

Uso de Radares Impulsivos de Banda Ultra-Ancha (IR-UWB) para la Medición de la Frecuencia Respiratoria

P. Medina^{1*}, N. A. Barbosa¹, J. A. Frausto¹, N. Lizárraga², I. Uriarte¹

¹ Escuela de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología, Universidad Autónoma de Baja California, Tijuana, B.C., México

² Facultad de Ingeniería Mexicali, Universidad Autónoma de Baja California, Mexicali, B.C., México

* pmedina@uabc.edu.mx

Resumen— En este trabajo se presenta una introducción a las transmisiones impulsivas de banda ultra-ancha al ser usadas para la medición de frecuencia respiratoria. Se inicia con una revisión de los principales tipos de distorsiones que sufren este tipo de señales, en su viaje de ida y vuelta, antes de ser detectados en la antena. Posteriormente se presenta una revisión de algunas de las principales propuestas para que esta tecnología sea usada en la medición de la frecuencia respiratoria, ya sea para aplicaciones médicas o para rescate en situaciones de siniestro. Basados en estas revisiones se concluye que aún es necesario el desarrollo de algoritmos de detección y procesamiento para que este tipo de transmisiones pueda medir signos vitales de manera confiable. Se observa también que los algoritmos pueden estar basados en los que ya han sido ampliamente utilizados en las telecomunicaciones y la instrumentación médica.

Palabras clave—Radar, Radio impulsivo (IR), Banda Ultra-ancha (UWB), Respuesta al impulso, Frecuencia respiratoria.

I. INTRODUCCIÓN

Gracias al desarrollo y miniaturización de la electrónica, el desarrollo de algoritmos de procesamiento de señales, pero sobre todo a la gran aceptación y demanda de los usuarios, cada día encontramos más dispositivos que basan su funcionamiento en la utilización de ondas de radio. Dentro de estos dispositivos encontramos a los radares, los cuales se utilizan principalmente para estimar la distancia, forma y velocidad de objetos distantes. El principio de funcionamiento de la mayoría de los radares se basa en la generación de una señal de radio de forma senoidal con frecuencia y amplitud constante, la cual es transmitida desde el radar y dirigida hacia el objeto que se quiere analizar, la onda senoidal se refleja en el objeto y regresa al receptor de radio donde es procesada y analizada para extraer la información del objeto e interés. Este tipo de radares se conocen como de onda continua, por la forma de onda que utilizan.

Después de que la Comisión Federal de Comunicaciones (FCC) de los Estados Unidos liberó el rango de frecuencias de 3.1 a 10.6 GHz para su uso sin licencia [1], se ha despertado el interés científico y tecnológico para su utilización en múltiples aplicaciones,

pues no se requiere pagar por su uso si las señales de radio se ajustan a ciertos criterios. Este rango de frecuencias es comúnmente conocido como Banda Ultra-Ancha o UWB (por sus siglas en inglés, Ultra-Wideband) [2]. Básicamente son dos las restricciones de las señales que deseen utilizar la banda UWB: que su ancho de banda sea superior a los 500 MHz y que su nivel de energía sea extremadamente bajo. Estas restricciones se deben a que este amplio rango de frecuencias es utilizado por otras tecnologías que sí pagan por su uso, entonces para disminuir la interferencia se ha puesto a UWB en el nivel de las transmisiones no intencionales.

Básicamente existen dos tipos de señales UWB, las basadas en una portadora senoidal continua, y las que utilizan transmisiones de impulsos cortos de radio. En este documento nos enfocaremos en el segundo tipo de señales, específicamente en la manera que estas pueden ser utilizadas para el monitoreo y detección de la frecuencia respiratoria. La organización del documento es la siguiente: en la sección II se describen de manera más amplia las características de señales UWB impulsivas con énfasis en la forma de onda observada en la antena receptora; en la sección III se describen los principales trabajos en los que se ha utilizado UWB para la medición de la frecuencia respiratoria, y finalmente en la sección IV se presentan las conclusiones y trabajo futuro que los autores alcanzan a percibir durante la elaboración del presente trabajo.

II. SEÑALES UWB IMPULSIVAS

La idea de utilizar transmisiones impulsivas de radio no es nueva, surgió en la década de los 60's para aplicaciones de radares, sin embargo en esa época ni la tecnología estaba lista para implementarla, ni los organismos internacionales estaban preparados para regularla [3]. Después del 2002 han surgido varias propuestas para su uso tanto en sistemas de telecomunicaciones como en tecnologías de radar.

Básicamente la señal UWB es un impulso de radio de corta duración, del orden de los nanosegundos, como el que se muestra en la Fig. 1 [4]. En esta misma figura se muestra también el espectro del pulso UWB, y se observa que cubre un amplio rango de frecuencias, superior a 1 GHz, y su

energía está por debajo de los niveles establecidos por la FCC, mostrados en línea punteada. Por lo general los impulsos UWB son transmitidos con un ciclo de trabajo inferior al 1%, esto los convierte en buenos candidatos para las aplicaciones de bajo consumo de energía.

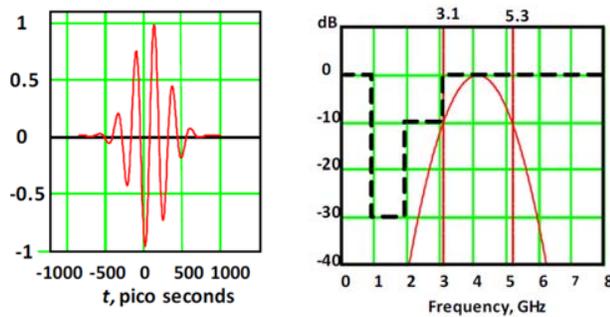


Fig. 1. Pulso UWB, características temporales y espectrales.

El impulso que se muestra en la Fig. 1 es el que sale de la antena transmisora, este impulso debe viajar por el aire hasta alcanzar un objeto de interés, sin embargo en su viaje de ida y regreso se topará con más obstáculos (llamados dispersores), se reflejará múltiples veces y sufrirá los efectos de la difracción y la refracción, principalmente. De esta manera en el receptor se tendrán múltiples copias del pulso transmitido, todas ellas retrasadas una con respecto a la otra. Todos estos fenómenos en conjunto se conocen como propagación multitrayectoria y han sido ampliamente estudiados en los sistemas de telecomunicaciones de radiofrecuencia [5]. La mayoría de los modelos de propagación multitrayectoria constituyen una modificación del modelo Saleh-Valenzuela, en este modelo el canal multitrayectoria es descrito matemáticamente mediante una respuesta al impulso del tipo:

$$h_k(t) = \sum_{l=1}^N \alpha_l \delta(t - \tau_l) \quad (1)$$

donde $\delta(t)$ es la función impulso unitario de amplitud α_l y retardo τ_l . Cada impulso unitario representa una copia del pulso proveniente de un dispersor diferente, que viajó diferente trayectoria y sufrió diferente atenuación. El subíndice k se ha colocado para indicar que la respuesta al impulso variará en el tiempo conforme se modifique la distribución de los dispersores.

La señal recibida estará dada por:

$$r(t) = h_k(t) * p(t) + n(t) \quad (2)$$

donde $p(t)$ es la función que describe el pulso transmitido (la ecuación matemática que describe el pulso de la Fig. 1) y el operador $*$ indica la convolución de este pulso $p(t)$ con la respuesta al impulso del canal $h_k(t)$, mientras que $n(t)$ representa el inevitable ruido blanco aditivo.

En la Fig. 2 se muestra la señal detectada en la antena receptora de un radar monostático UWB, para obtener esta señal se han transmitido un total de 64 pulsos como el que se muestran en la Fig. 1 separados uno del otro por un tiempo de 100 ns. Los 64 pulsos han sido muestreados mediante convertidores A/D con periodo de muestreo de 61 ps, y luego han sido alineados y promediados para reducir la relación señal a ruido (SNR – *Signal to Noise Ratio*), por lo que se observa en la figura un nivel muy bajo de ruido. El radar UWB utilizado es el PulsOn 440 de la compañía TimeDomain [4].

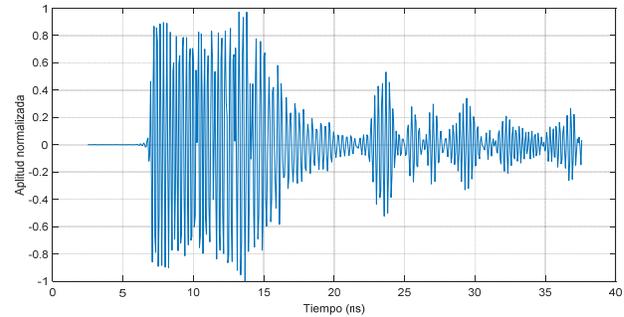


Fig. 2. Pulso recibido en la antena receptora del radar UWB. Se observa la dispersión multitrayectoria debido a los dispersores.

El escenario de medición fue un salón de clases, el radar se colocó en el centro del salón, sobre una mesa de madera. El radar estaba separado un metro del piso y tenía línea de vista (LOS – *Line of Sight*) con la pared más cercana que se encontraba a dos metros. Las butacas fueron colocadas alrededor del perímetro del salón de clases rodeando el radar. Las antenas transmisora y receptora son omnidireccionales y están separadas por 1.3 cm.

El pulso transmitido mostrado en la Fig. 1 tiene un ancho aproximado 1 ns, luego de incidir en diferentes dispersores cada una de las copias del pulso regresa a la antena receptora obteniéndose el pulso disperso de la Fig. 2, en este se observa una dispersión multitrayectoria significativa de aproximadamente 40 ns. De la dispersión multitrayectoria se puede obtener diferente tipo de información sobre los receptores, la más evidente es la distancia a la que se encuentran los distintos dispersores la cual puede ser estimada convirtiendo el retardo de la multitrayectoria en distancia recorrida, sabiendo que la onda se propaga a la velocidad de la luz. Este retardo en el

lenguaje de radares se conoce como tiempo de arribo (TOA – *Time of arrival*) [6].

III. MEDICIÓN DE LA FRECUENCIA RESPIRATORIA

De manera muy resumida se puede decir que todos los métodos para extraer información de la señal recibida en el receptor del radar UWB consisten en obtener alguna estimación de la respuesta al impulso del canal. Cada método se distingue del otro en la manera en que esta estimación es obtenida y en cómo es después procesada e interpretada. Los métodos varían en complejidad y en exactitud, como es sabido estas dos son generalmente características antagónicas.

En este tipo de aplicaciones son dos las principales razones para utilizar radares UWB impulsivos en vez de radares portadora continua. La primera es porque mediante el uso de pulsos cortos es por mucho más sencillo obtener la estimación de la respuesta al impulso del canal radio, de hecho en las campañas de estudio de enlaces de comunicación de radio se utilizan transmisiones impulsivas para determinar las características de los enlaces a pesar de que ya en la implementación de los mismos se utilicen transmisiones de portadora continua. La segunda razón es porque mediante el uso de pulsos cortos es posible estimar distancias y posicionamiento con un error en el orden de los centímetros, de hecho entre más estrechos sean los pulsos el error de la estimación será más pequeño.

Las primeras propuestas para estimación de parámetros fisiológicos se basan en la estimación del TOA, el cual es el retardo τ_1 en (1). En condiciones de línea de vista entre el objeto y el radar, y siempre que el objeto de interés sea el más cercano al radar y la SNR sea alta, la primer multitrayectoria será la de mayor energía por lo que la estimación de τ_1 es muy simple. Sin embargo en la mayoría de los casos estas condiciones no serán satisfechas, es decir ni la primera multitrayectoria será la que provenga del objeto de interés, ni esta será la más potente. El problema de la estimación del TOA en estas condiciones ha sido estudiado ampliamente en trabajos como [6], [7] y [8], en todos ellos el planteamiento consiste en la determinación de un umbral con el cual se debe comparar la señal recibida, de manera que el TOA estimado corresponderá con primeras muestras que superen el umbral. La SNR es mejorada mediante el promediado de varios pulsos, y en la determinación del umbral se utilizan diferentes técnicas para la estimación del nivel ruido.

Las técnicas de estimación del TOA son simples y pueden ser utilizadas de manera satisfactoria para estimar la

posición de los objetos y seguir su desplazamiento. Si se quisiera determinar la frecuencia respiratoria mediante estas técnicas sería necesario seguir el movimiento de los pulmones al respirar, la magnitud de este movimiento es demasiada pequeña comparada con la incertidumbre de la estimación de la distancia mediante el TOA, por lo que difícilmente se podría extraer información sobre la frecuencia cardíaca mediante estas técnicas.

En trabajos más recientes [9], [10] y [11] el enfoque ha cambiado a la determinación del movimiento más que a la estimación de la distancia. Básicamente las técnicas para medición del movimiento del pecho consisten en realizar, una tras otra, varias estimaciones de la respuesta al impulso del canal, luego haciendo un procesado de las respuestas al impulso se obtiene una respuesta “estática” del canal (debida a los dispersores estáticos) y se sustrae esta de cada una de las estimaciones de canal, de tal manera que en cada una de las respuestas al impulso solo queda la respuesta al canal debida a los dispersores en movimiento. Después mediante distintas técnicas de procesamiento y filtrado se extrae la señal debida al movimiento pulmonar y a partir de esta se obtiene la frecuencia respiratoria.

Estas últimas técnicas mencionadas asumen que los dispersores del canal que no son de interés se mantienen estacionarios durante la realización de la medición o que si hay movimiento éste debe ser mucho más rápido que el movimiento debido a la respiración, de manera que es posible separarlos mediante el filtrado. Estas suposiciones son factibles en ambientes de pacientes en un cuarto de hospital, así como también en zonas de desastres donde hay personas atrapadas bajo escombros o nieve. Obviamente la complejidad de estos sistemas es por mucho más elevada que los basados en la estimación del TOA.

En sistemas más sofisticados como el de [12] se propone la utilización de múltiples antenas para recepción de las multitrayectorias, este tipo de sistemas se conocen como sistemas MIMO y ya han sido ampliamente estudiados e implementados en sistemas de comunicación inalámbrica. La ventaja de este tipo de sistemas es que pueden estimar la frecuencia respiratoria de más de un individuo de manera simultánea, además de que pueden determinar la ubicación de cada uno de ellos ya que el sistema puede estimar los ángulos de arribo de las multitrayectorias. En la publicación se verifica la factibilidad funcional de la propuesta mediante la implementación de distintas pruebas, aunque dejan abierto la factibilidad de la implementación práctica del sistema funcional completo, ya que su complejidad es muy elevada y todavía debe ser evaluada.

IV. CONCLUSIONES

Mediante la revisión bibliográfica se ha mostrado la factibilidad tecnológica del monitoreo de signos vitales mediante el uso de radares impulsivos UWB, específicamente de la frecuencia respiratoria. Aunque los sensores por contacto son confiables y ya han sido bastante probados y difundidos, esta nueva tecnología vendrá a complementar la ya existente para los casos donde el contacto físico no sea posible o no sea conveniente, como por ejemplo en un paciente con quemaduras. Además, fuera de los hospitales, este tipo de sistemas puede ser utilizado para el rescate de personas en situaciones de desastre, ya que los impulsos de radio pueden penetrar paredes y tienen el potencial de rastrear signos vitales de personas atrapadas tras escombros o nieve. Se encontró en esta revisión que la mayor parte de las propuestas son modificaciones de algoritmos de radiocomunicaciones y de instrumentación médica. Como trabajo futuro los autores nos proponemos contribuir en el desarrollo de esta tecnología mediante la evaluación de la factibilidad práctica de diferentes algoritmos de estimación, procesamiento y filtrado.

Demonstrator for Ultra-Fine Movement Detection and Vital-Sign Monitoring.» *IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques*, vol. 61, n° 5, pp. 2076-2085, 2013.

- [11] A. Alemarveen, S. Noghianian y R. Fazel-Rezai, «Antenna Effects on Respiratory Rate Measurement Using a UWB Radar System,» *IEEE Journal of Electromagnetics, RF, and Microwaves in Medicine and Biology*, vol. 2, n° 2, pp. 87-93, 2018.
- [12] J. Salmi y A. F. Molisch, «Propagation Parameter Estimation, Modeling and Measurements for Ultrawideband MIMO Radar,» *IEEE Transactions on Antennas and Propagation*, vol. 59, n° 11, pp. 4257-4267, November 2011.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Federal Communications Commission, Revision of Part 15 of the commission's rules regarding ultra wideband transmission systems: First report and order, Washington, DC: FCC, 2002.
- [2] R. Scholtz, «Multiple Access with Time-Hopping Impulse Modulation,» de *Proceedings of IEEE Military Communications Conference (MILCOM'93)*, Boston, MA, USA., 1993.
- [3] G. Giannakis, «Ultra-wideband communications: an idea whose time has come,» de *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing (ICASSP '03)*, Hong Kong, China, 2003.
- [4] Time Domain, *Data Sheet/User Guide PulsOn 440*, Hunstville, UL, 2017.
- [5] T. S. Rappaport, *Wireless communications : principles and practice*, Uppler Saddle River, N.J., USA.: Prentice Hall, 2002.
- [6] W. Liu, H. Ding, X. Huang y Z. Liu, «TOA Estimation in IR UWB Ranging with Energy Detection Receiver Using Received Signal Characteristics,» *IEEE Communications Letters*, vol. 16, n° 6, pp. 738-741, May 2012.
- [7] Z. N. Low, J. H. Cheong, C. L. Law, W. T. Ng y Y. J. Lee, «Pulse Detection Algorithm for Line-of-Sight (LOS) UWB Ranging Applications,» *IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters*, vol. 5, pp. 63-67, 2005.
- [8] D. Dardari, C.-C. Chong y M. Win, «Threshold-based time-of-arrival estimators in uwb dense multipath channels,» *IEEE Transactions on Communications*, vol. 56, n° 8, pp. 1366-1378, August 2008.
- [9] Y. Wang, Q. Liu y A. E. Fathy, «CW and Pulse-Doppler Radar Processing Based on FPGA for Human Sensing Applications,» *IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing*, vol. 51, n° 5, pp. 3097-3107, May 2005.
- [10] B. Schleicher, I. Nasr, A. Trasser y H. Schumacher, «IR-UWB Radar