

ماوراء صوت (Ultrasound)

پرتو X از لحظه کشف به استفاده عملی گذاشته شد، و در طی چند سال اول بهبود در تکنیک و دستگاه به سرعت پیشرفت کرد. برعکس، اولتراسوند در تکامل پزشکی بطور چشمگیری کند بوده است. تکنولوژی برای ایجاد اولتراسوند و اختصاصات امواج صوتی سالها بود که دانسته شده بود. اولین کوشش مهم برای استفاده عملی در جستجوی ناموفق برای کشتی غرق شده تیتانیک در اقیانوس اطلس شمالی در سال ۱۹۱۲ بکار رفت سایر کوششهای اولیه برای بکارگیری ماوراء صوت در تشخیص پزشکی به همان سرنوشت دچار شد. تکنیکها، بویژه تکنیکهای تصویرسازی تا پژوهشهای گسترده نظامی در جنگ دوم بطور کافی بسط نداشت. سونار، Sonar (Sound Navigation And Ranging) اولین کاربرد مهم موفق بود. کاربردهای موفق پزشکی به فاصله کوتاهی پس از جنگ، در اواخر دهه ۱۹۴۰ و اوایل دهه ۱۹۵۰ شروع شد و پیشرفت پس از آن تند بود.

اختصاصات صوت

یک موج صوتی از این نظر شبیه پرتو X است که هر دو امواج منتقل کننده انرژی هستند. یک اختلاف مهمتر این است که پرتوهای X به سادگی از خلاء عبور می کنند درحالیکه صوت نیاز به محیطی برای انتقال دارد. سرعت صوت بستگی به طبیعت محیط دارد. یک روش مفید برای نمایش ماده (محیط) استفاده

از ردیفهای ذرات کروی است، که نماینده اتمها یا ملکولها هستند که بوسیله فنرهای ریزی از هم جدا شده اند (شکل A ۱-۲۰). وقتی که اولین ذره جلو رانده می شود، فنر اتصالی را حرکت می دهد و می فشرد، به این ترتیب نیرویی به ذره مجاور وارد می آورد (شکل ۱-۲۰). این ایجاد یک واکنش زنجیره ای می کند ولی هر ذره کمی کمتر از همسایه خود حرکت می کند. کشش با فشاری که به فنر وارد می شود بین دو اولین ذره بیشترین است و بین هر دو تایی به طرف انتهای خط کمتر می شود. اگر نیروی راننده جهتش معکوس شود، ذرات نیز جهتشان معکوس می گردد. اگر نیرو مانند یک سنجی که به آن ضربه وارد شده است به جلو و عقب نوسان کند، ذرات نیز با نوسان به جلو و عقب پاسخ می دهند. ذرات در شعاع صوتی به همین ترتیب عمل می کنند، به این معنی که، آنها به جلو و عقب نوسان می کنند، ولی در طول یک مسافت کوتاه فقط چند میکرون در مایع و حتی از آن کمتر در جامد.

اگر چه هر ذره فقط چند میکرون حرکت می کند، از شکل ۱-۲۰ می توانید ببینید که اثر حرکت آنها از راه همسایگانیشان در طول خیلی بیشتری منتقل می شود. در همان زمان، یا تقریباً همان زمانی که اولین ذره مسافت a را می پیماید، اثر حرکت به مسافت b منتقل می شود. سرعت صوت با سرعتی که نیرو از یک ملکول به دیگری منتقل می شود تعیین می گردد.

امواج طولی

ضربانات اولتراسوند در مایع به صورت امواج طولی منتقل می شود. اصطلاح «امواج طولی» یعنی اینکه حرکت ذرات محیط به موازات جهت انتشار موج است. ملکولهای مایع هدایت کننده به جلو و عقب حرکت می کنند و ایجاد نوارهای انقباض و انبساط (شکل ۲-۲۰) می کنند. جبهه موج در زمان ۱ در شکل ۲-۲۰، وقتی طبل لرزنده ماده مجاور را می فشارد آغاز می شود. یک نوار انبساط، در زمان ۲، وقتی که طبل جهتش معکوس می گردد، پیدا می شود. هر تکرار این حرکت جلو و عقب را یک سیکل (Cycle) یا دوره تناوب گویند و هر سیکل ایجاد یک موج جدید می کند. طول موج عبارت است از فاصله بین دو نوار انقباض، یا دو نوار انبساط، و بوسیله علامت λ نشان داده می شود. وقتی که موج صوتی ایجاد شد، حرکت آن در جهت اولیه ادامه می یابد تا اینکه منعکس شود، منکسر شود یا جذب گردد. حرکت طبل لرزان که برحسب زمان رسم شده است، یک منحنی سینوسی را که در طرف چپ شکل ۲-۲۰ نشان داده شده است تشکیل می دهد. اولتراسوند، برحسب تعریف، فرکانسی بیش از ۲۰۰۰۰ سیکل بر ثانیه دارد. صوت قابل شنیدن فرکانسی بین ۱۵ و ۲۰۰۰۰ سیکل بر ثانیه دارد (فرکانس میانگین صدای مرد در حدود ۱۰۰ سیکل بر ثانیه و از آن زن در حدود ۲۰۰ سیکل بر ثانیه می باشد). شعاع صوتی که در تصویرسازی تشخیصی بکار می رود فرکانسی از $1/000/000$ تا $20/000/000$

سیکل بر ثانیه دارد. یک سیکل بر ثانیه را یک هرتس (Hertz) گویند. یک میلیون سیکل بر ثانیه یک مگاهرتس (مختصر شده آن (MHz) است. اصطلاح هرتس به افتخار فیزیکدان مشهور آلمانی Heinrich R.Hertz می باشد که در سال ۱۸۹۴ وفات یافت.

سرعت صوت

برای بافتهای بدن در محدوده اولتراسوند پزشکی، سرعت انتقال صوت مستقل از فرکانس می باشد و عمدتاً بستگی به ساختمان فیزیکی ماده ای دارد که از میان آن صوت عبور می کند. خواص مهم محیط منتقل کننده عبارتند از: (۱) قابلیت انقباض (compressibility) و (۲) چگالی (Density). جدول ۱-۲۰، سرعت صوت را در بعضی از مواد شناخته شده، از جمله چندین نوع بافت بدنی، نشان می دهد. مواد به ترتیب افزایش سرعت انتقال مرتب شده اند، و می توانید ببینید که صوت در گازها از همه کندتر، در مایعات با سرعت متوسط، و از همه تندتر در اجسام جامد حرکت می کند. ملاحظه کنید که تمام بافتهای بدن، جز استخوان، مانند مایعات رفتار می کنند و بنابراین همگی صوت را تقریباً با یک سرعت منتقل می کنند. یک سرعت ۱۵۴۰ متر بر ثانیه به عنوان میانگین برای بافتهای بدن بکار می رود.

قابلیت انقباض: سرعت صوت با قابلیت انقباض ماده منتقل کننده نسبت معکوس دارد، به این معنی که هرچه ماده کمتر قابل انقباض باشد، صوت در آن

تندرتر منتقل می شود. امواج صوتی در گازها آهسته حرکت می کنند زیرا ملکولها از هم دورند و به آسانی قابل انقباضند. آنها به گونه ای رفتار می کنند که گویی بوسیله فنر سستی بهم بسته اند. یک ذره باید فاصله نسبتاً طویلی را بپیماید پیش از اینکه بوسیله یک همسایه تحت تأثیر قرار گیرد. مایعها و جامدها کمتر قابل انقباضند زیرا ملکولهایشان به یکدیگر نزدیکترند. آنها فقط نیاز به طی مسافت کوتاهی دارند تا در همسایه اگر گذارند، بنابراین مایعها و جامدها صوت را تندرتر از گاز منتشر می کنند.

چگالی: مواد تراکم متمایلند که از ملکولهای حجیم درست شده باشند و این ملکولها اینرسی خیلی زیادی دارند. حرکت دادن آنها و یا ایستادن آنها وقتی به حرکت درآمدند مشکل است. چون انتشار صوت شامل حرکت شروع و توقف ذره ای منظم می باشد، انتظار نداریم که یک ماده ای که از ملکولهای بزرگ (یعنی دارای جرم زیاد) تشکیل شده، مانند جیوه، صوت را با سرعت زیاد، مانند ماده ای که از ملکولهای کوچکتر درست شده، مانند آب، منتقل کند. جیوه $13/9$ برابر تراکمتر از آب است، بنابراین ما انتظار داریم که آب صوت را خیلی سریعتر منتقل کند. با اینهمه، از جدول ۱-۲۰ می توانی ببینی که آب و جیوه صوت را تقریباً با سرعت مشابه منتقل می کنند. این تناقض ظاهری با قابلیت انقباض آب توجیه می شود که $13/4$ برابر قابل انقباضتر از جیوه است. کاهش قابلیت انتقال صوت در جیوه به سبب جرم زیادتر آن تقریباً بطور کامل

در اثر دست آورد به سبب انقباض پذیری کمتر جبران می‌شود. به عنوان یک قانون کلی، همین اصل بر تمام مایعات صادق است که، چگالی و انقباض پذیری بطور معکوس متناسبند. در نتیجه، تمام مایعات صوت را در یک محدوده نزدیک بهم منتقل می‌کنند.

ارتباط بین طول موج و سرعت موج به قرار زیر است. $V = v\lambda$

$V =$ سرعت صوت در محیط

هدایت کننده

$v =$ فرکانس (Hz)

$\lambda =$ طول موج (m)

در محدوده فرکانس اولتراسوند، سرعت صوت در هر محیط بخصوصی ثابت است. وقتی فرکانس افزایش یابد، طول موج باید کاهش یابد. این موضوع در شکل ۳-۲۰ نشان داده شده است. در شکل A ۳-۲۰، لرزاننده فرکانس MHz ۱/۵ دارد. فرض می‌کنیم محیط آب باشد که صوت را با سرعت 1540 m/s منتقل می‌کند، طول موج خواهد بود:

$\lambda = 1540 \text{ m/sec} = 1500000 \text{ (1/sec)}$ و $0.001 \text{ m} = \lambda$ بنابراین 0.001 m

(1 mm) حداکثر طولی است که موج می‌تواند حرکت کند پیش از اینکه در زمان موجود موج جدید شروع شود. در شکل B ۳-۲۰، دو برابر شده و به

۳ MHz رسیده است ولی موج با همان سرعت حرکت می کند، بنابراین طول موج نصف شده و به $0/0005 \text{ m}$ ($0/5 \text{ mm}$) رسیده است.

شدت (Inteneity)

شدت صوت، یا بلندی آن در محدوده قابل شنیدن، با طول نوسان ذرات منتقل کننده صوت تعیین می شود، هرچه بلندی با نوسان بیشتر باشد، صوت شدیدتر است. شکل ۴-۲۰ امواج طولی با شدت کم و زیاد با فرکانس طول موج و سرعت مساوی را نشان می دهد. در شعاع با شدت بالا نوارهای انقباضی فشرده ترند. هرچه لرزاننده محکمتر ضربه بخورد، انرژی بیشتری دریافت می کند و نوسانها پهن تر خواهند بود. این حرکات رفت و آمدی بهتر به محیط هدایت کننده مجاور منتقل می شود و ایجاد شعاع شدیدتر می کند. شدتهای اولتراسونیک را برحسب وات (توان) بر سانتیمتر مربع بیان می کنند (ملاحظه کنید که این واحدها اختلاطی از SI و cgs می باشند، ولی بهر حال این روشی است که ما انجام می دهیم). بیان ریاضی که شدت را به سرعت ذره، سرعت موج، و چگالی محیط مربوط می کند نسبتاً پیچیده است و برای رادیولوژیستها اهمیت عملی ندارد، بنابراین ما سعی نمی کنیم که در اینجا آن را تشریح کنیم.

شدت نسبی صوت: شدت صوت را برحسب دسیبل (decibel) اندازه گیری می کنند. یک دسیبل یک واحد نسبی است و واحد مطلق نیست. تعریف ساده آن این است که یک دسیبل (dB) یک دهم بل (Bel) (B) است. یک بل مقایسه

توان نسبی دو شعاع صوتی است که برحسب لگاریتم بر پایه ۱۰ بیان شده اند. برای کسانی که ممکن است لگاریتم را فراموش کرده باشند، بطور خلاصه آن را دوره می کنیم. از شماره ۱۰ شروع می کنیم و آن را به توانهای مختلف مثبت و منفی می رسانیم، و ما شماره هایی به شرح زیر بدست می آوریم: مثلاً، ۱۰ به توان چهار (۱۰^۴) برابر ۱۰۰۰۰ می باشد. لگاریتم ۱۰۰۰۰ برابر ۴ است. ملاحظه کنید که در ستون وسط صفر وجود ندارد. لگاریتم صفر نامعین است. عدد ۱۰ به توان ۰ برابر ۱ است و نه ۰ که ممکن است در نظر اول بنظر آید.

به تعریف خودمان از بل برگردیم. بل یک مقایسه لگاریتمی شدت نسبی دو شعاع صوتی است. جدول ۲-۲۰ ارتباطات بین بل، دسی بل، و شدت (یا توان) یک شعاع اولتراسونیک را خلاصه کرده است. ملاحظه کنید که افزایش شدت از ۱ به ۲ بل شدت را با ضریب ۱۰ افزایش می دهد. تعداد دسی بل با ضرب تعداد بل در ۱۰ بدست می آید. اگر شعاع اولتراسوند شدت اولیه cm^2 / وات ۱۰ داشته باشد، و اکوی برگشتی ۰/۰۰۱ وات بر cm^2 باشد، شدت نسبی خواهد بود:

$$\text{dB} = -40 \text{ یا } B = -40 = \log 0.0001 = \log \text{ دسی بل یا علامت مثبت و یا}$$

علامت منفی دارد. علامت مثبت افزایش توان را نشان می دهد، در حالیکه دسی بل منفی نشانگر خسران توان است. اولتراسوند در حالیکه از بافت عبور می کند توان از دست می دهد، بنابراین در مثال بالا، شدت شعاع برگشتی نسبت

به شعاع اولیه 40 dB - است. جدول ۲-۲۰ یک ستون دسی بلهای منفی و درصد صوت باقیمانده در سطح دسیبل جدید را در شعاع نشان می‌دهد. در مثال ما، شدت اکوی برگشتی (40 dB) فقط 0.1% شدت ابتدایی است.

ترانسدوسرها (TRANSDUCERS)

یک ترانسدوسر وسیله ای است که می‌تواند یک نوع انرژی را به نوعی دیگر تبدیل کند. یک ترانسدوسر اولتراسونیک بکار می‌رود که علامت الکتریکی را به انرژی اولتراسونیک تبدیل کند، که بتواند به داخل بافت منتقل شود، و انرژی اولتراسونیک منعکس شونده از بدن را دوباره به علامت الکتریکی بدل نماید.

ترکیب کلی یک ترانسدوسر اولتراسونیک در شکل ۵-۲۰ نشان داده شده است. مهمترین جزء آن یک عنصر بلوری پیزوالکتریک (Piezoelectric) نازک (تقریباً 0.5 mm) است که نزدیک سر ترانسدوسر قرار دارد. جلو و عقب بلور با یک لایه نازک هادی پوشیده شده است تا یک تماس خوبی را با دو الکترود که میدان الکتریکی تدارک می‌کنند تا بلور را تحت فشار درآورد تأمین کند. واژه «فشار» اشاره به تغییر شکل بلور دارد که وقتی ولتاژ به آن داده می‌شود ایجاد می‌گردد. سطحهای بلور با الکترودهایی از طلا یا نقره پوشش یافته. الکترود خارجی به زمین متصل است تا بیمار را از شوک الکتریکی محافظت کند و سطح خارجی آن با یک عایق الکتریکی بدون منفذ پوشیده شده است. الکترود

داخلی به یک قطعه ضخیم پستی تکیه دارد که امواج برگشتی صوتی را که به ترانسدوسر منتقل می شود جذب می کند. محفظه معمولاً یک پلاستیک محکم است. یک عایق صوتی لاستیک یا چوب پنبه از عبور صوت به داخل محفظه جلوگیری می کند. گونه های بسیار ترانسدوسر از نظر اندازه و شکل وجود دارد که کارهای ویژه ای را انجام می دهند، ولی همه این طرح کلی را دارند.

ویژگیهای بلورهای پیزوالکتریک

بعضی از مواد چنانند که برقراری میدان الکتریکی بر آنها با تغییر ابعاد فیزیکی آنها همراه می شود و بالعکس. این را اثر «پیزو الکتریک» گویند که اولین بار بوسیله پیر و ژاک کوری در سال ۱۸۸۰ بیان شد. مواد پیزو الکتریک از دو قطبیهای (dipoles) بی شمار که با طرح هندسی مرتب شده اند ساخته شده اند. یک دو قطبی الکتریکی یک ملکول کج شده است که به نظر می آید که یک سرش بار مثبت و در سر دیگر بار منفی دارد (شکل ۶-۲۰). انتهای مثبت و منفی طوری مرتب شده اند که یک میدان الکتریکی باعث می شود که آنها جهتشان دوباره سازی شود و به این ترتیب ابعاد بلور را تغییر دهند (شکل A ۶-۲۰). شکل تغییر قابل توجهی را در ضخامت نشان می دهد ولی عملاً، تغییر فقط چند میکرون است. ملاحظه کنید که جریانی از میان بلور عبور نمی کند. الکترودهای پوشاننده چون خازنها عمل می کنند و ولتاژ بین آنها است که ایجاد میدان الکتریکی می کند که به نوبه خود باعث می شود که بلور (crystal)

شکلش تغییر کند. اگر ولتاژ با ضربانهای ناگهانی وارد شود، بلور مانند یک «سج» که به آن ضربه خورده است و ایجاد صوت می‌کند، به ارتعاش درمی‌آید. قطعه پستی سرعت ارتعاشات را خفه می‌کند تا ترانسدوسر را برای کار دومش آماده نگاه دارد، که آن کشف پژواک (echo) برگشتی است.

در حالیکه ضربانهای صوتی از بدن عبور می‌کنند، اکوها از هر حد فاصل بافتی به طرف ترانسدوسر برمی‌گردند. این اکوها با خود انرژی دارند و انرژی خود را به ترانسدوسر می‌دهند که باعث انقباض فیزیکی عنصر بلوری می‌شود. این انقباض دوقطبیهای ریز را وادار می‌کند که جهتشان را تغییر دهند و به این ترتیب یک ولتاژی بین الکترودها ایجاد می‌کنند. ولتاژ تقویت می‌شود و به صورت علامت اولتراسونیک برای نمایش روی نمایشگر اسیلوسکوپ و یا تلویزیون درمی‌آید. در حاشیه، نیروی انقباض و ولتاژ همراه آن مسئول نام پیزو الکتریک می‌باشند که معنی آن الکتریسیته «فشاری» است.

بعضی مواد موجود در طبیعت خواص پیزو الکتریک دارند (مانند کوارتز)، ولی بیشتر بلورها که در اولتراسوند پزشکی بکار می‌روند ساخت انسان می‌باشند. این گروه مواد پیزوالکتریک مصنوعی را فروالکتریکها (ferroelectrics) گویند، که انواع بسیاری از آن وجود دارد. تیتانات باریم (Barium Titanats) از اولین فروالکتریکهای سفالین (ceramic) بود که کشف شد. آن عمدتاً بوسیله زیرکونات تیتانات سرب (Lead zirconate titanate) که عموماً آن را PTZ

می شناسند جایگزین شده است. چند نی نوع PTZ موجودند که با تغییرات مختصر اضافات شیمیایی و تغییرات حرارت دادن بدست آمده و خواص مختلف دارند.

امتیاز مهم سفالینهای پیزو الکتریک این است که، بسته به مورد استعمالشان می توانند به اشکال مختلف درآیند. بلورهای پیزو الکتریک را می توان طوری طرح ریزی کرد که یا در حالت ضخامت یا در حالت شعاعی به ارتعاش درآیند (شکل ۷-۲۰). بلورهای پزشکی طوری طراحی شده اند که در حالت ضخامت مرتعش شوند. با اینهمه، هنوز به مقدار کم در حالت شعاعی مرتعش می شوند، بنابراین، تقویت کننده گیرنده طوری میزان شده است که تمام فرکانسها را جز آنهایی که در حالت ضخامت هستند رد کند.

حرارت کوری: بلورهای سفالین از دو قطبهای بیشمار ریز ساخته شده اند ولی، برای بدست آوردن ویژگیهای پیزوالکتریک، دو قطبها باید به شکل هندسی مخصوصی مرتب شوند. برای بدست آمدن اینگونه قطبی شدن (Polarization) سفالینه در میدان الکتریکی قوی تا حرارت بالایی گرم می شود. در حرارت بالا، دو قطبها آزادند که حرکت کنند و میدان الکتریکی آنها را در امتداد دلخواه درمی آورد. بلور در اینحال، در حالیکه تحت ولتاژ بالای ثابت است بتدریج سرد می شود. وقتی به حرارت اطاق رسید، دو قطبها ثابت می شوند، و بلور سپس خاصیت پیزوالکتریک بدست می آورد. حرارت کوری حرارتی است که

در آن این قطبی شدن از بین می رود. گرم کردن یک بلور پیزوالکتریک در بالای حرارت کوری آن را به یک قطعه سفالینه بی مصرف تبدیل می کند، بنابراین مسلماً ترانسدوسر هرگز نباید در اتوکلاو گذاشته شود. حرارت تقریبی کوری برای چند بلور بشرح زیر است:

کوارتز °C

۵۷۳

تیتانات °C

باریم ۱۰۰

PZT-۴ °C

۳۲۸

PZT- °C

۳۶۵

۵A

فرکانس تشدید (**Resonant Frequency**): یک ترانسدوسر اولتراسوند طوری طراحی می شود که حداکثر حساسیت را به فرکانس طبیعی مخصوصی داشته باشد. ضخامت بلور پیزوالکتریک فرکانس طبیعی آن را تعیین می کند، که به آن «فرکانس تشدید» گویند. ضخامت بلور مرادف طول لوله در وسیله موسیقی

بادی است. همانطور که لوله طویل صدای قابل شنیدن بم ایجاد می‌کند، بلور ضخیم ایجاد اولتراسوند کم فرکانس می‌کند. سطوح بلور پیزوالکتریک مانند دو سنج یکسان، که روبروی هم قرار گرفته اند ولی بوسیله هوا از هم جدا هستند عمل می‌کنند. وقتی یک سنج ضربه بخورد، ارتعاشات آن امواج صوتی ایجاد می‌کند که باعث می‌شود سنج دیگر به ارتعاش درآید. ارتعاشات سنج دوم وقتی حداکثرند فضایی که دو سنج را از هم جدا کرده است برابر نصف طول موج صوت باشد. در این فاصله امواج صوتی از ارتعاشات دو سنج کاملاً همزمانند. صدا از یکی ارتعاشات دیگری را تقویت می‌کند. یک بلور مرتعش پیزوالکتریک صدا را از هر دو جهت از هر سطح منتقل می‌کند. امواج منتقل شونده داخلی، درست مانند دو سنج در مثال ما، از ترانسدوسر عبور می‌کند تا با ارتعاشات طرف دیگر همزمان شوند. وقتی یک بلور با یک ضربان یگانه تیز ولتاژ الکتریکی ضربه بخورد، با فرکانس طبیعی مرتعش می‌شود که فرکانس بوسیله ضخامتش تعیین می‌شود. فرکانس طبیعی آن است که ایجاد طول موجهای داخلی می‌کند که دو برابر ضخامت بلور می‌باشند.

بلور طوری طراحی شده است که ضخامتش درست نصف طول موج اولتراسوندی باشد که بوسیله ترانسدوسر تولید می‌شود. می‌گویند بلور در فرکانسی که بوسیله ضخامتش تعیین می‌شود تشدید دارد (یعنی با بهترین کارایی مرتعش می‌شود). فرکانسی که معادل نصف طول موج ضخامت است را

«فرکانس تشدید پایه ای» ترانسدوسر گویند. به عنوان مثال بیایید فرکانس تشدید پایه ای بلور PZT-۴ را که 0.001 m (۱ mm) ضخامت دارد حساب کنیم. سرعت صوت (V) در PZT-۴ برابر 4000 متر بر ثانیه است (جدول ۱-۲۰)، و به ما گفته شده است که بلور در فرکانس (ν) معادل دو برابر ضخامت بلور تشدید پیدا می کند (یعنی $\lambda = 2 \nu = 0.002 \text{ m}$). با گذاشتن این مقادیر

در معادله ای که فرکانس، طول موج، و سرعت صوت را ارتباط می دهد، بدست

$$V = \nu \lambda$$

$$\nu = \frac{V}{\lambda}$$

$$\nu = \frac{4000 \text{ m/sec}}{0.002 \text{ m}}$$

$$\nu = 2,000,000 / \text{sec} = 2 \text{ MHz}$$
 می آوریم:

به این ترتیب، یک بلور پیزوالکتریک 2 MHz که از PZT-۴ ساخته شده باشد ضخامت 0.001 m (۱ mm) دارد. به همین ترتیب، یک بلور 1 MHz ضخامت 0.002 m دارد. ملاحظه کنید که چگونه بلورهایی که برای تشدید در فرکانسهای مگاهرتس بالا طرح ریزی شده اند باید بسیار نازک باشند.

یک بلور می تواند مجبور شود با فرکانس هر ولتاژ متناوب نوسان کند، ولی شدت این صوت خیلی کمتر از آن است که با ولتاژ مشابهی در فرکانس طبیعی بلور نوسان کند. در دستگاه اولتراسوند پزشکی، ترانسدوسر با فرکانس تشدید آن فعال می شود. یک مدار ویژه برای ایجاد ولتاژ نوسانی موجی که به الکترودهای بلور پیزوالکتریک داده می شود وجود دارد. فرکانس برون داده شده

اولتراسوند شکل موجی ولتاژ را بازسازی می‌کند. فرکانس ولتاژ و فرکانس تشدید بلور به دقت منطبق شده‌اند. این واقعیت که بلورهای پیزوالکتریک فرکانس طبیعی دارند دارای اهمیت عملی است. با یک دستگاه رادیولوژی، طول موج، با کیلو ولت، را می‌توان به سادگی با پیچاندن چند تکمه در میز تنظیم، میزان کرد. ما این آزادی را با تصویرسازی اولتراسوند نداریم. تغییر یک فرکانس نیاز به ترانسدوسر دیگری دارد، که برای آن فرکانس مورد نظر طراحی شده باشد. فقط چند اندازه و فرکانس مختلف برای انجام بیشتر مقاصد بالینی مورد نیاز است، که خیلی موجب خوشوقتی است، زیرا ترانسدوسرها بالنسبه گرانند.

عامل Q در ترانسدوسر: عامل Q اشاره به دو خاصیت بلور پیزو الکتریک دارد. خلوص صوت آنها و طول زمانی که صوت می‌ماند. یک ترانسدوسر با Q ی بالا صوت تقریباً خالص که از محدوده باریک فرانسها تشدید شده ایجاد می‌کند، درحالیکه یک ترانسدوسر با Q ی پایین طیف کامل صوتی را که یک محدوده گسترده تر حاوی فرکانسهای مختلف است دارد. تقریباً تمام امواج صوتی داخلی یک ترانسدوسر با Q ی بالا دارای طول موج مناسبی هستند تا ارتعاشات داخل بلور را تقویت کنند. وقتی که یک بلور نامناسب دارای Q ی بالا (یعنی یک بلور بدون قطعه پستی) با ولتاژ کوتاه ضربانی ضربه بخورد، برای مدت درازی به نوسان درمی‌آید و ایجاد صوت مداوم طویل می‌کند. حد فاصل بین شروع صوت و قطع کامل ارتعاشات را «زمان نزول» (Ring down-time)

گویند. شکل ۸-۲۰ زمان نزول را برای بلورهای با Q ی بالا و Q ی پایین نشان می دهد.

عامل Q را همچنین می توان از راه ریاضی برحسب خلوص صوت تعریف کرد. در نتیجه ضربه الکتریکی ناگهانی، یک ترانسدوسر در فرکانس تشدیدش نوسان می کند، ولی امواج صوتی در بالا و پایین فرکانس تشدیدش نیز بوجود می آورد. عامل Q در دستگاه ترانسدوسر این پاسخ فرکانسی را توصیف می کند.

اگر پاسخ فرکانسی یک بلور رسم شود، منحنیهایی شبیه شکل ۹-۲۰ بدست می آیند. نقطه های f_1 و f_2 نماینده فرکانسهای بالا و پایین فرکانس تشدید هستند که در آن نقطه ها شدت صوت نصف شده است. عامل Q ی یک دستگاه ترانسدوسر شکل منحنی پاسخ فرکانسی را تعیین می کند، و به صورت زیر

$$Q = \frac{f_0}{f_2 - f_1}$$

تعریف می شود:

$$Q = \text{عامل } Q$$

$$f = \text{فرکانس تشدید}$$

$$f_2 = \text{فرکانس بالای تشدید که در آن شدت به نصف می رسد.}$$

$$f_1 = \text{فرکانس پایین تشدید که در آن شدت به نصف می رسد.}$$

در شکل ۹-۲۰، منحنی A عامل Q ی ۲۰ را نشان می دهد. دستگاه ترانسدوسری که منحنی A را تولید می کند ایجاد محدوده باریک فرکانسهای صوتی را می نماید و زمان نزول طویل دارد. چنین دستگاهی برای

ترانسدوسرهای اولتراسوند داپلر (آن را بعداً به تفصیل ذکر خواهیم کرد) مفید است. دستگاه ترانسدوسر که منحنی B در شکل ۹-۲۰ را ایجاد می‌کند، عامل Q ی ۲ را دارد. این نوع دستگاه صوتی با محدوده فرکانسی گسترده ایجاد می‌کند و زمان نزول کوتاه دارد. چنین ترانسدوسری (یعنی با Q ی کوتاه) برای تصویرسازی اعضا (کار ضربان - پژواک) مورد نیاز است زیرا می‌تواند ضربانهای اولتراسوند کوتاه ایجاد کند و به فرکانسهای برگشتی با دامنه گسترده ای پاسخ دهد.

یک صوت طویل مداوم برای تصویرسازی صوتی نامطلوب است. ترانسدوسر هم فرستنده و هم گیرنده است، ولی نمی‌تواند در یک لحظه هم بفرستد و هم دریافت کند. وقتی صوت مداوم ارسال شود، نوسانات همراه در بلور ایجاد ولتاژهای موجی مداوم بین دو الکترود می‌کنند. اگر امواج صوتی در داخل ایجاد شده قویتر از اکوی بازگشتی باشد، که امکانش هست، علامت برگشتی در هممه دستگاه گم می‌شود. یک دلیل دیگر بر اینکه صوت مداوم برای تصویرسازی نامطلوب است این است که قدرت تحلیل عمقی عموماً با طول ضربان صوتی تعیین می‌شود. (قدرت تحلیل عمقی بعداً در این فصل تعریف خواهد شد). طول ضربان صوتی را که «درازای فضایی ضربان» می‌نامند. تعداد ضربانها ضرب در طول موجشان است. ضربان صوتی از بلور با Q ی بالای

بدون تکیه گاه دراز است زیرا صوت برای مدت طولانی می ماند. عامل تقریبی
Q برای چندین ماده پیزوالکتریک عبارت است از:

کوارتز <

۲۵۰۰

.

PZT-۴ < ۵۰۰

PZT۵A ۷۵

پلیمرهای ۳

پیزوالکتریک

عامل Q را برای مواد پیزوالکتریک می توان با تغییر اختصاصات قطعه پشتی
ترانسدوسر تنظیم کرد. یک قطعه پشتی برای فرونشاندن ارتعاشات و کوتاه
کردن ضربان صوتی گنجانده شده است. اگر طول موج صوت از یک
ترانسدوسر ۰/۵ mm

(۰/۰۰۰۵ m) باشد و ضربان پس از دو طول موج فرو بنشیند. درازی فضایی
ضربان ۱ mm (۰/۰۰۱ m) است. بطور دلخواه، ضربان اولتراسونیک باید یک
طول موج تنها باشد. ترانسدوسرهایی که در اولتراسوند بکار می روند برای ۲ تا
۳ سیکل به ضربان درمی آیند و تعداد ضربانها بین ۵۰۰ تا ۳۰۰۰ در ثانیه است
(به طور متوسط ۱۰۰۰ ضربان در ثانیه). درباره تعداد ضربانها با قدری تفصیل

بعداً صحبت خواهیم کرد. ماده پستی دلخواه باید تمام امواج صوتی را که به آن می رسند بپذیرد (یعنی هیچکدام را دوباره به بلور منعکس نکند) و سپس باید انرژی این امواج را کاملاً جذب کند. این موضوع یعنی اینکه ماده پستی باید امپدانس اختصاصی شبیه از آن بلور ترانسدوسر داشته باشد (دوباره امپدانس اختصاصی فعلاً ناراحت نشوید، بزودی درباره آن بحث خواهیم کرد). قطعه پستی عموماً از اجتماع گرد تانگستن و لاستیک در صمغ اپوکسی ساخته شده است. نسبت تانگستن به صمغ را طوری برمی گزینند تا امپدانس مورد نیاز را داشته باشد، و گرد لاستیک اضافه می شود تا تخفیف صوت را در قطعه پستی بیفزاید. مثلاً، افزایش ۵٪ حجم، گرد لاستیک به مخلوط ۱۰٪ حجمی گرد تانگستن در صمغ، تخفیف را از ۵/۶ به 8 dBcm^{-1} در ۱ MHz افزایش می دهد. به عنوان یک قانون کلی، بلور با Q ی بالا فرستنده خوب و بلور با Q ی پایین گیرنده خوبی است.

سه مبحث مهم دیگر درباره ترانسدوسرها عبارتند از ترانسدوسرهای میزان شده، تطابق امپدانس، و تطابق طول یک چهارم موج. اینها بعداً در این فصل پس از اینکه مواد زمینه ای مناسب معرفی شدند بحث خواهند شد.

ویژگیهای یک شعاع اولتراسوند

یک نقطه تنهای مرتعش امواج را در تمام جهات از خود می فرستد، که خیلی مانند امواجی است که در اثر انداختن یک ریگ در داخل حوض آرام بوجود

می آیند، امواج از نقطهٔ مبدأ خود به صورت دایره متحدالمرکزی به خارج حرکت می کنند. اگر دو ریگ همزمان انداخته شوند، هرکدام امواج حلقوی ایجاد می کنند، و این امواج برحسب فازشان در موقع تلاقی، ممکن است یکدیگر را تقویت یا خنثی کنند (شکل ۱۰-۲۰). در زمان A دو موج از جهات مخالف به یکدیگر نزدیک می شوند. در زمان B، آنها با هم تماس پیدا می کنند ولی تداخل نمی کنند. یک نیم سیکل بعدی، در زمان C، حوضیض یکی به اوج دیگری رسیده و همدیگر را خنثی می کنند. نیم سیکل بعدی، در زمان D اوجها و حوضیضها دقیقاً منطبق می شوند، همدیگر را تقویت می کنند و اوج و حوضیض دو برابر می شود. نیم سیکل بعدی، در زمان E، دو موج از هم جدا شده اند، و بالاخره در زمان F، درحالی که دو موج جداگانه در جهات مخالف حرکت می کنند، به راه خود می روند.

بلورهای پیزوالکتریک به صورت ردیفهای نقاط مرتعش و نه به صورت سطوح پیستون مانند که قبلاً اشاره کردیم عمل می کنند. جبهه های موج لااقل در نزدیکی بلور یکنواخت نیستند. در شکل ۱۱-۲۰ بلور به صورت پنج نقطه مرتعش ترسیم شده است، و هر نقطه حلقه های متعدد متحدالمرکز ایجاد می کند که، درحالی که خود را در امتداد خط موازی سطح بلور قرار می گیرند خود را تقویت خواهند کرد. فاصله ای که در آن امواج همزمان خواهند شد

بستگی به طول موجشان دارد، هرچه طول موجشان کمتر باشد جبهه به سطح ترانسدوسر نزدیکتر تشکیل می شود.

شدت اولتراسوند در طول حرکت شعاع تغییر می کند. ساده ترین راه برای رسم شعاع آن است که در شکل ۱۲-۲۰ نشان داده شده است، که در آن شعاع به صورت دسته موازی برای طول معینی رسم شده است، که در ورای آن از هم متباعد می شود. قسمت موازی را ناحیه نزدیک یا فرنل (Fresnel Zone خوانده می شود: فرنل) گویند. قسمت متباعد شعاع را، که در ورای X است ناحیه دور یا فرانهورفر (Fraunhofer Zone) می گویند. علامت X را برای نشان دادن نقطه انتقال بین نواحی فرنل و فرانهورفر بکار می رود. طول ناحیه فرنل را با قطر

$$X' = \frac{r^2}{\lambda}$$

ترانسدوسر و طول موج اولتراسوند به طریق زیر تعیین می کنند:

$$X = \text{طول ناحیه فرنل (cm)}$$

$$r = \text{شعاع ترانسدوسر (cm)}$$

$$\lambda = \text{طول موج (cm)}$$

ملاحظه کنید که این محاسبه را در واحدهای (cm) cgs، و نه در واحدهای SI (m) انجام داده ایم.

جدول ۳-۲۰ طول ناحیه فرنل را برای طول موجها، و اندازه های مختلف نشان می دهد. این ناحیه با ترانسدوسر بزرگ و فرکانس بالا طویلتر است، و با ترانسدوسر کوچک و صوت کم فرانس کوچک می باشد. برای آنهایی که اشکال

در تفسیر جداول دارند، همین اطلاعات در شکل‌های ۱۳-۲۰ و ۱۴-۲۰ آورده شده است. در شکل ۱۳-۲۰، اندازه ترانسدوسر در $1/5$ cm ثابت است، و فرکانس صورت بطور پلکانی از ۱ تا ۳ MHz زیاد می‌شود. ناحیه نزدیک طولش با افزایش فرکانس زیاد می‌شود. در شکل ۱۴-۲۰، فرکانس در ۱ MHz ثابت است و اندازه ترانسدوسر به تدریج از ۱ تا $2/5$ cm زیاد می‌شود. باز، ناحیه نزدیک طولش با ترانسدوسر بزرگتر افزوده می‌گردد.

شعاع‌های با فرکانس بالا دو مزیت بر شعاع‌های با فرکانس پایین دارند: قدرت تحلیل عمقی بیشتر است، و ناحیه فرنل طویلتر است. منطقی به نظر می‌رسد که فرکانس‌های بالا را برای تمام تصاویر بکار بریم. معه‌ذا، فرکانس‌های بالا نقص بزرگی درباره نفوذپذیری دارند. جذب بافتی با افزایش فرکانس زیاد می‌شود، بنابراین برای نفوذ در اعضای ضخیم شعاع نسبتاً کم فرکانس مورد نیاز است.

همچنین، منطقی به نظر می‌رسد که برای اینکه شعاع را تا عمق کافی برای رسیدن به نقطه مورد نظر نزدیک بهم نگاه داریم اندازه ترانسدوسر را زیاد کنیم. اگرچه ترانسدوسرهای بزرگتر شعاع را در طول بیشتری نزدیک هم نگاه می‌دارند، ولی قدرت تحلیل طرفی را می‌کاهند. این مسئله، لاقلاً بطور نسبی، با بکار بردن ترانسدوسرهای میزان شده (که بعداً شرح داده خواهند شد) حل شده است. مقدار تباعد در ناحیه دور در بالاترین تصویر در شکل ۱۴-۲۰ نشان داده

شده است. مقدار زاویه را با رابطه زیر تعیین می کنند:

$$\sin \theta = 1/22 \frac{\lambda}{D}$$

θ = زاویه تباعد ناحیه

دور

λ = طول موج (mm)

D = قطر ترانسدوسر

(mm)

بکار بردن این معادله با جدولهای ریاضی یا با ماشینهای حساب مجهز به توابع مثلثاتی نسبتاً آسان است. مثلاً، زاویه تباعد برای یک ترانسدوسر ۱۰ میلیمتری و طول موج ۱ mm (فرکانس ۱/۵ MHz) را ممکن است به صورت

زیر تعیین کرد:

$$\sin \theta = 1/22 \times \frac{1}{10} = 0/122$$

$$\theta = 7^\circ$$

اگر طول موج به ۰/۵ mm کوتاه شود (فرکانس ۳ MHz)، و اندازه ترانسدوسر

۱۰ mm نگاه داشته شود، زاویه تباعد ۳/۵° است.

واکنش بین اولتراسوند و ماده

انواع واکنش بین صوت و ماده شبه به نور است و شامل موارد زیر است: (۱) انعکاس؛ (۲) انکسار؛ و (۳) جذب.

انعکاس (Reflection)

در تصویر سازی با پرتو X, پرتو منتقل شده فیلم را سیاه می کند و ایجاد تصویر می نماید. اشعه تخفیف یافته ایجاد نقص یا حفره در شعاع منتقل شده می کند و به این ترتیب در ایجاد تصویر به صورت غیرفعال شرکت می کند. اشعه پخش شده فیلم را تار می کنند و برای کیفیت تصویر زیانبارند. با اینهمه، با اولتراسوند تصویر با قسمت منعکس شعاع درست می شود. صوت منتقل شده هیچ شرکتی در تشکیل تصویر نمی کند، ولی انتقال باید به اندازه کافی قوی باشد تا با ایجاد اکوهای در سطوح عمیقتر کند. درصد شعاعی که در حد فاصلهای بافتی منعکس می شود بستگی دارد به: (۱) امپدانس آکوستیک بافتی؛ و (۲) زاویه تابش شعاع.

امپدانس آکوستیک: امپدانس آکوستیک خاصیت اساسی ماده است. امپدانس مواد عبارت است از حاصلضرب چگالی و سرعت صوت در ماده.

$$Z = \rho V$$

$$Z = \text{امپدانس}$$

آکوستیک (رایل)

$$\rho = \text{چگالی (g/cm}^3\text{)}$$

$$V = \text{سرعت صوت}$$

$$(\text{cm/sec})$$

مثلاً، امپدانس آکوستیک آب، سرعت صوت در آب (۱۵۴۰۰۰ cm/sec) ضرب در چگالی آب (۱ g/cm^۳) می باشد، یا:

$$\text{cm/sec} \times \text{g/cm}^3 = \text{g/cm}^2 \text{ sec}$$

$$۱۵۴۰۰۰ * ۱ = ۱۵۴۰۰۰ \text{ g/cm}^2 \text{ sec}$$

این شماره بطور دست و پاگیری بزرگ است، بنابراین بر ۱۰۰۰۰۰ تقسیم

می شود (مانند آن است که در ۱۰^{-۵} ضرب شود) تا به اندازه بهتری کوچک

شود. به این ترتیب، واحد امپدانس آکوستیک در دستگاه cgs، یا

رایل (Rayl) به صورت

۱۰^{-۵} * g/cm^۲ sec تعریف می شود. رایل به افتخار دانشمند انگلیسی لرد رایلی

(Lord Rayleigh) که در ۱۹۰۴ به خاطر جداکردن گاز بی اثر آرگون جایزه

نوبل گرفت نامگذاری شده است. سرعت صوت در بافت در دامنه وسیعی از

فرکانسها ثابت است، بنابراین امپدانس آکوستیک یک ماده ثابت است. جدول

۴-۲۰ امپدانس آکوستیک چندین ماده، از جمله چندین بافت بدن و چند ماده

پیزوالکتریک، که در ترانسدوسرهای اولتراسوند بکار می روند، برحسب رایل،

صورت داده است. در حالیکه امواج صوتی از یک بافت به بافت دیگر می

روند، مقدار انعکاس با اختلاف امپدانسهای دو بافت تعیین می شود.

هر چه این اختلاف بیشتر باشد، درصد انعکاس بیشتر است. ملاحظه کنید که اختلاف بین بیشتر ساختمانهای بدن نسبتاً کم است، و دو استثنای آن هوا و استخوان است. یک حدفاصل هوا- بافت نرم تقریباً تمام شعاع را منعکس می‌کند، و حدفاصل بافت نرم- استخوان بیشتر صوت را منعکس می‌کند.

مجموع قسمتهای منعکس شده و منتقل شده ۱۰۰٪ است. مثلاً، اگر ۹۰٪ شعاع منعکس شود، ۱۰٪ منتقل می‌شود. در حدفاصل بافت- هوا، بیش از ۹۹٪ شعاع منعکس می‌شود، بطوری که صوتی دیگر برای تصویرسازی بیشتر در دسترس نخواهد بود. بنابراین، ترانسدوسرها باید مستقیماً با پوست بیمار بدون اینکه

هوایی بینشان باشد جفت شوند. این جفت شدن با استفاده از ماده لغزنده روغن معدنی برای اسکن تماسی و یا کیسه آب، وقتی ترانسدوسر نمی‌تواند مستقیماً روی پوست قرار گیرد تأمین می‌شود. بیایید قدری در اینجا توقف کنیم و به بررسی موضوع ناگوارای واحدهایی که برای بیان مقادیر مختلف بکار

می‌روند پردازیم. در بحث از امپدانس آکوستیک، ما واحد رایبل را بکار بردیم که عضوی از دستگاه cgs (سانتیمتر-گرم-ثانیه) است. در فصل ۱ ما اشاره کردیم که اکنون برخوردن به واحدهایی بر پایه دستگاه SI شایعتر شده است. در دستگاه SI ما باید سرعت صوت (V) را برحسب واحد متر بر ثانیه (m/s) و چگالی (ρ) را برحسب کیلوگرم بر متر مکعب (kg/cm^3)، بیان کنیم، بنابراین

امپدانس آکوستیک می‌شود:

$$Z = \rho V = \frac{\text{kg} \cdot \text{m}}{\text{m}^3 \cdot \text{s}} = \frac{\text{kg}}{\text{m}^2 \cdot \text{s}} = \text{kgm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$$

۲۷

جدول ۵-۲۰ امپدانس آکوستیک (Z) را برحسب cgs و SI برای چندین ماده صورت داده است.

زاویه تابش: مقدار انعکاس با زاویه تابش بین شعاع صوتی و سطح منعکس کننده تعیین می شود. هرچه زاویه تابش بالاتر باشد (یعنی به زاویه قائمه نزدیکتر باشد)، مقدار انعکاس صوت کمتر است. زاویه های تابش و انعکاس درست مانند مورد نور مرئی، مساوی هستند. در اولتراسوند پزشکی، که یک ترانسدوسر اولتراسوند را هم به عنوان فرستنده و هم به عنوان گیرنده اولتراسوند بکار می برند، اگر اولتراسوند به سطح بیمار در زاویه ای بیش از ۳ درجه از عمود برخورد کند، تقریباً هیچ صوت بازگشتی کشف نمی شود. وقتی یک موج صوتی به یک حد فاصل هموار که بر شعاع عمود باشد برخورد کند، مقدار بازتاب با

$$R = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \times 100$$

رابطه زیر تعیین می شود:

$$R = \text{درصد شعاع بازتابیده}$$

$$Z_1 = \text{امپدانس آکوستیک محیط ۱}$$

$$Z_2 = \text{امپدانس آکوستیک محیط ۲}$$

مثلاً، برای تعیین درصد شعاع صوتی که از رفتن از دیواره سینه به ریه منعکس می شود، امپدانس آکوستیک ریه و دیواره سینه (عضله) را از جدول ۴-۲۰ قرار می دهیم: $99/9\% = 2 * 100 = \left(\frac{1/70}{-0/0004 + 0/0004} \right)$ همانطور که می توانید ببینید،

شماره ۰/۰۰۰۴ بقدری کوچک است که عملاً می توان از آن صرفنظر کرد، و شعاع تقریباً تماماً منعکس می شود، اکوی خیلی شدید می دهد ولی شعاع اضافی برای تصویر دیگری باقی نمی گذارد. در مورد حدفاصل کلیه چربی مقدار بازتاب عبارت است از:

$$R = \frac{0.24}{3R} \times 100 \quad (2)$$

$$\frac{0.24}{3R} \times 100 = 0.64\% \quad (2)$$

تقریباً ۰.۶۴٪ شعاع در حدفاصل کلیه- چربی منعکس می شود. مغز در حدواسط بین بافت نرم و هواست. در حدفاصل جمجمه- مغز، نیز ۰.۴۴٪ شعاع منعکس می گردد. رابطه های قبلی فقط برای بازتابهای عمودی صادقند. محاسبه مقدار انتقال صوت که به حد فاصل هموار عمود به شعاع برمی خورد نیز ممکن

است. رابطه چنین است:

$$\frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \times 100$$

T = درصد شعاع که منتقل می شود.

Z_1 = امپدانس آکوستیک محیط ۱

Z_2 = امپدانس آکوستیک محیط ۲

با یادآوری بر اینکه مجموع قسمت‌های انعکاسی و انتقالی شعاع صوتی ۱۰۰٪ است، بیایید درصد انتقال در حد فاصل کلیه-چربی را حساب کنیم و ببینیم که آیا با ۰/۶۴ انعکاسی که در پاراگراف پیشین حساب شد تطبیق می‌کند.

$$T = \frac{(1/62)(1/38)}{(1/62+1/38)^2} \times 100 \quad \text{ع}$$

$$T = \% 99/36$$

انکسار (Refraction)

وقتی صوت از یک محیط به محیط دیگر می‌رود، فرکانسش ثابت می‌ماند ولی طول موجش تغییر می‌کند تا با سرعت جدید در محیط صوتی هماهنگ شود (شکل ۱۵-۲۰). در تصویر سرعت صوت در محیط اول دو برابر محیط دوم است. هر موج به صورت یک خط یگانه افقی نشان داده شده است و از انعکاس صرف‌نظر شده است. وقتی امواج به سطح محیط دوم می‌رسند، سرعتشان به نصف کند می‌شود، ولی آمدنشان با همان فرکانس ادامه پیدا می‌کند. فاصله بینشان یا طول موجشان باید به نصف کاهش یابد تا کاهش سرعت تطبیق کند ($\lambda' = \lambda/2$). همین موضوع وقتی شعاع صوتی با زاویه به محیط دوم برخورد می‌کند، اتفاق می‌افتد ولی تغییر طول موج تغییر جهت را الزام می‌کند. دلیل برای تغییر جهت در شکل ۱۶-۲۰ نشان داده شده است. در زمان ۱، یک جبهه موج با زاویه ۴۵ تازه با محیط دوم تماس حاصل کرده است.

وقتی پیش می رود و دو محیط را دربر می گیرد، یک لبه آن با سرعتی متفاوت از دیگری حرکت می کند. جبهه موج مداوم حرکت می کند، ولی یک لبه آن نسبت به لبه دیگر تأخیر دارد تا آنکه، بالاخره موج در محیط دوم با طول موج و سرعت متفاوت ظاهر می شود. این خم شدن موج، در حالیکه از یک محیط به محیط دوم می رود را انکسار (شکست) گویند. درست، همین فرآیند در اپتیک ظاهر می شود. چون شعاع صوتی می تواند در هر جهت حرکت کند، می توان پیکانها را در شکل معکوس کرد تا تغییری را که در اثر افزایش سرعت در محیط دوم ایجاد می شود، نشان دهد.

زوایای انعکاس (θ_x) و انکسار (θ_i) در شکل ۱۷-۲۰ نشان داده شده اند. زاویه

$$\frac{\sin \theta_i}{\sin \theta_r} = \frac{V_1}{V_2}$$

انکسار با قانون اسنل (snell) تعیین می شود که چنین است:

θ_i زاویه تابش (شکل ۱۷-۲۰ ملاحظه شود)

θ_r زاویه انتقال (شکست)

V_1 سرعت صوت در محیط تابش

V_2 سرعت صوت در محیط منتقل کننده

انکسار می تواند ایجاد آرتفاکت کند. آرتفاکتهای انکساری ایجاد اعوجاج فضایی (ساختمانهای حقیقی در نواحی غیرواقعی تصویر می شوند) و کم شدن قدرت تحلیل در تصویر می کنند.

جذب (Absorption)

جذب اولتراسوند در مایع نتیجه نیروهای اصطکاکی است که با حرکت ذرات در محیط مقابله می کنند. انرژی که از شعاع اولتراسوند گرفته می شود تبدیل به حرارت می گردد. بطور دقیقتر، جذب یعنی تبدیل اولتراسوند به انرژی حرارتی، و تخفیف (Attenuation) یعنی کاهش کلی پیشرفت، از جمله جذب، پخش، و انعکاس.

مکانیسمهای درگیر در جذب نسبتاً پیچیده اند و توضیحات ما خیلی آسان گیری خواهد بود. سه عامل مقدار جذب را تعیین می کنند. (۱) فرکانس صوت، (۲) ویسکوزیته محیط منتقل کننده، و (۳) زمان استراحت (Relaxation) محیط. ما درباره فرکانس در آخر بحث خواهیم کرد زیرا دو عامل دیگر در آن اثر دارند.

اگر ما صوت را تشکیل شده از ذرات مرتعش تصویر کنیم، اهمیت ویسکوزیته آشکار می شود. با افزایش ویسکوزیته آزادی ذره کم می شود و اصطکاک داخلی افزایش می یابد. این اصطکاک داخلی شعاع را جذب می کند یا شدت آن را با تبدیل صوت به گرما می کاهش دهد. در مایعات که ویسکوزیته کمی دارند، جذب خیلی کمی صورت می گیرد. در بافتهای نرم ویسکوزیته بیشتر است و جذب متوسط صورت می پذیرد، درحالیکه استخوان جذب زیاد اولتراسوند نشان می دهد.

زمان استراحت زمانی است که ملکولها پس از اینکه جابجا شدند به وضعیت اولیه خود برمی گردند. این موضوع به حالت ارتجاعی (Resilience) ماده اشاره دارد. دو ماده با ویسکوزیته یکسان ممکن است زمانهای استراحت مختلف داشته باشند. زمان استراحت برای هر ماده بخصوص ثابت است.

وقتی یک ملکول با زمان استراحت کوتاه بوسیله یک موج طولی انقباضی فشرده می شود، قبل از اینکه موج انقباضی بعدی برسد زمان برای برگشت به حالت استراحت خود دارد. یک ملکول با زمان استراحت طولانی تر، ممکن است قادر نباشد پیش از اینکه موج بعدی برسد، کاملاً به حالت اول برگردد. وقتی این اتفاق افتد، موج انقباضی در یک جهت و ملکول در جهت دیگر حرکت می کند. انرژی بیشتری از آنچه که در ابتدا ملکول را حرکت داد لازم است تا جهت ملکول را برگرداند. انرژی اضافی تبدیل به گرما می شود.

در بافت نرم رابطه خطی بین جذب اولتراسوند و فرکانس وجود دارد. دو برابر کردن فرکانس تقریباً جذب را دو برابر می کند و تقریباً شدت شعاع منتقل شده را نصف می کند. آگاهی از جذب باعث گزینش ترانسدوسر درست برای کار ویژه مورد نظر می شود. فرکانسهای شایع موجود ترانسدوسر عبارتند از ۱، ۲/۲۵، ۳/۵، ۵، ۷ و ۱۰ MHz. یک فرکانس درست توازنی است بین قدرت تحلیل (فرکانس بالاتر) و قابلیت رساندن انرژی به بافت (فرکانس پایین) می باشد.

تخفیف اولتراسوند همچنین با حرارت بافتها تغییر می‌کند، ولی این رابطه با بافت‌های مختلف متغیر است. مثلاً، در محدوده حرارت 7° تا $35^{\circ}C$ و محدوده فرکانس $0/4$ تا 10 MHz، محلول فیزیولوژیک هموگلوبین کاهش تخفیف با افزایش حرارت نشان می‌دهد. در مقابل، بافت‌های اعصاب مرکزی نشان داده شده است که با افزایش حرارت افزایش تخفیف نشان می‌دهند.

فرکانس صوت در مقدار جذب که بوسیله ویسکوزیته ماده ایجاد می‌شود مؤثر است. هرچه فرکانس بالاتر باشد، (یعنی اینکه در زمان معین یک ذره بیشتر به جلو و عقب برود)، حرکتش بیشتر بوسیله ماده پُر ویسکوزیته تحت تأثیر قرار می‌گیرد. فرکانس همچنین، بر مقدار جذب که بوسیله زمان استراحت ایجاد می‌شود اثر می‌کند. در فرکانس‌های پایین، ملکولها زمان کافی برای استراحت بین سیکلها دارند ولی، درحالیکه فرکانس زیاد می‌شود، زمان استراحت بیشتر نسبت کل سیکل را اشغال می‌کند. این آثار در محدوده های پایتتر فرکانسهای تشخیصی (1 MHz) قابل ملاحظه اند و افزایش آنها با فرکانسهای بالاتر ادامه دارد.

فقط اطلاعات پراکنده برای تعیین مقدار جذب اولتراسوند در دسترس است. معمولاً یک ضریب جذب بکار برده می‌شود. این ضریب مشابه مفهوم ضریب تخفیف خطی است که در پرتو X تعریف شد. واحد ضریب جذب دسیبل بر سانتیمتر ضخامت در فرکانس 1 MHz است. تصریح 1 MHz ضروری است

زیرا جذب بستگی به فرکانس دارد. در ۲ MHz، ضریب جذب در حدود دو برابر بزرگتر است. جدول ۶-۲۰ ضریبهای جذب را برای مواد مختلف نشان می‌دهد. یک برش یک سانتیمتری کلیه، با ضریب جذب ۱ dB/cm، شدت صوت را ۱ dB می‌کاهد. جدول ۲-۲۰ نشان می‌دهد که ۱ dB- نشانگر جذب ۲۱٪ شعاع است و اینکه ۷۹٪ شعاع می‌ماند. یک برش ۱ cm ضخامت ریه ۲۱ dB جذب می‌کند، که شدت را با ضریب بیش از ۱۰۰۰۰ می‌کاهد و کمتر از ۰/۰۱٪ شعاع را باقی می‌گذارد.

تطابق یک چهارم موج

حال که آگاهی بیشتری از جذب، انعکاس و امپدانس آکوستیک بدست آوردیم، بیایید دوباره ترانسدوسر اولتراسوند را در نظر بگیریم. وقتی که یک ضربه الکتریکی کوتاه به بلور پیزوالکتریک وارد می‌شود، چهار ضربه اولتراسونیک بوجود می‌آیند که دو ضربه در هر رویه بلور خواهد بود. دو ضربه به عقب به داخل ترانسدوسر برمی‌گردند، یک ضربه از پشت به داخل قطعه پشتی می‌رود و یک ضربه از جلو به داخل بافتهای بیمار می‌رود. ما قبلاً شرح داده ایم که چگونه امپدانس آکوستیک (Z) قطعه پشتی با بلور تطبیق داده شده است تا صوتی که از بیمار برمی‌گردد به داخل قطعه پشتی هدایت شود و بوسیله آن جذب گردد. یک نکته مهم دیگر در انتقال موج اولتراسوند به داخل بیمار با حداقل اتلاف انرژی است.

استفاده از روغن معدنی بین ترانسدوسر و پوست بیمار یک وسیله مؤثر انتقال انرژی از ترانسدوسر به داخل بیمار است. یک روش دیگر بهبود انتقال انرژی تطابق مکانیکی امپدانس است. اگر یک لایه ماده (که به نام لایه تطابق کننده «Matching layer» نامیده می‌شود) با ضخامت و مشخصات امپدانس معین در جلوی سطح ترانسدوسر گذاشته شود، انرژی بطور مؤثرتری به داخل بیمار منتقل می‌شود (شکل ۱۸-۲۰). ضخامت لایه تطابق کننده باید یک چهارم طول موج صوت در لایه تطابق کننده باشد و به این جهت نام «تطابق یک چهارم موج» گرفته است. بعلاوه، امپدانس لایه تطابق کننده باید در حدود میانگین امپدانسه‌های هر طرف لایه باشد (البته این بیان احتمالاً صد درصد درست نیست ولی به اندازه کافی به منظور ما نزدیک است).

بافت نرم Z * ترانسدوسر $Z = \sqrt{Z}$ = لایه تطابق دهنده Z

مثلاً، برای لایه تطابق کننده بین PZT-۴ ($Z = 3 \times 10^7 \text{ kgm}^{-2}\text{S}^{-1}$) و آب

($Z = 1/54 \times 10^6 \text{ kgm}^{-2}\text{S}^{-1}$) امپدانس در حدود $6/8 \times 10^6 \text{ kgm}^{-2}\text{S}^{-1}$ مورد نیاز

است. چنین لایه ای را می‌توان با استفاده از مخلوط گرد آلومینیوم و صمغ اپوکسی ساخت.

استفاده از تطابق یک چهارم موج همچنین انتقال اولتراسوند بازگشتی از بافتها به ترانسدوسر را تسهیل می‌کند. معادلاتی که فرضیه تطابق یک چهارم موج را

توجیه می‌کنند بوسیله ولز (Wells) شرح داده شده اند و در اینجا از آنها بحث نخواهد شد.

نمایش اولتراسوند

تصویر اولتراسونیک عبارت است از نماینده الکترونیک اطلاعاتی که اکوی برگشتی دربر دارد، و روی نمایشگر تلویزیون نشان داده می‌شود. تصویر با سوار کردن تکه های کوچک بیشمار، یکی یکی به دنبال هم درست می‌شود (خیلی مانند تلویزیون). هر اکوی برگشتی یک ذره از اطلاعات را دارد و ذرات بسیار با هم تصویر الکترونیک را درست می‌کنند. پیشرفت تصویرسازی صوتی به آهستگی از پایه یک بعدی استاتیک (حالت A) شروع شد، وقتی جزء حرکتی به آن افزوده شده (حالت TM) به جلو رفت و با تصویرسازی دوبعدی (حالت B) و گری اسکیل قدم گول آسایی به جلو گذاشت. این پیشرفتها را می‌توان همه منسوب به ظریف سازی و پیشرفت الکترونیک دانست. در این ویرایش، ما به توصیف حالت A (A mode)، حالت TM، و حالت B ادامه می‌دهیم. امروزه تقریباً تمام امتحانات اولتراسوند شامل تصویر ریل تایم است. اسکنرهای قدیمی حالت B، بازوهای مفصل دار ممکن است در موارد نادری دیده شوند ولی آنها در بیشتر مراکز قطعات موزه ای هستند. با خواندن درباره تصویرهای دورنگی (Bistable) و مبدل‌های آنالوگ ممکن است مقداری آگاهی درباره سرعت بی سابقه ای که تکنولوژی چگونه رشته تصویرسازی اولتراسوند را

تغییر داده است بدست دهد. ما پیشنهاد می کنیم که شما پنج صفحه بعد را بخوانید و لذت ببرید، درحالیکه این را در نظر دارید که اینها تکنولوژی بودند که فقط یک دهه پیش در عمل بودند. ما تکنولوژی ریل تایم را در قسمتهای بعدی بحث خواهیم کرد.

حالت A

در حالت A اکوها به صورت خارهایی که از خط پایه برخاسته اند نشان داده می شوند (شکل A ۱۹-۲۰). خط پایه نشان دهنده محور مرکزی شعاع است. بلندی خار متناسب با شدت است، و اکوهای قوی ایجاد خارهای بلند می کنند. یک ردیف از ضربانهای صوتی ایجاد حالت A می کنند، ولی، برای آسان شدن ما با یک ضربان شروع می کنیم. وقتی که یک ضربان ولتاژ به ترانسدوسر برخورد، یک خار اکو در نمایشگر ایجاد می شود تا آغاز ضربان صوتی را اعلام کند. وقتی که ضربان از بیمار می گذرد، صوت به ترانسدوسر از هر حد فاصل بافتی برمی گردد. ژرفای حدفاصل که در نمایشگر نشان داده می شود، متناسب با زمانی است که طول می کشد تا اکو برگردد. با بکار بردن سرعت صوت ۱۵۴۰ متر بر ثانیه در یک بافت نرم متوسط، تبدیل آن به مسافت، یک کار ساده ریاضی است. در سرعت 154000 cm/sec ، صوت یک سانتیمتر در $6/5$ میکروثانیه (μsec) حرکت می کند. با اینهمه یک اکو باید یک سفر رفت و

برگشت کند، بنابراین وقتی که یک اکو $13 \mu\text{sec}$ طول می‌دهد تا برگردد، در ژرفای ۱ cm نمایش داده می‌شود.

اگر سطوح بافتی در مکان ثابتی باشند و همانطور که عادت است، ترانسدوسر بین ضربانها ثابت نگاه داشته شود، خارهای اکویی از ضربانهای بعدی در همان مکان خار از ضربان اولیه می‌افتند. در مکانیسم نمایش حافظه قرار داده نشده است، بنابراین وقتی ضربان جدید را دریافت می‌کند، قبلها را دور می‌ریزد. با عکسبرداری از نمایش الکترونی، یک ضبط دائمی بدست می‌آید. در حالت A یا حالت بلندی (Amplitude) نمایش بر صفحه تیوب کاتودیک شامل اطلاعاتی درباره ژرفای ساختمانها و بلندی اکوی برگشتی است. عموماً استفاده کم از بلندی خار اکو برده می‌شود. حالت A در افتالمولوژی، اکوآنسفالوگرافی، اکوکاردیوگرافی، و به صورت همراه نمایش حالت B وقتی که اندازه گیرهای دقیق ژرفا مورد نیاز است بکار می‌رود.

تیوب اشعه کاتودیک حالت A در حدود 40 dB اطلاعات بلندیایی (Amplitude information) نشان می‌دهد که مطابق تغییرات بلندی اکوی در حدود ۱ : ۱۰۰ است (این را بزودی تشریح خواهیم کرد).

حالت TM

در حالت A, اگر اکوها بوسیله ساختمانهای متحرک ایجاد شوند, خارهای اکویی هم حرکت خواهند کرد. اگر اکوهایی که در شکل ۱۹-۲۰ نشان داده شده اند از دیواره قدامی سینه (a), دیواره خلفی دریچه میترال (b) و دیواره خلفی قلب (c) ایجاد می شدند اکوها در امتداد خط پایه به جلو و عقب حرکت می کردند. در هر لحظه ممکن است آنطور که در تصویر نشان داده شده نمایان شوند. ولی لحظه بعد دریچه میترال و دیواره قلب در محل دیگری خواهند بود, درحالیکه دریچه میترال بیش از دیواره قلب حرکت می کند.

برای حالت TM, همانطور که در شکل B ۱۹-۲۰ نشان داده شده است, خارها تبدیل به نقطه ها می شوند. نقطه ها همانطور که با پیکانها نشان داده شده است به جلو و عقب حرکت می کنند. حالت M یک حالت حدواسط است که نمی تواند بطور معنی داری ضبط شود. برای ضبط دائمی, حرکت باید در دوره ای از زمان ضبط شود. این کار را با بردن خط نقطه ها به بالای صفحه نمایش و سپس به تدریج پایین آوردن به ته صفحه انجام می دهند.

ضبط این حرکت جارویی با یک دوربین و زمان نورگیری بیش از زمان جارو انجام می شود. چنین ضبطی در شکل B ۱۹-۲۰ نشان داده شده است. چون این یک امتحان حرکتی زمانی است, آن را حالت TM گویند. زمان جارو کردن در شکل ۳ ثانیه است. اگر یک زمان جاروی طولانیتری بکار رود, ضربانهای بیشتری ضبط می شود, و آنها از بالا به پایین متراکم می شوند ولی حرارت جلو

و عقب بی تغییر می ماند. عیب واضح این روش زمان کوتاهی است که می تواند ضبط شود. ضبط طویلتر را می توان با جدول نواری ضبط کننده الکترونیک که در عین حال می تواند چندین پارامتر دیگر، از قبیل الکتروکاردیوگرام، را نیز نشان دهد، انجام داد. یک ضبط جدول نواری را می توان به هر طولی که عمل کننده می خواهد گرفت، و این روش شیوعش در اکوکاردیوگرافی، که در آن حالت TM مفیدترین است، روزافزون می باشد.

حالت B

سونوگرافی پس از سالیان دراز با ایجاد حالت B به صورت یک روش تصویرسازی درآمد. روشهای دیگر اطلاعات مفیدی می دادند ولی فقط در قلمرو محدودی مفید بودند. حالت B به شدت نقش اولتراسوند را به عنوان یک وسیله تشخیصی، بویژه در بیماریهای شکمی گسترش داد. حالت B تصویر یک برش بافتی را ایجاد می کند. اکوها به صورت نقطه ها، شبیه حالت TM نشان داده می شوند، ولی برخلاف حالت TM، ترانسدوسر حرکت می کند بطوری که شعاع صوتی یک سطح بدن را سیر می نماید. ترانسدوسر را می توان به دسته شمشیر، و شعاع اولتراسونیک را می توان به تیغه آن تشبیه کرد. تیغه وقتی در طول بدن می برد، یک تصویر سهمی (Sagittal) می دهد، و وقتی از یک طرف به طرف دیگر بدن کشیده می شود، یک تصویر عرضی یا مقطعی ایجاد

می کند. تصاویر، شبیه مقاطعی است که اگر ما می توانستیم ببریم و از روبروی آنها نگاهشان کنیم.

در روشهای اسکن کردن حالت B, ترانسدوسر روی پوست بدن گذاشته می شود, روغن معدنی روی پوست برای خارج کردن هوا و بوجود آوردن یک جفت شدن خوب بین ترانسدوسر و پوست بکار می رود. این را یک اسکن تماسی

(Contact Scanning) گویند. ترانسدوسر می تواند در یک نقطه بماند و به

جلو و عقب متمایل شود و ایجاد یک اسکن ساده قطاعی (Sector) (شکل A

۲۰-۲۰) کند. ولی بیشتر, ترانسدوسر در عرض بدن درحالیکه دوران هم

می کند حرکت می کند و ایجاد یک اسکن تماسی مرکب (شکل B ۲۰-۲۰)

می کند. این حرکت مرکب (Compound) در بدن مورد نیاز است زیرا

ساختمانهای تشریحی در بدن زوایای مختلفی دارند که از آنها امواج

اولتراسوند بازتابیده می شوند. اگر زاویه بین خط عمود بر سطح ترانسدوسر و

بر سطح حدفاصلی که تصویر می شود بیش از ۵ درجه باشد, مقدار اولتراسوند

بازتابی به ترانسدوسر کمتر از آن است که بتواند تصویری ایجاد کند. بدین

ترتیب, حرکت اسکنی مرکب لازم است که سطح ترانسدوسر را برای زوایای

مختلفی که حدفاصلها برای ایجاد تصویر دارند مناسب کند. سوار کردن

اکوهای که بوسیله اسکن مرکب بدست می آید به یک تصویر معنی دار، نیاز به همزمانی دقیق بین حرکات ترانسدوسر و نمایش تیوب اشعه کاتودیک دارد.

در سوار کردن تصویر، تعیین مکان یک اکو نسبت به دیگری بوسیله یک کامپیوتر کوچک که اطلاعات به آن بوسیله یک بازویی که سه مفصل دارد می رسد انجام می گیرد (شکل ۲۱-۲۰). کامپیوتر امتداد خط پایه را با محاسبه درجات سه مفصل حساب می کند. ژرفای اکو، مانند حالت A بوسیله وقفه زمانی تعیین می شود.

وقتی ترانسدوسر از یک نقطه به نقطه دیگر، در تصویر از نقطه A به نقطه B، حرکت می کند کامپیوتر دوباره زوایا و زمان تأخیر را حساب می کند تا علائم برگشتی را در جای درست نشان دهد. حتی گرچه اکوها از دو موقعیت کاملاً مختلف ترانسدوسر (A و B) بیابند، کامپیوتر درست تفسیر می کند که آنها از یک نقطه آمده اند (P). هزاران از این محاسبات و اکوها در روی صفحه نمایش تصویری را به صورت یک مقطع ایجاد می کنند. سازندگان مختلف روشهای مختلفی برای اندازه گیری سه زاویه بکار می برند. زوایای مفصلهای بازو را ممکن است با پتانسیومترها و یا با رمزگشاهای دیجیتال اپتیکال که علائمی ایجاد می کنند که با وضعیت و جهت ترانسدوسر تغییر می کنند اندازه گرفت.

برای بازنگری: بازوی اسکن دو کار انجام می‌دهد: (۱) فضایی صوت را تعیین می‌کند، و (۲) حرکت ترانسدوسر را تحت نظم و محدودیت درمی‌آورد بطوری که تمام اجزای یک مقطع تصویری از یک مقطع بیابند.

روشی که برای نشان دادن تصویری که بوسیله اسکن حالت B گرفته می‌شود باید از روش نشان دادن تصویرهای عادی تیوب اشعه کاتودیک برای نشان دادن تصاویر حالت A مختلف باشد. دو نیاز را باید برطرف کرد. اول، باید تصویر روی صفحه نمایش به مدت کافی بماند تا قابل مطالعه باشد (تصویر در تیوبهای معمولی اشعه کاتودیک فقط در جزئی از یک ثانیه قابل دید است). دوم، بقای تصویر لازم است تا اجازه دهد که یک عکس در اثر حرکت مرکب ترانسدوسر ساخته شود. در ابتدا، این نیازها با نشان دادن اسکن حالت B روی یک تیوب پرتو کاتودیک تعدیل یافته، به نام تیوب «ذخیره ای» پرتو کاتودیک (یا تیوب «با بقای متغیر») تأمین می‌شد. این تیوبها به امتحان کننده اجازه می‌دادند که اسکن حالت B را درحالیکه انجام می‌شد ببینند (یک تصویر می‌توانست بطور مداوم برای مدت ۱۰ دقیقه دیده شود). طراحی و طرز کار تیوب پرتو کاتودیک با بقای متغیر چندان بمورد بنظر نمی‌رسد، بنابراین به شما (و به خودمان) زحمت تشریح جزئیات تکنیکی آن را نمی‌دهیم. همچنین، این نوع نمایش در اسکنرهای فعلی حالت B بکار نمی‌رود. عیب بزرگ این تیوبهای ذخیره ای دید مستقیم محدودیت قابلیت آنها برای نشان دادن سایه های خاکستری است،

و تصویر در روی صفحه فقط از نواحی روشن یا تیره تشکیل شده است. این را تصویر دورنگی (Bistable Image) گویند.

تصویر سازی جدول خاکستری

با وجود آمدن تصویرسازی جدول خاکستری، اسکن حالت B در ۱۹۷۲ قدم بزرگی به جلو برداشت. منظور از تصویرسازی جدول خاکستری نشان دادن تغییرات زیاد بلندیهای اکوهایی که از بافتها می آیند به صورت سایه های خاکستری بر روی صفحه نمایشگر تلویزیون می باشد. این متضاد تصویر دورنگی یا تصویر جدول خاکستری محدود شده است که با تیوبهای اشعه کاتودیک ذخیره ای قابل انجامند. تصویر سازی جدول خاکستری با وجود آمدن تیوب اسکن تبدیل حافظه (Scan conversion memory tube) ممکن شد (معمولاً آن را مبدل اسکن «Scan Converter» گویند).

برخلاف تیوبهای پرتوکاتودیک ذخیره ای، تیوبهای مبدل اسکن ایجاد تصویر قابل رؤیت نمی کنند. در عوض، مبدل اسکن اطلاعاتی را که از یک ترانسدوسر می رسد ذخیره می کند، و سپس، اطلاعات ذخیره شده را برای تولید علائمی که برای ایجاد تصویر قابل رؤیت روی صفحه نمایش تلویزیون بکار می روند، بکار می برد. یک تیوب مبدل اسکن از این جهت که باعث می شود که یک شعاع الکترونی یک هدف را که قابلیت ذخیره اطلاعات دریافت شده را دارد

اسکن کند شبیه تیوب اشعه کاتودیک است. شعاع الکترونی، بطور متناوب برای «نوشتن» اطلاعات بر روی هدف، «خواندن» اطلاعات، برای تولید علائم که برای تلویزیون فرستاده می شود، و پاک کردن هدف برای آماده کردن آن برای دریافت اطلاعات جدید بکار می رود. هدف مبدل اسکن یک وسیله پیچیده ای است که تشکیل شده است از صفحه پشتیبان سیلیکونی به قطر در حدود ۲۵ میلیمتر که بر روی آن بیش از یک میلیون قطعات مربعی ریز (در حدود μm ۱۰) قرار داده شده است. منطقی است که فرض کنیم که وقتی ترانسدوسر برای اسکن بیمار در روش اسکن تماسی مرکب بکار می رود. چندین اکوی برگشتی از یک نقطه بوسیله ترانسدوسر دریافت می شود. وقتی هدف مبدل اسکن علائم متعدد از یک نقطه دریافت می کند، فقط قویترین علامت را ضبط کرده، بقیه را دور می ریزد.

به این ترتیب، عکس نهایی فقط از قویترین اکو کشف شده از هر نقطه، و نه از جمع اتفاقی چندین علامت تشکیل شده است (این را «فرانویسی» «Overwriting» گویند). این دلیلی است که چرا امتحان کننده قادر است با حرکات مکرر ترانسدوسر در سطح هر تصویر، یک عکس قابل تشخیصتری بسازد. وقتی تصویر در هدف مبدل اسکن ذخیره شود می توان شعاع الکترونی را واداشت تا هدف را جاروب کند و ایجاد علامت قابل نشان دادن روی تلویزیون معمولی بنماید.

دوگونه تیوب اسکن مبدل حافظه وجود دارد. تیوب مبدل اسکن آنالوگ در ۱۹۷۲ درست شد. بعداً، مبدل اسکن دیجیتال جای آنالوگ را گرفت. اصطلاح های «آنالوگ» و «دیژیتال» نزد بیشتر پزشکان نسبتاً مبهمند. به سبب ورود انفجاری اجزای «دیژیتال» در کارهای تصویری تشخیصی، ما این عنوان را موضوع یک فصل تمام کرده ایم. بطور خلاصه، مبدل اسکن دیجیتال تغییرات بلندی اکوهای دریافتی بوسیله ترانسدوسر را به شماره های دوگانی (Binary) تبدیل می کند. این اطلاعات در ۱۶ (۴ بیت) یا ۳۲ (۵ بیت) و یا بیشتر از آن سطح خاکستری ذخیره می شود که می توان روی نمایشگر تلویزیون نشان داد.

مبدل اسکن آنالوگ در استفاده بالینی قدری اشکال بوجود می آورد زیرا سطوح جدول خاکستری که به هر بلندی اکو منسوب می شوند متمایلند جریان یابند، و باعث اختلال تصویر شود، و مقایسه بین اسکنهای انجام یافته در تاریخهای مختلف را مشکل کند.

همچنین، سوسو زدن نامطبوع تصویر که روی تلویزیون دیده می شود وجود دارد. این سوسو زدن مربوط به این واقعیت است که تیوب مبدل اسکن باید در عین حال تصویر را ذخیره کند (بنویسد) و آن را به نمایشگر تلویزیون بفرستد (بخواند). تیوب در زمانی که تصویر دریافت می شود متناوباً وضع خود را به حالت خواندن و نوشتن در می آورد. یک تیوب مبدل آنالوگ قادر است که این تبادل را با سرعت ده بار برای هر تصویر تلویزیونی انجام دهد. و ایجاد سوسو

زدن قابل دید کند. تصویر وقتی بوسیله مبدل آنالوگ ذخیره شد، قبل از اینکه زوال تصویر شروع شود می تواند به مدت ده دقیقه دیده شود.

تیوبهای مبدل اسکن دیجیتال از جاری شدن (Drift) جدول خاکستری آزادند. آنها سرعت نوشتن خیلی سریعتر از واحد آنالوگ دارند، بنابراین سوسو زدن بر صفحه تلویزیون ندارند. تصویر وقتی ذخیره شود، بر تیوب ذخیره دیجیتال می تواند همیشه دیده شود. مبدلهای اسکن دیجیتال برای پردازش پیشرفته کامپیوتر مناسبند و قابل بکاربردن در تصویرسازی ریل تایم هستند. بنابراین به نظر می رسد تیوب حافظه ای مبدل اسکن دیجیتال جانشین دستگاه آنالوگ شود.

قادر بودن به خواندن اطلاعات ذخیره شده در تیوب مبدل اسکن بر روی صفحه تلویزیون عادی چندین فایده دارد. چنین نمایشگرهایی گران نیستند و اعضای فرعی از قبیل مولد حروف را می توان به سادگی با آن بکار برد تا اسکن را مشخص کند. قسمت تنظیم نمایشگر تلویزیون را می توان بکار برد تا کنتراست و درخشندگی را میزان کند. سایر ملحقات تلویزیون از قبیل رنگ، نوار ویدیو و دیسک ویدیو را می توان بطور اختیاری بکار برد. می توان بزرگنمایی (Zoom) را نیز با استفاده از فقط قسمتی از تصویر ذخیره شده برای ایجاد تصویر تلویزیونی انجام داد. همچنین، ممکن است چندین تصویر کامل را روی قسمتهای مختلف هدف مبدل اسکن ذخیره کرد.

در اینجا، بطور خلاصه مزایای تیوب مبدل حافظه اسکن دیجیتال را بر تیوبهای دید مستقیم ذخیره پرتو کاتودیک بازنگری می کنیم.

- ۱- خواندن تصویر بر روی نمایشگر معمولی تلویزیون اجازه به استفاده از وسایل فرعی متعدد و تنظیم اضافی تصویر می دهد.
- ۲- امکان پردازش کامپیوتری اطلاعات وجود دارد.
- ۳- نمایش جدول خاکستری در دسترس است.
- ۴- نمایش بزرگنمایی (Zoom) در دسترس است.
- ۵- بیش از یک تصویر را می توان ذخیره کرد.
- ۶- قدرت تحلیل (Resolution) بهتر است.
- ۷- رؤیت طولانی از کیفیت تصویر نمی کاهد.
- ۸- فرانوئوسی قابل چشم پوشی وجود دارد (فقط قویترین علامت از هر نقطه ثبت می شود).

تنظیمها (Controls)

تعداد و شدت اکوها از هر ناحیه بخصوص بسیار متغیر است و تنظیم اسکنر برای اینکه یک ناحیه را خوب نشان دهد اغلب کیفیت تصویر را در سایر نواحی می کاهد. تنظیمهای متعدد در دستگاههای اولتراسوند قرار داده شده اند، و تمام طوری طراحی شده اند که شدت اکوها را از ژرفاهای مختلف تنظیم کنند. معمولاً چندین تنظیم همزمان بکار برده می شوند، بطوری که یک ترتیب

منطقی برای بحث از آنها وجود ندارد. تنظیمهای زیر ممکن است در دسترس باشند اگرچه تمام آنها ممکن است بوسیله یک سازنده بکار نروند.

۱- جبران کننده بهره زمانی

۲- تأخیر

۳- شدت

۴- بهره خشن

۵- رد کننده

۶- بهره نزدیک

۷- بهره دور

۸- تشدید

اکوها از ساختمانهای ژرف بسیار ضعیفتر از اکوها از ساختمانهای نزدیک است.

این دو ممکن است با ضریب میلیون با هم اختلاف داشته باشند. اگر یک اکو از

یک شئی نزدیک به سطح ایجاد خار ۱۰ سانتیمتری کند، چنانکه در حالت A

نشان داده می شود، اکوهایی از ساختمانهای ژرفتر ممکن است فقط ۰/۰۰۱

میلیمتر باشند، که کمتر از ضخامت مو است. مسلماً برای ترمیم این موضوع

باید کاری کرد و بیشتر تنظیمها فقط برای این منظور طراحی شده اند.

جبران کننده بهره زمانی (TGC یا Time gain compensator) مهمترین

تنظیم است. کار آن در شکل ۲۳-۲۰ نشان داده شده است. اکوها از

ساختمانهای عمقی به شدت تخفیف یافته اند و ایجاد خارهای کوچک (شکل

B ۲۰-۲۲) می کنند. TGC در شکل C ۲۰-۲۲ به صورت یک خط سراشیب

نشان داده شده است و بلندی سراشیبی به بلندی ضربانها افزوده می شود. نتیجه،

که در شکل D ۲۰-۲۲ نشان داده شده است که یک ردیف ضربانها با بلندی

مشابه می باشد. شیب TGC درجه تقویت را میزان می کند. شیب به صورت خط مستقیم نشان داده شده ولی عملاً توانی است، زیرا هرچه اکوها ژرفتر باشند، بیش از آنچه در شکل نشان داده شده نیاز به تقویت دارند. عملاً ممکن است بیش از هزار برابر تقویت شوند. تنظیم تأخیر، ژرفایی را که در آن TGC آغاز به تقویت علائم ضعیفتر می کند، نشان می دهد.

سه تنظیم بر بلندی در تمام نمایش، بدون تبعیض به نفع یا به ضرر یک عمق بخصوص، حکومت می کنند. اولی آن تنظیم شدت است، که اختلاف پتانسیل را در ترانسدوسر تعیین می کند (یعنی قدرت ضربان و لتاژ). افزایش شدت ایجاد شعاع پرانرژیتر اولتراسونیک می کند و به این ترتیب ایجاد اکوهای قویتر در تمام سطوح می نماید. دومین تنظیم بلندی، بهره خشن است، که بلندی اکو را در تمام ژرفاها تنظیم می کند. افزایش تنظیم بهره خشن، تمام اکوها را به نسبت تشدید می کند (شکل ۲۰-۲۳). اکوهای ابتدایی (شکل A ۲۰-۲۳) با افزایش بهره خشن (coarse gain) تماماً به دو برابر بلندی خود تشدید می شوند (شکل ۲۰-۲۳ B). سومین تنظیم کننده بلندی، تنظیم رد کردن (reject control) است، و با دوتای دیگر مختصری اختلاف دارد. اگرچه این تنظیم بین اکوهای ژرفای بخصوص تبعیض نمی گذارد، ولی بر اکوهای پایینتر از حداقل تبعیض می گذارد. (شکل D و C ۲۰-۲۳). ردکننده تصویر را با زدایش اکوهای کوچک بی

مصرف پاک می‌کند. رد کردن انتخابی علائم ضعیفتر وضوح قویترها را بالا می‌برد.

تنظیم تأخیر (Delay Control) عمقی را که در آن TGC شروع به تقویت علائم ضعیفتر می‌کند تعیین می‌نماید (شکل ۲۴-۲۰). مسلماً اکوهای قوی سطحی نیاز به تقویت با TGC ندارند. در واقع ممکن است نیاز به تخفیفشان باشد. این بوسیله تنظیم بهره نزدیک (Near gain control) تعیین می‌شود که عمدتاً برای کاهش و نه افزایش اکوهای نزدیک بکار می‌رود. فاصله ای که در طول آن بهره نزدیک کار می‌کند بوسیله تأخیر تنظیم می‌شود.

دو روش اضافی دیگر را ممکن است برای تکمیل اکوهای دور (یعنی آنهایی که از بافتهای عمقی سرچشمه می‌گیرند) بکار برد بهره دور (far gain) و تنظیمهای تشدید (Enhancement Controls). بهره دور شبیه بهره نزدیک ولی در انتهای دیگر منحنی TGC است و برای تشدید تمام اکوهای دور بکار می‌رود. تنظیمهای تشدید یک قسمت ناحیه ای منحنی را تقویت می‌کند (شکل ۲۴-۲۰). اینها دروازه ای در ژرفای بخصوص می‌گشایند و اکوها را در این دروازه تا سطح دلخواه تقویت می‌کنند. مثلاً دروازه را می‌توان طوری تنظیم کرد که نزدیکترین و دورترین ناحیه حرکت دریاچه میترال را دربرگیرد، در اینحال اکوها از این ناحیه بخصوص می‌توانند تشدید شوند تا دریاچه میترال را

واضحتر نشان دهند. ترکیب و تداخل بین تمام این تنظیمها بسیار پیچیده است، و غیر ممکن است که اثر آنها را بر تصویر از روی کتاب آموخت.

سرعت ضربانها (Pulse Rate)

سرعت ضربانها و فرکانس دو چیز جدا هستند. فرکانس اشاره به اختصاصات صوت دارد، یعنی تعداد دفعاتی که در ثانیه ذرات هدایت کننده صوت به جلو و عقب نوسان پیدا می کنند، که معمولاً در سونوگرافی پزشکی بین ۱ و ۲۰ MHz است. سرعت ضربانها یعنی تعداد دستجات کوچک صوتی که در هر ثانیه فرستاده می شوند (شکل ۲۵-۲۰). هر ضربان صوتی کوتاه است (بطور معمول دو یا سه طول موج)، و طول آن با عامل Q ی ترانسدوسر تغییر می کند. بین ضربانها ترانسدوسر به عنوان گیرنده کار می کند. سرعت بکار رفته شایع ۱۰۰۰ ضربان در ثانیه است (با محدوده ای از ۵۰۰ تا ۳۰۰۰). در این سرعت، زمان کامل موجود برای هر ضربان $1/1000$ ثانیه است. تقریباً یک میلیونیم ثانیه برای فرستادن اختصاص داده می شود، بنابراین ترانسدوسر هزار برابر اینکه فرستنده است، دریافت کننده می باشد.

سرعت ضربان تعداد کل اکوها را که در واحد زمان به ترانسدوسر می رسند تعیین می کند. دو برابر کردن سرعت از ۱۰۰۰ به ۲۰۰۰ ضربان در ثانیه، تعداد اکوهایی را که در هر ثانیه به ترانسدوسر برمی گردند دو برابر می کند.

مسلماً، یک سرعت زیاد ضربانها مطلوب است، ولی سرعت خیلی زیاد یک مسئله دیگر ایجاد می کند. ترانسدوسر در عین حال نمی تواند هم بفرستد و هم بگیرد. در حالیکه سرعت ضربانها افزوده می شود، زمان دریافت کاهش می یابد. اگر زمان دریافت خیلی کوتاه باشد، اکوها از قسمتهای دور، ممکن است وقتی ضربان بعدی زده می شود هنوز در راه باشند. زمان بین ضربانها، یا سرعت ضربانها باید طوری باشد که با ضخیمترین قسمت مورد امتحان سازگار باشد. این ضخامت نصف فاصله بین دو ضربان است.

بیاد بیاورید، صوت یک مسافرت رفت و برگشت می کند، بنابراین ضخامت حداکثر را که می توان امتحان کرد فقط نصف فاصله ای است که صوت می تواند حرکت کند. جدول ۷-۲۰ ضخامت حداکثر عضو را که می توان در سرعتهای مختلف ضربان امتحان کرد نشان می دهد. در سرعت شایع ۱۰۰۰ ضربان در ثانیه، یک عضو با ضخامت ۷۵ cm را می توان امتحان کرد. در سرعت ۱۰۰۰۰ ضخیمترین قسمت ۷/۵ cm است که برای افتالمولوژی رضایتبخش است ولی برای تصویرسازی از شکم مناسب نیست.

اصول تصویرسازی

حالت پنج میله سیمی که در فواصل مساوی قرار دارند را با یک ترانسدوسر میزان شده نشان می دهد (ترانسدوسر میزان شده بعداً شرح داده خواهد شد). سیمها نسبت به شعاع صوتی قطر کم دارند.

در حالی که شعاع از چپ به راست حرکت می‌کند، وقتی لبه قدامی شعاع به سیم بر می‌خورد اکوها شروع می‌شوند و ادامه پیدا می‌کنند تا اینکه شعاع کاملاً از سیم بگذرد. تصاویر منتهجه عکسهایی از شعاع صوتی و نه از سیمها هستند. چون پهنای شعاع با عمق تغییر می‌کند، پهنای تصویرها نیز با عمق تغییر می‌کند و آنجا که شعاع از همه جا باریکتر است تصویر به شکل سیم از همه نزدیکتر است. سیم، سوراخ سوزن سونوگرافی کننده است.

حالت پنج میله سیمی که در فواصل مساوی قرار دارند را با یک ترانسدوسر میزان شده نشان می‌دهد (ترانسدوسر میزان شده بعداً شرح داده خواهد شد). سیمها نسبت به شعاع صوتی قطر کم دارند. در حالیکه شعاع از چپ به راست حرکت می‌کند، وقتی لبه قدامی شعاع به سیم بر می‌خورد اکوها شروع می‌شوند و ادامه پیدا می‌کنند تا اینکه شعاع کاملاً از سیم بگذرد. تصاویر منتهجه عکسهایی از شعاع صوتی و نه از سیمها هستند. چون پهنای شعاع با عمق تغییر می‌کند، پهنای تصویرها نیز با عمق تغییر می‌کند و آنجا که شعاع از همه جا باریکتر است تصویر به شکل سیم از همه نزدیکتر است. سیم، سوراخ سوزن سونوگرافی کننده است.

قدرت تحلیل (Resolution)

وقتی ما راجع به قدرت تحلیل حالت A صحبت می‌کنیم، نظر ما فقط بر قابلیت شعاع به نشان دادن دو شیء در عمقهای مختلف است. ولی در حالت B نظر ما بر تحلیل افقی (horizontal) یا عرضی (lateral) نیز هست: و آن قابلیت جدا کردن دو شیء مجاور هم

است. ما اینها را بنام قدرت تحلیل عمقی و عرضی خواهیم خواند. هیچیک از این دو به درستی، حداقل با معیارهای تصویری رادیولوژی، تعریف شده نیستند، بنابراین، بحث ما به صورت اصول کلی، و نه تعداد خط در میلیمتر، خواهد بود.

قدرت تحلیل عمقی (depth) یا محوری (axial)

قدرت تحلیل عمقی قابلیت شعاع به جدا کردن اشیاء نزدیک هم که در امتداد محور شعاع قرار دارند می باشد. شکل ۲۷-۲۰ ترتیب زمانی یک ضربان اولتراسوند را که دو سطح b, a را، که از هم فاصله X دارند، تفکیک می کند، نشان می دهد. در زمانهای ۲ و ۳، قسمتهایی از شعاع به ترتیب، از سطحهای b, a منعکس شده اند. ضربانهای انعکاسی کاملاً جدا هستند و هر یک علامت خود را ایجاد می کند. جدایی لبه هادی آنها $2X$ ، یا دو برابر جدایی ابتدایی است، زیرا اکوی دوم باید در فاصله X سفر رفت و برگشت کند. طولانی ضربانی صوتی، که به آن «طول فضایی ضربان» (spatial pulse length) گوییم مساوی طول موج صوت ضرب در تعداد طول موج در ضربان است. تعداد طول موج بستگی به عامل Q ترانسدوسر دارد. مثلاً، در فرکانس $1/5$ مگاهرتس، طول موج صوت در آب 1mm (1500000cycle/sec : $1500000\text{mm/sec} = \lambda$). اگر چنین ضربان صوتی شامل سه طول موج باشد، طول فضایی ضربان، 3mm خواهد بود. دو شیء می توانند تفکیک شوند اگر طول فضایی ضربان کمتر از دو برابر فاصله آنها باشد. شکل ۲۸-۲۰ دو شیء را که فاصله شان درست برابر نصف طول فضایی ضربان است نشان می دهد. در زمان ۲، ضربان دو تا شده است، ولی پیش از اینکه دومین ضربان منعکس شده

از سطح b برگردد، اولین ضربان منعکس شده سطح a را آزاد نمی کند. ترانسدوسر فقط یک ضربان می بیند و بنابراین دو سطح تفکیک نمی شوند.

اکوهای چند بازتابی (Reverberation Echoes)

ما وقتی درباره توموگرافی صحبت کردیم تصویرهای شبیحی (phantom) را به عنوان تصویرهایی تعریف کردیم که به چشم ظاهر می شوند ولی وجود فیزیکی ندارند. تصویر مشابهی، به نام تصویر چند بازتابی، در سونوگرافی پیدا می شود. شکل ۲۹-۲۰ نشان می دهد که چگونه این تصویرهای اضافی ایجاد می شود. وضعیت بحرانی در زمان ۴ اتفاق می افتد، که در این زمان، اکوهای برگشتی از b دوباره از سطح پشتی a منعکس می شوند و سکوی سوم را (زمان ۵) ایجاد می کنند، که ترانسدوسر آن را به عنوان یک شیء دیگر تفسیر می کند. به این ترتیب، سه سطح نشان داده می شود، که سطح سوم تصویر چند بازتابی است. زمان ۶، شروع تصویر چهارم را با وضعیت هندسی که در شکل تصویر شده است می نماید، تعداد تصاویر چند بازتابی فقط بوسیله قدرت نفوذی شعاع و حساسیت آشکارساز محدود می شود.

خود ترانسدوسر ممکن است به عنوان سطح منعکس کننده عمل کند، بویژه در سونوگرافی افتالمولوژی، ایجاد آرتفاکتهای چند بازتابی کند. آرتفکت بوسیله تغییر دستی فاصله ترانسدوسر نسبت به کره چشم تشخیص داده می شود. تصویر ساختگی بطور همزمان با ترانسدوسر حرکت می کند.

قدرت تحلیل عرضی (Lateral) یا افقی (Horizontal)

قدرت تحلیل عرضی قابلیت جدا کردن دو شیء مجاور است. شکل ۲۰-۳۰ دو شیء را که بوسیله فضای باریکی از هم جدا شده اند نشان می دهد. برای تشخیص اشیاء به صورت مجزا، شعاع باید باریکتر از فضای بین اشیاء باشد. در شکل A ۲۰-۳۰، شعاع خیلی پهن است و بنابراین، حتی وقتی که شعاع بر فضا سوار می شود، آن را یک لبه تفسیر می کند و فضا تشخیص داده نشده می ماند. یک راه آشکار برای بهبود قدرت تحلیل و باریک کردن شعاع بکار بردن ترانسدوسر کوچکتر است. این در بعضی از حالات بالینی، مثلاً در افتالمولوژی که ترانسدوسرهای با فرکانس بالا و قطر کوچک برای ایجاد قدرت تحلیل عالی بکار می روند، خوب اثر می کند. ولی امتیاز ترانسدوسر کوچک در شکم که خیلی ضخیمتر است از بین می رود. حتی در فرکانسهای بالا، ناحیه فرنل کوتاهتر از آن است که به قسمتهای عمقی برسد. شکل B ۲۰-۳۰ مسئله را نشان می دهد. شعاع در سطح شیء مورد نظر، بخوبی در ناحیه فرانهوفر قرار دارد، و ممکن است عملاً بهتر از شعاع یک ترانسدوسر بزرگتر باشد.

ترانسدوسرهای میزان شده (Focused)

حل مسئله تصویری بالا در استفاده از ترانسدوسر میزان شده است، همچنانکه در شکل C ۲۰-۳۰ نشان داده شده است. ترانسدوسرهای میزان شده پهنای شعاع را محدود می کند و قدرت تحلیل عرضی را بهبود می بخشد ولی آنها برای میزان شدن در ژرفا یا محدوده ژرفای بخصوصی طراحی شده اند، بنابراین باید برای نمایش مناسب برای

ژرفای مورد نظر انتخاب شوند. در شکل C ۲۰-۳۰ شعاع در ژرفای مناسب میزان شده است. بطوری که می تواند از فضای بین اشیاء a,b بگذرد. به این ترتیب آنها را به صورت جدا از هم نشان دهد.

پرتوهای صوتی می توانند یا با بلور پیزوالکتریک منحنی و یا با یک عدسی آکوستیک میزان شوند. ماده عدسی، که معمولاً پلی استیرن (Polystyrene) و با صمغ اپوکسی (Epoxy Resin) است صوت را با سرعت بیشتر از بافتهای بدن هدایت می کند، بنابراین صوت به سوی یک نقطه در فضا می شکند یا خم می شود. با دانستن شعاع انحنای عدسی و سرعت صوت در ماده عدسی و بافتهای بدن، نقطه کانونی دقیق را می توان حساب کرد. یک تقریب نزدیک به فاصله کانونی قطر انحنای عدسی می باشد (شکل ۲۰-۳۱). میزان کردن، ناحیه انتقالی بین ناحیه نزدیک و دور را از نقطه پیش بینی شده آن در X' به نقطه نزدیکتر X'_f به ترانسدوسر منتقل می کند. در نقطه کانونی شعاع از همه جا باریکتر است و بیشترین شدت را دارد، ولی این نقطه خیلی تیز و محدود شده نیست. مانند عدسی اپتیک، عدسی آکوستیک ناحیه کانونی دارد، و آن فاصله ای است که در آن فاصله خواص کانونی نسبتاً خوب برقرار است. ناحیه کانونی با عدسیهای دارای فاصله کانونی کوتاه و قطر بزرگ کوتاهتر است. ترانسدوسرهای میزان شده بسته به عمقی که در آن میزان شده اند به کوتاه، متوسط، و بلند طبقه بندی شده اند، به صورت زیر:

کوتاه ۴-۶ سانتیمتر

متوسط ۶-۸ سانتیمتر

بلند ۸-۱۱ سانتیمتر

ضخامت توموگرافیک

اصطلاح «ضخامت توموگرافیک» فقط برای اسکن حالت B معنی دار است. منظور از آن ضخامت برش خوب میزان شده یا ضخامتی است که شعاع صوتی می بیند. آن خیلی ارتباط به تحلیل عرضی دارد. ما اسکنر حالت B را به صورت شمشیری تشبیه می کنیم که بریدگی عمقی در بدن ایجاد می کند. تشبیه به دو شمشیر دقیقتر است. دو شمشیر در کنار هم با جدایی برابر پهنای شعاع که یک لایه بافتی را می برند. هرچه برش نازکتر باشد، تصویر سطح بافتی را درست تر نشان می دهد. تصویر نهایی مجموعه تمام اشیاء در لایه برش است. ضخامت و شکل برش توموگرافیک همانند شعاع صوتی است. یک شعاع استوانه ای (میزان نشده) یک برش مانند پنکیک (Pancake) ایجاد می کند که در ناحیه فرنل کناره های موازی و در ناحیه فرانهورفر ته بوقی شکل دارد. برشهای با ترانسدوسرهای میزان شده در بالا و پایین گشاد شده هستند و باریکترین ناحیه آنها در مرکز است. گشادشدگی بالا با پهنای ترانسدوسر محدود می شود ولی گشادشدگی پایین با افزایش ژرفا زیاد می گردد.

روشهای داپلر

اثر داپلر عبارت است از تغییر در فرکانس دریافتی صوت که بوسیله منبع متحرک ساطع می شود. این اثر اولین بار بوسیله کریستین داپلر (Christian Doppler) در سال ۱۸۴۳ شرح داده شد. علت تغییر فرکانس در شکل ۳۲-۲۰ نشان داده شده است. در شکل A

۳۲-۲۰، یک منبع مرتعش (P) ایجاد یک سری امواج متحدالمركز می کند، که تماماً از مركز حرکت می کنند، و قدیمی ترینشان در محیطی ترین موقعیت (زمان ۱) و جدیدترینشان در مركز (زمان ۶) قرار دارد. سرعت صوت در محیط بخصوص و فرکانس لرزاننده طول موج (λ) یا فاصله بین اوجها را تعیین می کنند. در شکل B ۳۲-۲۰ منبع صوتی در حال ارتعاش به طرف راست حرکت می کند. این منبع یک اوج می فرستد و سپس در یک جهت به دنبال اوج می دود و در جهت دیگر از آن دور می شود. صوت معمولاً از منبع تندتر حرکت می کند، بنابراین منبع هرگز به اوج نمی رسد. حرکت منبع شکاف بین اوجها را تغییر می دهد، در طرف راست فرکانس را افزوده و طول موج را کم می کند، و در طرف چپ فرکانس را کم و طول موج را زیاد می کند. سرعت صوت با حرکت منبع تغییر نمی کند، بنابراین صوت در تمام جهات با یک سرعت حرکت می کند. تغییر طول موج به سبب حرکت منبع است که فواصل بین اوجها را تغییر می دهد.

مقدار انحراف داپلر در شکل ۳۳-۲۰ نشان داده شده است. یک آمبولانس که با سرعت 27m/sec (در حدود ۹۷ کیلومتر در ساعت) حرکت می کند آژیر خود را با فرکانس 1000Hz به صدا در آورده است. فرکانس در جلوی آژیر 1086Hz ، است در حالیکه فرکانس در عقب آژیر 926Hz می باشد. یک شخص پیاده در حالیکه آمبولانس می گذرد، انحراف فرکانس 160Hz را می شنود. تنها افرادی که فرکانس واقعی 1000Hz را

می شنوند مسافرین وسیله می باشند. روشهای داپلر برای مطالعه حرکت، عمدتاً در دستگاه گردش خون، بکار می رود.

دو ترانسدوسر در حالت سمعی (audio mode) بکار می روند که یکی فرستنده و دیگری گیرنده است. هر دو بطور مداوم عمل می کنند. وسایل داپلر ضربانی (Pulsed Doppler) که بوسیله آنها می توان علائم داپلر را از عمقهای مختلف افتراق داد با داپلر با موج مداوم (Continuous Wave Doppler) خیلی اختلاف دارند و جداگانه شرح داده خواهند شد.

داپلر با موج مداوم

حالت داپلر با موج مداوم دو عنصر پیزوالتریک بکار می برد، که هر دو در یک سر قرار دارند (شکل ۲۰-۳۴). یک بلور علائم مداوم صوتی، با فرکانس معلوم، معمولاً بین ۳ و ۸MHz می فرستد. بلور دیگر اکوهای برگشتی را دریافت و فرکانسشان را ثبت می کند. فرکانس علائم ابتدایی بطور جبری از فرکانس اکوهای برگشتی کم می شود. اختلاف، انحراف داپلر است، که معمولاً در محدوده فرکانسهای قابل کشف بوسیله گوش انسان است و، پس از تقویت، این انحراف داپلر یک علامت سمعی است. اکوهای برگشتی از عناصر سلولی خون، بویژه گلبولهای قرمز سرچشمه می گیرند. شعاع داپلر برای کشف حرکت خون در داخل رگ است و نه حرکت دیواره رگ.

برخلاف سونوگرافی ضربانی که در آن شدت اکوهای برگشتی وقتی که شعاع به سطح منعکس کننده عمود است، حداکثر می باشد، انحراف داپلر وقتی که شعاع به رگ در

زاویه کوچکی برخورد می کند حداکثر است. شکل ۳۴-۲۰ بردار حرکت گلولهای قرمز خون را به طرف ترانسدوسر حتی گرچه ترانسدوسر در مسیر مستقیم جریان نیست، نشان می دهد. هرچه زاویه بین شعاع صوتی و جهت جریان (θ) کوچکتر باشد، بردار حرکت به طرف ترانسدوسر بزرگتر، و انحراف داپلر بیشتر است. از نظر فرضیه ای، وقتی ترانسدوسر عمود بر جهت حرکت خون باشد، حرکت را نمی توان کشف کرد، ولی عملاً این حالت به سبب تباعد شعاع اتفاق نمی افتد (یعنی قسمتی از شعاع همیشه خارج از وضع عمودی است). تغییر فرکانس اکوهای پنخس شده برگشتی را می توان با رابطه انحراف داپلر حساب کرد، به شرح زیر:

$$\Delta v = \frac{2vS}{V} \cos\theta$$

$$\Delta v = \text{تغییر فرکانس (انحراف داپلر - Hz)}$$

$$v = \text{فرکانس شعاع ابتدایی (Hz)}$$

$$S = \text{سرعت حرکت خون (m/s)}$$

$$V = \text{سرعت صوت (1540 m/s)}$$

$$\theta = \text{زاویه بین شعاع صوتی و جهت حرکت خون (شکل ۳۴-۲۰)}$$

بردار حرکت سلول خونی به طرف ترانسدوسر بوسیله $\cos\theta$ در رابطه نشان داده می شود. اگر زاویه افزایش یابد، بردار حرکتی به طرف ترانسدوسر کوچکتر است و متناسباً $\cos\theta$ بزرگتر می شود و هنگامی که مستقیماً به داخل جریان خون نگاه می کند به ۱ نزدیک می گردد.

چرا شماره ۲ در معادله انحراف داپلر ظاهر شده است؟ وقتی که یک انحراف داپلر بوسیله گلبولهای قرمز متحرک خون ایجاد شود دو انحراف پیاپی داپلر برقرار می‌گردد. اول، صورت از ترانسدوسر ثابت بوسیله گلبول قرمز متحرک دریافت می‌گردد. دوم، گلبولهای قرمز متحرک، وقتی دوباره صوت را به طرف ترانسدوسر بر می‌گردانند، به صورت یک منبع صوتی متحرک عمل می‌کنند. یک انحراف داپلر وقتی که گلبولهای متحرک موج اولتراسوند را دریافت می‌کنند پیدا می‌شود، و انحراف دوم داپلر وقتی که گلبولهای متحرک اولتراسوند را به طرف ترانسدوسر ثابت بازتاب می‌دهند، تولید می‌شود. دو انحراف داپلر تقریباً مساویند و با هم جمع می‌شوند. انحراف دوگانه داپلر علت ضریب ۲ است که در رابطه انحراف داپلر ظاهر شده است.

در فرکانسهای بین ۲ و ۱۰MHz انحراف داپلر برای بیشتر حرکات فیزیولوژیک در دامنه صوت قابل شنیدن قرار می‌گیرد. یک گوش دهنده با تجربه می‌تواند با وسیله داپلر مقدار زیادی درباره دستگاه گردش خون بیاموزد. آن را می‌توان برای کشف جریان خون یا فقدان آن در شریانها و وریدها بکار برد، می‌توان برای تشخیص تنگی عروقی با جریانهای گردابی و جهش ونتوری (Venturi Jet) همراه آن، و کشف حرکت قلب جنین زودتر از هر روش دیگری بکار برد. باید دانسته شود که علامت انحراف داپلر را می‌توان بطور الکترونیکی پردازش کرد تا طیف توان علائم (یعنی دامنه فرکانس و قدرت هر فرکانس) را بدهد. این علائم پردازش یافته را می‌توان دید و ثبت کرد تا بتوان تحلیل عینی علائم انحراف داپلر را انجام داد.

بگذارید انحراف داپلر را که ممکن است در یک امتحان نمونه جریان خون شریانی با آن برخورد کنیم حساب کنیم. فرض کنید جریان خون با سرعت متوسط 20 cm/s ($S=0.2\text{ m/s}$)، فرکانس کاری ترانسدوسر 5 MHz ($\nu=5/0.001/0.001\text{ Hz}$)، و زاویه θ که شعاع صوتی با مجرای رگ می سازد 60° درجه ($\cos 60^\circ=0.5$) باشد:

$$\Delta\nu = \frac{2(5,000,000)(0.2)}{1540}(0.5)$$

$$\Delta\nu \approx 650\text{ Hz}$$

به این ترتیب برای ساختمانهای با حرکت نسبتاً آهسته، علائم انحراف داپلر در محدوده قابل شنیدن قرار می گیرد. ملاحظه کنید که معادله انحراف داپلر به ما می گوید که تغییر فرکانس علائم اولتراسوند که بوسیله ترانسدوسر دریافت می شود 650 Hz خواهد بود، ولی تعیین نمی کند که آیا این تغییر مثبت و یا منفی خواهد بود (یعنی ما ممکن است 5000650 Hz یا 4999350 Hz دریافت کنیم). اگر جریان خون به طرف ترانسدوسر باشد، فرکانس بالاتر دریافت می شود، اگر جریان خون به سوی دور از ترانسدوسر باشد، انحراف داپلر منفی خواهد بود. به این ترتیب، علامت تغییر فرکانس اطلاعاتی درباره جهت جریان خون می دهد. بعضی از دستگاههای داپلری قادرند این اطلاعات را برای تعیین جهت جریان بکار برند. بیشتر دستگاههای داپلری فقط نشان می دهند که جریان وجود دارد و جهت آن را نشان نمی دهند.

یک بازنگری معادله انحراف داپلر معلوم می کند که انحراف ($\Delta\nu$) با سرعت جریان خون و فرکانس شعاع صوتی منتقل شده تغییر می کند. برای فرکانسهای اولتراسوند در

محدود ۲ تا ۱۰MHz، برای سرعت‌های در حدود ۰ تا ۱۰۰cm/sec، Δv دامنه ای از ۰ تا ۱۰KHz خواهد داشت.

پخش اولتراسوند بوسیله خون

ترکیب خون باعث اختلافات مهمی بین علائم داپلر که بوسیله خون تولید می شود و علائمی که بوسیله یک ساختمان متحرک جامد بوجود می آید می گردد. انعکاس صوت از یک ساختمان جامد را عموماً انعکاس آینه ای (specular reflection) گویند. انعکاس آینه ای نشانگر سطح هموار منظمی است به عنوان مثال، نور منعکس شده از یک آینه هموار و یک سطح خیلی خشن را در نظر بگیرید. نور از آینه به صورت منظم منعکس می شود و در نتیجه یک تصویر واضح خوب بوجود می آورد. از طرف دیگر، نور از سطح خشن در جهات بسیار مختلف منعکس می شود و باعث می شود که نور پراکنده و پخش گردد. به همین ترتیب، دیواره رگ خونی نسبتاً هموار است، در حالیکه گلبولهای قرمز پیوسته نیستند و به صورت یک سطح خشن عمل می کنند. اولتراسوند که به خون برخورد می کند منعکس نمی شود، بلکه در تمام جهات پخش می گردد. این پخش را پخش رالی تیندال (Rayleigh - Tyndall scattering) گویند، و بوسیله گلبولهای قرمز خون ایجاد می شود. گلبولهای قرمز خون اجزای ذره ای خون هستند که با اولتراسوند واکنش نشان می دهند (پلاکتها خیلی کوچک و گلبولهای سفید تعدادشان خیلی کم است). اگر طول موج اولیه اولتراسوند خیلی بیش از اندازه شیء برخورد کننده باشد، موج ابتدایی اولتراسوند در تمام جهات پخش می گردد. قطر متوسط گلبول قرمز

$$= 0/007\text{mm}0/000007\text{m} = \frac{7}{1000000} \text{m} = 7\mu\text{m})7\mu\text{m}$$

طول موج اولتراسوند در ۳/۵ MHz در حدود ۰/۴۴mm و در ۱۰ MHz در حدود mm ۰/۱۵۴ است، بنابراین، گلبولهای قرمز (اریتروسیتها) به صورت یک پخش کننده عمل می کنند. اندازه اکو از خون در مقایسه با اکوی ایجاد شده در اثر انعکاس آینه ای بازتابیده از حد فاصلهای جاد بافتی کوچک است. یک سونوگرام نمونه رگهای خونی را به صورت ساختمانهای بدون اکو (echo-free) به سبب پخش اولتراسوند بوسیله اریتروسیتها، نشان می دهد.

شدت موج اولتراسوند پخش شده در پخش رالی تیندال با توان چهارم فرکانس افزایش می یابد. دوبرابر کردن فرکانس اولتراسوند باعث می شود که اکو از خون ۱۶ برابر قویتر شود (۱۶=۲^۴) وقتی آلات داپلر با فرکانسهای مختلف مقایسه شوند، تصاویر مجاری رگ خیلی مختلف خواهند بود. ترانسدوسرها برای داپلر با موج پیوسته:

ترانسدوسر نمونه که برای دستگاههای موج پیوسته داپلر بکار می رود، دو عنصر مجزای پیزوالکتریک دارد، یکی برای فرستادن و دیگری برای دریافت امواج اولتراسوند. شعاع صوتی منتقل شده و نمای دریافتی گیرنده خیلی وابسته به جهت است. برای ایجاد حساسیت حداکثر جهت کشف علائم برگشتی، نواحی شعاعی فرستنده و گیرنده تداخل داده می شوند. این تداخل با تمایل عناصر ترانسدوسر حاصل می شود (شکل ۲۰-۳۵) و

یا با استفاده از عناصر (بلورهای) میزان شده بدست می آید. ناحیه تداخل حساسترین قسمت ترانسدوسر را تعیین می کند.

چندین ملاحظه تکنیکی در طراحی ترانسدوسرها برای استفاده از داپلر پیوسته بکار می رود. چون نکته مورد نظر، انحراف فرکانس داپلر است، مهم است که علائم انتقالی ایجاد کرد که دارای حداقل فرکانسهای خارج از فرکانس تشدید شده انتقالی ترانسدوسر باشد.

این کار با استفاده از ماده ترانسدوسری دارای Q ی بالا انجام می شود، و آن به این معنی است که ترانسدوسر محدوده باریک فرکانسهای صوتی را تولید می کند. با بکاربردن

داپلر پیوسته تا آنجا که ممکن است توان ایجاد شده باید به داخل بیمار هدایت شود. دو نیاز برای این کار وجود دارد: تمام انرژی که به رویه پشتی ترانسدوسر منتقل می شود

باید به رویه جلویی ترانسدوسر منعکس شود؛ و تمام توان از رویه پیشین ترانسدوسر باید به بیمار منتقل شود. انعکاس انرژی از رویه پشتی ترانسدوسر با سازگار نگذاشتن

امپدانس اکوستیک جنس ترانسدوسر و ماده پشت آن حاصل می شود. این را ممکن است با وجود هوا پشت ترانسدوسر انجام داد که امپدانس اکوستیک خیلی کمتر از

ترانسدوسر پیزوالکتریک (معمولا PZT) دارد. انتقال اکوستیک از رویه ترانسدوسر به داخل بیمار اکنون اغلب با تطابق یک چهارم موج (قبلا شرح داده شده است) اغلب

انجام میشود.

واحدهای داپلر که برای کشف حرکات قلب جنین طراحی شده اند باید شعاع تا آنجا که می توانند پهن داشته باشند، بطوریکه تغییرات مختصر در وضعیت جنین باعث وقفه

علائم نشود. ترانسدوسرها برای این مقصود چندین فرستنده پهن زاویه دارند که بوسیله ردیفی از گیرنده های مشابه احاطه شده اند.

شکل ۲۰-۳۶ یک نمای عناصر اساسی دستگاه داپلر با موج پیوسته است. نوسان کننده ولتاژ الکتریکی متغییر همساز فرکانس تشدید ترانسدوسر بوجود می آورد. اولتراسوند بطور پیوسته بوسیله ترانسدوسر فرستنده وارد می شود و بطور پیوسته بوسیله ترانسدوسر گیرنده دریافت می گردد. پس از تقویت، اکوهای دریافتی به دمدولاتور داده می شود که علائمی از نوسان کننده نیز دریافت می کند. کار دمدولاتور (demodulator) مقایسه فرکانس اکوهای دریافت شده با فرکانس نوسان کننده و ایجاد علائمی مساوی اختلاف فرکانسهای است. مسلماً اختلاف فرکانس اکوهای دریافتی با فرکانس نوسان کننده علائم انحراف داپلر است. حد فاصلهای ثابت علائمی بوجود می آورند که فرکانسشان مشابه نوسان کننده است و دمدولاتور آنها را رد می کند. بیشتر دمدولاتورها همچنین قادر به تشخیص بین علائمی هستند که فرکانسشان بالاتر یا پایینتر از علائم فرستاده شده است (اینکه چگونه این کار انجام می شود نیاز به مقدار زیادی مکانیک دارد که وارد آن نمی شویم). این روشی است که وسایل داپلر ایجاد اطلاعات درباره جهت جریان خون می کنند (یعنی به سوی یا به دور از ترانسدوسر).

یک مسئله اضافی را باید در نظر گرفت. ترانسدوسر دریافت کننده و دمدولاتور هر ساختمان متحرک را داخل حجم حساس شعاع نشان می دهند. ساختمانهای جامد دارای حرکت آهسته در داخل حجم حساس، از قبیل دیواره آئورت، ایجاد علائم انحراف داپلر

با فرکانس پایین خیلی قویتر از انحرافی که بوسیله پخش در خون ایجاد می شود می کند. این علائم خیلی قوی از منعکس کننده های جامد، ممکن است ظرفیت دمدولاتور را اشغال کنند، و باعث از دست رفتن مقداری از علائم جریان خون شوند. به این جهت، بیشتر وسایل دارای مدارهای هستند که علائم داپلر را در کمتر از حد بخصوصی غربال می کنند (بطور معمول ۱۰۰ تا ۲۵۰Hz در دستگاه ۱۰MHz).

انتخاب فرکانس عامل: بیاد بیاورید که فرکانس فرستاده شده داپلر یک طیف است و نه یک فرکانس تنهای نوک تیز، ولی ما برای ساده کردن تحلیل خویش به این فرض که یک فرکانس فرستاده می شود ادامه می دهیم.

انتخاب فرکانس داپلر فرستاده شده با نیاز به بدست آوردن علائم با قدرت کافی در ترانسدوسر دریافت کننده تعیین می شود. به عنوان یک قاعده کلی، کاهش قدرت علائم شعاع صوتی حرکت کننده در بافتهای نرم در حدود ۱dB در سانتیمتر برای هر MHz است بنابراین، یک موج ۴MHz که در ۵cm بافت حرکت کند ۲۰dB فقدان خواهد داشت. اکنون، آیا ۲۰dB چه معنی می دهد؟ جواب پیچیده است و ما باید با یک پاسخ نسبی خرسند شویم. تعریف دسیبل که قبلاً در این فصل آورده شد یک نسبتی بین شدتهای صوت است:

یک اختلاف در نسبت شدت ۲۰dB مطابق ۱۰۰ برابر اختلاف در شدت نسبی بین دو شعاع صوتی است:

در اینجا اشکال پیدا می شود. دستگاه دسی بل همچنین اغلب برای بیان بلندی (amplitude) نسبی بازتابهای صوتی بکار می رود. شما می توانید بلندی را به صورت مقدار جابجا شدن شعاع صوتی در بعضی نواحی (از قبیل رویه بلور پیزوالکتریک) تصور کنید. شدت و بلندی به صورت زیر با هم رابطه دارند.

$$I=A^2(\log I=2\log A)$$

I= شدت

A= بلندی

بنابراین معادله ای که نسبت بلندی را در دستگاه دسیبل تعیین می کند چنین می شود:

نسبت بلندی بر حسب دسیبل = ؟؟

وقتی که درباره تخفیف شعاع صوتی در بافت نرم صحبت می کنیم، ما نسبت بلندی را بکار می بریم. بنابراین، یک فقدان ۲۰ در نسبت بلندی نماینده فقدان با ضریب ۱۰ می باشد.

$$20\text{dB} = 20 \log_{10} \frac{10}{1} = 20(1) = 20$$

به همین ترتیب، فقدان ۴۰ dB در بلندی مطابق ضریب ۱۰۰، و ۶۰ dB تخفیف نماینده ضریب ۱۰۰۰ است. وقتی درباره تخفیف صورت در بدن صحبت می کنیم، ما دستگاه دسیبل را برای ارتباط دادن تغییرات نسبی بلندی بکار می بریم. پاسخ به پرسش ابتدایی که فقدان ۲۰ dB در بلندی نسبی چیست؟ این است که آن فقدان بلندی نسبی با ضریب ۱:۱۰ می باشد.

چون صورت با فرکانس بالاتر سریعتر بوسیله بافت تخفیف می یابد، چرا برای امتحان داپلر فرکانس پایینتر استفاده نکنیم؟ استفاده از فرکانس بالاتر چندین امتیاز دارد: یک ترانسدوسر با فرکانس بالاتر علائم پخش شده قویتر ایجاد می کند زیرا شدت موج پخش شده با توان چهارم فرکانس زیاد می شود. شعاعهای با فرکانس بالاتر دو اثر مطلوب دیگر دارند. شعاعهای با فرکانس بالاتر را می توان محدودتر کرد، و وارد کردن فرکانس بالاتر همچنین باعث انحراف داپلر بزرگتری می گردد که حساسیت دستگاه را می افزاید.

داپلر با موج پیوسته به علائم ضعیف خیلی حساس است. وقتی چندین رگ خونی در ناحیه حساس شعاع تداخل کنند، یک درهم رفتن گیج کننده چندین علامت داپلر می تواند نتیجه شود. در شکم معمولا تعداد رگها بیش از آن است که بگذارد دستگاه با موج پیوسته خیلی مفید واقع شود. روش موج پیوسته معمولا محدود به امتحان ساختمانهای سطحی از قبیل شریان کاروتید، و عروق اندامها است. این کارها را ممکن است با ترانسدوسرهای ۷ تا ۱۰ MHz انجام داد. فرکانس بالا نفوذ موج را محدود می کند و بدان وسیله تداخل قسمت حساس شعاع را محدود به ساختمانهای سطحی می کند. بخاطر حساسیت شدیدش، داپلر با موج پیوسته برای امتحان شرائین داخل چشم و پستان زنانه مفید است. یک استثنا بر فرکانس بالا در ابستتريک است. داپلر موج پیوسته با فرکانس ۳ MHz برای بررسی صدای قلب جنین بکار می رود.

بطور خلاصه، انتخاب فرکانس کاری داپلر موج پیوسته یک مصالحه ای است بین (۱) فرکانس بالا، که یک علائم برگشتی قویتر، یک انحراف داپلر بیشتر و شعاع محدودتر می دهد و (۲) فرکانس پائینتر که تخفیف بلندی شعاع را در بافتهای نرم بدن می دهد.

داپلر ضربانی (Pulsed Doppler)

با داپلر موج پیوسته، منعکس کننده ها و پخش کننده ها هر جا در داخل شعاع ترانسدوسر در ایجاد علائم داپلر شرکت می کنند. داپلر با موج پیوسته هیچگونه تحلیل عمقی ندارد و این در قلب که در آن همه چیز در حرکت دائم است کاربرد ندارد. داپلر ضربانی وسیله کشف عمقی را که از آن علائم برگشتی منشأ گرفته است دارد. عمق را می توان در هر نقطه در امتداد محور شعاع اولتراسوند ضربانی داپلر قرار داد.

داپلر ضربانی از این نظر که ضربانهای اولتراسوند بطور مکرر با سرعت از قبل تنظیم شده به داخل بافتها فرستاده می شوند، شبیه اکوی ضربانی معمولی است. یک ضربان جدید، تا آنکه اکوی ضربان قبلی کشف نشده است فرستاده نمی شود. عمقی را که علائم برگشتی از آن منشأ گرفته است می توان با دانستن زمان انتقال علامت و زمان برگشت آن (یعنی «زمان پرواز» به طرف حد فاصل و برگشت بعدی آن) تعیین کرد. ضربانهای کوتاه اولتراسوند، در حدود ۰/۵ تا ۱ میکروثانیه، می تواند ایجاد تحلیل محوری خوب با جدایی حدفاصلها تا حدود ۱mm بکند.

بطور خلاصه، وسایل داپلر موج پیوسته اطلاعات راجع به سرعت بدست می دهند و وسایل داپلر ضربانی بطور همزمان هم اطلاعات راجع به سرعت و هم راجع به عمق بدست می آورند.

برای تعیین انحراف داپلر یک اکو در عمق بخصوص لازم است که ترانسدوسر اولتراسونیک ضربانهای خیلی کوتاه (در حدود $1\mu\text{sec}$) با سرعت تکرار دقیق ایجاد کند. پس از فرستادن این ضربان کوتاه اولتراسوند، ترانسدوسر دریافت کننده را در زمان بخصوص برای مدت کوتاه بکار می اندازیم. بنابراین فقط علائمی که از عمق بخصوص بافتی می آیند برای کشف شدن در دسترسند. وضعیت عمق را امتحان کننده که می تواند علائم داپلر را از هر عمقی در امتداد محور ترانسدوسر برگزیند تعیین می کند. معمولاً یک ترانسدوسر هم برای فرستادن موج و هم دریافت آن بکار می رود.

امتحان کننده عمقی را که از آن انحراف داپلر دریافت می شود با تغییر طول زمانی که، پس از فرستادن موج، دستگاه صبر می کند تا دروازه را باز کند و اجازه دهد ترانسدوسر علائم را دریافت کند تنظیم می کند. همچنین در اختیار امتحان کننده طول محوری در امتداد شعاع است که از آن علائم خوانده می شود. طول محوری با طول زمانی که دروازه باز است تعیین می شود. طول محوری با طول زمانی که دروازه باز است تعیین می شود. طول محوری که از آن علائم کشف می شوند معمولاً در حدود $1/5$ تا 15 میلیمتر است. پهنای شعاع تابع ترانسدوسر است و اغلب در اختیار امتحان کننده نیست. بعضی از اسکنرها می توانند قدری امکان میزان کردن عرضی داشته باشند.

یک بازنگری خلاصه بر دو نکته اخیر تأکید دارد، و آن راهی است که در ترانسدوسر ضربانی داپلر برای تنظیم عمق و طول محوری علائم انحراف دریافتی داپلر بکار می رود. عمقی که از آن علائم منشأ می گیرند با طول زمانی که پس از فرستادن ضربان ترانسدوسر صبر می کند تا علائم برگشتی را دریافت کند تعیین می شود (زمانی که در آن دروازه باز می گردد). طول محوری که در آن طول علائم منشأ می گیرند با طول زمانی که دروازه باز است تعیین می گردد. بعضی از واحدها اجازه به تنظیم بیشتر حجم بافت در ناحیه حساس با میزان شدن عرضی ترانسدوسر می دهند.

واقعتهای اساسی داپلر ضربانی اکنون ارائه شده است. یک ضربان خیلی کوتاه اولتراسوند که در بافتهای نرم حرکت می کند ایجاد علائم انحراف داپلر از تمام ساختمانهای متحرک در مسیر شعاع می کند. با دروازه گذاشتن (gating) بر ترانسدوسر دریافت کننده برای مدت کوتاه در زمان بخصوص پس از انتقال ضربان، فقط علائم داپلر که از عمق بخصوص می آیند دریافت می شوند. همانطور که می توانید انتظار داشته باشید، بعضی ملاحظات تکنیکی موضوع ساده ای را پیچیده می کنند.

بیابید اول حساب کنیم که «زمان پرواز» (time of flight) چقدر است. بیاد بیاورید که سرعت صوت در بافت ۱۵۴۰۰۰ سانتیمتر در ثانیه است. یک محاسبه ساده (مثلاً ۱۵۴۰۰۰:۱) معلوم می کند که صورت در بافت نرم ۱ سانتیمتر در حدود ۰/۰۰۰۰۰۶۵ ثانیه می پیماید، که معمولاً آن را ۶/۵ μsec گویند. بنابراین یک سفر رفت و برگشت ۱ سانتیمتر نیاز به ۱۳ μsec دارد. این یک محدودیت زمانی بر سرعت تکرار زمانها می

گذارد زمان لازم بین ضربانهای دنبال هم لااقل ۱۳ میکروثانیه برای هرسانتیمتر عمق حجم نمونه است. مثلاً یک زمان $80 \mu\text{sec}$ بین ضربانهای اولتراسوند اجازه به کشف جریان خون در یک رگ به عمق 6 cm را می دهد زیرا $6 \mu\text{sec} / \text{cm} = 13 \mu\text{sec} = 78 \mu\text{sec}$. یک ضربان جدید نمی تواند فرستاده شود تا اینکه اکوهای مورد نظر از ضربان قبلی ضبط شود.

برای تعیین اینکه انحراف داپلر از عمق بخصوصی آمده است نیاز به این دارد که ضربانهای صوتی با سرعت خیلی دقیق تکرار شوند. برای مثال بیابید در نظر بگیریم که چگونه یک ضربان $1 \mu\text{sec}$ ممکن است هر $80 \mu\text{sec}$ تولید شود «ساعتی» که برای زمانگذاری حوادث بکار می رود یک نوسان کننده اصلی است که در حالت پیوسته کار می کند. سرعتی که در آن ساعت اصلی نوسان کننده ضربانهای تکراری را می فرستد با اصطلاح کیلوهرتز بیان می شود، که ممکن است گیج کننده باشد. به عنوان مثال، فرض کنید که ما یک نوسان کننده اصلی 2 MHz داریم که باید یک ضربان $1 \mu\text{sec}$ هر $1 \mu\text{sec}$ ایجاد کند (این یعنی یک ضربان $1 \mu\text{sec}$ با $79 \mu\text{sec}$ وقفه بین ضربانها) برای اینکه وسایل الکترونیک به این نحو جواب دهند باید یک مدار شمارنده وجود داشته باشد تا سیکلها را در نوسان کننده اصلی بشمارد. چون نوسان کننده اصلی 2 MHz است پس دو نوسان در $1 \mu\text{sec}$ اتفاق می افتد. در $80 \mu\text{sec}$ ، تعداد 160 نوسان (سیکل) اتفاق می افتد. تمام آنچه که مورد نیاز است این است که شمارنده به تقویت کننده فرستنده بگوید ترانسدوسر را برای 2 سیکل بحرکت درآورد و برای 158 سیکل خاموش کند (طرح این

مدارهای شمارنده برای مهندسين خيلي آسان است و حتي فزيكدانها مي توانند آنها را فقط با قدری كوشش بسازند).

بنابراين، ترانسدوسر براي $1 \mu\text{sec}$ به كار در مي آيد و براي $79 \mu\text{sec}$ كار نمي كند (در اين حال قادر است علائم برگشتي را كشف كند) چون ما هر $80 \mu\text{sec}$ يك ضربه داريم، در هر ثانيه مجموعاً 12500 ضربه خواهيم داشت ($1000000 \mu\text{sec} / \text{sec}$) تقسيم بر $80 \mu\text{sec} = 12500 / \mu\text{sec}$). اين مثال دو محدوديت مهم بر داپلر مي گذارد.

اول، عمق حداكثر كه از آنجا مي توان علائم انحراف داپلر را كشف كرد 6cm است. دوم، تعداد حداكثر علائم كه مي توان در يك ثانيه كشف كرد 12500 است. اين ترتيب

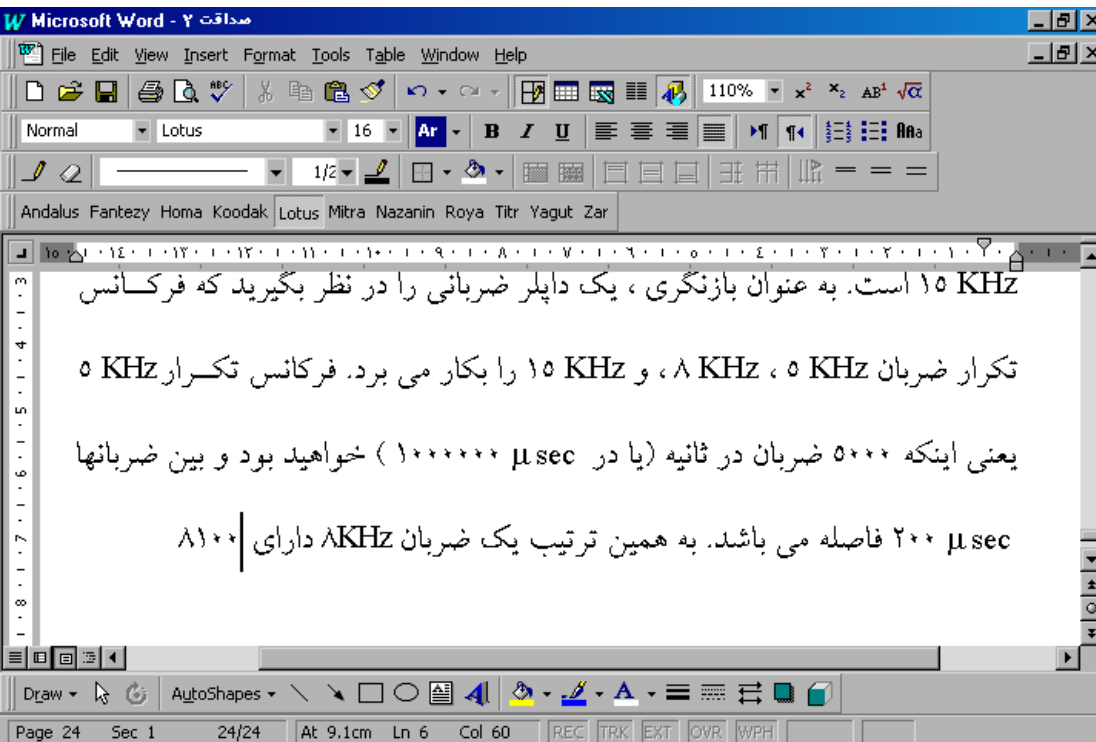
ضرباني را معمولاً به صورت فرکانس تکرار ضرباني $12/5\text{KHz}$ بيان مي کنند و هر ضربه درست با نوسان کننده اصلي همراه است بطوريكه اندازه گيري دقيق عمق امكان دارد. ممكن است يك نوسان کننده اصلي فرکانس بالاتر بكار برد، مانند 5MHz ، كه در

اين مورد يك ضربه $1 \mu\text{sec}$ نياز به اين دارد كه شمارنده 5 سيكل براي ضربه μsec 1 و 400 سيكل براي سرعت $12/5\text{KHz}$ بشمارد (5 سيكل روشن، 395 سيكل خاموش)

چون زمان بين ضربانها بايد لااقل $13 \mu\text{sec}$ براي هر cm بافت مورد امتحان باشد، فرکانس تکرار حداكثر ضربه مجاز در محدوده 8 تا 15KHz است. به عنوان بازنگري،

يك داپلر ضرباني را در نظر بگيريد كه فرکانس تکرار ضربه 5KHz ، 8KHz ، و 15KHz را بكار مي برد. فرکانس تکرار 5KHz يعني اينكه 5000 ضربه در ثانيه (يا

در $1000000 \mu\text{sec}$) خواهيد بود و بين ضربانها $200 \mu\text{sec}$ فاصله مي باشد. به همين



ترتیب یک ضربان ۸KHz دارای ۸۰۰۰ ضربان در ثانیه با فواصل ۱۲۵ μsec می باشد.
یک ضربان ۵KHz می تواند انحراف داپلری را که از عمق حداکثر ۱۵cm منشأ گرفته
است، تشخیص دهد، همینطور ضربان ۸ KHzv از عمق حدود ۹/۵cm و ۱۵ KHz از
عمق حدود ۵ cm را می تواند کشف کنند.

دلیلی وجود دارد که فرکانس تکرار ضربان در دستگاه اولتراسوند داپلر ضربانی باید
متغیر باشد. با ریاضی می توان نشان داد (ولی نه بوسیله یکی از ما) که حداکثر فرکانس
انحراف داپلر که می تواند بوسیله دستگاه داپلر ضربانی کشف شود مساوی نصف
فرکانس تکرار ضربان است. با فرکانس تکرار ضربان ۱۲/۵KHz، که در مثال پیشین ذکر
شد، حداکثر فرکانس انحراف داپلر که می تواند کشف شود ۶/۲۵KHz است. برای
تمرین شما اکنون با فرض ترانسدوسر ۵MHz و زاویه θ برابر ۰ باید سرعت مطابق با

انحراف $6/25\text{KHz}$ را حساب کنید (پاسخ در حدود 96cm بر ثانیه است). همانطور که قبلاً توضیح داده شد، حداکثر ژرفایی که این سرعت را در آن می توان کشف کرد. در حدود 6cm است. ژرفای حداکثر برای فرکانس تکرار ضربان 5KHz ، در حدود 15cm می باشد ($200\ \mu\text{sec}$ تقسیم بر 13 میکروثانیه بر سانتیمتر)، و برای ضربان $15\ \text{KHz}$ ، در حدود 5cm (66 تقسیم بر 13) می باشد. در این محاسبات ما $0/5$ تا $1\ \mu\text{sec}$ را که برای تولید هر ضربان اولتراسوند فرستاده شده صرف می شود، نادیده گرفتیم بیاد بیاورید که پیش از اینکه اکوی ایجاد شده بوسیله ضربان اولتراسوند قبلی دریافت شود، ضربان اولتراسوند جدید نمی تواند ساطع شود. به این ترتیب، یک فرکانس بالای تکرار ضربان ژرفایی را که از آن ترانسدوسر داپلر ضربانی می تواند اکو را دریافت کند محدود می کند. فرکانس تکرار ضربان همچنین حداکثر فرکانس انحراف داپلر را که می تواند کشف شود تعیین می کند. یک فرکانس تکرار ضربان 5KHz ، اجازه به بدست آوردن نمونه از عمق 15 سانتیمتر می دهد، ولی علائم انحراف داپلر بیش از $2/5\text{KHz}$ را نمی تواند کشف کند. وقتی عروق ژرف مورد امتحان قرار می گیرند، مواردی پیدا می شود که فرکانس انحراف داپلر خون جاری بیش از فرکانس قابل کشف می باشد. این باعث می شود که دستگاه فرکانس انحراف داپلر نادرست تولید کند، که به آن پدیده ایجاد استعاره (aliasing) گویند. کوشش برای تصحیح ایجاد استعاره با افزایش فرکانس تکرار ضربان ممکن است موفقیت آمیز باشد (بیاد بیاورید که انحراف داپلر قابل کشف مساوی نصف فرکانس تکرار ضربان است) با اینهمه، فرکانس بالاتر تکرار ضربان ممکن است امکان

کشف علائم را اعمق کافی بافتها ایجاد نکند. اقدام دوم در برخورد با پدیده ایجاد استعاره، کم کردن فرکانس اولتراسوند است زیرا این کار ممکن است فرکانس انحراف داپلر را که باید کشف شود پایین آورد. همچنین ممکن است تابش صورت بسوی رگ با زاویه شیبدارتری که مقدار $\cos\theta$ را در معادله انحراف داپلر پایین آورد فرکانس انحراف داپلر را کم کرد. آشکار است که استفاده بالینی از داپلر اولتراسوند ضربانی نیاز به این دارد که امتحان کننده دستگاه را بطور تفضیلی بشناسد. با بازنگری به تکنیکهای اولتراسوند داپلر ضربانی ما نتایج زیر را بیان می کنیم.

فرکانس تکرار ضربان عمقی را که در آن علائم انحراف داپلر می تواند کشف شود و نیز حداکثر انحراف که بدون ایجاد استعاره می تواند کشف شود تعیین می کند.

فرکانس انحراف داپلر مستقیماً مربوط به فرکانس شعاع منتقل شونده ابتدایی اولتراسوند است.

فرکانس انحراف داپلر مستقیماً مربوط به کسینوس زاویه بین ترانسدوسر و رگ خونی مورد امتحان است.

وقتی که یک شعاع صوتی از رگ خونی می گذرد، علائم پخش به عقب شامل تمام انحرافهای داپلری است که بوسیله تمام گلبولهای قرمز خون که از داخل شعاع صوتی عبور می کنند بوجود می آید. چون سرعت گلبولهای خونی تقریباً از صفر در دیواره رگ تا حداکثر در نزدیک مرکز رگ تغییر می کند، یک طیف فرکانسهای انحراف داپلر نیز وجود خواهد داشت. این طیف با جریان ضربانی خون ممکن است خیلی پیچیده باشد،

بخصوص وقتی که نواحی از تنگی عروقی ایجاد وضعیتهای جریان خون سریع و گردابی کند. یک مشاهده کننده مجرب می تواند انحرافات فرکانس داپلر معمولی را که با تنگی عروقی ایجاد می شوند بشنود. اطلاعات فرکانسی معمولاً بر تصویر داپلر ضربانی به صورت نمایش طیفی که فرکانسهای انحراف داپلر را در عروق خونی در حالیکه با زمان تغییر می کنند نشان می دهد تصویر می شود. طیف با تحلیل طیف برگشتی انحراف داپلر تعیین می شود. تحلیل ریاضی طیف (معمولاً با بکار بردن روشی به نام «انتقال سریع فوریه») علائم پیچیده می تواند علائم را تبدیل به نمودارهایی کند که بلندی نسبی هر یک از اجزای فرکانس را در علامت نشان می دهد. تجزیه و تحلیل را می توان با سرعت زیادی انجام داد. سه متغیر (زمان، فرکانس و بلندی) سپس در دسترسند تا نمایش طیفی را انجام دهند. نمایش طیفی روی نمایشگر تلویزیون در ریل تایم در زمان امتحان بالینی انجام می شود.

دستگاه اسکن دو گانه: ما روشی را که بوسیله آن محل و حجم شعاع داپلر ضربانی را می توان تنظیم کرد بازنگری کردیم. برای اینکه چنین تنظیمی مفید باشد، لازم است که امتحان کننده بداند این حجم حساس در کجای بدن بیمار قرار دارد. این بوسیله باهم کردن دستگاه داپلر با تصویر ریل تایم اولتراسوند انجام می شود. بیشتر دستگاهها داپلر ضربانی را با تصویر سازی ریل تایم قطاعی همراه کرده اند (تصویر سازی ریل تایم مبحث بعدی ما است) عموماً، یک تصویر ریل تایم از وضع تشریحی مورد نظر تهیه می شود و تصویر روی صفحه نمایش منجمد می شود. سپس حالت داپلر برقرار می شود،

و امتحان کننده با قراردادن مناسب نشانگر (cursor) روی تصویر منجمد شده، محل و طول محوری ناحیه ای که علائم داپلر بدست می آید را تعیین می کند. به این ترتیب، شخص می تواند به دقت ناحیه مورد نظر را با دید مستقیم تعیین کند. معمولاً، ترانسدوسرهای مختلف، که اغلب با فرکانسهای مختلف کار می کنند، تصویرسازی و قسمتهای داپلر امتحان را انجام می دهند (مثالها ممکن است تصویر ۷MHz و داپلر ۵MHz در کاروتید و یا تصویرسازی ۵MHz و داپلر ۳MHz در شکم باشند)

بسیاری از دستگاههای دوگانه را می توان برای تخمین سرعت خون در عروق خونی بکار برد. اول، فرکانس انحراف داپلر خون که در ناحیه حساس شعاع حرکت می کند محاسبه می شود. این محاسبه یک تحلیل پیچیده ریاضی است که با کامپیوتر دستگاه انجام می شود، و ما آن را بطور تفصیلی شرح می دهیم. دوم، زاویه بین شعاع و محور طولی رگ خونی باید از تصویر اولتراسوند اندازه گیری شود. با این دو اندازه گیری در دست، به اضافه اطلاع از فرکانس شعاع اولیه و سرعت صوت در بافت نرم، یک محاسبه ساده جبری معادله انحراف داپلر را برای سرعت جریان خون در ناحیه حساس شعاع داپلر ضربانی حل خواهد کرد. کاربرد بالینی این نظر ممکن است مشکل باشد، زیرا شرائین همیشه مرتب و مستقیم نیستند و جریان خون ممکن است درست به موازات دیواره رگ نباشد.

تصویر سازی داپلر رنگی جریان

یک محدودیت تصویر سازی اولتراسوند دو گانه این است که اطلاعات فقط از ناحیه کوچکی که برای آن علائم داپلر در نظر گرفته شده است می آید، و جریان خون در بقیه تصویر ارزیابی نمی شود. برای این موضوع لازم است که امتحان کننده نواحی مناسب را در داخل مجرای رگ امتحان کند. تصویر سازی داپلر رنگی جریان برای این تعبیه شده است که تصویر جریان خون را در تمام قسمتهای تصویر ریل تایم ایجاد کند، و امکان دیدن عروق خونی و اختصاصات جریان خون در آنها به اضافه بافتهای اطراف عروق را بوجود آورد. کاربردهای بالینی شامل کاروتید، قلبی، و تصویر سازی شریانها و وریدهای محیطی، ارزیابی عروق عمقی شکم، لگن و جنین، و ارزیابی انتشار خونی اعضا و تومورها می باشد.

ما در اینجا اصول تصویر سازی داپلر رنگی جریان را ارائه می دهیم و حزیات فنی را برای مهندسان می گذاریم. اول، داپلر دو گانه را در نظر بگیرید. اطلاعات انحراف داپلر در امتداد یک شعاع، یا خط اولتراسونیک، با ایجاد دروازه بر ترانسدوسر دریافت کننده، برای دریافت علائم انحراف داپلر از یک نقطه (عمق بافتی) در امتداد خط، بدست می آید. چنین دستگاهی را دستگاه یک دروازه ای (Single range gate) گویند. همچنین، ممکن است تعداد زیادی علائم داپلر بطور همزمان از نواحی انتخابی در امتداد شعاع بدست آورد. این کار با داشتن دروازه های متعدد در مدار ترانسدوسر، که هر یک با زمان تاخیری مختلفی تنظیم می شود، انجام می گردد. دروازه ها را می توان طری

ترتیب داد که نزدیک یکدیگر باشند طوری که همزمان بتوانند اطلاعات انحراف داپلری (بلندی، سرعت، و جهت) را در عرض تمام مجرای رگ بزرگی نمونه برداری کنند. ترتیب این روش را دستگاه چند دروازه ای گویند. یک دستگاه نمونه دروازه ای، ۱۶ تا ۳۲ دروازه، هر یک با طول محوری در حدود ۱mm خواهد داشت.

یک دستگاه چند دروازه ای به ما اجازه می دهد که اطلاعات انحراف داپلر را از نقاط بسیاری در امتداد یک خط، یا شعاع اولتراسوند بدست آوریم. همانطور که در قسمت بعدی شرح خواهیم داد، یک تصویر اولتراسوند ریل تایم از خطوط اطلاعاتی بسیاری که با سرعت زیاد بدست آمده اند ساخته شده است. شماره های نمونه خطوط یک تصویر ریل تایم از حدود ۱۰۰ تا ۲۰۰ می باشد (و تعداد تصویر ۱۵ تا ۳۰ در ثانیه می باشد). تصور اینکه چگونه یک دستگاه چند دروازه ای (Multigate) می تواند با دستگاه ریل تایم همراه شود تا علائم داپلر در تمام تصویر اولتراسوند را بدست آورد، آسان است. چنین اقدامی نیاز به مقدار فراوان مدارهای الکتریکی دارد و بسیار گران است. ولی این روش اصول تصویر سازی داپلر رنگی را نشان می دهد. در عمل، اطلاعات لازم داپلر، در هر نقطه در امتداد یک خط، با مقایسه تغییرات اطلاعاتی انحراف داپلر (عملاً انحراف فاز، که آن را بحث نمی کنیم) که در مدت چهار تا هشت ضربان تکراری سریع در امتداد خط اتفاق می افتد، بدست می آید. نقشه برداری رنگی جریان نیاز به این دارد که شعاع در یک خط برای مدت کوتاهی ثابت بماند و سپس به خط دیگر برود، و همین وضع ادامه یابد. یک ترانسدوسر با ردیف هدایت شده الکترونیک (یا ردیف فازدار)

برای بدست آوردن این گونه اسکن بکار می رود. مادرباره ترانسدوسرهای ردیف هدایت شده در بخش اولتراسوند ریل تایم بحث خواهیم کرد.

داپلر رنگی اطلاعات جریان خونی را با منطبق کردن تصویر رنگی بر روی تصویر جداول خاکستری ریل تایم بدست می دهد. این ارائه دهنده یک تصویر ریل تایم هم از وضع تشریحی و هم جریان خونی می باشد. به حرکت کشف شده یک رنگی می دهند، که معمولاً قرمز یا آبی است. انتخاب رنگ یک موضوع مصنوعی و معمولاً در اختیار امتحان کننده است. معمولاً وبه شریانها رنگ قرمز و به وریدها رنگ آبی می دهند. سایه روشنها و شدت رنگ متناسب با تغییرات فرکانس انحراف داپلر است. برای سرعت بالا، معمولاً رنگ تیره اختصاص داده می شود.

دستگاه داپلر رنگ دو عیب فنی دارد. اول، سرعت میانگین، و نه حداکثر را در هر نقطه نمونه حساب می کند. دوم، فرکانس تکرار ضربان محدود است که فرکانس انحراف داپلر را که می تواند کشف شود محدود می کند. داپلر رنگی می تواند برای تشخیص سریع نواحی جریان غیر طبیعی در عروق خونی مفید باشد، ولی برای امتحان تفصیلی تر این اختلالات لازم است روشهای استاندارد داپلر دروازه ای بکار برد. تا این زمان (۱۹۸۹) مورد استفاده واقعی روشهای داپلر رنگی کاملاً ارزیابی نشده است.

اولتراسوند ریل تایم

دستگاه های تصویر سازی ریل تایم آنهایی هستند که تعداد تصاویرشان در واحد زمان به اندازه کافی سریع است که باعث می شود حرکات را بتوان دنبال کرد. با

دستگاه عادی حالت B امتحان کننده یک تصویر یگانه با ترانسدوسر ایجاد می کند. این تصویر یگانه را می توان دید تا وقتی که پاک شود و تصویر دیگری تولید گردد. یک اولتراسوند ریل تایم می تواند تصاویر در ثانیه ایجاد کند. این تصاویر سریع باعث می شوند که حرکت در آن واقع (real time) در حالیکه تصاویر تولید می شوند، دیده شود.

تراکم خط و سرعت تصویر

تراکم خط یعنی تعداد خطهای عمودی در میدان دید. خطها می توانند، مانند ریدف خطی (Linear arcay) موازی یکدیگر، یا مانند اسکنرهای قطاعی (Sector) ساطع از یک نقطه باشند. هر چه تعداد خطوط در هر تصویر بیشتر باشد، قدرت تحلیل تصویر بیشتر است (شکل ۳۷-۲۰). مسلماً، ما فرض می کنیم که هر تصویر اطلاعات تازه دارد. در بعضی از دستگاه های ابتدائی تعداد خطوط در تصویر، با دو برابر کردن آنها زیاد می شد، و این یک روشی بود که تصویر مطبوعتری ایجاد می کرد ولی بر اطلاعات نمی افزود. حداکثر سرعت تکرار ضربان، یا تعداد تصاویر در ثانیه با سرعت اولتراسوند در بافت محدود می شود. یک ساختمانی را در بدن بیمار در عمق ۲۰ سانتیمتری تصور کنید. زمانی که لازم است اولتراسوند به این ساختمان برود و برگردد (یک سفر رفت و برگشت ۴۰ سانیمتر) در حدود ۲۶۰ میلیونیم ثانیه می باشد که معمولاً به صورت μSEC ۲۶۰ ابراز می شود. چون یک ضربان جدید نمی تواند تولید شود تا اینکه تمام پژواکها از اولین ضربان برگشته باشند، حداکثر خطهایی که در مثال ما می توانند ایجاد شوند ۳۸۴۶ در ثانیه (۲۶۰: ۱۰۰۰۰۰۰) است. اگر برای هر تصویر ۱۱۳ خط وجود داشته باشد (که

این یم وضعیت معمول است)، شرایط مثال ما حداکثر اجازه به ۳۴ تصاویر در ثانیه می دهد. معهذا، با ۲۲۵ خط برای هر تصویر، ما محدود به ۱۷ تصویر در ثانیه ایم. منظور از مثال قبلی نشان دادن مصالحه ممکن است که با تصویر سازی ریل تایم باید در نظر داشت. دیدن ساختمانهای عمقی نیاز به سرزعت تصاویر (سرعت تکرار ضربانهای) آهسته تری دارد. با اینهمه، وقتی ساختمانهای سریع حرکت کننده مانند قلب مشاهده می شوند، تصاویر سریع مطلوب است. تراکم بالای خطی برای بهبود کیفیت تصویر مورد نظر است، ولی خطوط بیشتر در تصویر نیاز به تعدا کمتر تصویر در ثانیه دارد. مانند رادیوگرافی با فیلم صفحه افزایشده، مقداری مصالحه ضروری است.

گونه های وسایل ریل تایم

دو تکنیک اساسی برای ایجاد تصاویر اولتراسونیک ری تایم وجود دارد. در یک نوع یک ترانسدوسر معمولی یک عنصری، یا گروه ترانسدوسرهای یک عنصری بطور مکانیکی حرکت می کند تا ایجاد تصاویر ریل تایم کند. این گروه اسکنرهای مکانیکی هستند. تکنیک دیگر، یک ردیف از ترانسدوسرها را بکار می برد، ترانسدوسرها حرکت نمی کنند ولی بطور الکترونیکی فعال می شوند بطوری که باعث می شوند شعاع الوتراسونیک در عرض بیمار جاروب شود. این را اسکن کردن ریل تایم ردیف الکترونیکی (Electronicarray) گویند.

اسکن کردن مکانیکی: اساساً سه گونه وسایل اسکن کردن ریل تایم مکانیکی وجود دارد. دو تا از اینها یک ترانسدوسر یگانه ای را بکار می برند که باعث نوسان آن می شوند، در حالیکه روش سوم، دو، سه، یا چهار ترانسدوسر را که روی یک چرخ دوار نصب شده اند بکار می برد. تمام اینها یک تصویری با هیئت قطاعی ایجاد می کنند که معمولاً زاویه بین ۴۵ و ۹۰ درجه دارد. این طرح یک ترانسدوسر نسبتاً زمخت ایجاد می کند که حداقل الکترونیک را دارد و در مقایسه پیچیدگی کمتری دارد. در بعضی از دستگاه ها سرعت تصاویر و زاویه قطاع را می توان تغییر داد. کاهش زاویه قطاع قدرت تحلیل بیشتری بوجود می آورد، زیرا همان تعداد خطوط عمودی را می توان در مساحت کوچکتری فشرده کرد. قطاعهای با زاویه باز قدرت تحلیل کمتر ولی زاویه باز دارند. یک عیب اسکنرهای قطاعی این است که شکل اسکن نسبتاً برای هر ترانسدوسر ثابت

است و اگر تصویر ویژه ای مورد نیاز باشد، (مانند تصویر حالت M قلب) نیاز به تعویض ترانسدوسر دارد. بیاید بطور خلاصه به سه نوع ترانسدوسر ریل تایم مکانیکی نظر بیفکنیم.

ترانسدوسر نوسانی، بلور بسته نشده: یک بلور ترانسدوسر در یک زاویه ای نوسان می کند. تعداد تصاویر بستگی به سرعت نوسان دارد و می تواند تغییر کند. موتوری که ترانسدوسر را حرکت میدهد بوسیله دنده ها یا اهرم به ترانسدوسر نوسان کننده با پوست بیمار در تماس است (یعنی اینکه کیسه آب بین آنها نیست)، که امتحان کننده و هم بیمار برزشهایی را که بوسیله بلوز نوسان کننده ایجاد می شود حس می کنند. یک تصویر قطاعی شکل ایجاد می شود. زاویه نوسان بین 150 و 60 درجه می تواند متغیر باشد و سرعت تصویرها عموماً در حدود ۱۵ تا ۳۰ ثانیه است.

با اسکنرهای مکانیکی شعاع اولتراسوند ممکن است از آینه منعکس شود و این امکان را بدهد که بجای بلور ترانسدوسر آینه را نوسان داد. درباره وسیله با آینه بیش از این بحص نمی کنیم.

ترانسدوسر نوسانی، بلور بسته: در این گونه اسکنر قطاعی، ترانسدوسر در محفظه ای پر از آب یا روغن محصور است. اغلب از روغن کرچک به عنوان مایع استفاده می کنند. ترانسدوسر ممکن است با ارتباط مکانیکی با موتور حرکت کند. یک طرح دیگر این است که یک مغناطیس دائمی به پشت ترانسدوسر وصل می کنند و مجموعه را بین قطبهای یک الکترومغناطیس قرار می دهند. تغییر جهت جریان از سیم پیچ

الکترومغناطیس باعث می شود که مغناطیس و ترانسدوسر نوسان کنند. نوع تصویری که با این وسیله ساخته می شود بستگی به فاصله بین ترانسدوسر و سطح پیشین محفظه ای دارد که در تماس با پوست بیمار است. اگر ترانسدوسر نزدیک سطح باشد، یک تصویر قطاعی (شبیه به تصویر شکل B ۲۰-۳۸) ایجاد می شود. وقتی که ترانسدوسر چندین سانتیمتر در پشت سطح پیشین نصب شود، یک تصویر دوزنقه ای ایجاد می شود (شکل ۲۰-۳۹). با این گونه دستگاه، بیمار لرزش احساس نمی کند، زیرا ترانسدوسر متحرک در تماس با پوست بیمار نیست. پنجره اولتراسونیک یا آکوستیک که از آن شعاع اولتراسونیک ظاهر می شود از یک غشاء قابل انعطاف ساخته شده، و این پنجره ای است که با پوست بیمار در تماس است.

ترانسدوسرهای با چرخ دوار: این گونه معمولاً سه یا چهار ترانسدوسر را بکار می برند که با فواصل ۱۲۰ با ۹۰ درجه روی یا چرخ نصب شده اند (شکل ۴۰-۲۰) قطر چرخ معمولاً بین ۲ و ۵ سانتیمتر است. چندین روش مختلف برای اتصال چرخ به موتور بکار می رود، که چرخ را با سرعت ثابت فقط در یک جهت حرکت می دهد. شعاع ترانسدوسری که در پشت پنجره آکوستیک استاجازه دارد امواج اولتراسوند را بفرستد و دریافت کند. بسته به نوع طرح ممکن است تصویر قطاعی یا دوزنقه ای شکل ایجاد شود.

دستگاه ترانسدوسر دوار همچنین می تواند از آینه منعکس کننده استفاده کند. میدان قطاعی یا ذوزنقه ای می تواند با زاویه باز تا ۹۰ درجه مورد استفاده قرار گیرند. اگر فقط دو ترانسدوسر بکار رود، امکان استفاده از زاویه قطاعی تا ۱۸۰ درجه وجود دارد.

انجام اسکن یا ردیف الکترونیک: اساساً دو نوع اسکنر ریل تایم الکترونیک وجود دارد. هر دو نوع ردیفهای ترانسدوسری شامل عنصر کوچک و بسیار مستطیل شکل ترانسدوسری (در حدود $2 * 10$ میلیمتر) هستند که مجاور هم قرار گرفته اند. یان دو گونه عبارتند از ردیف خطی (Linear array) (که ایجاد اسکن به شکل مستطیلی می کند. و ردیف هدایت شده (Steered array) یا ردیف مرحله ای (Plased array) (که ایجاد اسکن قطاعی می کند). بر خلاف دستگاه مکانیکی، ترانسدوسرهای دستگاه ریل تایم الکترونیک حرکت نمی کنند. شعاع اولتراسوند با تنظیم الکترونیکی به حرکت در می آید. ما سعی می کنیم طراحی این ترانسدوسرها را توصیف کنیم و شرح دهیم که چگونه الکترونیک باعث می شود که اولتراسوند حرکت کند و میزان شود.

ردیف خطی (Lmear Array): این گونه شامل است بر تعدادی عناصر ترانسدوسر کوچک مستطیلی (در حدود $2 * 10 \text{ mm}$) که در یک خط قرار گرفته اند بطوری که ابعاد باریکشان با هم در تماس است. ممکن است ۶۴ تا ۲۰۰ ترانسدوسر یک مجموعه را که از ۴ تا ۱۰ cm طول داشته باشد تشکیل دهند. در مثالهای ما، یک مجموعه ۶۴ ترانسدوسری را فرض کرده ایم. از بحث پیشین ما بیاد می آورید که یک تصویر خوب اولتراسوند نیاز به تعداد رضایتبخشی خطوط عمودی برای هر تصویر دارد.

دستگاه های ردیف خطی اولیه ۲۰ عنصر ترانسدوسری داشتند بطوری که هر ترانسدوسر بزرگتر از ترانسدوسرهای دستگاه های جدیدتر بود. تصویرهای منتجه فقط ۲۰ خط داشتند که باعث تصویر خیلی ریپایتبخشی نمی شدند.

افزایش تعداد خط در تصویر بدون افزایش طول کلی ترانسدوسر بنظر می آید که راه حل ساده باید داشته باشد:

ترانسدوسرهای کوچک ولی بیشتر بکار ببرید. این درست راهی است که باعث حل مسئله شده ولی مسئله تازه ای خلق کرد. لطفاً به شکل های ۱۳-۲۰ و ۱۴-۲۰ برگردید تا بیاد بیاورید که طول ناحیه فرنل (نزدیک، یا غیر متباعد) شعاع اولتراسوند با قطر ترانسدوسر و طول موج الوتراسوند تعیین می شود.

$$x' = \frac{r^2}{\lambda}$$

$$X' = \text{طول ناحیه فرنل}$$

$$r = \text{شعاع ترانسدوسر}$$

$$\lambda = \text{طول موج}$$

به این ترتیب، برای یک طول موج ثابت، کاهش اندازه ترانسدوسر ناحیه فرنل را کوتاه و زاویه تباعد را زیاد می کند. اگر هر ترانسدوسر در مجموعه ۶۴ واحدی جداگانه فعال می شد، طرح شعاع منتجه به سرعت پراکنده می شد و ارزش تشخیصی نداشت (شکل ۱A-۲۰).

مسئله تعداد کافی خط در تصویر در مقابل نیاز برای میزان کردن رضایتبخش شعاع (یعنی ناحیه فرنل طویل) منجر به دو راه حل شده است: اول، با استفاده از یک ردیف دارای عناصر ترانسدوسری بسیار که ایجاد تراکم خطی زیاد بکند، و دوم، با فعال شدن ترانسدوسرها به صورت گروهی، که باعث می شود گروه به شکل یک ترانسدوسر بزرگتر عمل کند و به این ترتیب قدرت تحلیل بهتری ایجاد کند (شکل B ۴۱-۲۰).

ترتیب ضربانی فعال شدن گروه های ترانسدوسر در ردیف خطی در شکل ۱۴-۲۰ نشان داده شده است. ما فرض می کنیم که چهار عنصر ترانسدوسری به صورت یک گروه کار می کنند. در شکل، ضربان ۱ با زدن همزمان عناصر ۱، ۲، ۳، ۴ تولید می شود. پس از اینکه اکوها به این گروه اول برگشت، خط بعدی تصویر (ضربان ۲)، با زدن عناصر ۲، ۳، ۴، ۵ تولید می شود. این ترتیب ادامه پیدا می کند تا اینکه عناصر ۶۱، ۶۲، ۶۳، ۶۴ با هم بزنند و آخرین خط در تصویر را ایجاد کنند. با این مکانیسم، یک ردیف خطی ۶۴ عنصری در گروه های چهارتایی ضربان می کند و با فاصله یک عنصر بین خطها یک تصویر با این مکانیسم، یک ردیف خطی ۶۴ عنصری در گروه های چهارتایی ضربان می کند و با فاصله یک عنصر بین خطها یک تصویر با ۶۱ خط ایجاد می کند. این منشا تصویر ۶۱ خطی است که ما در ابتدای این فصل ذکر کردیم. تمام ردیف در تقریباً یک سیستم تا یک پنجاهم ثانیه ضربان می کنند، و ایجاد ۲۰ تا ۵۰ ضربان در ثانیه می کنند. تعداد خطوط در تصویر بسته به تعداد ترانسدوسرها در ردیف، تعداد ترانسدوسرهایی که با هم فعال می شوند، و ترتیب ضربانی دارد.

ما اکنون باید به این پرسش برگردیم که چگونه شعاعی که بوسیله ردیف خطی تولید می شود میزان می گردد. این کار را در یک بعد بوسیله الکترونیک و در بعد دیگر بوسیله عدسی پلاستیکی انجام می دهند.

بیاد می آورید که شعاع اولتراسوند را می توان به روشی شبیه به اثر عدسیها و اینه ها در نور مرئی میزان کرد. میزان کردن می تواند شدت یک اولتراسوند را تا بیش از ضریب ۱۰۰ افزایش دهد. پلاستیکها به عنوان ماده عدسی بکار می روند. چون سرعت صوت در پلاستیک بیش از سرعت در آب و بافتهای نرم است، سک عدسی مقعر برای میزان کردن شعاع اولتراسونیک لازم است (ملاحظه کنید که این برعکس اثر عدسیهای اپتیک در نور مرئی است). برای مثال ما، فرض می کنیم که ردیف خطی از یک ردیف ترانسدوسرهای (عناصر) $2\text{ mm} * 10\text{ mm}$ درست شده است. میزان کردن در امتداد بعد ۱۰ میلیمتری با گذاشتن یک عدسی مقعر طویل در طول عناصر ایجاد می شود (شکل ۴۲-۲۰). بیاد بیاورید که عدسی مقعر شعاع را در یک نقطه میزان نمی کند بلکه یک ناحیه کانونی ایجاد می کند (عنی ناحیه که در طول آن اختصاصات کانونی بخوبی برقرار است). این عدسی میزان کننده پهنای شعاع اولتراسوند را در سطح عمود بر سطح تصویر تعیین می کند و ضخامت برش تصویر را تعیین می کند.

یک عدسی ثابت برای میزان کردن شعاع در سطح موازی سطح تصویر نمی تواند بکار رود زیرا محل شعاع در حالیکه عناصر خاموش و روشن می شوند بطور دائم در امتداد ردیف در حال حرکت است. میزان کردن برای بهبود قدرت تحلیل در این سطح را

بهبود قدرت تحلیل طرفی گویند و بطور الکترونیکی ایجاد می شود (شکل ۴۳-۲۰).
چگونه یک شعاع اولتراسوند که بوسیله یک گروه ترانسدوسر ایجاد می شود می تواند به صورت الکترونیکی میزان شود؟ ما این موضوع را با قدری تفصیل ذکر می کنیم زیرا همین اصل بر اسکنرهای ریل تایم ردیف هدایت شده حاکم است. دانشجویی که به جزئیات درباره میزان کردن الکترونیکی علاقمند است باید به مقاله بسیار خوب و تصویرهای ولز (Wells) مراجعه کند.

برای بهبود قدرت تحلیل عرضی (Azimuthal)، روش به ضربان در آمدن هر عنصر ترانسدوسری داخل هر گروه تغییر می کند. شکل ۴۴-۲۰ نشان می دهد که چگونه یک گروه چهار عنصر ترانسدوسری می توانند بطور الکترونیکی میزان شوند. اول، دوباره به شکل ۱۱-۲۰ مراجعه کنید، که نشان می دهد که حلقه های صوتی که از نقاط مختلف داخل یک بلور پیزوالکتریک منشا می گیرند، یکدیگر را تقویت می کنند تا ایجاد یک جبهه موجی در جلوی بلور می نمایند. به همین ترتیب، هر عنصر در گروه را می توان چنین تصور کرد که وقتی تحریک شود یک موجچه مدور ایجاد می کند. وقتی هر عنصر ترانسدوسری در گروه در یک لحظه، همزمان با دیگران، تحریک شود موجچه ها یکدیگر را تقویت می کنند و ایجاد جبهه موجی می کنند که به موازات سطح ردیف حرکت می کند (شکل A ۴۴-۲۰). اگر تمام عناصر در یک لحظه تحریک شوند، جبهه موجی نتیجه شده مانند یک عنصر ترانسدوسری میزان شده که قطر آن مساوی پهنای تمام عناصر گروه است عمل خواهد کرد.

بوجود آوردن شعاع میزان شده را با استفاده از یک گروه عناصر ترانسدوسری را می توان با تحریک هر عنصر در زمان مختصر متفاوتی انجام داد (شکل B ۴۴-۲۰). اگر دو عنصر مرکزی چند نانو ثانیه (یک نانو ثانیه = 10^9 ثانیه) پس از دو عنصر خارجی به ضربان درآیند، موجچه ها از عناصر منفرد با هم یکی شده ایجاد شعاع میزان شده می کنند. وقتی صحبت از انتشار اولتراسوند دریافت می شود نانو ثانیه زمان خیلی کوتاهی است. بیاد بیاورید که اولتراسوند در بافت، یک سانتیمتر را در حدود $6/5$ میکرو ثانیه (میکرو ثانیه = 10^6 ثانیه) طی می کند، و زمان بین ضربانها معمولاً کندتر از $80 \mu\text{sec}$ (زمانی که لازم است موج سفر رفت و برگشت 6cm بکند) است. ممکن است که تیزی کانتون (طول ناحیه کانونی)، و عمق کانون را با تغییر تاخیر زمان بین ضربان عناصر مرکزی و محیطی گروه تغییر داد. در بعضی از دستگاه ها، امتحان کننده مقداری کنترل بر تیزی و عمق کانون دارد. در حالیکه گروه عناصر فعال شونده در امتداد کل ردیف روشن می شوند، علائم تاخیری ملازم (یعنی میزان کردن) باید بطور درست در امتداد ردیف کار کند تا کار میزان کردن را برقرار نگاه دارد.

یک ترانسدوسر اسکن کننده ریل تایم ردیف خطی نمونه که در امتحان شکمی فرد بالغ بکار می رود ردیف ترانسدوسر 120 میلیمتر طول در 10 میلیمتر عرض دارد و فرکانس بین 2 تا 3 MHz بکار می برد. گفته می شود که اصول اساسی ساخت دستگاه نسبتاً ساده است، بطوری که می توان دستگاه های قابل حمل (Portable) کار کننده با باتری را طرح ریزی کرد.

ردیف هدایت شده یا مرحله ای: اصطلاح ردیف هدایت شده یا ردیف مرحله ای را ممکن است برای این نوع اسکن ریل تایم بکار برد.

با ترانسدوسر ردیف هدایت شده یک اسکن قطاعی بدست می آید، ولی ترانسدوسر در زمانی که اسکن انجام می شود حرکت نمی کند. در این نوع، با هدایت و تنظیم کردن الکترونیکی باعث می شوند که شعاع اولتراسوند مقطع بیمار را به جلو و عقب جاروب کند.

برای اسکن کردن ردیف خطی ما شرح دادیم که چگونه شعاع اولتراسوند که بوسیله گروه ترانسدوسرها ایجاد می شود می تواند با انتخاب مناسب تاخیز زمانی میزان شود. به همین ترتیب شعاع را می توان با مکانیسم تاخیرهای زمانی مشابه به زاویه مورد نظر هدایت یا منحرف کرد. با انتخاب تاخیر مناسب بین تحریک عناصر منفرد ترانسدوسر امکان دارد که شعاع را هدایت کرد و یا بطور همزمان هدایت و میزان کرد. این فکر با یک نمای ساده در شکل ۴۵-۲۰ نشان داده شده است. ملاحظه کنید که برای هر عنصر در ردیف لازم است که ترتیب ضربانها بطور مداوم تغییر کند.

یک ترانسدوسر با ردیف هدایت شده از نظر اندازه شبیه به یک ترانسدوسر یک عنصری است که برای اسکن کردن معمولی حالت B بکار می رود. یک ترانسدوسر نمونه ۳۲ عنصر دارد و در فرکانس ۲ تا ۳ MHz کار می کند. با یک ترانسدوسر ردیف هدایت شده برای تشکیل هر خط تصویر تمام عناصر ضربان می کنند در مقابل ریدف خطی که فقط چند عنصر (معمولاً چهار) ایجاد هر خط تصویر را می کنند. شکل تصویر

قطاعی است و راس آن در مرکز ردیف است. شعاع اولرتاسوند در زاویه قطاع با سرعت کافی که ایجاد تصویر ریل تایم کند جاروب می کند. یک چنین طرح تاخیری در مورد علائم دریافتی نیز تعبیه شده است که باعث می شود که ترانسدوسر فقط به اکوهایی که در امتداد همان مسیر فرستاده شده می باشند حساس باشد.

دستگاه ردیف هدایت شده را می توان برای رسم کردن حرکت برحسب زمان از یک خط بکار برد در حالیکه بطور همزمان تمام تصویر قطاعی را هم نشان دهد. کاربرد اصلی آن در تصویر سازی قلبی و در ارزیابی ضربان عروقی در تصویرگیری از شکم می باشد. در حال حاضر دو مسئله استفاده کلی تر از این روش را محدود کرده است. اول کیفیت تصویر در تمام قسمتها که شعاع می رود بکنواخت نیست و قدرت تحلیل در لبه های قطاع بخوبی مرکز آن نیست. دوم به سبب پیچیدگی الکترونیک تنظیم شده با کامپیوتر که برای هدایت و میزان کردن شعاع مورد لزوم است بسیار گران می باشد.

خلاصه

اولتراسوند صوتی است با فرکانس بیش از ۲۰۰۰۰ سیکل بر ثانیه (هرتز Hz). سونوگرافی پزشکی فرکانسهای بین ۱ مگاهرتس (MHz) و ۲۰ MHz بکار می برد. این فرکانسهای بالا قرار دادن یک ماه سفالی ویژه با بلور پیزوالکتریک در معرض ضربان کوتاه ولتاژ بدست می آید. یک گروه مواد پیزوالکتریک ساختگی به نام فروالکتریکهای سفالین جایگزین مواد بلورین پیزوالکتریک که قبلاً بکار می رفته اند شده اند. اگر چه در حال حاضر PZT پر استفاده ترین ماده است پژوهشها پیشنهاد می کنند که پلیمرهای

پلاستیک ویژه ای جای این سفالینه های ساختگی را در ساختن ترانسدوسرهای اولتراسوند بگیرد. میدان الکتریکی که با ضربان ولتاژ ایجاد می شود عناصر بلورین (دو قطبها) را در سفال تغییر جهت می دهد و به این وسیله ناگهانی ضخامت بلور را تغییر می دهد. این تغییر ناگهانی در ضخامت یک سری لرزشهایی را ایجاد می کند که مولد امواج صوتی است. بلور پیزوالکتریم در جلوی ترانسدوسر یک جعبه پلاستیکی که بلور را از ضربات مکانیکی حفظ می کند و ایجاد عایق بودن صوتی و الکتریکی می کند قرار داده شده است. الکترودها بر سطح بلور پهن شده اند و الکتروود خارجی اتصال زمینی دارد تا بیمار را از شوک الکتریکی حفظ کند. یک قطعه پشتی (Backing block) نوسانها را در بین ضربانهای ولتاژ خفه می کند بنابراین ترانسدوسر را می توان طوری بکار برد که ایجاد ضربانهای متعدد کوتاه صوتی بکند. اگر وضعیت بالینی نیاز به فرکانس دیگری داشته باشد باید ترانسدوسر دیگری انتخاب شود که با فرکانس مورد نظر طراحی شده است. بلورهای پیزوالکتریک با گرما می توانند آسیب بینند. در بالای گرمای بحرانی که گرمای کوری نامیده می شود یک بلور خاصیت پیزوالکتریک خود را از دست می دهد و یک تکه سفالین بی مصرف می شود. عامل Q یک نشانه ای از خلوص آهنگ (باریک بودن محدوده فرکانس) است. زمان نزول (Ring down time) زمانی است که طول می کشد تا ترانسدوسر از ارتعاش بیفتد.

یک شعاع اولتراسونیک یک ردیفهای امواج طولی هستند که انرژی منتقل می کنند. این امواج از بافتهای معمولی بدن با سرعت ۱۵۴۰ متر بر ثانیه عبور می کنند. سرعت آنها

متسقل از فرکانس است. سرعت صورت بستگی به چگالی و قابلیت انقباض محیط هدایت کننده دارد و برابر است با فرکانس ضرب در طول موج در حالیکه یک شعاع صوتی از بدن عبور می کند به سبب پخش - انعکاس - انکسار - و جذاب تخفیف پیدا می کند. شعاع صوتی در ناحیه نزدیک یا فرنل نسبتاً همگرا (Coh erent) است. در واری یک فاصله بحرانی بنام نقطه انتقالی شعاع به ناحیه دور با فرانهوفر می رسد و شروع به تفرق و پراکندگی می کند. طول ناحیه نزدیک متناسب است با مربع صورت می باشد. شعاع با پراکندگی در ناحیه دور به سرعت تخفیف پیدا می کند. انعکاس در حد فاصلهای بافتی پیدا می شود. زاویه تابش و بازتاب برابرند. مقدار انعکاس بستگی به اختلاف امپدانس آکوستیک دو سطح و نیز بستگی به زاویه تابش شعاع دارد. امپدانس آکوستیک حاصل ضرب چگالی در سرعت صوت در محیط منتقل کننده می باشد. انعکاس با اختلاف زیاد بین امپدانس آکوستیک دو محیط و با زاویه کم تابش به بیشترین حد می رسد. در زاویه تابش 90° درجه انعکاس از همه کمتر و انتقال از همه بیشتر است.^۱

وقتی سرعت صوت در رفتن از یک محیط به محیط دیگر تغییر می کند فرکانس ثابت می ماند ولی طول موج تغییر می کند. اگر جبهه موج به محیط دوم با یک زاویه برخورد

کند صوت خم می شود یا می شکند. درجه شکست بستگی به زاویه تابش و اختلاف سرعت صوت در دو محیط دارد. جذب که عبارت است از تبدیل صوت به حرارت بستگی به فرکانس صوت و هم به ویسکوزیته و هم به زمان استراحت محیط هدایت کننده دارد. جذب در بافت متناسب با فرکانس است به این معنی بود که افزایش از ۱ به ۲ MHz جذب دو برابر و قدرت نفوذ پرتو را نصف می کند. بنابراین صوت با فرکانس بالا را نمی توان برای امتحان قسمتهای ضخیم بدن بکار برد.

یک موج طولی بوسیله ذرات (ملکولهای) متعدد که در جهت طول نوسان می کنند و در نتیجه ایجاد نوارهای انقباض و انبساط در محیط هادی می کنند منتشر می شود. وقتی این نوارها به عقب به صورت اکوها بسوی بلور پیزوالکتریک پخش شوند ضخامت بلور را تغییر می دهند که ایجاد علائم الکتریکی می کند. این علائم پایه تصویر اولتراسونیک می باشد. صوت به صورت ضربانات کوچک معمولاً ۱۰۰۰ در ثانیه منتقل می شود. ضربانها کوتاه با زمان معمولاً در حدود ۱/۰۰۰۰۰۰۱ ثانیه می باشند. بین ضربانها ترانسدوسر به صورت گیرنده عمل می کند و اکوهای دریافت شده را ثبت می کند. تاخیر بین شروع ضربان و برگشت اکو در تمام حالات تصویری تبدیل به عمق می شود. تصویرها را می توان با چندین حالت نشان داد. تنظیمهای متعدد برای تقویت اکوهای ضعیف تعبیه شده اند. مهمترین تنظیم عبارت بهره جبرانی زمانی است که بطور لگاریتمی اکوها را از ژرفاهای انتخابی پس از تاخیر قابل تنظیم تشدید می کند.

قدرت تحلیل عمقی یا قابلیت جدا کردن دو شیء پشت سرهم بستگی به طول فضائی ضربان دارد که عبارت از طول موج ضرب در تعداد موجها در ضربان است. بهترین تحلیل عمقی با ترانسدوسرهایی است که طول فضایی ضربانی کوتاه دارند. قدرت تحلیل عرضی با قابلیت جدا کردن دو شیء مجاور بستگی به پهنای شعاع صوتی دارد. شعاع را می توان با عدسی آکوستیک که صوت را به طرف نقطه کانونی خم می کند باریک کرد. اثر داپلر عبارت از تغییر فرکانس دریافت شده صوت که از ساختمانهای متحرک منشاء می گیرند می باشد. وسایل داپلر برای کشف حرکت بکار می روند. آنها این کار را با فرستادن شعاع صوتی و ثبت و دموله کردن اکوهای برگشتی انجام می دهند. اختلاف بین دو فرکانس معمولاً در محدوده صوت قابل شنیدن در بیشتر حرکات فیزیولوژیک قرار می گیرد. پس از تقویت این اختلاف یک علامت قابل شنیدن می شود. دستگاه های داپلر با موج پیوسته می توانند اطلاعات مربوط به سرعت را بدهند ولی هیچ گونه قدرت تحلیل عمقی ندارند. دستگاه های داپلر ضربانی بطور همزمان هم اطلاعات مربوط به سرعت و هم مربوط به عمق می دهند. یک وسیله داپلر ضربانی را معمولاً با نوهی دستگاه تصویری اولتراسوند همراه می کنند. تجزیه و تحلیل طیفی علائم داپلر با ارزیابی طیف فرکانسهایی که علائم داپلر را می سازند اجازه به ارزیابی طبیعت جریان خون در عروق خونی طبیعی و تنگ شده می دهد.

تصویر سازی ریل تایم تصاویر متعدد با سرعت کافی ایجاد می کند که باعث می شود حرکات را بتوان دنبال کرد. یک مصالحه ای بین تراکم خطی در هر تصویر و تعداد

تصویر در ثانیه مورد نیاز است. تعداد تصاویر لااقل ۱۶ در ثانیه است. تصویر ریل تایم را می توان با اسکنر مکانیکی و یا با ترتیب دادن ردیف الکترونیکی تهیه کرد. دستگاه های اسکن مکانیکی یک تصویر قطاعی با ترانسدوسر نوسان کننده یا ترانسدوسر با چرخ دوار تولید می کنند. دستگاه های اسکن با ردیف الکترونیک ممکن است ترانسدوسر ردیف خطی بکار ببرند که اسکن به شکل مستطیل ایجاد می کند یا از ترانسدوسر ردیف هدایت شده استفاده کنند که اسکن قطاعی ایجاد می کند. میزان کردن شعاع اولتراسوند ردیفی الکترونیکی نیاز به هم عدسی مقعر پلاستیکی و هم میزان کردن الکترونیکی دارد. وضعیت رضایتبخش هندسی شعاع نیاز به این دارد که عناصر در ردیف خطی به صورت گروهی معمولاً چهار عنصر در هر لحظه ضربان کنند که هر گروه ایجاد یک خط در تصویر می کند. با ترانسدوسر ردیف هدایت شده تمام عناصر ترانسدوسر ضربان می کنند تا ایجاد هر خط تصویر را بنمایند.

Filename: Document

Directory:

Template: C:\Documents and Settings\hadi tahaghoghi\Application
Data\Microsoft\Templates\Normal.dotm

Title:

Subject:

Author: H.H

Keywords:

Comments:

Creation Date: / / : : AM

Change Number:

Last Saved On:

Last Saved By: hadi tahaghoghi

Total Editing Time: Minutes

Last Printed On: / / : : AM

As of Last Complete Printing

Number of Pages:

Number of Words: (approx.)

Number of Characters: (approx.)