مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی
مرکز تحقیقات انفورماتیک پزشکی
دوره سوم شماره سوم. ص ۲۳۲-۲۲۳، ۱۳۹۵

مقاله مروری

مروری بر سیستم‌های تشخیص خودکار آمبولی ریوی در تصاویر توموگرافی کامپیوتری آنژیو

مجتبی مسعودی[۱]، حمیدرضا پوررضا[۲]*، مهدی سعادتمند طرزجان[۳]، فاطمه شفیعی زرگر[۴]، مهناز امینی[۵]، مسعود پزشکی‌راد[۶]

• دریافت مقاله: ۹۵/۷/۲۱ • پذیرش مقاله: ۹۵/۹/۱۷

مقدمه: تصاویر توموگرافی کامپیوتری آنژیو ریه به صورت گسترده در شناسایی آمبولی ریوی استفاده می‌شوند. استفاده از این برش نازک برای بررسی عملکرد بالینی ریه امری ضروری است، اما باعث افزایش حجم بار زمانی رادیولوژیست می‌شود. از این رو سیستم‌های متعددی برای شناسایی آمبولی طراحی شده است. هدف از این مقاله، مروری بر سیستم‌های تشخیص آمبولی ریوی و ارزیابی عملکرد آن‌ها است.

روش: در این مطالعه کلیه مقالات موجود در پایگاه‌های اطلاعاتی IEEE، Science Direct، Medical Physics، SPIE در زمینه پردازش تصاویر توموگرافی کامپیوتری آنژیو ریه و سیستم‌های تشخیص با کمک کامپیوتر، مورد بررسی قرار گرفته است. تعداد ۱۶ مقاله در بین سال‌های ۲۰۰۲ تا ۲۰۱۵ استخراج شدند. هر مقاله یک سیستم شناسایی خودکار آمبولی ارائه می‌دهند که با استفاده از تحلیل کمی و کیفی آن‌ها را مورد ارزیابی قرار می‌دهیم. روش‌های ارزیابی روی تعداد بانک تصاویر، حساسیت و میزان خطای مثبت صورت می‌گیرند.

نتایج: سیستم‌های متنوعی برای شناسایی آمبولی طراحی شده است. بانک تصاویر تحت تأثیر عوامل مختلف همچون بیماری‌های ریوی، نویز، زمان تصویربرداری، تنوع وجود آمبولی در شاخه‌های اصلی، پیرامونی و تعداد داده‌ها است. بیشترین تعداد تصاویر ۱۷۷ نمونه و کمترین آن ۳ نمونه است. میزان حساسیت و تعداد خطای مثبت معیار مناسب دیگر است. در میان سیستم‌ها، میزان حساسیت ۵۰ تا ۱۰۰ درصد و میزان خطای مثبت در هر برش ۲۲/۶ تا ۲ به دست آمده است.

نتیجه‌گیری: بر طبق نتایج سیستم‌های تشخیص باید علاوه بر داشتن حساسیت بالا و خطای مثبت کم از یک بانک تصاویر زیاد که شامل آمبولی در شاخه‌های مختلف باشد، استفاده کنند.

کلید واژه‌ها: پردازش تصویر، سیستم‌های تشخیص با کمک کامپیوتر، توموگرافی کامپیوتری آنژیو، آمبولی ریوی

• **ارجاع:** مسعودی مجتبی، پوررضا حمیدرضا، سعادتمند طرزجان مهدی، شفیعی زرگر فاطمه، امینی مهناز، پزشکی راد مسعود. مروری بر سیستم‌های تشخیص خودکار آمبولی ریوی در تصاویر توموگرافی کامپیوتری آنژیو. مجله انفورماتیک سلامت و زیست پزشکی ۱۳۹۵؛ ۳(۳): ۲۳۲-۲۲۳.

۱. دانشجوی کارشناسی ارشد هوش مصنوعی، گروه مهندسی کامپیوتر، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.
۲. دکتری مهندسی کامپیوتر، استاد، گروه مهندسی کامپیوتر، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.
۳. دکتری مهندسی پزشکی، استادیار، گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، مشهد، ایران.
۴. دانشجوی دکتری تخصصی رادیولوژی، گروه رادیولوژی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران.
۵. دکتری تخصصی ریه، استادیار، گروه داخلی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران.
۶. دکتری تخصصی رادیولوژی، دانشیار، گروه داخلی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران.
* **نویسنده مسئول:** مشهد، میدان آزادی، دانشگاه فردوسی، دانشکده مهندسی کامپیوتر، گروه هوش مصنوعی.
• **شماره تماس:** ۰۵۱-۳۸۸۰۵۰۲۵ • **Email:** hpourreza@um.ac.ir

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

مقدمه

آمبولی ریوی انسداد ناگهانی شریان ریه است که به صورت یک لخته در عروق ظاهر می‌شود. معمولاً این لخته خون از وریدهای تحتانی لگن به‌وجود می‌آیند و از راه جریان خون و با گذشتن از قلب به شریان‌های خون‌رسان بافت ریه راه پیدا می‌کند و در آنجا مستقر می‌شوند. این پدیده باعث بسته شدن شریان ریوی و بنابراین کاهش توانایی تنفسی می‌شود [۱]. در اثر یک لخته بزرگ که بیش از ۵۰٪ جریان خون را مسدود کند مرگ سریع الوقوع و در اثر لخته‌های کوچک‌تر، خونریزی شدید داخل ریه اتفاق می‌افتد؛ بنابراین آمبولی ریوی یک اختلال شایع با عوارض مرگ‌ومیر بالا می‌باشد که تشخیص زود هنگام و دقیق آن، موردنیاز است. تصاویر افزایش کنتراست یافته اشعه ایکس توموگرافی کامپیوتری، به طور گسترده در تشخیص آمبولی ریوی مورد استفاده قرار می‌گیرند، زیرا این تصاویر دارای ریسک پایین و درصد دقت بالا هستند و همچنین نمایش مناسبی از ضایعه در عروقی خونی نشان می‌دهند. ماده حاجبی که به بیمار زده می‌شود در خون حل می‌شود و باعث افزایش کنتراست عروق می‌شود و عروق به صورت یک ناحیه روشن در تصاویر توموگرافی کامپیوتری آنژیو نمایان می‌شوند ولی این ماده با آمبولی حل نمی‌شود؛ بنابراین به صورت یک ناحیه تیره در تصاویر توموگرافی کامپیوتری آنژیو ظاهر می‌شود [۲،۳]. شناسایی دستی نقاط تیره متناظر با آمبولی توسط رادیولوژیست کاری دشوار و زمان‌بر می‌باشد، به طوری که ممکن است با یک مجموعه داده یکسان به ازای چند رادیولوژیست، توده‌های یکسانی شناسایی نشود؛ بنابراین در سال‌های اخیر برای حمایت از رادیولوژیست‌ها و بهبود عملکرد آن‌ها در چالش تصاویر توموگرافی کامپیوتری آنژیو ریوی، سیستم‌های تشخیص با کمک کامپیوتر از اهمیت بالایی برخوردار شده است [۲].

در طی سال‌های اخیر تحقیقات زیادی روی طراحی سیستم‌های تشخیص خودکار آمبولی صورت گرفته است. در این مدت سیستم‌های تشخیص آمبولی از روش‌های مختلف پردازش تصویر مانند فیلترکردن، رشد ناحیه، عملگرهای مورفولوژیک ریاضی، آنالیز اجزای متصل و... استفاده کرده‌اند که در جعبه ابزار استاندارد [۴] می‌توان یافت. مدل‌های تشخیص با کمک کامپیوتر از رفتار رادیولوژیست‌ها تقلید و مانند آن‌ها عمل می‌کنند. ابتدا فضای جستجو را با مجموعه عملیاتی کاهش می‌دهند (استخراج ریه)، سپس با در نظر گرفتن مفروضاتی یک مجموعه نقاط کاندید به آمبولی بودن را شناسایی می‌کنند (شناسایی نقاط کاندید). در گام بعدی با توجه به ویژگی‌های متنوع آمبولی در آناتومی ریه، سعی در استخراج ویژگی‌هایی متفاوت در شرایط مختلف مکانی دارند (استخراج ویژگی) و در گام آخر با کاهش خطای مثبت، ناحیه‌های آمبولی ریوی از سایر مناطق پس‌زمینه جدا می‌شوند (طبقه‌بندی). تأثیرات جزئی تصویربرداری روی مرزهای عروق نیز مقادیری مشابه با آمبولی تولید می‌کند. این مقادیر باعث افزایش خطای مثبت در اکثر روش‌ها شده است [۵]. صحت نتایج سیستم‌های تشخیص آمبولی به بانک داده تصاویر وابسته است به طور مثال وجود یا عدم وجود بیماری‌های مختلف ریوی و یا تنوع آمبولی‌ها در شاخه‌های اصلی و پیرامونی عملکرد سیستم طراحی شده را تحت شعاع قرار می‌دهند [۸-۶].

هدف از این مقاله، مروری بر سیستم‌های تشخیص خودکار آمبولی ریوی و ارزیابی عملکرد آن‌ها است. در این مقاله ابتدا با یک جستجوی مناسب، مقالات موجود در این زمینه را استخراج می‌کنیم سپس در گام بعدی در مورد نحوه تجزیه‌وتحلیل مقالات و دسته‌بندی آن‌ها بحث صورت می‌گیرد. نتیجه‌گیری در مورد سیستم‌های شناسایی آمبولی ریوی را نمی‌توان با چند معیار کمی مشخص کرد چون پارامترهای مختلفی در نتایج دخالت دارند؛ بنابراین علاوه بر ارزیابی نتایج به صورت کمی، ارزیابی کیفی و تحلیلی نتایج هم در این مقاله صورت خواهد گرفت و در آخر این نتایج مورد بحث قرار می‌گیرند.

روش

این پژوهش که یک مطالعه مروری است. برای انجام یک جستجوی جامع و کامل در زمینه سیستم‌های تشخیص به کمک کامپیوتر در تصاویر آمبولی ریوی، ابتدا کلیدواژه‌های مناسب در این زمینه برای اعمال جستجو انتخاب شدند. این کلیدواژه‌ها عبارت‌اند از پردازش تصویر، سیستم‌های تشخیص با کمک کامپیوتر، آمبولی ریوی. با توجه به این که تنها تصاویر مناسب برای تشخیص آمبولی توسط پزشکان، توموگرافی کامپیوتری آنژیو می‌باشند؛ بنابراین نیازی به مشخص کردن نوع تصاویر نیست و با جستجوی آمبولی ریوی نوع تصاویر به صورت خودکار، توموگرافی کامپیوتری آنژیو در نظر گرفته می‌شود. در گام بعد تمامی مقالات موجود در پایگاه‌های اطلاعاتی IEEE، ScienceDirect، Physics Medical، SPIE استخراج شدند. هیچ محدودیتی برای انتخاب مقالات استفاده نکردیم و تمام مقالات موجود در این پایگاه‌های داده

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

انتخاب شدند. تعداد ۱۶ مقاله در بازه سال‌های ۲۰۰۲ تا ۲۰۱۵ یافت شد.

در ادامه سعی در دسته‌بندی مقالات داشتیم. یک معیار مناسب برای دسته‌بندی می‌توانست نوع بانک تصاویر باشد. با توجه به این که می‌دانیم آمبولی ریوی اگر در شاخه‌های فرعی عروق اتفاق بیفتد شناسایی آن خیلی دشوارتر از آن است که در شاخه‌های اصلی اتفاق بیفتد بنابراین انتخاب نمونه‌های آزمایش تأثیر بسزایی در مقادیر صحت مقالات می‌گذارد. اگر پایگاه‌های داده هر یک از مقالات یکسان بود یا حداقل تعداد آمبولی‌های موجود در شاخه‌های فرعی را مشخص می‌کردند، کار دسته‌بندی مقالات به آسانی می‌توانست صورت گیرد؛ اما در واقعیت این طور نبود و هر مقاله از یک دیتاست محلی استفاده کرده بود. معیار دیگر می‌توانست تعداد داده‌ها یا تعداد آمبولی باشد اما با توجه به تنوع آمبولی در شاخه‌های اصلی یا فرعی عروق، این معیار مناسب نبود. از این رو برای دسته‌بندی مقالات به نوع یا تعداد دیتابیس اکتفا نکردیم و هر کدام از سیستم‌های طراحی شده برای شناسایی آمبولی ریوی را جداگانه مورد بررسی قرار دادیم.

چالش بعدی این بود که برای تجزیه و تحلیل سیستم‌ها باید یک سنجه مناسب تعیین کرد. این سیستم‌ها از چندین بخش شامل الگوریتم‌های مختلف پردازش تصویر تشکیل شده‌اند که در کنار یکدیگر یک سیستم خودکار شناسایی آمبولی ریوی را شکل داده‌اند. ما ابتدا دسته‌بندی الگوریتم‌های موجود را با توجه به معیارهای پردازش تصویر انجام می‌دهیم و سپس هریک از این سیستم‌ها با دو سنجه مناسب با هم مقایسه می‌شوند.

بررسی مقالات نشان می‌دهد بعد از گام پیش پردازش و استخراج ریه حل مسئله آمبولی می‌تواند به دو روش مبتنی بر ناحیه ریه [۱۰،۱۱،۱۴] و مبتی بر ناحیه عروق [۸،۹،۱۲،۱۷،۱۸] انجام شود. گام پیش پردازش شامل آستانه‌یابی و رشد ناحیه [۱۳-۹] بود. در دسته اول بدون استخراج عروق به صورت مستقیم به سراغ آمبولی می‌روند و ویژگی‌های محلی و سراسری آمبولی با توجه به کل ناحیه ریه مورد بررسی قرار می‌گیرد؛ اما در دسته دوم با این استدلال روش خود را ارائه می‌دهند که آمبولی حتماً در عروق اتفاق می‌افتد و همچنین ویژگی‌های ساختاری عروق کمک بسیاری در نحوه تصمیم‌گیری آمبولی بودن یا نبودن دارد. هر یک از روش‌ها مزایا و معایبی دارند و تصمیم‌گیری در مورد ارجحیت دادن یک روش به دیگری درست نیست. در ادامه به تفصیل هر یک بررسی می‌شوند و مزایا و معایب آن بیان می‌شوند.

روش‌های مبتنی بر ریه:

فضای جستجو در این سیستم‌ها برای شناسایی آمبولی ریوی، ریه و عروق اطراف مدیاستن است و شناسایی آمبولی، بدون در نظر گرفتن عروق ناحیه ریه و در کل فضای ریه صورت می‌گیرد. مقالاتی که در این دسته جای می‌گیرند، همگی از روش سورتمه [۱۹] استفاده کرده‌اند. ایده اصلی آن از لغزش پیکسل یک به پیکسل همسایه دو است به طوری که مقدار شدت آن از دو و همسایه‌های دو کمتر باشد. این روش در عین سادگی نتایج قابل‌توجهی دارد و ادعا شده است که خطای منفی در نتایج آن وجود ندارد ولی خطاهای مثبت زیادی را تولید می‌کند و به شدت به نویز حساس است. با دقت در الگوریتم و پیاده‌سازی آن و همچنین با بررسی شرایط خاص بافت اطراف عروق نمی‌توان چنین فرضی را در همه حالات درست تلقی کرد بنابراین خطای منفی در بعضی شرایط تولید می‌شود.

روش‌های مبتنی بر عروق:

استخراج عروق را می‌توان در سه دسته قرار داد. در دسته اول عروق براساس ویژگی‌های محتوای تصویر استخراج می‌شوند. مشتق دوم چند مقیاسی به طور گسترده در افزایش کنتراست ساختارهای منحنی شکل دوبعدی و سه بعدی استفاده می‌شود. در این گام تصاویر با فیلترهای گوسی سه بعدی در اسکیل‌های مختلف کانوالو می‌شوند سپس برای هر واکسل مقادیر ویژه ماتریس هسین مورد آنالیز قرار می‌گیرد. مقادیر ویژه برای هر ساختار صفحه مانند، حباب مانند و لوله‌ای از هم متفاوت است. Fairfield و همکاران [۱۷]، Zhou و همکاران [۱۸] و Dempster و همکاران [۲۰] از الگوریتم خوشه‌بندی سه بعدی واکسل حداکثر انتظارات [۲۱] استفاده کردند. این الگوریتم با استفاده فیلترهای چندمقیاسی سه بعدی ساختارهای منحنی شکل یا لوله‌ای را پیدا می‌کند. این فیلتر چندمقیاسی جدید را با استفاده از مقادیر ویژه ماتریس هسین طراحی می‌کنند. سپس با استفاده از الگوریتم حداکثر انتظارات درخت عروق را تقطیع می‌کنند. اندازه عروق محدوده گسترده‌ای از ۱ تا ۲۵ میلی‌متر دارد. از پاسخ فیلترهای سه بعدی برای پوشش این محدوده استفاده می‌شود. این الگوریتم‌ها به طور کامل نمی‌توانند بافت‌ها را جدا کنند مخصوصاً زمانی که آمبولی به دیواره رگ یا بافت‌های لنفاوی متصل است. در دسته دوم از تکنیک‌های مسیر مینیمم برای استخراج عروق استفاده می‌شود [۲۲،۲۳] در این روش نیاز به تعریف نقاط ابتدایی و انتهایی هر دسته از عروق دارد. Masutani و همکاران [۱۲] ابتدا با

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

آستانه‌یابی قسمت پارانشیم ریه را جدا می‌کنند و به منظور حذف روزنه‌ها و نگه داشتن عروق کوچک عملیات بستن به کار می‌گیرند. در گام بعدی با عملیات سطر به سطر ناحیه بزرگ میان ریه‌ها را نگه می‌دارند. برای حذف بافت از ریه، تمام واکسل‌های نزدیک مدیاستن حذف می‌شوند. اکثر عروق با آستانه‌گذاری با توجه به هر بانک تصاویر به صورت وفقی جدا می‌شوند سپس می‌توان با رشد ناحیه آن را به مدیاستن گسترش داد. به دلیل مقدار شدت پایین، تأثیر تاری و مشابهت با بافت لنفاوی نمی‌توان عروق کوچک‌تر را با آستانه جدا کرد. این عروق در ناحیه پیرامونی ریه قرار دارند در حالی که اکثر بافت در نزدیکی مدیاستن قرار دارند؛ بنابراین برای حذف بافت‌های نزدیک مدیاستن فاصله تا مدیاستن را از یک حدی بیشتر می‌گیرند. بافت اصلی ریه را با آستانه حذف می‌کند سپس با انتخاب شعاع کوچک عروق بزرگ حذف می‌شوند. اگر عروق سالم باشد این دو ناحیه به خوبی به هم متصل هستند و همپوشانی دارند در غیر این صورت نامتصل‌اند که یعنی انسداد رخ داده است. با استفاده از الگوریتم دنبال کردن [۱۲،۲۴] فضای خالی میان عروق پیرامونی و باقی عروق ریه پیدا می‌شود. الگوریتم انتشار متقابل سریع [۲۴] برای هر واکسل یک هزینه بر اساس شدت و فاصله به دست می‌آورد و سعی در پیداکردن مسیر مینیمم بین دو عروق دارد. با توجه به اختلالات سطح خاکستری در ریه، این معیار به خوبی نمی‌تواند نقاط اتصال بهینه را پیدا کند. عدم حذف تمام بافت‌های موجود یکی از مشکلات این روش است چون در این روش از اطلاعات سایز عروق استفاده نشده است بنابراین بافت‌های متصل به دیواره عروق و بافت‌هایی که به طور مستقیم به رگ برخورد می‌کنند را حذف نمی‌کند. دسته سوم شامل روش‌های مبتنی بر کانتور است. Masutani و همکاران [۲۳] از روش رشد ناحیه مبتنی بر عملیات مورفولوژیک استفاده کردند. با استفاده از آستانه‌یابی هیسترزیس (Hysteresis) که یک حالتی از تکنیک رشد ناحیه است عروق موجود در ریه را جدا می‌شود و در گام بعدی برای این که این عروق به تنه اصلی متصل شود تکنیک رشد ناحیه معکوس را انجام می‌شود. روش‌های استخراج ویژگی کمک بسیاری برای توصیف آمبولی می‌کنند. ما در ادامه هر یک از این روش‌ها را دسته‌بندی کرده‌ایم.

استخراج ویژگی:

آمبولی فقط در شریان‌های ریوی وجود دارد و مقدار شدت سطح خاکستری آن کمتر از میانگین سطح خاکستری شریان‌های افزایش کنتراست یافته است. با توجه به این ویژگی کنتراست میان یک ناحیه آمبولی و شریان‌های اطراف می‌تواند از جمله ویژگی مهم برای شناسایی صحیح آمبولی باشد و مقالات ارائه شده از این تعریف، برای طراحی ویژگی مناسب استفاده کرده‌اند. تاکنون روش‌های متعددی برای توصیف ناحیه آمبولی در نظر گرفته شده است، این روش‌ها هریک به طریقی سعی در بیان مناسبی از رفتار آمبولی در شریان‌های ریوی داشته‌اند. ما این ویژگی‌ها را در چهار دسته قرار می‌دهیم: مبتنی بر شدت، مبتنی بر شکل، مبتنی بر موقعیت و مبتنی بر مرز. اولین ویژگی که می‌توان برای دسته مبتنی بر شدت در نظر گرفت مقدار شدت هانسفیلد (Hounsfield) توموگرافی کامپیوتری است [۱۴،۱۳،۲۴،۲۵،۱۲،۲۶]. این مقدار برای هر مجموعه داده متفاوت است و باید به صورت تطبیقی تعیین شود. عملیات‌های مورفولوژیک متعددی ازجمله تبدیل کلاه-پایین [۲۷] نیز به عنوان یک ویژگی مناسب استفاده شده است. این تبدیل نقاط تاریک و کوچک اطراف نقاط روشن را پیدا می‌کند. در ابتدا Masutani و همکاران سپس Bouma و همکاران و Zhou و همکاران [۱۴-۱۲] نیز به ترتیب هریک از مقادیر ویژه ماتریس هسین استفاده کرده‌اند. اگر یک ناحیه تیره در میان پس زمینه روشن داشته باشیم، مقدار ویژه ماتریس هسین آن باید مثبت باشد. روش‌های دیگری مانند میزان نوسان پیکسل‌ها، وضوح ناحیه، بیشترین مقدار هیستوگرام یک ناحیه محلی، الگوریتم خوشه‌بندی حداکثر انتظارات و... نیز استفاده شده است که در جدول ۱-الف نشان داده شده‌اند.

میزان انحنای آمبولی از جمله ویژگی‌های مهم است که در روش‌های مبتنی بر شکل استفاده شده است. درجه انحنا [۲۸]، شکل صفحه گذرنده از یک نقطه را نشان می‌دهد. رگ در حالت عادی شکل لوله‌ای دارد که شبیه برآمدگی است. رگ در انشعابات شکل زین اسبی دارد اما شکل روشنایی در اطراف آمبولی مانند گودال است. این معیار نشان می‌دهد که نقطه کاندید داخل یا بیرون رگ است. از مقادیر ویژه ماتریس هسین نیز برای محاسبه ویژگی درجه انحنا استفاده شده است [۱۲-۱۴]. این ویژگی همیشه جواب درستی نمی‌دهد چون ممکن است آمبولی در انشعابات شکل خطی نداشته باشد.

یکی از مشکلات سیستم‌های شناسایی آمبولی ریوی وجود بافت‌های ریوی متنوع است که باعث ایجاد خطاهای مثبت زیادی شده است. از معیار رگ بودن [۲۹] برای تمایز میان بافت و آمبولی استفاده شده است. این معیار در عروق نازک به دلیل پدیده تاری معیار مناسبی برای مناطق مشکوک آمبولی

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

نمی‌باشد چون کوچک‌ترین مقدار ویژه ماتریس هسین که در خیلی از روش‌ها نزدیک به صفر در نظر گرفته می‌شود، برای عروق نازک، با مقدار مثبت و بزرگی جایگزین می‌شود که در نتیجه آن نمی‌توان از این معیار به درستی در جهت تمیز دادن آمبولی و بافت استفاده کرد [۱۳]. Danielsson و همکاران [۳۰] از معیار رشته بودن استفاده کردند. در این معیار شکل لومن داخل عروق اندازه گرفته نمی‌شود، بلکه شکل عروق را اندازه می‌گیرند. این معیار میزان لوله‌ای بودن عروق پیرامونی را نشان می‌دهد. بافت و بیماری‌های ریوی میزان لوله‌ای بودن کمتری نسبت به عروق ریز پیرامونی دارند. در جدول ۱-ب به طور کامل روش‌های مختلف استخراج ویژگی مبتنی بر شکل عنوان شده است [۱۳]. برای اولین بار از ویژگی‌های مبتنی بر موقعیت برای استخراج عروق استفاده کرد. این ویژگی به صورت فاصله تا بافت اصلی معرفی می‌شود. فاصله آمبولی تا پارانشیم بیشتر از ناحیه‌های تیره اطراف عروق است. محاسبه ارتباط با سایر عروق با استفاده از الگوریتم‌های دنبال کردن نیز از دیگر ویژگی‌های مبتنی بر موقعیت است (جدول ۱-ج). در جدول ۱-د هم ویژگی‌هایی مبتنی بر مرز ناحیه [۱۰] آمبولی بیان شده است.

جدول ۱: روش‌های مختلف استخراج ویژگی

الف) مبتنی بر شدت	**مقدار شدت سطح خاکستری (هانسفیلد) [۳۱]**
	اندازه پیکسل‌های ناحیه کاندید آمبولی (دوبعدی/سه‌بعدی) [۱۳،۳۱]
	میانگین نوسان پیکسل‌ها [۳۱]
	انحراف معیار نوسان پیکسل‌ها [۳۱]
	کنتراست ناحیه [۳۱]
	وضوح ناحیه [۳۱]
	مقادیر ویژه ماتریس هسین [۱۳]
	تبدیل کلاه-پایین [۱۳]
	بیشترین مقدار هیستوگرام [۱۴]
	بیشینه و میانگین مقیاس حداکثر انتظارات [۱۴]
	ویژگی مورفولوژیکی بین ناحیه کاندید آمبولی، عروق اطراف و پس‌زمینه غیر عروق [۱۴]
	کنتراست ناحیه با عروق اطراف و با پس‌زمینه غیر عروق [۱۴]
	کنتراست محلی واکسل [۱۲]
ب) مبتنی بر شکل	میزان انحنای لومن [۱۳]
	میزان دایروی بودن [۱۳]
	میزان رگ بودن [۳۲]
	میزان رشته‌ای بودن [۳۰]
	طول و میانگین ناحیه شعاعی [۱۰]
	فاصله مرکز ثقل تا بیشینه هانسفیلد [۱۰]
	فشردگی [۳۱]
	پهنا و ارتفاع ناحیه [۱۰]
	درجه انحنا [۱۲]
	طول مؤثر [۱۲]
	شعاع عروقی [۱۲]
	منطقه پوششی ریه [۱۲]
ج) مبتنی بر موقعیت	فاصله تا بافت اصلی [۱۳]
	ارتباط با سایر عروق [۱۳]
د) مبتنی بر مرز	انحراف معیار گرادیان پیکسل‌های مرز [۱۰]
	کورتوسیس گرادیان پیکس‌های مرز [۱۰]

در روش‌های پردازش تصویر برای ارزیابی دقت یک سیستم پیشنهادی از معیارهای مختلفی استفاده می‌شود. در اینجا ما از دو معیار حساسیت (Sensitivity) و میزان خطای مثبت (False Positive) استفاده می‌کنیم. معیار حساسیت بیانگر کسری از جواب‌های مثبت است که به درستی تشخیص داده شده باشند و خطای مثبت میزان موارد منفی است که به اشتباه مثبت تشخیص داده شوند یعنی در شناسایی آمبولی می‌توان گفت میزان خطای مثبت، تعداد موارد غیر آمبولی مانند بافت، دیواره عروق، ورید و... است که به اشتباه آمبولی تشخیص داده می‌شوند. در مقالات از میزان خطای مثبت در هر برش FPs (False Positive per scan) استفاده شده است که در قسمت نتایج هریک از این موارد مورد بررسی قرار می‌گیرند.

نتایج

برای نتیجه‌گیری از الگوریتم‌های موجود ابتدا ذکر چند محدودیت حائز اهمیت است:

۱- هر یک از الگوریتم‌های پردازش تصویر را در صورتی می‌توان باهم مقایسه عددی و آماری کرد که روی تصاویر واحدی اعمال شوند و شرایط یکسان باشد ولی در مقالات موجود بانک تصاویر یکسان نیست.

۲- همان طور که در قسمت روش بررسی مقالات گفته شد، نوع نگاه نویسندگان مقالات به حل مسئله آمبولی در دو دسته‌بندی: مبتنی بر ریه و مبتنی بر عروق قرار داشت. این نگاه کاملاً متفاوت به مسئله، کار را برای مقایسه آماری دشوار می‌کند.

۳- در بانک تصاویر وجود یا عدم وجود بیماری‌های مختلف ریوی تأثیر بسزایی در روند تشخیص آمبولی می‌گذارد. اگر یک نمونه، بیماری دیگری غیر از آمبولی داشته باشد، پیدا کردن آمبولی دشوار می‌شود بنابراین در قسمت نتایج این معیار هم بررسی شده است.

با وجود محدودیت‌های ذکر شده، ما ابتدا نقاط ضعف و قدرت الگوریتم‌های عنوان شده را با توجه به آنچه نویسنده در مقاله خود ذکر کرده است، بیان می‌کنیم و به نتایج گرفته شده توسط خود نویسنده مقالات بسنده می‌کنیم، سپس در آخر هر یک از

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

مقالات را با توجه به دو معیار حساسیت و خطای مثبت باهم مقایسه می‌کنیم.

یکی از مشکلات تصاویر پزشکی پدیده تاری است. این پدیده به دلیل جابه‌جا شدن مرز یک شی کوچک یا یک شی منحنی شکل ظاهر می‌شود. این تاری را می‌توان به صورت یک تابع کانولوشن با یک تابع گوسی مدل کرد. این پدیده مشکلات زیادی را در الگوریتم های استخراج عروق خصوصاً عروق کوچک و شناسایی نقاط کاندید به دنبال آورده است. به طورکلی در تصاویر توموگرافی کامپیوتری آنژیو ریه، ناحیه‌های زیادی، مشابه با آمبولی وجود دارد. مقدار شدت سطح خاکستری نسج نرم، ورید، ناحیه‌های اطراف عروق به‌علت تأثیرات جزئی تصویربرداری و ادامه شریانی که انسداد کامل داشته، دارای مقادیری مشابه با آمبولی هستند. هریک از مقالات به نحوی سعی در حذف این مناطق و کاهش خطای مثبت و همچنین درازای آن به دست آوردن تمام نقاط کاندید آمبولی هستند. در جدول ۲ شرح مختصری از هرکدام از روش ها نشان داده شده است. در این جدول روش استفاده شده و نوع طبقه بند، استخراج ویژگی‌های دوبعدی/سه بعدی، تعداد بانک تصاویر، تعداد آمبولی و در آخر درصد حساسیت و خطای مثبت بررسی شده است. استخراج ویژگی به صورت دو یا سه بعدی باید مورد بررسی قرار گیرد. اگرچه آمبولی در یک برش دوبعدی ظاهر می شود و می توان آن را مشاهده کرد اما آمبولی به صورت یک توده دنباله دار در شریان های ریوی اتفاق می‌افتد، بنابراین باید ویژگی‌های سه بعدی این توده مورد بررسی و استخراج شود.

بانک تصاویر یکی از معیارهای مهم در نتایج سیستم‌ها است. با افزایش تعداد آمبولی و تعداد تصاویر، تنوع آمبولی در شاخه‌های مختلف ریه بیشتر می‌شود؛ بنابراین کارایی سیستم ارزشمندتر می‌شود. در جدول ۲ تعداد نمونه‌های بیماران و همچنین تعداد نواحی آمبولی به صورت دوبعدی نشان داده شده است. برای این که ممکن است در دو بانک تصاویر با داده یکسان تعداد آمبولی متفاوت باشد ما دو ستون "تعداد داده" و "تعداد آمبولی" را در جدول اضافه کرده‌ایم. بانک تصاویر مقاله Liang و Bi همکاران [۹] بیشترین تعداد داده و تعداد آمبولی را دارا بود و Zhou و همکاران [۱۴] Tajbakhsh و همکاران [۱۱] به ترتیب رتبه‌های دوم و سوم را در اختیار داشتند. Bouma و همکاران [۱۳] در مورد بانک تصاویر بحث کردند. در این تصاویر بیماری های مختلف ریوی وجود دارند بنابراین اگرچه این روش حساسیت بالایی به دست نیاورده است، اما وجود بیماری‌های ریوی و تنوع تعداد آمبولی در شاخه‌های مختلف باعث شده است تا این مطالعه ارزشمند باشد.

در ستون کارایی در جدول ۲ می‌توان مشاهده کرد که سیستم‌های مختلف به درصد حساسیت و خطاهای مثبت متنوعی دست یافته‌اند. برای ارزیابی و مقایسه نهایی آن که کدام سیستم به کارایی بهتری نسبت به بقیه رسیده است نیاز بود تا نمودار FROC آن‌ها را در اختیار داشته باشیم ولی در مقالات به جزء مواردی، باقی سیستم‌ها این اطلاعات را در اختیار ما نگذاشته بودند. در صورتی یک سیستم کارایی بالایی را به دست می‌آورد که هم میزان حساسیت آن بالا و هم میزان خطای آن کم باشد. در این میان Masutani و همکاران [۱۲] به حساسیت ۱۰۰ درصد رسیدند یعنی تمام آمبولی‌های موجود را تشخیص دادند ولی به مقدار خطای مثبت بالای ۷/۷ رسیدند. همچنین Tajbakhsh و همکاران [۱۱] به مقدار خطای مثبت خیلی کم ۲ در هر برش دست یافتند و حساسیت سیستم ارائه شده ۸۳/۴ به دست آمد.

جدول ۲: روش‌های ارائه شده برای شناسایی آمبولی ریوی

مطالعه	سال	روش	دوبعدی/سه‌بعدی	تعداد داده	تعداد آمبولی (ناحیه دوبعدی)	کارایی
Park و همکاران [۱۰]	۲۰۱۱	مبتنی بر ناحیه ریه، استفاده از الگوریتم سورتمه، استخراج ویژگی، کاهش ویژگی با ژنتیک، طبقه‌بندی با شبکه عصبی مصنوعی	دوبعدی	۲۰	۶۴۸	۶۳/۲ درصد حساسیت با ۱۸/۴ خطای مثبت
Zhou و همکاران [۱۴]	۲۰۰۹	مبتنی بر استخراج عروق، استخراج ویژگی، طبقه‌بند جداکننده خطی	دوبعدی/سه‌بعدی	۱۲۸	۱۳۹۵	۸۰ درصد حساسیت با ۲۲/۶ خطای مثبت
Liang و Bi [۹]	۲۰۰۷	مبتنی بر ناحیه ریه، استفاده از الگوریتم سورتمه، استخراج ویژگی، کاهش ویژگی با استفاده از ماشین‌های بردار پشتیبان	دوبعدی/سه‌بعدی	۱۷۷	۸۷۲	۸۰ درصد حساسیت با ۴ خطای مثبت

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

جدول ۲: روش‌های ارائه‌شده برای شناسایی آمبولی ریوی (ادامه)

Das و همکاران [۶]	۲۰۰۸	طراحی یک سیستم تشخیص با کمک کامپیوتر، شامل الگوریتم سورتمه، استخراج ویژگی و فیلترهای کاهش خطای مثبت	–	۴۳	۴۳۰	۸۳ درصد حساسیت با ۴ خطای مثبت
Buhmann و همکاران [۷]	۲۰۰۷	طراحی یک سیستم تشخیص با کمک کامپیوتر، شامل الگوریتم سورتمه، استخراج ویژگی	–	۴۰	۲۱۲	۷۰ درصد حساسیت با ۹ خطای مثبت
Zhou و همکاران [۸]	۲۰۰۳	مبتنی بر استخراج عروق با استفاده خوشه‌بندی سه‌بعدی، بازسازی عروق با الگوریتم‌های دنبال کردن، استخراج ویژگی،	دوبعدی/سه‌بعدی	۶	۵۰	۵۸ درصد حساسیت با ۱۰/۵ خطای مثبت
Masutani و همکاران [۱۲]	۲۰۰۲	مبتنی بر استخراج عروق با استفاده از آستانه‌یابی و رشد ناحیه، استخراج ویژگی	دوبعدی/سه‌بعدی	۱۹	۲۱	۱۰۰ درصد حساسیت با ۷/۷ خطای مثبت
Özkan و همکاران [۲۴]	۲۰۱۴	مبتنی بر استخراج عروق با استفاده از اطلاعات آناتومی ریه، کاهش ویژگی برای کاهش خطای مثبت	دوبعدی/سه‌بعدی	۳۳	۴۵۰	۹۵ درصد حساسیت با ۱۴/۴ خطای مثبت
Bouma و همکاران [۱۳]	۲۰۰۹	مبتنی بر استخراج عروق با استفاده از روش‌های دنبال کردن، ارائه روش مبتنی بر موقعیت، استفاده از طبقه‌بندهای درختی	دوبعدی/سه‌بعدی	۱۹	۱۱۶	۶۳ درصد حساسیت با ۴/۹ خطای مثبت
Pichon و همکاران [۳]	۲۰۰۴	مبتنی بر استخراج عروق با عملگرهای مورفولوژیک و استخراج ویژگی	دوبعدی/سه‌بعدی	۳	۲۲	۸۶ درصد حساسیت با ۶/۳ خطای مثبت
Das و همکاران [۳۳]	۲۰۰۳	مبتنی بر استخراج عروق، استخراج ویژگی	دوبعدی	۳۳	۲۸۸	۸۸ درصد حساسیت با ۴ خطای مثبت
Digumarthy و همکاران [۳۴]	۲۰۰۶	مبتنی بر استخراج ریه، استخراج ویژگی	دوبعدی	۳۹	۲۷۰	۹۲ درصد حساسیت با ۲/۸ خطای مثبت
Maizlin و همکاران [۳۵]	۲۰۰۷	استخراج عروق با واسط کاربر	–	۸	۴۵	۵۸ درصد حساسیت با ۶/۴ خطای مثبت
Kiraly و همکاران [۲۵]	۲۰۰۶	بازسازی عروق و استفاده از الگوریتم‌های دنبال کردن	سه‌بعدی	۸	۶۹	۵۰ درصد حساسیت
Tajbakhsh و همکاران [۱۱]	۲۰۱۵	مبتنی بر استخراج ریه، استفاده از الگوریتم سورتمه، ارائه یک نمایش جدید از عروق، استفاده از شبکه‌های عصبی عمیق	دوبعدی/سه‌بعدی	۱۲۱	۳۲۶	۸۳/۴ درصد حساسیت با ۲ خطای مثبت
Wittenberg و همکاران [۳۷]	۲۰۱۳	استخراج ریه و تحلیل و بررسی عروق انسداد کامل	–	۳۸	۱۱۹	۹۵ درصد حساسیت با ۳/۸ خطای مثبت

بحث و نتیجه‌گیری

موفقیت سیستم‌های تشخیص آمبولی را نمی‌توان با یک عامل سنجید؛ بنابراین در این مقاله سعی شد تا از جنبه‌های مختلف به سیستم‌های طراحی شده نگاه کرد و آن‌ها را ارزیابی کرد. ابتدا مقالات با توجه به نوع حل مسئله آمبولی، دسته‌بندی شدند سپس سیستم‌های مختلف را با توجه به الگوریتم‌های مختلف پردازش تصویر تقسیم‌بندی کردیم و نقاط ضعف و قوت هر یک را بیان کردیم. در این مقالات بیشتر خطاهای مثبت عموماً به علت جریان ورید، جابه‌جایی‌های تصنعی، نویز و همچنین خطاهای منفی به علت موقعیت مرز عروق، جابه‌جایی‌های تصنعی و آمبولی بسیار ریز به وجود می آیند. در روش آستانه‌یابی و رشد ناحیه از چندین عملگرهای مورفولوژیک و مفروضات ساده برای به دست آوردن فضای جستجو استفاده شده است که این امر موجب خطای مثبت زیادی می‌شود و در گام‌های بعدی روش پیشنهادی نتوانسته است این خطاها را کاهش دهد. در این روش هم مقدار بودن ورید و آمبولی به عنوان مفروضات در نظر گرفته نشده است، بنابراین الگوریتم به اشتباه وریدهای ریوی را هم پیدا می کند. همچنین با این راه‌حل نمی‌توان بافت‌های ریوی را حذف کرد. در روش استفاده شده توسط Bouma و همکاران [۱۳] استفاده مناسب از آناتومی و ساختار ریه باعث بهتر شدن حل مسئله می‌شود ولی در الگوریتم دنبال‌کردن برای حذف بافت‌های نزدیک مدیاستن فاصله را از یک حدی بیشتر می‌گیرد با این استدلال که بافت ها در نزدیکی مدیاستن هستند و ما در پیرامون بافتی نداریم، بنابراین تنها مؤلفه‌های با شدت پایین، عروق کوچک هستند. این استدلال فقط زمانی درست است که ما بیماری‌های ریوی و لنفاوی نداشته باشیم و این استدلال در

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

صورت وجود بیماری همیشه درست نیست. مشکل اصلی سیستم های موجود، عدم توانایی توصیف دقیق و مناسب شی با توجه به ساختار توده مورد ظن به آمبولی است. کارهای آینده می‌تواند شامل بررسی تفاوت میان آمبولی در شاخه‌های اصلی و شاخه‌های پیرامونی باشد و به تقطیع کل آمبولی بپردازد. همچنین به جدا کردن شریان از ورید و شناسایی جابه‌جایی‌های تصنعی به وجود آمده در تصویر بپردازد.

گام بعدی ارزیابی این سیستم‌ها بود. یکی از معیارهای مهم و تأثیرگذار در نتایج، بانک تصاویر است. در سیستم‌های طراحی شده هرچه تعداد تصاویر و آمبولی افزایش پیدا کند، تنوع سیستم در پیدا کردن آمبولی‌های مختلف افزایش پیدا می‌کند. در قسمت نتایج، مقالاتی که از بانک تصاویر بالایی استفاده کرده بودند را ذکر کردیم. میزان حساسیت و خطای مثبت هم به عنوان معیار برای مقایسه نتایج مورد بررسی قرار گرفت. هریک از مقالات سعی در به دست آوردن مقدار حساسیت بالای تشخیص آمبولی و همچنین کاهش خطای مثبت در هر برش بودند.

References

1. Pforte A. Epidemiology, diagnosis and thrapy of pulmonary embolism. Eur J Med Res 2004; 9: 171-9.

2. Ravenel J, McAdams HP, Goodman PC. Computed Tomography Pulmonary Angiography: Diagnostic Pitfalls and Artifacts. Appl Radiol 2001;30(10): 35-42.

3. Pichon E, Novak CL, Kiraly AP, Naidich DP. A novel method for pulmonary emboli visualization from high-resolution CT images. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering (Proceedings of SPIE). 2004; 5367: 161–70.

4. Gonzalez RF, Woods RE. Digital Image Processing, 2th ed. New York: Addison-Wesley; 2002.

5. Chan HP, Hadjiiski L, Zhou C, Sahiner B. Computer-aided diagnosis of lung cancer and pulmonary embolism in computed tomography-a review. Acad Radiol 2008;15(5):535-55.

6. Das M, Mühlenbruch G, Helm A, Bakai A, Salganicoff M, Stanzel S. Computer-aided detection of pulmonary embolism: influence on radiologists' detection performance with respect to vessel segments. Eur Radiol 2008;18(7):1350-5.

7. Buhmann S, Herzog P, Liang J, Wolf M, Salganicoff M, Kirchhoff C, et al. Clinical evaluation of a computer-aided diagnosis (CAD) prototype for the detection of pulmonary embolism. Acad Radiol 2007;14(6):651-8.

8. Zhou C, Hadjiiski LM, Sahiner B, Chan HP, Patel S, Cascade P, et al. Computerized detection of pulmonary embolism in 3D computed tomographic (CT) images: vessel tracking and segmentation techniques. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering 2003; 5032: 1613–20.

9. Liang J, Bi J. Computer aided detection of pulmonary embolism with tobogganing and mutiple instance classification in CT pulmonary angiography. Inf Process Med Imaging 2007;20:630-41.

10. Park SC, Chapman BE, Zheng B. A multistage approach to improve performance of computer-aided detection of pulmonary embolisms depicted on CT images: preliminary investigation. IEEE Trans Biomed Eng 2011;58(6):1519-27.

11. Tajbakhsh N, Gotway MB, Liang J. Computer-Aided Pulmonary Embolism Detection Using a Novel Vessel-Aligned Multi-planar Image Representation and Convolutional Neural Networks. In: Navab N, Hornegger J, Wells WM, Frangi A, editors. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention -- MICCAI 2015: 18th International Conference; 2015 Oct 5-9; Munich, Germany: Springer International Publishing; 2015. p. 62-9.

12. Masutani Y, MacMahon H, Doi K. Computerized detection of pulmonary embolism in spiral CT angiography based on volumetric image analysis. IEEE Trans Med Imaging 2002;21(12):1517-23.

13. Bouma H, Sonnemans JJ, Vilanova A, Gerritsen FA. Automatic detection of pulmonary embolism in CTA images. IEEE Trans Med Imaging 2009;28(8):1223-30.

14. Zhou C, Chan HP, Sahiner B, Hadjiiski LM, Chughtai A, Patel S, et al. Computer-aided detection of pulmonary embolism in computed tomographic pulmonary angiography (CTPA): performance evaluation with independent data sets. Med Phys 2009;36(8):3385-96.

15. Zhou C, Chan HP, Patel S, Cascade PN, Sahiner B, Hadjiiski LM, Kazerooni EA. Preliminary investigation of computer-aided detection of pulmonary embolism in three-dimensional computed tomography pulmonary angiography images. Acad Radiol 2005;12(6):782-92.

16. Soleymanpour E, Pourreza HR, Ansaripour E, Yazdi MS. Fully automatic lung segmentation and rib suppression methods to improve nodule detection in chest radiographs. J Med Signals Sens 2011;1(3):191-9.

17. Fairfield J. Toboggan contrast enhancement for contrast segmentation 10th International Conference on Pattern Recognition; 1990 Jun 16-21 Atlantic City, NJ, USA, USA: IEEE; 1990. p. 712-6.

18. Zhou C, Chan HP, Sahiner B, Hadjiiski LM, Chughtai A, Patel S, Wei J, et al. Automatic multiscale enhancement and segmentation of pulmonary vessels in CT pulmonary angiography images for CAD applications. Med Phys 2007;34(12):4567-77.

19. Dempster AP, Laird NM, Rubin DB. Maximum Likelihood from Incomplete Data via the EM Algorithm. Journal of the Royal Statistical Society 1977; 39(1):1–38.

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

20. Li H, Yezzi A. Vessels as 4D Curves: Global Minimal 4D Paths to Extract 3D Tubular Surfaces 2006 Conference on Computer Vision and Pattern Recognition Workshop (CVPRW'06); 2006 Jun 17-22; New York, NY, USA, USA: IEEE; 2006. p. 7.
21. Gülsün MA, Tek H. Robust vessel tree modeling. Med Image Comput Comput Assist Interv 2008;11(Pt 1):602-11.
22. Buelow T, Wiemker R, Blaffert T, Lorenz C, Renisch S. Automatic extraction of the pulmonary artery tree from multi-slice CT data. Proc. SPIE 5746, Medical Imaging 2005: Physiology, Function, and Structure from Medical Images 2005; 5746: 730–40.
23. Masutani Y, Masamune K, Dohi T. Region-Growing Based Feature Extraction Algorithm for Tree-Like Objects. Proceedings of the 4th International Conference on Visualization in Biomedical Computing; 1996 Sep 22-25; London: Springer-Verlag; 1996. p. 161-71.
24. Özkan H, Osman O, Şahin S, Boz AF. A novel method for pulmonary embolism detection in CTA images. Comput Methods Programs Biomed 2014;113(3):757-66.
25. Kiraly AP, Novak CL, Naidich DP, Vlahos I, Ko JP, Brusca-Augello JT. A comparison of 2D and 3D evaluation methods for pulmonary embolism detection in CT images. Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering 6146; 2006 Mar 17; San Diego, CA: SPIE; 2006. p. 1–9.
26. Suárez-Cuenca JJ1, Tahoces PG, Souto M, Lado MJ, Remy-Jardin M, Remy J, et al. Application of the iris filter for automatic detection of pulmonary nodules on computed tomography images. Comput Biol Med 2009;39(10):921-33.
27. Stenning D, Kashyap V, Lee TCM, van Dyk DA, Young CA. Morphological Image Analysis and Sunspot Classification. In: Feigelson ED, Babu GJ, editors. Statistical Challenges in Modern Astronomy V. New York, NY: Springer NewYork; 2012. p. 329-42.
28. Mazzeo PL, Spagnolo P, Leo M, T. De Marco T, Distante C. Ball detection in soccer images using isophote's curvature and discriminative features Pattern Analysis and Applications 2015; 19 (3):709–18.
29. Frangi AF, Niessen WJ, Vincken KL, Viergever MA. Multiscale vessel enhancement filtering. In: Wells WM, Colchester A, Delp S, editors. Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention — MICCAI'98: First International Conference Cambridge, MA, USA; 1998 Oct 11–13; Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 1998. p. 130-7.
30. Danielsson PE, Lin Q Ye QZ. Efficient Detection of Second-Degree Variations in 2D and 3D Images. Journal of Visual Communication and Image Representationvol 2001; 12(3): 255–305.
31. Zheng B, Lu A, Hardesty LA, Sumkin JH, Hakim CM, Ganott MA, Gur D. A method to improve visual similarity of breast masses for an interactive computer-aided diagnosis environment. Med Phys 2006;33(1):111-7.
32. Mirsharif Q, Tajeripour F, Pourreza H. Automated characterization of blood vessels as arteries and veins in retinal images. Comput Med Imaging Graph 2013;37(7-8):607-17.
33. Das M. Computer-aided Diagnosis of Peripheral Pulmonary Emboli. Radiological Society of North America 2003 Scientific Assembly and Annual Meeting, 2003 Nov - Dec 30 5; Chicago IL. Available from http://archive.rsna.org/2003/3102033.html
34. Digumarthy SR, Kagay CR, Legasto AC, Muse VV, Wittram C, Shepard JO. Computer-aided detection (CAD) of acute pulmonary emboli: evaluation in patients without significant pulmonary disease. Radiological Society of North America 2006 Scientific Assembly and Annual Meeting; 2006 Nov-Dec 26-1; Chicago, IL, p. 4–8, 2006.
35. Maizlin ZV, Vos PM, Godoy MC, Cooperberg PL. Computer-aided detection of pulmonary embolism on CT angiography: initial experience. J Thorac Imaging 2007;22(4):324-9.
36. Wittenberg R, Peters JF, van den Berk IA, Freling NJ, Lely R, de Hoop B, et al. Computed tomography pulmonary angiography in acute pulmonary embolism: the effect of a computer-assisted detection prototype used as a concurrent reader. J Thorac Imaging 2013;28(5):315-21.

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]

Review Article

Journal of Health and Biomedical Informatics
Medical Informatics Research Center
2016; 3(3): 223-232

A Review of Computer-Aided Detection of Pulmonary Embolism in CT Angiograms

Masoudi Mojtaba[1], Pourreza Hamidreza[2]*, Saadatmand Tarzjan Mahdi[3], Shafiee Zargar Fateme[4], Amini Mahnaz[5], Pezeshki Rad Masoud[6]

• **Received:** 12 Oct, 2016 • **Accepted:** 7 Dec, 2016

Introduction: pulmonary computed tomography angiography (CTA) is widely used in the detection of pulmonary embolism. Using these thin slices for studying clinical function of lung is necessary, but it is time-consuming for radiologists. Therefore, several systems have been designed for detection of embolism. The aim of this study was to review and evaluate systems of detection of pulmonary embolism.

Methods: In this study, all the articles in databases including IEEE, Science Direct, Medical Physics and SPIE in the field of processing pulmonary computed tomography angiograms and computer-aided detection systems were reviewed. A total of 16 articles between 2002 and 2015 were extracted. Each article presented one CAD system that was evaluated with quantitative and qualitative analysis. To assess systems, the number of images in database, sensitivity and false positive error rate were used.

Results: Various systems are designed to detect embolism. Image database is affected by different factors such as pulmonary diseases, noise, the time of taking image, diversity of pulmonary embolism in main and peripheral branches and the number of data. The maximum number of data was 177 samples and the minimum was 3 samples. Sensitivity and the number of false positive errors are good criteria. Among the CAD systems, the sensitivity was 50% to 100% and the rate of false positive was 2- 22.6 per scan.

Conclusion: According to the results, in addition to having high sensitivity and low false positive error, detection systems must have large image database of embolism in various branches of vessels.

Keywords: Image Processing, Computer Assisted, Computed Tomography Angiography, Pulmonary Embolism

• **Citation:** Masoudi M, Pourreza HR, Saadatmand Tarzjan M, Shafiee Zargar F, Amini M, Pezeshki Rad M. A Review of Computer-Aided Detection of Pulmonary Embolism in CT Angiograms. Journal of Health and Biomedical Informatics 2016; 3(3): 223-232.

1. M.Sc. in Artificial Intelligence, Computer Engineering Dept., Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran.
2. Ph.D. in Computer Engineering, Professor of Computer Engineering Dept., Ferdowsi University of Mashahd, Mashhad, Iran.
3. Ph.D. in Biomedical engineering, Assistant Professor of Electrical Engineering Dept., Ferdowsi University of Mashahd, Mashhad, Iran.
4. Ph.D. in Radiology, Resident of Radiology Dept., Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.
5. Ph.D. in Internal Medicine, Assistant Professor of Internal Medicine Dept., Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran.
6. Ph.D. in Radiology, Associate Professor of Radiology Dept., Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, Iran

***Correspondence**: Artificial Intelligence Dept., School of Computer Engineering, Azadi Square, Mashhad, Iran.
• **Tel:** 051-38805025 • **Email:** hpourreza@um.ac.ir

[Downloaded from jhbmi.com on 2024-10-12]