UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

**ESCUELA TÉCNICA SUPERIOR DE INGENIEROS DE
TELECOMUNICACIÓN**

**APLICACIÓN DE TÉCNICAS EXPERIMENTALES
OPTOMECÁNICAS DE CAMPO CONTINUO PARA EL
ANÁLISIS DE TENSIONES Y DEFORMACIONES EN LA
ARTICULACIÓN DEL HOMBRO HUMANO**

TESIS DOCTORAL

Diego Alfonso Almeida Galárraga

Ingeniero de Telecomunicación

2018

Departamento de Ingeniería Mecánica
UD Resistencia de Materiales
E.T.S. de Ingenieros Industriales
E.T.S. de Ingenieros de Telecomunicación

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE MADRID

**APLICACIÓN DE TÉCNICAS EXPERIMENTALES
OPTOMECÁNICAS DE CAMPO CONTINUO PARA EL
ANÁLISIS DE TENSIONES Y DEFORMACIONES EN LA
ARTICULACIÓN DEL HOMBRO HUMANO**

Autor:

Diego Alfonso Almeida Galárraga

Director:

Antonio Ros Felip

2018

Tribunal nombrado por el Magnífico y Excelentísimo Sr. Rector de la Universidad Politécnica de Madrid.

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Suplentes:

Realizado el acto de defensa y lectura de la Tesis el día de de 2018 en la Escuela Técnica Superior de Ingenieros de Telecomunicación de Madrid, acuerda otorgarle la calificación de

El Presidente

Los Vocales

El Secretario

A Andrés,

el amor de mi vida,

mi primer suspiro y mi último aliento

mi variable independiente y

mi constante infinito.

AGRADECIMIENTOS

Es momento de expresar a través de esta página mi agradecimiento a todas aquellas personas que han brindado su apoyo, sabiduría y cariño durante el desarrollo de esta tesis. A lo largo de todo el camino he tenido alegrías y vicisitudes, pero nada ha impedido seguir adelante con el reto que un día me propuse y aquí está el resultado. Esta investigación conlleva días y noches en las que he dejado mi creatividad, ingenio y la certeza de que contribuiré de alguna manera a la comunidad científica.

Quisiera empezar agradeciendo al director de esta tesis, Antonio Ros Felip, quien con apenas conocerme abrió las puertas de su departamento y me brindó la oportunidad de desarrollar esta investigación. Por la dedicación y el interés que ha puesto siempre en este trabajo, por la confianza que depositó en mí y por creer constantemente en mi capacidad. Porque a través de su ingenio y creatividad hemos encontrado la solución a los obstáculos que siempre están presentes en un estudio experimental. Porque ha transmitido de la mejor manera su experiencia y conocimiento en el mundo de la investigación. Gracias por ser parte de mi motivación para finalizar esta etapa de mi vida, con el pasar de los años ha llegado a ser un gran apoyo como persona, amigo y maestro.

A Fernando Marco Martínez, por su confianza y colaboración en esta tesis. Por estar presente a lo largo de la divulgación de los resultados de este estudio. En definitiva, una persona que agradezco haber tenido la oportunidad de conocer para formar el equipo de trabajo y desarrollar esta investigación. En el transcurso de estos años ha sido un ejemplo de investigador y su apoyo como médico ha sido elemental para terminar esta tesis.

A Laura Serrano, por el apoyo que me ha dado para realizar este trabajo, y también por su amistad y confianza que me brindó desde un principio. Sin su ayuda esta investigación no se hubiese concluido en tiempo y forma. Gracias por ser parte fundamental del engranaje que transmite conocimientos médicos en esta tesis interdisciplinar, sin ello no se hubiese culminado este trabajo con tal impacto.

A Evelyn García, por su colaboración en la fabricación de los útiles utilizados en los ensayos, por el apoyo brindado durante la realización de los mismos, por transmitir su conocimiento en biomecánica y por la amistad sincera que hemos formado durante estos años.

A Rafael Claramunt y Jesús Peña, por permitirme el ingreso a su segundo hogar, *“el laboratorio de Elasticidad y Resistencia de Materiales”*. A lo largo de este tiempo también ha sido mi segundo hogar. Gracias por la amistad, el conocimiento transmitido y el interés en mi trabajo.

Quiero agradecer a la persona más importante, mi compañero de vida, Andrés. Por caminar a mi lado y nunca soltar mi mano, por su apoyo incondicional para alcanzar los sueños planteados. Por ser el ángel que siempre me acompaña, la inspiración para construir nuevas metas y la fuerza para crecer como persona. Por su paciencia y cariño, también, por alentarme cada día y, desde luego, por todo el amor que me ha dado a lo largo de estos diez años. Por ser el estímulo para desarrollar mi creatividad e ingenio, sin ello no podría ser lo que soy. Gracias por dar sentido a todo, que sin ser matemático ha redefinido el término infinito, infinito es *“Me Too”*. Le amo.

A mi familia, gracias a su apoyo he llegado hasta aquí. Por estar siempre ahí, animando, compartiendo las alegrías y reconfortando en los momentos difíciles. Agradezco con todo mi ser a mi madre y padre, por todo el cariño y confianza que han puesto siempre en mí. Por creer que todo lo puedo alcanzar con la dedicación y esfuerzo que me caracteriza. Me han dado la seguridad para volar solo y alcanzar todas las metas que me he planteado.

A todos mis compañeros y amigos que ayudaron en este trabajo y brindaron su conocimiento e interés por esta tesis. Por su amistad y apoyo emocional en cada momento. Gracias porque ustedes son la familia que uno elige.

Al Programa Convocatoria Abierta 2013 SENESCYT, que ha financiado mis estudios de doctorado en la Universidad Politécnica de Madrid. A la Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales, donde realicé el estudio experimental. Al Hospital Clínico San Carlos, que ha colaborado con los materiales necesarios para el desarrollo de la tesis.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE GENERAL.....	i
ÍNDICE DE ACRÓNIMOS	v
ÍNDICE DE FIGURAS.....	vii
ÍNDICE DE TABLAS	xiii
ÍNDICE DE ECUACIONES	xv
RESUMEN.....	xvii
SUMMARY	xix
 CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN	1
1.1. Presentación y Motivación del trabajo	3
1.2. Organización de la Tesis	4
CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE.....	5
2.1. El hombro.....	7
2.1.1. Anatomía del hombro	7
2.1.1.1. Definición	7
2.1.1.2. Elementos óseos.....	7
2.1.1.3. Regiones del hombro	10
2.1.1.4. Superficies articulares	11
2.1.1.5. Articulaciones del hombro	12
2.1.2. Biomecánica de hombro	17
2.1.2.1. Definición	17
2.1.2.2. Movimientos articulares	17
2.1.2.3. Cinemática del conjunto articular del hombro	19
2.1.3. Fisiopatología habitual del hombro	20
2.1.3.1. Definición	20
2.1.3.2. Etiopatogenia	21
2.1.3.3. Patologías frecuentes.....	22
2.1.3.4. Patología del manguito de los rotadores	22
2.2. Artroplastia de hombro.....	23
2.2.1. Definición	23
2.2.2. Historia	24
2.2.3. Diseños y técnicas de artroplastia de hombro.....	24
2.2.4. Indicaciones de la artroplastia de hombro.....	25

2.2.5.	Complicaciones habituales de la artroplastia de hombro.....	26
2.2.6.	Artroplastia invertida de hombro	27
2.2.6.1.	Definición	27
2.2.6.2.	Modelo Delta casa Depuy Sinthes.....	28
2.2.6.3.	Modelo SMR casa Lima	30
2.3.	Teoría de Fotoelasticidad	32
2.3.1.	Definición	32
2.3.2.	Polariscopio	34
2.3.2.1.	Polariscopio plano	34
2.3.2.2.	Polariscopio circular	35
2.3.3.	Método de congelación de tensiones	37
2.4.	Revisión bibliográfica sobre modelos biomecánicos del hombro.....	37
2.4.1.	Introducción a los modelos biomecánicos.....	37
2.4.2.	Método de elementos finitos para modelos de artroplastia invertida de hombro: Delta XTEND y SMR	38
2.4.3.	Métodos de fotoelasticidad para la articulación del hombro.....	46
2.5.	Modelo físico basado en cinemática y análisis experimental del hombro	50
2.5.1.	Estudios cinemáticos del hombro	51
2.5.2.	Construcción del modelo físico experimental.....	52
2.5.3.	Posiciones de equilibrio y cinemática del modelo físico experimental	54
2.5.3.1.	Flexión 60°	56
2.5.3.2.	Abducción fisiológica 60°	57
2.5.3.3.	Aducción más flexión 30°	58
2.5.4.	Análisis cinemático del modelo físico experimental	59
CAPÍTULO 3: HIPÓTESIS Y OBJETIVOS		61
3.1.	Hipótesis de investigación.....	63
3.1.1.	Primera hipótesis	63
3.1.2.	Segunda hipótesis	63
3.1.3.	Tercera hipótesis	64
3.1.4.	Cuarta hipótesis.....	64
3.1.5.	Quinta hipótesis	65
3.1.6.	Sexta hipótesis.....	65
3.1.7.	Séptima hipótesis	65
3.2.	Objetivos de la tesis	66
3.2.1.	Objetivo general	66
3.2.2.	Objetivos específicos.....	66

CAPÍTULO 4: MATERIALES Y MÉTODOS.....	69
4.1. Metodología propuesta.....	71
4.1.1. Diseño y definición de variables de investigación.....	71
4.1.2. Técnica experimental de fotoelasticidad para el análisis de patrones de tensiones y deformaciones.....	73
4.2. Materiales para construcción de los modelos fotoelásticos.....	77
4.2.1. Características del material para construcción de réplicas de prótesis.....	77
4.2.1.1. Selección del material sintético	77
4.2.1.2. Características de la resina de poliuretano FEROPUR PR-55	77
4.2.1.3. Características mecánicas de la resina de poliuretano	78
4.2.2. Características del material fotoelástico.....	79
4.2.2.1. Selección del material fotoelástico	79
4.2.2.2. Características de la Resina Epoxi	80
4.2.2.3. Características mecánicas del material fotoelástico	81
4.2.3. Características físicas y mecánicas del material real.....	83
4.2.3.1. Características mecánicas del material óseo	83
4.2.3.2. Características mecánicas de las prótesis reales.....	84
4.2.4. Relación de rigidez entre los materiales	86
4.3. Diseño de modelos fotoelásticos	86
4.3.1. Reproducción de huesos sintéticos mediante técnicas de moldeo en bloque a partir de huesos de cadáveres	87
4.3.2. Reproducción de réplicas de prótesis Delta XTEND y SMR.....	91
4.3.2.1. Características de la prótesis Delta XTEND y SMR	91
4.3.2.2. Reproducción de réplicas de prótesis Delta XTEND y SMR mediante técnica de moldeo a doble cara.....	92
4.3.3. Técnica de montaje de prótesis en modelos fotoelásticos.....	95
4.3.3.1. Montaje de prótesis real en hueso sintético (MPH)	95
4.3.3.2. Montaje de réplica de prótesis en hueso sintético (MRPH): Húmero	101
4.3.3.3. Montaje de réplica de prótesis en hueso sintético (MRPH): Escápula	104
4.3.3.4. Análisis de MPH y MRPH para construir modelos fotoelásticos	106
4.4. Montaje de transmisión de cargas.....	107
4.5. Aplicación de técnicas fotoelásticas.....	114
4.5.1. Ensayo y tratamiento térmico.....	114
4.5.2. Registro e interpretación de resultados.....	115
CAPÍTULO 5: RESULTADOS	119
5.1. Introducción de resultados	121
5.2. Modelo fotoelástico de la articulación del hombro sin RSA	121

5.3.	Modelo fotoelástico de la articulación del hombro con RSA: Delta XTEND (DePuy)	124
5.3.1.	Modelo Delta XTEND (DePuy) con altura de cúpula humeral de 6 mm.....	124
5.3.2.	Modelo Delta XTEND (DePuy) con altura de cúpula humeral de 9 mm.....	130
5.4.	Modelo fotoelástico de la articulación del hombro con RSA: SMR (Lima)	138
5.4.1.	Modelo SMR (Lima) con altura de cúpula humeral de 3 mm	138
5.4.2.	Modelo SMR (Lima) con altura de cúpula humeral de 6 mm	145
CAPÍTULO 6: DISCUSIÓN DE RESULTADOS		153
6.1.	Discusión de la Biomecánica aplicada al estudio de la artroplastia de hombro	155
6.2.	Discusión del modelo físico basado en cinemática y análisis experimental del hombro.....	156
6.3.	Discusión de la Fotoelasticidad y el Método de Congelación de Tensiones.....	158
6.4.	Discusión del montaje de transmisión de carga sobre el modelo fotoelástico	160
6.5.	Discusión de la prótesis invertida de hombro y método de implantación en el modelo.....	164
6.6.	Discusión e interpretación de resultados fotoelásticos	167
6.6.1.	Modelo fotoelástico de la articulación del hombro sin RSA	167
6.6.2.	Modelo fotoelástico de la articulación del hombro con RSA.....	171
CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS.....		181
7.1.	Conclusiones.....	183
7.2.	Aportaciones más importantes de esta tesis.....	184
7.3.	Trabajos futuros	185
7.4.	Resultados de investigación relacionados con esta tesis.....	187
7.4.1.	Publicación en revista internacional	187
7.4.2.	Publicación en congreso internacional	187
7.4.3.	Publicaciones en congresos nacionales	187
CAPÍTULO 8: BIBLIOGRAFÍA.....		189
8.1.	Bibliografía	191
ANEXOS.....		205
A.1.	Integración de resultados para analizar las muestras.....	207
A.1.1.	Húmero.....	207
A.1.2.	Escápula.....	209

ÍNDICE DE ACRÓNIMOS

EC	Esternoclavicular
AC	Acromioclavicular
ET	Escapulotorácica
GH	Glenohumeral
CIR	Centro Instantáneo de Rotación
PTIH	Prótesis total invertida de hombro
SMR	Systema Multiplana Randelli
ASA	Artroplastia anatómica de hombro (<i>anatomical shoulder arthroplasty</i>)
RSA	Artroplastia invertida de hombro (<i>reverse shoulder arthroplasty</i>)
BIO-RSA	Aumento del offset óseo de la artroplastia invertida de hombro (<i>bony increased offset - reverse shoulder arthroplasty</i>)
ISB	Sociedad internacional de biomecánica (<i>international society of biomechanics</i>)
PA	Posición anatómica
FDA	Administración de alimentos y medicamentos (<i>food and drug administration</i>)
CTA	Artroplastia por desgarro del manguito de los rotadores (<i>cuff tear arthropathy</i>)
HA	Hidroxiapatita
UHMWPE	Polietileno de ultra alto peso molecular (<i>ultra high molecular weight polyethylene</i>)
LCS	Sistema local de coordenadas (<i>local coordinate systems</i>)
GL	Grados de libertad

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1. Elementos óseos del miembro superior (Drake et al., 2015).....	7
Figura 2.2. Epífisis proximal del húmero (Drake et al., 2015)	8
Figura 2.3. Ángulos, bordes, apófisis y superficies de la escápula (Drake et al., 2015)	9
Figura 2.4. Anatomía de superficie de la región axilar. Paredes de la axila (Drake et al., 2015) ..	11
Figura 2.5. Articulaciones del complejo del hombro (Nordin et al., 2004)	13
Figura 2.6. Articulación glenohumeral (Kapandji A. I., 2012).....	14
Figura 2.7. Articulación acromioclavicular. Ligamentos estabilizadores (Kapandji A. I., 2012) ..	15
Figura 2.8. Articulación escapulotorácica. Vista superior (Kapandji A. I., 2012).....	16
Figura 2.9. Ligamentos de la articulación esternoclavicular (Drake et al., 2015)	16
Figura 2.10. a. Hemiarthroplastia de hombro (Componente humeral). b. Prótesis total de hombro con componente humeral y glenoideo de diseño modular. c. Artroplastia invertida de hombro.....	25
Figura 2.11. Prótesis invertida DELTA XTEND (DePuy Orthopedics, Inc., Warsaw, IN, USA)	29
Figura 2.12. Prótesis invertida SMR (Systema Multiplana Randelli; Lima-LTO, Italia).	31
Figura 2.13. 1) Vista central de un haz de calibración sometido a flexión de cuatro puntos con la parte superior del haz en compresión y la parte inferior en tensión. 2) Gráfica de la intensidad en función de la tensión producida a partir de la línea a-b	33
Figura 2.14. Polariscopio plano de campo oscuro	35
Figura 2.15. Polariscopio circular de campo oscuro	36
Figura 2.16. Grados de <i>notching</i> escapular según el porcentaje de erosión ósea. Fuente a partir de Lévine et al. (2008)	40
Figura 2.17. Publicaciones entre 2000-2017	41
Figura 2.18. Artículos según objeto de estudio.....	42
Figura 2.19. (1) Representación de los 4 grados de <i>notching</i> escapular (a, b, c, d). (2) Análisis de tensiones principales máximas en la glena. (3) Análisis distribución de tensiones de contacto en la placa base a partir de Batista (2016)	43
Figura 2.20. Publicaciones entre 2000-2017	47
Figura 2.21. Artículos según objeto de estudio.....	48
Figura 2.22. Equilibrio simplificado	52
Figura 2.23. Huesos obtenidos a partir de la técnica de moldeo.....	52
Figura 2.24. Ensayo de fluencia (tracción constante) usando cadenas y cargas	53
Figura 2.25. Ensayo de fluencia (tracción constante)	53
Figura 2.26. Cadena representando a un músculo motor y reactor en movimiento	53
Figura 2.27. Vista posterior del modelo en posición anatómica y definición del LCS.....	54
Figura 2.28. Movimientos de validación del modelo físico.....	55

Figura 2.29. Acciones musculares a lo largo del eje longitudinal del húmero.....	57
Figura 2.30. Fuerzas flexión 60°. Representación espacial.	57
Figura 2.31. Acciones musculares a lo largo del eje longitudinal del húmero.....	58
Figura 2.32. Fuerzas durante la abducción 60°. Representación espacial.	58
Figura 2.33. Acciones musculares para la aducción más flexión 30° a lo largo del eje longitudinal del húmero.	59
Figura 2.34. Representación espacial de las acciones musculares durante la aducción más flexión 30° ...	59
Figura 4.1. Definición del conjunto de variables.....	72
Figura 4.2. Relación entre variables e hipótesis.....	73
Figura 4.3. Espectro de franjas isocromática (Ezquerro, 2012).....	74
Figura 4.4. Espectro de franjas isoclinas (líneas negras) e isocromáticas.....	74
Figura 4.5. Representación esquemática de un polariscopio por transmisión. a) Polariscopio plano b) Polariscopio circular	75
Figura 4.6. Representación esquemática de un polariscopio por reflexión.....	75
Figura 4.7. Montaje del ensayo de flexión para caracterización de la resina de poliuretano	79
Figura 4.8. Fórmula estructural de la epíclorhidrina (izquierda) y el bisfenol A.....	80
Figura 4.9. Estructura de la resina epoxi de epíclorhidrina y bisfenol A parcialmente polimerizada.....	80
Figura 4.10. Montaje para caracterización del material	82
Figura 4.11. Esquema del problema elástico empleado para la caracterización opto-mecánica.....	82
Figura 4.12. Húmero y escápula después del proceso de limpieza	88
Figura 4.13. Construcción del molde de silicona para huesos sintéticos.....	89
Figura 4.14. Estado de las reproducciones tras una colada.	90
Figura 4.15. Técnica de moldeo en bloque con resina epoxi	91
Figura 4.16. Proceso aserrado y pulido con máquina DREMEL 100.....	91
Figura 4.17. Prótesis Delta XTEND y SMR constructo humeral.....	92
Figura 4.18. Construcción del molde de silicona para prótesis.....	93
Figura 4.19. Prótesis de hombro y réplicas con resina de poliuretano.....	94
Figura 4.20.A. Posicionamiento de la guía de corte humeral en quirófano. B. Osteotomía humeral a 155°. Fuente de elaboración a partir de Durán, et al. (2007)	96
Figura 4.21. Osteotomía humeral a 155°	96
Figura 4.22. Montaje de prótesis modelo Delta y SRM en húmero.....	98
Figura 4.23. Correcta exposición de la glena, su división en cuatro cuadrantes y localización del centro donde deberá introducirse la clavija guía de la fresa	98
Figura 4.24. Puntos donde se van a colocar los tornillos de la prótesis modelo Delta.....	99
Figura 4.25. Platillo metálico posterior o Metaglena del modelo Delta en la escápula.	100

Figura 4.26. Fracturas al momento de dar la forma de la prótesis en el interior de los huesos.....	100
Figura 4.27. Técnica de montaje de la réplica de la prótesis en el húmero sintético.....	103
Figura 4.28. Húmeros sintéticos mediante técnica MRPH.....	103
Figura 4.29. Técnica de montaje de la réplica de la prótesis en el omóplato sintético.....	105
Figura 4.30. Escápulas sintéticas mediante técnica MRPH.....	105
Figura 4.31. Pruebas de estabilidad y movilidad del conjunto articular del hombro con la técnica MRPH.....	106
Figura 4.32. Análisis de fotoelasticidad en 3D utilizando huesos fabricados con la técnica MRPH.....	107
Figura 4.33. Dirección de la tracción del deltoides y supraespinoso a 30° y 90° de abducción (Simon, 1994).	108
Figura 4.34. Esquema de montaje de transmisión de cargas.	108
Figura 4.35. Montaje de la escápula con la prótesis.....	109
Figura 4.36. Montaje de cargas. Vista frontal.....	110
Figura 4.37. Dirección y sentido de los vectores para el montaje de carga. Vista frontal.....	110
Figura 4.38. Montaje de cargas. Vista superior.....	111
Figura 4.39. Dirección y sentido de los vectores para el montaje de carga. Vista superior	111
Figura 4.40. Montaje de cargas. Vista lateral.....	111
Figura 4.41. Montaje del modelo físico en la estructura auxiliar.	112
Figura 4.42. Fuerzas del músculo deltoides y supraespinoso en función del músculo subescapular de las pruebas para dar estabilidad al montaje de transmisión de cargas.....	113
Figura 4.43. Configuración de equilibrio de fuerzas	114
Figura 4.44. Ensayo y tratamiento térmico en cámara isoterma a 60°C.	115
Figura 4.45. Corte longitudinal para análisis de fotoelasticidad 2D (muestras 1, 6, 7 y 12).....	116
Figura 4.46. Corte transversal para análisis de fotoelasticidad 2D (muestras 3, 4, 8 y 11).....	116
Figura 4.47. Vista de los cortes transversales de las prótesis Delta XTEND y SMR.....	116
Figura 4.48. Corte transversal para análisis de fotoelasticidad 2D (muestras 1, 6, 7 y 12).....	117
Figura 4.49. Montaje de polarización. Estudio de fotoelasticidad 3D del húmero.....	117
Figura 5.1. Corte húmero para análisis de fotoelasticidad en 2D.....	122
Figura 5.2. Análisis fotoelasticidad escápula.....	122
Figura 5.3. Análisis fotoelasticidad húmero	122
Figura 5.4. Análisis fotoelasticidad húmero por secciones	123
Figura 5.5. Fotoelasticidad 3D. Muestra 1 (húmero, cúpula humeral: 6 mm).....	124
Figura 5.6. Fotoelasticidad 2D. Muestra 1 (húmero, vista anterior del corte longitudinal)	125
Figura 5.7. Fotoelasticidad 2D. Muestra 1 (húmero, vista posterior del corte longitudinal)....	125

Figura 5.8. Fotoelasticidad 2D. Muestra 3 (húmero, vista frontal y reverso del corte transversal).....	126
Figura 5.9. Análisis de fotoelasticidad 2D. Muestra 3 (húmero, vista frontal, corte transversal).....	126
Figura 5.10. Fotoelasticidad 3D. Muestra 1 (escápula).....	127
Figura 5.11. Fotoelasticidad 2D. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm.....	128
Figura 5.12. Fotoelasticidad 2D. Luz Monocromática. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm.....	128
Figura 5.13. Fotoelasticidad 2D. Corte 1. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm.....	129
Figura 5.14. Fotoelasticidad 2D. Corte 2. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm.....	129
Figura 5.15. Fotoelasticidad 2D. Corte 3. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm.....	130
Figura 5.16. Fotoelasticidad 3D. Muestra 6 (húmero, cúpula humeral: 9 mm).....	131
Figura 5.17. Fotoelasticidad 2D. Muestra 6 (húmero, vista anterior del corte longitudinal) ...	131
Figura 5.18. Fotoelasticidad 2D. Muestra 6 (húmero, vista posterior del corte longitudinal) .	132
Figura 5.19. Fotoelasticidad 2D. Muestra 4 (húmero, vista frontal y reverso del corte transversal).....	132
Figura 5.20. Análisis de fotoelasticidad 2D. Muestra 4 (húmero, vista frontal, corte transversal).....	133
Figura 5.21. Fotoelasticidad 3D. Muestra 6 (escápula).....	133
Figura 5.22. Fotoelasticidad 2D. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm.....	134
Figura 5.23. Fotoelasticidad 2D. Luz Monocromática. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm....	135
Figura 5.24. Fotoelasticidad 2D. Corte 1. Muestra 6/ Delta XTEND / h: 9 mm.....	135
Figura 5.25. Fotoelasticidad 2D. Corte 2. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm.....	136
Figura 5.26. Fotoelasticidad 2D. Corte 3. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm.....	137
Figura 5.27. Fotoelasticidad 2D. Corte 4. Muestra 1 (h: 6 mm) y 6 (h: 9 mm) / Delta XTEND..	137
Figura 5.28. Fotoelasticidad 2D. Corte 5. Muestra 1 (h: 6 mm) y 6 (h: 9 mm) / Delta XTEND..	138
Figura 5.29. Fotoelasticidad 3D. Muestra 7 (húmero, cúpula humeral: 3 mm).....	139
Figura 5.30. Fotoelasticidad 2D. Muestra 7 (húmero, vista anterior del corte longitudinal) ...	139
Figura 5.31. Fotoelasticidad 2D. Muestra 7 (húmero, vista posterior del corte longitudinal) .	140
Figura 5.32. Fotoelasticidad 2D. Muestra 8 (húmero, vista frontal y reverso del corte transversal).....	140
Figura 5.33. Análisis de fotoelasticidad 2D. Muestra 8 (húmero, vista frontal, corte transversal).....	141
Figura 5.34. Fotoelasticidad 3D. Muestra 7 (escápula).....	141
Figura 5.35. Fotoelasticidad 2D. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm.....	142
Figura 5.36. Fotoelasticidad 2D. Luz Monocromática. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm.....	142
Figura 5.37. Fotoelasticidad 2D. Corte 1. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm.....	143
Figura 5.38. Fotoelasticidad 2D. Corte 2. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm.....	144

Figura 5.39. Fotoelasticidad 2D. Corte 3. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm	144
Figura 5.40. Fotoelasticidad 3D. Muestra 12 (húmero, cúpula humeral: 6 mm).....	145
Figura 5.41. Fotoelasticidad 2D. Muestra 12 (húmero, vista anterior del corte longitudinal) .	146
Figura 5.42. Fotoelasticidad 2D. Muestra 12 (húmero, vista posterior del corte longitudinal)	146
Figura 5.43. Fotoelasticidad 2D. Muestra 11 (húmero, vista frontal y reverso del corte transversal).....	147
Figura 5.44. Análisis de fotoelasticidad 2D. Muestra 11 (húmero, vista frontal, corte transversal).....	147
Figura 5.45. Fotoelasticidad 3D. Muestra 12 (escápula).....	148
Figura 5.46. Fotoelasticidad 2D. Muestra 12 / SMR / h: 6 mm.....	148
Figura 5.47. Fotoelasticidad 2D. Luz Monocromática. Muestra 12 / SMR / h: 6 mm.....	149
Figura 5.48. Fotoelasticidad 2D. Corte 1. Muestra 12 / SMR / h: 6 mm	149
Figura 5.49. Fotoelasticidad 2D. Corte 2. Muestra 12 / SMR / h: 3 mm	150
Figura 5.50. Fotoelasticidad 2D. Corte 3. Muestra 12 / SMR / h: 6 mm	150
Figura 5.51. Fotoelasticidad 2D. Corte 4. Muestra 7 (h: 3 mm) y 12 (h: 6 mm) / SMR.....	151
Figura 5.52. Fotoelasticidad 2D. Corte 5. Muestra 7 (h: 3 mm) y 12 (h: 6 mm) / SMR.....	151
Figura 6.1. Representación equilibrio simplificado de Nordin et al. (2004) en abducción a 90° y 60° con datos del modelo físico.	157
Figura 6.2. Análisis comparativo entre el montaje de transmisión de cargas del modelo sin RSA y el modelo con RSA.....	161
Figura 6.3. Análisis comparativo entre el montaje de transmisión de cargas del modelo sin RSA y el modelo con RSA. Vista superior	162
Figura 6.4. Vectores de fuerzas de los tres músculos y de la resultante (F_R). Vista Frontal	163
Figura 6.5. Vectores de fuerzas de los tres músculos y de la resultante (F_R). Vista superior ...	163
Figura 6.6. Brazos de palanca y fuerzas del modelo físico fotoelástico intacto y con RSA.....	164
Figura 6.7. Relación brazos de palanca y altura cúpula humeral.....	165
Figura 6.8. Análisis sección 1 del húmero intacto.....	168
Figura 6.9. Análisis sección 2 del húmero intacto.....	168
Figura 6.10. Tensión de compresión. Libre de fuerzas exteriores	169
Figura 6.11. Test de la uña para comprobar el signo de tensión	169
Figura 6.12. Análisis sección 3 del húmero intacto.....	170
Figura 6.13. Análisis sección 4 del húmero intacto.....	170
Figura 6.14. Análisis sección 5 del húmero intacto.....	171
Figura 6.15. Análisis de signo de la tensión de contorno.....	171
Figura 6.16. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de los húmeros. Vista anterior ..	172
Figura 6.17. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de los húmeros. Vista lateral.....	173
Figura 6.18. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte longitudinal anterior de los húmeros	173

Figura 6.19. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de los húmeros. Vista frontal .	174
Figura 6.20. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de las escápulas. Vista anterior.	175
Figura 6.21. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de las escápulas. Vista superior	175
Figura 6.22. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de las escápulas. Vista frontal	176
Figura A.1. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de los húmeros. Vista medial.....	207
Figura A.2. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de los húmeros. Vista posterior..	207
Figura A.3. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de los húmeros. Vista frontal...	208
Figura A.4. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de los húmeros. Vista posterior	208
Figura A.5. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte longitudinal anterior de los húmeros	209
Figura A.6. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte longitudinal posterior de los húmeros	209
Figura A.7. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de las escápulas. Vista posterior.	210
Figura A.8. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de las escápulas. Vista inferior....	210
Figura A.9. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de la cabeza de las escápulas. Vista posterior	211
Figura A.10. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de la cabeza de las escápulas. Vista anterior.....	211
Figura A.11. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de la cavidad glenoidea de las escápulas. Vista medial	212
Figura A.12. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de las escápulas. Vista posterior (cara 2)	212

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1. Epífisis proximal del húmero (Le Vay, 2008)	8
Tabla 2.2. Movimientos en función de los planos o ejes	17
Tabla 2.3. Propósitos cinemáticos del ritmo EH (Kapandji A. I., 2012).	19
Tabla 2.4. Estructuras que garantizan la estabilidad de la articulación del hombro (Kapandji A. I., 2012).	20
Tabla 2.5. Causas más importantes de patología del hombro (AETSA, 2012)	22
Tabla 2.6. Procedimiento realizado en función de la patología según López-Muñoz, et al. (2015)....	26
Tabla 2.7. Clasificación de la inestabilidad según la dirección de la traslación glenohumeral ...	26
Tabla 2.8. Componentes prótesis invertida de hombro DELTA XTEND y medidas	30
Tabla 2.9. Componentes de la prótesis total modular invertida de hombro y medidas.	32
Tabla 2.10. Montaje polariscopio circular	35
Tabla 2.11. Revisión de la literatura en revistas académicas en relación al estudio FEM-RSA para el período 2013-2017	42
Tabla 2.12. Resumen de los modelos FEM analizados.....	45
Tabla 2.13. Revisión de la literatura en revistas académicas en relación al estudio de la fotoelasticidad en la articulación del hombro para el período 2000-2017	48
Tabla 2.14. Fuerzas de los músculos en una flexión de 60°.	56
Tabla 2.15. Fuerzas de los músculos en una abducción de 60°	57
Tabla 2.16. Fuerzas de los músculos aducción más flexión 30°	59
Tabla 4.1. Criterios de calidad del análisis cualitativo.....	71
Tabla 4.2. Colores de las isocromáticas según el orden de la franja.....	76
Tabla 4.3. Características de la resina de poliuretano	77
Resina de Poliuretano FEROPUR Base PR-55 (Parte A) + Endurecedor E-55 (Parte B)	77
Tabla 4.4. Módulo de Young la resina de poliuretano FEROPUR PR-55	79
Tabla 4.5. Características del material fotoelástico	80
Resina Epoxi para laminados EPOFER EX 401 (Parte A) + E416 (Parte B)	80
Tabla 4.6. Módulo de Young del material	83
Tabla 4.7. Módulo de Young de los materiales óseos.....	84
Tabla 4.8. Requisitos de los implantes. Fuente de elaboración a partir de Niinomi (1998)	85
Tabla 4.9. Módulo de Young de los materiales de las prótesis.....	85
Tabla 4.10. Relación de rigidez entre los materiales reales	86
Tabla 4.11. Relación de rigidez entre los materiales de ensayo	86
Tabla 4.12. Técnicas para fabricar los moldes de silicona.	87

Tabla 4.13. Características de los componentes de silicona.....	88
Tabla 4.14. Características de las prótesis Delta XTEND y SMR utilizadas en los ensayos	91
Tabla 4.15. Debilidades y fortalezas de la técnica de montaje de prótesis real en la escápula y húmero.....	101
Tabla 4.16. Pruebas para dar estabilidad al montaje de transmisión de cargas.....	112
Tabla 4.17. Resultado del ensayo de cargas	113

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 2.1. Relación entre la magnitud de tensión y el índice de refracción o retardo	33
Ecuación 2.2. Valor de franja	33
Ecuación 2.3. Diferencia de tensión principal	33
Ecuación 2.4. Luz que entra al analizador	34
Ecuación 2.5. Intensidad de la luz (I)	34
Ecuación 2.6. Fuerza a partir de k y ΔL	54
Ecuación 2.7. Sumatoria de fuerzas en el eje x	55
Ecuación 2.8. Sumatoria de fuerzas en el eje y	55
Ecuación 2.9. Sumatoria de momentos	55
Ecuación 4.1. Ley Óptico-Tensional	75
Ecuación 4.2. Modelo fuerza músculo subescapular	113
Ecuación 6.1. Relación de momentos respecto a las diferentes alturas de la cúpula humeral	165

RESUMEN

La Biomecánica ayuda a entender el funcionamiento habitual de los organismos, a caracterizar el comportamiento de tejidos y órganos vivos desde el punto de vista mecánico, a predecir los cambios que sufren debido a alteraciones y, a proponer métodos de intervención. La compleja anatomía del hombro lo convierte en una articulación que puede tener alteraciones biomecánicas, especialmente, cuando se realizan artroplastias o reparaciones protésicas. Por lo tanto, es importante realizar estudios mediante ensayos experimentales para identificar el funcionamiento óptimo de la prótesis y sus posibles complicaciones.

La artroplastia invertida de hombro (RSA por sus siglas en inglés de *Reverse Shoulder Arthroplasty*) es un tratamiento quirúrgico para la patología del manguito rotador deficiente, la cual ha superado a modelos anteriores (hemiartroplastia, artroplastia anatómica) y, actualmente, se utiliza con otras patologías muy prevalentes (fracturas de húmero proximal, secuelas postraumáticas, etc). La RSA consiste en la sustitución de los componentes óseos anatómicos por dos implantes que suplen la función de los mismos. Este tipo de prótesis se caracteriza por tener la cavidad glenoidea convexa y la cabeza humeral cóncava, al revés de la disposición anatómica de la articulación.

Los modelos fotoelásticos hueso-prótesis se construyen mediante técnicas de moldeo en bloque. Las características anatómicas, ópticas y mecánicas del modelo sintético prótesis-hueso de esta tesis son semejantes al hombro con RSA. Por encima de la temperatura de transición vítrea del material, para realizar los ensayos de congelación de tensiones, la relación de rigidez entre los módulos de los materiales reales y los del ensayo se encuentran en el orden de magnitud. Por lo tanto, se puede decir que los ensayos de los modelos fotoelásticos se aproximan a la realidad.

El modelo físico del hombro es muy útil para visualizar y comprender los cambios físicos provocados por la artroplastia a 90 grados de abducción. El montaje del modelo con RSA medializa el centro de rotación de la articulación glenohumeral, alargando el brazo de palanca del músculo deltoides, para reforzar y estabilizar la articulación, compensando de esta manera la función del manguito de los rotadores.

El estudio es un análisis cualitativo de tensiones y deformaciones de los modelos sintéticos de la articulación del hombro diseñados, aplicando fotoelasticidad, una técnica óptica de campo continuo que permite una visualización directa de la distribución de tensiones. La fotoelasticidad es un método de análisis en un material fotoelástico cargado estáticamente o dinámicamente, en el cual se puede visualizar mediante luz polarizada las líneas o franjas de tensiones dentro del objeto.

El análisis de fotoelasticidad se realiza mediante la técnica de congelación de tensiones, que continúa siendo el principal método para evaluar las tensiones internas y externas con modelos biomecánicos. El método de congelación por tensiones permite bloquear las tensiones internas en un modelo fotoelástico tridimensional, mediante ensayos a temperaturas por encima de la de transición vítrea del material (60 °C). A esta temperatura algunos materiales pierden rigidez manteniéndose en régimen elástico, lo que permite obtener mayores deformaciones y, con ellas, espectros fotoelásticos más densos, con la misma carga que a temperatura ambiente. Además, al bajar la temperatura manteniendo las cargas aplicadas, las deformaciones quedan

permanentes, y el espectro fotoelástico correspondiente puede estudiarse en la pieza liberada de los elementos de montaje, o incluso puede cortarse en láminas delgadas permitiendo los estudios de casos tridimensionales.

El objetivo de esta tesis es la evaluación experimental mediante fotoelasticidad de la articulación glenohumeral con RSA a 90 grados de abducción, tomando en cuenta dos modelos de prótesis: Delta XTEND (DePuy) y SMR (Lima). El modelo físico permite el estudio de muchos problemas asociados con RSA. Este trabajo se diseñó para estudiar las tensiones de tracción y compresión asociadas a las prótesis. Sin embargo, con el tiempo, el proyecto evolucionó para abordar los factores y complicaciones presentados en la literatura, como el brazo o la fuerza del momento del deltoides, la versión glenoidea, la altura de la cúpula humeral (h), la inestabilidad, etc. El modelo ha sido validado y es una metodología eficiente para analizar otras variables de los implantes para trabajos futuros.

SUMMARY

Biomechanics helps to understand the normal functioning of organisms, to characterize the behavior of living tissues and organs from the mechanical point of view, to predict the changes they suffer due to alterations and to propose methods of intervention. The complex anatomy of the shoulder makes it a joint that can have biomechanical alterations, especially when performing arthroplasties or prosthetic repairs. Therefore, it is important to conduct studies using experimental tests to identify the optimal functioning of the prosthesis and its possible complications.

Reverse shoulder arthroplasty (RSA) is a surgical treatment for deficient rotator cuff pathology, which has surpassed previous models (hemiarthroplasty, anatomical arthroplasty) and, currently, it is used with other very prevalent pathologies (proximal humerus fractures, posttraumatic sequelae, etc). RSA consists of the replacement of the anatomical bone components by two implants that replace the function of the same ones. This type of prosthesis is characterized by having the convex glenoid cavity and the concave humeral head, unlike the anatomical arrangement of the joint.

The photoelastic bone-prosthesis models are constructed by block casting techniques. The anatomical, optical and mechanical characteristics of the synthetic prosthesis-bone model of this thesis are similar to the shoulder with RSA. Above the glass transition temperature of the material, to perform the stress freeze tests, the stiffness ratio between the modules of the actual materials and those of the test are in the order of magnitude. Therefore, it can be said that the trials of the photoelastic models are close to reality.

The physical model of the shoulder is very useful to visualize and understand the physical changes caused by the arthroplasty at 90 degrees of abduction. The assembly of the model with RSA medialized the center of rotation of the glenohumeral joint, lengthening the lever arm of the deltoid muscle, to reinforce and stabilize the joint, thus compensating for the function of the rotator cuff.

The study is a qualitative analysis of stresses and deformations of the synthetic models of the shoulder joint designed, applying photoelasticity, a continuous field optical technique that allows a direct visualization of the stress distribution. Photoelasticity is a method of analysis in a static or dynamically charged photoelastic material, in which the lines or bands of stresses within the object can be visualized by polarized light.

The photoelasticity analysis is carried out using the stress freezing technique, which continues to be the main method for evaluating internal and external stresses with biomechanical models. The stress freezing method allows the internal stresses to be blocked in a three-dimensional photoelastic model, by testing at temperatures above the glass transition temperature of the material (60 °C). At this temperature, some materials lose rigidity while remaining in an elastic regime, which allows greater deformations and, with them, denser photoelastic spectra, with the same load as at room temperature. In addition, by lowering the temperature while maintaining the applied loads, the deformations are permanent, and the corresponding photoelastic spectrum can be studied in the piece released from the mounting elements, or it can even be cut into thin sheets allowing three-dimensional case studies.

The objective of this thesis is the experimental evaluation by photoelasticity of the glenohumeral joint with RSA at 90 degrees of abduction, taking into account two prosthesis models: Delta XTEND (DePuy) and SMR (Lima). The physical model allows the study of many problems associated with RSA. This work was designed to study the tension and compression tensions associated with prostheses. However, over time, the project evolved to address the factors and complications presented in the literature, such as the arm or force of the deltoid moment, the glenoid version, the height of the humeral dome (h), instability, etc. The model has been validated and is an efficient methodology to analyze other variables of implants for future work.

CAPÍTULO 1: INTRODUCCIÓN

1.1. Presentación y Motivación del trabajo

Los avances de la medicina han sido de gran importancia para brindar mayor calidad de vida a las personas. Actualmente, gran número de las soluciones para las patologías y traumatismos de las articulaciones se basan en las prótesis y los implantes. La compleja anatomía del hombro lo convierte en una articulación que puede tener alteraciones biomecánicas cuando se realizan artroplastias o reparaciones protésicas. Por lo tanto, es importante realizar estudios mediante ensayos experimentales para identificar el funcionamiento óptimo de la prótesis y asegurar que cumplen con todas las especificaciones y calidad necesaria.

El dolor de hombro es una de las causas de consulta más frecuentes en traumatología. La prevalencia aumenta con la edad, algunas profesiones y con determinados tipos de actividades deportivas. La restricción de los movimientos del hombro, a causa del dolor, repercute en la autonomía funcional de la persona y en la actividad laboral. El dolor de hombro puede ser ocasionado por múltiples factores, desde aquellos que dependen directamente del hombro o intrínsecos y aquellos que no son propios del hombro o procesos extrínsecos.

El funcionamiento del hombro ha sido estudiado en el área de la medicina como en la biomecánica, dado que es un miembro del cuerpo complejo y con un gran rango de movimientos. Las artroplastias son operaciones quirúrgicas en las que se sustituye una articulación dañada por otra con una prótesis artificial. La artroplastia invertida de hombro consiste en la sustitución de los componentes óseos anatómicos por dos implantes que suplen la función de los mismos. La característica especial de este tipo de prótesis es que, la cavidad glenoidea es convexa y la cabeza humeral cóncava, al revés de la disposición anatómica de la articulación. Este diseño permite utilizar el músculo deltoides para reforzar y estabilizar la articulación, compensando de esta manera la función del manguito de los rotadores.

La artroplastia invertida de hombro es una opción de tratamiento cada vez más frecuente cuando hay déficit del manguito de los rotadores, donde las técnicas protésicas habituales en ausencia del manguito rotador, no han obtenido buenos resultados. A pesar de la supuesta mejora biomecánica conseguida, dicha técnica implica una cirugía agresiva sobre la cavidad glenoidea de la escápula, zona de difícil acceso y con poca entidad estructural, lo cual induce a que cualquier mínimo fallo implique la posibilidad de precisar alguna técnica de rescate posterior de la articulación. Debido a las posibles complicaciones y beneficios de estos implantes, se justifica la realización de esta Tesis para analizar las deformaciones y tensiones en la articulación glenohumeral con artroplastia invertida de hombro utilizando técnicas experimentales inmediatas e intuitivas.

De todo lo anterior se deriva la necesidad de aplicación de los principios y métodos de análisis de la Biomecánica: la cinemática o estudio de los movimientos, la cinética o estudio de las fuerzas a partir de las leyes de Newton y los planteamientos propios de la mecánica del medio continuo y el cálculo diferencial, la tribología o estudio de la fricción y lubricación de las superficies de contacto articular, la ciencia de materiales y las técnicas fenomenológicas asociadas de caracterización de parámetros de rigidez y resistencia, y, finalmente el conjunto de métodos numéricos y experimentales de análisis de tensiones y deformaciones.

Dentro de los métodos experimentales la Fotoelasticidad presenta importantes ventajas en un problema fuertemente interdisciplinar como el de esta Tesis. La técnica es asequible, visual

e intuitiva, además, es prácticamente la única que permite estudios en tres dimensiones en zonas internas mediante la aplicación del método de congelación de tensiones.

En este trabajo se plantea desarrollar un análisis experimental de la articulación glenohumeral a 90 grados de abducción mediante la técnica de fotoelasticidad en su variante congelación de tensiones. La investigación se realiza con modelos fotoelásticos de hombro intactos y con dos tipos de artroplastia invertida de hombro: prótesis SMR (Lima) y Delta XTEND (DePuy). De esta manera se puede identificar las características de cada modelo y conocer la distribución de tensiones internas en el conjunto hueso-prótesis mediante un análisis cualitativo. Finalmente, se desea investigar las complicaciones y efectividad de cada modelo de prótesis.

1.2. Organización de la Tesis

La tesis está dividida en siete capítulos:

En el primer capítulo, *Introducción*, se realiza una presentación de los factores que rodean al tema de investigación y que motivan este trabajo. A continuación, se describe la estructura del documento de la tesis.

En el segundo capítulo, *Antecedentes*, se expone el estado del arte en el tema de investigación, para ofrecer al lector una visión completa sobre los problemas bajo estudio, las opciones existentes y los motivos que han adoptado unas u otras técnicas.

En el tercer capítulo, *Hipótesis y Objetivos*, se exponen las hipótesis de partida que enmarcan y justifican el desarrollo de esta tesis. Se formulan tres hipótesis que guían este trabajo. Se plantea un objetivo general y algunos sub-objetivos secundarios que permitirán contrastar las hipótesis de partida.

En el cuarto capítulo, *Material y Métodos*, se describen los métodos y materiales empleados para el diseño, desarrollo y evaluación de cada uno de los modelos, herramientas y estudios llevados a cabo en este trabajo. En primer lugar, se abordan la descripción y justificación de la metodología elegida: modelo biomecánico y estudio fotoelástico del hombro. A continuación, se exponen técnicas experimentales para el análisis de tensiones y deformaciones en la articulación del hombro humano para contrastar las hipótesis de partida de esta tesis doctoral. Por último, se describen las herramientas desarrolladas para poder realizar cada uno de los experimentos que se han llevado a cabo durante este trabajo.

En el quinto capítulo, *Resultados*, se presentan los resultados de cada uno de los experimentos descritos en el capítulo anterior.

En el sexto capítulo, *Discusión de resultados*, se realiza un análisis de los resultados de cada uno de los experimentos descritos en el capítulo cuatro, así como una justificación de la metodología empleada comparándola con trabajos relacionados de otros autores.

Por último, en el capítulo siete, *Conclusiones y Trabajos Futuros*, se revisan las hipótesis para extraer conclusiones a la vista de los resultados expuestos en el capítulo quinto y del respectivo análisis del capítulo seis. Se describen las aportaciones realizadas por esta tesis y se proponen futuras líneas de investigación que permitan avanzar en el camino abierto por esta tesis.

CAPÍTULO 2: ESTADO DEL ARTE

2.1. El hombro

2.1.1. Anatomía del hombro

2.1.1.1. Definición

El hombro es la zona de la extremidad superior que une al tronco con el brazo, mediante músculos, ligamentos y tendones. Está constituido por tres huesos principales: húmero, clavícula y escápula (omóplato). Estos dos últimos forman la llamada cintura escapular. Además de estos tres huesos principales, también, intervienen las costillas, las vértebras de la columna vertebral y el esternón como elementos en los que se insertan los músculos del conjunto articular del hombro (Bozkurt & Açar, 2017).

La cintura escapular es el segmento proximal del miembro superior, está constituido por la clavícula por delante y la escápula por detrás. Se extiende desde la base del cuello hasta el borde inferior del músculo pectoral mayor. Fija la articulación glenohumeral al tronco, de manera que constituye la comunicación entre la extremidad superior y el tronco. La clavícula se articula, por fuera, con el acromion y, por dentro, con el esternón. Se divide en tres regiones: anterior o axilar, media o deltoidea y posterior o escapular. (Drake, et al., 2015). En la Figura 2.1 se identifican los elementos óseos del miembro superior.

En la biomecánica del hombro el manguito de rotadores aporta significativamente a la función activa del movimiento articular, conecta la escápula con la cabeza del húmero y está formado por un conjunto de músculos (redondo menor, supraespinoso, infraespinoso, subescapular) y tendones que proporcionan estabilidad al hombro.

Figura 2.1. Elementos óseos del miembro superior (Drake et al., 2015)

2.1.1.2. Elementos óseos

A continuación, se van a describir los elementos óseos principales del hombro, detallando características fisiológicas, ángulos, e inserciones musculares en general.

Húmero

El húmero es el hueso más largo de la extremidad superior. Tiene una diáfisis o porción central estrecha y dos epífisis o extremos más anchos para repartir mejor las cargas. El extremo proximal del húmero está formado por la cabeza, el cuello anatómico, los tubérculos mayor y menor, el cuello quirúrgico y la mitad superior de la diáfisis (Tabla 2.1) y (Figura 2.2). El extremo distal pertenece a la articulación del codo y la prosupinación, es aplanado en sentido anteroposterior, tiene un cóndilo (cabeza y tróclea), dos epicóndilos (medial y lateral) y tres fosas (radial, coronoidea y olécranon) (Le Vay, 2008).

Tabla 2.1. Epífisis proximal del húmero (Le Vay, 2008)

Cabeza	Tiene forma casi semiesférica y se proyecta en sentido medial superior y ligeramente hacia atrás, articulándose con la cavidad glenoidea que es bastante menor que ella, apenas un tercio de la misma.
Cuello anatómico	Es muy corto y forma un ángulo obtuso con el cuerpo. Éste cuello facilita el anclaje de la cápsula articular y está perforado por numerosos orificios vasculares.
Tubérculos mayor y menor	Son eminencias óseas situadas en el extremo proximal del húmero, sirviendo de lugares de inserción para los 4 músculos del manguito de los rotadores de la articulación (supraespinoso, subescapular, infraespinoso y redondo menor).
Cuello quirúrgico	Se encuentra entre la parte proximal más ancha del húmero (cabeza, cuello anatómico y tubérculos) y la más estrecha que es la diáfisis. Es una de las regiones más frágiles, siendo el sitio más común de fractura el húmero.
Mitad superior de la diáfisis	Tiene una superficie aproximadamente cilíndrica. Se caracteriza por tener tres bordes (anterior, lateral y medial) y tres superficies (antero-lateral, antero-medial y posterior). Desde los bordes y superficies se insertan u originan los músculos del complejo articular del hombro.

Figura 2.2. Epífisis proximal del húmero (Drake et al.I, 2015)

Escápula

La escápula es un hueso plano con forma aproximadamente triangular que se caracteriza por tener tres ángulos (lateral, superior e inferior), tres bordes (superior, lateral o axilar, y medial o espinal), tres apófisis (acromion, espina y coracoides) y dos superficies (costal y posterior) (McNally, 2014). Se ubica en la parte posterior o dorso-lateral del tórax, se encuentra en la región comprendida entre la segunda y séptima costilla. Se localiza en un plano oblicuo de atrás hacia delante que forma con el plano frontal un ángulo de 30° hacia fuera y adelante. En la Figura 2.3 se identifican los ángulos, bordes, apófisis y superficies de la escápula (Drake, et al., 2015).

Figura 2.3. Ángulos, bordes, apófisis y superficies de la escápula (Drake et al., 2015)

El ángulo lateral se encuentra en la intersección del borde superior y el lateral, y queda delimitado por la cavidad glenoidea. Dicha cavidad ósea constituye un casquete de esfera, con un diámetro vertical mayor que el horizontal que consta de un rodete glenoideo o labrum (anillo cartilaginoso) que asegura el contacto esférico de esta enartrosis (articulación formada por una superficie cóncava y otra de convexa) (Voegeli, 2001). Tiene dos escotaduras: espinoglenoidea o escotadura mayor de la escápula, y coracoidea o supraescapular. Esta última, se convierte en el agujero supraescapular gracias al ligamento coracoideo, por donde pasan las estructuras que comunican la base del cuello y la región posterior de la escápula (Drake, et al., 2015).

La superficie posterior de la escápula está dividida mediante la espina en fosa supraespinosa, de menor tamaño y situada sobre la espina, y fosa infraespinosa, mucho mayor y situada bajo la espina. En el borde posterior de la espina se distinguen dos labios, uno superior que es donde se inserta el músculo trapecio y otro inferior que es donde se inserta el deltoides. Esta región posterior se localiza por debajo de estos dos músculos y se puede decir que contiene cuatro músculos principales que son: supraespinoso, infraespinoso, redondo menor y redondo mayor, más uno adicional que es la porción larga del tríceps braquial, que se inserta en la fosa infraglenoidea pasando entre el redondo menor y mayor (Drake, et al., 2015).

La superficie anterior o costal de la escápula es prácticamente lisa y está constituida casi en su mayoría por la fosa subescapular, una concavidad poco profunda. Tanto ésta superficie como los bordes mencionados son lugares de inserción muscular (Von Schroeder, et al., 2001). El borde lateral de la escápula es resistente y de un grosor considerable, de entre unos 8-14 mm y sirve de inserción de músculos como el redondo o el subescapular.

El acromion es una proyección anterolateral de la espina, que se arquea sobre la articulación glenohumeral y se articula con la clavícula mediante una pequeña carilla ovalada situada en su extremo distal (Drake, et al., 2015). La escápula se encuentra sujeta al eje axial de la columna vertebral por los músculos romboides y elevador de la escápula. Sin embargo, para mantenerse el hombro en posición, es necesario que se apoye en el esternón. Para conseguir este apoyo, la espina de la escápula ejerce un papel fundamental ya que acaba ensanchándose en el acromion, que se articula a través de la clavícula con el manubrio del esternón.

Clavícula

La clavícula es la única unión ósea entre el tronco y la extremidad superior y su función, aparte de transmitir el peso de dicha extremidad al esqueleto, es separar el hombro del tronco para permitir al brazo una mayor amplitud de movimiento. Tiene forma de S itálica, para adaptarse a la morfología del hombro y del tórax. Protege el plexo braquial y las estructuras subyacentes y sirve como punto de inserción para muchos músculos profundos y superficiales del hombro. La dirección de la clavícula es oblicua hacia fuera y hacia atrás y forma con el plano del omóplato un ángulo de 60° abierto hacia adentro (McNally, 2014).

Desde una visión anterior de la clavícula se observa que la parte medial es convexa hacia delante y se articula con el manubrio del esternón y la parte lateral o distal es cóncava hacia delante y se articula con la apófisis acromial de la escápula. El borde posterior de la clavícula que es cóncavo hacia medial y convexo hacia lateral (Moore & Dalley, 2009).

En el extremo acromial se localiza una pequeña carilla ovalada para articularse con una carilla similar ubicada en la superficie medial del acromion en forma de artrodia (articulación plana y permite el movimiento en dos ejes). En cambio, el extremo esternal tiene una carilla más grande para articularse fundamentalmente con el manubrio del esternón y también, pero en una menor extensión, con el primer cartílago costal (Moore & Dalley, 2009).

2.1.1.3. Regiones del hombro

El hombro se encuentra limitado superiormente por la clavícula y el borde escapular superior e inferiormente por un plano tangente al borde inferior del pectoral mayor.

Posteriormente, lo limita el borde de la espina escapular y, anterior y medialmente, la región del pecho. Se puede decir entonces que el hombro tiene tres regiones: anterior o axilar, media o deltoidea y posterior o escapular.

La axila es un área de forma piramidal irregular delimitada por clavícula, escápula, zona superior-lateral de la pared torácica, húmero, y músculos del complejo articular. Tiene cuatro caras, una entrada y un suelo (Figura 2.4). La entrada de la axila se continúa hacia arriba en el cuello y la zona lateral del suelo se abre al brazo. Todas las estructuras fundamentales que discurren entre el cuello y el brazo, es decir, las principales arterias y venas de la extremidad superior, así como los nervios que derivan de la porción cervical de la médula espinal, pasan a través de la axila. La axila constituye por tanto un área de transición entre el cuello y el brazo. Los músculos de la pared anterior y posterior de la axila forman aberturas para permitir que discurren estas estructuras entre axila, escápula, región pectoral y deltoidea (Drake, et al., 2015).

La región escapular está constituida por todos los tejidos blandos situados por encima de la escápula. Sus límites se corresponden con los tres bordes de la escápula. Superiormente está a la altura del primer espacio intercostal e inferiormente alcanza la octava costilla (Drake, et al., 2015). En cuanto a la forma externa de la región, se puede observar que sobresale el borde medial de la escápula y en parte la espina de la escápula, aunque sin protrusiones exageradas. Está formado por un plano muscular profundo, fascia supraespinosa y infraespinosa, plano muscular medio y plano muscular superficial (Kapandji A. I., 2012).

Figura 2.4. Anatomía de superficie de la región axilar. Paredes de la axila (Drake et al., 2015)

La región deltoidea se corresponde con la zona del músculo deltoides. El límite superior son la clavícula y el acromion; el inferior es la inserción humeral del deltoides; el anterior es el surco deltopectoral y el posterior es la línea vertical que pasa por la interlínea articular del hombro y borde posterior del deltoides. Se encuentra en esta región músculos y tendones periarticulares, tejido subdeltoideo, músculo deltoides, fascia deltoidea, plano superficial.

2.1.1.4. Superficies articulares

La articulación escapulohumeral o glenohumeral pertenece al tipo enartrosis, caracterizada por ser una articulación triaxial, que permite un rango de movimiento en los tres ejes del espacio.

Cabeza del húmero

Es una superficie redondeada y de aproximadamente un tercio de esfera. Está revestida por cartílago de 2 mm de espesor, limitado por el labio medial del cuello anatómico. En posición erguida, con el brazo extendido a lo largo del cuerpo, la cabeza humeral se orienta medial, superior y posteriormente, su eje forma con el cuerpo un ángulo de 130°.

Cavidad glenoidea de la escápula

Localizada a la altura del ángulo superior externo de la escápula. Es menos extensa que la superficie esférica de la cabeza humeral y con orientación inversa; revestida por un cartílago más grueso en su parte inferior

Rodete glenoideo

Anillo fibrocartilaginoso que se aplica sobre el contorno de la cavidad glenoidea y que aumenta su profundidad. El rodete se compone de fibras propias que se extienden de un punto a otro de la cavidad y, otras procedentes de los tendones de la cabeza larga del bíceps y del tríceps braquial. Es triangular, con tres caras que se describen a continuación:

- Periférica: prolonga externamente la superficie de la cavidad glenoidea, sirviendo de inserción a la cápsula y al tendón de la cabeza larga del bíceps superiormente y al tendón de la cabeza larga del tríceps inferiormente.
- Cara articular: libre, cóncava y lisa.
- Cara adherente: en relación con la periferia de la cavidad glenoidea.

2.1.1.5. Articulaciones del hombro

El hombro es la articulación más móvil del cuerpo, lo que permite alcanzar con la mano cualquier zona espacial, por lo que resulta más compleja su estabilidad. Las articulaciones del complejo actúan de manera coordinada y síncrona, es decir, cambios en la posición del brazo implican movimientos en clavícula, escápula y, por supuesto, húmero.

Cualquier movimiento que se realice resulta de la combinación de las cuatro principales articulaciones: esterno-clavicular (EC), acromio-clavicular (AC), escapulo-torácica (ET) y gleno-humeral (GH). En la literatura algunos autores señalan que existen cinco articulaciones, además de las cuatro antes mencionadas, la articulación subacromial o subdeltoidea forma parte del hombro. La articulación EC es la única que conecta el complejo del hombro con el esqueleto axial. Por lo tanto, el complejo articular del hombro consta de tres articulaciones verdaderas (EC, AC y GH) y dos falsas (Subdeltoidea y ET) (Kapandji A. I., 2012). En la Figura 2.5 se identifica las articulaciones del complejo del hombro. Así mismo, la columna vertebral en su región torácica y lumbar, también, contribuye a la movilidad de la extremidad superior, en cuanto a la inclinación del lado opuesto de la misma, por ejemplo, para intentar alcanzar un objeto superior a la altura de la cabeza (Nordin, et al., 2004).

Figura 2.5. Articulaciones del complejo del hombro (Nordin et al., 2004)

Para estabilizar este complejo articular se dispondrán de elementos pasivos (ligamentos) y activos (músculos), así como cápsulas articulares y bolsas sinoviales lubricantes que eviten que se luxé fácilmente.

Las bolsas serosas o bursas son sacos cerrados rellenos de líquido sinovial, situados entre los huesos, tendones, ligamentos y músculos; reduciendo la fricción entre ellos. En el hombro existen 7 bolsas serosas: subacromial, subescapular, subcoracoidea, redondo mayor, infraespinoso, dorsal ancho y bíceps braquial.

El rango de movimiento de una articulación viene determinado por las carillas articulares, elasticidad de la cápsula y ligamentos estabilizadores, así como de los músculos que se oponen al movimiento, y todos representan un factor anatómico. También, dependerá de los músculos que accionan el movimiento, que representan el factor fisiológico. Por tanto, el límite anatómico se conoce cuando actúan fuerzas externas y hay un movimiento pasivo, mientras que el límite fisiológico se observa cuando se realiza un movimiento activo. Este segundo es menor que el primero (Drake, et al., 2015).

Articulación gleno-humeral (GH) o escapulohumeral

Considerada como la articulación principal del hombro y verdadera desde el punto de vista anatómico ya que son dos superficies cartilaginosas las que se deslizan entre sí. Se trata de una enartrosis con dos superficies articulares, la cabeza del húmero y la cavidad glenoidea de la escápula, en contacto por un rodete glenoideo y a su vez recubiertas por un cartílago hialino. Esta articulación apenas tiene restricciones óseas con otros huesos, por lo que su estabilidad estática y dinámica se basa en la concordancia de dichas superficies articulares, así como en la fina cápsula articular que la rodea, que aumenta la congruencia de dicha articulación y en los elementos ligamentosos y musculares circundantes (Kapandji A. I., 2012).

Figura 2.6. Articulación glenohumeral (Kapandji A. I., 2012)

Articulación subdeltoidea

También llamada segunda articulación del hombro (Kapandji A. I., 2012). Se trata de una articulación fisiológica, mecánicamente unida a la articulación glenohumeral y, por tanto, falsa. Está formada por una bolsa sinovial (bursa) que permite el deslizamiento celuloso entre la cara profunda del músculo deltoides y el manguito de los rotadores, por lo tanto, cualquier proceso inflamatorio, bursitis, va a producir una disminución de la capacidad de movimiento. Esta bolsa serosa subacromiodeltoidea (bursa) se sitúa entre el manguito de los rotadores y el acromion y se extiende anteriormente al deltoides y la cápsula articular. Así mismo se comunica con la bolsa subcoracoidea.

Articulación acromio-clavicular (AC)

Verdadera y accesoria, está situada en la parte externa de la clavícula. Se trata de una artrodia, pues es una articulación plana formada por el acromion de la escápula y la clavícula, en la que ésta se encuentra desnivelada inferomedialmente, superponiéndose ligeramente al acromion. Esta articulación acromioclavicular permite que se realicen los movimientos en los planos anteroposterior y vertical, así como cierto grado de rotación axial.

La articulación se realiza entre una pequeña carilla ovalada, situada en la superficie medial del acromion y una carilla similar ubicada en el extremo acromial de la clavícula. La carilla articular del acromion, prolongación de la espina escapular, es plana y está orientada hacia superior, anterior e interior. Mientras que la carilla articular de la clavícula se orienta hacia inferior, posterior y exterior, dando la sensación de que la clavícula descansa sobre el acromion. La articulación es muy inestable, al no existir encaje mecánico entre sus superficies articulares. Está rodeada por una cápsula articular, necesariamente reforzada por el ligamento acromioclavicular por la parte superior (Kapandji A. I., 2012).

Figura 2.7. Articulación acromioclavicular. Ligamentos estabilizadores (Kapandji A. I., 2012)

Los ligamentos implicados en esta articulación son cuatro, principalmente, y se pueden identificar en la Figura 2.7. Ligamento acromioclavicular, superior a la cápsula, une zonas próximas de acromion y clavícula; uno superior (12), y otro profundo (15). Ligamento coracoclavicular, mantiene la posición de éste hueso respecto al acromion y ayudan a mantener la escápula y a estabilizarla contra el tórax (Nordin, et al., 2004); formado por trapezoide (8), conoide (7) y coracoclavicular interno o ligamento bicornio de Caldani (12). Existen otros dos ligamentos de función mecánica desconocida: acromiocracoido o coracoacromial (13) y coracoido o transversal superior de la escápula (14).

Articulación escapulo-torácica (ET)

Se trata de una articulación falsa, llamada sinsarcosis escapulotorácica o de Gillis, que es la más importante de este segundo grupo, ya que posee gran movilidad, pues permite el deslizamiento de la escápula sobre el complejo torácico (Kapandji A. I., 2012). Sin embargo, no puede actuar sin las otras articulaciones del grupo, a las que está mecánicamente unida. No está conformada por superficies cartilaginosas, pero sí por dos planos de deslizamiento celulosos, como se aprecia en un corte del tórax por un plano horizontal (Figura 2.8).

La escápula está contenida en un plano que forma 30° con otro paralelo al frontal, llamado plano de apoyo dorsal. Este plano escapular se denomina plano fisiológico de abducción del hombro por ser la posición anatómica fisiológica del hombro, en la que los músculos del manguito de los rotadores están en equilibrio. Se observa así mismo cómo la clavícula forma 60° con la escápula en dicha posición anatómica fisiológica. Este ángulo omoclavicular puede variar según los movimientos del conjunto escapular (Figura 2.8).

Figura 2.8. Articulación escapulotorácica. Vista superior (Kapandji A. I., 2012)

Articulación esternocostoclavicular o esterno-clavicular (EC)

Articulación anatómica sinovial localizada entre la parte interna de la clavícula, en su extremo proximal, y la escotadura clavicular del manubrio del esternón, junto con una pequeña parte del primer cartílago costal.

Es una articulación sinovial de tipo selar que permite el movimiento de la clavícula en los planos frontal y horizontal (dos grados de libertad), aunque también se produce cierto grado de rotación en torno al eje longitudinal de la clavícula. Que sea de tipo selar, quiere decir, que la curvatura cóncava de una se aplica sobre la curva convexa de la otra. La superficie clavicular está más extendida horizontal que verticalmente y sobrepasa por delante y sobre todo por detrás la superficie esternocostal (Drake, et al., 2015).

Es una articulación muy móvil, por tanto, rodeada por una cápsula articular que se encuentra separada en dos compartimentos por un disco articular que aporta mayor estabilidad a la articulación (Kapandji A. I., 2012). A pesar de estos ligamentos, esta articulación no es muy firme, siendo relativamente frecuente luxaciones y subluxaciones (Drake, et al., 2015). Los ligamentos que refuerzan la cápsula articular son: costoclavicular; esternoclavicular anterior, superior y posterior; arcuato o interclavicular (Figura 2.9).

Figura 2.9. Ligamentos de la articulación esternoclavicular (Drake et al., 2015)

2.1.2. Biomecánica de hombro

2.1.2.1. Definición

Para comprender la biomecánica del hombro, es necesario analizar y estudiar los movimientos que se producen en la articulación, los cuales son el producto de la acción armónica y organizada de todo su complejo articular. El hombro o articulación glenohumeral es una enartrosis formada por dos superficies articulares, una cóncava (cavidad glenoidea de la escápula) y otra convexa (cabeza del húmero), cuya característica más destacable es su gran movilidad en los tres ejes del espacio. La adaptación de las superficies articulares y el movimiento del hombro está constituido, prioritariamente, por músculos y tendones, ya que la cápsula y los ligamentos son demasiado laxos para mantener la unión articular.

2.1.2.2. Movimientos articulares

Los movimientos de la articulación del hombro se desarrollan en tres sentidos, permitiendo la orientación del miembro superior en relación con los tres planos del espacio. En la Tabla 2.2 se puede identificar los movimientos en función de los planos o ejes.

Tabla 2.2. Movimientos en función de los planos o ejes

Movimientos efectuados en un plano frontal	Movimientos efectuados en un plano sagital	Movimientos realizados sobre el eje longitudinal o de rotación del húmero
<ul style="list-style-type: none"> El eje anteroposterior dirige los movimientos de abducción. El miembro superior se aleja del plano de simetría del cuerpo y se eleva hasta 180°; a este movimiento de 0° a 90° se le conoce como abducción y de 90° a 180° como elevación. Ambos movimientos son efectuados en un plano frontal. 	<ul style="list-style-type: none"> El eje transversal dirige los movimientos de flexión o antepulsión (llevar el miembro superior hacia delante entre 0° y 90° corresponde a la articulación escapulohumeral), y de extensión o retropulsión (llevar el miembro superior hacia atrás, alcanzando una amplitud de 45° a 50°). Ambos movimientos son efectuados en un plano sagital. 	<ul style="list-style-type: none"> El eje longitudinal dirige los movimientos de rotación externa (amplitud de 80° y es realizado por el supraespinoso, redondo menor y infraespinoso) y rotación interna (amplitud de 95°, es realizado por el subescapular y el redondo mayor). Para medir su amplitud es obligatoria la flexión del codo a 90°, de este modo el antebrazo está inserto en un plano sagital y en rotación 0°.

Extensión

En torno a un eje transversal y plano sagital. Consiste en el desplazamiento del brazo hacia atrás y tiene una amplitud de 45-50°. Para que tenga lugar esta amplitud tiene que actuar la articulación escapulotorácica con rotación hacia abajo. En este movimiento los músculos activos son el dorsal ancho y el redondo mayor; y los pasivos el redondo menor, el deltoides posterior y el tríceps (Rodríguez González, 2017).

Flexión

En torno a un eje transversal y plano sagital. El movimiento de flexión es el desplazamiento del brazo hacia delante del tronco, la amplitud máxima es de 180° y para alcanzar esta amplitud intervienen diferentes estructuras anatómicas. Los músculos activos en flexión de hombro son deltoides y coracobraquial. También, actúan como pasivos el pectoral mayor, supraespinoso y bíceps.

De 0 hasta 90°, o flexión hasta el plano horizontal. Actúa la articulación escapulohumeral, el fascículo anterior del deltoides, el fascículo superior del pectoral mayor y el coracobraquial. De 90° hasta 120/150° actúan las articulaciones escapulohumeral y escapulotorácica; el fascículo acromial e inferior del trapecio y el fascículo inferior del serrato anterior. De 120/150° flexión hasta plano vertical (180°) actúan las articulaciones escapulohumeral y escapulotorácica, y se presenta una hiperlordosis del tronco. Los músculos que actúan para conseguir esta amplitud son el espinoso del dorso, el dorsal largo y el iliocostal (Kapandji A. I., 2012; Rodríguez González, 2017).

Abducción

En torno a un eje anteroposterior y plano frontal. Partiendo de bipedestación, llega a la vertical. Amplitud total de 180°. Los músculos activos en abducción de hombro son el deltoides y supraespinoso. También actúan serrato mayor y bíceps como pasivos.

De 0 a 60/90° de amplitud actúa la articulación escapulohumeral, y los músculos, supraespinoso y el fascículo medio del deltoides. De 60/90° hasta 120/150° se presenta la articulación escapulotorácica y actúan los músculos trapecio y serrato anterior. De 120/150° hasta la vertical (180°) actúan las articulaciones escapulohumeral y escapulotorácica; se presenta una inclinación del tronco hacia el lado opuesto del brazo que está en abducción. Actúan en esta posición la cabeza larga del bíceps, trapecio, elevador de la escapula, y del lado opuesto al movimiento el dorsal largo y el iliocostal (Kapandji A. I., 2012; Rodríguez González, 2017).

Aducción

En torno a un eje anteroposterior y plano frontal. Tenemos una aducción absoluta que es amplitud cero (la que coincide con la posición anatómica) y otra relativa partiendo de la separación volver a la posición de reposo cuya amplitud será la de la partida. Como el cuerpo impide este movimiento se realiza una aproximación relativa en diagonal, de 30/45° partiendo de extensión y 30/45° partiendo de flexión (Kapandji A. I., 2012).

Aducción diagonal con movimiento de flexión actúan el fascículo anterior del deltoides y el pectoral mayor como activos; y como pasivos la cabeza corta del bíceps y el coracobraquial. Aducción diagonal con movimiento de extensión la hacen el dorsal ancho y el redondo mayor; y los que llevan el brazo a la línea media son el romboide mayor, el fascículo medio del trapecio, el redondo menor y el infraespinoso (Kapandji A. I., 2012; Rodríguez González, 2017).

Rotación

Este movimiento se produce en torno a un eje vertical y plano horizontal, el brazo debe estar pegado al cuerpo, codo en flexión de 90° y la palma de la mano mirando a la línea media. La rotación externa se da cuando se aleja la palma de la mano del cuerpo unos $80/85^\circ$, se le suma el ángulo fisiológico de 30° y da una amplitud entre $110/115^\circ$. Actúan el infraespinoso, el redondo menor y el deltoides (Kapandji A. I., 2012; Rodríguez González, 2017).

La rotación interna es la combinación de la aproximación con flexión de la articulación escapulohumeral, una separación de la articulación escapulohumeral y una extensión con aproximación; si se suma el ángulo fisiológico de 30° da una amplitud entre $115/120^\circ$ (Hislop & Montgomery, 2002). Para alcanzar la máxima amplitud en este movimiento, pasa por varias fases fisiológicas, en la primera actúan la porción anterior del pectoral mayor y el deltoides su porción clavicular. La segunda fase el subescapular; y en la tercera fase el dorsal ancho y el redondo mayor (Kapandji A. I., 2012).

Circunducción

Este movimiento se realiza con la suma de los movimientos anteriores alrededor de sus tres ejes, excepto el movimiento de rotación. Para alcanzar la amplitud máxima de los movimientos de la articulación escapulohumeral se realizan también con la participación de la articulación escapulotorácica (Kapandji A. I., 2012; Rodríguez González, 2017).

2.1.2.3. Cinemática del conjunto articular del hombro

Ritmo escápulo-humeral (EH)

El movimiento de la articulación GH combinado con el movimiento de la articulación ET producen la elevación del brazo, así: el movimiento de 1° de la ET produce 2° en la articulación. Este fenómeno se conoce como ritmo escápulo-humeral (EH). En la Tabla 2.3 se identifican los propósitos cinemáticos del ritmo EH (Kapandji A. I., 2012).

Tabla 2.3. Propósitos cinemáticos del ritmo EH (Kapandji A. I., 2012).

Distribuir el movimiento entre dos articulaciones permitiendo un gran rango de movimiento con menor compromiso de estabilidad del que pudiese recibir una sola articulación.

Mantener la fosa glenoidea en una posición óptima para recibir la cabeza del húmero incrementando la congruencia articular mientras disminuye las fuerzas de cizallamiento.

Permitir que los músculos actúen sobre el húmero para mantener una buena longitud de tensión y prevenir una insuficiencia de los músculos GH.

Durante el movimiento, sin importar el plano, se presentan diferentes centros de rotación. Durante la abducción del hombro, la articulación glenohumeral presenta rotación, rodamiento y traslación. Es posible determinar la trayectoria de los CIR tomando radiografías en diferentes grados de abducción.

Estabilidad

La estabilidad de una articulación la proporcionan tanto los elementos óseos como las partes blandas (ligamentos, músculos y tendones). En el hombro, la estabilidad ósea es muy escasa debido a que la cabeza humeral es redondeada y la glenoides casi plana y de superficie mucho más pequeña. Así, su estabilidad articular es proporcionada, sobre todo, por la fuerza de las estructuras músculo-tendinosas y ligamentosas. Tiene dos tipos de estabilizadores principales: el complejo osteo-cápsula-ligamentos y el manguito de los rotadores.

La estabilidad del complejo el hombro está dada por diferentes estructuras que garantizan su estabilidad. En la Tabla 2.4 se identifican las estructuras que garantizan la estabilidad de la articulación del hombro (Kapandji A. I., 2012).

Tabla 2.4. Estructuras que garantizan la estabilidad de la articulación del hombro (Kapandji A. I., 2012).

Limitantes pasivos	<ul style="list-style-type: none">•Líquido sinovial y presión intra-articular negativa.
Elementos estabilizador es estáticos	<ul style="list-style-type: none">•Las superficies articulares de la cabeza humeral (de gran tamaño) y de la cavidad glenoidea (de pequeño tamaño y situada en retroversión de unos 20-30°).•El labrum glenoideo, que aumenta la profundidad de la cavidad glenoidea y sirve de continuidad con la cápsula articular. En él se insertan los ligamentos glenohumerales•Cápsula y Ligamentos. Los ligamentos coraco-humeral, gleno-humeral inferior, superior y medio, controlan los movimientos excesivos de traslación de la articulación.
Elementos estabilizador e dinámicos	<ul style="list-style-type: none">•Músculos gleno-humerales, músculos escápulo-torácicos, músculos toraco-humerales•El manguito de los rotadores actúa como estabilizador, desciende la cabeza del húmero durante la separación del brazo, actuando de forma sincrónica con el deltoides.•El tendón largo del bíceps evita la traslación superior y anterior de la cabeza del húmero durante la abducción y rotación externa.

2.1.3. Fisiopatología habitual del hombro

2.1.3.1. Definición

El hombro doloroso, síndrome de hombro doloroso, dolor de hombro persistente u omalgia, es una de las principales causas de dolor osteoarticular que se presentan en la práctica clínica y que, a menudo, provoca una importante discapacidad funcional (Ucar Angulo & Quirós Donate, 1997). El síndrome de hombro doloroso es un conjunto de signos y síntomas que comprende un grupo heterogéneo de diagnósticos que incluyen alteraciones de los músculos, los tendones, los nervios, las vainas tendinosas, los síndromes de atrapamiento nervioso, las alteraciones articulares y neurovasculares (Martín Piñero, et al., 2014).

Un 70% de la población sufrirá dolor en esta articulación en algún momento de su vida. La prevalencia en la población general se ha estimado entre el 3 y el 7%. Dicha prevalencia aumenta con la edad y con la actividad física, siendo más frecuente en personas mayores de 40-50 años,

en el sexo masculino y en jóvenes deportistas (Giráldez-Sánchez, et al., 2017). En España la prevalencia se encuentra entre 70 a 200 por cada 1.000 adultos (Gómez Raso & López Martínez, 2001). Supone la tercera patología musculoesquelética por la que se consulta (por detrás de la patología lumbar y cervical). Sus causas se deben a lesiones degenerativas de alguna estructura periarticular en la mayoría de los casos y solo el 5% por una afectación de otra naturaleza (artritis reumatoide, gota, etc.). El dolor de hombro persistente, con una duración de tres años, está vinculado con una discapacidad aproximada del 90% de los pacientes (AETSA, 2012).

El coste estimado asociado al tratamiento de la disfunción del hombro es de siete billones de dólares en los Estados Unidos de Norteamérica durante el año 2000, con un promedio de coste por episodio y paciente hospitalizado de 3011 dólares (Giráldez-Sánchez, et al., 2017).

2.1.3.2. Etiopatogenia

El síndrome de hombro doloroso es de origen multifactorial (factor vascular, procesos degenerativos y del desarrollo, etc.). No existe un factor etiológico que explique exclusivamente la patogenia del síndrome de hombro, en la mayoría de los casos se presenta por desgaste de la articulación, asociado a actividades deportivas o laborales que requieren movimientos repetitivos de la articulación. Se distinguen dos tipos de factores: intrínsecos y extrínsecos.

Intrínsecos

El término se refiere a causas de la propia articulación y son las más frecuentes. Principalmente, compuestas por patología del manguito de los rotadores, enfermedades de la articulación glenohumeral, enfermedad de la articulación acromioclavicular, infecciones y luxaciones traumáticas. Los factores pueden ser traumáticos (agudos y micro-traumatismos), degenerativos (alteraciones micro-estructurales, edad, vascularización, tendinitis calcificada y tendinopatías por corticoides) y disfunción neuromuscular escápulo-humeral (lesión nerviosa supra-escapular, radiculopatía). Estas se dividen en causas periarticulares y articulares.

Las causas periarticulares pueden ser tendinitis del manguito de los rotadores, que suponen el 70% de las causas de hombro doloroso. La tendinitis calcificante puede aparecer más frecuente en mujeres y personas con hábito sedentario. La rotura del tendón del manguito de los rotadores puede ser parcial o total y habitualmente se presenta en pacientes jóvenes. La tendinitis bicipital está asociada a la inestabilidad glenohumeral en pacientes jóvenes.

A continuación, se describen las causas articulares. La capsulitis adhesiva o hombro congelado es más frecuente en pacientes mayores, mujeres y diabéticos que presentan limitación funcional en todos los planos del movimiento del hombro. La causa más común para la artritis acromioclavicular en pacientes jóvenes es el traumatismo y en los mayores la osteoartritis. Existen otras causas articulares como: artritis inflamatoria, artritis séptica, artritis microcristalina, hemartrosis, artrosis, luxación y subluxación.

Extrínsecos

Actúan por fuera del manguito originando cambios. Se trata de un dolor cuya etiología es distinta al hombro, pero que se irradia o refleja en el mismo. Las causas pueden ser neurológicas,

abdominales, torácicas. Se dividen en primarios o estructurales y secundarios o funcionales. Los factores primarios se producen por estrechamiento anatómico del desfiladero del supraespinoso. Neer (1974) atribuye el 95% del total de las roturas del manguito a este mecanismo. Pueden ser traumáticos (fractura de acromion, troquíter, coracoides), degenerativos (artrosis acromio-clavicular), inflamatorias (bursitis subacromial) y iatrógenas por mala posición de implantes. Los factores secundarios se producen por estrechamiento funcional o dinámico del desfiladero, consecuencia de inestabilidad en la articulación gleno-humeral. Puede ser una disfunción neuromuscular escapulo-torácica y cápsula-ligamentosos por inestabilidad y laxitud capsular.

2.1.3.3. Patologías frecuentes

La causa más frecuente del dolor es el síndrome subacromial que agrupa la patología de las estructuras situadas bajo el arco coracoacromial: tendinitis y tendinosis del manguito rotador, tendinitis calcificante, lesiones de la porción larga del bíceps y roturas del manguito (AETSA, 2012). Las causas que tienen más relevancia son: periarticulares (las más frecuentes), rotura del tendón largo del bíceps, artritis acromioclavicular, bursitis subacromiodeltoidea, causas articulares (<5%), osteopatía, causas extrínsecas (Tabla 2.5).

Tabla 2.5. Causas más importantes de patología del hombro (AETSA, 2012)

Periarticulares	Patología del manguito de los rotadores	
	Tendinitis calcificante	
	Tendinitis bicipital	
	Inestabilidad glenohumeral (lesiones SLAP)	
Rotura del tendón largo del bíceps		
Artitis acromioclavicular		
Bursitis subacromio-deltaidea		
Causas articulares	Hombro congelado	Capsulitis retráctil
		Capsulitis adhesiva
	Artritis	Inflamatorias (artritis reumatoide, polimialgia reumática)
		Séptica
		Microcristalina (gota, condrocalcinosis, hombro Milwaukee)
	Hemartrosis	
	Omartrosis	
	Luxación, subluxación	
	Artropatía amiloide	
Osteopatía	Enfermedad de Paget	
	Neoplasias	
	Osteomielitis	
	Traumatismos	
Extrínsecas	Pulmón, corazón, diafragma, abdominal, origen vascular y neurológico	

2.1.3.4. Patología del manguito de los rotadores

Tiene una alta prevalencia e incidencia, tanto en el número de casos atendidos como en la frecuencia de aparición de secuelas. Las roturas del manguito no cicatrizan espontáneamente. Las fibras de los tendones se retraen y el líquido sinovial interrumpe la cicatrización. El 51% de

las roturas asintomáticas se hacen sintomáticas a medio plazo y sólo el 50% de las sintomáticas responden a medidas conservadoras.

La rotura completa del manguito se observa entre el 6% y el 30% de cadáveres. Se estima que el 4% de estas roturas evolucionan a la etapa final de esta lesión, la artropatía por desgarro masivo del manguito de los rotadores (AETSA, 2012). Existe una migración superior y anterior de la cabeza humeral hacia el espacio subacromial que origina el choque de la cabeza del húmero con el acromion y el ligamento coracoacromial. Además, aparecerán cambios degenerativos en cabeza humeral, glenoides y acromion de la escápula, presentando atrofia del cartílago articular y subcondral (Giráldez-Sánchez, et al., 2017).

La alteración anatómica y biomecánica, resultante en la artropatía por desgarro masivo del manguito de los rotadores, puede generar un cuadro clínico muy doloroso e incapacitante denominado “hombro pseudoparalítico” (Mendoza López, et al., 2007). Se caracteriza por la pérdida de la movilidad activa del hombro con relativa conservación de la movilidad pasiva.

2.2. Artroplastia de hombro

2.2.1. Definición

La artroplastia de hombro o sustitución protésica de hombro es un procedimiento quirúrgico mediante el cual se reemplaza la articulación glenohumeral o parte de ella por un implante protésico (partes articulatorias artificiales). Las prótesis son dispositivos encaminados a la sustitución de los componentes articulares dañados para conseguir una articulación útil, estable e indolora. Existen fundamentalmente dos modalidades de prótesis de hombro: anatómica o invertida. El tipo de cirugía va a depender fundamentalmente del daño que tengan las estructuras tendinosas adyacentes que sirven de soporte a la articulación.

La sustitución articular suele considerarse un tratamiento eficaz de los síntomas de la destrucción articular con independencia, salvo excepciones, de su etiología. Los resultados van a depender, como en cualquier sustitución articular, de otros factores, como por ejemplo la edad del paciente, su nivel de actividad, la calidad ósea, la enfermedad de base y la afectación o no de otras articulaciones. Siempre se debe respetar la mayor cantidad de hueso posible reproduciendo la anatomía de la forma más fiel posible y conservando las tuberosidades y el manguito rotador.

El uso de la artroplastia de hombro, pese a existir pruebas de su seguridad y durabilidad, no está tan extendida como las de cadera y rodilla; de cualquier manera, se considera en la actualidad una opción terapéutica consolidada en la práctica clínica. Sus principales indicaciones son las fracturas de la extremidad proximal del húmero, la artrosis glenohumeral y la artritis reumatoide, aunque en los últimos años las prótesis invertidas de hombro se están mostrando como una opción eficaz en el tratamiento de la artropatía de hombro asociada a rotura del manguito de los rotadores. En relación con los diversos tipos de prótesis de hombro, y al igual que ocurre con las de cadera y rodilla, éstas pueden ser parciales o totales. Las prótesis totales pueden ser constreñidas, semiconstreñidas o no constreñidas, mientras que el componente humeral puede ser modular o no (Durán, et al., 2007).

2.2.2. Historia

El hombro fue la primera articulación en ser sustituida por una prótesis en los humanos. La aparición en la literatura de las prótesis de hombro se remonta a 1893 cuando el cirujano francés Peán realizó el primer recambio protésico de hombro, sustituyendo una cabeza humeral en un paciente con artritis tuberculosa (Lugli, 1978). Su uso clínico para el tratamiento de las fracturas de la cabeza humeral se efectuó en el año 1951, cuando el cirujano ortopédico Charles S. Neer mejora el diseño del vástago humeral mediante un implante de cobalto y lo combina con un componente glenoideo de polietileno. Sin embargo, no es hasta 1953 cuando Neer coloca lo que puede ser considerada como la primera prótesis humeral moderna (Neer, 1955).

Desde entonces se han hecho distintos intentos para desarrollar artroplastias que pudieran restaurar el equilibrio biomecánico y, con ello, superar la pérdida de la función del manguito rotador. En 1971 Neer diseña la prótesis total de hombro, con componente glenoideo, para el tratamiento de la artrosis glenohumeral (Neer, 1974). Desde ese momento y hasta la actualidad han ido cambiando tanto los modelos de prótesis como los conceptos en los que se basa su diseño, mejorando también la técnica quirúrgica para su correcta implantación (López, et al., 2006).

La prótesis invertida del profesor Paul Grammont de 1985 revolucionó la artroplastia de hombro por su novedoso diseño. Basada en un centro de rotación medializado para mejorar la biomecánica del músculo deltoides, restaurando la longitud y aumentando el brazo de palanca. Este prototipo mejoraba el rango de movimiento, pero constituía un importante reto en la inestabilidad articular (Grammont, et al., 1987).

En los últimos años se ha producido un importante avance en el desarrollo e implantación de técnicas vanguardistas de sustitución protésica de articulaciones. La cirugía ortopédica se ha servido de los materiales más adecuados y de la tecnología para mejorar los diseños protésicos clásicos que existían, y, así, intentar imitar con la mayor exactitud el comportamiento natural de la articulación sana.

2.2.3. Diseños y técnicas de artroplastia de hombro

Existen múltiples diseños y técnicas en la artroplastia de hombro, las cuales pueden ser combinables entre sí. De un lado, debemos distinguir entre prótesis parciales o hemiartroplastias, cuando el segmento a sustituir es el proximal del húmero (Figura 2.10.a), y prótesis completas o artroplastias totales del hombro, en las que se sustituyen tanto el segmento proximal del húmero como la glenoide (Figura 2.10.b). Dentro de las prótesis totales de hombro existen diversos diseños, prótesis constreñidas, en las que el componente humeral y glenoideo están conectados, prótesis semiconstreñidas, en las que el componente glenoideo está sobredimensionado limitando ciertos movimientos, y prótesis no constreñidas, donde ambos componentes quedan libres procurando una adaptabilidad anatómica (Durán, et al., 2007).

Existe un diseño protésico de hombro denominado prótesis invertida (Figura 2.10.c) que se compone de un vástago humeral con superficie articular cóncava que se adapta a un componente glenoideo semiesférico, al revés de la disposición natural de la articulación. La sustitución inversa permite utilizar el músculo deltoides para reforzar la articulación, añadiendo estabilidad y mejorando los resultados funcionales. También recientemente ha aparecido la

prótesis de recubrimiento cefálico, que consiste en la colocación de una cúpula metálica sobre la cabeza humeral, previo fresado de ésta, técnica con la que aún no se tiene gran experiencia.

Figura 2.10. a. Hemiartroplastia de hombro (Componente humeral). b. Prótesis total de hombro con componente humeral y glenoideo de diseño modular. c. Artroplastia invertida de hombro.

El segmento humeral de la prótesis puede estar constituido por una sola pieza, bipolar o modular (Figura 2.10.b). Las prótesis modulares están formadas por varias piezas permitiendo una variabilidad en la combinación de éstas para que se adapte mejor a cada paciente, mejorando la tasa de éxito. Los sistemas universales permiten en el mismo momento quirúrgico o posteriormente cambiar de un modelo anatómico a un modelo invertido evitando cirugías cruentas. Esto es especialmente útil en las situaciones en que haya que recambiar la prótesis. A pesar de la teórica ventaja que podría suponer la prótesis modular, diversos trabajos al respecto no encuentran diferencias significativas en cuanto a resultados y complicaciones entre los diseños modulares y los que no lo son (Mileti, et al., 2005; Churchill, et al., 2005).

Respecto a la glenoide existen diversos diseños y fijaciones. El material con el que se fabrican es polietileno, ya sea en su totalidad o con una región posterior metálica. La parte posterior puede ser plana o convexa, apareciendo menos líneas de radiolucencia en la última (Szabo, et al., 2005); la fijación puede hacerse mediante una quilla o ir enclavijada, pareciendo este último diseño presentar menos líneas de radiolucencia (Gartsman, et al., 2005), aunque el significado clínico de las líneas de radiolucencia es incierto.

En relación con su anclaje al hueso ambas porciones pueden ir o no cementadas. La mayoría de las prótesis de hombro son colocadas con cemento; esto puede ser debido a la mala calidad ósea que suele existir en los pacientes subsidiarios de este recambio protésico articular. Existe evidencia de que el componente glenoideo presenta menos complicaciones y mayor duración si se coloca con cemento (Boileau, et al., 2002). En relación con el componente humeral no es tan clara la superioridad de la unión cementada frente a la fijación a presión del tallo a través del canal medular de la diáfisis (Rahme, et al., 2006).

2.2.4. Indicaciones de la artroplastia de hombro

El advenimiento y desarrollo de los diferentes tipos de implantes ha permitido ampliar las indicaciones para la artroplastia de hombro, mejorando la calidad del movimiento, controlando el dolor y mejorando la calidad de vida de los pacientes. El número de procedimientos realizados aumenta año con año, alcanzando cifras de 53,000 artroplastías anuales en países desarrollados

(AAOS, 2017), colocándose como la tercera cirugía protésica más frecuente después de la cadera y la rodilla. En la Tabla 2.6 se identifica el procedimiento realizado en función de la patología según López-Muñoz, et al. (2015).

Tabla 2.6. Procedimiento realizado en función de la patología según López-Muñoz, et al. (2015)

Tipo de artroplastía	Tratamiento o patología
Hemiarthroplastías	<ul style="list-style-type: none"> Tratamiento de las fracturas complejas del húmero proximal, con resultados discutibles a largo plazo en pacientes menores de 70 años. Tratamiento para patologías degenerativas con preservación de la glenoides nativa a través de la técnica del "ream and run" y en los casos de artropatía por lesión del manguito de los rotadores con el uso de hemiarthroplastías no convencionales.
Artroplastía total o prótesis total anatómica	<ul style="list-style-type: none"> Tratamiento de elección para la mayoría de los pacientes con diagnóstico de osteoartritis glenohumeral demostrando superioridad sobre la hemiprótisis a largo plazo desde el punto de vista funcional y control del dolor.
Artroplastía total invertida	<ul style="list-style-type: none"> Ha resuelto de forma satisfactoria el problema del proceso destructivo del hombro asociado a desgarrar no reparable del manguito de los rotadores, la cirugía de revisión, las secuelas de fracturas del húmero proximal o de su tratamiento y últimamente incursionando en el hombro neuropático -siringomielia-, reconstrucción tumoral y fracturas agudas en pacientes de la tercera edad.

2.2.5. Complicaciones habituales de la artroplastia de hombro

Existen posibles riesgos y complicaciones de la prótesis de hombro, los que son relacionados con la cirugía y otros que pueden ocurrir con el tiempo después de la cirugía. Cuando ocurren complicaciones, la mayoría son tratables con éxito. La incidencia de complicaciones en la artroplastia de hombro se aproxima al 15 % y son el factor que de forma más importante afecta los resultados. En la Tabla 2.7 se muestra la clasificación de la inestabilidad o subluxación glenohumeral según la dirección de la traslación glenohumeral. Además, el grado de inestabilidad y la cronología de la misma son factores para categorizar esta complicación. La mala colocación del componente humeral provoca inestabilidad, y cuando se identifica debe ser revisado quirúrgicamente. Entre las complicaciones del implante, las más frecuentes son: desgaste del polietileno o separación de la bandeja metálica, rotura de tornillos, disociaciones del componente humeral (en modulares) o desgaste de las cabezas.

Tabla 2.7. Clasificación de la inestabilidad según la dirección de la traslación glenohumeral

Inestabilidad inferior	Hallazgo común postoperatorio debido a la atonía del deltoides, y suele resolverse espontáneamente; si persiste puede encubrir una lesión nerviosa o una mala colocación de la prótesis.
Inestabilidad superior	Se asocia a una disfunción de la musculatura del hombro, una rotura del manguito o una insuficiencia del supraespinoso.
Inestabilidad anterior	Se produce por una mal rotación del componente humeral, disfunción del deltoides o una disrupción del subescapular y la posterior, muy infrecuente, que se debe a una excesiva retroversión del componente humeral o a una erosión de la glena posterior

Otra complicación hace referencia a las fracturas las cuales pueden ser de glena o de húmero. Las primeras son raras y se producen durante el fresado o anclaje, deben ser tratadas

mediante osteosíntesis o añadiendo injerto óseo tras la cirugía. Las de húmero pueden ser intraoperatorias o postoperatorias. Las postoperatorias son debidas normalmente a traumatismos.

Las complicaciones relacionadas con las tuberosidades y el manguito rotador acontecen con relativa frecuencia. La importancia clínica de la migración de las tuberosidades vendrá dada por el grado de migración; una migración mínima se traduce en debilidad y limitación, mientras que si es mayor puede conllevar inestabilidad y dolor, en cuyo caso debe considerarse la reintervención (Lo, et al., 2005). La rotura del manguito de los rotadores es difícil discernir si se trata de un proceso crónico degenerativo o es producto de una movilización brusca. El manguito se rompe por la migración superior de la cabeza humeral y la reabsorción de la tuberosidad mayor (Plausinis, et al., 2005).

Aunque los diseños de prótesis y los materiales, así como las técnicas quirúrgicas, continúan avanzando, la prótesis puede desgastarse y los componentes pueden aflojarse. El aflojamiento de la glenoides se produce como resultado de una carga excéntrica con excesiva liberación de residuos (partículas de polietileno) y reabsorción ósea. Su incidencia es mayor en pacientes con desgarró del manguito de los rotadores. Las líneas radiotransparentes que han progresado en el tiempo son evidencia radiográfica de aflojamiento del implante, aparecen más frecuentemente en la carilla cementada suelen interpretarse como defectos técnicos de la cementación.

Las infecciones son complicaciones poco frecuentes que pueden ocurrir superficialmente en la herida o alrededor de la prótesis, las más leves se tratan con antibióticos, mientras que las infecciones graves pueden requerir cirugía. Otra complicación poco frecuente es la lesión nerviosa que afecta fundamentalmente a enfermos traumáticos.

La osificación heterotópica es una de las complicaciones más comunes que no suele producir dolor, pero sí una discreta limitación funcional. El hueso contiguo al implante del hombro puede descomponerse (osteólisis) debido al contacto directo del organismo con los componentes de plástico y metal; o la reacción entre los componentes del hombro, las partículas del hueso natural y el cemento óseo.

2.2.6. Artroplastia invertida de hombro

2.2.6.1. Definición

El hombro con un manguito rotador deficiente presenta una alteración severa de su biomecánica, razón por la cual los componentes de artroplastias de diseño convencional presentan complicaciones tempranas. Estas complicaciones se deben principalmente a un cambio continuo del centro de rotación de la articulación y a cargas excéntricas sobre el componente glenoideo, llevando al aflojamiento de este último. Debido a estas dos razones, las hemiartroplastias y las prótesis bipolares son técnicas con limitaciones tanto en términos de función como de alivio del dolor. La artroplastia invertida de hombro (RSA por sus siglas en inglés de *Reverse Shoulder Arthroplasty*), en la cual el húmero es convertido en una concavidad de polietileno y la glenoide en una esfera de metal, soluciona estos dos problemas y provee un punto estable para la articulación glenohumeral (Sanchez-Sotelo, et al., 2001).

La RSA fue descrita por Paul Grammont en 1987 y se ha utilizado durante más de 25 años en Europa (Baulot, et al., 2011). En abril de 2004, la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA por sus siglas en inglés de *Food and Drug Administration*) permitió la

reintroducción de la RSA en los Estados Unidos y desde entonces ha demostrado ser una prótesis muy eficaz para el tratamiento de la artropatía por desgarro del manguito y otras condiciones que requieren una artroplastia de hombro en el marco de un manguito de los rotadores deficiente.

La prótesis invertida de hombro consigue resultados alentadores a corto plazo y medio plazo para el tratamiento de la artrosis glenohumeral y los desgarros masivos del manguito rotador. Las indicaciones continúan evolucionando y el número de prótesis implantadas a nivel mundial está creciendo rápidamente.

Deben existir indicaciones estrictas para la utilización de la prótesis total de hombro invertida, la cual se debe reservar para pacientes mayores de sesenta años con artropatía de hombro yseudoparálisis clínica, que tengan suficiente reserva ósea para implantar el componente glenoideo. Debemos ser conscientes, no solo de los beneficios potenciales, sino también de las complicaciones y las preocupaciones actuales sobre la longevidad de este tipo de prótesis para así conseguir los resultados óptimos con su implantación (Cáceres-Sánchez, et al., 2015).

La RSA es una técnica muy exigente y de gran popularidad, sin embargo, tiene un alto índice de complicaciones, cuatro veces mayor que la artroplastia total anatómica muchas de ellas de difícil solución (García-Fernández, et al., 2015). Al analizar la serie de Cáceres-Sánchez, et al. (2015), comprobamos cómo la tasa de complicaciones es mucho más elevada cuando se usa este tipo de prótesis para tratar secuelas de fracturas en las que se tiene una pérdida del stock óseo del húmero proximal, que en muchos casos provoca una inestabilidad protésica, así como cuando se usa como cirugía de revisión. Las complicaciones son menos frecuentes en los casos en los que se implanta con diagnóstico de artropatía por rotura masiva del manguito. Al tiempo, cuando en estos casos aparecen las complicaciones, parece que son más fáciles de solucionar.

Respecto a la inestabilidad, es difícil analizar las causas que la producen debido a la variabilidad entre los estudios publicados. Algunos han informado que el abordaje deltopectoral parece influir negativamente en la incidencia de la inestabilidad (Groh & Groh, 2013). Sin embargo, la liberación incompleta del subescapular puede predisponer a una inadecuada orientación de los componentes, tanto humeral como de la glena. Por tanto, el subescapular parece ser de enorme importancia y debe ser reparado y protegido siempre que sea posible, aunque su influencia en la estabilidad del implante sigue siendo objeto de controversia.

2.2.6.2. Modelo Delta casa Depuy Sinthes

La artropatía por desgarro del manguito de los rotadores (CTA por sus siglas en inglés *Cuff Tear Arthropathy*) fue descrita por Charles Neer en 1983 y ha sido históricamente vista como un importante desafío quirúrgico. En 1985, Paul Grammont diseñó el primer concepto de prótesis semi-constreñida invertida que cumplía con los desafíos inherentes a los casos de artropatía por desgarro del manguito. Hoy en día la prótesis ha evolucionado y se utiliza la prótesis invertida Depuy DELTA CTA™, con más de 25 años de experiencia y 40.000 casos realizados en todo el mundo (Boileau, et al., 2006).

En base a la experiencia y éxito obtenido de la prótesis invertida DELTA CTA, el sistema evolucionó a la siguiente generación de implantes en el año 2007; la prótesis invertida de hombro DELTA XTEND (DePuy Orthopedics, Inc., Warsaw, IN, USA). DELTA XTEND es el siguiente

paso para el manejo adecuado de los pacientes con una articulación del manguito de los rotadores muy deficiente, la prótesis ha sido diseñada utilizando los últimos conocimientos científicos de ingeniería y clínicos para mejorar la supervivencia de la prótesis a largo plazo.

El sistema DELTA XTEND es una artroplastia total semi-constreñida de hombro que invierte la biomecánica normal entre los componentes escapular y humeral. El implante mueve el centro de rotación de la articulación glenohumeral medialmente e inferiormente, aumentando el brazo de palanca y la tensión del deltoides, y disminuyendo el aflojamiento de los componentes. Esto permite que los músculos del grupo del deltoides compensen la deficiencia del manguito rotador. Cada característica de diseño se ha definido para acelerar la recuperación, optimizar la función y maximizar la supervivencia del paciente tratado con artroplastia invertida de hombro.

La prótesis se compone de dos tipos de vástagos, uno modular que ofrece la opción de fijación no cementada y otro monobloque de fijación cementada (ajuste a presión). El vástago modular está compuesto por tres componentes (vástago, cuello humeral, y cúpula humeral), mientras que el vástago monobloque tiene dos componentes (vástago y cúpula). La cúpula humeral está disponible en tres tamaños permitiendo una tensión óptima del deltoides. El constructo glenoideo es no cementado, se compone de una placa base glenoidea con 4 tornillos como fijación primaria y un recubrimiento poroso de la placa de hidroxapatita (HA) para fijación secundaria (Gross, et al., 2004). Los tornillos tienen angulación ajustable ($\pm 10^\circ$) para mejorar la fijación primaria de metaglena y maximizar la resistencia al aflojamiento. Finalmente, la glenosfera está disponible en dos tamaños de diámetro (38 mm y 42 mm) y puede ser estándar o excéntrica para mayor estabilidad, un rango de movimiento maximizado y un riesgo reducido de erosión escapular. En la Figura 2.11 se puede observar la prótesis DELTA XTEND con todos los componentes y en la Tabla 2.8 se identifican las medidas de cada estructura.

Figura 2.11. Prótesis invertida DELTA XTEND (DePuy Orthopedics, Inc., Warsaw, IN, USA)

Tabla 2.8. Componentes prótesis invertida de hombro DELTA XTEND y medidas

Constructo de prótesis DELTA XTEND	Componente	Longitud (L) / diámetro (Ø)
Constructo humeral	Vástago	L1: 80 mm / Ø1: 8, 10, 12, 14 mm
	Cuerpo	Céntrica, excéntrica / Ø1: 10, 12, 14, 16 mm
	Cúpula	L2: 3, 6, 9 mm / Ø2: 38, 42 mm
Constructo glenoideo	Placa base	Estándar / Ø3: 34 mm
	Glenosfera	Estándar, excéntrica / Ø2: 38, 42 mm
	Tornillos	L3: 18, 24, 30, 36, 42, 48 mm / Ø4: 4,5 mm

El sistema DELTA XTEND tiene tres características de diseño de DELTA CTA que le hacen diferente de diseños anteriores. El centro de rotación de la articulación se coloca en la superficie glenoidea, el ángulo del cuello no anatómico es 155° para dar estabilidad a la articulación y se garantiza una tensión óptima del deltoides para maximizar la acción muscular. A través de este modelo de prótesis se reduce el *notching* escapular y se maximiza el rango de movimiento del hombro gracias al diseño actualizado de la glenosfera, el sistema la fijación a la metaglena y la copa humeral de alta movilidad. El *notching* consiste en la erosión del hueso postero-inferior del cuello de la escápula debido al contacto del componente humeral del implante durante la aducción de hombro. El diseño curvado de la metaglena y el vástago humeral modular estriado más delgado, permite preservar el hueso para una intervención más temprana y una recuperación más rápida.

En realidad, esta prótesis de hombro semi-constreñida ha sido recomendada para tratar una amplia variedad de problemas de hombro como artropatía del manguito rotador, artritis glenohumeral con deficiencia del manguito de los rotadores, roturas masivas del manguito de los rotadores con pseudoparálisis, fracturas humerales proximales complejas y las secuelas de las fracturas humerales (King, et al., 2015). El sistema DELTA XTEND proporciona alivio del dolor, restaura la elevación de la cabeza y proporciona resultados clínicos satisfactorios en la mayoría de los pacientes (Sirveaux, et al., 2004).

Los resultados publicados de DELTA XTEND en el seguimiento a corto y mediano plazo han sido prometedores, con un mejor rango de movimiento y alivio del dolor. En la serie del estudio de Gruber et al. (2017) los pacientes presentaron una anatomía y biomecánica funcional después de cinco años de la artroplastia de hombro invertida con este implante. Las medidas radiográficas utilizadas para interpretar el estado del implante demuestran que la tuberosidad del acromion mayor (AGT) está bien mantenida y la muesca escapular es mínima para la mayoría de los casos. En la serie del estudio de Cáceres-Sánchez, et al. (2015) la prótesis total invertida consigue resultados alentadores a corto plazo para el tratamiento de la artrosis glenohumeral y los desgarros masivos del manguito rotador, sin embargo, la tasa de complicaciones es mucho más elevada cuando se usa para tratar secuelas de fracturas en las que se tiene una pérdida del stock óseo del húmero proximal.

2.2.6.3. Modelo SMR casa Lima

La prótesis total invertida de hombro SMR (Systema Multiplana Randelli; Lima-LTO, San Daniele del Friuli, Italia) es un modelo relativamente reciente que brinda más opciones en el tratamiento de los trastornos del hombro. El sistema de prótesis de hombro modular SMR fue

diseñado originalmente por el profesor Mario Randelli en 1994. Su diseño no anatómico medializa el centro de rotación, mejorando el brazo de palanca del músculo deltoides, lo que permite un mejor rango de movimiento en ausencia de un manguito de los rotadores en funcionamiento. La articulación del paciente debe ser anatómica y estructuralmente adecuada para recibir los implantes y es necesario un músculo deltoides funcional para usar el dispositivo. Las indicaciones incluyen artropatía del manguito de los rotadores, rotura masiva del manguito de los rotadores, fracturas humerales proximales graves y revisión después del fracaso de la artroplastía total de hombro anterior o hemiartroplastía.

El sistema de hombro modular SMR permite el ensamblaje de la prótesis con varios componentes humerales y glenoideos. Los constructos están destinados para uso cementado y no cementado. El stock de hueso de la cavidad glenoidea y el húmero debe ser capaz de soportar el implante. No se recomienda el uso de esta prótesis en casos con pérdida significativa de hueso porque compromete la estabilidad del implante. Se debe evitar su uso cuando no se puede lograr una fijación adecuada en el lado glenoideo, en cuyo caso se debe realizar una hemiartroplastía con una cabeza CTA. Las contraindicaciones absolutas incluyen: infección local o sistémica, septicemia, osteomielitis aguda o crónica persistente, lesión nerviosa, insuficiencia muscular del deltoides.

El sistema modular SMR tiene una serie de características destinadas a mejorar la fijación glenoidea a corto y largo plazo. La placa base glenoidea tiene un respaldo curvo, particularidad que hace que este tipo de prótesis sea superior en comparación a la artroplastía total de hombro. La clavija central cónica comprime el hueso esponjoso circundante para la fijación primaria y tiene un recubrimiento poroso de hidroxiapatita para permitir la osteointegración posterior (Ahir, et al., 2004). Los tornillos de 6,5 mm de diámetro se pueden insertar en ángulos variables, lo que permite al cirujano maximizar la fijación con el stock de hueso glenoideo disponible. Finalmente, la glenosfera puede ser concéntrica o excéntrica, están disponibles en tres tamaños y tres tipos de materiales (metálica, cerámica y de polietileno). En la Figura 2.12 se puede observar la prótesis SMR invertida no cementada con todos los componentes.

Figura 2.12. Prótesis invertida SMR (Systema Multiplana Randelli; Lima-LTO, Italia).

El constructo humeral está compuesto por tres componentes, un vástago de metal, el cuerpo humeral invertido de metal y la cúpula humeral invertida que generalmente es de polietileno. La fijación del vástago humeral determina si el constructo está cementado o no. El vástago invertido está disponible en varias medidas, una versión grande con sutura para anclar el tejido suave y una versión corta para la conversión de prótesis anatómica a invertida. Además, están disponibles dos tamaños de cúpulas invertidas de polietileno, diseñadas para disminuir el riesgo de choque contra el omóplato y el fenómeno escapular consiguiente de la muesca, así como aumentar la gama del movimiento del hombro. Las cúpulas invertidas SMR actuales en el mercado están fabricadas de polietileno de peso molecular ultra alto (UHMWPE), aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno (CoCrMo), cerámicas (alúmina) o metales cerámicos (aleaciones de ZrNb endurecidas) (Bloch, 2016). En la Tabla 2.9 se identifica los componentes de la prótesis total modular invertida de hombro y las medidas.

Tabla 2.9. Componentes de la prótesis total modular invertida de hombro y medidas.

Constructo de prótesis SMR	Componente	Longitud (L) / diámetro (Ø)
Constructo humeral	Vástago	L1: 80 mm / Ø1: 14-24 mm
	Cuerpo	Pequeño, mediano, largo
	Cúpula	L2: 3 mm, 6 mm / Ø2: 36, 40, 44 mm
Constructo glenoideo	Placa base	Pequeña, estándar, larga / Ø3: 34-42 mm
	Glenosfera	Concéntrica, excéntrica / Ø2: 36, 40, 44 mm
	Tornillos	L3: 20, 25, 20, 35, 40 mm / Ø4: 6,5 mm

Se observa menor muesca escapular inferior en comparación con la prótesis invertida Delta, debido principalmente a la técnica quirúrgica utilizada, donde la placa base glenoide es colocada tan inferior como sea posible al margen de la cavidad glenoidea (Nerot & Ohi, 2014). En pacientes que durante el período intraoperatorio tienen riesgo de choque inferior, se minimiza la muesca con una glenosfera excéntrica (Young, et al., 2009). Estudios con prótesis invertida SMR muestran que existen menos casos de fracturas periprotésicas con vástagos cementados que sin cementar, lo que también reduce la incidencia de fracturas intraoperatorias debido a un ajuste excesivo a presión de los implantes (Groh & Groh, 2014). La artroplastia invertida de hombro SMR muestra un buen retorno de la elevación activa postoperatoria pero una rotación externa limitada.

Los diseños modernos de artroplastia invertida de hombro producen resultados alentadores en el tratamiento patologías del hombro. Aunque es demasiado pronto para predecir con fiabilidad los efectos de diferentes diseños protésicos en los resultados a largo plazo, SMR muestra resultados favorables y una baja tasa de complicaciones que siguen siendo una preocupación. Se deben realizar más estudios biomecánicos a largo plazo con técnicas de elementos finitos y experimentales como fotoelasticidad.

2.3. Teoría de Fotoelasticidad

2.3.1. Definición

La fotoelasticidad es una de las técnicas experimentales optomecánicas de análisis de tensiones más antigua. El descubrimiento de la técnica de fotoelasticidad se debe a David Brewster en 1816, quien observó que cuando una pieza de vidrio cargada es iluminada mediante luz polarizada, aparece un patrón de colores causado por las tensiones presentes en la pieza. La

fotoelasticidad es un fenómeno de interferencia de ondas de luz polarizada, denominado birrefringencia artificial, que se da en distintos niveles en los materiales amorfos transparentes (García, Virgós, & Rovira, 1999). Un material birrefringente es aquel que tiene la propiedad de descomponer un haz de luz en dos componentes ortogonales y transmitirlos a diferentes velocidades, a este fenómeno se lo conoce como birrefringencia o doble refracción

La fotoelasticidad implica analizar la luz polarizada que se transmite a través de un modelo tensionado de material polimérico. La deformación del material polimérico provoca cambios en la reflexión y refracción de las ondas de luz proporcionalmente a la magnitud y dirección de la carga aplicada. Para un modelo bidimensional, la carga aplicada puede separarse en dos tensiones principales ortogonales y una tensión de corte que permite establecer una relación entre la magnitud de tensión y el índice de refracción o retardo. Esta relación se define como:

$$\Delta = \Delta_2 - \Delta_1 = \frac{2\pi hc}{\lambda} (\sigma_1 - \sigma_2)$$

Ecuación 2.1. Relación entre la magnitud de tensión y el índice de refracción o retardo

donde Δ es el retardo relativo, h es el espesor del modelo, c es el coeficiente óptico de tensión (constante del material determinado por la calibración), λ es la longitud de onda de la luz utilizada, σ_1, σ_2 son las tensiones principales ortogonales.

El retraso relativo de un ciclo completo de retraso se obtiene mediante el siguiente término:

$$N = \frac{\Delta}{2\pi}$$

Ecuación 2.2. Valor de franja

Luego:

$$(\sigma_1 - \sigma_2) = \frac{N\lambda}{hc}$$

Ecuación 2.3. Diferencia de tensión principal

Por lo tanto, la diferencia de tensión principal, $(\sigma_1 - \sigma_2)$, se puede resolver si se conoce N . En la Figura 2.13.1 se muestra un ejemplo de patrones de franjas. Utilizando un polariscopio, se puede emplear una variedad de técnicas experimentales para determinar el valor de retardo relativo, N , el mismo que se puede usar para separar y determinar el estado completo de tensión en cada ubicación dentro del modelo.

Figura 2.13. 1) Vista central de un haz de calibración sometido a flexión de cuatro puntos con la parte superior del haz en compresión y la parte inferior en tensión. 2) Gráfica de la intensidad en función de la tensión producida a partir de la línea a-b

2.3.2. Polariscopio

Se llama polariscopio al sistema óptico formado por diversos elementos ópticos que acondicionan la luz con el objetivo de poder analizar una muestra con propiedades fotoelásticas. Estos elementos ópticos son habitualmente planos y se sitúan de forma perpendicular al haz de luz con el que se pretende trabajar, alineados según dicho haz.

Un rayo de luz no polarizada se compone de un gran número de haces transversales, los cuales están orientados aleatoriamente. Por consiguiente, un rayo de luz polarizada se compone de un gran número de haces transversales, los cuales tienen una orientación predeterminada. Hay tres tipos de luz polarizada: luz polarizada elíptica, luz polarizada circular y luz polarizada plana, habitualmente se emplea el polariscopio plano y circular en ensayos fotoelásticos.

2.3.2.1. Polariscopio plano

Está constituido por dos polarizadores lineales (lentes polarizados planos) con sus ejes dispuestos perpendicularmente, que reciben el nombre de polarizador y analizador respectivamente según el sentido en que viaja la luz. Puesto que los ejes de polarización son perpendiculares, la luz que no atraviesa el modelo de material fotoelástico y que viaja del polarizador al analizador sin ser perturbada no atraviesa este último, por oscilar en un plano perpendicular al que transmite el analizador, observándose alrededor de la muestra un fondo oscuro, de ahí la denominación del polariscopio (Figura 2.14).

Cuando la luz entra al polarizador se puede denominar $E = a \cos(\omega t)$ donde $\omega = 2\pi f$ es la frecuencia circular de la onda de luz. La luz paralela con el eje del polarizador se transmitirá como $E_{pt} = a \cos(\omega t) \cos(\alpha)$ y la luz perpendicular al eje se reflejará como $E_{pr} = a \cos(\omega t) \sin(\alpha)$ donde α es el ángulo desde el eje de polarización al eje principal de la luz original. Un modelo tensionado actúa como una placa de ondas, a medida que la luz pasa a través del modelo se propaga a velocidades proporcionales a las fuerzas principales en direcciones ortogonales.

$$E_1 = k \cos(\alpha) \cos(\omega t - \Delta_1) \quad E_2 = k \sin(\alpha) \cos(\omega t - \Delta_2)$$

La luz que entra al analizador se transmitirá como:

$$E_{at} = E'_2 - E'_1 = E_2 \cos(\alpha) - E_1 \sin(\alpha) = k \sin 2\alpha \sin \frac{\Delta_2 - \Delta_1}{2} \sin \left(\omega t - \frac{\Delta_2 - \Delta_1}{2} \right)$$

Ecuación 2.4. Luz que entra al analizador

Sabiendo que la intensidad I de la luz es proporcional al cuadrado de la amplitud, y que el tiempo depende de un término constante de luz que emerge del analizador. La intensidad se denomina como:

$$I = k(\sin 2\alpha)^2 \left(\sin \frac{\Delta}{2} \right)^2$$

Ecuación 2.5. Intensidad de la luz (I)

Hay que tener en cuenta que la intensidad será cero cuando $(\sin 2\alpha)^2 = 0$ o cuando $\left(\sin \frac{\Delta}{2} \right)^2 = 0$. Por lo tanto, la intensidad depende tanto de la dirección (α) como de la diferencia (Δ) de las tensiones principales. Los patrones de intensidades de luz vistas a través de un

polariscopio plano se conocen como isoclínicas. Las regiones negras en la imagen de salida identifican direcciones principales de tensión que están alineadas con el eje del analizador. Al girar el analizador 180° se puede determinar la dirección de las tensiones principales en cada punto del modelo fotoelástico.

Figura 2.14. Polariscopio plano de campo oscuro

2.3.2.2. Polariscopio circular

Para eliminar el efecto de la dirección de tensión principal en la intensidad de salida, se agregan dos lentes adicionales al sistema, formando un polariscopio circular. Los lentes adicionales son placas onduladas birrefringentes (o placas de cuarto de onda) que se alinean con su eje rápido con un desplazamiento de 90 grados y se colocan directamente delante y detrás del modelo dentro de una configuración de polariscopio plano. Puesto que el objetivo es iluminar el modelo fotoelástico con luz polarizada circularmente, los ejes de polarización de polarizador y analizador deben formar un ángulo de 45° ($\pi/4 \text{ rad}$) con los ejes rápido y lento de sus respectivas láminas de cuarto de onda (Figura 2.15).

Si se mantienen fijos el polarizador y la primera lámina de onda, tal y como aparecen en la Figura 2.15, existen varios montajes posibles en función de la posición relativa de los ejes de la segunda lámina de onda y del analizador respecto a los primeros. La segunda lámina de onda siempre se sitúa de modo que los ejes (rápido y lento) son paralelos a los de la primera lámina de onda, pudiendo situarse de dos modos: con los ejes análogos paralelos (que se llamará posición de ejes *paralelos*) o con los ejes análogos perpendiculares (que se llamará posición de ejes *perpendiculares*). Igualmente, existen dos posibles posiciones para polarizador y analizador: con sus ejes de polarización paralelos o perpendiculares. Con estas combinaciones se consigue 4 montajes con distintos resultados, que se observan en la Tabla 2.10.

Tabla 2.10. Montaje polariscopio circular

Montaje	Ejes de las láminas de onda	Ejes polarizador y analizador	Fondo
1	Perpendiculares	Perpendiculares	Oscuro
2	Perpendiculares	Paralelos	Claro
3	Paralelos	Perpendiculares	Claro
4	Paralelos	Paralelos	Oscuro

Figura 2.15. Polariscopio circular de campo oscuro

El polariscopio circular tiene una configuración de campo oscuro con una fuente de luz blanca. La intensidad de la luz transmitida a través de un polariscopio circular y un modelo fotoelástico será proporcional a la diferencia de tensión principal en el modelo (el patrón de franjas isocromáticas). La ecuación exacta es:

$$I_i = \frac{1}{\lambda_{i2} - \lambda_{i1}} \int_{\lambda_{i1}}^{\lambda_{i2}} F_i(\lambda) I_0(\lambda) \cdot \left(\sin \frac{\pi \Delta C_\lambda}{\lambda C_0} \right)^2 (1 - (\cos 2\alpha)^2 (\sin \varepsilon)^2) d\lambda$$

Donde:

i es r, g, b; los filtros rojo, verde y azul.

λ_{i1} y λ_{i2} son los límites inferior y superior del espectro de la fuente de luz tal como es adquirido por el filtro i .

$F_i(i = r, g, b)$ son las respuestas espectrales de los filtros rojo, verde y azul de la cámara.

I_0 es la intensidad de la fuente de luz blanca

$\frac{C_\lambda}{C_0}$ es el término que explica la dispersión de la birrefringencia, siendo C_λ y C_0 los coeficientes de tensión óptica en la longitud de onda arbitraria λ y en la longitud de onda de referencia λ_0 , respectivamente.

α es el ángulo isoclínico, el ángulo entre las tensiones principales.

ε es el error del retardo de las placas de cuarto de onda

Hay que tener en cuenta que la salida depende del material utilizado en el modelo, la fuente de luz y el dispositivo de grabación. La correlación entre la intensidad RGB y el valor de tensión se puede entender más fácilmente trazando los valores como se muestra en la Figura 2.13.2.

La región sin tensión de cualquier material fotoelástico visto con una fuente de luz puede identificarse fácilmente como una región negra oscura inmediatamente rodeada por regiones blancas. Las bandas de color se crean a partir de retardos dependientes de la longitud de onda, causados por una mayor deformación del modelo. Siguiendo el cambio en la intensidad de cada

uno de los colores primarios que se mueven desde una región de tensión cero (punto a) a una región de alta tensión (punto b) se puede ver que la intensidad de cada color varía sinusoidalmente con el aumento de la tensión. También se observa en la Figura 2.13.2 como el aumento de la deformación crea una frecuencia diferente para cada uno de los colores primarios. Se demostrará que la amplitud de la sinusoide depende del material de modelado, la textura de la superficie y la distancia desde la cámara al modelo.

2.3.3. Método de congelación de tensiones

El método de congelación por tensiones permite bloquear las tensiones internas en un modelo fotoelástico en 3D para analizar los planos interiores del modelo. El material utilizado en la congelación de tensiones es un polímero difásico. Durante la polimerización, primero se forma una red de enlaces primarios largos, seguidos por enlaces secundarios más cortos que se formarán entre las primarias, proporcionando soporte adicional. A temperatura ambiente, ambos enlaces moleculares actuarán para resistir la carga aplicada.

Cuando la temperatura del polímero se eleva a una temperatura crítica, los enlaces secundarios se romperán dejando los enlaces primarios para soportar cualquier carga. El modelo se deformará elásticamente alargando los enlaces primarios no soportados. Luego, de un enfriamiento lento, los enlaces secundarios se reformarán y bloquearán los primarios en su posición deformada. Los modelos por congelación de tensiones pueden cortarse sin alterar el patrón de tensión bloqueado de los enlaces moleculares. Las propiedades ópticas relacionadas con los enlaces primarios deformados de las láminas del modelo se pueden analizar para determinar el patrón de tensión interno.

2.4. Revisión bibliográfica sobre modelos biomecánicos del hombro

2.4.1. Introducción a los modelos biomecánicos

En biomecánica podemos distinguir tres grandes grupos de modelos: físicos, teóricos y numéricos. Los modelos físicos pueden ser a su vez a escala o antropométricos y son esenciales en la investigación biomecánica. Los modelos a escala se utilizan para estudiar el comportamiento de la mecánica de fluidos o efectos de resistencia del aire sobre un corredor, también para analizar el funcionamiento biomecánico a escala real y representar las acciones musculares de las articulaciones (Almeida-Galárraga, et al., 2018). Los modelos antropométricos suelen ser maniqués empleados en pruebas y ensayos destructivos, como en las pruebas de seguridad de un automóvil.

Los modelos físicos experimentales son necesarios para validar los resultados que proporcionan los modelos numéricos, también aportan conocimiento anatómico detallado de las articulaciones, músculos y huesos implicados en los movimientos realizados. Ofrecen una identificación gráfica inmediata e intuitiva de la anatomía y del mecanismo de la articulación, permitiendo una mejor comprensión para médicos y otros profesionales en campos diferentes a la ingeniería. Estos modelos permiten el análisis de la distribución de tensiones en los huesos y prótesis en escala real y bajo condiciones que se aproximan más a la realidad. Los modelos experimentales más utilizados para el análisis de las articulaciones son la fotoelasticidad y la extensometría eléctrica.

Existen escasos grupos de investigación relacionados con la biomecánica del hombro que actualmente estén desarrollando modelos físicos, la mayoría de estudios se realiza por elementos finitos, debido en parte, a la complicación que supone modelizar el complejo del hombro. Nikooyan, et al. (2010) mediante modelos experimentales y computacionales estudian el movimiento del miembro superior y desarrollan nuevas técnicas de medida, orientados a desarrollar nuevas prótesis glenohumerales que mejoren los resultados de una intervención quirúrgica y establezcan un modelo diagnóstico para problemas de dislocación en el hombro. Por otra parte, Almeida-Galárraga, et al. (2017b) mediante la técnica de fotoelasticidad 2D y 3D desarrollaron un análisis de distribución de tensiones en la articulación del hombro.

Según Wan, et al. (2011) los modelos físicos permiten explorar y evaluar la anatomía humana para conocer mejor las patologías, mejorar el diagnóstico clínico y desarrollar nuevos componentes protésicos. Además, concluyen que no importa lo buenas que sean las imágenes 3D y los modelos computacionales, en ocasiones, es necesario un modelo físico para manipular las estructuras bajo condiciones reales.

Los modelos teóricos y numéricos se basan en métodos matemáticos, los cuales se emplean habitualmente para estudiar el comportamiento cinemático, cinético y dinámico de las articulaciones. Por otra parte, estos modelos pueden describir el daño óseo derivado del nivel de tensión producido por cargas cíclicas sobre un elemento de hueso, dependiendo de la densidad del material, de su módulo elástico y varios parámetros experimentales de ajuste (Roces García, 2016).

Todo modelo matemático tiene aplicación a un modelo de elementos finitos en el que se discretizan las superficies para aproximarnos a las zonas de aplicación de las fuerzas, el área de contacto prótesis-hueso, las tensiones y deformaciones en los huesos producidas por las cargas musculares, etc.

2.4.2. Método de elementos finitos para modelos de artroplastia invertida de hombro: Delta XTEND y SMR

El Método de Elementos Finitos (FEM por sus siglas en inglés de *Finite Element Method*) es un método numérico general para la aproximación de soluciones de ecuaciones diferenciales parciales complejas. FEM consiste en dividir la estructura en pequeñas partes (elementos), cuyo comportamiento se describe en forma simplificada. Los elementos son entonces “reconectados” a través de puntos clave (nodos). El proceso resulta en un sistema de ecuaciones algebraicas simultáneas de cuya solución se obtiene la respuesta del problema (desplazamiento, deformaciones). El modelo de FEM requiere que la información sobre la geometría del problema le sea proporcionada a través de la posición de los nodos (matriz de coordenadas) y cómo estos se encuentran conectados para definir los elementos (matriz de conectividad). Luego se deben especificar para cada elemento las constantes elásticas (D’Amico, et al., 2005).

FEM desde un enfoque matemático fue desarrollado en 1943 por Richard Courant, quien usó el Método de Ritz del análisis numérico y el cálculo variacional para obtener soluciones aproximadas para sistemas oscilatorios. Poco después de que el FEM fuera aceptada como una herramienta computacional válida, fue adoptada por el campo de la ortopedia (Permeswaran, 2014). Brekelmans et al. (1972) publicó el primer uso del FEM en ortopedia, posteriormente, se realizaron varios estudios para analizar la tensión ósea. Sin embargo, la verdadera explosión del FEM en ortopedia coincidió con el gran aumento en el volumen de artroplastias realizadas a

finis de la década de 1970 y principios de 1980. Con el fin de mejorar los resultados clínicos, los implantes ortopédicos se modelaron para comprender mejor las fallas mecánicas experimentadas y para aumentar la vida funcional de los dispositivos. (Huiskes & Chao, 1983). La articulación del hombro y la artroplastia de hombro se analizaron con el FEM a fines de la década de 1980. En la primera serie de modelos de hombro con FEM, se crearon modelos bidimensionales de elementos finitos de la glena y húmero para analizar el cambio en las tensiones experimentadas por el hueso antes y después de la implantación (Prendergast, 1997).

En las últimas décadas las herramientas de cálculo numérico computacional y en especial el FEM, se han popularizado en el campo de la biomecánica y la ortopedia. Estas herramientas originalmente desarrolladas en el campo de la ingeniería, permiten crear los medios virtuales para el estudio del aparato músculo-esquelético y de esta manera determinar el comportamiento mecánico de sistemas hueso-implante sin necesidad de intervención y experimentación en el cuerpo humano. Al mismo tiempo es posible desarrollar y trabajar con modelos individualizados, que consideren las características particulares de cada paciente y que ayuden en la exploración y búsqueda de soluciones a problemas específicos antes de la intervención quirúrgica. La construcción de un modelo con FEM necesita definir la geometría del problema (morfología ósea, arquitectura de la prótesis, etc.), junto con la información de sus propiedades mecánicas y cargas (fuerzas) aplicadas.

Por otra parte, las imágenes médicas procedentes de los estudios de tomografía computarizada (TC) son herramientas usuales para el diagnóstico médico. El reformateo y procesamiento de las imágenes axiales de TC permite obtener reconstrucciones bidimensionales (2D) en los planos sagital, coronal y oblicuo o tridimensionales (3D) mediante la utilización de software específicos. En biomecánica, y en el caso particular del modelado de estructuras óseas, las TC suministran la información detallada de la geometría y densidad de las mismas. Aunque muy potentes y eficaces, estas técnicas orientadas a la visualización y construcción de imágenes no proporcionan en forma directa la información necesaria para la construcción de modelos con FEM. Por lo tanto, para obtener un modelo más exacto es necesario utilizar diversas metodologías para modelar estructuras óseas de mayor precisión, utilizando herramientas para determinar las propiedades mecánicas (constantes elásticas) de los huesos y las prótesis. La construcción de un modelo computacional requiere que la información sobre el problema (factores de diseño, consideraciones geométricas, especificaciones mecánicas de los materiales, etc.) esté dada en un formato compatible para su procesamiento por un algoritmo numérico.

Se han publicado muchos modelos computacionales y físicos de RSA. Sin embargo, debido a la aprobación relativamente reciente de RSA de la FDA en 2004, pocos de estos modelos publicados son completamente definidos o validados con una larga historia de progresión del modelo. Ahir, et al. (2004) publicó un modelo de elementos finitos del sistema de implantes Bayley-Walker de RSA (*Stanmore Implants*, Elstree, Reino Unido). Para el modelo creado por los investigadores, solo se modelaron el componente glenoideo y la escápula. Se aplicaron cargas estáticas a través del centro de rotación, correspondientes a diferentes ángulos de abducción. Se encontraron valores de tensiones más altos en el implante, así como en el sitio de fijación cuando el brazo estaba en 60° de abducción versus 90°. Esto se atribuyó a fuerzas de reacción de la articulación que creaban momentos dentro del implante en oposición a fuerzas puramente axiales a 90° (Ahir, et al., 2004). Por otra parte, Terrier, et al. (2008) publicó un modelo derivado de Buchler, et al. (2002), para estudiar las fuerzas de reacción articular y los brazos del momento muscular entre RSA y TSA. Ese modelo predijo que los implantes de RSA aumentan los brazos de

momento de los músculos deltoides mientras que también disminuyen la fuerza de la articulación (Terrier, et al., 2008).

Una revisión sistémica en 2011 informó que las tasas globales de problemas, complicaciones, reintervenciones y revisiones de RSA fueron 44%, 24%, 3.5% y 10% (Zumstein, et al., 2011). El *notching* escapular sigue siendo el problema postoperatorio más común con casi el 49.8% en el estudio de Zumstein, et al. (2011) y con una incidencia del 44% al 96% en el estudio de Nicholson, et al. (2011). El *notching* escapular es el resultado del contacto entre la parte superomedial del componente humeral con la porción inferior del cuello escapular; dicho roce o fricción produce una erosión en el cuello de la cavidad glenoidea y ocurre generalmente en el primer año postimplante. La fricción se debe a la falta de región del cuello del componente glenoideo y la disminución del húmero. En la Figura 2.16 se puede observar los tipos de *notching* escapular según el porcentaje de erosión ósea.

Figura 2.16. Grados de *notching* escapular según el porcentaje de erosión ósea. Fuente a partir de Lévigne et al. (2008)

A pesar que algún *notching* escapular excede el tornillo inferior, no hay informes radiográficos de efectos clínicos negativos del *notching* en relación con el aflojamiento glenoideo (Yang, et al., 2013). Varios estudios han documentado que el *notching* escapular puede ser progresivo, clínicamente significativo, tener un efecto potencial sobre la estabilidad glenoidea y estar asociado a peores resultados clínicos, así como a menor movimiento y fuerza (Simovitch, et al., 2007). El propósito del desarrollo de modelos numéricos y físicos es mejorar los resultados clínicos de las RSA, comprender mejor las fallas mecánicas de las prótesis y diseñar alternativas para mejorar la calidad de vida de los pacientes.

Se han propuesto varias soluciones para reducir la formación de *notching* escapular, inestabilidad glenoidea y otras complicaciones. Los métodos incluyen aumentar el diámetro de la glenosfera, desplazamiento lateral, desplazamiento distal, inclinación inferior de la placa base y aumento del offset óseo de la artroplastia invertida de hombro (BIO-RSA por sus siglas en inglés de *Bony Increased Offset - RSA*). La técnica quirúrgica BIO-RSA consiste en implantar entre la glena y la placa base un pequeño disco cilíndrico de hueso que se obtiene de la cabeza humeral. Mediante modelos numéricos y físicos se puede identificar si las soluciones propuestas generan mayor problema o la solución definitiva a las complicaciones.

Para la elaboración de este epígrafe se realizó una búsqueda bibliográfica desde el año 2013 hasta la fecha actual. Se seleccionaron 13 documentos que informasen sobre estudios de elementos finitos en la articulación con artroplastia invertida de hombro de dos modelos de prótesis (Delta XTEND y SMR). Además, los artículos científicos tienen que incluir estudios FEM de análisis de tensiones y deformaciones por contacto, área de contacto de la prótesis-hueso y modelado de los elementos finitos.

Actualmente, el FEM ha tenido un gran despliegue en el área de la biomecánica debido a su gran flexibilidad. Sin embargo, no existen estudios suficientes relacionados con los dos modelos de RSA (Delta XTEND y SMR) y el análisis de distribución de tensiones en el hueso-prótesis provocadas por contacto o asociadas a las condiciones y factores de diseño de FEM. En el 2013, 2014 y 2015 se publicaron apenas dos estudios por cada año, es decir el 46,15% (n=6) en los tres primeros años. A partir del 2015 en adelante existe una tendencia hacia arriba, en los últimos dos años se publicó el 53,84% (n=7), siendo el 2017 el año con más publicaciones. Esto puede estar relacionado a que la prótesis Delta XTEND y SMR son modelos nuevos y es necesario realizar estudios a medio y largo plazo. En la Figura 2.17 se identifican las publicaciones por cada año desde el 2013 hasta la actualidad.

Figura 2.17. Publicaciones entre 2000-2017

La RSA es un tratamiento popular en la artropatía por desgarramiento del manguito de los rotadores (CTA por sus siglas en inglés *Cuff Tear Arthropathy*), fracturas humerales proximales y artroplastia de revisión. Debido a la popularidad de RSA existen en el mercado 29 modelos de prótesis invertida, siendo las más utilizadas para las patologías antes descritas Delta XTEND, SMR y Aequalis Tornier (Middernacht, et al., 2016). Según la revisión científica de estudios FEM-RSA existen menos publicaciones del modelo SMR (*Systema Multiplana Randelli*; Lima-LTO, San Daniele del Friuli, Italia), un 7,69% (n=1). El modelo Aequalis (Tornier, Montb, France) tiene el 23,08% (n=3) y Delta XTEND (DePuy Orthopedics, Inc., Warsaw, IN, USA) representa el 69,23% (n=9). Esta información se corrobora con la literatura estudiada porque en los últimos años la prótesis Delta es la más utilizada para fracturas severas de húmero y para disminuir las complicaciones como notching escapular y aflojamiento de los componentes (Groh & Groh, 2014). En la Tabla 2.11 se presenta un resumen en relación a estudios FEM-RSA de las prótesis Delta XTEND y SMR.

Tabla 2.11. Revisión de la literatura en revistas académicas en relación al estudio FEM-RSA para el período 2013-2017

Año	Referencia	Zona de estudio: <i>Escápula /Húmero /Prótesis</i>	Posición de equilibrio: <i>Abducción /Aducción /Flexión</i>	Factores de diseño: <i>Notching /Módulo glenoideo /humeral /BIO</i>	Condición mecánica para AEF: <i>Hueso /Prótesis / Ambos</i>	Tipo de análisis: <i>Tensión /Zona o área de contacto /Ambos</i>	Modelo de AIH <i>SMR /Delta XTEND /Otros</i>
2013	Nigro, et al.	E / P	Abducción 90	Glenoideo	Ambos	Área	Delta
2013	Yang, et al.	E / P	Abducción 45	N / G / BIO	Ambos	Tensión	Otros
2014	Permeswaran	E / P	Abducción 30-90	G / H / BIO	Ambos	Ambos	Otros
2014	Sousa	E / H / P	Abducción 90	G / H	Ambos	Tensión	Delta
2015	Giles, et al.	E / H	Abducción	G / H		Tensión	Delta
2015	Langohr	E / P	Abducción 0-90	G / H	Prótesis	Ambos	Delta
2016	Wong, et al.	Escápula	Abducción 0-120	G / H	Ambos	Tensión	Delta
2016	Langohr, et al.	Prótesis	Abducción 15-120	G / H	Prótesis	Ambos	Delta
2016	Batista	E / P	A / F	N / G	Ambos	Tensión	SMR
2017	Königshausen	Escápula	A / F	N / G / BIO	Ambos	Tensión	Delta
2017	Liedtke, et al.	Escápula	Abducción 90	Glenoideo	Ambos	Tensión	Delta
2017	Griffiths	E / P	Abducción 10-55	N/ G / H	Prótesis	Ambos	Delta
2017	Permeswaran	E / P	Abducción 40	G / H / BIO	Ambos	Ambos	Otros

Para evaluar el diseño propuesto con FEM algunos autores utilizan condiciones de diseño obtenidas de modelos físicos experimentales. El 15,38% (n=2) validan el modelo de elementos finitos utilizando las condiciones experimentales evaluadas en el modelo físico, mientras que el 84,62% (n=10) maneja un diseño únicamente con FEM. Sousa, et al. (2014) complementa un modelo numérico con un modelo físico con extensometría eléctrica para medir tensiones y deformaciones en una réplica a escala real de un húmero intacto y otro con RSA. El modelo físico evalúa las tensiones óseas presentes bajo condiciones de carga específica a 90° de abducción y se correlaciona con el modelo numérico desarrollado. En la Figura 2.18 se identifican los estudios que utilizan únicamente FEM y las investigaciones que utilizan modelos físicos para evaluar la precisión de FEM o viceversa.

Figura 2.18. Artículos según objeto de estudio

En la Tabla 2.11 y Figura 2.18 se observa que existe una publicación del modelo SMR en relación al análisis de tensiones de contacto utilizando elementos finitos, esto representa el 7,69% de la muestra. En el estudio Batista (2016) verifica las tensiones principales máximas en la glena para cada grado de erosión ósea según el grado de *notching* escapular (1-4), también, identifica la distribución de las presiones de contacto en la superficie de la placa base y finalmente, verifica las tensiones de corte entre los dos tornillos, la clavija de la placa base y la

glena (**Figura 2.19**). El 38,46% (n=5) son artículos que analizan las tensiones y deformaciones del modelo Delta XTEND para RSA, de los cuales solamente un artículo utiliza un modelo físico experimental para verificar el modelo FEM (Sousa, 2014). El 7,69% (n=1) utiliza FEM con el modelo Delta XTEND, en condiciones de diseño específicas para estudiar el área total de contacto implante-hueso y la estabilidad de la placa base (Nigro, et al., 2013). Un 23,08% (n=3) son publicaciones con prótesis Delta XTEND que analizan tensiones y área total de contacto del implante y hueso. Finalmente, el 23,08% (n=3) son artículos de otras prótesis que estudian tensiones de corte, deformaciones y área de contacto mediante FEM.

Figura 2.19. (1) Representación de los 4 grados de notching escapular (a, b, c, d). (2) Análisis de tensiones principales máximas en la glena. (3) Análisis distribución de tensiones de contacto en la placa base a partir de Batista (2016)

Los estudios de elementos finitos que se presentan en este epígrafe determinan la variación en la distribución de las tensiones mecánicas durante los movimientos de abducción y flexión. Todos los análisis FEM de los artículos científicos se realizan en abducción, un 84,62% (n=11) utilizan únicamente la posición de equilibrio de abducción, mientras que el 15,38% (n=2) determinan las tensiones durante la abducción y flexión. Para complementar el análisis, se tuvieron en cuenta las fuerzas musculares y las condiciones de carga que actúan en la abducción y flexión. Batista (2016) y Königshausen, et al. (2017) mediante FEM analizan el *notching* escapular teniendo en cuenta diferentes condiciones de cargas relacionadas con movimientos de abducción y flexión de la extremidad superior. Langohr, et al. (2016) analizan el área y tensiones de contacto aplicando una carga constante de 400 N en abducción fisiológica, con variación del ángulo de carga articular cada 15°, entre 15° y 120°. Se seleccionó una carga constante para permitir la comparación directa de todos parámetros del implante y todos los ángulos de abducción. La carga de 400 N correspondió a la carga más grande observada durante la abducción (Langohr, et al., 2016). Wong, et al. (2016) utiliza una metodología similar, crearon un modelo computacional para calcular los vectores de fuerza a través de la abducción de 7 secciones del deltoides, para rezalzar el modelo se utiliza un arco de movimiento de abducción cada 15°, entre 0° y 120°.

Los estudios con FEM en la mayor parte simplifican la realidad idealizando las condiciones iniciales. Permeswaran (2014), idealiza las propiedades mecánicas de los huesos y prótesis del hombro como materiales lineales, elásticos e isotrópicos. Otros autores optimizan los modelos con FEM utilizando condiciones para las propiedades de hueso cortical y hueso esponjoso (Batista, 2016; Nigro, et al., 2013; Yang, et al., 2013). Nigro, et al. (2013) y Liedtke, et al. (2017) en el modelo FEM trabajan únicamente con factores de diseño para el módulo glenoideo, representa el 15,38% (n=2) de la muestra. Nigro, et al. (2013) determina el área de contacto total del implante-hueso, comparando dos condiciones, la primera cuando la glena esta al ras de la placa base y sin contacto con la glenosfera y la segunda cuando la glena está en contacto con la placa base y la capa inferior de la glenosfera. Las publicaciones de Yang, et al. (2013) y

Königshausen (2017) representan el 15,38% (n=2) de la muestra, añaden modificaciones en el modelo FEM para estudiar más a fondo la inestabilidad y el riesgo de *notching* escapular, en sus diseños utilizaron las propiedades mecánicas del material para el hueso cortical, esponjoso y prótesis (polietileno y aleación de titanio) del módulo glenoideo; y otros factores de diseño como el *notching* escapular y BIO-RSA. Permeswaran realizó en 2014 y 2017 dos investigaciones que representan el 15,38% de la muestra, incluye en el modelo FEM condiciones de diseño para el módulo glenoideo, humeral y BIO-RSA para estudiar las complicaciones de la prótesis, como inestabilidad estrés de contacto y *notching* escapular. El 38,48% de las publicaciones (n=5) estudian aspectos similares, pero utilizan únicamente condiciones de diseño de FEM del módulo glenoideo y humeral, no toman en cuenta otros factores como el *notching* escapular y BIO-RSA. El 15,38% (n=2) diseñan su modelo FEM en función del *notching* escapular y el módulo glenoideo (Batista, 2017; Griffiths, 2017), además Griffiths (2017) añade las características del módulo humeral para evaluar los cambios en la mecánica de contacto de la RSA.

El propósito de los estudios con FEM es identificar el efecto de varios diseños de RSA en la escápula, húmero y prótesis, para lo cual se determinan las tensiones por contacto entre prótesis-hueso. El 92,31% (n=13) son estudios realizados en la escápula en los que se identifica la inestabilidad y aflojamiento de los componentes, el *notching* escapular y las tensiones producidas por contacto. Los estudios realizados en el húmero son reducidos, solamente el 15,38% estudian las tensiones y deformaciones producidas en este hueso. Sousa (2014) estudia las consecuencias de la implantación de la prótesis invertida del hombro y las posibles razones de fracaso mediante un modelo experimental del húmero, cuyos resultados se evalúan con un modelo numérico con FEM del húmero intacto y con prótesis. El 69,23% (n=9) son publicaciones sobre el estrés de contacto de la prótesis, el aflojamiento e inestabilidad de los componentes de RSA. Langohr, et al. (2016) propone investigar el contacto mecánico de la RSA durante la abducción para diferentes ángulos del eje del cuello humeral, tamaños de glenofera y profundidades de copa o cúpula de polietileno.

Las publicaciones obtenidas en este análisis descriptivo diseñan modelos que determinan la distribución de las tensiones de contacto en el hombro con prótesis invertida, se evalúan dos tipos de implantes (Delta EXTEND y SMR) con un método de elementos finitos, para posteriormente cuantificar en qué porcentaje varían las tensiones entre un hombro sano y una RSA. Las condiciones de diseño varían según el autor del modelo, y pueden tomar en cuenta el módulo glenoideo, módulo humeral, *notching* escapular, BIO-RSA o la combinación de estos. La metodología toma en cuenta también las condiciones mecánicas de los materiales (hueso esponjoso, hueso cortical, componente glenoideo y humeral) y la posición de equilibrio articular (abducción y flexión). Finalmente, los autores determinan el área de interés de estudio que puede ser el conjunto hombro-prótesis, los implantes, la escápula o el húmero y refuerzan el estudio con modelos físicos experimentales. En los resultados obtenidos por Yang, et al. (2013), que también son aceptados por otros autores (Batista, 2016; Königshausen, et al., 2017; Griffiths, 2017), se observa que el incremento del desplazamiento excéntrico y el desplazamiento lateral de la glenofera pueden reducir el *notching*, sin embargo, generan un estrés significativo de la glena y del componente glenoideo de la prótesis y su posterior aflojamiento. El estrés máximo ocurre en la base y en el centro del tornillo inferior. En la Tabla 2.12 se identifica un resumen de los modelos FEM analizados.

Tabla 2.12. Resumen de los modelos FEM analizados

Referencia	Objetivo	Resultados y conclusiones
Nigro, et al. (2013)	Determinar si el aumento en el contacto glenofera-cavidad glenoidea mejora la estabilidad y fijación de los componentes.	El aumento del tamaño de la glenofera y el contacto de la glenofera aumentan el área total de contacto implante-hueso y la estabilidad de la placa base.
Yang, et al. (2013)	Identificar el efecto y la variación de tensión de componentes glenoideos usando FEM bidimensional.	El incremento del desplazamiento excéntrico y el desplazamiento lateral de la glenofera pueden reducir el notching.
Permeswaran (2014)	Estudiar el notching escapular en la artroplastia de hombro invertida.	La lateralización del implante disminuye el ángulo de incidencia, pero aumentaba la fuerza deltoides.
Sousa (2014)	Evaluar experimentalmente las respuestas mecánicas entre el húmero sano e implantado, y evaluar con modelos numéricos.	Los resultados revelan la alteración del comportamiento mecánico después de implementación de la prótesis.
Giles, et al. (2015)	Evaluar el efecto de los parámetros de diseño RSA sobre las fuerzas musculares deltoides, la magnitud de la carga articular y el ángulo de carga.	La lateralización humeral fue el único parámetro que mejoró la carga articular y muscular, mientras que la lateralización de la glenofera aumentó de la carga.
Langohr (2015)	Evaluar la mecánica de contacto de RSA y el desgaste.	La reducción del ángulo del cuello humeral y de la profundidad de la copa redujeron el área de contacto y aumentaron el estrés pico de contacto.
Wong, et al. (2016)	Evaluar el efecto de la posición del implante húmero y glenoideo RSA sobre las tensiones acromiales.	El posicionamiento de la glenofera tiene un efecto significativo sobre el estrés acromial después de RSA.
Langohr, et al. (2016)	Investigar el contacto mecánico de la RSA para diferentes tamaños de glenofera y copa humeral.	El daño en el inferior de la copa debido al notching puede ser causado por tensiones de contacto.
Batista (2016)	Evaluar las implicaciones mecánicas del notching escapular.	El notching escapular descrito no compromete la estabilidad del implante.
Königshausen (2017)	Comparar 2 técnicas quirúrgicas para la reconstrucción de defectos glenoideos con RSA.	Ambas técnicas podrían aplicarse para defectos tan complejos con la condición de que haya suficiente stock medial de hueso.
Liedtke, et al. (2017)	Evaluar la respuesta ósea después de un procedimiento de RSA.	Los valores de tensión resultantes en la escápula con RSA fueron menores porque los tornillos son los componentes que soportan la carga en el sistema.
Griffiths (2017)	Describir los efectos de copa humeral resultante del notching escapular.	Los defectos de la copa humeral dan una mecánica de contacto articular degradada.
Permeswaran (2017)	Estudiar el notching escapular y las complicaciones como la fuerza del momento del deltoides, la versión glenoidea, la inestabilidad, entre otros.	Proporciona una base importante para modelos FEM complejos y clínicamente útiles que estudian la RSA.

Los modelos con FEM de las publicaciones analizadas tienen varias limitaciones. Primero, el componente humeral no fue modelado por varios autores. Debido a esto, el contacto e impacto que probablemente ocurre no pueden analizarse. Además, Permeswaran (2017) utiliza mallas tetraédricas automáticas para la escápula y el contacto entre el componente glenoideo y la glena. Modelar bien las condiciones de contacto limita los estudios con FEM. Las mallas tetraédricas generalmente tienen un rendimiento pobre en aplicaciones que implican contacto

móvil. Otra limitación fue que la malla tenía una resolución espacial relativamente baja cerca de las regiones de interés, es decir, en el sitio de fijación.

Otra limitación de los modelos que se presentan en este epígrafe, se relaciona con el hecho de que solo se simulaban dos movimientos, abducción y flexión, sin tener en cuenta otras situaciones cotidianas. El análisis de otros movimientos podría conducir a otros campos de tensiones y deformaciones más complejos a las diversas situaciones de *notching* escapular, BIO-RSA y otras condiciones del módulo glenoideo y humeral.

FEM es un método numérico válido para analizar el comportamiento biomecánico de las prótesis invertidas de hombro. Las publicaciones de FEM de las prótesis Delta XTEND y SMR que se estudian en este epígrafe han aportado avances favorables para reducir las complicaciones de las RSA en un futuro. Además, la capacidad que tiene FEM para identificar el comportamiento de prótesis nuevas antes de ser implantadas, ayuda a tener una RSA más duradera y menos complicaciones para el paciente. Sin embargo, es necesario realizar un estudio experimental con modelos físicos como la fotoelasticidad y la extensometría para evaluar de mejor manera el contacto prótesis-hueso. La realización de una evaluación experimental es importante porque es la mejor manera de comprobar si los datos numéricos son viables. En las pruebas experimentales se puede encontrar factores que causen alguna variación en los resultados, es por este motivo que es considerable tomar en cuenta el porcentaje de error a la hora de comprobar los datos, de esta manera se conoce si el modelo FEM es válido o no para otros estudios biomecánicos.

En el análisis de este epígrafe se puede identificar que existe mayor énfasis en el estudio de la escápula y sus componentes protésicos, sin haber casi precedentes del húmero. Esto se debe a que existe mayor complicación en la zona de la escápula que en el húmero, sin embargo, es importante evaluar las tensiones en el húmero y sus componentes protésicos de RSA para mejorar la durabilidad de los implantes y la calidad de vida de los pacientes. Finalmente, el análisis biomecánico del hombro con RSA es importante porque permite identificar las complicaciones reales, como aflojamiento de los componentes, inestabilidad de la RSA, tensiones de contacto, *notching* escapular, BIO-RSA, entre otros.

2.4.3. Métodos de fotoelasticidad para la articulación del hombro

Los distintos métodos experimentales para el análisis de tensiones proporcionan información de la interacción de los huesos con las prótesis y permiten visualizar patrones de distribución de tensiones puntuales o en toda la articulación (Almeida-Galárraga, et al., 2017a). La fotoelasticidad es un método de análisis de tensión de campo completo bidimensional y tridimensional que se puede aplicar a modelos complejos cargados estática o dinámicamente (Murphy & Prendergast, 2005). Cuando se observan materiales fotoelásticos bajo luz polarizada cruzada, se observan una serie de franjas coloreadas continuas. Cada franja corresponde a áreas dentro del material de prueba con condiciones de deformación similares (Pelletier, et al., 2008).

Varios autores han utilizado modelos fotoelásticos para estudiar la biomecánica del complejo de la articulación del hombro. La fotoelasticidad permite el análisis de la distribución de tensiones en los huesos. Los huesos que componen el complejo articular del hombro absorben la fuerza de tensión del músculo y en el caso de superar el umbral de tensión, las fuerzas provocarán modificaciones estructurales en el hueso, causando luxaciones u otras afecciones. La congelación por tensiones es una técnica experimental de fotoelasticidad para

medir con precisión las tensiones y deformaciones internas en un modelo fotoelástico tridimensional durante las pruebas estáticas (Harrow, 1999). Los modelos fotoplásticos de un tamaño real se moldean utilizando dos técnicas diferentes: modelando el hueso completo (réplica) y recubriendo el hueso con un material fotoelástico.

Los métodos numéricos aportan una gran cantidad de información para el análisis, pero se corre el riesgo de idealizar y hacer generalidades que no reflejan adecuadamente la realidad (Schmidutz, et al., 2014). Por esta razón es necesario emplear técnicas alternativas como la fotoelasticidad para validar los resultados numéricos. Los métodos experimentales se apegan más a la realidad, por lo que es conveniente combinar los métodos experimentales con los numéricos para complementarlos (Almeida-Galárraga, et al., 2018).

Para la elaboración de este epígrafe se realizó una búsqueda bibliográfica desde el año 2000 hasta la fecha actual. Se seleccionaron 13 documentos que informasen sobre estudios de fotoelasticidad en la articulación del hombro o en huesos en general, fabricación de modelos fotoelásticos de huesos y análisis de tensiones con técnicas experimentales optomecánicas en la articulación glenohumeral con artroplastia.

La mayoría de las publicaciones se realizaron en los cinco primeros años, un 69,24% (n=9) desde el 2000 hasta el año 2005 y el 15,38% (n=2) en los cinco años siguientes (Figura 2.20). No se han desarrollado investigaciones desde el 2010 hasta el año 2016 y el último año se efectúan nuevos estudios en relación a técnicas de fotoelasticidad en el hombro, el 15,38% (n=2). El análisis de tensiones y deformaciones con la técnica de fotoelasticidad, aunque bien estudiada en la artroplastia de cadera y mandíbula, ha recibido menos atención en la artroplastia del hombro debido a la complejidad biomecánica que crea muchos desafíos de diseño.

Figura 2.20. Publicaciones entre 2000-2017

Únicamente, el 7,69% (n=1) de la muestra utiliza un diseño de metodología descriptiva (Barak, et al., 2009), mientras que el resto 92,31% (n=12) maneja un diseño experimental. Un 76,92% (n=10) aplican congelación de tensiones como técnica de fotoelasticidad para analizar la distribución de las mismas en el hueso (Tabla 2.13).

La construcción de los huesos fotoelásticos se diseñan de dos maneras diferentes: recubriendo el hueso con un material fotoelástico o realizando una réplica del hueso completo. Existen menos publicaciones con la primera técnica (Malicky, et al., 2001; Pelletier, et al., 2008), un 15,38% (n=2), mientras que el 76,92% (n=10) son réplicas del húmero y escápula. El recubrimiento fotoelástico del hueso asegura la transferencia completa de las tensiones al material fotoelástico (Pelletier, et al., 2008), mientras que el segundo diseño permite la observación de tensiones y deformaciones para huesos completos, independientemente de la homogeneidad del material (Peindl, et al., 2004).

Los estudios experimentales con modelos sintéticos de huesos son muy limitados por su dificultad, solamente el 15,38% (n=2) son publicaciones de fabricación de huesos para su uso específico en fotoelasticidad 3D (Mushipe & Orr, 2001; Almeida-Galárraga et al., 2017b), uno de estos artículos compara dos métodos de fabricación de huesos fotoelásticos para la articulación con dos tipos de prótesis invertidas: Delta (Depuy Sinthes) y SMR (Lima) (Almeida-Galárraga, et al., 2017b).

Tabla 2.13. Revisión de la literatura en revistas académicas en relación al estudio de la fotoelasticidad en la articulación del hombro para el período 2000-2017

Año	Referencia	Tipo de Investigación: <i>Fabricación de huesos /Análisis de fotoelasticidad</i>	Análisis de: <i>Escápula /Húmero /Ambos</i>	Método de investigación: <i>Descriptivo /Experimental</i>	Técnica: <i>Réplica /Recubrir el hueso</i>	Prótesis de hombro: <i>Si /No</i>
2000	Harrow	Análisis	Escápula	Experimental	Réplica	Si
2000	Peindl, et al.	Análisis	Escápula	Experimental	Réplica	Si
2001	Mushipe, et al.	Fabricación	Ambos	Experimental	Réplica	No
2001	Malicky, et al.	Análisis	Escápula	Experimental	Recubrir	No
2003	Peindl, et al.	Análisis	Escápula	Experimental	Réplica	Si
2003	Yu, et al.	Análisis	Húmero	Experimental	Réplica	No
2004	Peindl, et al.	Análisis	Escápula	Experimental	Réplica	Si
2004	Yu, et al.	Análisis	Húmero	Experimental	Réplica	No
2005	Murphy, et al.	Análisis	Escápula	Experimental	Réplica	Si
2008	Pelletier, et al.	Análisis	Escápula	Experimental	Recubrir	Si
2009	Barak, et al.	Análisis	Ambos	Descriptivo		No
2017a	Almeida, et al.	Fabricación	Ambos	Experimental	Réplica	Si
2017b	Almeida, et al.	Análisis	Ambos	Experimental	Réplica	No

Los artículos enfocados al análisis de tensiones y deformaciones en la articulación del hombro sin artroplastía con técnicas experimentales optomecánicas forman el 46,16% de la muestra total (n=6), mientras el 53,84% (n=7) son estudios de fotoelasticidad en modelos con artroplastía de hombro (Figura 2.21).

Figura 2.21. Artículos según objeto de estudio

Existen menos investigaciones de análisis de tensiones con fotoelasticidad para el húmero que para la escápula, un 23,08% (n=3) y 61,54% (n=8), respectivamente. Solamente, un artículo presenta un modelo basado en técnicas de fotoelasticidad en la articulación glenohumeral completa (húmero y escápula) sin artroplastía de hombro (Almeida-Galárraga, et al., 2017a). El

porcentaje es mayor en la escápula debido a que existen más problemas en la cavidad glenoidea (Harrow, 1999; Peindl, et al., 2000; Malicky, et al., 2001) con respecto al húmero (Yu, et al., 2003; Yu, et al., 2004; Almeida-Galárraga, et al., 2017a).

La fotoelasticidad se usa para obtener datos experimentales para compararlos con los resultados del análisis de elementos finitos y confirmar el comportamiento estructural del modelo numérico. Un 23,08% (n=3) utiliza análisis de elementos finitos y fotoelasticidad (Yu, et al., 2003; Yu, et al., 2004; Murphy & Prendergast, 2005), mientras que el 53,85% (n=7) basa su diseño experimental únicamente en metrología óptica para validar los resultados numéricos.

La congelación de tensiones continúa siendo el principal método para evaluar las tensiones internas con modelos biomecánicos con fotoelasticidad. Las deformaciones resultantes se observaron usando un polariscopio de reflexión (Murphy & Prendergast, 2005; Almeida-Galárraga, et al., 2017a), cuando las tensiones son visualizadas correctamente se realiza la fotografía y se estudian los datos usando un software de análisis de imágenes (Malicky, et al., 2001). Los modelos experimentales transmiten información fácilmente a médicos y otros profesionales no ingenieros, proporcionan datos visuales valiosos e intuitivos, son versátiles y aptos para aplicaciones didácticas en anatomía y biomecánica del hombro (Almeida-Galárraga, et al., 2018).

A pesar del atractivo de la fotoelasticidad como método capaz de mapear distribuciones de tensiones superficiales, tiene varias debilidades inherentes. Cuando una muestra se recubre con un material fotoelástico, los errores potenciales incluyen una falta de coincidencia de la relación de Poisson entre el material de recubrimiento y la estructura investigada, incidencia de luz incorrecta, espesor de recubrimiento irregular y el efecto reforzante potencial del material fotoelástico (Malicky, et al., 2001; Pelletier, et al., 2008). Cuando se utiliza una réplica, solo se simula la geometría de manera homogénea pero no las diferentes capas de la muestra y las propiedades complejas de los materiales no se tienen en cuenta (Harrow, 1999; Mushipe & Orr, 2001; Peindl, et al., 2004). La homogeneidad del material resulta una desventaja porque no se modelan todas las capas de hueso con diferentes materiales fotoelásticos, por ejemplo, el húmero y escápula se componen de una capa exterior dura (hueso cortical) con un núcleo más blando (hueso esponjoso) que no son analizadas por separado (Mushipe & Orr, 2001; Peindl, et al., 2003).

En esta revisión varios artículos han utilizado la metrología óptica para investigar el comportamiento mecánico del hueso y del implante óseo (Harrow, 1999). Sin embargo, los resultados solo mostraron tendencias ya que el material analizado (réplicas de resina fotoelástica) fue homogéneo e isotrópico (Mushipe & Orr, 2001). Para mejorar estos resultados se debe construir réplicas con varias capas de material fotoelástico, que modelen el material óseo complejo y anisotrópico con estructuras semejantes al hueso esponjoso y cortical (Barak, et al., 2009). El trabajo futuro está dirigido a utilizar modelos de réplica de la arquitectura real del hueso para determinar la transmisión de fuerzas a través del hueso esponjoso, el hueso cortical y cartílago (Peindl, et al., 2003).

Se evaluaron las tensiones y deformaciones producidas en hombro con artroplastia y en un hombro sano. La tensión producida por las prótesis después de una artroplastia de hombro conduce a un aflojamiento del implante y posteriormente deformaciones en la cavidad glenoidea (Pelletier, et al., 2008) y el acromion (Murphy & Prendergast, 2005).

Peindl et al. (2003), evaluó las tensiones de la corteza cortical en la glenoide anatómicamente normal cargada a través de la cabeza humeral frente a la glenoide con un

componente de hemiartroplastia (quillados y con clavija) usando un enfoque de análisis fotoelástico. Los modelos con un componente de hemiartroplastia redujeron las tensiones máximas a niveles casi anatómicos en la base de la cavidad glenoidea para las diversas condiciones de carga.

Los resultados del análisis de fotoelasticidad en la cavidad glenoidea muestran que, cuando se implantan prótesis en huesos sanos aumentan las tensiones en el cuello de la cavidad glenoidea (Harrow, 1999; Peindl, et al., 2004) y las tensiones corticales (Harrow, 1999; Peindl, et al., 2004; Pelletier, et al., 2008) y los implantes no cementados aquillados con respaldo de metal producen algunas áreas de tensiones cortantes corticales significativamente más altas con carga estática en comparación a un diseño cementado de polietileno (Pelletier, et al., 2008). Debido a una mayor transferencia de carga a través de la quilla, la tensión en la cavidad glenoidea fue más evidente con los componentes quillados frente al diseño cementado de clavija (Peindl, et al., 2004).

Murphy et al. (2005), utilizó un análisis de elementos finitos para investigar si la fijación de acromion es una ventaja significativa para los componentes glenoideos. La unión del componente protésico glenoideo al acromion puede parecer simple y beneficiosa pero no crea ninguna ventaja para la fijación. Cuando se implanta con una prótesis fijada por acromion, se encuentra que se producen fuertes tensiones no fisiológicas en la escápula, y que las tensiones en la fijación no se reducen.

El húmero en general sufre menos lesiones, es por este motivo que la gran mayoría de estudios de fotoelasticidad se realizan en la cavidad glenoidea (glena). Los estudios de fotoelasticidad del húmero (Pelletier, et al., 2008; Almeida-Galárraga, et al., 2017b) no se relacionan con la artroplastia total del hombro. Yu et al. (2004), analizaron la distribución de la tensión en el ectocondilo humeral mediante una técnica experimental de campo continuo y un método de elementos finitos.

La aplicación de técnicas avanzadas de fotoelasticidad para el estudio de huesos completos tiene mucho potencial en el futuro. Se propone desarrollar un análisis experimental para estudiar a nivel cualitativo las tensiones internas con fotoelasticidad 3D en los huesos del hombro con artroplastia. Además, se deben investigar los efectos de la implantación de prótesis articulares con los huesos. Este método puede aplicarse a otros complejos articulares.

2.5. Modelo físico basado en cinemática y análisis experimental del hombro

La biomecánica, mediante el desarrollo de modelos físicos de las articulaciones, nos permite obtener descripciones cuantitativas y cualitativas del funcionamiento articular, datos que resultan útiles tanto para la práctica clínica como para la investigación (Limb, 2014).

El modelo físico de la articulación del hombro a escala real permite comprender su funcionamiento biomecánico y representar las acciones de fuerza de los músculos que lo componen. Para desarrollar el modelo es necesario realizar una técnica de moldeo de huesos adecuada y montar sobre el modelo anatómico completo de esqueleto humano (Almeida-Galárraga et al., 2017b). A continuación, se modela los orígenes e inserciones musculares (Drake, Vogl, & Mitchell, 2015), se simula las acciones musculares con cadenas de ortodoncia

elastoméricas (Nordin et al., 2004), se estudia las posiciones cinemáticas de equilibrio y finalmente se analizan los resultados obtenidos comparando con otros autores.

El modelo posee 12 grados de libertad (GL), tres GL por cada articulación glenohumeral, escapulotorácica, esternoclavicular y acromioclavícula, lo cual permite realizar movimientos como abducción, flexión, aducción, extensión, entre otros. Las fuerzas resultantes de los músculos en las posiciones estáticas de equilibrio se consideran aceptables, comparando con la literatura de los músculos agonistas y antagonistas que intervienen en las tres posiciones de equilibrio estudiadas.

Se utilizó las recomendaciones del comité de Estandarización y Terminología de la Sociedad Internacional de Biomecánica (ISB por sus siglas en inglés de *International Society of Biomechanics*) para el análisis del movimiento de la extremidad superior, definiendo un Sistema de Coordenadas Locales (LCS por sus siglas en inglés de *Local Coordinate Systems*) y sucesión de rotaciones para el estudio de la cinemática del hombro en las posiciones de equilibrio (Wu, et al., 2005). En la Figura 2.27, se muestra el sistema de coordenadas (X_h Y_h Z_h), a partir del epicóndilo lateral (EL), el epicóndilo medial (EM) y el centro de rotación glenohumeral (GH), que coincide con el origen del SCL. También se observa el sistema de coordenadas de la articulación esternoclavicular (SC) y acromioclavicular (AC).

2.5.1. Estudios cinemáticos del hombro

El conocimiento del funcionamiento biomecánico del hombro es imprescindible para conocer la fisiología y la patología asociada a dicha articulación. Se han propuesto múltiples modelos teóricos para estudios biomecánicos: basados en estudios con cadáver (Van der Helm & Veenbaas, 1991), estudios de elementos finitos (Büchler et al., 2002), estudios cinemáticos (Klopčar et al., 2007), estudios cinemáticos usando marcadores de piel (Jackson et al., 2012), modelos de predicción de fuerzas del conjunto glenohumeral (Charlton & Johnson, 2006).

Van der Helm & Veenbaas (1991) desarrollaron un método que toma en cuenta el tamaño y geometría de las inserciones, así como la distribución de las fibras en el músculo. De esta manera se describe matemáticamente la fijación completa del músculo, así como un mapa de la distribución de las fibras desde el origen hasta la inserción. Este mapa define el número de vectores de fuerza que representan propiamente el efecto mecánico del músculo. Dada la alta cantidad de vectores, se procedió a una simplificación manteniendo despreciable el error en el efecto mecánico. Se utiliza parte de este concepto para desarrollar el modelo físico del complejo articular del hombro. Se emplean estructuras musculoesqueléticas, identificando en estas el origen y la inserción de todas las fibras musculares para construir el modelo; y evaluar las fuerzas que intervienen en diferentes posiciones de equilibrio, teniendo en cuenta las recomendaciones de la ISB (Wu, y otros, 2005).

Nordin et al. (2004) estima la fuerza motora para una abducción de 90°, asume que solo el músculo del deltoides está activo y actúa a una distancia de 3 centímetros (cm) sobre el centro de rotación GH. Se consideran para este cálculo tres fuerzas: la del deltoides como agonista, la reacción articular sobre la glenohumeral (J) como antagonista y el peso del brazo (0,05 veces el Peso Corporal (PC) y actúa a una distancia de 30 cm del GH). Este ensayo se muestra en la Figura 2.22. Se obtienen las fuerzas de reacción sobre la articulación glenohumeral a partir de supuestos simplificadores (Poppen & Walker, 1978). Las fuerzas D y J se calculan con la ecuación (4), la cual corresponde al equilibrio de momentos. Las fuerzas D y J son iguales, pero de

magnitud opuesta, se estima como la mitad del peso corporal. El deltoides haría según la teoría entre 500 y 700 Newtons (N).

Figura 2.22. Equilibrio simplificado

Nikooyan et al. (2010) aplica una técnica de seguimiento para medir la cinemática de la articulación glenohumeral tridimensional in vivo. El modelo de hombro y codo se utiliza para estimar las fuerzas musculares y de reacción conjunta en el hombro y el codo. El modelo se ha verificado cualitativamente con electromiografía. Los valores estimados de las fuerzas del brazo mantenido una posición estática en aducción hasta 90° están en el orden de magnitud comentados por Nordin et al. (2004) para un peso de una persona de media 70 Kilogramos (Kg).

Negrete-Mundo & Torres-Zavalab (2016) determinan la fuerza normal del hombro en abducción a 90° en individuos sanos en los dos brazos (dominante y no dominante), mediante un sistema de adquisición de fuerza muscular.

2.5.2. Construcción del modelo físico experimental

El modelado de los huesos sintéticos de resina de poliuretano se realiza mediante técnicas de moldeo en bloque (Almeida-Galárraga et al., 2017b). La técnica de moldeo por colada de resina de poliuretano líquida en moldes de silicona se puede observar en la Figura 2.23. Una vez elaboradas las réplicas se eliminan rebabas y restos de bebederos y, se reparan defectos. Se realiza el montaje de las réplicas moldeadas sobre un modelo anatómico completo de esqueleto humano (Jago, 2010).

Figura 2.23. Huesos obtenidos a partir de la técnica de moldeo

Los haces musculares y ligamentos tienen un origen y una inserción en el elemento óseo, para saber los haces que se insertan en uno u otro punto, se numeran y se asocian a un punto de la zona de inserción y origen muscular (Drake et al., 2015). Los músculos se simulan con cadenas de ortodoncia elastoméricas. En la Figura 2.24 y Figura 2.25 se muestran los resultados de las características mecánicas de las cadenas mediante ensayos de fluencia (tracción constante) (Hobbie & Roth, 2015).

Figura 2.24. Ensayo de fluencia (tracción constante) usando cadenas y cargas

Figura 2.25. Ensayo de fluencia (tracción constante)

Para calcular la diferencia de longitud de la cadena, se ha partido de una Posición Anatómica (PA) determinada y se han medido los agujeros de cadena que son necesarios acortar, es decir, restar desde el extremo (músculo motor o agonista) o alargar, es decir, sumar hacia el extremo (músculo reactor o antagonista) respecto a dicha posición anatómica, para conseguir equilibrar una posición determinada. Midiendo esta diferencia de longitud, se puede obtener la fuerza axial a lo largo de la cadena, esta acción se observa en la Figura 2.26 y en la Ecuación 2.6. Las cadenas que simulan los músculos agonistas se destensan ($\Delta L < 0$) y los antagonistas se tensan ($\Delta L > 0$) cuando se realiza un movimiento desde la PA hasta la amplitud buscada.

Figura 2.26. Cadena representando a un músculo motor y reactor en movimiento

Dado que los ensayos se van a realizar en intervalos cortos de tiempo, el comportamiento mecánico de las cadenas se aproxima al de un resorte ideal, es decir, la relación entre carga y alargamiento es lineal y se representa en la Ecuación 2.6, donde k es la constante de rigidez, y ΔL es la diferencia de longitud. Esta ecuación se usó para medir la fuerza de los haces musculares. Donde k es la constante de rigidez (obtenida mediante los ensayos de la Figura 2.24), y ΔL es la diferencia en longitud.

$$F(N)=k*\Delta L$$

Ecuación 2.6. Fuerza a partir de k y ΔL

Las superficies fibrocartilaginosas se han simulado utilizando silicona (Wang & Yu, 2004), ya que es el material que permite moldear cada uno de los rodetes/meniscos con mayor facilidad. Sin embargo, no cumple con todas las propiedades elástico-mecánicas dependientes de la deformación (Liu, 2017).

El proceso de montaje se realiza colocando los músculos profundos simulados por las cadenas elastoméricas que unen la escápula con la columna vertebral, a continuación, los músculos que unen el húmero con la escápula. Finalmente, se inserta la clavícula, los músculos superficiales y los ligamentos. Se realiza un primer montaje completo para evaluar la longitud de cada haz muscular en la posición anatómica fisiológica. En la Figura 2.27 se indica la posición anatómica inicial, sin actividad de los músculos movilizadores del hombro, con la carga exclusiva de peso propio y la escapula en un plano fisiológico (Rull & Cunillera, 2005).

Figura 2.27. Vista posterior del modelo en posición anatómica y definición del LCS

2.5.3. Posiciones de equilibrio y cinemática del modelo físico experimental

Se analizó la validez del modelo construido, es decir, la movilidad o rigidez, una vez situadas todas las cadenas en la posición anatómica. Se comprueba los tres GL por cada una de las articulaciones glenohumeral, escapulotorácica, esternoclavicular y acromioclavicular, realizando movimientos como antepulsión, retropulsión, rotación interna, rotación externa, rotación longitudinal de la clavícula, abducción, flexión, aducción y extensión. En ninguno de ellos el hombro sufre una luxación, si bien presenta cierta rigidez al realizar amplitudes mayores que 60° en abducción y flexión, debido a que las cadenas no pueden representar a los músculos en todas sus características fisiológicas. No obstante, como el objetivo de este modelo es un

análisis cinemático y cinético, y no dinámico, las fibras tienen la longitud adecuada. Por lo tanto, el modelo posee en total 12 GL, tres GL por cada articulación, permitiendo orientar el hombro con relación a los tres planos del espacio, en disposición a los tres ejes del sistema de coordenadas (X_h Y_h Z_h) (Wu, et al., 2005). En la Figura 2.27, se muestra la matriz de rotación del SCL.

Figura 2.28. Movimientos de validación del modelo físico

Las acciones como peinarse, comer, colocarse un cinturón, realizar algún deporte, etc. implican una serie de movimientos que son combinación de posiciones cinemáticas (Murray & Johnson, 2004). En el estudio del modelo físico del hombro se analizó tres posiciones de equilibrio importantes (flexión 60°, abducción 60° y aducción más flexión 30°).

En las tres posiciones de equilibrio se miden los alargamientos de cada fibra colocada, perteneciente a una sección del músculo a estudiar. Se obtiene la fuerza axial que ejerce dicha fibra en base a la tracción, moviendo los elementos óseos. Se miden alargamientos en los músculos significativos, es decir primarios de cada movimiento, así como algún músculo secundario para demostrar su función auxiliar en cada posición de equilibrio. En cualquier posición que se plantee se deben cumplir las ecuaciones de equilibrio en el espacio:

$$\sum F_X = 0$$

Ecuación 2.7. Sumatoria de fuerzas en el eje x

$$\sum F_Y = 0$$

Ecuación 2.8. Sumatoria de fuerzas en el eje y

$$\sum F_{GH} = 0$$

Ecuación 2.9. Sumatoria de momentos

La Ecuación 2.7 representa la sumatoria de fuerzas en el eje x igual a 0; la Ecuación 2.8 es la sumatoria de fuerzas en el eje y igual a 0; y la Ecuación 2.9 es la sumatoria de momentos de cada fuerza respecto al GH o Centro Instantáneo de Rotación (CIR) es igual a 0.

Dada la complejidad del modelo por la gran cantidad de fuerzas actuantes sólo se ha planteado el equilibrio de resultantes, en cuanto a sus componentes longitudinales, a lo largo del eje humeral y transversal, perpendiculares a dicho eje. Se plantea una representación espacial de las fuerzas, abatiendo el eje humeral, como se explica, y proyectando las fuerzas en sendos planos frontal y sagital para una mejor visualización.

Las proyecciones transversales son las que generan un par de fuerzas que hace girar el húmero, la escápula o la clavícula en el plano buscado. Las componentes longitudinal y transversal del peso contribuyen, también, en el equilibrio de cada posición.

2.5.3.1. Flexión 60°

La flexión de 60° en el plano sagital se analiza equilibrando los músculos agonistas y antagonistas. El Deltoides se divide en ocho porciones o fascículos (I-VIII). Los fascículos I y II forman los haces anteriores, el III forma el medio, y los IV, V, VI, VII, VIII forman los haces posteriores (Kapandji A. I., 2012).

Entre los músculos que intervienen en la flexión, el más determinante es el deltoides (fibras anteriores). Las fibras del dorsal ancho sufren una reacción antagónica similar, siendo en términos de fuerza, mayor a la de otros músculos antagonistas. Los músculos del manguito de los rotadores tienen un papel poco antagonista en esta amplitud de flexión, ejerciendo una labor más de estabilización, evitando que el brazo realice una aducción en lugar de una flexión, esto es que se salga del plano sagital. En la Tabla 2.14 se identifica las fuerzas de cada músculo que interviene en la flexión.

Tabla 2.14. Fuerzas de los músculos en una flexión de 60°.

Músculo	ΔL (mm)	Fuerza músculo (N)	Contribución de la fuerza (%)	Acción del Músculo
D ant	-303	60,60	24,40	AG
PMcl	-279	55,80	22,46	AG
CC	-99	19,80	7,97	AG
Infr	60	12	4,83	AN
Rm	30	6	2,42	AN
RM	171	34,2	13,77	AN
DA	300	60	24,15	AN

D ant: Deltoides anterior; PMcl: Pectoral Mayor claviculares; CC: Coracobraquial; Infr: Infraespinoso; Rm: Redondo menor; RM: Redondo Mayor; DA: Dorsal Ancho; AG: Agonista; AN: Antagonista.

En las Figura 2.29 y Figura 2.30 se representa el eje longitudinal del brazo, el pectoral y deltoides se insertan en él, mientras que el coracobraquial lo hace medialmente. Se toma como centro de coordenadas el GH del movimiento, en el cual se insertan los músculos antagonistas. La resultante de los opositores al movimiento se denomina R_t y la de los motores F_t .

Figura 2.29. Acciones musculares a lo largo del eje longitudinal del húmero.

Figura 2.30. Fuerzas flexión 60°. Representación espacial.

2.5.3.2. Abducción fisiológica 60°

La abducción en el plano de la escápula de 60° se realiza equilibrando los músculos agonistas y antagonistas, siguiendo la misma metodología que en flexión de 60°. Las fuerzas resultantes para cada músculo se identifican en la Tabla 2.15.

Tabla 2.15. Fuerzas de los músculos en una abducción de 60°

Músculo	ΔL (mm)	Fuerza músculo (N)	Contribución de la fuerza (%)	Acción del Músculo
Supra	-216	43,2	38,30	AG
Delt	-174	34,8	30,85	AG
PLBb	-66	13,2	11,70	AG
Subes	-27	5,4	4,79	AG
Infr	-51	10,2	9,04	AG
Rm	30	6	5,32	AN

Supra: Supraespinoso; Delt: Fibras Deltoideas II, III, IV, V; PLBb: Porción Larga del Bíceps braquial; Subes: Subescapular; Infr: Infraespinoso; Rm: Redondo menor; AG: Agonista; AN: Antagonista.

La fuerza que realiza el supraespinoso es mayor que la del deltoides, posiblemente por el grado de abducción de esta posición. El subescapular y el redondo menor tienen un papel claramente antagonista, mientras que el infraespinoso posee fibras neutras y fibras motoras leves, que se encuentran en la mitad superior de la fosa. En la Figura 2.31 se muestra las acciones musculares a lo largo del húmero.

Figura 2.31. Acciones musculares a lo largo del eje longitudinal del húmero

En la Figura 2.32 se muestra una representación espacial de las acciones musculares a lo largo del eje longitudinal del húmero. El deltoides se inserta en él, al igual que los músculos del manguito de los rotadores en una simplificación realista de la realidad.

Figura 2.32. Fuerzas durante la abducción 60°. Representación espacial.

2.5.3.3. Aducción más flexión 30°

Las fuerzas resultantes en aducción más flexión de 30° en el plano frontal se identifican en la Tabla 2.16 y en la Figura 2.33, mientras que en la Figura 2.34 se representa espacialmente las fuerzas. En esta posición de equilibrio la porción esternal del pectoral mayor es por sí solo capaz de realizar la aducción, apenas el coracobraquial le ayuda. La contribución del dorsal ancho y del redondo mayor en una aducción más flexión es de antagonista.

Tabla 2.16. Fuerzas de los músculos aducción más flexión 30°

Músculo	ΔL (mm)	Fuerza músculo (N)	Contribución de la fuerza (%)	Acción del Músculo
PMes	-438	87,60	55,94	AG
CC	-117	23,4	14,94	AG
RM	48	9,6	6,13	AN
DA	180	36	22,99	AN

PMes: Pectoral Mayor haces esternoclaviculares; CC: Coracobraquial; RM: Redondo Mayor; DA: Dorsal Ancho; AG: Agonista; AN: Antagonista.

Figura 2.33. Acciones musculares para la aducción más flexión 30° a lo largo del eje longitudinal del húmero.

Figura 2.34. Representación espacial de las acciones musculares durante la aducción más flexión 30°

2.5.4. Análisis cinemático del modelo físico experimental

El modelo físico del complejo del hombro representa con suficiente aproximación a la realidad, posee 12 GL reales, lo cual permite realizar movimientos como abducción, flexión, aducción y extensión. Se comprobó que tiene 3 GL por cada una de las siguientes articulaciones: glenohumeral, escapulotorácica, esternoclavicular y acromioclavicular. Por lo tanto, el modelo representa fielmente la anatomía y permite estudios de cinemática y cinética articular.

Los datos de contribución de fuerza de los músculos en las tres posiciones de equilibrio presentadas son válidos y son equivalentes con otros estudios como Barden et al. (2005), y

Escamilla, et al. (2009), que muestran una tendencia similar. Los resultados obtenidos en el modelo físico son similares a los calculados con Nordin et al. (2004), donde el deltoides actúa como agonista.

El modelo físico del hombro difiere con los resultados el estudio de Park (1977), donde se analiza la acción muscular de los haces anteriores, medios, y posteriores deltoideos. Los resultados de las fuerzas en la abducción y flexión calculados en el modelo teórico de Nikooyan et al. (2010) no concuerdan con este estudio experimental, los valores obtenidos son menores que los teóricos.

La acción de los músculos como agonistas y antagonistas, coinciden exactamente con la literatura en dos posiciones de equilibrio: Flexión 60° y Aducción más flexión 30°. Sin embargo, en la abducción fisiológica existe una diferencia con los músculos subescapular e infraespinoso que en el modelo físico son agonistas (Drake et al., 2015).

CAPÍTULO 3: HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

3.1. Hipótesis de investigación

3.1.1. Primera hipótesis

El método experimental fotoelástico diseñado en el laboratorio permite evaluar cualitativamente con precisión la distribución de tensiones y deformaciones en la articulación glenohumeral intacta y que el análisis tenga utilidad clínica.

Los modelos físicos experimentales ofrecen una identificación gráfica inmediata e intuitiva de la anatomía y de la biomecánica de la articulación, sin embargo, los sistemas experimentales adolecen aun de dificultades, los más significativos son el control riguroso de parámetros y la repetitividad de los ensayos. Por este motivo es necesario diseñar un modelo fotoelástico que permita una estimación precisa de la distribución de tensiones y deformaciones en la articulación glenohumeral intacta con control del sistema de distribución de cargas y la temperatura de la cámara isotérmica. El método de fotoelasticidad es necesario para validar los resultados que proporcionan los modelos numéricos y permiten una mejor comprensión para médicos y otros profesionales en campos diferentes a la ingeniería. Dado que en los ensayos realizados se ha empleado la técnica de congelación de tensiones, la observación y toma de imágenes fotoelásticas se simplifica enormemente, puesto que no es necesaria la aplicación de carga mientras se observa en el polariscopio circular y se evita tener que disponer de un sistema costoso y complejo.

3.1.2. Segunda hipótesis

El modelo fotoelástico fisiológico diseñado en el laboratorio permite realizar un análisis cualitativo con precisión y utilidad clínica de los patrones de tensiones y el área de contacto de la articulación glenohumeral con artroplastia invertida de hombro.

Esta hipótesis es fundamental en la existencia de diferencias claras entre la articulación glenohumeral intacta y con artroplastia invertida de hombro. El análisis del hombro con los dos modelos de prótesis cementada (Delta XTEND) y no cementada (SMR) es importante porque se puede conocer el comportamiento de la artroplastia invertida a corto, mediano y largo plazo, e identificar las complicaciones reales, como aflojamiento de los componentes protésicos, inestabilidad de la articulación, tensiones de contacto, notching escapular, BIO-RSA, entre otros. La congelación por tensiones es una técnica experimental de fotoelasticidad para medir los patrones de tensiones y deformaciones internas en un modelo fotoplástico tridimensional durante las pruebas estáticas con control del sistema de distribución de cargas y la temperatura de la cámara isotérmica. El análisis de tensiones y deformaciones en la articulación con artroplastia invertida de hombro permite identificar las complicaciones derivadas del uso de estas prótesis.

3.1.3. Tercera hipótesis

La técnica de montaje de réplica de prótesis en hueso sintético (MRPH) posee propiedades más óptimas para analizar con fotoelasticidad la distribución de tensiones en la articulación glenohumeral con RSA en comparación con la técnica de montaje de prótesis real en hueso sintético (MPH).

Para que el análisis mediante la técnica de fotoelasticidad 2D y 3D de los patrones de tensiones, el área de contacto y la estabilidad del hombro sea correcto no basta que el diseño del sistema fotoelástico sea eficiente, sino que se debe diseñar un método de fabricación de huesos fotoplásticos útil para dicho análisis. Es necesario desarrollar dos métodos de fabricación de huesos fotoelásticos y comparar las dos técnicas de construcción de modelos fotoplásticos, con el fin de identificar el conjunto hueso-prótesis sintético más adecuado para estudios con fotoelasticidad 2D y 3D por congelación de tensiones. La técnica deberá reproducir muestras más semejantes y una construcción cómoda y fácil. Esta hipótesis defiende que es viable implementar una técnica de montaje de réplica de prótesis en hueso sintético (MRPH) y que su uso en el análisis de fotoelasticidad permite obtener resultados más precisos que con la técnica de montaje de prótesis en hueso sintético (MPH).

3.1.4. Cuarta hipótesis

Las propiedades ópticas y mecánicas de los huesos sintéticos y los componentes protésicos modelados son adecuadas para el análisis fotoelástico por congelación de tensiones de la articulación del hombro con RSA.

Los huesos sintéticos deben tener propiedades ópticas y mecánicas óptimas para realizar el análisis de fotoelasticidad en la articulación glenohumeral. Los modelos de material fotoelástico de huesos sometidos a cargas deberán permitir realizar ensayos de congelación de tensiones. Puesto que los ensayos por congelación de tensiones requieren elevar la temperatura de la cámara isotérmica al menos hasta 60 °C durante 30 minutos y posteriormente un enfriamiento lento, los materiales utilizados deben tener propiedades elásticas adecuadas. De igual manera las propiedades mecánicas de los huesos sintéticos y de las réplicas de prótesis deben ser proporcionales a los huesos y prótesis reales. Los estudios experimentales con modelos sintéticos son muy limitados por su dificultad, no habiendo precedentes de modelos fabricados para su uso específico en Fotoelasticidad 3D. Esta hipótesis valora si las propiedades mecánicas de los modelos fotoplásticos del conjunto hueso-prótesis son adecuados para realizar los ensayos de congelación de tensiones.

3.1.5. Quinta hipótesis

El montaje de transmisión de cargas con tres músculos agonistas del modelo físico de fuerzas del hombro permite mantener en equilibrio el ensayo de la articulación glenohumeral intacta y con artroplastia invertida de hombro a 90 grados de abducción.

El montaje de transmisión de cargas debe permitir una identificación rápida y directa de los planos principales de carga, solicitaciones y cambios geométricos que puede provocar la articulación con RSA. En general el diseño se realiza con elementos simples de transmisión de carga por gravedad. Las tres cargas aplicadas están asociadas con tres músculos agonistas, los cuales tienen mayor implicación en la posición de equilibrio a 90 grados de abducción. El montaje del modelo físico fotoelástico es muy útil para visualizar y comprender los cambios físicos provocados por la artroplastia, tales como, alargamiento del brazo, cambio en la ubicación geométrica de los huesos, cambio del centro instantáneo de rotación, entre otros. Las fuerzas aplicadas no son las magnitudes reales, son cargas proporcionales a la articulación del hombro en dicha posición de equilibrio.

3.1.6. Sexta hipótesis

El sistema de registro de imágenes fotoelásticas diseñado en el laboratorio es fiable para analizar los espectros optomecánicos en la articulación glenohumeral intacta y con artropastia de hombro.

Las tensiones y deformaciones resultantes de los modelos, obtenidos a partir de la técnica de congelación de tensiones, se observaron usando un polariscopio circular con luz blanca y monocromática, descartando la fotoelasticidad por reflexión analizada en el estado del arte. Como el análisis de esta tesis es cualitativo no ha sido necesario el uso de un software para procesar las imágenes. El registro de las muestras se realiza en distintas posiciones por cada hueso, con el fin de observar el efecto de la distribución de tensiones resultantes de cada modelo. Después de haber tomado las fotografías, se aplica una flexión manualmente. De esta forma aparecerán tensiones superpuestas y se podrá determinar el signo de las tensiones en cada borde. El sistema de registro de imágenes es bidimensional y tridimensional.

3.1.7. Séptima hipótesis

Mediante el método experimental optomecánico es posible establecer una comparación sobre la efectividad mecánica de distintos modelos de prótesis articular empleados en la artroplastia por desgarro del manguito de rotadores.

El modelo de congelación de tensiones y el registro de imágenes proporciona un método válido y repetible para analizar y visualizar las diferencias en las distribuciones de tensiones de varios modelos fotoelásticos (articulación intacta, RSA Delta XTEND y RSA SRM). La metodología eficiente del modelo físico permite analizar la efectividad mecánica de los modelos. El estudio permite identificar si la tensión producida por las prótesis después de una artroplastia de hombro puede conducir a un aflojamiento del implante, posteriormente deformaciones en la cavidad glenoidea u otras complicaciones.

3.2. Objetivos de la tesis

3.2.1. Objetivo general

El objetivo del estudio es realizar un análisis biomecánico de la articulación del hombro tanto del sistema biológico intacto como de modelos con artroplastia invertida del hombro, con el fin de evaluar el comportamiento del sistema protésico. Para conseguir lo anterior, se desarrolla principalmente, un estudio fotoelástico en 2D y 3D por congelación de tensiones. Tales modelos deberán representar fielmente la geometría de la articulación y de los componentes de la artroplastia invertida del hombro. De igual manera analizar el comportamiento del modelo fotoelástico fisiológico con dos modelos de prótesis cementada (Delta XTEND) y no cementada (SMR) con un sistema de distribución de carga controlado y con distintas variaciones de la cúpula humeral. Esto con el fin de observar el efecto en la distribución de tensiones y deformaciones resultantes de la variación de tales parámetros (prótesis y cúpulas humerales). Finalmente, analizar las distintas alternativas de los parámetros de diseño del sistema huesos-prótesis, con el fin de predecir la combinación biomecánica más eficiente.

3.2.2. Objetivos específicos

Realizar un análisis experimental del complejo articular del hombro a partir de una técnica óptica de campo continuo, fotoelasticidad 2D y 3D, en su variante congelación de tensiones. Para conseguir lo anterior, se estudia cualitativamente la distribución de tensiones y desplazamientos en la articulación glenohumeral con un sistema de carga controlado a 90 grados de abducción.

Diseñar un modelo fotoelástico fisiológico de la articulación glenohumeral con artroplastia invertida de hombro a 90 grados de abducción para investigar los patrones de tensiones, el área de contacto y la estabilidad del hombro con dos modelos de prótesis cementada (Delta XTEND) y no cementada (SMR).

Desarrollar dos métodos de fabricación de huesos fotoelásticos con dos modelos de prótesis invertida de hombro cementada (Delta XTEND) y no cementada (SMR). Realizar un análisis comparativo de las dos técnicas de construcción de modelos fotoelásticos, con el fin de predecir el conjunto hueso-prótesis sintético más adecuado para estudios con fotoelasticidad 2D y 3D por congelación de tensiones. Además, la técnica deberá reproducir muestras más semejantes y una construcción más cómoda y fácil.

Construir huesos sintéticos con material fotoelástico con propiedades ópticas y mecánicas adecuadas para el análisis de fotoelasticidad 2D y 3D por congelación de tensiones. Los huesos sintéticos, a partir de las técnicas de reproducción deberán conservar los elementos anatómicos

y accidentes óseos. También, fabricar componentes de la artroplastia invertida de hombro con características mecánicas semejantes a las prótesis reales.

Desarrollar un método experimental de fotoelasticidad por congelación de tensiones aplicable al análisis de la articulación glenohumeral y al conjunto hueso-prótesis. Diseñar un ensayo sencillo, reversible, repetible, no destructivo, con control riguroso de parámetros, tales como sistema de distribución de cargas y temperatura de la cámara isotérmica).

Fabricar un sistema de registro fiable de imágenes fotoelásticas para analizar los espectros de los distintos modelos de la articulación del hombro, para lo cual se utiliza un polariscopio circular empleando luz blanca y monocromática. Finalmente, se captura la imagen fotoelástica con el fin de observar el efecto de la distribución de tensiones y deformaciones resultantes de los modelos.

Determinar la efectividad de la prótesis invertida de hombro Delta XTEND y SMR y evaluar, mediante los patrones de tensiones, el área de contacto y la estabilidad, las posibles complicaciones que se pueden producir en la articulación glenohumeral con artroplastia invertida de hombro. Comparar con la literatura analizada los posibles eventos adversos a corto, medio y largo plazo.

CAPÍTULO 4: MATERIALES Y MÉTODOS

4.1. Metodología propuesta

4.1.1. Diseño y definición de variables de investigación

El estudio se desarrolla mediante una metodología experimental y cualitativa para analizar los patrones de tensiones en la articulación glenohumeral con artroplastia invertida de hombro, con la finalidad de evaluar dos diseños de prótesis utilizados en estudios clínicos. Además, para obtener un modelo sólido de resultados, se plantea que el método desarrollado sea sencillo, repetible, con control riguroso de parámetros (condiciones de contorno de cargas y desplazamientos) y un sistema de registro e interpretación de resultados rápido, fiable y asequible.

En esta tesis se propone una metodología cualitativa porque la técnica de fotoelasticidad permite una visualización directa de los estados tensionales y una interpretación fácil de los resultados. Así mismo, el análisis cualitativo es útil para desarrollar o refinar teorías o hipótesis (Martínez Miguélez, 2006), por lo tanto, se busca contrastar los resultados de esta investigación con estudios sobre análisis de distribución de tensiones en la articulación del hombro con RSA propuestos por otros autores. Esta metodología cualitativa ofrece una descripción más rica del fenómeno objeto de estudio, permite no solo aumentar el conocimiento sobre el análisis de distribución de tensiones en el conjunto hueso-prótesis, sino también la comprensión respecto a la técnica de fotoelasticidad desarrollada en este trabajo (Binda & Balbastre-Benavent, 2013).

La investigación cualitativa parece la más adecuada para contestar aquellas cuestiones que requieren una descripción, una interpretación y una explicación, detallada del fenómeno a estudiar. Igualmente, contribuye a identificar patrones y configuraciones entre variables y a hacer distinciones. Por ello, la metodología cualitativa no solo sirve para explorar y describir, sino que también facilita el desarrollo del trabajo investigativo hacia la obtención de explicaciones significativas ante un fenómeno (Binda & Balbastre-Benavent, 2013).

Para incrementar el grado de calidad de la metodología cualitativa se aplican criterios. La adopción explícita de estos criterios permite incrementar la transparencia del análisis de tensiones y deformaciones del conjunto hueso-prótesis y, por ende, la fiabilidad de los resultados obtenidos (Boeije, 2009). De manera concreta, se aplican como criterios de calidad a la investigación cualitativa, los de fiabilidad, validez interna y validez externa (Binda & Balbastre-Benavent, 2013). En la Tabla 4.1 se identifican los criterios de calidad del análisis cualitativo para esta investigación.

Tabla 4.1. Criterios de calidad del análisis cualitativo

Fiabilidad	Hace referencia al grado en el cual una medida, procedimiento o instrumento, genera el mismo resultado en distintas ocasiones. Usar categorías descriptivas de bajo nivel de inferencia, es decir, lo más concretas y precisas posible.
Validez interna	Se relaciona con el grado en que las conclusiones extraídas del estudio ofrecen al investigador una descripción o una explicación adecuada a lo que en realidad ha sucedido.
Validez externa	Esta hace referencia al hecho de si los resultados de la investigación pueden ser extrapolados de una forma u otra a un contexto más amplio. Es decir, está ligada a la generalización de los resultados del estudio.

La investigación está compuesta por seis variables, de las cuales cuatro son independientes, una dependiente y una moderadora, estas variables se van a desarrollar y definir en este epígrafe. Las variables independientes en el estudio pueden ser manipuladas experimentalmente por el investigador y son las características, propiedades o técnicas, las cuales son las causas para desarrollar el análisis con fotoelasticidad de la articulación glenohumeral (Abreu, 2012). La variable dependiente son transformaciones identificadas en el análisis de articulación del hombro a partir de la manipulación de las variables independientes. Finalmente, la variable moderadora se introduce para determinar si su presencia o no logra modificar la relación entre las independientes y la dependiente (Abreu, 2012).

A continuación, se definen las **variables independientes**: método experimental fotoelástico, técnica de fabricación de modelos fotoplásticos, propiedades de los materiales, montaje de transmisión de cargas y sistema de registro de imágenes fotoelásticas. La **variable dependiente** es el análisis de la articulación glenohumeral, la cual a su vez se divide en utilidad clínica, análisis cualitativo, complicaciones y efectividad de la técnica. La **variable moderadora** es el modelo fotoelástico utilizado en el estudio que se divide en modelo sin RSA y modelo con RSA (SMR y Delta EXTEND). En la Figura 4.1 se puede identificar el conjunto de variables.

Se describen brevemente las variables independientes en el diseño de investigación de esta tesis. La variable “Método experimental fotoplástico” describe si la técnica optomecánica diseñada permite evaluar cualitativamente con precisión la distribución de tensiones en la articulación glenohumeral. “Técnica de fabricación de modelos fotoplásticos” evalúa y compara dos métodos de fabricación de modelos con dos tipos de prótesis invertidas. “Propiedades de los materiales” proporciona información en cuanto a las características ópticas y mecánicas de los modelos fotoplásticos. “Montaje de transmisión de cargas” valora si los músculos y cargas que intervienen en la posición de abducción permiten mantener en equilibrio el ensayo. “Sistema de registro de imágenes fotoelásticas” estima si el diseño es fiable para analizar los espectros optomecánicos en la articulación.

Figura 4.1. Definición del conjunto de variables

Las hipótesis descritas en el epígrafe anterior son enunciados para responder al problema planteado con la finalidad de explicar fenómenos y análisis que identifican al estudio de la articulación del hombro mediante la técnica de fotoelasticidad (Abreu, 2012). Por otra parte, la hipótesis puede señalar las relaciones o vínculos existentes entre las variables (Figura 4.2).

Figura 4.2. Relación entre variables e hipótesis

Finalmente, el estudio permite una observación directa, mediante el análisis de las franjas iscromáticas, de las zonas de mayor tensión y contacto que pueden producir complicaciones en la articulación con RSA. La metodología cualitativa es la mejor alternativa para un análisis con fotoelasticidad. Además, el trabajo planteado puede ser utilizado para refinar otras teorías, propuestas por otros autores, a través de una comprobación preliminar.

El diseño experimental es sencillo para garantizar, la facilidad de montaje y de transmisión de carga, la instrumentación rápida y asequible, el registro e interpretación inmediato de las muestras y el establecimiento de conclusiones claras. Asegurando de esta manera la repetibilidad del ensayo y el control riguroso de variables para cumplir los criterios de calidad del análisis cualitativo.

4.1.2. Técnica experimental de fotoelasticidad para el análisis de patrones de tensiones y deformaciones

La fotoelasticidad por transmisión en dos dimensiones (2D) y tres dimensiones (3D) en su variante congelación de tensiones es la técnica experimental optomecánica empleada para el análisis cualitativo de tensiones y deformaciones de la articulación del hombro. Los fundamentos de esta técnica se presentan en el Capítulo 2, pero resulta conveniente una breve exposición de cierta terminología.

La fotoelasticidad es una técnica de campo continuo que permite una visualización directa de los estados tensionales, lo que la hace muy apropiada para análisis cualitativos inmediatos y de fácil interpretación para personal no especializado. Con el advenimiento de los métodos numéricos, en particular el análisis por elementos finitos, esta técnica quedó muy relegada, aunque ha tenido un resurgir en los últimos años para complementar, evaluar, correlacionar y contrastar otros modelos.

Los sujetos de ensayo son modelos fotoelásticos o huesos sintéticos, los cuales se construyen mediante técnicas de moldeo en bloque y son una réplica de los huesos reales. El montaje de transmisión de carga se realiza con tres músculos agonistas: deltoides, supraespinoso y subescapular. El trabajo se realiza con la técnica de congelación de tensiones,

para lo cual, las muestras se disponen en un montaje de estructura metálica tipo rectangular, con un sistema de empotramiento lateral en la escápula. El diseño permite la inmovilización de la escápula asegurando la repetibilidad de los ensayos. La cámara isoterma se construye con la estructura metálica y placas de plástico en todas las caras de la estructura, permitiendo el aislamiento térmico en el interior.

El análisis de fotoelasticidad se realiza en un montaje de polarización circular, el cual permite capturar las imágenes después que la articulación ha sido sometida a congelación de tensiones. Los ensayos se realizan sobre prototipos de la articulación del hombro sin prótesis (primeros ensayos) y finalmente con artroplastia invertida de hombro.

El estado tensional provocado por las cargas aplicadas al modelo sintético fotoelástico da lugar a una cristalización parcial del material, lo que se traduce en espectros de franjas de colores de dos tipos: isocromáticas e isoclinas. Las franjas isocromáticas aparecen como una serie de bandas sucesivas y contiguas en el diagrama de franjas fotoelástico, en otras palabras, la diferencia de tensiones principales en el plano es constante (Razumovsky & Galkin, 2011). En la Figura 4.3 se aprecian zonas o franjas oscuras si se emplea luz monocromática y con luz blanca las isocromáticas son coloreadas.

Figura 4.3. Espectro de franjas isocromática (Ezquerro, 2012)

Se llaman franjas isoclinas al lugar geométrico de puntos del modelo donde las tangentes a las curvas integrales consideradas tienen una misma dirección, esto quiere decir que las direcciones de las deformaciones principales son paralelas a la dirección de polarización (Ajovalasit, et al., 2015). En la Figura 4.4 se aprecian las isóclinas como zonas oscuras independientemente del tipo de luz que se emplee.

Figura 4.4. Espectro de franjas isoclinas (líneas negras) e isocromáticas

El ensayo fotoelástico puede ser por transmisión o por reflexión (Figura 4.5 y Figura 4.6). El primer caso se ensaya con una réplica del hombro fabricada con material fotoelástico, para visualizar los patrones de tensiones del modelo se utiliza un polariscopio circular. Como ya se explicó en el Capítulo 2, el polariscopio circular se construye a partir del polariscopio plano, al intercalar las láminas de $\frac{1}{4}$ de onda, la luz polarizada plana se convierte en circular, consiguiéndose el efecto de suprimir las franjas de isoclinas. El segundo caso se ensaya con la pieza original (escápula o húmero) adhiriendo previamente una fina capa de material fotoelástico con un adhesivo reflectante, sin embargo, este caso no se va a ensayar debido a la dificultad de obtener huesos reales. Además, los modelos obtenidos a partir de técnicas de reproducción de huesos (Villarreal Guerra & Medina Otazo, 2011), son aptos para estudios de fotoelasticidad 2D y 3D por transmisión descartando la fotoelasticidad por reflexión.

Figura 4.5. Representación esquemática de un polariscopio por transmisión. a) Polariscopio plano b) Polariscopio circular

Figura 4.6. Representación esquemática de un polariscopio por reflexión

La Ley Óptico-Tensional relaciona el color de cada isocromática con la diferencia de tensiones principales ($\sigma_1 - \sigma_2$) en el plano del modelo (la tercera tensión principal (σ_3) es perpendicular al modelo, siendo nula en problemas de tensión plana).

$$\sigma_1 - \sigma_2 = \frac{N \cdot f}{e}$$

Ecuación 4.1. Ley Óptico-Tensional

Donde N es orden de franja de la isocromática (adimensional), j es el factor de franja asociado a la sensibilidad óptica del material (N/mm) y e es el espesor de la pieza (mm). En la Tabla 4.2 se tiene la relación color-orden de franja de cada isocromática cuando se emplea una fuente de luz blanca.

Tabla 4.2. Colores de las isocromáticas según el orden de la franja

Color observado	Orden de franja (N)
Negro	0
Gris	0,28
Blanco	0,45
amarillo pálido	0,60
naranja	0,80
Rojo	0,90
Transición rojo/azul	1
Azul	1,08
azul-verde	1,22
amarillo	1,39
naranja	1,63
rosa-rojo	1,82
Transición rojo/verde	2
Verde	2,35
verde-amarillo	2,50
Rojo	2,65
Transición rojo/verde	3
Verde	3,10
Rosado	3,65
Transición rosado /verde	4
Verde	4,15

El factor de franja del material es indicativo de su sensibilidad óptica. A menor valor de j , mayor sensibilidad y, en consecuencia, menor carga será necesaria para conseguir un mismo espectro fotoelástico. Los materiales más empleados son policarbonato ($j = 7$ kN/m), resinas epoxi ($j = 10,2$ kN/m) y de poliéster ($j = 15,4$ kN/m). Otros materiales de baja sensibilidad como el metacrilato se emplean para el estudio exclusivo de isóclinas. Para el estudio de tensiones internas en problemas tridimensionales o, para los casos en donde los elementos de anclaje y de transmisión de cargas del montaje dejan áreas opacas puede emplearse la variante de congelación de tensiones, consistente en la realización de los ensayos a temperaturas por encima de la de transición vítrea del material. A esta temperatura algunos materiales pierden rigidez manteniéndose en régimen elástico, lo que permite obtener mayores deformaciones, y, con ellas, espectros fotoelásticos más densos, con la misma carga que a temperatura ambiente. Además, al bajar la temperatura manteniendo las cargas aplicadas, las deformaciones quedan permanentes, y el espectro fotoelástico correspondiente puede estudiarse en la pieza liberada de los elementos de montaje, o incluso puede cortarse en láminas delgadas permitiendo los estudios de casos tridimensionales.

4.2. Materiales para construcción de los modelos fotoelásticos

4.2.1. Características del material para construcción de réplicas de prótesis

4.2.1.1. Selección del material sintético

El material sintético para fabricar las réplicas de las prótesis es resina de poliuretano por todas las ventajas físicas y químicas que proporciona el material. La principal ventaja de la resina de poliuretano es su velocidad de reacción lo que implica un tiempo de trabajo muy corto que compensado con su baja viscosidad permite la obtención de piezas en serie con el empleo de menor número de moldes.

En el mercado existe gran variedad de resinas de poliuretano cuyas propiedades y composición pueden diferir notablemente unas de otras. Para fabricar las réplicas de prótesis se utiliza la resina FEROPUR PR-55 en dos partes. Los sistemas de la serie FEROPUR PR-55 son fluidos a temperaturas normales, pudiéndose procesar entre 20 a 30 °C, de alta reactividad a temperatura ambiente y apropiados para coladas abiertas, coladas rotacionales y coladas mediante inyección a baja presión, obteniendo productos sometidos a grandes solicitaciones mecánicas.

4.2.1.2. Características de la resina de poliuretano FEROPUR PR-55

El poliuretano es un polímero que se obtiene mediante condensación de bases hidroxílicas combinadas con diisocianatos. Los poliuretanos se clasifican en dos grupos, definidos por su estructura química, diferenciados por su comportamiento frente a la temperatura. De esta manera pueden ser de dos tipos: Poliuretanos termoestables o poliuretanos termoplásticos (según si degradan antes de fluir o si fluyen antes de degradarse, respectivamente). Las réplicas de las prótesis se realizan con poliuretano termoestable, sistema de dos componentes de poliuretano rígido de alta reactividad, baja viscosidad y sin agentes espumantes, para la elaboración de piezas moldeadas de densidad 1000-1300 g/cc, con alta dureza y buenas propiedades físicas y mecánica

El FEROPUR PR-55 es un poliuretano rápido bicomponente que endurece a temperatura ambiente para trabajar por colada. El producto se compone de una resina incolora (poliol PR-55), que contiene aditivos estabilizantes y de un endurecedor (isocianato E-55) de color amarillento, ambos sin cargar. Las características de la resina FEROPUR PR-55 se identifican en la Tabla 4.3.

Tabla 4.3. Características de la resina de poliuretano

Resina de Poliuretano FEROPUR Base PR-55 (Parte A) + Endurecedor E-55 (Parte B)
<ul style="list-style-type: none"> • Endurece rápido a temperatura ambiente. • Fácilmente mecanizable. • Tiempo de trabajo 2 minutos. • Tiempo de curado 5 minutos. • Densidad = 1,25 gr/ml • Dureza (Shore D) = 75 • R. Tracción = 350 Kg/cm² • R. Flexión = 500 Kg/cm² • Elongación = 9% • Flexión = 13 mm • Contracción < 3%

La resina de poliuretano ofrece excelente fluidez, muy poco olor tanto de ambos componentes como de la mezcla, fácil mezclado manual y viscosidad ajustable por simple adición de más o menos carga, para lograr el nivel requerido de fidelidad de reproducción. Las cualidades del producto son su rápido endurecimiento y el fácil mecanizado del material endurecido.

El sistema puede ser elaborado tanto en máquinas de alta (100- 150 bar) como de baja presión o manualmente. La temperatura recomendada de los componentes es de 22 ± 2 °C. La temperatura adecuada de los moldes es de 40-45 °C. Previamente a su carga en máquina el componente A (poliol) debe ser homogenizado durante 5-10 minutos con un agitador adecuado.

Los componentes A y B son sensibles a la humedad, debiendo conservarse en bidones o depósitos herméticos. La temperatura de almacenamiento debe estar entre + 15 y + 25 °C. Se deben evitar temperaturas inferiores que pueden provocar cristalizaciones en el isocianato, así como temperaturas elevadas que pueden producir alteraciones en el poliol.

El poliuretano se emplea habitualmente para la reproducción de piezas en moldes de silicona, negativos, maquetas y prototipos. Con el objetivo de homogeneizar la resina antes de su uso agitar fuertemente cada uno de los componentes. Para proceder al colado de la resina en el molde se mezcla cada uno de los componentes, la resina (parte A) y el endurecedor (parte B), en partes iguales.

4.2.1.3. Características mecánicas de la resina de poliuretano

Se ha utilizado una técnica analítica con el fin de determinar cuáles son las propiedades mecánicas de la resina FEROPUR PR-55. La técnica consiste en un ensayo de flexión en tres puntos con medición de la flecha a temperatura ambiente y a 60 °C para determinar el módulo de Young del poliuretano.

El ensayo de flexión permite medir el desplazamiento o flecha de algún punto del sólido mediante un comparador centesimal (sensor de desplazamiento) y, en base a un modelo teórico, relacionar dicha flecha con las propiedades elásticas del material. En general el análisis experimental del material resulta sencillo y requiere un montaje simple y rápido de realizar. El ensayo permite estimar el valor del módulo de Young E de la resina de poliuretano para poder relacionar los módulos de los materiales que se utilizan en el laboratorio con los módulos de los materiales reales.

El material tiene un comportamiento mecánico dependiente de la temperatura, con valores claramente diferenciados para temperaturas superiores e inferiores a la de transición vítrea. Los ensayos de esta tesis han sido realizados con congelación de tensiones, por lo tanto, es necesario conocer los valores que corresponden a temperaturas superiores a la de transición vítrea y temperatura ambiente.

La constante se calcula con un objeto de poliuretano biapoyado sobre dos soportes circulares, de modo que se deja libre la zona entre los soportes para poder aplicar las cargas. A través de un brazo articulado rígidamente anclado mediante una base magnética, se sostiene un sensor de desplazamiento cuya punta hace contacto con el objeto en su centro. El montaje del problema elástico se muestra en la Figura 4.7. En la Figura 4.11 se representa el esquema del problema elástico empleado para la caracterización opto-mecánica.

**ENSAYODE FLEXIÓN EN TRES PUNTOS
TEMPERATURA AMBIENTE**

**ENSAYODE FLEXIÓN EN TRES PUNTOS
TEMPERATURA: 60 °C**

Figura 4.7. Montaje del ensayo de flexión para caracterización de la resina de poliuretano

Para determinar el módulo de Young del material a temperatura ambiente y por encima de la temperatura crítica, se realizó el ensayo descrito a dichas temperaturas y en determinadas condiciones de carga adecuadas a la resistencia del material. Los valores promediados del módulo de Young en tensiones del material empleado se muestran Tabla 4.4. El módulo de Young a temperatura ambiente calculado en el laboratorio es similar al módulo que utiliza Yang et al. (2013) en su estudio.

Tabla 4.4. Módulo de Young la resina de poliuretano FEROPUR PR-55

Temperatura (°C)	E_{medio} (MPa)
Ambiente (30)	1277,26
Superior a T_g (60)	353,83

4.2.2. Características del material fotoelástico

4.2.2.1. Selección del material fotoelástico

Entre todos los materiales fotoelásticos disponibles en el mercado, el que destaca por tener un conjunto de propiedades más adecuadas para su aplicación en ensayos fotoelásticos es la resina epoxi. Si además se pretende realizar ensayos de fotoelasticidad tridimensional por congelación de tensiones, éste queda casi como único candidato por sus propiedades reológicas y la posibilidad de fabricar modelos fotoelásticos de forma sencilla. Además, varios autores (Francés, et al., 2013; Nieto, 2013; León Garrigosa, 2003; Ros, et al., 2001) emplean este material para estudios de fotoelasticidad por transmisión, cuyos resultados han dado lugar a la idoneidad de este material porque replica fielmente los huesos y tiene propiedades mecánicas similares.

Existen en el mercado un gran número de resinas epoxi cuyas propiedades y composición pueden diferir notablemente unas de otras. El material empleado en este trabajo para fabricar los modelos es una resina epoxi EX401 y un agente de curado endurecedor E-416.

4.2.2.2. Características de la Resina Epoxi

La resina epoxi o poliepóxido es un polímero termoestable y líquido a temperatura ambiente, que endurece al reaccionar con determinados agentes de curado. Esta resina base es un producto de reacción de condensación de epiclorhidrina y bisfenol A, y se caracteriza por tener un grupo epóxido a cada extremo de la molécula proveniente de la epiclorhidrina. También se denomina éter diglicídico de bisfenol A.

Figura 4.8. Fórmula estructural de la epiclorhidrina (izquierda) y el bisfenol A

La resina prepolimerizada sin modificar tiene la siguiente fórmula:

Figura 4.9. Estructura de la resina epoxi de epiclorhidrina y bisfenol A parcialmente polimerizada

La resina empleada en este trabajo es de este tipo (producto de reacción de bisfenol A y epiclorhidrina) aunque el fabricante indica en la hoja de seguridad del producto que se trata de una resina “modificada” y no especifica el grado de polimerización (la longitud de las cadenas poliméricas de la resina base, valor n de la Figura 4.9).

Su apariencia es la de un líquido viscoso, transparente, incoloro o levemente amarillento y homogéneo a temperatura ambiente. Tiene tendencia a formar cristales a temperaturas bajas (por debajo de 10-15°C) que quedan depositados en el recipiente al nivel que alcanza la resina líquida, pero pueden ser disueltos si se eleva la temperatura. Las características se identifican en la Tabla 4.5.

Tabla 4.5. Características del material fotoelástico

Resina Epoxi para laminados EPOFER EX 401 (Parte A) + E416 (Parte B)
<ul style="list-style-type: none"> • Baja viscosidad para producción rápida. • Endurecedor (E416) que polimeriza a temperatura ambiente. • Fácilmente mecanizable e incoloro. • Proporción: 100 (EX401) - 16 (E416). • Tiempo de trabajo: 27 minutos. • Tiempo de curado: 18 – 24 horas. • Densidad = 1,1 gr/ml • Dureza (Shore D) = 85 • R. Tracción = 655 Kg/cm² • R. Flexión = 495 Kg/cm² • R. Compresión = 810 Kg/cm² • Elongación = 4,35% • Absorción de agua = 0,04% • Contracción = 0,1%

La formulación de esta resina es específica para el colado en moldes de silicona, por lo que la viscosidad es lo suficientemente baja como para permitir que el material pueda fluir hasta todas las esquinas del molde y a su vez permita que las burbujas de aire puedan fluir dentro del tiempo de trabajo que asegura el fabricante.

El proceso de curado puede consistir en la reacción entre las moléculas que componen la resina base mediante el empleo de un catalizador o bien en la reacción entre la resina base y un agente de curado. En general es un proceso exotérmico.

Pueden emplearse anhídridos de ácido, poliamidas o poliaminas, dando lugar a polímeros curados con comportamientos muy distintos en términos de tiempo de curación, calor generado, propiedades mecánicas y temperatura de transición vítrea, de modo que mediante la selección del agente de curado adecuado el fabricante puede adaptar una resina a distintas aplicaciones.

Es habitual el uso de aminas, donde el grupo NH reacciona con el grupo epóxido de dos moléculas prepolimerizadas para formar un enlace covalente, lo que da lugar a un polímero rígido con un elevado grado de entrecruzamiento de las cadenas poliméricas.

El fabricante del agente de curado empleado no especifica su composición, pero por el tiempo de curado, la posibilidad de curar a temperatura ambiente y la composición de la resina base, es posible que se trate de aminas alifáticas (Ashcroft, 1993).

4.2.2.3. Características mecánicas del material fotoelástico

En este trabajo es conveniente estimar el valor del módulo de Young E del material fotoelástico para poder relacionar las tensiones calculadas en un modelo fotoelástico cualquiera con las deformaciones asociadas a dicho estado tensional.

Para calcular esta propiedad del material existen varias posibilidades. Una de ellas consiste en hacer uso de galgas extensométricas para conocer con gran precisión la deformación unitaria en una zona muy concreta de un sólido cargado. La solución de dicho problema elástico relaciona dicha deformación con la carga aplicada, la geometría del sólido, las condiciones de apoyo y el módulo de elasticidad del material. Conocidas todas las variables y aceptando como correcto el modelo empleado, puede despejarse el módulo de Young en función de dichas variables y de la medida de deformación unitaria obtenida con la galga. Este método es en relativamente complejo.

Otra opción consiste en medir el desplazamiento o flecha de algún punto del sólido mediante un comparador centesimal y, en base a un modelo teórico, relacionar dicha flecha con las propiedades elásticas del material. Esto en general resulta más sencillo y requiere un montaje más simple y rápido de realizar.

De entre estas dos opciones se ha escogido la segunda por su simplicidad y bajo coste, al tiempo que permite caracterizar el material con una precisión suficiente.

Como se explicó en el anterior epígrafe de este Capítulo el material tiene un comportamiento óptico y mecánico dependiente de la temperatura, con valores claramente diferenciados para temperaturas superiores e inferiores a la de transición vítrea. Puesto que todos los ensayos de este proyecto han sido realizados con congelación de tensiones, los valores estrictamente necesarios son aquellos que corresponden a temperaturas superiores a la de

transición vítrea. Pese a ello, también se realizaron ensayos a temperatura ambiente para ilustrar la drástica diferencia de dichas propiedades.

Para poder calcular la constante debe elegir un problema elástico con solución teórica sencilla pero próxima a la real, poco sensible a la posible concentración de tensiones que generan los apoyos, de montaje sencillo. La probeta está biapoyada sobre dos barras circulares de aluminio ancladas sobre una base rígida, de modo que dejan libre la zona entre ambas para poder aplicar las cargas. Mediante un brazo articulado rígidamente anclado mediante una base magnética, se sostiene un comparador centesimal cuya punta hace contacto con la probeta en su centro. Para materializar el problema elástico descrito se empleó el montaje que se muestra en la Figura 4.10. En la Figura 4.11 se representa el esquema del problema elástico empleado para la caracterización opto-mecánica.

Figura 4.10. Montaje para caracterización del material

Figura 4.11. Esquema del problema elástico empleado para la caracterización opto-mecánica

Para determinar la rigidez del material en base al problema elástico descrito anteriormente se optó por medir la flecha o desplazamiento bajo carga del punto central de la probeta fotoelástica, aunque podría haberse medido la de cualquier otro punto.

Para deducir el módulo de elasticidad en base a dicha flecha se puede plantear un modelo teórico sencillo para determinar la relación entre las variables del montaje (carga aplicada, longitud de la probeta, distancia a los puntos de apoyo, entre otros) y la flecha experimentada. El módulo de Young E , en función del desplazamiento bajo carga medido en el punto medio de la probeta y $\left(\frac{L}{2}\right)$ se puede calcular con la siguiente ecuación.

$$E = \frac{Fa}{2y\left(\frac{L}{2}\right)bh^3}(4a^2 - 3L^2)$$

Puesto que la barra se deforma en el sentido negativo del eje y , el valor de $y\left(\frac{L}{2}\right)$ resulta negativo y debe introducirse como tal en la ecuación para que el valor de E tenga sentido, ya que el término $(4a^2 - 3L^2)$ es siempre negativo por ser $a \leq \frac{L}{2}$.

Para calcular el módulo de Young se representan en una gráfica los valores de $\frac{2y\left(\frac{L}{2}\right)bh^3}{a(3L^2 - 4a^2)}$ en abscisas y F en ordenadas. El resultado será una recta que no pasa por el origen, pero cuya pendiente es el módulo de Young.

Para determinar el módulo de Young del material a temperatura ambiente y por encima de la temperatura crítica, se realizó el ensayo descrito a dichas temperaturas y en determinadas condiciones de carga adecuadas a la resistencia del material. Los valores promediados del módulo de Young en tensiones del material empleado se muestran en la Tabla 4.6.

Tabla 4.6. Módulo de Young del material

Temperatura (°C)	E medio (MPa)
Ambiente (27)	2258,5
Superior a T_g (60)	17,3

4.2.3. Características físicas y mecánicas del material real

4.2.3.1. Características mecánicas del material óseo

El material óseo es un material radicalmente distinto a cualquier otro tratado por la mecánica clásica. Su estructura es heterogénea y anisótropa, y sus propiedades mecánicas varían no sólo entre distintos individuos, sino, para un mismo individuo el hueso es capaz de evolucionar modificando sus propiedades en función del tipo de solicitaciones a que se vea sometido. En su comportamiento mecánico, el hueso es un material deformable que obedece aproximadamente a la ley de Hooke; además, es viscoelástico ya que posee propiedades diferentes, según la dirección del tejido óseo y la variable tiempo que hay que tener en cuenta en la aplicación de la carga (Velasco Peña & Garzón Alvarado, 2010).

A pesar de su complejidad, el conocimiento del comportamiento mecánico del material óseo es fundamental a la hora de abordar el estudio de artroplastia invertida de hombro, ya que la clave para que éstas no presenten problemas en su funcionamiento consiste en que el comportamiento mecánico del conjunto sea similar considerando la estructura con y sin prótesis (Mendoza, 1998).

El hueso está formado por dos tipos de tejido, el esponjoso y el cortical. Está constituido por un material natural compuesto, formado por una proteína blanda y resistente, el colágeno, y un mineral frágil de hidroxapatita. La superficie exterior de la zona del hueso correspondiente a las articulaciones está recubierta con cartílago (Rincón, et al., 2004). Por otra parte, la morfología del hueso permite conseguir un material rígido y ligero al mismo tiempo. La rigidez la confiere la capa exterior.

El húmero y la escápula es un conjunto de huesos complejos, sujeto a un gran número de procesos bioquímicos, biofísicos y biológicos, relacionados entre sí, y, lo que es más importante, íntimamente relacionados con las propiedades mecánicas y geométricas.

Los huesos responden a las fuerzas aplicadas sobre su superficie siguiendo un patrón característico. La primera fase es elástica y depende de la rigidez del hueso. En esta fase, la deformación es temporal y se mantiene solo durante el tiempo de aplicación de la fuerza tras lo cual, el hueso recupera su forma original. Si la fuerza aumenta, se entra en una fase plástica y el hueso, aunque se recupera parcialmente, queda deformado. Por último, cuando la fuerza aplicada es superior a la resistencia del tejido se produce la fractura.

Los huesos largos, formados fundamentalmente por tejido óseo compacto o cortical, son elásticos y poco plásticos. En estos huesos, la resistencia será mayor cuando la fuerza se aplica de forma vertical al sentido de la carga. Cuando la fuerza se aplica de forma oblicua la fase plástica se acorta y el hueso se fractura con más rapidez. En los huesos integrados por tejido óseo esponjoso, la resistencia es mayor cuando la fuerza se aplica a lo largo del eje vertical de las trabéculas vertebrales y también cuando es paralela a los sistemas trabeculares del cuello femoral. Estos huesos, al ser menos densos que los formados por tejido óseo cortical, son menos elásticos y más plásticos, por lo que pueden presentar deformaciones mayores (Byers & Woods, 1994). En la siguiente tabla se observa el módulo de elasticidad de los materiales óseos. El módulo de Young para el hueso cortical y esponjoso es el mismo que Yang et al. (2013) utiliza en su estudio.

Tabla 4.7. Módulo de Young de los materiales óseos

Material óseo	E_{medio} (MPa)
Tejido óseo cortical	13800
Tejido óseo esponjoso	1380

4.2.3.2. Características mecánicas de las prótesis reales

El empleo generalizado, como biomaterial, del titanio y sus aleaciones en la fabricación de implantes se debe a que cumplen los requerimientos de biocompatibilidad, osteointegración, propiedades mecánicas, resistencia a la corrosión, procesabilidad y disponibilidad. La elevada osteointegración es debida a que cuando se implanta en un tejido duro, el hueso es capaz de crecer en contacto directo con el implante, sin una apreciable cápsula de tejido blando a su alrededor.

Estas aleaciones presentan un módulo elástico y una densidad menor que los aceros inoxidables o las aleaciones de cobalto-cromo-molibdeno utilizados como biomateriales (Niinomi, 2008). Se disminuye así un posible efecto de atrofia o reabsorción ósea en el hueso cercano al biomaterial implantado (Ryan, et al., 2006).

Además, presentan una alta resistencia a la corrosión, gracias a la capa de óxido que se forma en la superficie de la aleación al entrar en contacto con el oxígeno, protegiéndola y evitando que se siga oxidando. Esta capa de óxido, asimismo, actúa como barrera protectora para evitar la cesión de cualquier tipo de ion desde el interior del metal hacia el medio fisiológico. El crecimiento celular está influenciado por la liberación de iones y partículas de los materiales empleados como implantes, como consecuencia de procesos de corrosión

(Cremasco, et al., 2011). En la Tabla 4.8 se puede identificar los requisitos que deben presentar los implantes.

Tabla 4.8. Requisitos de los implantes. Fuente de elaboración a partir de Niinomi (1998)

Compatibilidad	Propiedades mecánicas	Procesabilidad
Reacción con los tejidos: - Biocompatibilidad - Osteointegración - Bioactividad Resistencia a la corrosión: - Liberación de iones - Capa de óxido - Pasividad - Potencial de corrosión Propiedades superficiales: - Rugosidad - Topografía - Energía superficial - Cristalinidad	- Tenacidad - Resistencia a la rotura - Ductibilidad - Módulo elástico - Resistencia a la fatiga - Dureza	- Métodos de fabricación - Consistencia y conformidad - Disponibilidad materiales - Calidad - Esterilidad - Capacidad de producción

El acero inoxidable forjado es el más ampliamente utilizado como aleación para implantes, ya que es el más resistente a la corrosión cuando están en contacto directo con fluido biológico. Es importante que un implante quirúrgico no sea susceptible a la corrosión cuando se coloca en el interior del cuerpo humano para prevenir las posibilidades de que ocurra una infección. El contenido total de níquel y cromo es de por lo menos un 23%. El Cromo forma el óxido que protege al resto del acero de la corrosión y el níquel es el elemento que le da la tenacidad. Se pueden trabajar fácilmente en caliente o en frío y no endurecen por tratamiento térmico.

Se añade molibdeno a la aleación de acero inoxidable que forma una capa protectora que aísla el metal pese a la exposición a un ambiente ácido. La resistencia a la corrosión también se puede lograr con el elemento de carbono, pero sólo cuando el carbono está en estado de solución sólida.

Las aleaciones de cobalto utilizadas como biomateriales se pueden dividir en dos tipos: la aleación moldeable CoCrMo y las aleaciones forjadas CoNiCrMo. Los dos elementos básicos son el cobalto y cromo que forman una solución sólida. Se añade Mo para producir un grano más pequeño que produce una mayor resistencia después de moldear o forjar. Las aleaciones moldeadas fueron las primeras utilizadas para acetábulos de prótesis invertida de hombro.

En la siguiente tabla se puede observar los módulos de Young del titanio y de la aleación de base Cobalto (cobalto-cromo-molibdeno), las cuales se utilizan en RSA. El módulo de Young para titanio es el mismo que Yang et al. (2013) utiliza en su estudio.

Tabla 4.9. Módulo de Young de los materiales de las prótesis

Material prótesis	E _{medio} (MPa)
Titanio	96000
Acero (cobalto-cromo-molibdeno)	230000

4.2.4. Relación de rigidez entre los materiales

Una vez que se han realizado los ensayos de flexión en tres puntos, con medición de la flecha a temperatura ambiente y a 60 °C para determinar el módulo Young del poliuretano y de la resina epoxy, se calcula la relación de rigidez entre los materiales reales y los materiales de los modelos fotoelásticos. El módulo Young de los materiales reales se extrae de la literatura de la articulación glenohumeral con RSA, cuyos valores se observan en la Tabla 4.7 y Tabla 4.9. La relación de rigidez de los materiales reales se identifica en la Tabla 4.10.

Tabla 4.10. Relación de rigidez entre los materiales reales

Relación de rigidez entre materiales reales		
Relación	Hueso cortical	Hueso esponjoso
$\frac{E_{Acero}}{E_{Hueso}}$	16,67	166,67
$\frac{E_{Titanio}}{E_{Hueso}}$	6,96	69,56

La relación de rigidez entre los módulos de Young de los materiales de ensayo se identifica en la Tabla 4.11.

Tabla 4.11. Relación de rigidez entre los materiales de ensayo

Relación de rigidez entre materiales de ensayo	
$\frac{E_{Poliuretano}}{E_{Epoxy}}$	<i>Temperatura 60 °C</i>
	20,45

Por encima de la temperatura de transición vítrea del material la relación de rigidez entre los módulos de los materiales reales y los del ensayo se encuentran en el orden de magnitud, por lo tanto, se puede decir que los ensayos se aproximan a la realidad. En esta tesis solo se trabaja con el hueso cortical, el hueso esponjoso no se está tomando en cuenta. La relación de rigidez de los materiales de ensayo a 60°C, se aproximan al rango de la relación de rigidez del hueso cortical.

4.3. Diseño de modelos fotoelásticos

El estudio de fotoelasticidad por transmisión en la articulación del hombro se realiza empleando réplicas de huesos del hombro construidas con material fotoelástico a partir de huesos de cadáveres para cada ensayo. La fabricación de modelos fotoelásticos se ha realizado en proyectos anteriores (Francés, et al., 2013; Nieto, 2013; León Garrigosa, 2003; Ros, et al., 2001), utilizado polímeros termoestables transparentes de resina epoxy con características ópticas y mecánicas adecuadas para visualizar los patrones de tensiones del modelo. Se descartó la opción de emplear huesos reales cubiertos con una capa de material fotoelástico para cada experimento, debido a la complejidad asociada para obtener toda la muestra de huesos de cadáveres, el tiempo necesario para ello, la repetitividad de los ensayos, así como la complejidad de limpieza y preparación de huesos.

Para fabricar los modelos fotoelásticos se analizan técnicas de moldeo de huesos de otros autores, las cuales son de gran ayuda para estudios clínicos y de biomecánica. Las réplicas a partir de estas técnicas presentan todas las características anatómicas, son más económicas, poseen una durabilidad superior y pueden ser restauradas más fácilmente que los huesos reales (Villarreal et al., 2011). Los huesos sintéticos se fabrican empleando moldes de silicona, estos moldes se pueden realizar mediante tres técnicas que se describen en la Tabla 4.12.

Tabla 4.12. Técnicas para fabricar los moldes de silicona.

Moldeo en bloque	Se trata de un molde en una sola pieza. Los elementos a replicar se levantan sobre la base con soportes y se cubre todo el conjunto con la silicona. Al curarse la silicona, se corta el molde por la mitad y se extraen los elementos que han quedado alojados en su interior. Este tipo de molde solamente es recomendable para piezas grandes, siendo alta la probabilidad de que aparezcan burbujas de aire.
Moldeo de doble cara	Se trata de un molde de dos piezas distintas. Se realiza primero una parte, y una vez curada la silicona, se puede proceder a realizar la otra. Es más lento de fabricar, pero replica mejor los elementos pequeños y evita la aparición de burbujas en los alrededores de las cavidades.
Molde a pincel	En este caso se mezcla la silicona con un compuesto que la hace tixotrópica (no fluida) y se extiende sobre la superficie con un pincel una fina capa. Tras el curado queda una réplica exacta de la pieza original. Sin embargo, luego hay que buscar la forma para verter el material sin causar deformaciones en el molde. Es un procedimiento indicado para piezas muy grandes ya que no se desperdicia material.

4.3.1. Reproducción de huesos sintéticos mediante técnicas de moldeo en bloque a partir de huesos de cadáveres

Las réplicas de hueso se deben construir a partir de un buen modelo óseo, por esta razón se tiene especial cuidado en la selección y extracción de la pieza. Es importante dar un tratamiento al hueso y realizar un análisis morfológico y estructural del modelo a reproducir. Para la obtención de los huesos se contactó con los Departamentos de Anatomía y Embriología de la Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid. El conjunto articular pertenece al mismo individuo. El proceso de limpieza y descarnado de los huesos de la articulación se llevó a cabo en el Departamento de Embriología (Figura 4.12). El proceso de limpieza de los huesos se describe a continuación:

1. Limpieza inicial y desbaste de tejidos con bisturí.
2. Baños de agua con lejía durante 15 días. Debido a este proceso se observan principalmente en la fosa subescapular del omóplato algunas zonas óseas corroídas. Esto ha supuesto un trabajo adicional en el Laboratorio para corregir fallas óseas.
3. Limpieza con cepillo del material cartilaginoso.
4. Los posibles procesos restantes a realizar al conjunto entregado, con el fin de mejorar su aspecto serían el cocido, rellenar las zonas corroídas por el proceso de limpieza, barnizado, blanqueamiento al sol y pulido de los mismos.

Figura 4.12. Húmero y escápula después del proceso de limpieza

Para eliminar restos de material para las futuras coladas se aplica una capa de pintura blanca en los huesos para que salga más fácil del molde y un agente desmoldeador. El estudio utiliza la técnica de moldeo en bloque y no en dos partes debido a las dimensiones de las piezas, su simplicidad y rapidez. Para realizar el molde se han empleado los siguientes materiales: maderos debidamente cortados, pistola de silicona para fijar las uniones entre base y maderos laterales, silicona (SILASTIC 3481) y agente acelerante (81-F). En la Tabla 4.13 se identifica las características de los componentes de silicona.

Tabla 4.13. Características de los componentes de silicona.

Silicona SILASTIC 3481	<ul style="list-style-type: none"> • Caucho de moldeo de silicona de alta resistencia para poliéster, poliuretano y epoxi. • Buena resistencia química y mecánica. • Elevada elasticidad para un fácil desmoldeo. • Dureza media.
Agente Curado 81-F, 5% sobre SILASTIC	<ul style="list-style-type: none"> • Tiempo de trabajo 30 min (Entre 30 y 45 min a 23°) • Tiempo de curado 5 h

La construcción del molde se realiza en siete pasos (Figura 4.13) que se describen a continuación:

1. Construir molde con tableros de madera para ajustar el volumen de material a emplear al de los huesos. Se ha utilizado una base rectangular y 6 tableros verticales debidamente unidos con silicona.
2. Colocar los huesos elevados respecto a la base mediante apoyos de plastilina de tal manera que el hueso queda aproximadamente a la misma altura. Esta elevación se realiza debido al tipo de molde que se va a realizar, en una sola parte. Al estar los huesos elevados la silicona se desplazará de manera uniforme llenando completamente la cavidad. A la escápula se le ha colocado un refuerzo exterior de alambre para facilitar el desmoldeo posterior.
3. Una vez colocados los huesos procedemos a mezclar la silicona y el agente de curado en proporción 100: 5. Es importante remover mientras se vierte el acelerante y luego durante 5 a 10 minutos.
4. Dejar reposar la mezcla durante 10 minutos para que salgan todas las burbujas.
5. Vertemos la mezcla desde una altura baja y en forma de hilo continuo, empezando por una pared del molde y no directamente sobre los huesos. La silicona cuanto más despacio fragüe mejor.
6. Dejamos curar 24 horas para mayor fijación del molde.
7. Se realizan salidas a modo de respiraderos en el molde en bloque con objeto de eliminar las imperfecciones que han quedado, así como las burbujas y los pegotes de material.

Figura 4.13. Construcción del molde de silicona para huesos sintéticos.

Partiendo del molde ya fabricado de los huesos del conjunto articular se procede a realizar las réplicas. El peso total de los huesos reales del conjunto del hombro es 353 gr. La escápula pesa 112 gr, la clavícula 33 gr, y el húmero 208 gr. El peso de las réplicas tiene que ser similar, por lo tanto, la colada tendrá un peso aproximado de 320 gr, ya que en el ensayo se toman en cuenta el húmero y la escápula.

Las réplicas se fabrican con resina de poliuretano y posteriormente se obtendrán réplicas de resina epoxi. El motivo de la elección de resina de poliuretano en dos partes se debe a su rápido curado y a sus buenas características mecánicas (replica fielmente los huesos y tiene unas propiedades similares). Las piezas realizadas en este material se emplearán para realizar las pruebas preliminares debido a su rápido curado.

El procedimiento para realizar estas réplicas es sencillo. Se utiliza resina de poliuretano en dos partes FERROPUR. En primer lugar, se vierte en un vaso de plástico una cierta cantidad de la parte A (Base PR-55), y a continuación se vierte la misma cantidad de la parte B (Endurecedor E-55). Las características del poliuretano se identifican en la Tabla 4.3. Una vez vertidos ambos componentes se mezclan rápidamente, ya que en apenas dos minutos empieza a endurecer. A continuación, se vierte la mezcla en el molde a través de los bebederos hasta que rebosen tanto bebederos como los respiraderos. El molde había sido cerrado previamente y asegurado con gomas elásticas para evitar fugas.

Durante el proceso de llenado e inmediatamente después se dan pequeños golpes al molde para facilitar la llegada de la mezcla a todos los puntos interiores del molde, obteniendo así un llenado completo. Para llenar el molde se usaron 165 gramos de cada componente, que es la cantidad necesaria sin desperdiciar material, una vez vertido se deja curar la resina durante 30 minutos aproximadamente y a continuación se deshace el molde (Figura 4.14).

Figura 4.14. Estado de las reproducciones tras una colada.

Una vez realizadas las piezas en resina de poliuretano se procede a fabricar réplicas de la articulación del hombro en resina epoxi. El motivo por el cual se fabrican las réplicas en dicho material es para poder llevar a cabo el estudio fotoelástico, además replica fielmente los huesos y tiene propiedades mecánicas similares. Las características se identifican en la Tabla 4.5. El procedimiento para fabricar los modelos fotoelásticos con este material es el mismo que el anterior, sin embargo, la proporción es 100 partes de A (284 gramos) y 16 partes de B (46 gramos). El tiempo de curado es de dos días para sacar la réplica en epoxi del molde (Figura 4.15).

Los bebederos y los respiraderos son necesarios para realizar la colada. Sin embargo, crean un cilindro de material sobrante encima de la pieza (Figura 4.14) que hay que eliminar empleando una herramienta multiusos DREMEL 100. En primer lugar se utiliza un disco circular como cabezal para eliminar la mayoría del material y a continuación se cambia el cabezal para eliminar las rebabas y darle un buen acabado (Figura 4.16).

Figura 4.15. Técnica de moldeo en bloque con resina epoxi

Figura 4.16. Proceso aserrado y pulido con máquina DREMEL 100

4.3.2. Reproducción de réplicas de prótesis Delta XTEND y SMR

4.3.2.1. Características de la prótesis Delta XTEND y SMR

El estudio se efectúa con dos tipos de prótesis invertida: cementada (Delta) (Capon, et al., 2013) y no cementada (SMR) (Chou, et al., 2009). En el CAPÍTULO II se analizaron las características de los dos modelos de prótesis invertida de hombro que son comúnmente utilizadas en cirugía ortopédica y traumatología. En la Tabla 4.14 y Figura 4.17 se puede observar las medidas del constructo humeral y glenoideo de las prótesis utilizadas en los ensayos.

Tabla 4.14. Características de las prótesis Delta XTEND y SMR utilizadas en los ensayos

Componente		Prótesis monobloque DELTA XTEND (Cementada) Longitud (L) / diámetro (Ø)	Prótesis modular SMR (No cementada) Longitud (L) / diámetro (Ø)
Constructo humeral	Vástago	L1: 80 mm / Ø1: 10 mm	L1: 80 mm / Ø1: 14 mm
	Cuerpo	No tiene cuerpo solo vástago	Mediano
	Cúpula	A) L: 6 mm / Ø2: 38 mm B) L: 9 mm / Ø2: 38 mm	A) L: 3 mm / Ø2: 40 mm B) L: 6 mm / Ø2: 40 mm
Constructo glenoideo	Placa base	Estándar / Ø2: 34 mm	Estándar / Ø2: 36 mm
	Glenosfera	Estándar / Ø2: 38 mm	Estándar / Ø2: 40 mm
	Tornillos	L: 36 mm / Ø3: 4,5 mm	L: 35 mm / Ø3: 6,5 mm

Figura 4.17. Prótesis Delta XTEND y SMR constructo humeral

4.3.2.2. Reproducción de réplicas de prótesis Delta XTEND y SMR mediante técnica de moldeo a doble cara

Para realizar las réplicas de las prótesis, una vez analizadas las ventajas y desventajas de cada técnica (Tabla 4.12) se escogió el moldeo a doble cara. El motivo de la elección de esta técnica es debido al reducido tamaño y múltiples detalles de los componentes protésicos, por esta razón, se necesita una reproducción con gran fidelidad (Villaruel Guerra & Medina Otazo, 2011). Si se hubiera intentado emplear el moldeo en bloque (molde en una sola parte) se habrían producido distorsiones en los elementos replicados.

En la técnica de moldeo a doble cara cada molde está formado por una base inferior sin agujeros y una tapa superior con agujeros, por estos agujeros o bebederos se introduce la colada del material de las réplicas. Para replicar las prótesis se realizan tres moldes. El primero con el vástago del modelo Delta, el segundo con el vástago del modelo SMR y el último con todas las componentes restantes de las dos prótesis. La construcción de cada molde se realiza en seis pasos (Figura 4.18) que se describen a continuación:

1. Se coloca una capa de plastilina sobre una tabla de madera, de un tamaño mayor a las piezas que se van a reproducir. Una vez colocadas las prótesis en sus posiciones definitivas (zonas de la prótesis con pivotes o protuberancias deben estar con dirección hacia abajo), se añade montículos de plastilina de forma que al apretar la prótesis sobre ellos quedara cubierta aproximadamente hasta la mitad. Las protuberancias y pivotes de la prótesis quedan hundidas en plastilina. En estos puntos se colocan respiraderos bebederos cuando se realice la parte superior del molde.
2. Con una espátula se biselan los bordes de la plastilina en contacto con la pieza, lo que permite obtener una superficie cerrada y plana, adecuada para conseguir buenas réplicas posteriormente. Se introducen en la plastilina unos posicionadores para que ambas partes del molde encajen perfectamente después. A continuación, se colocan las piezas de plástico alrededor de la plastilina a modo de pared, cubriendo los huecos entre las distintas piezas de plástico con la plastilina y con ayuda de la espátula.

3. Una vez realizado el montaje se mezcla la silicona y el agente de curado en proporción 100:5. Es importante remover mientras se vierte el acelerante así como seguir mezclando con intensidad durante al menos 5-10 minutos. Se calcula el volumen de silicona que se necesita, considerando que el punto más prominente de la pieza deberá ser superado en dos centímetros por la silicona; ya que si el espesor del molde es reducido se pueden producir deformaciones al realizar la colada. Por lo tanto, el molde 1 utiliza 250 gr y 12,5 gr, el molde 2: 250 gr y 12,5 gr y el molde 3: 400 gr y 20 gr de silicona y agente de curado respectivamente.
4. El curado de la mezcla dura 24 horas, pasado este periodo de tiempo se procede al desmontaje. Lo primero se retiran las paredes laterales de plástico, posteriormente se separa la plastilina exterior y se prepara el molde para el vertido de la segunda parte. En esta fase no es necesario construir una base de silicona, porque se realiza vertiendo la silicona sobre la primera parte del molde.
5. En el vertido de la segunda parte del molde se realizan los bebederos y los respiraderos. Los bebederos (5 mm de diámetro) son los conductos por los que se verterá la resina en el molde y los respiraderos (2 mm de diámetro) son necesarios para permitir la salida de aire de las cavidades del molde y que no queden burbujas en las piezas. Ambos se deben colocar en los puntos más prominentes de la pieza ya que el aire acumulado tendrá tendencia a salir hacia arriba.
6. De la misma manera que la primera parte del molde, se colocan paredes laterales y se tapan todos los huecos con plastilina. Posteriormente, se coloca la silicona y luego de 24 horas de curado se procede al desmontaje. Se separan las piezas del molde y se comprueba que no existan burbujas o cualquier desperfecto. Se extraen los positivos de los bebederos y respiraderos, limpiando de plastilina y cualquier otro residuo de ambas piezas del molde. Finalmente, los moldes están listos para realizar las réplicas.

Figura 4.18. Construcción del molde de silicona para prótesis

Luego de obtener los tres moldes de las prótesis de hombro se procede a fabricar las réplicas. Las prótesis se construyen con resina de poliuretano, porque replica exactamente todos los detalles de los componentes protésicos. Las prótesis reales tienen partes metálicas y otras de plástico, estas últimas presentan características similares al material elegido (Tabla 4.3).

Para conocer la cantidad de resina que se va a necesitar se mide el volumen del interior de los moldes. Para esto, se llena de agua cada molde y después se vierte el agua en la probeta graduada. Esta técnica permite conocer con más exactitud la cantidad de mezcla para reproducir las piezas.

Se utiliza resina de poliuretano en dos partes. La proporción es 1:1, por lo tanto, se vierte cierta cantidad de la parte A (Base PR-55), y a continuación la misma cantidad de la parte B (Endurecedor E-55). Se utiliza para el molde 1: 30 gr (15 gr parte A y 15 gr parte B), molde 2: 30 gr (15 gr parte A y 15 gr parte B) y molde 3: 80 gr (40 gr parte A y 40 gr parte B) de resina de poliuretano.

Al igual que con el molde de los huesos sintéticos, se cierran los bordes de estos moldes para evitar fugas, se preparan previamente secando y con agentes desmoldantes. Se procede a verter la mezcla, previamente agitada durante unos segundos (cuando la mezcla está caliente se empieza a verter), hasta que rebosa por los bebederos y los respiraderos. Hay que verter rápidamente pues empieza a curar en pocos minutos.

Al cabo de 30 minutos aproximadamente de curación de la resina, se procede a realizar el desmolde de las piezas. Para terminar las réplicas de las prótesis, se mecaniza con la máquina DREMEL con el objetivo de eliminar el exceso de material correspondiente a bebederos y respiraderos. En la Figura 4.19 se puede identificar el resultado final de las réplicas de prótesis de hombro con resina de poliuretano .

MODELO SRM CASA LIMA

MODELO DELTA CASA DEPUY

Figura 4.19. Prótesis de hombro y réplicas con resina de poliuretano.

4.3.3. Técnica de montaje de prótesis en modelos fotoelásticos

4.3.3.1. Montaje de prótesis real en hueso sintético (MPH)

Una vez listas las réplicas de huesos para realizar los ensayos, se baraja la opción de colocar la prótesis real en el húmero y escápula de manera similar a una cirugía de prótesis de hombro en quirófano, pero con hueso sintético y prótesis real.

La artroplastia de hombro o sustitución protésica de hombro es un procedimiento quirúrgico mediante el cual se sustituye la articulación glenohumeral (la articulación entre la cabeza del húmero y la escápula) por un implante protésico (Durán, et al., 2007). Se va a realizar este procedimiento en laboratorio, simulando la correcta colocación de la prótesis en el húmero.

El modelo de prótesis Delta y SMR tienen cuatro componentes modulares, lo que permite combinarlos para que la prótesis se adapte lo más anatómicamente posible al paciente concreto, mejorando la tasa de éxito en este tipo de cirugías. Las partes que se introducen en la articulación del hombro son el vástago y la cabeza humeral invertida, las cuales se insertan en el húmero y escápula respectivamente. Las otras dos partes son móviles y pueden cambiar de tamaño, ajustándose al paciente y cirugía.

Como se indicó en el CAPÍTULO II, los modelos Delta y SMR son prótesis invertidas de hombro, la particularidad de estas prótesis es que, el húmero se excava para que aloje y se articule sobre el componente escapular, en este caso semiesférico, al revés de la disposición natural de la articulación (Wall, et al., 2007). Las primeras pruebas se realizaron en el húmero con las dos prótesis (se utilizaron únicamente los vástagos).

En este caso se va a simular la fijación del vástago al húmero sin entrar en detalles quirúrgicos (posicionamiento del paciente, vía de abordaje o incisiones, desinserciones de músculos, liberación de las partes blandas). Se da por entendido que, toda la técnica quirúrgica se ha realizado correctamente y que se tiene una visualización completa de la cabeza humeral. Esto se cumple porque el modelo está compuesto solo del hueso sintético. Se van a tomar en cuenta todas las recomendaciones para una correcta colocación (posición del húmero, diámetro de broca, corte de la cabeza humeral, dirección de perforación, etc).

La osteotomía humeral es una técnica para cortar el húmero, donde se orienta en forma deseada y se realiza el corte para colocar la prótesis correctamente. Siguiendo las recomendaciones respectivas de corte, se realiza una sección ósea pequeña, comenzando en la unión entre el cartílago cefálico y el troquíter o tubérculo mayor. A este espacio se va a llamar punto de referencia de corte A (Figura 4.21).

En quirófano se utiliza una guía de corte humeral, la cual se introduce en el húmero por detrás del origen de la correa bicipital (surco intertubercular) para alinearse mejor a la diáfisis humeral (cuerpo o parte medial del húmero), dividiéndola en dos partes simétricas de longitud L1 (Figura 4.21). Una vez introducida, se coloca el tallo guía en 10° de retroversión humeral, alineándolo luego al antebrazo del paciente (Figura 4.20.A). La osteotomía de la cabeza debe realizarse a 155° siguiendo el eje de la guía de corte y teniendo como orientación final de corte el borde inferior de la glena (Figura 4.20.B) (Durán, et al., 2007).

Figura 4.20.A. Posicionamiento de la guía de corte humeral en quirófano. B. Osteotomía humeral a 155°. Fuente de elaboración a partir de Durán, et al. (2007)

En el laboratorio se coloca el húmero en posición vertical con la cabeza humeral hacia arriba, se identifica el cartílago cefálico, el troquíter, la corredera bicipital y la diáfisis humeral. A continuación, se señala el punto de la guía de corte y el punto de referencia A. En este último punto se señala un eje vertical o paralelo al eje humeral, desde aquí se mide 155° como la técnica realizada en quirófano y se coloca el punto de referencia B a 8 mm hacia arriba del cuello anatómico del húmero. Para futuros ensayos no es necesario medir los 155°, se realiza la osteotomía humeral con los puntos de referencia A y B (Figura 4.21).

Figura 4.21. Osteotomía humeral a 155°

Luego de identificar las líneas y puntos de referencias para la osteotomía humeral se construye el montaje de la prótesis – húmero con los pasos que se describen a continuación (Figura 4.22). Para probar esta técnica se utilizó un hueso sintético de resina de poliuretano con el modelo de prótesis SRM al que vamos a llamar HP1(SRM) y otro con resina epoxi con el modelo de prótesis Delta al que llamaremos HE1(Delta). Los ensayos se realizan en los dos materiales para analizar sus características y comportamiento al momento de implantar las prótesis.

1. Se coloca el hueso sintético en posición horizontal para realizar el corte a 155°, como se indica en la Figura 4.21. Con ayuda de una sierra de cinta automática, a velocidad de 45 rpm (revoluciones por minuto), se realiza la osteotomía de la cabeza humeral al hueso HP1(SRM) y HE1(Delta). Como la sección ósea de corte es pequeña, se puede realizar este paso con una sierra de arco manual y se obtienen resultados similares.
2. El siguiente paso es medir el diámetro de la epífisis y excentricidad para determinar el tamaño de la cabeza del vástago del húmero. Para HP1(SRM) y HE1(Delta) el diámetro es de 38 mm y excentricidad estándar. Después, se señala y dibuja nuevamente el punto guía de corte en la epífisis.
3. Se continúa con la preparación de la epífisis y la diáfisis humeral con brocas crecientes sucesivas, al igual que en el quirófano, hay que abrir el canal medular y suavemente ensanchar dicho canal con brocas de tamaños crecientes. Se empieza con una broca guía delgada de 1 mm, a continuación, y si la guía es medial al diámetro de la diáfisis y paralela al eje humeral se utiliza una broca más grande de 2 mm. Caso contrario se corrigen errores. Como el diámetro del vástago es de 12 mm, se aumenta paulatinamente 2 mm cuando se cambia de broca y si existen errores se corrigen. La última broca que se utiliza es del diámetro y longitud del vástago. Se utiliza esta técnica en HE1(Delta). En el caso de HP1(SRM) el cuerpo del vástago es cónico, por lo tanto, se da la forma respectiva con brocas más grandes en la proximidad de la cabeza del vástago.
4. Con una lima de un diámetro inferior a 12 mm, se pule en el interior de la diáfisis hasta que el cuerpo de la prótesis ingrese completamente.
5. A continuación, se prepara la epífisis, aumentando y corrigiendo 2 mm en cada cambio de broca hasta 30 mm. Con las brocas se trata de dar forma similar al vástago al interior del húmero y se realiza pruebas introduciendo las prótesis en los huesos.
6. Finalmente, con ayuda de una lima se raspa y pule en el interior del húmero hasta que la prótesis ingrese completamente. Como el modelo Delta de Casa Depuy Sinthes es cementado, se puede modelar con plastilina en el interior. El modelo SRM de Casa Lima es no cementado por lo tanto es sin plastilina. Se colocan las prótesis hasta que encajen completamente.

Figura 4.22. Montaje de prótesis modelo Delta y SRM en húmero.

Una vez finalizados los ensayos del montaje del vástago de la prótesis Delta y SRM en el húmero, se realizan pruebas de colocación del módulo glenoideo de la prótesis real en la escápula.

Antes de realizar cualquier acción se prepara la glena. En el quirófano se despegue la cápsula articular y se la escinde por completo con bisturí eléctrico, esto permite apreciar la orientación y la dimensión de la glena. Se coloca un separador hacia anterior, posterior e inferior, y se marcan con electrobisturí los ejes horizontal y vertical de la glena, determinando cuatro cuadrantes y el centro (Figura 4.23). En el laboratorio, la escápula y húmero están por separado, sin embargo, hay que limpiar bien la zona donde se va a colocar la prótesis y verificar que la glena del omóplato sintético este completa, igual a la glena real. Para dejar la glena lista se pule y se marcan los ejes: horizontal, vertical y el centro.

Figura 4.23. Correcta exposición de la glena, su división en cuatro cuadrantes y localización del centro donde deberá introducirse la clavija guía de la fresa

Se coloca una guía con un cincel en punta perpendicular a la glena en su centro y se taladra con una broca de 1 mm a fin de preparar el orificio central, para comenzar con el fresado. Este se realiza perpendicular a la glena retirando a la vez el cartílago y el hueso subcondral (capas de resina) para medializar la glenoesfera (respetando así los principios biomecánicos básicos de la prótesis reversa). Para ensanchar la zona donde vamos a colocar la prótesis se utilizan brocas de tamaños crecientes, para conseguir la forma de la prótesis Delta y SRM. El orificio central de la glena tiene que ser perpendicular, se realiza con brocas y se pule con limas. Este orificio tiene que ser de un diámetro igual al perno central del platillo metálico posterior del componente glenoideo.

Finalmente, la colocación del componente glenoideo (platillo metálico posterior o Metaglena, y de la glenoesfera) se realiza posicionando el platillo metálico posterior en el orificio para el perno central y se impacta para obtener un contacto homogéneo entre el fondo y la superficie fresada de la glena. Por recomendación, debe implantarse perpendicular a la glena o, en su defecto, con ligera orientación inferior para evitar el conflicto entre el implante humeral y el pilar del omóplato, que llevaría al aflojamiento precoz del implante.

El platillo metálico del componente glenoideo del modelo Delta tiene cuatro tornillos de 4,5 mm de diámetro para fijar la metaglena (superior, inferior, anterior y posterior). El modelo SRM, tiene dos tornillos uno inferior dirigido hacia el pilar del omóplato y otro superior dirigido hacia la base de la apófisis coracoides. Es necesario evitar la salida de este último tornillo hacia posterior debido al riesgo de lesionar el nervio subescapular. En el anterior paso, cuando se coloca y ajusta la metaglena en la escápula, se señalan los puntos donde se van a colocar los tornillos, posteriormente, con una broca de 2 mm se perfora (Figura 4.24). Se realiza una prueba con un hilo metálico y si la perforación tiene una dirección correcta se perfora con una broca de diámetro superior.

Figura 4.24. Puntos donde se van a colocar los tornillos de la prótesis modelo Delta.

Por último, se colocan todos los componentes glenoideos, primero el platillo metálico (Figura 4.25), se ajusta a la glena con los tornillos necesarios, y la glenoesfera se engancha al platillo metálico posterior por encastre y atornillado.

Figura 4.25. Platillo metálico posterior o Metaglena del modelo Delta en la escápula.

Luego de realizar el montaje de los huesos con las prótesis se analiza la estabilidad y la movilidad del conjunto articular del hombro a 90 grados de abducción. Si la prótesis se encuentra demasiado "apretada" es necesario realizar un recorte óseo y volver a montar la prótesis en el húmero realizando los pasos anteriores. Si la prótesis parece muy "floja" o inestable se pueden utilizar cúpulas humerales de mayor espesor o una glenoesfera más grande. Las cúpulas de mayor espesor limitan más la movilidad y también generan mayor fuerza de fricción sobre la metaglena.

Analizando las debilidades y fortalezas de la técnica de montaje de prótesis real en la escápula y húmero (Tabla 4.15) no es la opción más acertada, por lo tanto, hay que encontrar soluciones alternativas para construir las muestras.

La técnica de montaje es compleja y se pueden producir fracturas al momento de dar la forma de la prótesis en el interior de los huesos, esto se puede observar en la Figura 4.26. La diáfisis del húmero es estrecha, por lo tanto, hay que trabajar cuidadosamente porque se puede romper una de las paredes del hueso cuando se perfora el canal para introducir el vástago. Hay que reproducir 12 huesos y el tiempo en preparar cada muestra es de 64 horas, aproximadamente dos meses para construir 12 escáputas y húmeros. Por estos motivos se emplea otra técnica para reproducir las muestras.

Figura 4.26. Fracturas al momento de dar la forma de la prótesis en el interior de los huesos.

Tabla 4.15. Debilidades y fortalezas de la técnica de montaje de prótesis real en la escápula y húmero

DEBILIDADES
<ul style="list-style-type: none"> • El material (resina poliuretano y epoxi) es muy frágil, y se puede producir fracturas al momento de esculpir, limar, y pulir los detalles en forma de la prótesis en el interior del hueso. Esto puede ocasionar que la escápula y el húmero se rompan con facilidad. • Al momento de realizar el ensayo de congelación de tensiones internas en abducción a 90°, manteniendo el estado de carga durante todo el ciclo térmico a una temperatura constante de 60°C el conjunto hueso – prótesis real se puede romper por las características mecánicas de los materiales. • El tiempo que se necesita para realizar cada conjunto escápula – húmero con la prótesis es de 64 horas (48 horas en reproducir los huesos y 16 horas en insertar la prótesis en el hueso). • Es posible que no exista repetitividad en los ensayos, porque los montajes de las prótesis en los huesos del conjunto de la articulación no van a ser iguales. El montaje es manual y a pesar de seguir cuidadosamente todos los pasos, los canales realizados con brocas y limas pueden ser diferentes. Esto afecta sobre todo al húmero, en el caso de la escápula como el conjunto protésico es una pieza más pequeña, es más fácil la fabricación y se disminuyen los errores de repetitividad y contacto. • El conjunto hueso – prótesis tiene diferentes características mecánicas que el conjunto hueso sintético – prótesis real. • No hay una unión correcta y precisa del hueso a la prótesis. El hueso humano se adapta mejor y se une completamente. El hueso sintético, si se realiza un canal más amplio no se une a la prótesis y si el canal es más estrecho puede ocasionar más tensiones. Por este motivo, se producen alteraciones en el análisis de deformaciones y errores al aplicar la técnica de fotoelasticidad. • La técnica de montaje es compleja y se tiene que realizar cuidadosamente
FORTALEZAS
<ul style="list-style-type: none"> • La técnica de montaje de prótesis real en hueso sintético permite una aproximación más cercana a la realidad, por lo tanto, los ensayos realizados con fotoelasticidad serán más objetivos, reales y concluyentes

4.3.3.2. Montaje de réplica de prótesis en hueso sintético (MRPH): Húmero

Después de analizar las debilidades y fortalezas de la técnica de montaje de la prótesis real en los huesos sintéticos, se concluye que hay que buscar una alternativa que solucione los inconvenientes de esta técnica. Este nuevo método tiene que reproducir muestras semejantes, una construcción más cómoda y fácil, y también, que permita realizar los ensayos de fotoelasticidad sin riesgo de fracturas y posibles errores.

La técnica anterior permite estabilidad y movilidad del conjunto articular del hombro a 90 grados de abducción, por lo tanto, el corte de la cabeza humeral es preciso y sirve de guía para la técnica que se explica a continuación. Sin embargo, tiene algunas debilidades que se pretenden solucionar con este nuevo método.

Para solucionar las debilidades de la Tabla 4.15, se construye réplicas exactas de las prótesis con resina de poliuretano con técnica de moldeo a doble cara, porque son piezas pequeñas y con detalles. Las características mecánicas del conjunto hueso – prótesis con esta técnica son

idóneas, al someter a una temperatura de 60°C en el ensayo de congelación de tensiones internas en abducción a 90°. Esto soluciona el problema de posibles fracturas.

Otra dificultad de la técnica anterior es que se producen fracturas en el modelo fotoelástico al momento de dar forma de prótesis en el interior del hueso sintético. Por lo tanto, para solucionar este inconveniente se reproducen los húmeros sintéticos con la técnica de moldeo en bloque y con la prótesis en el interior del molde, utilizando como guía una pieza semiesférica obtenida después de la osteotomía de la cabeza humeral a 155° con la técnica MPH.

Luego de explicar brevemente la nueva técnica de montaje de la réplica de la prótesis en el húmero sintético se construyen las muestras con los pasos que se describen a continuación:

1. Las prótesis se construyen con resina de poliuretano, con la técnica de moldeo a doble cara porque reproduce exactamente todos los detalles de las piezas (Figura 4.18). Las partes de plástico de la prótesis presentan características similares a la resina de poliuretano que es el material elegido de las prótesis. Para terminar las réplicas se mecaniza con la máquina DREMEL con el objetivo de pulir y eliminar el exceso de material. De esta manera, las réplicas son exactamente iguales a las prótesis reales. En la Figura 4.19 se puede observar como las réplicas son muy parecidas a las prótesis reales.
2. La osteotomía de la cabeza humeral a 155° (Figura 4.21), separa al húmero en dos partes, se utiliza como guía la Sección de la Cabeza Humeral (SCH). Primero se pone una capa de plastilina en la cara del corte de la SCH, luego se rellena de plastilina la parte cóncava de la epífisis de la prótesis. En la parte final de la diáfisis de la prótesis se coloca una guía, se realiza un hueco con una broca de 1 mm de diámetro y se introduce la guía de 22 mm de altura, que representa el diámetro de la diáfisis en este punto (Figura 4.27). A continuación, se une la prótesis al SCH y se pone una capa de desmoldeante. Finalmente, se coloca en posición correcta el conjunto (SCH – prótesis) en el molde, encajando este conjunto con los detalles correspondientes a esta parte. Como este segmento es de forma exacta a la SCH del húmero se acopla, perfectamente.
3. Se prepara el molde colocando una capa de desmoldeante en el interior en la parte que corresponde al húmero. Luego que el molde está, totalmente, listo se prepara la mezcla de resina epoxi en dos partes en proporción 100:16, es decir 100 partes de A y 16 partes de B. Como el húmero pesa 208 gr y el conjunto SCH – prótesis pesa 34 gr aproximadamente, se usa 174 gr de resina epoxi en dos partes, 150 gr del componente A y 24 gr del componente B (Figura 4.27). Se introduce la colada de resina epoxi en el molde por uno de los bebederos hasta que rebosa por los otros bebederos y respiraderos. El tiempo de curado es de 48 horas para poder sacar la réplica en epoxi del molde.
4. Se extrae, cuidadosamente, la pieza ya curada del molde y se eliminan las partes sobrantes (bebederos y respiraderos) con la herramienta multiusos DREMEL (Figura 4.27). Como el conjunto SCH – prótesis tiene una parte de plastilina en la cara de corte de la SCH se puede quitar fácilmente con ayuda de la herramienta multiusos. La SCH se utiliza para construir todas las muestras. Finalmente, se pule y lima la muestra con un disco circular para eliminar las rebabas y la mayoría del material y, a continuación, se cambia el cabezal para darle un buen acabado.

Figura 4.27. Técnica de montaje de la réplica de la prótesis en el húmero sintético.

Esta técnica para modelar la prótesis en el húmero es más sencilla y se necesita apenas 48 horas para construir cada muestra. En total 1 mes para reproducir las 12 muestras que se van a utilizar en el estudio de fotoelasticidad.

Utilizar un mismo patrón (molde y la SCH) garantiza que todas las muestras sean iguales, de esta manera se consigue repetitividad en los ensayos de fotoelasticidad, que todos los canales sean semejantes en longitud y diámetro y que la pieza protésica se acople por completo al hueso, de esta forma se disminuyen los errores de repetitividad y contacto de la anterior técnica.

A pesar de que el conjunto hueso real – prótesis real tienen diferentes características mecánicas que el conjunto hueso sintético – prótesis sintética, funciona de mejor manera que la anterior técnica, sin embargo, hay que analizar estas características mecánicas.

La unión hueso – prótesis es similar a la real. La prótesis se acopla perfectamente al húmero, y no se producen alteraciones en el análisis de deformaciones entre todas las muestras al aplicar la técnica de fotoelasticidad. Una vez listas las muestras del húmero y escápula con los dos tipos de prótesis se realizan las pruebas respectivas de estabilidad y movilidad en la articulación del hombro a 90° de abducción. En la Figura 4.28 se identifican las muestras de los húmeros terminados, listos para realizar los ensayos de fotoelasticidad.

Figura 4.28. Húmeros sintéticos mediante técnica MRPH

4.3.3.3. Montaje de réplica de prótesis en hueso sintético (MRPH): Escápula

Una vez analizada la técnica de montaje de la réplica de prótesis en el húmero sintético, se analiza un método similar para colocar la prótesis en el omóplato sintético. El montaje con prótesis real tiene más debilidades que fortalezas (Tabla 4.15), por lo que es necesario buscar otra alternativa de construcción. Se pretende una reproducción más cómoda y fácil, que permita realizar los ensayos de fotoelasticidad sin riesgo de fracturas y posibles errores.

De forma similar a la técnica del húmero, se construye réplicas exactas de las prótesis con resina de poliuretano con técnica de moldeo a doble cara. Esto es una ventaja comparando con las debilidades de la Tabla 4.15, porque se tiene mejores características mecánicas del conjunto hueso – prótesis, al someter a una temperatura de 60°C en el ensayo de congelación de tensiones internas, solucionando el problema de posibles fracturas.

Los componentes glenoideos de la prótesis invertida del hombro son más pequeños y es más fácil el montaje, porque, en la escápula no se realiza mayor acción de fresado para colocar las prótesis. No hay problemas al pulir, limar y taladrar en la glena para conseguir la forma de la prótesis Delta y SRM. El orificio central se consigue con una broca y este canal es fácil de reproducir nuevamente por lo que se disminuyen los errores de repetitividad y de contacto en el estudio de fotoelasticidad.

Por lo tanto, este método tiene parte de la primera técnica montaje prótesis real – hueso sintético y parte de la técnica montaje réplica de prótesis – húmero sintético. De la primera se utiliza toda la metodología de colocación de la prótesis, pero usando una réplica del conjunto glenoideo. De la otra técnica, se usa la metodología de reproducción de las réplicas de prótesis. En conclusión, se reproducen omóplatos sintéticos con la técnica de moldeo en bloque, a los que se implantan las réplicas del conjunto glenoideo de la prótesis invertida de hombro.

La técnica de montaje de la réplica de la prótesis en el omóplato sintético se realiza con los pasos que se describen a continuación:

1. Se reproducen las prótesis con resina de poliuretano, usando técnicas de moldeo a doble cara para así grabar todos los detalles de las piezas (Figura 4.18). El acabado final se realiza con la herramienta DREMEL, esta máquina se utiliza para pulir y eliminar rebabas de las piezas.
2. Se prepara el molde colocando una capa de desmoldeante en el interior en la parte que corresponde al omóplato. Se prepara la mezcla de resina epoxi en dos partes en proporción 100:16. Como el húmero pesa 112 gr, se usa 116 gr de resina epoxi en dos partes, 100 gr del componente A y 16 gr del componente B (Figura 4.29). Se introduce la colada de resina epoxi en el molde por uno de los bebederos hasta que rebosa por los respiraderos. El tiempo de curado es de 48 horas.
3. Se extrae la pieza ya curada del molde, se pule, lima y eliminan las partes sobrantes (bebederos y respiraderos) con la herramienta DREMEL. Para dejar la glena lista se limpia bien la zona y se marcan los ejes: horizontal, vertical y el centro (Figura 4.23). Se coloca un punto guía con un cincel en el centro y se taladra con una broca de 1 mm a fin de preparar el orificio central, el cual tiene que ser perpendicular a la glena y con diámetro igual al perno central del platillo metálico posterior. Se ensancha la zona de la glena, para conseguir la forma de la prótesis Delta y SRM. Se introduce la metaglena y se señalan los puntos de los tornillos, posteriormente, con una broca de 2 mm se perfora (Figura 4.29). Se realiza una prueba con un hilo metálico y si la perforación tiene una dirección correcta se perfora con una broca de diámetro superior.

4. Finalmente, se colocan todos los componentes glenoideos (Figura 4.29). El platillo metálico se ajusta a la glena con tornillos de 4 mm de diámetro, la prótesis Delta tiene cuatro tornillos (superior, inferior, anterior y posterior) y el modelo SRM tiene dos tornillos uno inferior dirigido hacia el pilar del omóplato y otro superior dirigido hacia la base de la apófisis coracoides. Para concluir el montaje, la glenoesfera se engancha al platillo metaglena por encastre y atornillado.

Figura 4.29. Técnica de montaje de la réplica de la prótesis en el omóplato sintético

Modelar la escápula con esta técnica resulta más sencillo, como el componente glenoideo de la prótesis es pequeño garantiza que todas las muestras sean iguales, logrando así repetitividad en los ensayos de fotoelasticidad. La prótesis se acopla perfectamente al húmero, y no se producen alteraciones en el análisis de deformaciones entre todas las muestras.

Comparando con la técnica MPH, la diferencia más relevante son las características del material. El montaje MPH tiene la combinación de metal de la prótesis con la resina epoxi de la escápula y el MRPH usa la combinación de resina poliuretano con resina epoxi. La primera técnica es más frágil cuando se somete a calor. La segunda es más estable porque las dos piezas son fabricadas de resina (polímero termoestable), tienen más resistencia a altas temperaturas, facilitando el estudio de fotoelasticidad. Se disminuye las posibles fracturas por contacto entre la prótesis y la escápula. En la Figura 4.30 se identifican las muestras de las escápulas terminadas para realizar los ensayos de fotoelasticidad.

Figura 4.30. Escápulas sintéticas mediante técnica MRPH

Se realizan las pruebas respectivas de estabilidad y movilidad en la articulación del hombro a 90° de abducción. Para esto, se fija a la escápula en una cámara isoterma, luego, se coloca el húmero con ayuda de tres cargas de músculos agonistas (deltoides, supraespinoso, subescapular). Se mueve el húmero con el objetivo de obtener una abducción entre 0° y 90° sin que exista mayor presión entre el húmero y escápula. Esto se cumple, por lo tanto, el conjunto articular tiene un movimiento óptimo y se mantiene estable. La prótesis no se encuentra demasiado apretada ni floja. Incluso cambiando las cúpulas humerales a un mayor espesor se mantiene estable el conjunto articular. Aunque estas cúpulas generan mayor fuerza de fricción sobre la metaglena no limitan la movilidad. En la Figura 4.31 se observa cómo se realizan las pruebas de estabilidad y movilidad del conjunto articular del hombro con prótesis.

Figura 4.31. Pruebas de estabilidad y movilidad del conjunto articular del hombro con la técnica MRPH.

4.3.3.4. Análisis de MPH y MRPH para construir modelos fotoelásticos

Comparando las dos técnicas de montaje la diferencia más relevante son las características del material. El MPH tiene la combinación de metal de la prótesis con la resina epoxi de la escápula y el MRPH usa la combinación de resina poliuretano con resina epoxi. Modelar la escápula con la segunda técnica resulta más sencillo, como el componente glenoideo de la prótesis es pequeño garantiza que todas las muestras sean iguales, logrando así repetitividad en los ensayos de fotoelasticidad. Analizando la unión hueso – prótesis, en la segunda técnica la pieza de poliuretano se acopla perfectamente al húmero, y no se producen alteraciones en el análisis de deformaciones entre todas las muestras al aplicar la técnica de fotoelasticidad. Las pruebas de estabilidad y movilidad de la articulación son buenas, incluso cambiando las cúpulas humerales a un mayor espesor se mantiene estable el conjunto articular. La técnica MRPH es más sencilla, se necesita apenas 48 horas para construir cada muestra. En total 1 mes para reproducir las 12 muestras que se van a utilizar en el estudio de fotoelasticidad. Mientras que con MPH el tiempo en preparar cada muestra es de 64 horas, aproximadamente, dos meses para construir 12 escápulas y húmeros. Por estos motivos se emplea la técnica MRPH. En la Figura 2.27 se observa el análisis de fotoelasticidad de un estudio que se está desarrollando utilizando la técnica MRPH para la fabricación del conjunto prótesis – hueso.

Figura 4.32. Análisis de fotoelasticidad en 3D utilizando huesos fabricados con la técnica MRPH

Las dos técnicas dan modelos aptos para estudios cinéticos y cinemáticos. Sin embargo, MRPH es más adecuada para estudios fotoelásticos en 3D por congelación de tensiones, ya que, para las temperaturas de ensayo (unos 60°C), el conjunto prótesis-hueso es más estable, con una relación más realista entre rigideces de los materiales y mayor facilidad para los cortes posteriores destinados al estudio de tensiones en planos concretos.

Se ha elegido la técnica MRPH para el ensayo de Fotoelasticidad 2D y 3D debido a su mayor reproductibilidad, menor tiempo de fabricación, menor riesgo de posibles fracturas al realizar los ensayos de congelación de tensiones y mejor relación/interacción que existe entre los materiales. La técnica MRPH reproduce muestras más semejantes y una construcción más cómoda y fácil. Además, las pruebas de estabilidad y movilidad de la articulación son óptimas.

4.4. Montaje de transmisión de cargas

El complejo articular del hombro supone un reto en el conocimiento biomecánico del mismo debido a su complejidad y sus numerosas estructuras implicadas. Cuando un músculo del complejo articular del hombro se tensiona, esa fuerza se transmite hacia el hueso donde se inserta dicho músculo, el cual absorbe gran parte de la tensión y en algunos casos su totalidad, si la tensión supera un umbral, esto provocará modificaciones estructurales en el tejido propio del hueso, causando luxaciones u otras afecciones. A partir de la fotoelasticidad se puede analizar dichas tensiones, partiendo de un modelo simplificado de los músculos implicados en una posición del hombro específica.

Con la literatura investigada y con información del modelo físico basado en cinemática y análisis experimental del complejo articular del hombro (Capítulo 2), se realiza el montaje de transmisión de carga en posición de equilibrio (abducción a 90°). Para esto, se fabrican estructuras óseas sintéticas con una réplica de un implante protésico para la artroplastia invertida de hombro. Una vez validadas las estructuras del hombro con RSA obtenidas con la técnica MRPH del modelo físico construido se identifican las fuerzas en abducción a 90°.

A medida que el brazo abduce a 90°, la dirección de la tracción del deltoides se aproxima a la del supraespinoso (Figura 4.33). Por lo tanto, los pacientes con un gran desgarró del manguito de los rotadores a menudo pueden mantener activamente el brazo abducido a 90° pero no son capaces de abducir activamente hasta los 90° (Simon, 1994).

Figura 4.33. Dirección de la tracción del deltoides y supraespinoso a 30° y 90° de abducción (Simon, 1994).

El modelo de fuerzas en la posición de equilibrio indicada es simplificado, esto quiere decir que no se usan todas las fuerzas musculares que intervienen en abducción a 90°. El estado de equilibrio se consigue con tres cargas de músculos agonistas (deltoides, supraespinoso, subescapular). Se selecciona el deltoides y el supraespinoso porque son los músculos que tienen mayor intervención en esta posición del brazo, mientras que el subescapular es necesario para estabilizar el montaje. El modelo físico simplificado del conjunto hueso – prótesis representa con suficiente aproximación a la realidad el complejo del hombro.

A continuación, se muestra el esquema del montaje de transmisión de cargas con el modelo de fuerzas que actúan en la posición de equilibrio simplificada mencionadas anteriormente (Figura 4.34).

Figura 4.34. Esquema de montaje de transmisión de cargas.

Donde:

F_A : Fuerza del músculo subescapular (N). P_A : Peso del músculo subescapular (gr).

F_B : Fuerza del músculo supraespinoso (N). P_B : Peso del músculo supraespinoso (gr).

F_C : Fuerza del músculo deltoides (N). P_C : Peso del músculo deltoides (gr).

Se han representado solamente las fuerzas más significativas, ya que los ligamentos y algunos músculos que no se han considerado ejercen una acción también, pero esta no es muy significativa frente al resto. Una vez definidos los músculos que actúan en la posición de equilibrio se determina el valor de la fuerza de cada uno, para esto, se realizan pruebas para dar estabilidad al montaje de transmisión de cargas y finalmente encontrar la fuerza idónea de cada músculo para los ensayos de congelación de tensiones.

El modelo del hombro en abducción se construye con el húmero y la escápula. Una vez que se han fabricado los huesos utilizando la técnica MRPH y se ha comprobado que la articulación del hombro es estable, se procede a colocar una serie de anclajes donde se aplicarán las fuerzas de las acciones en la posición de equilibrio. Con ayuda de la herramienta multiusos DREMEL se realiza perforaciones en los puntos de aplicación de las fuerzas. A continuación, se introduce los anclajes. La escápula se mantiene fija mediante dos placas de metal y una placa de policarbonato para proteger al hueso ya que en las primeras pruebas el conjunto húmero-escápula se rompió, llegando a esta alternativa. La escápula se une a la estructura auxiliar de metal mediante tornillos y tuercas para mantener inmóvil al conjunto durante los ensayos de congelación de tensiones.

En la Figura 4.35 se puede observar el modelo fotoplástico de la escápula con RSA inmobilizado con dos placas de metal, una placa de policarbonato, tornillos y tuercas.

Figura 4.35. Montaje de la escápula con la prótesis

La estructura auxiliar mencionada anteriormente, que hace la función de cámara isoterma, se emplea para sujetar el modelo fotoplástico, disponer las cargas y realizar los ensayos de congelación de tensiones. Se construyó la cámara isoterma empleando materiales resistentes a temperaturas superiores a 60 grados centígrados y de bajo costo. Para esto se cortaron regletas de metal a medida y se unen, de forma que cumplan los requisitos necesarios, para mantener el ensayo a la temperatura indicada. Posteriormente, se colocaron anclajes en la escápula y el húmero para unir la articulación y mantener en equilibrio el ensayo. Este sistema permite ubicar las pesas en posición vertical ya que la transmisión de cargas se realiza por gravedad.

De esta forma, la acción de las pesas tiene la dirección y el sentido representado en la vista frontal del montaje de cargas de la Figura 4.36 y Figura 4.37.

Figura 4.36. Montaje de cargas. Vista frontal

Figura 4.37. Dirección y sentido de los vectores para el montaje de carga. Vista frontal

En la Figura 4.38 y se identifica el vector de transmisión de cargas y, también, se observa el sentido y la dirección de las fuerzas de los músculos representados. En la Figura 4.40 se presenta la vista lateral del montaje de trasmisión de cargas.

Figura 4.38. Montaje de cargas. Vista superior

Figura 4.39. Dirección y sentido de los vectores para el montaje de carga. Vista superior

Figura 4.40. Montaje de cargas. Vista lateral

Las fuerzas que actúan en la articulación del hombro en abducción (Figura 4.34) determinan la forma y la configuración que debe tener la estructura sobre la que se sujetará el modelo durante el ensayo (Figura 4.41).

Figura 4.41. Montaje del modelo físico en la estructura auxiliar.

Para calcular las cargas consideradas se realiza 11 experimentos en la posición de equilibrio. El primer ensayo se efectúa con el 10% de la fuerza de cada músculo de un estudio basado en cinemática del hombro, se deja 24 horas y se analiza si existe desplazamiento angular con respecto a los 90° de abducción. Después de realizar algunas pruebas el ensayo se vuelve más estable y el desplazamiento es nulo, se calcula el promedio obtenido en el ensayo de cargas. En la Tabla 4.16 se muestra un resumen de cada prueba para dar estabilidad al montaje de transmisión de cargas.

Tabla 4.16. Pruebas para dar estabilidad al montaje de transmisión de cargas

	DELTOIDES (N)	SUPRAESPINOSE (N)	SUBESCAPULAR (N)	Mov. Angular en posición de equilibrio (grados)
Modelo físico	30,850	38,300	4,790	
Fuerza inicial	3,085	3,830	0,479	
Prueba 1	3,085	3,830	0,479	30
Prueba 2	4,067	3,342	2,440	20
Prueba 3	4,459	3,342	3,420	10
Prueba 4	4,165	2,852	3,420	5
Prueba 5	4,165	2,852	2,930	5
Prueba 6	4,263	3,342	2,930	5
Prueba 7	4,067	3,342	2,930	5
Prueba 8	4,165	3,342	2,440	5
Prueba 9	4,165	3,283	2,626	0
Prueba 10	4,067	3,283	2,626	0
Prueba 11	4,067	3,283	2,626	0
Media	4,067	3,281	2,625	
Desviación estándar	0,346	0,262	0,789	

En la Figura 4.42 se identifica la fuerza del músculo deltoides y supraespinoso en función del músculo subescapular de las pruebas para dar estabilidad al montaje de transmisión de cargas de la Tabla 4.16.

Figura 4.42. Fuerzas del músculo deltoides y supraespinoso en función del músculo subescapular de las pruebas para dar estabilidad al montaje de transmisión de cargas.

A partir de los datos de la Tabla 4.16 se puede calcular un modelo para determinar automáticamente la fuerza del músculo subescapular, el cual es necesario para dar estabilidad al montaje. Las variables independientes son los músculos deltoides y supraespinoso, la variable dependiente es el músculo subescapular. En la Ecuación 4.2 se identifica este modelo a partir de una regresión lineal múltiple.

$$A = 0,2 + 1,441C - 1,042B$$

Ecuación 4.2. Modelo fuerza músculo subescapular

Donde A: Fuerza del músculo subescapular (N).

C: Fuerza del músculo deltoides (N).

B: Fuerza del músculo supraespinoso (N).

Gracias al modelo de fuerza del musculo subescapular es más fácil conseguir el equilibrio del hombro en abducción a 90°, a partir de la fuerza del deltoides y supraespinoso. A manera de resumen en la Tabla 4.17 se identifica el resultado del ensayo de cargas.

Tabla 4.17. Resultado del ensayo de cargas

Músculo	Fuerza (N)	Peso (g)
Deltoides (C)	4,067±0,346	415±33,630
Supraespinoso (B)	3,283±0,262	335±25,525
Subescapular (A)	2,625±0,789	268±76,717

En la Figura 4.43 se observa el montaje del modelo físico en la estructura con la acción de fuerzas que actúan en el conjunto articular del hombro.

Figura 4.43. Configuración de equilibrio de fuerzas

El montaje de transmisión de cargas del modelo físico es versátil, simplificado y fácilmente manipulable y constituye, por encima de todo, un montaje idóneo para estudios con Fotoelasticidad 3D.

4.5. Aplicación de técnicas fotoelásticas

4.5.1. Ensayo y tratamiento térmico

El método de congelación de tensiones se basa en la naturaleza bifásica de la estructura molecular de los polímeros termoestables: largas cadenas poliméricas entrelazadas y unidas con enlaces secundarios. A temperatura ambiente, las cargas son absorbidas por los enlaces primarios y secundarios moleculares, los enlaces secundarios desaparecen y el material pierde rigidez, aunque se mantiene en régimen elástico. Bajando la temperatura manteniendo las cargas aplicadas, los enlaces secundarios se regeneran e impiden que las deformaciones desaparezcan al retirar las cargas. De esta forma, las deformaciones y con ellas los espectros de isocromáticas quedan permanentes.

Como se ha comentado en el apartado anterior, la estructura auxiliar se ha construido teniendo en cuenta que tendría que actuar como cámara isoterma, de forma que pueda llevarse a cabo la congelación de tensiones. Una vez que se tiene montado el modelo en la estructura y aplicadas las cargas, se tapan todos los lados de la cámara isoterma con unas placas de metacrilato, dejando en uno de los lados un pequeño agujero circular por el que se aplica una fuente de calor constante (secador de pelo). De esta forma se consigue una cámara isoterma (Figura 4.44), en la que se mantiene una temperatura constante de 60°C, algo superior a la de transición vítrea de la resina epoxi empleada.

Manteniendo el estado de carga durante todo el ciclo térmico (aproximadamente 30 minutos) y aplicando un enfriamiento lento del modelo (a temperatura ambiente), se obtiene un efecto de congelación de las tensiones internas, que permanecen inalteradas en el material a temperatura ambiente y después de retirar la carga.

Figura 4.44. Ensayo y tratamiento térmico en cámara isoterma a 60°C.

4.5.2. Registro e interpretación de resultados

Examinando el modelo fotoelástico en un campo de luz polarizada blanca, se obtienen espectros como el de la Figura 4.3, que como ya se ha dicho, permiten localizar inmediatamente zonas de concentración de tensiones por contacto localizado y zonas descargadas.

Una vez terminado el ensayo, se desmonta el modelo de la estructura auxiliar para poder analizar los resultados. El conjunto hueso – prótesis realizado en resina epoxi y poliuretano respectivamente, se observa con un polariscopio con dos tipos de luz: con una luz blanca en primer lugar, y después con luz monocromática. Se debe tomar las fotografías en un cuarto oscuro y cuando se identifiquen todas las tensiones internas de la pieza. El registro de las muestras se realiza en distintas posiciones por cada hueso.

Después de haber tomado las fotografías, se aplica una flexión manualmente. De esta forma aparecerán tensiones superpuestas y se podrá determinar el signo de las tensiones en cada borde. Si se observa que en el borde aumenta el orden de franja, entonces el signo de las tensiones existentes es el mismo que el de la tensión superpuesta.

Una vez que se han realizado todas las fotografías, se ha decidido analizar las tensiones utilizando la técnica de fotoelasticidad en 2D. Primero se corta longitudinalmente al húmero, dividiendo en dos partes: corte longitudinal anterior y posterior (Figura 4.45). A continuación, se corta transversalmente el húmero a 45° desde la posición de equilibrio en abducción a 90° (Figura 4.46), se realizan 17 cortes de 9 mm aproximadamente para el modelo de prótesis Delta XTEND (DePuy Sinthes) y 15 cortes de 9 mm para el otro modelo (Figura 4.47). El análisis de los húmeros con corte longitudinal se efectúa con las muestras 1 y 6 para la prótesis Delta (Depuy Sinthes) y para la prótesis SMR (Lima) se utilizan las muestras 7 y 12. El análisis de las piezas con corte transversal del conjunto húmero – prótesis se realiza con las muestras 3 y 4 para la prótesis Delta (Depuy Sinthes) y para la prótesis SMR (Lima) se realiza con las muestras 8 y 11. De esta forma se podrán observar las tensiones internas en toda la zona diáfisis y epífisis del vástago del conjunto protésico.

Figura 4.45. Corte longitudinal para análisis de fotoelasticidad 2D (muestras 1, 6, 7 y 12)

Figura 4.46. Corte transversal para análisis de fotoelasticidad 2D (muestras 3, 4, 8 y 11)

Figura 4.47. Vista de los cortes transversales de las prótesis Delta XTEND y SMR

Una vez finalizado el registro de muestras del húmero se trabaja con la escápula. Se corta transversalmente la escápula, dividiendo en cinco piezas (Figura 4.48). El análisis de las piezas con corte transversal del conjunto escápula – prótesis se realiza con las muestras 1 y 6 para la prótesis Delta (Depuy Sinthes) y 7 y 12 para la prótesis SMR (Lima). De esta forma se podrán observar las tensiones internas en toda la zona de la metaglena del conjunto protésico.

Figura 4.48. Corte transversal para análisis de fotoelasticidad 2D (muestras 1, 6, 7 y 12)

A pesar de que los cortes fueron limpios, se decidió pulir ambas superficies de cada rodaja y limpiarlas. De esta forma las tensiones internas se aprecian mejor. Finalmente se realiza el mismo procedimiento que con la Fotoelasticidad 3D.

En la Figura 4.49 se identifica el montaje de polarización (polarizador circular), después que la articulación ha sido sometida a congelación de tensiones. Cuando un rayo de luz polarizada pasa a través los huesos de epoxi, emergen de él dos componentes linealmente polarizadas, perpendiculares entre sí. Al alinearlas nuevamente con un segundo instrumento polarizador hay un retardo de fase, en ese momento se forman las franjas de color asociadas a los índices de refracción y a las tensiones aplicadas sobre el hueso (húmero y escápula) (Briñez de León et al., 2013). Como se explica anteriormente, cuando las tensiones son visualizadas correctamente se realiza la fotografía.

Figura 4.49. Montaje de polarización. Estudio de fotoelasticidad 3D del húmero

CAPÍTULO 5: RESULTADOS

5.1. Introducción de resultados

Tras aplicar la técnica experimental optomecánica en su variante congelación de tensiones, a los modelos fotoelásticos de la articulación del hombro, se han obtenido resultados cualitativos importantes de la distribución de tensiones en cada modelo: articulación sin RSA, articulación con RSA con prótesis tipo Delta XTEND (DePuy) y articulación con RSA con prótesis tipo SMR (Lima).

El capítulo se presenta en tres partes, primero se muestran las pruebas previas realizadas con el modelo de la articulación sin RSA, a continuación, se expone el conjunto de muestras utilizando el modelo con la prótesis invertida Delta XTEND y finalmente, las muestras con la prótesis SMR. En cada parte se presenta el espectro de isocromáticas del modelo de estudio en 3D y 2D. Como ya se explicó en el capítulo anterior las muestras de la uno a la seis representan el modelo con prótesis Delta y las muestras de la siete a la doce representan el modelo con la prótesis SMR.

Se han realizado en total 13 ensayos en el laboratorio, todos tienen la misma configuración de transmisión de cargas. El primer ensayo corresponde a las pruebas previas con el modelo de la articulación del hombro sin prótesis y los otros 12 ensayos son modelos con RSA.

5.2. Modelo fotoelástico de la articulación del hombro sin RSA

Este estudio presenta un modelo basado en técnicas de fotoelasticidad que representa la distribución de tensiones al colocar el hombro en una posición de equilibrio a 90° de abducción. Mediante la congelación de tensiones podemos analizar la distribución de las mismas tanto en la superficie como en el interior de la escápula y el húmero.

El presente modelo aporta un análisis cualitativo de la distribución de las tensiones en el hombro sin RSA, que puede ser de utilidad como complemento a otros modelos biomecánicos numéricos publicados.

Se analiza la zona de contacto del par húmero-escapula empleando un modelo simplificado de transmisión de cargas del complejo articular del hombro. El ensayo de fotoelasticidad es sencillo, reversible, repetible, no destructivo, con control cargas y registro fiable de resultados.

Finalmente, se realizan fotografías de las piezas en 3D y, en el caso del húmero se analiza la distribución de tensiones en 2D (cara anterior y posterior de los cortes de la cabeza humeral), utilizando un polariscopio circular y una cámara para el registro de resultados. La escápula se trabaja en 3D porque es una pieza más delgada, donde fácilmente se pueden observar las tensiones y deformaciones. El estudio de fotoelasticidad del húmero se realiza en 3D y 2D gracias a la geometría del hueso que permite cortar cinco rodajas o secciones de la cabeza humeral a 35° de la posición de equilibrio en abducción a 90°, con un espesor de 9 mm por rodaja (Figura 5.1).

Figura 5.1. Corte húmero para análisis de fotoelasticidad en 2D

Como ya se explicó, el análisis de la escápula se realiza en la pieza entera porque las características anatómicas del hueso lo permiten (grande, triangular, ancho y plano). Las franjas de color se pueden visualizar fácilmente en todo el hueso (Figura 5.2). El estudio del húmero se ejecuta en dos partes. Los primeros resultados se obtienen del análisis de huesos en 3D (Figura 5.3), posteriormente, se realiza un segundo análisis en 2D. El análisis en 2D se efectúa a partir de cortes de la cabeza humeral en rodajas como se explica en la metodología. De esta forma, se puede observar las tensiones internas del contacto escapula-humero.

Figura 5.2. Análisis fotoelasticidad escápula

Figura 5.3. Análisis fotoelasticidad húmero

El análisis de fotoelasticidad del húmero en 2D se realiza por secciones, identificando las franjas de color asociadas a las tensiones aplicadas por los músculos y el contacto en esta posición de equilibrio. En la Figura 5.4 se identifica las cinco secciones del análisis en 2D.

Figura 5.4. Análisis fotoelasticidad húmero por secciones

En la posición de equilibrio estudiada, aparecen concentraciones de tensiones de compresión en zonas de contacto entre la escápula y el húmero. Las tensiones en la cabeza humeral no son casi visibles en el análisis del húmero en 3D. Sin embargo, cuando se realiza el análisis 2D del húmero se pronuncian más las franjas de colores en las secciones más próximas al contacto de la cabeza humeral y la cavidad glenoidea (sección 1,2 y 3).

Para este análisis la zona más importante de estudio en la escápula es la cavidad glenoidea, tiene concentraciones de tensiones de compresión insignificantes, lo mismo sucede con el acromion y coracoides. Existe concentración fuerte de tensión en la cara anterior de la escápula (alrededor de los tornillos de fijación del montaje), las cuales no son representativas porque son producidas por sujeción a la estructura del ensayo fotoelástico.

En las inserciones musculares del deltoides, supraespinoso y subescapular en el húmero y escápula, los espectros fotoelásticos revelan concentraciones de tensiones. Las inserciones en el hueso se simulan mediante anclajes, cuya acción es tan puntual que crea concentración de tensiones a su alrededor. Esto se debe a la transmisión local de las cargas por parte los músculos. La fuerza del músculo se transmite hacia el hueso, y este absorbe parte de esa tensión.

5.3. Modelo fotoelástico de la articulación del hombro con RSA: Delta XTEND (DePuy)

5.3.1. Modelo Delta XTEND (DePuy) con altura de cúpula humeral de 6 mm

Se presentan las muestras de la uno a la tres, las cuales, son modelos fotoelásticos de la articulación glenohumeral contruidos con RSA utilizando una réplica de prótesis Delta XTEND (DePuy) de poliuretano con altura de cúpula humeral de 6 mm. En las siguientes figuras se observa el espectro de isocromáticas del modelo físico en 3D y 2D. Como se explicó en el capítulo anterior h representa la altura de la cúpula humeral. La vista medial del húmero se encuentra entre el hueso y el cuerpo, se observa la parte más próxima al plano sagital. La vista anterior es la cara delantera del hueso, mientras que, la vista posterior es la cara de atrás del húmero. La vista lateral del húmero es la parte que se encuentra más lejos al plano sagital. En la Figura 5.5 se observa el húmero en 3D. En la Figura 5.6 y Figura 5.7 se comprueba el signo del húmero y se observan las tensiones y deformaciones internas del hueso mediante un análisis de fotoelasticidad en 2D.

Figura 5.5. Fotoelasticidad 3D. Muestra 1 (húmero, cúpula humeral: 6 mm)

Para comprobar el signo o el sentido de la tensión de contorno se superpone una flexión en la muestra fotoelástica ensayada. El elemento estará sometido a flexión cuando actúen sobre él cargas que tiendan a doblarlo. En este caso, se presentan tensiones de tracción y compresión a la vez, cuando el modelo del húmero se hunde, una parte sube hacia fuera (tracción), mientras que otra se hunde hacia dentro (compresión). En la Figura 5.6 se comprueba el signo. En la parte medial del hueso se identifican tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción.

De la misma manera que se realizó el ensayo de comprobación del signo en la vista anterior del húmero, se corrobora esta información identificando el sentido de la tensión de contorno de la vista posterior del húmero (Figura 5.7). En la parte medial del hueso se identifican tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción.

Figura 5.6. Fotoelasticidad 2D. Muestra 1 (húmero, vista anterior del corte longitudinal)

Figura 5.7. Fotoelasticidad 2D. Muestra 1 (húmero, vista posterior del corte longitudinal)

Para observar las franjas isocromáticas en la zona de interés de este trabajo, que corresponde al área de contacto entre la prótesis y el húmero se realiza cortes transversales paralelos al cuello anatómico del húmero y la base de la parte proximal de la prótesis. Así, se identifican las tensiones producidas por la RSA en las zonas próximas al cuello y el cuerpo del húmero. El registro de imágenes de fotoelasticidad 2D se puede observar en la Figura 5.8. El análisis del patrón de isocromáticas de la vista frontal y reversa de cada corte es similar, validando de esta manera los resultados obtenidos.

En la parte más proximal de la prótesis existen tensiones de contacto irregulares. En el corte dos existe un descenso notable de las tensiones, mientras que, en el corte tres hay tensiones muy bajas salvo en zonas localizadas de contacto con las nervaduras. Se puede observar un progresivo aumento de la transmisión de carga en la cara posterior a las nervaduras en el corte cuatro, cinco y seis. En el corte siete se visualiza una brusca reducción de tensión al final de las nervaduras. En el corte ocho, nueve, diez, once y doce se identifica una recuperación parcial de la tensión y mantenimiento casi constante. En los otros cortes próximos al extremo distal hay una ligera disminución de tensión y no hay “efecto punta” en el extremo distal. El análisis de fotoelasticidad 2D se observa en la Figura 5.9.

Figura 5.8. Fotoelasticidad 2D. Muestra 3 (húmero, vista frontal y reverso del corte transversal)

Figura 5.9. Análisis de fotoelasticidad 2D. Muestra 3 (húmero, vista frontal, corte transversal)

En la Figura 5.10 se identifican franjas de isocromáticas de la escápula en 3D. En el montaje, la escápula se inmoviliza atornillándola al bastidor de carga, lo cual provoca tensiones y deformaciones del sistema de montaje que no son importantes en este estudio. De la misma manera, se emplean puntas metálicas enclavadas para orientar las cargas que los cables transmiten al húmero. Se observan en estas zonas tensiones de anclaje de los vástagos metálicos que no son relevantes. La zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones muy bajas de tensiones de compresión y tracción, lo mismo sucede con la espina escapular y en menor medida con la fosa supraespinosa. Se identifican tensiones bajas en la parte de la apófisis coracoides más próxima al tubérculo supraglenoideo. La vista frontal de la cavidad glenoidea presenta tensiones irregulares, las cuales son analizadas de mejor manera con fotoelasticidad en 2D.

Figura 5.10. Fotoelasticidad 3D. Muestra 1 (escápula)

El objetivo de esta tesis es analizar las tensiones y deformaciones producidas en la articulación con RSA, por lo tanto, en la escápula la zona de estudio que se desea analizar es la cavidad glenoidea y sus proximidades. La fotoelasticidad en 2D permite analizar las tensiones internas de tracción y compresión en dicha zona.

Para observar las franjas isocromáticas en esta zona se realizan cortes transversales paralelos a la cavidad glenoidea, de esta manera, se identifican las tensiones producidas por la RSA en las zonas próximas a la cavidad glenoidea (acromion, apófisis coracoides, tubérculo infraglenoideo, cuello de la escápula) y a la prótesis Delta XTEND (Figura 5.11). El registro de imágenes se realiza de la vista medial de la escápula, la cual está más próxima al plano sagital. En la Figura 5.12 se observan las tensiones y deformaciones con luz monocromática. El ensayo con luz monocromática es necesario para validar los resultados obtenidos con el anterior análisis.

En el corte uno existe irregularidad en el reparto de tensiones en los tornillos, las tensiones mayores se encuentran en el plano vertical y en mayor medida en el tornillo próximo al tubérculo supraglenoideo. El tetón central de la prótesis no transmite carga y hay grandes áreas periféricas descargadas. En el corte dos hay un aumento general de los niveles de tensión, y hay un comportamiento similar al corte uno. En el corte tres hay concentraciones de tensiones de compresión y tracción entre el acromion y el cuello escapular. En el corte cuatro y cinco se observan tensiones similares entre el acromion y el cuello escapular. Se identifican tensiones bajas en la parte de la apófisis coracoides más próxima al tubérculo supraglenoideo. El tornillo superior transmite más cargas en comparación con los otros tres. Hay extensas zonas del contorno de la cavidad glenoidea que quedan descargadas.

El análisis de fotoelasticidad de la Figura 5.12 es similar a la Figura 5.11, validando de esta manera los resultados obtenidos. El registro de resultados también se comprueba con las imágenes de la cara dos, las cuales, tienen un patrón de isocromáticas similar. La cara uno corresponde a la vista frontal del corte, mientras que, la cara dos es la vista reversa del mismo corte.

Figura 5.11. Fotoelasticidad 2D. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm

Figura 5.12. Fotoelasticidad 2D. Luz Monocromática. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm

A continuación, se analizan los cortes uno, dos y tres por separado porque existen patrones de isocromáticas importantes del conjunto hueso-prótesis en estas tres rodajas. En la Figura 5.13 se puede observar irregularidad en el reparto de tensiones en los tornillos. Las tensiones de los tornillos del plano vertical son superiores. En el plano horizontal, el tornillo externo (derecho en la vista) aparece algo más cargado. Hay extensas zonas del contorno de la cavidad glenoidea que quedan descargadas. El vástago central no transmite carga. No hay tensiones en el coracoides debido a que el estado de carga del ensayo no transmite fuerzas directamente al mismo, sin embargo, en la zona más próxima al tubérculo supraglenoideo presenta tensiones muy bajas.

En la Figura 5.14 que corresponde al corte dos de la muestra uno hay un aumento general de los niveles de tensión. Las tensiones en los tornillos del plano vertical siguen siendo superiores. La distribución de tensiones en los tornillos superior e inferior es asimétrica y se concentra en la parte inferior. El tornillo lateral interno está mucho más cargado que el externo. El vástago central sigue sin transmitir carga. Todas las zonas alejadas de los tornillos están muy descargadas.

Figura 5.13. Fotoelasticidad 2D. Corte 1. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm

Figura 5.14. Fotoelasticidad 2D. Corte 2. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm

En la Figura 5.15 que corresponde al corte tres de la muestra uno la zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones de tensiones de compresión y tracción. Las tensiones de los tornillos del plano vertical son superiores. El tornillo superior transmite carga incluso después de este corte. Hay extensas zonas del contorno de la cavidad glenoidea que quedan descargadas. El vástago central apenas transmite carga.

Figura 5.15. Fotoelasticidad 2D. Corte 3. Muestra 1/ Delta XTEND / h: 6 mm

El análisis en 3D de las muestras dos y tres son similares, se realizaron dos ensayos adicionales para comprobar la repetitividad de los resultados. En el húmero se observa que en la parte medial del hueso existen tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción. Las tensiones de contacto entre el hueso y la prótesis aparentemente son irregulares. Se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos para el sistema de transmisión de cargas. Además, existen más tensiones en el extremo proximal a la cabeza humeral, mientras que, hay una ligera disminución de tensión en medida que se acerca al extremo distal de la prótesis. En este punto existe una tendencia a descargarse. En el cuello humeral existen tensiones muy bajas, salvo en zonas localizadas de contacto con las nervaduras.

En la escápula se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos supraespinoso, subescapular y deltoides. Las tensiones que se identifican en estos puntos no son relevantes. La zona entre el acromion con el cuello escapular y la apófisis coracoides más próxima al tubérculo supraglenoideo tienen concentraciones muy bajas de tensiones de compresión y tracción. Existen tensiones irregulares en la vista frontal de la cavidad glenoidea.

5.3.2. Modelo Delta XTEND (DePuy) con altura de cúpula humeral de 9 mm

Se presentan las muestras de la cuatro a la seis, las cuales, son modelos fotoelásticos de la articulación glenohumeral construidos con RSA utilizando una réplica de prótesis Delta XTEND (DePuy) de poliuretano con altura de cúpula humeral de 9 mm. En las siguientes figuras se observa el espectro de isocromáticas del modelo físico en 3D y 2D. En la Figura 5.16 se observa el húmero en 3D de la muestra seis que corresponde al modelo con RSA y con h=9 mm. En la Figura 5.17 y Figura 5.18Figura 5.7 se comprueba el signo del húmero y se observan las tensiones y deformaciones internas del hueso mediante un análisis de fotoelasticidad en 2D.

En el húmero se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos subescapular, supraespinoso y deltoides el sistema de transmisión de cargas. Además, existen más tensiones en el extremo proximal a la cabeza humeral, mientras que, hay una ligera disminución de tensión en medida que se acerca al extremo distal de la prótesis. En este punto existe una tendencia a descargarse. En el cuello humeral existen tensiones muy bajas, salvo en zonas localizadas de contacto con las nervaduras. En general, se identifica un comportamiento muy similar con respecto al modelo Delta XTEND (DePuy) con altura de cúpula humeral de 6 mm antes estudiado.

Figura 5.16. Fotoelasticidad 3D. Muestra 6 (húmero, cúpula humeral: 9 mm)

Para comprobar el sentido de la tensión de contorno se superpone una flexión en la muestra fotoelástica ensayada. En la Figura 5.17 se comprueba el signo. En la parte medial del hueso se identifican tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción. Se valida el signo del corte longitudinal del modelo realizando un ensayo de sentido de la tensión de la vista posterior del húmero (Figura 5.18). El signo de la vista anterior es igual al signo de la vista posterior.

Figura 5.17. Fotoelasticidad 2D. Muestra 6 (húmero, vista anterior del corte longitudinal)

Figura 5.18. Fotoelasticidad 2D. Muestra 6 (húmero, vista posterior del corte longitudinal)

Para observar las franjas isocromáticas en la zona de interés se realiza cortes transversales paralelos al cuello anatómico del húmero y la base de la parte proximal de la prótesis. De esta manera, se observan las tensiones producidas por la RSA mediante fotoelasticidad 2D en las zonas próximas al cuello y el cuerpo del húmero donde se ubica la prótesis (Figura 5.19). El análisis del patrón de isocromáticas de la vista frontal y reversa de cada corte es similar, validando de esta manera los resultados obtenidos.

En la parte más proximal de la prótesis existen tensiones de contacto irregulares. En el corte dos existe un descenso de las tensiones, sin embargo, aparecen tensiones debidas al contacto local de la prótesis y los anclajes. En el corte tres hay tensiones muy bajas salvo en zonas localizadas de contacto con las nervaduras, comparando con el modelo antes analizado hay tensiones más altas. Se puede observar un progresivo aumento regular y homogéneo de la transmisión de carga con la prótesis y las nervaduras en el corte cuatro, cinco y seis. En el corte siete se visualiza una notable reducción de tensión al final de las nervaduras. En el corte ocho, nueve, diez, once y doce se identifica una recuperación parcial de la tensión y mantenimiento casi constante. En los otros cortes próximos al extremo distal hay una ligera disminución de tensión, sin embargo, la tensión de contacto es más fuerte en comparación con el otro modelo. No hay “efecto punta” en el extremo distal. El análisis de fotoelasticidad 2D se observa en la Figura 5.20.

Figura 5.19. Fotoelasticidad 2D. Muestra 4 (húmero, vista frontal y reverso del corte transversal)

Figura 5.20. Análisis de fotoelasticidad 2D. Muestra 4 (húmero, vista frontal, corte transversal)

En la Figura 5.21 se puede identificar las franjas de isocromáticas de la escápula en 3D. En el montaje, la escápula se inmoviliza atornillándola al bastidor de carga, lo cual provoca tensiones y deformaciones, que no son realistas. Se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos supraespinoso, subescapular y deltoides, que no son relevantes. La zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones bajas de tensiones, lo mismo sucede con la espina escapular y en menor medida con la fosa supraespinosa. El patrón de tensiones es menor en la muestra 6, la cual corresponde a una altura de cúpula humeral superior del modelo Delta XTEND. Además, las tensiones disminuyen en la parte de la apófisis coracoides próxima al tubérculo supraglenoideo en comparación con la muestra uno. La vista frontal de la cavidad glenoidea presenta tensiones irregulares, las cuales son analizadas de mejor manera con fotoelasticidad en 2D.

Figura 5.21. Fotoelasticidad 3D. Muestra 6 (escápula)

La fotoelasticidad en 2D permite analizar las tensiones internas de tracción y compresión en la muestra seis (Figura 5.22). Para observar las franjas isocromáticas entre el contacto de la cavidad glenoidea y la prótesis se realizan cortes transversales paralelos a la cavidad glenoidea, de esta manera, se identifican las tensiones producidas por la RSA en zonas como: acromion, apófisis coracoides, tubérculo infraglenoideo, cuello de la escápula y prótesis Delta XTEND (DePuy). En la Figura 5.23 se observan las tensiones y deformaciones con luz monocromática para validar los resultados obtenidos con el anterior análisis.

El corte uno tiene un comportamiento muy parecido al de la muestra uno. Las tensiones mayores se encuentran en el plano vertical, sin embargo, la tensión del tornillo próximo al tubérculo supraglenoideo es mayor. En general en la cavidad glenoidea la muestra seis tiene mayores tensiones con respecto a la muestra uno. El tetón central apenas transmite carga en dirección al tubérculo supraglenoideo. En el corte dos hay un aumento general de los niveles de tensión, siendo considerablemente más altos en la muestra seis. Las tensiones en los tornillos horizontales siguen siendo superiores, mientras que, el tetón central apenas transmite carga. En el corte tres, cuatro y cinco hay concentración de tensiones entre el acromion y el cuello escapular. A medida que el corte es más interno las tensiones disminuyen. Se identifican tensiones bajas en la parte de la apófisis coracoides más próxima al tubérculo supraglenoideo. El análisis de fotoelasticidad de la Figura 5.23 es similar a la Figura 5.22, validando de esta manera los resultados obtenidos. El registro de resultados también se comprueba con las imágenes de la cara dos, las cuales, tienen un patrón de isocromáticas similar.

Figura 5.22. Fotoelasticidad 2D. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm

Figura 5.23. Fotoelasticidad 2D. Luz Monocromática. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm

A continuación, se analizan los cortes uno, dos y tres por separado porque existen patrones de isocromáticas importantes del conjunto hueso-prótesis en estas tres rodajas. En la Figura 5.24 se puede observar irregularidad en el reparto de tensiones en los tornillos. Las tensiones de los tornillos del plano vertical son superiores y la máxima en el superior. En los tornillos del plano horizontal aparece algo más cargado el interno (izquierdo en la vista), contrario al patrón de tensiones de la muestra uno. El área periférica externa de la cavidad glenoidea aparece descargada. El vástago central apenas transmite carga. En este corte no hay tensiones en el coracoides debido a que el estado de carga del ensayo no transmite fuerzas directamente al mismo. Las tensiones entre la apófisis coracoides y el tubérculo supraglenoideo son superiores a las de la muestra uno.

Figura 5.24. Fotoelasticidad 2D. Corte 1. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm

En la Figura 5.25. que corresponde al corte dos de la muestra seis hay un aumento general de los niveles de tensión, siendo considerablemente más altos que en la muestra uno. Las tensiones en los tornillos del plano vertical siguen siendo superiores, el tornillo más cargado es el superior. Tanto el tornillo próximo hacia el tubérculo supraglenoideo e infraglenoideo concentran las tensiones hacia el lado externo. Los tornillos laterales presentan tensiones importantes, aunque inferiores a las de los del plano vertical. El lateral interno presenta más concentración de tensión en la cara inferior, en tanto que el lateral externo la presenta en la parte superior. En el vástago central se observa tensiones de acoplamiento con las de los tornillos, sin que sea evidente una transmisión de carga por su parte. El contorno y el coracoides queda libre de tensiones. La zona entre la apófisis coracoides y el tubérculo supraglenoideo aparece más cargada en la mitad interna.

Figura 5.25. Fotoelasticidad 2D. Corte 2. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm

En la Figura 5.26 que corresponde al corte tres de la muestra seis la zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones de tensiones de compresión y tracción, sin embargo, el patrón de tensión es más bajo que en la muestra uno. Las tensiones de los tornillos del plano vertical son superiores. El tornillo superior transmite carga incluso después de este corte y son mayores en la muestra seis. Hay extensas zonas del contorno de la cavidad glenoidea que quedan descargadas.

Figura 5.26. Fotoelasticidad 2D. Corte 3. Muestra 6 / Delta XTEND / h: 9 mm

Finalmente se comparan los cortes cuatro y cinco de la muestra uno y seis. En la Figura 5.27 que corresponde al corte cuatro de la muestra uno y seis la zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones de tensiones de compresión y tracción, el patrón de tensión es más bajo en la muestra seis. El tornillo superior presenta tensiones mayores en las dos muestras. En general la muestra uno aparece algo más cargada. La zona entre la apófisis coracoides y el tubérculo supraglenoideo presenta un patrón bajo de tensiones en las dos muestras. Hay extensas zonas del contorno de la que quedan descargadas.

Figura 5.27. Fotoelasticidad 2D. Corte 4. Muestra 1 (h: 6 mm) y 6 (h: 9 mm) / Delta XTEND

En la Figura 5.27 que corresponde al corte cinco de la muestra uno y seis la zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones de tensiones de compresión y tracción, el patrón de tensión es más bajo en general en este corte y es menor en la muestra seis. El tornillo superior transmite carga hasta este punto en las dos muestras. En general la muestra uno

aparece algo más cargada. La zona entre la apófisis coracoides y el tubérculo supraglenoideo no tiene tensiones. Las zonas del contorno quedan descargadas.

Figura 5.28. Fotoelasticidad 2D. Corte 5. Muestra 1 (h: 6 mm) y 6 (h: 9 mm) / Delta XTEND

Se realizaron dos ensayos adicionales de fotoelasticidad 3D en las muestras cuatro y cinco para comprobar la repetitividad de los resultados. Los resultados son parecidos a la muestra seis. En el húmero se observan tensiones de contacto entre el hueso y la prótesis irregulares. En la parte medial del hueso existen tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción. Se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos. Existen más tensiones en el extremo proximal a la cabeza humeral, mientras que, hay una ligera disminución de tensión en medida que se acerca al extremo distal de la prótesis. En este punto existe una tendencia a descargarse.

En la escápula se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos. La zona del acromion próxima al cuello escapular tiene concentraciones de tensiones, lo mismo sucede con la espina escapular y en menor medida con la fosa supraespinosa. En la muestra seis se producen tensiones mayores con respecto a la muestra uno. El tetón central no transmite carga, sin embargo, se observan tensiones localizadas de contacto. Las tensiones en los tornillos horizontales siguen siendo superiores. Existen tensiones irregulares en la vista frontal de la cavidad glenoidea.

5.4. Modelo fotoelástico de la articulación del hombro con RSA: SMR (Lima)

5.4.1. Modelo SMR (Lima) con altura de cúpula humeral de 3 mm

Se presentan las muestras de la siete a la nueve, las cuales, son modelos fotoelásticos de la articulación glenohumeral construidos con RSA utilizando una réplica de prótesis SMR (Lima) de poliuretano con altura de cúpula humeral de 3 mm. En las siguientes figuras se observa el espectro de isocromáticas del modelo físico en 3D y 2D. En la Figura 5.29 se observa el húmero en 3D de la muestra siete que corresponde al modelo con RSA y con $h=3$ mm. En la Figura 5.30 y Figura 5.31 se comprueba el signo del húmero y se observan las tensiones y deformaciones internas del hueso mediante un análisis de fotoelasticidad en 2D.

En el húmero se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos del sistema de transmisión de cargas. Además, existen más tensiones en el extremo proximal a la cabeza humeral, mientras que, hay una ligera disminución de tensión en medida que se acerca al extremo distal de la prótesis. En la zona de contacto del cuerpo de la prótesis y el hueso se identifica una perturbación de la distribución de tensión, provocada por el estriado del vástago.

Figura 5.29. Fotoelasticidad 3D. Muestra 7 (húmero, cúpula humeral: 3 mm)

Para comprobar el sentido de la tensión de contorno se superpone una flexión en la muestra fotoelástica ensayada. En la Figura 5.30 se comprueba el signo de la vista anterior del corte longitudinal. En la parte medial del hueso se identifican tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción. Se valida el signo del corte longitudinal del modelo realizando un ensayo de sentido de la tensión de la vista posterior del húmero (Figura 5.31).

Figura 5.30. Fotoelasticidad 2D. Muestra 7 (húmero, vista anterior del corte longitudinal)

Figura 5.31. Fotoelasticidad 2D. Muestra 7 (húmero, vista posterior del corte longitudinal)

Para observar las franjas isocromáticas en la zona de interés se realiza cortes transversales paralelos al cuello anatómico del húmero y la base de la parte proximal de la prótesis. De esta manera, se observan las tensiones producidas por la RSA mediante fotoelasticidad 2D en las zonas próximas al cuello y el cuerpo del húmero donde se ubica la prótesis (Figura 5.34). El análisis del patrón de isocromáticas de la vista frontal y reversa de cada corte es similar, validando de esta manera los resultados obtenidos.

En la parte más proximal de la prótesis existen tensiones de contacto irregulares. En el corte dos hay un descenso de las tensiones, sin embargo, aparecen tensiones debidas al contacto local de la prótesis y los anclajes. En el corte tres hay distribución de tensión de compresión en la mitad izquierda y tensión nula en la otra mitad. A partir del corte cuatro se observa una tendencia a igualarse la tensión en todo el contorno del vástago humeral. En el corte cinco, seis y siete existe una perturbación de la distribución de tensión, pasa a ser muy irregular por el estriado del vástago. En el corte nueve, diez y once se visualiza una progresiva suavización con la desaparición del estriado y hay tendencia a descargarse la parte derecha del vástago. A partir del corte doce se observa una tendencia a aumentar el área de tensión. Además, se identifica “efecto punta” en el extremo distal. El análisis de fotoelasticidad 2D se observa en la Figura 5.33.

Figura 5.32. Fotoelasticidad 2D. Muestra 8 (húmero, vista frontal y reverso del corte transversal)

Figura 5.33. Análisis de fotoelasticidad 2D. Muestra 8 (húmero, vista frontal, corte transversal)

En la Figura 5.34 se puede identificar las franjas de isocromáticas de la escápula en 3D. Existen tensiones provocadas por el sistema de montaje y otras debidas al anclaje de los vástagos metálicos de los músculos supraespinoso, subescapular y deltoides que no son relevantes. La vista frontal de la cavidad glenoidea presenta espectros de isocromáticas realistas e irregulares. La zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones bajas de tensiones, lo mismo sucede con la espina escapular y en menor medida con la fosa supraespinosa. La cavidad glenoidea y sus proximidades se analiza con fotoelasticidad 2D.

Figura 5.34. Fotoelasticidad 3D. Muestra 7 (escápula)

Para observar las franjas isocromáticas entre el contacto de la cavidad glenoidea y la prótesis se utiliza un análisis en 2D (Figura 5.35). Se realizan cortes transversales paralelos a la cavidad glenoidea, de esta manera, se identifican las tensiones producidas por la RSA en zonas de la

cavidad glenoidea y la prótesis SMR (Lima). El análisis de fotoelasticidad se comprueba con luz monocromática, las imágenes tienen un patrón de isocromáticas similar (Figura 5.36).

El corte uno se observa gran concentración de tensiones en los dos tornillos. El tetón central transmite una ligera tensión de compresión por la mitad superior. Existen tensiones en la parte de la apófisis coracoides más próxima al tubérculo supraglenoideo. En el corte dos hay un aumento general de los niveles de tensión y grandes áreas descargadas arriba y abajo. El vástago central transmite algo de carga en el plano vertical. Las tensiones en los tornillos del modelo SMR se reparten, sin embargo, son superiores al modelo Delta XTEND que ya se analizó. En el corte tres, cuatro y cinco hay concentración de tensiones entre el acromion y el cuello escapular. A medida que el corte es más interno las tensiones disminuyen.

El análisis de fotoelasticidad de la Figura 5.36 es similar a la Figura 5.35, validando de esta manera los resultados obtenidos. El registro de resultados también se comprueba con las imágenes de la cara dos, las cuales, tienen un patrón de isocromáticas similar.

Figura 5.35. Fotoelasticidad 2D. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm

Figura 5.36. Fotoelasticidad 2D. Luz Monocromática. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm

A continuación, se analizan los cortes uno, dos y tres por separado porque existen patrones de isocromáticas importantes del conjunto hueso-prótesis en estas tres rodajas. En la Figura 5.37 se puede observar gran concentración de tensiones en los dos tornillos. El tornillo más próximo al tubérculo supraglenoideo parece ligeramente más cargado. El contorno lateral interno muy descargado, mientras que el contorno lateral externo con tensiones moderadas. El tetón central de la prótesis transmite una ligera compresión por la mitad superior. No hay tensiones en el coracoides debido a que el estado de carga del ensayo no transmite fuerzas directamente al coracoides, sin embargo, entre la apófisis coracoides y el tubérculo supraglenoideo existen tensiones muy bajas. Hay extensas zonas del contorno de la cavidad glenoidea que quedan descargadas. Este efecto es más acusado con la prótesis SMR.

Figura 5.37. Fotoelasticidad 2D. Corte 1. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm

En la Figura 5.38 que corresponde al corte dos de la muestra siete hay un aumento de los niveles de tensión en los tornillos, siendo especialmente más altos en el tornillo superior. El tornillo superior comprime fuertemente hacia abajo. El inferior presenta una distribución más homogénea. El tetón central ejerce una ligera compresión hacia abajo. Los contornos laterales están descargados. El contorno y el coracoides queda libre de tensiones. Tensiones moderadas en la parte central izquierda de la zona entre la apófisis coracoides y el tubérculo supraglenoideo.

Figura 5.38. Fotoelasticidad 2D. Corte 2. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm

En la Figura 5.39 que corresponde al corte tres de la muestra siete, hay fuertes tensiones en los tornillos. El tornillo superior comprime fuertemente hacia abajo. El inferior presenta una distribución más homogénea. La zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones de tensiones de compresión y tracción, el patrón de tensión es más alto que con las muestras de la prótesis Delta XTEND. Las tensiones del tornillo superior se transmiten hasta el siguiente corte. Hay extensas zonas del contorno que quedan descargadas.

Figura 5.39. Fotoelasticidad 2D. Corte 3. Muestra 7 / SMR / h: 3 mm

Se realizaron dos ensayos adicionales de fotoelasticidad 3D en las muestras ocho y nueve para comprobar la repetitividad de los resultados. Los resultados son parecidos a la muestra siete. En el húmero se observa que en la parte medial del hueso existen tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción. Las tensiones de contacto entre el hueso y la prótesis aparentemente son irregulares en la parte más próxima a

la cabeza humeral. Se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos para el sistema de transmisión de cargas. En la parte medial del modelo fotoelástico SMR (Lima) existe mayor distribución de tensión, mientras que la otra mitad es nula. En el estriado del vástago existe una perturbación de la distribución de tensión, pasa a ser muy irregular por las características físicas de esta prótesis. Después del estriado existe una pequeña suavización de las tensiones. Esto quiere decir que, el estriado de este modelo de prótesis es una desventaja. En el extremo distal de la prótesis hay “efecto punta”.

En la escápula se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos utilizados. Las tensiones que se identifican en estos puntos no son relevantes. El acromion tiene concentraciones de tensiones de compresión, lo mismo sucede con la espina escapular y en menor medida con la fosa supraespinosa. En la muestra siete, ocho y nueve se producen tensiones mayores con respecto a las otras muestras. El tetón central no transmite carga, sin embargo, se observan tensiones localizadas de contacto. Existen tensiones en la parte de la apófisis coracoides más próxima al tubérculo supraglenoideo.

5.4.2. Modelo SMR (Lima) con altura de cúpula humeral de 6 mm

Se presentan las muestras de la diez a la doce, las cuales, son modelos fotoelásticos de la articulación glenohumeral contruidos con RSA utilizando una réplica de prótesis SMR (Lima) de poliuretano con altura de cúpula humeral de 6 mm. En las siguientes figuras se observa el espectro de isocromáticas del modelo físico en 3D y 2D. En la Figura 5.40 se observa el húmero en 3D de la muestra doce que corresponde al modelo con RSA y con $h=6$ mm. En la Figura 5.41 y Figura 5.42 se comprueba el signo del húmero y se observan las tensiones y deformaciones internas del hueso mediante un análisis de fotoelasticidad en 2D.

En el húmero se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos para el sistema de transmisión de cargas. Además, existen más tensiones en el extremo proximal a la cabeza humeral, mientras que, hay una ligera disminución de tensión en medida que se acerca al extremo distal de la prótesis. En el estriado del vástago existe una perturbación de la distribución de tensión, pasa a ser muy irregular por las características físicas de esta prótesis. Después del estriado existe una pequeña suavización de las tensiones y en el extremo distal se produce un efecto punta. En la Figura 5.40 se observa el espectro de isocromáticas de la muestra doce que corresponde al modelo SMR con $h=6$ mm.

Figura 5.40. Fotoelasticidad 3D. Muestra 12 (húmero, cúpula humeral: 6 mm)

Para comprobar el sentido de la tensión de contorno se superpone una flexión en la muestra fotoelástica ensayada. En la Figura 5.41 se comprueba el signo de la vista anterior del corte longitudinal. En la parte medial del hueso se identifican tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción. Se valida el signo del corte longitudinal del modelo mediante un ensayo de sentido de la tensión de la vista posterior del húmero (Figura 5.42).

Figura 5.41. Fotoelasticidad 2D. Muestra 12 (húmero, vista anterior del corte longitudinal)

Figura 5.42. Fotoelasticidad 2D. Muestra 12 (húmero, vista posterior del corte longitudinal)

Se realiza cortes transversales paralelos al cuello anatómico del húmero y la base de la parte proximal de la prótesis para observar las franjas isocromáticas en la zona de interés. De esta manera, se observan las tensiones producidas por la RSA mediante fotoelasticidad 2D en las zonas próximas al cuello y el cuerpo del húmero donde se ubica la prótesis (Figura 5.43). El análisis del patrón de isocromáticas de la vista frontal y reversa de cada corte es similar, validando de esta manera los resultados obtenidos.

Comparando el anterior modelo SMR de altura inferior con este modelo, se puede observar que el patrón de isocromáticas tiene un comportamiento muy similar hasta el Corte 8. Sin embargo, los niveles de tensión de la muestra 11 son inferiores en todos los cortes. En la parte más proximal de la prótesis existen tensiones de contacto irregulares y otras tensiones que provocan los anclajes del sistema de transmisión de cargas. En el corte dos hay un descenso de las tensiones. En el corte tres hay distribución de tensión de compresión en la mitad izquierda y

tensión nula en la otra mitad. A partir del corte cuatro se observa una tendencia a igualarse la tensión en todo el contorno del vástago humeral. En el corte cinco, seis y siete existe una perturbación de la distribución de tensión, pasa a ser muy irregular por el estriado del vástago. A partir del corte 9 se identifica una disminución progresiva de las tensiones. Se visualiza una progresiva suavización con la desaparición del estriado y hay tendencia a descargarse la parte derecha del vástago en el corte nueve, diez y once. Además, no se observa “efecto punta” en el extremo distal. En la Figura 5.44 se identifica el análisis de fotoelasticidad 2D.

Figura 5.43. Fotoelasticidad 2D. Muestra 11 (húmero, vista frontal y reverso del corte transversal)

Figura 5.44. Análisis de fotoelasticidad 2D. Muestra 11 (húmero, vista frontal, corte transversal)

El análisis de fotoelasticidad 3D de la escápula se puede identificar en la Figura 5.45. Los vástagos metálicos correspondientes a los músculos del sistema de transmisión de carga y el montaje de la escápula en el bastidor de carga provocan tensiones y deformaciones que no son importantes en este estudio. La zona entre el acromion y el cuello escapular tienen concentraciones de tensiones de compresión, lo mismo sucede con la espina escapular y en

menor medida con la fosa supraespinosa. Los espectros de isocromáticas realistas son los correspondientes a la cavidad glenoidea y sus proximidades. Los tornillos y el contacto del tetón central provocan tensiones que son analizadas de manera más eficaz con fotoelasticidad 2D.

Figura 5.45. Fotoelasticidad 3D. Muestra 12 (escápula)

Se realizan cortes transversales paralelos a la cavidad glenoidea, de esta manera, se identifican las tensiones producidas por la RSA en la escápula, específicamente en las zonas de contacto con las prótesis (Figura 5.46). En la Figura 5.47 se observan las tensiones y deformaciones con luz monocromática para validar los resultados obtenidos con el anterior análisis.

Comparando el anterior modelo SMR de altura inferior con este modelo, se puede observar que el patrón de isocromáticas tiene un comportamiento muy similar. Sin embargo, los niveles de tensión de la muestra doce son inferiores. En el corte uno se observa gran concentración de tensiones en los dos tornillos. Las zonas superior e inferior con niveles muy bajos de tensión. El tetón central no transmite carga al hueso. También, existen tensiones en la parte de la apófisis coracoides más próxima al tubérculo supraglenoideo. En el corte dos hay un aumento general de los niveles de tensión y grandes áreas descargadas arriba y abajo. El vástago central transmite algo de carga en el plano vertical. Las tensiones en los tornillos del modelo SMR se reparten, sin embargo, son superiores al modelo Delta XTEND que ya se analizó. El análisis de fotoelasticidad de la Figura 5.47 es similar a la Figura 5.46, validando de esta manera los resultados obtenidos. El registro de resultados también se comprueba con las imágenes de la cara dos, las cuales, tienen un patrón de isocromáticas similar.

Figura 5.46. Fotoelasticidad 2D. Muestra 12 / SMR / h: 6 mm

Figura 5.47. Fotoelasticidad 2D. Luz Monocromática. Muestra 12 / SMR / h: 6 mm

A continuación, se analizan los cortes uno, dos y tres por separado porque existen patrones de isocromáticas importantes del conjunto hueso-prótesis en estas tres rodajas. En la Figura 5.48 se puede observar gran concentración de tensiones en los dos tornillos. El tornillo próximo al tubérculo supraglenoideo parece ligeramente más cargado. Los contornos laterales están muy descargados. El vástago central transmite una ligera compresión por la cara lateral externa. No hay tensiones en el coracoides debido a que el estado de carga del ensayo no transmite fuerzas directamente al coracoides, sin embargo, entre la coracoides y el tubérculo supraglenoideo existen tensiones muy bajas. El área localizada próxima al borde interno del coracoides tiene tensiones más altas. Además, aparecen tensiones moderadas en el contorno inferior externo.

Figura 5.48. Fotoelasticidad 2D. Corte 1. Muestra 12 / SMR / h: 6 mm

En la Figura 5.49 que corresponde al corte dos de la muestra doce hay un aumento de los niveles de tensión en los tornillos, siendo especialmente más altos en el tornillo superior. Ambos

tornillos comprimen fuertemente hacia abajo. El tetón central ejerce una ligera compresión hacia abajo. Los contornos laterales están descargados. El contorno y el coracoides queda libre de tensiones. Al tubérculo supraglenoideo llegan tensiones procedentes del tornillo superior.

Figura 5.49. Fotoelasticidad 2D. Corte 2. Muestra 12 / SMR / h: 3 mm

En la Figura 5.50 que corresponde al corte tres de la muestra doce, hay fuertes tensiones en los tornillos. Ambos tornillos comprimen fuertemente hacia abajo. La zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones de tensiones de compresión y tracción, el patrón de tensión es más bajo cuando la altura humeral es más alta (muestra doce). Las tensiones del tornillo superior se transmiten hasta el siguiente corte. Hay extensas zonas del contorno que quedan descargadas.

Figura 5.50. Fotoelasticidad 2D. Corte 3. Muestra 12 / SMR / h: 6 mm

Finalmente se comparan los cortes cuatro y cinco de la muestra siete y doce. En la Figura 5.51 que corresponde al corte cuatro de la muestra siete y doce la zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones de tensiones de compresión y tracción, el patrón de tensión es más bajo en la muestra doce. Ambos tornillos presentan tensiones que se transmiten en el interior de las dos muestras. En general la muestra siete aparece algo más cargada. La zona entre la apófisis coracoides y el tubérculo supraglenoideo presenta un patrón muy bajo de tensiones en las dos muestras, transmitido por el tornillo superior. Hay extensas zonas del contorno de la que quedan descargadas.

Figura 5.51. Fotoelasticidad 2D. Corte 4. Muestra 7 (h: 3 mm) y 12 (h: 6 mm) / SMR

En la Figura 5.52 que corresponde al corte cinco de la muestra siete y doce la zona entre el acromion y el cuello escapular tiene concentraciones de tensiones de compresión y tracción, el patrón de tensión es más bajo en general en este corte y es menor en la muestra doce. El tornillo superior transmite carga hasta este punto en las dos muestras. En general la muestra siete aparece algo más cargada. La zona entre la apófisis coracoides y el tubérculo supraglenoideo no tiene tensiones. Las zonas del contorno quedan descargadas.

Figura 5.52. Fotoelasticidad 2D. Corte 5. Muestra 7 (h: 3 mm) y 12 (h: 6 mm) / SMR

Se realizaron dos ensayos adicionales de fotoelasticidad 3D en las muestras diez y once para comprobar la repetitividad de los resultados. Las imágenes fotoelásticas de la escápula y el húmero presentan patrones similares de tensiones a la muestra doce. La distribución de tensiones a lo largo del vástago humeral es irregular en la prótesis SMR. Además, las tensiones de anclaje de la base protésica de la cavidad glenoidea son notablemente mayores en la prótesis SMR.

CAPÍTULO 6: DISCUSIÓN DE RESULTADOS

6.1. Discusión de la Biomecánica aplicada al estudio de la artroplastia de hombro

Los métodos numéricos tienen una eficacia limitada por las dificultades que presentan para conseguir modelizaciones realistas. El desarrollo de los modelos numéricos es una labor compleja y ardua, cuyos resultados no están exentos de una apreciable incertidumbre (Nigro, et al., 2013; Langohr, et al., 2016). Esta tiene su origen en las limitaciones numéricas de la que adolecen los distintos métodos, en la escasez de datos e incertidumbre característica de la información de los sistemas como: características de los materiales, morfologías, condiciones de apoyo y de contacto, fuerzas transmitidas y reacciones articulares, evolución temporal de las propiedades de los tejidos, entre otros aspectos.

Se realizó una revisión general de métodos de elementos finitos en la articulación del hombro con RSA, que atendió especialmente a la técnica numérica utilizada, la información de los sistemas y el área de estudio. En el estado del arte se identificó que varias investigaciones presentan limitaciones numéricas y escasez de resultados debido a la incertidumbre de aspectos para conseguir modelizaciones realistas. Permeswaran (2017) construyó el método numérico mediante mallas tetraédricas y una resolución espacial relativamente baja cerca de las regiones de interés, el primer aspecto provoca un rendimiento pobre en aplicaciones que implican contacto móvil como es el caso de la articulación del hombro y la segunda característica arroja resultados poco fiables en el sitio de fijación del componente glenoideo a la glena.

Los estudios realizados en el húmero son reducidos, solamente el 15,38% estudian las tensiones y deformaciones producidas en este hueso. El componente humeral de la prótesis Delta y SMR no fue modelado, debido a esto, el contacto prótesis-húmero no puede analizarse. Esto se debe a que existe mayor complicación en la zona de la escápula que en el húmero, sin embargo, es importante evaluar las tensiones en el húmero y sus componentes protésicos de RSA para mejorar la durabilidad de los implantes y la calidad de vida de los pacientes.

El método de elementos finitos en artroplastia de hombro requiere de gran cantidad de datos para que los resultados sean eficaces, como consecuencia es necesario mayor información en el sistema y tiempo de cálculo. Por este motivo, los autores no han simulado todas las condiciones de partida, simplificando la realidad e idealizando las condiciones iniciales. Permeswaran (2014), idealiza las propiedades mecánicas de los huesos y prótesis del hombro como materiales lineales, elásticos e isotrópicos. Otros autores simplifican los modelos con FEM y no utilizan condiciones para las propiedades de hueso cortical y hueso esponjoso (Giles, et al., 2015; Langohr, 2015; Griffiths, 2017).

En la revisión general de FEM, el empleo del método de elementos finitos se adecua para obtener soluciones rápidas y específicas, tales como primeras aproximaciones en estudios de una zona de interés específica, como el área de contacto entre la glena y la prótesis. Debido a la escasez de la información de los sistemas, disponibilidad de recursos limitada y mayor procesamiento de datos no es posible obtener modelos rápidos y globales de toda la articulación del hombro con RSA. Además, los resultados son muy generales y obvios, por ejemplo, Nigro, et al. (2013) concluye que el aumento del tamaño de la glenosfera y el contacto de la glenosfera aumentan el área total de contacto implante-hueso y la estabilidad de la placa base, se puede llegar a este razonamiento con lógica simple sin necesidad de aplicar FEM.

Los métodos numéricos ayudan a identificar el comportamiento de prótesis nuevas antes de ser implantadas, esto permite tener una RSA más duradera y menos complicaciones para el paciente. Sin embargo, es necesario realizar un estudio experimental con modelos físicos para evaluar de mejor manera el contacto prótesis-hueso e identificar las complicaciones reales, como aflojamiento de los componentes, inestabilidad de la RSA, notching escapular, BIO-RSA, entre otros.

La realización de un modelo físico experimental es imprescindible porque es la mejor manera de validar los resultados que proporcionan los modelos numéricos, teóricos y clínicos. Los distintos métodos experimentales proporcionan información de la interacción de los huesos con las prótesis y permiten visualizar patrones de distribución de tensiones puntuales o en toda la articulación (Almeida-Galárraga, et al., 2017a). Estos métodos presentan importantes ventajas en un problema fuertemente interdisciplinar. El análisis de la articulación del hombro con RSA es de carácter multidisciplinar, por lo tanto, es necesario encontrar procedimientos y lenguajes asequibles para que los traumatólogos visualicen los resultados con facilidad.

Los modelos físicos experimentales aportan conocimiento anatómico detallado de las articulaciones, músculos y huesos implicados en los movimientos realizados. Ofrecen una identificación gráfica inmediata e intuitiva de la anatomía y del mecanismo de la articulación, permitiendo una mejor comprensión para médicos y otros profesionales en campos diferentes a la ingeniería. Estos modelos permiten el análisis en escala real y bajo condiciones que se aproximan más a la realidad. Los modelos experimentales más utilizados para el análisis de las articulaciones son la fotoelasticidad y la extensometría eléctrica.

La principal ventaja de los modelos físicos es que se pueden repetir los ensayos bajo las mismas condiciones para verificarlos, y se pueden describir las condiciones dando oportunidad a otros investigadores de repetir la técnica experimental, realizando una comprobación independiente de sus resultados. Además, el modelo es observado con precisión porque los ensayos ocurren cuando el investigador está preparado y bajo las condiciones específicas del modelo experimental. La mayor dificultad del modelo experimental es el control de los parámetros como temperatura, sistema de distribución de cargas y modelo fotoelástico hueso-prótesis. También es crítico el registro de resultados porque se tiene que analizar los patrones de tensiones en los huesos en un equipo fiable y que las condiciones sean las mismas cuando se realice la fotografía y el ensayo fotoelástico.

6.2. Discusión del modelo físico basado en cinemática y análisis experimental del hombro

El modelo físico construido es versátil y fácilmente manipulable, constituye por encima de todo un modelo para aplicaciones didácticas en anatomía y biomecánica del hombro. Así mismo, es una herramienta de investigación válida sobre las acciones musculares asociadas a los movimientos del hombro y permite realizar estudios de cinemática y cinética articular. Posee 12 GL, 3 GL por cada una de las siguientes articulaciones: glenohumeral, escapulotorácica, esternoclavicular y acromioclavicular.

Los datos de contribución de fuerza de los músculos en las tres posiciones de equilibrio presentadas son válidos y son equivalentes con otros estudios como Barden et al. (2005), y Escamilla, et al. (2009), que muestran una tendencia similar. Barden et al. (2005) realizó un estudio para investigar la actividad muscular del hombro en sujetos con inestabilidad

multidireccional, utilizando electromiografía. En la posición de abducción del hombro, el deltoides y el supraespinoso son los músculos que contribuyen mayormente en esta posición de equilibrio, lo cual, coincide con los resultados del modelo físico.

Comparando los resultados con Nordin et al. (2004), el peso del conjunto del hombro ensayado es 347 gramos (gr), por lo que, haciendo equilibrio de momentos en la glenohumeral tomando las mismas simplificaciones, se obtiene 41,3 N de fuerza equivalente para el deltoides en abducción a 90°, y 35,8 N a 60°. Se observa el análisis completo en la Figura 6.1. Los resultados obtenidos en el modelo físico son similares a los calculados con esta teoría, la fuerza resultante es 34,8 N, el deltoides actúa como agonista y el redondo mayor que Nordin et al. no especifica como antagonista. En la posición de equilibrio estudiada también actúan como agonistas: el supraespinoso, la porción larga del bíceps branquial, el subescapular, y el infraespinoso.

Figura 6.1. Representación equilibrio simplificado de Nordin et al. (2004) en abducción a 90° y 60° con datos del modelo físico.

Se calcula la fuerza normal al eje humeral, a partir de las aportaciones de Nordin et al. (2004). En el estudio del modelo físico para una abducción de 60° el resultado de esta fuerza es 2,86 N y en el orden de medidas de Negrete-Mundo & Torres-Zavalab (2016) es 3,15 (Kg/N). Comparando la fuerza normal con este último estudio, es similar a la del brazo no dominante del grupo de 46-56 años femenino, cuya media es 3,19 (Kg/N).

Entre los modelos biomecánicos relacionados con el hombro Park (1977) ha analizado la acción muscular de los haces anteriores, medios, y posteriores deltoideos, los cuales son 22 N, 95 N y 49 N, respectivamente. Estos datos se consiguen con la técnica de electromiografía en seis voluntarios sanos. Aunque en términos absolutos sus resultados difieren con los del presente estudio para una abducción fisiológica (10N, 21N y 4N), cabe destacar el hecho de que coincide que las fibras medias son las de mayor actividad. La mayor diferencia está en los haces posteriores, debido posiblemente a que la abducción ensayada se realiza en un plano fisiológico.

Nikooyan et al. (2010) estima valores de fuerza muscular según el grado de abducción o flexión para dos individuos. Los resultados de las fuerzas en la abducción y flexión calculados en el modelo físico no concuerdan con este estudio, los valores obtenidos son menores que los teóricos. Los resultados presentan una escala difícilmente comparable con los del modelo físico, ya que, para medir el grado de flexión realizado, habría que comparar el movimiento de elevación con uno de movimiento hacia delante

El modelo físico presenta dos limitaciones. La primera es que el modelo físico ensayado tiene un peso de 9 kg, en comparación con los modelos teóricos, que parten de un peso de una persona de media 70 Kg (Park, Nikooyan et al.). La segunda limitación ha resultado ser la rigidez del modelo en amplitudes de movimiento mayores de 60° en abducción y flexión, debido a que las cadenas no pueden representar a los músculos en todas sus características fisiológicas. No obstante, como el objetivo de este modelo es un análisis cinemático y cinético, y no dinámico, se ha encontrado que las cadenetas son útiles para la representación de las fibras musculares y que presentan una longitud adecuada.

La información del modelo físico es relevante en cuanto a que músculos realizan el movimiento y cuales se oponen al mismo para equilibrar una posición. Se ha identificado las fuerzas de cada músculo que intervienen en tres posiciones de equilibrio: flexión 60°, abducción 60°, y aducción más flexión 30°. Con esta información, se realiza el primer montaje de transmisión de carga para la articulación del hombro en abducción a 90°. Para esto, se fabrican estructuras óseas sintéticas con RSA con la técnica MRPH y en una cámara isotérmica se construye el modelo con las cargas. El modelo de fuerzas es simplificado, esto quiere decir que el estado de equilibrio se consigue con tres cargas de músculos agonistas: deltoides, supraespinoso y subescapular.

Actualmente no hay estudios físicos que simulen la mayor parte de las fibras musculares del complejo articular del hombro a escala real y es un punto de partida para futuras investigaciones utilizando esta metodología.

6.3. Discusión de la Fotoelasticidad y el Método de Congelación de Tensiones

En primer lugar, es importante discutir el motivo del uso de la fotoelasticidad para este trabajo. Si bien es una técnica que se ha utilizado en varias investigaciones de Biomecánica, no hay apenas precedentes en el estudio de la articulación del hombro con RSA. La mayor parte de artículos científicos son estudios clínicos experimentales sobre cadáver, modelos numéricos (Nigro, et al., 2013; Langohr, et al., 2016) y eventualmente modelos físicos experimentales sobre hueso sintético (Peindl R. D., et al., 2004; Sousa, 2014).

La fotoelasticidad es un método de análisis de la distribución de tensiones en un material fotoelástico cargado estáticamente o dinámicamente (Murphy & Prendergast, 2005), en el cual se puede visualizar mediante luz polarizada las líneas o franjas de tensiones dentro del objeto de estudio. La técnica es asequible, visual e intuitiva, además, es prácticamente la única que permite estudios en tres dimensiones en zonas internas mediante la aplicación del método de congelación de tensiones.

El problema de la biomecánica del hombro con RSA es tridimensional, tanto geométricamente como en cuanto al estado de cargas, con la dificultad añadida de la inclusión

de cuerpos opacos y de rigidez distinta al tejido óseo (tornillos y placas de consolidación del modelo a la cámara isotérmica). Ello imposibilita la utilización de la fotoelasticidad clásica plana por transmisión. Podría ser factible la variante por reflexión por recubrimiento fotoelástico, pero presenta grandes dificultades de aplicación, como por ejemplo económicas, repetitividad de los ensayos, método de implantación de prótesis en el modelo, materiales para la construcción del modelo, entre otros. Sin embargo, las características físicas y mecánicas del modelo sintético prótesis-hueso de esta tesis son semejantes al hombro con RSA y es posible en este modelo la aplicación de fotoelasticidad circular (Almeida-Galárraga, et al., 2017a).

El problema antes expuesto se ha resuelto adaptando la técnica de congelación de tensiones, que permite abordar problemas tridimensionales y realizar estudios locales en cualquier punto y orientación. Al “congelar” las tensiones, pueden retirarse los elementos de transmisión de cargas o las piezas opacas (tornillos y placas) sin apenas perturbar los espectros fotoelásticos. Puede incluso cortarse el modelo en placas delgadas con una técnica de corte adecuada, con lo que se tiene acceso a cualquier zona interna del hombro con RSA, prácticamente no hay otra técnica experimental con esa posibilidad.

En la literatura la congelación de tensiones continúa siendo el principal método para evaluar las tensiones internas y externas con modelos biomecánicos. Las tensiones y deformaciones resultantes de los modelos obtenidos a partir de técnicas de reproducción de huesos (Villarreal Guerra & Medina Otazo, 2011), se observaron usando un polariscopio circular, descartando la fotoelasticidad por reflexión analizada en el estado del arte (Murphy & Prendergast, 2005). Malicky et al. (2001) estudia las imágenes fotoelásticas usando un software de análisis de imágenes, como el análisis de esta tesis es cualitativo no ha sido necesario el uso de este software.

Los materiales fotoelásticos con los que se fabrica el hueso sintético son homogéneos e isotrópicos, lo cual difiere con los huesos reales. Sin embargo, las características ópticas y mecánicas de los modelos fotoelásticos con RSA son similares a las del hueso real con RSA. Dejando aparte que los huesos de cadáver pierden rápida y progresivamente sus características, y que los huesos sintéticos de experimentación reconocidos por las agencias internacionales de ensayo siguen teniendo serias diferencias con los huesos reales (Bell, et al., 2007), es obvio que la fotoelasticidad omite la heterogeneidad y anisotropía del tejido óseo. Evidentemente, problemas del tipo de transmisión de tensiones de contacto en un tornillo de fijación cambian sustancialmente si se pasa de un material homogéneo, como la resina epoxi, a un material con las radicales diferencias de rigidez y resistencia según se trate de hueso cortical o esponjoso. Los resultados fotoelásticos deben valorarse, por tanto, a nivel cualitativo. No obstante, con una interpretación bien fundamentada, esos resultados pueden ser de gran valor al relevar zonas de concentración de tensiones, formas de trabajo y, muy especialmente, signos de las tensiones de contorno precisamente en las zonas donde más pueden asimilarse las propiedades del polímero fotoelástico a las del tejido óseo de tipo calcáreo (de gran rigidez y relativa homogeneidad e isotropía).

La técnica experimental de la extensometría eléctrica es más conocida y ha relegado a otras alternativas experimentales. Efectivamente, esta técnica es más precisa que la fotoelasticidad, y, además, puede aplicarse sobre huesos reales, incluso in vivo. Sin embargo, presenta algunas desventajas importantes frente a la fotoelasticidad. En primer lugar, es de carácter discreto y direccional. Es decir, una galga da una medida de deformación local y según una única dirección, lo cual obliga a utilizar un gran número de sensores si se pretende un estudio sobre un área extensa, con la consiguiente complicación de montajes y de interpretación de resultados. La

fotoelasticidad, en cambio, es de campo continuo y da una visión global de las fuerzas interiores en toda la pieza. Además, sus resultados son muy visuales permitiendo una interpretación inmediata e intuitiva, sin necesidad de cálculos, lo que la hace especialmente atractiva en problemas multidisciplinares como la Biomecánica. Además, en su variante congelación de tensiones permite estudiar zonas internas, lejos del contorno, lo que no es posible con la extensometría eléctrica.

Hay otro aspecto adicional que muchas veces se omite, la medida de una galga extensométrica se considera puntual, aunque sus dimensiones sean finitas. Por lo tanto, los resultados solo serán exactos en zonas de variación suave de las tensiones. Si existe un fuerte gradiente de tensiones, mayor número de isocromáticas en el lugar donde se superponen las galgas, la técnica dará un valor promedio de deformación, pudiendo provocar errores importantes. En la articulación del hombro con RSA se puede visualizar esta última acción donde la técnica de fotoelasticidad será más precisa, visual e intuitiva que la extensometría eléctrica.

Por otra parte, los métodos numéricos han desplazado a los métodos experimentales. Sin menospreciar, la utilidad y potencia de los métodos numéricos por ordenador, hay que ser muy conscientes de que constituyen modelizaciones que nunca pueden reproducir con total fidelidad los procesos reales (Nigro, et al., 2013; Langohr, et al., 2016). Precisamente, es frecuente encontrarse con planteamientos excesiva e injustificadamente simplificados. En problemas de Biomecánica, además, hay muchas incertidumbres en todos los aspectos fundamentales de la entrada de datos (geometrías, estados de carga, condiciones de contorno, características mecánicas y leyes de comportamiento de los materiales). Por lo tanto, en cualquier estudio numérico en este campo es imprescindible una validación experimental o un apoyo en resultados de laboratorio, tanto para la entrada de datos como las revisiones de los modelos.

A pesar del atractivo de la fotoelasticidad como método capaz de mapear distribuciones de tensiones externas e internas del hueso, tiene varias debilidades. Los errores potenciales incluyen un espesor de recubrimiento irregular, incidencia de luz incorrecta y una falta de coincidencia de la relación de Poisson entre el material de recubrimiento y la estructura investigada (Pelletier, et al., 2008), esto no se aplica a esta tesis porque son características de una técnica diferente, cuando una muestra se recubre con un material fotoelástico. Cuando se utiliza una réplica, como es el caso de esta tesis, solo se simula la geometría de manera homogénea pero no se modelan todas las capas de hueso con diferentes materiales fotoelásticos y no se tienen en cuenta las propiedades complejas de los materiales (Harrow, 1999; Peindl, et al., 2004). Para mejorar estos resultados, el trabajo futuro está dirigido a construir réplicas con varias capas de material fotoelástico que modelen el material óseo complejo y anisotrópico con estructuras semejantes al hueso esponjoso y cortical (Barak, et al., 2009).

6.4. Discusión del montaje de transmisión de carga sobre el modelo fotoelástico

En la literatura revisada se han encontrado montajes en máquina de ensayo con cargas simples (Harrow, 1999) o estudios del conjunto escapular con ASA sin tomar en cuenta la articulación del hombro completa (Peindl R. D., et al., 2004). Estos montajes de transmisión de carga adolecen de un control de las magnitudes de las fuerzas que actúan sobre la articulación del hombro. El método utilizado en el desarrollo de este trabajo permite reproducir casos

fisiológicos con elementos simples de transmisión de carga por gravedad. Así se tiene un control exacto de las fuerzas aplicadas, con el inconveniente de no poder alcanzar magnitudes reales. Esto se ha resuelto empleando cargas bajas proporcionales que, lógicamente dan lugar a niveles bajos de tensiones y deformaciones, pero son suficientes cuando el material fotoelástico está en la fase elastomérica de la congelación de tensiones. En efecto, la rigidez de la resina epoxi por encima de la temperatura de transición vítrea sufre un acusado descenso, lo que aumenta las deformaciones y los correspondientes espectros de isocromáticas.

La sencillez del montaje de cargas permite una identificación rápida y directa de las sollicitaciones (flexión, tracción, compresión y torsión), los planos principales de carga (vista frontal, superior y lateral) y los cambios geométricos que puede provocar la articulación con RSA

En efecto, el modelo físico del hombro es muy útil para visualizar y comprender los cambios físicos provocados por la artroplastia. Se puede comparar la Figura 4.36, que corresponde a la vista frontal del hombro con RSA, con el montaje de transmisión de cargas del modelo físico fotoelástico sin RSA. Tal y como se indica en la Figura 6.2, la posición de la cabeza del húmero intacto (modelo sin RSA) aparece algo más elevada en comparación con el húmero con prótesis, además, hay una diferencia significativa en los brazos de palanca que son analizados más adelante y un alargamiento del brazo. La RSA restaura la estabilidad de la articulación invirtiendo la envoltura de las fuerzas de contacto de la articulación y reaccionando a las fuerzas de corte incrementadas (Kontaxis & Johnson, 2009). Además, el alargamiento del brazo debe controlarse, siendo de cero a dos centímetros una meta razonable para evitar el deterioro neurológico postoperatorio (Lädermann, et al., 2014). El modelo físico tiene un alargamiento inferior a los dos centímetros.

Figura 6.2. Análisis comparativo entre el montaje de transmisión de cargas del modelo sin RSA y el modelo con RSA.

Además, comparando los dos modelos, la posición del punto/polea escapular del supraespinoso, subescapular y deltoides se encuentran en la misma ubicación geométrica

(Figura 6.2). La localización del punto/polea humeral de los tres músculos aparece en el mismo espacio geométrico (Figura 6.2). El sentido y la dirección del vector de cada fuerza de los músculos representados en el sistema de transmisión de cargas es el mismo para los dos modelos. No hay cambios en las fuerzas de los músculos que mantienen en equilibrio al modelo. Por lo tanto, el sistema de transmisión de cargas es el mismo para los dos modelos, esto permite evaluar los dos sistemas bajo las mismas condiciones físicas. En la vista superior se puede observar que el sistema de cargas tiene el mismo comportamiento para los dos modelos (Figura 6.3).

Figura 6.3. Análisis comparativo entre el montaje de transmisión de cargas del modelo sin RSA y el modelo con RSA. Vista superior

Finalmente, el cálculo aproximado de la resultante horizontal de las tres fuerzas, es una fuerza sobre la escápula de 9 N. En las siguientes figuras se puede observar el vector de fuerzas de los músculos supraespinoso (F_B), subescapular (F_A), deltoides (F_C) y la fuerza resultante (F_R), con su módulo, dirección y sentido. La única diferencia de la fuerza resultante (F_R) entre los dos modelos, es un desplazamiento horizontal hacia la derecha en el modelo con RSA debido a que el CIR cambia de posición. Las otras fuerzas como ya se explicó antes conservan el módulo, dirección y sentido. La Figura 6.4 representa la vista frontal de los vectores de fuerzas de los tres músculos y la resultante (F_R). La Figura 6.5 representa la vista superior de los vectores de fuerzas de los tres músculos y la resultante (F_R).

Figura 6.4. Vectores de fuerzas de los tres músculos y de la resultante (F_R). Vista Frontal Figura 6.5. Vectores de fuerzas de los tres músculos y de la resultante (F_R). Vista superior

La RSA aumenta la función deltoidea compensando los músculos del manguito de los rotadores disfuncionales proporcionando suficiente momento para elevar el brazo (Kontaxis & Johnson, 2009). El modelo físico fotoelástico con RSA modifica la posición del CIR (centro instantáneo de rotación), como consecuencia aumentan los brazos de palanca de las tres fuerzas y, por lo tanto, aumenta la eficacia de las mismas (Chou, et al., 2009). Los resultados obtenidos en esta tesis son semejantes, pero desde una perspectiva diferente, en la configuración de equilibrio las fuerzas de los tres músculos son las mismas con RSA y sin RSA, por lo tanto, como el brazo de palanca aumenta, el momento también aumenta, en relación al modelo sin RSA. El modelo físico permite comprender de manera directa la variación del CIR. En la Figura 6.6 se puede observar las diferencias entre los brazos de palanca de los dos modelos.

Figura 6.6. Brazos de palanca y fuerzas del modelo físico fotoelástico intacto y con RSA

Los resultados obtenidos en esta tesis se pueden comparar con el estudio de Hamilton et al. (2015), donde se indica que el desplazamiento lateral entre el centro de la articulación y el eje del húmero específico para un diseño de hombro inverso aumentó los brazos del momento de rotación externo del deltoides posterior. Los otros músculos analizados demostraron diferencias en el momento de los brazos, pero ninguna de las diferencias alcanzó significación estadística.

Finalmente, el montaje del modelo fotoelástico con RSA medializa el centro de rotación de la articulación glenohumeral, alargando así el brazo de la palanca deltoides. El CIR también se fija en la interfaz de la prótesis de hueso glenoideo y esto tiene el efecto de reducir el torque en el componente glenoideo y disminuir el riesgo de aflojamiento glenoideo (Lam, et al., 2007). Para mejorar aún más la función del deltoides, el húmero se reduce en relación con el hueso glenoideo, lo que aumenta la tensión deltoides.

6.5. Discusión de la prótesis invertida de hombro y método de implantación en el modelo

Uno de los tratamientos quirúrgicos para la patología del manguito rotador es la artroplastia invertida de hombro, la cual ha superado a modelos anteriores (hemiartroplastia, artroplastia anatómica) y actualmente se utiliza con otras patologías muy prevalentes (fracturas de húmero proximal, secuelas postraumáticas, etc) (Brolin & Throckmorton, 2018).

En este trabajo se evalúan principalmente 2 modelos fotoelásticos, el primero es el hombro intacto y el segundo es la articulación con RSA. En este último, se analizan dos modelos de prótesis, un modelo cementado Delta XTEND (DePuy) y otra sin cementar SMR (LIMA). Además, el modelo fotoelástico con RSA tiene otra variable, la cual se conoce como altura de la cúpula humeral (h). A menor h el CIR se aleja de su posición anatómica, luego, los músculos trabajan menos y se consigue el mismo momento con menos carga. En la Figura 6.7 se puede identificar la relación de los brazos de palanca y las alturas de la cúpula humeral de las prótesis.

Figura 6.7. Relación brazos de palanca y altura cúpula humeral

Los ensayos se han realizado con los mismos valores de carga muscular, por lo tanto, el momento provocado por la misma tiende a ser mayor cuanto menor es h . En la Ecuación 6.1 se puede identificar la relación de momentos respecto a las diferentes alturas de la cúpula humeral.

$$F_{C1} * A_1 > F_{C1} * A_2 \rightarrow (A_1 > A_2)$$

Ecuación 6.1. Relación de momentos respecto a las diferentes alturas de la cúpula humeral

El sistema Delta XTEND (DePuy) disminuye el aflojamiento de los componentes y permite que los músculos del grupo del deltoides compensen la deficiencia del manguito rotador mediante el cambio medial e inferior del centro de rotación de la articulación (Valero-González, 2015). Las réplicas de las prótesis tienen características físicas semejantes a las reales. La glenosfera se une a la placa base mediante presión y, también, con un tornillo central. La placa base glenoidea es colocada tan inferior como sea posible al margen de la cavidad glenoidea, siguiendo las recomendaciones de Nerot & Ohl (2014). El tetón central de la placa base glenoidea queda comprimido contra el hueso esponjoso, pero sólo cumplirá alguna función de estabilidad primaria en caso de fallos de anclaje de los cuatro tornillos. Estos cuatro tornillos pueden producir un desequilibrio en el reparto de cargas y riesgos de fallo tanto por sobrecargas como por reabsorción ósea. El vástago humeral tiene nervaduras en la parte distal, es totalmente liso y tiene un nervio superior en la base de la cabeza humeral para bloquear giros axiales inducidos por acciones de torsión.

Por otra parte, la prótesis SMR (Lima) medializa el centro de rotación, mejorando el brazo de palanca del músculo deltoides y permite un mejor rango de movimiento. La principal diferencia con la otra prótesis es que el modelo es no cementado y modular. El componente humeral tiene estriados en la base de la cabeza humeral sin nervio superior, el extremo distal es liso, hay una zona cónica medial para bloquear los giros axiales. En el componente glenoideo el tetón central cónico de la placa base está recubierto de hidroxiapatita y comprime el hueso esponjoso circundante para la fijación a la cavidad glenoidea con dos tornillos (Ahir, et al., 2004). Los cuales no garantizan la estabilidad de la prótesis, queda una unión isostática que fallará si no queda bien anclado alguno de los tornillos, en este caso, es dudoso que el tetón central llegue a cumplir una función de anclaje. Sin embargo, se asegura la absorción de carga por parte de

ambos evitando problemas posteriores de aflojamiento (Chou, et al., 2009). Al igual que las prótesis Delta XTEND, las réplicas de SMR tienen características físicas semejantes a las reales.

En la literatura analizada sobre métodos de fotoelasticidad para la articulación del hombro, la construcción de los huesos fotoelásticos se diseñan de dos maneras diferentes, recubriendo el hueso con un material fotoelástico de resina epoxy (Malicky, et al., 2001; Pelletier, et al., 2008) y realizando una réplica del hueso completo (Peindl R. D., et al., 2004; Murphy & Prendergast, 2005). El recubrimiento fotoelástico del hueso asegura la transferencia completa de las tensiones al material fotoelástico (Pelletier, et al., 2008), sin embargo, en estudios con RSA no es tan eficiente debido a la relación mecánica de los materiales y a la dificultad del análisis de fotoelasticidad en 2D. El segundo diseño permite la observación de tensiones y deformaciones para huesos completos (Peindl, et al., 2004), sin embargo, es complejo desarrollar una técnica para construir réplicas de huesos y prótesis con características físicas y mecánicas similares a los huesos, lo que se ha conseguido con esta tesis. Por encima de la temperatura de transición vítrea del material la relación de rigidez entre los módulos de los materiales reales y los del ensayo se encuentran en el orden de magnitud, por lo tanto, se puede decir que los ensayos se aproximan a la realidad.

En esta tesis se evalúan principalmente 2 modelos fotoelásticos, el primero es el hombro intacto, el segundo es la articulación con RSA, en la que se analizan dos modelos de prótesis, un modelo cementado Delta XTEND (DePuy) y otra sin cementar SMR (LIMA). El modelo fotoelástico con RSA tiene otra variable que es la altura de la cúpula humeral (h).

El modelo fotoplástico definitivo de la articulación con RSA se realizó mediante el análisis de dos técnicas, la primera es el montaje de la prótesis real en hueso sintético (MPH), y la segunda es el montaje de réplica de prótesis en hueso sintético (MRPH). La diferencia es que la primera se construye con prótesis metálicas reales y la otra con réplicas de prótesis en resina de poliuretano.

Las réplicas de hueso se deben construir a partir de un buen modelo óseo, por esta razón se tiene especial cuidado en la selección y extracción de la pieza. Es importante dar un tratamiento al hueso y realizar un análisis morfológico y estructural del modelo a reproducir. Los huesos que se obtienen mediante la técnica de moldeo en bloque son aptos para pruebas de fotoelasticidad. Las réplicas de prótesis diseñadas en el laboratorio tienen todas las características físicas del modelo Delta XTEND y SMR.

Comparando las dos técnicas de montaje del modelo fotoelástico, la diferencia más relevante son las características del material. El MPH tiene la combinación de metal de la prótesis con la resina epoxi de la escápula y el MRPH usa la combinación de resina poliuretano con resina epoxi. Modelar la escápula con la segunda técnica resulta más sencillo, como el componente glenoideo de la prótesis es pequeño garantiza que todas las muestras sean iguales, logrando así repetitividad en los ensayos de fotoelasticidad. Analizando la unión hueso-prótesis, en la segunda técnica la pieza de poliuretano se acopla perfectamente al húmero, y no se producen alteraciones en el análisis de deformaciones entre todas las muestras al aplicar la técnica de fotoelasticidad. Las pruebas de estabilidad y movilidad de la articulación son buenas, incluso cambiando las cúpulas humerales a un mayor espesor se mantiene estable el conjunto articular. La técnica MRPH es más sencilla, se necesita apenas 48 horas para construir cada muestra. En total 1 mes para reproducir las 12 muestras que se van a utilizar en el estudio de fotoelasticidad. Mientras que con MPH el tiempo en preparar cada muestra es de 64 horas,

aproximadamente, dos meses para construir 12 escápulas y húmeros. Por estos motivos se emplea la técnica MRPH.

Se ha elegido la técnica MRPH para el ensayo de Fotoelasticidad 3D debido a su mayor reproductibilidad, menor tiempo de fabricación, menor riesgo de posibles fracturas al realizar los ensayos de congelación de tensiones y mejor relación/interacción que existe entre los materiales.

6.6. Discusión e interpretación de resultados fotoelásticos

En los modelos fotoelásticos, el estado tensional es tridimensional y heterogéneo, por lo que, el espectro resultante de isocromáticas es consecuencia de la superposición de todos los estados correspondientes a los planos perpendiculares a la dirección de incidencia de la luz. Gracias al método de congelación de tensiones, estos estados pueden estudiarse individualmente en las orientaciones elegidas practicando secuencias de cortes en láminas finas.

6.6.1. Modelo fotoelástico de la articulación del hombro sin RSA

Los primeros resultados corresponden al modelo de la articulación del hombro sin RSA. En el montaje, la escápula se inmoviliza atornillándola al bastidor de carga. Las puntas metálicas enclavadas se emplean para orientar las cargas que los cables transmiten al húmero. Por tanto, los únicos espectros de isocromáticas realistas son los correspondientes a la cavidad glenoidea y sus proximidades. En menor medida pueden considerarse realistas también las tensiones de flexión que aparecen en el borde lateral; esta zona presenta un grosor anatómico notable, lo que se corresponde con la importancia de las tensiones que debe soportar (Figura 5.2).

En el montaje del húmero se simulan las cargas transmitidas por los músculos deltoides, supraespinoso y subescapular mediante cables anclados en las zonas de inserción muscular. Por tanto, los espectros resultantes de isocromáticas pueden considerarse realistas (Figura 5.3).

En la primera sección del húmero existe un contacto local con la cavidad glenoidea. Las tensiones tienden a distribuirse en un área tanto más pequeña cuanto más rígidos sean los materiales en contacto. A mayor rigidez de los materiales mayor intensidad de las tensiones. Esto demuestra la importancia del cartílago que recubre las superficies articulares. Además, existe un contacto local con el cable que emula la acción del músculo subescapular (F_A). La fricción de los tendones con las superficies óseas es una de las causas principales de dolor en el hombro.

Figura 6.8. Análisis sección 1 del húmero intacto

En la segunda sección del húmero aparece una distribución de tensiones de contorno de cierta regularidad. Las tensiones debidas al contacto local con la cavidad glenoidea desaparecen. Además, la zona de tensiones máximas de contorno se observa a la izquierda de la sección dos, mientras, la zona del contorno descargada está presente en la esquina inferior derecha.

Figura 6.9. Análisis sección 2 del húmero intacto

Para comprobar el signo de tensión en el borde de la sección dos y tres se realiza el “test de la uña”. El análisis consiste en superponer una compresión puntual normal al contorno. El efecto óptico, en el caso de una tensión de compresión, es que disminuye el orden de franja y la isocromática “se hunde”. Por el contrario, en el caso de una tensión de tracción, aumenta el orden de franja y la isocromática “se amplifica”.

Figura 6.10. Tensión de compresión. Libre de fuerzas exteriores

El signo de tensión en el borde izquierdo de la sección dos y tres es de compresión, se puede identificar el resultado en la Figura 6.11, cuyo ensayo corresponde al “test de la uña”. En dicho test, al ser la tensión tangencial y normal de compresión disminuye el orden de franja (n). Por lo tanto, las secciones dos y tres tienen tensiones de borde de compresión que no suponen riesgo de rotura por fatiga (cargas cíclicas).

Figura 6.11. Test de la uña para comprobar el signo de tensión

En la tercera sección la distribución de tensiones es más irregular, existe una evolución de la tensión de compresión del contorno, la cual aumenta con respecto a la sección dos. Se realizó

el “test de la uña” para comprobar el signo de compresión de la tensión. Además, existe un aumento local en la zona del contorno que está presente en la esquina inferior derecha y que en la sección dos se observa como descargada.

Figura 6.12. Análisis sección 3 del húmero intacto

En la cuarta sección han desaparecido casi por completo las tensiones del borde. Se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos supraespinoso (izquierda) y subescapular (derecha).

Figura 6.13. Análisis sección 4 del húmero intacto

En la quinta sección existen tensiones de anclaje del vástago metálico correspondiente al músculo supraespinoso (F_B). Además, existen tensiones de flexo-compresión provocadas por la acción del cable que emula al músculo deltoides (F_C).

Figura 6.14. Análisis sección 5 del húmero intacto

Para comprobar el signo en la quinta sección se realiza el registro de imágenes superponiendo una flexión. Resultado de este ensayo se verifica que la tensión de contorno es de compresión en toda la pieza, esto se puede observar en la Figura 6.15.

Figura 6.15. Análisis de signo de la tensión de contorno

6.6.2. Modelo fotoelástico de la articulación del hombro con RSA

La parte más relevante esta tesis es el análisis del modelo fotoelástico de la articulación con RSA. En este epígrafe se analizan dos modelos de prótesis, un modelo cementado Delta XTEND (DePuy) y otro sin cementar SMR (LIMA). También, se desea discutir la variación de la altura humeral (h) de las prótesis y como afecta a la eficacia de la misma.

El modelo físico de la articulación glenohumeral desarrollado se compone de dos tipos de materiales, el hueso sintético fotoelástico de epoxy y las réplicas de prótesis invertida fabricadas

en resina de poliuretano. Mediante un ensayo de elasticidad se evaluó el módulo de Young de los materiales, cuya relación está en el rango de rigidez del hueso cortical con aleaciones de acero (Yang, et al., 2013). Por lo tanto, las características ópticas y mecánicas son aptas para realizar un análisis de fotoelasticidad 3D de los modelos físicos completos y, también, un estudio fotoelástico en 2D de secciones longitudinales y transversales del húmero y rodajas transversales de la escápula. Si bien, el análisis de fotoelasticidad ha sido una técnica poco utilizada en estudios del hombro, el análisis de fotoelasticidad en la articulación con RSA no tiene casi precedentes y más aun con la metodología utilizada del modelo físico que permite visualizar las tensiones y deformaciones tanto en el interior como en el exterior de la pieza.

En el análisis en 3D del húmero se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos subescapular (F_A), supraespinoso (F_B) y deltoides (F_C) del sistema de transmisión de cargas, cuyos valores no son realistas y no se toman en cuenta en este análisis. Comparando este modelo con el anterior sin prótesis, se puede identificar que existen extensas zonas del contorno de la cabeza, cuello y cuerpo del húmero que tienen tensiones de compresión, esto no sucede en la articulación con RSA, donde se observa parte de la distribución de tensiones de contorno descargada. Existen zonas localizadas entre el contorno del húmero y el vástago de la prótesis donde se observa que en la parte medial del hueso está compuesta de tensiones de compresión, mientras que, la parte lateral tiene tensiones de tracción. Las tensiones de contacto entre el hueso y la prótesis aparentemente son irregulares, esto se comprueba con la fotoelasticidad 2D. Comparando los dos modelos de prótesis, la distribución de tensiones a lo largo del tallo protésico humeral es más homogénea en la prótesis DELTA XTEND (DePuy). En la Figura 6.16 se integran todas las imágenes fotoelásticas de los dos modelos de prótesis donde se comprueba de manera fácil e intuitiva lo antes descrito.

Figura 6.16. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de los húmeros. Vista anterior

En la Figura 6.16, Figura 6.17, Figura 6.20 y Figura 6.21 se valida la repetibilidad de los ensayos. Se presentan doce muestras, cada grupo de tres muestras verticales corresponde a un modelo fotoelástico con RSA, donde varía el tipo de prótesis y la altura de la cúpula humeral. Se realizan tres ensayos para cada modelo fotoelástico, los mismos que tienen una distribución de tensiones de tracción y compresión similares. Todas las repeticiones de los ensayos se han realizado de forma idéntica, de ahí que en cada caso las tres imágenes fotoelásticas prácticamente coinciden, lo que demuestra la repetibilidad del ensayo. Esta comprobación normalmente no se menciona o se da por supuesta en las publicaciones sobre técnicas de

ensayo aplicadas. En los anexos de esta tesis se puede comprobar esta característica de los experimentos para el húmero y la escápula con otras vistas y cortes.

En el extremo proximal a la cabeza humeral la tensión es mayor, mientras que, hay una ligera disminución de tensión en medida que se acerca al extremo distal de la prótesis. En el cuello humeral existen tensiones muy bajas, salvo en zonas localizadas de contacto con las nervaduras, principal característica del modelo de prótesis Delta XTEND (DePuy). En la Figura 6.17 se integran todas las imágenes fotoelásticas de los dos modelos de prótesis donde se comprueba que la prótesis Delta XTEND (DePuy) tiene un comportamiento mecánico más recomendable.

Figura 6.17. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de los húmeros. Vista lateral

El análisis en 2D permite identificar las tensiones internas de compresión o tracción presentes en la articulación con RSA. El estudio de los cortes longitudinales permite comprobar el sentido de la tensión de contorno. Se puede identificar en la Figura 6.18 que las tensiones y el efecto punta son notablemente mayores en la prótesis SMR. Se puede comprobar que existen tensiones irregulares de contacto entre la prótesis y el hueso. En la parte medial del hueso se identifican tensiones de compresión, mientras que, en la parte lateral existen tensiones de tracción, que son más evidentes en el cuello de la prótesis SMR.

Figura 6.18. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte longitudinal anterior de los húmeros

El análisis 2D de los cortes transversales del húmero permite identificar la distribución de tensiones a lo largo del tallo protésico humeral. Se observa en la Figura 6.19 que el hueso presenta mayores tensiones de flexión en el modelo DELTA XTEND (DePuy). Al disminuir la altura humeral (h) aumentan las tensiones de flexión en ambos modelos. Esto es debido a que, a menor h , mayor brazo de palanca de los músculos -el centro de rotación se aleja de su posición anatómica- y, como los ensayos se han hecho con los mismos valores de carga, se tiene más momento con valores pequeños de h . El máximo trabajo a flexión del hueso se da claramente en el modelo DELTA con $h=6\text{mm}$. Hay una discontinuidad en la distribución de tensiones en la zona del cuello humeral, unión cuello-vástago, del modelo SMR (Lima). Finalmente, y como se explicó en otros cortes, el modelo SMR (Lima) provoca más tensiones en el extremo distal del vástago.

Figura 6.19. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de los húmeros. Vista frontal

Los estudios de fotoelasticidad en su mayoría enfocan su análisis en la escápula debido a que existen mayores complicaciones en esta parte de la articulación, específicamente en la cavidad glenoidea (Almeida-Galárraga, et al., 2019). Los resultados de la literatura sobre fotoelasticidad en la cavidad glenoidea muestran que, cuando se implantan prótesis en huesos sanos aumentan las tensiones en el cuello de la cavidad glenoidea (Harrow, 1999; Peindl, et al., 2004) y crecen las tensiones corticales en las zonas de contacto con la prótesis, tornillos y el hueso (Harrow, 1999; Peindl, et al., 2004; Pelletier, et al., 2008). Comparando el estudio con estos autores, el modelo presenta la misma tendencia, en el análisis en 3D de esta tesis se observan tensiones en el cuello de la cavidad glenoidea, hay un crecimiento de las tensiones de contacto del hueso con los tornillos y en menor proporción en el hueso cerca del tetón central de la placa base de la escápula (Figura 6.22).

En la Figura 6.20 se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los músculos subescapular (F_A), supraespinoso (F_B) y deltoides (F_C) del sistema de transmisión de cargas, cuyos valores no son realistas y no se toman en cuenta en este análisis. En la imagen se visualizan las tensiones en el hueso y todas las partes del componente protésico de la RSA. Por lo tanto, el montaje de carga aplicado y los resultados

fotoelásticos obtenidos permiten identificar los espectros de isocromáticas y las tensiones de tracción y compresión puntuales en la pieza.

Figura 6.20. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de las escápulas. Vista anterior

El análisis 3D de la vista superior permite identificar tensiones de tracción y compresión existentes en la escápula (Figura 6.21). Se observan tensiones de anclaje de los vástagos metálicos correspondientes a los tres músculos que actúan en la configuración de equilibrio, cuyos valores son poco significantes en este estudio. La zona de la apófisis coracoides más próxima al tubérculo supraglenoideo presenta tensiones bajas, sin embargo, el acromion casi no revela tensiones. Hay una extensa zona de contorno localizada entre la fosa supraespinosa y la apófisis coracoides que queda descargada. Este efecto es más acusado con la prótesis SMR. La zona entre el cuello escapular y el acromion tiene una baja densidad de isocromáticas, sin embargo, en el modelo con Delta XTEND se observa menos tensiones.

Figura 6.21. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de las escápulas. Vista superior

El análisis en 2D de los cortes transversales de la escápula permite identificar la distribución de tensiones en la cavidad glenoidea y en toda la zona donde se encuentra la prótesis (Figura 6.22). El tetón central de ambos modelos tiene una función estabilizadora y de posicionamiento, pero sin responsabilidad mecánica significativa. Su presencia supone una disminución de la sección útil para absorber tensiones procedentes de los tornillos de anclaje. Este efecto es más crítico con el modelo SMR al ser mayores dichas tensiones. Además, las tensiones de contacto entre los tornillos y el hueso son superiores en el modelo SMR. El modelo Delta XTEND distribuye de mejor manera las tensiones, sin embargo, los tornillos próximos al tubérculo infraglenoideo y supraglenoideo son los que transmiten más carga. También, en los dos modelos existen extensas zonas del contorno de la cavidad glenoidea que quedan descargadas, este efecto se visualiza mayormente con la prótesis SMR.

Figura 6.22. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de las escápulas. Vista frontal

La tensión producida por las prótesis después de una artroplastia de hombro puede conducir a un aflojamiento del implante y posteriormente deformaciones en la cavidad glenoidea (Pelletier, et al., 2008). Las tensiones de anclaje de los tornillos en la cavidad glenoidea son notablemente mayores en la prótesis SMR, si se supera un umbral estas tensiones pueden provocar el aflojamiento del implante. Por lo tanto, las complicaciones debidas al aflojamiento son mayores con el modelo SMR que con Delta XTEND.

En el estudio de Murphy & Prendergast (2005) se predicen tensiones muy altas en la parte de la prótesis que conecta el acromion con la cavidad glenoidea. Se encuentra que las tensiones muy altas son en respuesta a las fuerzas de reacción musculares y articulares que actúan en el acromion. Los resultados obtenidos en esta tesis demuestran que, en la zona entre el acromion y el cuello escapular existen tensiones de compresión y otras de tracción que pueden ser provocadas por transmisión de carga de la prótesis y del estado de equilibrio a 90° de abducción. Las tensiones son mayores en la prótesis SMR y según aumenta la altura humeral disminuyen las tensiones. No es recomendable el diseño de fijación del componente glenoideo al acromion, debido a que el acromion presenta tensiones relativamente altas con un diseño de RSA sencillo.

El posicionamiento inferior y medial de la glenosfera sirve para disminuir el estrés acromial, que se cree que se debe principalmente a una mayor ventaja mecánica del deltoides (Wong, et al., 2016). La tesis se desarrolló con esta condición de posicionamiento, en trabajos futuros se recomienda cambiar la posición de la placa base y la glenosfera e identificar los cambios de la distribución de tensiones. El posicionamiento de la glenosfera tiene un efecto significativo sobre la tensión acromial después de RSA. Las mayores magnitudes de efecto se observan en ángulos de abducción más bajos, donde el húmero se coloca con mayor frecuencia.

Peindl R. D. et al. (2004) en su publicación sobre el análisis de tensiones de los sistemas de artroplastia total de hombro, encontró tensiones elevadas en el cuello de la cavidad glenoidea. Estos resultados son similares a los obtenidos en este estudio, existen tensiones irregulares en las zonas próximas a los tornillos, tubérculo supraglenoideo e infraglenoideo. El tornillo superior próximo al tubérculo supraglenoideo presenta más patrones de isocromáticas. La zona componente glenoideo-hueso transmite apenas tensión, esto quiere decir que el tetón central de las dos prótesis no transmite carga y no tiene una función de estabilización.

Las tensiones de la corteza cortical de la glenoide introducidas por la carga de la articulación glenohumeral (cavidad glenoidea-cabeza humeral) son superiores en la articulación con prótesis en comparación con la cavidad glenoidea intacta (Peindl, et al., 2003). Se puede comparar con este trabajo, sin embargo, los modelos fotoelásticos no se modelaron utilizando materiales diferentes para el hueso cortical y esponjoso, las tensiones de contorno del hueso se pudieron asumir como corticales. Por lo tanto, las tensiones corticales en la cavidad glenoidea son superiores en el tubérculo supraglenoideo e infraglenoideo, en el modelo con RSA. Las tensiones de contorno aparecen descargadas en la mayor parte de la cavidad glenoidea.

La tensión en el lado glenoideo de la articulación del hombro fue significativamente mayor que en el lado humeral y los campos de tensión fueron irregulares. Esta característica es similar al estudio de Malicky et al. (2001), quien evalúa campos de tensión de la cápsula anteroposterior del hombro a partir de estereoradiografías y fotoelasticidad. Es un método preciso para medir tensiones en una membrana tridimensional.

El modelo de congelación de tensiones proporciona un método válido y repetible para analizar y visualizar las diferencias en las distribuciones de tensiones producidas por varios modelos fotoelásticos (articulación intacta, RSA Delta XTEND y RSA SRM). Los resultados obtenidos se validan con otras muestras bajo las mismas condiciones. Al igual que el estudio de Peindl R. et al. (2000) la principal ventaja es que este modelo utiliza una geometría tridimensional precisa de la articulación del hombro con RSA, representa adecuadamente el sistema de transmisión de carga y la deformación entre el hueso y los componentes protésicos. La desventaja del modelo es que trata el hueso como un material isotrópico y homogéneo, todo

lo contrario al hueso. El método presentado aquí pretende ser un complemento del análisis bidimensional y tridimensional de elementos finitos y otros métodos experimentales.

El modelo físico experimental permite una evaluación fiable de los estados tensionales presentes en la articulación, tanto en el contorno como en zonas interiores. De forma inmediata e intuitiva se visualizan áreas de contacto, tensiones de anclaje de tornillos, signo de las tensiones de borde (tracción o compresión), zonas descargadas, etc. Por lo tanto, es necesario usar este modelo para evaluar otros componentes escapulares o humerales de otros modelos de prótesis, como, por ejemplo, la placa base aquillada con respaldo de metal. Se puede comprobar con este modelo físico fotoelástico si este sistema protésico produce tensiones significativamente más altas con carga estática en comparación a un diseño cementado con tetón central (Pelletier, et al., 2008). Además, sería útil comprobar si la tensión en la cavidad glenoidea es más evidente con los componentes quillados frente al tetón central de esta tesis (Peindl, et al., 2004).

Yang et al. (2013) analiza el efecto y la variación de tensión de diferentes diseños de componentes glenoideos de prótesis invertida de hombro. La inclinación inferior de la placa base y la variación de la glenosfera, induce al tornillo inferior a alcanzar más tensión que el tornillo superior. En esta tesis la variación de los componentes glenoideos y humerales pueden incurrir en mayor estrés sobre los tornillos glenoideos. A mayor altura humeral (h), menor tensión en la cavidad glenoidea. Sin embargo, la tensión máxima ocurre en la base del tornillo superior y no en el inferior como el estudio de Yang et al. (2013).

La articulación con RSA genera una tensión significativa en la cavidad glenoidea y su posterior aflojamiento (Yang, et al., 2013). El patrón de tensiones es más fuerte con el modelo SMR (Lima) porque los tornillos transmiten más carga, mientras que Delta XTEND tiene una distribución de tensiones más homogénea.

El desgaste en el inferior de la copa debido al *notching* escapular puede ser causado por tensiones de contacto cuando se realizan movimientos de aducción y abducción (Langohr, et al., 2016). En este trabajo se diseñó una sola posición de equilibrio, abducción a 90°, en la que no hay contacto del conjunto húmero-prótesis y el cuello de la escápula, por tanto, no hay erosión del hueso postero-inferior del cuello de la escápula. Sin embargo, existen tensiones en el tubérculo infraglenoideo, que cuando el cuello escapular este en contacto con el húmero, en otra posición de equilibrio, se puede amplificar la distribución de tensiones en esa zona. Por lo tanto, no hay relación de la variación de los componentes de RSA con el *notching* escapular porque no se han modelado otras posiciones de equilibrio, esta complicación de la artroplastia invertida puede ser analizada en trabajos futuros.

El modelo de la articulación glenohumeral con RSA con prótesis SMR (Lima) es más inestable porque la fijación se realiza con dos tornillos, en el análisis se identifican fuertes espectros de isocromáticas en los dos tornillos, si el tornillo de fijación inferior o superior pierde su funcionalidad puede conducir a una falla ósea y a la consiguiente inestabilidad del implante (Batista, 2016). Además, el tetón central transmite apenas cargas por lo que si los tornillos pierden su funcionalidad hay más riesgo de inestabilidad.

En el estudio de Giles et al. (2015), el relleno excesivo de la articulación con insertos de polietileno humeral progresivamente más gruesos produjo algunos efectos adversos sobre el músculo deltoides y la carga articular. En la tesis los ensayos se han realizado con los mismos valores de carga muscular, por lo tanto, el momento y la tensión provocado por la misma tiende

a ser mayor cuanto menor es h . Existe un desplazamiento de la fuerza resultante hacia la derecha.

El modelo físico permite el estudio de muchos problemas asociados con RSA. Este trabajo fue creado para estudiar las tensiones de tracción y compresión asociadas a las prótesis. Sin embargo, con el tiempo, el proyecto evolucionó para abordar los factores y complicaciones presentados en la literatura, como el brazo o la fuerza del momento del deltoides, la versión glenoidea, la altura de la cúpula humeral (h), la inestabilidad, etc. El modelo ha sido validado y es una metodología eficiente para analizar otras variables de los implantes para trabajos futuros.

CAPÍTULO 7: CONCLUSIONES Y TRABAJOS FUTUROS

7.1. Conclusiones

A continuación, se presentan las conclusiones de esta tesis:

1. Se ha diseñado y desarrollado un procedimiento experimental optomecánico que permite evaluar la distribución de tensiones y deformaciones en la articulación glenohumeral del hombro. La evaluación es visual e inmediata, y con la precisión suficiente como para que tenga utilidad clínica.
2. El procedimiento experimental incorpora técnicas fotoelásticas de congelación de tensiones: fabricación de réplicas de hueso en resina epoxi por moldeo con silicona, tratamiento térmico de congelación de tensiones bajo carga, mecanizado de las piezas 3D en placas aptas para análisis 2D, y registro de imágenes en campos de luz polarizada circular con fuentes de luz poli y monocromática.
3. El modelo físico de la articulación glenohumeral desarrollado consta de hueso sintético fotoelástico y réplicas de prótesis invertida realizadas en resina de poliuretano. Sus características ópticas y mecánicas se han revelado aptas para los estudios planteados.
4. Se ha puesto a punto y validado un montaje de la articulación en posición de abducción a 90° con un caso de carga de equilibrio isostático con fuerzas emuladoras y proporcionales a las de los músculos deltoides, supraespinoso y subescapular. El montaje se realiza en una cámara isoterma transparente y permite visualizar las variaciones del centro de rotación articular y de las líneas de acción de las fuerzas que provoca la implantación de la prótesis invertida.
5. Los resultados fotoelásticos permiten una evaluación fiable de los estados tensionales presentes en la articulación, tanto en el contorno como en zonas interiores. De forma inmediata e intuitiva se visualizan áreas de contacto, tensiones de anclaje de tornillos, signo de las tensiones de borde (tracción o compresión), zonas descargadas, etc.
6. A mayor altura h de la cúpula humeral del componente protésico, mayor desplazamiento del centro de rotación de la articulación, lo que supone un aumento general de los brazos de palanca musculares y una descarga muscular con respecto a la situación anatómica natural.
7. El montaje de carga aplicado y los resultados fotoelásticos obtenidos permiten concluir que el modelo Delta XTEND presenta un comportamiento mecánico más recomendable que el modelo SMR:
 - a. La distribución de tensiones a lo largo del tallo protésico humeral es más homogénea en la prótesis Delta XTEND.
 - b. Las tensiones de anclaje de la base protésica de la cavidad glenoidea son notablemente mayores en la prótesis SMR.
 - c. Las tensiones de anclaje presentan máximos por debajo de la base protésica, son irregulares y presentan diferencias notables a igualdad de modelo protésico. Ofrece, por tanto, más seguridad un anclaje con 4 tornillos (prótesis Delta XTEND) que uno con 2 (SMR).
 - d. Hay extensas zonas del contorno de la cavidad glenoidea que quedan descargadas. Este efecto es más acusado con la prótesis SMR.
 - e. El vástago central de ambos modelos tiene una función estabilizadora y de posicionamiento, pero sin responsabilidad mecánica significativa. Su presencia supone una disminución de la sección útil para absorber tensiones procedentes

de los tornillos de anclaje. Este efecto es más crítico con el modelo SMR al ser mayores dichas tensiones.

7.2. Aportaciones más importantes de esta tesis

Como resultado de esta tesis doctoral, en el año 2017 [(Almeida-Galárraga et al., 2017)] se publicó el modelo físico basado en cinemática y análisis experimental del hombro. El trabajo consiste en desarrollar un modelo experimental del complejo articular para evaluar las fuerzas a las que están sometidas las fibras musculares en diferentes posiciones de equilibrio: flexión 60°, abducción 60° y aducción más flexión 30°. El modelo físico representa con suficiente aproximación a la realidad el complejo del hombro, posee 12 GL, lo cual permite realizar movimientos como abducción, flexión, aducción y extensión y calcular las fuerzas resultantes de los músculos representados. El modelo físico construido es versátil y fácilmente manipulable y constituye, por encima de todo, un modelo para aplicaciones didácticas en anatomía y biomecánica del complejo articular del hombro.

Varios grupos de investigación hacen referencia a la técnica de fotoelasticidad como metodología de diseño única o en combinación con otras técnicas. Se realizó un análisis descriptivo de la literatura actual en referencia a estudios de fotoelasticidad de la articulación del hombro (Almeida-Galárraga, et al, 2019). El complejo articular del hombro supone un reto en el conocimiento biomecánico del mismo debido a su complejidad y sus numerosas estructuras implicadas. El objetivo de este estudio fue presentar una revisión sistemática de la literatura en revistas académicas durante 2000-2017 relacionada con el estudio de tensiones y deformaciones en la articulación del hombro con artroplastia mediante la técnica de fotoelasticidad. Para la obtención de los datos se utilizaron los buscadores especializados Google Scholar Advan-ced, Scopus, Web of Science y PubMed. La investigación descriptiva se realizó mediante combinación de valores y con algebra booleana. Se seleccionaron un total de 13 artículos que fueron revisados y clasificados en dos categorías, aquellos enfocados al análisis de deformaciones en la articulación del hombro con técnicas experimentales optomecánicas y otro al estudio de fotoelasticidad en modelos con artroplastia de hombro. La distribución de artículos por año, revista y método de investigación también fueron descritas. La congelación de tensiones fotoelásticas permite estudiar zonas internas, lejos del contorno, lo que no es posible con otras técnicas. El análisis se realiza frecuentemente con componentes protésicos de la artroplastia total anatómica pero no hay casi precedentes en artroplastia invertida de hombro, por lo tanto, se sugieren nuevas investigaciones con fotoelasticidad que muestren los efectos de la artroplastia invertida ya que está presente en el tratamiento de otras patologías muy prevalentes. El presente trabajo sirve de consulta tanto a académicos como a profesionales interesados en el estudio de tensiones de la articulación glenohumeral con la técnica de fotoelasticidad en su variante congelación de tensiones.

Posteriormente, se llevó a cabo un estudio que tenía por objetivo comparar dos metodologías de fabricación de modelos con dos tipos de prótesis invertidas: Delta (Depuy Sinthes) y SMR (Lima). Los modelos obtenidos a partir de técnicas de reproducción de huesos conservando los elementos anatómicos y accidentes óseos [3], son aptos para estudios con Fotoelasticidad 3D, técnica que permite evaluar la implantación y el problema de contacto de las prótesis con las estructuras óseas. Los estudios experimentales con modelos sintéticos son muy limitados por su dificultad, no habiendo precedentes de modelos fabricados para su uso específico en Fotoelasticidad 3D. Las dos técnicas dan modelos aptos para estudios cinéticos y

cinemáticos. Sin embargo, MRPH es más adecuada para estudios fotoelásticos en 3D por congelación de tensiones, ya que, para las temperaturas de ensayo (unos 60 °C), el conjunto prótesis-hueso es más estable, con una relación más realista entre rigideces de los materiales y mayor facilidad para los cortes posteriores destinados al estudio de tensiones en planos concretos.

A continuación, se realizó un estudio de deformaciones en la articulación del hombro con técnicas experimentales optomecánicas (Almeida-Galárraga, et al., 2017). El complejo articular del hombro supone un reto en el conocimiento biomecánico del mismo debido a su complejidad y sus numerosas estructuras implicadas. Este estudio presenta un modelo basado en técnicas de fotoelasticidad que representa la distribución de tensiones al colocar el hombro en una posición de equilibrio de 90 grados de abducción. Mediante la congelación de tensiones podemos analizar la distribución de las mismas tanto en la superficie como en el interior de la escápula y el húmero. El presente modelo aporta un análisis cualitativo de la distribución de las tensiones en el hombro intacto, que puede ser de utilidad como complemento a otros modelos biomecánicos numéricos publicados.

Esta tesis doctoral ha desarrollado una metodología completa y sistemática para evaluar la distribución de tensiones en la articulación del hombro con RSA con dos modelos de prótesis: Delta Xtend (DePuy) y SMR (Lima). En esta investigación se aplica fotoelasticidad en su variante congelación de tensiones. Se ha demostrado por primera vez la viabilidad y utilidad de esta técnica, la misma que se puede correlacionar con otros métodos experimentales y numéricos.

7.3. Trabajos futuros

Fruto de este largo trabajo ha sido posible abrir un camino de investigación en el que hemos avanzado pero que por supuesto no ha tocado su fin. Las experiencias llevadas a cabo han incrementado nuestro conocimiento sobre la eficacia y eficiencia de los modelos experimentales aplicados al estudio de la biomecánica de la articulación del hombro, la fotoelasticidad permite identificar patrones de tensión en la articulación con RSA y de esta manera encontrar las posibles complicaciones asociadas a las prótesis utilizadas.

Como trabajos futuros que pueden ayudar a avanzar en esta línea de investigación se proponen los siguientes:

Completar el estudio de fotoelasticidad 2D y 3D de la articulación del hombro con dos modelos adicionales de RSA, utilizados frecuentemente en traumatología y cirugía ortopédica, con la finalidad de evaluar el comportamiento de los cuatro sistemas protésicos. Los modelos fotoplásticos deberán representar fielmente la geometría de la articulación y de los componentes de la RSA. El propósito del análisis es predecir la RSA más eficiente mediante la visualización directa de la distribución de tensiones en la articulación. Los modelos de prótesis serán los siguientes: Delta Xtend (DePuy), SMR (Lima), Aequalis Rev II (Wright Medical Group), Equinox (Extatech).

La fijación de la metaglena se puede realizar mediante dos sistemas de anclaje, el primero es conocido como quilla o tornillo central y el otro es una clavija o tetón central. Esta tesis se realizó mediante un solo sistema de fijación, el modelo de prótesis SMR y Delta XTEND tienen un tetón central. En este sentido como se va a realizar un estudio con otros modelos de prótesis, es preciso considerar sistemas con otro tipo de anclaje. De esta manera, se plantea determinar

la distribución de cargas y patrones de tensión generados en la glena tras la implantación de metaglenas protésicas con diferentes tipos de anclaje: tornillo/tetón central usando cuatro modelos protésicos. Para ello se realizará una réplica de los huesos reales con resina epoxi mediante técnicas de moldeo en bloque, en los que se implantarán cuatro modelos distintos sistemas de anclaje:

1. Delta Xtend (DePuy): Metaglena circular fijada mediante tetón central y cuatro tornillos.
2. Aequalis Rev II (Wright Medical Group): metaglena circular fijada mediante tornillo central y cuatro tornillos.
3. Equinox (Extatch): metaglena ovalada fijada con tetón central y tres o cuatro tornillos.
4. SMR (Lima): metaglena circular fijada mediante tetón central y dos tornillos.

Generar réplicas con resina epoxi en las que se reproducirán los defectos glenoideos más frecuentes en la cirugía de revisión, se tratarán dichos defectos con réplicas de injerto óseo y sobre el conjunto escápula-injerto se implantarán los modelos de metaglena que serán evaluadas mediante fotoelasticidad. Los defectos de glena que serán evaluados son: sin defecto óseo, con defecto central, con defecto superior. Los defectos óseos glenoideos son relativamente frecuentes en la cirugía primaria y de revisión de artroplastia invertida de hombro, pudiendo comprometer la estabilidad del componente glenoideo y de la articulación. La evaluación y el manejo de dichos defectos es importante de cara a la consecución de resultados clínicos satisfactorios. Los defectos glenoideos varían en tamaño y localización en función del tipo de cirugía (primaria o revisión).

Valorar la distribución de líneas de tensión en glenas con defecto óseo que precisen suplementación con injerto óseo además de la prótesis. Se evaluará también el patrón de tensión en el injerto. En la actualidad varios estudios analizan el resultado clínico postoperatorio de la RSA y la incorporación del injerto a la glena nativa por separado. Sin embargo, existen pocos estudios biomecánicos sobre la utilización de RSA y fijación de injertos óseos para el tratamiento de defectos glenoideos.

En este trabajo se presenta una sola posición de equilibrio, abducción a 90 grados. Es posible abrir un camino más amplio ensayando otras posiciones de equilibrio, que simulen otros movimientos cotidianos de la articulación como aducción, flexión y extensión. El análisis de movimientos adicionales podría conducir a otros campos de tensiones y deformaciones más complejos a las diversas complicaciones de la RSA.

Mejorar los modelos simplificados en relación al tipo de material con que se fabrica la prótesis y el material con que está biológicamente diseñado el hueso. Considerar materiales que simulen de manera realista el hueso esponjoso y cortical del húmero y de la escápula.

Es necesario comparar y evaluar el modelo de la articulación con RSA mediante la técnica de fotoelasticidad con otros modelos físicos experimentales para validar los resultados que proporciona la técnica utilizada en esta tesis. Otro modelo experimental usado con frecuencia es la extensometría eléctrica que permite el análisis de tensiones en los huesos y prótesis a escala real y bajo condiciones que se aproximan a la situación ensayada. Se planteará estudiar la articulación del hombro mediante la técnica de extensometría para conocer con gran precisión la deformación unitaria en una zona muy concreta de un sólido cargado. La solución de dicho problema elástico relaciona dicha deformación con la carga aplicada, la geometría del sólido, las condiciones de apoyo y el módulo de elasticidad del material. Esta técnica es más precisa y puede aplicarse sobre huesos reales, incluso in vivo

Complementar el estudio de fotoelasticidad con un modelo numérico de elementos finitos para medir tensiones y deformaciones de la articulación del hombro con RSA. La evaluación mediante FEM es importante porque es la mejor manera de comprobar si los resultados experimentales son viables, además, el estudio puede tener un enfoque cuantitativo. Es necesario generar datos de entrada para construir el modelo con FEM de la articulación con RSA y evaluar las complicaciones, como aflojamiento de los componentes, inestabilidad de la RSA, tensiones de contacto, *notching* escapular, BIO-RSA, entre otros.

Incorporar el método de ensayo de fotoelasticidad y la validación mediante un modelo de elementos finitos a la Normativa oficial de control de calidad de las prótesis articulares.

7.4. Resultados de investigación relacionados con esta tesis

Las publicaciones relacionadas con este trabajo de investigación son las siguientes:

7.4.1. Publicación en revista internacional

- **Almeida-Galárraga, D.**, Ros-Felip, A., Álvarez-Sánchez, V., Marco-Martinez, F., & Serrano-Mateo, L. (2017). Kinematics based physical modelling and experimental analysis of the shoulder joint complex. *Ingeniería e Investigación*, 37(3), 115-123.

7.4.2. Publicación en congreso internacional

- **Almeida-Galárraga, D. A.**, Felip, A. R., Martínez, F. M., & Serrano-Mateo, L. (2019). Photoelastic Analysis of Shoulder Arthroplasty: Current Descriptive Analysis of Research in Scientific Journals. In *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* (pp. 713-717). Springer, Singapore.

7.4.3. Publicaciones en congresos nacionales

- **Almeida-Galárraga, D.**, García, E., Ros, A., Serrano-Mateo, L., & Marco, F. (2017). Análisis de métodos de fabricación de modelos sintéticos de hombro con componentes protésicos de la artroplastia total aptos para estudios de cargas y ensayos fotoelásticos. En P. Bel, & A. Dalmau (Ed.), *XL Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. Barcelona.
- **Almeida-Galárraga, D.**, Ros-Felip, A., Serrano-Mateo, L., & Marco-Martinez, F. (2017). Estudio de deformaciones en la articulación del hombro con técnicas experimentales optomecánicas. *CASEIB 2017: XXXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, (págs. 447-450). Bilbao.

CAPÍTULO 8: BIBLIOGRAFÍA

8.1. Bibliografía

- AAOS, A. A. (10 de Enero de 2017). *Shoulder Joint Replacement*. Obtenido de On OrthoInfo (Internet): <http://orthoinfo.aaos.org/topic.cfm?topic=A00094>
- Abreu, J. L. (2012). Hipótesis, Método & Diseño de Investigación (Hypothesis, Method & Research Design). *Daena: International Journal of Good Conscience*, 7(2), 187-197.
- AETSA. (2012). *Effectiveness and safety of inverted shoulder prosthesis for arthropathy of the rotator cuff. Systematic Review of the Literature and appropriateness criteria. Executive summary*. Sevilla: Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias de Andalucía. Recuperado el 10 de 01 de 2018, de <http://www.juntadeandalucia.es/salud/servicios/aetsa>
- Ahir, S. P., Walker, P. S., Squire-Taylor, C. J., Blunn, G. W., & Bayley, J. I. (2004). Analysis of glenoid fixation for a reversed anatomy fixed-fulcrum shoulder replacement. *Journal of biomechanics*, 37(11), 1699-1708.
- Ajovalasit, A., Petrucci, G., & Scafidi, M. (2015). Review of RGB photoelasticity. *Optics and Lasers in Engineering*, 68, 58-73.
- Almeida-Galárraga, D. A., Ros, A., Marco Martínez, F., & Serrano-Mateo, L. (2019). Photoelastic Analysis of Shoulder Arthroplasty: Current Descriptive Analysis of Research in Scientific Journals. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2018* (págs. 713-717). Singapore: Springer.
- Almeida-Galárraga, D., García, E., Ros, A., Serrano-Mateo, L., & Marco, F. (2017). Análisis de métodos de fabricación de modelos sintéticos de hombro con componentes protésicos de la artroplastia total aptos para estudios de cargas y ensayos fotoelásticos. En P. Bel, & A. Dalmau (Ed.), *XL Congreso de la Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales*. Barcelona.
- Almeida-Galárraga, D., Ros-Felip, A., Álvarez-Sánchez, V., Marco-Martinez, F., & Serrano-Mateo, L. (2018). Kinematics based physical modelling and experimental analysis of the shoulder joint complex. *Ingeniería e Investigación*. 3, 115-123.
- Almeida-Galárraga, D., Ros-Felip, A., Serrano-Mateo, L., & Marco-Martinez, F. (2017). Estudio de deformaciones en la articulación del hombro con técnicas experimentales optomecánicas. *CASEIB 2017: XXXV Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica*, (págs. 447-450). Bilbao.
- Ashcroft, W. R. (1993). Curing agents for epoxy resins. Chemistry and technology of epoxy resins. *Springer*, 37-71.
- Barak, M. M., Sharir, A., & Shahr, R. (2009). Optical metrology methods for mechanical testing of whole bones. *The Veterinary Journal*, 1, 7-14.
- Barden, J. M., Balyk, R., Raso, V. J., Moreau, M., & Bagnall, K. (2005). Atypical shoulder muscle activation in multidirectional instability. *Clinical neurophysiology*, 116(8), 1846-1857. doi:10.1016/j.clinph.2005.04.019

- Bassett, R. W., Browne, A. O., Morrey, B. F., & An, K. N. (1990). Glenohumeral muscle force and moment mechanics in a position of shoulder instability. *Journal of biomechanics*, 23(5), 405-415.
- Batista, J. M. (2016). *Computational analysis of scapular notching in the shoulder arthroplasty with reverse prosthesis*.
- Baulot, E., Sirveaux, F., & Boileau, P. (2011). Grammont's idea: the story of Paul Grammont's functional surgery concept and the development of the reverse principle. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 269(9), 2425-2431.
- Bechtol, C. (1980). Biomechanics of the shoulder. *Clin Orthop*, 146, 37-41.
- Bell, C. G., Weinrauch, P., Crawford, R., & Pearcy, M. (2007). Thermomechanical investigation of the cortical bone analogue in third-generation Sawbones femurs. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 221(2), 213-217.
- Binda, N. U., & Balbastre-Benavent, F. (2013). Investigación cuantitativa e investigación cualitativa: buscando las ventajas de las diferentes metodologías de investigación. *Revista de Ciencias económicas*, 31(2), 179-187.
- Biodigital. (03 de 10 de 2016). *The Biodigital Human*. Obtenido de <https://www.biodigital.com/>
- Blana, D., Hincapie, J. G., Chadwick, E. K., & Kirsch, R. F. (2008). A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of biomechanics*, 41(8), 1714-1721.
- Bloch, H. R. (2016). The SMR® shoulder system of Lima Corporate. En *Reverse Shoulder Arthroplasty* (págs. 417-424). Cham: Springer.
- Boehm, T. D., Wallace, W. A., & Neumann, L. (2005). Heterotopic ossification after primary shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 14(1), 6-10.
- Boeije, H. (2009). Analysis in qualitative research. *Sage publications*.
- Boileau, P., Avidor, C., Krishnan, S. G., Walch, G., Kempf, J. F., & Molé, D. (2002). Cemented polyethylene versus uncemented metal-backed glenoid components in total shoulder arthroplasty: a prospective, double-blind, randomized study. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(4), 351-359.
- Boileau, P., Krishnan, S. G., Tinsi, L., Walch, G., Coste, J. S., & Mole, D. (2002). Tuberosity malposition and migration: reasons for poor outcomes after hemiarthroplasty for displaced fractures of the proximal humerus. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(5), 401-412.
- Boileau, P., Watkinson, D., Hatzidakis, A. M., & Hovorka, I. (2006). Neer Award 2005: The Grammont reverse shoulder prosthesis: results in cuff tear arthritis, fracture sequelae, and revision arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 15(5), 527-540.
- Bozkurt, M., & Açar, H. İ. (2017). *Clinical Anatomy of the Shoulder: An Atlas*. Turkey: Springer.
- Brewster, D. (1816). On new properties of heat, as exhibited in its propagation along plates of glass. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, 106, 46-114.

- Briñez de León, J. C., Restrepo Martínez, A., & López Giraldo, F. (2013). ESTUDIOS DE FOTOELASTICIDAD: DESARROLLOS Y APLICACIONES. *Revista politécnica*, 9(16).
- Brolin, T., & Throckmorton, T. (2018). Emerging indications for reverse shoulder arthroplasty. En D. Dines, *Reverse shoulder arthroplasty*. (1 ed., págs. 35-39). New York.
- Büchler, P., Ramaniraka, N. A., Rakotomanana, L. R., Iannotti, J. P., & Farron, A. (2002). A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clinical Biomechanics*, 17(9), 630-639.
- Byers, P. D., & Woods, C. G. (1994). The Growth, Architecture and Structure of Bone. Diseases of Bones and Joints. *Chapman & Hall Medical*, 509-526.
- Cáceres-Sánchez, L., Mesa-Mateo, A., Barrionuevo-Sánchez, F. J., García-Benítez, B., & Expósito-Triano, S. (2015). Artroplastia total invertida de hombro. Evaluación de resultados clínicos y complicaciones tras una serie de 52 casos. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 59(6), 439-446.
- Cailliet, R. (1993). *Síndromes dolorosos del hombro*. (Tercera ed.). Ed. Manual moderno.
- Cailliet, R. (2006). *Anatomía funcional biomecánica*. Marbán.
- Capon, D., Collins, D., Wilde, D., & Nérot, C. (2013). *The Delta XTEND™ Surgeon Design Team*. England: DePuy Orthopaedics EMEA.
- Charlton, I. W., & Johnson, G. R. (2006). A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 220(8), 801-812. doi:10.1243/09544119JEIM147
- Charlton, I. W., & Johnson, G. R. (2006). A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H. Journal of Engineering in Medicine*, 220(8), 801-812.
- Chou, J., Malak, S. F., Anderson, I. A., Astley, T., & Poon, P. C. (2009). (2009). Biomechanical evaluation of different designs of glenospheres in the SMR reverse total shoulder prosthesis: range of motion and risk of scapular notching. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 18(3), 354-359.
- Churchill, R. S., Kopjar, B., Fehringer, E. V., Boorman, R. S., & Matsen 3rd, F. A. (2005). Humeral component modularity may not be an important factor in the outcome of shoulder arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *Am J Orthop*, 34(4), 173-176.
- Cleland, J., & Cleland, J. (2006). *Netter. Exploración clínica en ortopedia: un enfoque para fisioterapeutas basado en la evidencia*.
- Cloud, G. (2010). Optical methods in experimental mechanics. *Experimental Techniques*, 34(6), 11-14.
- Codman, E. A. (01 de 10 de 2016). *Normal motions of the shoulder joint*. Obtenido de <https://www.shoulderdoc.co.uk/article/913>
- Comtet, J. J., & Auffray, Y. (1970). Physiology of the elevator muscles of the shoulder. *Revue de chirurgie orthopedique et reparatrice de l'appareil moteur*, 56(2), 105-117.

- Cremasco, A., Messias, A. D., Esposito, A. R., Rezende Duek, E. A., & Caram, R. (2011). Effects of alloying elements on the cytotoxic response of titanium alloys. *Materials Science and Engineering*, 31(5), 833-839.
- D'Amico, D. S., Cisilino, A. P., Sammartino, M. R., & Capiel, C. (2005). Modelado computacional de estructuras óseas utilizando el método de los elementos finitos y tomografías computarizadas: análisis de la estabilidad de un implante gleno-humeral. *MECOM 2005. VIII Congreso Argentino de Mecánica Computacional*, (págs. 1895-1912). Buenos Aires.
- Dally, J. W., & Riley, W. F. (1991). *Experimental stress analysis*. (Third edition ed.). NY, New York: McGraw-Hill.
- Damsgaard, M., Rasmussen, J., Christensen, S. T., Surma, E., & De Zee, M. (2006). Analysis of musculoskeletal systems in the AnyBody Modeling System. *Simulation Modelling Practice and Theory*, 14(8), 1100-1111.
- Dershem, S. M. (2012). *Washington, DC: U.S Patente nº 8,288,591*.
- Díaz, C. A., Torres, A., Ramírez, J. I., García, L. F., & Álvarez, N. (2006). Descripción de un dispositivo destinado al análisis de la marcha en dos dimensiones, CineMED. *Revista EIA*(5), 85-92.
- Drake, G. N., O'Connor, D. P., & Edwards, T. B. (2010). Indications for reverse total shoulder arthroplasty in rotator cuff disease. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 468(6), 1526-1533.
- Drake, R., Vogl, A. W., & Mitchell, A. W. (2015). *Gray Anatomía para estudiantes*. Brazil: Elsevier Brasil.
- Durán, M. R., Rodríguez-Burgos, C., Cárdenas-Clemente, J., & Vargas, C. E. (2007). Artroplastia de hombro. *Rehabilitación*, 41(6), 248-257.
- Escamilla, R. F., Yamashiro, K., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2009). Shoulder muscle activity and function in common shoulder rehabilitation exercises. *Sports medicine*, 39(8), 663-685. doi:10.2165/00007256-200939080-00004
- Ezquerro, P. (2012). Desarrollo y aplicación de técnicas fotoelásticas para el análisis experimental de tensiones debidas a fuerza centrífuga en elementos de máquinas. Proyecto fin de carrera. España.: Universidad Politécnica de Madrid, ETSII.
- Favre, P., Sheikh, R., Fucentese, S. F., & Jacob, H. A. (2005). An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clinical Biomechanics*, 20(8), 822-833.
- Field, D. P. (s/f). *Anatomía y movimiento humano: estructura y funcionamiento*. (Tercera ed.). Editorial Paidotribo.
- Francés, A., Claramunt, R., Cebrian, J. L., Marco, F., Lópiz, Y., Rullanç, R. M., . . . López-Durán, L. (2013). Biomechanical assays for the study of the effects of hip prostheses: application to the reconstruction of bone defects with femoral allografts. *Musculoskeletal surgery*, 97(2), 123-130. Retrieved from <https://link.springer.com/article/10.1007/s12306-012-0234-z>

- García, E., Salcedo, R., & Ros, A. (2016). Estudio, mediante técnicas optomecánicas, de la estabilidad primaria del vástago femoral implantado. *Actas del XXXIX Congreso de la SIBB* (pág. 79). León: SIBB.
- García, J. R., Virgós, J. M., & Rovira, J. M. (1999). *Fundamentos de óptica ondulatoria*. Asturias: Universidad de Oviedo.
- García-Fernández, C., Lópiz-Morales, Y., Rodríguez, A., López-Durán, L., & Martínez, F. M. (2015). Periprosthetic humeral fractures associated with reverse total shoulder arthroplasty: incidence and management. *International orthopaedics*, 39(10), 1965-196.
- Gartsman, G. M., Elkousy, H. A., Warnock, K. M., Edwards, T. B., & O'Connor, D. P. (2005). Radiographic comparison of pegged and keeled glenoid components. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 14(3), 252-257.
- Giráldez-Sánchez, M. Á., Molina-Linde, J. M., Baños-Álvarez, E., Beltrán-Calvo, C., Romero-Tabares, A., & Lacalle-Remigio, J. R. (2017). Factores determinantes en la indicación de la prótesis invertida de hombro. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*, 31(1), 12-23.
- Gómez Raso, N., & López Martínez, N. (2001). Patología del manguito de rotadores.¿ Un cajón de sastre. *Rev Soc Madr Med Fam Comunitaria*, 1, 18-20.
- Grammont, P., Trouilloud, P., Laffay, J. P., & Deries, X. (1987). Etude et realisation d'une nouvelle prothese d'épaule. *Rhumatologie*, 39, 17-22.
- Gray, H. (1918). *Anatomy, descriptive and surgical*. Lea brothers & Company.
- Griffiths, M. W. (2017). *Influence of Scapular Notching on Contact Mechanics and Simulator Wear of Reverse Total Shoulder Arthroplasty Implants*. The University of Western Ontario.
- Groh, G. I., & Groh, G. M. (2014). Complications rates, reoperation rates, and the learning curve in reverse shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(3), 388-394.
- Gross, K. A., Walsh, W., & Swarts, E. (2004). Analysis of retrieved hydroxyapatite-coated hip prostheses. *Journal of thermal spray technology*, 13(2), 190-199.
- Gruber, S., Schoch, C., & Geyer, M. (2017). The reverse shoulder arthroplasty Delta Xtend: Mid-term results. *Der Orthopade*, 46(3), 222-226.
- Guery, J., Favard, L., Sirveaux, F., Oudet, D., Mole, D., & Walch, G. (2006). Reverse total shoulder arthroplasty: survivorship analysis of eighty replacements followed for five to ten years. *JBJS*, 88(8), 1742-1747.
- Haines, J. F., Trail, I. A., Nuttall, D., Birch, A., & Barrow, A. (2006). The results of arthroplasty in osteoarthritis of the shoulder. *Bone & Joint Journal*, 88(4), 496-501.
- Harrow, M. E. (1999). *An interactive computer graphics tool for visualization of three-dimensional photoelastic stress frozen models: a study of total shoulder arthroplasty glenoid components*. Master's thesis, University of North Carolina at Charlotte.
- Hill, A. V. (1970). First and last experiments in muscle mechanics. *Cambridge University Press*.

- Hislop, H., & Montgomery, J. (2002). *Pruebas funcionales musculares* (Sexta edición ed.). España: Marbán.
- Hobbie, R. K., & Roth, B. J. (2015). *Intermediate physics for medicine and biology*. (Fifth edition ed.). London: Springer Science & Business Media. doi:10.1007/978-3-319-12682-1
- Högfors, C., Peterson, B., Sigholm, G., & Herberts, P. (1991). Biomechanical model of the human shoulder joint—II. The shoulder rhythm. *Journal of biomechanics*, 24(8), 699-709.
- Högfors, C., Sigholm, G., & Herberts, P. (1987). Biomechanical model of the human shoulder—I. Elements. *Journal of biomechanics*, 20(2), 157-166.
- Holzbaur, K. R., Murray, W. M., & Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of biomedical engineering*, 33(6), 829-840.
- Holzbaur, K. R., Murray, W. M., & Delp, S. L. (2005). A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of biomedical engineering*, 33(6), 829-840.
- Huiskes, R., & Chao, E. Y. (1983). A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: the first decade. *Journal of biomechanics*, 16(6), 385-409.
- Hurov, J. (2009). Anatomy and mechanics of the shoulder: review of current concepts. *Journal of Hand therapy*, 22(4), 328-343. doi:10.1016/j.jht.2009.05.002
- Ikai, M. &. (1968). Calculation of muscle strength per unit cross-sectional area of human muscle by means of ultrasonic measurement. *European Journal of Applied Physiology*, 26, 26-32. Obtenido de <http://link.springer.com/article/10.1007%2FBF00696087?LI=true>
- Inman, V. T. (1944). Observations on the function of the shoulder joint. *Journal Bone Joint Surgery American*, 26(1), 1-30.
- Jago, A. G. (2010). Lifesize Anatomical Human Skeleton Model. Instruction manual. Germany. Obtenido de <http://www.jago24.de/en/living/office/lifesize-human-skeleton-anatomy-model.html?listtype=search&searchparam=skeleton#head-techdata>.
- Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología articular. Hombro, codo, pronosupinación, muñeca, mano*. (Vol. 1).
- Kapandji, A. I. (2012). *Fisiología articular. Tomo 1. Miembro superior. Sexta Edición*.
- Karlsson, D., & Peterson, B. (1992). Towards a model for force predictions in the human shoulder. *Journal of biomechanics*, 25(2), 189-199.
- King, J. J., Farmer, K. W., Struk, A. M., & Wright, T. W. (2015). Uncemented versus cemented humeral stem fixation in reverse shoulder arthroplasty. *International orthopaedics*, 39(2), 291-298.
- Königshausen, M., Sverdlova, N., Mersmann, C., Ehlert, C., Jettkant, B., Dermietzel, R., & Seybold, D. (2017). Biomechanical analysis of anterior bone graft augmentation with reversed shoulder arthroplasty in large combined glenoid defects compared with total bony joint line reconstruction (modified bony-increased-offset reversed shoulder arthroplasty). *Journal of shoulder and elbow surgery*, 26(10), 1765-1774.

- Kontaxis, A., & Johnson, G. R. (2009). The biomechanics of reverse anatomy shoulder replacement—a modelling study. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 254-260.
- Kroemer, K., & Marras, W. (1990). On the measurement of human strength. 1990. Int J, 6,. *Indust Ergonomics*(6), 199-210.
- Langohr, G. D., Willing, R., Medley, J. B., Athwal, G. S., & Johnson, J. A. (2016). Contact mechanics of reverse total shoulder arthroplasty during abduction: the effect of neck-shaft angle, humeral cup depth, and glenosphere diameter. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 25(4), 589-597.
- Le Vay, D. (2008). *Anatomía y fisiología humana*. Barcelona: Paidotribo.
- León Garrigosa, A. (2003). Seguimiento clínico radiológico de cotilos recubiertos de hidroxiapatita. Determinación de tensiones iniciales mediante fotoelasticidad después de la implantación en un modelo de resina epoxy. Doctoral thesis. Facultad de Medicina. Universidad de Salamanca.
- Lévigne, C., Boileau, P., Favard, L., Garaud, P., Molé, D., Sirveaux, F., & Walch, G. (2008). Scapular notching in reverse shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 17(6), 925-935.
- Limb, D. (2014). Biomechanics of the Shoulder. En D. Limb, & G. Bentley (Ed.), *European Surgical Orthopaedics and Traumatology*. (págs. 847-864). Germany: Springer Berlin Heidelberg. doi:10.1007/978-3-642-34746-7_58
- Liu, Y. (2017). *Silicone Dispersions*. Florida: CRC Press.
- Lo, I. K., Litchfield, R. B., Griffin, S., Faber, K., Patterson, S. D., & Kirkley, A. (2005). Quality-of-life outcome following hemiarthroplasty or total shoulder arthroplasty in patients with osteoarthritis: a prospective, randomized trial. *JBJS*, 87(10), 2178-2185.
- López, P. O., Sánchez, J. S., Nogueras, A. M., Díez, L. C., Rodríguez, J. O., & Arenillas, J. C. (2006). Fisioterapia en las prótesis de hombro. Protocolo de actuación. *Fisioterapia*, 28(1), 7-16.
- López-Muñoz, R., Encalada-Díaz, M. I., Mondragón-Rodríguez, T., Aguirre-Rodríguez, V. H., & Valero-González, F. S. (2015). Artroplastía de hombro en el medio privado: Análisis de las variables demográficas y de comorbilidad en una muestra de 120 pacientes. *Acta ortopédica mexicana*, 29(2), 82-87.
- Lugli, T. (1978). *Artificial shoulder joint by Péan (1893): the facts of an exceptional intervention and the prosthetic method*.
- Makhsous, M., Högfors, C., Siemien, A., & Peterson, B. (1999). Total shoulder and relative muscle strength in the scapular plane. *Journal of biomechanics*, 32(11), 1213-1220.
- Malicky, D. M., Soslowsky, L. J., Kuhn, J. E., Bey, M. J., Mouro, C. M., Raz, J. A., & Liu, C. A. (2001). Total strain fields of the antero-inferior shoulder capsule under subluxation: a stereoradiogrammetric study. *Journal of biomechanical engineering*, 5, 425-431.
- Martín Piñero, B., Batista Herrera, Y., Águedo Santiesteban, M., Osorio Hernández, M., & Triana Guerra, I. (2014). Ejercicios pendulares en el síndrome del hombro doloroso. *Correo Científico Médico*, 18(3), 479-490.

- Martínez Miguélez, M. (2006). Validez y confiabilidad en la metodología cualitativa. *Paradigma*, 27(2), 07-33.
- Maurel, W., Thalmann, D., Hoffmeyer, P., Beylot, P., Gingins, P., Kalra, P., & Thalmann, N. M. (1996). A biomechanical musculoskeletal model of human upper limb for dynamic simulation. *In Computer Animation and Simulation'96*, 121-136.
- McNally, E. (2014). *Practical Musculoskeletal Ultrasound E-Book*. Oxford: Elsevier Health Sciences.
- Mendoza López, M., Ruzafa García, A., Ruiz Macarrilla, L., & JJ, M. V. (2007). Factores de mal pronóstico en la reparación del manguito rotador. *Patología del aparato locomotor*, 5(1), 3-10.
- Mendoza, A. (1998). Estudio de las propiedades mecánicas del sistema óseo (Segunda parte). *Ingeniería e Investigación*, 41, 53-56.
- Middernacht, B., Van Tongel, A., & De Wilde, L. (2016). A Critical Review on Prosthetic Features Available for Reversed Total Shoulder Arthroplasty. *BioMed research international*, 2016.
- Mighell, M. A., Kolm, G. P., Collinge, C. A., & Frankle, M. A. (2003). Outcomes of hemiarthroplasty for fractures of the proximal humerus. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 12(6), 569-577.
- Mileti, J., Sperling, J. W., Cofield, R. H., Harrington, J. R., & Hoskin, T. L. (2005). Monoblock and modular total shoulder arthroplasty for osteoarthritis. *Bone & Joint Journal*, 87(4), 496-500.
- Moore, K. L., & Dalley, A. F. (2009). *Anatomía con orientación clínica*. Toronto: Médica Panamericana.
- Morrey, B., & Chao, E. (s.f.). Recurrent anterior dislocation of the shoulder. *Clinical Biomechanics: A Case History. Approach*.
- Mow, V. C. (2005). *Basic orthopaedic biomechanics & mechano-biology*. Lippincott Williams & Wilkins.
- Murphy, L. A., & Prendergast, P. J. (2005). Acromion-fixation of glenoid components in total shoulder arthroplasty. *Journal of biomechanics*, 8, 1702-1711.
- Murray, I. A., & Johnson, G. R. (2004). A study of the external forces and moments at the shoulder and elbow while performing every day tasks. *Clinical biomechanics*, 19(6), 586-594. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.03.004
- Mushipe, M. T., & Orr, J. F. (2001). Fabrication of Life-size Photoelastic Cancellous Bone Models. *Strain*, 37(3), 123-126.
- Neer, C. S. (1955). Articular replacement for the humeral head. *JBJS*, 37(2), 215-228.
- Neer, C. S. (1974). Replacement arthroplasty for glenohumeral osteoarthritis. *JBJS*, 56(1), 1-13.
- Negrete-Mundo, E., & Torres-Zavalab, A. (2016). Medición de la fuerza de abducción del hombro en individuos sanos. *Rev Med Inst Mex Seguro Soc*, 54(3), S248-53.

- Nerot, C., & Ohl, X. (2014). Primary shoulder reverse arthroplasty: surgical technique. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 100(1), S181-S190.
- Nicholson, G. P., Strauss, E. J., & Sherman, S. L. (2011). Scapular notching: recognition and strategies to minimize clinical impact. ®. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 469(9), 2521-2530.
- Nieto, E. G. (2013). Análisis de micromovilidad en vástagos femorales mediante ensayo dinámico de oscilaciones libres. *Doctoral dissertation, Universidad Politécnica de Madrid*.
- Nigro, P. T., Gutiérrez, S., & Frankle, M. A. (2013). Improving glenoid-side load sharing in a virtual reverse shoulder arthroplasty model. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 22(7), 954-962.
- Niinomi, M. (1998). M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Mat. Sci. Eng. A-Struct*, 243(1-2), 231-236.
- Niinomi, M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(1), 30-42.
- Nikooyan, A. A., Veeger, H. E., Westerhoff, P., Graichen, F., Bergmann, G., & Van der Helm, F. C. (2010). *Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces*. (Vol. 43). Journal of biomechanics. doi:10.1016/j.jbiomech.2010.06.015
- Nordin, M., Frankel, V. H., & Forssén, K. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético* (Primera ed.). McGraw-Hill. Interamericana.
- Osu, R., & Gomi, H. (1999). Multijoint muscle regulation mechanisms examined by measured human arm stiffness and EMG signals. *Journal of neurophysiology*, 81(4), 1458-1468. Obtenido de <http://jn.physiology.org/content/81/4/1458.short>
- Park, Y. P. (1977). *A mathematical analysis of the musculo-skeletal system of the human shoulder joint (Doctoral dissertation)*. Texas: Texas Tech University. Obtenido de <http://hdl.handle.net/2346/14265>
- Peindl, R. D., Connor, P. M., Coley, E. R., Stull, D. E., & D'Allesandro, D. F. (2003). Glenoid stress distribution patterns for anatomic and posterior-deficient shoulders managed by hemiarthroplasty and TSR. *49th Annual Meeting of the Orthopaedic Research Society*.
- Peindl, R. D., Harrow, M. E., Connor, P. M., Banks, D. M., & D'Alessandro, D. F. (2004). Photoelastic stress freezing analysis of total shoulder replacement systems. *Experimental mechanics*, 44(3), 228-234.
- Peindl, R., Harrow, M., Banks, D., Connor, P. M., & D'Alessandro, D. (2000). Glenoid stress distributions in total shoulder arthroplasty: analysis of keeled versus pegged implants. *Proceedings of the 46th Annual Meeting of Orthopaedic Research Society*, (pág. 117).
- Pelletier, M. H., Langdown, A., Gillies, R. M., Sonnabend, D. H., & Walsh, W. R. (2008). Photoelastic comparison of strains in the underlying glenoid with metal-backed and all-polyethylene implants. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 5, 779-783.
- Permeswaran, V. N. (2014). *Understanding mechanical trade-offs in changing centers of rotation for reverse shoulder arthroplasty design*. The University of Iowa.

- Plausinis, D., Kwon, Y. W., & Zuckerman, J. D. (2005). Complications of humeral head replacement for proximal humeral fractures. *JBJS*, 87(1), 203-213.
- Poppen, N. K., & Walker, P. S. (1978). Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 135, 165-170.
- Praagman, M., Chadwick, E. K., Van Der Helm, F. C., & Veeger, H. E. (2006). The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption. *Journal of biomechanics*, 39(4), 758-765.
- Prakash, U., McGurty, D. W., & Dent, J. A. (2002). Hemiarthroplasty for severe fractures of the proximal humerus. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(5), 428-430.
- Preece, D., Williams, S. B., Lam, R., & Weller, R. (2013). "Let's get physical": advantages of a physical model over 3D computer models and textbooks in learning imaging anatomy. *Anatomical sciences education*, 6(4), 216-224.
- Prendergast, P. J. (1997). Finite element models in tissue mechanics and orthopaedic implant design. *Clinical Biomechanics*, 12(6), 343-366.
- Rahme, H., Mattsson, P., Wikblad, L., & Larsson, S. (2006). Cement and press-fit humeral stem fixation provides similar results in rheumatoid patients. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, 448, 28-32.
- Razumovsky, I. A., & Galkin, A. Y. (2011). Photoelastic Techniques. En *Interference-optical Methods of Solid Mechanics* (págs. 1-35). Berlin: Springer.
- Ribeiro, D. C., de Toledo, J. M., Krug, R. C., & Loss, J. F. (2009). A comparison between two models of shoulder muscle force estimation. *Journal of applied biomechanics*, 25(1).
- Ribeiro, D., Toledo, J., Krug, R., & Loss, J. (2005). Model for Estimate Muscles Force during Internal Rotation of the Shoulder. *Paper presented at the XI Brazilian Congress of Biomechanics, João Pessoa*.
- Rincón, E. R., Merino, F. A., Felip, A. R., & Alonso, R. C. (2004). Caracterización mecánica del material óseo. *Tecnología y desarrollo*(2), 24.
- Robinson, C. M., Page, R. S., Hill, R. M., Sanders, D. L., & Wakefield, A. E. (2003). Primary hemiarthroplasty for treatment of proximal humeral fractures. *JBJS*, 85(7), 1215-1223.
- Roces García, J. (2016). *Simulación de la Remodelación Ósea tras la Implantación de Vástagos de Cadera*. Asturias.
- Rodríguez González, L. (2017). *Fisioterapia en prótesis invertida de hombro: Revisión bibliográfica*. Valladolid.
- Ros, R. C., Iborra, E., Rincón, E., & Carrascal, M. T. (2001). Los métodos experimentales aplicados al estudio biomecánico de la endoprótesis articulares de cadera. *V CIDIM, IV CONIM*, 1, 131-136.
- Rouvière, H., Delmas, A., Götzens García, V., Testut, J. L., Jacob, R., Velayos, J. L., & ... & Testut, O. L. (2005). *Anatomía humana: descriptiva, topográfica y funcional*. Masson.
- Rull, I. M., & Cunillera, M. P. (2005). *Biomecánica clínica de los tejidos y las articulaciones del aparato locomotor*. España: Elsevier España.

- Ryan, G., Pandit, A., & Apatsidis, D. P. (2006). Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications. *Biomaterials*, 27(13), 2651-2670.
- Sanchez-Sotelo, J., Cofield, R. H., & Rowland, C. M. (2001). Shoulder hemiarthroplasty for glenohumeral arthritis associated with severe rotator cuff deficiency. *JBJS*, 83(12), 1814-1822.
- Scepi, M., Faure, J. P., Ridoux, N., Kamina, P., & Richer, J. P. (2004). A three-dimensional model of the shoulder girdle. Forces developed in deltoid and supraspinatus muscles during abduction. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 26(4), 290-296.
- Schmidutz, F., Agarwal, Y., Müller, P. E., Gueorguiev, B., Richards, R. G., & Sprecher, C. M. (2014). Stress-shielding induced bone remodeling in cementless shoulder resurfacing arthroplasty: a finite element analysis and in vivo results. *Journal of biomechanics*, 14, 3509-3516.
- Seitel, M., Maier-Hein, L., Seitel, A., Franz, A. M., Kenngott, H., De Simone, R., & Meinzer, H. P. (2009). RepliExplore: coupling physical and virtual anatomy models. *International journal of computer assisted radiology and surgery*, 4(5), 417-424.
- Simon, S. R. (1994). *Orthopaedic basic science*. Rosemont, IL: American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Simovitch, R. W., Zumstein, M. A., Lohri, E., Helmy, N., & Gerber, C. (2007). Predictors of scapular notching in patients managed with the Delta III reverse total shoulder replacement. *JBJS*, 89(3), 588-600.
- Sirveaux, F., Favard, L., Oudet, D., Huquet, D., Walch, G., & Mole, D. (2004). Grammont inverted total shoulder arthroplasty in the treatment of glenohumeral osteoarthritis with massive rupture of the cuff: results of a multicentre study of 80 shoulders. *Bone & Joint Journal*, 86(3), 388-395.
- Sousa, C. X. (2014). *Estudo da articulação ombro, análise comparativa de prótese invertida*. Master's thesis, Universidade de Aveiro.
- Sturzenegger, M., Beguin, D., Grünig, B., & Jakob, R. P. (1986). Muscular strength after rupture of the long head of the biceps. *Archives of orthopaedic and traumatic surgery*, 105(1), 18-23.
- Szabo, I., Buscayret, F., Edwards, T. B., Nemoz, C., Boileau, P., & Walch, G. (2005). Radiographic comparison of flat-back and convex-back glenoid components in total shoulder arthroplasty. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 14(6), 636-642.
- Terrier, A., Reist, A., Merlini, F., & Farron, A. (2008). Simulated joint and muscle forces in reversed and anatomic shoulder prostheses. *Bone & Joint Journal*, 90(6), 751-756.
- Ucar Angulo, E., & Quirós Donate, J. (1997). Clínica y exploración del hombro. En *Monografías médico-quirúrgicas del aparatolocomotor. El hombro* (págs. 1-13). Barcelona: Masson.
- Valero-González, F. S. (2015). Prótesis reversa de hombro. *Acta ortopédica mexicana*, 29, págs. 52-59.
- Van der Helm, F. C. (1994). A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5), 551555-553569.

- Van der Helm, F. C. (1994). Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 27(5), 527-550.
- Van der Helm, F. C. (1997). A standardized protocol for motion recordings of the shoulder. (S. P. BV, Ed.) *In First conference of the international shoulder group*, 7-12.
- Van der Helm, F. C., & Veeger, H. (1988-1996). Overview of morphological parameters for modelling of the human shoulder. *The VU-Study*. Obtenido de http://www.fbw.vu.nl/research/Lijn_A4/shoulder/Vustudy_intro.htm
- Van der Helm, F. C., & Veenbaas, R. (1991). Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites: application to the shoulder mechanism. *Journal of biomechanics*, 24(12), 1151-1163. Obtenido de [http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290\(91\)90007-A](http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(91)90007-A)
- Van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Pronk, G. M., Van der Woude, L. H., & Rozendal, R. H. (1992). Geometry parameters for musculoskeletal modelling of the shoulder system. *Journal of biomechanics*, 25(2), 129-144.
- Van Linge, B., & Mulder, J. D. (1963). Function of the supraspinatus muscle and its relation to the supraspinatus syndrome. *Bone & Joint Journal*, 45(4), 750-754.
- Van Soest, A. J., Schwab, A. L., Bobbert, M. F., & Van Ingen Schenau, G. J. (1992). SPACAR: a software subroutine package for simulation of the behavior of biomechanical systems. *Journal of biomechanics*, 25(10), 1219-1226.
- Velasco Peña, M. A., & Garzón Alvarado, D. A. (2010). Implantes Scaffolds para regeneración ósea.: Materiales, técnicas y modelado mediante sistemas de reacción-difusión. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 29(1).
- Villarroel Guerra, M., & Medina Otazo, E. (2011). Técnica anatómica para restaurar y/o reproducir piezas óseas humanas de difícil obtención, para la investigación y docencia científica. *International Journal of Morphology*, 29(2), 532-536.
- Voegeli, A. V. (2001). *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona, España: Springer Science & Business Media.
- Von Schroeder, H. P., Kuiper, S. D., & Botte, M. J. (2001). Osseous anatomy of the scapula. *Clinical orthopaedics and related research*, 383, 131-139.
- Wall, B., O'Connor, D. P., Edwards, T. B., Nové-Josserand, L., & Walch, G. (2007). Reverse total shoulder arthroplasty: a review of results according to etiology. *JBJS*, 89(7), 1476-1485.
- Wan, D. C., Taub, P. J., Allam, K. A., Perry, A., Tabit, C. J., Kawamoto, H. K., & Bradley, J. P. (2011). Distraction osteogenesis of costochondral rib grafts and treatment algorithm for severely hypoplastic mandibles. *Plastic and reconstructive surgery*, 127(5), 2005-2013.
- Wang, M., & Yu, C. (2004). Silicone rubber: an alternative for repair of articular cartilage defects. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 12(6), 556-561. doi:<https://doi.org/10.1007/s00167-003-0447-7>
- Wong, M. T., Langohr, G. D., Athwal, G. S., & Johnson, J. A. (2016). Implant positioning in reverse shoulder arthroplasty has an impact on acromial stresses. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 25(11), 1889-1895.

- Wu, G., Van der Helm, F. C., Veeger, H. D., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., & Werner, F. W. (2005). ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion—Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *Journal of biomechanics*, 38(5), 981-992. doi:<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.05.042>
- Yang, C. C., Lu, C. L., Wu, C. H., Wu, J. J., Huang, T. L., Chen, R., & Yeh, M. K. (2013). Stress analysis of glenoid component in design of reverse shoulder prosthesis using finite element method. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 22(7), 932-939.
- Young, S. W., Everts, N. M., Ball, C. M., Astley, T. M., & Poon, P. C. (2009). The SMR reverse shoulder prosthesis in the treatment of cuff-deficient shoulder conditions. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 18(4), 622-626.
- Yu, L., Chen, R. Q., & Zhang, J. X. (2003). Analysis of the Mechanism of Extensor Tractive Force on Humeral Ectocondylar Fracture.
- Yu, L., Chen, R., & Zhang, J. (2004). Analysis of the stress distribution on humeral ectocondyle in different postures. *Jiangsu Medical Journal*, 30(2), 98-100.
- Zumstein, M. A., Pinedo, M., Old, J., & Boileau, P. (2011). Problems, complications, reoperations, and revisions in reverse total shoulder arthroplasty: a systematic review. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 20(1), 146-157.

ANEXOS

A.1. Integración de resultados para analizar las muestras

A.1.1. Húmero

Se presentan doce muestras, cada grupo de tres muestras verticales corresponde a un modelo fotoelástico con RSA, donde varía el tipo de prótesis y la altura de la cúpula humeral (h). Se realizan tres ensayos para cada modelo fotoelástico. En la Figura A.1 y Figura A.2 se observa la vista medial y posterior del húmero respectivamente donde se puede analizar el patrón de tensiones de las doce muestras.

Figura A.1. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de los húmeros. Vista medial

Figura A.2. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de los húmeros. Vista posterior

En la Figura A.3 y Figura A.4 se observa la vista frontal (cara 1) y posterior (cara 2) de los cortes del húmero respectivamente que corresponde al análisis de fotoelasticidad bidimensional en el interior del modelo. Se pudo comprobar la repetibilidad de la técnica para el registro fiable de resultados fotoelásticos. Los patrones de tensiones de las dos figuras prácticamente coinciden, lo que demuestra la repetibilidad del registro de imágenes.

Figura A.3. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de los húmeros. Vista frontal

Figura A.4. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de los húmeros. Vista posterior

En la Figura A.5 y Figura A.6 se observa la vista del corte longitudinal anterior y posterior del húmero respectivamente que corresponde al análisis bidimensional en el interior del húmero. Se realizan tres ensayos para cada modelo fotoelástico y se comprueba la repetibilidad de los ensayos.

Figura A.5. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte longitudinal anterior de los húmeros

Figura A.6. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte longitudinal posterior de los húmeros

A.1.2. Escápula

En la Figura A.7 y Figura A.8 se observa la vista posterior e inferior de la escápula respectivamente, donde se puede analizar el patrón de tensiones de las doce muestras. Cada grupo de tres muestras verticales corresponde a un modelo fotoelástico con RSA, donde se varía el tipo de prótesis y la altura de la cúpula humeral (h). En la Figura A.9, Figura A.10 y Figura A.11 se observa la vista la vista anterior, posterior y medial de la cabeza humeral respectivamente. Se analizan las tensiones y deformaciones en esta zona.

Figura A.7. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de las escápulas. Vista posterior

Figura A.8. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de las escápulas. Vista inferior

Figura A.9. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de la cabeza de las escápulas. Vista posterior

Figura A.10. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de la cabeza de las escápulas. Vista anterior

En la Figura A.12 se observa la vista posterior (cara 2) de los cortes transversales de la escápula, donde se puede analizar el patrón correspondientes a cada muestra. Se estudian las tensiones y deformaciones internas la cavidad glenoidea y las zonas más próximas a esta.

Figura A.11. Fotoelasticidad 3D. Análisis de las 12 muestras de la cavidad glenoidea de las escápulas.
Vista medial

Figura A.12. Fotoelasticidad 2D. Análisis del corte transversal de las escápulas. Vista posterior (cara 2)