



دانشگاه سمنان
دانشکده مهندسی برق

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکاترونیک

جداسازی لایه‌های شبکه در تصاویر OCT

نگارش:

فائزه خردمندان

استاد راهنما:

دکتر هادی سلطانی‌زاده

بهمن ۱۳۹۰

بِسْمِ اللَّهِ الرَّحْمَنِ الرَّحِيمِ



دانشگاه سمنان
دانشکده مهندسی برق

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی مکترونیک

جداسازی لایه‌های شبکه در تصاویر OCT

نگارش:

فائزه خردمندان

استاد راهنما:

دکتر هادی سلطانی‌زاده

بهمن ۱۳۹۰

تقدیم به :

مادر م که همیشه حامی و پشتیبان من بوده است

تشکر و قدردانی:

با تقدیر و سپاس فراوان از جناب آقای دکتر سلطانی زاده برای رهنمودهای ارزشمند ایشان.

چکیده

توموگرافی همدوس نوری (OCT) روشی برای عکسبرداری با دقت بالا و غیر مخرب از ساختار شبکیه چشم است. این تکنیک انقلابی را در تشخیص بیماری‌های شبکیه ایجاد کرده است. با این حال این تکنولوژی هنوز محدود به اندازه‌گیری ضخامت شبکیه است. در این پژوهش به جداسازی خودکار لایه‌های شبکیه پرداخته شده است. در روش پیشنهادی از تئوری گراف و تعاریف مربوط به انرژی جهتی و خوشه بندی طیفی چندکلاسه برای ناحیه بندی تصاویر OCT استفاده شده است. نمونه‌های مورد استفاده در این پایان‌نامه از بیماران مراجعه کننده به کلینیک چشم پزشکی نور گرفته شده است و نتایج به دست آمده در این روش توسط متخصصین این مرکز صحت‌گذاری شده است. به عبارت دیگر نتایج بدست آمده در این روش با روش دستی مطابقت بسیار مناسبی از حیث دقت و کیفیت دارد.

کلید واژه- انرژی جهتی، تصاویر OCT ، تئوری گراف، خوشه بندی طیفی چند کلاسه.

فهرست مطالب

۱	فصل ۱: مقدمه
۲	۱-۱- مقدمه.....
۱	فصل ۲: مروری بر منابع
۲	۱-۲- مقدمه.....
۲	۱-۲- مروری بر OCT.....
۲	۱-۱-۲- مروری بر روش‌های مختلف عکسبرداری در پزشکی.....
۷	۲-۱-۲- توموگرافی همدوس نوری.....
۷	۱-۲-۱-۲- مقایسه‌ی OCT و اولتراسوند.....
۹	۲-۲-۱-۲- اندازه‌گیری اکوی نور با سرعت خیلی زیاد.....
۱۱	۳-۲-۱-۲- منبع نور در OCT.....
۱۲	۴-۲-۱-۲- عوامل تعیین کننده‌ی رزولوشن در OCT.....
۱۳	۲-۲- خوشه بندی.....
۱۴	۱-۲-۲- معرفی چند روش خوشه بندی.....
۱۴	۱-۱-۲-۲- Single Link.....
۱۵	۲-۱-۲-۲- Complete Link.....
۱۵	۳-۱-۲-۲- Average Linke.....
۱۶	۴-۱-۲-۲- K-Means.....
۱۶	۳-۲- خوشه بندی طیفی.....
۱۸	۲-۳-۲- خوشه بندی در تئوری گراف.....
۱۸	۳-۳-۲- مینیمم برش.....
۲۰	۴-۳-۲- خوشه بندی طیفی دو کلاسه (برش نرمال).....
۲۱	۲-۴-۳-۲- نمایش ماتریسی مسئله.....
۲۳	۳-۴-۳-۲- حل مسئله‌ی بهینه سازی.....
۲۶	۴-۴-۳-۲- پیاده سازی الگوریتم خوشه بندی طیفی دو کلاسه بر روی داده‌های نمونه.....
۳۰	۵-۴-۳-۲- پیاده سازی الگوریتم خوشه بندی طیفی دو کلاسه بر روی تصاویر نمونه.....
۳۵	۴-۲- استخراج ویژگی.....
۳۶	۱-۴-۲- روشهای تشخیص ویژگی مبتنی بر گرادیان.....
۳۷	۲-۴-۲- مفهوم تجانس فازی.....
۳۹	۳-۴-۲- مقایسه تجانس فازی و Canny.....
۳۹	۴-۴-۲- معرفی PC.....
۴۰	۵-۴-۲- انرژی محلی.....
۴۲	۶-۴-۲- استفاده از فیلترهای زوج و فرد.....

فصل ۳: روش تحقیق

۴۴

- ۴۵-۱-۳- مقدمه.....
- ۴۵-۲-۳- انرژی جهتی.....
- ۴۶-۳-۳- ماتریس شباهت.....
- ۴۷-۴-۳- خوشه بندی طیفی چندکلاسه.....
- ۵۱-۲-۴-۳- ضوابط خوشه بندی طیفی چندکلاسه.....
- ۵۴-۳-۴-۳- حل مسئله‌ی خوشه بندی طیفی چندکلاسه.....
- ۵۴-۱-۳-۴-۳- یافتن مقادیر بهینه‌ی پیوسته.....
- ۵۷-۲-۳-۴-۳- راه حل بهینه‌ی گسسته.....
- ۵۸-۴-۴-۳- الگوریتم خوشه بندی طیفی چندکلاسه.....

فصل ۴: نتایج و شبیه سازی‌ها

۶۰

- ۶۱-۱-۴- مقدمه.....
 - ۶۱-۲-۴- انرژی جهتی.....
 - ۶۲-۳-۴- ماتریس شباهت.....
 - ۶۳-۴-۴- خوشه بندی طیفی چندکلاسه.....
 - ۶۳-۵-۴- نتایج.....
- ۶۶ مراجع

فهرست اشکال

- شکل (۱-۱) ساختار چشم انسان و محل عکسبرداری دستگاه OCT ۲
- شکل (۲-۱) تصویر OCT از لایه های شبکیه ۳
- شکل (۱-۲) مقادیر Z, v, ρ برای مواد مختلف در بسامد اولتراسوند بالینی ۴
- شکل (۲-۲) ضریب جذب و لایه ی نیم کننده ۵
- شکل (۳-۲) A-Scan ۶
- شکل (۴-۲) B-Scan ۷
- شکل (۵-۲) تداخل سنج مایکلسون ۱۰
- شکل (۶-۲) مجموعه ی نقاط ۱۷
- شکل (۱-۲) جمع وزن یال های قرمز نشان دهنده ی مقدار برش بین دو مجموعه است ۱۹
- شکل (۲-۲) میمنیم برش باعث ایجاد دسته هایی از نودهای ایزوله می شود ۲۰
- شکل (۳-۲) نودهایی که در بردار شاخص x به صورت زرد نشان داده شده اند نشان دهنده ی نودهایی هستند که به مجموعه ی A تعلق دارند. جمع وزن های درون مستطیل قرمز نشان دهنده ی $2 \times assoc(A, A)$ است ۲۲
- شکل (۴-۲) جمع وزن های درون مستطیل آبی نشان دهنده ی $2 \times assoc(A, V)$ و مستطیل قرمز نشان دهنده ی $2 \times cut(A, V - A)$ است ۲۳
- شکل (۵-۲) مجموعه نقاط ۲۷
- شکل (۶-۲) ماتریس وزن محاسبه شده برای شکل (۱۱-۲) ۲۷
- شکل (۷-۲) به ترتیب بردار ویژه های متناظر با ۶ مقدار ویژه کوچکتر را نشان می دهد ۲۹
- شکل (۸-۲) تقسیم بندی نهایی حاصل شده ۳۰
- شکل (۹-۲) تصویر نمونه ۳۰
- شکل (۱۰-۲) اندازه گیری میزان تشابه هر جفت پیکسل در a ۳۱
- شکل (۱۱-۲) بردار ویژه های متناسب با از دومین تا نهمین کوچکترین مقدار ویژه. بردارهای ویژه به ابعاد تصویر هماهنگ شده اند ۳۳
- شکل (۱۲-۲) ناحیه بندی نتیجه شده بر اساس معیار میانگین برای دومین کوچکترین بردار ویژه ۳۵
- شکل (۱۳-۲) انواع لبه ۳۷
- شکل (۱۴-۲) مفهوم تجانس فازی ۳۸
- شکل (۱۵-۲) مقایسه ی تجانس فازی و Canny ۳۹
- شکل (۱۶-۲) نمایش همفازی مولفه ها در سیگنال پله ۴۳
- شکل (۱-۳) مراحل پروسه ۴۵
- شکل (۲-۳) استفاده از تصویر انرژی جهت برای شناسایی کانتورهای تصویر ۴۷
- شکل (۳-۳) نمایش نمادین الگوریتم ۵۰
- شکل (۴-۳) ضوابط برش نرمال چند کلاسه ۵۲

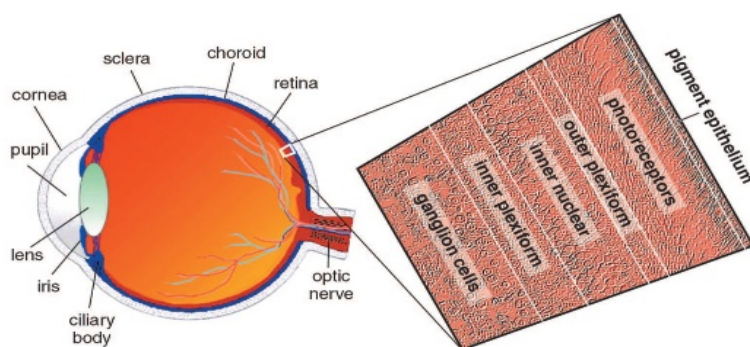
- شکل (۱-۴) بانک فیلتر..... ۶۱
- شکل (۲-۴) تصاویر حاصل از اعمال بانک فیلتر..... ۶۲
- شکل (۳-۴) تصویر انرژی جهتی..... ۶۲
- شکل (۴-۴) ناحیه‌های بدست آمده از الگوریتم..... ۶۳
- شکل (۵-۴) تطبیق ناحیه‌بندی بر تصویر اصلی..... ۶۳
- شکل (۶-۴) تقسیم بندی تصویر و اعمال الگوریتم..... ۶۵
- شکل (۷-۴) یک قسمت از تصویر تقسیم بندی شده..... ۶۵
- شکل (۸-۴) تعدادی از تصاویر..... ۶۶

فصل ١:

مقدمه

۱-۱- مقدمه

توموگرافی هم‌دوس نوری^۱ یک روش عکسبرداری غیر مخرب و با دقت بالا است که از آن برای عکسبرداری از ساختار شبکیه انسان استفاده می‌شود. محل عکسبرداری دستگاه OCT در ساختار چشم را در شکل ۱ می‌توان دید. این روش انقلابی در تشخیص و درمان بیماری‌های شبکیه ایجاد کرده است. تصویر بدست آمده از عکسبرداری OCT در منطقه ماکولا چشم در شکل ۲ نشان داده شده است. محاسبه ضخامت لایه‌های شبکیه در منطقه ماکولا یکی از لازمه‌های تشخیص بیماری‌ها است. بنابراین بررسی روش‌های جداسازی این لایه‌ها برای تشخیص بیماری‌های شبکیه ضروری است [1,2]. دستگاه‌های عکسبرداری OCT به نرم افزارهای تقسیم بندی مجهز شده اند که ضخامت لایه‌های شبکیه را به طور کلی نشان می‌دهد [3]. در حالی که برای استخراج ویژگی‌های مورد نیاز چشم برای تشخیص بیماری‌ها اطلاعات مورد نیاز به صورت دستی با ناحیه بندی تصویر استخراج می‌شود [4]. ناحیه بندی دستی برای متخصصان دشوار و برای کاربردهای کلینیکی زمان گیر است. اخیراً روش‌های مختلفی برای جداسازی لایه‌های شبکیه در تصاویر OCT مطرح شده است. یزدان پناه روشی را برای جداسازی لایه‌های شبکیه با استفاده از کانتورهای فعال ارائه داده است [5]. ایشیکاوا و همکارانش روشی را برای جداسازی لایه‌های شبکیه در تصاویر سیاه و سفید و با کیفیت بالا ارائه کردند [6,7]. کوزکانانی و همکارانش لایه‌های شبکیه را با استفاده از مدل مارکو جداسازی کردند [8]. اخیراً یک روش مبتنی بر مدل مارکو برای تحلیل هندسی سر عصب بینایی ارائه شده است [9]. روش‌هایی برای جداسازی لایه‌ی رشته عصبی، بر مبنای الگوریتم نوار باریک دگر دیس پذیر ارائه شده است

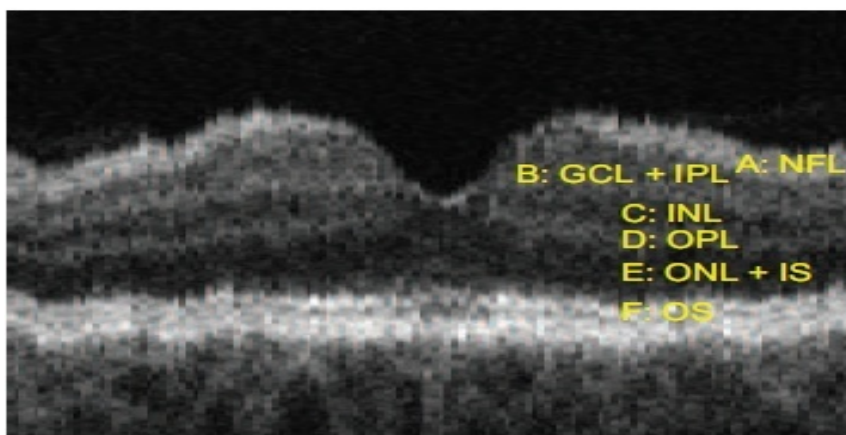


شکل (۱-۱) ساختار چشم انسان و محل عکسبرداری دستگاه OCT

در این پژوهش برای جداسازی لایه‌های شبکیه از روش خوشه بندی طیفی چندکلاسه استفاده

^۱ optical coherence tomography

شده است و نتایج بر روی ۱۰ تصویر OCT آزمایش شده است.



شکل (۱-۲) تصویر OCT از لایه های شبکیه

وقتی که ساختار داده‌ها در فضای ورودی متعلق به نواحی محدب نباشد، نتیجه‌ی الگوریتم‌های کلاسیک در خوشه بندی داده‌ها ضعیف خواهد بود. در چنین مواقعی الگوریتم‌های یادگیری زیرفضا به عنوان راه‌حل برگزیده مطرح می‌باشند. هدف این دسته از الگوریتم‌ها، بازنمایی داده‌ها در فضایی جدید و با ابعاد کمتر است. مزیت عمده‌ی این فضای جدید، بیانی مناسب تر برای توصیف داده‌ها می‌باشد. این زمینه‌ی تحقیقاتی روش‌های مختلفی مانند یادگیری مانفیلد تحلیل طیفی و روش های مبتنی بر کرنل را ایجاد کرده است که در این پژوهش به روش‌های طیفی پرداخته شده است

در فصل ۲ در بخش ۲-۲ به معرفی دستگاه عکسبرداری OCT پرداخته شده است همچنین در بخش ۲-۳ روش خوشه بندی طیفی دو کلاسه شرح داده شده و در ادامه آن در بخش ۲-۴ روش استفاده شده برای استخراج ویژگی ها معرفی شده است. در فصل ۳ روش پیاده سازی شده، معرفی شده است. در فصل ۴ نتایج اعمال این الگوریتم بر روی تصاویر OCT نشان داده شده است.

فصل ۲:

مروری بر منابع

۲-۱- مقدمه

در این فصل به مرور منابع مطالعه شده در این تحقیق می‌پردازیم ابتدا در بخش ۲-۲ به معرفی دستگاه تصویربرداری OCT و مقایسه‌ی آن با روش عکسبرداری اولتراسوند پرداختیم در ادامه در بخش ۲-۳ به معرفی چند روش خوشه بندی و در بخش ۲-۴ به معرفی تئوری گراف و روش خوشه بندی طیفی ۲ کلاسه یا همان برش نرمال می‌پردازیم و با توجه به مطالب گفته شده در بخش ۲-۴ در بخش ۲-۵ به معرفی روش تجانس فازی که برای استخراج ویژگی‌ها در این تحقیق استفاده شده است می‌پردازیم.

۲-۱- مروری بر OCT

۲-۱-۱- مروری بر روش‌های مختلف عکسبرداری در پزشکی

در تصویربرداری به روش MRI، به جای استفاده از اشعه X (که در عکسبرداری عادی و CT scan انجام می‌شود)، از میدان‌های قدرتمند مغناطیسی جهت تصویربرداری استفاده می‌گردد. به همین دلیل توصیه می‌گردد تا کلیه‌ی اشیای فلزی همراه، از فرد دور گردد. کسانی که پیوند گوش داخلی انجام داده‌اند یا از مفصل مصنوعی استفاده می‌کنند نباید از روش MRI استفاده نمایند. همچنین برخی از انواع دریچه‌های مصنوعی و برخی اجسام فلزی درون بدن در صورت وجود می‌توانند هنگام انجام MRI، خطرآفرین باشند. در بسیاری از بافت‌های بدن تصاویر بسیار دقیقتری نسبت به عکس ساده اشعه X و CT scan به دست می‌دهد. با این حال در برخی بافت‌ها تصاویر آن دقت کافی ندارد. MRI نسبت به CT scan، هزینه‌ی بیشتری دارد و وقت گیرتر است. به همین دلیل از آن در موارد اورژانس استفاده نمی‌شود.

CT Scan نوعی عکسبرداری با اشعه‌ی X است. در این روش اشعه‌ی X در مقاطع مختلف، شبیه برش به عضو مورد نظر تابیده می‌شود و توسط پردازش کامپیوتری، تصویری از مقاطع آن عضو به دست می‌آید، که در حالت عادی با عکس ساده رادیوگرافی ممکن نیست. بدلیل توانایی CT scan در تمایز بافت‌های مختلف نظیر ریه، استخوان و عروق خونی، این روش در بررسی و تشخیص تومورها، بیماری‌های قلبی و عروقی مفید می‌باشد. همچنین با تزریق ماده حاجب به داخل عروق، می‌توان تصویر دقیق‌تری از ساختمان عروقی عضو مورد نظر تهیه کرد. میزان اشعه X دریافت شده در این روش بیشتر از عکسبرداری عادی با اشعه X است. خانم‌ها در صورتی که احتمال بارداری می‌دهند، حتما باید پزشک خود را مطلع سازند تا در صورت انجام CT scan، این عمل با رعایت نکات ایمنی و

استفاده از پوشش‌های محافظ انجام گیرد.

اشعه X نوعی پرتو الکترومغناطیس است که قابلیت عبور از بافت‌های مختلف بدن را به میزان‌های متفاوت دارد بعنوان مثال از بافت ریه به آسانی و از بافت استخوان به دشواری عبور می‌کند. با وارد شدن اشعه X از یک طرف و ثبت اشعه‌ی عبور کرده از طرف دیگر بدن، می‌توان تصویری از محتوای اعضا بدست آورد. همچنین در انواعی از عکسبرداری با اشعه‌ی X، همانند آنژیوگرافی و عکس‌های سریال لوله گوارش با کمک عکس‌های متوالی و متعدد، اطلاعاتی از ساختار و عملکرد برخی از آن‌ها به دست می‌آید. استفاده از اشعه X تصویربرداری با افزایش آسیب پذیری سلول‌ها و احتمال بروز بدخیمی همراه است. به همین دلیل در تهیه‌ی تصاویر رادیوگرافی، همواره از حداقل میزان اشعه‌ی لازم استفاده می‌شود. با این حال، در کودکان و نوجوانان، همچنین در خانم‌های باردار، در صورت نیاز به انجام رادیوگرافی، رعایت برخی نکات ایمنی نظیر استفاده از پوشش مخصوص محافظ، الزامی است.

فروصوت به بسامدهای صوتی زیر محدوده‌ی شنوایی معمولی یا کوچکتر از 20Hz گفته می‌شود این امواج با پدیده‌های طبیعی مانند امواج زلزله یا تغییرات فشار هوا ایجاد می‌شوند. صوت قابل شنیدن در محدوده‌ی میان 20-20000Hz تعریف می‌شود. با این وجود فقط تعداد کمی از انسان‌ها توانایی شنیدن امواج در همه‌ی محدوده‌ی یاد شده را دارند.

بسامدهای بالای 20kHz را اولتراسوند می‌نامند. اولتراسوند در انواع تخصص‌ها کاربرد بالینی دارد. موج انرژی را به دو صورت پتانسیل و جنبشی حمل می‌کند. شدت یک موج صوتی (I) برابر میزان انرژی است که از یک مترمربع در ثانیه عبور می‌کند. برای یک موج تخت، I از فرمول زیر به دست می‌آید.

$$I = \frac{1}{2} \rho v A^2 (2\pi f)^2 = \frac{1}{2} Z (A\omega)^2 \quad (1-2)$$

در فرمول بالا ρ چگالی محیط، v سرعت صوت، f بسامد، ω بسامد زاویه‌ای (برابر با $2\pi f$)، A ماکزیمم جابه‌جایی اتم‌ها یا مولکول‌ها از وضعیت تعادل و Z (معادل ρv) امپدانس صوتی است. برخی از مقادیر ρv و Z در شکل (1-2) آمده است [10].

Z(kg/m ² .sec)	V(m/sec)	ρ (kg/m ³)	
۴۳۰	۳.۳۱×۱۰^{-۲}	۱.۲۹	هوا
۱.۴۸×۱۰^{-۶}	۱۴.۸×۱۰^{-۲}	۱.۰۰×۱۰^{-۳}	آب
۱.۵۶×۱۰^{-۶}	۱۵.۳×۱۰^{-۲}	۱.۰۲×۱۰^{-۳}	مغز
۱.۶۴×۱۰^{-۶}	۱۵.۸×۱۰^{-۲}	۱.۰۴×۱۰^{-۳}	ماهیچه
۱.۳۳×۱۰^{-۶}	۱۴.۵×۱۰^{-۲}	۰.۹۲×۱۰^{-۳}	چربی
۷.۶۸×۱۰^{-۶}	۴۰.۴×۱۰^{-۲}	۱.۹×۱۰^{-۳}	استخوان

شکل (۱-۲) مقادیر Z ، v ، ρ برای مواد مختلف در بسامد اولتراسوند بالینی

هنگامی که یک موج صوتی از بافت عبور می‌کند، به علت وجود اثرات مالشی، بخشی از انرژی هدر می‌رود. جذب انرژی در بافت باعث کاهش دامنه‌ی موج صوتی می‌شود رابطه‌ی دامنه‌ی A در عمق X سانتی‌متر در یک محیط با دامنه‌ی اولیه‌ی A_0 ($x=0$) با معادله‌ی نمایی نشان داده می‌شود که در آن α نماینده‌ی ضریب جذب محیط در یک بسامد ویژه است. در شکل (۱-۲) بعضی از ضریب‌های جذب آورده شده است [10].

$$A = A_0 e^{-\alpha x} \quad (۲-۲)$$

با توجه به تناسب شدت با توان دوم دامنه وابستگی به ژرفا چنین خواهد بود

$$I = I_0 e^{-2\alpha x} \quad (۳-۲)$$

در این معادله I_0 شدت فرود در $x=0$ و I شدت در عمق x در ماده‌ی جذب کننده است. چون ضریب جذب در معادله‌ی (۳-۲) 2α است، با افزایش عمق شدت سریعتر از دامنه کاهش می‌یابد. لایه نیم کننده ضخامتی از بافت مورد نیاز است که شدت پرتو را از I_0 به $I_0/2$ کاهش می‌دهد. در شکل (۲-۲) برخی از مقادیر برای بافت‌های گوناگون درج شده است. همزمان با افزایش بسامد جذب صوت نیز افزایش می‌یابد. رابطه‌ی افزایش جذب با بسامد در مورد سایر بافت‌های بدن نیز صادق است و همین موضوع باعث محدودیت حداکثر بسامدهای کاربردی در پزشکی می‌شود

ماده	بسامد	α (cm ⁻¹)	ستبرای نیم کننده
ماهیچه	۱	۰.۱۳	۲.۷
چربی	۰.۸	۰.۰۵	۶.۹
مغز	۱	۰.۱۱	۳.۲
استخوان (کاسه سر)	۰.۶	۰.۴	۰.۹۵

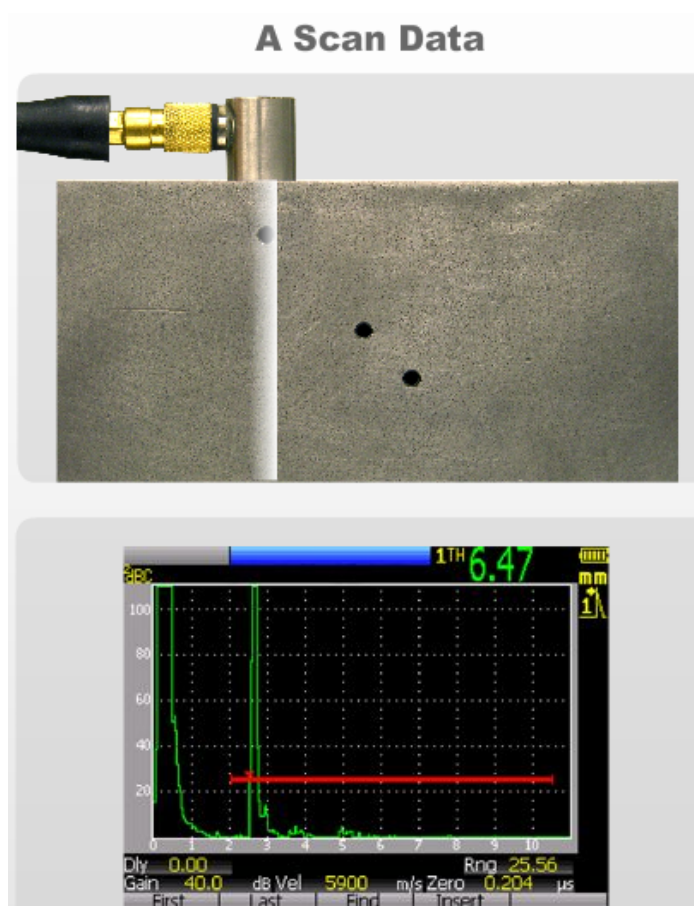
شکل (۲-۲) ضریب جذب و لایه‌ی نیم کننده

یادآوری این نکته ضروری است که مبنای به کارگیری اولتراسوند در پزشکی بازتاب نسبی صوت در سطح میان دو محیط با ویژگی‌های آکوستیکی متفاوت است. میزان بازتاب عمدتاً به اختلاف مقاومت‌ها آکوستیکی دو ماده و چگونگی استقرار سطح نسبت به پرتو صوت بستگی دارد. با توجه به یکی بودن انتقال دهنده و آشکار ساز، شدیدترین علامت‌های تشخیص دهنده با آشکارساز حاصل از بازتاب از سطح عمود بر پرتو می‌آید. در بسیاری از کاربردهای تشخیصی اولتراسوند، پژواک‌ها به علت بازتاب ضعیف و جذب صوت توسط بافت، سیگنال‌های بسیار کوچکی می‌سازند. اگر پژواک را متناسب با عمق بازتاب صوت از بدن تقویت کنیم، کاهش شدید سیگنال حاصل از جذب صوت در بافت جبران می‌شود [10].

امواج التراسونیک به دلیل ویژگی‌های منحصر به فرد خود از جایگاه ویژه‌ای در علم پزشکی برخوردارند. از نمونه‌ی این ویژگی‌ها می‌توان به غیرتهاجمی بودن خود امواج و سهولت استفاده، هزینه‌ی نسبتاً کم و امکان حمل و نقل آسان دستگاه‌های مربوطه اشاره کرد. تکنیک عکسبرداری از بافت‌های نرم توسط التراسوند که سونوگرافی نامیده می‌شود، یکی از مهمترین کاربردهای التراسوند در پزشکی است. در این روش امواج التراسوند تولید شده توسط یک مبدل التراسوند در داخل بافت نرم منتشر می‌شوند. در صورت وجود اختلاف در امپدانس آکوستیکی بافت‌های مجاور، قسمتی از این امواج در مرز بین بافت‌ها انعکاس یافته، توسط مبدل تولید کننده امواج در بافت ثبت می‌شود. از آنجا که سرعت امواج التراسوند در بافت‌های نرم بدن انسان تقریباً ثابت و برابر با ۱۵۴۰ متر بر ثانیه است، می‌توان مکان مرزهای بین بافت‌ها را از روی زمان دریافت امواج انعکاس یافته تعیین کرده، تصویری از مقطع مورد نظر به دست آورد. تصویر به دست آمده سونوگرام نامیده می‌شود. از آنجا که تصویربرداری توسط امواج التراسوند بر مبنای تفاوت در امپدانس آکوستیکی بافت‌های مختلف است،

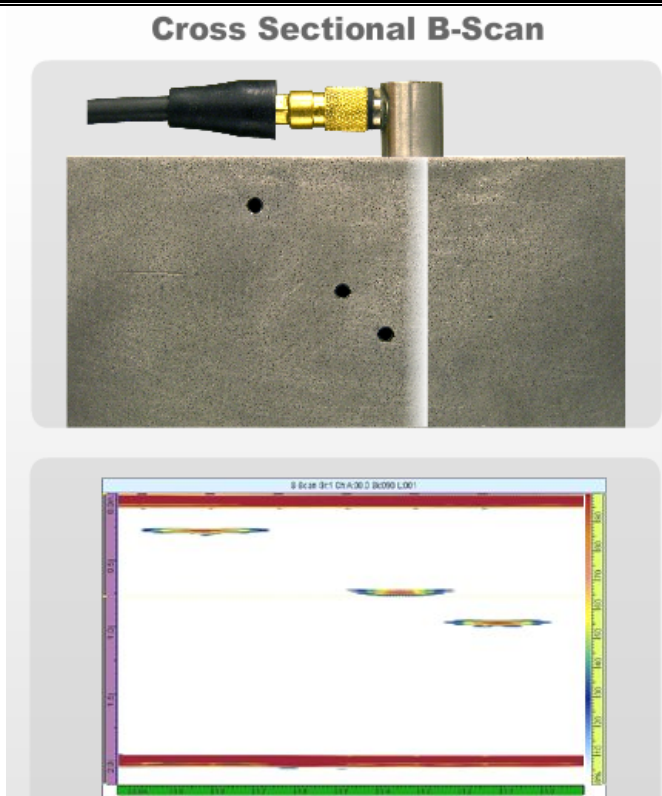
بافت‌های مختلف که امیدانس آکوستیکی تقریباً یکسان دارند، در تصاویر سونوگرام از یکدیگر متمایز نشان داده نخواهند شد. این ویژگی در مورد برخی از تومورهای سینه و پروستات صادق است و به همین دلیل تشخیص وجود تومورهای مذکور و میزان پیشرفت آن‌ها از روی سونوگرام‌هایی که از این بافت‌ها بدست آمده، امکان پذیر نیست.

معمولترین نحوه نمایش اطلاعات امواج آلتراسونیک، A-Scan یا نمایش به شکل موج است که در شکل (۲-۳) نشان داده شده است و در آن دامنه‌ی اکو و زمان آن در یک نمودار نمایش داده می‌شود که محور افقی نمایش دهنده‌ی زمان و محور عمودی نشان دهنده‌ی دامنه است.



شکل (۲-۳) A-Scan

از معایب A-Scan این است که ثبت دائم تصویر ممکن نیست مگر اینکه از تصویر اسیلواسکوپ عکس گرفته شود، البته دستگاه‌های جدید پیشرفته دارای وسایل ثبت دیجیتال هستند. با نمایش B-Scan می‌توان موقعیت عیب درون قطعه را ثبت کرد که در شکل (۲-۴) نشان داده شده است. رنگ‌ها نشان دهنده‌ی اطلاعات عمق هستند [10].



شکل (۲-۴) B-Scan

۲-۱-۲- توموگرافی همدوس نوری

OCT^۱ نوع جدیدی از عکسبرداری نوری است، که از ساختمان میکروسکوپی اشیا یا بافت‌های درون مواد و سیستم‌های زیستی، با اندازه‌گیری نور پس‌پراکنده یا منعکس شده عکس‌های با رزولوشن بالا و مقطعی ایجاد می‌کند، وضوح عکس تا $1-15 \mu\text{m}$ می‌تواند به دست آید. عکسبرداری را می‌توان در محل و به صورت real-time انجام داد [11].

۲-۱-۲-۱- مقایسه‌ی OCT و اولتراسوند

OCT تا حدی شبیه عکسبرداری B-mod اولتراسوند است به جز اینکه OCT به جای صوت از نور استفاده می‌کند. در OCT مرحله اول برای ایجاد یک عکس توموگرافی، اندازه‌گیری فاصله‌ی محوری و اطلاعات مربوط به درون مواد یا بافت است. تصورات مختلفی از OCT وجود دارد، در هر صورت OCT عکسبرداری را با اندازه‌گیری زمان تأخیر اکو و شدت نور پس‌پراکنده شده یا منعکس شده انجام می‌دهد. یک عکس OCT مجموعه اطلاعات دوبعدی یا سه بعدی است که تفاوت را در نور پس‌پراکنده یا منعکس شده از لایه‌های مقطعی نمایش می‌دهد. برای مقایسه‌ی OCT با اولتراسوند

^۱Optical coherence tomography