

سیستم کنترل کیفی برای ابزارهای فراصوت تشخیصی بهنگام

*منیژه مختاری دیزجی^۱، علی اکبر شرفی^۲، فریبرز منطقی^۳، ندا خداپرست^۴

خلاصه:

سابقه و هدف: برای کنترل کیفی ابزارهای فراصوتی، تصاویر فراصوتی از اجسام آزمون مورد ارزیابی و اندازه گیری قرار می گیرند. با افزایش پیچیدگی ابزارهای فراصوتی، روشهای کنترل کیفی نیز رشد پیدا کردند. **مواد و روشها:** در این مطالعه، جسم آزمون و پروتکل عملکردی آن طراحی و ساخته شده است، بطوریکه توسط آن بتوان تعدادی از پارامترهای عملکردی شامل عمق منطقه مرده، اندازه گیری های عمقی و عرضی، قدرت تفکیک محوری، قدرت تفکیک عرضی، توانایی کانونی کنندگی، یکنواختی و حساسیت ابزارهای فراصوتی B-mode را تخمین زد. برای بررسی دقیق نشانگرها و پارامترهای اساسی فراصوتی بایستی سرعت انتشار امواج فراصوتی در جسم آزمون مشابه سرعت انتشار صوت در بافت نرم باشد. اگر سرعت انتشار صوت با سرعت کالیبراسیون دستگاه متفاوت باشد، اندازه گیری برخی پارامترها مانند قدرت تفکیک بادقت صورت نمی گیرد. بدین منظور از ترکیبات آب نمک، الکل اتیلیک، اتیلن گلیکول و مواد شبیه ساز معادل بافت نرم استفاده شد و سرعت انتشار امواج فراصوتی در آنها ارزیابی و مقایسه گردید.

یافته ها: تصاویر فراصوتی حاصل از میله های کاشته شده درون جسم آزمون آنالیز شد تا در هر عمق پارامترهای عملکردی سیستم های فراصوتی ارزیابی شود. در این مطالعه جسم آزمون و پروتکل اجرایی برای اندازه گیری پارامترهای سیستم های فراصوتی بهنگام و نیز چگونگی اندازه گیری های کمی پارامترهای اساسی در تصاویر دیجیتال شده، پیشنهاد و ارائه گردید. **نتیجه گیری و توصیه ها:** در مطالعه حاضر، یک روش کاملاً سهل و قابل اجرا برای اندازه گیری پارامترهای عملکردی سیستم های فراصوت تشخیصی توسط یک جسم آزمون ساده با ماتریکس معادل بافت از لحاظ سرعت، در ایران ارائه می شود که برای استفاده و کاربری در بیمارستان های درگیر با سیستم های فراصوتی، توصیه می شود.

کلمات کلیدی: امواج فراصوتی، پروتکل اجرایی، جسم آزمون، سرعت انتشار امواج فراصوتی، کالیبراسیون.

مقدمه:

ابزارهای کنترل کیفی اسکنرهای فراصوتی این امکان را به کاربر می دهد تا عملکرد و اجرای صحیح و استاندارد سیستم را بررسی نماید (۴). در مقالات اخیر، روش های تست متفاوتی ارائه شده است (۲ و ۵)، این روش ها شامل تست های متفاوت و پیچیده ای است و در تمامی آنها از ابزاربینایی کاربر برای بررسی صدمات مکانیکی، اشکالات نمایشی در مونیورها و تست های اساسی در زمینه حساسیت و دقت شاخص ها (Calipers) استفاده شده است. در تمامی ابزارهای فراصوتی تشخیص دو فاکتور بسیار مهم شامل قدرت تفکیک (محوری و عرضی) و یکنواختی هندسی میدان باریکه فراصوتی بایستی کالیبره شوند. قدرت تفکیک عرضی و محوری به ترتیب حداقل فاصله عرضی و محوری میان دو نقطه است که امواج

در دهه گذشته برخی از سازمان ها همانند موسسه آمریکایی AIUM، AAPM و IEC در صدد یافتن روشهایی برای بررسی سیستم های فراصوت پزشکی بودند. لکن تلاش آنها هنوز به یک استاندارد کیفی منجر نشده است (۱). یکی از دلایل این تحول سریع، مشخصات و عملکرد دستگاه های فراصوتی است و دیگری ابهام موسسه ها در تعریف واضح و روشن اینکه، آیا بایستی استاندارد تکنیکی را توجیه نماید یا یک معیار کیفی از نقطه نظر کاربر باشد. محدودیت این روش ها این است که ارزیابی کیفیت تصویر به نظر کاربر بستگی دارد و تا کنون معیاری دقیق برای برآورد پارامترهای اساسی ارائه نشده است (۲ و ۳).

۱- استادیار گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس (* نویسنده مسئول)

۲- دانشیار گروه رادیولوژی، دانشکده پیراپزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، معاونت پژوهشی دانشگاه علوم پزشکی ایران

۳- دانش آموخته فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه تربیت مدرس

۴- کارشناس مهندسی پزشکی، دانشکده فنی، دانشگاه آزاد اسلامی

کانونی مشکل خواهد شد (۱۸). در بیشتر اجسام آزمونی که برای کنترل کیفی توصیه شده است، لزوم استفاده از مواد معادل بافت با عمر بالا و کاربری دراز مدت و مداوم، پیشنهاد شده است (۴). در مطالعه حاضر، هدف ما طراحی، ساخت و توسعه یک جسم آزمون برای استفاده معمول کاربر با دقت نسبتا بالا در ایران است که قادر باشد سرعت انتشار فراصوت را به محدوده سرعت فراصوت در بافت نرم برساند و بتوان پارامترهای اساسی سیستم فراصوتی را برای اولین بار در ایران بطور سریال و با دقت بالا اندازه گیری نمود. پارامترهای اساسی دستگاه تصویربرداری فراصوتی که توسط جسم آزمون حاضر، قابل اندازه گیری است عبارت است از: الف- قدرت تفکیک عرضی (Lateral Resolusion): توانایی دستگاه در جداسازی دو نقطه کنار یکدیگر که عمود بر دسته موج باشد و بستگی به عرض دسته موج در فاصله مورد نظر دارد. در مبدل های کانونی با کاهش عرض دسته موج قدرت تفکیک عرضی بهبود می یابد (شکل ۱) (۱۶).

ب- قدرت تفکیک محوری (Axial Resolution): توانایی دستگاه در جداسازی دو نقطه در طول محور دسته موج است و بستگی به طول فضایی پالس دارد. با افزایش فرکانس قدرت تفکیک محوری افزایش می یابد. یکی از عوامل محدود کننده قدرت تفکیک محوری، پدیده زمان خاموش شدن زنگ (Ring Down Time) است که موجب افزایش طول فضایی پالس و کاهش قدرت تفکیک محوری می شود. ج- حساسیت (Sensitivity): حساسیت یک دستگاه نشان دهنده حداکثر عمق نفوذ موج فراصوتی است که می توان از آن عمق اکو را دریافت کرد. حداکثر عمق نفوذ تحت تاثیر عواملی مانند فرکانس مبدل، توان خروجی دستگاه، بهره (Gain)، جبران کننده بهره زمانی (TGC)، طول منقطه کانونی (Focal Zone) و تعداد خطوط اسکن (Line density) می باشد.

د- یکنواختی (Uniformity): توانایی سیستم فراصوتی در نمایش اکوهای هم دامنه با روشنایی یکسان در روی صفحه نمایشگر می باشد. عواملی مانند شکستگی کریستال های مبدل، عدم تنظیم الکترونیک دستگاه و خطوط اسکن نامناسب می تواند سبب عدم یکنواختی تصویر شود.

ه- منطقه مرده (Dead Zone): فاصله ای از سطح مبدل که اولین اکوی قابل تشخیص ملاحظه می شود. منطقه مرده به این دلیل ایجاد می شود

فراصوتی می تواند آنها را متمایز سازد. تاثیر این دو پارامتر روی کیفیت تصویر، قابلیت آشکار سازی و اندازه گیری کمی ضایعات کوچک، اهمیت کالیبراسیون آن را روشن می سازد (۱۰-۶). در دهه ۱۹۸۰ قدرت تفکیک سیستم ها بر تیب $3-0/5$ میلی متر و $10-0/5$ میلی متر در درجه حرارت اتاق بوده اند (۱۱)، اما امروزه مقادیر بهتری دارند. قدرت تفکیک عرضی توسط تعداد خطوط تصویر، میزان پراکندگی محیط مورد بررسی و قدرت تفکیک نمایش، تعیین می شود و مهم ترین فاکتور در کیفیت تصاویر فراصوتی است.

به دلیل ماهیت پرو فایبل باریکه امواج فراصوتی، انتظار می رود قدرت تفکیک عرضی حداقل چند برابر بزرگتر از قدرت تفکیک محوری باشد. قدرت تفکیک محوری به طور نرمال از سه برابر طول امواج فراصوتی کمتر است (۱۱) و بستگی به طول فضایی پالس و فرکانس دارد و با صدمه به کریستال های مبدل (Transducer)، تغییر در پالس تحریک و فاصله از مبدل تحت تاثیر قرار می گیرد. آرتیفکت های (Artifacts) هندسی یا ابعادی، موجب بهم ریختگی طولی، سطحی و حجمی می شود که به دلیل عدم کالیبراسیون در تغییرات سرعت انتشار امواج فراصوت در مواد با چگالی های مختلف است. درجه آرتیفکت ها با شاخص فضایی که به آن یکنواختی ابعادی میدان امواج فراصوتی گویند، تعریف می شود.

تکنیک های کالیبراسیون امواج فراصوتی از سال ۱۹۸۰ گسترش یافته و پروتکل ها و ابزارهای تست متفاوتی برای تکنولوژیست های اولتراسوند ارائه شده است (۱۲ و ۱۳). هدف از طراحی و ساخت اجسام آزمون رسیدن به برآوردهای کیفی یا اندازه گیری های کمی سیستم های فراصوتی است. بیشترین جسم آزمونی که در روش های تشخیصی مورد استفاده قرار می گیرد، جسم آزمون 100 mm AIUM و مواد معادل بافت (Tissue mimicking materials) است (۵، ۷، ۸، ۱۰، ۱۴ و ۱۵).

سرعت انتشار امواج فراصوت در اجسام آزمون، که برای کنترل کیفی تجهیزات فراصوتی بهنگام استفاده می شوند بایستی تقریبا برابر 1540 متر بر ثانیه باشد. معمولا اجسام آزمون از موادی مانند ژل آگار-گرافیت پر شده اند. در این اجسام آزمون، اندازه سرعت انتشار صوت توسط الکل n- پروپانل کنترل می شود (۱۴). اگر سرعت امواج فراصوتی در جسم آزمون مشابه سرعت صوت در بافت نباشد، بررسی دقت شاخص های اندازه گیر، قدرت تفکیک محوری و منطقه

برای ساخت جسم آزمون ابتدا نقشه‌ای از آن توسط برنامه (Autocad) کشیده شد. سپس برای افزایش دقت ساخت یک الگوی آلومینیومی از نقشه تهیه گردید (ورق T⁶ Al Alloy, ۷۵۰۷۰AV) تا استحکام بالاتری داشته باشد. توسط یک دستگاه فرز سوراخ‌ها با دقت ۰/۱ میلی‌متر بر روی ورق آلومینیوم ایجاد شد. پس از ساخت، الگو بر روی ورق پلکسی گلاس با ضخامت ۲ میلی‌متر منتقل گردید و انحناءها توسط المنت حرارتی ایجاد گردید.

سیم‌های فلزی با ضخامت کم (کمتر از ۰/۹ میلی‌متر زیرا قدرت تفکیک سیستم‌های فراصوتی معمول در حد میلی‌متر است) و طول نسبتاً زیاد از جنس TIG (Tungsten Inert Gas Welding) انتخاب گردید. این سیم‌ها مستحکم، الاستیک (به دلیل فشار وارده بر میله‌ها در هنگام جاف‌اندن) و بدون تاب هستند. با توجه به اینکه قدرت تفکیک محوری سیستم‌های فراصوتی با فرکانس متناسب است، لذا در بررسی سیستم‌های با فرکانس بالاتر بایستی از سیم‌های باریک‌تر و در حد دهم میلی‌متر استفاده کرد. در بررسی سیستم‌های فراصوتی در محدوده فرکانسی بیش از ۱۰ مگاهرتز بایستی سیم‌های در حد صدم میلی‌متر تعبیه نمود. پس از انتخاب سیم‌ها و الگو برداری از ورق آلومینیوم، سیم‌ها توسط چسب رزین به چهارچوب متصل گردید و با چسب سیلیکون آب بندی شد. در نهایت، برای ارزیابی استقرار صحیح میله‌ها، تصویر رادیوگرافی از جسم آزمون تهیه شده و نیز توسط میکروسکوپ (marker-tool) با دقت ۰/۰۵ میلی‌متر بررسی گردید.

مطابق شکل ۱ میل‌ساز در پنج گروه مرتب شده‌اند، گروه (۱) برای اندازه‌گیری فواصل عمود بر باریک‌ترین قسمت منطقه مرده (۵ میلی‌متر به یکدیگر) گروه ۲ برای تعیین عمق منطقه مرده (۵ میلی‌متر با فواصل ۴، ۶، ۸، ۱۰ و ۱۲ میلی‌متر از سطح بالای جسم آزمون)، گروه ۳ برای تعیین صحت اندازه‌گیری فواصل افقی، حساسیت و یکنواختی (۶ میلی‌متر نسبت به یکدیگر)، گروه ۴ برای تعیین قدرت تفکیک عرضی (۷ میلی‌متر با فواصل ۲۵، ۲۰، ۱۵، ۱۲، ۱۰، ۵ و ۳ میلی‌متر) و گروه ۵ برای تعیین قدرت تفکیک محوری (۶ میلی‌متر مورب در مرکز جسم آزمون با فواصل ۵، ۴، ۳، ۲ و ۱ میلی‌متر نسبت به یکدیگر) دستگاه مورد استفاده قرار گرفت. سرعت امواج فراصوتی در جسم آزمون: برای ساختن بافت معادل جهت اندازه‌گیری سرعت امواج فراصوتی از الکل اتیلیک ۸٪، آب نمک ۱۶٪، اتیلن گلیکول ۹٪ و ماده شبیه ساز معادل بافت (ژل گرافیت)

که دستگاه نمی‌تواند در یک زمان هم موج ارسال و هم اکو دریافت کند. عمق منطقه مرده به فرکانس و تغییر طول پالس وابسته است. و - کانونی کردن (Focusing): کانونی کردن موجب افزایش قدرت تفکیک عرضی می‌گردد.

ز- قدرت کانونی‌کنندگی (Focusing number): با خمیدگی بیشتر مبدل‌ها و یا افزایش تأخیر زمانی تحریک اجزاء مبدل، کانون به مبدل نزدیک‌تر و پهنای دسته موج در کانون کمتر می‌گردد. عدد F نشان دهنده قدرت کانونی‌کنندگی مبدل است که از رابطه زیر حاصل می‌شود:

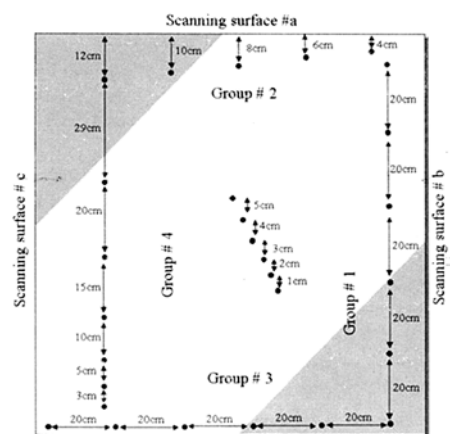
که در این رابطه LR قدرت تفکیک عرضی، r طول موج دسته موج فراصوتی است.

$$F = \frac{LR}{2/44}$$

مواد و روشها:

- نحوه بررسی سیستم‌های فراصوتی: پروب اولتراسوند در محدوده فرکانس تشخیصی بر روی جسم آزمون قرار می‌گیرد. سیگنال فراصوتی پالسی در جهت محوری تابیده و تصویر فراصوتی از جسم آزمون ثبت می‌شود. جسم آزمون مدت ۲ ساعت ثابت نگه داشته می‌شود تا درجه حرارت پایدار و حباب‌های هوا کاهش یابد. از یک دماسنج برای نمایش درجه حرارت استفاده می‌شود. ($T_{ave} = 22/0 \pm 0.1^\circ C$). تصاویر فراصوتی حاصل از جسم آزمون ثبت شده و آنالیز می‌شود.

- جسم آزمون و اندازه‌گیری پارامترهای اساسی سیستم‌های فراصوتی: جسم آزمون ساخته شده از یک سری سیم‌های فلزی در یک فضای 100×100 میلی‌متر مربع ساخته شده است. سیم‌های فلزی با قطری کمتر از ۱ میلی‌متر و از جنس فولاد ضد زنگ در مکان‌های خاصی با صحت ۰/۲۵ میلی‌متر قرار داده شده است (شکل ۱).



شکل ۱) نمای روبرو از جسم آزمون (ابعاد بر حسب میلی‌متر می‌باشد)

یافته ها:

در ابتدای آزمون، دستگاه باید در حالت خط پایه (Baseline) قرار گیرد، لذا TGC را خاموش نموده، Gain را به حداقل رسانده و سیم های گروه ۳ (شکل ۱) را اسکن می کنیم. بهره را تا جایی افزایش می دهیم که تمامی میله های گروه ۳ قابل رویت باشد.

آزمون ارزیابی عمق منطقه مرده با بررسی میله های گروه ۲ انجام می شود. عمق اولین میله قابل تشخیص نشان دهنده عمق منطقه مرده می باشد.

برای ارزیابی اندازه گیری عمقی، مبدل روی سیم های گروه ۱ قرار گرفته و اطلاعات اسکن کسب می گردد. علایم اندازه گیر عمقی (Depth Measurement Marker) به طور عمودی روی تصویر سیم ها قرار داده می شود و فواصل میان سیم ها ثبت می گردد. برای اطمینان از نتایج حاصله، سیم های گروه ۳ نیز اسکن شده، اندازه گیری ها تکرار می شود.

در اندازه گیری های عرضی، فواصل در جهت عمود بر محور دسته موج اندازه گیری می شود. برای این آزمون، سیم های گروه ۳ اسکن و علایم اندازه گیر، روی تصویر سیم ها قرار گرفته، فواصل اندازه گیری می شود. برای اطمینان سیم های گروه ۱ نیز اسکن می شود و فواصل اندازه گیری می گردد.

با قرار دادن سیم های گروه ۴ در منطقه کانونی دسته موج، اسکن این گروه از پراکننده ها، برای ارزیابی قدرت تفکیک عرضی صورت می گیرد. کوچکترین فاصله میان دو سیم متوالی که قابل رویت باشد، نشاندهنده قدرت تفکیک عرضی است. برای ارزیابی دقیق تر قدرت تفکیک عرضی در کانون، سیم های گروه ۱ اسکن می شود. اندازه کوچکترین خط این مجموعه، مربوط به تصویر سیمی است که در کانون واقع شده و نشاندهنده عرض دسته موج در کانون و موید قدرت تفکیک عرضی است. اسکن سیم های گروه ۵ جسم آزمون که به فواصل ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ میلیمتر از یکدیگر و برای جلوگیری از ایجاد سایه با زاویه ۱۵° نسبت به خط عمود قرار دارند، قدرت تفکیک محوری را خواهد داد. دستگاه طوری تنظیم می گردد که این ناحیه در منطقه کانونی دسته موج باشد. کوچکترین فاصله میان دو سیم متوالی که به طور مجزا قابل مشاهده باشد، قدرت تفکیک محوری دستگاه است.

آزمون ارزیابی شکل دسته موج با بررسی سیم های گروه ۱ جسم

استفاده شد. سرعت انتشار امواج فراصوتی در دمای ۲۲°C در موارد ذکر شده توسط سیستم A-mode (ALCON ULTRASCAN ۱۰۰۰) در فرکانس کاری ۱۰ مگاهرتز اندازه گیری شد. برای اندازه گیری سرعت انتشار امواج فراصوتی نمونه ای از محلول مورد بررسی با ارتفاع مشخص (۱s و با دقت ۰/۰۰۵ mm) در بشر ریخته شد، سرعت امواج فراصوت در سیستم A-mode بر روی ۱۵۵۰ متر بر ثانیه تنظیم شده است (G_e) که با سرعت امواج فراصوت در کره چشم برابر است. پس از آنالیز تصاویر A-mode، فاصله اکوها از یکدیگر سه بار با دقت ۰/۰۵ mm اندازه گیری و میانگین محاسبه شد (G_a) سرعت صوت در نمونه مورد بررسی (G_e) از رابطه زیر حاصل خواهد شد: پروتکل آزمون: برای ارزیابی پارامترهای اساسی سیستم های فراصوتی بهنگام، پروتکل آزمون به صورت جدول ۱ تهیه و در اختیار کاربر قرار می گیرد. مدت بررسی برای هر دستگاه حدود ۳۰ دقیقه پیش بینی شده است. این بررسی کاملاً ساده و کاربر برآختی می تواند کنترل کیفی سیستم خود را بطور دوره ای انجام دهد و سیستم را کالیبره نماید.

جدول ۱: پروتکل کنترل کیفی دستگاه های فراصوتی بهنگامی

Sector (MHz)	Linear (MHz)	پارامترهای مورد بررسی	ردیف
		منطقه مرده	۱-
		انداز گیری عمق	۲-
		-فاصله دو میله بالایی	
		-فاصله دو میله پایینی	
		-فاصله دو میله بالایی و پایینی	
		اندازه گیری عرضی	۳-
		-فاصله کوتاه	
		-فاصله بلند	
		حساسیت	۴-
		یکنواختی	۵-
		طول منطقه کانونی	۶-
		عرض دسته موج در میدان نزدیک	
		عرض دسته موج در کانون	
		عرض دسته موج در میدان دور	
		قدرت تفکیک عمقی	۷-
		قدرت تفکیک عرضی	۸-

جدول ۲- استاندارد توصیه شده برای ارزیابی پارامترهای اساسی سیستمهای فراصوتی

ردیف	پارامتر فراصوتی	خطای قابل قبول
۱-	عمق منطقه مرده	$< 6 \text{ mm}$ $3 \text{ MHz} \leq f \leq 7 \text{ MHz}$
۲-	اندازه گیری عمقی	$< 2\%$ خطا
۳-	اندازه گیری عرضی	$< 3\%$ خطا
۴-	قدرت تفکیک محوری	$< 1 \text{ mm}$ $f \geq 4 \text{ MHz}$
۵-	قدرت تفکیک عرضی	$< 1 \text{ mm}$ $f = 7/5 \text{ MHz}$
۶-	قدرت کانونی کنندگی	$\leq 2 \text{ mm}$ $f = 2/5 \text{ MHz}$
۷-	یکنواختی تصویر	< 2 $\leq 4 \text{ dB}$
۸-	حساسیت	عمق = ۷۵ mm $f = 7 \text{ MHz}$
		عمق = ۹۵ mm $f = 5 \text{ MHz}$
		عمق = ۱۱۵ mm $f = 2/5 \text{ MHz}$

در جدول ۳ نتایج حاصل از اندازه گیری سرعت انتشار امواج فراصوتی در محلول های آب نمک ۱۶٪، الکل اتیلیک ۸٪، اتیلن-گلیکول ۹٪ و ماده شبیه ساز معادل بافت نرم [۱۴] در دمای آزمایشگاه آمده است.

جدول ۳) سرعت انتشار امواج فراصوتی در نمونه هایی که به عنوان ماده زمینه جسم آزمون استفاده می گردد.

نمونه در دمای آزمایشگاه	میانگین انتشار امواج فراصوتی (m/s)	خطای استاندارد (m/s)
آب نمک ۱۶٪	۱۵۳۹	۲
الکل اتیلیک ۸٪	۱۳۳۷	۲
اتیلن گلیکول ۹٪ ماده	۱۵۴۰	۳
شبیه ساز معادل بافت نرم	۱۵۲	۲
	۱۵۲	

آزمون صورت می گیرد. شکلی که از سیم های این گروه حاصل می شود، عرض دسته موج در نقاط مختلف را مشخص می کند که توسط آن می توان به شکل دسته موج تولید شده توسط مبدل و در نتیجه به محل منطقه کانونی پی برد.

برای ارزیابی حساسیت سیستم های فراصوتی بهنگام، میله های گروه ۱ اسکن می شود. ابتدا دستگاه را در حالت خط پایه قرار داده، TGC را صفر و Gain را حداقل می کنیم، بهره را تا جایی افزایش می دهیم که سیم های گروه ۳ قابل رویت باشد. در مرحله بعد همین آزمون را تکرار کرده و شرایط پایه جدید با مقادیر پایه قبلی مقایسه می شود.

با تنظیم دستگاه روی حالت خط پایه، سیم های گروه ۳ اسکن می شود. تمام سیم ها بایستی روشنایی یکسانی داشته باشند. در صورت وجود اختلاف در روشنایی سیم های گروه ۳، روشنایی سیمی که قویترین اکو را دارد، در نظر گرفته و با تعیین سیم های که ضعیف ترین اکو (کمترین روشنایی) را دارد، بهره دستگاه تا جایی افزایش یافته که کمترین روشنایی به حد بیشترین روشنایی در نظر گرفته شده در ابتدای آزمون برسد، میزان افزایش بهره موید یکنواختی غیر قابل قبول است. توصیه سازمان AAPM برای عملکرد قابل قبول دستگاه های فراصوتی در جدول ۲ آمده است.

بحث و نتیجه گیری:

بیمارستان هایی که به نحوی در گیر سیستم های فرا صوتی اند، توصیه می شود.

با توجه به محدوده فرکانس تشخیصی مورد استفاده در سیستم های فرا صوتی، می توان ضخامت سیم های فولادی را تغییر داده و متناسب با قدرت تفکیک سیستم های فرا صوتی تعبیه نمود. بررسی سرعت انتشار امواج فرا صوتی نیز نشان داد که برای کاهش خطا در اندازه گیری پارامترهای اساسی فرا صوتی بایستی سرعت انتشار موج در ماده زمینه جسم آزمون مشابه سرعت انتشار امواج فرا صوت در بافت نرم باشد، بنابراین سرعت انتشار امواج فرا صوتی ۴ نمونه شامل آب نمک ۱۶٪، الکل اتیلیک ۸٪، اتیلن-گلیکول ۹٪ و ماده شبیه ساز معادل بافت در دمای اتاق مورد بررسی قرار گرفت. بررسی نتایج حاصل از اندازه گیری سرعت انتشار امواج فرا صوتی توافق خوبی با مطالعات انجام شده قبلی دارد (۱۸ و ۱۹). تغییرات سرعت ناشی از تغییر درجه حرارت حدود ۰/۱ درصد به ازای هر درجه سانتیگراد می باشد و با توجه به اینکه در جسم آزمون تحمل مجاز سرعت حدود ۱٪ می باشد، تغییرات معمول در دمای اتاق (۳۰C) تاثیر قابل توجهی در نتایج ندارد (۲۰).

با توجه به نیاز ضروری در امر اجرای برنامه دقیق و مداوم کنترل کیفی در مراکز تصویر برداری فرا صوتی تشخیص، لزوم ثبت دقیق وضعیت دستگاهها از نظر زمان شروع به کار، ثبت نتیجه آزمون پذیرش دستگاهها، زمان برنامه کنترل کیفیت، تاریخ تعمیرات دستگاهها و نوع تعمیراتی که انجام گرفته، مشخص می نماید. مولفین در ادامه کار قصد دارند پارامترهای اساسی سیستم های فرا صوتی بهنگام موجود در سطح شهر تهران را کنترل کیفی نموده، خطاهای سیستم را برآورد و روش های کالیبراسیون مناسب را پیشنهاد و ارائه نمایند.

عدم عملکرد صحیح دستگاه در هر یک از پارامترهای بررسی شده می تواند محدودیت جدی در تفسیر تصاویر و در نتیجه تشخیص دقیق ایجاد نماید. به عنوان مثال سیستم هایی که منطقه مرده بیشتر از مقدار توصیه شده دارند، مشکلاتی در مشاهده تصاویر ساختار سطحی بدن ایجاد می کنند و در صورت اطلاع رسانی از آن می توان با استفاده از ماده معادل واسط تا حدودی این نقص را جبران کرد. اندازه گیرها در تصویر برداری فرا صوتی کاربرد گسترده ای دارند و اگر درصد خطا بیش از مقادیر توصیه شده باشند می توانند تشخیص های نادرستی در ضایعه ایجاد نمایند. سیستم هایی که قدرت تفکیک محوری عرضی مطلوبی ندارند، اجزایی که در راستای محور دسته پرتو یا عمود بر آن است، بخوبی تشخیص نداده و موجب عدم دقت در تشخیص می شود.

سیستم هایی که قدرت کانونی کنندگی ضعیف دارند، قدرت تفکیک عرضی و خاصیت مطلوبی در کانون نداشته، موجب می شود جزئیات داخل اندام ها که بواسطه اکوهای ضعیف ناشی از انعکاسات غیر آئینه ای ایجاد می شود، بخوبی تشخیص داده نشود. در دستگاه هایی که بکنواختی مطلوبی ندارند، تصویر الگوی بافت بطور یکنواخت خواهد بود که می تواند به صورت یک علامت غیر طبیعی باشد و سبب تشخیص نادرست شود. بطور کلی دقیق نبودن تشخیص به دلیل خطاهای فوق می تواند منجر به عواقب جدی کلینیکی شود. در مطالعه حاضر، یک روش کاملاً سهل و قابل اجرا را برای اندازه گیری پارامترهای عملکردی سیستم های فرا صوت تشخیصی توسط یک جسم آزمون ساده در ایران ارائه می شود. این جسم آزمون، دارای عمر بلند (بیشتر از ۵ سال) است و برای استفاده و کاربری در

References:

1. Thijssen JM, Van Wijk MC, Cuypers MHM. Performance testing of medical echo/Doppler equipment. Eur J ultrasound 2002; 15 :151-164.
2. Goodsitt MM, Carson PL, Witt S, Hykes DL, Kofler JM. Real time B-mode ultrasound quality control test procedures. Med Phys 1998; 25: 1385-1406.
3. Dudley NJ, Griffith K, Houldsworth G, Holloway M, Dunn MA. A review of two alternative ultrasound

- quality assurance programs. Eur J Ultrasound 2001; 12: 233-245.
4. Gibson NM, Dudley NJ, Griffith K. A computerized quality control testing system for B-mode ultrasound. Ultrasound Med Biol 2001; 27: 1697-1711.
5. Price R. IPSM Report 71 Routine quality assurance of ultrasound imaging system for testing the resolution of ultrasound scanners. Ultrasound Med Biol 1997;

23: 245-260.

6. Alasaarela E, Koivukangas J. Evaluation of image quality of ultrasound scanners in medical diagnostics. *Am Inst Ultrasound Med* 1990; 9: 23-34.

7. Corson P.L, Zagzebski JA. Pulse echo ultrasound imaging system: performance tests and criteria, General Medical Physics Committee Ultrasound Task Group, American Association of Physicists in Medicine (AAPM) Report no.&, American Institute of Physics (AIP); New York; NY, USA, 1981.

8. Goldstein A, Clayman W. Particle image-resolution test object. *J Ultrasound Med* 1983; 2: 195-209.

9. Harris RA, Follett DH, Halliwell M, Wells PNT. Ultimate limits in ultrasonic imaging resolution. *Ultrasound Med Biol* 1991; 17: 547-558.

10. Hykes DL, Hedrick WR, Milavickas LR, Starchman DE. Quality assurance for real-time ultrasound equipment. *J Diag Med Sonogr* 1986; 2: 121.

11. Zdero R, Fenton PV, Bryant JT. A digital image analysis method for diagnostic ultrasound calibration. *Ultrasonics* 2002; 39: 695-702.

12. Donofrio NM, Hanson JA, Hirsch JH, Moore WE. Investigating the efficacy of current quality assurance performance tests in diagnostic ultrasound. *J Clin Ultrasound* 1984; 12: 251-260.

between routine ultrasound quality assurance

13. Metcalfe SC, Evans JA. A study of the relationship parameters and subjective operator image assessment, *Br J Radiol* 1992, 65: 570-575.

14. Mokhtari-Dizaji M. Tissue mimicking materials for teaching sonographers and evaluation of their specifications after three years. *Ultrasound Med Biol* 2001; 27: 1713-1716.

15. Banjavic RA. Design and maintenance of a quality assurance program for diagnostic ultrasound equipment, *Semin. Ultrasound* 1983; 4: 10-26.

16. Hedrick WR, Hykes DL, Startchman DE. *Ultrasound physics and instrumentation*. 3rd Ed,; Mosby, 1995, chapter 9.

17. Dowsett DJ, Kenny PA, Johnston RE. *The physics of diagnostic imaging*. Chapman and Hall, London, 1998.

18. Dudley NJ, Gibson NM, Fleckney MJ, Clark PD. The effect of speed of sound in ultrasound test objects on lateral resolution. *Ultrasound Med Biol* 2002; 29: 1561-1564.

19. Goldstein A. The effect of acoustic velocity on phantom measurements. *Ultrasound Med Biol* 2000; 26 :1133-1143.

20. Dudley NJ, Griffith K. The importance of rigorous testing of circumference measuring callipers. *Ultrasound Med Biol* 1996; 22:1117-1119.

A quality control testing system for real time Diagnostic ultrasound

* Manijhe Mokhtari-Dizaji ¹, Ali Akbar Sharafi ², Fariborz Mantegi ³, Neda Khoodaparast ⁴

Abstract :

Background: Current methods of ultrasound (US) imaging quality control involve an observer taking a series of measurements on test object images.

Materials and Methods: This process is rapidly becoming more so as the complexity of US scanners increases. We have designed and made a suite of programs to analyze captured US images to estimate a number of performance parameters, including dead zone, axial and lateral markers, axial and lateral resolution, focusing number, uniformity, and sensitivity in real time B-mode scanners. For checking caliper accuracy and other parameters in real time B-mode ultrasound, ultrasound propagation velocity in test object must be equal ultrasound propagation velocity in soft tissue. This is clearly that if ultrasound propagation velocity differs from scanner calibration velocity, its effect on other measurements such as resolution is well known. Therefore, we have used from salt-water, ethylene alcohol, ethylene glycol and tissue mimicking materials, and their velocities were compared and measured.

Results: Images of rods were digitally captured and analyzed to obtain US performance parameters at each depth. In the current study, test object and its protocol were designed and proposed to quantitatively determine diagnostic ultrasound parameters.

Conclusion: This is study, we have proposed Test object phantom with tissue mimicking materials for evaluation of ultrasound systems easily and performance able.

Keywords: Calibration, Performance protocol, Test object, Ultrasound propagation velocity, Ultrasound,

1-(*)Correspondence author) Assistant professor of Medical Physics, Department of Medical Physics, Tarbiat Modarres University

2. Assistant professor of Medical Physics, Department of Radiology, Iran Medical Sciences University

3- Msc in Medical Physics, Department of Medical Physics, Tarbiat Modarres university

4- BSc of Medical Engineering, Department of Medical Engineering, Azad University.