



دانشکده مهندسی برق و کامپیوتر

پایان نامه کارشناسی ارشد مهندسی برق الکترونیک

عنوان

تشخیص اتوماتیک پلاک‌های کلسیمی درون عروق کرونری با

استفاده از تصاویر OCT

دانشجو: ستاره رضایی اشترینان

استاد راهنما: دکتر هادی سلطانی زاده

مهر ۱۳۹۳



بانهایت احترام

تقدیم به

فرشته مهربان زندگیم، مادرم

تکیه گاه همیشگیم، پدرم

که همواره در پستی و بلندی زندگی همراهم بوده‌اند.

مَنّت خدای راعزوجلّ که همواره کراتش راهکشای زندگیم است

در اینجا بر خود لازم می‌دانم از استاد گرانقدرم جناب آقای دکتر سلطانی زاده از صمیم قلب تشکر کنم. ایشان با بیان رسا و راهنمایی‌های بی‌دریغشان همواره مشوق و همراه من بودند و انگیزه مرا برای ادامه کار دو چندان نمودند. همواره سلامتی و سربلندیشان را از خداوند متعال خواستارم.

چکیده

یکی از جدیدترین روش‌های تصویربرداری عروق کرونری با توان تهیه تصاویر با وضوح بالا OCT درون‌رگی می‌باشد. پلاک‌های کلسیومی بیشترین اثر و اهمیت را در گرفتگی رگ‌های کرونری و موفقیت عمل استنت گذاری دارا می‌باشند. از این رو تشخیص مکان و حجم این نوع پلاک‌ها درون رگ از اهمیت بالایی برخوردار می‌باشد. در این مطالعه تشخیص اتوماتیک مجرای لومن و مشخص نمودن اتوماتیک مکان پلاک‌های کلسیمی با سیستم نرو-فازی انجام شده است. در ابتدا فضای جدید NPOCT برای پردازش تصاویر معرفی می‌شود. به وسیله تکنیک‌های باینری پردازش تصویر لومن اولیه جداسازی شده و سپس قسمتی از دیواره لومن که با سایه سیم پوشانده شده است به وسیله سیستم فازی تخمین زده می‌شود و لومن به طور کامل جداسازی می‌شود. سپس مکان پلاک‌ها، با استفاده از استخراج ویژگی‌های مختلف بافتی بر اساس ماتریس هم‌وقوعی از تصاویر استخراج شده و با استفاده از سیستم نروفازی مکان پلاک‌ها به صورت کاملاً اتوماتیک تشخیص داده می‌شود. در نهایت دیواره مکان پلاک‌های کلسیمی همراه با میزان عمق و ضخامت آن‌ها در فضای کارترین مشخص می‌شوند. معیارهای AD و HD و MAD برای سنجش میزان دقت روش اتوماتیک نسبت به روش دستی به ترتیب برای لومن جداشده و عمق و ضخامت مورد استفاده قرار می‌گیرد. مقادیر کوچک این معیارها دقت بالای روش پیشنهادی را برای اندازه‌گیری عمق و ضخامت پلاک‌ها نسبت به روش دستی مشخص می‌کند و در نهایت دقت روش برای مشخص کردن مکان پلاک‌ها در حدود ۸۵ درصد اندازه‌گیری شده است.

واژگان کلیدی: OCT، عروق کرونری، پلاک کلسیمی، سیستم فازی، لومن

فهرست

فصل اول.....	۱
تئوری OCT.....	۱
۱-۱ تعریف OCT.....	۲
۲-۱ تئوری OCT.....	۳
۳-۱ OCT حوزه زمان و OCT حوزه فرکانس:.....	۵
فصل دوم.....	۸
مقدمه بالینی.....	۸
۱-۲ OCT کرونری قلب:.....	۹
۲-۲ تاریخچه و پیشرفت OCT :.....	۱۰
۳-۲ توصیف مشخصات رگ به وسیله OCT:.....	۱۱
۱-۳-۲ پلاک های اترواسکلروز:.....	۱۲
۲-۳-۲ ماکروفاژها:.....	۱۳
۳-۳-۲ پلاکت ها و آترواسکلروز:.....	۱۴
۴-۲ OCT در مداخله از طریق پوست :.....	۱۷
فصل سوم.....	۲۱
مروری بر مطالعات انجام شده.....	۲۱
۱-۳ روش اتوماتیک و کمی برای مشخص کردن مجرای لومن.....	۲۲
۲-۳ روش نیمه اتوماتیک بخش بندی مجرای لومن و پلاک ها بر اساس منحنی فعال.....	۲۵
۱-۲-۳ تیوری ردیابی شیء بر اساس منحنی فعال.....	۲۵
۲-۲-۳ روش جدید مبتنی بر فشار بافت.....	۲۹
۲-۲-۳ انرژی فشار بافت مدل منحنی فعال.....	۳۱
۳-۲-۳ روش نیمه اتوماتیک بر اساس منحنی فعال.....	۳۲
۱-۳-۲-۳ الگوریتم تحلیل تصویر :.....	۳۳
۲-۳-۲-۳ بخش بندی لومن:.....	۳۴
۳-۳-۲-۳ بخش بندی سیم راهنما:.....	۳۵
۴-۳-۲-۳ بخش بندی دیواره رگ:.....	۳۵
۶-۳-۲-۳ بخش بندی پلاک کلسیمی بر اساس مدل فعال منحنی:.....	۳۷

۳۷ پس پردازش: ۷-۳-۲-۳
۳۸ تعریف ها: ۸-۳-۲-۳
۳۹ نتایج: ۹-۳-۲-۳
۳۹ تعیین پارامترهای الگوریتم: ۱-۹-۳-۲-۳
۳۹ بخش بندی لومن و سیم راهنما: ۲-۹-۳-۲-۳
۳۹ بخش بندی پلاک کلسیمی و تشخیص و ارزیابی آن: ۳-۹-۳-۲-۳
۴۱ روش ترکیبی بخش بندی مجرای لومن ۳-۳
۴۲ حذف سایه سیم راهنما و تخمین دیواره رگ ۱-۳-۳
۴۴ روش تشخیص پلاک ها با اطلاعات مورفولوژی تصاویر ۴-۳
۴۹ تعیین پلاک های اترواسکلروز با استفاده از آنالیز بافت و معادلات پارامتری: ۵-۳
۵۳ نحوه استنت گذاری ۶-۳
۵۴ بازسازی سه بعدی ۱-۶-۳
۵۴ الگوریتم بدست آوردن تصویر سه بعدی ۲-۶-۳
۵۸ مشخص کردن پلاک های فیبروز ۷-۳
۶۰ مشخص کردن پلاک های کلسیمی با روش طبقه بندی ۸-۳
۶۲ فصل چهارم ۶۲
۶۲ روش پیشنهادی ۶۲
۶۳ پیش پردازش ها ۱-۴
۶۷ NPOCT به فضای ۲-۴
۶۸ جداسازی لومن ۳-۴
۷۱ ماتریس Co-occurrence (ماتریس هم وقوعی) ۴-۴
۷۵ سیستم نو-فازی ۵-۴
۷۶ توضیح روش گاوسی نو-فازی ۱-۵-۴
۷۹ ویژگی های روش یادگیری نو-فازی ۲-۵-۴
۸۳ روش یادگیری جدید نو-فازی ۳-۵-۴
۸۴ پیاده سازی سیستم نو-فازی ۶-۴
۸۵ بازگشت از فضای POCT به فضای کارترین ۷-۴
۸۷ فصل پنجم ۸۷

۸۷	نتایج
۸۸	۱-۵ ارزیابی نتایج جداسازی لومن
۸۹	۴-۵ ارزیابی نتایج تشخیص پلاک های کلسیمی
۹۰	۶-۵ برآورد نتایج
۹۴	۷-۵ پیشنهادات
۹۵	مراجع:

فهرست شکل‌ها

- شکل ۱-۱: کاتر تصویر برداری OCT، [۳]..... ۳
- شکل ۱-۲: جدید ترین دستگاه تصویر برداری OCT (C7)..... ۳
- شکل ۱-۳: شماتیک دستگاه OCT..... ۴
- شکل ۱-۴: رزولوشن محوری در جهت فلش‌های پررنگ نشان داده شده است و رزولوشن جانبی در جهت فلش خط چین دار نشان داده شده است..... ۵
- شکل ۱-۵: تصویر سمت راست OCT حوزه زمان از یک رگ کرونری و تصویر سمت چپ همان رگ با OCT حوزه فرکانس را نشان میدهد..... ۷
- شکل ۱-۶: شماتیک OCT حوزه فرکانس در سمت چپ و OCT حوزه زمان در سمت راست تصویر است [۵]..... ۷
- شکل ۲-۱: دو رگ کرونری چپ و راست قلب با رنگ قرمز نشان داده شده است..... ۱۰
- شکل ۲-۲: لایه‌های اینتیمای، مدیا، ادونتیتیا و لومن..... ۱۲
- شکل ۲-۳: رگ دچار گسستگی پلاک در ناحیه کلاهدک تاری، با فلش سفید رنگ منطقه گسستگی نشان داده شده است..... ۱۵
- شکل ۲-۴: تصویر سمت راست لخته ساز قرمز و تصویر سمت چپ لخته ساز سفید را نشان میدهد..... ۱۵
- شکل ۲-۵: کلاهدک تاری باریک با فلش‌های سفید مشخص شده است و قسمت زیرین آن با فلش قرمز مشخص شده است..... ۱۶
- شکل ۲-۶: تصویر سمت چپ پلاک لیفی (تاری) با سیگنال قوی و آسیب همگن، تصویر وسط پلاک اهکی-تاری است با سیگنال ضعیف و آسیب با لبه‌های شارپ، تصویر سمت راست پلاک چربی با آسیب با لبه‌های پراکنده..... ۱۷
- شکل ۲-۷: استنت گذاری در یک رگ کرونری توسط بالن..... ۱۸
- شکل ۲-۸: تصویر سمت راست استنت گذاری نامناسب، و تصویر سمت چپ یک استنت گذاری مناسب را نشان میدهد که توسط فلش‌های سفید فاصله از لایه اینتیمای نشان داده شده است..... ۱۹
- شکل ۳-۱: الف) تصویر اصلی OCT را نشان میدهد، ب) نتیجه مرحله پیش پردازش را نشان میدهد، ج) آشکارسازی لبه حاصل از فیلتر کنی، د) انتخاب منحنی لومن، ه) نتیجه بعد از اعمال آستانه طول برای لبه‌ها، و) منحنی آخر لومن بدست آمده..... ۲۴
- شکل ۳-۲: تصویر ۳ بعدی مجرای رگ..... ۲۵
- شکل ۳-۳: در تصویر الف پلاک کلسیمی با مرزهای خارجی واضح است و قسمتی از کسلی که در ناحیه ساعت ۳ تا ۵ است به وسیله سایه سیم راهنما پوشانده شده است (۱ GW)، در تصویر ب قسمت بزرگی از پلاک کلسیمی ناحیه ۷ تا ۱۲ کاملاً واضح است، اما از ناحیه ۱۲ تا ۲ پوشانده شده است (۲ GW)..... ۳۳
- شکل ۳-۴: فلوجارت روش حاضر..... ۳۴

- شکل ۳-۵: جدا سازی لومن نشان داده شده است، الف) لایه روشن سطحی بعد از آستانه گذاری اتوماتیک و عملیات مورفولوژی روی تصویر اصلی، ب) بخش بندی اتوماتیک منحنی لومن ۳۵
- شکل ۳-۶: تصویر OCT شامل لایه ادونتیتیا(فلش) و پلاک کلسیمی در ساعت ۹، ب) نتیجه بخش بندی دیواره رگ. سر فلش: پیش تعریف محدوده عمق منحنی. منحنی زرد ناحیه مطلوب را بعد از بخش بندی دیواره رگ نشان میدهد. قابل ذکر است که سایه سیم راهنما از ناحیه مطلوب حذف شده است. ۳۶
- شکل ۳-۷: الف) فلیتر تطبیقی برای آشکار سازی لبه، ب) تصویر باینری مرزها. مرز سیم راهنما در مرحله بخش بندی سیم راهنما آشکار میشود و هم چنین برای مرزهایی که با سیم راهنما پوشیده شده اند نگه داشته میشود. ج) منحنی اولیه تولید شده از تصویر باینری مرزها به وسیله دیلیشن مورفولوژی. ۳۷
- شکل ۳-۸: خط چین زرد که از مرکز لومن منشعب میشود در جهتی به کار برده میشود که عمق و ضخامت اندازه گیری میشود. فلش های دوسویه سبز و قرمز به ترتیب اندازه عمق و ضخامت را تعیین میکنند. شکست تمام زاویه بزرگترین زاویه بین مرزهای پلاک کلسیمی است. ۳۸
- شکل ۳-۹: روند روش پیشنهادی، الف) آشکار سازی اولیه دیواره رگ، ب) حذف سایه سیم راهنما، ج) تخمین اتوماتیک دیواره رگ، د) بخش بندی دستی دیواره رگ ۴۲
- شکل ۳-۱۰: تخمین دیواره رگ: هر چهار تصویر تخمین دیواره رگ برای فریم هایی که تصادفی از هر دیتا بیس انتخاب شده اند نشان میدهند. منحنی های زرد برای پیش بینی دیواره رگ بدون سایه سیم راهنما استفاده می شود. ۴۴
- شکل ۳-۱۱: انواع مختلف پلاک ها به ترتیب پلاک های: کلسیمی، حوضچه چربی، فیبروز، مخلوط. ۴۵
- شکل ۳-۱۲: مقایسه روش طبقه بندی اتوماتیک و طبقه بندی دستی ۴۸
- شکل ۳-۱۳: تصویر OCT با ساختار لکه دار ۵۰
- شکل ۳-۱۴: تصاویر نزدیک تر از سه نوع پلاک مختلف ۵۱
- شکل ۳-۱۵: پلاک های فیبروز ۵۲
- شکل ۳-۱۶: پلاک کلسیمی ۵۳
- شکل ۳-۱۷: پلاک های چربی ۵۳
- شکل ۳-۱۸: فلوچارت متد حاضر. کاتر تصویر برداری، سیم راهنما، بست های استنت و مجرای لومن بخش بندی میشوند که دیتای موجود برای تصویر برداری سه بعدی را به طور اتوماتیک فراهم میکنند. عقب کشی اتوماتیک به وسیله استفاده از نتایج بخش بندی کاتر تصویر برداری بدست میآید. ۵۵
- شکل ۳-۱۹: تبدیل هاف برای آشکار سازی اتوماتیک کاتر تصویر برداری. کاتر به صورت اتوماتیک در تصویر حوزه قطبی با الگوی سریع برای آشکار سازی خطوط افقی بر اساس تبدیل هاف قرار داده میشود. فلش زرد بزرگ اشاره به ساختار داخلی کاتر دارد(بزرگترین دایره مرکزی)، فلش سبز به ورقه های پلاستیکی خارجی که کاتر تصویر برداری را میپوشاند نشان میدهد و محور y, x به صورت دلخواه قرار میگیرد. ۵۶
- شکل ۳-۲۰: فلش های زرد رنگ جزئیات استنت ها را به خوبی نشان میدهد، که همان طور که دیده میشود سرعت کمتر در تصویر برداری باعث بهبود نتایج میشود. ۵۷
- شکل ۳-۲۱: قسمت های آبی رنگ استنت های نا به جا را نشان میدهد. ۵۷

شکل ۳-۲۲: تعبیر سه بعدی از تصویر OCT، (a) تعبیر سه بعدی از بخش بندی دستی پلاک کلسیمی (b) تعبیر سه بعدی از بخش بندی اتوماتیک پلاک کلسیم. لومن و سیم راهنما به صورت اتوماتیک در هر دو شکل a و b بخش بندی شده اند. (d,c) دید از زوایای مختلف، رنگ سفید: پلاک کلسیم، ابی: سیم راهنما، نارنجی: دیواره رگ کرونری. لایه اینتیما که به وسیله سیم راهنما پوشانده شده است مشخص نشده است، در حالیکه لایه پلاک کلسیمی درون آن مشخص شده است [۲۰] ۵۸.....

شکل ۳-۲۳: شکل الف تصویر در فضای قطبی را نشان میدهد، ب سایه سیم به وسیله برنامه نویسی دینامیک جدا شده است و در تصویر د مرز لومن جداسازی شده نسبت به تصویر اولیه ج نشان داده شده است. ۵۹.....

شکل ۳-۲۴: ضخامت پلاک فیبروز مشخص شده توسط روش نیمه اتوماتیک ۵۹.....

شکل ۳-۲۵: پلاک های فیبروز بازسازی شده به صورت سه بعدی که میزان عمق پلاک ها با رنگ آن نشان داده شده. .. ۶۰.....

شکل ۳-۲۶: تصویر الف تصویر در فضای قطبی، ب با شناسایی مکان سایه سیم راهنما، ج لومن آشکار شده درد فضای قطبی، د لومن در فضای کارترین را نشان میدهد. ۶۱.....

شکل ۳-۲۷: شکل الف تصویر اولیه، شکل ب دسته بندی تصویر به سه ناحیه توسط الگوریتم k-maen، و شکل ج مکان پلاک های مشخص شده را نشان میدهد. ۶۱.....

شکل ۴-۱: بلوک دیاگرام تحلیل تصویر ۶۵.....

شکل ۴-۲: تصویر سمت راست یک برش مقطع عرضی از رگ کرونری را نشان میدهد که در تصویر سمت چپ همان تصویر به فضای NPOCT برده شده است..... ۶۸.....

شکل ۴-۳: الف) تصویر حاصل از انجام مرحله الف و بعد از آستانه گذاری را نشان میدهد. ب) مرز اولیه یافته شده حاصل از اعمال مرحله الف را نشان میدهد. که فلش های قرمز خطای آستانه گذاری در پیدا کردن مرز لومن را در مکان سایه ها نشان میدهد. ج) بعد از حذف اثر خطاها و اعمال مرحله ب مرز حاصل نشان داده شده است. ۶۹.....

شکل ۴-۴: چند نمونه لومن جداسازی شده در فضای NPOCT ۷۰.....

شکل ۴-۵: لومن های با تخریب شده با سایه های زیاد استنت ها که توسط سیستم به خوبی مرز آن تخمین زده شده است. ۷۱.....

شکل ۴-۶: ویژگی های بدست آمده از تصاویر بر اساس ماتریس هم وقوعی ۷۵.....

شکل ۴-۷: مثالی از شبکه عصبی مدل یک سیستم فازی در یک یادگیری نروفازی پیشرفته ۷۹.....

شکل ۴-۸: قسمت های فازی به وسیله توابع عضویت ۸۰.....

شکل ۴-۹: نمایش قوانین پایه فازی در شکل جدول قوانین فازی ۸۱.....

شکل ۴-۱۰: نمایش یک جدول قانون فازی با توابع عضویت گاوسی ۸۲.....

شکل ۴-۱۱: توابع عضویت اولیه برای ورودی های X_1 و X_2 ۸۳.....

شکل ۴-۱۲: نواحی دارای پلاک های کلسیمی با رنگ سبز مشخص شده است ۸۶.....

شکل ۵-۱: فلش های قرمز و ابی به ترتیب هر یک نشان دهنده یک المان عمق و ضخامت است..... ۹۰.....

فهرست جداول:

جدول ۴-۱: پروسه تابو سرچ	۶۶
جدول ۵-۱: ارزیابی معیار های اندازه گیری AD و HD برای چهار تصویر آورده شده در شکل ۴	۸۸
جدول ۵-۲: ارزیابی معیار های اندازه گیری AD و HD برای چهار تصویر آورده شده در شکل ۴	۸۹
جدول ۵-۳: عمق و ضخامت پلاک ها و مقایسه مقادیر اتوماتیک با مقادیر دستی با معیار MAD	۹۱
جدول ۵-۴: میزان دقت روش پیشنهادی برای تصاویر نشان داده شده در شکل ۵-۸	۹۲
جدول ۵-۵: مقایسه روش پیشنهادی با روش های موجود	۹۲

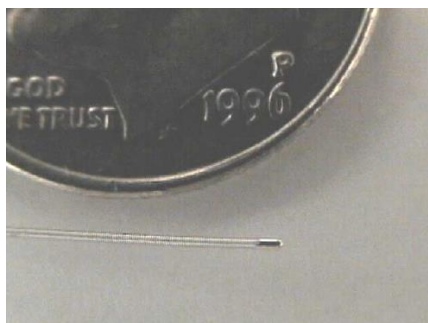
فصل اول

تئوری OCT

۱-۱ تعریف OCT

OCT^۱ (توموگرافی هم‌دوس نوری) روشی تصویر برداری مانند التراسوند است، که نور مادون قرمز بازگشتی را به جای صوت برای تصویر برداری آناتومی رگ، ریزساختارهای بافت ها و استنت ها، اندازه‌گیری می‌کند که نور مادون قرمز تقریباً با طول موج تقریبی ۱۳۰۰ نانومتر استفاده می‌شود به خاطر مرئی بودن نور که طول موج کوتاه‌تری دارد که برای درجه‌های بالاتر پراکندگی و جذب مستعد است. برعکس استفاده از یک طول موجی که بسیار طولانی است باعث تضعیف جذب غیر قابل پذیرش می‌شود که این خاصیت به خاطر عبور نوسانی در مایع مهم است. مهم‌ترین مزیت OCT رزولوشن بالای آن است که بسیار بیشتر از تکنولوژی های تصویر برداری کنونی است. رزولوشن کاتتر در محدوده ۱۰ تا ۲۰ میکرومتر است، OCT مزیت های عمده دیگری هم دارد از جمله اینکه نرخ بدست آمده در تهیه فریم ها نزدیک به سرعت فیلم است، برخلاف التراسوند، کاتتر OCT هیچ تبدیلی را که باعث کوچک و گران شدن آن ها می‌شود داخل فریم ها پوشش نمی‌دهد، از نور به جای صوت استفاده می‌کند و هم چنین از اشعه X استفاده نمی‌کند و مزیت دیگر مربوط به تکنولوژی های دیگر برای ارزیابی پلاک ها است، سائز پروب OCT بسیار کوچک است که کمترین سائز در حال حاضر ۰,۰۱۴ اینچ می‌باشد (که در شکل ۱-۱ نشان داده شده است)، دستگاه OCT کم حجم و قابل حمل است، که جدیدترین دستگاه OCT که به نام M4 شناخته شده است، در شکل ۱-۲ نشان داده شده است. این دستگاه از دستگاه التراسوند کم حجم تر می‌باشد و از سیستم حوزه فرکانس برای تصویر برداری بهره می‌برد و در آخر چون دستگاه OCT از نور استفاده می‌کند تکنیک های طیف نمایی مختلفی از جمله طیف نمایی پلاریزه شده برای کلاژن ها، طیف نمایی جذبی برای چربی ها و آنالیز اسپکل (رنگ هر قسمت با قسمت دیگر متفاوت است) برای ماکروفاژها، کشسانی برای قسمت های کششی، و آنالیز پاشندگی برای چربی ها دارد [۱-۶].

¹ Optical coherence tomography



شکل ۱-۱: کاتتر تصویر برداری OCT، [۳]



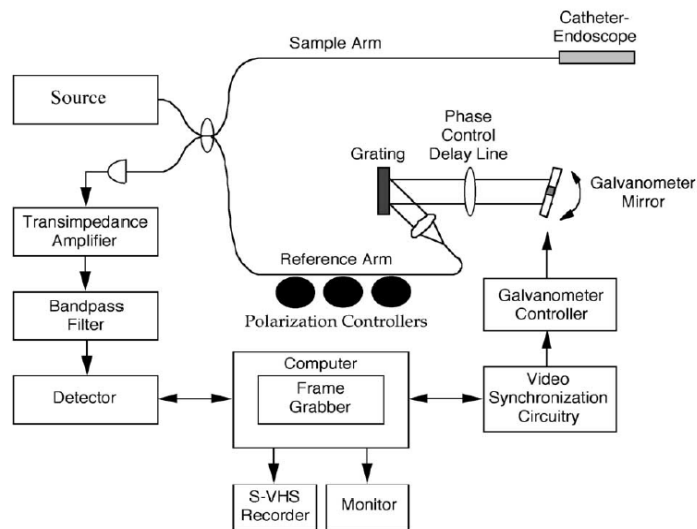
شکل ۱-۲: جدید ترین دستگاه تصویر برداری OCT (C7)

۱-۲ تئوری OCT

تکنولوژی OCT بر اساس دو مشخصه همدوسی و تداخل است. به وسیله OCT پالس های بسیار کوتاه نور (نور همدوسی کم) به سمت نمونه تابیده می شود. زمانی که نور بازگشت می کند، زمان تاخیر بازتاب برای اندازه گیری فاصله استفاده می شود. شدت بازتابش به عنوان تابع عمق رسم می شود. با اسکن بازوی مرجع ایینه مشخصات یک بعدی عمق بدست می آید، سپس پرتو از نمونه عبور می کند تا دیتا ست دو بعدی یا سه بعدی بدست آید. به هر حال برخلاف التراسوند، تاخیر زمانی بازتاب به خاطر همبستگی سرعت بالا و

انتشار نور به طور الکترونیک نمی‌تواند اندازه‌گیری شود، بنابراین این تکنیک به عنوان همدوسی کم تداخلی استفاده می‌شود.

شماتیک همدوسی کم تداخلی در شکل ۱-۳ نمایش داده شده است، نور از طرف منبع به وسیله شکننده پرتو شکسته می‌شود. نصف نور به سمت نمونه و نصف نور به سمت آینه متحرک است. نور از داخل نمونه و دور از آینه بازگشت می‌کند. اگر نور در هر دو بازو مسیر نوری یکسانی را طی کند، تداخل نور اتفاق می‌افتد که نور از هر بازو باز ترکیب می‌شود. OCT شدت تداخل را اندازه می‌گیرد و آن را برای نشان دادن شدت بازتابش نشان می‌دهد [۳، ۶].

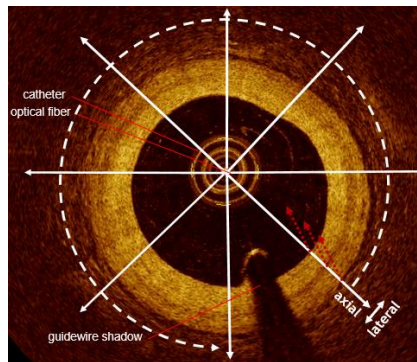


شکل ۱-۳: شماتیک دستگاه OCT. [۶].

رزولوشن محوری OCT بستگی به پهنای باند منبع یا محدوده طول موج پرتو دارد. برای نشان دادن هدف، پرتو می‌تواند شامل یکسری پالس‌های سری دیده شود. به خاطر روابط ریاضی تبدیل فوریه پهنای باند پهن تر، پالس جهت کوتاه تری دارد (طول همدوسی کوتاه تری دارد). جهت پالس در اندازه‌گیری رزولوشن بسیار مهم است، با جهت کوتاه برای رخ دادن تداخل مسافت طی شده توسط نور در هر بازو باید به طور دقیقی مطابق باشد. بنابراین هر وقت که آینه در موقعیتی نصب شد، نوری که دور از بازوی مرجع آینه برمی‌گردد تنها با نوری که همان فاصله را از بازوی نمونه به داخل عرض پالس دارد تداخل می‌کند. با جهت کوتاه تر

پالس شدت ناحیه بازتابش کوچک‌تری اندازه‌گیری می‌شود. که به وسیله حرکت آینه، شدت بازتابش از عمق‌های مختلف نمونه بدست می‌آید.

بیشتر دستگاه‌های OCT رزولوشنی بین ۱۰ تا ۲۰ میکرومتر دارند. وضوح جانبی هم اساساً به وسیله سیستم لنزها اندازه‌گیری می‌شود. که عموماً بین محدوده ۲۰ تا ۳۰ میکرومتر است. و نفوذ در بافت اساساً در عمق ۲ تا ۳ میلی‌متر است. در شکل ۱-۴ تصویری از کروم‌رنگ قلب با مشخص کردن منظور از وضوح محوری و جانبی نشان داده شده است [۱-۶].



شکل ۱-۴: رزولوشن محوری در جهت فلش‌های پرتنگ نشان داده شده است و رزولوشن جانبی در جهت فلش خط چین دار نشان داده شده است.

۳-۱ OCT حوزه زمان و OCT حوزه فرکانس:

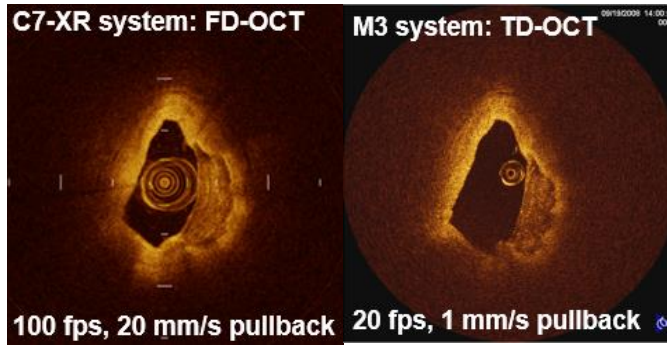
در چند سال اخیر یک جهش الگویی در راهکار پایه‌ای ساختمان سیستم OCT ایجاد شده است. در سال ۲۰۰۳ سه آزمایشگاه جداگانه OCT حوزه فرکانس را دارای امتیازات قابل مقایسه با OCT حوزه زمان معرفی کردند. OCT حوزه زمان اولیه تصاویر با کیفیت پایین داشتند که به خاطر محدودیت در تکنولوژی دوربین و منبع لیزر جاروب بود که امتیازات این روش را محو می‌کرد.

تصویر برداری حوزه زمان از سال ۲۰۰۱ تاکنون استفاده می‌شود و OCT حوزه فرکانس از سال ۲۰۱۰ تا کنون مورد استفاده قرار گرفته شده است. در سیستم OCT حوزه زمان آینه مرجع به اندازه اجازه داده شده برای اندازه‌گیری عمق به عقب و جلو حرکت می‌کند و منبع نور فرکانس ثابتی دارد در حالیکه سیستم حوزه فرکانس در حالی که آینه ثابت است منبع جاروب نور در محدوده فرکانسی عبور می‌کند. عمقی که به وسیله تبدیل فوریه بر اساس بازتاب نور بازسازی می‌شود، عمق‌های مختلف را در زمان‌های یکسان اندازه

می‌گیرد، این امر اجازه می‌دهد که تصویر برداری سریع تری داشته باشیم. OCT حوزه فرکانس اساسا متفاوت است و با توجه به اینکه روش را برای محاسبه دامنه میدان الکتریکی استفاده می‌کند. OCT حوزه زمان یک منبع نور پهن باند را در باند ۱۲۸۰-۱۳۵۰ نانومتر استفاده می‌کند، که دو اسکن از فاصله تاخیر مرجع انجام می‌دهد، و به طور مستقیم دامنه میدان الکتریکی را محاسبه می‌کند. در مقابل OCT حوزه فرکانس از یک لیزر تک‌رنگ که طول موجش با زمان تغییر می‌کند استفاده می‌کند، وقتی که فاصله تاخیر مرجع ثابت باقی می‌ماند دامنه میدان الکتریکی از طریق تبدیل فوریه محاسبه می‌شود و به طور هم زمان تمام نقاط عمق آشکار می‌شود.

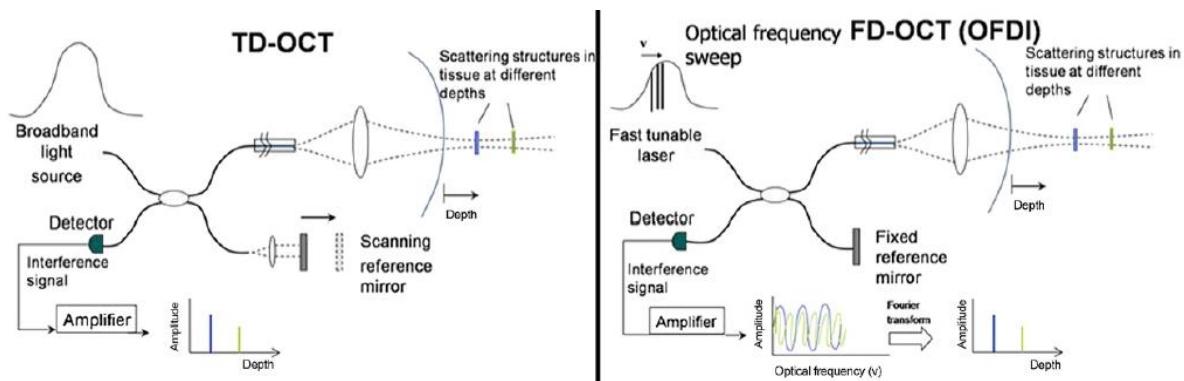
مزیت روش OCT حوزه فرکانس اندازه‌گیری ساده و سریع و به طور هم زمان است. اطلاعات کامل در این روش به طور هم زمان می‌تواند در بیش از چند عمق بدون نیاز به یک قسمت متحرک به دست آید که این ثبات و سرعت را افزایش می‌دهد اما نیاز به فرایندهای غیر خطی دارد که تنها در شدت نور نسبتا بالا بدست می‌آید. هنگام ثبت دامنه فرکانس در هر کانال طیفی تنها قدرت طیفی متناظر به عنوان پس زمینه اندازه‌گیری می‌شود. بنابراین همه تداخل‌ها از مناطق دیگر طیفی حذف می‌شوند. این روش معمولا دارای حساسیت کم اما بسیار موثرتر از OCT حوزه زمان است.

OCT حوزه زمان عقب‌کشی کندتری دارد که ماکزیمم آن ۳ میلی‌متر بر ثانیه است و نرخ فریم‌ها بین ۱۵,۶ تا ۲۰ فریم بر ثانیه تغییر می‌کند، در حالیکه سیستم OCT حوزه فرکانس توانایی تهیه بیش از ۱۰۰ فریم بر ثانیه را دارد و سرعت عقب‌کشی سریع تری بیش از ۲ سانتی متر بر ثانیه دارد، بنابراین سیستم‌های حوزه فرکانس می‌توانند تصویر برداری درون کرونری را بدون تکنیک انسداد انجام دهد، بنابراین از عوارض مشکل کمبود رساندن خون جلوگیری می‌کند و به طور چشمگیری زمان حصول تصویر را کاهش می‌دهد. این ویژگی‌ها باعث رشد سریع و گسترده استفاده از OCT حوزه فرکانس در آزمایشگاه‌های سراسر جهان شده است. به هر حال یک محدودیت برای هر دو نوع سیستم نیاز به تزریق درون کرونر در طول تصویر برداری است، که برای بدست آوردن جابه‌جایی کافی سلول‌های قرمز خون، نفوذ نور منتشر شده به سمت ساختار هدف در دیواره رگ را محدود می‌شود، اگرچه حجم تزریق به وسیله OCT حوزه فرکانس فوق‌العاده زیاد کاهش داده شده است. مقایسه تصویر برداری حوزه فرکانس و حوزه زمان در شکل ۱-۵ دیده می‌شود.



شکل ۱-۵: تصویر سمت راست OCT حوزه زمان از یک رگ کرونری و تصویر سمت چپ همان رگ با OCT حوزه فرکانس را نشان می‌دهد.

هر دو سیستم از یک بازوی مرجع و یک تداخل سنج برای آشکار کردن تاخیر زمان بازتاب نور استفاده می‌کند. تداخل سنج به وسیله یک شکننده پرتو، نور را به سمت بافت نمونه برای اندازه‌گیری بازو و یک بازوی مرجع تقسیم می‌کند. بازوی مرجع در حوزه زمان برای ساختن یک زمان تاخیر با زمان متغیر به طور مکانیکی به وسیله ایینه متحرک اسکن می‌شود. در حوزه فرکانس به خاطر اینکه منبع نور فرکانس را جاروب می‌کند، تداخل دو پرتو نور (بافت و مرجع) بر طبق تفاوت فرکانس نوسان می‌کند. در هر دو سیستم تداخل سیگنال معمولاً دامنه و فرکانس داده را تهیه می‌کند. شماتیک سیستم‌های حوزه فرکانس و حوزه زمان در شکل ۱-۶ نشان داده شده است [۳،۵،۶].



شکل ۱-۶: شماتیک OCT حوزه فرکانس در سمت چپ و OCT حوزه زمان در سمت راست تصویر است [۵].

فصل دوم

مقدمه بالینی