

اسکن فانتوم، گامی مهم در کالیبراسیون اولتراسوند سه بعدی و مقایسه روش های مختلف آن

حامد مرادی^۱

^۱ دانشگاه علوم پزشکی آبادان، آبادان، ایران

چکیده

اولتراسوند به دلیل ارزان، ایمن، غیرتهاجمی، فشرده و قابل حمل بودن و اینکه تقریباً در هر بافت بدن می تواند به صورت بلادرنک تصویربرداری کند یک روش تصویربرداری جذاب و محبوب است و به همین دلایل، به طور گسترده ای مورد استفاده قرار می گیرد و حتی در زمینه هایی مانند تصویربرداری با عمل جراحی محبوبیت بیشتری پیدا می کند. اولتراسوند متداول یک حالت ۲ بعدی است و اولتراسوند ۳ بعدی یک فناوری نسبتاً جدید است که مزایای زیادی نسبت به تصویربرداری ۲ بعدی داشته و امکان تجسم مستقیم آناتومی ۳ بعدی را فراهم می کند. کالیبراسیون صحیح یا اندازه گیری موقعیت صفحه اسکن با توجه به سنسور موقعیت، برای اولتراسوند ۳ بعدی ضروری است. با اسکن جسمی که به عنوان فانتوم با مشخصات هندسی مشخصی شناخته می شود، کالیبراسیون دقیق تری بدست می آید. ایده این است که از فانتوم تصویر گرفته و ویژگی های آن را در تصاویر اولتراسوند شناسایی کرد. در این مطالعه انواع فانتوم های رایج کالیبراسیون معرفی و بررسی شده و کارایی آن ها مورد مقایسه قرار می گیرد. فانتوم های مختلف با معیارهای ساده ترین کاربری، سریع ترین پاسخ و دارای صحیح ترین نتیجه معرفی می شوند. شرایط فانتوم برتر مورد ارزیابی قرار گرفته و با مقایسه معیارهای مختلف ۴ دسته اصلی از فانتوم ها، از قبیل فاکتورهای صحت، دقت، سرعت و قابلیت اطمینان، فانتوم های برتر معرفی می شوند.

واژه های کلیدی: اولتراسوند، کالیبراسیون، تصویربرداری پزشکی، فانتوم، فانتوم های تصویربرداری، فانتوم کالیبراسیون

۱. مقدمه

۱-۱. فانتوم (شبح)

در علوم فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی به دستگاه یا الگوی آزمایشی که بدن انسان یا قسمتی از بدن انسان را شبیه‌سازی می‌کند فانتوم (شبح) گفته می‌شود و ساختارهایی مصنوعی هستند که برای شبیه‌سازی خصوصیات بدن انسان در مواردی از جمله روشنایی و پراکندگی نور، هدایت الکتریکی و دریافت موج صدا طراحی شده‌اند. از فانتوم‌ها به جای اعمال تجربی یا به عنوان مکمل افراد انسانی برای حفظ ثبات، تأیید قابلیت اطمینان فناوری‌ها یا کاهش هزینه‌های تجربی استفاده شده است. در جامعه تحقیقات پزشکی از فانتوم‌های تصویربرداری پزشکی استفاده می‌شود تا اطمینان حاصل شود که سیستم‌ها و روش‌های تصویربرداری از بدن انسان به درستی کار می‌کنند و به طور عمده دو نوع اصلی فانتوم انسان شناسی و فانتوم کالیبراسیون وجود دارد.

۲-۱. کالیبراسیون

کالیبراسیون به زبان ساده، اندازه‌گیری صحت وسایل اندازه‌گیری در مطابقت با مراجع تایید شده می‌باشد و انجام فرآیند کالیبراسیون در تجهیزات آزمایشگاهی و پزشکی اهمیت ویژه‌ای پیدا می‌کند. اطمینان یافتن از قرائت‌ها از دستگاه، تعیین درستی مقادیر خوانده شده از دستگاه و استقرار قابلیت ردیابی دستگاه به استانداردهای مرجع از اهداف اصلی کالیبراسیون به شمار می‌روند. مهمترین ویژگی که یک اندازه‌گیری باید داشته باشد وجود قابلیت ردیابی نتایج آن با استانداردهای ملی و سپس بین‌المللی می‌باشد.

۳-۱. فانتوم کالیبراسیون

فانتوم کالیبراسیون اغلب یک استوانه یا صفحه با تراکم مقادیر شناخته شده است. از آن‌ها در کنترل کیفیت استفاده می‌شود تا اطمینان حاصل شود تصاویر در حال بازسازی فانتوم تصویر شده به مقادیر چگالی صحیح هستند. انحراف از این مقادیر می‌تواند بیانگر نیاز تجهیزات تصویربرداری به سرویس آن‌ها باشد. شکل ۱ تصویر قابل مشاهده یک فانتوم در دستگاه اولتراسوند را نشان می‌دهد.



شکل ۱ - تصویر فانتوم قابل مشاهده در دستگاه اولتراسوند پزشکی

۲. پیشینه

۲-۱. اولتراسوند حجم ۳ بعدی

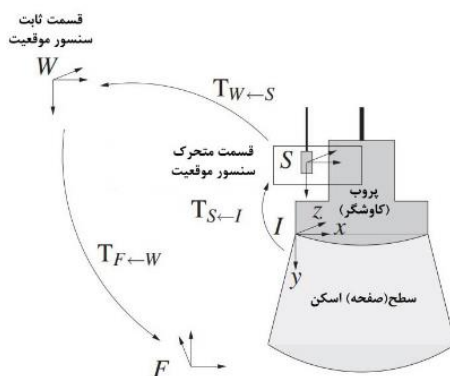
اولتراسوند متداول یک حالت ۲ بعدی است. اولتراسوند ۳ بعدی یک فناوری نسبتاً جدید است که مزایای زیادی نسبت به تصویربرداری ۲ بعدی داشته و امکان تجسم مستقیم آناتومی ۳ بعدی را فراهم می‌کند. نماهای برش ۲ بعدی را می‌توان با جهت‌گیری دلخواه تولید کرد و حجم و اندازه‌گیری‌های دیگر ممکن است با دقت بیشتری به دست آید [۱]. تصویربرداری ۳ بعدی می‌تواند حجم ۳ بعدی اولتراسوند را از منطقه مورد نظر (ROI) تولید کند که اطلاعات بیشتری در مورد ساختارهای آناتومیک نسبت به تصویربرداری ۲ بعدی اولتراسوند فراهم می‌کند [۲]. کاربردهای بالینی اولتراسوند ۳ بعدی شامل اندازه‌گیری حجم پروستات، زنان و زایمان، بیوپسی پستان، قلب و عروق، قلب و عروق جنین، جراحی مغز و اعصاب، رادیولوژی و جراحی [۳] و برخی کاربردهای جدیدتر می‌باشد.

۲-۲. روش‌های کلی ساخت یک حجم اولتراسوند

- سیستم‌های جارو محدود: توسط یک جاروی از پیش تعریف شده و محدود از فضای کل بدنه کاوشگر ۲ بعدی مشخص می‌شود که می‌تواند با موتور متصل به کاوشگر انجام شود. در مطالعه‌ای [۴] کالیبراسیون را بر روی چندین برش قبل از فرآیند تبدیل اسکن ۳ بعدی انجام شد و سپس، بهترین مسیر از طریق کالیبراسیون چند برش مشخص و از آن به عنوان راه نهایی کالیبراسیون کاوشگر ۳ بعدی موتور جارو استفاده نمودند و علی‌رغم دقت کالیبراسیون بالا، این روش زمانبر و دشوار بود.
 - کاوشگرهای ۳ بعدی: معمولاً از آرایه‌های ۲ بعدی تشکیل شده‌اند که امکان تصویربرداری صریح ۳ بعدی را فراهم می‌کنند.
 - تکنیک‌های بدون سنسور: معمولاً سعی در تخمین موقعیت ۳ بعدی و جهت‌گیری یک کاوشگر در فضا دارند.
 - تکنیک‌های کاوشگر ردیابی ۲ بعدی (آزاد یا دست آزاد): معمولاً از یک سنسور (متصل به یک کاوشگر) تشکیل شده‌اند [۲] که توسط دستگاهی ردیابی می‌شود که موقعیت و جهت سنسور را در هر لحظه از زمان محاسبه کند. این اطلاعات برای محاسبه مختصات ۳ بعدی هر پیکسل از تصاویر اولتراسوند استفاده می‌شود [۵].
- به طور عمده روش‌های دست آزاد و استفاده از کاوشگر ۳ بعدی، روش‌های رایج تصویربرداری ۳ بعدی اولتراسوند می‌باشند.

۲-۳. کالیبراسیون پروب

در اولتراسوند ۳ بعدی آزاد همانطور که در شکل ۲ نشان داده شده، سنسور موقعیت، موقعیت و جهت ۳ بعدی قسمت متحرک حسگر موقعیت S را نسبت به همتای ثابت خود W ضبط می‌کند. بنابراین لازم است موقعیت و جهت صفحه اسکن با توجه به مرکز الکتریکی سنسور موقعیت تعیین شود. این تحول از طریق فرآیندی به نام کالیبراسیون پروب تعیین می‌شود.

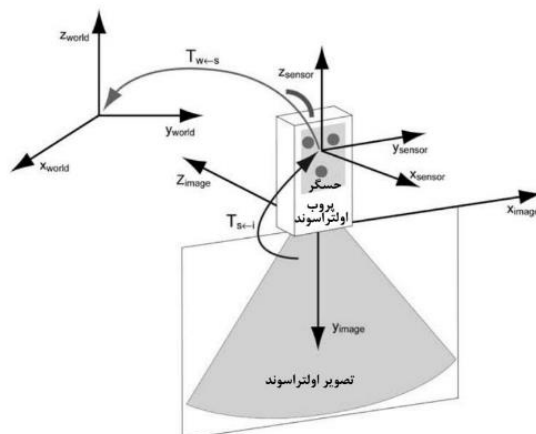


شکل ۲ - مختصات مرتبط با یک سیستم اولتراسوند ۳ بعدی آزاد

کالیبراسیون صحیح یا اندازه‌گیری موقعیت صفحه اسکن با توجه به سنسور موقعیت که در شکل ۲ نشان داده شده، برای اولتراسوند ۳ بعدی دقیق و آزاد ضروری است. اهمیت این فرآیند با این واقعیت بیشتر افزایش می‌یابد که برنامه‌های اصلی سیستم‌های ۳ بعدی آزاد، همانطور که در بالا توضیح داده شد، نیاز به قرار گرفتن ویژگی‌های تصویر در فضای ۳ بعدی دارند. پرتودرمانی نیاز به قرارگیری صحیح نقاط در یک سیستم مختصات خارجی دارد [۳].

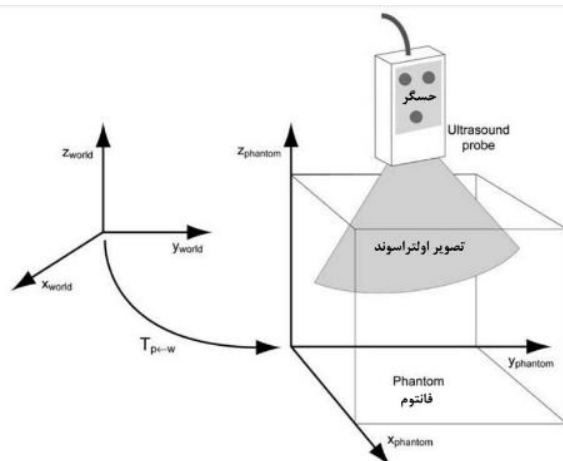
۴-۲. چارچوب ریاضی

شکل قبلی ۳ سیستم مختصاتی را که برای مکان‌یابی صفحه تصویر کاوشگر اولتراسوند در فضا استفاده می‌شود، نشان می‌دهد. ۳ سیستم مختصات دستگاه اندازه‌گیری موقعیت (سیستم مختصات جهانی)، سنسور نصب شده بر روی کاوشگر و صفحه تصویر همچون شکل ۳ هستند. تبدیل حسگر به جهان $T_{w \leftarrow s}$ توسط دستگاه ردیابی اندازه‌گیری می‌شود. منشأ سیستم مختصات جهان توسط یک دستگاه مرجع (ردیابی نوری) یا توسط یک فرستنده (ردیاب الکترومغناطیسی) تعریف می‌شود و باید در رابطه با فانتوم ثابت شود. برای به حداقل رساندن خطاهای اثر زاویه، دستگاه یا فرستنده مرجع باید برای انجام کالیبراسیون تا آنجا که ممکن است به جسمی که اسکن می‌شود نزدیک باشد. تبدیل تصویر به سنسور $T_{s \leftarrow i}$ با کالیبراسیون تعیین می‌شود. مجدداً باید سنسور (گیرنده یا بدنه صلب) را تا جایی که ممکن است نزدیک صفحه تصویربرداری قرار داد تا خطاهای اثر زاویه به حداقل برسد [۱].



شکل ۳ - سیستم‌های مختصات جهانی، حسگر و تصویر. $T_{w \leftarrow s}$ تبدیل مربوط به دو فضا است و $T_{s \leftarrow i}$ تبدیل مربوط به فضای تصویر به فضای حسگر است

با اسکن جسمی که به عنوان فانتوم با مشخصات هندسی مشخصی شناخته می‌شود، کالیبراسیون دقیق‌تری بدست می‌آید. ایده این است که از فانتوم تصویر گرفته و ویژگی‌های آن را در تصاویر اولتراسوند شناسایی کرد. این ویژگی‌ها در فضای فانتوم فیزیکی نیز قرار دارند. رابطه مکانی بین موقعیت ویژگی‌های موجود در تصویر و ویژگی‌های موجود در فانتوم در فرآیند کالیبراسیون تخمین زده می‌شود. از این رو، سیستم مختصات فانتوم قابل رویت در شکل ۴ باید در محاسبات موجود باشد [۱].



شکل ۴ - سیستم‌های مختصات جهانی و فانتوم. $T_{p \leftarrow w}$ تحول مربوط به دو فضا است

از روش حداقل سازی کمینه مربعات برای به حداقل رساندن فاصله بین مجموعه ویژگی‌های مشخص شده (نقاط یا خطوط) در تصویر و روی فانتوم و در نتیجه یافتن پارامترهای کالیبراسیون ناشناخته استفاده می‌شود. معادله زیر یک نقطه در k مین تصویر را به سیستم مختصات فانتوم تبدیل می‌کند:

$$\begin{pmatrix} x_k \\ y_k \\ z_k \\ 1 \end{pmatrix} = T_{pw} T_{ws} T_{si} \begin{pmatrix} S_k M_x \\ S_k V_k \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

هرگونه خطا در محل آن نقطه در پارامترهای ترجمه $T_{s \leftarrow i}$ جبران می‌شود. نقطه در موقعیت (u, v) از آن مبدأ، ابتدا توسط S_k و S_y مقیاس بندی می‌شود. سپس با استفاده از تبدیل سفت و سخت $T_{s \leftarrow i}$ ، در فضای سنسور و سپس توسط $T_{w \leftarrow s}$ به فضای جهان و در نهایت توسط $T_{p \leftarrow w}$ در فضای فانتوم، نقشه برداری می‌شود. $T_{w \leftarrow s}$ و $T_{p \leftarrow w}$ تبدیلات اجسام صلب هستند [۱].

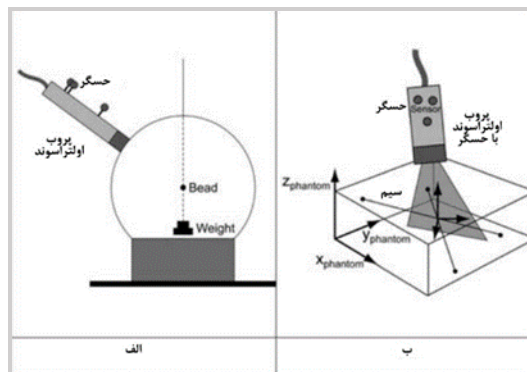
۳. طراحی فانتوم

همه این فانتوم‌ها یک ویژگی مشترک دارند و همه آنها در ظرفی تعبیه شده، یا در محفظه‌ای که با یک ماده واسطه اتصال دهنده برای تصویربرداری اولتراسوند پر شده قرار دارند. اولین مقالات دقیق توصیف کالیبراسیون با کمک یک فانتوم توسط Detmer و همکاران در سال ۱۹۹۴ منتشر شد [۶]. انواع مختلفی از فانتوم‌ها یا مدل‌ها برای کالیبراسیون اولتراسوند استفاده شده است که از جمله آنها می‌توان به دیواره، سیم مقطعی، X ، Z و بسیاری دیگر اشاره نمود که از این فانتوم‌ها، فانتوم‌های سیمی یکی از رایج‌ترین‌ها هستند زیرا ساخت آنها ساده بوده و با عبور دو سیم در یک نقطه واحد ایجاد می‌شوند [۷]. تاکنون فانتوم‌های مختلف زیادی پیشنهاد شده، اما بیشتر آنها به یکی از پنج گروه [۸] هدف نقطه، اهداف نقطه چندگانه، فانتوم Z ، ترازیبندی شکل ۲ بعدی و دیواری تعلق دارند.

۳-۱. فانتوم‌های سیم متقاطع و هدف نقطه‌ای واحد

دو نوع اول فانتوم مورد استفاده، فانتوم‌های هدف نقطه‌ای و سیم متقاطع می‌باشد. همانند شکل ۵، فانتوم هدف تک

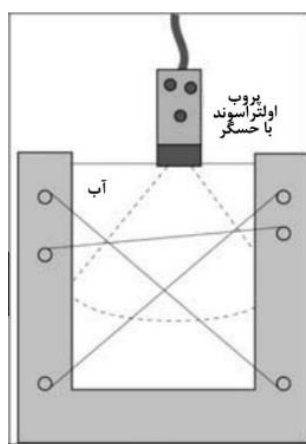
نقطه‌ای به طور کلی بر اساس تصویربرداری از یک جسم کروی کوچک مانند مهره یا سر سنجاق بوده (الف) و فانتوم سیم متقاطع منفرد از دو سیم متقاطع (ب) تشکیل شده است. هدف نقطه یا عبور سیم از نقطه در صفحه تصویر اولتراسوند تراز می‌شوند و از چندین زاویه دید به تصویر کشیده می‌شوند.



شکل ۵ - الف - فانتوم هدف نقطه‌ای. ب - فانتوم سیم متقاطع واحد

۳-۲. فانتوم‌های سیم متقاطع و اهداف نقطه‌ای چندگانه

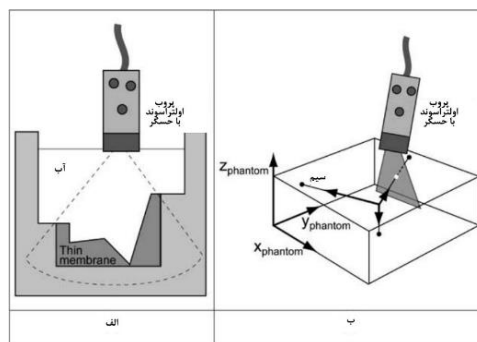
تکنیک‌های سیم‌های متقاطع متعدد از فانتوم‌های تک سیم متقابل گرفته شده است. این فانتوم‌ها مثل شکل ۶ از بیش از یک محل عبور سیم تشکیل شده‌اند که باز هم به تراز شدن یک یا چند محل عبور از تصویر نیاز دارد. آنها یا سه نقطه خطی هستند یا سه سیم همسطح که یک مثلث را تشکیل می‌دهند.



شکل ۶ - نمونه فانتوم سیم متقاطع چندگانه

۳-۳. فانتوم‌های ترازبندی شکل ۲ بعدی

شبیه فانتوم‌های سیم متقابل چندگانه هستند. ایده در هر دو مورد، ترازبندی نقاط مورد علاقه یک شیء ۲ بعدی در تصویر اولتراسوند است. در حالت قبلی، این جسم یک فرم هندسی ۲ بعدی جامد با گوشه‌ها است. در مورد دوم، جسم توسط سیم‌های متقاطع محدود می‌شود. شکل ۷ گویای این مطلب است.



شکل ۷ - الف - نمونه فانتوم ترازبندی شکل ۲ بعدی. ب - فانتوم سه سیمه

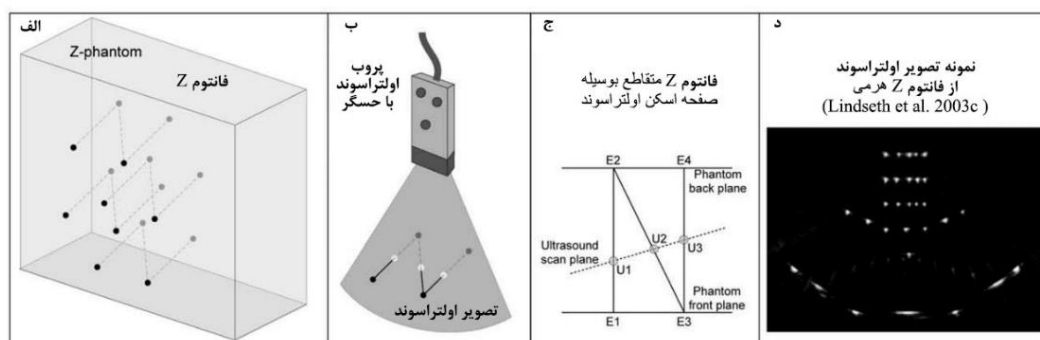
۳-۴. فانتوم‌های ۳ سیمه

این فانتوم‌ها از ۳ سیم متعام ساخته شده‌اند که به طور پی در پی در طول خود اسکن می‌شوند. ایده این است که مبدا سیستم مختصات فانتوم را در تقاطع ۳ سیم قرار داده و هر سیم را به یک محور اختصاص دهیم. معادله زیر بیانگر این است که هر نقطه X_k روی سیم مرتبط با محور x است.

$$\begin{pmatrix} x_k \\ 0 \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} = T_{pw} \cdot T_{ws} \cdot T_{sl} \cdot \begin{pmatrix} s_k \cdot U_x \\ s_k \cdot V_k \\ 0 \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

۳-۵. فانتوم‌های Z (یا N)

همانطور که در شکل ۸ نشان داده شده، سیم‌های این فانتوم‌ها به شکل Z ساخته می‌شوند که با صفحه تصویر قطع می‌شوند. موقعیت نقاط انتهایی E_1, E_2, E_3 و E_4 (ج) بواسطه ساخت فانتوم شناخته شده‌اند. نقاط خطی U_1, U_2 و U_3 روی تصویر قابل مشاهده هستند (ب). با استفاده از مثلث‌های مشابه، می‌توان مختصات نقطه U_2 را روی فانتوم محاسبه کرد. از این رو هر Z سه نقطه قابل مشاهده بر روی تصویر تولید می‌کند، اما فقط یکی به عنوان یک نقطه همولوگ بین تصویر و فانتوم عمل می‌کند. هنگام تصویربرداری از بالا، سه سیم به عنوان سه نقطه روشن در تصویر اولتراسوند ظاهر می‌شوند و با اندازه‌گیری فاصله نسبی بین این نقاط، می‌توان خط تقاطع بین صفحه اولتراسوند و سیم‌ها را تعیین کرد.

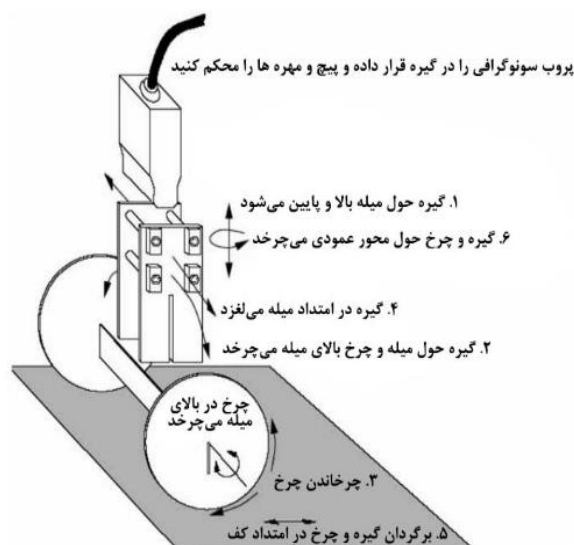


شکل ۸ - نمونه‌ای از فانتوم Z

۳-۶. فانتوم‌های دیواری

یک یا چند سطح صفحه مانند دیوارها یا غشاها تصویربرداری شده و خطوط روشن را در تصویر اولتراسوند تولید می‌کنند. ابتدایی‌ترین نسخه‌ها فقط از کف مخزن آب به عنوان هدف تصویربرداری استفاده می‌کنند. روش‌های دیوار همگی یک خط روی تصویر اولتراسوند تولید می‌کنند. ۳ تکنیک تک‌جداره، غشایی و کمبریج در دسته فانتوم‌های دیواری وجود دارد.

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 غشای ناشی از حرکات کاوشگر در آب به حداقل برسد. فانتوم کمبریج برای حل مشکلات ۲ مدل بالا ایجاد شد. در فانتوم کمبریج، همانگونه که در شکل ۹ قابل مشاهده می‌باشد، پروب به گونه‌ای در گیره متصل می‌شود که قسمت بالایی یک میله نازک برنجی همیشه در مرکز پرتو قرار داشته باشد.



شکل ۹ - فانتوم کمبریج (Prager و همکاران ۱۹۹۸)

برای اطمینان از این همسویی، یک تکنیک جداگانه از جمله یک تجهیزات دیگر توصیف شده است. پس از تراز شدن، فانتوم در یک حمام آب غوطه ور می‌شود. گیره با پروب بر روی میله قرار می‌گیرد و مشروط بر محدودیت‌های اعمال شده در تنظیمات، میله از تمام زوایای ممکن اسکن می‌شود. لبه بالایی میله مانند یک صفحه مجازی عمل می‌کند، و یک خط در تصویر اولتراسوند ارائه می‌دهد که واضح‌تر و با شدت نسبتاً بالاتر است. روش‌های دیوار به دلیل امکان استخراج خودکار خطوط در تصاویر اولتراسوند، از سریع‌ترین راه حل‌ها برای کالیبراسیون هستند.

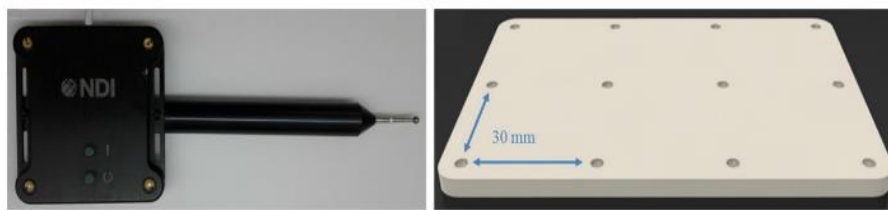
۷-۳. جنبه‌های دیگر طراحی فانتوم

فانتوم‌ها اغلب از جهات و موقعیت‌های بسیاری تصویربرداری می‌شوند، اما تصویربرداری اغلب به بالای مخزن یعنی جایی که تنها دهانه موجود است محدود می‌شود. برخی از نویسندگان از مخازن ویژه‌ای استفاده کرده‌اند تا بتوانند از دیدگاه‌های بیشتری فانتوم را تصویر کنند. سرانجام، جنبه‌های مهم طراحی فانتوم، کارایی و سهولت جمع‌آوری اطلاعات است. اگر از روش کالیبراسیون مبتنی بر هم‌ترازی استفاده شود، می‌توان پروب را با دست یا اتصال پروب به یک نگهدارنده قرار داد تا از موقعیت پایدار کاوشگر در حین دستیابی به تصویر اطمینان حاصل شود. به دست آوردن تصاویری از فانتوم‌ها که به هیچ‌گونه تراز نیاز ندارند، مانند فانتوم Z، بسیار ساده‌تر است زیرا می‌توان آن را کاملاً با دستیابی آزاد انجام داد.

۸-۳. مکان یاب ۳ بعدی یا اشاره‌گر

در کنار معرفی روش‌های مختلف برای کالیبراسیون یک کاوشگر، به طور خلاصه دستگاهی را توصیف می‌کنیم که اغلب در کالیبراسیون کاوشگر مدرن استفاده می‌شود. این دستگاه یک محلی‌ساز ۳ بعدی است که اغلب به آن اشاره‌گر یا قلم می‌گویند.

یک قلم از این دست از یک میله (شافت) گرد تشکیل شده است. مانند شکل ۱۰ در یک طرف، دستگاه‌های موقعیت سنجی دارند که می‌توانند توسط سیستم ردیابی موقعیت ردیابی شوند. در انتهای دیگر، به یک نقطه تیز می‌شود. محلی ساز 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 [۹].



الف - قلم

ب - فانتوم با سوراخ نیمه‌کروی برای ارزیابی دقت قلم

شکل ۱۰- الف - قلم. ب - فانتوم با ۳ * ۴ سوراخ نیمه‌کروی

در برخی روش‌های کالیبراسیون نیازی به فانتوم نیست و از قلم کالیبره شده استفاده می‌شود و همچنین پیشنهاد شده است با اندازه‌گیری موقعیت سطح با استفاده از قلم، کالیبراسیون را ساده نموده و از این رو تعداد مجهولات را کاهش داد [۱۰]. قلم مستعد خطا، از قبیل خطاهای ناشی از اشتباه در ردیابی و کالیبراسیون اشاره‌گر است. صحت کالیبراسیون نشانگر به اندازه قلم بستگی دارد. کالیبراسیون اشاره‌گر معمولاً دارای خطاهای RMS بین ۰,۶ تا ۰,۹ میلی‌متر است، اما خطاهایی تا ۱,۵ میلی‌متر نیز ذکر شده است. خطای ردیابی به سیستم ردیابی بستگی دارد. یک سیستم ردیابی نوری معمولی، مانند Polaris، دارای خطای ردیابی ۰,۳۵ میلی‌متر است. به طور کلی، قلم دارای عدم قطعیت در موقعیت تقریبی ۱ میلی‌متر است. قلم به دلیل توانایی در تعیین نقاط در فضا، در کالیبراسیون کاوشگر محبوب شده است [۱۱].

۴. ارزیابی کیفیت

از آنجا که کالیبراسیون پروب یک جز مهم در هر سیستم اولتراسوند ۳ بعدی آزاد بوده و کیفیت آن تأثیر مستقیمی بر عملکرد سیستم تصویربرداری دارد، تعیین کمیت صحت قابل دستیابی با هر روش کالیبراسیون بسیار مهم است. با این وجود ما می‌توانیم تمام معیارهای کیفیت را به طور کلی در دو کلاس دقت و صحت تقسیم کنیم [۳].

۴-۱. دقت

این معیار که امروزه به طور معمول دقت بازسازی نامیده می‌شود، با اسکن یک فانتوم نقطه p از موقعیت‌ها و جهت‌های مختلف محاسبه می‌شود. فانتوم نقطه در اسکن‌های B تقسیم شده و در فضای ۳ بعدی بازسازی می‌شود. در صورت ثبت N تصویر از نقطه، ما به ابری از N نقطه در فضای جهان دسترسی پیدا می‌کنیم. دقت بازسازی با گسترش این ابر نقاط اندازه‌گیری می‌شود.

۴-۲. صحت

دقت، گسترش یک نقطه را در برخی از سیستم‌های مختصات اندازه‌گیری نموده اما صحت کالیبراسیون را اندازه‌گیری

نمی‌کند، زیرا ممکن است یک خطای سیستماتیک وجود داشته باشد. اندازه‌گیری صحت کالیبراسیون تقریباً غیرممکن است. بسیاری از گروه‌های تحقیق، صحت کل سیستم اولتراسوند ۳ بعدی آزاد را نقل می‌کنند. سپس صحت کالیبراسیون را می‌توان با کمی‌سازی دقیق هر منبع خطا در ارزیابی سیستم، از صحت سیستم استنباط کرد.

آزمون صحت بازسازی نقطه (PRA) یک معیار عینی از صحت است که در آن یک نقطه اسکن می‌شود و مکان آن با استفاده از ماتریس کالیبراسیون محاسبه شده در فضای ۳ بعدی بازسازی می‌شود [۳]. مکان واقعی ۳ بعدی فانتوم نقطه توسط قلم ردیابی شده تعیین می‌شود. لازم به ذکر است که PRA شامل تمام خطاهای موجود در فرآیند ردیابی و تصویربرداری مانند خطاهای هم‌ترازی، تقسیم بندی، کالیبراسیون و ردیابی است [۱۰].

در حقیقت، نهایتاً صحت است که برای یک پزشک بالینی که به عملکرد سیستم علاقه دارد، به جای برخی از اجزای منفرد، مهم است. آزمایش‌های صحت اغلب بر روی فانتوم‌های مصنوعی در یک محیط کاملاً کنترل شده انجام می‌شود.

۳-۴. مقایسه

مقایسه نتایج گروه‌های تحقیقاتی مختلف به دلیل تفاوت در هر معیار بسیار دشوار است. برخی پژوهشگران این تفاوت‌ها را تجزیه و تحلیل کرده و سعی در مقایسه نتایج حاصل از گروه‌های مختلف تحقیقاتی داشتند. با این حال، حتی برای قابلیت تکرار که به غیر از خطاهای حاصل از کالیبراسیون، خطاهای ناشی از کاربر را ندارد، مقایسه نتایج در گروه‌های مختلف دشوار است. کالیبراسیون‌های مختلف احتمالاً در تنظیمات مختلف عمق انجام می‌شود. بعلاوه، اندازه برش اسکن B به دلیل استفاده از دستگاه‌های اولتراسوند ناهمسان متفاوت است [۳].

صحت بازسازی نقطه بسیار وابسته به فانتوم نقطه‌ای است که از آن تصویر شده است و این موضوع تأثیر مستقیمی بر توانایی همسوسازی صحیح صفحه اسکن با فانتوم دارد. اندازه‌گیری فاصله و حجم به حرکت اسکن بسیار وابسته است، که به نوبه خود فقط به کاربر بستگی دارد [۳]. حتی در این صورت، بسیاری از مقاله‌ها هنگام انجام یک چنین ارزیابی، قادر به توصیف حرکت کاوشگر نیستند. این بدان معنی است که بعید است نتایج اندازه‌گیری فاصله یا حجم معنی دار باشد.

۴-۴. انتخاب فانتوم

جدول ۱ دقت و صحت قابل دستیابی با فانتوم‌های مختلف را نشان می‌دهد. این نتایج با استفاده از دقت و صحت اندازه‌گیری مشابه در فانتوم ارزیابی صحت مشابه و با تنظیمات اولتراسوند مشابه هنگام انجام کالیبراسیون به دست آمده است.

جدول ۱- دقت و صحت (میلی‌متر) کالیبراسیون‌های انجام شده

فانتوم	پروب	عمق (cm)	دقت (CR)		صحت (PRA)	
			مرکز	میانگین	مرکز	میانگین
نقطه (مخروطی)	خطی	۳	۰/۲۷	۰/۵۹	۱/۸۶	۱/۷۷
قلم (کروی)	خطی	۳	۰/۳۱	۰/۴۴	۳/۰۷	۳/۶۳
قلم (کمربند)	خطی	۳	۰/۴۵	۰/۶۱	۱/۵۲	۲/۱۸
صفحه‌ای	خطی	۳	۰/۳۹	۰/۵۷	۲/۴۶	۲/۲۸
کمربند	خطی	۳	۰/۸۳	۰/۸۸	۱/۵۶	۱/۶۷
مکانیکی	خطی	۶	۰/۱۵	۰/۱۹	-	-

مکانیکی	منحنی	۱۲	۰/۲۴	۰/۴۴	-	-
فانتوم Z	منحنی	۸	۰/۴۷	۰/۷۸	-	-
فانتوم Z	منحنی	۱۵	۱/۰۷	۱/۵۴	-	-

ارقام موجود در این جدول به طور مستقیم قابل مقایسه هستند [۱، ۱۲]. در مواردی که در ستون اول استنادی وجود ندارد، کالیبراسیون با همان دستگاه اولتراسوند و تنظیمات مشابه توسط محققان انجام شده است [۳] و بنابراین نتایج قابل مقایسه هستند. برای صحت، تنوع در مرکز اسکن B و همچنین میانگین تغییرات در چهار گوشه و مرکز اسکن B آورده شده است. PRA با اسکن نوک سیم به ضخامت ۱,۵ میلی متر محاسبه می شود. نوک سیم در پنج ناحیه مختلف در اسکن B نزدیک چهار گوشه و مرکز اسکن B اسکن شده است. این کاوشگر در یک چرخش کامل در مورد محور جانبی در ۶ موقعیت مختلف چرخانده می شود. پنج تصویر از سیم در هر موقعیت کاوشگر و در هر منطقه از اسکن B گرفته می شود. PRA برای تصاویر گرفته شده در نزدیکی مرکز اسکن B و همچنین میانگین هر نقطه گرفته شده در جدول آورده شده است [۳].

۴-۵. فاکتورهای کالیبراسیون

فاکتورهای مختلف باید هنگام انتخاب یک فانتوم خاص در نظر گرفته شود. مهمترین فاکتورها، غیر از الزامات دقت و صحت، نوع پروب، میزان سادگی و دشواری روش و سرعت کالیبراسیون است. تفاوت زیادی بین کالیبراسیون پروب خطی و پروب منحنی وجود دارد. بعضی از فانتومها، مانند فانتوم نقطه ای، ممکن است برای کالیبراسیون یک پروب خطی و یک پروب منحنی به یک اندازه مناسب باشند. از طرف دیگر، فانتومهای ترازبندی ۲ بعدی برای کاوشگر منحنی خطی مناسب ترند و فانتوم کمبریج برای کالیبراسیون یک کاوشگر خطی مناسب تر است. همچنین استفاده برای افراد متخصص و مبتدی و تاثیر و تفاوت آن باید مد نظر قرار گیرد. در مورد سرعت باید گفت که زمان مورد نیاز برای کالیبراسیون به کیفیت تصویر و تقسیم بندی بستگی دارد.

۴-۵. مقایسه فانتوم

جدول ۲ شش فانتوم را با توجه به فاکتورهای مختلفی که برای کالیبراسیون، مهم ارزیابی می شوند را از ۱ تا ۶ به ترتیب بهترین تا نامناسب ترین درجه بندی می کند.

جدول ۲- دقت و صحت (میلی متر) کالیبراسیون های انجام شده

فاکتور	نقطه ای		قلم	صفحه ای		تراز ۲ بعدی
	کروی	مخروطی		کمبریج	صفحه	
دقت	۱	۲	۲	۲	۶	۵
صحت	۵	۱	۳	۳	۱	۵
سادگی (مبتدی)	۴	۲	۲	۴	۴	۱
سادگی (کارشناس)	۵	۲	۲	۵	۲	۱
تقسیم بندی	۶	۵	۲	۲	۱	۲
سرعت	۶	۳	۲	۴	۴	۱
قابلیت اطمینان	۴	۲	۲	۴	۴	۱

سادگی فانتوم	۱	۴	۳	۱	۴	۴
پروب خطی	✓	✓	✓	✓	✓	دشوار
پروب منحنی	✓	✓	✓	✓	✓	دشوار

پیداست که فانتوم Z دارای ساده‌ترین استفاده بوده و کالیبراسیون را می‌توان در عرض چند ثانیه انجام داد. کالیبراسیونی که توسط یک تازه کار انجام می‌شود باید قابل اعتماد بوده و صحت آن شبیه به کار یک متخصص باشد. با این حال، دقت و صحت قابل دستیابی توسط این فانتوم از همه فانتوم‌های موجود بدتر است. در مقابل، استفاده از فانتوم صفحه‌ای دشوار بوده و کاربر برای استفاده از این فانتوم باید به اندازه کافی آموزش ببیند. با این وجود صحت یک فانتوم کمبریج در بین فانتوم‌های موجود بهترین است و برای کاربر دارای مهارت کافی، استفاده از آن نیز بسیار آسان می‌شود. صفحه پلکسی گلاس نیز صحت متوسطی داشته و ساخت آن ساده است. صحت فانتوم مخروطی نیز بسیار بالا است و برای استفاده از این فانتوم آموزش زیادی لازم نیست. با این حال این فانتوم باید توسط کاربر به صورت دستی تراز شود و تقسیم‌بندی نیاز به مداخله انسان دارد تا منطقه جستجو را علامت گذاری کند. قلم کمبریج و هدف نقطه‌ای در وسط قرار دارند و استفاده از آنها ساده نیست و بسیار دشوار هم نمی‌باشد و می‌توانند در یک زمان مناسب کالیبراسیون را انجام دهند. تقسیم‌بندی خودکار با کیفیت تصویر خوب نیز امکان پذیر است.

۵. نتیجه‌گیری

در این پژوهش، ما انواع فانتوم‌های تصویربرداری برای اهداف کالیبراسیون اولتراسوند ۳ بعدی را معرفی نموده و چگونگی و میزان کارایی آن‌ها را بیان کردیم.

در این بخش، ما همه فانتوم‌های مورد استفاده برای کالیبراسیون سونوگرافی ۳ بعدی را با استفاده از اصول ریاضی طبقه‌بندی نموده و نقاط قوت و ضعف هر یک از فانتوم‌ها را مورد بحث قرار دادیم. اقدامات مختلفی که برای ارزیابی کیفیت کالیبراسیون استفاده می‌شود مورد تجزیه و تحلیل قرار گرفت و صحت هر یک از فانتوم‌ها کمی‌سازی شد. در پایان، ما به شرایطی اشاره کردیم که ممکن است یک فانتوم خاص بهتر از سایرین باشد. باید گفت متأسفانه هیچ فانتومی وجود ندارد که از بقیه بهتر باشد. فانتوم کمبریج و فانتوم مخروطی صحیح‌ترین هستند اما در عوض استفاده از فانتوم کمبریج برای کاربر تازه‌کار دشوارترین است، اما استفاده از آن برای یک متخصص آسان است. فانتوم Z ساده‌ترین کاربرد را دارد و در عرض چند ثانیه کالیبراسیون ایجاد می‌کند، اما صحت آن همچنان ضعیف است. فانتوم‌های دیگر بین این افراط قرار داشته و صحت متوسط، سهولت استفاده و پیچیدگی فانتوم را ارائه می‌دهند.

مراجع

۱. 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.
۲. Shen J, Zemitte 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.
۳. 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

۴. Abeysekera JM, Najafi M, Rohling R, Salcudean SE, "Calibration for position tracking of swept motor 3-D ultrasound", *Ultrasound Med Biol.* 2014 Jun;40(6):1356-71. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2013.11.027. Epub 2014 Feb 2. PMID: 24495435.
۵. Gee, Andrew & Prager, Richard & Treece, Graham & Berman, Laurence. (2003). Engineering, "a freehand 3D ultrasound system", *Pattern Recognition Letters.* 24. 757-777. 10.1016/S0167-8655(02)00180-0.
۶. Detmer PR, Bashein G, Hodges T, Beach KW, Filer EP, Burns DH, Strandness DE Jr, "3D ultrasonic image feature localization based on magnetic scanhead tracking in vitro calibration and validation", *Ultrasound Med Biol.* 1994;20(9):923-36. doi: 10.1016/0301-5629(94)90052-3. PMID: 7886852.
۷. Cheng A, Guo X, Zhang HK, Kang HJ, Etienne-Cummings R, Bector 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. Epub 2015 Apr 9. PMID: 25855886.
۹. 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>.
۱۰. Najafi, Mohammad. (2014), "A Closed-Form Differential Formulation for Ultrasound Spatial Calibration Multi-wedge Phantom", *Ultrasound in Medicine & Biology.* 40. 2231-2243. 10.1016/j.ultrasmedbio.2014.03.006.
۱۱. Choroba B., Pyciński B., Kręcichwost M., Spinczyk D., Pietka E.(2019), "Novel Geometric Technique of Ultrasound Probe Calibration", In: Pietka E., Badura P., Kawa J., Wieclawek W.(eds) *Information Technology in Biomedicine. ITIB 2018. Advances in Intelligent Systems and Computing*, vol 762. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-319-91211-0_16
۱۲. Hsu, Po-Wei & Treece, Graham & Prager, Richard & Houghton, Neil & Gee, Andrew. (2008), "Comparison of Freehand 3-D Ultrasound Calibration Techniques Using a Stylus" *Ultrasound in medicine & biology.* 34. 1610-21. 10.1016/j.ultrasmedbio.2008.02.015.