

Detection of Heart Frequencies Using UWB Signals

M. Baboli¹, S.A. Ghorashi^{2*}, N. Saniei³, A. Ahmadian⁴

¹ M.Sc Graduated, Electrical and Computer Engineering Dept., Shahid Beheshti University,
Tehran, Iran, Mebaboli@ieee.org

² Assistant Professor, Electrical and Computer Engineering Dept., Shahid Beheshti University, Tehran, Iran

³ Assistant Professor, Electrical and Computer Engineering Dept., Shahid Beheshti University,
Tehran, Iran, Namdar@ieee.org

⁴ Associate Professor, Biomedical System & Medical Physics Dept., Tehran University of Medical Sciences,
Research Center for Science and Technology in Medicine, Tehran, Iran, Ahmadian@sina.tums.ac.ir

Abstract

Ultra Wide Band (UWB) signals are widely used in medical applications. In this paper, we developed a novel non-contact monitoring system to measure the heart rates of patients using UWB signals. The work is performed in two stages. First, a simulated UWB system including a model for human body is developed, where heart is simulated using simple layered model, and then its rate is detected. In second stage, real experiments are carried out on human body using UWB radar with 3.2 GHz bandwidth, and a new practical wavelet based algorithm is proposed to detect heart rate. The proposed algorithm has a high precision (98%) and accuracy (92%) and appears to be promising for future monitoring systems.

Keywords: Ultra Wide Band (UWB); Heart Rate; Motion Detection; Wavelet; Simulation; Real Experiment

*Corresponding author

Address: Seyed Ali Ghorashi, Electrical and Computer Engineering Department, Shahid Beheshti University, Tehran, Iran
Tel: +98 21 29902287
Fax: +98 21 22431804
E-mail: A_Ghorashi@sbu.ac.ir

آشکارسازی فرکانس حرکتی قلب با امواج فرا پهن باند

مهران بابلی^۱، سید علی قرشی^{۲*}، نامدار صنیعی^۳، علیرضا احمدیان^۴

^۱ کارشناس ارشد، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه شهید بهشتی، تهران Mebaboli@ieee.org

^۲ استادیار، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه شهید بهشتی، تهران

^۳ استادیار، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر، دانشگاه شهید بهشتی، تهران Namdar@ieee.org

^۴ دانشیار، گروه فیزیک و مهندسی پزشکی، مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی،

دانشگاه علوم پزشکی تهران Ahmadian@sina.tums.ac.ir

چکیده

با توجه به کاربرد روز افزون امواج فرا پهن باند در بخش پزشکی، در مطالعه حاضر از این امواج برای آشکارسازی فرکانس حرکتی قلب استفاده شده است. کارهای ارائه شده در این مقاله را می توان دو بخش تقسیم کرد: در بخش اول فرکانس حرکتی قلب به کمک امواج فرا پهن باند به صورت شبیه سازی و در قالب مدلی که برای بدن انسان در نظر گرفته شده است، به دست می آید. سپس حرکت قلب در بدن انسان به وسیله یک مدل لایه ای ساده شبیه سازی شده و فرکانس حرکتی این مدل به دست آمده است. در بخش دوم آزمایش های انجام شده بر بدن انسان، به کمک فرستنده و گیرنده فراپهن باند با پهنای باند ۳/۲GHz انجام شده و فرکانس حرکتی قلب به کمک الگوریتم مبتنی بر تبدیل موجک به دست آمده است. نتایج حاصل و مقایسه آنها با مقادیر واقعی نشان می دهد که الگوریتم ارائه شده کاربردی و در حد مطلوبی (۹۸٪) تکرارپذیر است. همچنین نشان داده شده است که نتایج به دست آمده از کاربرد این الگوریتم در محیط واقعی برای آشکارسازی فرکانس قلب دارای دقتی بیش از ۹۲٪ بوده اند.

واژه های کلیدی: امواج فراپهن باند، تبدیل موجک، فرکانس حرکتی قلب، شبیه سازی، آزمایش های واقعی

*عهدہ دار مکاتبات

نشانی: تهران، دانشگاه شهید بهشتی، دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

تلفن: ۲۹۹۰۲۲۸۷، دورنگار: ۲۲۴۳۱۸۰۴، پیام نگار: A_Ghorashi@sbu.ac.ir

۱- مقدمه

تا آنجا که نویسندگان مطلع اند، کار درخور ذکری انجام نشده است.

در مقاله حاضر، به کمک الگوریتمی جدید که بر اساس تبدیل موجک کار می‌کند، فرکانس حرکتی قلب انسان در محیط شبیه‌سازی شده و همچنین به صورت آزمایشگاهی به صورت غیرتماسی اندازه‌گیری می‌شود. مزیت الگوریتم ارائه شده، دقت و میزان تکرارپذیری بالای آن است. سازماندهی مقاله حاضر به ترتیب زیر است: در بخش دوم روش تحقیق برای دو قسمت "شبیه‌سازی" و "آزمایش واقعی" توضیح داده شده است. در قسمت شبیه‌سازی یک مدل ساده لایه ای برای بدن انسان در نظر گرفته شده است و فرکانس حرکتی قلب در این محیط شبیه‌سازی شده، به دست آمده است. در قسمت دوم، آزمایش‌هایی بر روی انسان انجام شده و نتایج آن برای تعیین فرکانس حرکت مربوط به قلب به دست آمده است. برای پردازش سیگنال‌ها و داده‌ها از یک الگوریتم بر پایه تبدیل موجک استفاده شده است. در بخش سوم نتایج به دست آمده از شبیه‌سازی و آزمایش‌ها ارائه شده اند. و در نهایت در بخش چهارم به نتیجه‌گیری پرداخته شده است.

۲- روش تحقیق

۲-۱- شبیه‌سازی

در این قسمت هدف به دست آوردن فرکانس حرکتی قلب به کمک شبیه‌سازی است. به همین منظور یک سیستم کامل UWB همراه با بدن انسان مدل شده است. در این مدل فرستنده پالس گوسین مونسایکل^۶ با پهنای باند ۳GHz را به عنوان پالس UWB تولید می‌کند. پالس مونسایکل در حوزه زمان و فرکانس به ترتیب با روابط (۱) و (۲) نشان داده می‌شود [۶].

$$v(t) = 6A \sqrt{\frac{e\pi}{2}} \frac{t}{T_p} e^{-6\pi(t/T_p)^2} \quad (1)$$

$$F\{v(t)\} = V(f) = -j \frac{AfT_p^2}{3} \sqrt{\frac{e\pi}{2}} e^{-\frac{\pi}{6}f^2T_p^2} \quad (2)$$

که در آن T_p عرض پالس و A دامنه پالس است. فرکانس مرکزی و پهنای باند مونسایکل به عرض پالس آن وابسته است و فرکانس مرکزی آن $f_c = \frac{1}{T_p}$ می‌باشد.

با توجه به استاندارد دی که از طرف کمیسیون مخابرات فدرال^۱، در سال ۲۰۰۲ میلادی برای امواج فرا پهن باند^۲ (UWB) ارائه شد، یک سیگنال UWB سیگنالی است که دارای پهنای باند ۵۰۰MHz و یا پهنای باند کسری ۲۰٪ در تمام طول دوره ارسال است [۱]. از آن زمان کاربردهای متفاوتی در رشته‌های مختلف برای این امواج مطرح شده که از جمله مهمترین آنها می‌توان به کاربرد سیستم‌های UWB در وسائل مخابراتی، به منظور انتقال اطلاعات در محیط‌های سرپوشیده اشاره کرد. همچنین در مقاصد نظامی از دیرباز از این سیستم‌ها در کاربردهای راداری و انتقال اطلاعات استفاده می‌شده است. در بخش پزشکی نیز به علت ویژگی‌های این امواج از جمله پهنای باند بالا، توان بسیار کم، و قدرت تفکیک فضایی بالا، تحقیقاتی انجام شده است.

فرکانس حرکت قلب از اساسی‌ترین مشخصه‌های حیاتی هر انسان است. نظارت و اطلاع از مشخصات قلبی بیماران و افراد تحت نظر در بسیاری از موارد برای پزشکان ضروری است. تمامی روش‌های اندازه‌گیری رایج نرخ ضربان قلب به صورت تماسی بود است بنابراین مشکلاتی از جمله ایجاد تنش و پریشانی برای بیمار، درگیر کردن یک کاربر انسانی و در نتیجه وابسته بودن نتایج به دقت کاربر، استفاده از مواد مصرفی بیشتر و غیره را به همراه دارند. به همین دلیل امروزه استفاده از روش‌های جدید بدون تماس مستقیم با بدن، برای نظارت بر حرکت قلب برای بخش‌های مختلف نگهداری بیماران به یک ضرورت تبدیل شده است. یکی از روش‌هایی که به تازگی برای نظارت بی‌سیم حرکت قلب مورد توجه قرار گرفته است، استفاده از امواج UWB است.

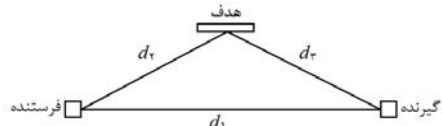
مطالعات مختلفی در زمینه پیدا کردن فرکانس حرکت قلب و تنفس انجام شده است [۲-۴]. در این پژوهش‌ها از تبدیل فوریه^۳ و همبستگی^۴ امواج نسبت به هم استفاده شده است. در [۵] از تبدیل موجک پیوسته^۵ برای تشخیص حرکت تنفس استفاده شده است. و روش پیشنهادی به دلیل به دست آوردن شکل موج حوزه زمان تنفس، قابل توجه است. در زمینه شبیه‌سازی سیستم UWB و آشکارسازی حرکت قلب از آن،

¹ Federal Communications Commission
⁵ Continuous Wavelet Transform

² Ultra Wide Band
⁶ Gaussian Monocycle

³ Fourier transform

⁴ Correlation



شکل ۱- چینش آنتن‌های فرستنده، گیرنده و بیمار در شبیه‌سازی و آزمایش‌ها



شکل ۲- مدل لایه‌های قفسه سینه در شبیه‌سازی

$$E_N = [R_N^{(h-b)}]^N [R_N^{(b-a)}]^{(N-1)} T_N^{(a-b)} T_N^{(b-a)} \left[\frac{2Nz_b}{\cos \tilde{\theta}_{i,N}^{(a-b)}} + \frac{h_t + h_r}{\cos \tilde{\theta}_{i,N}^{(a-b)}} \right]^{\frac{1}{2}} \exp \left[-\beta^{(b)} \frac{2Nz_b}{\cos \tilde{\theta}_{i,N}^{(a-b)}} - jk^{(b)} \frac{2Nz_b}{\cos \tilde{\theta}_{i,N}^{(a-b)}} - jk^{(a)} \frac{h_t + h_r}{\cos \tilde{\theta}_{i,N}^{(a-b)}} \right], N = 1, 2, \dots \quad (3)$$

$$\tau_N = \frac{2Nz_b}{v^{(b)} \cos \tilde{\theta}_{i,N}^{(a-b)}} + \frac{h_t + h_r}{v^{(a)} \cos \tilde{\theta}_{i,N}^{(a-b)}} \quad (4)$$

در روابط فوق، E میدان الکتریکی در گیرنده، τ تاخیر زمانی اکو پالس، k عدد موج در ماده، β ثابت تضعیف ماده، h_r و h_t همانگونه که در شکل ۱ نشان داده شده اند به ترتیب فاصله عمودی فرستنده و گیرنده از هدف، R و T به ترتیب ضریب انعکاس و انتشار موج، $\tilde{\theta}_i$ و $\hat{\theta}_i$ به ترتیب نشانگر زاویه بازتابش سیگنال در مرز هوا به بدن، و بدن به قلب است. همین‌طور $\tilde{\theta}_i$ و $\hat{\theta}_i$ به عنوان زاویه تطبیق در انتقال تعریف می‌شود Z_b بعنوان ضخامت بدن در نظر گرفته شده است و N تعداد دفعاتی است که موج در محیط بدن بازتابش دارد. به‌طور مثال N در شکل ۳ برابر ۲ است.

در این قسمت فرض شده است سطح بدن انسان کاملاً صاف و بدون برآمدگی است و تنها موجی که از سطح قلب برگشته است در نظر گرفته شده است. همچنین فاصله d_r و d_t در شکل ۱ بسیار کوچک فرض شده و نیز اثر آنتن در فرستنده و گیرنده به صورت مشتق‌گیر در نظر گرفته شده است. شرط یافتن تعداد مسیرهای متعددی که از قفسه سینه

یکی از موارد مهم در شبیه‌سازی نوع مدلی است که برای بدن انسان در نظر گرفته می‌شود. بدن انسان از چندین لایه تشکیل شده که در نظر گرفتن آنها، مدل را بیش از حد لازم پیچیده می‌کند. به همین دلیل در مطالعه حاضر بدن انسان به جز قلب به صورت یکپارچه و دارای ضریب گذردهی الکتریکی ϵ_r ^۷، و مغناطیسی μ_r ^۸، یکسان فرض شده است. مشخصات ضرایب گذردهی بدن و قلب در جدول ۱ آمده است [۷]. برای بدن از مشخصات ماهیچه استفاده شده است. ولی برای مشاهده اثر تغییر مقادیر ضرایب گذردهی الکتریکی و مغناطیسی در بدن، و با توجه به اینکه ساختار بدن و قلب در بدن‌های مختلف می‌تواند متفاوت باشد، از دو مقدار ϵ_r برای بدن و قلب استفاده شده است.

با مشخص شدن مدل، پالس‌های UWB به مدل تاییده می‌شود (شکل ۱). در این شبیه‌سازی پالس‌های مونوسایکل به صورت ترکیب بایواستاتیک^۹ به مدل تاییده می‌شوند. فاصله دو آنتن از هم و فاصله آنتن‌ها از بدن به ترتیب با d_1 ، d_2 و d_r مشخص شده است.

پالس UWB پس از ارسال از مرز بین دو محیط دارای ضریب گذردهی الکتریکی و مغناطیسی مختلف، با توجه به مقدار ضرایب یا از مرز کاملاً باز تاییده می‌شود و یا بخشی از آن بازتاییده و بخشی از آن در ماده نفوذ کرده و یا تضعیف می‌گردد. با توجه به مدل بدن، قفسه سینه شخص مورد آزمایش به ترتیب با سه محیط هوا، بدن و قلب مدل می‌شود (شکل ۲). در هر محیط مقدار ϵ و μ و در نتیجه ضرایب بازتابش و تضعیف متفاوت است و می‌توان با توجه به روابط ۳ و ۴ [۸] میزان تضعیف و بازتابش هر پالس UWB را در محیط‌های مختلف به دست آورد. در این روابط اندیس‌های a ، b و h به ترتیب نشان‌دهنده محیط هوا، بدن و قلب هستند. نماد $(i_1 - i_2)$ که $i_1, i_2 \in \{a, b, h\}$ نشان می‌دهد ضریب مربوط به حالت عبور موج از محیط i_1 به محیط i_2 است.

جدول ۱- پارامترهای در نظر گرفته شده برای بدن و قلب

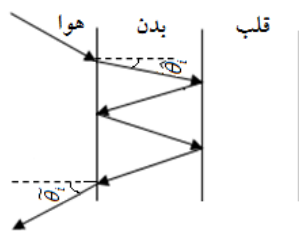
ϵ_r	ضخامت بدن (mm)	ϵ_r (بدن)	σ (S/m)	μ_r	
۵۵	۳۷	۵۰	۱/۵	۱	الف
۶۰	۳۷	۵۵	۱/۵	۱	ب

⁷ Permittivity coefficient

⁸ Permeability coefficient

⁹ Bi-Static

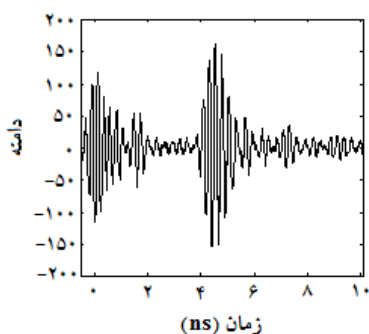
می‌توان با گرفتن تبدیل فوریه سریع^{۱۴} از ستون انتخاب شده، فرکانس حرکتی قلب را به دست آورد.



شکل ۳. نمونه پالس‌های بازگشتی به ازای ارسال یک پالس

۲-۲- آزمایش واقعی

در این بخش امواج UWB، با پهنای باند $3/2\text{GHz}$ با چینش آزمایشگاهی شکل ۱، به قفسه سینه تابانده می‌شوند. برای تمرکز بر حرکات قلب و عدم تداخل آن با حرکت قفسه سینه در اثر تنفس، شخص مورد نظر در طول مدت آزمایش نفس خود را نگه داشته است. فاصله بین دو آنتن d_1 ؛ فاصله آنتن‌ها تا بدن d_2 و d_3 ؛ فاصله آنتن‌ها از زمین d_4 است. زمانی مابین هر پالس UWB که به بدن تابانده می‌شود $I\text{ ms}$ است. یک نمونه از شکل موج دریافتی در شکل ۴ نشان داده شده است. برای تحلیل داده‌های ذخیره شده در گیرنده، یک ماتریس A از این داده‌ها تشکیل می‌شود. هر موج دریافتی به ترتیب در یک سطر از ماتریس قرار داده می‌شود. در نتیجه تعداد سطرهای ماتریس برابر زمان کل آزمایش (T) تقسیم بر فاصله زمانی پالس‌های ارسالی، I است. تعداد ستون‌ها هم برابر با نرخ نمونه‌برداری (S)، در گیرنده است. به این ترتیب ماتریس A تشکیل شده در این آزمایش دارای 100×3200 درایه خواهد بود.



شکل ۴- شکل موج دریافتی در گیرنده

و قلب باز می‌گردد، با توجه به میزان حساسیت تعریف شده که در گیرنده برای دریافت مسیرهای متعدد^{۱۵} از نظر توان، مشخص می‌شود. الگوریتم محاسبات مسیرهای متعدد وقتی پایان می‌پذیرد که مسیر متعدد به هوا یعنی لایه برگردد و یا توان موج دریافتی از میزان حساسیت دستگاه کمتر شود. کمترین میزان حساسیت دستگاه برابر با -100dbm در نظر گرفته شده است. پالس‌های UWB با فاصله زمانی I به هدف فرستاده می‌شود. فرایند تعیین تعداد مسیرهای متعدد در شکل ۳ به طور نمادین نشان داده شده است.

قلب در داخل مدل یک حرکت خطی رفت و برگشتی در راستای افق انجام می‌دهد و این حرکت بر اساس زمان سیستول^{۱۱} و دیاستول^{۱۲} مدل شده است. پاسخ ضربه کانال به کمک روابط ۳ و ۴ به دست می‌آید و می‌توان کانولوشن^{۱۳} پاسخ ضربه به دست آمده را با پالس مونو سایکل فرستاده شده به دست آورد و بدین ترتیب موج دریافتی را که در گیرنده دریافت می‌شود، مشخص کرد.

۱-۱-۲- پردازش داده‌ها

برای مشخص شدن فرکانس حرکتی قلب از الگوریتم ساده‌ای بر اساس تبدیل فوریه استفاده می‌شود. ابتدا ماتریسی از مسیرهای متعدد دریافتی ایجاد شده و هر موج دریافتی یک سطر از ماتریس در نظر گرفته می‌شود. به علت قدرت تفکیک فضایی بالای پالس‌های UWB، تعداد مسیرهای دریافتی از محیط بسیار زیاد خواهد شد. با توجه به این که فرض می‌شود هیچ حرکت اضافه دیگری در محیط وجود ندارد، با به دست آوردن تغییرات در هر ستون، می‌توان ستونی را که مسیر متعدد قلب در اختیار دارد به دست آورد. به این ترتیب که ابتدا یک فیلتر حرکتی روی ماتریس اعمال می‌شود. منظور از فیلتر حرکتی محاسبه میانگین در هر ستون و کم کردن در راستای ستونی از ماتریس است تا مسیرهای متعددی که از محیط‌های استاتیک در محیط وجود دارند، حذف شوند. بعد از حذف داده‌های ساکن، ستونی که مسیرهای متعدد در آن باقی مانده است نشانگر وجود حرکت است و چون حرکت قلب تنها حرکت در محیط است، اکنون

¹⁰ Multi-path

¹⁴ Fast Fourier Transform

¹¹ Systole

¹² Diastole

¹³ Convolution

مراحل الگوریتم پیشنهادی عبارت‌اند از:

۱. با توجه به طول بازه فرکانسی مطلوب، تعداد دفعات اعمال تبدیل، z ، از رابطه $f_s = \frac{1}{2^z} * f$ تعیین می‌شود [۱۰]. در این رابطه f_s طول بازه فرکانسی مورد نظر و f بیشترین فرکانس موجود در سیگنال است و از حد نایکوئیست^{۲۰} به دست می‌آید.

۲. در مرحله دوم داده‌های استاتیک حذف می‌شود. این کار به سادگی با متوسط‌گیری از ماتریس A و کم کردن آن از تک تک عناصر به دست می‌آید و نتیجه در ماتریس B ذخیره می‌شود.

۳. تمام ستون‌های ماتریس B به ترتیب وارد بلوک تبدیل موجک می‌شوند. پس از محاسبه تبدیل، انرژی تمام بازه‌های فرکانسی آخرین سطح آن محاسبه و حداکثر آن در آرایه E ذخیره می‌شود.

۴. آرایه E در محلی حداکثر است که حرکتی با دامنه قوی‌تر نسبت به دیگر نقاط در آن اتفاق می‌افتد. با فرض اینکه تنها حرکت متناوب موجود در محیط، مربوط به حرکات قلب شخص هدف است، همین نقطه مکان مورد نظر می‌باشد. با بررسی طیف فوریه در راستای این ستون از ماتریس B می‌توان ضربان قلب هدف را تخمین زد.

۳- نتایج

در ابتدا نتایج شبیه‌سازی ارائه می‌شود. در شبیه‌سازی $I=100ms$ در نظر گرفته شده است و تمامی زوایا در این شبیه‌سازی صفر درجه در نظر گرفته شده است. پاسخ ضربه کانال مدل شده در شکل ۷ و ۸ نشان داده شده است. مدل حرکتی قلب بر اساس زمان سیستول و دیاستول مشخص شده است. فرکانس حرکتی قلب در یک مورد نمونه شبیه‌سازی، با الگوریتم توضیح داده شده، $1/54Hz$ تشخیص داده شده است. در این حالت فرکانس حرکتی قلب $1/5Hz$ بوده است (شکل ۹).

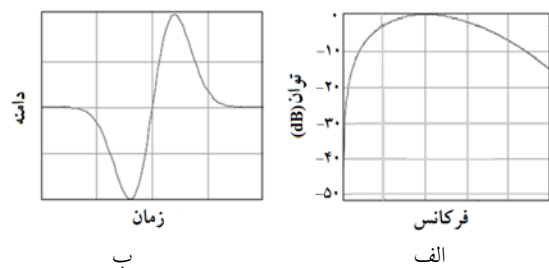
در این مقاله برای یافتن فرکانس حرکت قلب از تبدیل موجک استفاده شده است. رابطه ۵ تبدیل موجک^{۱۵} را بیان می‌کند [۹].

$$\psi_{m,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{a_0^m}} \psi\left(\frac{t - nb_0 a_0^m}{a_0^m}\right) \quad (5)$$

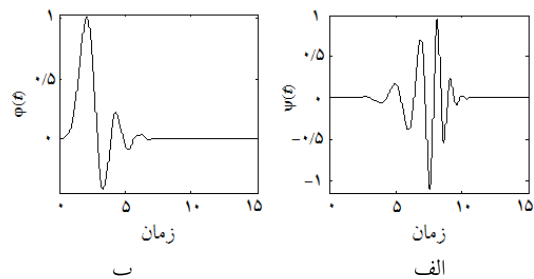
$$T_{m,n} = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{1}{a_0^{m/2}} \psi(a_0^{-m} t - nb_0) dt$$

در این رابطه ψ موجک مادر نامیده می‌شود. m و n به ترتیب تأخیر^{۱۶} و انتقال^{۱۷} را کنترل می‌کنند. a_0 پارامتر گام تأخیر، ثابت و بزرگ‌تر از ۱ تنظیم می‌شود. b_0 پارامتر موقعیت است که باید بزرگ‌تر از صفر باشد. در اینجا با توجه به شکل سیگنال ورودی که در شکل ۵ مشاهده می‌شود، تابع پایه دبوشه^{۱۸} (db8) به عنوان موجک مادر انتخاب شده است. این تابع و تابع مقیاس آن در شکل ۶ نشان داده شده‌اند.

الگوریتم پیشنهادی از تبدیل موجک بسته‌ای^{۱۹} کامل استفاده می‌کند. با استفاده از تبدیل موجک می‌توان یک سیگنال در حوزه زمان را به ضرایبی تجزیه کرد که دارای مقیاس و زمان متفاوتی باشند. با توجه به ارتباط موجک و بانک‌های فیلتری، هر مقیاس به باند فرکانسی مشخصی مرتبط می‌شود. پس از z مرحله تبدیل، بازه‌های فرکانسی $[0 \ 1/2]$ به 2^z بازه با طول مساوی تقسیم می‌شود.



شکل ۵- شکل موج ارسالی گوسین مونسایکل در حوزه فرکانس (الف) و زمان (ب)



شکل ۶- تابع دبوشه ۸ (الف) تابع پایه؛ (ب) تابع فرکانس

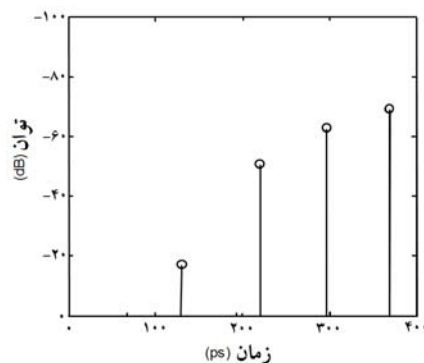
¹⁵ Wavelet Transform
¹⁹ Fast Fourier Transform

¹⁶ Dilation
²⁰ Nyquist

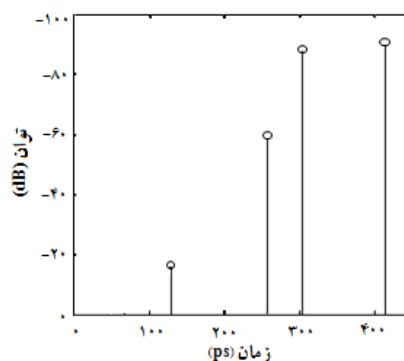
¹⁷ Translation

¹⁸ Daubechie 8

در ادامه نتایج حاصل از اعمال الگوریتم پیشنهادی بر روی داده‌های ذخیره شده از آزمایش‌های انجام شده، ارائه می‌شود. در این آزمایش‌ها فاصله بین دو آنتن $d_1=100\text{cm}$ ، فاصله آنتن‌ها تا بدن $d_2=d_3=150\text{cm}$ و فاصله آنتن‌ها از زمین $d_4=100\text{cm}$ و همچنین $I=100\text{ms}$ در نظر گرفته شده است. در شکل ۱۰، یک نتیجه نمونه در تشخیص فرکانس حرکتی قلب برای حالت واقعی نشان داده شده است. در جدول ۲ نیز، مقادیر واقعی فرکانس ضربان قلب (به دست آمده از روش‌های تماسی) در مقایسه با نتایج حاصل از اعمال الگوریتم پیشنهادی، برای چند مورد مختلف آمده است. آزمایش‌های مکرر روی افراد و در زمان‌های مختلف است. دقت متوسطی بیش از ۹۲٪ را برای الگوریتم غیرتماسی پیشنهادی نشان می‌دهد. برای محاسبه میزان تکرارپذیری، آزمایش‌ها برای یک حالت و در شرایط ثابت به تعداد ۱۵ بار تکرار شده است (شکل ۱۱ و جدول ۳). به این ترتیب میزان تکرارپذیری نتایج ۹۸٪ به دست آمده است.



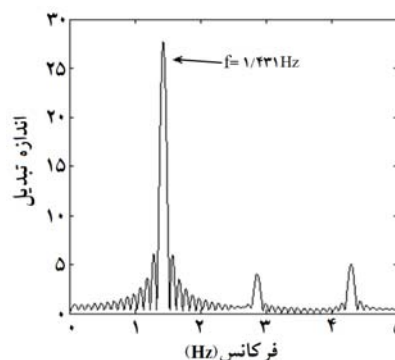
شکل ۷- پاسخ ضربه کانال بازای پارامترهای حالت الف



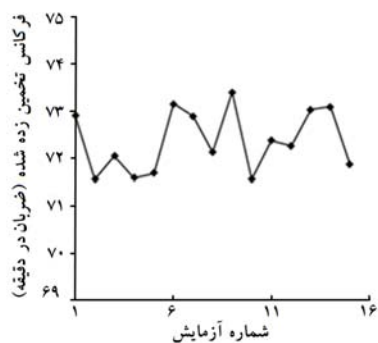
شکل ۸- پاسخ ضربه کانال بازای پارامترهای حالت ب

جدول ۲- مقایسه نتایج اندازه‌گیری (به روش تماسی) با مقادیر تخمینی به کمک الگوریتم پیشنهادی در چند مورد نمونه

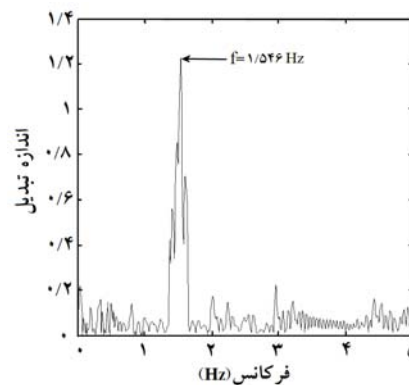
شماره آزمایش	ضربان قلب (روش تماسی) (در دقیقه)	ضربان قلب تخمین زده شده (روش غیرتماسی پیشنهادی) (در دقیقه)
۱	۸۸	۷۴/۸
۲	۷۵	۶۵
۳	۶۳	۷۶/۶
۴	۸۰	۸۴
۵	۶۹	۶۴/۱
۶	۶۵	۷۲



شکل ۹- پاسخ الگوریتم در حوزه فرکانس در حالت شبیه‌سازی



شکل ۱۱- نتایج الگوریتم برای نشان دادن تکرار پذیری الگوریتم



شکل ۱۰- پاسخ الگوریتم در حوزه فرکانس در حالت آزمایش واقعی

جدول ۳- نتایج آزمایش‌ها برای نشان دادن تکرارپذیری الگوریتم

شماره آزمایش	فرکانس تخمین زده شده (ضربان بر دقیقه)
۱	۷۲/۹
۲	۷۱/۵
۳	۷۲
۴	۷۱/۵
۵	۷۱/۶
۶	۷۳/۱
۷	۷۲/۸
۸	۷۲/۱
۹	۷۳/۵
۱۰	۷۱/۵
۱۱	۷۲/۳
۱۲	۷۲/۲
۱۳	۷۳
۱۴	۷۳
۱۵	۷۲

۵- سپاسگزاری

نویسندگان بر خود لازم می‌دانند از مرکز تحقیقات علوم و تکنولوژی در پزشکی (RSCTIM) وابسته به دانشگاه علوم پزشکی تهران به دلیل حمایت و در اختیار گذاشتن فرستنده و گیرنده پالس‌های UWB سپاسگزاری کنند.

مراجع

- [1] Nekoogar F., Ultra-Wideband Communications: Fundamentals and Applications, Prentice Hall, 2005
- [2] Venkatesh S., Anderson C., Rivera N. V., and Buehrer R. M., Implementation and Analysis of Respiration-Rate Estimation Using Impulse-Based UWB, IEEE Military Communications Conference (IEEE Milcom '05), October. 2005, pp. 395-399.
- [3] Pavlov S.N. and Samkov S.V., Algorithm of signal processing in ultra-wideband radar designed for remote measuring parameters of patient's cardiac activity, IEEE, Second International Workshop on Ultrawideband and Ultrashort Impulse Signals, September 2004, pp. 205-207.
- [4] Chia M.Y.W., Leong S.W., Sim C.K. and Chan K.M., Through-wall UWB radar operating within FCC's mask for sensing heart beat and breathing rate, IEEE European Radar Conference. (EURAD2005), October 2005, pp. 267-270.
- [5] Ossberger G., Buchegger T., Schimback E., Stelzer A. and Weigel R. Non-invasive respiration movement detection and monitoring of hidden humans using ultra wideband pulse radar, IEEE, Ultra wideband Systems and Technologies Conference, May 2004, pp. 395-399.
- [6] Ghavami M., Michael L. and Kohno R., Ultra Wideband Signals and Systems in Communication Engineering, 2nd Edition, John Wiley & Sons, 2007
- [7] Bilich C.G., UWB radars for bio-medical sensing: Attenuation model for wave propagation in the body at 4GHz, Technical Report, July 2006, Department of information and communication technology, [Online]. Available <http://eprints.biblio.unitn.it/archive/00001049>
- [8] Chen Y. and Rapajic P., Human respiration rate estimation using ultra-wideband distributed cognitive radar system, International Journal of Automation and Computing, Vol. 5, No. 4, 1 October 2008, pp. 325-333.
- [9] Addison P.S., The illustrated wavelet transform handbook, CRC Press, 2002
- [10] Addison P.S., Daubechies, Ten Lecturer on Wavelets: Philadelphia, PA, USA: SIAM Society for Industrial & Applied Mathematics, 1992.

۴- نتیجه گیری

در این مقاله با ارائه یک الگوریتم آشکارسازی بر اساس تبدیل موجک، فرکانس حرکتی قلب به کمک پالس‌های UWB به روش غیرتماسی به دست آمده است. همچنین با توجه به شبیه‌سازی انجام شده از تابش پالس‌های UWB به بدن انسان، فرکانس حرکتی قلب در مدل شبیه‌سازی شده نیز به دست آمده که از نتایج آن می‌توان در زمینه‌های مرتبط با بررسی فرکانس حرکتی قلب با دقت بالا استفاده کرد. مقایسه شبیه‌سازی انجام شده با آزمایش‌های واقعی که بر روی انسان انجام شده است، کاربردی بودن و دقت الگوریتم ارائه شده را نشان می‌دهد.