

An investigation and comparison of effective factors on variations of Hounsfield numbers in CT scanners¹

Aminah Abdollahi Qomi | Master's student, Nuclear Radiomedical Engineering, Qom Branch, Islamic Azad University, Qom, Iran. abdollahi58r@gmail.com
Parviz Zobdeh | Associate Professor, Department of Physics and Radiation Medicine, Qom Branch, Islamic Azad University, Qom, Iran (**Corresponding author**), pzobdeh@yahoo.com
Saeed Karimkhani Zandi | Assistant Professor, Radiation Therapy Department, University of Medical Sciences, Qom, Iran. saeed.karimkhani@gmail.com

Abstract

Objectives: This study was conducted to evaluate effective factors in variation of amount of Hounsfield numbers in different CT scanners, considering the importance of CT number equivalence in diagnostic programs and cancer treatment by radiotherapy. Providing the better functional solutions for CT calibration, improving the quality of diagnostic and therapeutic programs, the emphasis on accepted tolerance and controlling the errors resulted from dose calculated by treatment planning systems were studied.

Methods: The process performed on raw data obtained during the calibration procedure on ten CT scanners in different radiotherapy centers in IRAN. This quality control tests performed by a selected approved Iranian company.

Results: This research focused on CT Number correctness and accuracy tests section in calibration procedure. The factors influencing the variation of Hounsfield numbers in CT scans were evaluated by analyzing the obtained data. Data are compared with other factors that cause to alter Hounsfield CT number and reported in previous researches.

Creating an error and changing the numbers of CTs causes change in the CT density curve and ultimately effects on treatment plan and the received patient dose. Therefore, it should minimize the error rate by evaluating the effective factors of the TPS. The main factors affecting on Hounsfield numbers are: photon energy, the characteristics of materials in phantoms used for calibration of the systems, physical phantom shape and diameter, patient/phantom position and image reconstruction algorithm.

Conclusion: It is strongly recommended that a well-documented assessment program is required to ensure Hounsfield numbers changes in the confined range of treatments.

Keywords: Computer tomography, Hounsfield numbers, CT simulation system, CT numbers, CT quality control, Electron Density.

1. **Received:** 2021/09/27 ; **Revision:** 2021/11/06 ; **Accepted:** 2021/12/06 ; **Published online:** 2021/12/22

© the authors <http://sjoapb.journal.qom-iau.ac.ir>

Publisher: Qom Islamic Azad University



بررسی و مقایسه عوامل موثر بر تغییرات اعداد هانسفیلد در اسکنرهای سی تی^۱

آمنه عبداللہی قمی | دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی هسته‌ای پرتو پزشکی، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران. abdollahi58r@gmail.com
پرویز زبده | دانشیار، گروه فیزیک و پرتو پزشکی، واحد قم، دانشگاه آزاد اسلامی، قم، ایران (نویسنده مسئول). pzobdeh@yahoo.com
سعید کریم خانی زندی | استادیار، گروه پرتودرمانی دانشگاه علوم پزشکی، قم، ایران. saeed.karimkhani@gmail.com

چکیده

هدف: با توجه به اهمیت همسانی اعداد CT در برنامه‌های تشخیصی و درمان‌های رادیوتراپی سرطان، در این پژوهش عوامل موثر در میزان تغییرات اعداد هانسفیلد در اسکنرهای مختلف CT بررسی شده است تا جهت ارائه راهکارهای بهتر عملکردی در زمینه کالیبراسیون CT به منظور بهبود کیفیت سیستم‌های کاربردی تشخیصی و درمانی و تاکید بر دقت و کنترل خطاهای حاصل از محاسبه دزهای برنامه‌ریزی‌های درمان مفید واقع گردد.

مواد و روش‌ها: داده‌های این پژوهش شامل اطلاعات کالیبراسیون دستگاه‌های سی تی در ۱۰ مرکز مختلف کشور مستخرج از لیست‌های آزمون‌های کنترل کیفیت منتخب و مورد تأیید سازمان انرژی اتمی کشور بوده که صحت عدد سی تی در آزمون‌های اجرا شده مورد بررسی و تحلیل قرار گرفت.

نتایج: ایجاد خطا و تغییر اعداد سی تی موجب تغییر در منحنی چگالی الکترونی عدد سی تی شده و نهایتاً در طراحی درمان و دز دریافتی بیمار اثر می‌گذارد.

نتیجه‌گیری: می‌توان با ارزیابی عوامل موثر بر خطای حاصل از روش سیستم طراحی درمان در تبدیل اعداد سی تی به دانسیته الکترونی بافت‌های نرم، میزان خطا را به حداقل رساند.

کلیدواژه‌ها: توموگرافی کامپیوتری، اعداد هانسفیلد، سیستم شبیه‌سازی CT، اعداد CT، کنترل کیفیت CT، چگالی الکترونی.

۱. مقدمه

موضوع همسانی اعداد هانسفیلد در مبحث مهم تشخیصی دارای اهمیت ویژه‌ای است؛ زیرا مقادیر عدد CT نشان‌دهنده تراکم الکترون‌های بافت بوده و به طور مستقیم با ضریب تضعیف خطی بافت در طول مسیر پرتو فوتونی ارتباط دارد (۱، ۲، ۳). واضح است که اعداد CT به چندین عامل مانند طیف انرژی فوتون، حساسیت آشکارساز، پیکربندی هندسی سیستم و احتمالاً الگوریتم بازسازی (۴) وابسته بوده و نشان داده شده است که اسکنرهای مختلف با انرژی‌های متفاوت ممکن است داده‌های مختلف CT را ارائه دهند (۱، ۵). روش معمول تأیید داده‌ها بوسیله کالیبراسیون CT با استفاده از مواد معادل بافت انجام می‌گردد، که معمولاً از فانتوم‌هایی که به وسیله تولیدکنندگان تأمین می‌شود، برای تنظیم اسکنر و نظارت بر عملکرد اسکنر مورد استفاده قرار می‌گیرد (۶). از جمله کاربردهای اصلی اعداد هانسفیلد CT، در تشخیص مشکلات به وجود آمده در سیستم آناتومی بدن و شناخت بافت سرطانی می‌باشد. تشخیص نوع و حدود بافت سالم مجاور بافت سرطانی در درمان‌های رادیوتراپی از اهمیت بسزایی برخوردار است. به طوری که اگر در این حدود دقت کافی انجام نگرفته باشد، باعث دریافت دز غیر لازم به بافت سالم و بروز سرطان‌های ثانویه برای بیمار می‌شود. همچنین عدم دریافت دز اشعه لازم به بافت سرطانی نیز موجب عدم از بین رفتن سلول‌های سرطانی به طور کامل شده و درمان موثری انجام نمی‌گیرد و احتمال پراکندگی‌های ثانویه سلول‌های سرطانی و دست‌اندازی (متاستاز) به سایر بافت‌ها و نقاط بدن وجود خواهد داشت. از این جهت حساسیت ارتباط صحیح بین عدد سی تی بیان شده در واحدهای هانسفیلد (HU) و هماهنگی و دقت آن برای بررسی تراکم الکترون در سیستم‌های برنامه‌ریزی درمان پرتو درمانی، برای محاسبه دز دقیق حائز اهمیت است.

۲. مواد و روش‌ها

اطلاعات کالیبراسیون عدد سی تی، برای ده دستگاه اسکنر (شامل: شش دستگاه اسکنر زیمنس، یک دستگاه اسکنر توشیبا، دو دستگاه اسکنر فیلیپس و یک دستگاه اسکنر نیوسافت) است. هنگامی که فانتوم‌ها در میدان اسکن، در جایگاه بیمار قرار می‌گیرند، تکنیک‌های سی تی می‌توانند برای تخمین زدن چگالی استخوان به‌کار گرفته شوند. در این فانتوم، مواد مختلف جامد و مایع را به عنوان ماده معادل بافت می‌توان طراحی و بکار برد که برای شبیه‌سازی بافت‌ها و به دست آوردن اعداد CT مربوطه استفاده می‌شود. این مواد شامل PVC به عنوان استخوان، پلی اتیلن به

عنوان چربی، اکریلیک و آب به عنوان بافت نرم، می‌باشند (۷)

کنتراست اعداد سی تی و در نتیجه تصاویر سی تی، اساساً از خصوصیات بافت که از پراکندگی کامپتون متأثر شده است، نشأت می‌گیرد. چگالی ($\frac{g}{cm^3}$) یک خصوصیت بسیار مهم بافت است (به ویژه در بافت کبد، استخوان و چربی) و ضریب تضعیف خطی μ با چگالی، رابطه خطی دارد. علاوه بر چگالی فیزیکی، سطح مقطع پراکندگی کامپتون به چگالی الکترون (ρ_e) در بافت بستگی دارد $\rho_e = (Nz/A)$ که در آن N عدد آوگادرو (برابر 6.023×10^{23})، Z عدد اتمی و A عدد جرمی بافت است. بخش اصلی بافت نرم را هیدروژن ($Z=1, A=1$)، کربن ($Z=6, A=12$)، نیتروژن ($Z=7, A=14$) و اکسیژن ($Z=8, A=16$) تشکیل می‌دهد. کربن، نیتروژن و اکسیژن، همگی نسبت Z/A یکسان دارد که این نسبت برابر با 0.5 است، بنابراین، دارای چگالی الکترونی یکسانی هستند. از آنجا که نسبت Z/A هیدروژن برابر با 1 است، فراوانی نسبی هیدروژن در بافت، در عدد CT تاثیر دارد. بافت‌های هیدروژن دار مانند چربی، در CT به خوبی به تصویر درمی‌آیند. با وجود این، چگالی ($\frac{g}{cm^3}$) در شکل دادن کنتراست در سی تی کلینیکی نقش مهمی را ایفا می‌کند. ریزسکو و همکاران توانستند عدد اتمی موثر را با روش سی تی اسکن با خطای کم‌تر از 3% برای موادی با $Z > 25$ و 10% برای موادی با $Z < 15$ ، محاسبه کنند و خطای محاسبه آن‌ها در چگالی مواد، کم‌تر از 3% بود (۸). میانگین خطای ناشی از وجود ماده کنتراست در تصاویر نیز 1% گزارش شد (۹).

فرآیند تبدیل اعداد سی تی (HU) به دانسیته الکترونی (ρ_e)، یکی از مهم‌ترین فرآیندهایی است که دقت محاسبه دز در سیستم طراحی درمان (تی پی اس) در رادیوتراپی را تعیین می‌کند. اعداد سی تی که حاصل فرایندهای آشکارسازی و در نهایت تبدیلات ریاضی و الگوریتم‌های اسکرها می‌باشند، در برنامه‌های درمانی به عنوان ورودی سیستم طراحی درمان (تی پی اس) بکار می‌روند و مجدداً تبدیل و برای تعیین چگالی بافت‌ها استفاده می‌شوند و می‌تواند برای تشخیص حجم دقیق تومور یا قطر لیژن‌ها استفاده شود. در پژوهشی برای تعیین این تبدیلات مجدد در برنامه‌های رادیوتراپی، جابجایی اینسرت‌هایی با دانسیته الکترونی زیاد و کم (استخوان و بافت نرم) در درون فانتوم میزان دز جذبی محاسبه شده با الکترون را تا 10% و فوتون را تا 2% تغییر نشان می‌دهد (۱۰).

در پژوهش حاضر تاثیرات صحت اعداد برای مواد و شرایط و موقعیت‌های قرار گرفتن در

اسکتر و همچنین عوامل قابل تنظیم مانند انرژی و بیشینه ولتاژ لامپ دستگاه (کیلو ولت یا Kvp) و جریان لامپ (mAs)، ضخامت برش و نیز بررسی عوامل نرم‌افزاری موثر در محاسبات و بازسازی تصاویر حاصل در دستگاه‌های CT، میزان تغییرات عدد سی تی در اسکترهای مختلف مورد بررسی قرار گرفته است.

۳. یافته‌ها

در تحلیل اطلاعات مربوط به بررسی صحت اعداد سی تی مواد مختلف در اسکترهای متفاوت، طبق جدول شماره (۱)، میزان تغییرات در محدوده تأیید شده استانداردهای تشخیصی بدست آمد.

قابل توجه است که در برنامه‌های کنترل کیفیت، به طور تقریبی محدوده تغییرات برای همه مواد $5 \pm \text{HU}$ برای هوا $3 \pm \text{HU}$ در نظر گرفته شده‌اند و این مقدار برای ماده پلی اتیلن حدود 12% مقدار آن و برای اکریلیک 6% و برای تفلون حدود $1/85\%$ می‌باشد. این مقادیر اگرچه در مبحث تشخیص، حساسیت کمتری نسبت به سیستم درمان دارند، ولی می‌توانند تأثیرات بسزایی داشته باشند. با توجه به این موضوع و میزان بازه تغییرات بین حداقل و حداکثر مقادیر به دست آمده، می‌تواند تأثیرات مهمی در دز دریافتی در برنامه‌های سیستم‌های طراحی درمان رادیوتراپی داشته باشند.

جدول شماره ۱ - بررسی صحت عدد سی تی

آب (0 ± 5)	اکریلیک (120 ± 5)	پلی اتیلن (-60 ± 5)	تفلون (925 ± 5)	هوا (-1000 ± 3)	(عدد هانسفیلد ماده) محدوده پذیرش \pm
۲	۱۲۲	-۵۸	۹۱۹	-۹۹۷	اسکتر ۱
-۵	۱۲۱	-۵۵	۹۱۹	-۱۰۰۱	اسکتر ۲
-۳	۱۲۲	-۶۳	۹۲۵	-۹۹۶	اسکتر ۳
۰	۱۲۴	-۶۲	۹۲۳	-۱۰۰۰	اسکتر ۴
۰	۱۲۹	-۶۰	۹۳۴	-۱۰۰۴	اسکتر ۵
-۲	۱۲۳	-۵۴	۹۳۴	-۱۰۰۰	اسکتر ۶
-۱	۱۳۲	-۶۴	۹۲۴	-۱۰۰۲	اسکتر ۷
۳	۱۲۸	-۵۸	۹۲۴	-۹۹۸	اسکتر ۸
۱	۱۲۸	-۶۱	۹۱۱	-۱۰۰۲	اسکتر ۹
۰	۱۳۲	-۶۳	۹۲۵	-۱۰۰۸	اسکتر ۱۰

مقایسه مقادیر اندازه‌گیری شده CT در کامپیوترهای اسکنرها، اختلاف معنی‌داری در مقدار آب جامد، هوا و استخوان بین اسکنر GE و زیمنس نشان داد (۱۲). از آنجا که اعداد هانسفیلد، برای یک بافت داده شده، به کیفیت طیف اشعه ایکس بستگی دارد (۱۱)؛ بنابراین، ارزش‌ها می‌توانند بین اسکنرها متفاوت باشند (۹). حتی برای یک اسکنر، عدد CT برای بافت مشابه به تنظیم kV بر روی فیلتر پرتو بستگی دارد (۱۳). هایسمن با تابش اشعه X با انرژی دوگانه (با طیف مشخص و فیلتر شناخته شده دستگاه) موفق شد از یک ماده، دو گونه تصویر بر اساس چگالی ماده یا ρ و عدد اتمی موثر آن یا Z_{eff} بدست آورد (۱۴).

پارامترهای خاص CT اسکنر، از جمله قطر اسکن، اندازه ماتریس، و انرژی فوتون، به طور قابل توجهی در اندازه‌گیری اعداد CT موثر است. علل مختلف سیستماتیک این تفاوت‌ها، از جمله تفاوت در فیلتراسیون پرتو و در اصلاح سخت شدن پرتو در هنگام بازسازی تصویر، می‌باشد. این تغییرات هرچند کوچک، در واحدهای هانسفیلد اعداد CT، می‌توانند پیامدهایی برای مشخص کردن ویژگی‌های بافت‌ها و عمدتاً توده کلیه و گره‌های آدرنال داشته باشد. زورل نشان داد که تغییرات اعداد CT تا ۲۰٪ در HU می‌تواند خطای دز متوسط سیستماتیک را ۱/۵٪ به دنبال داشته باشد (۷).

سیستم‌ها بیشتر مستعد اشتباه بودن مقادیر HU به دلیل اثرات اشعه ایکس و پراکندگی مربوط به هندسه مخروطی پرتو هستند. استفاده از داده‌های kV برای سی تی اسکن CBCT بخشی از انحرافات، می‌تواند به اختلافات بدست آمده در اعداد CT و محاسبه چگالی الکترونی منجر شود و نتایج خطای انحرافات محاسبه دز به مقدار ۳٪ را به دلیل عدم انطباق تصاویر نشان دهد (۹).

شدت سیگنال اندازه‌گیری شده از پرتوهای ایکس، به مقدار بافتی بستگی دارد که اشعه قبل از برخورد با آشکارساز، در آن نفوذ می‌کند. بر اساس استدلال‌های فیزیکی، کاهش عدد CT با افزایش قطر بدن بیمار، منطقی است. وقتی که فیلد بازسازی کوچک‌تری بکار رود، رزولوشن فضایی افزایش پیدا می‌کند، زیرا با کوچک شدن FOV، اندازه پیکسل کوچک می‌شود. ضخامت مقطع یا ضخامت برش، یک فاکتور مهم و متغیر است که می‌تواند تا حد زیادی جزئیات تصویر را تحت تأثیر قرار دهد. در بررسی محاسبات اختلاف میانگین خطاها از مقدار میانگین عدد سی تی به دست آمده (جدول ۲)، با افزایش ضخامت، احتمال عدم دقت در محاسبه اعداد CT

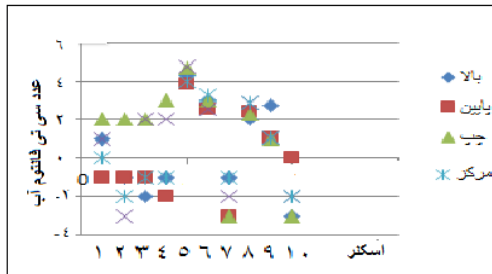
به دست آمده از اسکنرها، افزایش می‌یابد. نتایج به دست آمده در این مطالعه با یافته‌های جوزف (۱۹۸۱) که نشان داد در سی تی اسکن از فانتوم‌هایی با ابعاد بزرگ به نسبت فانتوم کوچک‌تر، نسبت اشعه پراکنده به اولیه^۱ بیشتر است، مطابقت دارد. او نشان داد که در فانتوم لگن آرتیفکت، تصویر بیشتر به علت اشعه پراکنده، در مقایسه با اثر سخت شدگی پرتو^۲، ایجاد می‌شود (۱۵).

جدول شماره ۲ - تأثیرات قطر فانتوم بر اعداد سی تی به دست آمده

قطر فانتوم به میلیمتر	160	165	200
میانگین خطای عدد CT	1/24	0/03	0/01
میانگین عدد CT	-2/79	0/58	0/10

با افزایش ضخامت، انحراف اعداد نسبت به مقدار میانگین در هر مقطع برش نیز مشاهده شد. شکل شماره (۱)، مشاهدات عدم تقارن و یکنواختی را برای عدد هانسفیلد آب نشان می‌دهد. علت این تغییرات می‌تواند به دلیل عدم یکسانی فرکانس اشعه ایکس تولیدی در دستگاه‌ها و طراحی فیزیکی دستگاه و یا تنظیمات محورهای تخت باشد.

شکل شماره ۱- عدد سی تی فانتوم آب (اعداد هانسفیلد سی تی بدون بُعد هستند)، برحسب موقعیت‌های مختلف بیمار



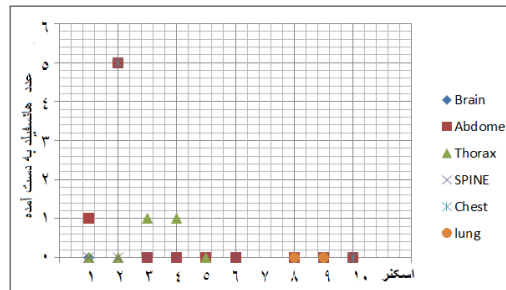
بر اساس داده‌های به دست آمده برای ۱۰ اسکنر، مطابق جدول شماره (۳)، مشاهده می‌شود که بر اساس تحقیقات پیشین، کیفیت تصویر به طور قابل توجهی تحت تاثیر الگوریتم بازسازی قرار دارد (۱۶).

تعداد پرتوهای استفاده شده در بازسازی یک تصویر CT، تاثیر عمیقی بر مولفه شعاعی تفکیک

1. Scatter- to -Primary Ratio, SPR
2. Beam Hardening Effect

مکانی دارد و تعداد پروجکشن‌ها بر مولفه محیطی تفکیک مکانی موثر است (شکل ۳). تفکیک مکانی در سی تی، به دلیل فرایند بازسازی، دارای دو مولفه محیطی و شعاعی است. اصولاً مولفه شعاعی با فاصله و پهنای داده‌های پرتو و قدرت تفکیک محیطی به وسیله تعداد پروجکشن‌های (نما) بکار رفته در بازسازی تصویر تعیین می‌شود (۱۷).

شکل شماره ۲ - اعداد سی تی در الگوریتم‌های بازسازی اسکندر



با توجه به جدول شماره (۳)، در اسکندر شماره ۲، تفاوت در الگوریتم‌های بازسازی برای یک سیستم، بیش از سایرین قابل مشاهده می‌باشد. تغییرات حائز اهمیتی نیز در الگوریتم‌های مشابه، برای دستگاه‌های مختلف به وضوح نشان داده شده است؛ به طوری که میزان تغییرات در الگوریتم Abdomen تا مقدار ۸/۴ بین اسکندرهای ۲ و ۶ و مقدار ۴/۶۴ برای الگوریتم Spine در اسکندرهای ۲ و ۹ است.

جدول شماره ۳- اعداد سی تی در الگوریتم بازسازی

اسکنر	Brain	Abdomen	Thorax	SPINE	Chest	Bone	Lung	H50F	H60S	H70h	H31S
۱	۰	۱	-۲	-۱							
۲		۵	-۳	-۳/۵	۵						
۳	-۲	-۲	۱	-۲							
۴	-۲	-۲	۱	-۲							
۵	-۳/۹۶	-۱/۲۷	-۰/۸۸								
۶	-۳/۲۵	-۳/۴		-۳/۴۵							
۷								-۱/۹	۲/۲	-۲/۲	-۵
۸		۰/۳				۰/۶۱	۱/۳۷				
۹		۱/۰۵		۱/۱۴			۱/۷۹				
۱۰	-۴/۲۵	-۰/۹۳			-۲/۲۲						

تصویربرداری مناسب امکان تعیین دقیق عملکرد و محل آناتومیک ارگان‌های نرمال را فراهم می‌کند. با در دست داشتن اطلاعات کافی از آناتومی محل و مرتبط ساختن آن‌ها با تکنیک‌های پیچیده تابش پرتو می‌توان دز بالاتری از پرتو را با اطمینان از خارج ساختن سایر ارگان‌های نرمال فراهم کرد. به این ترتیب احتمال کنترل رشد تومور با کاهش عوارض ناشی از پرتو درمانی همراه خواهد بود (۱۳).

فرآیند تبدیل اعداد سی تی (HU) به دانسیته الکترونی (pe) یکی از مهم‌ترین فرآیندهایی است که دقت محاسبه دز را در طراحی درمان^۱ در رادیوتراپی تعیین می‌کند (۱۸). مطالعات اولیه در خصوص استفاده از سی تی اسکن در طراحی درمان نشان داد که به دلیل عدم دسترسی به اطلاعات آناتومیک دقیق و در نتیجه اشتباه در تعیین حدود هدف و ارگان‌های نرمال، در ۲۰٪ از بیماران، تومور با دزی نامناسب پرتودهی می‌شود، در حالی که در ۲۷٪ موارد، پرتودهی تومور در مرز بوده و در ۵۳٪ موارد از پرتودهی کافی دز برخوردار بوده است (۱۳). منبع بعدی خطا را تجویز دز نامناسب برای کنترل موضعی تومور تشکیل می‌دهد. تعیین دز کافی برای کنترل رشد تومور، باید با توجه به وجود سایر بافت‌های مجاور حجم هدف و محدوده دز باشد. در سیستم‌های طراحی درمان، دستگاه، دانسیته الکترونی بافت‌هایی که در حجم هدف وجود دارند را به درستی محاسبه نکرده و در اعمال میزان دز صحیح اعمالی به بیمار دچار اشتباه می‌شود. در نتیجه این کار، دز اعمالی با دز تجویز شده^۲ مطابقت نداشته و این امر باعث صدمات جبران‌ناپذیری می‌گردد، چون می‌تواند باعث عود یا برگشت تومور^۳ شود، یا باعث نابودی سلول‌های سالم می‌شود که باید از هر دو مورد جلوگیری و دز اعمالی به دز تجویز شده، نزدیک گردد (۲).

به غیر از برنامه‌ریزی درمان با فوتون‌ها و الکترون‌ها، عدم هماهنگی در برنامه‌ریزی درمانی بین KVP در CT و KVP جدول تبدیل CT-PSPR می‌تواند کیفیت درمان تا سازگاری‌های میدان‌ها و مرکز در پروتون درمانی را تحت تأثیر قرار دهد. این یادآوری برای احتیاط در استفاده‌های درمانی مهم است (۱۹).

-
1. Treatment Planinng
 2. Prescribed Dose
 3. Recurrence

محققانی چون جورج چن و ایکه ریتزل^۱ در تحقیقاتشان از الگوریتم‌های متنوعی استفاده نموده‌اند، نتایج حاکی از آن است که درصد خطاهای چگالی الکترونی و عدد اتمی موثر بدست آمده بسته به نوع دستگاه سی تی اسکن و کاربرد در رادیوتراپی خارجی و براکی تراپی، متفاوت بوده است (۴، ۲۲، ۲۱، ۲۰). در این تحقیق به منظور ارزیابی تغییرات عملکرد CT اسکنر (کیفیت تصویر و واحدهای هانسفیلد با پارامترهای اسکن) برای بهینه‌سازی تصویر در برنامه درمان رادیوتراپی انجام شده است، بر اساس نتایج بدست آمده، تمام پارامترهای اسکن شده، معیارهای کیفی تصویر را تحت تأثیر قرار داده‌اند. در الگوریتم بازسازی، FOV، کولیماتور و mAs موثر بوده است. بالاترین تفاوت‌های HU هنگام تغییر بازسازی دیده شد. در نتایج این تحقیق مقادیر HU برای بافت نرم HU ± 20 و برای استخوان و هوا HU ± 50 بود. تفاوت پارامترهای اسکن استفاده شده در هنگام تولید منحنی کالیبراسیون برای سیستم برنامه‌ریزی درمان می‌تواند نتایج تغییر در دز را در طرح درمان در محاسبه با سیستم‌های طراحی درمان بیشتر از ۱٪ گزارش کند. وضوح فضایی کنتراست به الگوریتم انتخاب شده بستگی دارد؛ این نویز با mAs در هر چرخش، کولیماتور و الگوریتم متفاوت است (۱۶).

همچنین نتایج پژوهش آنی دیویسا و همکاران (۲۰۱۸)، نشان داد که شکل بدن و اعداد سی تی، هر دو توسط آثار تصویری در بازسازی FOV تغییر می‌کنند. تغییرات اعداد CT تا HU ۳۵۶ برای بافت استخوانی و تا HU ۳۲۳ برای بافت ریه در فانتوم CT مشاهده شد (۲۳).

۴. نتیجه‌گیری

براساس نتایج حاصل از پژوهش حاضر، مقادیر HU برای یک ماده داده شده به ابعاد فانتوم و موقعیت آن فانتوم، و همچنین شرایط حضور بیمار، جنسیت، سن و یا محل قرارگیری بیمار نسبت به محور بستگی دارد. همچنین می‌توان به تفاوت مصنوعات بازسازی و فیزیک دستگاه اسکنر CT، کیفیت پرتو ایجاد شده توسط فیلتر در عمق‌های مختلف در فانتوم (سخت شدن اثر پرتو) اشاره نمود. میزان جریان تیوپ نیز بر مقدار عدد هانسفیلد تأثیر می‌گذارد، این انحراف از مقادیر HU بسته به ولتاژ تنظیم شده در اسکنر، در مواد معادل استخوان، مشاهده شد. تفاوت‌هایی که برای

تست یکنواختی تصاویر CT وجود دارد، در امر تشخیص و بویژه درمان، از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است.

اندازه‌گیری‌های هانسفیلد در اسکن QC از فانتوم‌ها، با استفاده از یک پروتکل استاندارد، تعداد سیگنال‌های اندازه‌گیری شده از آب جامد و هوا، به طور قابل توجهی بین اسکنرهای مختلف، متفاوت است. علت تغییرات مقادیر HU در مواد با تراکم بالا می‌تواند به وسیله اثر سخت‌افزاری یکنواخت پرتو نوری که از تراکم مواد مختلف عبور می‌کند، توضیح داده شود. بنابراین، لازم است وابستگی انرژی مواد مورد استفاده برای اندازه‌گیری یا کالیبراسیون عدد CT برای سیستم‌های برنامه‌ریزی درمان پرتو درمانی مورد توجه قرار گیرد. بالاترین تفاوت‌های HU هنگام تغییر الگوریتم بازسازی دیده شد.

این نتایج برای تعریف محدوده تحمل محصولات تولیدکننده‌ها و Kvp (کیلو ولتاژ دستگاه) برای اعداد CT برای هر ماده در فانتوم مورد استفاده در برنامه کنترل کیفیت QC استفاده می‌شود. تیم تابش درمان باید از مصنوعات تصویری (فانتوم) بکار رفته جهت کالیبراسیون سیستم اسکنر مورد استفاده برای برنامه درمان اطلاعات کافی داشته و از اثرات آن بر محاسبات دز هدف در هنگام شبیه‌سازی CT و همچنین برنامه‌ریزی درمان آگاه باشد.

۵. پیشنهادات

✓ ارائه طرح‌های نظارتی دقیق و تاکید بر انجام تست‌های کنترل کیفیت QC کالیبراسیون اسکنرهای مورد استفاده در مراکز تشخیصی- درمانی (این آزمون‌ها در کشور ایران سالیانه و در کشورهای پیشرفته هر ۶ ماه یک‌بار انجام می‌شود).

✓ تهیه دستورالعمل‌های اجرایی تخصصی برای کالیبراسیون اسکنرهای بخش درمان با توجه به استانداردهای توصیه شده جهانی (۲۴).

✓ تاکید بر استفاده از سیستم‌های پیشرفته و روزآمد در مراکز درمانی رادیوتراپی، که درصد خطای کم‌تری دارند.

✓ انجام آزمون‌های ویژه برای بررسی دقیق میزان تغییرات اعداد هانسفیلد اسکنرهایی که جهت درمان مورد استفاده قرار می‌گیرند، به منظور تعیین دقیق‌تر درصد تفاوت‌های اعداد CT بدست آمده از پروتکل‌های اسکنر CT و برنامه درمانی مورد استفاده در مراکز رادیوتراپی.

References

1. Van Dyk J, Battista J, Cunningham J, Rider W & Sontag M. On the impact of CT scanning on radiotherapy planning. *Computerized tomography*. 1980; 4(1): 55-65.
2. Khan FM & Gibbons JP. *Khan's the physics of radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins; 2014.
3. Asgharizadeh F, Ghannadi Maragheh M, Salimi B & Sedgh Gouya E. Dose rate calculation caused by natural radioactivity in granite samples used as building materials in Iran. *ijrsm*. 2014; 2(2): 27-30.
4. Landry G, Reniers B, Granton PV, van Rooijen B, Beaulieu L, Wildberger JE & et al. Extracting atomic numbers and electron densities from a dual source dual energy CT scanner: experiments and a simulation model. *Radiotherapy and Oncology*. 2011; 100(3): 375-9.
5. Jaffray DA, Siewerdsen JH, Wong JW & Martinez AA. Flat-panel cone-beam computed tomography for image-guided radiation therapy. *International Journal of Radiation Oncology *Biology* Physics*. 2002; 53(5): 1337-49.
6. Yoo S, Yin F-F. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. *International Journal of Radiation Oncology *Biology* Physics*. 2006; 66(5): 1553-61.
7. Mahmoudi R, Jabbari N & Khalkhali HR. Energy dependence of measured CT numbers on substituted materials used for CT number calibration of radiotherapy treatment planning systems. *PloS one*. 2016; 11(7): e0158828.
8. Rizescu C, Beşliu C & Jipa A. Determination of local density and effective atomic number by the dual-energy computerized tomography method with the ¹⁹²Ir radioisotope. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*. 2001; 465(2): 584-99.
9. Skrzyński W, Zielińska-Dąbrowska S, Wachowicz M, Ślusarczyk-Kacprzyk W, Kukołowicz PF & Bulski W. Computed tomography as a source of electron density information for radiation treatment planning. *Strahlentherapie und Onkologie*. 2010; 186(6): 327-33.
10. Nobah A, Moftah B, Tomic N & Devic S. Influence of electron density spatial distribution and X-ray beam quality during CT simulation on dose calculation accuracy. *Journal of applied clinical medical physics*. 2011; 12(3): 80-9.
11. Lamba R, McGahan JP, Corwin MT, Li C-S, Tran T, Seibert JA & et al. CT Hounsfield numbers of soft tissues on unenhanced abdominal CT scans: variability between two different manufacturers' MDCT scanners. *American Journal of Roentgenology*. 2014; 203(5): 1013-20.
12. Cropp RJ, Seslija P, Tso D & Thakur Y. Scanner and kVp dependence of measured CT numbers in the ACR CT phantom. *Journal of applied clinical medical physics*. 2013; 14(6): 338-49.

13. Constantinou C, Harrington JC & DeWerd LA. An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. *Medical physics*. 1992; 19(2): 325-7.
14. Heismann B, Leppert J & Stierstorfer K. Density and atomic number measurements with spectral x-ray attenuation method. *Journal of applied physics*. 2003; 94(3): 2073-9.
15. Joseph PM & Spital RD. The effects of scatter in x-ray computed tomography. *Medical physics*. 1982; 9(4): 464-72.
16. Davis AT, Palmer AL, Pani S & Nisbet A. Assessment of the variation in CT scanner performance (image quality and Hounsfield units) with scan parameters, for image optimisation in radiotherapy treatment planning. *Physica Medica*. 2018; 45: 59-64.
17. Bushberg JT & Boone JM. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins; 2011.
18. Parker R, Hobday PA & Cassell K. The direct use of CT numbers in radiotherapy dosage calculations for inhomogeneous media. *Physics in Medicine & Biology*. 1979; 24(4): 802.
19. Grantham KK, Li H, Zhao T & Klein EE. The impact of CT scan energy on range calculation in proton therapy planning. *Journal of applied clinical medical physics*. 2015; 16(6): 100-9.
20. Bazalova M, Carrier J-F, Beaulieu L & Verhaegen F. Dual-energy CT-based material extraction for tissue segmentation in Monte Carlo dose calculations. *Physics in Medicine & Biology*. 2008; 53(9): 2439.
21. Williamson JF, Li S, Devic S, Whiting BR & Lerma FA. On two-parameter models of photon cross sections: Application to dual-energy CT imaging. *Medical physics*. 2006; 33(11): 4115-29.
22. Torikoshi M, Tsunoo T, Sasaki M, Endo M, Noda Y, Ohno Y & et al. Electron density measurement with dual-energy x-ray CT using synchrotron radiation. *Physics in Medicine & Biology*. 2003; 48(5): 673.
23. Wu V, Podgorsak MB, Tran TA, Malhotra HK & Wang IZ. Dosimetric impact of image artifact from a wide-bore CT scanner in radiotherapy treatment planning. *Medical physics*. 2011; 38(7): 4451-63.
24. Mutic S, Palta JR, Butker EK, Das IJ, Huq MS, Loo LND & et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Medical physics*. 2003; 30(10): 2762-92.