

Device for the Evaluation of Carotid Arterial Pressure Based on IoT and 3D-Printing: uFISIO

Martín A. De Luca¹, Leandro J. Cymberknop¹, Iván Meyer¹, Maia D. Percunte¹,
Claudia R. Arbeitman^{1,2}, Parag Chatterjee¹ y Ricardo L. Armentano¹

¹Grupo de Investigación y Desarrollo en Bioingeniería (GIBIO),
Universidad Tecnológica Nacional, Buenos Aires, Argentina.

²CONICET, Buenos Aires, Argentina.

Abstract— Pulse wave analysis of central aortic pressure waveform (CAP) allows a detailed follow-up of pathologies such as hypertension, coronary artery disease and diabetes. A wireless, portable and ergonomic device (uFISIO) was designed to perform morphological evaluations of carotid artery pressure (AP_{Car}), which is closely linked to CAP behavior. AP_{Car} waveform was acquired by the applanation tonometry technique and sent to a hub node of a local wireless network, in order to be processed in a mobile device. The results were posteriorly transmitted to a central server, in virtue of the 'Internet of Things' (IoT) concept. 3D printing technology was also used to develop the design. The device was tested in 6 young individuals, where AP_{Car} morphological parameters such as form factor, augmentation index, characteristic times and temporal integrals were assessed by the mobile application. Waveforms were acquired, transmitted, processed and stored adequately, obtaining values in agreement with previous publications. The device showed versatility and comfortability in its use for AP_{Car} evaluation, as well as for the management of the resulting information. Future studies are required to determine its clinical applicability, especially in different age groups.

Keywords— Waveform analysis, Carotid pressure, IoT, 3D Printing, MQTT.

Resumen— El análisis de la forma de onda de presión aórtica central (PAC) permite un seguimiento más específico de patologías tales como la hipertensión arterial, la enfermedad coronaria y la diabetes. Se diseñó un dispositivo inalámbrico, portátil y ergonómico (uFISIO) para realizar evaluaciones morfológicas de la presión de la arteria carótida (PA_{Car}), que está estrechamente vinculada al comportamiento de la PAC. La forma de onda PA_{Car} fue adquirida por la técnica de tonometría de aplanamiento y enviada a un nodo central de una red inalámbrica local, para ser procesada en un dispositivo móvil. Los resultados fueron posteriormente transmitidos a un servidor central, en virtud del concepto 'Internet de las Cosas' (IoT). Complementariamente se utilizó tecnología de impresión 3D, para el desarrollo del diseño. El dispositivo fue probado en 6 individuos jóvenes, donde fueron evaluados parámetros morfológicos de P_{Car} tales como el factor de forma, índice de aumento, tiempos característicos e integrales temporales a través de la aplicación móvil. Las formas de onda fueron adquiridas, transmitidas, procesadas y almacenadas adecuadamente, obteniendo valores de acuerdo con publicaciones anteriores. El dispositivo mostró versatilidad y confortabilidad en su utilización para evaluar PA_{Car} , así como para la gestión de la información resultante. Se requieren estudios futuros para determinar su aplicabilidad clínica, especialmente en diferentes grupos etarios.

Palabras clave —Análisis morfológico, Presión Carotídea, IoT, Impresión 3D, MQTT.

I. INTRODUCCIÓN

El diagnóstico y tratamiento de individuos con enfermedades cardiovasculares (ECVs) se fundamenta esencialmente en la evaluación de los valores máximos y mínimos de la presión arterial (PA), provistos por mediciones esfigmomanométricas en la arteria braquial (vaso periférico) [1]. En este sentido, la forma de onda de la presión radial presenta una amplitud mayor a la correspondiente a los sitios aórtico o carotídeo. Si bien los valores diastólicos y medio de la presión se modifican muy poco en relación con el sitio arterial, el valor sistólico se incrementa hacia la periferia sobreestimando la presión arterial central (PAC, presión evaluada a la salida del ventrículo izquierdo) [2]. El análisis de su morfología, amplitud y duración permiten un seguimiento pormenorizado de patologías tales como la hipertensión arterial, la enfermedad arterial coronaria y la diabetes entre

otras [3]. Se ha demostrado, además, que PAC constituye un mejor predictor de eventos cardiovasculares futuros en relación a los valores braquiales [4], si bien hay métodos que sugieren que el segundo pico u hombro de la presión arterial braquial es coincidente su valor sistólico [5]. En este sentido, las evaluaciones efectuadas en las arterias carótidas (presión arterial carotídea, $PACar$) han arrojado valores que no exceden los 1,8 mmHg respecto de PAC [6]. Debido a que se evalúa en una ramificación directa del cayado aórtico, su morfología puede asumirse como representativa de aquella existente a la salida del ventrículo izquierdo.

En el presente trabajo se diseñó un dispositivo inalámbrico para la evaluación de la morfología de $PACar$ (denominado uFISIO), adquirida de manera no invasiva a partir de la técnica de tonometría por aplanamiento. El mismo se complementa con una aplicación, que permite la determinación en tiempo real de diversos índices

considerados de utilidad clínica para la determinación del riesgo cardiovascular [7]. En virtud de ello, los datos obtenidos (y generados) a partir de la morfología de PACar son transmitidos y almacenados bajo el concepto promovido por Internet de las Cosas (*IoT*, por sus siglas en inglés), de modo de permitir al dispositivo interactuar con otros de su misma característica (en términos de una red) [8] o con aquellos que respondan a un protocolo compatible. La utilización de *IoT* y su aplicación al cuidado de la salud cardiovascular conllevan a un paradigma basado en prevención, detección temprana y manejo mínimamente invasivo de enfermedades [9]. El almacenamiento continuo, sistemático y accesible de la información generada da lugar a la ‘intervención inteligente’ de sistemas informáticos entrenados, los cuales permiten advertir sobre tendencias riesgosas de parámetros bajo monitorización. La centralización de dichos datos conlleva además la posibilidad de efectuar análisis basados en el manejo de grandes volúmenes de datos (*Data Mining* en inglés), ya sea en relación con el mismo individuo o a un conjunto de individuos de una población determinada [10].

Por otra parte, el dispositivo descrito fue concebido para ser fabricado mediante impresión 3D, en virtud de obtener una sujeción y maniobrabilidad adecuados, ajustándose a las necesidades particulares de cada usuario. La idea directriz estuvo enfocada en posibilitar una herramienta portable, de uso sencillo e intuitivo, abordada ergonómicamente para un posicionamiento adecuado sobre el punto de medición [11].

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Análisis morfológicos de la Onda de PA

Durante el ciclo cardíaco, la determinación de la onda del pulso se encuentra influenciada por varios factores: la elasticidad de las arterias, el volumen sanguíneo, el gasto cardíaco y la resistencia vascular periférica. Por este motivo, aquellos indicadores que pueden obtenerse del análisis de la morfología de PA resultan de alto valor diagnóstico [12]. La utilización del dispositivo y procesamiento posterior de los registros, posibilitaron la obtención latido a latido (a partir de la detección de la subida máxima de PA) de los índices que se detallan a continuación.

1) Índice de Aumento

El índice de aumento (AIX) cuantifica la diferencia entre el primer y segundo pico sistólico (referida a la presión pulsátil), resultando en una medida indirecta del tiempo de llegada de las ondas reflejadas desde la periferia del árbol arterial. Está relacionado a las propiedades mecánicas arteriales a través de la velocidad de propagación de la onda del pulso, debido a que un incremento en esta última (como consecuencia de una variación de la rigidez arterial) induce el retorno temprano de dichas reflexiones. El AIX correspondiente a un latido de PA se calculó en virtud de la siguiente expresión [13], [14]:

$$AIX = \frac{\Delta P}{PP} 100\% \quad (1)$$

donde PP es la presión pulsátil, diferencia entre la PA sistólica (PAS) y la PA diastólica (PAD) y ΔP es la diferencia entre PAS y la presión de inflexión (P_i). Los valores de AIX resultan negativos si PAS antecede a P_i (ondas tipo ‘C’, jóvenes).

2) Factor de Forma Carotideo

El factor de forma (FF), se define como la relación porcentual de la diferencia entre el valor medio de PA (PAM) y PAD, respecto de PP. Constituye una medida morfológica, totalmente independiente de la calibración [1]:

$$FF = \frac{PAM - PAD}{PP} 100\% \quad (2)$$

3) Integrales y Ocurrencia Temporal

El análisis morfológico se complementó en virtud de la determinación de parámetros de relevancia clínica. Se determinó el tiempo al pico sistólico (TPS), el tiempo al final de la sístole (TFS), la integral temporal de la fase sistólica (IFS), la integral de la fase diastólica (IFD) y la relación IFD/IFS, conocida como Índice de Variabilidad Subendocárdica (IVS). Este último constituye un indicador de la demanda (en relación a IFS) y provisión (en relación a IFD) de oxígeno miocárdico [15], [16].

$$IVS = \frac{IFD}{IFS} \quad (3)$$

B. Dispositivo de evaluación de la PA carotidea: uFISIO

La medición no invasiva de PA ofrecida por el sistema uFISIO es implementada a través del principio de tonometría por aplanamiento. El mismo consiste en el posicionamiento de una sonda de medición sobre la piel del individuo, de modo de obtener la máxima pulsatilidad proporcionada por una arteria superficial. El procedimiento de medición requiere ser efectuado de manera sistematizada, de modo que la sonda sea presionada sobre el vaso de manera de entrar en contacto con las estructuras rígidas subyacentes (huesos, cartílagos o músculos). Al momento en que la curva del conducto arterial evaluado es aplanada, se establece un balance con la tensión circunferencial presente en la pared vascular, de modo que la medición obtenida entra en correspondencia con la variación de la presión intra-arterial [17]. A efectos prácticos, se considera que el estado de aplanamiento resulta adecuado en circunstancias donde se obtiene una señal reproducible de amplitud extrema. Conforme puede advertirse, uno de los aspectos negativos en la implementación de esta metodología puede apreciarse en el consumo temporal derivado del posicionamiento adecuado de la sonda, el cual requiere de un operador experimentado que evite la presencia artefactos invalidantes del resultado de la medición.

El módulo de tonometría de uFISIO está conformado por un sensor piezoeléctrico, una etapa de acondicionamiento de señal, un sistema de adquisición y procesamiento (ATmega320, Atmel Corp., San Diego, USA) y un módulo de comunicación inalámbrico (Zigbee/IEEE 802.15.4). El sensor proporciona una tensión estable en todo su rango de operación, que resulta proporcional a la presión ejercida sobre su superficie de medición. Es de tipo diafragma, con una frecuencia de resonancia de 1 KHz y un diámetro externo es de 41mm. Las señales son muestreadas a 500 Hz y enviadas a través de una red inalámbrica a un nodo concentrador. El dispositivo se alimenta por medio de una batería interna recargable (en virtud de un puerto Bus Serie Universal), de 500mAh y tamaño reducido (Fig. 1).



Fig. 1. Despiece del dispositivo desarrollado. Se encuentra conformado por un sensor piezoeléctrico, una etapa de acondicionamiento de señal, un sistema de adquisición y procesamiento y un módulo de comunicación inalámbrico.

1) Transmisión de Datos y Desarrollo de la Aplicación

El concepto IoT supone la existencia de una serie de agentes (biosensores, dispositivos de comunicación móviles, pacientes, personal de la salud y hospitales, entre otros) interconectados entre sí a través de la red internet. Los datos de monitoreo son almacenados y procesados en conjunto por un servidor central (referido como “servidor en la nube”), de modo de obtener información específica de manera dinámica y poder tomar acciones en virtud de los resultados obtenidos [18]. Para cumplir dicha premisa, el dispositivo uFISIO forma parte de una red inalámbrica escalable en modo estrella de dispositivos (ZigBee/IEEE 802.15.4), en virtud de las necesidades impuestas en el protocolo de medición. Un módulo maestro (dispositivo concentrador) es el encargado de gestionar la recepción de las bioseñales a ser evaluadas (PA_{Car} en este caso particular), a partir de las directivas proporcionadas por la aplicación de visualización, procesamiento y almacenamiento (temporal) de dicha información. Esta aplicación es ejecutada en un dispositivo móvil con conexión Bluetooth (Bluetooth v2.0 + EDR). Con el fin de asegurar la coexistencia de la red ZigBee y Bluetooth se seleccionaron canales no solapados [8]. Seguidamente, los datos procesados junto con la anamnesis del individuo son almacenados permanentemente en un servidor central (Fig. 2). El vínculo entre el nodo concentrador de la red ZigBee y dicho servidor central se encuentra basado en el protocolo de código abierto MQTT (Message Queue Telemetry Transport, en inglés), desarrollado por sobre la capa del tradicional protocolo TCP/IP. El mismo permite comunicaciones eficientes sobre redes de poca confiabilidad y dentro de entornos limitados y ancho de banda reducido. Sus componentes principales son el servidor (*broker*, en inglés) y sus clientes, quienes publican y se suscriben a la recepción de determinados mensajes. El *broker* es el encargado de gestionar los pedidos de determinados clientes para que sean recibidos por sus receptores [18].

La totalidad del procesamiento morfológico de PA se llevó a cabo en una aplicación diseñada para dispositivos con sistema operativo Android 4.1 (denominado *JellyBean*) o superior, mediante entorno de desarrollo integrado (IDE) Android Studio 2.3.1 junto con el kit de desarrollo SDK 26.0.1 (Google Inc., San Diego, EUA). El diseño de la interfaz gráfica fue ideado para su óptima utilización en un dispositivo móvil con pantalla táctil de 7”, en orientación vertical (*portrait*, en inglés). Para la visualización de las series temporales se utilizó la biblioteca GraphView 4.2.1 [19] y para el manejo de archivos con extensión “CSV”

(valores separados por comas) se empleó la biblioteca *opencv* 3.9 [20]. Asimismo, se implementaron filtros digitales para la eliminación de ruido generado en la adquisición, efecto de la respiración del individuo y manejo de artefactos. Previamente al inicio de la medición, el usuario del dispositivo completa la anamnesis correspondiente y es guiado (a través de imágenes ilustrativas) acerca del mecanismo de evaluación.

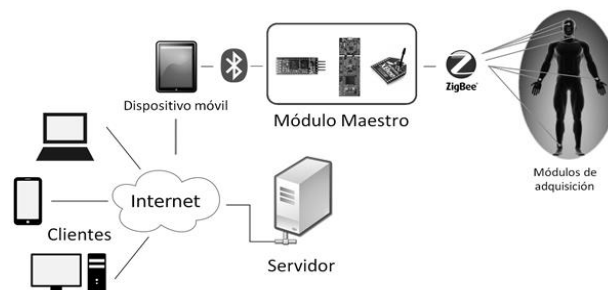


Fig. 2. Diagrama de en bloques del sistema de adquisición y procesamiento de la presión carotídea. El dispositivo se enlaza a una red tipo estrella que gestiona su transmisión al software de procesamiento alojado en un dispositivo móvil. La información procesada es enviada luego a un servidor central basado en el protocolo MQTT (*Message Queue Telemetry Transport*).

2) Diseño 3D

El diseño del dispositivo incluye una superficie de soporte de dedo vertical y primario, de modo de sostener todos los dedos de una mano en posiciones verticales. La superficie posterior se va curvando hacia la anterior, ofreciendo a los lados un punto de apoyo para el dedo pulgar, asegurando así el agarre. Debido a la simetría del dispositivo, éste puede ser utilizado por personas zurdas y diestras en la misma posición espejada. La mano asumirá una posición naturalmente vertical y relajada, sin necesidad de torcerla, así como tampoco la muñeca o el antebrazo. Como resultado de ello, el individuo no presentará incomodidad ni fatiga o dolor luego del uso prolongado del sistema. El diseño se basó en estudios ergonómicos de ratones de computadoras, ya que son equipos que se usan por largos períodos de tiempo, de modo de evitar la fatiga muscular [21].

Se imprimió el prototipo diseñado en una impresora 3D, para evaluar la confortabilidad del usuario junto con el tamaño del recinto interno del mismo, el cual contiene a los módulos de adquisición y transmisión de información. La tecnología de la impresión 3D tiene, como método de fabricación, la ventaja de ser económicamente competitivo en relación con otros métodos de fabricación industrial, además de que reduce el ciclo de desarrollo de nuevos productos mediante el prototipado rápido, y permite la manufactura flexible de productos en pequeñas cantidades [22]. Posibilita asimismo la creación de “prototipos virtuales”, los cuáles pueden ser desechados o modificados antes de imprimirse, optimizando aún más el proceso de diseño y desarrollo del producto [11]. Otra ventaja del uso de esta tecnología se fundamenta en su compatibilidad con la mayoría de los sistemas de diseño empleados actualmente en el mercado. En este sentido, el seleccionado para el desarrollo del uFISIO fue SolidWorks (*Dassault Systems Solid Works Corp.*, Massachusetts, USA), que al ser una herramienta paramétrica permite alterar (o adaptar) dicho diseño de manera muy eficiente, a partir de la modificación de unos pocos parámetros. El prototipo se llevó a cabo en una impresora con tecnología de modelado por deposición

fundida (FDM, por sus siglas en inglés) Prusa i3, con pico extrusor de 0.4mm y filamento de ácido poliláctico (PLA) con una resolución de 0.2mm de altura.

C. Obtención de la Onda de Presión Carotídea

Para evaluar la aplicabilidad del dispositivo uFISIO, se efectuó una recolección de datos en voluntarios sanos en dos fases diferenciadas. La primera de ellas consistió en una encuesta (anamnesis) orientada a la obtención de parámetros relacionados con características físicas, presencia ECVs, historia familiar vinculada a ECVs y consumo de cigarrillos. En la segunda, se utilizó el sistema adquisición de formas de onda de PA_{Car} , a partir de la técnica de tonometría por aplanamiento descripta anteriormente. Seis individuos (tres hombres y tres mujeres sin antecedentes cardiovasculares) fueron evaluados en posición supina y sin haber ingerido alimentos previamente. Se aplicó el método palpatorio en una de las arterias carótidas, para la detección del sitio a ser evaluado. Luego de 10 minutos de reposo, fueron adquiridos los valores sistólico-diafólicos de PA (PAS, PAD respectivamente) a partir de mediciones esfigmomanométricas. Se procedió entonces a colocar el dispositivo uFISIO hasta obtener 10 latidos estables de PA_{Car} , los cuáles fueron transmitidos y almacenados para su post-procesamiento, en conjunto con los valores de PAS y PAD. Las series temporales fueron calibradas por el software en dicha etapa, asumiendo que las presiones arteriales media (PAM) y PAD se mantienen virtualmente constantes en las presiones radiales y carotídeas [7]. La PAM fue estimada a partir de la regla de cálculo del 40% ($PAM = PAD + 0,38(PAS - PAD)$) [23], [24].

Debe hacerse hincapié que para la ejecución de este trabajo se tuvieron en cuenta las consideraciones éticas para estudios de investigación en salud (Resolución 8430 de 1993 y declaración de Helsinki, de la Asociación Médica Mundial) y la aprobación por parte de la institución universitaria. Asimismo, se contó con la asistencia de profesionales médicos que llevaron a cabo el protocolo de medición.

III. RESULTADOS

En la Fig. 3 puede apreciarse el dispositivo diseñado, listo para su utilización por parte de un profesional médico. Su característica ergonómica se observa primariamente en su forma y dimensiones, ya que el mismo es de un tamaño perfectamente adaptable a la mano, y de una forma que acompaña la curvatura normal de los dedos en posición relajada. Sobre la parte posterior del dispositivo descansan los dedos largos, mientras que el pulgar se apoya sobre la superficie ortogonal, permitiendo el agarre de una manera intuitiva y no forzada.

En la Tabla I se visualizan los parámetros representativos del conjunto de individuos evaluados, en virtud de la anamnesis efectuada. La edad promedio fue de 24 ± 3 años, con una altura de 168 ± 8 cm y un peso de 66 ± 9 kg. Particularmente en este estudio, participaron 3 individuos de género masculino y 3 del femenino. El 50% de ellos acusó antecedentes familiares vinculados con factores de riesgo de ECVs. Los niveles de PA braquial (120 ± 14 mmHg) correspondieron a individuos normotensos, arrojando una frecuencia cardíaca (FC) de 63 ± 10 lpm.

En la Fig. 4 se visualiza la pantalla de información proporcionada el dispositivo, para un individuo en particular, como resultado de la medición tonométrica de PA_{Car} .

Conforme puede apreciarse, en la parte superior se observa el gráfico de un latido promedio, obtenido a partir una serie de latidos estables (pantalla inferior) adquiridos durante la medición.

TABLA I
PARÁMETROS POBLACIONALES EVALUADOS (6 INDIVIDUOS)

CARACTERÍSTICA DEL INDIVIDUO	Valor
Edad [años]	24 ± 3
Sexo [F/M]	3/3
Altura [cm]	167 ± 8
Peso [Kg]	66 ± 9
Antecedentes Familiares (S/N) [%]	4/4
Presión Sistólica Braquial [mmHg]	120 ± 14
Presión Diastólica Braquial [mmHg]	64 ± 12
Frecuencia Cardíaca [lpm]	63 ± 10

Los valores de PA_{Car} , PAD y FC se presentan a continuación, seguidos de un listado de los resultados obtenidos de aplicar el análisis morfológico. Los índices obtenidos a partir la muestra de individuos evaluada (FF, AIX, tiempos característicos e integrales temporales) arrojaron resultados en concordancia con publicaciones previas [1], [15] y se encuentran detallados en la Tabla II.

IV. DISCUSIÓN

En el presente trabajo, se diseñó un dispositivo inalámbrico, compacto y de uso sencillo e intuitivo (uFISIO), para la evaluación morfológica de la presión carotídea, altamente vinculada con el comportamiento de la PAC. El mismo fue evaluado en 6 individuos jóvenes sanos, sin antecedentes de ECVs. Las series temporales obtenidas pudieron ser evaluadas sin mayores inconvenientes.

TABLA II
PARÁMETROS MORFOLÓGICOS EVALUADOS A PARTIR LA FORMA DE ONDA DE LA PRESIÓN CAROTÍDEA

PARÁMETRO MORFOLÓGICO	Valor
Presión Sistólica Carotídea [mmHg]	$117,38 \pm 11,48$
Factor de Forma (FF) [%]	$33,20 \pm 2,26$
Índice de Aumento [%]	$-23,03 \pm 9,64$
Tiempo al pico sistólico (TPS) [ms]	$138,75 \pm 39,95$
Tiempo al fin de sístole (TFS) [ms]	$322,58 \pm 29,91$
Integral Fase Sistólica (IFS) [mmHg.s]	$32,42 \pm 5,90$
Integral Fase Diastólica (IFD) [mmHg.s]	$49,12 \pm 12,95$
Índice de Variabilidad Subendocárdica (IVS)	$1,53 \pm 0,36$

La premisa elegida para la concepción de uFISIO se basó en el concepto de IoT, de modo de asegurar su interacción con otros dispositivos de su misma clase. Se constituyó una red de carácter escalable y determinista, que interactúa con un nodo concentrador encargado de la gestión de los datos. Los datos procesados son enviados a un servidor central, a partir del protocolo abierto MQTT. El uso de tecnología de impresión 3D posibilitó el desarrollo de una estructura de sujeción ergonómica, adaptable según las necesidades del usuario final.

En relación con los parámetros cuantificados de PA_{Car} , debe tenerse en consideración que la medición tonométrica efectuada fue calibrada a partir de valores sistólico-diafólicos obtenidos por esfigmomanometría braquial. Dicha calibración asume que para individuos en posición supina los valores de PAD y PAM no se alteran con relación a los



Fig. 3. Dispositivo uFISIO diseñado para el presente trabajo. Como puede observarse, proporciona sujeción y maniobrabilidad adecuadas, dado su carácter compacto, ergonómico y conexión inalámbrica.

valores carotídeos. No obstante, la clave reside en la determinación correcta de PAM, que formalmente debería ser obtenida a partir de la forma de onda calibrada de presión braquial. Esto último no es del todo accesible debido a la problemática incipiente de estimar adecuadamente la morfología de PA braquial por tonometría por aplanamiento [17].

Como puede apreciarse, la determinación del valor sistólico de PA_{Car} se encuentra sujeta a errores asociados al método esfigmomanométrico y podrían llegar incluso a obtenerse valores superiores a los de la PAS braquial, a sabiendas que la diferencia con los valores de PAC resulta inferior a los 2 mmHg [12]. No obstante, la determinación de PAM a través de la fórmula del 40% (considerando una correcta estimación de PAS y PAD) no introduciría un error de más del 0,2% en la estimación de valor sistólico de PA_{Car} [23].

Por otra parte, en [25] se reportó una diferencia entre la presión pulsátil carotídea y braquial (calibrada de la manera anteriormente expuesta) de $3,1 \pm 5,4$ mmHg, por lo que si bien los valores estimados de PA_{Car} por parte de la aplicación del uFISIO deberían tenerse consideración sólo como referencia para esta primera etapa, los mismos se encuentran dentro del orden esperado.

En relación con lo expuesto, es sabido que las determinaciones en arterias cercanas a la aorta (como la carótida o subclavia) proporcionan estimaciones aceptables en virtud de la morfología de PAC. No obstante, suele preferirse la arteria radial como sitio de evaluación (en la muñeca) debido a la facilidad en la obtención de las mediciones tonométricas [14], [13]. Es por ello que el diseño del uFISIO ha sido orientado a facilitar las mediciones en dichos sitios arteriales, si bien son evidentes los potenciales problemas relacionados con la presencia (y probable desprendimiento) de placas ateromatosas, sobre todo en individuos de avanzada edad [12]. En este último caso el factor de forma (en virtud de valores de referencia preexistentes), la estabilidad de la línea de base y la repetibilidad de los latidos obtenidos resultan de utilidad para verificar la correcta utilización del dispositivo.

El esquema de comunicación adoptado aseguró un flujo de información eficiente hacia el servidor central. Si bien se optó por un protocolo propietario para el control de la red Zigbee (de modo de asegurar determinismo y control total sobre los datos adquiridos por el tonómetro y potenciales dispositivos asociados) se está evaluando la posibilidad de migrar al protocolo MQTT-SN en la siguiente versión del dispositivo a ser desarrollada [18]. Bajo dicha premisa, los futuros desarrollos incorporarán dispositivos similares al uFISIO para medición de canales de electrocardiografía,

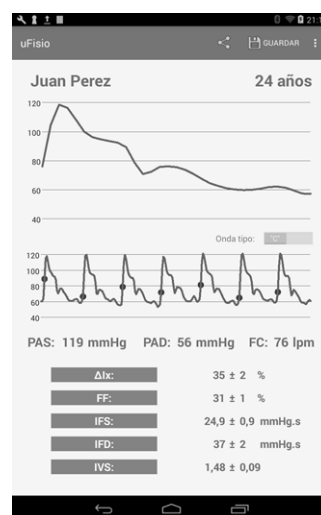


Fig. 4. Pantalla de la aplicación de procesamiento de datos, desarrollada para el sistema operativo Android. En el panel superior se observa el latido promedio de la serie temporal de presión arterial, adquirida en la arteria carótida (panel medio). A continuación, se visualizan las presiones calibradas y los índices correspondientes calculados.

plestismografía y tonometría adicional, de modo de posibilitar evaluaciones de rigidez arterial sistémica (velocidad de la onda del pulso arterial, por ejemplo), entre otras aplicaciones.

Para concluir, resulta imperiosa una validación del sistema en protocolos subsiguientes, utilizando distintos grupos etarios, y efectuando la contrastación con equipos aprobados para su uso clínico. Para tal fin se apelará a dispositivos validados por normas internacionales tales como el Sphygmocor Xcell (Atcor Medical, Illinois, EUA) o el Mobil-O-Graph (I.E.M. GmbH, Stolberg, Alemania) los cuáles han sido diseñados para efectuar estimaciones no invasivas de PAC y proporcionan información complementaria acerca de su morfología.

REFERENCIAS

- [1] P. Segers *et al.*, «Amplification of the pressure pulse in the upper limb in healthy, middle-aged men and women», *Hypertens. Dallas Tex* 1979, vol. 54, n.º 2, pp. 414-420, ago. 2009.
- [2] A. P. Avolio *et al.*, «Role of pulse pressure amplification in arterial hypertension: experts' opinion and review of the data», *Hypertension*, vol. 54, n.º 2, pp. 375-383, ago. 2009.
- [3] M. R. Nelson, J. Stepanek, M. Cevette, M. Covalciuc, R. T. Hurst, y A. J. Tajik, «Noninvasive measurement of central vascular pressures with arterial tonometry: clinical revival of the pulse pressure waveform?», *Mayo Clin. Proc.*, vol. 85, n.º 5, pp. 460-472, may 2010.
- [4] C. Vlachopoulos, K. Aznaouridis, M. F. O'Rourke, M. E. Safar, K. Baou, y C. Stefanadis, «Prediction of cardiovascular events and all-cause mortality with central haemodynamics: a systematic review and meta-analysis», *Eur. Heart J.*, vol. 31, n.º 15, pp. 1865-1871, ago. 2010.
- [5] Miyashita H. «Clinical Assessment of Central Blood Pressure. Current Hypertension Reviews», 2012, 8, 80-90
- [6] L. M. Van Bortel *et al.*, «Non-invasive assessment of local arterial pulse pressure: comparison of applanation tonometry and echo-tracking», *J. Hypertens.*, vol. 19, n.º 6, pp. 1037-1044, jun. 2001.

- [7] S. A. Hope, I. T. Meredith, y J. D. Cameron, «Effect of non-invasive calibration of radial waveforms on error in transfer-function-derived central aortic waveform characteristics», *Clin. Sci. Lond. Engl.* 1979, vol. 107, n.º 2, pp. 205-211, ago. 2004.
- [8] M. De Luca, L. Petrauskas, I. Meyer, L. J. Cymberknop, y R. L. Armentano, «Red inalámbrica de dispositivos para la medición de parámetros fisiológicos», presentado en IV Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Entre Ríos, Argentina, 2014.
- [9] J. Andreu-Perez, D. R. Leff, H. M. D. Ip, y G.-Z. Yang, «From Wearable Sensors to Smart Implants--Toward Pervasive and Personalized Healthcare», *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 62, n.º 12, pp. 2750-2762, dic. 2015.
- [10] P. Chatterjee y R. L. Armentano, «Internet of Things for a Smart and Ubiquitous eHealth System», en *2015 International Conference on Computational Intelligence and Communication Networks (CICN)*, 2015, pp. 903-907.
- [11] Samuel M. Lopez y Paul K. Wright, «The role of rapid prototyping in the product development process: A case study on the ergonomic factors of handheld video games», *Rapid Prototyp. J.*, vol. 8, n.º 2, pp. 116-125, may 2002.
- [12] W. Nichols, M. O'Rourke, y C. Vlachopoulos, Eds., *McDonald's Blood Flow in Arteries, Sixth Edition: Theoretical, Experimental and Clinical Principles*, 6 edition. London: CRC Press, 2011.
- [13] M. Sugawara, K. Niki, N. Ohte, T. Okada, y A. Harada, «Clinical usefulness of wave intensity analysis», *Med. Biol. Eng. Comput.*, vol. 47, n.º 2, pp. 197-206, feb. 2009.
- [14] M. F. O'Rourke y A. Adji, «An updated clinical primer on large artery mechanics: implications of pulse waveform analysis and arterial tonometry», *Curr. Opin. Cardiol.*, vol. 20, n.º 4, pp. 275-281, jul. 2005.
- [15] S. A. Hope, D. B. Tay, I. T. Meredith, y J. D. Cameron, «Comparison of generalized and gender-specific transfer functions for the derivation of aortic waveforms», *Am. J. Physiol. Heart Circ. Physiol.*, vol. 283, n.º 3, pp. H1150-1156, sep. 2002.
- [16] D. Tsiachris *et al.*, «Subendocardial viability ratio as an index of impaired coronary flow reserve in hypertensives without significant coronary artery stenoses», *J. Hum. Hypertens.*, vol. 26, n.º 1, pp. 64-70, ene. 2012.
- [17] M. F. O'Rourke y A. Adji, «Clinical use of applanation tonometry: hope remains in Pandora's box», *J. Hypertens.*, vol. 28, n.º 2, pp. 229-233, feb. 2010.
- [18] S. T.-B. Hamida, E. B. Hamida, y B. Ahmed, «A new mHealth communication framework for use in wearable WBANs and mobile technologies», *Sensors*, vol. 15, n.º 2, pp. 3379-3408, feb. 2015.
- [19] «Android Graph View plotting library». [En línea]. Disponible en: <http://www.android-graphview.org/>. [Accedido: 17-jun-2017].
- [20] «opencsv – General». [En línea]. Disponible en: <http://opencsv.sourceforge.net/>. [Accedido: 17-jun-2017].
- [21] J. Lo, «Ergonomic computer mouse», US5576733 A, 19-nov-1996.
- [22] E. Sachs, M. Cima, P. Williams, D. Brancazio, y J. Cornie, «Three Dimensional Printing: Rapid Tooling and Prototypes Directly from a CAD Model», *J. Eng. Ind.*, vol. 114, n.º 4, pp. 481-488, nov. 1992.
- [23] S. Graf y R. Armentano, «Non Invasive Assessment of Carotid and Femoral Arterial Pressure: Differences in Calibration Using Measured and Calculated Mean Brachial Pressure», en *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, Springer, Berlin, Heidelberg, 2009, pp. 793-796.
- [24] P. Segers, D. Mahieu, E. R. Rietzschel, M. L. De Buyzere, y L. M. Van Bortel, «Impact of radial artery pressure waveform calibration on estimated central pressure using a transfer function approach», *Hypertens. Dallas Tex* 1979, vol. 52, n.º 3, p. e24-25; author reply e26, sep. 2008.
- [25] F. Verbeke, P. Segers, S. Heireman, R. Vanholder, P. Verdonck, y L. M. Van Bortel, «Noninvasive assessment of local pulse pressure: importance of brachial-to-radial pressure amplification», *Hypertens. Dallas Tex* 1979, vol. 46, n.º 1, pp. 244-248, jul. 2005.