

افزایش سادگی و سرعت کالیبراسیون اولتراسوند سه بعدی با استفاده از یک نشانگر رهگیری  
نشده

حامد مرادی<sup>۱\*</sup>

۱- دانشگاه علوم پزشکی آبادان، آبادان، ایران

#### چکیده

اولتراسوند یکی از متداول ترین روش های تصویربرداری پزشکی است که به دلیل ارزان، ایمن، غیرتهاجمی، فشرده و قابل حمل بودن و اینکه تقریباً در هر بافت بدن می تواند به صورت بلادرنگ تصویربرداری کند، جذابیت بسیار بالایی داشته و در سراسر دنیا به طور گسترده ای استفاده شده و حتی در زمینه هایی مانند تصویربرداری بلادرنگ در عمل های جراحی از محبوبیت بالایی برخوردار است. از همین رو کالیبراسیون صحیح کاوشگرهای اولتراسوند ضرورت بالایی دارد. در این مطالعه ضمن بررسی برخی فانتوم های رایج کالیبراسیون، یک رویکرد ساده و کارآمد برای کالیبراسیون کاوشگرهای ۳ بعدی اولتراسوند با استفاده از یک نشانگر رهگیری نشده معرفی و کارایی آن تجزیه و تحلیل خواهد شد.

**کلمات کلیدی:** تصویربرداری پزشکی، سیستم کالیبراسیون اولتراسوند، فانتوم، فانتوم های تصویربرداری، فانتوم کالیبراسیون

#### ۱. مقدمه

##### ۱-۱. فانتوم تصویربرداری پزشکی

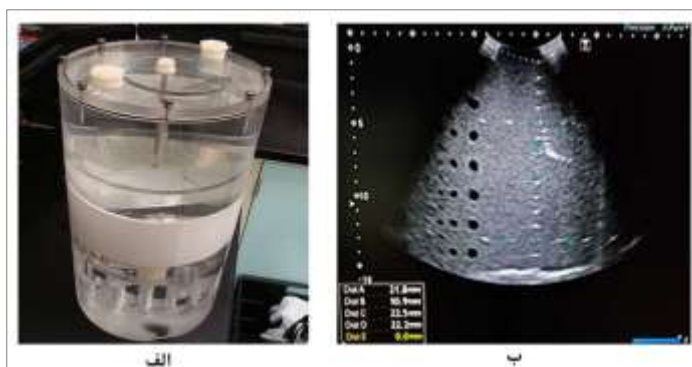
فانتوم ها ساختارهایی مصنوعی هستند که برای شبیه سازی خصوصیات بدن انسان در مواردی از جمله روشنایی و پراکندگی نور، هدایت الکتریکی و دریافت موج صدا طراحی شده اند. از فانتوم ها به جای اعمال تجربی یا به عنوان مکمل افراد انسانی برای حفظ ثبات، تأیید قابلیت اطمینان فناوری ها یا کاهش هزینه های تجربی استفاده شده است. آن ها همچنین به عنوان ماده ای برای آموزش تکنسین ها برای انجام تصویربرداری استفاده می شوند [۱] و از مزایای آن ها می توان به این موضوع اشاره کرد که به راحتی در دسترس بوده و نتایج سازگارتری از استفاده از یک موجود زنده یا جسد را فراهم کرده و به همین ترتیب از قرار دادن یک فرد زنده در معرض خطر یا آزمایش مستقیم جلوگیری می کنند.

\* Corresponding author: کارشناس ارشد مهندسی پزشکی

Email: hamed.moradi99@gmail.com 1

فانتوم تصویربرداری یا به اختصار فانتوم که هدف اصلی مطالعه ما در این پژوهش می‌باشد، یک شیء مخصوص طراحی شده است که برای ارزیابی، تجزیه و تحلیل و تنظیم عملکرد دستگاه‌های مختلف تصویربرداری، اسکن یا تصویربرداری می‌شود و فانتوم‌های بافت نوری یا فانتوم‌های تصویربرداری عمدتاً برای سه هدف اصلی کالیبراسیون دستگاه‌های نوری، ثبت اندازه‌گیری‌های مرجع پایه و تصویربرداری از بدن انسان مورد استفاده قرار می‌گیرند.

رایج‌ترین فانتوم‌های کالیبراسیون به صورت یک استوانه یا صفحه با تراکم مقادیر شناخته شده‌اند و معمولاً از آن‌ها در کنترل کیفیت جهت حصول اطمینان از صحت تصاویر در حال بازسازی فانتوم تصویر شده استفاده می‌شود. انحراف از این مقادیر کسب شده از این تصاویر می‌تواند به معنای نیاز تجهیزات تصویربرداری به سرویس آن‌ها باشد. پیشرفت‌های اخیر در فناوری چاپ ۳ بعدی باعث بهبود توسعه فانتوم‌های انسانی برای تقلید بهتر از بافت بیمار شده است. شکل ۱-الف یک نمونه فانتوم پزشکی و شکل ۱-ب تصویر قابل مشاهده یک فانتوم در دستگاه اولتراسوند را نشان می‌دهد.



شکل ۱- (الف) یک فانتوم جهت بررسی کارکرد سیستم‌های سی‌تی‌اسکن. (ب) تصویر فانتوم قابل مشاهده در دستگاه سونوگرافی پزشکی.

## ۲-۱. کالیبراسیون کاوشگر

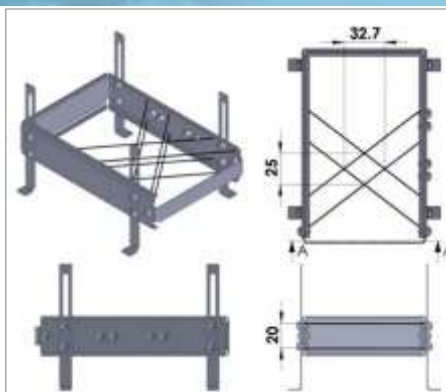
تصویربرداری با اولتراسوند یک روش تصویربرداری پزشکی ایمن، غیر یونیزه، کم هزینه و قابل حمل است. تصویربرداری اولتراسوند ۳ بعدی که یک فناوری نسبتاً جدید بوده و مزایای زیادی نسبت به تصویربرداری ۲ بعدی داشته و امکان تجسم مستقیم آناتومی ۳ بعدی را فراهم می‌کند، می‌تواند حجم ۳ بعدی اولتراسوند را از منطقه مورد نظر (ROI) تولید نموده و اطلاعات بیشتری در مورد ساختارهای آناتومیکی نسبت به تصویربرداری ۲ بعدی اولتراسوند فراهم کند. به طور کلی برای ساخت یک حجم اولتراسوند چهار روش از قبیل سیستم‌های جارو محدود، تکنیک‌های بدون سنسور، کاوشگرهای ۳ بعدی و تکنیک‌های کاوشگر ردیابی ۲ بعدی (آزاد یا دست آزاد) وجود دارد که دو روش اخیر رایج‌تر بوده و معمولاً توسط پزشکان استفاده می‌شود. سیستم آزاد ۳ بعدی اولتراسوند [۲] از نشانگر سوار بر کاوشگر ۲ بعدی اولتراسوند استفاده نموده و هنگامی که کاوشگر روی منطقه مورد نظر (ROI) را جارو می‌کند، برش‌های بدست آمده روی هم انباشته می‌شوند تا یک حجم ۳ بعدی را با توجه به مکان‌های متناظر خود در فضا بازسازی کنند. با این حال، معایب استفاده از سیستم ۳ بعدی اولتراسوند آزاد این است که زمان‌بر بوده و دستیابی به حجم واقعی اولتراسوند را که برای بسیاری از کاربردهای حین عمل لازم است، فراهم نمی‌کند. به منظور حل این مشکلات، تکنیک تصویربرداری دوم با استفاده از یک کاوشگر ۳ بعدی اختصاصی، حجم ۳ بعدی اولتراسوند را تولید می‌کند. به عنوان مثال، مبدل آرایه ماتریس ۲ بعدی قادر به تصویربرداری حجمی در زمان واقعی است

و مبدل موتور جارو شده حجم ۱ بعدی را در ۱ تا ۴ ثانیه به دست می آورد. ردیابی وضعیت پروب سونوگرافی برای بسیاری از کاربردهای حین عمل و لزوم انجام تصویربرداری بلادرنگ [۳] ضروری می نماید و در این میان، انجام کالیبراسیون کاوشگر اولتراسوند اهمیت بسیار زیادی داشته و فانتومهای کالیبراسیون نقش کلیدی در این موضوع دارند. این فانتوم ها می توانند نقطه‌ای، سیمی و یا صفحه‌ای [۴] باشند. با حرکت دادن کاوشگر در حین ردیابی وضعیت آن برای هر اسکن، می توان یک حجم ۳ بعدی از مجموعه‌ای از اسکن‌های دو بعدی ایجاد نمود. این روش گسترده‌ترین و مقرون به صرفه‌ترین روش برای بدست آوردن تصاویر سه بعدی اولتراسوند است اما دارای اشکالاتی نیز می باشد. این رویکرد تنها در صورتی می تواند حجم ۳ بعدی را بازسازی کند که ناحیه اسکن شده در حین جاروب کاوشگر ثابت باشد و بنابراین برای محیط های پویا مانند کاربری در زنان و زایمان بسیار چالش برانگیز یا غیرقابل اجرا می شود. استفاده موثر از این رویکرد همچنین باید با یک روش کالیبراسیون غیر پیش پا افتاده انجام شود و زمان بر خواهد بود [۵]. یکی از تکنیکهایی که برای کالیبراسیون یک کاوشگر استفاده می شود ثبت تصویر است. وقتی از فانتوم نقطه‌ای برای کالیبراسیون پروب استفاده می شود، نقطه از موقعیت‌ها و جهت‌های مختلف اسکن می شود. تصویر ۳ بعدی از نقطه را می توان با استفاده از یک کالیبراسیون فرض شده و مقیاس‌های تصویر ساخت. یک الگوریتم بهینه‌سازی تکراری برای یافتن کالیبراسیون و مقیاس‌ها اجرا می شود. تا تصویر ساخته شده بهترین مدل را داشته باشد. در اینجا بهترین تناسب با مقدار تغییر در نقطه بازسازی شده اندازه‌گیری می شود. هنگامی که بهترین تناسب یافت شد، کالیبراسیون مورد نیاز مقادیر مربوطه است که منجر به کمترین تغییر در نقطه بازسازی می شود. این ایده در فانتوم‌های رایج دیگر نیز مورد استفاده قرار می گیرد و هر یک با استفاده از اندازه‌گیری متفاوتی بهترین شرایط را تعیین می کنند. به عنوان مثال، فانتوم صفحه‌ای به نقاط بازسازی شده برای قرار گرفتن در صفحه نیاز دارد. بنابراین بهترین تناسب با انحراف نقاط بازسازی شده از یک صفحه خاص اندازه‌گیری می شود. وجه مشترک این تکنیک‌ها این است که نقاط خاصی از فانتوم انتخاب شده و بهترین تناسب به عنوان تابعی از انحراف این نقاط از مکان ایده‌آل آنها اندازه‌گیری می شود [۶].

### ۳. فانتوم کالیبراسیون

ویژگی مشترک فانتوم‌های رایج کالیبراسیون اولتراسوند این است که در ظرفی تعبیه شده، یا در محفظه‌ای که با یک ماده واسط اتصال دهنده برای تصویربرداری اولتراسوند پر شده قرار دارند. تاکنون به منظور کالیبراسیون اولتراسوند از انواع مختلفی از فانتوم‌ها یا مدل‌ها استفاده شده که به طور متداول می توان به فانتوم‌های مدل دیوارهای، سیم مقطعی، Z، X و بسیاری دیگر اشاره نمود و همچنین می توان از فانتوم‌های سیمی به عنوان یکی از رایج‌ترین فانتوم‌های کالیبراسیون اولتراسوند نام برد زیرا می توان آنها را با عبور تنها دو سیم در یک نقطه واحد ایجاد نمود و دارای طرز ساخت بسیار ساده‌ای می باشند [۷]. فانتوم‌های گوناگون بسیاری توسط پژوهشگران پیشنهاد شده، اما بیشتر آنها به یکی از پنج گروه [۸] هدف نقطه‌ای واحد، اهداف نقطه‌ای چندگانه، Z، ترازبندی شکل ۲ بعدی و دیواری تعلق دارند.

ساختار فانتوم هدف تک نقطه‌ای به طور کلی بر اساس تصویربرداری از یک جسم کروی کوچک مانند مهره یا سر سنجاق بوده و فانتوم سیم متقاطع منفرد از دو سیم متقاطع تشکیل شده است. فانتوم‌های سیم متقاطع متعدد که الگو گرفته از فانتوم‌های تک سیم است، همانند شکل ۲ از بیش از یک محل عبور سیم تشکیل شده‌اند [۹]. مقیاس ابعاد مندرج در شکل به میلی‌متر می باشد. این فانتوم‌های سیمی نیازمند تراز شدن یک یا چند محل عبور از تصویر می باشند.



شکل ۲- شماتیک فانتوم سیم متقاطع.

فانتوم‌های ترازبندی شکل ۲ بعدی به فانتوم‌های سیم متقابل چندگانه شباهت داشته و در هر دو مدل، ترازبندی نقاط مورد علاقه یک شیء ۲ بعدی در تصویر اولتراسوند مد نظر است. تفاوتشان در این است که در فانتوم‌های سیم متقابل، شیء یک فرم هندسی ۲ بعدی جامد با گوشه‌ها بوده و در فانتوم‌های ترازبندی شکل ۲ بعدی، شیء توسط سیم‌های متقاطع محدود می‌شود.

فانتوم‌های ثابت Z یا N با الهام از قاب استریوتاکتیک سر توصیف شده توسط براون (۱۹۷۹) برای ثبت سی‌تی‌اسکن قبل از عمل بیماری جراحی مغز و اعصاب ساخته شده‌اند. سیم‌های این فانتوم‌ها به شکل Z ساخته می‌شوند که با صفحه تصویر قطع می‌شوند. این فانتوم‌ها شامل یک یا چند ثابت Z بوده [۱۰] که هر کدام از آنها همانطور که در شکل ۳ قابل مشاهده است، شامل سه سیم نازک کشیده شده بین دیواره‌های فانتوم هستند که یک Z را در صفحه محوری تشکیل می‌دهند [۱۱]. هنگام تصویربرداری از بالا، سه سیم به عنوان سه نقطه روشن در تصویر سونوگرافی ظاهر می‌شوند و با اندازه‌گیری فاصله نسبی بین این نقاط، می‌توان خط تقاطع بین صفحه اولتراسوند و سیم‌ها را تعیین کرد. با استفاده از این روش می‌توان تعداد زیادی پایگاه داده مستقل را در یک ضبط جمع‌آوری کرد.



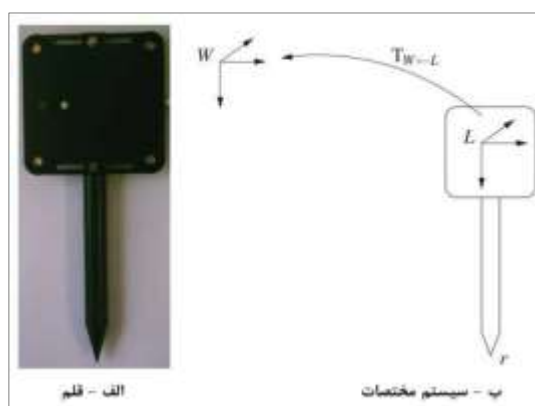
شکل ۳- نمونه اولیه از یک طراحی فانتوم N که ترتیب ۵ ثابت N را نشان می‌دهد.

در فانتوم‌های دیواری که در ۳ روش تک‌جداره، غشایی و کمبریج می‌باشند، یک یا چند سطح صفحه مانند دیوارها یا غشاها تصویربرداری شده و خطوط روشن را در تصویر اولتراسوند تولید می‌کنند.

تک‌جداره ساده‌ترین روش دیواری بوده که بر اساس تصویربرداری از کف مخزن آب است. تکنیک غشایی با استفاده از تصویربرداری از یک غشای نازک به جای کف مخزن، مشکلات طنین اندازی را حل می‌کند. از این رو، این راه حل خطوط نازک‌تری را بر روی تصاویر ایجاد می‌کند. با این وجود باید دقت شود که غشایی به اندازه کافی سخت و محکم انتخاب شود تا نوسان غشا ناشی از حرکات کاوشگر در آب به حداقل برسد. فانتوم کمبریج برای حل مشکلات ۲ مدل بالا ایجاد شد. در فانتوم کمبریج، کاوشگر به گونه‌ای در گیره متصل می‌شود که قسمت بالایی یک میله نازک برنجی همیشه در مرکز پرتو قرار داشته باشد.

در برخی روش‌های کالیبراسیون نیازی به فانتوم نیست و از قلم کالیبره شده استفاده می‌شود و همچنین پیشنهاد شده با اندازه‌گیری موقعیت سطح با استفاده از قلم، کالیبراسیون را ساده نموده و از این رو تعداد مجهولات را کاهش داد [۶].

قلم همانگونه که در شکل ۴ قابل مشاهده است، یک دستگاه محلی‌ساز ۳ بعدی است که از یک میله (شافت) گرد تشکیل شده و در یک طرف آن دستگاه‌های موقعیت‌سنجی دارند که می‌توانند توسط سیستم ردیابی موقعیت ردیابی شوند. در انتهای دیگر، به یک نقطه تیز می‌شود. محلی‌ساز می‌تواند محل نوک خود را در فضای ۳ بعدی گزارش کند. از این رو می‌توانیم با نشان دادن قلم به سمت هدف، مکان هر نقطه از فضا را بدست آوریم [۱۲].



شکل ۴- مکان یاب ۳ بعدی

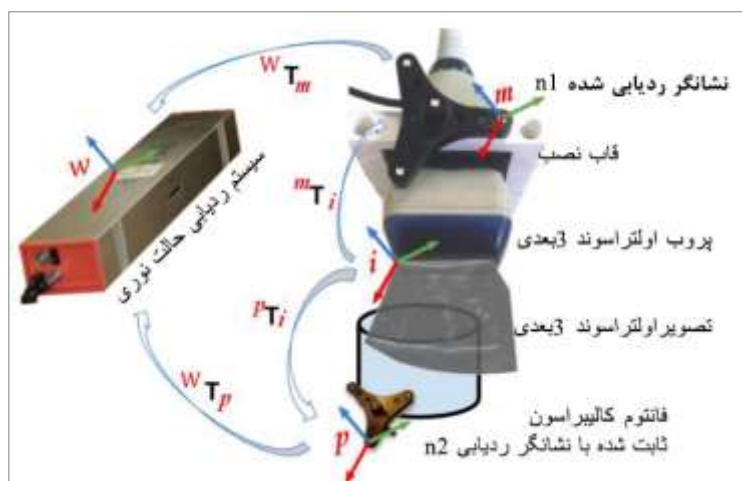
#### ۴. روش نشانگر رهگیری نشده

هر کدام از روش‌های بخش قبلی چالش‌ها و مشکلات خاص خود را دارا هستند. روش کالیبراسیون بر اساس یک فانتوم ردیابی شده دقت بالاتری نسبت به روش دیگر برای انجام تصویربرداری از اولتراسوند در اطراف یک فانتوم ثابت غیرقابل ردیابی و ثبت حجم اولتراسوند دارد. برخی از پژوهشگران مستقیماً از نوک قلم ردیابی شده به عنوان یک ویژگی تصویربرداری برای کالیبراسیون پروب استفاده می‌کردند. با این حال، قلم ردیابی قبل از استفاده باید کالیبره شود، و کالیبراسیون قلم، خطاهای غیر قابل اغمازی را وارد می‌کند. برخی از کارهای دیگر از فانتوم‌های مسطح استفاده می‌کردند و موقعیت‌های فانتوم‌ها باید در یک سیستم مختصات ثابت توسط

قلم کالیبره شده ردیابی شده تعیین می‌شود. روش‌های آنها نه تنها از خطاهای کالیبراسیون قلم، بلکه از خطاهای کالیبراسیون فانتوم نیز رنج می‌برند. استفاده از فانتوم‌های سیم ردیابی شده، شامل چالش‌هایی در ساخت دقیق سیمها، اطمینان از مستقیم بودن سیمها و قرارگیری صحیح آنها در آب می‌باشد.

در این بخش به مطالعه روش جدید و پیشنهادی (جان شن و همکاران-۲۰۱۸) جهت کالیبراسیون سریع و خودکار بر اساس یک فانتوم چاپ شده ۳بعدی و یک نشانگر غیرقابل رهگیری برای کالیبراسیون کاوشگر ۳بعدی اولتراسوند پرداخته و آن را مورد بررسی قرار داده‌ایم. در این روش به راحتی کالیبراسیونی با ثبت بین مدل طراحی به کمک رایانه (CAD) فانتوم و تصویر اولتراسوند فانتوم حاصل می‌شود. این روش خودکار به راحتی قابل اجرا است و نیازی به تجربه کاربر نداشته و علاوه بر این، نه تنها برای کالیبراسیون پروب‌های ۳بعدی موتور جارو شده، بلکه برای کالیبراسیون مبدل‌های آرایه ماتریس ۲بعدی نیز کار می‌کند [۱۳].

شکل ۵ کلیه سیستم مختصات و تغییر شکل‌های استفاده شده در یک روش معمول کالیبراسیون اولتراسوند را نشان می‌دهد. همانطور که می‌بینیم، یک سیستم ردیابی دارای دو قسمت متحرک (نشانگر  $n1$  و  $n2$ ) و یک همتای ثابت (یک سیستم ردیابی حالت نوری) است.



شکل ۵ - سیستم‌های مختصات و تحولات مورد استفاده در روش کالیبراسیون معمولی.

معمولاً قسمت ثابت سیستم ردیابی به عنوان سیستم مختصات جهانی (WCS) تعریف می‌شود و مدل‌های CSs و CAD نشانگرها توسط سازنده ارائه می‌شوند. اولین نشانگر  $n1$  به سختی روی کاوشگر ثابت می‌شود و سیستم مختصات آن با  $m$  نشان داده می‌شود. نشانگر دوم  $n2$  بر روی فانتوم سوار شده و برای ارتباط دادن سیستم مختصات فانتوم به سیستم مختصات نشانگر  $n2$  به کالیبراسیون فانتوم نیاز است. CS<sub>p</sub> به سیستم مختصات نشانگر  $n2$  پس از کالیبراسیون فانتوم اشاره دارد. هدف از کالیبراسیون تعیین تغییر شکل سخت  $mT_i$  بین سیستم مختصات تصویر ۳بعدی اولتراسوند ( $i$ ) و سیستم مختصات نشانگر  $n1$  ( $m$ ) است. در شکل ۵ چارچوب کالیبراسیون ریاضی معمولی می‌تواند به صورت معادله ۱ ارائه شود:

$${}^mT_i = {}^wT_m^{-1} {}^wT_p {}^pT_i \quad (1)$$

جایی که bTa تبدیل از CS a به CS b است، و  $ma_i$  و p و w به ترتیب نشان دهنده سیستم مختصات تصویر ۳ بعدی اولتراسوند، نشانگر n1 سوار شده روی پروب، نشانگر n2 پیوست به فانتوم و جهان هستند. بنابراین برای به دست آوردن راه حل کالیبراسیون  $mTi$  مسائل اصلی زیر باید حل شود:

۱- کالیبراسیون فانتوم: استفاده از قلم کالیبره شده برای تعیین موقعیت فانتوم در سیستم مختصات نشانگر n2 و در نتیجه در WCS، به طوری که wTp اندازه گیری شود.

۲- ثبت تصویر فانتوم در اولتراسوند و هندسه های فانتوم، بنابراین pTi بدست می آید.

۳- ردیابی نشانگرهای n1 و n2 در محاسبات تبدیلات  $wT-1m$  و  $wTp$ .

به منظور ساده سازی این روش کالیبراسیون، ما روشی مبتنی بر یک فانتوم سفارشی را پیشنهاد می دهیم که در آن فقط حل مسئله (۲) برای یافتن راه حل کالیبراسیون کافی است. همانطور که در شکل ۷ نشان داده شده است، یک نشانگر روی پروب سوار شده و محکم می شود.



شکل ۶- سیستم های مختصاتی که در این روش کالیبراسیون استفاده می شود.

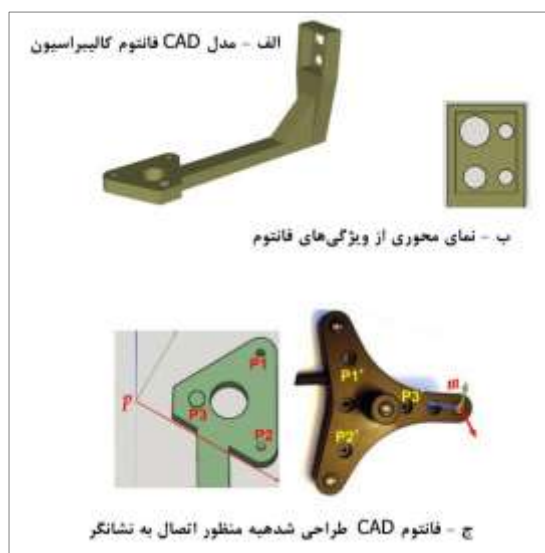
در کل فرآیند کالیبراسیون هیچ ردیابی از نشانگر وجود ندارد، بنابراین ما این نشانگر را "نشانگر رهگیری نشده" می نامیم. فانتوم بر روی نشانگر رهگیری نشده نصب شده و موقعیت آن در سیستم مختصات این نشانگر مشخص است. این امر به این دلیل است که از مدل نشانگر در هنگام طراحی فانتوم استفاده شده است و  $CS s m$  و p آنها با یکدیگر همزمان شده است. بنابراین، چارچوب معمول کالیبراسیون ریاضی معادله اول می تواند به صورت معادله ۲ ساده شود:

$${}^mT_i = {}^pT_i \quad (2)$$

بنابراین، حل یک سری از مشکلات در روش کالیبراسیون معمولی به حل فقط مسئله ثبت بین مدل مش تولید شده از تصویر اولتراسوند و مدل CAD فانتوم تبدیل می شود. هیچ ردیابی از نشانگر مورد نیاز در این روش وجود ندارد [۱۳].

الف. فانتوم کالیبراسیون

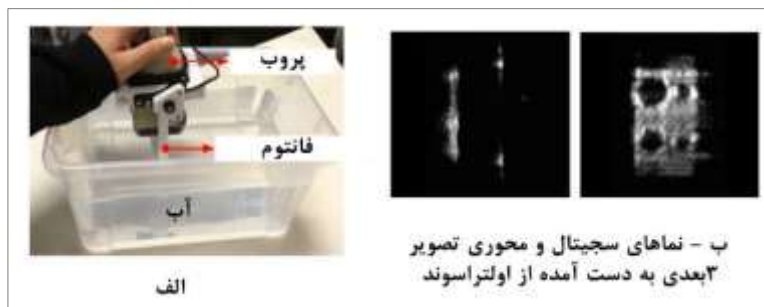
فانتوم کالیبراسیون مانند شکل ۲-۲-۳ شامل یک شکل جعبه (۲۵ × ۲۰ × ۱۰ میلی متر ۳) و ۴ سوراخ با ابعاد به ترتیب  $\emptyset = 8$  میلی متر،  $\emptyset = 6$  میلی متر،  $\emptyset = 4$  میلی متر و  $\emptyset = 4$  میلی متر است. این ویژگی‌ها با در نظر گرفتن زمینه دید کاوشگر اولتراسوند و کیفیت تصویر به دست آمده، انتخاب شدند. انتهای دیگر فانتوم (قسمت سمت چپ شکل ۸-الف) طراحی شده است تا به نشانگر متصل شود. همانطور که در شکل ج نشان داده شده است، سوراخ وسط فانتوم کاملاً متناسب با برجستگی نشانگر است و برآمدگی  $p3$  را می‌توان کاملاً در  $p3$  جاسازی کرد.  $p1$ ،  $p1'$ ،  $p2$  و  $p2'$  با قطر یکسان با دو پیچ ثابت شدند. پس از اتصال فانتوم به نشانگر، CS p، در شکل ج همان CS m است [۱۳].



شکل ۷- مدل CAD فانتوم کالیبراسیون جهت نصب روی کاوشگر.

ب- جمع‌آوری داده‌ها

فانتوم بر روی نشانگر سوار شده و داده‌های اولتراسوند به سادگی با قرار دادن تنظیم کالیبراسیون در آب جمع‌آوری می‌شود [۱۳].



شکل ۸- کالیبراسیون اولتراسوند و تصاویر بدست آمده



ج. اولتراسوند در ثبت مدل CAD فانتوم

تصویر اولتراسوند به طور خودکار بر اساس اطلاعات موقعیت بخشهای این خطوط در تصویر اولتراسوند و هندسه شناخته شده فانتوم تقسیم می‌شود. پس از اتمام فرآیند کالیبراسیون، فانتوم با باز کردن پیچ از نشانگر خارج شد. در همین حال، هیچ حرکت نسبی بین نشانگر و کاوشگر وجود نداشت، زیرا نشانگر نصب شده توسط یک قاب نصب بر روی پروب محکم شده بود [۱۳].

## ۵. بحث و نتایج

کالیبراسیون پروب یک جز مهم در هر سیستم اولتراسوند ۳ بعدی بوده و کیفیت آن تأثیر مستقیمی بر عملکرد سیستم تصویربرداری دارد. بنابراین تعیین میزان صحت قابل دستیابی با هر روش کالیبراسیون بسیار مهم است. در حقیقت، این میزان صحت است که برای پزشکان بالینی مهم است. آزمایش‌های صحت اغلب بر روی فانتوم‌های مصنوعی در یک محیط کاملاً کنترل شده انجام می‌شود. جدول ۱ نشان‌دهنده میزان صحت در فانتوم‌های مختلف بوده [۶] و قابل ذکر است این مقادیر در شرایط و تنظیمات مشابه اولتراسوند به دست آمده‌اند.

جدول ۱- صحت کالیبراسیون‌های انجام شده با فانتوم‌های توصیف شده بر حسب میلی‌متر

صحت (PRA)		عمق (cm)	پروب	فانتوم
میانگین	مرکز			
۱/۷۷	۱/۸۶	۳	خطی	نقطه (مخروطی)
۳/۶۳	۳/۰۷	۳	خطی	قلم (کروی)
۲/۱۸	۱/۵۲	۳	خطی	قلم (کمربند)
۲/۲۸	۲/۴۶	۳	خطی	صفحه‌ای
۱/۶۷	۱/۵۶	۳	خطی	کمربند
-	-	۸	منحنی	فانتوم Z
-	-	۱۵	منحنی	فانتوم Z

به عنوان بخشی از یک برنامه حین عمل، یک کاوشگر ۳ بعدی اولتراسوند باید به روش سریع و ساده با صحت بالا کالیبره و محلی سازی شود. مدت زمان انجام کالیبراسیون در روش "نشانگر رهگیری نشده" کمتر از ۵ دقیقه طول می‌کشد که زمان مناسبی است. قلم استفاده شده در آزمون‌های بازسازی نقطه، نقاطی را با محلی‌سازی شناخته شده برای اعتبارسنجی روش کالیبراسیون "نشانگر رهگیری نشده" فراهم می‌کند. با این حال، قلم مستعد خطا است و کالیبراسیون اشاره‌گر آن معمولاً دارای خطاهای RMS در محدوده [۰,۶ میلی‌متر، ۰,۹ میلی‌متر] و ارتفاع ۱,۵ میلی‌متر است. در مطالعه (جان شن و همکاران-۲۰۱۸)، کالیبراسیون قلم دارای خطای RMS 0.83 میلی‌متر بود. این مورد ممکن است برخی از خطاها را در صحت بازسازی نقطه وارد کند، که ممکن است با یک قلم کالیبره شده بهتر بهبود یابد [۱۳].

مقایسه عملکرد کالیبراسیون بین روش (جان شن و همکاران-۲۰۱۸) و مطالعات قبلی، به دلیل تفاوت تنظیمات آزمایشی، پروتکل و محیط، دشوار است. علاوه، مطالعات مختلف برای ارزیابی روش‌هایشان از تعاریف مختلفی از صحت بازسازی نقطه استفاده می‌کنند. برخی از مطالعات شناخته شده نتایج خود را با استفاده از RMS یا میانگین خطاهای بازسازی نقطه گزارش کرده‌اند. به عنوان مثال، (برگمیر و همکاران) از یک فانتوم سیم متقابل استفاده کرده و کالیبراسیون چشم و دست (HE) و روش فانتوم ردیابی معمولی (TP) را مقایسه می‌کند [۱۴]. آنها میانگین خطاهای ۳٫۵ میلی متر (HE) و ۳٫۳ میلی متر (TP) را گزارش کردند. (پون و رولینگ) روش‌های مبتنی بر فانتوم سیم‌های IXI شکل، یک فانتوم مکعبی و یک قلم را با یکدیگر مقایسه کردند و خطاهای بازسازی نقطه RMS را به ترتیب ۲/۱۵، ۴/۹۱ و ۲/۳۶ میلی متر یافتند [۱۵]. (جان شن و همکاران-۲۰۱۸) در مقایسه با روش‌های فوق، به ترتیب به RMS کوچکتر و میانگین خطاهای بازسازی نقطه ای ۱/۳۹ و ۱/۲۶ میلی متر دست یافتند [۱۳].

در [۱۶]، آنها پیشنهاد کردند که به جای حجم ۳ بعدی، کالیبراسیون بر روی چندین برش ۲ بعدی انجام داده شود. سپس، آنها بهترین مسیر را از طریق کالیبراسیون چندین برش پیدا کرده و از آن به عنوان محلول کالیبراسیون برای یک کاوشگر ۳ بعدی موتور جارو استفاده کردند. آنها خطاهای RMS بازسازی نقطه ۰٫۹۳ میلی متر را بدست آوردند. قلم استفاده شده در آزمون بازسازی نقطه آنها دارای دقت بالایی بود که با میانگین انحراف معیار محل قلم در ۳۰ نقطه و دستیابی به مقدار ۰٫۱۱ میلی متر محاسبه شد. با این وجود قلم مورد استفاده (جان شن و همکاران-۲۰۱۸) در آزمایشگاه ساخته شده و با استفاده از روش کروی متناسب با دقت ۰٫۸۳ میلی متر کالیبره شده است که دقت بازسازی نقطه RMS آن احتمالاً با استفاده از قلم دقیقتر در تست‌های بازسازی نقطه بهبود می‌یابد. باومن و همکاران روش خود را برای دستیابی به خطای RMS بازسازی نقطه ۰٫۹ میلی متر گزارش کردند، با این حال، آنها به جای استفاده از قلم، در آزمایش‌های بازسازی نقطه خود از یک فانتوم مهره ساخته شده از سیم‌های ضربدری استفاده کردند [۱۷]. بنابراین، همانطور که توضیح داده شد، مقایسه عملکرد بین روش‌های مختلف بسیار دشوار است، زیرا آنها از روش‌های مختلف ارزیابی استفاده می‌کنند. علاوه بر صحت کالیبراسیون که در بالا گفته شد، رویکردهای کالیبراسیون معمولی از دو نشانگر استفاده نموده و ردیابی می‌کنند که یکی روی پروب نصب می‌شود و دیگری به فانتوم کالیبراسیون متصل است. علاوه بر این، برخی از تکنیک‌ها نشانگر ردیابی سوم (سوار بر قلم) را نیز برای کالیبراسیون فانتوم معرفی کرده‌اند ولی نکته‌ای که حائز اهمیت است این است که استفاده و ردیابی نشانگرهای بیشتر ممکن است عدم قطعیت بیشتری را در صحت کالیبراسیون ایجاد کند. در واقع، در رویکردهای کالیبراسیون معمولی، مراحل مختلفی برای کالیبراسیون کاوشگر (کالیبراسیون فانتوم، کالیبراسیون قلم، ...) استفاده شده که باعث افزایش مدت فرآیند کالیبراسیون می‌شود. در مطالعه (جان شن و همکاران-۲۰۱۸)، فقط به یک نشانگر ردیابی نشده نیاز بود و روی پروب نصب شد. ایده مونتاژ فانتوم بر روی این نشانگر ردیابی نشده، به طوری که از سیستم مختصات مشترکی برخوردار باشند، روش کالیبراسیون را ساده، سریع و به راحتی اجرا می‌کند. این روش کالیبراسیون کاملاً خودکار را می‌توان توسط فرد غیرمتخصص انجام داد. کل مراحل کالیبراسیون (شامل تنظیم کالیبراسیون مونتاژ، جمع‌آوری اولتراسوند، تقسیم خودکار و ثبت مدل مشبک) کمتر از ۵ دقیقه زمان می‌برد [۱۳].

## ۶. نتیجه‌گیری

ضمن بررسی برخی فانتوم‌های رایج کالیبراسیون و ارزیابی و مقایسه کارایی و میزان صحت آن‌ها در شرایط مشابه، به بررسی دقیق یک رویکرد جدید پیشنهادی ساده و کارآمد برای کالیبراسیون کاوشگرهای ۳ بعدی اولتراسوند از جمله مبدل‌های آرایه ماتریس ۲ بعدی یا کاوشگرهای ۳ بعدی موتور جارو پرداخته و میزان صحت و خطای آن با برخی پژوهش‌های مطرح مورد مقایسه قرار گرفت و مطرح شد که دقت بازسازی نقطه RMS آن احتمالاً با استفاده از قلم دقیقتر در تست‌های بازسازی نقطه کارایی بهتری خواهد داشت. با این حال بیان شد که مقایسه عملکرد بین روش‌های مختلف به علت شرایط ارزیابی متفاوت بسیار دشوار است. در نهایت مشخص شد که ایده مونتاژ فانتوم، نشانگر غیرقابل رهگیری و کاوشگر در کنار هم، روش‌های معمول کالیبراسیون را بسیار ساده کرده و افزایش سهولت

و سرعت کالیبراسیون اولتراسوند سه بعدی را در پی دارد. روش کالیبراسیون کاملاً خودکار به تجربه و مهارت کاربر نیاز ندارد و فرد غیر متخصص به راحتی می تواند به انجام آن بپردازد.

#### مراجع

۱. Manickam K, Reddy MR, Seshadri S, Raghavan B (October 2015). "Development of a training phantom for compression breast elastography-comparison of various elastography systems and numerical simulations". *Journal of Medical Imaging*. 2(4): 047002. doi:10.1117/1.JMI.2.4.047002. PMC 4682573. PMID 26697511.

۲. Gee, A., Prager, R., Treece, G. and Berman, L.: Engineering a freehand 3D ultrasound system. *Pattern Recognition Letters*, 24(4), 757-777 (2003).

۳. Jackrit Suthakorn, Narucha Tanaiutchawoot, Cholatip Wiratkapan, Ultrasound calibration with ladder phantom at multiple depths for breast biopsy navigation system, *Theoretical and Applied Mechanics Letters*, Volume 10, Issue 5, 2020, Pages 343-353, ISSN 2095-0349, <https://doi.org/10.1016/j.taml.2020.01.037>.

۴. Mercier L, Langø T, Lindseth F, Collins DL, "A review of calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems", *Ultrasound Med Biol*. 2005 Apr;31(4):449-71. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2004.11.015. PMID: 15831324.

۵. Vasconcelos, Francisco & Peebles, Donald & Ourselin, Sebastien & Stoyanov, Danail. (2016). Spatial calibration of a 2D/3D ultrasound using a tracked needle. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*. 11. 10.1007/s11548-016-1392-5.

۶. Hsu PW., Prager R.W., Gee A.H., Treece G.M. (2009) Freehand 3D Ultrasound Calibration: A Review. In: Sensen C.W., Hallgrímsson B. (eds) *Advanced Imaging in Biology and Medicine*. Springer, Berlin, Heidelberg. [https://doi.org/10.1007/978-3-540-68993-5\\_3](https://doi.org/10.1007/978-3-540-68993-5_3)

۷. Cheng A, Guo X, Zhang HK, Kang HJ, Etienne-Cummings R, Boctor EM, "Active phantoms: a paradigm for ultrasound calibration using phantom feedback", *J Med Imaging (Bellingham)*. 2017 Jul;4(3):035001. doi: 10.1117/1.JMI.4.3.035001. Epub 2017 Jul 27. PMID: 28894765; PMCID: PMC5531213.

۸. Bø LE, Hofstad EF, Lindseth F, Hernes TA, "Versatile robotic probe calibration for position tracking in ultrasound imaging", *Phys Med Biol*. 2015 May 7;60(9):3499-513. doi: 10.1088/0031-9155/60/9/3499. PMID 20150009. PMID: 25885886.

۹. Adebar, Troy & Yip, Michael & Salcudean, Septimiu & Rohling, Robert & Ngan, Christopher & Goldenberg, Larry. (2012). Registration of 3D Ultrasound Through an Air-Tissue Boundary. *IEEE transactions on medical imaging*. 31. 10.1109/TMI.2012.2215049.

۱۰. Lindseth F, Tangen GA, Langø T, et al. Probe calibration for freehand 3-D ultrasound. *Ultrasound Med Biol* 2003c;29:1607-1623.

۱۱. Chatrasingh M, Suthakorn J. A novel design of N-fiducial phantom for automatic ultrasound calibration. *J Med Phys* 2019;44:191-200.
۱۲. iexiang Wen, Cheng Wang, Yi Zhang, Shoujun Zhou, A Novel Ultrasound Probe Spatial Calibration Method Using a Combined Phantom and Stylus, *Ultrasound in Medicine & Biology*, Volume 46, Issue 8, 2020, Pages 2079-2089, ISSN 0301-5629, <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2020.03.018>.
۱۳. Shen J, Zemiti N, Dillenseger JL, Poignet P. Fast And Simple Automatic 3D Ultrasound Probe Calibration Based On 3D Printed Phantom And An Untracked Marker. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc.* 2018 Jul;2018:878-882. doi: 10.1109/EMBC.2018.8512406. PMID: 30440531.
۱۴. Bergmeir, C., Seitel, M., Frank, C., De Simone, R., Meinzer, H.P. and Wolf, I.: Comparing calibration approaches for 3D ultrasound probes. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*
۱۵. Poon, T.C. and Rohling, R.N.: Comparison of calibration methods for spatial tracking of a 3-D ultrasound probe. *Ultrasound in Medicine & Biology*, 31(8), 1095-1108 (2005).
۱۶. Abeysekera, J.M., Najafi, M., Rohling, R. and Salcudean, S.E.: Calibration for position tracking of swept motor 3-d ultrasound. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 40(6), 1356-1371 (2014)
۱۷. Baumann, M., Daanen, V., Leroy, A. and Troccaz, J.: 3-D ultrasound probe calibration for computer-guided diagnosis and therapy. *International Workshop on Computer Vision Approaches to Medical Image Analysis*, 248-259 (2006).