●مجلهٔ دانشگاه علوم پزشکی بابل، دوره دهم، شمارهٔ ٤، مهر- آبان ۱۳۸۷، صفحه ۱۵-۷

نقش شبیه سازی با سی تی اسکن درطراحی پرتو درمانی

سیدربیع مهدوی[*1]، داریوش مسلمی[2]، نوراله مختارپور[3]، مهدی رضازاده[3]

۱- استادیار گروه بیوشیمی و بیوفیزیک دانشگاه علوم پزشکی بابل ۲- استادیار گروه رادیوتراپی دانشکده پیراپزشکی دانشگاه علوم پزشکی بابل
۳- کارشناس فیزیک

سابقه و هدف: امروزه طراحی درمان به اطلاعات سی تی اسکن ازنظر آناتومی و دزیمتری وابسته است. هدف از این مطالعه مقایسه پارامترهای دزیمتری (توزیع دز) بین طراحی درمان تصحیح شده و تصحیح نشده از نظر ناهمگنی دانسیته حجم مورد درمان براساس داده های سی تی می باشد.

مواد و روشها: در این طرح ۵۳ مورد درمان تومور سرو گردن، لگن و دیواره قفسه سینه شرکت داشتند. تمام موارد با دستگاه سی تی اسکن مشابه تصویربرداری شدند. طراحی درمان برای هر بیمار دو بار (قبل و بعد از تصحیح ناهمگنی) با سیستم طراحی درمان دو بعدی صورت گرفت. آنالیز آماری پس از محاسبه پارامترهای توزیع یکنواختی دز (Te)، دز متوسط (D_{avg})، دز حداقل (D_{min}) و دز حداکثر (D_{max}) برای حجم هدف و ارگان های در معرض خطر قبل و بعد ازاعمال تصحیح ناهمگنی انجام شد.

یافته ها: بطور خلاصه نسبت میانگین اختلاف پارامترهای دزیمتری قبل و بعد نسبت به میانگین بعد از تصحیح تعیین گردید. میانگین اختلاف Te برای لگن ۱،۵۹۰٪- از میانگین بعد از تصحیح برآورد گردید (p=۰/۳۰). مقدار این اختلاف برای نواحی سر- گردن ودیواره قفسه سینه بترتیب صفر و ۷/۱۳٪ بدست آمد (p=۰/۰۵) (p<۰/۰۰۱). میانگین اختلاف D_{avg}، D_{min} و D_{max} برای لگن به ترتیب ۰/۹۹۳٪- (p=۰/۵۰)، ۰/۸۹۰٪- (p=۰/۹۱) و ۱/۲۹۰٪ (p=۰/۰۵) بودند. میانگین اختلاف همین پارامترها در درمان ناحیه سر- گردن بترتیب ۰/۰۱۲٪ (p=۰/۰۵)، صفر (p=۰/۹۹) و صفر (p=۱) و در درمان دیواره قفسه سینه بترتیب ٤/٦٥٪ (p=۰/۰٤۳)، ۱/۷۹٪ (p=۰/۳۷) و ۱/٦۱٪- (p=۰/۱۰) برآورد گردیدند.

نتیجه گیری: مطالعه حاضرکاربرد موثر و منحصر بفرد اطلاعات سی تی اسکن به منظور تصحیح خطای دزیمتری را علاوه بر کاربری آن در تعیین محل ارگان های داخلی برای طراحی درمان نشان می دهد. چنانچه تصحیح ناهمگنی انجام نشود اختلاف دز در میدان های درمان شکم ولگن و دیواره قفسه سینه می تواند خارج از مقدار استاندارد تعیین شده برای تومور (٥٪±) و خارج از حد تحمل بافت نرمال باشد.

واژه های کلیدی: *شبیه سازی، سی تی اسکن، طراحی درمان، تصحیح ناهمگنی بافت، ارگان در معرض خطر.*

دریافت: ۸۶/۱۱/۹، ارسال جهت اصلاح: ۸۷/۲/۱۸، پذیرش: ۸۷/۴/۱۹

مقدمه

امروزه ایجاد تصویر و کسب اطلاعات آناتومیک اساس یک دوره پرتودرمانی موثر را تشکیل می دهد. بررسی منابع خطا و عدم قطعیت در فرآیند پرتودرمانی نظرها را به این نکته معطوف ساخته است که از تصویربرداری می توان برای بهبود درمان استفاده کرد. تاثیر تصویربرداری در پرتودرمانی از تعیین دقیق محدوده حجم هدف شروع و تا دزیمتری و محاسبه دز براساس پارامترهای رادیوبیولوژیک و مشخصات بافت مورد تابش پیش رفته و حرکت فزاینده ای را نیز دنبال می کند. مطالعات اولیه در خصوص استفاده از سی تی اسکن در طراحی درمان (Treatment planning) نشان داد که بدلیل عدم دسترسی به اطلاعات آناتومیک دقیق و در نتیجه اشتباه در تعیین حدود هدف و ارگان های نرمال در ۲۰٪ از بیماران تومور با دزی نامناسب پوشیده می شود در حالی که در ۲۷٪ موارد

▣ هزینه انجام این پژوهش در قالب طرح تحقیقاتی شماره ۱۹۷۷۹۲۵ از اعتبارات دانشگاه علوم پزشکی بابل تأمین شده است.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]

پوشش تومور درمرز و در ۵۳٪ موارد از پوشش کافی دز برخوردار بوده است (۱). پیشرفت قابل توجه در محاسبات دز از زمانی انجام شد که امکان تطبیق تصویر منحنی های ایزو دز بر تصاویر مقطعی سی تی اسکن فراهم شد (۶-۲). منبع بعدی خطا را تجویز دز نامناسب برای کنترل موضعی تومور تشکیل می دهد. تعیین دز کافی برای کنترل رشد تومور باید با توجه به وجود سایر بافت های مجاور حجم هدف و محدود کننده دز انجام شود. تصویربرداری مناسب امکان تعیین دقیق عملکرد و محل آناتومیک ارگان های نرمال را فراهم می کند. با در دست داشتن اطلاعات کافی از آناتومی محل و مرتبط ساختن آنها با تکنیک های پیچیده تابش پرتو می توان دز بالاتری از پرتو را با اطمینان از خارج ساختن سایر ارگان های نرمال مورد استفاده قرار داد به این ترتیب احتمال کنترل رشد تومور با کاهش عوارض ناشی از پرتو درمانی همراه خواهد بود (۱). اصول کلی تهیه تصاویر پزشکی در کتب مرجع پزشکی رادیولوژی تشخیصی و همچنین در کتب شناخته شده انکولوژی و یا در کتب مرجع فیزیک پرتودرمانی شرح داده شده اند (۵-۳).

هدف اصلی این مقاله بررسی تحلیلی نقش استفاده از اطلاعات عددی سی تی اسکن درتوجیه دزیمتریک شبیه سازی درمان بوسیله سی تی اسکن یا بعبارت دیگر طراحی درمان مجازی می باشد که به منظور کاهش خطای طراحی درمان مورد استفاده قرارمی گیرد.

مواد و روشها

در این طرح تعداد ۵۴ بیمار مبتلا به تومورهای ناحیه سر و گردن (۱۷نفر)، لگن و شکم (۱۵نفر) و ناحیه قفسه سینه (۲۲نفر عمدتا پستان) جهت انجام طراحی درمان تحت عکسبرداری با دستگاه سی تی اسکن (C.T.Scan) ساخت شرکت زیمنس قرار گرفتند. انتخاب بیماران بطور تصادفی و برای میدان های درمانی بود که احتمال وجود بیشترین تا کمترین ناهمگنی بافت در آن می رفت. دستگاه سی تی اسکنی که به این منظور استفاده شد قادر به ارائه خروجی اطلاعات در قالب استاندارد سیستم عددی تصویربرداری و ارتباطات در پزشکی[1] یا بطور خلاصه دایکام بود. تهیه تصاویر در دستگاه سی تی بعد از فرآیندهای بک پروجکشن و اعمال صافی ذخیره می شود و کامپیوتر می تواند اطلاعات را بصورت دایکام از طریق یک شبکه داخلی و یا بر روی یک دیسک به سیستم طراحی درمان انتقال دهد. بیمار برروی تخت سی تی در موقعیت درمان یعنی موقعیت وی بر روی تخت پرتودرمانی قرار گرفته و مارکرهای لازم نصب می شوند.

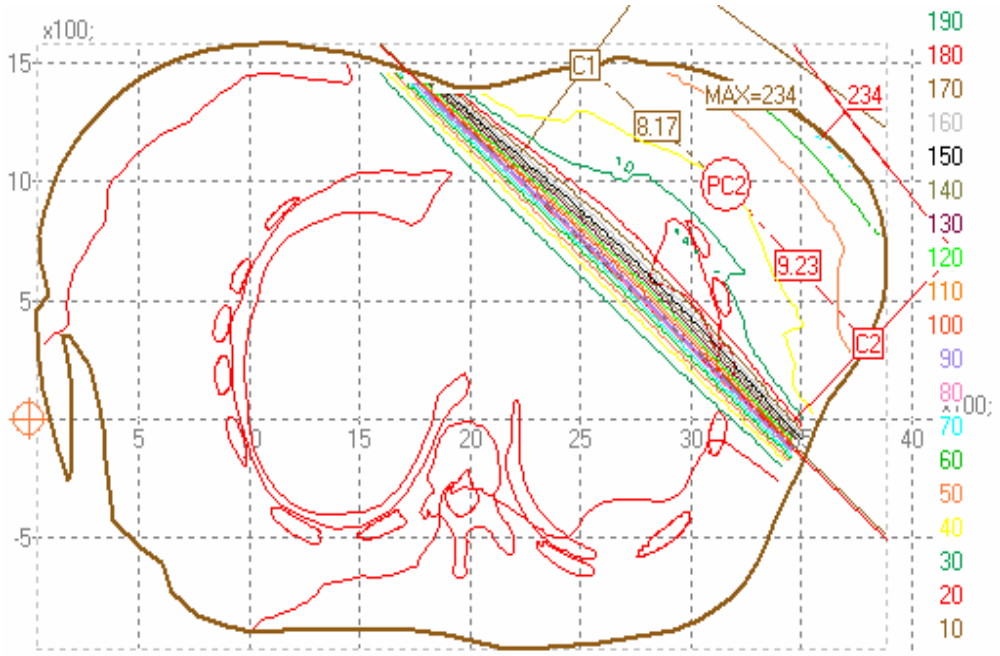
جهت انجام محاسبات دز و طراحی درمان دو روش بکار گرفته شد. در روش اول اطلاعات عددی که با فرمت دایکام بر روی دیسک قرار داشت مستقیما توسط سیستم پردازشگر طراحی درمان دو بعدی خوانده شد و تصویر مقطعی از بدن که طراحی درمان باید بر روی آن انجام می شد تعیین و سپس توسط پزشک و فیزیست پرتودرمانی حجم هدف مورد نظر و ارگانهای در معرض خطر مشخص می شدند. در ابتدا طراحی درمان با اطلاعات خام عددی سی تی (CT number) انجام و هیستوگرام دزیمتری مربوط به حجم هدف و ارگانهای در معرض خطر تهیه شدند. مقادیر متغیرهای متفاوت دزیمتری بکار رفته در این پروژه شامل فاکتور یکنواختی توزیع دز(Te)، دز متوسط (D_{avg})، حداقل دز (D_{min}) و حداکثر دز (D_{max}) براساس تصحیح دانسیته ناهمگنی های موجود در حجم تحت درمان محاسبه شدند. نرم افزار طراحی درمان دو بعدی که در این پروژه استفاده شد با نام آلفارد (ALFARD Treatment Planning System) توسط Tadeusz Jedynak از کشور لهستان تهیه شده که بعنوان یک نرم افزار قابل قبول در محیط ویندوز در پرتودرمانی کاربرد عمومی دارد. در روش دوم مختصات و کانتورینگ مقطع مشابه از بدن همانند مرحله اول تهیه شد که بصورت یک فایل با فرمت jpeg. است که می توان با در دست داشتن مختصات هندسی، کلیه پارامترهای لازم برای طراحی درمان را برای همان مقطع مورد نظر تعریف کرد. از آنجا که در فرمت اخیر عدد سی تی دخالتی ندارد بنابراین دانسیته مختلف بافتها نیز مشخص نخواهد بود و به عبارت دیگر تمام بافتها با دانسیته یکسان و واحد (یک) در نظر گرفته شد و تصحیحی برای ناهمگنی بافتهای موجود در حجم مورد درمان صورت نخواهد گرفت. این روش در کلیه طراحی درمان هایی که براساس سی تی (CT Planning) نباشند می تواند مورد استفاده قرار گیرد. نتایج دو روش محاسبه دز یعنی با تصحیح دانسیته (براساس عدد سی تی) و بدون تصحیح دانسیته با (Paired t-test) (t-test آزمون شد تا معنی دار بودن یا نبودن اختلاف پارامترهای آماری دو جامعه مشخص شوند.

[1] Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)

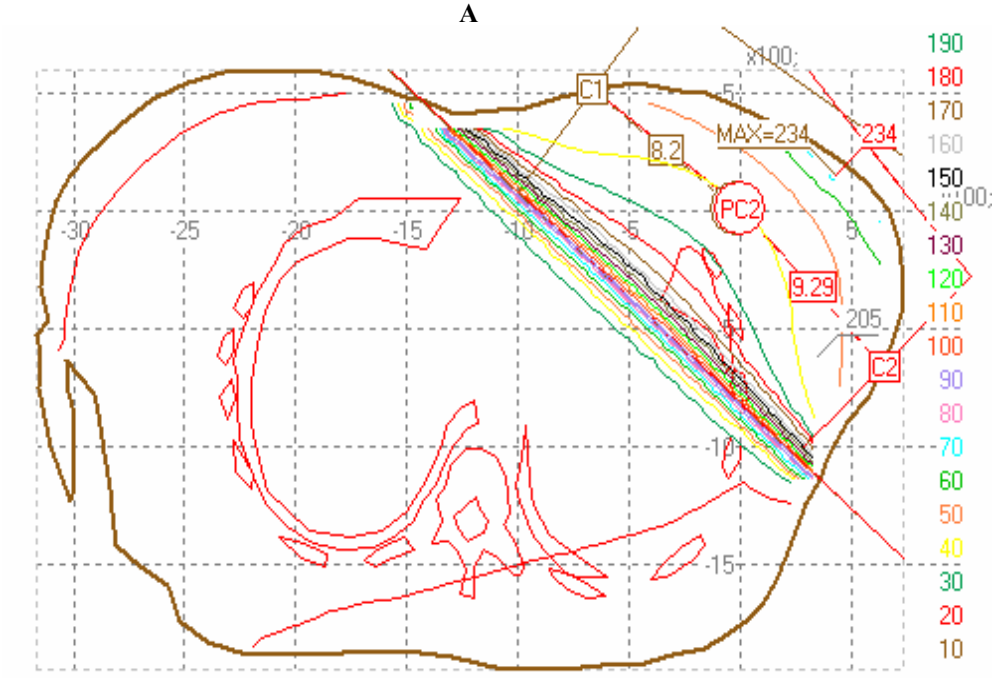
[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]

یافته ها

پس از تهیه مقاطع لازم، طراحی درمان با دوروش فوق الذکر انجام پارامترهای مختلف دزیمتری بایکدیگر مقایسه شدند. شکل ۱ مقایسه نمایش تصویری براساس ارزیابی کیفی دو روش محاسباتی طراحی درمان ناحیه قفسه سینه را نشان می دهد تصویر ۱a براساس اطلاعات سی تی و تصویر ۱b بدون تصحیح ناهمگنی بافت تهیه شده اند.



A



B

شکل شماره ۱. این شکل مقایسه توزیع دز در پرتودرمانی پستان چپ را نشان میدهد. اختلاف دز در نواحی تحتانی میدانهای تابش در جائیکه ریه ها قرار دارند قابل توجه می باشد. تصویر (a) تصحیح شده براساس دانسیته می باشد که از اطلاعات سی تی بدست آمده و تصویر (b)

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]

نتایج آنالیز آماری بر روی متغیرهای طراحی درمان قبل و بعد از تصحیح دانسیته بافت های مختلف موجود در حجم تحت تابش پرتوبر اساس اعداد سی تی اسکن شامل مقادیر میانگین اختلاف بین متغیرهای دزیمتری، مقدار انحراف استاندارد و مقدار احتمال اشتباه (P-value) در حدود اعتماد ۹۵٪ برای ارگانهای هدف و همچنین ارگان های در معرض خطر تعیین و بترتیب در جداول ۱ و ۲ دسته بندی شده است. مقدار میانگین اختلاف یکنواختی در توزیع دز برای درمان میدان تانژانت پستان (قفسه سینه) بین دوحالت طراحی براساس تصحیح دانسیته و عدم تصحیح آن ۷/۱۳٪ با انحراف استاندارد ۵/۵۵٪ و p<۰/۰۰۱ بدست آمد. به این معنا که اختلاف برآورد شده با حدود اعتماد ۹۵٪ برابر با ۲/۴۶ معنی دار بشمار می رود. به همین ترتیب میانگین اختلاف دز متوسط بین دو روش طراحی درمان ۴/۶۵٪ با انحراف استاندارد ۶/۵۹٪ برآورد گردید که با توجه به p=۰/۰۴۳ اختلاف بدست آمده در حدود اعتماد ۹۵٪ نیز با اهمیت بشمار می رود (جدول شماره ۱). مقادیر بدست آمده برای ارگانهای در معرض خطر (OAR) به هنگام درمان ناحیه قفسه سینه (درمان پستان چپ یا راست) اختلاف بیشتری را نشان می دهند. میانگین اختلاف در نمایش توزیع دز با تصحیح دانسیته و بدون آن معادل ۱۱/۳٪ و درصد خطای استاندارد ۴/۴۸٪ با p=۰/۰۱۴ بدست آمد که نشان دهنده صحت وجود اختلاف بین دوروش محاسباتی است. از طرفی میانگین اختلاف دزهای متوسط، حداقل و حداکثر نیز بترتیب مقادیر ۴/۷۰٪، ۱۱/۱۸٪ و ۷/۵۰٪ درصد را با p<۰/۰۰۵ نشان می دهند که این اختلاف معنی دار است (جدول شماره ۲). مقادیر بدست آمده در درمان ناحیه شکم و لگن نشان می دهد که میانگین اختلاف ها به غیر از اختلاف در دز حداکثر منفی است و نکته مهمتر کم بودن مقادیر اختلاف پارامترهای دزیمتری است (جدول شماره ۱).

نتایج کاملا مشابه در مورد ارگان های در معرض خطر با ارگان هدف در درمان ناحیه شکم و لگن نیز دور از انتظار نمی باشد. نتایج میانگین اختلاف اندک بین مقادیر دو روش محاسباتی با تصحیح دانسیته و بدون تصحیح آن مقدار ۰/۰۲۴- و اختلاف دز متوسط و دز حداکثر نیز بترتیب ۰/۰۱۳- و ۰/۰۳۰- را نشان می دهند. در مورد دز حداکثر نیز مقدار بدست آمده ۰/۰۰۴ می باشد مقادیر احتمال اشتباه (p-value) بترتیب ۰/۴۱، ۰/۰۴۲، ۰/۵۰ و ۰/۰۱۵ برآورد گردند (جدول شماره ۲). آنالیز آماری پارامترهای دزیمتریک درمان ناحیه سر و گردن علیرغم وجود ناهمگنی زیاد در مسیر میدان تابش پرتو نتایج غیر قابل منتظره ای را نشان می دهد. میانگین اختلاف در یکنواختی توزیع دز مقدار صفر را با p=۰/۵ و میانگین اختلاف متوسط دز نیز مقدار ۰/۰۱۲ با p=۰/۰۵ برآورد گردید. بترتیب مقادیر میانگین اختلاف در دز حداقل و حداکثر صفر با p=۱/۰۰ و مقدار خطای استاندارد برای دز حداقل و حداکثر نیز بترتیب ۲/۴۴٪ و صفر بدست آمد (جدول شماره ۱). نتایج تغییرات کلی طراحی درمان قبل و بعد از تصحیح برای نواحی فوق در جدول ۳ نشان داده شده است.

جدول شماره ۱. اختلاف نتایج پارامترهای دزیمتری قبل و بعد از تصحیح ناهمگنی دانسیته بافتهای موجود در حجم تحت تابش برای نواحی مختلف و بطور کلی در این جدول نشان داده شده اند.

پارامتر دزیمتری	ناحیه مورد درمان	قفسه سینه M%(±SD) (p-value)	شکم و لگن M%(±SD) (p-value)	سر و گردن M%(±SD) (p-value)	تمام نواحی M%(±SD) (p-value)
اختلاف در یکنواختی توزیع دز(Te)		۷/۱۳ (۵/۵۵) (<۰/۰۰۱)	-۱/۵۹(۳/۷۸) (۰/۳۰)	۰(۳/۵٤) (۰/۵۰)	۲/۵۲(۵/۹۳) (۰/۰۰۱)
اختلاف در دز متوسط(D_{avg})		٤/٦۵ (٦/۵۹) (۰/۰٤۳)	-۰/۹۹(٤/٦۹) (۰/۵۲)	۰/۰۱۲(۲/۰۲) (۰/۰۵)	۲/۰۰(۵/٤۷) (۰/۰٦)
اختلاف در دز حداقل(D_{min})		۱/۷۹(۷/٤٤) (۰/۳۷)	-۰/۸۹(۷/۱۲) (۰/۹۱)	۰(۱۰/۰۸) (۰/۹۹)	۰/۳۹(٤/۲۱) (۰/٤)
اختلاف در دز حداکثر(D_{max})		-۱/٦۱(۷/٤۳) (۰/۱۰)	۱/۲۹۰(۲/٤۰) (۰/۰۵)	۰(۳/۳۸) (۱/۰۰)	-۰/۰۲۱(۵/۳۲) (۰/۲۵)

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]

جدول شماره ۲. اختلاف نتایج پارامترهای دزیمتری در ارگانهای در معرض خطر در میدانهای درمان متفاوت قبل و بعد از تصحیح دانسیته بافتهای مختلف موجود در حجم تحت تابش در این جدول نشان داده شده اند.

ارگان در معرض خطر پارامتر دزیمتری	ریه M%(±SD) (p-value)	رکتوم M%(±SD) (p-value)	ناحیه سر وگردن M%(±SD) (p-value)
اختلاف در یکنواختی توزیع دز(Te)	۱۱/۰۳(۱۰/۱۰) (۰/۰۱)	-۰/۰۲٤(۰/۰۱۲) (۰/٤۱)	۳/۷۳(۱٤/٤۲) (۰/۲٤)
اختلاف در دز متوسط(D_{avg})	٤/۷۰(۲۱/۳۱) (<۰/۰۱)	-۰/۰۱۳(۰/۰۸۵) (۰/۰٤)	۰/۳۸(۱٤/۵۱) (۰/۳۱)
اختلاف در دز حداقل(D_{min})	۱۱/۱۸(۹/۳۷) (<۰/۰۱)	-۰/۰۳۰٤(۰/۰۵۹) (۰/۵۰)	-٤/۰۷(۸/۵۷) (۰/۱۸)
اختلاف در دز حداکثر(D_{max})	۷/۵۰(۷۰/۲۰ (<۰/۰۱)	۰/۰٤۸(۰/۰۹۲) (۰/۰۲)	۳/۹۷(۲٤/۰۸) (۰/٦۱)

جدول شماره ۳. تغییر طراحی درمان (در همه نقاط بدن) براساس نتایج اطلاعات سی تی اسکن

مطالعه	تعداد بیماران	حجم ناکافی تومور (تعداد)	حجم کوچکتر شده (تعداد)	هر نوع تغییری
Brizel [۵]	۷۲	۲۹ (٪٤۰)	٤ (٪٦)	٤٤ (٪٦۱)
Emami [٦]	۳۲	۱۰ (٪۳۱)	۲ (٪۷)	۱۷ (٪۵۳)
Goitein [۷]	۷۷	۳۲ (٪٤۲)		٤۰ (٪۵۲)
Hobday [۸]	۱۲۳	۲۹ (٪۲٦)	۵ (٪٤)	٤۷ (٪۳۸)
Lee [۹]	۲۲	۳ (٪۱٤)		۳ (٪۱٤)
Munzenrider [۱۰]	۷۵	۳۵ (٪٤۷)	۱۸ (٪۲٤)	٤۱ (٪۵۵)
Pilepich [۱۱]	۹۷	۲۱ (٪۲۲)		۲۱ (٪۲۲)
Prasad [۱۲]	۵۰	۱۱ (٪۲۲)	۲ (٪٤)	٦ (٪۲٦)
Schlager [۱۳]	۲۱	٦ (٪۲۹)		٦ (٪۲۹)
Seydel [۱٤]	۲۳	٤ (٪۱۷)	۲ (٪۹)	٦ (٪۲٦)
Van Dyk [۱۵]	٦۰			۳٦ (٪٦۰)
جمع کل	٦۲۵	۱۸۰ (٪۲۸)	۳۳ (٪۵)	۲۷٤ (٪٤۲)

بحث و نتیجه گیری

معنی دار بودن اختلاف بین پارامتر دزیمتری یکنواختی دز در ناحیه دیواره قفسه سینه نشان دهنده تاثیر نقش داده های سی تی سکن بر محاسبه دز جذبی در درمان پستان می باشد. بیشترین اختلاف در ناحیه قفسه سینه بدلیل ناهمگنی شدید بافت های موجود در حجم درمان است. مطالعه حاضر نشان می دهد که

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]

اختلاف یکنواختی دز در حجم هدف ناحیه قفسه سینه چنانچه برای ناهمگنی بافت تصحیح نشود بیش از ۷٪ است (p<۰/۰۰۱) (۸و۷). بررسی رادیوبیولوژیک نتایج کلینیکی براساس شیب منحنی دز–پاسخ تومور و بافت نرمال بیانگر آن است که برای شیب منحنی با گرادیان ۳، کاهش دز به مقدار ۴٪ منجر به ۱۲٪ کاهش در احتمال دست یابی به یک نتیجه مشخص خواهد شد. همچنین Bentzen و همکاران در مطالعه خود گزارش کردند که بدلیل شکل منحنی دز – پاسخ (S- shape) شیب منحنی تابع ثابتی از دز نبوده و به عبارت دیگر تغییرات کوچک در دز جذبی می تواند نتیجه درمان را بشدت تحت تاثیر قرار دهد (۱۱–۹). این در حالی است که اختلاف دز متوسط بین دو روش محاسباتی با و بدون تصحیح ناهمگنی بیش از ۴٪ در مطالعه حاضر برآورد گردیده است. در مجموع حدود ۴۰٪ از طراحی های درمان تغییر کرده اند. تحقیقات انجام شده توسط Lichter و همکاران نشان دهنده آن است که طراحی بر اساس سی تی برای هر ناحیه درمان همواره مفید است هر چند که برای نواحی آناتومیک ارزش طراحی سی تی بیش از سایر نقاط گزارش گردید (۱۱و۱۲). در ناحیه سر و گردن انجام سی تی اسکن علاوه بر تصحیح دزیمتریک بافتهای ناهمگن برای تعیین گسترش تومور در این ناحیه که ارگان های حیاتی در مجاورت هم قرار دارند و همچنین تعیین دقیق مرحله بیماری (Staging) بسیار مفید است. این نکته به خصوص در مورد نواحی که قابل لمس نیستند مثل سینوس های پارانازال حائز اهمیت است. در عین حال ظاهرا سی تی نمی تواند نقش مهمی در کاهش حجم تحت درمان در ناحیه سر و گردن داشته باشد زیرا اغلب تومورهای این ناحیه با حاشیه امن زیاد برای پوشش کامل نواحی در معرض خطر در میدان تابش پرتو قرار می گیرند به این معنا که تومورهای این ناحیه معمولا بر حسب مورد دارای روش درمان استاندارد هستند. لذا سی تی در طراحی و آرایش میدان های تابش پرتو به منظور حفظ بافتهای نرمال در سرطانهای سر و گردن مانند تکنیک استفاده از میدان های کوچک با فیلتر وج وزوایای مایل تابش جهت حذف نخاع ابزار ارزشمندی است. از نقطه نظر دزیمتری و تصحیح ناهمگنی بافت یا اثر نامنظمی سطح مورد درمان در نواحی مانند سینوس های پارانازال می تواند مفید باشد. همچنین یافته ها نشان می دهند که اختلاف در محاسبه دز متوسط، چنانچه از سی تی اسکن جهت تصحیح استفاده شود با هنگامی که تصحیح ناهمگنی صورت نگیرد تنها حدود ۰/۰۱۲٪ است که تقریبا قابل صرفنظر کردن است در سایر موارد نیز اختلافات بسیار ناچیز می باشند (۱۴و۱۳). منحنی های توزیع دزاستاندارد و جداول درصد دز عمقی که مبنای محاسبات دزیمتری را در سیستم های طراحی درمان تشکیل می دهند با فرض محیط همگن از نظر دانسیته عمل می کنند. در حالیکه در داخل بدن پرتو تابشی از لایه های متفاوت چربی، استخوان، ماهیچه و هوا عبور می کند. وجود چنین ناهمگنی تغییراتی را در توزیع دز سبب می شود که میزان این تغییرات به مقدار مواد و کیفیت پرتو تابشی بستگی دارد. اثر ناهمگنی بافت را بدو قسمت تغییر در جذب پرتو اولیه و ساختار فوتونهای پراکنده و تغییر در شارش الکترون های ثانویه و اهمیت نسبی این اثرات بر ناحیه مورد نظرکه جذب اشعه در آن صورت می گیرد نسبت می دهند.

دز دریافتی در ارگان های شکم و لگن از عوامل تعیین کننده و بسیار موثر بر شدت عوارض ناشی از پرتودرمانی بشمار می رود. امعاء و احشاء شکم و لگن بدلیل ساختار بافت شناسی به همان دلیل که ترمیم صدمات ناشی از تابش در آنها سریع تر صورت می گیرد نسبت به پرتو حساس بوده و در رده ارگان های حساس به پرتو قرار می گیرند (۱۵). مطالعات متفاوتی در استفاده از سی تی برای پرتودرمانی ناحیه شکم و لگن انجام شده است در سه مطالعه اولیه از سه مرکز معتبرپرتودرمانی انگستان که هر یک دارای خط مشی جداگانه ای هستند نتایج مشابه ای در خصوص ارزش سی تی اسکن در تصحیح حجم تحت درمان در ارگان هدف و ارگان های در معرض خطر (۶۰٪–۵۳٪) و همچنین تغییرات کلی در طراحی درمان (۸۶٪–۷۹٪) گزارش شده است (۱۶و۱۵). در مطالعه حاضر با توجه به استفاد از پرتو گامای کبالت ۶۰ با انرژی ۱/۲۵ میلیون الکترون ولت تاثیر ناهمگنی بافتهای مختلف در ناحیه شکم بر توزیع دزقابل صرفنظر بوده و اختلاف زیادی بین مقادیر محاسباتی با استفاده از تصحیح سی تی و بدون آن ندارد. لذا در این منطقه از بدن مزیت عمده استفاده از سی تی در تعیین حدود ارگان های داخل شکمی و برآورد دز در آنها که در زمره ارگان های حساس به پرتو نیز محسوب می شوند نهفته است (۱۸و۱۷).

استفاده از سی تی اسکن برای دست اندرکاران طراحی درمان بیمار در پرتو درمانی از دو نظر ۱– امکان تعیین محل دقیق تومور و ارگان های محدود کننده درمان بصورت دو بعدی و سه بعدی و ۲– پتانسیل استفاده از مقادیرکمی سی تی برای تصحیح ناهمگنی

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]

موجود در بدن، میدان های مجهز به ابزار اصلاح کننده دز و ارزیابی توزیع دز در حجم مورد تابش قابل اهمیت است. مقدار تصحیح بستگی به نوع تصحیح دارد و در این رابطه تصحیح اصلاح کننده های میدان تابش مهمترین آن بشمار می روند. تصحیح ناهمگنی می تواند منجر به تغییر دز از ۱۰٪- تا ۳۰٪ در ناحیه دیستال ریه بسته به اندازه میدان و ضخامت ریه شود. در پرتو درمانی معمول با میدان های دارای سطح مشترک (Co-planar) تصحیح کانتور کمترین اهمیت را دارد. در عین حال، تصحیح کانتور یا نامنظمی سطح مورد تابش در میدان هایی که حجم مورد تابش از ناهمگنی کمتری برخوردار است از تصحیح ناهمگنی مهمتر می باشد. در هر حال امروزه این اعتقاد وجود دارد که اعمال هر گونه تصحیح و اساسا استفاده از هر تکنیکی که در آن تصحیح ناهمگنی در نظر گرفته شده باشد در مقابل اینکه طراحی درمان تنها در محیط یکنواخت فانتوم آب انجام شود موجب افزایش دقت و کاهش خطا در دزیمتری و توزیع دز ارگان های متفاوت خواهد بود.

تقدیر و تشکر

بدینوسیله از حمایت مالی معاونت محترم تحقیقات و فناوری دانشگاه علوم پزشکی بابل و پرسنل بخش پرتودرمانی مرکز شهید رجایی بابلسر در انجام این طرح تشکر و قدردانی می شود.

****

References

1.Chen GTY, Pelizzari CHA, Rietzel ERM. Imaging in radiotherapy. In: Khan F. Treatment planning in radiation oncology, 2nd ed, Philadelphia, Lippincott Williams & Wilkins 2007; pp: 10-14.

2.Aird EG, Conway J. Review article CT simulation for radiotherapy treatment planning. Br J Radiol 2002; 75(900): 937-49.

3.Waxman A. Radionuclide imaging in cancer medicine. In: Holland J, eds. Cancer medicine, 3rd ed, Philadelphia, Lea & Febiger 1993; pp: 483-6.

4.Bushong SC. Radiologic science for technologists: physics, biology and protection, 3rd ed, St. Louis, Mosby 1993; pp: 372-86.

5.Steckel RJ. Principles of imaging. In: Bast RC, Kufe DW, Pollack RE, eds. Cancer medicine, 2nd ed, Hamilton, BC Decker 2000; pp: 451-86.

6.Battista JJ, Rider WD, Van Dyk J. Computed tomography for radiotherapy planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1980; 6(1): 99-107.

7.Pilepich MV, Prasad SC, Perez CA. Computed tomography in definitive radiotherapy of prostatic carcinoma. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1982; 8(2): 235-9.

8.Prasad SC, Pilepich MV, Perez CA. Contribution of CT to quantitative radiation therapy planning. AJR Am J Roentgenol 1981; 136(1): 123-8.

9.Bentzen SM, Tucker SL. Quantifying the position and steepness of dose- response curves. Int J Radiat Biol 1997; 71(5): 531-42.

10.Seydel HG, Kutcher GJ, Steiner RM, Mohinuddin M, Golderg B. Computed tomography in planning radiation therapy for bronchogenic carcinoma. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1980; 6(5): 601-6.

11.Lichter AS, Fraass BA, Van de Geijn J, Fredrickson HA, Glatstein E. An overview of clinical requirements and clinical utility of computed tomography based radiotherapy treatment planning; Computed tomography in radiation therapy, 1st ed, New York, Raven press 1983: pp: 1-21.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]

12.Bentzen SM, Bernier J, Davis JB, et al. Clinical impact of dosimetry quality assurance programmes assessed by radiobiological modelling of data from the thermoluminescent dosimetry study of the European organization for research and treatment of cancer. Eur J Cancer 2000; 36(5): 615-20.

13.Goitein M, Wittenberg J, Mendiondo M, et al. The value of CT scanning in radiation therapy treatment planning: a progressive study. Int J Radiat Oncol Phys 1979; 5(10): 1787-93.

14.Hobday P, Hodson NJ, Husband J, Parker RP, Macdonald JS. Computed tomography applied to radiotherapy treatment planning: techniques and results. Radiology 1979; 133(2): 477-82.

15.Van Dyk J, Battista JJ, Cunningham JR, Rider WD, Sontag MR. On the impact of CT scanning on radiation planning. Comp Tomogr 1980; 4(1): 55-65.

16.Schlager B, Asbell SO, Baker AS, Sklaroff DM, Seydel HG, Ostrum BJ. The use of computerized tomography scanning in treatment planning for bladder carcinoma. Int J Radiat Oncl Biol Phys 1979; 5(1): 99-103.

17.Muzenrider JE. Computed tomography in therapy planning: abdominal region, In: Computed tomography in radiation therapy, edited by Ling CC and Rogers CC, 1st ed, New York, Raven Press 1983; pp: 37-54.

18.Lee DJ, Leibel S, Shiels R, Sanders R, Siegelman S, Order S. The value of ultrasonic imaging and CT scanning in planning radiotherapy for prostatic carcinoma. Cancer 1980; 45(4): 724-7.

*آدرس نویسنده مسئول: بابل، دانشگاه علوم پزشکی، گروه بیوشیمی - بیوفیزیک، تلفن: ۴-۲۲۲۹۵۹۱-۰۱۱۱.

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]

ROLE OF CT SIMULATION IN RADIATION THERAPY PLANNING

S. R. Mahdavi (PhD) [1*], D. Moslemi (MD) [2], N. Mokhtarpour (BSc) [3], M. Rezazadeh (BSc) [3]

1. [*]Assisstant Professor of Biochemistry & Biophysic Department, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran, srmahdavi@hotmail.com, 2. Assistant Professor of Radiology & Radiotherapy Department, Babol University of Medical Sciences, Babol, Iran, 3. Bsc in Physics, Shahid Rajaee Radiotherapy Center, Babolsar, Iran

BACKGROUND AND OBJECTIVE: Radiotherapy treatment planning (TP) is strongly dependent to the internal organs localizations and inhomogeneity dosimetric corrections based on computerized tomographic scanning (CTS) data. The purpose of this study was to compare the dose distribution parameters between CT-based corrected and non-corrected treatment plans for inhomogeneities within the irradiated volume**.**

METHODS: Fifty three cases of head and neck, pelvis, abdomen and breast cancer were included in this project. All of them were imaged with same CTS machine. Each case was planned twice, one before and one after inhomogeneity CT-based correction with a two dimensional TP system. Statistical analysis was done after calculation the parameters of dose uniformity (Te), average (D_{avg}), minimum (D_{min}) and maximum (D_{max}) doses for target volume (TV) and organs at risk (OAR).

FINDINGS: Briefly, the ratios of mean differences of dosimetric parameter between before and after correction plans to the mean of same parameter after correction were obtained. Mean differences of Te, D_{avg}, D_{min} and D_{max} for pelvis were -1.59% (p=0.30), -0.993 (p=0.5), -0.890% (p=0.91), 1.29% (p=0.05), respectively. Same parameters for head and neck region were 0%(p=0.5), 0.012(p=0.05), 0%(p=0.99) and 0%(p=1.00) and for chest wall treatment were 7.13%(p<0.001), 4.65%(p=0.04), 1.79%(p=0.37) and -1.61%(p=0.10), respectively

CONCLUSION: Findings further confirm the positive effect of density correction in chest wall irradiation. Unexpectedly, minimum differences were in head and neck region which can be due to low and high density tissues compensation. Present study has shown the unique and effective application of CTS data for dosimetric error corrections rather than internal organ localizations. If not considered, the dosimetry deviations will be out of tolerance doses according to the limits defined by standard organizations (±5%) for tumors and normal tissues as well.

KEY WORDS: *Simulation, C.T Scan, Treatment planning, In-homogeneity correction, Organ at risk.*

Journal of Babol University of Medical Sciences 2008; 10(4): 7-15

Received: January 28th 2008, Revised: April 21st 2008, Accepted: July 9th 2008

[DOR: 20.1001.1.15614107.1387.10.4.1.5]