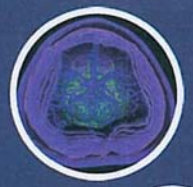

یازدهمین کنفرانس فیزیک پزشکی ایران

۱۶ - ۱۵ آبان ماه ۱۳۹۳

تهران، مجتمع بیمارستانی امام خمینی(ره)، تالار امام

11th Iranian Conference of Medical Physics

شماره: ۹۳۰۱ / پ
تاریخ: ۹۳/۰۸/ ۱۶

گواهی ارائه پوستر در کنفرانس

گواهی می شود سرکار خانم/ جناب آقای: **مرجان مزروعی**

در یازدهمین کنفرانس فیزیک پزشکی ایران (کد برنامه۱۹۱۱۲۹۳۴)، که توسط گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی دانشگاه علوم پزشکی تهران (با کد سازمان ۱۱۱۶۰) و همکاری انجمن فیزیک پزشکی ایران از تاریخ ۹۳/۰۸/۱۵ لغایت ۹۳/۰۸/۱۶ برگزار گردید، به عنوان **ارائه دهنده پوستر** حضور داشته‌اند.

باتوجه به مجوز شماره ۱۳۹۷۰۲ مورخ ۹۳/۰۴/۲۵ اداره کل آموزش مداوم جامعه پزشکی وزارت بهداشت، درمان و آموزش پزشکی برابر با **۲ امتیاز** را کسب‌کرده‌اند.

این گواهی منحصراً دلیل شرکت نامبرده در دوره آموزش مداوم بوده و جایگزین مدارک آموزشی و تخصصی نمی باشد.

دکتر سعید سرکار
دبیر علمی کنفرانس

دکتر سیدربیع مهدوی
رییس انجمن فیزیک پزشکی

دکتر محمدرضا آی
دبیر اجرایی کنفرانس

به‌نام خدا

یازدهمین
Eleventh
کنفرانس فیزیک پزشکی ایران
Iranian Conference of Medical Physics

۱۵ و ۱۶ آبان ماه ۱۳۹۳

برگزارکننده:

گروه فیزیک پزشکی و مهندسی پزشکی

دانشگاه علوم پزشکی تهران

با همکاری انجمن فیزیک پزشکی ایران و پژوهشکده فناوری‌های نوین پزشکی

پژوهشکده فناوری‌های نوین پزشکی

انجمن فیزیک پزشکی ایران

دانشگاه علوم پزشکی تهران

حامی پلاتینی

حامی طلایی

حامی نقره‌ای

حامی نقره‌ای

حامی برنزی

حامی

حامی

الگوریتمی جدید برای تفکیک بافت نرم از بافت سخت در تصویربرداری رادیولوژی با دو انرژی

مرجان مزروعی[۱*]، علیرضا احسان بخش[۲]، شبنم اعتمادی[۳]، مهدی سعادتمند طرزجان[۴]
۱-گروه کامپیوتر، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، ۲-دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بیرجند، ۳-گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد، ۴-مرکز پژوهشی مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد
(*marjanmazruei@yahoo.com)

چکیده

مقدمه: امروزه اســتفاده از تصاویر ســی‌تی و بدست آوردن نقشه‌های تضعیف یک امر بسیار مؤثر در بهبود کیفیت تصاویر اسپکت پرفیوژن قلبی محســوب می‌گردد. Tl-۲۰۱ و ^{99}m-Tc دو رادیوداروی رایج در تصویربرداری‌های قلبی به شمار می‌روند. با توجه به انرژی گامای متفاوت در این دو رادیودارو، به طور معمول برای تصویربرداری‌های قلبی از انرژی یکســان (Kev۱۳۰) که به طور پیش فرض در پروتکل دســتگاه وجود دارد، برای محاســبه نقشه‌های تضعیف استفاده شده و از ضرایب تضعیف محاسبه شده برای بازسازی تصاویر اسپکت قلبی استفاده می‌گردد. هدف از این مطالعه تاثیر تغییرات ولتاژ در آنالیز کمی و کیفی تصاویر اسپکت-سی تی در دو انرژی متفاوت و همچنین ارزیابی میزان دوز دریافتی بیمار می‌باشد.

مــواد و روش‌هــا: این طرح در دو فاز تصویربرداری از فانتوم فیزیکی و بالینی انجام گرفت. ابتدا تصویربرداری با دو انرژی ۸۰ و۱۳۰ کیلوالکترون ولت برروی فانتوم فیزیکی قلب انجام شد. در مرحله بعد پس از تزریقmci ۳/۵ رادیوداروی تالیم، تصویربرداری بر روی۱۵ بیمار(۱۳مرد و۲ زن) (۳۰≤BMI)، با میانگین سنی ۵۸ سال انجام گرفت. تصاویر فانتوم و بیماران با دو روش FBP، بدون اعمال تصحیح تضعیف و (زیرمجموعه ۸ و تکرار۱۲) 3D-FLASH با اعمال تصحیح تضعیف و تصحیح پراکندگی بازســازی شدند. تصاویر با استفاده از نرم افزار QPS Cedars-sinai به طور کمی و کیفی مورد بررسی و مقایسه قرار گرفت.

نتایج: طبق **نتایج** بدست آمده مشاهده شد که بین مقادیر پرفیوژن بدست آمده از تصاویر بازسازی شده با تصحیح تضعیف در هر دو انرژیKev ۸۰ و۱۳۰، اختلاف معناداری با تصاویر بدون اعمال تصحیح تضعیف وجود دارد (p/۰۵≥۰). اختلاف در این مقادیر در تصاویر تصحیح تضعیف بافتی در نقاط اینفریور و اینفروســپتال بین دو انرژیKev ۸۰ و۱۳۰ نیز قابل توجه بود(p/۰۵≥۰). این تفاوت در تصاویر بازســازی شده با تصحیح تضعیف و پراکندگی نیز مشهود می‌باشد. میانگین میزان دوز دریافتی بیمار بر حســب DLP در انرژیKev۸۰، ۳۴/۹۳٪ و دوز مؤثر نیز ۳۵/۵٪ نســبت به انرژی Kev۱۳۰ کاهش داشت.

بحث و نتیجه‌گیری: در تصویر برداری اسپکت قلبی با تالیم چنانچه از سی‌تی برای محاسبه ضرایب تضعیف بافتی اســتفاده گردد بهتر است انرژی ســی‌تی نزدیک به فوتون گسیلی یعنی۸۰ کیلوالکترون ولت باشد. این روند از دوجنبه مفید خواهد بود: در درجه اول ضرایب تضعیف به مقادیر واقعی خود نزدیک‌تر بوده و این امر باعث ارتقای کیفیت تصویر می‌گردد و ازجنبه دیگر به لحاظ دوزیمتری، کاهش قابل توجهی در میزان دوز دریافتی نیز خواهیم داشت.

کلمات کلیدی	تصحیح تضعیف، اسپکت - سی‌تی، تصویربرداری پرفیوژن قلبی، نرم افزار QPS

الگوریتمی جدید برای تفکیک بافت نرم از بافت سخت در تصویربرداری رادیولوژی با دو انرژی

مرجان مزروعی[۱]، علیرضا احسانبخش[۲]، شبنم اعتمادی[۳]، مهدی سعادتمند طرزجان[۴]

۱- گروه مهندسی کامپیوتر، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

۲- دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی بیرجند

۳- گروه مهندسی برق، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

۴- مرکز پژوهشی مهندسی پزشکی، دانشکده مهندسی، دانشگاه فردوسی مشهد

مقدمه

رادیوگرافی قفسه سینه روشی قدرتمند برای تشخیص بسیاری از بیماری‌هاست. در تصویربرداری قفسه سینه به‌علت همپوشانی آناتومی حاصل از فرایند پرتوافکنی، ساختار استخوانی دنده‌ها اغلب باعث پنهان‌شدن بافت‌های نرم و ظریف ریه می‌شوند. بنابراین جدا نمودن بافت نرم و سخت فرآیندی مهم و ضروری می‌باشد. اما در تصاویر رادیولوژی جدانمودن بافت سخت و نرم کاری دشوار است، زیرا آن‌ها برهم‌کنش داشته و ضریب تضعیفشان نزدیک به‌هم‌است. در این مقاله الگوریتمی جدید به‌منظور تجزیه دو تصویر گرفته‌شده با اشعه ایکس با انرژی‌های متفاوت ارائه‌شده‌است، که هر تصویر نمایانگر یکی از بافت‌های انتخابی، یعنی "فقط بافت نرم" و یا "فقط بافت سخت" می‌باشد.

مواد و روش‌ها

از آنجا که ضریب تضعیف وابسته به انرژی است، ایده اصلی در این الگوریتم این است که، تصویربرداری یک‌بار با انرژی کم و بار دیگر با انرژی بالا انجام می‌شود و متفاوت بودن سطح تضعیف در این دو حالت، تفکیک بافت نرم و سخت را امکان‌پذیر می‌سازد. روابط ساده شده حاکم بر تصویربرداری با دو انرژی متفاوت I_H و I_L به صورت زیر می‌باشد:

$$\begin{cases} \hat{R}_H(x,y) = I_H exp\left[-\left(A_B(x,y)\mu_B(I_H) + A_W(x,y)\mu_W(I_H)\right)\right] \\ \hat{R}_L(x,y) = I_L exp\left[-\left(A_B(x,y)\mu_B(I_L) + A_W(x,y)\mu_W(I_L)\right)\right] \end{cases}$$

که، $\hat{R}_H(x,y)$ و $\hat{R}_L(x,y)$ به ترتیب شدت تابش ثبت‌شده در محل پیکسل (x,y) برای انرژی‌های موثر تابشی I_H و I_L است. همچنین، μ_B و μ_W است ضریب تضعیف خطی بافت سخت و نرم بوده و A_B و A_W است نیز میزان تضعیف هر یک از بافت‌های (به‌ترتیب) سخت و نرم است. دستگاه معادله فوق، هرکدام از بافت‌های نرم و سخت بدست‌می‌آیند، سپس محدوده سطوح خاکستری تصاویر را به بازه [۰,۱] نرمال نموده و درنهایت با یکنواخت‌سازی هیستوگرام، کنتراست تصاویر را ارتقاء می‌دهیم.

نتایج

در روش پیشنهادی می‌توان با استفاده از تصویربرداری با دو انرژی متفاوت، تصویر مواد با عدد اتمی بالا مثل استخوان را از بافت نرم جدا نمود. الگوریتم پیشنهادی توسط پایگاه‌داده‌ای شامل ۱۸ تصویر رادیولوژی دیجیتالی متفاوت، که با دو ولتاژ بالا و پایین توسط دستگاه رادیولوژی *Varian*، ۶۰۰ میلی‌آمپر از بیمار گرفته‌شده، ارزیابی شده‌است. از آن‌جایی که جابجایی بیمار در حین تصویربرداری امری اجتناب ناپذیر است، در ابتدا فرآیند تطبیق تصاویر به‌خوبی با معیار همبستگی متقابل بالا به میانگین (± انحراف معیار) ۰.۷۸۴۵±۰.۰۷۵۳ صورت گرفته‌است و سپس بافت نرم و سخت با دقت بالایی از یکدیگر جداشده‌اند.

الف ب ج د ه

شکل ۱. خروجی حاصل از مراحل روش پیشنهادی. الف) تصویر رادیولوژی با انرژی بالا. ب) تصویر رادیولوژی با انرژی پایین. ج) تغییرات ضریب همبستگی در حین تطبیق دو تصویر با انرژی بالا و پایین. د) بافت نرم تفکیک‌شده با الگوریتم پیشنهادی. ه) بافت سخت تفکیک‌شده با الگوریتم پیشنهادی.

بحث و نتیجه‌گیری

در این مقاله الگوریتم جدیدی به‌منظور تفکیک بافت نرم و سخت در تصاویر رادیولوژی ارائه‌شده‌است. نتایج بدست‌آمده از آزمایش‌ها دقت بالای روش را تائید می‌کنند.

printed by MegaPrint Inc. www.postersession.com