

# طراحی و ساخت سیستم چگالی سنج فراصوتی استخوان

نیما همتی<sup>i</sup>؛ محمدجواد ابوالحسنی<sup>ii</sup>؛ آریاز برادرانی<sup>iii</sup>

## چکیده

امروزه از دستگاه‌های مختلفی برای اندازه‌گیری میزان چگالی استخوان استفاده می‌شود. پایه فیزیکی اغلب این دستگاه‌ها بر عبور پرتوهای X یا امواج فراصوت از استخوان استوار است. از امواج فراصوت برای اندازه‌گیری پارامترهایی از قبیل سرعت فراصوت (SOS)، تضعیف (BUA) و سفتی (Stiffness) استخوان استفاده می‌شود. متد انتخابی در سیستم چگالی سنج فراصوتی بر پایه روش شناورسازی است که ضمن پیچیده‌تر بودن، قابل قبول می‌باشد. دو مبدل، یکی به‌عنوان فرستنده و دیگری گیرنده امواج فراصوت به‌کار می‌روند و سیگنال دریافتی پس از نمونه برداری به وسیله مبدل آنالوگ به دیجیتال، از طریق پورت سریال به کامپیوتر منتقل شده و پردازش‌های بعدی روی آن انجام می‌گیرد. برای کاهش خطا، در هر اندازه‌گیری از بیش از ۱۰۰ پالس ارسال و دریافت استفاده شده که این مقدار در نرم افزار قابل تغییر است. در کامپیوتر، زمان بین ارسال تا دریافت سیگنال اندازه‌گیری و با استفاده از تکنیک زمان پرواز (TOF) و نیز در دست داشتن عرض پاشنه پا، سرعت متوسط یا همان SOS محاسبه می‌شود. سرعت فراصوت در استخوان‌های سالم بیشتر از استخوان‌های پوک و متخلخل است زیرا سرعت فراصوت با دانسیته و الاستیسیته بافت در ارتباط است. طیف سیگنال دریافتی میزان تضعیف امواج فراصوت عبوری از استخوان را نشان می‌دهد. با گرفتن تبدیل فوری از دو سیگنال ارسال و دریافت و محاسبه نسبت طیف سیگنال دریافتی به طیف سیگنال ارسالی در گستره فرکانسی ۲۰۰ تا ۶۰۰ کیلوهرتز، می‌توان نمودار تضعیف برحسب فرکانس را رسم کرد که شیب نمودار اخیر در این گستره فرکانسی متناسب با چگالی استخوان است. نرم افزاری برای نمایش و پردازش اطلاعات، همچنین ارائه پارامترهای محاسبه شده به کاربر با استفاده از الگوریتم‌های خاص نوشته شده است. برای سنجش پوکی استخوان، پارامترهای محاسبه شده بیمار با اطلاعات مرجع به‌دست آمده از نمونه آماری جامعه ایرانی مقایسه شده‌اند.

## کلمات کلیدی

سرعت فراصوت، تضعیف تمام باند، الگوریتم تبدیل فوری گسسته، سفتی استخوان، تکنیک زمان پرواز

## *Design and Prototyping of an Ultrasonic Bone Densitometer*

N. Hemmati; M. DJ. Abolhassani; A. Baradarani

### ABSTRACT

Nowadays different equipment is used to measure bone mineral density. The physics of these systems are based on the interaction between x-ray or ultrasound beams with bone. Ultrasound has been used to measure bone characteristics such as speed of sound (SOS), broadband ultrasound attenuation (BUA) and stiffness. In order to construct an ultrasonic bone densitometry system, although complex but more acceptable, immersion method has been implemented. Two transducers one as transmitter and another as receiver are employed. Using an A/D converter, the received signal is converted to digital data and transfer to a PC via

<sup>i</sup> کارشناس ارشد مهندسی پرتوپزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر: n\_hemmati@yahoo.com

<sup>ii</sup> استادیار گروه فیزیک و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران: abolhassm@tums.ac.ir

<sup>iii</sup> کارشناس ارشد مهندسی پرتوپزشکی دانشگاه صنعتی امیرکبیر: aryazb@yahoo.com

serial port for signal post processing. To achieve the best accuracy and reduce calculation errors, data acquisition can be performed up to 100 times for each patient. At each burst, time interval between pulse transmission and reception is measured and by using the time of flight (TOF) technique and having heel width, the average speed of sound in bone can be calculated. SOS is proportional to tissue density and elasticity. In normal bones, SOS is higher than in cancellous and osteoporotic bones.

The amount of attenuation in transmitted ultrasound beam can be calculated from received signal spectrum. Using FFT computation of transmitted and received signal and calculation the received signal spectrum to transmitted signal spectrum ratio in the band frequency of 200KHz to 600KHz, variation of BUA against frequency can be drawn. The slope of this curve in the propriety band frequency is proportional to the bone density. To display and process the obtained data, and to present the computed parameters, using appropriate algorithm, a software is developed. For osteoporosis diagnosis, these parameters are compared to the one taken from statistical samples of the Iranian society.

#### KEYWORDS

Speed of sound, broadband attenuation, DFT algorithm, bone stiffness, TOF technique

سازگار باشد به صورت جداگانه روی سیستم نصب شود، به علاوه بایستی تغییراتی در سخت افزار سیستم در محل درگیر با بیمار پدید آید که هزینه بر و مغایر با کاربرد اصلی سیستم CT است [۸].

استفاده از تکنیک های فراصوتی برای محاسبه چگالی استخوان دارای مزایای زیر است:  
۱- کم حجم بودن سیستم اندازه گیری  
۲- کوتاه بودن زمان آزمایش  
۳- بر خلاف سیستم های DEXA و QCT مشکلات پرتوهای یونیزان و حفاظ سازی را ندارد.

#### ۲- اندازه گیری چگالی استخوان با استفاده از امواج

##### فراصوت

در آزمایش های فراصوت کمی، که برای اندازه گیری چگالی استخوان به کار می رود، برخلاف کاربردهای کلینیکی فراصوت برای بافت نرم، از فرکانس های پایین استفاده می شود [۱، ۲]. این سیستم ها در فرکانس های ۱۰۰ KHz تا ۱ MHz کار می کنند و سیگنال ها به صورت روش عبوری جمع آوری می شوند. با استفاده از فراصوت می توان علاوه بر چگالی استخوان، پارامترهایی نظیر سرعت صوت عبوری از استخوان و تضعیف سیگنال به صورت تابعی از فرکانس موج عبوری را محاسبه کرد. برای از بین بردن هوا و فضای خالی احتمالی بین مبدل فراصوت و بافت استخوان و جلوگیری از تضعیف ناخواسته امواج صوتی از دو روش زیر استفاده می شود:

الف) قرار دادن عضو در آب یا روش شناورسازی

ب) استفاده از ژل مخصوص آکوستیک

به طور کلی سه روش مختلف برای اندازه گیری سرعت فراصوت در استخوان پاشنه پا عبارتند از:

#### ۱- مقدمه

استخوان، یک بافت زنده بدن است که از پروتئین و مواد معدنی تشکیل شده و به طور مداوم تخریب و دوباره سازی می شود. پوکی استخوان معمولاً یک فرآیند طبیعی افزایش سن و پیری است به طوری که با افزایش سن، میزان تخریب استخوان افزایش یافته و سرعت جایگزینی استخوان جدید به جای استخوان تخریب شده کاهش می یابد. البته، عوامل دیگری نظیر عوامل ژنتیکی، یائسگی زود هنگام در خانم ها و بیماری های تیروئید نیز در تسریع پوکی استخوان افراد نقش دارند [۲]. تشخیص پوکی استخوان یا استئوپروز و پیگیری آن امری بسیار مهم است که این امر، تنها با استفاده از سیستم های چگالی سنجی امکان پذیر است. به دلیل نداشتن علائم کلینیکی و بالینی بارز نظیر درد، تورم و اختلال در سایر ارگان های بدن، وجود این بیماری خاموش معمولاً زمانی کشف می شود که عوارض نهایی خود نظیر شکستگی و تحلیل ناگهانی استخوان را نمایان سازد که پروسه درمان در این مرحله بسیار کند، طولانی و شاید بی نتیجه باشد. امروزه سه تکنیک  $^{1}DEXA$ ،  $^{2}QCT$  و  $^{3}QUS$  دارای دقت قابل قبولی برای تشخیص بیماری پوکی استخوان هستند.

تکرار پذیری خوب  $DEXA$ ، حساسیت و دقت بالای  $QCT$  و ارزانی و غیر تهاجمی بودن  $QUS$ ، عوامل استفاده از این سیستم ها می باشند. برای مثال  $QCT$  نسبت به  $DEXA$  از تکرار پذیری کمتری برخوردار است؛ اما می تواند تغییراتی را که فقط در استخوان تراکولار به وجود آمده و هنوز شامل کورتکس استخوان نشده، به راحتی و با دقت بالایی آشکار سازی کند. در مقابل،  $QCT$  دز جذبی بسیار بالاتری نسبت به سایر روش ها دارد؛ همچنین اگر بخواهیم از دستگاه  $CT$  برای تراکم سنجی استخوان استفاده کنیم باید نرم افزار دیگری که با سیستم

۱- روش تماسی: اندازه گیری سرعت فراصوت در پاشنه پا انجام می‌شود که شامل استخوان و بافت نرم اطراف آن است.

۲- روش محوری: اندازه گیری سرعت در پاشنه صورت می‌گیرد در حالی که فقط استخوان پاشنه مد نظر است.

۳- روش شناورسازی یا اندازه گیری سرعت زمان پرواز (تکنیک  $^{4}TOF$ ) در این روش اندازه گیری سرعت فراصوت به وسیله مبدل های قرار گرفته در محل مشخص و قرار دادن پاشنه پا در آب صورت می‌گیرد.

در شکل (۱) اساس کار این سه روش مختلف نمایش داده شده است.

در شکل (۱) اساس کار این سه روش مختلف نمایش داده شده است.

فرض کنید  $x$  ضخامت پاشنه پا باشد که استخوان پاشنه و بافت نرم اطراف آن را شامل می‌شود و  $x_b$  نیز ضخامت خالص استخوان پاشنه بدون حضور بافت نرم اطراف آن باشد همچنین  $t_x$  و  $t_b$  به ترتیب زمان عبور فراصوت از ضخامت های  $x$  و  $x_b$  باشند. اگر ضخامت‌های بافت نرم طرفین پاشنه  $s_1$  و  $s_2$  و زمان عبور از این ضخامت‌ها به ترتیب  $t_1$  و  $t_2$  باشند، نتیجه می‌شود:

$$v_x = \frac{x}{t_x}, \quad v_b = \frac{x_b}{t_b} \quad (1)$$

$$v_b = \frac{x - (s_1 + s_2)}{t_x - (t_1 + t_2)} \quad (2)$$

$$v_b = \frac{v_w \times x_b}{x_b - (\Delta t \times v_w)} \quad (3)$$

که در آن،  $v_x$  سرعت صوت در کل پاشنه پا و  $v_b$  سرعت صوت در استخوان پاشنه است.

سرعت فراصوت در آب تابع دماست و در مقالات مختلف این رابطه به صورت زیر بیان شده است:

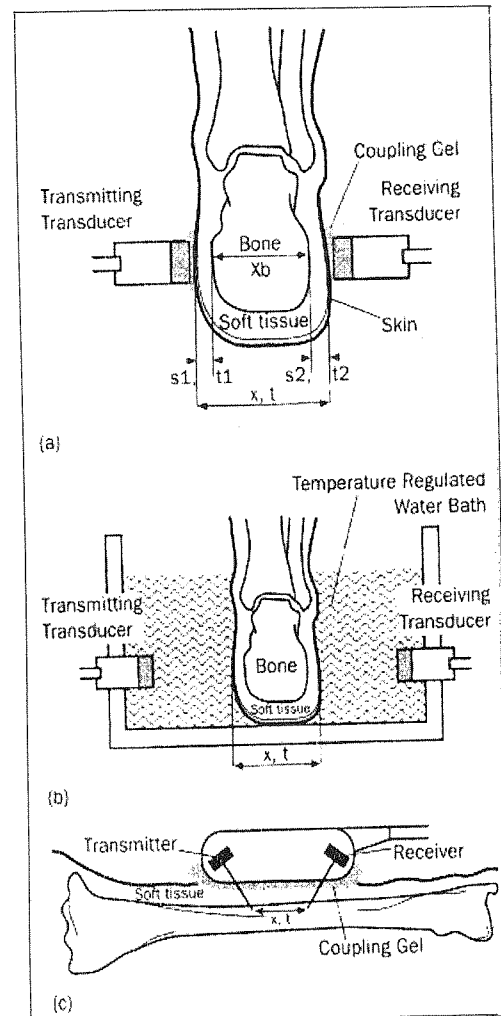
$$V_w \left(\frac{m}{s}\right) = 1402.74 + 5.033 T - 0.055 T^2 + (3.316 \times 10^{-4}) T^3 - (1.453 \times 10^{-6}) T^4 + (3.045 \times 10^{-9}) T^5 \quad (4)$$

بنابراین ثابت نگاه داشتن دمای آب محفظه ای که پای بیمار در آن قرار می‌گیرد بسیار مهم است و در صورت عدم رعایت باعث ایجاد خطای اندازه گیری می‌شود.

در تکنیک زمان پرواز ( $TOF$ ) در طول آزمایش ضخامت ثابتی را برای پاشنه پای بیمار در نظر می‌گیرند. بنابراین سرعت فراصوت اندازه گیری شده ارتباط مستقیمی با اندازه‌گیری صحیح عرض پاشنه پا دارد. برای اندازه گیری عرض پاشنه پای بیمار روش‌های مختلفی وجود دارد و چون تقریباً تمام عرض پاشنه پا را استخوان تراپکولار فرا گرفته، خطای ناشی از بافت نرم آن بسیار ناچیز است [۴]. تکنیک  $TOF$  بهترین نتایج و بالاترین دقت را نسبت به روش‌های ژل کوپل و تماسی دارد [۵].

### ۳- محاسبه تضعیف

به محض عبور موج فراصوت در یک ماده، مقداری از انرژی آن تلف خواهد شد. شدت یک موج که در راستای محور



شکل (۱): اساس کار تکنیک‌های مختلف اولتراسونیک تشخیص بویکی استخوان (a) روش تماسی؛ (b) روش شناورسازی؛ (c) روش محوری

در تکنیک  $TOF$ ، زمان انتقال فراصوت در آب در دو حالتی که پاشنه پای بیمار در آب قرار گرفته و وقتی که تنها آب درون

x در حال انتشار است با افزایش مسافت طبق رابطه زیر کاهش می‌یابد:

$$\mu = -\frac{1}{x} \ln\left(\frac{I_x}{I_0}\right) \quad \text{یا} \quad I_x = I_0 \times e^{-\mu(f)x} \quad (5)$$

در این رابطه  $\mu(f)$  ضریب تضعیف شدت فراصوت وابسته به فرکانس،  $I_0$  شدت موج اولیه و  $I_x$  شدت در فاصله x است. واحد  $\mu(f)$  عبارت است از  $\text{cm}^{-1}$  برای محاسبه ضریب تضعیف برحسب دسی بل بر سانتی‌متر از رابطه (5) لگاریتم گرفته می‌شود که نتایج زیر به دست می‌آیند [3]:

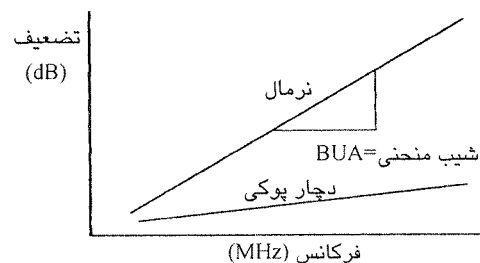
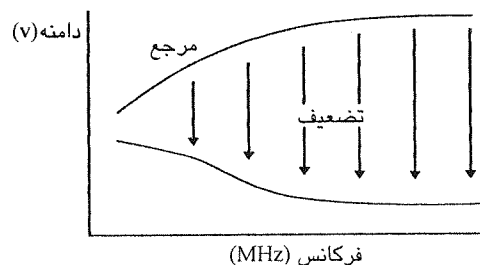
$$\mu(\text{dBcm}^{-1}) = \frac{-1}{X} \ln\left(\frac{I_x}{I_0}\right) \times 10 \text{Log } e = 4.3433 \mu(\text{cm}^{-1})$$

$$\alpha(\text{dBcm}^{-1}) = \frac{-1}{X} \ln\left(\frac{Q_x}{Q_0}\right) \times 20 \text{Log } e = 8.6866 \alpha(\text{cm}^{-1})$$

(6) و (7)

### 3-1- تضعیف فراصوت عریض باند [6]، [9] - [11]

نظیر آنچه در سرعت عنوان شد تضعیف را نیز می‌توان با دو روش اکوی پالس و عبوری اندازه‌گیری کرد. در مواد با تضعیف بالا نظیر استخوان‌های مغزدار، استفاده از روش عبوری فراصوت ارجحیت کاملی بر روش‌های دیگر دارد. تضعیف امواج فراصوت به صورت تابعی از فرکانس، با مقایسه طیف دامنه به دست آمده از یک محیط مرجع بدون تضعیف؛ مانند آب با طیف دامنه به دست آمده از نمونه مورد آزمایش تعیین می‌شود.



شکل (2): توصیف نموداری BUA و اندازه‌گیری آن: (a) طیف نمونه و مرجع (b) تضعیف بر حسب تابعی از فرکانس

اگر  $A_b(f)$  طیف دامنه فراصوت در استخوان و  $A_w(f)$  طیف دامنه فراصوت در آب باشد رابطه زیر صادق خواهد بود:

$$A_b(f) = A_w(f) \times e^{-\mu(f)x} \times T_{ib} \times T_{bt} \quad (8)$$

در این رابطه،  $T_{ib}$  و  $T_{bt}$  ضرایب انتقال دامنه از بافت نرم به استخوان و از استخوان به بافت نرم است. حال اگر از معادلات فوق برای محاسبه  $\mu(f)$  استفاده شود:

$$\mu(f) = \frac{8.686}{x} [\ln\left(\frac{A_w(f)}{A_b(f)}\right) + \ln(T_{ib} T_{bt})] \quad (9)$$

تضعیف فراصوت در استخوان‌های مغزدار در محدوده فرکانسی 0/1 تا 1 مگاهرتز تقریباً به طور خطی با فرکانس تغییر می‌کند:

$$\mu(f) = \alpha \times f \quad (10)$$

در این معادله،  $\alpha$  شیب تضعیف به صورت تابعی از فرکانس است و برحسب  $\text{dB.MHz}^{-1}\text{cm}^{-1}$  بیان می‌شود. در سیستم‌های کلینیکی، این شیب به عنوان  $\text{BUA}^5$  یا تضعیف عریض باند نامگذاری شده است و به عنوان یک پارامتر کلینیکی محاسبه می‌شود.

### 4- محاسبه درجه سفتی استخوان<sup>6</sup>

از ترکیب مقادیر سرعت و تضعیف فراصوت محاسبه شده برای استخوان، پارامتر جدیدی به نام Stiffness یا سفتی استخوان (بدون واحد) به دست می‌آید. در واقع این پارامتر، ضریب تغییرات سرعت و تضعیف از مقدار استاندارد را بهبود داده و همچنین اثرات ناشی از دما را به شدت کاهش می‌دهد.

$$\text{Stiffness} = 0.67 \times \text{BUA} + 0.28 \times V_{b(\text{TOF})} - 420 \quad (11)$$

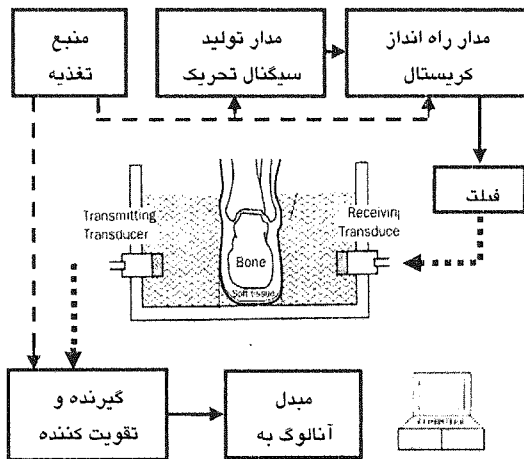
### 5- Z-Scores و T-Scores

مهم‌ترین مفاهیم آماری به کار رفته در سیستم تراکم سنج فراصوتی استخوان، پارامترهای Z-Scores و T-Scores است. Z-Scores برای یک بیمار، انحراف معیار از مقدار میانگین برای یک گروه سنی مشخص نسبت به انحراف معیار از میانگین افراد سالم همان گروه سنی است و به شکل زیر محاسبه می‌شود:

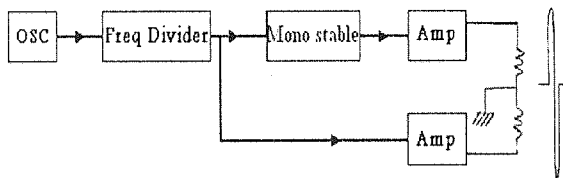
$$Z - \text{Score} = \frac{OV - \text{MAMN}}{\text{AMNSD}} \quad (12)$$

در این رابطه، OV مقدار پارامتر به دست آمده برای فرد، MAMN میانگین مقدار در افراد نرمال همان گروه سنی خاص و AMNSD انحراف معیار استاندارد مقدار پارامتر در

فراصوت از بافت استخوان وابسته است. بلوک دیاگرام مدار تولید شکل موج تحریک پروپ در شکل (۴) آمده است.

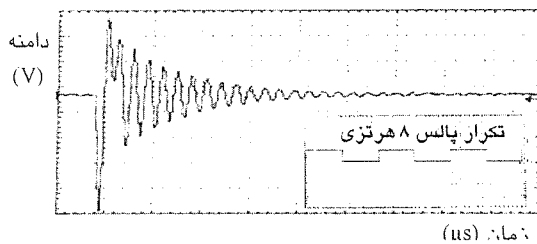


شکل (۳): بلوک دیاگرام مدار طراحی شده



شکل (۴): بلوک دیاگرام مدار تولید شکل موج تحریک پروپ

نکته‌ای که بایستی مورد توجه قرار گیرد آن است که سیگنال تولید شده قبل از اعمال به کریستال تحریک از یک فیلتر دو طبقه عبور داده می‌شود تا اثرات نویز و هارمونیک‌های ناخواسته در آن به طور کامل حذف شود. خروجی نهایی که همان سیگنال ارسالی از کریستال فرستنده است در شکل (۵) آمده است.



شکل (۵): سیگنال اعمالی به کریستال فرستنده

#### ۲-۶- مدار تقویت کننده سیگنال دریافتی

از آنجا که سیگنال خروجی از مبدل بسیار ضعیف است و پس از عبور از استخوان به شدت تضعیف شده، به طبقه تقویت کننده احتیاج است تا سیگنال دریافتی در کریستال گیرنده را به

افراد نرمال همان گروه سنی است. به همین ترتیب T-Scores نیز قابل محاسبه است. با این تفاوت که T-Scores از تطابق سنی در یک گروه خاص سنی استفاده نکرده و محاسبات را بر پایه گروه سنی جوان قرار می‌دهد.

$$T - Score = \frac{OV - MYN}{YNSD} \quad (۱۳)$$

MYN، میانگین مقدار در افراد نرمال جوان و YNSD انحراف معیار استاندارد مقدار پارامتر در افراد نرمال جوان است. در این روابط، منظور از مقادیر مختلف، پارامترهایی نظیر Stiffness, BMD, SOS و BUA است که بایستی در روابط جایگذاری شوند. مزیت استفاده از دو پارامتر T و Z مستقل بودن هر دو از واحدهای اندازه گیری و قابلیت استفاده از آنها در سیستم‌های مختلف می‌باشد.

در صورتی که مقادیر T-Scores یا Z-Scores برابر ۱- یا بیشتر باشد BMD شخص نرمال است. اگر این مقادیر بین ۱- تا ۲/۵- باشد شخص در معرض خطر شکست قرار دارد و اگر برابر یا کمتر از ۲/۵- باشد شخص دچار پوکی استخوان است [۷].

#### ۶- طراحی سخت افزار

سیستم چگالی سنج استخوان ساخته شده شامل دو قسمت آنالوگ و دیجیتال است. قسمت آنالوگ شامل منبع تغذیه، مدار تولید سیگنال تحریک، مدار راه انداز کریستال فرستنده، فیلتر، مدارات گیرنده و تقویت کننده است. قسمت دیجیتال از مدار مبدل سیگنال آنالوگ به دیجیتال و مدارات همزمانی و کنترل تشکیل شده است.

#### ۶-۱- مدارات تولید سیگنال تحریک و راه انداز کریستال فرستنده

این بلوک وظیفه تولید سیگنال تحریک پروپ فرستنده را بر عهده دارد.

کریستال مورد استفاده برای اینکار دارای فرکانس مرکزی ۲۲۰ KHz است.

فرکانس تکرار امواج تحریک برابر ۸ هرتز است؛ بنابراین فاصله زمانی تکرار پالس‌های فرستنده برابر ۱۲۵ ms است. این فاصله زمانی به زمان خواندن نمونه‌ها از حافظه کارت A/D بستگی دارد چرا که قبل از رسیدن پالس بعدی باید تمامی نمونه‌های سری اول خوانده شده باشند. دامنه ولتاژ اعمالی به پروپ حدود ۸۰ تا ۱۲۰ ولت است که به انرژی لازم برای عبور

با توجه به اینکه گستره تضعیف فرکانسی در افراد مختلف و با توجه به میزان استحکام بافت استخوانی آنها در محدوده ۳۰ تا ۱۲۰ دسی بل بر مگاهرتز متغییر است، لزوم تدبیر سیستمی اتوماتیک که بتواند در صورت لزوم بهره مناسبی از تقویت سیگنال را در بازه فرکانسی ۲۰۰ تا ۶۰۰ کیلوهرتز در اختیار A/D قرار دهد، اهمیت ویژه ای دارد.

## ۷- پیاده سازی نرم افزار

برای نمایش و پردازش اطلاعات، همچنین ارائه پارامترهای محاسبه شده به کاربر از برنامه نویسی تحت محیط Matlab6.5 استفاده شده است. با استفاده از الگوریتم های این نرم افزار مدرن و کارا خطاهای محاسباتی به حداقل می رسد و به کمک آن می توان پردازش های پیچیده ای نظیر جداسازی نویز، تشخیص لبه ها، محاسبات زمانی و ... را انجام داد. در ابتدای برنامه، کاربر تمام اطلاعات بیمار و شرایط آزمون نظیر سن، وزن، ضخامت پاشنه پا (با اندازه گیری توسط کولیس) و دمای آب محفظه را در صفحه ورودی وارد می کند و پس از آن با دریافت سیگنال، گرفتن تبدیل فوریه و انجام محاسبات دقیق پارامترهایی نظیر SOS، BUA و Stiffness به همراه شکل موج ها در صفحات خروجی برنامه نمایش داده می شوند. نتایج برنامه را می توان به صورت فایل ذخیره کرد و در صورت نیاز از طریق چاپگر به فرم جزئی یا کلی از آن پرینت تهیه کرد. نمونه خروجی های دستگاه برای دو داوطلب مرد ۲۵ سال و ۷۱ ساله در شکل های (۷) و (۸) آمده است.

## ۸- نتایج

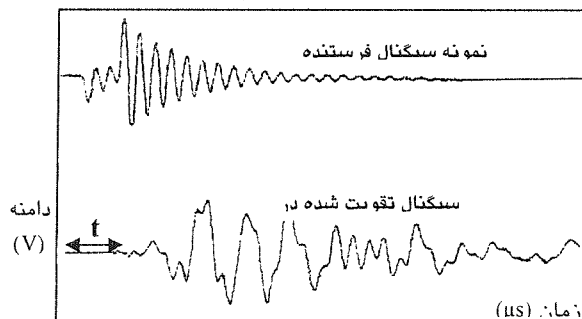
برای تشخیص پوکی استخوان، پارامترهای محاسبه شده بیمار بایستی با اطلاعات مرجع به دست آمده از جامعه نمونه مقایسه شود. مشخصات کلی پایگاه داده<sup>۷</sup> مرجع، که براساس نیازهای آماری و کلینیکی تعیین می شود، به شرح زیر است:

- ۱- تعداد نمونه ها در هر دهه سنی در فاصله ۲۰ تا ۸۰ سال نبایستی کمتر از ۵۰ نمونه باشد.

- ۲- نمونه های ورودی به پایگاه داده مرجع نبایستی شامل افراد مبتلا به بیماری های متابولیک استخوان یا افرادی که از استروئیدها یا متابولیت های ویتامین D استفاده می کنند، باشد.
- ۳- اطلاعات ورودی بر پایه مقادیر میانگین و انحراف معیار استاندارد در هر دهه سنی مشخص شود.

بدین منظور لازم است که اطلاعات جامعه نمونه ایرانی به سیستم وارد شود. این اطلاعات مرجع از مرکز غدد بیمارستان شریعتی تهران به دست آمده اند. نمونه آماری شامل اطلاعات

حدی تقویت کند که برای مبدل آنالوگ به دیجیتال، اطلاعات قابل دریافت بوده و پردازش های بعدی بر روی سیگنال دریافتی قابل انجام باشد. در اینجا نیز همانند قسمت فرستنده به مدار فیلتراسیون احتیاج است تا سیگنال دریافتی بلافاصله پس از دریافت به وسیله کریستال گیرنده و قبل از تقویت کننده از هرگونه نویز و فرکانس های ناخواسته پاکسازی شود.



شکل (۶): نمونه سیگنال فرستنده و سیگنال تقویت شده در گیرنده سرعت فراصوت در استخوان از رابطه:  $V = d + t$  محاسبه می شود.  $d$  عرض پاشنه پای بیمار و  $t$  فاصله زمان ارسال تا دریافت موج را نشان می دهد.

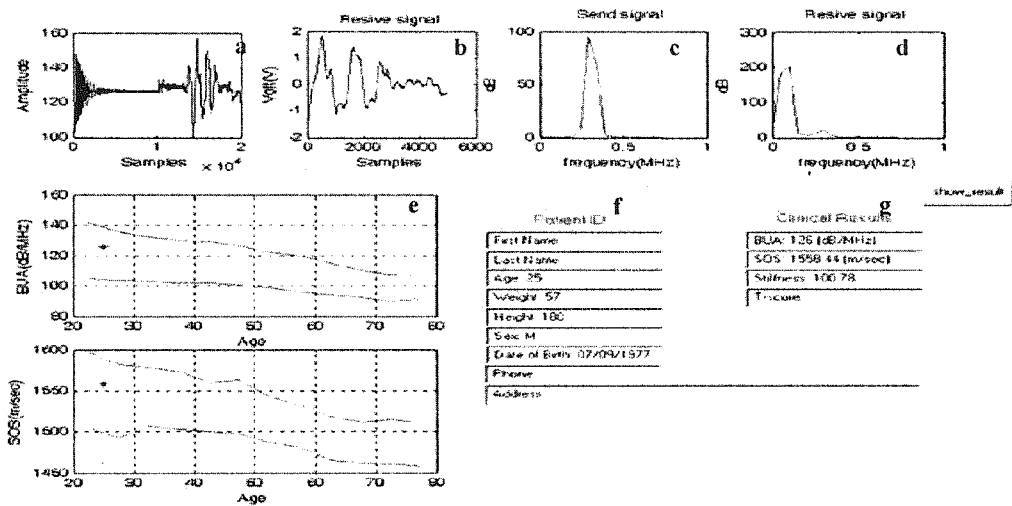
## ۳-۶- مبدل آنالوگ به دیجیتال

برای انتقال اطلاعات دریافت شده از پاشنه پای بیمار لازم است که این اطلاعات آنالوگ به صورت دیجیتال تبدیل شده و برای انجام پردازش های بعدی به کامپیوتر منتقل شود. عمل تبدیل و انتقال اطلاعات توسط مدار مبدل آنالوگ به دیجیتال ساخته شده انجام می گیرد. به طور خلاصه، وظایف مدار مبدل آنالوگ به دیجیتال به شرح زیر است:

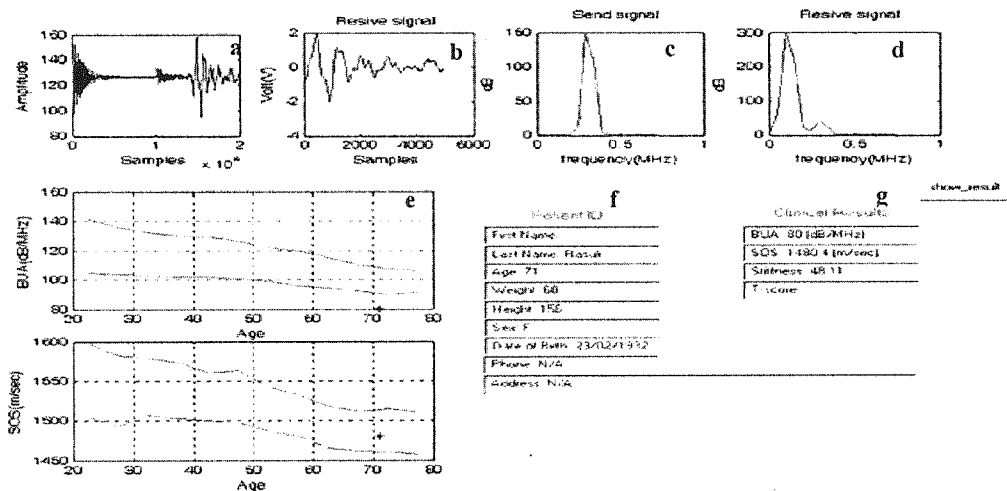
- ۱- تولید پالس ساعت همزمان با مدار آنالوگ با نرخ نمونه برداری مورد نظر. در مدار مبدل آنالوگ به دیجیتال، بایستی لحظه شروع نمونه برداری با لحظه تولید و ارسال پالس در مدار آنالوگ سنکرون باشد تا عملیات تبدیل و محاسبات بعدی به درستی انجام پذیرد. همچنین طیف فرکانسی سیگنال دریافتی از پاشنه پای بیمار در محدوده ۱۵۰ تا ۶۲۰ کیلوهرتز است. بنابراین طبق اصل نایکوئیست که می گوید فرکانس نمونه برداری بایستی حداقل دو برابر فرکانس اصلی باشد، فرکانس پالس ساعت مدار مبدل ۲ MHz در نظر گرفته شده و اطلاعات به صورت ۸ بیتی از مدار دیجیتال به کامپیوتر انتقال می یابند.

- ۲- آدرس دهی حافظه خارجی برای نوشتن و خواندن داده
- ۳- تبدیل اطلاعات از فرم آنالوگ به دیجیتال
- ۴- تنظیم اتوماتیک بهره تقویت کنندگی سیگنال دریافتی

۲۵۷ نفر با سن بین ۲۰ تا ۷۶ سال است که پس از انجام پردازش‌های لازم روی این اطلاعات، منحنی‌های مرجع روی نمودارهای SOS-AGE و BUA-AGE رسم شده و اطلاعات بیمار با آنها مقایسه می‌شوند.

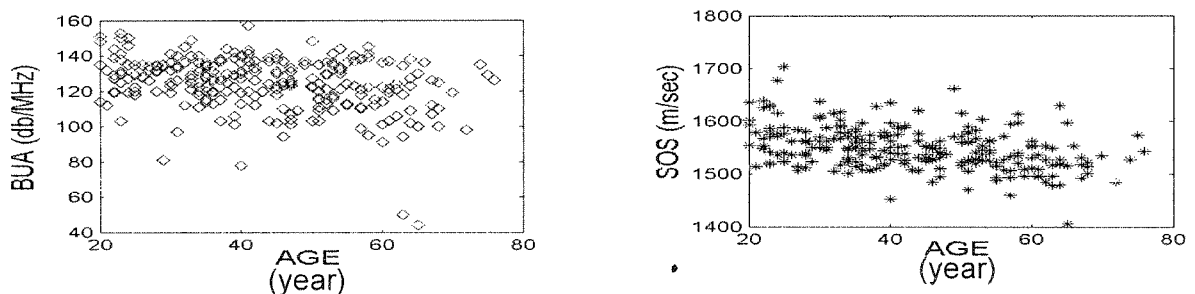


شکل (۷): منحنی و پارامترهای بدست آمده برای داوطلب مرد ۲۵ ساله



شکل (۸): منحنی و پارامترهای به دست آمده برای داوطلب زن ۷۱ ساله

a: سیگنال ارسال و دریافت; b: سیگنال دریافتی; c: طیف فرکانسی سیگنال ارسال; d: طیف فرکانسی سیگنال دریافت; e: منحنی های مرجع BUA و SOS به همراه نتایج حاصله برای بیمار; f: اطلاعات بیمار; g: نتایج کلینیکی



شکل (۹): نمونه آماری ۲۵۷ نفر با سن ۲۰ تا ۷۶ سال

measurements of *Os calcis*, Osteoporos Int. Vol 5, PP:371-376 (1995)  
 Miller C.G, Herd R.J, Ramalingam T., Fogelman I., Black G.M: *ultrasonic velocity measurements through calcaneus*, osteoporos int, vol 3, pp:31-35 (1993)  
 langton C.M, Palmer S.B, Porter R.W; *The measurement of broadband ultrasonic attenuation in cancellous bone*, Eng.Med Vol 13, pp:89-91 (1984)

Eddy D.M, Johnston C.C, Cummings R.: *Osteoporosis review of the evidence for prevention, diagnosis and treatment and cost-effectiveness analysis*, osteoporos int, vol 8, (1998) [۷]  
 Laugier P, Droin P, Laval J.A.M, Berger G.: *invitro assessment of the relationship between acoustic properties and bone mass density of the calcaneus by comparison of ultrasound parametric imaging and QCT*, Int.Conf, Ultrasound. (1997) [۸]  
 Glueer CC, Wu CY, Jergas M, Goldstein SA, Genant HK; *Three quantitative ultrasound parameters reflect bone structure*, Calcif Tissue Int, 55, pp:46-52 (1994) [۹]  
 Hull J B, Langton C M, Barker S and Jones A R; *Identification and characterization of materials by broad-band ultrasonic-attenuation analysis*, J. Materials Processing Technology, Vol 56, pp:148-157 (1996) [۱۰]  
 Chaffai S., Peyrin F., Nuzzo S., Porcher R., Berger G., Laugier P.; *Ultrasonic characterization of human cancellous bone using transmission and backscatter measurements: relationships to density and micro-structure*, Bone, Vol 30(1), pp:229-237 (2002) [۱۱]

اخيراً از روش QUS به دلیل مزایای فراوان، بیشتر استفاده می‌شود و فقط در مواردی که به پاسخ بسیار دقیقی نیاز است روش های دیگر توصیه می‌شوند. در واقع، بهتر است که پزشک ابتدا فرد مشکوک به بیماری پوکی استخوان را برای آزمایش QUS معرفی کرده و در صورت اثبات ابتلا به این بیماری، برای ادامه فرآیند تشخیص و درمان از روش DEXA استفاده شود. بدین ترتیب افرادی که به این بیماری مبتلا نیستند از خطر پرتوهای یونیزان مصون خواهند ماند.  
 با انجام این پروژه، دانش فنی ساخت این دستگاه در کشور فراهم شد. نتایج به دست آمده در حد مطلوب بوده و نشان می‌دهد که سیستم ساخته شده قابلیت برابری با نمونه های خارجی را دارد. با انجام فاز نیمه صنعتی و اعمال استانداردهای لازم می‌توان نمونه کلینیکی این دستگاه را ساخته و به بخش پزشکی کشور ارائه داد.

## ۸- مراجع

- Keith A. Wear; *Ultrasonic Attenuation in Human Calcaneus from 0.2 to 1.7 MHz*, IEEE Transaction on Ultrasonics, Vol 48, No 2, (2001) [۱]  
 Compston J.; *the british medical association family doctor guide to osteoporosis*, University Press, UK (1990) [۲]  
 Langton C M, Njeh C F, Nicholson P H F; *Physics of ultrasound as applied to bone*" in Quantitative Ultrasound Assessment of Bone, Springer-Verlag, London (1999) [۳]  
 Hans D., Schott A., Arlot M.; *Influence of anthropometric parameters on ultrasound* [۴]

## زیر نویس ها

- <sup>1</sup> DEXA: Dual Energy X-ray Absorptiometry  
<sup>2</sup> QCT: Quantitative Computed Tomography  
<sup>3</sup> QUS: Quantitative Ultrasound  
<sup>4</sup> TOF: Time of Fly  
<sup>5</sup> BUA: Broadband Ultrasound Attenuation  
<sup>6</sup> Bone Stiffness  
<sup>7</sup> Data Base