

## محاسبه نسبت دز جذبی بافت‌های مختلف به آب برای شتابدهنده‌های درمانی الکتا ۲۵ مگاولتی و زیمنس ۶ مگاولتی

پیمان رضاییان\* و صدیقه کاشیان

پژوهشکده کاربرد پرتوها، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای سازمان انرژی اتمی ایران، تهران، ایران.

\*تهران، انتهای خیابان کارگر شمالی، پژوهشگاه علوم و فنون هسته‌ای، پژوهشکده کاربرد پرتوها، کدپستی: ۱۱۳۶۵-۳۴۸۶

پست الکترونیکی: prezaeian@aeoi.org.ir

### چکیده

در این مقاله نسبت دز جذب شده در بافت‌های ماهیچه، خون و استخوان نسبت به آب برای شتابدهنده‌های درمانی الکتا ۲۵ مگاولتی و زیمنس ۶ مگاولتی با استفاده از روش تحلیلی مبتنی بر نظریه حفره و شبیه‌سازی مونت کارلو محاسبه شده است. برای تایید صحت این روش‌ها، نسبت دز جذبی در هوا به آب در میدان تابشی کبالت-۶۰ به صورت تجربی در آزمایشگاه استاندارد ثانویه اندازه‌گیری شد. اختلاف نسبی میان نتایج محاسبات و اندازه‌گیری‌ها کم‌تر از ۱۰٪ است که صحت روش محاسباتی و شبیه‌سازی را تایید می‌کند. نسبت دز جذبی در ماهیچه و خون به آب به دلیل نزدیکی ساختار اتمی و چگالی این دو بافت به آب، در حدود یک است. نسبت دز جذبی در استخوان به آب به ترتیب ۰/۹۶ و ۰/۹۱ در میدان تابشی شتابدهنده‌های درمانی الکتا ۲۵ مگاولتی و زیمنس ۶ مگاولتی محاسبه شد که ناشی از اختلاف ساختار اتمی و چگالی استخوان و آب است. همچنین نتایج به دست آمده نشان می‌دهند که نسبت دز جذبی در بافت‌های مختلف نسبت به آب به انرژی میدان تابشی نیز بستگی دارد. نتایج این مقاله می‌تواند در تعیین دز جذبی در ارگان‌های مختلف بدن در برنامه طراحی درمان مفید باشد.

کلیدواژگان: دز جذبی، شتابدهنده پزشکی، برنامه طراحی درمان، روش تحلیلی، نظریه حفره، شبیه‌سازی مونت کارلو.

### ۱. مقدمه

در یک فرآیند پرتودرمانی برای ایجاد اثرات مطلوب و نیز کاهش آسیب به بافت‌های سالم، باید میزان دز جذبی در حجم برنامه‌ریزی شده هدف<sup>۱</sup> بیشینه و میزان دز جذبی در ارگان‌های تحت خطر<sup>۲</sup> کمینه باشد. بنابراین با توجه به اینکه امکان اندازه‌گیری دز جذبی در ارگان‌های مختلف به صورت تجربی وجود ندارد، پیش از انجام فرآیند پرتودرمانی، توزیع دز جذبی در ارگان‌های مختلف بدن، با استفاده از برنامه طراحی درمان<sup>۳</sup> تعیین می‌شود.

<sup>۱</sup> Planning Target Volume (PTV)

<sup>۲</sup> Organ At Risk (OAR)

<sup>۳</sup> Treatment Planning System (TPS)

بیماران مبتلا به سرطان‌های پروستات و ریه گزارش شد [۳]. همچنین در سال ۲۰۱۴ اختلاف نسبی میان دز جذبی در آب و ارگان برای تومورهای نواحی ستون فقرات در حدود ۵٪ گزارش شد [۴]. در تحقیق مشابه دیگری که در سال ۲۰۱۶ صورت گرفته، با بررسی فرآیند درمانی ۳۴ بیمار مبتلا به سرطان‌های نواحی سر و گردن نشان داده شده است که اختلاف نسبی در حدود ۷٪ برای دز جذبی در آب و ارگان وجود دارد [۵]. لازم به ذکر است در تحقیقات صورت گرفته، به منظور تعیین میزان دز جذبی در ارگان از شبیه‌سازی‌های مبتنی بر روش مونت کارلو استفاده شده است [۱-۲، ۴-۵]. البته ویرایش جدید برخی از الگوریتم‌های درمانی نظیر AXB<sup>۵</sup> که البته در کشور وجود ندارد قابلیت محاسبه دز در محیط‌های مختلف را نیز دارد [۳].

تحقیقات انجام شده در سال‌های اخیر حاکی از اهمیت تعیین دز در ارگان‌های مختلف است. در این مقاله، با توجه به کاربرد وسیع پرتودهنده‌های درمانی الکتا ۲۵ مگاولتی و زیمنس ۶ مگاولتی برای درمان سرطان ارگان‌های مختلف، نسبت دز جذبی در بافت‌های ماهیچه، خون و استخوان به آب در میدان پرتویی این دو شتابدهنده با استفاده از روش تحلیلی مبتنی بر تئوری حفره و شبیه‌سازی مونت کارلو محاسبه شده است. به منظور ارزیابی صحت محاسبات صورت گرفته از اندازه‌گیری‌های تجربی استفاده شد. بر این اساس نسبت دز جذبی هوا به آب در میدان پرتویی کبالت-۶۰ به صورت تجربی در آزمایشگاه استاندارد ثانویه<sup>۶</sup> اندازه‌گیری شد. مقایسه این مقدار با مقادیر محاسبه شده صحت محاسبات را تایید می‌کند. از نتایج این مقاله می‌توان برای اصلاح ورودی الگوریتم‌های مورد استفاده در طراحی درمان و در نتیجه بهبود روند درمان استفاده نمود.

به منظور محاسبه توزیع دز جذبی در یک برنامه طراحی درمان، از الگوریتم‌های مختلف استفاده می‌شود، که ورودی این الگوریتم‌ها علاوه بر سی‌تی<sup>۱</sup> بیمار، داده‌های دزیمتری نظیر آهنگ دز جذبی<sup>۲</sup> شتابدهنده، درصد عمقی دز جذبی<sup>۳</sup>، توزیع عرضی دز جذبی<sup>۴</sup> و .... می‌باشد. بر اساس پروتکل‌های دزیمتری موجود، کمیت‌های دزیمتری شتابدهنده‌های درمانی، در فانتوم آب اندازه‌گیری می‌شوند. با توجه به تعیین این کمیت‌ها در فانتوم آب، میزان دز جذبی در ارگان‌های مختلف بدن توسط الگوریتم‌های درمانی نیز به صورت دز جذبی در آب محاسبه می‌شود. با توجه به اینکه بافت بخش عمده‌ای از بدن را می‌توان معادل آب در نظر گرفت، تعیین دز جذبی در ارگان‌های مختلف به صورت دز جذبی در آب می‌تواند تقریب مناسبی باشد. اما باید این نکته را نیز در نظر داشت، که بافت‌هایی در بدن نظیر بافت‌های استخوانی و بافت ریه وجود دارد، که چگالی و ترکیب اتمی آن‌ها با آب تفاوت دارد. این تفاوت سبب می‌شود دز جذبی در این بافت‌ها و دز جذبی آب یکسان نباشند. در سال ۲۰۰۰ نشان داده شد که اختلاف نسبی میان دز جذبی در آب و دز جذبی در ارگان‌هایی با ساختار اتمی و چگالی نزدیک به آب کم‌تر از ۱٪ می‌باشد در حالی که، این اختلاف برای بافت استخوان می‌تواند تا ۱۰٪ هم باشد [۱]. در سال ۲۰۰۶، در بررسی‌های صورت گرفته در ۱۰ بیمار مبتلا به سرطان‌های ناحیه سر و گردن و ۱۰ بیمار مبتلا به سرطان پروستات که با شتابدهنده‌های ۶ و ۱۸ مگاالکترون ولت تحت درمان قرار گرفته بودند، حاکی از اختلاف نسبی ۵/۸٪ و ۸٪ میان دز جذبی در آب و ارگان برای سرطان‌های پروستات و سر و گردن است [۲]. در سال ۲۰۱۴، اختلاف نسبی در حدود ۴/۵٪ برای دز جذبی ارگان‌های تحت خطر در

<sup>1</sup> Computed Tomography (CT)

<sup>2</sup> Absorbed Dose Rate

<sup>3</sup> Percentage Depth Dose

<sup>4</sup> Lateral Dose Profile

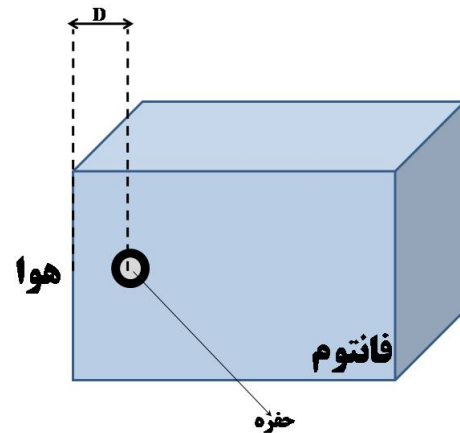
<sup>5</sup> Acuros XB

<sup>6</sup> Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL)

## ۲. مواد و روش‌ها

## ۱.۲. روش تحلیلی مبتنی بر نظریه حفره

همانگونه که در شکل ۱ نشان داده شده است فرض می‌شود که یک حفره‌ای متشکل از چندین لایه در عمق  $D$ ، از یک فانتوم با جنس  $M_1$  قرار گرفته است.



شکل (۱): حفره‌ای متشکل از چندین دیواره که در عمق  $D$  از یک فانتوم قرار گرفته است.

با استفاده از نظریه حفره، نسبت دز جذبی در حفره  $(D_{c,M1})$  به دز جذبی در هوا  $(D_{Air})$  با استفاده از نظریه حفره به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\frac{D_{c,M1}}{D_{Air}} = (f_1^c A_1) \times (f_2^1 A_2) \times \dots \times (f_i^{i-1} A_i) \times (f_{M1}^i A_{M1}) \times f_{Air}^{M1} \quad (1)$$

در این رابطه  $A_i$  به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$A_i = \exp(-\mu_{en,i} t_i) \quad (2)$$

در این رابطه  $\mu_{en,i}$  ضریب جذب انرژی خطی، لایه‌ی  $i$  ام و  $t_i$  ضخامت این لایه است. همچنین در رابطه ۱ بر اساس نظریه حفره برلین،  $f_i^{i-1}$  به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$f_i^{i-1} = d_{i-1} \left( \frac{dE}{\rho dx} \right)_i^{i-1} + (1 - d_{i-1}) \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i^{i-1} \quad (3)$$

در این رابطه  $\rho$  چگالی محیط و  $\left( \frac{dE}{\rho dx} \right)_i^{i-1}$  نسبت متوسط توان

توقف جرمی و  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i^{i-1}$  نسبت متوسط ضریب تضعیف جرمی

لایه  $i-1$  به  $i$  است. همچنین ضریب  $d_{i-1}$  نیز به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$d_i = \frac{1 - \exp(-\beta_i L_i)}{\beta_i L_i} \quad (4)$$

در این رابطه  $L_i$  طول متوسط وتر برای لایه  $i$  ام است که برای یک حفره محدب بر حسب حجم  $(V)$  و سطح  $(S)$  حفره به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$L = \frac{4V}{S} \quad (5)$$

همچنین مقدار  $\beta_i$  در رابطه ۴ به صورت زیر محاسبه می‌شود:

$$\beta = \frac{-\ln(0.04)}{t_{max}} \quad (6)$$

در این رابطه،  $t_{max}$  عمقی است که ۱٪ الکترون‌های تولید شده در اثر برهمکنش پرتوهای گاما، به آن می‌رسند. معمولاً این عمق معادل با برد الکترون‌ها در نظر گرفته می‌شود.

در رابطه ۱، مقدار  $D_{c,M1}$  نشان‌دهنده دز جذبی برای حالتی است که حفره در محیط  $M_1$  قرار گرفته است. اگر فرض شود حفره در محیط  $M_2$  قرار گیرد، در این صورت با استفاده از رابطه ۱، نسبت دز جذب شده در حفره برای حالتی که در محیط  $M_1$  قرار گرفته به حالتی که در محیط  $M_2$  قرار گرفته، به صورت زیر نوشته می‌شود:

$$\frac{D_{c,M1}}{D_{c,M2}} = \frac{(f_{M1}^i A_{M1}) \times f_{Air}^{M1}}{(f_{M2}^i A_{M2}) \times f_{Air}^{M2}} \quad (7)$$

با استفاده از رابطه‌ی ۷ می‌توان نسبت دز جذبی دو محیط دلخواه را به صورت تحلیلی محاسبه کرد.

## ۲.۲. شبیه‌سازی مونت کارلو

به منظور محاسبه نسبت دز در بافت‌های مختلف به آب از روش شبیه‌سازی با کد محاسباتی MCNP.4C استفاده شد [۶]. با توجه به استفاده از اتاقک یونش PTW-30013 برای اندازه‌گیری‌های تجربی، برای انجام شبیه‌سازی، جزئیات این اتاقک یونش شامل هندسه و جنس اتاقک در نظر گرفته شد. برای تعیین نسبت دز جذبی، فانتوم‌هایی با ابعاد  $30 \times 30 \times 30$  سانتی‌متر مکعب و با جنس‌های آب، ماهیچه، خون و استخوان شبیه‌سازی و اتاقک یونش در عمق ۵ سانتی‌متری هر فانتوم قرار گرفت. فاصله چشمه از اتاقک یونش  $80$  سانتی‌متر و اندازه میدان بر روی دیواره فانتوم  $10 \times 10$  سانتی‌متر مربع در نظر گرفته شد. به‌منظور تعیین دز جذبی در حجم حساس اتاقک یونش از تالی F4 استفاده شد. بر این اساس، با تعیین تالی F4 در حجم حساس با بهره‌گیری از رابطه ۸ میزان دز جذبی بر حسب واحد گری بر تعداد ذره گسیل شده از چشمه محاسبه شد.

$$D = 1.602 \times 10^{-10} \sum_j E_j \Phi_j \left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_j \quad (8)$$

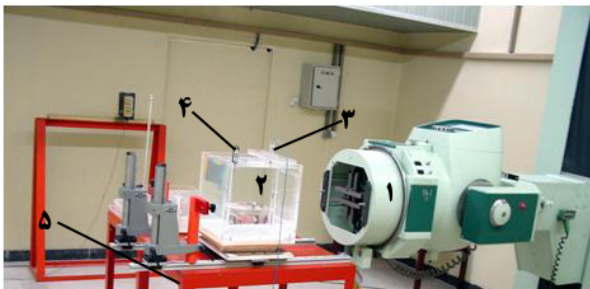
در این رابطه  $j$  شماره بازه انرژی،  $E_j$  و  $\Phi_j$  به  $\left( \frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_j$  - ترتیب انرژی، تالی F4 و ضریب جذب انرژی جرمی در این بازه انرژی است.

همچنین با استفاده از بیناب شتابدهنده‌های درمانی الکتا ۲۵ مگاولتی و زیمنس ۶ مگاولتی [۷]، میدان تابشی این شتابدهنده‌ها نیز شبیه‌سازی شد. در شتابدهنده ۶ مگاولتی زیمنس انرژی پرتوهای ایکس از ۲۵۰ کیلوکترن ولت تا حدود ۶ مگاالکترون ولت و متوسط انرژی بیناب در حدود ۲ مگاالکترون ولت است، همچنین محدوده انرژی در بیناب شتابدهنده ۲۵ مگاالکترون ولت الکتا از حدود ۲۵۰ کیلوکترن ولت تا ۲۵ مگا الکترون ولت است. متوسط انرژی

پرتوهای ایکس گسیل شده از این شتابدهنده در حدود ۴/۵ مگاالکترون ولت است.

## ۳.۲. اندازه‌گیری تجربی

برای ارزیابی صحت محاسبات انجام شده به روش تحلیلی و شبیه‌سازی مونت کارلو، اندازه‌گیری‌های تجربی نیز انجام شد. با استفاده از روش تجربی، نسبت دز جذبی در هوا به آب در میدان پرتویی کبالت-۶۰ با استفاده از اتاقک یونش PTW-30013 تعیین شد. برای تعیین میزان دز جذبی در آب، از چیدمان آزمایشی نشان داده شده در شکل ۲ استفاده شد.



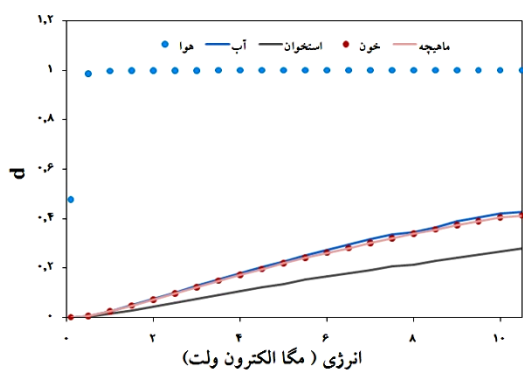
شکل (۲): چیدمان آزمایش برای تعیین دز جذبی در آب.

- ۱: چشمه کبالت-۶۰ Picker V6 Teletherapy، ۲: فانتوم آب،
- ۳: اتاقک یونش که در عمق ۵ سانتیمتری فانتوم قرار دارد، ۴: دماسنج و
- ۵: میز متحرک.

در اندازه‌گیری‌های تجربی از چشمه Picker V9 Teletherapy Unit موجود در آزمایشگاه دزیمتری استاندارد ثانویه - کرج استفاده شد. دز جذبی در عمق ۵ سانتی‌متری از فانتوم آب با استفاده از اتاقک یونش PTW-30013 تعیین شد. در حین اندازه‌گیری ابعاد اندازه میدان بر روی فانتوم  $10 \times 10$  سانتی‌متر مربع و فاصله اتاقک تا چشمه  $80$  سانتی‌متر بود. بار جمع شده حین پرتودهی در حجم حساس اتاقک با استفاده از الکترومتر PTW UNIDOS 1002 قرائت و با استفاده از ضریب کالیبراسیون اتاقک یونش در آب به دز جذبی تبدیل شد. همچنین در اندازه‌گیری مشابه دیگر، اتاقک یونش تحت شرایط

با استفاده از مقادیر گزارش شده در جدول ۱، کمیت  $d$  محاسبه که نمودار تغییرات این ضریب بر حسب انرژی در شکل ۳ نشان داده شده است.

همانگونه که در شکل ۳ مشاهده می‌شود، مقدار  $d$  برای هوا با افزایش انرژی افزایش یافته و به مقدار ۱ نزدیک می‌شود در حالی که این کمیت برای آب و بافت‌های ماهیچه، خون و استخوان تا محدوده انرژی ۱۰ مگا الکترون‌ولت به یک نمی‌رسد. علاوه بر این کمیت  $d$  برای آب، ماهیچه و خون تقریباً یکسان است که ناشی از نزدیک بودن چگالی و ترکیب آن‌ها است. با استفاده از مقادیر  $d$  می‌توان نسبت دز در بافت‌های مختلف به آب را محاسبه کرد.



شکل (۳): مقدار کمیت  $d$  بر حسب انرژی در بافت‌های مختلف.

در ابتدا به منظور ارزیابی صحت محاسبات تحلیلی و شبیه‌سازی‌های انجام شده، نسبت دز جذبی در آب به هوا محاسبه و با مقادیر تجربی مقایسه شد. برای تعیین تجربی همانطور که پیش از این اشاره شد، مقادیر دز جذبی در هوا و عمق ۵ سانتی‌متری فانتوم آب اندازه‌گیری شد. مقدار متوسط بار جمع‌آوری شده و دز جذبی اندازه‌گیری در آب و هوا به همراه نسبت دز جذبی در جدول ۲ ارائه شده است.

مقدار اندازه‌گیری شده به صورت تجربی با مقادیر محاسبه شده به صورت تحلیلی و شبیه‌سازی در جدول ۳ ارائه شد.

تبادل بار در فاصله ۸۰ سانتی‌متری در هوا قرار گرفت و میزان دز جذبی در هوا اندازه‌گیری شد. با استفاده از مقادیر اندازه‌گیری شده، نسبت دز جذبی در هوا به آب در میدان تابشی کبالت-۶۰ اندازه‌گیری شد.

### ۳. نتایج

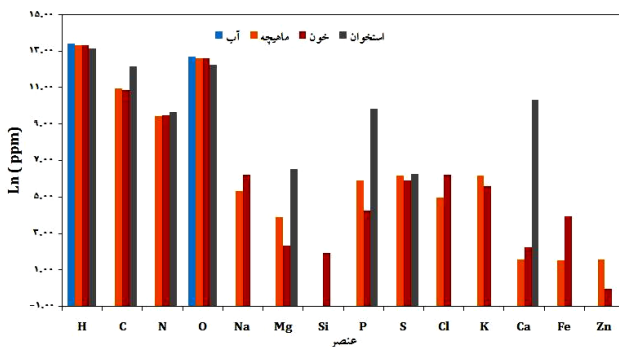
به منظور محاسبه نسبت دز جذبی در هوا، ماهیچه، خون و استخوان نسبت به آب با استفاده از روش تحلیلی مقادیر ضریب تضعیف جرمی و توان توقف این مواد از منابع شماره ۸ و ۹ استخراج شد. برای تعیین پارامتر  $\beta$  از رابطه ۶ استفاده شد. مقادیر محاسبه شده‌ی این پارامتر برای مواد مختلف، بر حسب انرژی در جدول ۱ نشان داده شده است.

جدول (۱): پارامتر  $\beta$  بر حسب انرژی در مواد و بافت‌های مختلف که

با استفاده از رابطه ۶ محاسبه شده است.

انرژی (MeV)	استخوان	خون	ماهیچه	آب	هوا
۰/۵	۸۷/۱۷۷	۵۱/۸۳۷	۵۱/۰۴۶	۴۸/۹۷۷	۰/۰۵۶
۱/۰	۲۰/۵۰۱	۱۲/۵۴۶	۱۲/۳۰۴	۱۱/۹۵۸	۰/۰۱۴
۱/۵	۱۰/۶۱۱	۶/۳۷۱	۶/۲۵۱	۶/۰۲۱	۰/۰۰۷
۲/۰	۶/۷۸۵	۴/۱۸۸	۴/۱۰۴	۴/۰۸۴	۰/۰۰۵
۲/۵	۵/۱۲۷	۳/۱۱۲	۳/۰۵۳	۲/۹۸۷	۰/۰۰۳
۳/۰	۴/۰۳۵	۲/۴۸۱	۲/۴۰۰	۲/۳۴۸	۰/۰۰۳
۳/۵	۳/۳۲۳	۲/۰۳۰	۲/۰۰۳	۲/۹۴۱	۰/۰۰۲
۴/۰	۲/۸۵۹	۱/۷۴۷	۱/۷۲۳	۱/۶۷۰	۰/۰۰۲
۴/۵	۲/۴۹۶	۱/۵۳۲	۱/۴۹۶	۱/۴۵۸	۰/۰۰۲
۵/۰	۲/۲۳۴	۱/۳۵۸	۱/۳۳۹	۱/۳۰۵	۰/۰۰۲
۵/۵	۱/۹۷۶	۱/۲۳۰	۱/۲۰۷	۱/۱۷۰	۰/۰۰۱
۶/۰	۱/۷۹۸	۱/۱۲۰	۱/۰۹۸	۱/۰۶۵	۰/۰۰۱
۶/۵	۱/۶۸۸	۱/۰۳۸	۱/۰۱۸	۰/۹۸۰	۰/۰۰۱
۷/۰	۱/۵۶۰	۰/۹۵۹	۰/۹۴۱	۰/۹۰۵	۰/۰۰۱
۷/۵	۱/۴۵۰	۰/۸۹۲	۰/۸۷۵	۰/۸۴۱	۰/۰۰۱
۸/۰	۱/۳۸۸	۰/۸۳۳	۰/۸۱۷	۰/۸۰۹	۰/۰۰۱
۸/۵	۱/۳۰۳	۰/۷۸۲	۰/۷۶۷	۰/۷۵۹	۰/۰۰۱
۹/۰	۱/۲۲۸	۰/۷۳۶	۰/۷۲۲	۰/۶۹۷	۰/۰۰۱
۹/۵	۱/۱۶۱	۰/۶۹۶	۰/۶۸۲	۰/۶۵۹	۰/۰۰۱
۱۰/۰	۱/۱۰۱	۰/۶۵۹	۰/۶۴۷	۰/۶۲۴	۰/۰۰۱
۱۰/۵	۱/۰۴۷	۰/۶۴۳	۰/۶۳۰	۰/۶۰۸	۰/۰۰۱

در جدول ۴ مشاهده می‌شود که نسبت دز جذبی ماهیچه و خون نسبت به آب نزدیک به یک است این در حالی است که نسبت دز جذبی استخوان به آب مقداری کم‌تر از یک است. این تغییر نسبت به این دلیل است که ساختار و چگالی اتمی ماهیچه و خون به آب نزدیک است در حالی که چگالی و ساختار اتمی استخوان با آب تفاوت دارد. در شکل ۴ ساختار اتمی آب، ماهیچه، خون و استخوان با یکدیگر مقایسه شده‌اند. با توجه به اینکه سطح مقطع برخورد به چگالی الکترونی وابسته است و استخوان چگالی الکترونی بالاتری نسبت به آب دارد انتظار می‌رود تضعیف در آن بیش‌تر باشد. اثر بیش‌تر بودن تضعیف در استخوان به صورت کم‌تر بودن دز جذبی در این ارگان نسبت به آب خود را نشان می‌دهد. این در حالی است که در خون و ماهیچه که چگالی الکترونی نزدیک به آب است، مقدار دز جذبی نزدیک به آب می‌باشد.



شکل (۴): مقایسه ساختار اتمی آب با چگالی ۱، ماهیچه با چگالی ۱/۸۵، خون با چگالی ۱/۰۶ و استخوان با چگالی ۱/۸۵ گرم بر سانتی‌متر مکعب [۱۰].

شکل ۴ نشان می‌دهد که ساختار اتمی آب، خون و ماهیچه بسیار به هم نزدیک است. و عمده عناصر تشکیل دهنده این بافت‌ها هیدروژن و اکسیژن است. البته در بافت‌های خون و ماهیچه عناصری همانند کربن، نیتروژن، سدیم، منیزیم، فسفر کلر و... نیز وجود دارد. بنابراین انتظار می‌رود که نسبت دز جذبی در خون و ماهیچه به آب، نزدیک به یک باشد. همچنین

جدول (۲): نسبت دز جذبی هوا به آب اندازه‌گیری شده در میدان

تابشی کبات-۶۰.			
محیط	متوسط بار جمع	ضریب	دز جذبی (mGy)
	آوری شده (nC)	کالیبراسیون	
		(mGy/nC)	
هوا	۰/۷۱۵	۴۹/۲±۰/۴	۳۵/۲±۰/۳
آب	۰/۵۹۴	۵۳/۶±۰/۵	۳۱/۸±۰/۳
نسبت دز جذبی هوا به آب			۱/۱۱±۰/۰۴

جدول (۳): مقایسه میان مقدار نسبت دز جذبی هوا به آب که به روش

تحلیلی، شبیه‌سازی و تجربی تعیین شده است.

روش	مقدار	اختلاف نسبی با روش تحلیلی	تجربه سازی	تفاوت نسبی با روش تحلیلی
تحلیلی	۱/۱۸	-	۲٪	۶٪
شبیه‌سازی	۱/۲۱	۹٪	-	۲٪
تجربی	۱/۱۱	۶٪	۹٪	-

در جدول ۳ اختلاف نسبی بین مقادیر نسبت دز جذبی به آب میان نتایج کم‌تر از ۱۰٪ می‌باشد. این میزان اختلاف نشان دهنده صحت محاسبات تحلیلی و شبیه‌سازی‌های انجام شده است. بر این اساس از روش محاسبات تحلیلی و شبیه‌سازی برای محاسبه نسبت دز جذبی در ماهیچه، خون و استخوان نسبت به آب استفاده می‌شود. مقادیر محاسبه شده برای نسب دز جذبی در جدول ۴ نشان داده شده است.

جدول (۴): مقادیر محاسبه شده نسبت دز در بافت‌های مختلف به آب

در میدان پرتویی شتابدهنده‌های الکتا ۲۵ و زیمنس ۶ مگاوتی.

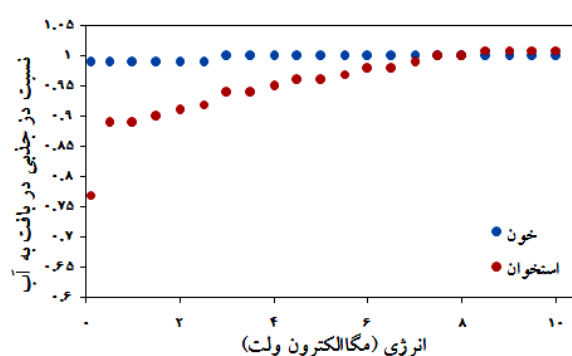
نسبت	زیمنس ۶ مگاوتی		الکتا ۲۵ مگاوتی	
	تجربه سازی	تجربه سازی	تجربه سازی	تجربه سازی
ماهیچه به آب	۱/۰۰	۱/۰۰	۱/۰۰	>۱٪
خون به آب	۰/۹۹	۰/۹۹	۰/۹۹	۴٪
استخوان به آب	۰/۸۸	۰/۹۱	۰/۹۱	۵٪

اما برای بافت‌هایی نظیر استخوان و ریه که دارای چگالی و ساختار اتمی متفاوت نسبت به آب هستند به خصوص در انرژی‌های پائین، می‌تواند منجر به اختلافاتی میان مقدار واقعی و مقدار محاسباتی شود که توسط محققین مختلف به آن اشاره شده است [۱-۵].

یکی از روش‌های تخمین دز جذبی در ارگان‌های مختلف که صحت آن نیز مورد قبول است، استفاده از روش‌های مبتنی بر شبیه‌سازی‌های مونت کارلو است. اگرچه این روش‌ها می‌توانند منجر به جواب‌های قابل قبولی شوند، اما زمان‌بر بودن آن‌ها سبب می‌شود استفاده از این روش برای برنامه‌های طراحی درمان چندان مرسوم نباشد. البته ذکر این نکته ضروری است که همواره روش تحلیلی با تقریب‌هایی همراه است که سبب کاهش صحت محاسبات می‌شود، در مواردی که صحت بالا نیاز است کماکان روش‌های مبتنی بر شبیه‌سازی‌های مونت کارلو استفاده می‌شود. برای انجام برآوردهای اولیه و صرفه‌جویی در وقت، استفاده از روش‌های تحلیلی ارزیابی شده پیشنهاد می‌شود. بر این اساس در این مقاله با استفاده از روش تحلیلی نسبت دز جذبی در بافت‌های ماهیچه، خون و استخوان به آب در میدان تابشی شتابدهنده‌های درمانی الکتا ۲۵ مگاولتی و زیمنس ۶ مگاولتی محاسبه شد. نتایج محاسبات نشان می‌دهد که نسبت دز جذبی ماهیچه و خون نسبت به آب با توجه به ساختار اتمی و چگالی مشابه به یک نزدیک است در حالی که این عدد برای نسبت استخوان به آب برای شتابدهنده‌های الکتا و زیمنس به ترتیب ۰/۹۶ و ۰/۹۱ است. البته با افزایش انرژی فوتون فرودی، این نسبت به یک نزدیک می‌شود. از نتایج این تحقیق می‌توان برای اصلاح خروجی الگوریتم‌های مورد استفاده در برنامه‌های طراحی درمان به منظور افزایش صحت مقدار دز جذبی تخمین زده شده در ارگان‌هایی که دارای ساختار متفاوت نسبت به آب هستند، استفاده کرد.

در شکل ۴ مشاهده می‌شود وجود عناصری همچون کلسیم، فسفر و منیزیوم در استخوان به مراتب بیش‌تر از آب، ماهیچه و خون است که سبب تفاوت در چگالی و ساختار اتمی بافت استخوان نسبت به سایر بافت‌ها می‌شود.

از دیگر عوامل تاثیرگذار بر نسبت دز جذبی بافت‌های مختلف به آب انرژی پرتوی فرودی است. در شکل ۵ نسبت دز جذبی خون به آب و استخوان به آب که به روش تحلیلی محاسبه شده، رسم شده است.



شکل (۵): تغییرات نسبت دز جذبی در بافت به آب بر حسب انرژی فرودی که با استفاده از روش تحلیلی محاسبه شده است.

در شکل ۵ مشاهده می‌شود که نسبت دز جذبی در خون به آب همواره به یک نزدیک است که البته با توجه به نزدیک بودن ساختار اتمی و چگالی خون و آب کاملاً قابل انتظار است. در مورد نسبت دز جذبی استخوان به آب مشاهده می‌شود که این نسبت در انرژی‌های پایین در حدود ۰/۷۷ است و با افزایش انرژی این نسبت به یک نزدیک می‌شود.

#### ۴. نتیجه‌گیری

بیش از ۶۰٪ از بافت بدن معادل آب است. از این رو در فرآیندهای پرتودرمانی، دز دریافتی ارگان‌های مختلف بر حسب دز جذبی در آب تعیین می‌شود. اگرچه این تقریب برای بخش عمده‌ای از بدن به جواب‌های صحیح منجر می‌شود.

## ۵. مراجع

- [1] J.V. Siebers, P.J. Keall, A.E. Nahum and R. Mohan. Converting absorbed dose to medium to absorbed dose to water for Monte Carlo based photon beam dose calculations., *Phys. in Med and Biol.* 45 (2000) 983–995.
- [2] N. Dogan, J.V. Siebers and P.J. Keall. Clinical comparison of head and neck and prostate IMRT plans using absorbed dose to medium and absorbed dose to water., *Phys. in Med and Biol.* 51 (2006) 4967–4980.
- [3] S. Rana and S. Pokharel. Dose-to-medium vs. dose-to-water: Dosimetric evaluation of dose reporting modes in Acuros XB for prostate, lung and breast cancer. *Int J Cancer Ther Oncol.* 2 (2014) 1–7.
- [4] M.N. Usmani, N. Masai, R. Oh, H. Shiomi, D. Tatsumi, H. Miura, T. Inoue and M. Koizumi. Comparison of absorbed dose to medium and absorbed dose to water for spine IMRT plans using a commercial Monte Carlo treatment planning system. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology.* 3 (2014) 60–66.
- [5] S.K. Gopal and P.C. Dash. Dose-to-medium vs. dose-to-water: Dosimetric evaluation of head and neck VMAT cases using Monaco treatment planning system. *Int J Cancer Ther Oncol.* 4 (2016) 1–7.
- [6] J.F. Briesmeister. MCNP4C Monte Carlo N-Particle Transport Code System. MCNP-4C. Monte Carlo N-Particle Transport Code System, (2000).
- [7] D. Sheikh-Bagheri and D.W.O. Rogers. Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code. *Medical Physics.* 29 (2002) 391–402.
- [8] J. Hubbell and S. Seltzer. Tables of X-ray mass attenuation coefficients and mass energy-absorption coefficients (version 1.4). National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD, (2004).
- [9] C. Suplee. Stopping-Power & Range Tables for Electrons, Protons, and Helium Ions (2009).
- [10] R.J. McConn, CG. Gesh, RT. Pagh, RA. Rucker and RG. Williams III. Compendium of material composition data for radiation transport modeling, Pacific northwest national laboratory, PIET-43741-963, PNNL-15870 Rev. 1 (2011).