مقاله تحقیقی

مجله دانشگاه علوم پزشکی بابل
سال ۱۳۹۹، دوره ۲۲، صفحه ۲۰۲-۱۹۵

افزایش دقت حجم سنجی آمبولی عروقی با نرم افزار تصویر برداری پزشکی

سیده فاطمه آیتی‌فرد (MSc)[۱]، مسعود پزشکی‌راد (MD)[۲]، مهناز امینی (MD)[۳]، نگار مروت‌دار (PhD)[۴]، جلیل پیرایش اسلامیان (PhD)[۵*]

۱-گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران
۲-گروه رادیولوژی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
۳-گروه بیماری های داخلی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
۴-گروه پزشکی اجتماعی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی مشهد، مشهد، ایران
۵-مرکز تحقیقات ایمونولوژی، دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تبریز، ایران

دریافت: ۹۸/۴/۳۰، اصلاح: ۹۸/۷/۲۱، پذیرش: ۹۸/۷/۳۰

خلاصه

سابقه و هدف: آشکار سازی و تعیین ابعاد آمبولی عروقی از مسائل مهم تشخیصی در تصویربرداری سی تی اسکن می باشد. این مطالعه به هدف افزایش دقت حجم سنجی آمبولی عروقی جهت مدیریت مناسب تشخیص و درمان آمبولی انجام گرفته است.

مواد و روش‌ها: در این پژوهش غیرتجربی کمّی، ابتدا در فانتوم دیجیتالی بدن انسان (4D extended cardiac-torso)، شبیه سازی عروق کرونری و آئورت نرمال در ماتریس ۵۱۲×۵۱۲ با ضخامت اسلایس ۰/۱۱۶ میلیمتر صورت گرفت. سپس ۲۵ مورد لخته عروقی (به اقطار ۰/۵-۰/۱ میلیمتر درعروق کرونری و۲۰-۵ میلیمتر در آئورت) در آن ایجاد گردید. در مرحله بعدی با استفاده از نرم افزار Medical Imaging Interaction Toolkit، موقعیت و حجم لخته ها در تصاویر CT فانتوم تعیین و مورد اندازه‌گیری قرار گرفت. سرانجام دقت مقادیر محاسبه ای نرم افزار با مقادیر واقعی در فانتوم مقایسه شد.

یافته ها: اختلاف اندازه گیری نرم افزار برای لخته هایی با قطرکمتر از ۴/۶۴ میلیمتر (حجم ۰/۱ میلی لیتر)، ۰/۰۲۱±۰/۰۳ (p=۰/۰۲ و r=۰/۶۷) و برای لخته هایی با قطر بیشتر از ۴/۶۴ میلیمتر اختلاف ۰/۰۰۸±۰/۰۲ میلیمتر (p<۰/۰۰۱ و r=۰/۹۹) مشاهده شد.

نتیجه گیری: بر اساس نتایج این مطالعه و با توجه به دقت قابل قبول سنجش حجم بویژه در حجم های بزرگتر از ۰/۱ میلی لیتر، نرم افزار Medical Imaging Interaction Toolkit می‌تواند در حجم سنجی ترومبو آمبولی عروقی و آمبولی ریوی به کار برده شود.

واژه های کلیدی: آمبولی، حجم سنجی، تشخیص پزشکی، عروق کرونری، آئورت.

مقدمه

ترومبو آمبولی وریدی (VTE= Venous Thromboembolism)، شامل ترومبوز وریدهای عمقی (DVT= Deep Vein Thrombosis) و آمبولی ریوی (PE= Pulmonary Embolism)، شایع ترین علت مرگ قابل پیشگیری محسوب می شوند (۴-۱). نرخ مرگ و میر ۱/۷۳ در سال به ازای ۱۰۰ هزار نفر بدلیل آمبولی حاد ریوی در استرالیا و نیوزیلند گزارش شده است (۵). علائم کلینیکی در تشخیص آمبولی ریوی به تنهایی دارای حساسیت ۸۵ درصد و ویژگی ۵۱ درصد هستند (۶). آمبولی کرونری یکی از علل منجر به مرگ سندروم حاد کرونری بوده است (۷). در بین روش های تشخیصی، توموگرافی کامپیوتری با ماده حاجب روش اصلی تصویربرداری برای تشخیص آمبولی ریوی محسوب می شود (۱۳-۸). سی تی اسکن مارپیچی می تواند تصاویری از ناحیه قفسه سینه در برش‌های ۱ میلی متری تهیه کند. در موارد مشکوک به PE، آنژیوگرافی ریوی به روش برش نگاری رایانه ای (CTPA= Computed Tomography Pulmonary Angiography) بدلیل دارا بودن دقت، سرعت، امکان بازسازی مقطعی و همچنین تشخیص افتراقی انجام می گیرد (۱۵و۱۴و۹). آمبولی به صورت نقص پر شدگی ماده حاجب در رگ یا عروق حاجب نشده با تحدب به سمت پروگزیمال مجرای رگ مشخص می شود (۱۶). روش های درجه بندی Miller، Walsh، Qanadli وMasotra از روش های نیمه کمّی تعیین وسعت آمبولی عروقی هستند (۱۸و۱۷و۹و۵). تفاوت این درجه بندی ها در درجه دادن به مکان لخته و شریان های زیر شاخه منشعب از آن، وسعت انسداد و طول لخته است. Furlan و همکاران، با مطالعه ارتباط مورتالیتی آمبولی ریوی حاد با بار لخته به کمک درجه های نیمه کمّی Qanadli و Masotra و اختلال عملکرد نیمه راست قلب در CTA ریوی مشاهده کردند. حجم لخته برآورد شده با نرم افزار های اختصاصی موجود بر روی دستگاه سی تی اسکن با بار لخته

▣ این مقاله حاصل پایان نامه فاطمه آیتی‌فرد دانشجوی کارشناسی ارشد فیزیک پزشکی و طرح تحقیقاتی به شماره ۱۲۷-۹۳ مرکز تحقیقات ایمونولوژی دانشگاه علوم پزشکی تبریز می باشد.
* مسئول مقاله: دکتر جلیل پیرایش اسلامیان
آدرس: تبریز، دانشگاه علوم پزشکی، دانشکده پزشکی، گروه فیزیک پزشکی. تلفن: ۳۳۳۶۴۶۶۰-۰۴۱
E-mail: pirayeshj@tbzmed.ac.ir

[DOR: 20.1001.1.15614107.1399.22.1.26.8]
[DOI: 10.22088/jbums.22.1.195]

ارتباط قوی داشت و حجم لخته ای بزرگتر با بروز بالاتر اختلال قلب راست همخوانی داشت (۱۸). Lim و همکاران حساسیت و اختصاصیت سی تی اسکن مارپیچی را در مشخص نمودن بزرگی بطن راست متعاقب آمبولی حاد ریوی به ترتیب ۹۱/۶ و ۱۰۰ درصد گزارش نموده اند (۱۹). تاکنون روش معتبری با دقت سنجش بالا برای محاسبه کمّی حجم لخته ارائه نگردیده است. نرم افزارهایی برای نمایش، آنالیز، محاسبات دیجیتالی، تبدیل فرمت، پردازش، بازسازی و سنجش های ابعادی مختلف وجود دارند که می توانند در این خصوص بعد از اعتبارسنجی لازم با استفاده از تصاویر CT و MRI به کار گرفته شوند (۲۶-۲۰). در این راستا، Utku و همکاران برای بازسازی تصاویر سی تی اسکن با برش های ۳ میلی متری قفسه سینه با ماتریس ۵۱۲×۵۱۲ و ۱۲ بیتی سه بعدی و سنجش های هندسه آناتومی آنوریسم آئورت، نرم افزار اندازه گیری و ارزیابی آنوریسم آئورت (AMET= Aortic Aneurysm Measurement and Evaluation Tool) را برای بهینه‌سازی بهبود استراتژی درمان و مدیریت موثر بیماری معرفی کردند (۲۷).

Bendtsen و همکاران با استفاده از برنامه پلتفرم XD (Definiens XD platform) در حجم سنجی تومورپیشنهاد نمودند بجای بررسی طول تومور از حجم تومور برای مدیریت بهتر درمان سرطان ریه استفاده شود (۲۸). Behnia و همکاران در بررسی دقت و صحت اندازه گیری ضخامت استخوان لوبال و کامی به دندان های قدامی فک بالا با روش تصویربرداری مقطعی باریکه مخروطی (CBCT= Cone Beam Computed Tomography)، دقت قابل اعتمادی برای اندازه گیری ضخامت استخوان لبی ضخیم تر از ۱ میلی متر را به دست آوردند (۲۹).

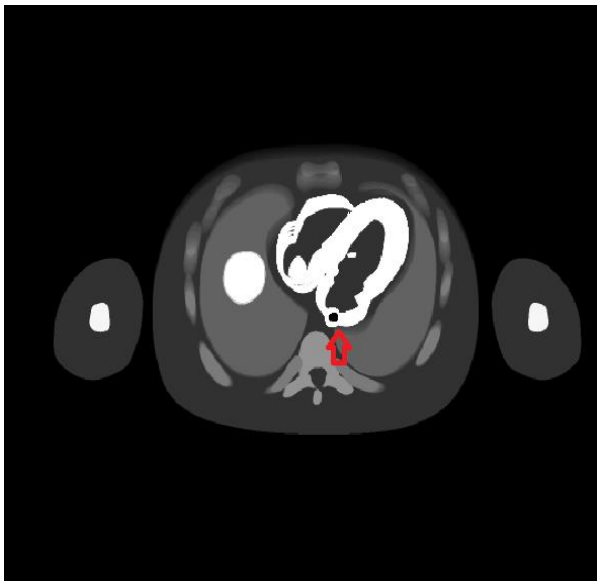
Cai و همکاران جهت تعیین کانتور دقیق کبد در تصاویرسی تی اسکن برای مقایسه روش های نیمه خودکار و خودکار حجم سنجی از روش سگمانتاسیون نرم افزار جعبه ابزار تصویربرداری MITK استفاده کردند (۳۰).

فانتوم XCAT (4D Extended NURBS based Cardiac-Torso human phantom) بدلیل انطباق کامل با تصویر هندسی و همچنین مقادیر تضعیف ارگان های بدن در مطالعات شبیه سازی مونت کارلو به طور متداول مورد استفاده قرار گرفته است (۳۱). Pirayesh Islamian و همکاران از این فانتوم با نقص پرشدگی میوکارد برای بررسی کیفیت تصاویر SPECT توسط کد SIMIND مونت‌کارلو استفاده کرده اند (۳۲)، همچنین این فانتوم در مطالعه Khoshakhlagh و همکاران با ایجاد ضایعات داغ و سرد در کبد برای بررسی تأثیر نوع آشکارساز SPECT بر قابلیت آشکارسازی ضایعات داغ و سرد کبدی نیز مورد استفاده قرار گرفته است (۳۳).

در مطالعه حاضر دقت حجم سنجی نرم افزار جعبه ابزار تصویر برداری پزشکی (MITK= Medical Imaging Interaction Toolkit) - نرم افزار پردازش و بازسازی تصاویر رادیولوژی- در تصاویر آمبولی عروقی فانتوم XCAT مورد بررسی قرار گرفته است.

مواد و روش‌ها

این مطالعه پژوهشی غیر تجربی کمّی پس از تصویب در کمیته اخلاق دانشکده پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تبریز با کد اخلاق TBZMED.REC.1394.53، برای انجام حجم سنجی لخته عروق کرونری و همچنین آئورت، با ایجاد ۲۵ لخته عروقی (متغیر مورد آزمون) به ابعاد (معیار سنجش) ۰/۱ تا ۲۰ میلی متر در عروق فانتوم انسانی XCAT (۲۷) (ماتریس ۵۱۲×۵۱۲ و ضخامت اسلایس ۰/۱۱۶ میلی متر)، با استفاده از نرم افزار MITK صورت گرفته است. برای افزودن لخته به عروق کرونر (ابتدای شریان کرونری راست-RCA1) و همچنین آئورت فانتوم XCAT از برنامه ImageJ (۳۴) نسخه p ۱/۴۴ استفاده شد (شکل ۱). برای وارد کردن فایل های فانتوم (.bin) به نرم افزار MITK، با استفاده از نرم افزار XmedCon (۳۵) نسخه ۵/۱۰/۰ فایل ها به فرمت قابل خواندن MITK (فایل های.nii) تبدیل شدند.

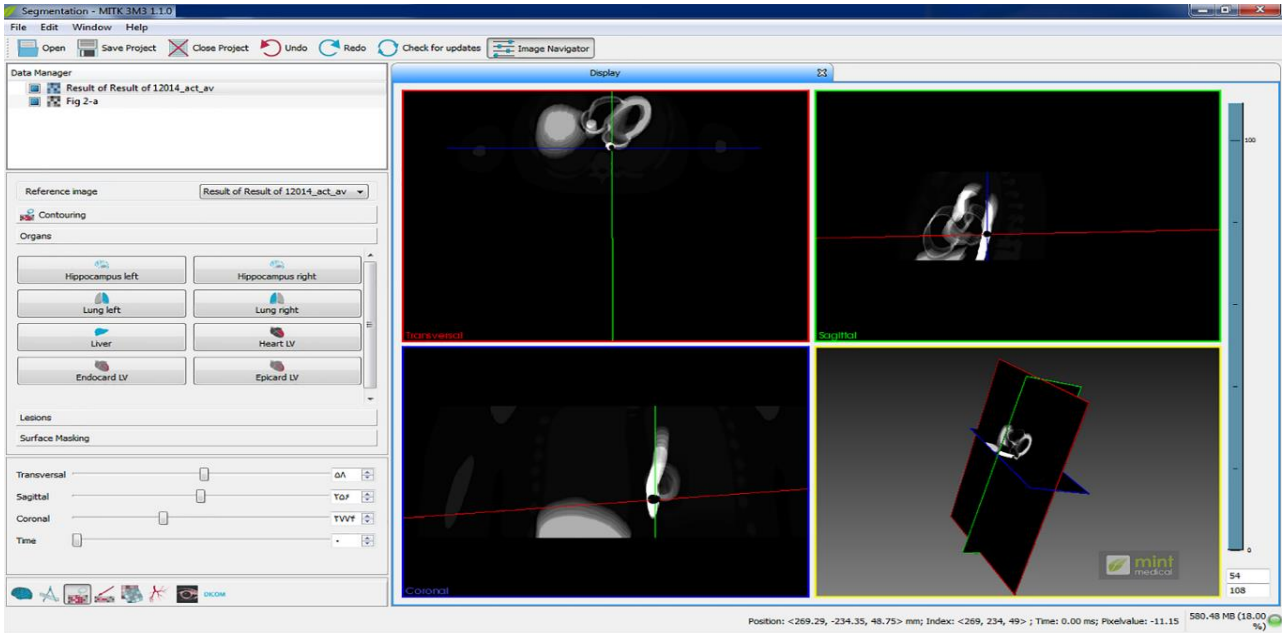


شکل ۱. تصویر برش عرضی فانتوم قفسه سینه XCAT شبیه سازی شده. لخته‌ای به قطر ۱۷ میلی‌متر در آئورت ایجاد گردیده (فلش قرمز)

برای انجام حجم سنجی، تصاویر اسکن مربوط به فانتوم XCAT (حاوی لخته های عروقی)، با نرم‌افزار MITK نسخه ۱/۱ از لحاظ حجم لخته با استفاده از بخش Segmentation در تمام مقاطع آگزیال مورد بررسی قرار گرفت. در این برنامه پیکسل‌های مربوط به آمبولی، بطور انفرادی رنگ‌آمیزی شد و نهایتاً جمع مقادیر پیکسل‌ها به واحد میلی‌لیتر تعیین گردید. مراحل فوق برای هر ۲۵ فانتوم لخته واقع در شریان کرونری و آئورت به صورت مجزا انجام شد (شکل ۲) (۲۵و۲۴).

به منظور تحلیل آماری داده ها از نسخه ۱۶ نرم افزار SPSS استفاده شد. بدین منظور برای مقایسه پارامترهای مورد بررسی از آزمون نرمال بودن داده ها، روش‌های آماری کولموگروف- سمیرنوف بکار برده شد. تجزیه و تحلیل همبستگی پیرسون و ضریب همبستگی اینتراکلس برای ارزیابی سطح همبستگی و توافق بین حجم آمبولی طراحی شده در فانتوم XCAT و محاسبه شده توسط نرم افزار MITK استفاده شد. نمودار پراکندگی و بلند- آلتمن برای ارائه نتایج استفاده شد و p<۰/۰۵ از نظر آماری معنی دار در نظر گرفته شد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1399.22.1.26.8]
[DOI: 10.22088/jbums.22.1.195]



شکل ۲. تصویراسکرین شات از اسکن قلب فانتوم XCAT حاوی لخته در شریان آئورت نزولی در مقاطع ترانس آگزیال (بالا سمت چپ)، ساجیتال (بالا سمت راست) و کرونال (پایین سمت چپ) در برنامه MITK

یافته ها

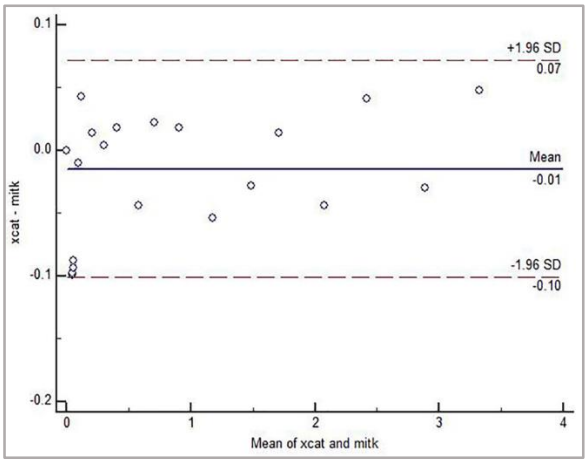
در پژوهش حاضر حجم سنجی برای لخته های عروقی به حجم ۰/۰۰۲ تا ۳/۳ میلی لیتر با استفاده از نرم افزار MITK صورت گرفت. داده های حجم آمبولی‌های طراحی شده با XCAT و حجم آمبولی های سنجش شده با MITK مشخص نمود که لخته های عروق کرونری به قطر ۰/۱ تا ۵ میلیمتر (p=۰/۰۲ و r=۰/۶۷) و لخته های شریان آئورت نزولی بقطر۶ تا ۲۰ میلیمتر (p<۰/۰۰۱ و r=۰/۹۹) با نرم افزار MITK قابل حجم سنجی با دقت مورد قبول می باشند (جدول ۱). اختلاف سنجش در حجم کمتر از ۰/۱ ml حجم آمبولی طراحی شده با XCAT و حجم آمبولی سنجش شده با MITK بدان جهت که این محدوده از حجم لخته بسیار کوچک است لذا اهمیتی در بالین ندارد و صرفاً به جهت تعیین کمترین حجم قابل سنجش توسط MITK، وارد مطالعه شد. اما در حجم بیشتر از ۰/۱ ml (حجم متعارف در کاربرد بالینی) مقادیر حجم آمبولی طراحی شده با XCAT و سنجش شده با MITK، تطابق قابل قبولی نشان دادند. نرم افزار MITK برای مقادیر حجم های محاسبه ای لخته هایی با حداقل حجم ۰/۱ ml را با دقت بالا و خطای مورد قبول با آزمون ضریب همبستگی بین گروهی (ICC) نشان داد (p<۰/۰۰۱ و r=۰/۹۸) (شکل ۳).

نتایج دقت انطباق حجم سنجی لخته های عروقی به قطر ۰/۱ – ۲۰ میلی متر در فانتوم انسانی XCAT با استفاده از نرم افزار MITK میزان اختلاف اندازه گیری نرم افزار را برای لخته هایی با قطر کمتر از ۴/۶۴ میلی متر (حجم ۰/۱ میلی لیتر)، ۰/۰۳±۰/۰۲۱ (p=۰/۰۲ و r=۰/۶۷) و برای لخته هایی با قطر بیشتر از ۴/۶۴ میلی‌متر اختلاف ۰/۰۰۸±۰/۰۲ میلی متر (p<۰/۰۰۱ و r=۰/۹۹) مشخص نمود. در شکل های ۴ و ۵ نتایج میزان انطباق اندازه گیری با مقدار واقعی به ترتیب در عروق کرونر (قطر واقعی لخته ای ۰/۱ تا ۵ میلی متر در عروق کرونر فانتوم) و آئورت (قطر واقعی لخته ای ۶ تا ۲۰ میلی متر در آئورت نزولی) فانتوم ارائه گردیده است.

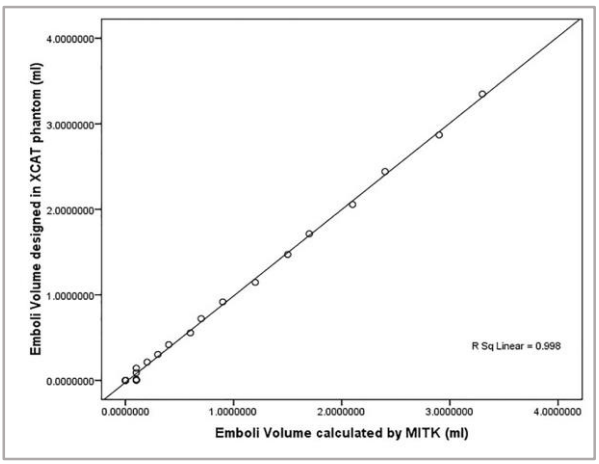
جدول ۱. داده های حجم سنجی لخته عروقی در عروق کرونری و آئورت فانتوم XCAT با نرم افزار MITK

	حجم آمبولی (ml)		P-value
	سنجش شده با MITK	حجم واقعی در XCAT	
لخته کرونری (۵-۰/۱ میلی متر)	۰	۰/۰۰۲	۰/۰۲
	۰	۰/۰۰۴	
	۰	۰/۰۲	
	۰/۱	۰/۰۴	
	۰/۱	۰/۰۶۵	
	۰/۱	۰/۰۸۶	
	۰/۱	۰/۱	
لخته آئورتی (۲۰-۶ میلی متر)	۰/۱	۰/۰۹	<۰/۰۰۱
	۰/۱	۰/۱۴۳	
	۰/۲	۰/۲۱۴	
	۰/۳	۰/۳۰۴	
	۰/۴	۰/۴۱۸	
	۰/۶	۰/۵۵۶	
	۰/۷	۰/۷۲۲	
	۰/۹	۰/۹۱۸	
	۱/۲	۱/۱۴۶	
	۱/۵	۱/۴۷۲	
	۱/۷	۱/۷۱۴	
	۲/۱	۲/۰۵۶	
	۲/۴	۲/۴۴۱	
	۲/۹	۲/۸۷۰	
	۳/۳	۳/۳۴۴۸	

[DOR: 20.1001.1.15614107.1399.22.1.26.8]
[DOI: 10.22088/jbums.22.1.195]

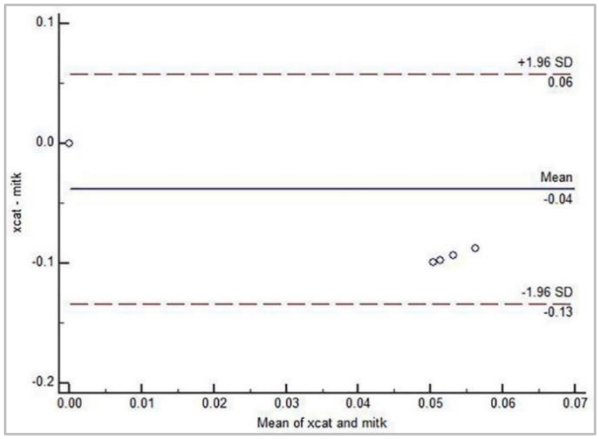


(شکل ۳- الف)

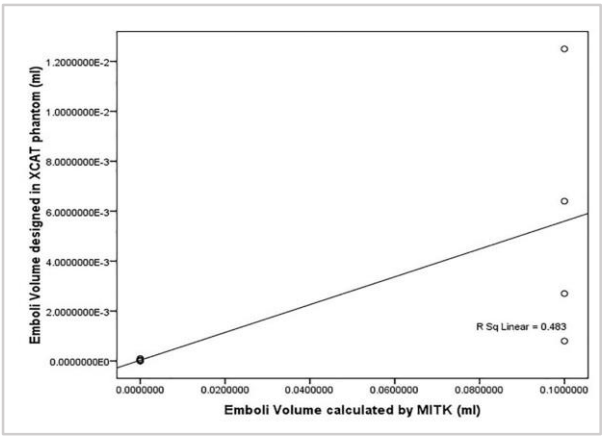


(شکل ۳- ب)

شکل ۳. نمودار نتایج تطابق مقادیر حجم آمبولی (قطر ۲۰- ۰/۱ میلی متر) طراحی شده در عروق کرونری و آئورت فانتوم XCAT و سنجش شده با MITK
(الف: نمودار بلاند التمن و ب: نمودار نقطه ای)

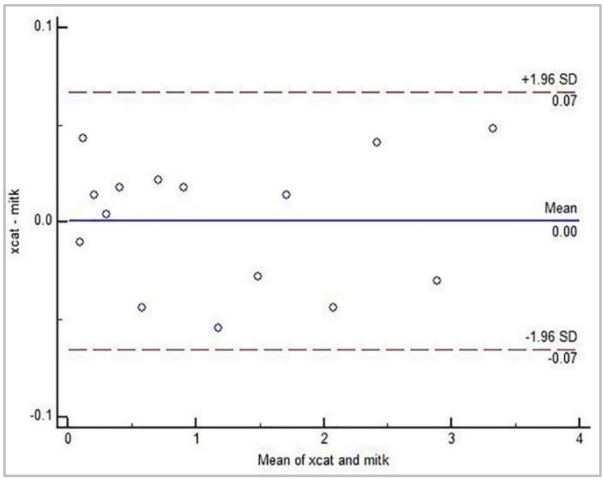


(شکل ۴- الف)

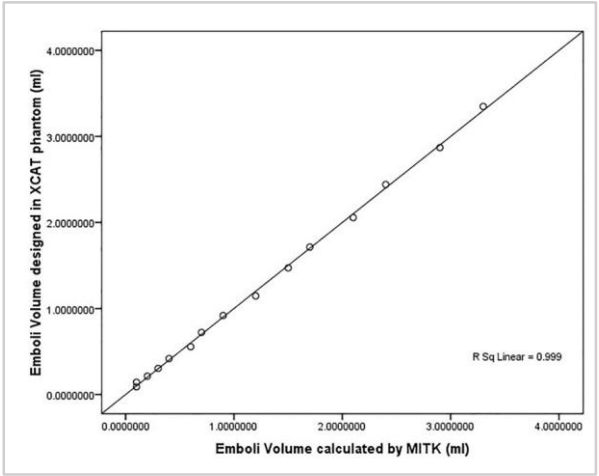


(شکل ۴- ب)

شکل ۴. نمودار نتایج تطابق حجم آمبولی (قطر ۵-۰/۱ میلی متر) در عروق کرونر فانتوم XCAT و سنجش شده با MITK
(الف: نمودار بلاند التمن و ب: نمودار نقطه ای)



(شکل ۵- الف)



(شکل ۵- ب)

شکل ۵. نمودار نتایج تطابق مقادیر حجم آمبولی (قطر ۲۰-۶ میلی متری) در شریان آئورت فانتوم XCAT و سنجش شده با MITK
(الف: نمودار بلاند التمن و ب: نمودار نقطه ای)

[DOR: 20.1001.1.15614107.1399.22.1.26.8]
[DOI: 10.22088/jbums.22.1.195]

بحث و نتیجه گیری

مقایسه داده های مطالعه حاضر اختلاف اندازه گیری نرم افزار MITK را برای لخته هایی با قطر کمتر از ۴/۶۴ میلی متر (حجم ۰/۱ میلی لیتر)، ۰/۰۳±۰/۰۲۱ (p=۰/۰۲ و r=۰/۶۷) و برای لخته هایی با قطر بیشتر از ۴/۶۴ میلی متر اختلاف ۰/۰۲±۰/۰۰۸ میلی متر (p<۰/۰۰۱ و r=۰/۹۹) در فانتوم XCAT مشخص کرد. با توجه به اهمیت آمبولی و کمبود روش قابل استناد جهت به دست آوردن حجم آمبولی، پژوهش حاضر با اثبات دقت قابل قبول نرم‌افزار MITK در تعیین حجم لخته بیش از ۰/۱ میلی‌لیتر با دقت قابل قبول و اندازه‌گیری کمّی حجم ترومبو آمبولی، معیار دقیق‌تری برای تشخیص، درمان و پیگیری بیماران PE و VTE و امتیازبندی دقیق‌تر در اختیار قرار داد. طبق نمودارهای بلاند التمن و نقطه‌ای، ۹۸ درصد تطابق بین حجم واقعی آمبولی در XCAT و حجم سنجش شده با MITK مشاهده گردید.

مطالعات Furlan و همکاران با فانتوم فیزیکی شامل دو تیوپ پلی‌استر حاوی ماده کنتراست و لخته خون (ترکیب خون و سیترات سدیم) برای حجم سنجی لخته توسط دستگاه سی تی آنژیوگرافی و سپس استفاده از نرم‌افزار به روش SRG اصلاح شده و آنالیز آماری داده ها به روش ICC مشخص کرد اختلاف حجم لخته در دو روش معنی‌دار نیست (۱۷). با اینکه روش SRG اصلاح شده یک روش حجم سنجی نیمه خودکار است که با قرار دادن حجم کروی (قطر کره پیش فرض چهار و کسل) بر روی ناحیه مورد نظر و میانگین گیری محدوده عددی هانسفیلد تعیین می‌شود و با اعمال عملیات رشد خوشه‌ای، وکسلهای مجاور کره که دارای این محدوده عدد سی تی هستند، مورد حجم‌سنجی قرار می‌گیرد. در مطالعه Behnia و همکاران که برای بررسی دقت سنجش دستگاه CBCT انجام گرفت، ضخامت سطح قدامی و کامی دندان‌های قدامی فک بالا با CBCT مورد سنجش قرار گرفت و با دندان خارج شده مورد مقایسه قرار گرفت. پس از مقایسه مشخص شد این دستگاه قابلیت سنجش ضخامت بیش از ۱ میلی متر را دارد (۲۹). مطالعه ما ضمن مستقل بودن نرم افزار از دستگاه سی تی اسکن، حداقل حجم قابل سنجش ۰/۱ میلی لیتر را فراهم نمود. مزیت مستقل بودن ابزار سنجش تصاویر، پرتابل بودن و با عدم وابستگی به سخت افزار دستگاه تصویربرداری، امکان افزایش پذیرش بیماران بخش تصویربرداری را مقدور می‌سازد. جهت تشخیص دقیق‌تر و به پیرو آن مدیریت و پیگیری بهتر بیماری، روش‌های امتیازدهی متنوعی برای برآورد اثر اندازه آمبولی وجود دارند مانند روش‌های Miller، Walsh، Qanadli و Mastora که روش‌های نیمه کمّی محسوب می شوند. تفاوت این روش‌ها در امتیاز دادن به مکان لخته و شریان‌های زیر شاخه آن، میزان انسداد حاصله و طول لخته است.

مطالعه حاضر قابلیت برنامه MITK را در تعیین و برآورد حجم لخته عروقی با دقت قابل قبول به عنوان یک فاکتورکاملاً کمّی با فانتوم دیجیتالی انسانی به اثبات رسانید. لذا با توجه به دقت قابل قبول سنجش حجم بویژه در حجم های بزرگتر از ۰/۱ میلی لیتر، می تواند در حجم سنجی ترومبو آمبولی عروقی و آمبولی ریوی بکار برده شود. افزایش میزان پذیرش بیمار، کاهش زمان و صرف هزینه، با امکان بهره برداری از رایانه مستقل از سیستم تصویربرداری و در نتیجه مدیریت مناسب تشخیص و درمان آمبولی با این نرم افزار فراهم می شود.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از همکاری و مساعدت پرسنل و مرکز تحقیقات ایمونولوژی دانشگاه علوم پزشکی تبریز، تشکر و قدردانی می گردد.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1399.22.1.26.8]
[DOI: 10.22088/jbums.22.1.195]

Enhancing the Accuracy of Vascular Embolism Volumetry Using Medical Imaging Software

S.F. Ayatifard (MSc)[1], M. Pezeshkirad (MD)[2], M. Amini (MD)[3], N. Morovatdar (PhD)[4], J. Pirayesh Islamian (PhD)*[5]

1.Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, I.R.Iran
2.Department of Radiology, School of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, I.R.Iran
3.Department of Internal Medicine, School of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, I.R.Iran
4.Department of Community Medicine, School of Medicine, Mashhad University of Medical Sciences, Mashhad, I.R.Iran
5.Immunology Research Center, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, I.R.Iran

J Babol Univ Med Sci; 22; 2020; PP: 195-202

Received: Jul 21st 2019, Revised: Oct 13rd 2019, Accepted: Oct 22nd 2019.

ABSTRACT

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Detecting and accurate determining of vascular embolism dimensions are considered as a challenging issue in CT imaging. Present study aimed to enhance the accuracy of vascular embolism volumetry in managing a proper diagnosis and treatment of the disease.

METHODS: In this non experimental quantitative study, firstly we simulated coronary and aorta arteries with normal dimensions in a 4D extended NURBS based cardiac-torso phantom in a matrix sizes of 512×512 with slice thickness of 0.116 mm. Then, twenty five venous thromboembolisms with the diameters ranged 0.1-5 and 5-20 mm were created in the coronary arteries and aorta of the Phantom, respectively. The Medical Imaging Interaction Toolkit was used for localization and volume measurement of the produced venous thromboembolisms on the CT images. Finally, Accuracy of the measured data was compared with the simulated measures in the phantom.

FINDINGS: The difference on measures with the software was obtained 0.03±0.021 for embolies less than 4.64 mm (0.1 ml), (r=0.67, p=0.02), and 0.02±0.008 mm for embolies greater than 4.64 mm (r=0.99, p<0.001).

CONCLUSION: According to the acceptable volumetry accuracy of Medical Imaging Interaction Toolkit especially for volumes greater than 0.1 ml, may be used for an accurate thromboembolism and pulmonary embolism measurements.

KEY WORDS: *Embolism, Volumetry, Medical Diagnosis, Coronary Vessels, Aorta.*

Please cite this article as follows:

Ayatifard SF, Pezeshkirad M, Amini M, Morovatdar N, Pirayesh Islamian J. Enhancing the Accuracy of Vascular Embolism Volumetry Using Medical Imaging Software. J Babol Univ Med Sci. 2020;22:195-202.

***Corresonding Author: J. Pirayesh Islamian (PhD)**
Address: Department of Medical Physics, Faculty of Medicine, Tabriz University of Medical Sciences, Tabriz, I.R.Iran
Tel: +98 41 33364660
E-mail: pirayeshj@tbzmed.ac.ir

[DOR: 20.1001.1.15614107.1399.22.1.26.8]
[DOI: 10.22088/jbums.22.1.195]

References

1. Kazemi T, Qasemi M, Taghavi-shawazi M. Epidemiologic Study of Patients with DVT in Birjand Vali-E-Asr Hospital-(2009-2014): Short Communication. J Birjand Univ Med Sci. 2016;23(1):86-91. [In Persian]
2. Beckman MG, Hooper WC, Critchley SE, Ortel TL. Venous Thromboembolism: A Public Health Concern. Am J Prev Med. 2010;38(4 Suppl):S495-501.
3. Beckman MG, Abe K, Barnes K, Bartman B, Brady PJ, Hooper WC. Strategies and Partnerships Toward Prevention of Healthcare-Associated Venous Thromboembolism. J Hosp Med. 2016;11 (Suppl 2):S5-S7.
4. Lieberman JR, Heckmann N. Venous Thromboembolism Prophylaxis in Total Hip Arthroplasty and Total Knee Arthroplasty Patients: From Guidelines to Practice. J Am Acad Orthop Surg. 2017;25(12):789-98.
5. Hepburn-Brown M, Darvall J, Hammerschlag G. Acute pulmonary embolism: a concise review of diagnosis and management. Intern Med J. 2019;49(1):15-27.
6. Morrone D, Morrone V. Acute Pulmonary Embolism: Focus on the Clinical Picture. Korean Circ J. 2018;48(5):365-81.
7. Raphael CE, Heit JA, Reeder GS, Bois MC, Maleszewski JJ, Tilbury RT, et al. Coronary embolus: an underappreciated cause of acute coronary syndromes. JACC Cardiovasc Interv. 2018;11(2):172-180..
8. Konstantinides SV, Barco S, Lankeit M, Meyer G. Management of Pulmonary Embolism. J Am Coll Cardiol. 2016;67(8):976-90.
9. Gibson NS, Sohne M, Buller HR. Prognostic value of echocardiography and spiral computed tomography in patients with pulmonary embolism. Curr Opin Pulm Med. 2005;11(5):380-4.
10. Konstantinides SV, Torbicki A, Agnelli G, Danchin N, Fitzmaurice D, Galie N, et al. 2014 ESC guidelines on the diagnosis and management of acute pulmonary embolism. Eur Heart J. 2014;35(43):3033-69.
11. Dogan H, de Roos A, Geleijins J, Huisman MV, Kroft LJ. The role of computed tomography in the diagnosis of acute and chronic pulmonary embolism. Diagn Interv Radiol. 2015;21(4):307-16.
12. Kasper DL, Fauci AS, Hauser SL, Longo DL, Jameson JL, Loscalzo J. Harrison's principles of internal medicine, 19th ed. New York: McGraw Hill Education; 2015.
13. Leitman EM, McDermott S. Pulmonary arteries: imaging of pulmonary embolism and beyond. Cardiovasc Diagn Ther. 2019;9 (Suppl 1):S37-S58.
14. Melot C, Naeije R. Pulmonary Vascular Diseases. Compr Physiol. 2011;1(2):593-619.
15. Konstantinides SV, Meyer G, Becattini C, Bueno H, Geersing G-J, Harjola V-P, et al. 2019 ESC Guidelines for the diagnosis and management of acute pulmonary embolism developed in collaboration with the European Respiratory Society (ERS): The Task Force for the diagnosis and management of acute pulmonary embolism of the European Society of Cardiology (ESC). Eur Heart J. 2020;41(4):543-603.
16. PIOPED investigators. Value of the ventilation/perfusion scan in acute pulmonary embolism. Results of the prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis (PIOPED). JAMA. 1990;263(20):2753-9.
17. Furlan A, Patil A, Park B, Chang C-CH, Roberts MS, Bae KT. Accuracy and reproducibility of blood clot burden quantification with pulmonary CT angiography. AJR Am J Roentgenol. 2011;196(3):516-23.
18. Furlan A, Aghayev A, Chang CC-H, Patil A, Jeon KN, Park B, et al. Short-term mortality in acute pulmonary embolism: clot burden and signs of right heart dysfunction at CT pulmonary angiography. Radiology. 2012;265(1): 283-93.
19. Lim K-E, Chan C-Y, Chu P-H, Hsu Y-Y, Hsu W-C. Right ventricular dysfunction secondary to acute massive pulmonary embolism detected by helical computed tomography pulmonary angiography. Clin Imaging. 2005;29(1): 16-21.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1399.22.1.26.8]
[DOI: 10.22088/jbums.22.1.195]

20.Medson K, Vargas-Paris R, Nordgren-Rogberg A, Sigbergsdottir A, Nyrén S, Lindholm P. Primary diagnosis of pulmonary embolism with unenhanced MRI for patients not eligible for CTPA: Clinical outcome. Eur J Radiol Open. 2019;6:315-9.

21.Biglino G, Capelli C, Wray J, Schievano S, Leaver L-K, Khambadkone S, et al. 3D-manufactured patient-specific models of congenital heart defects for communication in clinical practice: feasibility and acceptability. BMJ Open. 2015;5(4):e007165.

22.Bicknell RDC, Klinkhamer AJ, Flavel RJ, Wroe S, Paterson JR. A 3D anatomical atlas of appendage musculature in the chelicerate arthropod Limulus polyphemus. PLOS ONE. 2018;13(2):e0191400.

23.Tinelli G, Hertault A, Martin Gonzalez T, Spear R, Azzaoui R, Sobocinski J, et al. Evaluation of a new imaging software for aortic endograft planning. Eur Rev Med Pharmacol Sci. 2017;21(11):2717-24.

24.Maleike D, Nolden M, Meinzer H-P, Wolf I. Interactive segmentation framework of the Medical Imaging Interaction Toolkit. Comput Meth Prog Biomed. 2009;96(1):72-83.

25.Nolden M, Zelzer S, Seitel A, Wald D, Muller M, Franz AM, et al. The Medical Imaging Interaction Toolkit: challenges and advances : 10 years of open-source development. Int J Comput Assist Radiol Surg. 2013;8(4):607-20.

26.Rosset A, Spadola L, Ratib O. OsiriX: an open-source software for navigating in multidimensional DICOM images. J Digit Imaging. 2004;17(3):205-16.

27.Utku S, Baysal H, Yilmaz R, Gulcu A, Kut RA, Goktay AY. Improved computerized evaluation of abdominal aortic aneurysm. Turk J Elec Eng & Comp Sci. 2012; 20(Sup.2):1408-24.

28.Bendtsen C, Kietzmann M, Korn R, Mozley PD, Schmidt G, Binnig G. X-Ray Computed Tomography: Semiautomated Volumetric Analysis of Late-Stage Lung Tumors as a Basis for Response Assessments. Int J Biomed Imaging. 2011;2011.

29.Behnia H, Motamedian SR, Kiani MT, Morad G, Khojasteh A. Accuracy and reliability of cone beam computed tomographic measurements of the bone labial and palatal to the maxillary anterior teeth. Int J Oral Maxillofac Implants. 2015;30(6):1249-55.

30.Cai W, He B, Fan Y, Fang C, Jia F. Comparison of liver volumetry on contrast-enhanced CT images: one semiautomatic and two automatic approaches. J Appl Clin Med Phys. 2016;17(6):118-27.

31.Segars WP, Sturgeon G, Mendonca S, Grimes J, Tsui BMW. 4D XCAT phantom for multimodality imaging research. Med Phys. 2010;37(9):4902-15.

32. Pirayesh Islamian J, Bahreyni Toossi MT, Momennezhad M, Zakavi SR, Sadeghi R, Ljungberg M. Monte carlo study of the effect of collimator thickness on T-99m source response in single photon emission computed tomography. World J Nucl Med. 2012;11(2):70-4.

33.Khoshakhlagh M, Pirayesh Islamian J, Abedi SM, Mahmoudian B, Shayesteh Azar M. A Monte Carlo study for optimizing the detector of SPECT imaging using a XCAT human phantom. Nucl Med Rev Cent East Eur. 2017;20(1): 10-4.

34.Schneider CA, Rasband WS, Eliceiri KW. NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. Nat Methods. 2012;9(7):671-5.

35.Nolf E, Voet T, Jacobs F, Dierckx R, Lemahieu I. (X)MedCon * An OpenSource Medical Image Conversion Toolkit. Eur J Nucl Med Mol Imaging. 2003;30:S246.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1399.22.1.26.8]
[DOI: 10.22088/jbums.22.1.195]