



مقایسه دقت دزیمتری الگوریتم های طراحی درمان با استفاده از نرم افزار EclipseTM در فانتوم ناهمگن ریه

راحله روشناس^{۱*}، مهدی صالحی باروق^۱، سمیه غلامی^۲، فاطمه روشناس^۳

^۱ گروه مهندسی پرتوی پزشکی، واحد تهران مرکزی، ۱۳۱۱۷۷۳۵۹۱، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

^۲ گروه انکولوژی پرتویی، موسسه سرطان، دانشکده پزشکی، ۱۴۱۷۶۱۳۱۵۱، دانشگاه علوم پزشکی تهران، تهران، ایران

^۳ گروه مهندسی اپتیک و لیزر، واحد تهران مرکزی، ۱۳۱۱۷۷۳۵۹۱، دانشگاه آزاد اسلامی، تهران، ایران

چکیده

هدف از این مطالعه مقایسه دقت الگوریتم های مختلف در سیستم طراحی درمانی EclipseTM با استفاده از یک فانتوم ناهمگن است. این روش بر اساس گزارش TEC-DOC 1583 آژانس بین المللی انرژی اتمی است. از فانتوم قفسه سینه CIRS، محفظه یونیزاسیون PTW30010 و یک الکترومتر (PTW، فرایبورگ) برای اندازه گیری استفاده شد. سه الگوریتم محاسبه دز (AXB)^۲، الگوریتم ناهمسانگرد تحلیلی (AAA)^۳ و محاسبه دز پرتو مداد (PBC)^۴ موجود در EclipseTM سیستم طراحی درمان در این مطالعه در نظر گرفته شدند. بر اساس اندازه گیری ها، حداکثر اختلاف بین دز محاسبه شده توسط سیستم طراحی درمان و دز اندازه گیری شده در آزمون های TEC-DOC 1583 به ترتیب ۲/۵٪، ۸/۶٪ و ۱۶/۱٪ برای الگوریتم های AXB، AAA و PBC در محیط های ناهمگن بود. در درمان رادیوتراپی استروتاکتیک بدن^۵ الگوریتم AXB از دقت بالاتری برای پیش بینی توزیع دز در بافت های ناهمگن مانند ریه در مقایسه با الگوریتم های AAA و PBC برخوردار است.

کلمات کلیدی: الگوریتم ACUROS XB، بافتهای ناهمگن، سیستم طراحی درمان، محاسبات دز

Comparison of dosimetric accuracy of treatment planing algorithms using EclipseTM software in heterogeneous lung phantoms

Raheleh rooshenass^{1*}, Mehdi salehi barough¹, Somayeh gholami², Fatemeh rooshenass³

¹Department of Medical Radiation Engineering, Central Tehran Branch, 13117773591, Islamic Azad University, Tehran, Iran

²Radiation Oncology Department, Cancer Institute, School of Medicine, 1417613151, Tehran University of Medical Sciences, Tehran, Iran

³Department of Optics and Laser Engineering, Central Tehran Branch, 13117773591, Islamic Azad University, Tehran, Iran

Abstract

The accuracy of the dose calculation algorithm in radiotherapy treatment planning plays a crucial role in maintaining the patient's health. The aim of this study is to compare the accuracy of different algorithms using a heterogeneous phantom. The method is based on the International Atomic Energy Agency's TEC-DOC 1583 report. The chest phantom of CIRS, PTW30010 ionization chamber and an electrometer (PTW, Freiburg) were used for measurements. The EclipseTM treatment planning System (TPS) and its three ACUROSE XB (AXB), AAA (Analytical Anisotropic Algorithm), PBC (Pencil Beam convolution) dose calculation algorithms was used. Based on the measurements, the maximum difference between calculated dose by TPS and measured dose in TEC-DOC 1583 tests were 1.9%, 3.3% and 16.1% for the AXB, AAA and PBC algorithms in heterogeneous media, respectively. The Acuros XB algorithm has superior accuracy to predict the dose distribution in the heterogeneous tissues such as lung compared to AAA and PBC algorithms.

Keywords: ACUROS XB algorithm, heterogeneous tissues, treatment planning system, dose calculations

Email: arezoo.rooshenass@gmail.com

¹ treatment planing System (TPS)

² Acuros xb

³ Analytical Anisotropic Algorithm

⁴ Pencil Beam convolution

⁵ stereotactic body radiation therapy (SBRT)

۱. مقدمه

استفاده از یک الگوریتم دقیق در سیستم طراحی درمان برای محاسبه توزیع دز نقش مهمی در رساندن دز تجویز شده به بافت هدف و به حداقل رساندن دز اضافی به اندام در معرض خطر دارد [۱، ۲]. جداسازی مناسب بین بافت های سالم و بافت هدف باعث کاهش خطاهای درمان می شود [۳]. طبق منحنی های دز بالینی، دقت رادیومتری کلی دز باید کمتر از ۵٪ باشد [۴]. تفاوت بین محاسبات دز در آب و محیط های ناهمگن یک مشکل اصلی در طراحی الگوریتم های محاسبه دز است [۵]. به طور کلی ناهمگنی بر فوتون اولیه پیش بینی می شود، دز تابش پراکنده اغلب کاملاً تقریبی است. بیشتر الگوریتم های اصلاح بافت ناهمگن برای یک بافت همگن از هندسه های ساده استفاده می شود. چندین نویسنده این خطاها را گزارش کرده اند [۵-۷]. با گذشت سالها، محققانی مانند وسترن و همکاران (۱۹۸۴) [۸]، روزنو (۱۹۸۷) [۹] و ویتکامپر و همکاران (۱۹۸۷) [۱۰] نشان داده اند که وجود عدم تعادل در مناطق با تراکم کم مانند ریه ها می تواند منجر به تغییر در داده های دز آب بیش از ۳۰٪ شود. الگوریتم محاسبه دز در سیستم طراحی درمان را می توان به طور کلی با روشهای مبنی بر اصلاح، مبنی بر مدل و حل معادله جابه جایی بولتزمن^۶ طبقه بندی کرد [۱۱]. الگوریتم تحلیلی AAA برای پیش بینی دقیق تر دز در محیط غیرمجاز در Eclipse اجرا شد [۱۲] که پانیتیری و همکارانش [۱۳] هم در فیلدهای کوچک به این نتیجه رسیدند. برخی از فانتوم ها با چگالی بافت کم، متوسط و بالا برای ارزیابی دز عمق و مشخصات دز در میان الگوریتم های AXB، AAA و PBC وجود دارند. چندین مطالعه قبلی نشان داده است که محاسبات LBTE با استفاده از الگوریتم AXB و آزمایشهای فانتوم (با فرض وجود آب یا نقاط ناهمگن) تقریباً معادل روش مونت کارلو^۷ است که در حال حاضر دقیق ترین روش برای محاسبه دز است [۱۴]. اسناد بین المللی بی شماری در مورد این موضوع وجود دارد، که آژانس بین المللی انرژی اتمی (آژانس بین المللی انرژی هسته ای) گزارش داده است. هدف از این مطالعه صحت الگوریتم های محاسبه دز موجود در EclipseTM سیستم طراحی درمان بر اساس پروتکل IAEA TEC-DOC 1583 است [۱۵].

۲. روش کار

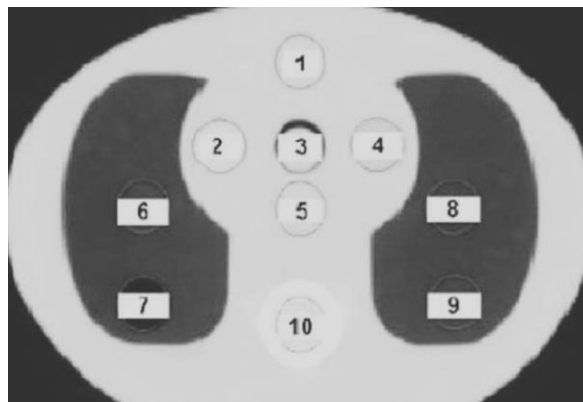
۲/۱ فانتوم

برای اندازه گیری های بالینی از فانتوم، (CIRS Phantom Thorax (Norfolk CIRS Inc ۰۰۲)، استفاده شد. این فانتوم از لوله پلاستیکی WaterTM (تراکم الکترون ۱.۰۰۳)، ریه (تراکم نسبی الکترون ۰.۲۰۷) و قسمت استخوانی (تراکم الکترون ۱.۵۰۶) تشکیل شده است. ده سوراخ قابل تعویض برای نگهداری اتاق های یونیزاسیون وجود دارد که در شکل ۱ نشان داده شده است. این فانتوم با استفاده از سیستم توموگرافی کامپیوتری سی تی اسکن^۸ در مرکز تصویربرداری بیمارستان اسکن شد. منحنی تبدیل واحد هانسفیلد (HU) به تراکم الکترون بدست آمده و در سیستم طراحی درمان وارد می شود.

^۶) LBTE (Linear Boltzmann transport equation

^۷ Monte carlo (MC)

^۸) CT scan(Computed tomography scan



شکل ۱. موقعیت اندازه‌گیری در فانتوم CIRS نگهداری می‌شود. پلاگین‌های شماره ۱، ۲، ۳، ۴ و ۵ مواد معادل بافت هستند. شاخه‌های شماره ۶، ۷، ۸ و ۹ مواد جایگزین ریه و پلاگین شماره ۱۰ مواد جایگزین استخوان است [۱۷]

۲/۲ آزمایشات بالینی

تصاویر سی تی اسکن فانتوم به TPS وارد شد. یک سری آزمایشات بالینی توصیه شده توسط IAEA TEC-DOC 1583 [۱۵، ۱۶] برای بررسی طیف وسیعی از روش‌های درمان اولیه مورد استفاده در عمل بالینی استفاده شد. شرح موارد آزمون، مرجع و نقاط اندازه‌گیری در جدول (۱) آورده شده است. آزمایشات برنامه‌ریزی شده و تعداد واحد / زمان برای ارائه دز مورد نظر محاسبه شده است.

۲/۳ سیستم برنامه‌ریزی درمان

سه الگوریتم اصلاح ناهمگنی مختلف سیستم طراحی درمان Eclipse™ در این مطالعه مورد بررسی قرار گرفت. تست‌های راه‌اندازی و اندازه‌گیری این سیستم در گذشته برای الگوریتم‌های AAA و PBC گزارش شده است. با این حال می‌توان الگوریتم اخیر آن را با نام AXB آزمایش کرد. جدول (۱) الگوریتم‌هایی را که برای مقایسه در این مطالعه استفاده شده‌اند نشان می‌دهد:

الف) الگوریتم AXB، که رفتار ذرات پرتو (نوترون، فوتون، الکترون و...) را با حرکت و ارتباط با ماده در نظر می‌گیرد [۱۱، ۱۸]. (ب) الگوریتم AAA یک الگوریتم مبتنی بر اندازه‌گیری است که تأثیر تغییرات مسیر تیر و طول مسیر تیر را نشان می‌دهد [۱۹]. (ج) از الگوریتم PBC و اصلاحات طول مسیر معادل آن برای تشخیص ناسازگاری استفاده می‌شود. تغییرات در انتقال الکترون و فوتون مدل‌سازی نمی‌شوند. شایان ذکر است که در برخی از مطالعات ذکر شده است که الگوریتم PBC یک الگوریتم مبنی بر تصحیح است [۲۰]

جدول ۱. الگوریتم‌های TPS مورد استفاده در این مطالعه

سیستم طراحی درمان	الگوریتم اصلاح ناهمگنی	مدل	نوع شتاب دهنده	مقدار انرژی [17] (6MV)
	ACUROS XB	13		
Varian ECLIPSE	AAA	7.3.2.1	Varian Clinac 2100 C	6
	PBC	7.3.2.1		

۲.۴ اندازه گیری ها

اندازه گیری ها با استفاده از انرژی فوتونی ۶ MV شتاب دهنده واریان انجام شد (سیستم های پزشکی واریان ، پالو آلتو). برای کاهش خطای تصادفی ، هر اندازه گیری ۳ بار انجام شد. برای اندازه گیری دز از اتاق یونیزاسیون نوع PTW30010 با یک الکترومتر یونیزان (PTW ، فرایبورگ) استفاده شد. محفظه در وسط سوراخ قرار دارد. محفظه یونیزاسیون و الکترومتر دارای یک کالیبراسیون قابل ردیابی از آزمایشگاه دوم دزیمتری استاندارد ایران هستند. اندازه گیری دز فاکتورهای مختلف (اثر فشار و دما ، قطبیت و اثر نوترکیبی و غیره) طبق پروتکل IAEA TRS 398 [۲۰] در نظر گرفته شد.

۲/۵ تجزیه و تحلیل نتایج

برای ارزیابی مقادیر اندازه گیری شده (D_{meas}) و محاسبه شده (D_{cal}) در سیستم های برنامه ریزی درمانی، [۲۱] از معادله (۱) به شرح زیر استفاده شد :

(۱)

$$Error[\%] = 100 \times \frac{[(D_{cal} - D_{meas.ref})]}{D_{meas.ref}}$$

D (اندازه گیری ، مرجع ref) مقدار دز اندازه گیری شده در نقطه مرجع است. موارد آزمایشی و معیارهای توافق مربوط به آنها که در این مطالعه خاص استفاده شده است ، در جدول (۲) ذکر شده است. اساس انتخاب ما بر اساس موارد آزمایشی بود که در حال بررسی اثر ناهمگنی بافت (مانند ریه و استخوان) هستند.

جدول ۲. شرح موارد آزمایشی و معیارهای توافق مربوطه ، که در این مطالعه استفاده شده است [۱۶, ۲۲]

شرح موارد آزمایشی	شماره تست	هدف آزمایش	مرجع. نقطه	اندازه گیری نقطه ها	معیارهای توافق (%)
تکنیک : SSD 100 سانتی متر استاندارد، اندازه میدان ۱۰×۱۰ سانتی متر مربع ، کولیماتور و گانتتری ۰ درجه دز ۲ گری را در نقطه ۳ تحویل دهید	1	تایید داده های بیم اصلی	3	3 9 10	2 4 3
تکنیک SAD : همراه با هم مرکز در نقطه ۵ AP (۱۰ × ۱۵ سانتی متر مربع ، گانتتری ۰ درجه) ، میدان گوشه چپ (۸ × ۱۵ سانتی متر مربع ، گانتتری ۹۰ درجه) ، میدان PA (۱۰ × ۱۵ سانتی متر مربع ، گانتتری ۱۸۰ درجه) ، میدان گوشه راست (۸ × ۱۵ سانتی متر مربع ، گانتتری ۲۷۰ درجه) دز ۲ گری را در نقطه ۵ تحویل دهید	4	میدان ۴ زاویه	5	5 6 10	F1:0° 2 F2:90° 3 F3:180° 3 F4:270° 3 Σ 3 F1:0° 4 F2:90° 3 F3:180° 4 F4:270° 3 Σ 3 F1:0° 3 F2:90° 4 F3:180° 3 F4:270° 4 Σ 3
تکنیک: SAD با مرکز همسان در نقطه ۵. اندازه میدان ۱۰ × ۲۰ سانتی متر مربع با یک بلوک ۶ × ۱۲ سانتی متر مربع محور مرکزی. دروازه ۴۵ درجه جمع شدن ۰ درجه ۲ گری را در نقطه ۳ تحویل دهید	6	فیلد های L شکل به صورت مورب	3	3 7 10	3 5 5

۳. نتایج

نتایج برای همه موارد در سطح معیارهایی است که نقطه اندازه گیری شده در قسمت همگن فانتوم واقع شده است. با این حال ، بیشترین اختلاف در قسمت های ناهمگن فانتوم دیده شد. بنابراین ، نقاط موجود در استخوان و مواد ریوی در اینجا گزارش شده است. جدول نتایج محاسبات الگوریتم ها را در قطعات ناهمگن نشان می دهد. همانطور که مشاهده می شود ، الگوریتم AXB همه آزمایشات را با موفقیت پشت سر گذاشت. با این حال ، الگوریتم های AAA و PBC انحراف بیشتری را ، به ویژه برای نقاط واقع در مواد معادل ریه نشان می دهند (تا ۱۶/۱).

جدول ۳. تفاوت (%) بین دز محاسبه شده توسط الگوریتم و دز اندازه گیری شده در مواردی که نقاط در قسمت ناهمگن (به عنوان: الف، ریه و ب) استخوان) فانتوم واقع شده اند.

الگوریتم	نمونه 1 نقطه 9)	نمونه 4 نقطه 6)	نمونه 6 نقطه 7)
AXB	Pass %1	Pass %2.2	Pass %0.2
AAA	Fail %8.9	Fail %6	Fail %5
PBC	Fail %9.6	Fail %16.1	Fail %13.2

الف) موارد آزمون در بخش ناهمگن ریه

الگوریتم	تست 1 نقطه 10)	تست 4 نقطه 10)	تست 6 نقطه 10)
AXB	Pass %2.5	Pass %2.2	Pass %2.3
AAA	Pass %1.1	Pass %1	Pass %0.3
PBC	Pass %0	Pass %0.7	Pass %3.4

ب) موارد آزمون در بخش همگن استخوان

تست شماره ۴ دارای سه نقطه اندازه گیری است: (۱) در مرکز متمرکز در آب پلاستیک (نقطه ۵)، (۲) در مواد ریه معادل در محور مرکزی ریه (نقطه ۶)؛ و (۳) در مواد استخوانی معادل در محور عمودی محور مرکزی (نقطه ۱۰) [۲۰]. طبق جدول ۳، در نقطه (۶)، بیشترین انحرافات در ریه به ترتیب ۲/۲، ۸/۹ درصد، ۱۶/۱ درصد برای الگوریتم های AXB، AAA، PBC به دست آمد. این انحراف با افزایش عمق کاهش می یابد. کمترین انحراف در ماده ریه معادل، به ترتیب برای الگوریتم های AXB، AAA و PBC، ۰/۲٪، ۵٪، ۶/۶٪ بود. با این حال، نتایج برای مواد استخوانی (در توافق نامه کریتریا) برای همه الگوریتم ها بهتر بود. نتایج الگوریتم AXB با اندازه گیری دز در مواد معادل ریه و استخوان مطابقت خوبی داشت (جدول ۳)، در حالی که، الگوریتم AAA در مواد معادل ریه شکست خورد، با حداکثر اختلاف ۸/۹٪. بیشترین انحراف ۱۶/۱٪ در این مطالعه مربوط به نقطه شماره ۶ در مورد شماره ۴ است که گانتری برای الگوریتم PBC ۲۷۰ درجه بود.

۴. بحث

دقت محاسبات دز الگوریتم یکی از مهمترین مشخصه های سیستم طراحی درمان است. بنابراین، درک محدودیت های الگوریتم برای آزمایشات مهم است. در این مطالعه، مقایسه دز توسط الگوریتم های مختلف با استفاده از پروتکل IECA TEC-DOC 1583 انجام شد. تفاوت های زیادی بین الگوریتم های AXB و AAA وجود دارد. اندازه گیری شبکه محاسبه AXB می تواند از ۱ تا ۳ میلی متر باشد. AAA در نسخه سیستم ما از دامنه اندازه گیری بین ۲.۵ و ۵ میلی متر پشتیبانی می کند. در AXB بیشتر وقت محاسبه برای فوتون پراکنده و محاسبات شار الکترونی صرف می شود. سیستم طراحی درمان سه بعدی AXB در مقایسه با الگوریتم AAA و PBC حداقل اختلاف را درون بافت ریه و بافت نرم نشان می دهد. در حالی که بیشترین خطا را PBC در بافت ریه زمانی که به طور مستقیم تابش انجام شده است و بافت ناهمگن ریه در فیلد است نمایش داده است. بیشترین مشکل در محاسبات زمانی بوجود می آید که محاسبات درون ناهمگنی های ریه با دانسیته ی پایین و یا درون بافت استخوان با دانسیته ی بالا، در عمق کم، انجام می پذیرد.

۵. نتیجه گیری

روش مقایسه شده در IAEA TECDOC 1583 [۱۶] برای مقایسه سه الگوریتم اصلاح ناهمگن مختلف در EclipseTM TPS استفاده شد. تفاوت بین دز محاسبه شده و اندازه گیری شده ارائه شده است. در مطالعات انجام شده بر روی فانتوم CIRS طبق محاسبات دست آمده، الگوریتم AXB دقت بیشتری را در دز رسیده به بافت را نشان می‌دهد به طوری که از اختلاف خطای بین AXB و AAA نمیتوان چشم پوشی کرد. این در حالی است که فیلد تابشی مورد نظر تنها از بافت کم تراکم (ریه) و بافت نرم عبور کرده باشد زیرا الگوریتم AXB در حضور بافت نرم و سینوس های هوایی دقت بالایی را از خود نشان می‌دهد. قابل ذکر است که این مطالعه تنها بر روی بافت نرم و ناهمگن ریه بدون در نظر گرفتن فیلد هایی است که در معرض بافت سخت اند. برای نتیجه گیری، الگوریتم AXB برای محاسبات دقیق تر دز در رابط های ریه / بافت نرم یا استخوان، به ویژه برای درمان سرطان سر و گردن پیشنهاد می‌شود. در طراحی درمان برای استفاده از الگوریتم AXB به دلیل حساسیت بالا نسبت به چگالی بافت پیشنهاد میشود از فیلد های کوچک و در بافت نرم و ناهمگن استفاده شود زیرا پاسخ بهتری از خود نشان می‌دهد. نتایج این مطالعه نشان می‌دهد که الگوریتم های پیشرفته محاسبه دز مانند AAA، که به طور معمول در سیستم طراحی درمان Eclipse موجود است، دقت نسبت به قبلی را بهبود می‌بخشد. الگوریتم های PBC، اما هنوز خطاهای قابل توجهی در رابط ریه / بافت نرم وجود دارد. در حالی که الگوریتم AXB که اخیراً توسط شرکت واریان معرفی شده است، به طور تکراری معادله بولتزمن را حل می‌کند و نشان داده شده است که صحت معادل محاسبات مونت کارلو را در رسانه های ناهمگن نشان می‌دهد (در حدود ۲٪). نتایج مطالعه ما با نتایج مولانیدهر و همکاران [۲۳]، وندرسرنت و همکاران [۲۴]، اسپاراداکیس و همکاران [۲۵] و گزارش های بالینی سازگار است.

به علت خطاهای سیستماتیک توصیه میشود در انتخاب نوع الگوریتم هر دو الگوریتم AXB و AAA یکبار با هم مقایسه شوند و اطلاعات تعریف شده برای بافت ها هم برای الگوریتم ها تنظیم شود. زیرا پایین بودن بیشترین دز جذبی توسط ارگان های حساس در محاسبات صرفاً به معنای دقت الگوریتم نیست بلکه ممکن است به علت خطای سیستماتیک باشد.

مراجع

۱. Aarup, L.R., et al., *The effect of different lung densities on the accuracy of various radiotherapy dose calculation methods: implications for tumour coverage*. Radiotherapy and oncology., **91**(3): p. 405-414. 2009
۲. Antonella, F., et al., *On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations.. PHYSICS IN MEDICINE AND BIOLOGY*. 2006
۳. Asnaashari, K., et al., *Dosimetric comparison of different inhomogeneity correction algorithms for external photon beam dose calculations*. **38**(2): p. 74. 2013.
۴. Gershkevitch, E., et al., *Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning systems: Results of IAEA pilot study*. **89**(3): p. 338-346. 2008.
۵. García-Vicente, F., et al., *Experimental validation tests of fast Fourier transform convolution and multigrid superposition algorithms for dose calculation in low-density media*. **67**(2): p. 239-249. 2003.
۶. Engelsman, M., et al., *Impact of simple tissue inhomogeneity correction algorithms on conformal radiotherapy of lung tumours*. **60**(3): p. 299-309. 2001.
۷. Tatcher, M.J.I.J.o.R.O.B.P., *A comparison of commercial treatment planning systems when calculating dose under shielding blocks*. **12**(10): p. 1899-1902. 1986.



- ۸ Westermann, C., B. Mijnheer, and H. Van Kleffens, *Determination of the accuracy of different computer planning systems for treatment with external photon beams*. *Radiotherapy and Oncology*, **1**(4): p. 339-347. 1984.
- ۹ Rosenow, U.F., et al., *11: Quality assurance in treatment planning*, in *The use of computers in radiation therapy*. 1987.
- ۱۰ Wittkämper, F., et al., *Dose intercomparison at the radiotherapy centres in The Netherlands. 1. Photon beams under reference conditions and for prostatic cancer treatment*. **9**(1): p. 33-44. 1987.
- ۱۱ Failla, G.A., et al., *Acuros XB advanced dose calculation for the Eclipse treatment planning system*. Palo Alto, CA: Varian Medical Systems, **20**. 2010.
- ۱۲ Kan, M., et al., *The accuracy of dose calculations by anisotropic analytical algorithms for stereotactic radiotherapy in nasopharyngeal carcinoma*. *Physics in Medicine & Biology*, **56**(2): p. 397. 2010.
- ۱۳ Panettieri, V., et al., *AAA and PBC calculation accuracy in the surface build-up region in tangential beam treatments. Phantom and breast case study with the Monte Carlo code PENELOPE*. **93**(1): p. 94-101. 2009.
- ۱۴ Hirata, K., et al., *Dosimetric evaluation of the Acuros XB algorithm for a 4 MV photon beam in head and neck intensity-modulated radiation therapy*. **16**(4): p. 5۶۴-۲. 2015.
- ۱۵ Knöös, T., et al., *Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations*. *Physics in Medicine & Biology*, **51**(22): p. 5785. 2006.
- ۱۶ TecDoc, I., *1583: commissioning of radiotherapy treatment planning systems: testing for typical external beam treatment techniques*. Vienna: International Atomic Energy Agency, 2008.
- ۱۷ Tissue, A.A.O.P.i.M.R., et al., Madison: Medical Physics Publishing, 2004.
- ۱۸ Vassiliev, O.N., et al., *Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams*. *Physics in Medicine & Biology*, **55**(3): p. 581. 2010.
- ۱۹ Sievinen, J., W. Ulmer, and W. Kaissl, *AAA photon dose calculation model in Eclipse*. Palo Alto (CA): Varian Medical Systems, **118**: p. 2894. 2005.
- ۲۰ Ojala, J.J., et al., *Performance of dose calculation algorithms from three generations in lung SBRT: comparison with full Monte Carlo-based dose distributions*. *Journal of applied clinical medical physics*, **۱۴**(۲): p. 4-18. ۲۰۱۴.
- ۲۱ Andreo, P., et al., *Iaea International Atomic Energy Agency*. “”. 2000.(۳۹۸)
- ۲۲ .,۴۳.I.A.E.A.T.R.S., et al., 2005.
- ۲۳ Muralidhar, K., et al., *Comparative study of convolution, superposition, and fast superposition algorithms in conventional radiotherapy, three-dimensional conformal radiotherapy, and intensity modulated radiotherapy techniques for various sites, done on CMS XIO planning system*. *Journal of medical physics/Association of Medical Physicists of India*, **34**(1): p.۱۲ . 2009.
- ۲۴ Vanderstraeten, B., et al., *Accuracy of patient dose calculation for lung IMRT: A comparison of Monte Carlo, convolution/superposition, and pencil beam computations*. *Medical physics*, **33**(9): p. 3149-3158. 2006.
- ۲۵ Aspradakis, M., H. McCallum, and N. Wilson, *Dosimetric and treatment planning considerations for radiotherapy of the chest wall*. *The British journal of radiology*, **79**(946): p. 828-836. 2006.