

کالیبراسیون چگالی الکترونی با روش استوکیومتری

منحنی کالیبراسیون چگالی الکترونی بر حسب CT-number برای رادایوتراپی با استفاده از روش استوکیومتری

وحید مسلمی^۱، رضا فقیهی^۲، محمد امین مصلح شیرازی^{۳*}، احمد مصلائی^۴، سیمین مهدی زاده^۵

۱- دانش آموخته کارشناسی ارشد مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی هسته ای، دانشگاه شیراز

۲- استادیار گروه مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی هسته ای و مرکز تحقیقات تابش، دانشگاه شیراز

۳- استادیار فیزیک پزشکی، واحد فیزیک، گروه رادیوتراپی-انکولوژی دانشگاه علوم پزشکی شیراز

۴- استادیار گروه رادیوتراپی-انکولوژی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز

۵- مربی گروه مهندسی هسته ای، دانشکده مهندسی هسته ای و مرکز تحقیقات تابش دانشگاه شیراز

تاریخ دریافت نسخه اصلاح شده: ۸۶/۵/۱۸ تاریخ پذیرش مقاله: ۸۶/۶/۲۸

چکیده

مقدمه: از جمله عواملی که باعث ایجاد خطا در طراحی درمان می گردد و منحنی های هم دوز را دچار آشفتگی می سازد وجود بافت های با چگالی خیلی بالا یا خیلی کم مانند استخوان، بافت ریه، هوا و پروتزها می باشد. امروزه استفاده از تصاویر CT جهت حل این مشکل رو به گسترش می باشد بنابراین داشتن یک منحنی که بتوان بر اساس CT-number (عدد هانسفیلد)، مقدار دقیق چگالی الکترونی را تخمین زد لازم است. روش معمول بدست آوردن این منحنی، تصویر برداری از فانتوم هایی است که از مواد مختلف با چگالی های الکترونی مشخص ساخته می شوند. سپس با استفاده از مقادیر CT-number و با توجه به چگالی الکترونی مواد مختلف می توان منحنی کالیبراسیون را بدست آورد. اما در این تحقیق از روشی محاسباتی بنام استوکیومتری استفاده شده است که در آن CT-number بافت با استفاده از CT-number اندازه گیری شده برای مواد جایگزین بافت و دانستن ترکیب شیمیایی بافت پیش بینی می شود.

مواد و روشها: برای محاسبات به روش استوکیومتری در ابتدا یک فانتوم از جنس پلی اتیلن ساخته شد و در این فانتوم مواد مختلفی با چگالی الکترونی و ترکیبات شیمیایی مشخص جاسازی گردید که این مواد شامل آلومینیوم خالص، PVC، پلی اتیلن، آب و چوب پنبه برای مدل کردن استخوان سخت، اسکلت، چربی، ماهیچه و بافت ریه می باشند. با استفاده از دستگاه سی تی اسکن GE مدل NXI با انرژی ۱۲۰kVp از فانتوم تصویر برداری صورت گرفت.

نتایج: با استفاده از CT-number حاصل از تصویر برداری فانتوم و مقادیر معلوم قبلی، یک دستگاه چند معادله و چند مجهول جهت بدست آوردن معادله اصلی μ حاصل شد. ضرایب ثابت در معادله μ عبارتند از: $K^{KN} = 0.1562$ ، $K^{coh} = -8.9 \times 10^{-5}$ و $K^{ph} = 7.611 \times 10^{-6}$. برای سنجش میزان دقت در این روش با جایگذاری آلومینیوم در معادله و مقایسه CT-number به صورت تجربی و محاسباتی، بالاترین مقدار خطای محلی ۵/۶٪ و برای پلی اتیلن خطای محلی ۴٪ می شود.

بحث و نتیجه گیری: با استفاده از معادله اصلی و با توجه به ترکیب شیمیایی عناصر موجود در بافت های مختلف بدن مقدار CT-number برای هر بافت تخمین زده می شود و در نهایت منحنی تغییرات CT-number بر حسب چگالی الکترونی رسم شده است که در نقطه ی CT-number معادل صفر که مشخصه ی آب است، منحنی ها از یکدیگر جدا می شوند. در این روش با افزایش چگالی الکترونی مواد، میزان خطا نیز افزایش می یابد. مقایسه نتایج بدست آمده از روش تجربی و روش محاسباتی حاکی از دقت مناسب روش فوق می باشد. (مجله فیزیک پزشکی ایران، دوره ۳، شماره ۱۳، زمستان ۸۵: ۶۶-۵۹)

واژگان کلیدی: استوکیومتری، CT-number، چگالی الکترونی، طراحی درمان کامپیوتری

* نویسنده مسؤول: محمد امین مصلح شیرازی

آدرس: بیمارستان نمازی، بخش رادیوتراپی، دانشگاه علوم پزشکی شیراز.

کد پستی: ۷۱۹۳۶-۱۳۳۱۱ mosleh_amin@hotmail.com

تلفن: ۶۱۲۵۳۱۶ (۷۱۱) ۹۸+

۱- مقدمه

یکی از روش هایی که در سال های اخیر برای افزایش دقت پرتونو درمانی در مراکز درمانی دنیا رایج شده است استفاده از تصاویر CT می باشد. با استفاده از این تصاویر می توان حجم دقیق تومور و بافت های سالم اطراف آن را انتخاب کرد. مزیت دیگر این روش این است که با استفاده از تصاویر می توان محل بافت های ناهمگن مانند استخوان و پروتزه های درمانی را به خوبی تعیین کرد. در سیستم های طراحی درمان، داده های اولیه بر اساس تصاویر CT می باشند، در این تصاویر می توان بافت های مختلف را با توجه به مقادیر CT-number (عدد هانسفیلد) که وابسته به چگالی ماده است مشخص کرد که این مقدار با توجه به رابطه (۱) محاسبه می شود.

$$H = 1000 \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \quad (1)$$

انرژی هایی که به منظور درمان با اشعه وجود دارند در حد MeV می باشد، در این بازه انرژی برخورد پرتو با ماده وابسته به عدد اتمی نیست بلکه به چگالی الکترونی ماده ی مورد نظر ارتباط دارد، بنابراین برای استفاده از تصاویر CT به منظور طراحی درمان باید بدنبال رابطه ای بین مقادیر CT-number و چگالی الکترونی بافت های مختلف باشیم. روش معمول تصویر برداری از فانتوم هایی است که در آنها از مواد با چگالی الکترونی و ترکیب شیمیایی مشخص استفاده

شده است [۴-۱]. سپس با توجه به چگالی الکترونی هر ماده و CT-number مربوطه می توان یک منحنی مشخصه را ترسیم کرد که می توان براساس CT-number، چگالی الکترونی ماده ی مورد نظر را تخمین زد. هر چند که بیش از هشتاد ماده برای جانشین کردن به منظور شبیه سازی بافت های مختلف تولید شده است، اما فقط از چهارده ماده به صورت گسترده در مراکز پزشکی استفاده می شود [۵]. معمول ترین موادی که برای جانشینی با عضله وجود دارد: آب، پارافین، Mix D، پلی استرن، Temex، پلکسی گلاس و چوب فشرده می باشند، از M3 و نایلون هم در موارد کمتری استفاده می شود [۵]. برای موادی که به عنوان جانشین بافت در کارهای دوزیمتری فوتونها و الکترونها مورد استفاده قرار می گیرند، میزان جذب و پراکندگی تابش در یک ضخامت و جرم مشخص از ماده باید مشابه با بافت بدن با همان ضخامت و جرم باشد. یک راه موثر برای مقایسه ی مشخصات تابش در یک بافت و ماده ی جانشین، مقایسه ضریب جذب انرژی $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho}\right)$ و ضریب تضعیف جرمی $\left(\frac{\mu}{\rho}\right)$ است [۲]. در جدول (۱) می توان این مقایسه را برای به کار رفته در فانتوم ملاحظه کرد [۵].

جدول ۱- مشخصات تابش مربوط به مواد جانشین بافت

$(\mu/\rho)_{substitutue} / (\mu/\rho)_{tissue}$					$(\mu_{en}/\rho)_{substitutue} / (\mu_{en}/\rho)_{tissue}$					نوع ماده
۰/۰۱	۰/۱	۱	۱۰	۱۰۰	۰/۰۱	۰/۱	۱	۱۰	۱۰۰	
۰/۶۷	۱/۰۱	۱/۰۲	۱/۰۰	۰/۹۴	۰/۶۲	۱/۰۰	۱/۰۲	۱/۰۰	۰/۹۶	پلی اتیلن (چربی)
۰/۹۷	۱/۰۱	۱/۰۱	۱/۰۱	۱/۰۲	۰/۹۶	۱/۰۰	۱/۰۱	۱/۰۱	۱/۰۱	آب (عضله)
۱/۱۵	۱/۰۲	۱/۰۰	۱/۰۲	۱/۰۶	۱/۲۱	۱/۰۷	۱/۰۰	۱/۰۲	۱/۰۴	پی.وی.سی (استخوان اسفنجی)
۰/۸۷	۰/۹۲	۰/۹۴	۱/۰۰	۱/۱۲	۰/۷۹	۰/۸۳	۰/۹۴	۱/۰۱	۱/۰۹	آلومنیوم (استخوان تراکم)

کالیبراسیون چگالی الکترونی با روش استوکیومتری

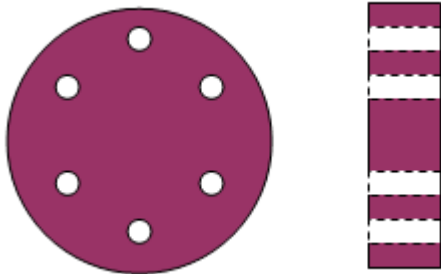
شیمیایی مشخص است ساخته و تصویر برداری شده است. برای هر یک از مواد به کار رفته چگالی الکترونی نسبی با توجه به رابطه ی (۲) محاسبه می شود:

$$\rho_e = \frac{\rho N_g}{\rho_{Water} N_{gWater}} \quad (2)$$

در این رابطه ρ چگالی فیزیکی و N_g تعداد الکترونها در واحد حجم مربوط به ترکیب مورد نظر می باشد که با توجه به رابطه (۳) محاسبه می گردد:

$$N_g = \sum N_g^i = N_A \sum \frac{W_i Z_i}{A_i} \quad (3)$$

در رابطه ی فوق Z_i و A_i عدد جرمی و عدد اتمی ماده ی i ام و W_i درصد وزنی ماده ی i ام می باشد. فانتوم طراحی شده یک استوانه از جنس پلی اتیلن است که دارای قطر ۲۰ سانتی متر و ضخامت ۸ سانتی متر می باشد در درون این فانتوم حفره هایی به قطر ۲/۵ سانتی متر به منظور جایگذاری مواد مورد نظر تعبیه شده است که در شکل ۱ ملاحظه می گردد.



شکل ۱- فانتوم مورد استفاده برای کالیبراسیون با استفاده از روش استوکیومتری

مواد درج شده در جدول (۱) در این فانتوم جاسازی شده است و با استفاده از دستگاه GE مدل NXI در انرژی ۱۲۰kVp تصویر برداری صورت گرفته است که مقادیر CT-number برای هر ماده در جدول (۲) درج شده است.

فانتوم ها به صورت دیسک مانند هستند و مواد جاسازی شده به صورت میله ای هستند، در برش های عرضی یک ناحیه ی دلخواه (ROI) بر روی تصویر هر کدام از مواد انتخاب می شود و با استفاده از میانگین ناحیه ی انتخاب شده مقدار CT-number برای هر ماده بدست می آید. اما این روش کالیبراسیون دارای خطا است چونکه مقادیر CT-number برای دستگاهها و انرژی های مختلف متفاوت است و همچنین وقتی از مواد با چگالی بالا تصویر برداری می شود میزان خطا افزایش می یابد [۴]، برای افزایش دقت برخی از محققین یک سری روش های محاسباتی را برای ایجاد یک رابطه کمی بین چگالی الکترونی و CT-number ارائه داده اند که بر اساس مقادیر CT-number چگالی الکترونی مواد مختلف محاسبه می شود [۶]. از جمله روشهای محاسباتی روش استوکیومتری می باشد که ابتدا از چند ماده با چگالی الکترونی مشخص تصویر برداری می شود و با توجه مقادیر CT-number و ترکیب شیمیایی عناصر مختلف یک منحنی کالیبراسیون ایجاد می شود که مقادیر چگالی الکترونی مواد مختلف بر اساس CT-number هر ماده تخمین زده می شود [۷]. روش دیگری که وجود دارد روش پلی باینری^۲ است، در این روش با تصویربرداری از یک فانتوم که حاوی دو ماده مختلف موجود در بدن است و بر اساس روابط موجود یک رابطه خطی بین چگالی الکترونی و CT-number بدست می آید [۸]. در این مقاله از روش استوکیومتری برای بدست آوردن منحنی کالیبراسیون به منظور تخمین چگالی الکترونی مواد مختلف بر اساس مقادیر CT-number استفاده شده است.

۲- مواد و روشها

۲-۱ فانتوم

به منظور اندازه گیری مقادیر CT-number و ارتباط آن با چگالی الکترونی یک فانتوم که حاوی پنج ماده با ترکیب

1- Region of interest
2- Polybinary

جدول ۲- مقادیر CT-number مربوط به مواد موجود در فانتوم با استفاده از دستگاه CT بیمارستان نمازی

CT-number	ρ_e	ρ	ترکیب مواد بر حسب درصد وزنی	نوع ماده
-۱۰۰۰	-	-		هوا
-۷۵۶/۱	۰/۲۲۶	-		چوب پنبه
-۷۹/۳۴	۰/۹۴۶	۰/۹۲	H (۱۴/۵۴) و C (۸۵/۶)	پلی اتیلن
۷/۴۴	۱	۱	H (۱۱/۱۹) و O (۸۸/۸۱)	آب
۱۰۰۵	۱/۲۴۵	۱/۳۵	H (۴/۸) و C (۳۸/۵) و Cl (۵۶/۷)	پی.وی.سی
۲۴۰۶	۲/۳۴	۲/۷	Al (۱۰۰)	آلومنیوم

$$\lambda_i = \frac{N_g^i}{N_g} \quad (۷)$$

در رابطه ی (۴) ρN_g چگالی الکترونی می باشد، K^{KN} و K^{coh} ضرایب ثابت هستند و K^{KN} سطح مقطع کلاین نشینا نام دارد. با اندازه گیری H (CT-number) برای مواد موجود در فانتوم (جدول ۱) و با استفاده از روابط ۳ و ۴، به یک دستگاه سه معادله و سه مجهول می رسیم که با حل این دستگاه معادله می توان ضرایب ثابت را بدست آورد. با استفاده از روابط ۱ و ۴ مقادیر CT-number برای مواد مختلف (جدول ۳) و بافت های مختلف بدن (جدول ۴) محاسبه شده است.

۲-۲ کالیبراسیون با استفاده از روش استوکیومتری

با استفاده از ترکیب شیمیایی مواد درون فانتوم و اندازه گیری مقادیر CT-number، پاسخ CT به صورت تابعی که وابستگی تضعیف فوتونی را بر حسب عدد اتمی ترکیبات مواد بیان می کند تبدیل می شود.

در رابطه (۱)، μ ضریب تضعیف خطی ماده ی مورد نظر و μ_w ضریب تضعیف آب است. برای یک ماده که حاوی ترکیبی از عناصر مختلف است، ضریب تضعیف با استفاده از رابطه (۴) (Jackson and Hawkes -1981) محاسبه می گردد [۹].

$$\mu = \rho N_g(Z, A) \{ K^{ph} \tilde{Z}^{3.62} + K^{coh} \hat{Z}^{1.86} + K^{KN} \} \quad (۴)$$

$$\tilde{Z} = \left[\sum \lambda_i Z_i^{3.62} \right]^{1/3.62} \quad (۵)$$

$$\hat{Z} = \left[\sum \lambda_i Z_i^{1.86} \right]^{1/1.86} \quad (۶)$$

جدول ۳- ترکیب شیمیایی و درصد وزنی برای مواد مختلف (مطابق با ICRU 1989) و محاسبه ی مقادیر CT-number برای مواد مختلف بر اساس داده های بدست آمده از دستگاه سی تی اسکن بیمارستان نمازی

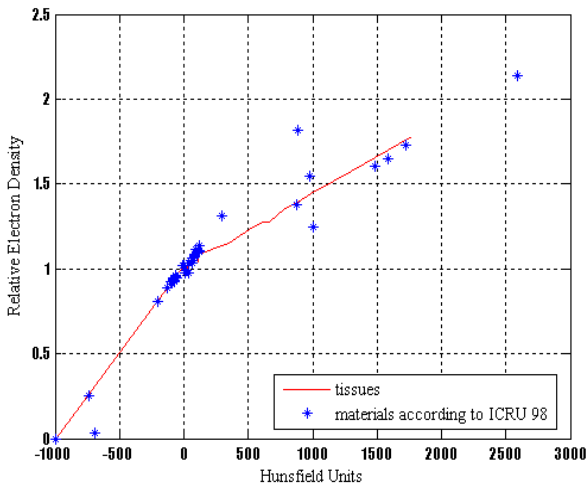
CT-number	ρ_e	ρ	Sn	Sb	Cl	S	Mg	Ca	O	N	C	H	نوع ماده
-۸۴	۰/۹۳	۰/۹۳	-	-	-	-	-	-	۳۵/۵	-	۵۳/۳	۱۱/۲	اتوکسی اتانول
۱۱۸/۷	۱۱/۳۶	۱/۱۷	-	-	-	-	-	-	۳۲	-	۶۰	۸	اکریلیک
-۶۸/۳	۰/۹۶۱	۰/۹۳	-	-	-	-	-	-	-	-	۸۵	۱۵	پارافین
-۸۲/۷	۰/۹۴۶	۰/۹۲	-	-	-	-	-	-	-	-	۸۵/۶	۱۴/۴	پلی اتیلن
-۱۲/۱	۱/۰۱۷	۱/۰۵	-	-	-	-	-	-	-	-	۹۲/۳	۷/۷	پلی استرن
-۲۰۰	۰/۸۰۶	۰/۸۴	-	-	-	-	-	-	۴۹/۴	-	۴۴/۴	۶/۲	پودر برنج
۱۰۰۱	۱/۲۴۵	۱/۳۵	-	-	۵۶/۷	-	-	-	-	-	۳۸/۵	۴/۸	پی.وی.سی
-۶۸۸/۲	۰/۳۴	۰/۳۲	-	۰/۲	-	-	-	-	۱۸/۱	۲	۷۴	۵/۷	فانتوم آلدرسون-ریه
۱۲/۷	۰/۹۷۹	۱/۰۰	-	۰/۱	-	-	-	-	۲۱/۱	۳/۱	۶۶/۸	۸/۹	فانتوم آلدرسون-عضله
-۷۳۸	۰/۲۵۳	۰/۲۶	۰/۰۲	-	-	-	۰/۱	۲/۱	۲۴/۸	۴/۲	۶۰/۸	۸	فانتوم گریفیس-ریه
۸۱	۱/۰۸۲	۱/۱۰	۰/۰۱	-	-	-	۰/۰۱	۰/۶	۲۴/۵	۳/۶	۶۱/۹	۹/۴	فانتوم گریفیس-سینه
۱۱۶	۱/۰۹۸	۱/۱۲	۰/۰۱	-	-	-	-	۱/۴	۲۶/۶	۲/۸	۶۰/۲	۹	فانتوم گریفیس-عضله
۲۵۸۹	۲/۱۳۵	۲/۳۲	-	-	-	۱۸/۶	-	۲۳/۳	-	۵۵/۸	-	۲/۳	گچ
۲۹۵/۸	۱/۳۱۳	۱/۴۰	-	-	-	-	-	-	۳۳/۳	-	۶۲/۵	۴/۲	ملینکس
۹۷۹	۱/۵۴۷	۱/۷۴	-	-	-	-	۱۰۰	-	-	-	-	-	منیزیوم
۹۱/۲	۱/۱۱۵	۱/۱۳	-	-	-	-	-	-	۱۴/۱	۱۲/۴	۶۳/۷	۹/۸	نایلون

جدول ۴- ترکیب شیمیایی و درصد وزنی برای بافت های بدن (مطابق با ICRU 1975) و محاسبه ی مقادیر CT-number برای مواد مختلف بر اساس داده های بدست آمده از دستگاه سی تی اسکن بیمارستان نمازی

CT-number	ρ_e	ρ	Fe	K	Cl	S	Mg	Na	P	Ca	O	N	C	H	نوع بافت
۸۸۸/۷	۱/۳۹	۱/۴۶	-	-	-	۰/۲	۰/۱	۰/۱	۷	۱۵/۲	۳۶/۹	۳/۱	۳۱/۴	۶	استخوان بازو
۱۱۶۴	۱/۵۱۷	۱/۶۱	-	-	-	۰/۳	۰/۲	۰/۱	۸/۱	۱۷/۶	۴۳/۵	۴	۲۱/۲	۵	استخوان جمجمه
۵۳۶/۸	۱/۲۴۴	۱/۲۹	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۲	۰/۱	-	۴/۵	۹/۸	۴۳/۸	۳/۷	۳۰/۲	۷/۴	استخوان خاجی
۷۶۹/۶	۱/۳۴۷	۱/۴۱	-	۰/۱	۰/۱	۰/۳	۰/۱	۰/۱	۶	۱۳/۱	۴۳/۶	۳/۹	۲۶/۳	۶/۴	استخوان دنده (شماره ۲ تا ۶)
۹۸۵/۴	۱/۴۴۱	۱/۵۲	-	۰/۱	۰/۱	۰/۳	۰/۱	۰/۱	۷/۲	۱۵/۶	۴۳/۴	۴	۲۳/۵	۵/۶	استخوان دنده (شماره ۱۰)
۶۵۹/۴	۱/۲۷۸	۱/۳۳	-	-	۰/۱	۰/۲	۰/۱	۰/۱	۵/۵	۱۲/۹	۳۶/۸	۲/۸	۳۴/۵	۷	استخوان ران
۱۲۹۵/۷	۱/۵۷۷	۱/۶۸	-	-	-	۰/۳	۰/۲	۰/۱	۸/۶	۱۸/۷	۴۳/۵	۴/۱	۱۹/۹	۴/۶	استخوان فک
۱۷۷۰	۱/۷۸۱	۱/۹۲	-	-	-	۰/۳	۰/۲	۰/۱	۱۰/۳	۲۲/۵	۴۳/۵	۴/۲	۱۵/۵	۳/۴	استخوان قشری مغز
۳۴۹/۷	۱/۱۵	۱/۱۸	۰/۱	۰/۱	۰/۲	۰/۲	۰/۱	۰/۱	۳/۴	۷/۴	۳۶/۷	۲/۸	۴۰/۴	۸/۵	استخوان نرم
۵۴/۲	۱/۰۴۱	۱/۰۵	-	۰/۲	۰/۳	۰/۳	-	۰/۲	۰/۲	-	۷۴/۹	۳/۱	۱۰/۵	۱۰/۳	بافت ریه (باز دم)
۱۰/۳	۱/۰۱۴	۱/۰۲	-	-	۰/۱	۰/۲	-	۰/۱	۰/۱	-	۵۲/۷	۳	۳۳/۲	۱۰/۶	بافت سینه
۴۳	۱/۰۳۵	۱/۰۴	-	۰/۲	۰/۲	۰/۲	-	۰/۲	۰/۱	-	۷۶/۶	۲	۹/۹	۱۰/۶	بیضه
۸۴/۱	۱/۰۷۸	۱/۰۹	-	۰/۱	۰/۳	۰/۲	-	۰/۲	۰/۱	-	۶۴/۵	۴/۲	۲۰/۴	۱۰	پوست
-۶۴/۳	۰/۹۵۱	۰/۹۵	-	-	۰/۱	۰/۱	-	۰/۱	-	-	۲۷/۸	۰/۷	۵۹/۸	۱۱/۴	چربی
۶۶/۸	۱/۰۵	۱/۰۶	۰/۱	۰/۲	۰/۳	۰/۲	-	۰/۱	۰/۱	-	۷۴/۵	۳/۳	۱۱	۱۰/۲	خون
۶۴/۲	۱/۰۵۱	۱/۰۶	-	۰/۳	۰/۲	۰/۲	-	۰/۱	۰/۳	-	۷۴/۱	۳/۲	۱۱/۳	۱۰/۳	طحال
۵۲/۷	۱/۰۴	۱/۰۵	-	۰/۴	۰/۱	۰/۳	-	۰/۱	۰/۲	-	۷۱	۳/۴	۱۴/۳	۱۰/۲	عضله
۱۱۴	۱/۰۸۳	۱/۱۰	-	-	۰/۳	۰/۹	-	۰/۵	۲/۲	-	۷۴/۴	۲/۲	۹/۹	۹/۶	غضروف
۶۷/۲	۱/۰۵۱	۱/۰۶	۰/۱	۰/۲	۰/۳	۰/۲	-	۰/۱	۰/۱	-	۷۳/۴	۳/۲	۱۲/۱	۱۰/۳	قلب
۶۳/۲	۱/۰۵۳	۱/۰۶	-	۰/۳	۰/۲	۰/۳	-	۰/۲	۰/۳	-	۷۱/۶	۳	۱۳/۹	۱۰/۲	کبد
۵۳/۳	۱/۰۴۱	۱/۰۵	-	۰/۲	۰/۲	۰/۲	-	۰/۲	۰/۲	۰/۱	۷۲/۴	۳	۱۳/۲	۱۰/۳	کلیه
۴۱/۶	۱/۰۳۴	۱/۰۴	-	۰/۲	۰/۲	۰/۱	-	۰/۲	۰/۲	-	۶۹/۴	۲/۲	۱۶/۹	۱۰/۶	لوزالمعده
۴۸/۳	۱/۰۳۵	۱/۰۴	-	۰/۳	۰/۳	۰/۲	-	۰/۲	۰/۴	-	۷۱/۲	۲/۲	۱۴/۵	۱۰/۷	مغز
۷۹۳/۹	۱/۳۵۵	۱/۴۲	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۳	۰/۱	۰/۱	۶/۱	۱۳/۳	۴۳/۶	۳/۹	۲۶/۱	۶/۳	مهره (C4)
۶۲۰/۲	۱/۲۷۸	۱/۳۳	۱/۳۳	۰/۱	۰/۱	۰/۱	۰/۲	۰/۱	۵/۱	۱۱/۱	۴۳/۷	۳/۸	۲۸/۷	۷	مهره (D6,L3)

۳- نتایج

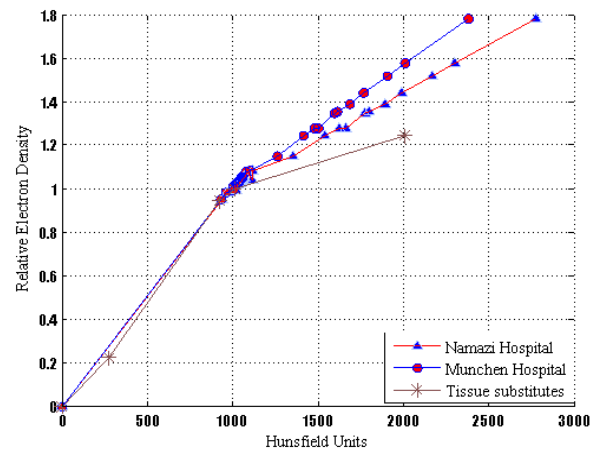
با استفاده از مقادیر CT-number مربوط به آب، پلی اتیلن و PVC و جایگذاری در رابطه ی ۴ و با ایجاد یک دستگاه سه معادله و سه مجهول ضرایب ثابت بدست می آید، $K^{KN} = 0.1562$ ، $K^{coh} = -8.9 \times 10^5$ و $K^{di} = 7.61 \times 10^6$. برای سنجش دقت، مقدار CT-number آلومینیوم با استفاده از ضرایب فوق و با توجه به رابطه ۴ محاسبه شد و سپس با مقدار اندازه گیری شده مقایسه گردید. CT-number آلومینیوم با استفاده از محاسبه ی استویکیومتری ۲۲۷۰ بدست آمد و در حالی که مقدار اندازه گیری شده ۲۴۰۶ می باشد و بنابراین میزان خطا حدود ۵/۶٪ است، برای پلی اتیلن خطا ۴٪ گردید. در شکل ۳ می توان منحنی ترسیم شده برای بافت های مختلف بدن با استفاده از روش استویکیومتری را مشاهده کرد، این منحنی رابطه ی بین مقادیر CT-number و چگالی الکترونی را برای بافت های مختلف بدن نشان می دهد. در این نمودار منحنی دارای دو شیب مختلف می باشد که محل تلاقی این دو شیب، نقطه ای است که مشخصات آب را نشان می دهد. در شکل شماره ۲ می توان منحنی مربوط به دستگاه CT بیمارستان نمازی GE-9000 را با منحنی مشابهی که مربوط به دستگاه CT مدل GE-9000 واقع در بخش فیزیک پزشکی دانشگاه مونیخ که تحت ولتاژ ۱۲۰kVp کار می کند را با هم مقایسه کرد.



شکل ۳- مقایسه بین منحنی چگالی الکترونی برحسب CT-number برای بافت های مختلف بدن و مواد مختلف پیشنهاد شده توسط ICRU 1989 که با نقاط ستاره دار مشخص شده اند. (محاسبات برای دستگاه سی تی بیمارستان نمازی است).

۴- بحث و نتیجه گیری

همانطور که در شکل ۲ مشاهده می گردد نمودارها مربوط به دو دستگاه CT مختلف در قسمت دوم با هم اختلاف پیدا می کنند و هر چه چگالی الکترونی و عدد اتمی مواد افزایش پیدا می کند این اختلاف نیز بیشتر می گردد، این اختلاف ناشی از تفاوت در پارامترهای دستگاه و همچنین انتخاب مواد برای محاسبات استویکیومتری می باشد. باید به این نکته توجه داشت که در انتخاب مواد برای محاسبات دقت کافی صورت گیرد و تا آنجا که ممکن است موادی را انتخاب کنیم که حداکثر نزدیکی را با بافت های بدن داشته باشند، هرچند یافتن موادی که دقیقاً مانند بدن باشند امکان پذیر نیست. نکته ی بعدی این است که اصولاً منحنی هایی بدست آمده بر اساس روش استویکیومتری در قسمت هایی که چگالی الکترونی و عدد اتمی مواد افزایش می یابد دچار خطا می شوند و میزان خطای بین CT-number قرائت شده توسط دستگاه و CT-number محاسبه شده با استفاده از روش استویکیومتری به ۱۰٪ هم می رسد. با توجه به شکل ۳



شکل ۲- منحنی چگالی الکترونی برحسب CT-number برای بافت های مختلف بدن با استفاده از روش استویکیومتری و مقایسه نتایج بدست آمده در بیمارستان نمازی و بخش فیزیک پزشکی دانشگاه مونیخ [۷]

اساس جایگذاری مواد در فانتوم ازدقت کمتری نسبت به روش استویکیومتری برخوردار است که این نتیجه با مرجع [۷] همخوانی دارد.

با توجه به نتایج این مقاله و مقالات قبلی، می توان نتیجه گرفت که روش استویکیومتری علاوه بر عملی بودن، دارای دقت و صحت کافی برای کالیبراسیون چگالی الکترونی بر حسب CT-number در طراحی درمان کامپیوتری می باشد.

می توان دریافت که دقت روش استویکیومتری بیشتر از روش جایگذاری مواد در فانتوم (Tissue substitutes) است. همانطور که در شکل ۳ دیده می شود نقاط ستاره دار نشان دهنده مقادیر CT-number برای مواد مختلف با استفاده از روش جانشینی است (با استفاده از جدول ۳) ولی منحنی که توسط خط ممتد مشخص شده است مربوط به روش استویکیومتری می باشد، پراکندگی بیشتر ستاره ها به نسبت منحنی بیانگر این مطلب است که کالیبراسیون دستگاه CT بر

منابع

1. Saw C. B, Lopper A, Komanduri K., Combine T., Huq S. Determination of CT to density conversation relationship for image-based treatment planning system. Med Dosimetry. 2005; 30:145-148.
2. Thomas S J, Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. Brit J Radiol. 1999, 72: 781-786.
3. Sage J, Culling ford A, Daggles M., Kilby W., Hutchings R., Thomson E A. Complete Program of CT Quality Assurance for Radiotherapy Treatment Planning. IPEM Annual Conference Brighton, 1998.
4. Mosleh-Shirazi MA, Hansen VN, Childs PJ, Warrington A.P, Saran FH. Commissioning and implementation of a stereotactic conformal radiotherapy technique using a general-purpose planning system. J Appl Clin Med Phys. 2004, 5(3): 1-14.
5. White D R, Tissue substitutes in experimental radiation physics. Med Phys. 1978, 5(6): 467-479.
6. Mustafa A, Jackson D. The relation between x-ray CT numbers and charged particle stopping powers and its significance for radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol. 1983; 28: 169-76.
7. Schneider U, Pedroniz E, Lomax A, The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning. Phys Med Biol. 1996; 41:111-124.
8. Kanematsu N, Matsufuji N, Kohno Ryosuke, Minohara S, Kanai T. A CT calibration method based on the polybinary tissue model for radiotherapy treatment planning Phys Med Biol. 2003; 48:1053-1064.
9. Jackson D F, Hawkes D J, X-ray attenuation coefficients of elements and mixtures. Phys Rep. 1981;70:169-233.