

# Diseño y Evaluación de un micro viscosímetro de bajo costo utilizando un resonador de cristal de cuarzo y Arduino

Luis Armando Carvajal Ahumada  
Centro de Tecnología Biomédica  
Universidad Politécnica de Madrid  
Madrid, España  
[la.carvajal@alumnos.upm.es](mailto:la.carvajal@alumnos.upm.es)

José Javier Serrano Olmedo  
Centro de Tecnología Biomédica  
Universidad Politécnica de Madrid  
Madrid, España  
[josejavier.serrano@ctb.upm.es](mailto:josejavier.serrano@ctb.upm.es)

Jhon Eyber Pazos Alonso  
Facultad de Ingeniería y Ciencias Básicas  
Universidad Central  
Bogotá, Colombia  
[jpazos@ucentral.edu.co](mailto:jpazos@ucentral.edu.co)

Oscar Leonardo Herrera  
Facultad de Ingeniería y Ciencias Básicas  
Universidad Central  
Bogotá, Colombia  
[oherrer@ucentral.edu.co](mailto:oherrer@ucentral.edu.co)

**Resumen**—El objetivo principal de este artículo es proponer el diseño de un micro viscosímetro de bajo coste utilizando un resonador de cristal de cuarzo (QCR) y una tarjeta Arduino DUE. En el artículo se explican los pasos del diseño del sensor y también su evaluación con dos líquidos de diferentes características: diluciones de glicerol en agua (comportamiento Newtoniano) y diluciones de albúmina de huevo extraída de huevos frescos en agua (comportamiento No-Newtoniano). Este estudio está relacionado con el interés de desarrollar nuevas herramientas para el diagnóstico de enfermedades cardiovasculares y artríticas.

**Keywords**—Análisis de impedancia; QCR; Frecuencia de resonancia; Viscosidad, Fluidos.

## I. INTRODUCCIÓN

Los resonadores de cristales de cuarzo (QCR) son transductores electromecánicos utilizados para el análisis en medios complejos. Tienen una amplia gama de aplicaciones, la más tradicional es la gravimetría (microbalanza de cristal de cuarzo – QCM). Las bases de la técnica gravimétrica fueron expuestas por primera vez por Günter Sauerbrey en 1959.[1] En la década de 1980 Kanazawa propuso el uso de los resonadores de cristal de cuarzo en aplicaciones de caracterización de líquidos. [2] Esta propuesta significó ampliar el uso de los cristales de cuarzo a nuevas líneas de investigación, especialmente la biomédica debido a que todas las muestras biológicas requieren de un medio líquido para conservar sus propiedades. Actualmente hay varias aplicaciones que aprovechan la utilidad del cristal para determinar propiedades de líquidos en contacto con la superficie del cristal (aplicaciones no gravimétricas). [3]–[5] Estas aplicaciones resultan interesantes ya que analizando correctamente las propiedades reológicas de los fluidos es posible relacionar estas propiedades con alguna enfermedad en particular; por ejemplo: cambios en la viscosidad de la sangre están relacionados con enfermedades

cardiovasculares y cambios en la viscosidad del líquido sinovial están relacionados con enfermedades artríticas. [6]–[8]

Debido a que los QCR son simplemente el transductor, hace falta el diseño de una electrónica que permita obtener las señales de corriente y voltaje con las cuales se pueda caracterizar la impedancia o la admitancia del cristal. De esta manera es posible relacionar el comportamiento del cristal antes y después de entrar en contacto con la muestra, lo que permite de manera indirecta conocer las propiedades de la muestra, en particular, su viscosidad. Por esta razón, antes de mostrar el diseño propuesto y los resultados obtenidos, es importante explicar el modelo físico de los QCR.

## II. TEORÍA

Las variables de interés relacionadas con la interacción entre la muestra depositada y la respuesta del cristal de cuarzo son dos: La frecuencia de resonancia serie ( $F_s$ ), la frecuencia de resonancia a cero fase ( $F_r$ ) y el medio ancho de banda ( $\Gamma$ ) – Fig.1. En el caso del análisis de viscosidad, tanto el valor de  $F_s$  como el de  $\Gamma$  dependen de las características del líquido depositado.

### A. Fundamentos QCR

La frecuencia de resonancia serie ( $F_s$ ) se define como la frecuencia a la cual la conductancia equivalente del cristal es máxima y la frecuencia de resonancia a cero fase ( $F_r$ ) se define como la frecuencia a la cual la susceptancia equivalente del cristal es cero.

El valor de  $F_s$  y  $F_r$  en teoría deberían ser el mismo cuando el cristal se encuentra en resonancia. Sin embargo, en la práctica no es así ya que existe una capacitancia  $C_0$  en paralelo al sistema resonante que modela el cristal y que genera un desfase entre las dos frecuencias.  $C_0$  se debe al efecto capacitivo que producen los dos electrodos que están en contacto con el cristal de cuarzo.

---

Los autores agradecen al Centro de investigación y desarrollo tecnológico de la industria Electro Electrónica y Tic (CIDEI) por su participación en la fabricación del prototipo, a la Universidad Central por su aporte científico a través del clúster de investigación en tecnologías convergentes (NBIC) y al Centro de Tecnología Biomédica de la Universidad Politécnica de Madrid por el apoyo durante toda la investigación así como el soporte brindado en su laboratorio de Bioinstrumentación y Nanomedicina. Este proyecto se encuentra financiado por COLCIENCIAS a través de la concesión No. 0375 – 2013, proyecto número: 6570577636375.

El circuito externo de adquisición también aporta a este valor de capacitancia C0.

Para una capa delgada depositada sobre uno de los electrodos del cristal (electrodo activo) el desplazamiento de la frecuencia de resonancia del cristal es del orden de hertz de acuerdo con la ecuación de Sauerbrey (1): [1]

$$\Delta f = -\frac{2f_0^2}{A\sqrt{\rho_q G_q}} \Delta m \quad (1)$$

$$f_0 = \frac{n}{2h_q} \left( \sqrt{G_q/\rho_q} \right) \quad (2)$$

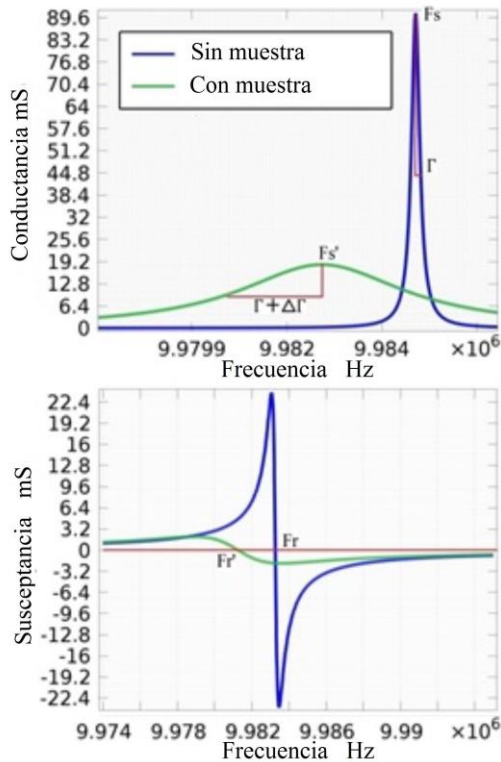


Fig. 1. Cambio en la morfología de la conductancia (arriba) y de la susceptancia (Abajo) en el cristal de cuarzo en vacío y en contacto con

Donde  $\rho_q$  y  $G_q$  son la densidad y el módulo de corte (módulo de Young) del cuarzo respectivamente,  $f_0$  es la frecuencia de resonancia fundamental relacionada con el grosor del cristal  $h_q$ ,  $\Delta m$  es la cantidad de masa depositada,  $A$  es el área activa en el cristal y  $n$  es el sobre tono de vibración.

En contacto con líquidos, el cristal es capaz de dar información acerca del producto de densidad-viscosidad del fluido  $\sqrt{\rho\eta}$  [9], [10] debido al cambio de la frecuencia de resonancia y al factor de calidad del cristal de acuerdo con la ecuación de Kanazawa (3) [2]:

$$\Delta f = -\sqrt{n} f_0^{3/2} \sqrt{\frac{\rho_L \eta_L}{\pi \rho_q \mu_q}} \quad (3)$$

$$\frac{\Delta f + i\Delta\Gamma}{f_0} = \frac{-1 + i}{\sqrt{2\pi Z_q}} \sqrt{\omega} \sqrt{\rho_L (\eta'_L - i\eta''_L)} \quad (4)$$

Donde  $Z_q$  es la impedancia acústica del cristal  $Z_q = \sqrt{\rho_q * \mu_q}$ ,  $\omega$  es la frecuencia angular  $\omega = 2\pi f$  y  $\rho_L$  y  $\eta_L$  son la densidad y la viscosidad del líquido respectivamente.

La ecuación (4) muestra una expresión más general que (3) en la cual se tiene en cuenta el cambio en el medio ancho de banda ( $\Delta\Gamma$ ).

El medio ancho de banda ( $\Delta\Gamma$ ) brinda información adicional muy importante; por ejemplo: es útil para determinar las propiedades viscoelásticas del fluido. Ambos valores  $F_s$  y  $\Gamma$  están relacionados por el factor de calidad del resonador:

$$Q = \frac{F_s}{2\Gamma} \quad (5)$$

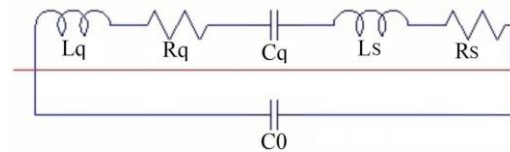


Fig. 2. Esquema del modelo BVD (Butterworth-Van Dyke) para los resonadores de cristal de cuarzo.

Otro valor de relevancia es la resistencia motriz  $R_q$  definido como el valor inverso del pico en la curva de conductancia del cristal, En otras palabras, el valor que toma la impedancia equivalente del cristal a la frecuencia de resonancia serie ( $F_s$ ). Esta resistencia está relacionada con las pérdidas de energía debido a la vibración mecánica del cristal.[11]

Adicional a las ecuaciones de Sauerbrey y Kanazawa para explicar el comportamiento del cristal cerca a la frecuencia de resonancia, también se cuenta con un modelo eléctrico equivalente. Este modelo fue desarrollado por Butterworth-van Dyke con base en la teoría de líneas de transmisión de Mason.[12]

El modelo eléctrico equivalente BVD se explica en detalle en: [4], [9], [12]–[16]

### B. Tipos de Fluidos

Los fluidos pueden tener diferente comportamiento de acuerdo a sus propiedades reológicas. En este trabajo se estudiaron muestras con comportamiento Newtoniano (Viscosidad uniforme) y con comportamiento pseudoplástico (viscosidad dependiente de la velocidad de deformación). La velocidad de deformación o de cizallamiento es directamente proporcional a la frecuencia de oscilación del sistema. (Fig.3)

En un fluido Newtoniano el esfuerzo viscoso debido al flujo causado por la velocidad de deformación es lineal en cada punto.

Considerando la viscosidad como la relación entre el esfuerzo y la velocidad de deformación, para líquidos Newtonianos la viscosidad es constante para todo valor de velocidad de deformación. Resolviendo (4) para obtener la viscosidad considerando  $\eta'_L = \text{const}$ ,  $\eta''_L = 0$ , se obtiene la ecuación (6):

$$\eta'_L = \frac{\pi Z_q^2 \Delta f^2}{f_0^2 \rho_l f} = \frac{\pi Z_q^2 \Delta \Gamma^2}{f_0^2 \rho_l f} \quad (6)$$

La ecuación (6) sugiere que para fluidos Newtonianos  $\Delta f = \Delta \Gamma$ . En consecuencia, para fluidos Newtonianos no es necesario obtener ambos valores, con  $\Delta f$  es suficiente para conocer el valor de la viscosidad de la muestra siempre que se conozca previamente su densidad.

A la frecuencia de resonancia  $f=f_0$ :

$$\eta'_L = \frac{\pi Z_q^2 \Delta f^2}{f_0^3 \rho_l} \quad (7)$$

De esta manera se llega a la ecuación de Kanazawa (3) valida solo para líquidos Newtonianos.

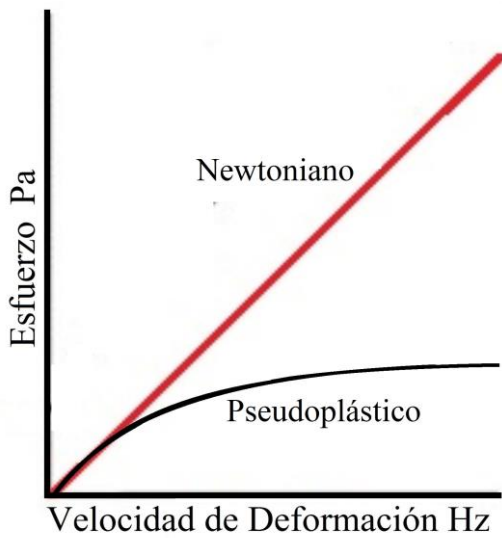


Fig. 3. Esfuerzo vs velocidad de deformación para fluido Newtoniano (rojo) y fluido pseudoplástico (negro)

Por otro lado, cuando un fluido viscoelástico con comportamiento pseudoplástico es caracterizado con un QCR (alta velocidad de deformación), el desplazamiento en frecuencia  $\Delta f$  obtenido es varias veces menos al esperado. [17], [18] Debido a esto no es posible comparar las medidas obtenidas con un QCR y medidas hechas con un viscosímetro tradicional ya que la viscosidad aparente obtenida con el QCR será similar a la viscosidad del solvente de la dilución. [18] El comportamiento pseudoplástico está relacionado con la velocidad de deformación aplicada. Concretamente, la viscosidad para fluidos pseudoplásticos disminuye con el aumento de la velocidad de deformación. [19]

De acuerdo con [20], los fluidos pseudoplásticos tienen tres estados de acuerdo con el rango de velocidad de deformación aplicada. El primer estado a bajas velocidades, estos fluidos

muestran comportamiento Newtoniano con una viscosidad denominada viscosidad a cero velocidad de deformación ( $\eta_0$ ). En un segundo estado, la viscosidad decrece de acuerdo con el aumento de la velocidad de deformación. El tercer estado a muy altas velocidades de deformación, el fluido vuelve a tener comportamiento Newtoniano con una viscosidad “a velocidad infinita” relacionada con la viscosidad del solvente de la solución ( $\eta_s$ ).

El viscosímetro utilizado como referencia, genera una velocidad de deformación varios órdenes de magnitud menor que el resonador QCR. La frecuencia de deformación relacionada con la velocidad, en el caso del viscosímetro no supera el 1Hz mientras que el cristal de cuarzo utilizado tiene una frecuencia de resonancia natural de 10MHz.

Para poder comparar las dos medidas se hace necesario un factor adicional que extrapole la medida a alta velocidad de deformación a un valor de viscosidad comparable a baja velocidad. En este estudio se ha utilizado el modelo Rouse para obtener dicho factor  $\chi[\omega\tau_0]$ . Este factor depende de la frecuencia angular  $\omega$  y del tiempo de relajación de la muestra  $\tau_0$ . [17]

El modelo Rouse asume que las moléculas son esferas unidas por resortes flexibles. [21]

La ecuación (8) muestra el tiempo de relajación  $\tau_0$  con la viscosidad a cero velocidad de deformación y la viscosidad del solvente de la solución.

$$\tau_0 = \frac{6(\eta_0 - \eta_s)M}{\pi^2 \rho RT} \quad (8)$$

Donde M es el peso molecular del polímero, el valor del peso molecular de la albúmina utilizado fue de 67kDa. R es la constante de gases ( $8.314 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1} \cdot \text{mol}^{-1}$ ), T es la temperatura a la que se hicieron las medidas en unidades Kelvin (288 para este estudio), la viscosidad del solvente es 1mPa·s (agua) y  $\rho$  es la densidad del fluido se obtiene de manera externa utilizando una balanza analítica y pesando los 100 $\mu$ L de muestra. La viscosidad a cero velocidad de deformación fue obtenida utilizando el viscosímetro fungilab a muy baja velocidad de deformación (0.1 rpm).

De acuerdo con [17], el delta de frecuencia obtenida  $\Delta\omega$  se puede expresar como:

$$\Delta\omega = \Delta\omega_0 \cdot \chi[\omega\tau_0] \quad (9)$$

Donde,  $\Delta\omega_0$  está relacionado únicamente con el componente viscoso de la muestra (comportamiento Newtoniano) expresado con la ecuación de Kanazawa (3).  $\omega = 2\pi F$ .

$$\Delta\omega_0 \sim \omega_0^{-2/3} \sqrt{\left(\frac{\rho(\eta_0 - \eta_s)}{\rho_q \mu_q}\right)} \quad (10)$$

La ecuación (10) es igual a la ecuación de Kanazawa (3). De acuerdo con [17], el factor  $\chi$  se define como:

$$\chi[\omega\tau_0] = \sqrt{\frac{\eta'}{\eta_0}} \sqrt{\left(\frac{\sqrt{(1+\tan^2(\delta))-1}}{\tan(\delta)}\right)} \quad (11)$$

Donde:  $\tan(\delta) = \eta'[\omega]/\eta''[\omega]$ .

$$\frac{\eta'}{\eta_0} = \frac{1}{\zeta(\nu)} \sum_{k=1}^{\infty} \frac{k^{\nu}}{k^{2\nu} + (\tau_0\omega)^2} \quad (12)$$

$$\frac{\eta''}{\eta_0} = \frac{\tau_0\omega}{\zeta(\nu)} \sum_{k=1}^{\infty} \frac{k^{\nu}}{k^{2\nu} + (\tau_0\omega)^2} \quad (13)$$

En el modelo Rouse  $\nu=2$  y  $\zeta(\nu)$  es la función Zeta de Riemann.[17]

Utilizando el factor  $\chi$  y el desplazamiento de frecuencia  $\Delta\omega$  obtenido con el QCR es posible obtener un nuevo valor de delta de frecuencia  $\Delta\omega_0$  que sería el mismo que generaría un fluido puramente viscoso (Newtoniano). De esta manera se puede obtener un valor de viscosidad comparable al obtenido con el viscosímetro utilizando la ecuación (10).

### III. METODOS

#### A. Diseño del micro viscosímetro usando QCR

El circuito consiste en un generador de señal AD9850 capaz de crear una onda sinusoidal desde 1Hz a 40MHz con paso de 1Hz. Esta señal es controlada en amplitud (Amplificada/Atenuada) utilizando el amplificador operacional OPA690IDR y una resistencia digital variable X9C102P que es controlada desde la interfaz de usuario en Labview a través de Arduino DUE.

La señal de salida del amplificador es conectada a un circuito serie del primario de un transformador toroidal y el cristal cuarzo. Para este estudio se han utilizado cristales de cuarzo de 10MHz suministrados por International Crystal Manufacturing. El transformador es utilizado como sensor de corriente. La corriente que fluye a través de su primario, es proporcional al voltaje que surge en su secundario. Dicha corriente es la misma que fluye por el cristal ya que están en serie. La relación de vueltas del toroide es 1:1.

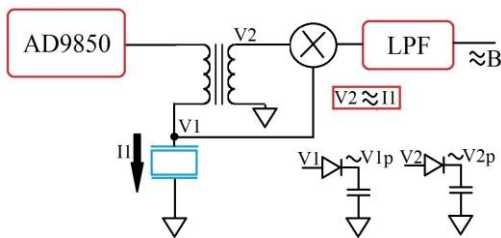


Fig. 4. Circuito simplificado de estimulación del cristal

La señal de voltaje V1 y de voltaje V2 (corriente del cristal) son rectificadas y filtradas de acuerdo a fig.4. Con este sistema podemos obtener un valor aproximado del pico de la señal para cada valor de frecuencia. La señal proporcional a la susceptancia B se obtiene de acuerdo al esquema propuesto por Nakamoto [22] en el cual la señal V1 y V2 son multiplicadas generando una señal a dos frecuencias ( $2\omega$ ) y (DC). La señal DC es

proporcional a la parte imaginaria de la admitancia del cristal debido a que el transformador toroidal desfasa la señal  $90^\circ$ . [4]

Fig.5 muestra el esquema general de comunicación del prototipo. La interfaz de usuario en Labview obtiene los datos de configuración necesarios (rango de frecuencias del barrido, delta de barrido, amplitud de la señal, puerto COM de Arduino). También configura una dirección válida en el ordenador para almacenar los resultados. Esta información es codificada y transmitida de Labview a Arduino mediante comunicación serie. Arduino decodifica la información y configura el módulo generador y también la resistencia digital. De esta manera se efectúa un barrido en frecuencia de acuerdo con los parámetros configurados por el usuario.

Para cada valor de frecuencia, la tarjeta Arduino obtiene tres valores de señal analógicos (V1, V2 y B) mostrados de la fig.4. Los valores son obtenidos utilizando los ADC's que posee la tarjeta arduino DUE. Estos valores de voltaje ya digitalizados, son codificados y enviados de Arduino a Labview mediante la misma comunicación serial. Al graficar estos valores en Labview para todo el rango de frecuencias configurado, se obtienen gráficas como la mostrada en la fig.1.

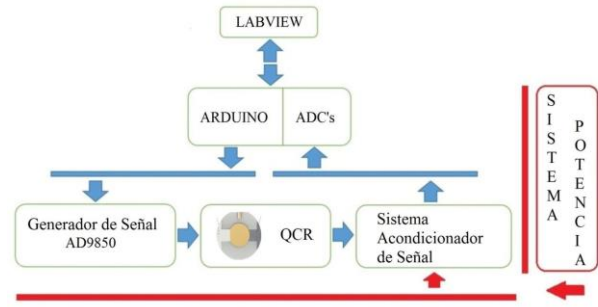


Fig. 5. Esquema de operación del prototipo.

Labview obtiene los valores de conductancia (G) y de susceptancia (B) con las siguientes ecuaciones:

$$|Y| = \frac{V2p}{V1p} \approx \frac{I_q}{V_q} \quad (14)$$

$$|Y| = \sqrt{|G|^2 + |B|^2} \quad (15)$$

En la Fig.6 se muestra el prototipo construido.



Fig. 6. Prototipo diseñado.



El cristal de cuarzo se encuentra dentro de la celda de teflón blanca suministrada por Gamry Instruments.

### B. Muestras

Con el fin de evaluar el desempeño del cristal se han utilizado dos tipos de muestras diferentes: diluciones de glicerol en agua milli-q y diluciones de albúmina de huevo (obtenida de huevos frescos) en agua mili-q. La tabla I muestra los datos para las diluciones de glicerol. Las diluciones de glicerol poseen un comportamiento Newtoniano por lo que la viscosidad será uniforme para cada valor de concentración.

La tabla III muestra los datos para las diluciones de albúmina de huevo. En el caso de la albúmina se espera que la viscosidad obtenida sea cercana al valor del agua (comportamiento pseudoplástico), por lo que se hace necesario utilizar el modelo Rouse.

### C. Protocolo de Medida

Inicialmente se configura los parámetros necesarios en la interfaz de Labview y se realiza un primer barrido para el cristal sin muestra. De esta manera se obtiene el valor ( $F_0$ ) y el valor ( $\Gamma_0$ ). Estos cálculos son hechos por el software en Labview. Se realizan en total 10 ciclos y las medidas son promediadas para obtener una referencia antes de depositar la muestra. A continuación, se deposita la muestra sobre el electrodo superior del cristal ( $50\mu\text{L}$ ) y nuevamente se realiza el barrido de frecuencia. De esta manera se obtiene un nuevo valor de frecuencia de resonancia serie ( $F_s$ ) y de medio ancho de banda ( $\Gamma_s$ ).  $\Delta F = F_s - F_0$  y  $\Delta\Gamma = \Gamma_s - \Gamma_0$ .

## IV. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Los resultados obtenidos para las muestras de glicerol en agua se muestran en la tabla I. Los valores de viscosidad fueron obtenidos con (7) teniendo en cuenta que  $\Delta\Gamma \approx \Delta f$  para líquidos Newtonianos.

TABLA I  
RESULTADOS PARA DILUCIONES DE GLICEROL

Concentración ( $\mu\text{g/ml}$ )	$\Delta F_s$ (Hz)	$\Delta\Gamma$ (Hz)	Densidad (mg/ml)	Viscosidad (mPa·s)
400.0	-3660±49	3697±23	1106	3.168±0.08
300.0	-2968±51	3042±12	1054	2.194±0.07
200.0	-2617±86	2619±14	1048	1.664±0.05
100.0	-2281±48	2287±33	1023	1.247±0.01
50.0	-2064±32	2076±21	1010	1.053±0.03
25.0	-2011±22	2032±28	999	1.010±0.03
12.5	-2004±54	2033±33	1007	0.954±0.01
6.3	-1920±49	1926±21	1006	0.902±0.01
3.1	-1911±92	1943±18	998	0.914±0.06

Los datos son mostrados como promedio ± Desviación Estándar

De acuerdo con Fig.7, la sensibilidad lograda con el prototipo es cercana a 4Hz por cada  $1\mu\text{g/mL}$  de cambio de concentración de la muestra. La respuesta lineal del QCR es mostrado en la Fig.7.

En la tabla II se observa la comparativa entre los valores obtenidos con el prototipo y con el viscosímetro de referencia Fungilab (reómetro). De acuerdo con la tabla II, los resultados obtenidos con el prototipo muestran un límite de detección de  $6.3\mu\text{g/ml}$ . El viscosímetro de referencia obtuvo el mismo límite de detección.

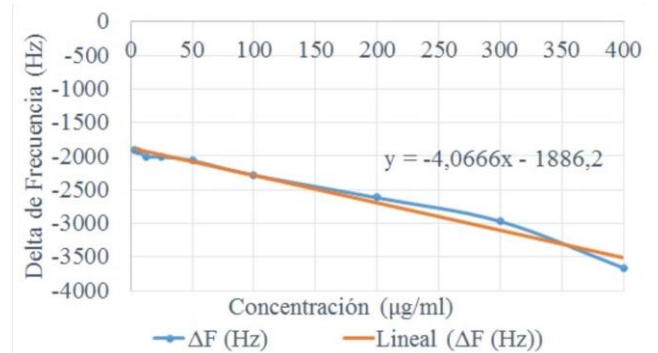


Fig. 7. Delta de Frecuencia ( $\Delta f$ ) para cada concentración de muestras de glicerol.

TABLA II  
QCR VS VISCOSÍMETRO PARA DILUCIONES DE GLICEROL

Concentración ( $\mu\text{g/ml}$ )	QCR (mPa·s)	Viscosímetro (mPa·s)
400.0	3.168±0.08	3.25
300.0	2.194±0.07	2.25
200.0	1.664±0.05	1.69
100.0	1.247±0.01	1.57
50.0	1.053±0.03	1.49
25.0	1.010±0.03	1.48
12.5	0.954±0.01	1.42
6.3	0.902±0.01	1.35
3.1	0.914±0.06	1.27

Los datos son mostrados como promedio ± Desviación Estándar

Los resultados mostrados en la tabla III corresponden a los valores obtenidos con el prototipo QCR para las muestras de albúmina de huevo.

TABLA III  
RESULTADOS PARA DILUCIONES DE ALBUMINA

Concentración (%)	$\Delta F_s$ (Hz)	$\Delta\Gamma$ (Hz)	Densidad (mg/ml)
100	-3175±79	3005±69	1043
80	-2980±68	2997±71	1034
60	-2878±82	2567±61	1026
40	-2771±72	2390±66	1017
20	-2579±77	2209±68	1036

Los datos son mostrados como promedio ± Desviación Estándar

En la fig.8. se aprecia el efecto de aplicar el modelo Rouse a las medidas obtenidas con el prototipo QCR. El modelo Rouse

permite obtener valores de viscosidad comparables a los valores obtenidos con el viscosímetro de referencia.

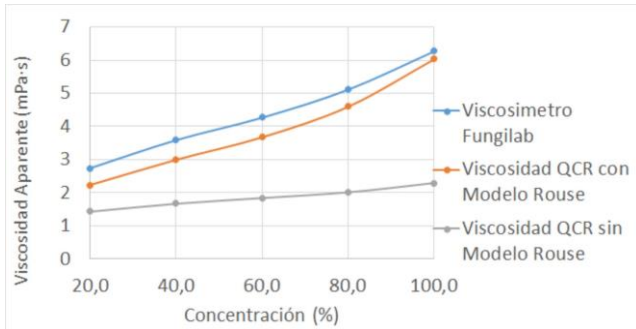


Fig. 8. Delta de frecuencia ( $\Delta f$ ) para diluciones de albúmina de huevo

La tabla IV muestra la viscosidad obtenida para cada concentración antes y después de aplicar el modelo Rouse. Los datos utilizados para obtener los resultados de la tabla IV son los presentados en la tabla III. Las ecuaciones utilizadas han sido la (4) sin aplicar modelo Rouse y la (15) y (16) aplicando el modelo Rouse.

TABLA IV  
QCR VS VISCOSÍMETRO PARA DILUCIONES DE ALBUMINA

Concentration %	Viscometer	QCR without Rouse Model	QCR with Rouse Model
100	6,28	2,29±0,06	6,04±0,06
80	5,12	2,01±0,03	4,60±0,03
60	4,27	1,84±0,05	3,67±0,05
40	3,59	1,67±0,06	2,99±0,06
20	2,74	1,43±0,06	2,22±0,06

Los datos son mostrados como promedio  $\pm$  Desviación Estándar  
Los valores de viscosidad están expresados en mPa·s.

La tabla V muestra los valores utilizados al aplicar el modelo Rouse.

Los resultados obtenidos concuerdan con estudios anteriores en los que se observa que los huevos frescos que no son de granja (thin egg) tienen una viscosidad entre 5 a 10 mPa·s y que su comportamiento, aunque es pseudoplástico, a bajas concentraciones es comparable a un fluido Newtoniano. [23] Este fenómeno se observa también en el valor del factor  $\chi$ , ya que a medida que la concentración de albúmina disminuye, este factor se acerca a la unidad.

TABLE V  
FACTOR X FOR WHITE EGG DILUTIONS

Concentration %	$\eta_0$ (mPa·s)	$\eta'/\eta_0$	$\eta''/\eta_0$	$\tan(\delta)$	$\chi$
100	700	0,785	0,561	1,399	0,635
80	598	0,825	0,508	1,623	0,679
60	465	0,878	0,424	2,073	0,743
40	336	0,928	0,326	2,845	0,811
20	276	0,950	0,269	3,529	0,847

La relación entre viscosidades, la tangente  $\tan(\delta)$  y el factor  $\chi$  son adimensionales.

## V. CONCLUSIONES

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos, el prototipo desarrollado utilizando un resonador de cristal de cuarzo QCR permite medir la viscosidad de líquidos tanto con comportamiento Newtoniano como no-Newtoniano (Pseudoplástico). En ambos casos se utilizó una cantidad mínima de muestra (50 $\mu$ L) en comparación con los 16mL que requiere el reómetro de referencia para medir. Por esta razón se puede clasificar el prototipo como micro-viscosímetro. A futuro se espera que el dispositivo tenga aplicaciones biomédicas donde se requiera medir la viscosidad del fluido biológico y se cuente con muy poca muestra, por ejemplo: caracterización de líquido sinovial para diagnóstico de enfermedades artríticas.

## REFERENCIAS

- [1] G. Sauerbrey, "Verwendung von Schwingquarzen zur Wägung dünner Schichten und zur Mikrowägung," *Zeitschrift für Phys.*, vol. 155, no. 2, pp. 206–222, Apr. 1959.
- [2] K. Keiji Kanazawa and J. G. Gordon, "The oscillation frequency of a quartz resonator in contact with liquid," *Anal. Chim. Acta*, vol. 175, pp. 99–105, Jan. 1985.
- [3] R. Dewar and M. Joyce, "The quartz crystal microbalance as a microviscometer for improved rehabilitation therapy of dysphagic patients.," *Conf. Proc. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, vol. 3, pp. 2511–5, 2005.
- [4] L. A. Carvajal Ahumada, N. Peña Pérez, O. L. Herrera Sandoval, F. del Pozo Guerrero, and J. J. Serrano Olmedo, "A new way to find dielectric properties of liquid sample using the quartz crystal resonator (QCR)," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 239, pp. 153–160, Mar. 2016.
- [5] F. Höök, B. Kasemo, T. Nylander, C. Fant, K. Sott, and H. Elwing, "Variations in coupled water, viscoelastic properties, and film thickness of a Mefp-1 protein film during adsorption and cross-linking: a quartz crystal microbalance with dissipation monitoring, ellipsometry, and surface plasmon resonance study.," *Anal. Chem.*, vol. 73, no. 24, pp. 5796–804, Dec. 2001.
- [6] A. Swan, "The value of synovial fluid assays in the diagnosis of joint disease: a literature survey," *Ann. Rheum. Dis.*, vol. 61, no. 6, pp. 493–498, 2002.
- [7] a a Pitsillides, T. M. Skerry, and J. C. Edwards, "Joint immobilization reduces synovial fluid hyaluronan concentration and is accompanied by changes in the synovial intimal cell populations.," *Rheumatology (Oxford)*, vol. 38, no. 11, pp. 1108–12, 1999.
- [8] J. Schurz and V. Ribitsch, "Rheology of synovial fluid," *Biorheology*, vol. 24, pp. 385–399, 1987.
- [9] R. W. Cernosek, S. J. Martin, A. R. Hillman, and H. L. Bandey, "Comparison of lumped-element and transmission-line models for thickness-shear-mode quartz resonator sensors," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 45, no. 5, pp. 1399–1407, Sep. 1998.
- [10] B. Jakoby, G. Art, and J. Bastemeijer, "Novel analog readout electronics for microacoustic thickness shear-mode sensors," *Sensors Journal, IEEE*, vol. 5, no. 5, pp. 1106–1111, Oct. 2005.

- [11] J. Auge, P. Hauptmann, and J. Hartmann, "New design for QCM sensors in liquids," *Sensors Actuators B ...*, vol. 24, no. 1–3, pp. 43–48, Mar. 1995.
- [12] V. E. Granstaff and S. J. Martin, "Characterization of a thickness-shear mode quartz resonator with multiple nonpiezoelectric layers," *J. Appl. Phys.*, vol. 75, no. 3, p. 1319, 1994.
- [13] A. Arnau, "A Review of Interface Electronic Systems for AT-cut Quartz Crystal Microbalance Applications in Liquids," *Sensors*, vol. 8, no. 1, pp. 370–411, Jan. 2008.
- [14] E. J. Calvo, R. Etchenique, P. N. Bartlett, K. Singhal, and C. Santamaria, "Quartz crystal impedance studies at 10 MHz of viscoelastic liquids and films," *Faraday Discuss.*, vol. 107, pp. 141–157, 1997.
- [15] Y. K. Kim, S.-I. Lim, Y.-Y. Cho, S. Choi, J.-Y. Song, and D.-J. An, "Detection of H3N2 canine influenza virus using a Quartz Crystal Microbalance.," *J. Virol. Methods*, vol. 208, pp. 16–20, 2014.
- [16] M. Cassiède, J. H. Paillol, J. Pauly, and J.-L. Daridon, "Electrical behaviour of AT-cut quartz crystal resonators as a function of overtone number," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 159, no. 2, pp. 174–183, May 2010.
- [17] E. Nwankwo and C. Durning, "Mechanical response of thickness-shear mode quartz-crystal resonators to linear viscoelastic fluids," *Sensors Actuators A Phys.*, vol. 64, no. 2, pp. 119–124, Jan. 1998.
- [18] J. Fang, T. Zhu, J. Sheng, Z. Jiang, and Y. Ma, "Thickness Dependent Effective Viscosity of a Polymer Solution near an Interface Probed by a Quartz Crystal Microbalance with Dissipation Method," *Sci. Rep.*, vol. 5, p. 8491, Feb. 2015.
- [19] A. García-Abuín, D. Gómez-Díaz, J. M. Navaza, L. Regueiro, and I. Vidal-Tato, "Viscosimetric behaviour of hyaluronic acid in different aqueous solutions," *Carbohydr. Polym.*, vol. 85, no. 3, pp. 500–505, 2011.
- [20] M. A. Rao, *Rheology of Fluid and Semisolid Foods*, vol. 53, no. 9. Springer US, 2007.
- [21] R. G. Larson, "The rheology of dilute solutions of flexible polymers: Progress and problems," *J. Rheol. (N. Y. N. Y.)*, vol. 49, no. 1, p. 1, 2005.
- [22] T. Nakamoto and T. Kobayashi, "Development of circuit for measuring both Q variation and resonant frequency shift of quartz crystal microbalance.," *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 41, no. 6, pp. 806–11, Jan. 1994.
- [23] R. Cardinaels, J. Van De Velde, W. Mathues, P. Van Liedekerke, and P. Moldenaers, "A rheological characterisation of liquid egg albumen," *Proc. Insid. Food Symp. 9-12 April 2013, Leuven, Belgium*, no. April, pp. 1–6, 2013.