ترجمه فا
TarjomeFa.Com

ارائه شده توسط:

سایت ترجمه فا

مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده

از نشریات معتبر

روش‌های پس از پردازش برای اصلاح تصاویر حالت B-اولتراسونوگرافی قلب: یک مقاله مروری

چکیده

در طول سه دهه گذشته، بهبود کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر اولتراسوند زمینه تحقیقاتی در حال پیشرفتی بوده است. تکنیک اولتراسوند قلب از طیف گسترده‌ای از آرتیفکت‌ها مانند سر و صدای اضافی، سایه و افزایش کنتراست رنج می‌برد. اکثر آرتیفکت‌ها نتیجه‌ای از تعامل سیگنال‌های اولتراسوند منتقله با ساختارهای بدن مورد بررسی، هستند. ساختارهایی مانند استخوان، ریه‌ها (هوا) و چربی اثر محدودی بر کیفیت تصاویر بدست آمده دارند. علاوه بر این، پدیده‌های فیزیکی مانند ورود نقطه‌ای یک الگوی دانه‌ای به ساختارهای بافتی تصویربرداری شده گاهی اوقات می‌تواند جزئیات آناتومیکی ظریف را پنهان کند. در طول سال‌ها، مطالعات متعددی تلاش کرده‌اند تا به طیفی از آرتیفکت‌های موجود در اولتراسوند پزشکی بپردازند؛ از جمله تصاویر حالت B اولتراسوند قلب. این مقاله مروری پوشش گسترده‌ای از این تلاش‌ها را به منظور شناسایی محدودیت‌های آنها و همچنین فرصت‌های پژوهشی آینده ارائه می‌دهد.

کلمات کلیدی: اولتراسوند قلب، ترکیب، افزایش کنتراست، اکوکاردیوگرافی، افزایش کیفیت تصویر، فیلترینگ تصویر، حذف سر و صدای اضافی، بررسی

1. مقدمه

اکوکاردیوگرافی ابزار تشخیصی همه جانبه‌ای در زمان واقعی و بدون هیچ گونه عوارض جانبی ثانویه است و می‌تواند با هزینه نسبتا پایین تصاویری با وضوح فضایی و زمانی بالا ایجاد کند. طیف وسیعی از تکنیک‌های تصویربرداری موجود، اولتراسوند قلب را به یک ابزار متداول برای ارزیابی کمی و کیفی مورفولوژی و عملکرد قلب در دو و سه بعد تبدیل کرده‌اند. تصاویر اولتراسوند قلب را می‌توان (1) از طریق قفسه سینه بیمار که به نام اکوکاردیوگرافی از راه قفسه سینه (TTE) شناخته می‌شود یا (2) از داخل مری بیمار (با استفاده از کاوشگرهای هدف‌یاب تخصصی که همچنین به ناماکوکاردیوگرافی از راه مری (TEE) شناخته شده است؛ بدست آورد. TEE می‌تواند تصاویری با کیفیت بالا تولید کند. با این حال، زمان طولانی تصویربرداری و نیازهای فردی همراه با

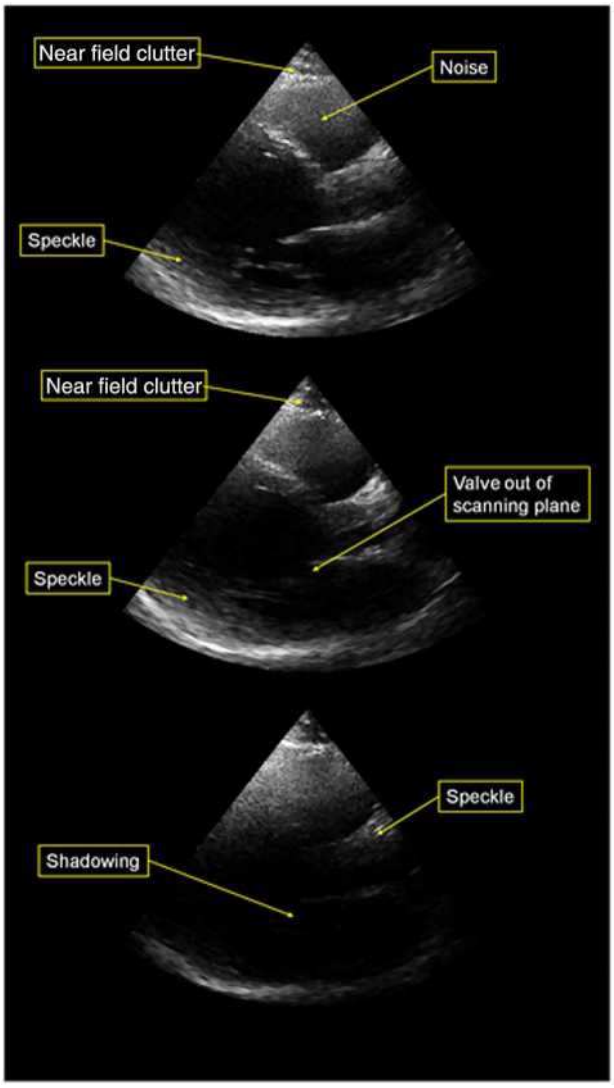
ناراحتی خاطر بیمار استفاده بالینی آن را محدود می‌کند و باعث می‌شود TTE روش متداولی در معاینات بالینی باشد. با این حال، تصاویر اولتراسوند قلب از راه قفسه سینه اغلب ناقص (پوشش نسبی قلب) هستند و از طیف وسیعی از آرتیفکت‌هایی که به دلیل تعامل سیگنال‌های اولتراسوند منتقله با ساختارهای آناتومیکی بدن مورد بررسی ایجاد می‌شوند؛ رنج می‌برند. ساختارهایی مانند استخوان، ریه‌ها (هوا) و چربی اثر مستقیم محدودی بر روی کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر بدست آمده از قلب دارند. علاوه بر این، تصاویر اولتراسوند قلب از راه قفسه سینه یک ساختار دائمی و به سرعت در حال حرکت در میان قفسه سینه بیمار هستند. ماهیت این تصویربرداری چالش‌برانگیز تظاهرات آرتیفکت‌های رایج اولتراسوند پزشکی را افزایش می‌دهد (شکل 1).

تصاویر اولتراسوند قلب از سر و صدای اضافی ناشی از طیف وسیعی از پدیده‌های صوتی (آرتیفکت‌ها) مانند طنین‌ها، لوب‌های کناری و لوب سایه (پرتو اصلی) رنج می‌برند. تاثیر هر یک از آرتیفکت‌ها بر روی ساختار قلبی تصویر برداری شده به تکنولوژی تصویربرداری مورد استفاده و همچنین اکوژنیسیتی بیمار بستگی دارد. به عنوان مثال، مبدل‌های آرایه فازی مدرن، اثر لوب‌های سایه را با استفاده از یک تن صدا به اندازه کافی کوچک (کمتر از نصف طول موج سیگنال منتقل‌شده) بین عناصر آرایه به حداقل می‌رساند. از سوی دیگر، اثر لوب‌های کناری به خصوص زمانی که در خارج از جهت‌های صفحه اسکن منتقل می‌شوند؛ اغلب به نزدیکی ساختارهای خارج قلبی مانند ریه و استخوان‌های قفسه سینه وابسته است. علاوه بر این، بسیاری از ابزارها به خصوص مبدل‌های آرایه فازی از پارازیت میدان نزدیک یا اثر زنگ خطر رنج می‌برند. پارازیت میدان نزدیک در بخش بالای اسکن به صورت ناحیه‌ای با سطح بالای اختلال ثابت ظاهر می‌شود که به تدریج برای افزایش عمق اسکنر به صفر کاهش می‌یابد. در نهایت، زاویه تابش پرتو اولتراسوند منتقل‌شده با توجه به ساختار تصویر ممکن است منجر به کنتراست کم بین بافت و محفظه قلبی شود. تنظیمات با توان بالا احتمالا در تلاش برای جبران سیگنال پایین منتقله از بافت ممکن است صدایی که اغلب در محفظه‌های قلبی وجود دارد را تقویت کند. در حالی که لیست جامعی وجود ندارد؛ آرتیفکت‌هایی که در بالا نام آنها ذکر شد ساختارهای قلبی را تخریب می‌کنند و از چشم‌انداز تصویربرداری می‌توانند به عنوان یک نویز در نظر گرفته شوند.

تصویربرداری از ساختارهای نسبتا کوچک و به سرعت در حال حرکت مانند دریچه‌های قلب، چالش‌های بیشتری را ایجاد می‌کند. علاوه بر تصویر محدودی که به دلیل نویز ایجاد می‌شود؛ ساختار ممکن است به دلیل حرکت

قلبی و تنفسی به داخل و خارج صفحه اسکن حرکت کند. علاوه بر این، به دلیل تعامل اولتراسوند منتقله با ساختارهای بازتابنده و تضعیف‌کننده مانند قفسه سینه و ریه‌های بیمار که در مسیر پرتو اولتراسوند قرار دارند؛ طنین‌ها و سایه‌هایی ظاهر می‌شوند. این آرتیفکت‌ها ممکن است به طور آنی ظاهر شوند یا موقعیت و جهت آنها در سراسر اسکن به دلیل حرکات کوچک مبدل همراه با حرکت تنفس بیمار تغییر کند و در نتیجه تصویربرداری از بخش‌هایی از ساختار قلبی مورد بررسی مبهم می‌شود.

اسپکل نوعی پدیده صوتی است که مسئول ظاهر دانه‌دار تصاویر اولتراسوند می‌باشد. اسپکل نتیجه‌ای از تداخل سازنده و مخرب صداهای تولید شده توسط تفرق پرتو اولتراسوند در نواحی تصادفی، کوچک مقیاس و عدم تجانس بافت است. اسپکل نتیجه مستقیمی از 1) ماهیت اتفاقی بازتاب‌پذیری محیط تفرق و 2) ماهیت منسجم مبدل پیزوالکتریک است.



شکل 1. نمونه‌هایی از داده‌های اولتراسوند حاصل از بافت تخریب شده قلب: نویز میدان نزدیک، پارازیت، سایه، اسپکل و ساختارهایی که به خارج از صفحه اسکن حرکت می‌کنند.

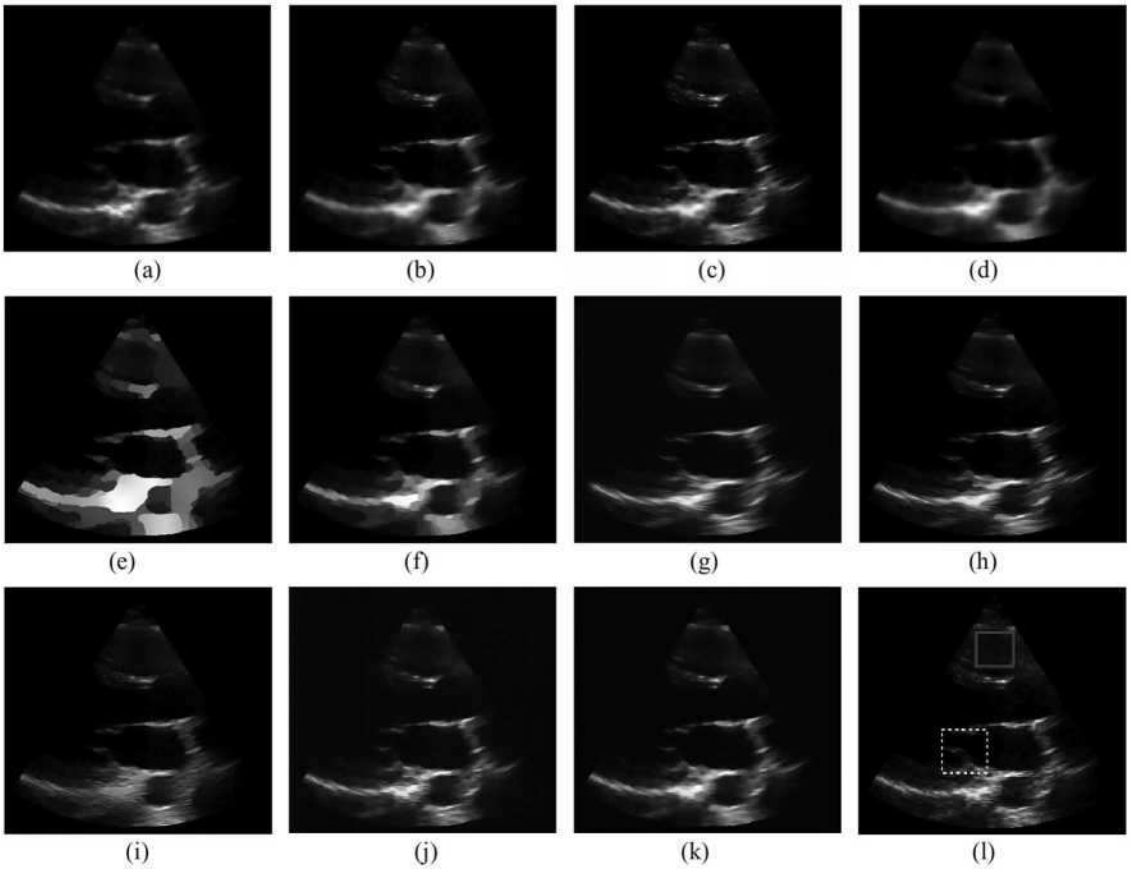
مطالعات متعدد اطلاعات دقیق‌تری را در مورد ناحیه اسپکل و ویژگی‌های آماری آن فراهم می‌کنند. الگوی دانه‌دار اسپکل گاهی اوقات می‌تواند به عنوان یک ویژگی نامطلوب در نظر گرفته شود زیرا ممکن است جزئیات آناتومیکی ظریف را مبهم کند. در تصاویر اولتراسوند قلب، اسپکل بافت همراه با سطوح بالایی از نویز محفظه می‌تواند تصویر ساختارهای قلبی را محدود کند. علاوه بر این، ظاهر دانه‌دار تصاویر استفاده از تکنیک‌های پردازش مانند ثبت و قطعه‌بندی تصویر را محدود می‌کند. بنابراین حذف نویز و اسپکل احتمالا کیفیت تصویر و ارزش تشخیصی مجموعه داده اولتراسوند قلب را بهبود می‌بخشد. به عبارت دیگر، حرکت اسپکل ممکن است در سرعت بافتی و روش‌های تخمین کشش عضله مانند اکوکاردیوگرافی اسپکل (STE) و تصویربرداری با استفاده از فرکانس رادیویی (RF) مورد استفاده قرار گیرد. هر دو تکنیک با ردیابی حرکت الگوهای اسپکل در طول زمان، عملکرد کلی و ناحیه‌ای قلب را ارزیابی می‌کنند. آنها جایگزین نویدبخشی برای 1) MRI قلب برای ارزیابی تغییر شکل و انقباض بطن چپ و 2) داپلر رنگی برای تصویربرداری از کشش عضله هستند که به مشکلات مربوط به وابستگی زاویه اشاره می‌کنند. شرح مفصلی از اصول STE و همچنین کاربردهای بالینی این روش در حال حاضر و آینده در منابع 6، 12-9 ارائه شده است. به همین ترتیب، اطلاعات بیشتر در مورد تصویربرداری با استفاده از فرکانس رادیویی در منابع 7، 17-13 ارائه شده است. روش‌های پردازش تصویر که موجب افزایش طیف شدت پویایی (کنتراست) درون اسپکل می‌شوند؛ ممکن است دقت و استحکام تکنیک‌های موجود که حرکت اسپکل را اندازه‌گیری می‌کنند؛ بهبود بخشند. در طول سه دهه گذشته، پیشرفت‌های صورت‌گرفته در جمع‌آوری داده‌ها به طور قابل توجهی کیفیت تصویر اولتراسوند قلب را بهبود بخشیده‌اند. با این وجود، بخش قابل توجهی از تصاویر اولتراسوند قلب در حال حاضر کیفیت تصویر پایین و ارزش تشخیصی محدودی را ارائه داده‌اند. در سال 2008، یک مطالعه سیستماتیک بر روی بیماران روتین توسط بخش اکوکاردیوگرافی بیمارستان عمومی غربی (ادینبورگ) انجام شد. نتایج حاصل از مطالعه به منظور اهداف آموزشی در بخش اکوکاردیوگرافی مورد استفاده قرار گرفته و هنوز منتشر نشده‌اند. این مطالعه که با استفاده از سیستم‌های اولتراسوند قلبی قدیمی‌تر و پیشرفته‌تر انجام شده بود؛ نشان می‌دهد که حدود 33٪ از مجموعه داده‌ها دارای کیفیت تصویر و ارزش

تشخیصی بالا (ساختار قلبی روشن که امکان سنجش‌های بالینی قابل اعتمادی را فراهم می‌کند)، 33٪ متوسط (ساختار قلبی نسبتا تخریب‌شده که دقت و صحت سنجش‌های بالینی را محدود می‌کند) و 33٪ پایین (ساختارهای قلبی بسیار آسیب‌دیده که بارها و بارها سنجش‌های بالینی را محدود می‌کنند) هستند. در حالی که سیستم اولتراسوند پیشرفته کیفیت داده‌های جمع‌آوری شده را بهبود بخشید؛ یافته‌ها به شدت به اکوژنیسیتی بیماران وابسته بودند. علاوه بر این، تعدادی از تکنیک‌های پردازش تصویر مانند ثبت تصویر، قطعه‌بندی تصویر، طبقه‌بندی داده‌ها و آنالیز بافت برای داده‌های به دست آمده از اولتراسوند قلب با استفاده از روش‌هایی مانند CT و MRI، معرفی شده‌اند. این تکنیک‌ها قادر به توسعه ابزارها و پروتکل‌هایی هستند که دقت، توانمندی و تکرارپذیری فرآیندهای تشخیصی را افزایش می‌دهند. در طی چند سال گذشته، تکنیک‌های پس از پردازش مشابهی برای تصاویر اولتراسوند قلبی بکار گرفته شده‌اند. پیشرفت‌های اخیر در اکوکاردیوگرافی سه بعدی در زمان واقعی (RT3DE) استفاده بالقوه از این تکنیک‌ها را گسترش داده‌اند. با این حال، از آنجایی که تکنیک‌های پردازش تصویر ممکن است بر روی تصاویر با کیفیت بالا عمل کنند؛ سطوح بالای نویز، کنتراست پایین، اسپکل و سایه اثربخشی این تکنیک‌ها را در بخش قابل‌توجهی از مجموعه داده‌های اولتراسوند قلب محدود می‌کند. بنابراین توسعه اثربخشی روش‌های پس پردازش که کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر اولتراسوند قلب را افزایش می‌دهند؛ مدنظر است. تکنیک‌های پس پردازش به تغییرات سخت‌افزاری نیاز ندارند و می‌توانند برای داده‌های موجود و جدید به کار گرفته شوند. این مطالعه تلاش می‌کند تا یک بررسی جامع از تکنیک‌های پس پردازش برای تصاویر اولتراسوند قلب ارائه دهد.

II. تکنیک‌های حذف اسپکل و نویز

بیش از 20 سال است که حذف نویز و اسپکل در اولتراسوند مورد توجه زمینه‌های تحقیقاتی فعال بوده است. اولتراسوند و به طور عمده، اسکن اولتراسوند قلب نشان‌دهنده حوزه کاربردی دشوارتر برای الگوریتم‌های حذف نویز هستند. چالش اصلی در این واقعیت است که در حالی که تصاویر اولتراسوند قلب ممکن است تحت تاثیر نویز بالا و سطوح کنتراست پایین قرار بگیرند؛ آنها همچنین ممکن است دارای ویژگی‌های فضایی مختلفی باشند که باید در طول پردازش تصویر حفظ شوند. چنین ویژگی‌هایی عبارتند از: تداخل بین ساختارهایی با سطح خاکستری مختلف مانند مرزهای بافت/ محفظه قلب و همچنین ساختارهای نسبتا کوچک مانند دریچه‌های قلبی

در حال حرکت. در طول سال‌های گذشته، روش‌های مختلفی برای حذف اسپکل و نویز معرفی شده‌اند. این روش‌ها را می‌توان به طور گسترده به فیلتر کردن تصویر و تکنیک‌های ترکیب‌کردن طبقه‌بندی کرد. اثربخشی این روش‌ها بر افزایش کیفیت تصویر به شدت متفاوت است.



شکل 2. اثر طیف وسیعی از تکنیک‌های فیلترینگ بر روی فریم فشرده‌شده یک ویدئوی اکوکاردیوگرافی ترانس توراسیک (اولتراسونوگرافی از طریق قفسه سینه) محور بلند از ناحیه کنار جناغی بیمار. فیلترهای آماری موضعی سازگار: (a) لی و همکارانش (32)، (b) کوان و همکارانش (34) و (c) فراست و همکارانش (33، 35). فیلترهای انتشار ناهمسان‌گرد: (d) انتشار پرونا و مالیک (PAMD)، (e) SRAD، (f) حفاظت دقیق انتشار ناهمسان‌گرد (DPAD)؛ (g) انتشار منسجم غیرخطی (NCD) و (h) OSRAD. فیلترهای موجک: (i) زونگ و همکارانش (53)؛ (j) روش احتمال کلی (GML) و (k) فیلتر NMWD تبدیل‌های موجک را با انتشار ناهمسان‌گرد ادغام می‌کند. (l) فریم اصلی پردازش نشده با RV و نواحی دریچه میترال مشخص شده‌اند (در مطالعه اصلی برای برآورد CNR مورد استفاده قرار گرفت). این تصویر با کسب اجازه از مولف از منبع 64 اقتباس شده است.

A. فیلترینگ

طیف وسیعی از فیلترهای پس‌پردازش برای حذفاسپکل و نویز در تصاویر اولتراسوند پزشکی تولید شده‌اند. در مراحل بسیار مقدماتی، این فیلترها به عنوان فیلترهای ناسازگار با اندازه متوسط تعریف شده بودند که برای افزایش تصاویر اولتراسوند پزشکی کافی نبودند زیرا آنها موجب محو شدن لبه‌های ساختارهای آناتومیکی می‌شدند و در نتیجه اطلاعات تشخیصی ارزشمند را از بین می‌بردند. به دلیل محدودیت‌های فیلترهای ناسازگار که معمولا مورد استفاده قرار می‌گیرند؛ توسعه فیلترهای حذف‌کننده موثر نویز و اسپکل برای تصاویر اولتراسوند پزشکی به زمینه تحقیقاتی بزرگی تبدیل شده است. از آنجایی که در طول سال‌های گذشته طیف وسیعی از فیلترهای حذف‌کننده نویز و اسپکل توسعه یافته‌اند؛ اکثر فیلترها می‌توانند به طور گسترده طبقه‌بندی شوند: 1) آمارهای موضعی سازگار؛ 2) ناحیه موجک؛ 3) فیلترهای انتشار ناهمسان‌گرد. شکل 2 نمونه‌هایی از سه طبقه‌بندی فیلتر که در بالا ذکر شد را بر روی داده‌های اولتراسوند قلب نشان می‌دهد. مطالعه اخیر توسط بیرادار و همکارانش (31) مقایسه کمی از رویکرد پوششی 48 فیلتر حذف‌کننده نویز که فراتر از محدوده این مطالعه است را ارائه داد از جمله فوریه، ابزارهای غیر موضعی، فازی، تغییرات کلی و سایر فیلترهای هیبرید. این مطالعه منبع بسیار خوبی برای طیف گسترده‌ای از رویکردهای فیلترینگ/ حذف اسکپل‌ها است.

1) **فیلترهای سازگار**: از مدت‌ها پیش فیلترهای آماری موضعی سازگار برای حذف نویز و اسپکل در تصاویر اولتراسوند پزشکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. این فیلترها از اطلاعات آماری حاصل از ناحیه مورد نظر (ROI) درون تصویر پردازش‌شده استفاده می‌کنند و پارامترهای فیلتر مورد استفاده برای این ROI را مطابق با این اطلاعات تطبیق می‌دهند. پارامترهای وفق‌پذیر عبارتند از: وزن، اندازه و شکل فیلتر در میان سایر فیلترها. فیلترهای آماری موضعی سازگار در ابتدا بر روی داده‌های رادار روزنه مصنوعی (SAR) که تحت تاثیر سطوح بالای نویز و اسپکل قرار گرفته بودند؛ عملی شدند (شکل 2(a)-(c)). جین و همکارانش (36) یک ارزیابی کمی و کیفی از عملکرد فیلترهای محبوبSAR بر روی تصاویر اولتراسوند پزشکی ارائه دادند. بنابراین، تعدادی از فیلترهای سازگار برای حذف نویز و اسپکل در تصاویر اولتراسوند پزشکی تولید شده‌اند. ماسای و همکارانش (40) در تلاش اولیه برای افزایش کیفیت تصاویر اولتراسوند قلب از روش فیلترینگ تطبیقی که اولین بار توسط بامبر و دفت (27) معرفی شده بود؛ استفاده کردند. فیلتر نواحی حاوی اسپکل را بر اساس دانش قبلی که از آمارهای

اسپکل بدست آمده بود؛ شناسایی کرد. نواحی مشابه اسپکل کاملا توسعه‌یافته به شدت توسط فیلتر پایین‌گذر (ابزار محلی) محو شدند. این روش اسپکل را به طور قابل‌توجهی در فانتوم[1] و تصاویر بالینی اولتراسوند قلبی حذف کرد. در حالی که ساختار اصلی قلب حفظ شده بود؛ فیلتر با افزایش ابعاد درونی اتاقک‌های قلبی، ارزش تشخیصی تصاویر بالینی قلب را کاهش داد. نیلزن و همکارانش (25) اثر دو فیلتر سازگار و یک فیلتر ناسازگار را بر روی تصاویر اولتراسوند قلب کودکان بیمار ارزیابی کردند. هر دو فیلتر سازگار که بر اساس بامبر و دفت (27) ساخته شده بودند؛ به ترتیب با استفاده از ابزار محلی و میانگین مربعات، مناطق شناخته‌شده به عنوان نواحی همگن را محو کردند. فیلتر ناسازگار از آنتروپی محلی (سنجش اطلاعات) درون هسته متحرک برای محو نمودن نواحی همگن استفاده کرد در حالی که لبه‌های بافت و محفظه قلبی را هم افزایش داد. هر سه فلیتر که به عنوان گام‌های پس پردازش ارزشمندی برای تقسیم‌بندی بافت/ محفظه آناتومیکی بودند؛ تعداد اسپکل‌ها را کاهش و قدرت تشخیص بین بافت و محفظه‌های قلبی را افزاش می‌دهند. هر دو فیلتر سازگار روش فیلترهای ناسازگار را بهبود بخشیدند.

2) **فیلترهای موجک**: اخیرا علاقه روزافزونی به استفاده از تبدیل‌های موجک به عنوان ابزاری برای حذف نویز درون تصاویر اولتراسوند پزشکی به وجود آمده است. فیلترهای موجک در حالی که مرزهای بین ساختارهای آناتومیکی را حفظ می‌کنند؛ در تلاشند نویز تصاویر را حذف کنند. فیلترها در ناحیه موجک شامل سه مرحله اصلی هستند. 1) تصویر اصلی با استفاده از یک تبدیل موجک تجزیه و تحلیل می‌شود. 2) ضرایب موجک به منظور حذف نویز موردنظر اصلاح می‌شوند. 3) تصویری که کیفیت آن افزایش یافته است؛ توسط ضرایب موجک اصلاح‌شده با استفاده از یک تبدیل موجک معکوس بازسازی می‌شود. موجک‌ها به دلیل ویژگی‌های ذاتی خود ناحیه جذابی را برای حذف نویز در تصاویر اولتراسوند پزشکی فراهم می‌کنند؛ از جمله این ویژگی‌های عبارتند از: 1) سادگی، تجزیه‌وتحلیل چندمقیاسی که آمار سیگنال‌های پیچیده را ساده می‌کند. 2) چند رزولوشنه، ویژگی‌های تصویر در مقیاس رزولوشن مناسب مورد تجزیه و تحلیل قرار می‌گیرند. 3) تشخیص لبه بافت، ضرایب موجک بزرگ با لبه‌های تصویر همخوانی دارند. طیف وسیعی از فیلترهای حذف‌کننده نویز و اسپکل در تصاویر اولتراسوند پزشکی

[1] **فانتوم** (Phantom): در علوم فیزیک پزشکی به دستگاه یا الگوی آزمایشی گویند که بدن انسان یا قسمتی از بدن انسان را شبیه سازی می‌کند.

که در دامنه موجک فعال هستند؛ مورد بررسی قرار گرفته‌اند (شکل 2). در مطالعه اولیه، کنگ و همکارانش (52) پتانسیل فیلترهای موجک را در تقویت تصاویر اولتراسوند قلب که توسط حذف نویز و حفظ لبه‌های بافت/ محفظه قلب اعمال می‌شود؛ شناسایی کردند. روش پیشنهاد شده بر اساس این فرضیه بود که لبه‌های بافت بر خلاف نویز و اسپکل که بر روی تعداد محدودی از مقیاس‌های موجک ظاهر می‌شوند؛ سیگنال بزرگی را در طیفی از مقیاس‌های موجک نشان می‌دهند. بنابراین تکثیر مستقیم داده‌های موجک در مقیاس‌های مجاور به منظور شناسایی لبه‌های مهم نویز و در نتیجه حذف نویز مورد نظر مورد استفاده قرار می‌گیرد. این روش در تعداد محدودی (5) از تصاویر دو بعدی تک فریم اولتراسوند قلب تایید شد و از فیلتر وینر ناسازگار به منظور افزایش داده‌های پردازش‌شده استفاده کرد. زونگ و همکارانش (53) الگوریتمی را ارائه دادند که با استفاده از آنالیز موجک چندمقیاسی نویز را حذف کرد و در عین حال با استفاده از پردازش غیرخطی وفقی ساختار قلب را تقویت نمود. تبدیل موجک دوتایی (DWT) در طول تجزیه‌وتحلیل چندمقیاسی موجک به منظور کاهش آرتیفکت‌های نامطلوب مانند پدیده شبه گیبس مورد استفاده قرار گرفت. الگوریتم با استفاده از 60 مجموعه داده بالینی و 2 ناظر متخصص به طور کامل از نظر کمی و کیفی ارزیابی شد. در مقایسه با فیلترهای سازگار، ناسازگار و فیلترهای موجک که تنها نویز را حذف می‌کنند؛ روش زونگ و همکارانش در حالی که مرز بین بافت و محفظه‌های قلبی را به میزان قابل‌توجهی افزایش می‌دهد؛ نویز را حذف می‌کند (شکل 2(i)). تقویت تصاویر اولتراسوند قلبی ثبات و قابلیت اطمینان مرزهای تعریف‌شده توسط ناظران متخصص به خصوص داده‌های حاصل از کیفیت پایین تصویر را بهبود بخشید. هاو و همکارانش (57) به منظور حذف موثر اسپکل‌های موجود در تصاویر اولتراسوند قلب، فیلترینگ انطباقی را با تکنیک‌های دامنه موجک ترکیب کردند. به طور دقیق‌تر، فیلتر سازگار با وزن متوسط برای تولید تصویری حاوی سیگنال و تصویر حاوی نویز از داده‌های اصلی مورد استفاده قرار گرفت. هر دو تصویر سپس به صورت جداگانه با استفاده از فیلترهای موجک پردازش شدند. تصویر نهایی که نویز آن کاهش یافته بود توسط جمع‌آوری دو تصویر فیلترشده بدست آمد. الگوریتم بر روی تصاویر قلبی خوک که از فیلترهای سازگار و موجک برای حذف نویز و حفظ لبه بافت در آنها استفاده شده بود؛ ارزیابی شد. با این حال، ارزیابی بسیار محدود بود و هیچ گونه نتیجه‌ای در مورد تصاویر قلبی انسان ارائه نداد.

3) **فیلترهای انتشار ناهمسانگرد**: همانند فیلترهایی که در دامنه موجک فعال هستند؛ هدف استفاده از فیلترهای انتشار ناهمسانگرد حذف نویز است در حالی که مرزهای بین ساختارهای آناتومیکی را نیز حفظ می‌کنند. انتشار به عنوان فرآیندی شناخته می‌شود که اختلاف غلظت را با توزیع ذرات از ناحیه‌ای با غلظت بالا به ناحیه‌ای با غلظت پایین متعادل می‌کند. در طول انتشار، مجموعه‌ای از تصاویر فیلترشده به صورت تکراری تولید می‌شوند تا زمانی که سطح کافی حذف نویز صورت گیرد. انتشار تصویر و در نتیجه حذف نویز توسط معادله دیفرانسیل جزئی کنترل می‌شود. در معادله دیفرانسیل جزئی، ضریب انتشار به منظور شناسایی لبه‌های بافت درون تصویر مورد استفاده قرار می‌گیرد و به جای لبه‌های بافت حذف نویز را درون نواحی همگن تحریک می‌کند. ضریب انتشار می‌تواند به عنوان یک مقدار عددی ثابت باشد؛ فرآیندی به نام انتشار همسانگرد یا تانسور که تابعی از ساختار تمایزی تصویر در حال شکل‌گیری است و به نام فرآیند انتشار ناهمسانگرد شناخته می‌شود. وجود انتشار ناهمسانگرد به منظور حذف نویز ضروری است؛ در حالی که لبه‌های بافت را درون تصویر حفظ می‌کند. این فرآیند به عنوان محوکننده درون ساختاری شناخته می‌شود زیرا با محوکننده بین ساختاری متفاوت است. فیلترهای انتشار ناهمسانگرد توسط پرونا و مالیک (58) (شکل 2(d)) معرفی شدند. در طول دهه گذشته، طیف وسیعی از این فیلترها به منظور حذف اسپکل و نویز در تصاویر اولتراسوند پزشکی ساخته شده‌اند (شکل 2(e)، (f) و (h)). روش کاهش نویز و افزایش کیفیت تصاویر اولتراسوند قلب با استفاده از انتشار ناهمسانگرد توسط عبد- المونیم و همکارانش (61) معرفی شد (شکل 2(g)). به منظور حذف قوی و بهینه اسپکل و تقویت ویژگی‌های آناتومیک، مدل پیشنهادی به تدریج توسط انتشار ناهمسانگرد و با توجه به وسعت ناهمسانگردی اسپکل و تصویر، از انتشار خطی همسانگرد به حرکت انحنا تغییر می‌کند. پردازش خطوط اسکن خام همراه با طرح خاص تقسیم‌بندی تصویر، الزامات پردازش تکنیک را بهبود می‌بخشد و به طور بالقوه اجرای تکنیک در زمان واقعی را در سیستم‌های تجازی امکان‌پذیر می‌کند. حذف نویز و حفظ ویژگی‌های الگوریتم با استفاده از فانتوم‌های سونوگرافی، تصاویر قلب، کبد و کلیه که طیف وسیعی از اطلاعات ساختاری را نشان می‌دهند؛ ارزیابی شدند. زمانی که فیلترهای سازگار و موجک با یکدیگر مقایسه می‌شوند؛ الگوریتم انتشار ناهمسانگرد به نظر می‌رسد بهتر اسپکل‌ها را محو کند در حالی که ساختار آناتومیکی بافت را هم حفظ می‌کند. با این حال، ارزیابی بر روی تعداد محدودی از مجموعه داده‌ها انجام شد (یک مجموعه داده از هر نوع) و تنها بر اساس مشاهدات

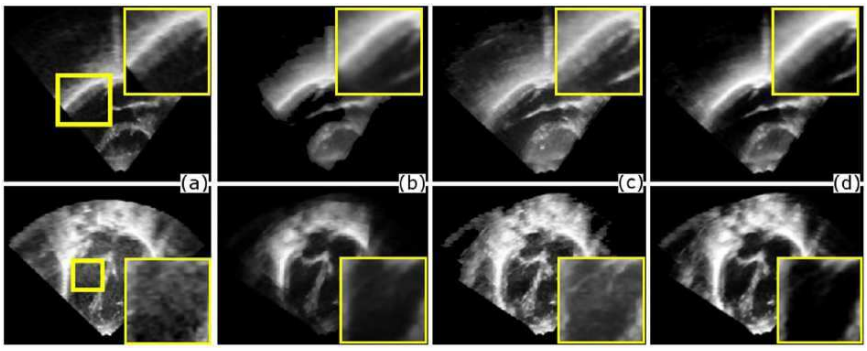
کیفی بود. یو و همکارانش (63) به منظور حذف نویز و افزایش خصوصیات آناتومیکی درون تصاویر اولتراسوند قلب، تبدیل‌های موجک را با انتشار ناهمسانگرد ترکیب کردند. به طور دقیق‌تر، تصویر اصلی به ضرایب موجک چند مقیاسی تقسیم شد و سپس هر کدام جداگانه تحت تاثیر انتشار ناهمسانگرد قرار گرفتند. ایده اصلی این بود که از ویژگی چند رزولوشنه بودن موجک‌ها و همچنین حفظ مرز انتشار ناهمسانگرد برای ارائه روشی کارآمدتر که موجب افزایش یکپارچه‌سازی تصویر می‌شود؛ استفاده شود. در ارزیابی این روش باید گفت؛ در حالی که بسیار محدود بود (1 مجموعه داده بالینی)، در حذف نویز و افزایش حاشیه تصاویر اولتراسوند قلب عملکرد بهتری را نسبت به فیلترهای موجک و فیلترهای انتشار داشت. اخیرا، گو و همکارانش (69) به جای اپراتور گرادیانت (تمایزی)، از مقیاس‌های نرمال‌سازی شده ضرایب موجک تصویر در مقیاس‌های مختلف به عنوان آشکارساز قوی مرز استفاده کردند. این روش به ترتیب با استفاده از تصاویر شبیه‌سازی شده و اولتراسوند قلب در داخل بدن از نظر کمی و کیفی ارزیابی شد. در هر دو مورد، روش پیشنهادی در حذف نویز و حفظ لبه بافت بهتر از سایر روش‌های محو اسپکل عمل می‌کرد. با این حال، همانند سایر فیلترهای انتشار، در داده‌های اولتراسوند قلب استفاده شد؛ ارزیابی انجام شده توسط این روش بسیار محدود بود (1 مجموعه داده in vivo). با توجه به عملکرد هر فیلتر، ارزیابی گسترده‌تری برای نتیجه‌گیری جامع‌تر مورد نیاز است.

4) **مقایسه تکنیک‌های فیلترینگ**: مطالعه اخیر توسط فین و همکارانش (64)، یک ارزیابی کاملا کمی انجام داد و 15 فیلتر حذف‌کننده اسپکل و نویز را در طیف وسیعی از تصاویر اولتراسوند قلبی و تصاویر شبیه‌سازی شده مقایسه کرد. طیف وسیعی از فیلترهای آماری موضعی سازگار، فیلترهای دامنه موجک و فیلترهای انتشار ناهمسانگرد ارزیابی شدند. شکل 2 نمونه مشخصی از اثر این فیلترها را بر روی داده‌های اولتراسوند قلبی بالینی ارائه می‌دهد. صدها اسکن اولتراسوند قلبی بالینی از چهل بیمار به منظور ارزیابی اثر هر یک از الگوریتم‌های فیلترینگ بر روی 5 معیار کیفیت تصویر مورد استفاده قرار گرفتند: 1) طرح پرات (70)، جابجایی پیکسل‌های لبه بافت را بین تصویر اصلی و هر یک از تصاویر فیلتر شده اندازه‌گیری می‌کند؛ 2) شباهت ساختاری (71)، ارزیابی حفظ اطلاعات ساختاری (ساختار قلب)؛ 3) خطا میانگین مربع ناحیه لبه (MSE) میانگین تفاوت مطلق را بین لبه‌های خارج شده در تصاویر اصلی و فیلترشده ارزیابی می‌کند؛ 4) نسبت کنتراست به نویز (CNR)، اثر هر یک از روش‌های فیلترینگ را بر روی کنتراست بین محفظه‌های قلبی و ساختارهای بافتی ارزیابی می‌کند؛ 5)

نسبت سیگنال به نویز (SNR)، سطوح نویز و اسپکل را در تصاویر اصلی و فیلترشده ارزیابی می‌کند. معیارهای کمّی به منظور ارزیابی اثر فیلترها بر روی نویز و حذف آن، تقویت کنتراست و حفظ ویژگی و لبه ارزیابی شدند. علاوه بر این، این مطالعه بسیار جامع بود و مقایسه‌های ارزشمندی را بین فیلترهای حذف‌کننده نویز انجام داد. بر اساس این یافته‌ها، فیلترهای انتشار ناهمسانگرد بر روی داده‌های شبیه‌سازی شده بهتر عمل می‌کنند. با این حال، نتایج برای تصاویر اولتراسوند قلبی بالینی متفاوت‌تر بود؛ کیفیت آنها تحت تاثیر طیف وسیعی از آرتیفکت‌ها قرار گرفته بود. رضایت‌بخش‌ترین میزان حذف نویز و حفظ ویژگی‌های بافت با استفاده از فیلتر انتشار ناهمسانگرد کاهش اسپکل (OSRAD) که توسط کریسین و همکارانش (62) (شکل 2(h)) ساخته شده بود؛ بدست آمد و فیلتر انتشار غیرخطی موجک چند مقیاسی (NMWD) (شکل 2(k)) تبدیل‌های موجک را با انتشار ناهمسانگرد ترکیب کرد. هر دو فیلتر در ارزیابی کمی و همچنین بررسی بصری تصاویر پردازش‌شده به خوبی عمل کردند. علاوه بر این، OSRAD و NMWD به بالاترین مقدار CNR بین بافت و محفظه‌های قلبی در داده‌های بالینی و شبیه‌سازی شده رسیدند. تغییرپذیری بالایی در اثرات فیلترهای مورد بررسی بر روی CNR بین داده‌های بالینی و شبیه‌سازی شده مشاهده شد. در داده‌های شبیه‌سازی شده، بیش از 60 درصد از فیلترهای مورد بررسی کاهش CNR (در مقایسه با تصویر مرجع) را نشان دادند؛ در حالی که در تصاویر بالینی، تمام فیلترها بهبود مقدار CNR را نشان دادند. در نتیجه یافته‌های مربوط به اثر فیلترهای مورد بررسی بر روی CNR قطعی نبودند و نشان‌دهنده حوزه تحقیقات بیشتر در روش‌های افزایش کنتراست بافت/ محفظه هستند. با این حال، به طور کلی، فیلترهای انتشار ناهمسانگرد بعد از فیلترهای موجک در بهبود تصویر قلب بهترین عملکرد را داشتند. علاوه بر این، در حالی که فیلترهای انتشار و موجک از نظر محاسباتی قوی‌تر هستند؛ فیلترهای انتشار به نظر می‌رسد بیشترین تعادل را بین عملکرد و نیازهای محاسباتی ایجاد کنند و همین موضوع آنها به بهترین کاندیدهای فیلترینگ برای تصاویر اولتراسوند قلبی بالینی تبدیل می‌کند.

5) **محدودیت‌های تکنیک‌های فیلترینگ**: فیلترهای پس‌پردازش تصویر برای حذف نویز و اسپکل از تعدادی از محدودیت‌های ذاتی رنج می‌برند. این محدودیت‌ها عبارتند از: حساسیت به اندازه و شکل روزنه فیلتر و گاهی اوقات به مقدار آستانه مورد نیاز. در اکثر موارد، این پارامترهای فیلتر به طور تجربی تعیین می‌شوند. انتخاب نامناسب ممکن است منجر به فیلترینگ بی‌اثر شود. علاوه بر این، برخی از فیلترها که بر روی کاهش اسپکل

تمرکز می‌کنند؛ با استفاده از مدل ضربی[2] مفروضاتی را در مورد ماهیت نویز می‌سازند. با این حال، نویز صوتی در تصاویر اولتراسوند قلب از طیف وسیعی از پدیده‌های صوتی حاصل می‌شود. علاوه بر این، مدل ضربی فشرده‌سازی لگاریتمی که معمولا بر روی داده‌های اولتراسوند RF اعمال می‌شود را در نظر نمی‌گیرد تا محدوده دینامیکی آنها را برای نمایش کاهش دهد. سایر روش‌هایی که این فشرده‌سازی لگاریتمی را جبران می‌کنند به یک مدل نویز اضافی با یک توزیع گاوسی یا تابع چگالی احتمال رایلی (pdf) تبدیل می‌شوند. با این حال، همانطوری که توسط کاپلان و ما (72) نشان داده شده است؛ جبران فشرده‌سازی لگاریتمی سیگنال توزیع‌شده رایلی (نویز ضربی) موجب pdf فیشر- تیپت می‌شود. بنابراین، این مفروضات مدل نویز می‌توانند محدود و گاهی اوقات گمراه‌کننده باشند. علاوه بر این، در حالی که بسیاری از فیلترها ادعا می‌کنند که کنتراست و لبه‌های ساختار آناتومیکی را افزایش می‌دهند؛ کاری که آنها واقعا انجام می‌دهند، ایجاد کنتراست و حفظ لبه بافت توسط منع حذف نویز در کنار لبه‌های بافت و محفظه‌های قلبی است. در نهایت، تکنیک‌های فیلترینگ پس پردازش آرتیفکت‌هایی مانند سایه و طنین‌ها که معمولا در تصاویر اولتراسوند قلب مشاهده می‌شوند را نشان نمی‌دهند. حضور این آرتیفکت‌ها ممکن است در طول فرآیند فیلترینگ، منجر به از بین رفتن اطلاعات ارزشمند بالینی شود. در نتیجه، دامنه وسیعی در تحقیق و توسعه روش‌های جایگزین برای افزایش کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر اولتراسوند قلب وجود دارد.



شکل 3. برش‌های دو تکه‌ای از دو مجموعه داده نمونه از (a) تصاویر اصلی پردازش‌نشده و تصاویر ترکیب‌شده با استفاده از روش‌های ترکیب‌کننده مختلف مانند (b) میانگین، (c) حداکثر و (d) میانگین وزنی بر اساس انسجام و سازگاری ویژگی محلی. این شکل با کسب اجازه از نویسنده منبع 89 چاپ شده است.

[2] multiplicative model

B) ترکیب کردن

تکنیک‌های ترکیبی تصاویر متعدد مستقل یا نسبتا مستقل از یک ساختار آناتومیکی که با تغییر یک یا چند پارامتر سیستم در هنگام استخراج داده‌ها به دست می‌آیند را ادغام می‌کنند. حدودا سه دهه است که تکنیک‌های ترکیبی به منظور حذف اسپکل در داده‌های اولتراسوند پزشکی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. موفقیت تکنیک‌های ترکیبی به شدت به استقلال آماری (عدم همبستگی) در میان الگوهای اسپکل داده‌های منبع بستگی دارد. بورکهارت (4) نشان داد که اگر N عدد تصویر اولتراسوند مستقل با هم ادغام شوند؛ پس SNR تصویر ادغام‌شده با فاکتور $\sqrt{N}$. افزایش پیدا می‌کند. در طول سال‌ها، تعدادی از استراتژی‌های ادغام داده‌ها از جمله میانگین حداقل، حداکثر، متوسط یا ریشه میانگین مربعات (rms) و فرم‌های مختلفی از میانگین وزنی مورد استفاده قرار گرفته‌اند. شکل 3 نمونه‌هایی از روش‌های ادغام را در داده‌های حاصل از تصاویر سه بعدی اولتراسوند قلب ارائه می‌دهد. در حال حاضر، میانگین حداکثر رایج‌ترین روش مورد استفاده برای ادغام تصاویر است.

ترکیب کردن مکانی و فرکانسی دو روش ترکیبی رایج هستند. مطالعات اولیه پتانسیل ترکیب کردن مکانی در حذف اسپکل و نویز تصاویر اولتراسوند پزشکی را گزارش کردند. ترکیب‌کردن مکانی شامل ادغام تصاویر مستقلی است که در آن‌ها الگوهای اسپکل با تصویربرداری ROI هدف از زوایای مختلف اصلاح شده است. تغییر در زاویه تصویربرداری با هدایت الکترونیکی جهت سیگنال‌های اولتراسوند منتقله یا با تغییر مکان مبدل اولتراسوند در امتداد صفحه اسکن صورت می‌گیرد. از طریق هدایت سیگنال الکترونیکی، به دست آوردن تصاویر ادغام شده در زمان واقعی امکان‌پذیر است. با این حال، هدایت الکترونیکی باعث کاهش رزولوشن زمانی تصاویر به دست آمده می‌شود. تغییر مکان مبدل انعطاف‌پذیری بیشتری را در سطح استقلال (عدم همبستگی) و همچنین تعداد نماهای مستقل از تصویر ساختار آناتومیکی ایجاد می‌کند. با این حال، هماهنگ‌سازی داده‌های معتبر برای ادغام موثر تصاویر بدست آمده از طریق تغییر مکان مبدل ضروری است. علاوه بر این، الزامات زمان جمع‌آوری داده‌ها افزایش می‌یابند. به منظور رسیدن به ترکیب مکانی بهینه، تعداد از مطالعات تلاش کرده‌اند تا همبستگی الگوهای اسپکل را به عنوان تابعی از انتقال روزنه تعیین کنند. ترکیب فرکانسی شامل میانگین گرفتن از تصاویری است که در آنها الگوهای اسپکل با تغییر در طیف پالس اکوستیک منتقله یا دریافت‌شده اصلاح شده‌اند (تغییر شکل پیدا کرده‌اند). ترکیب فرکانسی، کنتراست اسپکل را کاهش داده و مرزهای ساختاری را در تصاویر اولتراسوند

پزشکی افزایش می‌دهد. با این حال، تراهی و همکارانش (80) مشاهده کردند که به دلیل از دست دادن رزولوشن، ترکیب فرکانسی در بهبود کیفیت تصویر اثر متضادی دارد. تراهی و همکارانش (82) این ادغام مکانی و فرکانسی را ترکیب کردند تا این کاهش رزولوشن را جبران کنند و تکنیک کارآمدتری را برای حذف نویز و اسپکل ارائه دادند.

1)ترکیب مکانی تصاویر سه بعدی اولتراسوند قلب: ترکیب مکانی بسیاری از آرتیفکت‌های محدودکننده کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر اولتراسوند قلبی را نشان می‌دهد و باعث می‌شود نسبت به فیلترهای پس‌پردازش روشی مناسب‌تر برای حذف نویز و اسپکل باشد. با این حال، حرکت سریع و ثابت قلب، حرکت ثابت قفسه‌سینه بیمار و روزنه‌های محدود صوتی بین قفسه سینه و ریه‌ها، محدودیت‌ها و چالش‌هایی را برای روش‌های ترکیب مکانی ایجاد کرده‌اند. تعدادی از مطالعات تلاش کرده‌اند تا از طریق تغییر مکان مبدل، چالش‌های موجود در ترکیب مکانی را نشان داده و کیفیت تصاویر اولتراسوند قلبی را افزایش دهند. سولر و همکارانش (83) ترکیب مکانی دو حجم قلبی که از روزنه‌های صوتی راسی مختلف به دست آمده بودند را انجام داد. حجم‌های سه بعدی از نظر مکانی بدون استفاده از سنسورهای موقعیت‌یاب خارجی تنظیم شده بودند. روش ثبت در دو مرحله انجام شد؛ تنظیم اولیه شیب دو حجم بطن چپ (LV) به صورت نیمه خودکار بعد از ثبت سفت و سخت داده‌های حجمی انجام شد. گرائو و نوبل (84) روشی را برای ترکیب نماهای کنار جناغی و آپیکال از تصاویر سه بعدی قلب که با روش دستی تنظیم شده بودند؛ معرفی کردند.

ترکیب کردن تصاویر بر اساس فاز تصویر بود و با استفاده از یک سیگنال اجرا شد. گرائو و نوبل (84) استدلال کردند که فاز تصویر اطلاعات ثابت متضادی را در مورد تعریف و جهت‌گیری ساختار محلی فراهم می‌کند. با توجه به کنتراست پایین برخی از تصاویر اولتراسوند قلب، فاز تصویر ممکن است یک منبع اطلاعاتی قوی ایجاد کند. یائو و پنی (86) جستجوهای قبلی را با تنظیم و ترکیب کردن 11 تصویر 3 بعدی کنارجناغی و راسی گسترش دادند. ترکیبی از سنسورهای موقعیت نوری و ثبت سفت و سخت برای تنظیم دقیق حجم‌ها استفاده شد. روش‌های سنتی مانند شدت حداکثر و متوسط همراه با ترکیب مبتنی بر فاز تصویر نیز مورد بررسی قرار گرفتند. راجپوت و همکارانش (87) نخستین روش را با استفاده از سیستم ثبت کاملا خودکار، چند رزولوشنه

مبتنی بر واکسل[3] برای تنظیم چندین حجم سه بعدی راسی توسعه دادند. یک روش جدید ترکیب مکانی مبتنی بر موجک نیز معرفی شد که تجزیه و ادغام حجم‌های تنظیم‌شده را در اجزاء فرکانس پایین و بالا امکان‌پذیر می‌سازد. یائو و همکارانش (88،89) به منظور تنظیم حجم‌های قلبی سه بعدی از ترکیبی از ردیابی نوری و پس از آن سیستم ثبت مبتنی بر فاز تصویری استفاده کردند. میانگین وزنی مبتنی بر ثبات/ انسجام ویژگی‌های محلی به منظور حفظ ویژگی‌های تصویر بهینه در طول ترکیب مکتنی مورد استفاده قرار گرفت (شکل 3). گائو و همکارانش یک مطالعه امکان‌سنجی مبتنی بر فانتوم بر روی ترکیب تصاویر اولتراسوند قلبی که از راه مری بدست آمده بودند؛ انجام دادند. از یک سنسور موقعیت‌یاب الکترومغناطیسی برای تنظیم مکانی تصاویر استفاده شد. یکی دیگر از مطالعات اخیر اثر ترکیب مکانی چند حجم 3 بعدی را بر روی داده‌های اولتراسوند قلب جنین مورد بررسی قرار دادند. اثر طیف وسیعی از روش‌های ترکیبی از جمله حداکثر شدت، متوسط و میانه و همچنین روش ترکیبی مبتنی بر موجک مورد بررسی قرار گرفت.

فیزیولوژی قلب جنین، اندازه کوچک و ضربان قلب بالا همراه با نبود دریچه‌های تصویربرداری در قلب‌شناسی جنین، چالش‌های بیشتری را در ترکیب مکانی موثر ایجاد می‌کند. Szmigielski و همکارانش (93) با استفاده از فانتوم و همچنین داده‌های بالینی حاصل از 32 شرکت‌کننده، یک ارزیابی کمی و کیفی بر روی اثر ترکیب مکانی تصاویر سه بعدی قلب جنین انجام دادند. یک سیستم ثبت سختگیر، کاملا خودکار و مبتنی بر واکسل برای تنظیم مکانی حجم‌های قلبی مورد استفاده قرار گرفت. در نهایت، بسیاری از مطالعات فوق‌الذکر فریم‌های فاز زمانی منفرد در چرخه قلبی که معمولا شامل فریم‌های اند- دیاستول (ED) و یا اند- سیستول (ES) است را تنظیم و ترکیب کردند. مالدر و همکارانش (94)، (95) نتایج تنظیم حاصل از بکارگیری یک یا چند جفت فریم برای تنظیم توالی‌های فریم قلبی را با یکدیگر مقایسه کردند. ویژگی‌های زمانی خطی بین فازهای قلبی ED و ES در نظر گرفته شدند. از آنجایی که جفت فریم‌های مربوط از نظر زمانی با هم منطبق بودند؛ سیستم ثبت مکانی سفت و سخت با استفاده از همبستگی متقابل نرمال‌سازی شده (NXC) و اطلاعات متقابل (MI) مورد استفاده قرار گرفت. الگوریتم پیشنهادی برای تنظیم حجم بطن چپ و بطن راست (RV) 28 داوطلب سالم اعمال شده بود که نشان می‌دهد ثبت چند فریمی با استفاده از NXC در مقایسه با ثبت تک فریمی نتایج را

[3] به کوچکترین جز ساختاری یک تصویر ۳ بعدی واکسل یا *وکسل* (*Voxel*) می‌گویند.

بهبود می‌بخشد. با این حال، فرض ویژگی‌های زمانی خطی را می‌توان زمینه محدودی برای بهبود تنظیم و ترکیب چند حجم سه بعدی در نظر گرفت.

مطالعات فوق‌الذکر پتانسیل ترکیب مکانی را در بهبود کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر سه بعدی اولتراسوند قلب شناسایی کرده‌اند. نویز قابل‌توجه و کاهش اسپکل، افزایش میدان دید، کاهش همبستگی زاویه‌ای، سایه آکوستیکی و جبران طنین و افزایش حضور ساختارهای قلبی ضعیف از مزایای شناخته‌شده ترکیب مکانی حجم‌های قلبی هستند. انتخاب روش ترکیب مکانی اثر مستقیمی بر روی تصاویر پردازش‌شده دارد. روش‌های میانگین‌گرفتن شدت (متوسط یا میانه) سطح بالاتری از حذف نویز و سروصدا را ایجاد می‌کنند. تکنیک‌هایی مانند حداکثر شدت ترکیب‌شدن ترسیم ویژگی‌های آناتومیکی را افزایش می‌دهند. روش‌های پیشرفته‌تر مانند ترکیب‌شدن مبتنی بر فاز و موجک تعادلی را بین حذف نویز و ترسیم ویژگی‌های آناتومیکی ایجاد می‌کند. برخی از تکنیک‌ها مانند حداکثر شدت، تجزیه، ترکیب کردن مبتنی بر فاز تصویر و موجک موجب افزایش نسبتا کم کنتراست بافت و محفظه قلبی می‌شوند.

ترکیب مکانی می‌تواند لکه‌هایی را در سراسر مرزهای ساختارهای آناتومیکی تصویربرداری شده ایجاد کند. تیره‌شدن مرزهای ساختاری می‌تواند از طیف وسیعی از منابع ناشی شود: 1) عدم قطعیت در موقعیت مبدل 2) عدم قطعیت در سرعت ساختارهای بافتی در حال حرکت؛ 3) بروز خطا در سرعت میانگین مفروض صدا؛ 4) تغییرات مکانی در سرعت صدا و 5) حرکت بافت در طول مرحله جمع‌آوری داده‌های متناوب. تنظیم دقیق مکانی و زمانی حجم‌های سه بعدی ادغام شده فرآیند اصلی برای ترکیب مکانی موثر است. تنظیم دقیق تمام نماهای تکی از ساختار تصویربرداری شده قبل از ترکیب مکانی می‌تواند تیره شدن مرزهای ساختاری را محدود و احتمالا از بین ببرد. تنظیم ناکافی ممکن است منجر به تخریب قابل‌توجه ارزش تشخیصی تصاویر پردازش‌شده شود. اکثر روش‌های کنونی از سیستم ثبت مکانی سختگیر کاملا خودکار مبتنی بر واکسل حجم‌های ترکیب‌شده استفاده می‌کنند. در حالی که سیستم ثبت مکانی غیرسختگیر می‌تواند یک تنظیم دقیق‌تر ایجاد کند؛ اما پتانسیل آن در حال حاضر به دلیل سطوح بالای نویز و کنتراست پایین مجموعه‌داده‌های تنظیم‌شده محدود است. علاوه بر این، تبدیل غیرخطی تصویر ممکن است موجب تغییر شکل ناخواسته فیزیولوژی قلب شود و بنابراین توصیه نمی‌شود. در حال حاضر، هیچ مطالعه‌ای به تغییرات زمانی بین چرخه‌های قلبی متوالی اشاره

نکرده است. این امر محدودیت بزرگی را در مطالعات موجود که یک چرخه قلبی منظم را برای حجم‌های ترکیب‌شده فرض می‌کنند؛ ایجاد می‌کند. این فرضیه بسیار محدودکننده است و ممکن است منجر به تغییر شکل شدید ساختارهای قلبی که بر ارزش تشخیصی تصاویر پردازش شده تاثیر می‌گذارند؛ شود. به طور کلی، در طول سال‌های اخیر، بهبود قابل‌توجهی در روش‌های تنظیم تصویر وجود داشته است. انتظار می‌رود که مطالعات آینده اشاره کنند که اکثر محدودیت‌های کنونی، روش ترکیب حجم‌های سه بعدی نسبتا مستقل از قلب را به ابزار بسیار سودمند تقویت تصویر تبدیل کرده است. با این وجود، موانع فیزیکی احتمالی برای دستیابی به تصویر سه بعدی چندنمایی به دلیل استفاده طولانی‌مدت و روزنه‌های صوتی محدود از طریق قفسه سینه بیمار، ممکن است کاربرد این روش را محدود کند.

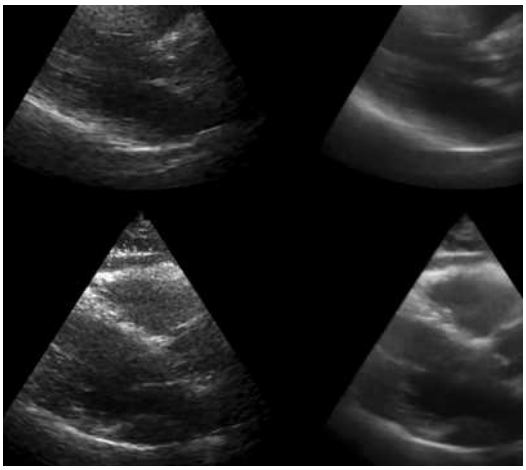
2) ترکیب مکانی تصاویر دو بعدی اولتراسوند قلب: دستیابی به نماهای قلبی مستقل با استفاده از اولتراسوند دو بعدی نسبت به تهیه تصویر سه بعدی چالش‌برانگیزتر است. به منظور ترکیب مکانی موثر 1) تمام تصویرها باید بر روی یک صفحه اسکن بسیار مشابه تهیه شوند و 2) همپوشانی قابل‌توجهی بین نماهای قلبی جداگانه مورد نیاز است. در نتیجه، تهیه تصویر دو بعدی برای ترکیب مکانی موثر از طریق روزنه‌های صوتی مختلف (با روشی شبیه به حجم‌های سه بعدی) بسیار جاه‌طلبانه است و احتمالا با تکنولوژی فعلی ردیابی و تهیه تصویر امکان‌پذیر نیست. تعدادی از مطالعات تلاش کرده‌اند که با ترکیب مکانی تصاویر دو بعدی نسبتا مستقل از قلب که در امتداد دامنه زمانی توسط یک روزنه صوتی بدست می‌آیند بر این محدودیت غلبه کنند. مطالعات را می‌توان به طور گسترده به این صورت طبقه‌بندی کرد: 1) ترکیب کردن فریم‌های مجاور موقت و 2) ترکیب کردن فریم‌های مربوط به همان فاز قلبی که در طول دوره چرخه‌های قلبی متوالی بدست آمده‌اند. تمام روش‌های پیشنهادی را می‌توان به حجم‌های 4 بعدی اولتراسوند قلبی تعمیم داد.

مطالعه اولیه توسط پتروویچ و همکارانش (97) تصاویر اولتراسوند قلب را با میانگین گرفتن شدت سطوح از سه فریم متوالی تقویت کرد. به دلیل حرکت ثابت قلب، فریم‌های متوالی تا حدی بهم وابسته‌اند و در نتیجه ترکیب مکانی شدت نویز و اسپکل را در تصاویر پردازش‌شده کاهش می‌دهد. با این حال، میانگین گرفتن از فریم‌های متوالی از ساختاری با حرکت سریع و ثابت مانند قلب، مقدار قابل‌توجهی از تیرگی را در مرزهای بافت و محفظه قلبی ایجاد می‌کند. علاوه بر این، میانگین گرفتن از سه فریم برای تولید یک فریم به طور قابل‌توجهی وضوح

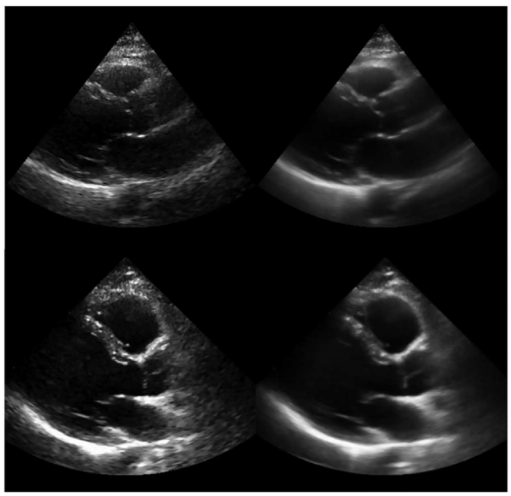
زمانی مجموعه‌داده پردازش‌شده را کاهش داد. یک روش بسیار مشابه برای افزایش تصاویر اولتراسوند داخل عروقی توسط لی و همکارانش (98) مورد استفاده قرار گرفت. اهمد و همکارانش (99) تلاش کردند تا هر دو محدودیت روش ترکیبی که توسط پتروویچ و همکارانش (97) ارائه شده بود را مورد توجه قرار دهند. به طور دقیق‌تر، برای هر فریم در توالی فریم حالت B، یک دریچه در حال حرکت تعریف شد که شامل فریم‌های قبلی و بعدی بود (سه فریم). جریان نوری به منظور ایجاد یک فریم میانه بین فریم قبلی و بعدی مورد استفاده قرار گرفت و سپس با فریم فعلی ترکیب شد. با انجام ترکیب مکانی برای هر فریم در توالی فریم اصلی حالت B با استفاده از یک دریچه در حال حرکت، هیچ گونه کاهش رزولوشن زمانی رخ نداد. علاوه بر این، با تولید یک فریم میانی نسبتا مستقل توسط ترکیب با هر یک از فریم‌ها در توالی، هیچ گونه تیرگی در مرز بافت و محفظه قلبی ایجاد نشد. با این حال، حذف نویز با استفاده از میانگین دو فریم، بسیار محدود بود. روش‌های مشابه به عنوان مرحله پیش‌پردازش برای تقسیم‌بندی تصویر توسط ریز و همکارانش (101،102) به کار گرفته شده‌اند. لین و همکارانش (103) با استفاده از یک تکنیک سلسله‌مراتبی و جابجایی برای تنظیم مکانی (جابجا کردن) 9 فریم، ترکیب فریم‌های مجاور موقت را بیشتر گسترش دادند. ارزیابی کمی و کیفی کاهش قابل‌توجه نویز و تقویت ساختارهای آناتومیکی را نشان می‌دهد. با این حال، این تکنیک به شدت بر روی ثبت غیرخطی دقیق فریم‌های متوالی اولتراسوند قلبی متکی بود. در نتیجه، کاربرد این روش کاهش نویز به تصاویر اولتراسوند قلبی با سطوح پایین نویز محدود شده است.

یکی دیگری از مطالعات از انقباضات ریتمیک تکراری قلب به منظور تهیه چند تصویر دوبعدی از همان فاز قلبی در طول چرخه‌های قلبی متوالی استفاده کردند. این فرآیند به عنوان ترکیب زمانی مورد اشاره قرار گرفته است. حرکات تصادفی کوچک در طول تهیه تصویر از چند چرخه قلبی، صفحه اسکن را تغییر می‌دهند که در نتیجه منجر به دستیابی به نماهای نسبتا مستقل از ساختار قلبی تصویربرداری شده می‌شود. بنابراین ترکیب مکانی همانند فریم‌های نسبتا مستقلی که از همان فاز قلبی در طول چرخه‌های قلبی متوالی بدست آمده بودند؛ می‌تواند تصاویر پردازش‌شده را افزایش دهد. تنظیمات زمانی و مکانی دقیق و قوی فریم‌های مربوطه که در طول چرخه‌های قلبی متعدد به دست می‌آیند؛ فرآیندهای ضروری برای ترکیب زمانی موثر هستند. تنظیم مکانی-زمانی ممکن است منجر به تیره‌شدن شدید تصویر ساختار قلب شود. شکل 4 و 5 (105) نمونه‌هایی از اثر

ترکیب زمانی را بر روی تصاویر اولتراسوند قلب در طیف وسیعی از کیفیت‌های مختلف تصویر و ارزش‌های تشخیصی ارائه می‌دهد.



شکل 4. فریم‌های ED محور بلند کنار جناغی اصلی (سمت چپ) و ترکیبی (سمت راست) با کیفیت تصویر و ارزش تشخیصی پایین. تصاویر با استفاده از روش ترکیب زمانی که در منبع 105 و 112 شرح داده شده است؛ تهیه شده‌اند. روش ترکیبی به طور قابل‌توجهی اسپکل بافتی و نویز محفظه قلبی را حذف می‌کند. داده‌های باقیمانده از تصاویری با ارزش تشخیصی پایین هستند اما برخی از ساختارها مانند IVS و RV (بالا) و IVS، RV، LVPW و دریچه آئورت (پایین) تا حدی امکان تشخیص خودشان را فراهم می‌کنند. این تصویر با کسب اجازه از مولف منبع 112 چاپ شده است.



شکل 5. فریم‌های ED محور بلند کنار جناغی اصلی (سمت چپ) و ترکیبی (سمت راست) با کیفیت تصویر و ارزش تشخیصی بالا. تصاویر با استفاده از روش ترکیب زمانی که در منبع 105 و 112 شرح داده شده است؛

تهیه شده‌اند. روش ترکیبی به طور قابل‌توجهی اسپکل بافتی و نویز محفظه قلبی را حذف می‌کند. کیفیت تصویر ساختارهایی مانند IVS ، RV و دریچه آئورت (بالا) و RV، و دریچه آئورت (پایین) بدون هیچ گونه تیرگی قابل‌توجه در سراسر بافت و حفره‌های قلبی افزایش می‌یابد. این تصویر با کسب اجازه از مولف منبع 112 چاپ شده است.

ون اوکن و همکارانش (106) برای اولین بار پتانسیل اطلاعات ترکیبی که در طول چرخه‌های قلبی متوالی به منظور افزایش کیفیت مجموعه‌داده‌های اولتراسوند بدست آمده بود را شناسایی کردند. اونسر و همکارانش (108) روش میانگین گرفتن را بر روی مقیاس زمانی نرمال‌سازی شده داده‌های اولتراسوند حالت M که در طی چند چرخه قلبی متوالی بدست آمده بودند؛ انجام دادند. تنظیم زمانی چرخه قلبی مرجع با استفاده از الگوریتم زمانبندی برنامه‌ریزی پویا که به اطلاعات ECG نیاز ندارند؛ انجام شد. روش ترکیبی با حذف نویز و بدون کاهش ظاهری رزولوشن زمانی، اسکن اولتراسوند قلبی حالت M را تقویت کرد. ویتال و همکارانش (109) برای اولین بار تلاش کردند از ترکیب تصاویر حالت B نسبتا مستقل که در طول چرخه‌های قلبی متوالی بدست آمده بودند؛ استفاده کنند. در این تلاش اولیه، تنظیم زمانی فریم‌های مربوطه بر اساس اطلاعات مستخرج از سیگنال ECG بود. به طور دقیق‌تر، فریم‌های ED از هر یک از چرخه‌های قلبی در راس کمپلکس QRS سیگنال ECG ثبت شده شناسایی شدند. سپس 22 فریم با استفاده از جابجایی زمانی منظم بین دو فریم ED متوالی استخراج شد. فریم‌های مربوطه از چرخه‌های قلبی متوالی از نظر مکانی توسط میانگین شدت ترکیب شدند. در این مطالعه اثر ترکیبی تعداد رو به افزونی از فریم‌ها بر روی نویز و اسپکل مورد ارزیابی قرار گرفت. نتایج حاصل از تصاویر ده چرخه قلبی امیدوارکننده بودند و تعادل خوبی را بین حذف نویز و پردازش منابع ایجاد می‌کند. روش‌های مشابه در مطالعات اخیر اتخاذ شده و با ترکیب فریم‌های مجاور موقت به عنوان مرحله پیش‌پردازش برای قطعه‌بندی موثرتر تصویر ساختارهای قلبی ترکیب شده‌اند. با این حال، این مطالعات (109-111) از دو محدودیت بزرگ رنج می‌برند. اول، مطالعات فرض کردند که چرخه‌های قلبی در فواصل منظم رخ می‌دهند. متاسفانه، این مورد در اکثر اسکن‌های اولتراسوند قلبی بالینی وجود ندارد. دوم، هیچ تنظیم مکانی بر روی فریم‌های زمانی تنظیم شده قبل از میانگین شدت انجام نشد. تنظیم مکانی می‌تواند حرکات بزرگتر قلب را در طول تهیه تصویر جبران کند.

هر دو محدودیت می‌توانند منجر به تیره‌شدن شدید تصویر ساختار قلبی شوند که به طور قابل‌توجهی ارزش تشخیصی تصاویر پردازش‌شده را کاهش می‌دهد.

اولستاد (113) با انجام یک تنظیم مکانی سفت و سخت برای جبران حرکات قلبی بزرگتر در طول تهیه تصویر، روش ترکیبی موقت را گسترش دادند. آبیکو و همکارانش (104) تنظیم مکانی- زمانی جدید را منحصرا با استفاده از اطلاعات شدت یک بعدی استخراج‌شده از خط اسکن مرکزی هر فریم ارائه دادند. با وجود یک روش ذهنی خام برای تنظیم تصویر، این مطالعه پتانسیل تنظیم زمانی دقیق را بدون 1) هیچ‌گونه پیش‌فرضی از ویژگی‌های چرخه قلبی و 2) استفاده از اطلاعات ECG، نشان داد. با این حال، مطالعه از اطلاعات بسیار محدود تصاویر با نویز بالا به منظور انجام وظیفه بسیار مهم تنظیم زمانی- مکانی تصویر قبل از ترکیب مکانی استفاده کرد. علاوه بر این، در طول اسکن چند چرخه‌ای هیچ گونه چرخش تصویر یا تغییر در طول محور بلند (تنها تغییر در امتداد محور کوتاه رخ می‌دهد) فرض نمی‌شود. این فرضیه بسیار محدودکننده بوده و ممکن است منجر به تیرگی شدید تصویر ساختارهای قلبی در تصاویر پردازش‌شده شود. پرپری‌دیس و همکارانش (105) (112) تلاش کردند که با ارائه یک تنظیم زمانی غیرخطی 7 مرحله‌ای همراه با تنظیم مکانی قوی با استفاده از اطلاعات منحصرا شدید از درون توالی تصاویر، به این محدودیت‌ها توجه کنند. نتایج کمی و کیفی این روش بر روی کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر پردازش‌شده بسیار امیدوارکننده بود (شکل 4 و 5). گیرالدو- گازمان و همکارانش (114) به منظور افزایش حذف اسپکل، ترکیب زمانی را با انتشار ناهمسانگرد ادغام کردند. این روش تصاویر بدست آمده از سه چرخه قلبی را قبل از استفاده از یک فیلتر انتشار ناهمسانگرد بر روی آنها، با یکدیگر ترکیب کرد. این روش بر روی 20 ویدئوی اولتراسوند قلبی آزمایش شد و در مقایسه با زمانی که از فیلتر انتشار ناهمسانگرد استفاده می‌شد؛ توسط عامل 3 موجب افزایش بهبود SNR شده بود. در نهایت، در یک مطالعه امکان‌سنجی، پرپری‌دیس و همکارانش (105) روش اولیه خودشان را با تهیه و ترکیب تکه‌های قلبی نسبتا مستقل مجاور (در امتداد صفحه بالابرنده) از یک روزنه صوتی گسترش دادند. بنابراین، تصاویر مستقل در اصل با استفاده از تکنولوژی مبدل ماتریکس 4 بعدی در زمان واقعی بدست می‌آیند و نیاز به تهیه تصویر در طول چند چرخه قلبی و فرآیند تنظیم مکانی- زمانی دقیق برطرف می‌شود.

تمام مطالعات فوق مزایای ترکیب مکانی تصاویر نسبتا مستقل از چرخه‌های قلبی متوالی را تایید کرده‌اند. همانند سایر تکنیک‌های ترکیب مکانی، حذف قابل‌توجه نویز همراه با تقویت ساختارهای قلبی ضعیف رخ می‌دهد (شکل 4 و 5). پتانسیل این روش توسط تعدادی از مطالعات (110، 111، 116، 117) حتی برای سایر شرایط تصویربرداری مانند CT (118) به رسمیت شناخته شده است. با این حال، در حالی که تنظیم زمانی- مکانی دقیق و قوی تصویر یک فرآیند کلیدی برای ترکیب موثر داده‌های حاصل از چرخه‌های قلبی است؛ بسیاری از پژوهش‌های کنونی نمی‌توانند یک روش ثبت قابل‌اعتماد و موثر ارائه دهند. در نتیجه، به شدت اعتقاد بر این است که در حال حاضر فرصت‌های تحقیقاتی برای توسعه این الگوریتم‌های تنظیم مکانی- زمانی و همچنین تکنیک‌های پیشرفته‌تر ترکیب تصویر وجود دارد.

III. سایر روش‌های تقویت تصویر اولتراسوند قلبی

علاوه بر نویز و اسپکل، اولتراسوند قلب از آرتیفکت‌های متعددی رنج می‌برد. روش ترکیبی می‌تواند به برخی از این آرتیفکت‌ها اشاره کند از جمله سایه آکوستیک، طنین‌ها و ساختارهایی که در درون و بیرون صفحه اسکن حرکت می‌کنند. با این حال، آرتیفکت‌هایی هم وجود دارند که به روش‌های اختصاصی‌تر نیاز دارند و در حالی که آنها کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر بدست آمده را به طور قابل توجهی محدود می‌کنند؛ هیچ علاقه پژوهشی قابل‌توجهی به منظور اشاره به آنها وجود ندارد.

A. افزایش کنتراست

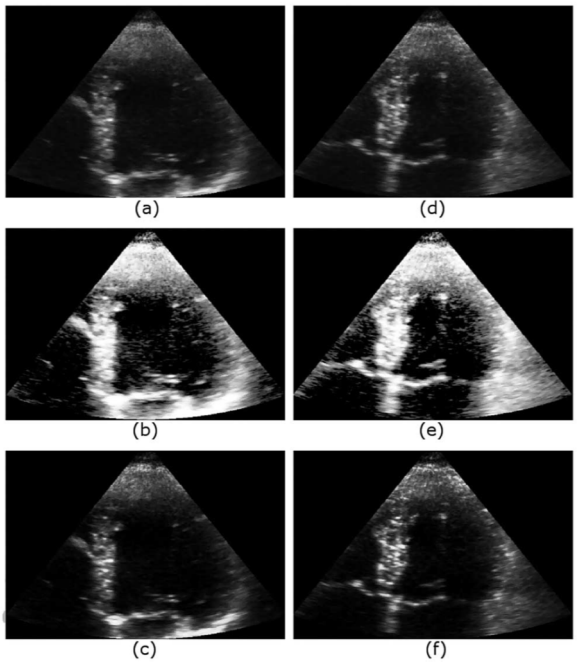
کنتراست محدود بین بافت و محفظه‌های قلبی محدودیت بزرگی را بر تصاویر اولتراسوند قلب تحمیل می‌کند (شکل 4 و 5) و (در ترکیب با نویز) باعث می‌شود ترسیم ساختارهای قلبی برای روش‌های خودکار و دستی بسیار چالش‌برانگیز باشد. در نتیجه، سطوح کنتراست پایین ارزش تشخیصی و همچنین اثربخشی تکنیک‌های پس‌پردازش مانند قطعه‌بندی تصویر و ثبت تصاویر اولتراسوند قلبی را محدود می‌کند. عوامل ایجاد کنتراست مانند میکروحباب‌ها، با موفقیت به منظور افزایش تمایز بین محفظه‌های قلبی و میوکاردیوم در تصاویر اولتراسوند قلبی مورد استفاده قرار گرفتند. با این حال، به دلیل ماهیت تهاجمی این عوامل، پوشش این تکنیک‌ها فراتر از محدوده این مقاله است. تصویربرداری بدون کنتراست هارمونیک بافت (THI) همچنین به منظور افزایش کنتراست بین بافت و محفظه‌های قلبی مورد استفاده قرار گرفته است. هارمونیک‌ها فرکانس‌هایی هستند که در

چند فرکانس بنیادی یا انتقال‌یافته رخ می‌دهند. وارد و همکارانش (123) ویژگی‌های انتشار غیرخطی بافت را در تصاویر اولتراسوند هارمونیک شناسایی کردند. آورکیو و همکارانش (124) برخی از تصاویر اولیه هارمونیک را در داخل بدن ارائه دادند. از آن به بعد، مطالعات متعدد با استفاده از فرکانس‌های هارمونیک، از نظر کمی و کیفی اثر THI را بر روی داده‌های اولتراسوند قلب ارزیابی کردند (126-129). تاثیر THI بر روی تکنیک‌های خاص مانند استرس اکوکاردیوگرافی نیز مورد بررسی قرار گرفته است. از طریق این مطالعات، به خوبی ثابت شده است که THI می‌تواند کیفیت تصاویر اولتراسوند قلب را افزایش دهد. با این حال، هنوز هم شماری از موارد چالش‌برانگیز وجود دارد که در آنها تکنیک‌های پس‌پردازش موثر برای افزایش کنتراست بین بافت و محفظه‌های قلبی مورد نیاز است.

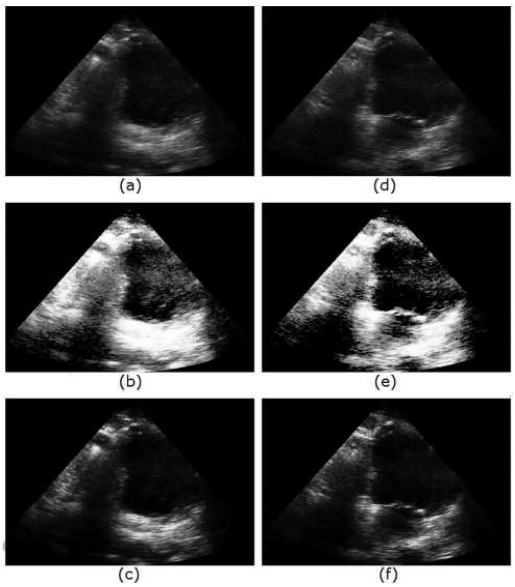
بوکریو و همکارانش (132) یک روش افزایش کنتراست و ویژگی آناتومیکی جدید را معرفی کردند که بر الگوریتم شناسایی ویژگی مبتنی بر فاز استوار بود. این الگوریتم از عدم تقارن ویژگی آناتومیکی یعنی تعمیم دو بعدی همپوشانی فاز استفاده کرد که امکان تشخیص قوی، روشن و کنتراست ثابت ویژگی‌های تصویر نامتقارن مانند لبه‌های بافت را فراهم می‌کند. سپس مجموعه پراکنده‌ای از ویژگی‌های استخراج‌شده توسط الگوریتم الحاق سطحی سریع (FSI) بیان شد. در نهایت، یک روش پردازش غیرخطی جدید توسعه یافت که یک تقریبی را برای شدت عدم تجانس درون داده‌های معیوب که از تصاویر اصلی به دست آمده بودند؛ بازسازی می‌کند. الگوریتم در مجموعه‌ای از توالی‌های تصویر حالت B اولتراسوند قلبی اعمال شد. نتایج حاصل در کنتراست و افزایش ویژگی‌های آناتومی امیدوارکننده بودند. با این حال، بوکریو و همکارانش (132) تشخیص دادند که عدم تقارن ویژگی آناتومیکی برای تصاویری با SNR پایین خیلی موثر نیست. این مانع عدم تقارن ویژگی آناتومیکی می‌تواند محدودیت بزرگی را بر کاربرد روش افزایش کنتراست برای بخش قابل‌توجهی از تصاویر اولتراسوند قلبی بالینی تحمیل کند.

زورین و آکسرلود (116)، (117) به منظور تجسم و ردیابی بافت قلبی، تکنیک بسیار جالبی را برای تنظیم خودکار سطوح خاکستری مورد استفاده در تصاویر اولتراسوند قلب معرفی کردند (شکل 6 و 7). این تکنیک تابع انتقال روشنایی وفقی (ABTF) نامیده شد و بر اساس این فرض است که هیستوگرام سطح خاکستری تصاویر اولتراسوند قلب را می‌توان با جمع سه تابع توزیع گاوسی همپوشان تخمین زد. هر تابع گاوسی ساختار قلبی

متفاوتی را نشان داد؛ توزیع گاوسی شدت پایین نشان‌دهنده محفظه‌های قلبی، توزیع گاوسی شدت متوسط و بالا به ترتیب قدرت کم و زیاد بافت قلبی را نشان می‌دهند. برهمکنش بین این سه تابع گاوسی به عنوان آستانه عمل می‌کند که طیف شدت را برای هر سه بخش تصویر تعریف می‌نماید. سپس هر بخش از هیستوگرام به صورت جداگانه با استفاده از تعدادی از تکنیک‌ها مانند تساوی هیستوگرام، تعیین مشخصات آناتومیکی و مقیاس‌گذاری پردازش شد. ABTF به منظور افزایش کیفیت تصاویری با کنتراست پایین، فرمتی را برای روش‌های تجزیه و تحلیل هیستوگرام مشابه ایجاد کرد. نتایج حاصل از ارزیابی کمی و کیفی ABTF بر روی حذف نویز در محفظه‌های قلبی و افزایش کنتراست بین بافت و محفظه‌های قلبی امیدوارکننده بودند (شکل 6 و 7).



شکل 6. نمونه‌ای از مجموعه داده‌ای با کیفیت تصویر خوب. (a) فریم ED اصلی. (b) فریم ED بعد از اعمال تساوی هیستوگرام. (c) فریم ED بعد از اعمال ABTF ها. (d) فریم ES اصلی. (e) فریم ES بعد از اعمال تساوی هیستوگرام. (f) فریم ES بعد از اعمال ABTF. نتایج ABTF هنگامی که با تصاویر اصلی و تصاویر حاصل از اعمال تساوی هیستوگرام مقایسه شدند؛ کنتراست بهتری داشتند. این تصویر با کسب اجازه از نویسنده منبع 117 منتشر شده است.



شکل 7. نمونه‌ای از مجموعه داده‌ای با کیفیت تصویر متوسط. (a) فریم ED اصلی. (b) فریم ED بعد از اعمال تساوی هیستوگرام. (c) فریم ED بعد از اعمال ABTF ها. (d) فریم ES اصلی. (e) فریم ES بعد از اعمال تساوی هیستوگرام. (f) فریم ES بعد از اعمال ABTF. نتایج ABTF هنگامی که با تصاویر اصلی و تصاویر حاصل از اعمال تساوی هیستوگرام مقایسه شدند؛ کنتراست بهتری داشتند. این تصویر با کسب اجازه از نویسنده منبع 117 منتشر شده است.

با این حال، برای داده‌های حاصل از تصاویر با نویز بالا، هیستوگرام نویز آکوستیک در محفظه‌های قلبی ممکن است به طور قابل‌توجهی با هیستوگرام ساختارهای بافتی با کنتراست پایین همپوشانی داشته باشد. طبقه‌بندی اشتباه بین بافت و محفظه‌های قلبی می‌تواند مانع از حذف نویز با دامنه بالا و ترسیم بافت‌هایی با کنتراست پایین شود. با این وجود، شرایط مورفولوژیکی می‌تواند تا حدی این طبقه‌بندی‌های اشتباه را جبران کند؛ در همین حین ترکیب مکانی می‌تواند هر گونه نویز باقیمانده در محفظه‌های قلبی را حذف کند. علاوه بر این، همانند تمام روش‌های مبتنی بر هیستوگرام- شکل، ABTF فرضیه بسیار قوی را در مورد شکل هیستوگرام‌های سطح خاکستری تصاویر اولتراسوند قلبی پردازش‌شده ایجاد کرد. در حالی که برخی از تصاویر ممکن است با آن منطبق باشند؛ این فرضیه ممکن است برای ارائه طیف گسترده‌ای از مجموعه‌داده‌های بالینی محدودکننده باشد. در نهایت، ABTF روشنایی ثابتی را در طول ساختار اسکن شده در نظر گرفت که در این صورت بسیاری از اسکن‌های اولتراسوند قلب دقیق نیستند.

چندین مطالعه تکنیک‌های پس پردازش را معرفی کرده‌اند تا بوسیله آنها کنتراست در تصاویر اولتراسوند قلبی افزایش پیدا کند. تعدادی از فیلترهای پس‌پردازش و همچنین روش‌های ترکیب مکانی ادعا می‌کنند که می‌توانند مرزهای ساختار قلبی را همراه با کنتراست بین بافت و محفظه‌های قلبی افزایش دهند. بسیاری از این روش‌های حذف نویز در واقع بیشتر از اینکه مرز بافتی و کنتراست را افزایش دهند؛ آنها را حفظ می‌کنند. الگوریتم‌های تخصصی که عمدتا بر روی افزایش کنتراست تصاویر اولتراسوند قلبی تمرکز می‌کنند نیز توسعه یافته‌اند. نتایج حاصل از این الگوریتم‌ها پتانسیل افزایش کنتراست و ویژگی‌های آناتومیکی را در تصاویر اولتراسوند قلب نشان داده‌اند. با این حال، برخی از این مطالعات (116) (117) فرضیه‌های قوی و بالقوه محدودکننده را بر روی شکل هیستوگرام تصاویر پردازش‌شده اعمال می‌کنند؛ در حالی که سایر مطالعات (132) تنها برای داده‌های با SNR بالا موثر هستند. با وجود کنتراست پایین بین بافت و محفظه‌های قلبی که یک محدودیت شناخته‌شده در اکوکاردیوگرافی است؛ فرصت‌های تحقیقاتی برای پیشرفت تکنیک‌های موجود وجود دارد تا رویکردهای قوی‌تر و موثرتر افزایش کنتراست توسعه یابند.

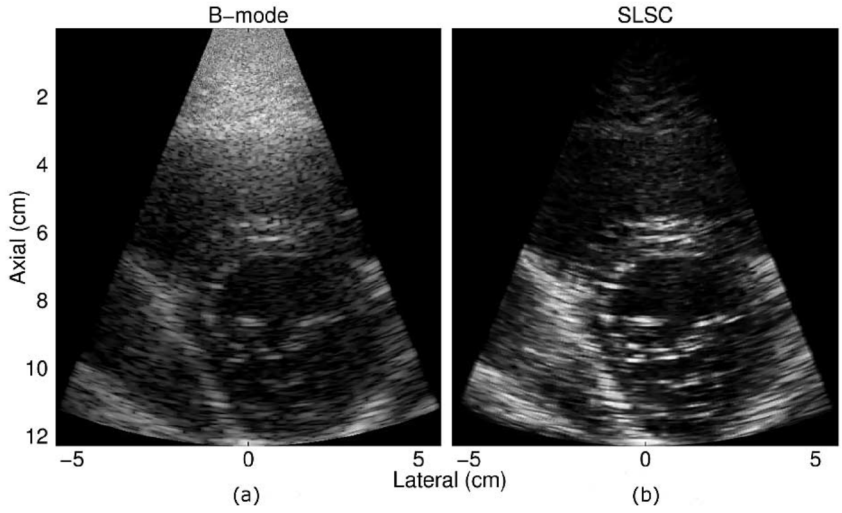
B. حذف نویز ثابت

لوب‌های کناری و طنین‌ها بین ساختارهای میدان نزدیک مانند دنده‌ها و عضلات بینابینی یک نویز آکوستیک (همچنین به عنوان پارازیت مورد اشاره قرار می‌گیرد) را در تصاویر اولتراسوند قلب ایجاد می‌کنند. حرکت قلب به طور قابل‌توجهی سریعتر از حرکت چنین ساختارهایی است که عمدتا در طول تنفس بیمار به وجود می‌آیند. در نتیجه، نویز ناشی از این ساختارهای با حرکت آهسته به نظر می‌رسد در طول تهیه تصویر چند فریمی ثابت باقی می‌ماند. نویز ثابت (پارازیت) آرتیفکت موجود در اکثر اسکن‌های اولتراسوند قلب است که ساختارهای قلبی را تخریب نموده و بنابراین کاربرد تکنیک‌های متداول پردازش تصویر و همچنین ارزش تشخیصی تصاویر را محدود می‌کند. هوسومی و همکارانش (138) تکنیک حذف نویز ثابت را با معرفی فیلتر بالاگذر بر روی داده‌های اولتراسوند قلبی حاصل از فریم‌های متوالی ارائه دادند. به طور دقیق‌تر، برای هر پیکسل درون تصویر مرجع، تغییرات شدت در طول فریم‌های متوالی به صورت یک سیگنال یک بعدی استخراج شدند. این سیگنال با استفاده از فیلتر بالاگذر به مولفه تولید شده توسط بافت و مولفه نویز تجزیه شد. فیلتر بالاگذر توسط تفرق بین سیگنال معیوب نویز اصلی و سیگنال میانگین متحرک که نشان‌دهنده نویز ثابت است؛ به کار گرفته شد. سیگنال

میانگین متحرک به طور پیوسته با میانگین گرفتن تعدادی از مقادیر محدود سیگنال اصلی و تغییر محدوده میانگین تولید شده بود. در حالی که نتایج این تحقیق به نظر امیدوارکننده بود؛ اجرا و ارزیابی تکنیک ارائه شده توسط هوسومی و همکارانش (138) اثر محدود آن را در حذف نویز تصاویر اولتراسوند قلبی بالینی نشان داد.

زورین و آکسرلود (139) روش متفاوتی را به منظور اشاره به نویز ثابت درون تصاویر اولتراسوند قلب ارائه دادند. برخلاف روش هوموسی و همکارانش (138)، از فیلتر بالاگذر استفاده نشد. در عوض، دو فریم مرجع تولید شد. اولین فریم مرجع در طول فریم‌های متوالی دارای شدت متوسط بود. برای نویز ثابت قوی، شدت متوسط باید نسبتا بالا باشد. دومین تصویر مرجع شامل MSE بین هر فریم متوالی و فریم شدت متوسط است. برای نویز ثابت، MSE باید نسبتا کم باشد. آستانه‌های مربوطه با استفاده از تجزیه سه هیستوگرام گاوسی که در منابع 116 و 117 معرفی شده بودند؛ مشتق شده‌اند. برای فریم شدت متوسط، آستانه به عنوان تقاطع دو تابع گاوسی با شدت بالا تنظیم شد. هر پیکسل با شدت بالاتر از آستانه ممکن است نویز ثابت باشد. برای فریم MSE، آستانه به عنوان تقاطع دو تابع گاوسی با شدت پایین تنظیم شد. هر پیکسل با شدت پایین‌تر از آستانه هم احتمالا می‌توانست نویز ثابت باشد. پیکسل‌هایی که در هر دو تصویر مرجع به عنوان نویز ثابت بالقوه شناسایی شده بودند از توالی فریم اصلی حذف شدند. نتایج حاصل از مطالعه بسیار امیدوارکننده بود. با این حال، قطعات بافتی نسبتا بی‌حرکت[4] قوی مانند پریکاردیوم می‌توانستند به اشتباه شناسایی شوند و به عنوان نویز ثابت حذف شدند.

در مطالعه اخیر، لیدیجو و همکارانش (140) روش جدیدی را برای تهیه تصویر معرفی کردند که تصویربرداری انسجام فضایی با تاخیر کوتاه (SLSC) نامیده شد (شکل 8).



[4] akinetic

شکل 8. (a) تصاویر حالت B و (b) SLSC از بطن چپ. تصویر SLSC کاهش پارازیت و مرزهای مشخص‌تر را به خصوص در میدان نزدیک نشان می‌دهد. این تصویر با کسب اجازه از نویسنده منبع 140 منتشر شده است.

به جای تصویربرداری متداول حالت B، داده‌های SLSC تفاوت در انسجام فضایی را نشان می‌دهند. به طور دقیق‌تر، انسجام فضایی با استفاده از رابطه متقابل اکوهای تاخیر زمانی دریافت‌شده توسط عناصر مبدل فردی و رسم آنها به عنوان تابعی از جدایی عناصر برآورد شده بود. نویسندگان ادعا کردند که انسجام فضایی میوکارد ویژگی‌های متفاوت محفظه‌های قلبی یا پارازیت را نشان می‌دهد. این تفاوت در انسجام فضایی برای جدایی عناصر کوچکتر (تاخیر کوتاه‌تر) بیشتر است. از این رو، آنها معیاری را به نام SLSC تعریف کردند که انتگرال تابع انسجام فضایی را در طول اولین تاخیر M (M کمتر از 30٪ از اندازه روزنه) برآورد می‌کرد. تصویر SLSC سپس توسط تخمین SLSC با استفاده از هسته همبستگی یک موجک برای هر موقعیت (خط و عمق اسکن) در طول صفحه تصویربرداری تشکیل شد. این تکنیک اولین بار در منبع 141 ارائه شد و با استفاده از داده‌های حاصل از تیروئید انسان در داخل بدن و فانتوم (ضایعات) مورد آزمایش قرار گرفت. سپس این روش برای حذف نویز در داده‌های اولتراسوند قلبی در منابع 140 و 142 استفاده شد. این تکنیک از نظر کمی و کیفی بر روی داده‌های *in vivo* حاصل از 14 داوطلب (6 فرد سالم و 8 بیمار) ارزیابی شد. به منظور ارزیابی کیفی تجسم اندوکرین، سه متخصص قلب باتجربه (از 1- پایین تا 3- بالا) بخش‌های خاصی از محور متوسط و 4 نمای کلی از بطن چپ را رده‌بندی کردند. علاوه بر این، معیارهایی مانند کنتراست، CNR و SNR از نماهای محور کوتاه مشتق شده بودند. SLSC درصد قطعاتی که قدرت تجسم میوکاردی پایینی داشتند و همچنین تصاویر با کیفیت پایین را کاهش داد. به همین ترتیب، SLSC اغلب در مقایسه با تصاویر حالت B، کنتراست، CNR و SNR را بهبود بخشید. SLSC برای ترکیب سیگنال‌های هارمونیک (به جای سیگنال‌های بنیادی) به منظور تشکیل تصویری با انسجام فضایی گسترش یافت. این روش به عنوان تصویربرداری انسجام فضایی هارمونیک (HSCI) مورد اشاره قرار گرفت. HSCI پتانسیل بهبود خفیف عملکرد SLSC را نشان داد. با این حال، نتایج ارائه‌شده در این تحقیق هیچ‌گونه بهبود قابل‌توجهی را نشان نمی‌دهد. روش‌های ترکیبی تشکیل تصویر مانند SLSC و HSCI همراه با رویکردهای پس‌پردازش مانند روشی که توسط زورین و آکسرلود معرفی شده بود؛ می‌توانند به طور بالقوه حذف پارازیت‌های موجود در تصاویر اولتراسوند قلب را به حداکثر برسانند.

IV . خلاصه و نتیجه‌گیری

طیف گسترده‌ای از آرتیفکت‌ها کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر اولتراسوند قلب را محدود می‌کنند. در طول چند سال اخیر، تعدادی از مطالعات تلاش کرده‌اند تا کیفیت تصاویر اولتراسوند قلب را افزایش دهند. اکثر این مطالعات بر روی حذف اسپکل و نویز که محدودیت اصلی تصاویر اولتراسوند قلب است؛ تمرکز می‌کنند.

اکثر تکنیک‌های حذف نویز و اسپکل می‌توانند به طور گسترده به تکنیک‌های فیلترینگ و ترکیبی تقسیم شوند. تکنیک‌های فیلترینگ را می‌توان به موارد زیر طبقه‌بندی کرد: 1) وفقی (سازگار) 2) موجک و 3) فیلترهای انتشار ناهمسانگرد. با وجود اینکه ثابت شده که فیلترهای انتشار ناهمسانگرد و موجک پتانسیل حذف نویز و اسپکل در تصاویر اولتراسوند پزشکی را دارند؛ اما ویژگی‌های ذاتی فیلترها کاربرد آنها را در تصاویر اولتراسوند قلب محدود کرده است. این محدودیت‌ها شامل حساسیت به اندازه و شکل دریچه فیلتر هستند و گاهی اوقات به مقدار آستانه نیاز دارند. انتخاب نامناسب فیلتر ممکن است منجر به فیلترینگ بی‌اثر شود. در نهایت، آنها معمولا به آرتیفکت‌هایی مانند سطح بالای نویز در محفظه‌های قلبی، کنتراست محدود، سایه و طنین توجه نمی‌کنند. در نتیجه، هنوز هم زمینه تحقیقاتی و توسعه روش‌های جایگزین برای افزایش کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر اولتراسوند قلب وجود دارد.

تکنیک‌های ترکیبی را می‌توان به ترکیب مکانی و فرکانسی طبقه‌بندی کرد. روش‌های ترکیب مکانی به نظر می‌رسد از نظر ذاتی نسبت به فیلترینگ برای افزایش کیفیت تصاویر اولتراسوند قلب مناسب‌تر هستند و پتانسیل بسیار قوی را در اشاره به طیف وسیعی از آرتیفکت‌ها از جمله 1) نویز و اسپکل 2) سایه آکوستیک 3) طنین‌ها 4) ساختارهایی که به درون و بیرون صفحه اسکن حرکت می‌کنند و 5) ترسیم محدود ساختارهای قلبی ضعیف، نشان می‌دهند. پتانسیل بالایی برای ترکیب مکانی حجم‌های 3 بعدی به دست آمده از روزنه‌های اکوستیک مختلف و همچنین تصاویر دو بعدی بدست آمده از یک روزنه صوتی در طول چرخه‌های قلبی متوالی شناسایی شده است. اکثر محدودیت‌های فعلی در هر دو رویکرد را می‌توان با توسعه فناوری‌های تنظیم زمانی- مکانی دقیق‌تر، موثرتر و قوی‌تر برطرف کرد. در نتیجه، در حال حاضر فرصت تحقیقاتی برای توسعه این الگوریتم‌های تنظیم وجود دارد.

علاوه بر نویز و اسپکل، اولتراسوند قلبی از آرتیفکت‌های دیگری نیز رنج می‌برد. با وجود اینکه این آرتیفکت‌ها کیفیت و ارزش تشخیصی تصاویر را به طور قابل‌توجهی محدود می‌کنند؛ تا کنون هیچ تحقیقی به طور اساسی به آنها اشاره نکرده است. ترکیب مکانی به طیف وسیعی از آرتیفکت‌های اولتراسوند قلب اشاره می‌کند. با این وجود، در این روش کنتراست محدود بین بافت و محفظه‌های قلبی در حال حاضر توسط ترکیب مکانی مورد اشاره قرار نمی‌گیرد. کنتراست پایین بافت و محفظه محدودیت اصلی در تصاویر اولتراسوند قلب است. بنابراین، روش‌های تخصصی‌تر افزایش کنتراست مورد نیاز هستند. تعدادی از مطالعات تکنیک‌های پس‌پردازشی را معرفی کرده‌اند که ادعا می‌کنند در حین حذف نویز و اسپکل در تصاویر اولتراسوند قلب، کنتراست تصاویر را افزایش می‌دهند. با این حال، بسیار از این روش‌ها در واقع به جای افزایش کنتراست، کنتراست و مرز بافتی را بدون حذف نویز و اسپکل حفظ می‌کنند. تعداد بسیار محدودی از مطالعات تلاش کرده‌اند تا ابزارهای متمرکز بیشتری را برای افزایش کنتراست و تمایز بین بافت و محفظه‌های قلبی تولید کنند. با وجود اینکه گامی در راستای این اهداف برداشته شده است؛ محدوده تحقیقاتی وسیعی برای توسعه تکنیک‌های موثرتر و قوی‌تر افزایش کنتراست وجود دارد.

ترجمه فا
TarjomeFa.Com

این مقاله، از سری مقالات ترجمه شده رایگان سایت ترجمه فا میباشد که با فرمت PDF در اختیار شما عزیزان قرار گرفته است. در صورت تمایل میتوانید با کلیک بر روی دکمه های زیر از سایر مقالات نیز استفاده نمایید:

✔ لیست مقالات ترجمه شده

✔ لیست مقالات ترجمه شده رایگان

✔ لیست جدیدترین مقالات انگلیسی ISI

سایت ترجمه فا ؛ مرجع جدیدترین مقالات ترجمه شده از نشریات معتبر خارجی