

ارزیابی ایمنی RF دستگاه اتساع دهنده بافت پستان برای MRI: شبیه سازی عددی و آزمایش

چکیده

این مطالعه روش ارزیابی ایمنی فرکانس رادیویی مربوط به MRI (RF) دستگاههای اتساع دهنده بافت پستان را شرح داده و معیارهای ایمنی را تعیین می نماید. شبیه سازیهای عددی و اندازه گیریهای آزمایشی در فرکانس 64MHz با ژل فامتوم محتوی اتساع دهنده پستان انجام شدند. به علاوه، مدلسازی محاسباتی (در فرکانس های 64 و 128MHz) با یک مدل خانم بالغ، با دستگاه اتساع دهنده بافت پستان ایمپلنت شده مجازی برای چهار موقعیت لندهمارک تصویربرداری، اجرا گردید. دستگاه اتساع دهنده بافت پستان منجر به تغییرات قابل توجهی در نرخ جذب خاص (SAR) و توزیع $B1 + A$ گردید. منبع اصلی تغییرات SAR با استفاده از دستگاه اتساع دهنده بافت پستان، کیسه پر شده با سالیین اتساع دهنده بود. برعکس، تغییر میدان مغناطیسی RF ($B1 + A$) عمدتاً ناشی از پورت فلزی بود. مقادیر اندازه گیری شده دامنه میدان مغناطیسی، به خاطر وجود دستگاه اتساع دهنده، به طور قابل توجهی افزایش نیافتند. ماکزیمم مقادیر SAR متوسط 1 یا 10 گرم در بافتهای نزدیک ایمپلنت پائین تر از حد انتظار در مناطق دیگر بدن بیمار بود، در خط مرکزی کوئل نرمال سازی $B1 + A$ برابر با 2 μT و SAR متوسط کل بدن برابر با 4W/kg بود.

واژگان کلیدی- مدلسازی محاسباتی، تفاضل محدود حوزه زمان (FDTD)، نرخ جذب خاص (SAR)،

سلامت زنان

1. مقدمه

جامعه سرطان آمریکا برآورد نمود که هر ساله در آمریکا بیش از 250000 مورد جدید از سرطان سینه رخ می دهد. بازسازی پستان پس از ماسکتومی معمولاً با استفاده از اتساع دهنده های بافت انجام شده و تکنیکی معمول برای بازسازی پستان به شمار می رود. طبق مطالعه انجام شده در سال 2003 مشتمل بر 1984 فرد مبتلا به سرطان سینه، تقریباً 49 درصد از افراد تحت ماسکتومی قرار گرفتند. این امر منجر به استفاده از تعداد قابل توجهی اتساع دهنده بافت پستان گردیده است. هرچند تعداد دقیق چنین دستگاههای مورد استفاده مشخص

نیست، اما پایگاه داده سازمان غذا و دارو (FDA) نشان می دهد که بیش از 50 دستگاه اتساع دهنده بافت پستان از طریق فرایند FDA 510(k) ترخیص شده است.

بیمارانی که در آنها از اتساع دهنده بافت پستان استفاده می شود، بعضاً برای پیگیری باید MRI شوند. اما، نگرانیهای ایمنی حل نشده ای در رابطه با کاربرد این دستگاهها در محیط MR وجود دارد. به خاطر عدم وجود لیبل گذاری (برچسب) شرطی MR برای دستگاههای قبلاً ترخیص شده، اسکن MRI بیمارانی با این دستگاهها، یک شیوه بدون لیبل تلقی شده به همین خاطر نگرانیهای ایمنی باید به شکلی بهتر درک و توزیع شوند.

اتساع دهنده های بافت پستان از یک کیسه (به عبارتی دیوار الاستومری)، با شل یا پوسته بیرونی سیلیکونی و یک شیر داخلی یا پورت فلزی خارجی برای تزریق مایع نمکی تشکیل می شوند. معمولاً، یک آهنربای دائمی کوچک در داخل پورت فلزی قرار داده می شود تا بدین طریق مکان اسلات تزریق برای تزریق سالین اضافی مشخص گردد. پس از کاشت (ایمپلنت) کیسه، به تدریج طی چند هفته با تزریق دوره ای سالین از طریق پورت، بزرگ می شود. زمانی که به اندازه هدف می رسد، دستگاه در نهایت با ایمپلنت دائمی پستان جایگزین می شود. حضور پورت فلزی و آهنربا (مگنت) موجود در دستگاه، نگرانیهای ایمنی ممکن در محیط MRI، در رابطه با گرم شدن ناشی از فرکانس رادیویی (RF) بافت، گرم شدن ناشی از گرادیان و اثرات نیروهای مکانیکی و گشتاور بر دستگاه را افزایش می دهد. حضور فلز می تواند آرتیفکت های تصویر قابل توجهی نیز تولید نموده و منجر به از دست رفتن کاربرد تشخیصی تصاویر گردد. بنابراین، برای اتساع دهنده های بافت پستان بکاررفته در بیماران ماسکتومی، توسعه و ارزیابی دقیق اثرات محیط MRI ضروری می باشد.

اخیراً، [5] *Nava et al.* نیروهای تولید شده در چهار نمونه با میدان مغناطیسی ایستا بر روی ایمپلنت اتساع دهنده بافت پستان به خاطر حضور آهنربای دائمی در بدن ایمپلنت، مورد مطالعه و بررسی قرار داده اند. مطالعه انجام شده با استفاده از سیستم 1.5T، به نیروهای جاذبه قابل توجهی (انحراف $>60^\circ$) دست یافت. نتایج بدست آمده شبیه به نتایج مشاهده شده در کار حاضر است. علی رغم نتایج بدست آمده، *Nava et al.* به این نتیجه رسیدند که تحت شرایط انتخاب شده، MRI امکان پذیر می باشد، و این مسئله پتانسیل استفاده بدون لیبل را فراهم می آورد. به علاوه، مطالعه انجام شده شامل داده های تصویر مادون قرمز گرما بر روی سطح ژل

فانتوم نمکی تقلید کننده بافت محتوی دستگاه اتساع دهنده بافت پستان براساس استاندارد ASTM F2182-09 می شد و گفت که گرم شدن نگرانی اصلی به حساب نمی آید. اما گرم شدن ناشی از RF دارای وابستگی فضایی قوی است و همچنین این نگرانی وجود دارد که اندازه گیری ها برروی سطح فانتوم به گرم شدن ناشی از RF در منطقه اطراف اتساع دهنده پستان کاملاً دست نیابند.

هدف این مطالعه، بررسی مجدد نگرانیهای ممکن راجع به ایمنی RF با اتساع دهنده پستان در طول یک اسکن MRI است. در طول یک اسکن MRI، استفاده از پالس های RF از طریق کوپلینگ یا جفت شدگی میدان الکتریکی و جریانات گردابی القایی در بدن، منجر به رسوب دهی انرژی در فرد می گردد. انرژی تلف شده در بیمار در طول اسکن، از لحاظ SAR مورد ارزیابی قرار می گیرد، که به صورت مقدار توان جذب شده در واحد جرم بافت تعریف می شود. زمانی که در بدن از ایمپلنت های فلزی استفاده می شود، جریانات القایی در ایمپلنت ها می توانند SAR محلی و دما در بافت اطراف را به طور قابل توجهی کاهش دهند. به علاوه، حجم بزرگی از ماده دی الکتریک تعبیه شده نیز پتانسیل تغییر میدان های الکتریکی اطراف را دارد.

با وجود گزارشات متعدد در مورد اثر دستگاههای غیرفعال فلزی کوچک بر میدان های القایی، اثرات دستگاه بزرگی نظیر ایمپلنت پستان پر شده با سالیسین یا سیلیکون، مورد توجه زیادی قرار نگرفته است. گزارش فوق الذکر *Nava et al.* شامل اندازه گیری جدید گرم شدن ناشی از RF برروی دستگاههای اتساع دهنده پستان با

استفاده از گونه ای از استاندارد تست ASTM می شد. اما، استفاده از یک دوربین مادون قرمز، حجم ارزیابی را به سطح فانتوم محدود کرده و قادر به تشخیص تغییرات دمایی عمیق در داخل فانتوم نمی باشد. به علاوه، به خاطر اختلافات موجود در میداین RF محلی، مقادیر گرم شدن ناشی از RF اندازه گیری شده در فانتوم ASTM، با شرایط محیط طبیعی و بافت زنده تفاوت دارند. مدلسازی محاسباتی شیوه ای مناسب برای کشف اثرات SAR اطراف دستگاه ایمپلنت شده عرضه نموده و همچنین به دنبال دستیابی به اثرات در یک مدل آناتومیکی درست می باشد. به همین خاطر در مطالعه حاضر از مدل محاسباتی آناتومیکی دقیق یک زن بالغ استفاده گردید. به علاوه، مطالعات اخیر نشان می دهند که طبق مطالعات شبیه سازی اخیر، تعیین موقعیت بیمار در طراحی قطر سوراخ و کوئل RF، می تواند نقشه های SAR را به طور قابل توجهی تغییر دهد، به همین خاطر اثر تعیین موقعیت نیز در این مطالعه مورد ارزیابی قرار می گیرد.

2. روشها

شیوه بکاررفته در این مطالعه، ارزیابی عددی و آزمایشی ایمنی RF دستگاههای اتساع دهنده بافت پستان در فانتوم ASTM برای مطالعه آزمایشگاهی است. این کار به صورت اعتبارسنجی شبیه سازی عددی با نتایج آزمایشی با نگاه به میدان های الکتریکی و مغناطیسی انجام شد. از طریق شبیه سازی عددی، دستگاهها در محیط طبیعی بیشتر مورد تحلیل قرار گرفتند. هدف از این کار درک انرژی جذب شده در بافت های سلول انسان در یک محیط RF MR است.

A. شبیه سازیهای عددی

این مطالعه به وسیله شبیه سازیهای عددی براساس روش FDTD و مدل محاسباتی یک خانم بالغ انجام شد. از شبیه سازیها برای تولید توزیع های B_1^+ و SAR در فرکانسهای 64 و 128MHz استفاده گردید (نظیر فرکانس های پروتون 5.1 و 3.0 T MRI). دستگاه اتساع دهنده بافت پستان با سالیین ژنریک، پر شده و برای مدل بدن در چهار موقعیت لندمارک متفاوت در امتداد محور Z مورد ارزیابی قرار گرفت، به عبارتی شانه، قلب، استرنوم (جناغ)، و شکم. هر موقعیت لندمارک براساس مکان کوئل بدن متمرکز در محور Z نامگذاری گردید. به طور مثال، لندمارک قلب نشان می دهد که مرکز کوئل بدن با مرکز قلب در محور Z همراستا است. به منظور مقایسه، آنالیز همچنین به ایمپلنت پستان پر شده با سیلیکون ژنریک محتوی مولفه های غیر فلزی یا مغناطیسی توسعه یافت.

1) مدل محاسباتی ایمپلنت های پستان: برای این مطالعه یک نوع ژنریک از دستگاه اتساع دهنده پستان (با اتساع دهنده لیبل گذاری شده است)، محتوی یک اتساع دهنده کل پستان با پورت فلزی، یک پوسته (شل) الاستومری و کیسه سالیین پر شده (به شکل 1(c) نگاه کنید) مدلسازی گردید. اتساع دهنده، براساس نمونه های محصول فیزیکی، ساخته و به صورت یک کیسه مستطیلی در یک پوسته الاستومری با محورهای ماژور و مینور به ترتیب 108 و 82 میلی متر، و ضخامت 35 میلی متر، شکل داده شد. پورت فلزی از دو کمپارتمان یا محفظه استوانه ای با قطر پایه 36 میلی متر و ارتفاع 9 میلی متر تشکیل می شد. قطر بخش بالا 5.13 میلی متر و ارتفاع آن 5 میلی متر بود. دستگاه نیز دارای دو سوراخ کوچک با قطر 2 میلی متر بود که برای کنترل مایع، به صورت متقارن در طرفین مخالف قرار گرفته بودند (پیکان های زرد در شکل 1(c)). کاور یا پوشش پورت

الاستومری دارای قطر پایه 44 میلی متر، قطر درونی (ID) 36.5 میلی متر، و ارتفاع 10 میلی متر است. بخش بالا که محتوی یک آهنربای دائمی کوچک از جنس ساماریوم کبالت است، دارای قطر بیرونی 26 میلی متر، ID 20 میلی متر و ارتفاع 3 میلی متر است.

کمپارتمان فلزی دستگاه (به شکل 1(c) نگاه کنید)، از یک گارد نیدل (سوزن) تیتانیوم محتوی آهنربا و سیلیکون چسبنده تشکیل می شد. رسانایی (σ) و گذردهی یا ثابت دی الکتریک نسبی (ϵ_r) مواد دستگاه به

صورت زیر تعریف شدند: تیتانیوم ($\sigma = 2.33 \times 10^6 \text{ S/m}, \epsilon_r = 1$)، ساماریوم- کبالت

($\sigma = 1.16 \times 10^6 \text{ S/m}, \epsilon_r = 1$)، سالین ($\sigma = 0.47 \text{ S/m}, \epsilon_r = 80$)، الاستومر سیلیکون با

سازگاری بالا ($\sigma = 1.0 \times 10^{-3} \text{ S/m}, \epsilon_r = 3$)، شل یا پوسته الاستومری

($\sigma = 1.0 \times 10^{-13} \text{ S/m}, \epsilon_r = 1$) که دامنه تغییرپذیری بسته به نوع تولید کننده را نشان می دهد.

تعیین موقعیت (موقعیت یابی) دستگاه اتساع دهنده در منطقه پستان مدل انسانی خانم بالغ در شکل 1(d)

نشان داده شده است. دستگاه در منطقه بافت پستان بدون مورفینگ بافت قرار داده شد، با این فرض که بعد از

عمل جراحی ماسکتومی، بافت ها عمدتاً برداشته شدند. خصوصیات الکتریکی منطقه پستان به صورت

در فرکانس $\sigma = 0.029 \text{ S/m}, \epsilon_r = 5.8$ و $\sigma = 0.030 \text{ S/m}, \epsilon_r = 5.7$ در فرکانس 64MHz

128MHz تخصیص داده شدند، با این فرض که چربی، جزء سازنده غالب منطقه به حساب می آید. در این

مطالعه، نزدیکترین فاصله بین دستگاه و پوست در محور x ، 0.9 سانتی متر، در محور y ، 0.5 سانتی متر و در

محور z ، 1.8 سانتی متر بود. حجم مورد نظر (VOI) دستگاه (به باکس مستطیلی اشکال 3-6 نگاه کنید) به

صورت حجم $350 \times 300 \times 80 \text{ mm}^3$ اطراف دستگاه اتساع دهنده تعریف شد. در محور x ، مرکز VOI،

-1.3 cm دور از مرکز دستگاه قرار داشت تا بدین طریق قابلیت دید دستگاه با توجه به منطقه اطراف بهبود

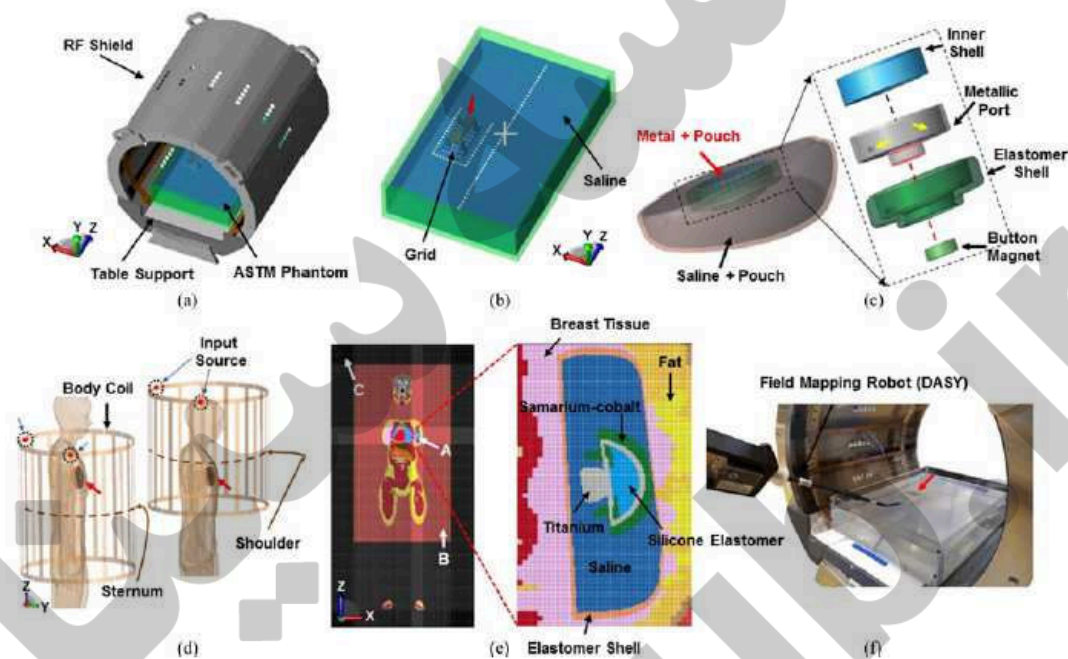
یابد.

برای تحلیل اضافی دو پیکره بندی دیگر دستگاه اتساع دهنده نیز مدلسازی گردید: فقط فلز که شامل پورت

فلزی و پوسته الاستومری می شود، اما فاقد سالین است و فقط سالین، که شامل پوسته الاستومری و سالین پر

شده می شود اما فاقد پورت فلزی است. بالاخره، به منظور مقایسه، یک ایمپلنت پستان مبتنی بر سیلیکون

ژنریک هم اندازه اما بدون پورت فلزی (به صورت سیلیکون لیبیل گذاری شده است) نیز مدلسازی گردید. این مدل شامل پوسته الاستومری شده و طبق اظهارات فوق محتوی سیلیکون (به جای سالین) و فاقد اجزای فلزی است. خصوصیات الکتریکی سیلیکون عبارتند از: $\sigma = 0.10 \text{ S/m}$, $\epsilon_r = 11.7$. شبیه سازیها در فرکانس 128MHz، با پنج شرایط متفاوت انجام شدند: (1 بدون ایمپلنت، 2) اتساع دهنده، (3 فقط فلز، 4) فقط سالین و (5) سیلیکون.



شکل 1. مدل هندسی استفاده شده برای مطالعه. (a) مدل کوئل RF و شیلد RF بارگذاری شده با فانتوم ASTM. (b) فانتوم ASTM پر شده با محلول سالین و بارگذاری شده با دستگاه (پیکان قرمز). دستگاه در شبکه ثابت می شود (پیکان سیاه). خطوط نقطه چین سفید، مکان تقریبی صفحات عرضی و سهمی را نشان می دهند که $\|B_{xy}\|$ و $\|E\|$ اندازه گیری و محاسبه شدند. خط ضربه سفید مکان مبدا را نشان می دهد. (c) مدل دستگاه اتساع دهنده پستان. دستگاه محتوی فلز (پیکان قرمز) و سالین (پیکان سیاه) است. با استفاده از پورت تزریق سالین (پیکان زرد)، اندازه دستگاه را می توان تغییر داد. (d) مدل کوئل RF چارچوب فلزی بالا گذر 16 میله ای بارگذاری شده با مدل خانم آناتومیکی (Ella) و دستگاه (پیکان قرمز). دو موقعیت از چهار موقعیت اندمارک ارزیابی شده نشان داده شده است: استرنوم (چپ) و شانه (راست). مکان منابع ورودی نشان داده شده بود. (e) مش استفاده شده برای مطالعه. شبکه مولتی رزولوشنی (چند وضوحی) استفاده شده برای شبیه سازیها،

با $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}^3$ (منطقه A، من جمله دستگاه)، $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ (منطقه B، در شیلد RF و مدل Ella) و $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ (منطقه C، خارج از شیلد RF). راه اندازی آزمایشی با روبات نقشه برداری میدانی و دستگاه اتساع دهنده پستان (پیکان قرمز) برای اندازه گیریها.

به علاوه، تحلیل حساسیت با مدل سیلیکون، با ID کوئل بدن 610 میلی متر با استفاده از دو مقدار متفاوت برای رسانایی و هدایت، انجام شد، به عبارتی $\sigma_1 = 0.1 \text{ S/m}$ و $\sigma_2 = 1 \text{ S/m}$ که دامنه تغییرپذیری برای سیلیکون را بسته به تولید کننده، نشان می دهد. حساسیت SAR به صورت زیر محاسبه گردید:

$$\text{SAR Sensitivity} = 100 \times \left(\frac{\text{SAR}_{\sigma_2} - \text{SAR}_{\sigma_1}}{\text{SAR}_{\sigma_1}} \right) / (\sigma_2 - \sigma_1) \quad [\% / (\text{S/m})] \quad (1)$$

در این رابطه SAR_{σ_1} و SAR_{σ_2} مقدار SAR (به عبارتی، SAR_{1g} یا SAR_{10g}) محاسبه شده برای σ_1 و σ_2 و نرمال شده برای $|B_1^+| = 2 \mu\text{T}$ در مرکز کوئل RF را نشان می دهند.

مقادیر SAR بعد از نرمال سازی $|B_1^+| = 2 \mu\text{T}$ به صورت زیر محاسبه شدند:

$$\text{SAR}_{\text{after}} = \left(\frac{2 \mu\text{T}}{|B_1^+|_{\text{center}}} \right)^2 \times \text{SAR}_{\text{before}} \quad (2)$$

در این رابطه $\text{SAR}_{\text{after}}$ و $\text{SAR}_{\text{before}}$ ، مقدار SAR بعد و قبل از نرمال سازی را نشان داده و $|B_1^+|_{\text{center}}$ ، $|B_1^+|$ در مرکز کوئل است.

در این مطالعه، اندازه هندسی دستگاه اتساع دهنده پستان مطابق برای تطبیق با مدل انسانی ثابت گردید، به عبارتی، در شبیه سازیهای عددی از Ella استفاده گردید. در کاربردهای بالینی، اندازه دستگاه معمولاً براساس آناتومی بیمار تنظیم می شود. اما، ازدو شرایط پر شدن متفاوت دستگاه، به عبارتی کامل و نیم کامل، برای ارزیابی تغییرات میدان الکترومغناطیسی در فرکانس 64MHz استفاده گردید.

(2) مدل محاسباتی کوئل RF برای اجرای شبیه سازیها در فرکانس های 64 و 128MHz، از سه شکل هندسی متفاوت مدل کوئل بدن چهارچوب فلزی بالاگذر 16 میله ای مربعی استفاده گردید. مدل کوئل اول)

کویل 750 میلی متری، فرکانس 128MHz) دارای ID 750 میلی متر و یک شیلد RF بود (ID = 825 mm, L = 850 mm). طول درونی کویل (به عبارتی، طول بدون عرض میله حلقه انتهایی) 250 میلی متر و طول بیرونی آن 600 میلی متر بود (Zurich Med Tech, Zurich, Switzerland) MITS1.5. مدل کویل دوم ("610 mm coil," 128 MHz) دارای ID 610 میلی متر و یک شیلد RF (ID= 660, L = 1220 mm) و طول درونی و بیرونی آن به ترتیب 570 و 620 میلی متر بود. مدل کویل سوم ("746 mm coil," 64 MHz) دارای ID 746 میلی متر و یک شیلد RF (ID= 827, L = 845 mm) و طول درونی و بیرونی آن به ترتیب 570 و 650 میلی متر بود (به جدول 1 نگاه کنید).

خازن های تیونینگ در حلقه های انتهایی قرار داده شده و دارای مقادیر 74 pF (64 MHz/1.5T, 746 mm coil), 14 pF (128 MHz/3T, 750 mm coil) و 16.5 pF (128 MHz/3T, 610 mm coil) (به شکل 1(d) نگاه کنید) هستند. هر کویل با فرض شرایط تیونینگ ثابت، مدلسازی و بدین طریق کاربردهای آن در شرایط بالینی و تحقیق قبل شرح داده شد. تغییر فرکانس رزونانس (تشدید) با اضافه کردن دستگاه اتساع دهنده پستان تست، و مینیمال بودن آن تصدیق گردید (مثلاً با کویل 610 میلی متری در 3.0T، فرکانس رزونانس با اتساع کننده 127.98MHz و بدون آن 128.02MHz بود) (به جدول 1 نگاه کنید).

جدول 1. مدل های کویل RF

	750 mm coil (3.0 T)	610 mm coil (3.0 T)	746 mm coil (1.5 T)
Inner diameter (ID) [mm]	750	610	746
Inner length [mm]	520	570	570
Outer length [mm]	600	620	650
Tuning capacitor [pF]	14	16.5	74
RF shield – ID [mm]	825	660	827
– Length [mm]	850	1220	845

در شبیه سازیهای عددی از دو پورت ورودی برای هر کوپل RF استفاده گردید. هر پورت ورودی به صورت منبع ولتاژ با رزیستور 50Ω در حالت سری یا متوالی، شکل موج سینوسی در فرکانس 64 یا 128MHz، و فاز 0° یا 90° تنظیم و بدین طریق تحریک درجه دوم بدست آمد (به شکل 1(d) نگاه کنید).

(3) مدل محاسباتی فانتوم ASTM: در این مطالعه از مدل فانتوم ASTM (فانتوم)، مبتنی بر روش تست استاندارد ASTM (به شکل 1(a) و (b) نگاه کنید) نیز استفاده گردید. ابعاد فانتوم به شرح ذیل بود: طول 650 میلی متر، عرض 420 میلی متر و ارتفاع 90 میلی متر. خصوصیات الکتریکی حجم داخلی به شرح ذیل بود: $\sigma = 0.47 \text{ S/m}$ و $\epsilon_r = 80$.

(4) مدل محاسباتی بدن انسان: برای مطالعه حاضر، از یک مدل انسانی خانم بالغ استفاده گردید (خانواده مجازی Ella). این مدل دارای 36 ساختار آناتومیکی متمایز است و خصوصیات الکتریکی مثل پژوهش قبل تخصیص داده شدند. شبیه سازیها با مدل بدن در چهار موقعیت لندمارک متفاوت یعنی شانه، قلب، استرنوم (لندمارک مرجع، شکل 1(d) و (e)) و شکم انجام شدند. آفست لندمارک ها در امتداد محور Z با توجه به مرجع به صورت زیر بود: -280 mm (شانه)، -145 mm (قلب)، و $+165 \text{ mm}$ (شکم).

(5) پیاده سازی عددی FDTD: در شبیه سازیهای عددی، برای به حداقل رساندن زمان محاسبه و نیازمندیهای حافظه از یک شبکه مولتی رزولوشنی با $0.5 \times 0.5 \times 0.5 \text{ mm}^3$ (منطقه A، به عبارتی حجم محتوی دستگاه)، $5 \times 5 \times 5 \text{ mm}^3$ (منطقه B، حجم درون شیلد RF من جمله مدل بدن) و $20 \times 20 \times 20 \text{ mm}^3$ (منطقه C، حجم بیرون شیلد RF) استفاده گردید (به شکل 1(e) نگاه کنید). شرایط مرزی به صورت 12 لایه کاملاً تطبیقی تنظیم شد. نتایج شبیه سازی داده های مولتی رزولوشن با استفاده از روش درونیایی خطی دو بعدی (2-D) نرم افزار تجاری (MAT- LAB, the MathWorks, Inc., Natick, MA) و اطلاعات شبکه مدلهای شبیه سازی بازسازی گردید. کلیه شبیه سازیهای عددی به آستانه همگرایی -60dB رسیدند.

شبیه سازیهای عددی با استفاده از نرم افزار تجاری موجود (x³FDTD, PA) (MATLAB, the MathWorks, Inc., Natick, MA) و اطلاعات شبکه مدلهای شبیه سازی بازسازی گردید. کلیه شبیه سازیهای عددی به آستانه همگرایی -60dB رسیدند.

شبیه سازیهای عددی با استفاده از نرم افزار تجاری موجود (x³FDTD, PA) (MATLAB, the MathWorks, Inc., Natick, MA) و اطلاعات شبکه مدلهای شبیه سازی بازسازی گردید. کلیه شبیه سازیهای عددی به آستانه همگرایی -60dB رسیدند.

(the MathWorks, Inc., Natick, MA). نتایج شبیه سازی با استفاده از دو شیوه متفاوت نرمال گردید:

(1) SAR متوسط کل بدن (SAR_{WB}) برابر با 4 W/kg (مد عملیاتی کنترل شده سطح اول)، یا (2)

$|B_1^+|$ برابر با $2 \mu\text{T}$ در خط مرکز تک وکسلی کوپل نظیر زاویه فلیپ 90 درجه پالس RF مستطیلی 3ms .

دامنه SAR_{WB} ($|B_1^+|$), SAR متوسط 1g (SAR_{1g}) و SAR متوسط 10g

(SAR_{10g}) بر روی حجم مورد نظر محاسبه گردید، در اینجا SAR_{1g} به مقدار متوسط SAR در

منطقه 1 گرم از بافت اطراف وکسل اشاره می کند و برای SAR_{10g} نیز به همین نحو می باشد. اختلاف

$|B_1^+|$ ($\Delta|B_1^+|$) با و بدون اتساع دهنده، در سراسر پیکسل به صورت زیر محاسبه گردید:

$$\Delta|B_1^+| = \frac{|B_1^+|_{\text{With}} - |B_1^+|_{\text{Without}}}{\text{mean}(|B_1^+|_{\text{Without}})} \times 100 [\%] \quad (3)$$

در این رابطه $|B_1^+|_{\text{without}}$ میانگین، مقدار میانگین $|B_1^+|$ بر روی حجم مورد نظر بدون دستگاه اتساع دهنده پستان می باشد.

اختلافات SAR_{1g} و SAR_{10g} با و بدون دستگاه به صورت زیر محاسبه گردید:

$$\begin{cases} \Delta SAR_{1g} = \frac{SAR_{1g - \text{with}} - SAR_{1g - \text{without}}}{\text{mean} SAR_{1g - \text{without}}} \times 100 [\%] \\ \Delta SAR_{10g} = \frac{SAR_{10g - \text{with}} - SAR_{10g - \text{without}}}{\text{mean} SAR_{10g - \text{without}}} \times 100 [\%] \end{cases} \quad (4)$$

در این رابطه $SAR_{1g - \text{without}}$ و $SAR_{10g - \text{without}}$ میانگین، به ترتیب مقدار میانگین SAR_{1g} و

SAR_{10g} بر روی حجم مورد نظر بدون دستگاه را نشان می دهند. اختلاف پیک SAR_{1g}

($SAR_{1g - \text{peak}}$) و $SAR_{10g - \text{peak}}$ ، با و بدون دستگاه به صورت زیر محاسبه گردید:

$$\Delta SAR_{\text{Peak}} = \frac{SAR_{\text{Peak} - \text{with}} - SAR_{\text{Peak} - \text{without}}}{SAR_{\text{Peak} - \text{without}}} \times 100 [\%]. \quad (5)$$

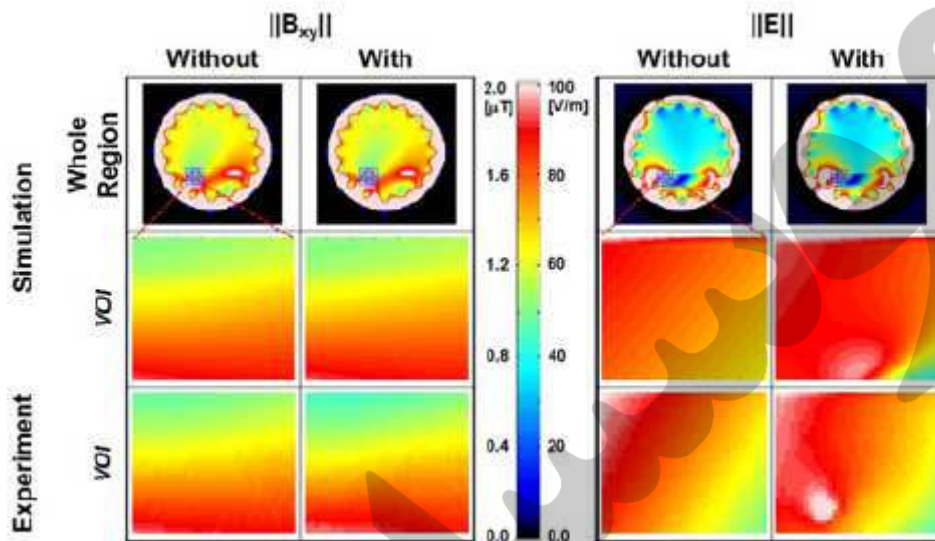
محاسبه اختلافات در هر مکان بدون هیچ گونه تمایزی بین بافت ها و مواد دستگاه انجام گرفت.

B. اندازه گیریهای آزمایشی

کلیه آزمایشات با استفاده از کویل بدن با چهارچوب فلزی بالا گذر 16 مرحله ای (پله ای) (Switzerland) (MITS1.5, Zurich Med Tech, Zurich, هم اندازه با شبیه سازیهای عددی ($ID = 746 \text{ mm}$) طول درونی = 570 میلی متر، طول بیرونی = 650 میلی متر) انجام شدند که برای دستیابی به حرکت درجه دوم، توسط دو آمپلی فایر توان AN8102-08 RF به حرکت درآمدند. توزیع میدان الکترومغناطیسی $\|E\|$ و $\|B_{xy}\|$ توسط یک سیستم اندازه گیری روباتیک میدان الکترومغناطیسی (سیستم DASY 5NEO، با پروب میدان E ER3DV6 و پروب میدان H H3DV7، Schmid & Partner Engineering AG، زوریخ، سوئیس) اندازه گیری گردید. کویل بدن در فرکانس 63.5 MHz تنظیم و پارامترهای S مربوط به دو پورت ورودی در شکل 1(d) با دستگاه فانتوم و اتساع دهنده پستان، به ترتیب -12.6 dB (S11) ، -13.6 dB (S22) و -8.1 dB (S12) اندازه گیری شدند. برای اندازه گیری، چهار منطقه 2 بعدی متفاوت، یک صفحه عرضی و سه صفحه سهمی، انتخاب شدند. مکان و اندازه خاص مناطق به شرح ذیل است:

1) عرضی: صفحه $XY = 70 \times 60 \text{ mm}^2$ ، محور Z آفست = -67 mm ، تعداد نقاط اندازه گیری = 35×30

2) سهموی اول: صفحه $YZ = 70 \times 140 \text{ mm}^2$ ، محور X آفست = 80 میلی متر، تعداد نقاط اندازه گیری = 35×70



شکل 2. شبیه سازیهای عددی اندازه گیری شده به روش آزمایشی و مرتبط $\|B_{xy}\|$ (ستون اول و دوم) و $\|E\|$ (ستون سوم و چهارم) بدون (ستون اول و سوم) و با (ستون دوم و چهارم) دستگاه اتساع دهنده پستان مستقر شده در فانتوم ASTM و کوئل بدن 1.5 T MITS. تصاویر صفحه عرضی با کل منطقه (ردیف اول) و VOI (ردیف دوم و سوم) نشان داده شده اند. نتایج با توان ورودی پیشرو نرمال شده اند = 100W.

(3) سهمی دوم: صفحه $YZ = 70 \times 140 \text{ mm}^2$ ، محور X آفت = 180 میلی متر، تعداد نقاط اندازه گیری = 35×70

(4) سهمی سوم: صفحه $YZ = 70 \times 600 \text{ mm}^2$ ، محور X آفت = 0 میلی متر، تعداد نقاط اندازه گیری = 35×120 (به شکل 1(b) و (f) نگاه کنید).

مبدأ، مرکز کوئل بدن بود که مثل مرکز فانتوم ASTM عمل می کند. برای سیستم DASY، کلیه مناطق به جز صفحه سهمی سوم، تا حد امکان نزدیک به دستگاه اتساع دهنده پستان انتخاب شدند. برای اندازه گیری میدان های الکترومغناطیسی برش مرکز به عنوان مرجع، صفحه سهمی سوم انتخاب شد. در طول پس پردازش داده های اندازه گیری شده در MATLAB، درونیابی خطی اجرا گردید (the MathWorks, Inc., Natick, MA). کلیه نتایج آزمایشی با توان ورودی پیشرو = 100W نرمال

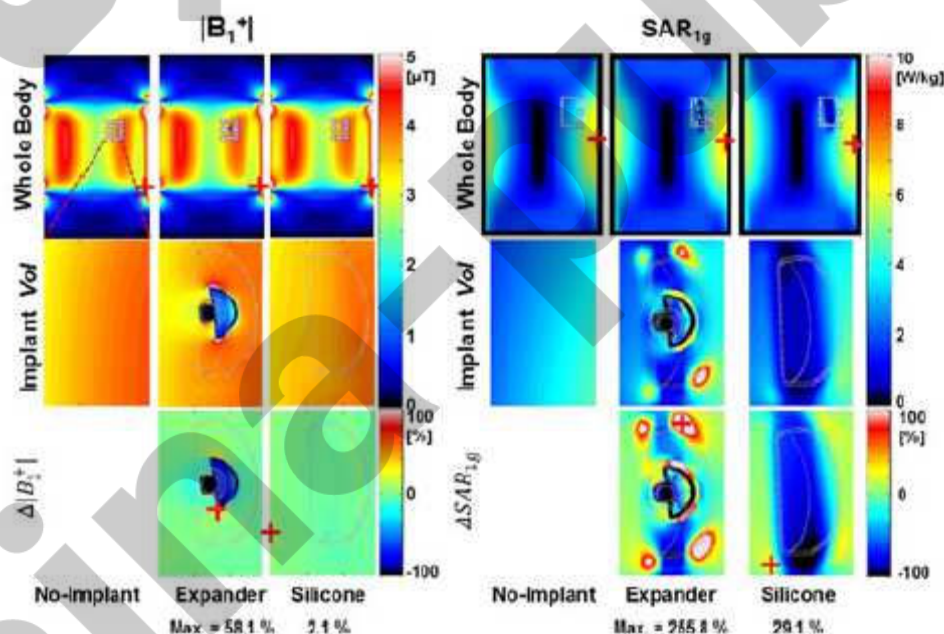
شدند.

3. نتایج

تحلیل الکترومغناطیسی، اثر قابل توجه بر $|B_1^+|$ و SAR را نشان می دهد، زمانی که اتساع دهنده وجود داشت.

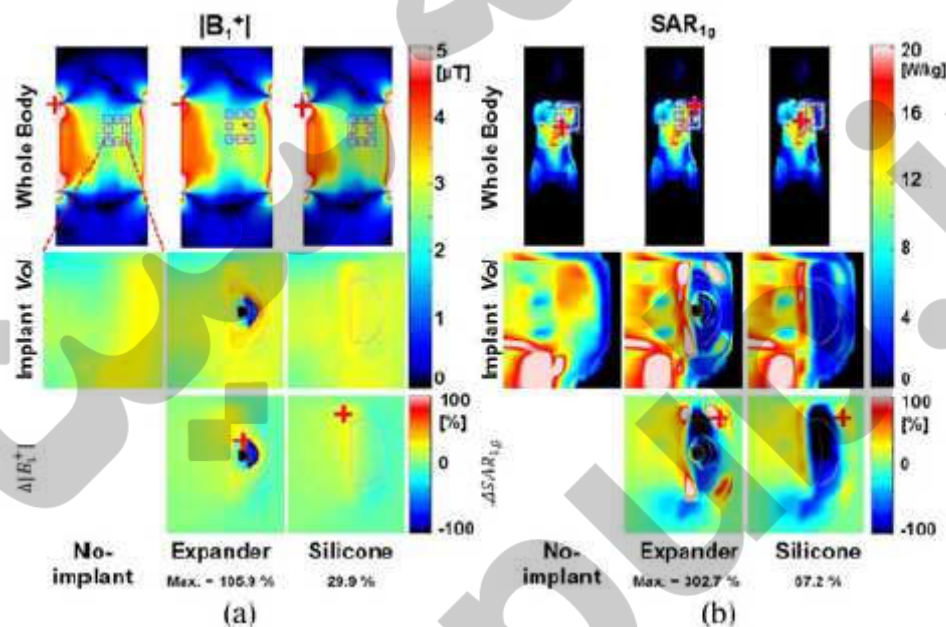
شکل 2 $\|B_{xy}\|$ و $\|E\|$ اندازه گیری شده به روش آزمایشی بدون و با دستگاه اتساع دهنده پستان مستقر در فانتوم ASTM را نشان می دهد. مخصوصاً، ماکزیمم میدان الکتریکی اندازه گیری شده با دستگاه اتساع دهنده پستان 114.1 V/m (ردیف سوم و ستون چهارم)، و میدان الکتریکی در همین مکان بدون دستگاه 77.3 V/m بود (ردیف سوم و ستون سوم). به منظور مقایسه، شبیه سازیهای عددی نظیر انجام شد.

اشکال 3 و 4 نقشه های $|B_1^+|$ و SAR_{1g} محاسبه شده در فرکانس 128MHz و فانتوم ASTM (به شکل 3 و جدول 2 نگاه کنید) و E_{II} (به شکل 4 و جداول 3-5 نگاه کنید) در امتداد صفحه کروئال را نشان می دهد، در اینجا $\Delta|B_1^+|$ و ΔSAR_{1g} در دستگاه VOI 2 بعدی قرار دارند. نقشه های سمت چپ نظیر مورد بدون ایمپلنت، ستون میانی نظیر موردی با حضور دستگاه و نقشه های سمت راست نظیر یک تحلیل اضافی با استفاده از کیسه سیلیکونی به جای دستگاه فلز و سالیین هستند. الگوی تغییرات در میداین EM ناشی از معرفی دستگاه اتساع دهنده، از لحاظ کیفی شبیه به E_{II} و فانتوم بود.



شکل 3. (بالا) $|B_1^+|$ (چپ) و SAR متوسط $1g$ (SAR_{1g} ، راست) در فرکانس 128MHz با استفاده از یک فانتوم ASTM بر روی صفحه کنترل محتوی و کسل با $SAR_{1g-peak}$ در حجم مورد نظر (VOI) دستگاه سه

بعدی؛ تصویر زوم شده (میانی) اطراف VOI؛ و (پائین) $\Delta|B_1^+|$ و ΔSAR_{1g} بین موارد بدون و با دستگاه (به (3) و (4) نگاه کنید). باکس مستطیلی سفید در هر شکل از ردیف اول، VOI دستگاه را نشان می دهد. ماکزیمم اختلاف در VOI برای $|B_1^+|$ یا SAR_{1g} با صلیب قرمز و اعداد در ردیف پائین نشان داده شده اند. توجه داشته باشید که موقعیت و مقدار ماکزیمم اختلاف $|B_1^+|$ یا SAR_{1g} مثل موقعیت و مقدار $|B_1^+|_{peak}$ یا $SAR_{1g-peak}$ نیست. کلیه نتایج شبیه سازی با SAR متوسط کل بدن (SAR_{WB}) برابر با 4 W/kg نرمال شدند (مد عملیاتی کنترل شده سطح اول). برای نشان دادن مکان و موقعیت دستگاه، طرحی از دستگاه با استفاده از رنگ سفید به ردیف های دوم و سوم اضافه گردید.



شکل 4. $|B_1^+|$ (a) و SAR متوسط $1g$ [SAR_{1g} , (b)] با Ella در فرکانس 128MHz با لندمارک استرنوم. تصاویر برای صفحه کروئال محتوی وکسل با $SAR_{1g-peak}$ در VOI دستگاه سه بعدی نشان داده شده اند؛ (وسط) تصویر زوم شده اطراف VOI؛ و (پائین) $\Delta|B_1^+|$ (به رابطه (3) نگاه کنید و ΔSAR_{1g} (به رابطه (4) نگاه کنید) بین موارد بدون و با دستگاه. نتایج حاصله برای $SAR_{WB} = 4 \text{ W/kg}$ نرمال شده است. پارامترهای دیگر مثل شکل 3 هستند.

جدول 2. اتساع دهنده SAR در برابر کوئل سیلیکونی 610 میلی متری، فانٹوم ASTM در فرکانس

$$(SAR_{WB} = 4 \text{ W/kg}, |B_1^+|_{\text{isocenter}} = 2.7 \mu\text{T}) \quad 128\text{MHz}$$

	Volume	No-implant	Expander	Silicone
SAR _{1g-peak} [W/kg]	<i>Whole</i>	16.3	31.9	16.4
	<i>Vol</i>	12.7	31.9	13.3
SAR _{10g-peak} [W/kg]	<i>Whole</i>	14.9	15.0	15.0
	<i>Vol</i>	12.5	14.5	13.1