

بررسی عملکرد اکوستیکی سیستم‌های فراصوتی تشخیصی به‌هنگام در تهران

فریبرز منطقی^۱ (M.Sc.)، علی‌اکبر شرفی^۲ (Ph.D.)، منیژه مختاری‌دیزجی^{۳*} (Ph.D.)

۱- دانشگاه تربیت مدرس، گروه فیزیک پزشکی، تهران

۲- گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران

چکیده

سابقه و هدف: امروزه تصویربرداری فراصوتی تشخیصی به‌طور وسیعی مورد استفاده قرار می‌گیرد. کاربرد گسترده این روش در پزشکی، اجرای برنامه کنترل کیفی این تجهیزات را برای کاهش میزان خطا در تشخیص ضروری می‌سازد.

مواد و روش‌ها: در این بررسی با استفاده از جسم آزمون و ارائه پروتکل عملکردی مناسب تعداد ۷۹ دستگاه فراصوتی تشخیصی به‌هنگام از انواع مختلف در تهران، به‌طور تصادفی انتخاب و از نظر پارامترهای اساسی فراصوتی مورد ارزیابی قرار گرفتند و نتایج حاصل با مقادیر توصیه شده توسط AAPM مقایسه گردید.

یافته‌ها: نتایج به‌دست آمده نشان می‌دهد که از کل دستگاه‌های آزمایش شده، ۲۰/۳ درصد از نظر منطقه مرده، ۶۴/۶ درصد از نظر اندازه‌گیری عمقی، ۵۴/۴ درصد از نظر اندازه‌گیری عرضی، ۱۹ درصد از نظر قدرت تفکیک محوری (عمقی) و ۱۲/۷ درصد از نظر قدرت تفکیک عرضی، ۲۰/۲ درصد از نظر توانائی کانونی‌کنندگی و ۳۰/۴ درصد از نظر یکنواختی عملکردی، خارج از مقادیر توصیه شده توسط AAPM دارند. همچنین نتایج نشان می‌دهد که در این دستگاه‌ها بیشترین خطا مربوط به اندازه‌گیری‌های عمقی و عرضی و کمترین خطا مربوط به قدرت تفکیک عرضی می‌باشد.

نتیجه‌گیری: وجود چنین خطاهای قابل توجهی در پارامترهای اساسی دستگاه‌های فراصوتی، لزوم اجرای دقیق و مداوم یک برنامه کنترل کیفی جامع را در دستگاه‌های فراصوتی تشخیصی به‌هنگام مورد تأیید قرار می‌دهد.

واژه‌های کلیدی: دستگاه‌های فراصوتی به‌هنگام، جسم آزمون، پروتکل اجرائی، کنترل کیفی.

مقدمه

روش‌های اطمینان کیفی دستگاه‌های فراصوتی تشخیصی به‌طور وسیعی توسط افراد و سازمان‌های مختلف توصیه شده است [۱، ۲، ۳، ۴، ۵، ۶، ۷، ۸]. لکن تاکنون روش استاندارد کیفی قابل قبولی ارائه نشده است؛ که می‌تواند به دلیل رشد سریع مشخصات و عملکرد اجرائی تجهیزات فراصوتی باشد و دلیل دیگر، ابهام این کمیته‌ها و مجامع در تعریف واضح و روشن کنترل کیفی است که آیا بایستی یک تکنیک استاندارد معرفی

شود یا یک ارزیاب کیفی از نقطه نظر کاربر باشد. مشکل دیگر این است که ارزیابی کیفی سیستم‌های فراصوتی به صورت نیمه کمی است و به نظر کاربر وابسته است. امروزه برای جلوگیری از این مشکل، بسته‌های نرم‌افزاری طراحی شده است تا تصاویر اکوگرافی را به صورت دیجیتالی در کامپیوتر ذخیره کرده و پارامترهای اساسی، اندازه‌گیری شوند [۸، ۲۰]. به منظور اطمینان از سیستم‌های فراصوتی تشخیصی، دقت و اعتبار دو مشخصه مهم آن شامل قدرت تفکیک عمقی-عرضی و یکنواختی هندسی باریکه فراصوتی از اهمیت به

توسط فانتوم معادل بافت نرم، نشان داد که ۶۹ درصد از پروب‌ها به خوبی کار نمی‌کنند [۱۴] و در بررسی دیگری پارامترهای اساسی شانزده سیستم فراصوتی تشخیصی متفاوت توسط فانتوم معادل بافت نرم، اندازه‌گیری و ملاحظه شد که همبستگی مثبتی میان گروه‌ها از لحاظ قیمت و کیفیت تصویر وجود دارد [۱۵]. بزرگ‌نمایی در میدان دید و تأثیر آن بر نتایج مربوط به آزمایش اطمینان کیفی دستگاه‌های فراصوتی تشخیصی نشان داد که هیچ گونه اختلاف معنی‌داری در زمان استفاده از میدان دید معمولی و در زمان استفاده از بزرگ‌نمایی، در میدان دید وجود ندارد [۱۳].

در واقع یک ابزار کیفی، به کاربر این امکان را می‌دهد که دقت اسکنرهای اولتراسوند را از لحاظ دستیابی به نحوه عملکرد اجرایی استاندارد ارائه نماید. در کلیه مقالات منتشر شده، روش‌های تست متنوعی توصیه شده که اخیراً نیز توسط Goodsitt [۱۰] و Gibson [۸] منتشر شده است. در بیشتر این تست‌ها از مواد پراکننده‌ای که در ماده معادل بافت کاشته شده است، استفاده می‌شود و به کاربر این امکان را می‌دهد که به ویژه عمق نفوذ، قدرت تفکیک و حساسیت کونتراست را اندازه‌گیری کند.

نتایج حاصل از بررسی مطالعات فوق نشان می‌دهد که در هنگام پذیرش سیستم‌های جدید، بررسی دوره‌ای سیستم‌های فراصوتی در حال کار و ارزیابی نحوه تعمیر سیستم‌ها، کنترل کمی و کیفی دستگاه‌های اولتراسونوگرافی حائز اهمیت است. در این تحقیق، پروتکل اجرایی جهت بررسی صحت اندازه‌گیری در دستگاه‌های فراصوتی تشخیصی به‌هنگام، ارائه و پارامترهای عمق منطقه مرده، قدرت تفکیک عمقی و عرضی، اندازه‌گیرهای عرضی و عمقی، توانایی کانونی‌کنندگی، یکنواختی و حساسیت آنها با استفاده از جسم‌آزمون اندازه‌گیری و نتایج با مقادیر توصیه شده Medicine American Association of Physics in (AAPM) مقایسه گردید.

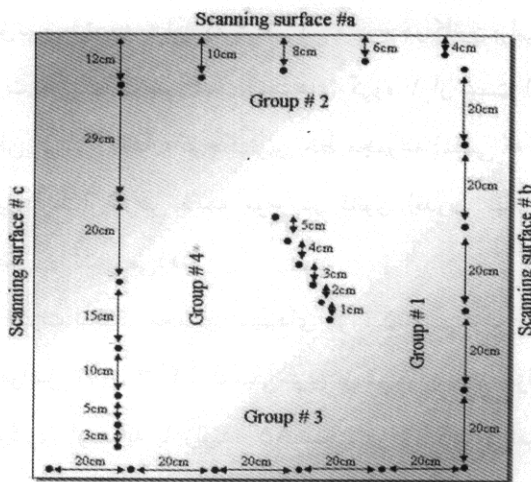
سزایی برخوردار است [۲۱، ۱۹، ۱۲]. برای ثبت پارامترهای اساسی سیستم‌های فراصوتی، انواع اجسام آزمون متناسب با نوع سیستم و نوع مشخصه اکوستیکی قابل ثبت، طراحی و ساخته شده‌اند. در تمامی این فانتوم‌ها مواد زمینه، بایستی سرعتی مشابه سرعت انتشار امواج فراصوتی در بافت نرم داشته باشند. اگر سرعت انتشار امواج فراصوتی با سرعت کالیبراسیون اسکنر متفاوت باشد، دقت شاخص اندازه‌گیر کاهش می‌یابد. مطالعاتی در زمینه تأثیر سرعت انتشار امواج فراصوتی بر روی پارامترهای اساسی دیگر سیستم‌های فراصوتی مانند قدرت تفکیک عمقی - عرضی، عمق کانون، پهنای باریکه پرتو فراصوتی، یکنواختی و ... صورت گرفته است و نشان می‌دهد که در دمای آزمایشگاه سرعت انتشار امواج فراصوتی بایستی مشابه بافت نرم و یا در واقع مطابق با سرعت کالیبراسیون اسکنر باشد تا بررسی پارامترهای اساسی سیستم‌های فراصوتی تشخیصی با دقت صورت گیرد [۶].

از سال ۱۹۷۷ بررسی کنترل کیفی دستگاه‌های فراصوتی تشخیصی مطرح شد به طوری که سیستم‌های فراصوتی ۲۲ بیمارستان آمریکایی با جسم‌آزمون (American Institute of Ultrasound in Medicine) مورد بررسی قرار گرفت و بررسی بعدی همان دستگاه‌ها پس از تعمیر، نشان داد که کارکرد دستگاه‌ها به نحو قابل ملاحظه‌ای بهبود یافته است [۵]. برای انتخاب پروب مناسب مقاصد کلینیکی، تصاویر فراصوتی جسم آزمون مورد ارزیابی قرار گرفت و طول و عمق منطقه کانونی اندازه‌گیری شد [۱۱]. مقایسه پارامترهای متداول اطمینان کیفی با تشخیص فردی کیفیت تصاویر نشان داد که ارزیابی کاربر مبنی بر خوب بودن کیفیت تصویر، کافی نبوده و بررسی پارامترهای صوتی دستگاه‌ها ضروری می‌باشد [۱۶]. مطالعه دقت اندازه‌گیرهای الکترونیکی (Electronic calipers) توسط جسم آزمون در شش دستگاه فراصوتی تشخیصی نشان داد که یکی از دستگاه‌ها، بیش از ۱۵ درصد خطای اندازه‌گیری دارد. با توجه به عواقب کلینیکی چنین خطاهایی، کنترل کیفی دستگاه‌ها امری ضروری نخواهد بود [۷]. بررسی پنج دستگاه فراصوتی با نوزده پروب

توسط ویدیو بلاستر (Video blaster) ثبت و با استفاده از نرم‌افزارهای پردازشی آنالیز می‌شود. اندازه‌گیری کمی تصویر.

عمق منطقه مرده: سیستم‌های گروه ۲ از سمت (a) اسکن می‌شود. عمق اولین میله قابل تشخیص، عمق منطقه مرده را می‌دهد.

اندازه‌گیری فواصل عمقی: سیم‌های گروه ۱ از سمت (a) اسکن می‌شود. علائم اندازه‌گیر عمق بر روی تصویر سیم‌ها تنظیم می‌شود. برای اطمینان، سیم‌های گروه ۳ از سمت (b) نیز اسکن می‌گردد.



(الف)



(ب)

شکل ۱. الف) طرح [۲۲] و ب) تصویر فانتوم ساخته شده برای برآورد پارامترهای اکوستیکی سیستم فراصوتی

در طراحی اجسام آزمون، بایستی از مواد شبیه‌ساز فراصوتی استفاده شود که سرعت انتشار امواج فراصوتی (۲۲) درجه سانتی‌گراد) در آنها تقریباً ۱۵۴۰ متر بر ثانیه باشد [۱۷]. برای رسیدن به این منظور از آب نمک ۱۶٪ استفاده گردید که سرعتی مشابه بافت نرم واقعی دارد. سیم‌های نازک (کمتر از میلی‌متر) از جنس فولاد ضدزنگ (با دقت ± 0.25) در یک الگوی خاص مرتب چیده شده است [۱۸].

برای ارزیابی سرعت انتشار امواج فراصوتی در ماده زمینه فانتوم، تصویر سونوگرافی از ماده زمینه ثبت و پردازش گردید (A-mode ALCON ULTRASCAN 1000-1). میانگین سرعت انتشار امواج فراصوتی در سه آزمایش متوالی 1540 ± 4 متر بر ثانیه برآورد شد (شکل ۱).

نحوه بررسی سیستم‌های فراصوتی. پروب اولتراسوند (با فرکانس ۳/۵، ۵/۵ و ۷/۵ مگاهرتز به صورت آرایه خطی و پالس-اکو) بر روی جسم آزمون حرکت می‌کند و تصاویر فراصوتی جسم آزمون از سطوح اسکن a، b و c (مطابق شکل ۱) ثبت می‌شود. قبل از ثبت تصاویر، مدت ۱ تا ۲ ساعت جسم آزمون بی‌حرکت می‌ماند تا اولاً دمای آن به دمای اتاق برسد و ثانیاً حباب‌های هوای درون آن کاهش یابد. یک ترمومتر نیز برای کنترل درجه حرارت مورد استفاده قرار می‌گیرد. تصاویر فراصوتی حاصل از جسم آزمون در سطوح اسکن مشخص، ثبت و ذخیره می‌شود.

همراه با تنظیم شدت و کونتراست، رنگ مونیتر سیستم فراصوتی روی ۱۶ یا ۳۲ سطح خاکستری (Gray level) تثبیت می‌شود. در ضمن بایستی در تمام سیستم‌های مورد بررسی، توان خروجی ثابت باشد. در ابتدای آزمون، دستگاه در حالت خط پایه (Base line) قرار داده می‌شود. این شرایط، زمانی ایجاد می‌شود که TGC (Time Gain Compensation) خاموش شود و بهره (gain)، به حداقل مقدار، تقلیل یابد. در این شرایط سیم‌های گروه ۳ از سطح a اسکن می‌شود. بهره را تا جایی افزایش می‌دهیم که سیم‌های گروه ۳ قابل رؤیت گردد. تصاویر حاصل از جسم آزمون

جایی افزایش دهیم که تصویر سیم با حداقل روشنایی به بیشترین روشنایی برسد.

افزایش بهره ۶dB یا بیشتر نشان دهنده غیرقابل قبول بودن عملکرد دستگاه از لحاظ پارامتر یکنواختی است.

روش انتخاب نمونه. با توجه به این که برنامه کنترل کیفی در هیچ کدام از بخش‌های تصویربرداری انجام نمی‌شود، ابتدا لیستی از تعداد و نوع دستگاه‌های فراصوتی به‌هنگام موجود در تهران، تهیه گردید؛ سپس ۶ مدل از آنها که فراوانی بیشتری داشتند، با کدهای (۱، ۲، ... و ۶) و بقیه که مدل‌های متفرقه بودند با کد ۷ مشخص شدند. در این بررسی از مجموع ۱۶۷ دستگاه موجود در سطح تهران ۷۹ دستگاه از مدل‌ها و شرکت‌های گوناگون مورد بررسی قرار گرفت؛ که حدود ۵۰ درصد فراوانی دستگاه‌ها در تهران می‌باشد. هر مدل به طور تصادفی انتخاب و مورد ارزیابی قرار گرفت. مدت آزمایش بر روی هر دستگاه حدود ۳۰ دقیقه بود. مشخصات دستگاه مورد بررسی و نتایج حاصل از آزمون دستگاه‌ها ثبت گردید و با مقادیر توصیه شده توسط AAPM مقایسه گردید.

نتایج

در این مطالعه، نتایج حاصل از اندازه‌گیری پارامترهای فوق، در ۷۹ دستگاه فراصوتی تشخیصی به‌هنگام با مقادیر توصیه شده توسط انجمن AAPM، مقایسه و درصد عملکرد قابل قبول یا غیرقابل قبول بودن آنها تعیین گردید. سیستم‌های متداول در محدوده فرکانسی ۳/۵، ۵ و ۷ مگاهرتز فعالند لذا دستگاه‌های فراصوتی در این محدوده فرکانسی ارزیابی شد که به صورت کدهای ۱ تا ۷ در جدول ۱ آمده است.

توزیع فراوانی مقادیر پارامترهای اندازه‌گیری شده در دستگاه‌های سونوگرافی مورد آزمون نشان می‌دهد که:

بررسی منطقه مرده در سیستم‌هایی با فرکانس‌های ۳/۵ و ۵ مگاهرتز استاندارد توصیه شده ۶ mm است که مقادیر بیش از آن به عنوان عملکرد غیرقابل قبول دستگاه است. در ۴۴ دستگاه مورد بررسی در این محدوده فرکانسی ۱۵/۶ درصد از نمونه‌ها، منطقه مرده ۸ mm و ۳۹/۱ درصد از آنها منطقه

اندازه‌گیری فواصل افقی: سیم‌های گروه ۳، در جسم آزمون از سمت (a) اسکن می‌شوند به طوری که فاصله دو سیم ابتدایی برای بررسی فاصله کوتاه و فاصله دو سیم ابتدایی و انتهایی برای بررسی فاصله بلند مورد استفاده قرار می‌گیرد. برای اطمینان بیشتر، سیم‌های گروه ۱ از سمت (c) نیز اسکن می‌گردند.

قدرت تفکیک عرضی: سیم‌های گروه ۴ را در منطقه کانونی قرار داده و اسکن سیم‌ها از سمت (c) جسم آزمون انجام می‌گیرد. کوچکترین فاصله بین دو سیم متوالی قابل رؤیت، قدرت تفکیک عرضی را نشان می‌دهد. برای بررسی دقیق‌تر و با توجه به این که عرض دسته موج در کانون برابر با قدرت تفکیک عرضی است، سیم‌های گروه ۱ از سمت (a) اسکن می‌شوند، اندازه کوچک‌ترین خط مجموعه (سیم‌ی که در کانون است)، عرض دسته موج در کانون (قدرت تفکیک عرضی) را نشان می‌دهد.

قدرت تفکیک محوری: سیم‌های گروه ۵ جسم آزمون که در فواصل ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ میلی‌متری از هم قرار دارند (برای جلوگیری از سایه با زاویه 15° نسبت به خط عمود تعبیه شده‌اند)، از سمت (a) اسکن می‌شوند.

شکل دسته موج: سیم‌های گروه ۱ از سمت (a) اسکن می‌شوند. شکل سیم‌ها معرف عرض و شکل دسته موج برحسب عمق بوده و محل منطقه کانونی مشخص می‌گردد.

حساسیت: سیم‌های گروه ۱ از (a) اسکن می‌شوند. ابتدا سیستم اولتراسوند را در شرایط پایه قرار داده، تصویر فراصوتی ثبت می‌گردد سپس همین آزمون را مجدداً تکرار کرده شرایط را با شرایط پایه قبل مقایسه می‌کنیم. تغییرات بیش از ۶dB در خروجی قابل قبول نبوده و نشان می‌دهد سیستم نیاز به تعمیر دارد.

یکنواختی: با تنظیم دستگاه روی خط پایه، سیم‌های گروه ۳ از سمت (a) اسکن می‌شوند. بایستی تمام سیم‌ها روشنایی یکسانی داشته باشند و در صورت مشاهده اختلاف روشنایی، سیمی که قوی‌ترین اکو را دارد ثبت کرده، بهره دستگاه را تا

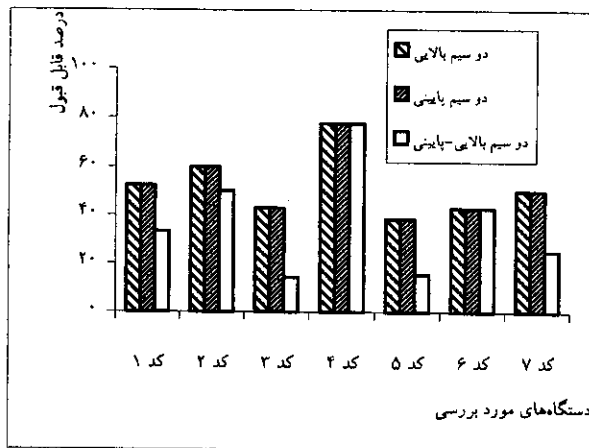
خطا) و ۹۲/۱ درصد خطایی بیش از دو برابر مقدار استاندارد داشته‌اند (حدود ۵ درصد خطای اندازه‌گیری). در فواصل بلند از ۷۹ دستگاه مورد بررسی ۶۴/۶ درصد عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند که ۱۱/۷ درصد آن خطایی برابر مرز تعیین شده برای عملکرد غیرقابل قبول داشته‌اند. ۴۹ درصد خطای بین ۲ تا ۴ درصد داشته‌اند و ۳۹/۳ درصد خطایی بیش از دو برابر خطای استاندارد داشته‌اند (شکل ۳).

استاندارد AAPM تا ۳ درصد خطا در اندازه‌گیری عرضی را حد تعیین عملکرد قابل قبول در نظر گرفته است، که در بررسی ۷۹ دستگاه سونوگرافی فاصله کوتاه، ۶۷/۱ درصد از دستگاهها عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند که ۷/۵ درصد خطایی تقریباً برابر مرز داشته‌اند و مابقی خطایی بیش از ۴ درصد داشته‌اند. در بررسی فواصل بلند نیز ۵۴/۵ درصد از نمونه‌ها عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند که ۵۳/۵ درصد از آنها خطایی بیش از ۵ درصد داشته‌اند (شکل ۴).

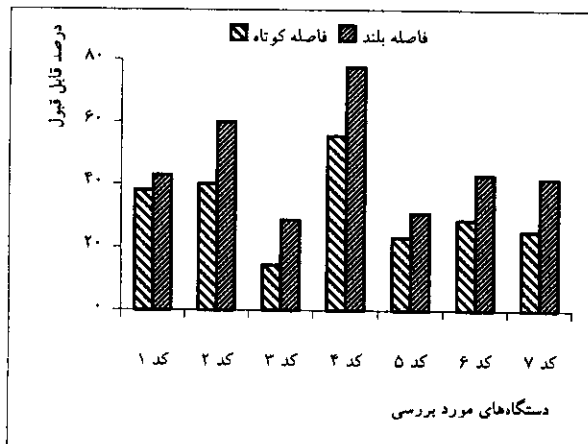
مرده‌ای برابر با مرز تعیین شده برای غیرقابل قبول بودن عملکرد دستگاهها داشته‌اند. در بررسی منطقه مرده در فرکانس ۷/۵ مگاهرتز نیز مقدار منطقه مرده ۴ mm است که از ۱۵ دستگاه مورد بررسی حدود ۴۰ درصد از نمونه‌ها، عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند.

جدول ۱. مدل و تعداد دستگاه‌های فراصوتی بررسی شده

| نوع دستگاه | تعداد |
|---------------|-------|
| کد ۱ | ۲۱ |
| کد ۲ | ۱۰ |
| کد ۳ | ۷ |
| کد ۴ | ۹ |
| کد ۵ | ۱۳ |
| کد ۶ | ۷ |
| کد ۷ (متفرقه) | ۱۲ |

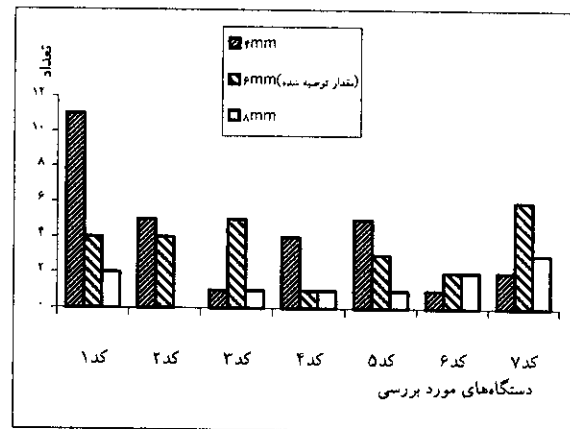


شکل ۳. درصد موارد قابل قبول در اندازه‌گیری عمقی



شکل ۴. درصد موارد قابل قبول در اندازه‌گیری عرضی

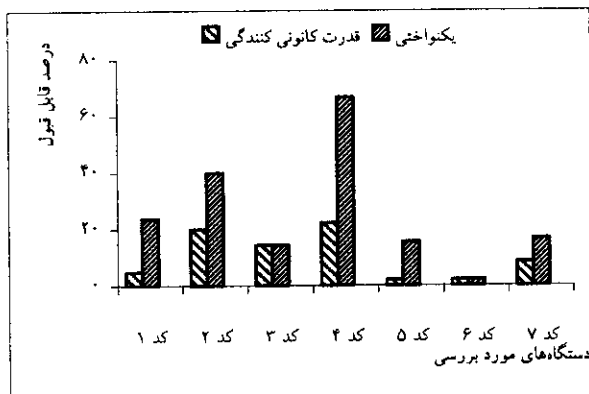
در شکل ۲ توزیع فراوانی مقادیر منطقه مرده دستگاه‌های ۳/۵ و ۵ مگاهرتز آمده است.



شکل ۲. توزیع فراوانی مقادیر منطقه مرده دستگاه‌های فرکانس ۳/۵ و ۵ مگاهرتز

حد تعیین عملکرد قابل قبول در مورد پارامتر اندازه‌گیری عمقی توسط AAPM کمتر از ۲ درصد خطا در اندازه‌گیری است و خطای مساوی یا بزرگ‌تر از آن عملکرد غیرقابل قبول دستگاه را نشان می‌دهد. در ۷۹ سیستم فراصوتی مورد بررسی در فاصله کوتاه نزدیک و دور از مبدل حدود ۴۸/۱ درصد، عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند؛ که ۷/۹ درصد انحراف نسبتاً کمتر از مقادیر تعیین شده داشته‌اند (حدود ۳ درصد

AAPM مقدار ۶dB را به عنوان حد تعیین عملکرد غیرقابل قبول پارامتر یکنواختی در نظر گرفته‌اند. چنان‌که در شکل ۶ ملاحظه می‌شود ۳۰/۴ درصد، عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند (شکل ۶).



شکل ۶. درصد مقادیر قابل قبول کانونی‌کنندگی و یکنواختی دستگاه‌های مورد بررسی

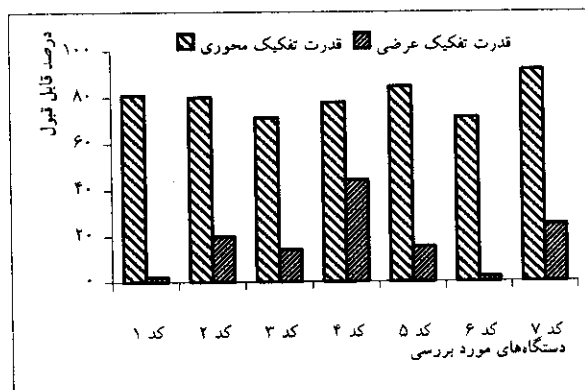
بررسی حساسیت یک سیستم تصویربرداری فراصوتی به‌هنگام، در حقیقت یک بررسی مقایسه‌ای می‌باشد که مقادیر ثبت شده برای هر دستگاه باید در فواصل زمانی مشخص با مقادیر اندازه‌گیری شده جدید مقایسه و ارزیابی گردد. ۴۹ دستگاه با پروب‌های ۳/۵ مگاهرتز مورد بررسی قرار گرفت به طوری‌که با تنظیم کلید تقویت‌کننده سیستم، آخرین سیم ردیف a جسم آزمون قابل مشاهده بود. بنابراین سیستم‌هایی با پروب ۳/۵ مگاهرتز حساسیت قابل قبولی تا عمق ۱۱۵mm دارند. پروب‌های ۵ مگاهرتز و ۷/۵ مگاهرتز حساسیت قابل قبولی تا عمق ۹۵ mm و ۷۵ mm دارند.

بحث

عدم عملکرد صحیح دستگاه در هر یک از پارامترهای بررسی شده، می‌تواند محدودیت‌های جدی در تفسیر تصویر ایجاد کند و در نتیجه تشخیص به درستی صورت نگیرد، به عنوان مثال در دستگاه‌هایی که منطقه مرده بیش از حد توصیه شده دارند، مشاهده تصاویر ساختمان‌های سطحی بدن امکان‌پذیر نیست. به عبارت دیگر نمی‌توان تصاویر بافت‌های سطحی را مشاهده کرد. علت ایجاد منطقه مرده این است که دستگاه در یک زمان نمی‌تواند هم امواج را ارسال و هم

در بررسی قدرت تفکیک محوری، مؤسسه استاندارد AAPM در سیستم ۳/۵ مگاهرتز، مقدار خطا ۲mm و در سیستم‌های ۵ و ۷/۵ مگاهرتز تا ۱mm را به عنوان حد تعیین عملکرد قابل قبول مطرح نموده‌اند. از تعداد ۴۹ دستگاه در فرکانس ۳/۵ مگاهرتز تنها ۲ درصد عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند و ۶۷/۳ درصد در مرز استاندارد و ۳۰/۶ درصد قدرت تفکیک بهتری نسبت به مرز استاندارد داشته‌اند. از تعداد ۳۰ دستگاه در فرکانس‌های ۵ و ۷/۵ مگاهرتز، ۴۶/۷ درصد عملکردی خارج از استاندارد داشته‌اند (شکل ۵).

مؤسسه استاندارد در فرکانس ۳/۵ مگاهرتز خطای قابل قبول قدرت تفکیک عرضی را ۶mm و بررسی فرکانس‌های ۵ مگاهرتز، ۴/۳ میلی‌متر و برای فرکانس‌های ۷/۵ مگاهرتز ۲/۹ میلی‌متر را حد قابل قبول ذکر کرده است. از ۴۹ دستگاه در محدوده ۳/۵ مگاهرتز، تنها ۴/۱ درصد عملکرد قابل قبول داشته‌اند (حدود ۹/۶ mm)، در فرکانس ۵ مگاهرتز، از ۱۵ دستگاه مورد بررسی ۲۰ درصد عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند و در فرکانس ۷/۵ مگاهرتز، از مجموع ۱۵ دستگاه مورد بررسی ۳۳/۳ درصد عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند.



شکل ۵. درصد موارد قابل قبول مقادیر قدرت تفکیک عمقی و عرضی

مقدار توصیه شده در مورد پارامتر قدرت کانونی‌کنندگی (عدد f) برابر ۶ می‌باشد، به ترتیبی که عدد f مساوی یا بزرگ‌تر از ۶، معرف قدرت کانونی‌کنندگی ضعیف است. از تعداد ۷۹ دستگاه مورد بررسی ۲۰/۲ درصد از نمونه‌ها عملکردی غیرقابل قبول داشته‌اند، به طوری‌که حدود ۴۳/۸ درصد از این موارد عدد f بزرگ‌تر از ۷ داشته‌اند. استاندارد

ملاحظه می‌شود که بیش از ۱۲/۷ درصد سیستم‌های فراصوتی در قدرت تفکیک عرضی و ۱۹/۰ درصد در قدرت تفکیک عمقی (محوری) عملکرد قابل قبولی نداشتند.

دستگاه‌هایی که قدرت تفکیک عمقی و یا عرضی مطلوبی ندارند نمی‌توانند اجزایی را که در راستای محور دسته موج و یا عمود بر محور دسته موج به فاصله کمی از یکدیگر قرار گرفته‌اند تشخیص دهند که سبب عدم دقت در تشخیص می‌گردد. انحراف از مقادیر توصیه شده قدرت تفکیک عرضی، می‌تواند به علت تضعیف کانونی شدن دسته موج فراصوتی باشد و آسیب دیدگی مبدل، شل شدن قسمت‌های جلویی و پشتی مبدل، قطع اتصالات الکتریکی سبب افزایش طول فضایی پالس و در نتیجه باعث تضعیف قدرت تفکیک محوری می‌گردد. بررسی قدرت کانونی‌کنندگی و یکنواختی دستگاه‌ها نیز حاکی از این مطلب است که ۲۰/۲ و ۳۰/۴ درصد به ترتیب عملکرد غیرقابل قبول دارند.

در مجموع از تعداد ۷۹ دستگاه مورد بررسی، فقط ۱۷ دستگاه (حدود ۲۲ درصد) از نظر کلیه پارامترهای فوق، عملکردی قابل قبول داشتند و بقیه (۶۲ دستگاه) دارای حداقل یک عملکرد غیرقابل قبول بوده‌اند. تصویربرداری فراصوتی تشخیصی که امروزه به صورت گسترده‌ای در مراکز درمانی مورد استفاده قرار می‌گیرد یک روند چندمرحله‌ای است که به وسیله آن اطلاعات مربوط به آناتومی و فیزیولوژی عضو یا اعضای مورد نظر بیمار جمع‌آوری و با استفاده از فن‌آوری جدید نمایش داده می‌شود. متأسفانه عوامل انسانی و تجهیزات می‌توانند در صورت عدم نظارت مناسب، سبب کاهش کیفیت تصاویر و در نتیجه موجب تفسیر غلط و یا تکرار تصویربرداری شوند. براساس توصیه‌های ایمنی فراصوتی، لزوم اجرای برنامه مؤثر بررسی پارامترهای فراصوتی در بخش‌های تصویربرداری از لحاظ ایمنی بیمار و کاربر، افزایش بهره‌وری، تشخیص صحیح بیماری، ارزیابی دستگاه‌های جدید خریداری شده، ارزیابی تعمیرات انجام شده بر روی دستگاه‌ها، جنبه‌های اقتصادی و بهبود کیفیت تصاویر فراصوتی حائز اهمیت است.

دریافت کند. عوامل متعددی مانند ارتعاشات متوالی مبدل می‌تواند عمق منطقه مرده را کاهش دهد که با تطبیق امپدانس میان مبدل و مولد پالس و گیرنده از این ارتعاشات جلوگیری می‌شود. به دلیل تغییر طول پالس در سیستم فراصوتی، عمق منطقه مرده دائماً تحت تأثیر قرار می‌گیرد. در صورت اطلاع از عمق منطقه مرده می‌توان با استفاده از ماده معادل بافت یا ظرف پر از آب، این نقص را تا حدی جبران کرد. در این بررسی همان‌طور که ملاحظه می‌شود کمی بیش از ۲۰/۳ درصد دستگاه‌های مورد آزمایش عمق منطقه مرده بیش از حد قابل قبول داشتند. عمق منطقه مرده بیش از مقدار توصیه شده می‌تواند ناشی از وجود نقایصی در مبدل (کریستال پیزوالکتریک شکسته، شل شدن قسمت‌های جلویی و پشتی مبدل و عدسی شکسته) یا سیستم ارسال پالس تحریکی باشد. وجود تصاویر کاذب در منطقه مرده نیز می‌تواند نشان دهنده نوسانات در توان ورودی باشد.

خطای اندازه‌گیری فواصل در عرض و عمق جسم سبب نتیجه‌گیری و تفسیر غلط در تعیین اندازه عضو (یا جسم) در بدن و نیز محل قرار گرفتن آن در بدن و تشخیص نادرست در اختلال رشد جنین و تخمین اشتباه سن آن گردد. این پژوهش نشان می‌دهد که بیش از نیمی از دستگاه‌های مورد بررسی از نظر اندازه‌گیری‌های عرضی و عمقی دارای عملکرد غیرقابل قبول هستند که فراوان‌ترین عملکرد غیرقابل قبول (۶۴/۶ درصد) مربوط به اندازه‌گیری عمقی با فاصله بلند و ۵۴/۴ درصد مربوط به اندازه‌گیری عرضی با فاصله بلند می‌باشد. تنظیم نامناسب دستگاه موجب خطا در عمق و تغییر در شکل دسته موج تولید شده به علت آسیب دیدگی مبدل (کریستال شکسته، عدم یک‌پارچگی مبدل) می‌گردد و خطا در فواصل عرضی را ایجاد می‌کند. استفاده از اندازه‌گیری‌ها در تصویربرداری با امواج فراصوتی کاربرد گسترده‌ای دارد (اندازه‌گیری ابعاد یک ضایعه و محل قرارگیری آن و یا تخمین سن جنین از روی تصویر).

قدرت تفکیک عرضی و عمقی سیستم‌های فراصوتی در

تشخیص دقیق ضایعه امری ضروری است. در مطالعه حاضر

Archive of SID

[9] Goldstein A. A routine procedure for monitoring clinical ultrasound equipment. *J Clin Ultrasound*, 1975; 3: 267-271.

[10] Goodsitt MM, Carson PL, Witt S, Hykes DL, Kofler JM. Real-time B-mode ultrasound quality control test procedures. Report of AAPM ultrasound task group No.1. *Med Phys*, 1998; 25: 1385-1406.

[11] Hefner LV, Parks JA, Goldstein A. Transducer beam pattern test object. *J Clin Ultrasound*, 1980; 8: 5-10.

[12] Hykes DL, Hedrick WR, Starchman DE. *Ultrasound physics and instrumentation*, 2th ed., Mosby Year book, St. Louis, missouri, USA, 1992, p. 216-235.

[13] Kanal KM, Kofler JM, Groth DS. Comparison of selected ultrasound performance tests with varying overall receiver gain and dynamic range, using conventional and magnified field of view. *Med Phys*, 1998; 25: 642-647.

[14] Kollmann C. Results of a study of quality control of diagnostic ultrasound equipment. *Ultraschall Med*, 1995; 16: 206-209.

[15] Madjar H, Mundinger A, Lattermann U, Gufler H. Phantom studies of ultrasound equipment for quality improvement in breast diagnosis. *Ultraschall Med*, 1996; 17: 85-95.

[16] Metcalfe SC, Evans JA. A study of the relationship between routine ultrasound quality assurance parameters and subjective operator image assessment. *Br J Radiol*, 1992; 65: 570-575.

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

[18] Mokhtari-Dizaji M, Sharafi AA, Mantegi F, Khodaparast N. A quality control testing system for B-mode ultrasound, Shiraz, In press.

[19] Powis RL, Powis WJ. A thinker's guide to ultrasonic imaging, 1th ed., Urban and Schwarzenberg, Baltimore, USA, 1984, p. 115-1180.

[20] Thijssen JM, Van Wijk MC, Cuyper MHM. Performance testing of medical echo/Doppler equipment, *Eur J Ultrasound*, 2002; 15:151-164.

[21] Woodcock JP. *Ultrasonics*, 1th ed., Adam Hilger Ltd., England, 1979, p. 89-96.

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

بررسی‌های انجام شده بر روی ۷۹ سیستم سونوگرافی

برای اولین بار در سطح تهران نیز نشان داد که پارامترهای مؤثر در تصاویر فراصوتی در تعداد قابل توجهی از دستگاه‌های فراصوتی به‌هنگام با مقادیر توصیه شده مطابقت ندارد.

با توجه به این که خطای دستگاه‌های سونوگرافی در اندازه‌گیری پارامترهای فوق می‌تواند در بعضی مواقع منجر به عواقب جدی کلینیکی شود، لذا بررسی پارامترهای عملکردی کلیه دستگاه‌های سونوگرافی تشخیصی در سطح کشور به صورت مرتب (حداقل ۶ ماه یک بار)، امری ضروری به نظر می‌رسد و گسترش ابزارهای آزمون مناسب در بررسی پارامترهای اساسی سیستم‌های فراصوتی از جمله سیستم‌های داپلر توصیه می‌شود.

منابع

[1] AIUM Standards Committee, Standard methods for measuring performance of pulse-echo ultrasound imaging equipment. AIUM, Laurel, MD, 1991.

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

[3] Brendel K, Filipczynski LS, Gerstner R, Hill CR, Kossoff G, Quentin G, Wells PNT. Methods of measuring the performance of ultrasonic pulse-echo diagnostic equipment. *Ultrasound Med Biol*, 1976; 2: 343-350.

[4] Carson PL. A sealed test tank for echoscope performance evaluation. *J Clin Ultrasound*, 1973; 1: 208-218.

[5] Christensen SL, Carson PL. Performance survey of ultrasound instrumentation and feasibility of routine monitoring. *Radiology*, 1977; 122: 449-454.

[6] 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.

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

[8] Gibson NM, Dudley NJ, Griffith K. A computerised quality control testing system for B-mode ultrasound. *Ultrasound Med Biol*, 2001; 27: 1697-1711.