REVIEW ARTICLE

# *A Review on the Application of 3D Printing Technology in Radiotherapy for Breast Cancer*

Seyed Hamid Zoljalali Moghaddam[1],
Reza Shamsabadi[2],
Hamed Ghaffari[1],
Seied Rabi Mahdavi[3],
Hamid Reza Baghani[4]

[1] MSc in Medical Physics, School of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[2] PhD in Nuclear Physics, Department of Physics, Faculty of Science, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran
[3] Associate Professor, Department of Medical Physics, School of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran
[4] Assistant Professor, Department of Physics, Faculty of Science, Hakim Sabzevari University, Sabzevar, Iran

(Received March 11, 2020 ; Accepted April 7, 2020)

## *Abstract*

Breast cancer is considered as one of the main causes of cancer death in women. Early diagnosis and treatment, especially by modern technologies play major roles in management of breast cancer. Radiation therapy is known as one of the main treatment options for breast cancer. Nowadays, 3D printing technology is also used to rapidly construct objects with high quality. Many studies have shown the positive effects of this technology on the results of cancer radiation therapy. The aim of this study was to review the application of 3D printing technology in treatment of breast cancer by mega voltage electron and photon beams, including bolus, applicators, immobilizer devices, and compensators. Creating personalized treatment devices by 3D printing technology reduces treatment errors, therefore, the prescribed dose is increased in the treatment area and subsequently improves treatment outcomes. In spite of the valuable benefits of this technology, there are some disadvantages such as size limitations and the number of materials used for printing. Indeed, recent studies are trying to fix the shortcomings of 3D printing technologies in clinical applications.

***Keywords:*** breast cancer, radiotherapy, 3D printing, bolus, applicator, fixator, compensator

**J Mazandaran Univ Med Sci 2020; 30 (188): 185-200 (Persian).**

* **Corresponding Author: Seyed Hamid Zoljalali Moghaddam -** School of Medicine, Iran University of Medical Sciences, Tehran, Iran (E-mail: zoljalali.h@tak.iums.ac.ir)

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

مجلـــه دانـشـــگاه عـــلـــوم پـــزشـــکـــی مـــازنـــدران
دوره سی ام شماره 187 مرداد سال 1399 (200-185)

# مروری بر کاربردهای تکنولوژی چاپ سه بعدی در پرتودرمانی سرطان پستان

**سید حمید ذوالجلالی مقدم[1]**
**رضا شمس آبادی[2]**
**حامد غفاری[1]**
**سید ربیع مهدوی[3]**
**حمیدرضا باغانی[4]**

## چکیده

سرطان پستان به‌عنوان یکی از مهم‌ترین عوامل مرگ‌ومیر در میان زنان می‌باشد. تشخیص و درمان زودهنگام، به‌خصوص با استفاده از تکنولوژی‌های جدید، نقش به‌سزایی در مدیریت صحیح سرطان پستان دارد. پرتودرمانی به عنوان یکی از گزینه‌های اصلی برای معالجه و مدیریت سرطان پستان شناخته شده است. امروزه از تکنولوژی چاپ سه بعدی، برای نمونه‌سازی سریع اشیاء با کیفیت و دقت بالا، استفاده می‌شود. مطالعات زیادی نشان داده‌اند که این تکنولوژی در بهبود عملکرد روش‌های پرتودرمانی سرطان نقش مهمی دارد. بنابراین، هدف از مطالعه مروری حاضر بیان کاربردهای تکنولوژی چاپ سه‌بعدی در درمان سرطان پستان توسط باریکه‌های الکترونی و فوتونی مگاولتاژ، می‌باشد. کاربردهای تکنولوژی چاپ سه بعدی در مطالعه حاضر شامل بلوس، اپلیکاتورها، وسایل ثابت‌کننده پرتودرمانی حین عمل و جبران‌کننده‌ها می‌باشند. تولید وسایل درمانی شخصی با استفاده از تکنولوژی چاپ سه بعدی منجر به کاهش خطاهای درمانی می‌شود، بنابراین دوز تجویزی در ناحیه درمانی افزایش یافته و متعاقبا منجر به بهبود نتایج درمانی می‌شود. شایان ذکر است علاوه بر مزایای بسیار باارزش این تکنولوژی، می‌توان به معایبی همچون محدودیت در اندازه چاپ و تعداد مواد مورد استفاده برای چاپ اشاره کرد که مطالعات انجام گرفته در حال حاضر سعی در رفع کاستی‌های حاصل از تکنولوژی چاپ سه‌بعدی در کاربردهای کلینیکی دارند.

**واژه های کلیدی:** تکنولوژی چاپ سه بعدی، پرتودرمانی، سرطان پستان، بلوس، اپلیکاتور، ثابت‌کننده، جبران کننده

## مقدمه

سرطان پستان، شایع‌ترین سرطان درمیان زنان می‌باشد و به‌عنوان اولین علت مرگ ومیر ناشی از سرطان در میان زنان شناخته شده است. مطالعات آماری انجام شده نشان می‌دهند که موارد بروز سرطان پستان در زنان درحال افزایش می‌باشد. بیش‌ترین موارد ابتلا به سرطلان پستان در سال 87 با 8424 مورد گزارش شده است به‌طوری که بیش‌ترین میان بروز در استان تهران و کم‌ترین میزان گزارش شده در استان کهکیلویه و بویراحمد و در محدوده سنی50 تا 55 سالگی می‌باشد. با این حال، سرطان پستان در ایران درحال افزایش بوده

**مولف مسئول: سید حمید ذوالجلالی مقدم -** تهران، بزرگراه همت، دانشگاه علوم پزشکی ایران، دانشکده پزشکی E-mail:zoljalali.h@tak.iums.ac.ir
1. کارشناس ارشد فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
2. دکتری فیزیک هسته ای، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران
3. دانشیار و متخصص فیزیک پزشکی، گروه فیزیک پزشکی، دانشکده پزشکی، دانشگاه علوم پزشکی ایران، تهران، ایران
4. استادیار، گروه فیزیک، دانشکده علوم پایه، دانشگاه حکیم سبزواری، سبزوار، ایران
تاریخ دریافت : 1399/1/19 تاریخ ارجاع جهت اصلاحات :1399/1/31 تاریخ تصویب : 1399/4/15



[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

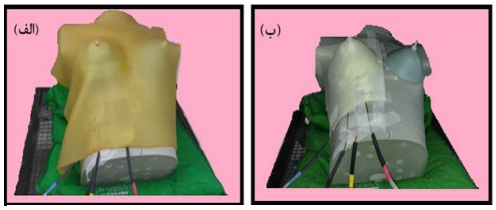
و در سال‌های اخیر به عنوان رایج‌ترین بدخیمی در میان زنـان ایرانـی گـزارش شـده اسـت، بـروز ایـن بیمـاری به‌خصوص در استان‌های مرکزی و شمالی کشور به‌طـور قابل ملاحظه‌ای در حال افزایش مـی‌باشـد(1). جراحـی، پرتودرمانی و شیمی‌درمانی رایج‌ترین شیوه‌هـای درمـانی در درمان سرطان مـی‌باشـند(2). تقریبـا بـیش از دو سـوم بیماران سرطانی توسـط پرتودرمـانی بهبـود مـی‌یابنـد(3). هـدف اصـلی در پرتودرمـانی، انتقـال حـداکثر دوز بـه تومور و در عین حال به حداقل رساندن عـوارض جـانبی ناشی از درمان است. در دهه‌های گذشته، فن‌آوری‌هـای نوین پرتودرمانی مانند پرتودرمانی با شدت تعـدیل‌یافتـه (Intensity Modulated Radiation Therapy;IMRT)، پرتودرمانی با هدایت تصویر ( Image-guided radiation therapy; IGRT)، پرتودرمـــانی اســـتریوتاکتیک (Stereotactic radiosurgery; SRS)، پرتودرمانی بـدن اسـتریوتاکتیک ( stereotactic body radiotherapy; SBRT) و طراحـی درمـان سـه‌بعـدی در براکـی‌تراپـی معرفی شده است. این‌چنین پیشرفت‌هـایی در روش‌هـای پرتودرمانی، منجر به افزایش دوز در ناحیـه تومـور و در عین حال کاهش دوز دریـافتی توسـط بافـت‌هـای سـالم ناحیه درمانی شده است(7-4). بنابراین، اجـرای دقیـق بـالینی طراحی درمان، از اهمیت بالایی برخودار می‌باشد. اگرچه ظهور فن‌آوری‌های جدید پرتودرمانی منجـر بـه کـاهش خطاهای مرتبط با بازسازی هندسه بیمار شـده اسـت، امـا هم‌چنان نقاط ضعف موجـود در ایـن روش‌هـا، موجـب کـاهش دقـت و سـودمندی روش درمـانی بـه‌کـار رفتـه خواهد شد. تکنولوژی چاپ سه‌بعـدی یـک روش نویـد بخش در طراحی درمان محسوب می‌شود کـه مـی‌توانـد در درمان هر شخص بـه صـورت اختصاصـی تاثیرگـذار باشد. شایان ذکر است در سال‌هـای اخیـر، علاقـه بسـیار زیادی بـرای اسـتفاده از تکنولـوژی چـاپ سـه‌بعـدی در فرآینـد پرتودرمـانی بـه‌وجـود آمـده اسـت. امـروزه، توجهات بسـیاری در اسـتفاده از ایـن تکنولـوژی جهـت ساخت لوازم جانبی مخصـوص بیمـار، اصـلاح‌کننـده‌هـای دوز، فانتوم‌ها و چندین دستگاه دیگر جهت بهبـود عملکـرد روش پرتودرمانی به خـود اختصـاص داده اسـت(11-8). اخیـراً مطالعـات متعـددی در حـوزه کـاربرد تکنولـوژی چاپ سه‌بعدی به انجام رسیده است، لذا این مقالـه مـروری، بـه کاربردهـای اساسـی ایـن تکنولـوژی در پرتودرمـانی سرطان پستان می پردازد. در ادامـه هریـک از کاربردهـا بـه‌طـور مجـزا بیـان شـده و مزایـای تکنولـوژی چـاپ سه‌بعدی در هر حوزه مورد بررسی قرار گرفته است.

*1- بلوس:*

درمان ضایعات سـطحی در نزدیکـی سـطح پوسـت مشـکلاتی را بـه همـراه دارد(7)، بـه‌طـوری‌کـه یکـی از دغدغه‌های اصـلی در پرتودرمـانی، حفاظـت پوسـت در درمان انـواع سـرطان‌هـا مـی‌باشـد. بنـابراین، یـک مـاده انباشت (ماننـد بلـوس) بـه منظـور افـزایش دوز سـطح و بهبود یکنواختی دوز با جبـران بافـت از دسـت رفتـه، در تماس مستقیم با سطح پوست بیمار، قـرار مـی‌گیـرد(14-12). ماده سازنده بلـوس بایـد بـدون بـو، بـدون چسـبندگی و بی‌ضرر برای پوست باشد. یکـی از کاربردهـای اساسـی بلوس، انتقال خطوط هم‌دوز به سـمت سـطح بـدن بیمـار است. در سرطان پستان استفاده از بلـوس در رادیـوتراپی بعد از ماستکتومی، احتمال بروز عارضه در بافت طبیعـی ریه همان طرف را کاهش می‌دهد(15). یکی ازشاخص‌هـای اساسـی در اسـتفاده از بلـوس، میـزان تطـابق قرارگیـری بیش‌تر با سطح بدن بیمار است که موجب کاهش فاصله هوایی در سطوح نامنظم بدن بیمار مـی‌شـود(16). وجـود سطوح نامنظم، امکان ایجاد شکاف‌های هوایی ناخواسته در زیر بلوس، به دلیل عدم تطابق کافی بین بلوس و سطح بدن بیمار، را تشدید می‌کند. لذا، اسـتفاده از تکنولـوژی چاپ سه‌بعدی در طراحی هرچه دقیق‌تر بلـوس، بـیش از پیش ضروری به‌نظر می‌رسد. در سال‌های اخیـر اسـتفاده از روش‌هـای چـاپ سـه‌بعـدی بـرای پرتودرمـانی مـورد توجه واقع شده اسـت، بـه‌طـوری کـه چـاپگر سـه‌بعـدی می‌تواند به‌طور ایده‌آل یک بلوس جامد و بدون شکاف

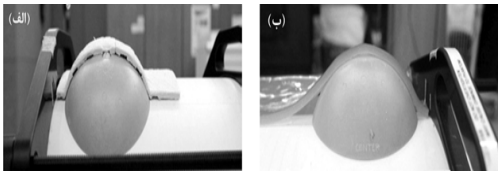
[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

هوایی را ایجاد کند. در همین راستا، در سال 2016، Park و همکاران به بررسی امکان‌سنجی و مزایای استفاده از یک بلوس جامد پستان ساخته شده توسط تکنیک چاپ سه‌بعدی پرداختند(17). در این مطالعه، پلی‌لاکتیک اسید (Polylactic Acid; PLA) به عنوان ماده سازنده بلوس(18،19) انتخاب شد. یک بلوس مخصوص پستان بیمار برای یک فانتوم آنتروپومورفیک (Anthropomorphic) چاپ شد و درمان واقعی بیمار مورد شبیه‌سازی قرار گرفت. در این مطالعه اثر اندازه‌های مختلف پستان و ضخامت بلوس بر توزیع دوز، بین بلوس تجاری و بلوس جامد چاپ شده سه‌بعدی نیز بررسی شد (تصویر شماره 1).




**تصویر شماره 1:** قرار دادن دوزیمتر MOSFET برای اندازه‌گیری‌های دوز در زیر (الف) بلوس Super-Flex و (ب) بلوس PLA

توافق مطلوبی بین توزیع دوز برای یک بلوس مجازی تولید شده توسط سیستم طراحی درمان و بلوس ساخته شده از PLA وجود داشت. یافته‌های آن‌ها در استفاده از بلوس جامد چاپ شده سه‌بعدی در نهایت منجر به حداقل رساندن جا به جایی بلوس در تنظیم‌های روزانه گردید و در نهایت به غلبه بر اختلاف دوز ایجاد شده توسط شکاف‌های ناخواسته هوایی در پرتودرمانی سرطان پستان انجامید. همچنین مشخص شد، استفاده از ضخامت‌های بیش‌تر سبب بهبود پوشش دوز در ناحیه هدف می‌شود. علاوه براین، Ha و همکاران به مقایسه بلوس چاپ‌شده سه‌بعدی با بلوس تجاری برای به حداقل رساندن شکاف‌های هوایی در درمان سرطان پستان، توسط پرتودرمانی با شدت تعدیل یافته (Tomo-IMRT) و حالت مستقیم (Tomo-Direct) با استفاده از توموتراپی، پرداختند(20). محل قرارگیری بلوس در ناحیه دلخواه (Regions of Interest; ROI) بر روی فانتوم قفسه سینه با ضخامت 5 میلی‌متر بررسی شد. مطالعه آن‌ها در اندازه‌گیری دوز در 13 نقطه توسط دوزیمتر لومینسانس نوری تحریک شده( Optically Stimulated Luminescence Dosimeter; OSLD) انجام گرفت (تصویر شماره شماره2).



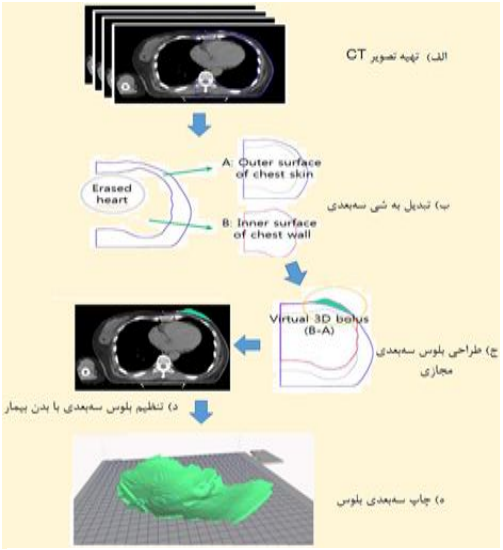

**تصویر شماره 2:** نحوه قرارگیری الف) بلوس سه بعدی و ب) بلوس تجاری بر روی فانتوم رندو (RANDO)

درصد میانگین تغییرات دوز اندازه‌گیری شده بین بلوس تجاری و بلوس سه‌بعدی طراحی‌شده، به ترتیب 2/3 درصد و 0/7 درصد برای Tomo-Direct و Tomo-IMRT بود. تغییرات دوز اندازه‌گیری شده، نشان دهنده قرارگیری هرچه بهتر بلوس‌های چاپ شده سه‌بعدی با بدن بیمار می‌باشد. بلوس سه‌بعدی در پرتودرمانی خارجی به دلیل تطابق بهتر با بدن بیمار، باعث کاهش فاصله هوایی در سطوح نامنظم بدن می‌گردد. ساخت بلوس مخصوص بیمار برای پرتودرمانی مناطق سطحی، به ویژه مناطقی که شکل نامنظم دارند، بسیار حائز اهمیت می‌باشد. این مطالعه نشان داد که بلوس چاپ شده سه‌بعدی در پرتودرمانی بعد از ماستکتومی، زمان تنظیم بیمار برای شروع یک پرتودرمانی با کم‌ترین خطا را به صورت قابل توجه در مقایسه با بلوس استاندارد کاهش می‌دهد. در مطالعه دیگری که توسط Park و همکاران انجام شد، اهمیت استفاده از بلوس‌های چاپ شده سه‌بعدی جهت حفاظت از اندام‌های در معرض خطر (همانند قلب و ریه) مورد بررسی قرار گرفت. سطوح نامنظم در اطراف اندام‌های طبیعی در ناحیه پستان منجر به ناهمگنی دوز و درنتیجه موجب آسیب به ارگان‌های در معرض خطر (همانند قلب و ریه)



[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

خواهد شد. بلوس‌های چاپ شده سه‌بعدی در حین پرتودرمانی دیواره قفسه سینه، در شش بیمار مبتلا به سرطان پستان پس از ماستکتومی رادیکال اصلاح شده (Modified radical mastectomy; MRM)، همان طورکه در تصویر شماره 3 قابل مشاهده است، توسط Park و همکاران مورداستفاده قرار گرفتند(21). به هنگام قرارگیری دو بلوس معمولی و چاپ شده سه‌بعدی بر روی دیواره قفسه سینه، دوزهای جذبی پوست و میانگین دوزهای تحویل شده به ریه و قلب مورد اندازه‌گیری قرار گرفتند.




**تصویر شماره 3:** توصیف شماتیک روش های مورد استفاده در مطالعه پارک و همکاران، از دستیابی به تصویر CT تا قرارگیری بلوس چاپ شده سه بعدی روی بیمار

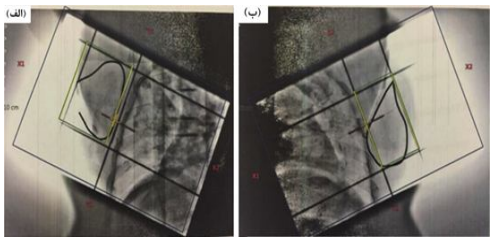
هم‌چنین، همگن بودن و انطباق توزیع دوز در دیواره قفسه سینه برای هر دو نوع بلوس معمولی و چاپ شده سه‌بعدی مورد توجه قرار گرفت. شاخص یکنواختی دوز روی پوست قفسه سینه هنگام استفاده از بلوس‌های چاپ شده سه‌بعدی بهبود یافت. هیستوگرام دوز- حجم (Dose-volume histogram; DVH) نشان داد که بلوس‌های چاپ شده سه‌بعدی منجر به کاهش میانگین دوز تا حدود20 درصد به ریه همان طرف می‌شوند. دقت تحویل دوز در استفاده از بلوس‌های چاپ شده سه‌بعدی، 3 درصد بهبود یافت. هم‌چنین، استفاده از بلوس‌های چاپ شده سه‌بعدی منجر به تطابق بیش‌تر دوز در دیواره قفسه سینه شد، به‌طوری که کم ترین آسیب در اندام‌های طبیعی به خصوص ریه‌ها وارد شد. بنابراین، استفاده معمول از بلوس‌های چاپ‌شده سه‌بعدی نسبت به بلوس‌های تجاری معمولی بر روی دیواره قفسه سینه، به‌عنوان یک روش درمانی مکمل و ضروری در حین پرتودرمانی پس از ماستکتومی محسوب می‌شود. به نظر می‌رسد MRM با استفاده از بلوس چاپ‌شده سه‌بعدی یک روش عملی و کم هزینه برای تولید بلوس بهینه شده برای درمان توسط باریکه الکترونی می‌باشد. این روش در بهبود انطباق سطوح هم‌دوز و همچنین حفاظت از بافت‌های طبیعی در مجاورت ناحیه درمانی، مؤثر می‌باشد(21).

*2- اپلیکاتورهای براکی تراپی*

استفاده از تکنولوژی چاپ سه‌بعدی در پرتودرمانی توسط مطالعات بسیاری در سال‌های اخیر مورد بررسی قرار گرفته است و در براکی‌تراپی، از این تکنولوژی برای شخصی‌سازی قالب‌های سطحی سرطان پوست و اعمال‌کننده برای بیماران مبتلا به سرطان پستان و سرطان سر و گردن مورد استفاده قرار گرفته است(10،26-22). الگوهای سفارشی سه‌بعدی نیز برای هدایت سوند یا کاشت ماده رادیواکتیو در سرطان سر و گردن و پروستات طراحی شده است(28،27). همچنین استفاده از این تکنولوژی در براکی‌تراپی بیماران مبتلا به سرطان پستان نیز گزارش شده است. چگونگی قرارگیری کاتترها در موقعیت‌های مناسب در براکی تراپی یکی از مشکلات اساسی در استفاده از این روش درمانی در درمان سرطان به‌شمار می‌رود. کاشت کاتترها ممکن است بلافاصله و یا حداکثر 20 هفته پس از عمل انجام شود(29). در کاشت حین عمل، حجم هدف مورد بحث قرار می‌گیرد، ولی در کاشت بعد از عمل، تعیین حجم

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

هدف توسط روش‌های تصویربرداری، معمولاً توسط توموگرافی کامپیوتری (Computed tomography;CT) انجام می‌شود(29). تصاویر CT برای تعیین دقیق حجم هدف بعد از عمل مورد استفاده قرار می‌گیرد. قرار گرفتن صحیح کاتتر در موقعیت مناسب، سبب دوزیمتری مطلوب و در نهایت موجب بهبود نتایج بالینی همراه با عود و میزان سمیت پایین در بیماران خواهد شد(32-30). به همین جهت روش مبتنی بر چاپ سه‌بعدی برای براکی تراپی HDR بینابینی پستان توسط Aristei و همکاران مورد بررسی قرار گرفت. بدین‌منظور، برای هر بیماریک الگوی جداگانه تولید شد که بلافاصله قبل از کاشت در سینه بیمار قرار می‌گرفت(33). براکی‌تراپی بینابینی با دوز بالا و چند مرحله‌ای از نظر فنی پیچیده و وابسته به شخص است و همچنین نیاز به آموزش طولانی و مهارت‌های تخصصی دارد. علاوه بر این، کانتورینگ بر روی تصاویر توموگرافی کامپیوتری، در پیدا کردن حجم هدف مشکلاتی وجود دارد. مطالعه Aristei در سال 2019، منجر به تولید و اعتبارسنجی یک الگوی چاپ شده سه‌بعدی برای کمک به تعیین حجم هدف براکی تراپی بینابینی چند کانتری در بیماران مبتلا به سرطان پستان شد(33). در بررسی این فرآیند 13 بیمار تحت مطالعه قرار گرفتند. حجم هدف توسط برش‌های CT مشخص شد و الگویی با فضای خالی مطابق با پیش بینی حجم هدف روی پوست بیمار توسط یک چاپگر سه بعدی تولید شد (تصویر شماره 4).




**تصویر شماره 4:** نمایی از تطابق بین الگوی سه بعدی (ناحیه radiopaque) و حجم استاندارد (مستطیل). الف: پرتوهای داخلی ب: پرتوهای خارجی، حاصل ازشبیه‌سازی اشعه ایکس.

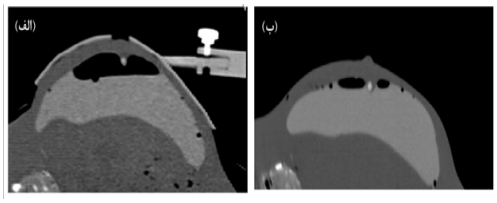
ارزیابی بصری و یافته‌های اشعه ایکس در بین 13 بیمار نشان داد که این روش موجب تعیین حجم دقیق هدف می‌شود. قالب‌های چاپی سه بعدی یک روش سریع، آسان و قابل اعتماد برای شخصی‌سازی حجم هدف بیماران با سرطان پستان را تشکیل می‌دهند و می‌توانند با اطمینان در مراکز درمانی مورد استفاده قرار گیرند.

*3- وسایل ثابت کننده*

در حال حاضر هیچ دستورالعملی برای بی‌حرکت-سازی یا ثابت کردن پستان در بیماران مبتلا به سرطان پستان زود هنگام (Early Stage Breast Cancer; EBC) که تحت پرتودرمانی با دقت بالا (بجز برخی از بیماران که از امکانات ویژه استفاده می‌کنند) هستند، وجود ندارد(34). در حقیقت، پرتودرمانی کامل پستان (Whole breast irradiation; WBI)، که رایج‌ترین پرتودرمانی بعد از جراحی حفظ پستان (Breast conserving surgery; BCS) است(35) دقت بالایی برای ثابت کردن پستان ندارد. علاوه بر این، در مورد موقعیت قرارگیری بیمار در تثبیت پستان، نتایج کلی چندانی حاصل نشده است زیرا ممکن است شکل پستان‌ها به دلیل اثر گرانش برای هر بیمار متغیر باشد. تابش پستان در وضعیت خوابیده به پشت، در مقایسه با وضعیت قرار گیری دراز کشیده روی شکم (Prone)، منجر به آسیب بیش‌تر به ریه‌ها و قلب خواهد شد. با این وجود، دستیابی به دقت هندسی بالا در هنگام تابش در موقعیت دراز کشیده بر روی شکم دشوار است، زیرا پستان در حالت حفاظت‌شده قرار نخواهد داشت(36،37). همچنین شایان ذکر است که شکل پستان مطابق با حرکت قفسه سینه به دلیل تنفس متغیر خواهد بود. به‌منظور پرداختن به این مسائل، Arimura و همکاران در سال 2017 یک سیستم ثابت‌کننده پستان جدید برای پرتودرمانی پروتونی (Proton beam therapy; PBT) با نام Hybrid Breast-Immobilizing System (HYBIS)

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

ســاختند(38). سیســتم ثابــت‌کننــده پســتان HYBIS همـــان‌طـــور کـــه از تصـــویر شـــماره 5 قابـــل مشاهده اسـت، شـامل یـک سیسـتم ثابـت‌کننـده بـدن (whole body immobilization system; WBIS)، دستگاه تبدیل موقعیت (برای تغییر موقعیت بیمـار)، سیسـتم اسکن عکس، فنجان پستان (سـاخته شـده بـا اسـتفاده از چـاپگر سـه بعـدی) دسـتگاه اتصـالات فنجـان پسـتان، دستگاه نگهداری آن و برانکارد اختصاصی که بـر روی WBIS برای حمل بیمار ثابت شده است، می‌باشد. تـأثیر HYBIS بر ثابت‌سازی پستان در طول چرخه تنفسـی بـر روی فانتوم مورد ارزیابی قرار گرفت. سـیزده مـارکر در پستان راست فانتوم تعبیه شده بود که حرکـت تنفسـی سـینه را در دامنه 15 میلی‌متر شبیه‌سازی می‌کرد و جابـه‌جـایی آن‌ها در توموگرافی کامپیوتری چهار بعـدی در شـرایط همراه و بدون ثابت‌سازی توسط HYBIS مقایسه شد(38).




**تصویر شماره 5:** تصاویر CT ساژیتال پستان راست (الف) ثابت‌کننده پستان توسط ابزار طراحی شده (ب) پستان بدون ثابت کننده

در این مطالعه نشان داده شد که HYBIS مـی‌توانـد به حفظ شکل پستان بیرون زده در وضـعیت خوابیـده بـه پشت و در طول درمان کمک کند و هم‌چنین مـی‌توانـد تأثیر حرکت‌های تنفسی را کاهش دهد. بنـابراین، HYBIS منجر به افزایش دقت و عملکرد پرتودرمانی پرتـو پروتـونی برای مبتلایان سرطان پستان زود هنگام می‌شود(38).

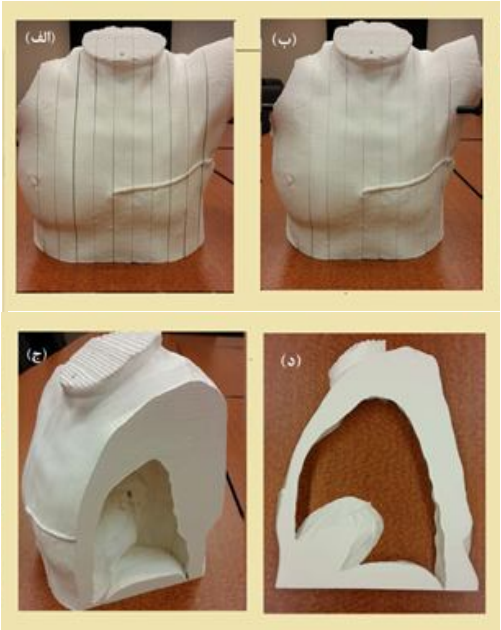
*4- فانتوم*

در پرتودرمـانی، از فـانتوم‌هـای آنتروپورمورفیـک (Anthropomorphic) تجـاری موجـود بـرای تضـمین کیفیت (Quality Assurance; QA) تکنیک‌های جدید درمان استفاده می‌شود. چنین فانتوم‌هایی معمولاً تنهـا در چهار شکل مرد، زن، کودک و نوزاد تولید شده‌اند. این فانتوم‌ها دارای شـاخص‌هـای تـوده بـدنی متوسـط بـوده به‌طوری که در بیش تر فانتوم‌های ساخته‌شده در مقایسـه با آناتومی فردی بیماران، تفـاوت زیـادی قابـل مشـاهده است. فانتوم‌های اختصاصی کاربردهای بالقوه زیـادی را در رادیوتراپی ایفا می‌کنند، اما به‌طور کلـی در دسـترس نمی‌باشند. چنین کمبودی را می‌توان به‌دلیل هزینه بـر و زمان‌بر بودن فرآیند فردی سازی تولید، نسـبت داد. فـن آوری چاپ سه بعدی ابـزاری اسـت کـه بـه‌طـور بـالقوه می‌تواند برای ساخت فانتوم های مخصوص بیمـار مـورد استفاده قرارگیرد. فانتوم‌های مخصوص بیمار چاپ شـده سه‌بعدی، دارای چندین محدودیت اساسی می‌باشـند. از جمله محدودیت‌های اساسی می‌توان به انـدازه کوچـک اکثر چاپگرهای سه بعدی تجـاری اشـاره کـرد کـه تنهـا قابلیت چاپ در آن اندازه را دارا بـوده و فراتـر از آن را نمی‌توانند تولید کنند(19). محدودیت دیگر، تمایل اشیاء چاپ شده به پیچ و تاب یا پیچش (warping) در هنگـام چاپ می‌باشد. پدیده پیچش به دلیل نحـوه چـاپ اشـیاء در لایه‌های پی در پی اتفاق می‌افتد. لایـه‌هـای مختلـف خنک می‌شوند و با نـرخ‌هـای مختلـف منقـبض شـده و باعث می‌شوند که شیء چاپ شده به صورت لایـه‌هـای جدا از یکدیگر ساخته شوند. در موارد شدید، شیء تاب خورده می‌توانـد مـانع خـروج مـاده از مسـیر نـازل شـود به‌طوری که می‌تواند مانع انجام فرآیند چـاپ شـود(18). در موارد دیگر، ایـن پـیچش جزئـی اسـت و فقـط روی چند لایه پایین تأثیرگذار خواهد بود. هنگامی که سطوح بـزرگ چـاپ مـی‌شـوند و بـا سـطح چـاپگر در تمـاس هستند، اثر پیچش افزایش پیدا می‌کند. پیچش بیش‌تر در چاپگرهای سه بعدی که از فن آوری مدل‌سازی رسـوب ذوب شـده (fused deposition modeling; FDM) استفاده می‌کنند، قابل مشاهده است. سایر فن‌آوری‌هـای چاپ، مانند استریولیتوگرافی که حجم چاپ محـدودتر است، استفاده از آن‌ها را جهت چاپ فانتوم‌های بـزرگ

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

غیرممکن می‌سازد. در بسیاری از مطالعات منتشر شده نشان داده شده است که با چاپ فقط یک پوسته، از فانتوم توسط چاپگر سه‌بعدی و سپس پر کردن آن با آب یا موم می‌توان تأثیر پیچ و تاب را به حداقل رساند. تمام مطالعات گزارش شده در مورد فانتوم‌های چاپ شده سه‌بعدی برای نواحی کوچک آناتومی (به عنوان مثال سر یا اندام کوچک‌تر) است، که در آن تأثیر پیچش حداقل می‌باشد(۱۸،۴۵-39). برای حل این مشکل Craft و همکاران به توسعه و آزمایش چاپگرهای سه بعدی با حداقل خطای پیچش پرداختند تا بتوانند چاپ هر ناحیه بزرگ مربوط به آناتومی را با تزریق 100 درصد بافت فراهم آورند، در حالی که امکان گنجاندن نواحی پر از هوا را نیز هم‌زمان فراهم شود(46). برای این منظور، اطلاعات CT DICOM بالینی یک بیمار به یک مدل سه‌بعدی تبدیل شد و سپس این مدل را به یازده برش ساژیتال به ضخامت 2/5 سانتی‌متر قطعه قطعه نمودند. برش‌ها توسط مواد ترموپلاستیک در دسترس، توسط فن‌آوری چاپ سه بعدی، چاپ شد و تمام بافت‌های بدن با درصد پر شدن 100 درصد توسط بافت و هم‌چنین با حفره‌های هوا در سمت چپ چاپ گردیدند. هر قطعه توسط یک چاپگر سه بعدی ارزان و در دسترس چاپ شد. پس از اتمام چاپ، برش‌ها برای تصویربرداری و ارزیابی همان‌طور که در تصویر شماره 6 قابل مشاهده است، در کنار هم قرار گرفتند. سی‌تی اسکن اصلی بیمار و فانتوم مونتاژ شده توسط چاپگر سه بعدی برای ارزیابی صحت کلی، ثبت شدند.

قیمت مواد لازم برای چاپ فانتوم سه‌بعدی 524 دلار بود. همچنین برش‌های فردی چاپ شده تقریباً 2 درصد نسبت به طراحی‌های Craft و همکاران متفاوت بود. تصاویر CT ثبت شده از فانتوم مونتاژ شده و بیمار اصلی توافق بسیار خوبی را نشان دادند. فانتوم چاپ شده سه بعدی مخصوص بیمار در برش‌های ساژیتال موجب ایجاد یک فانتوم بزرگ با دقت بالا می‌شود. نتایج این مطالعه نشان داد که چاپگر سه‌بعدی می‌تواند برای ساخت فانتوم‌های بزرگ، دقیق، خاص بیمار، با حداقل خطای پیچش در مواد مورد استفاده قرار گیرد(46).




**تصویر شماره 6:** نمایی از فانتوم چاپ شده سه بعدی. (الف) و (ب) کل فانتوم را به ترتیب قبل و بعد از قرار دادن میله های ثابت‌کننده نشان می دهد. لازم به ذکر است که با استفاده از میله های بی‌حرکت سازی شکاف بین برش ها به میزان قابل توجهی کاهش می یابد. (ج) نمای فانتوم با دو برش سمت چپ که برداشته شده و (د) برش جداگانه.

در مطالعه دیگری که توسط He و همکاران صورت گرفته است، ساخت فانتوم پستان چند منظوره با مواد معادل بافت از طریق چاپ سه‌بعدی برای کنترل کیفیت در تصویربرداری‌های چند منظوره در درمان سرطان پستان مورد بررسی قرار گرفت. در این مطالعه از ترکیبی از مواد مبتنی بر پلی وینیل کلرید (Polyvinyl chloride; PVC) برای ساخت فانتوم پستان استفاده شده است. سودمندی استفاده از مواد مبتنی بر پلی وینیل کلرید خاصیت ارتجاعی ذاتی آن‌ها است که می توان فانتوم پستان را برای تصویربرداری ماموگرافی فشرده کرد. فانتوم پستان ارایه شده در این مطالعه برای ارزیابی ویژگی‌های تصویربرداری از ضایعات پستانی برای ماموگرافی، MRI و سونوگرافی طراحی شده است. ویژگی‌های معادل بافت

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

فانتوم با استفاده از توموگرافی کامپیوتری و تصویربرداری رزونانس مغناطیسی (Magnetic resonance imaging; MRI) تعیین شد. در ارزیابی تومورهای شبیه‌سازی شده در فانتوم طراحی شده، بیش از 94 درصد نمونه‌های استوانه ای و بیش از 83 درصد نمونه‌های نیمکره‌ای برای هر سه روش تصویربرداری تشخیص داده شدند. در این مطالعه مشخص شد که توسعه یک فانتوم پستان ناهمگن با استفاده از چاپ سه‌بعدی با چندین ماده معادل بیولوژیکی، شباهت فانتوم به بافت‌های فیزیولوژیکی را بهبود می بخشد و در نتیجه موجب کیفیت بیش‌تر تصویر و سهولت در تشخیص تومورهای سرطانی خواهد شد(47).

Santiago و همکاران، یک مدل پستان چاپ شده مخصوص بیمار توسط پرینتر سه‌بعدی جهت کمک به مباحث طراحی درمان و جراحی پستان ارائه کردند. این بررسی که بر روی یک زن 48 ساله با ماموگرام غیر طبیعی صورت می‌گرفت، تجسم قبل از عمل از حجم کلی تومور و روابط آناتومیک آن را افزایش داد. داده‌های تصویر حجمی به‌دست آمده توسط روش Dynamic contrast-enhanced breast، برای تقسیم آناتومی پستان و ایجاد آن استفاده شد. از آن‌جا که نسبت تومور به پستان یک عامل مهم در مدیریت جراحی می‌باشد، مدل سه‌بعدی توسط Santiago و همکاران، در 90 درصد شامل تومور و پوست پستان بوده که از این طریق نسبت تومور به پستان را برجسته می‌کند. نتایج حاصل از استفاده مدل پستان چاپ شده مخصوص بیمار قبل از عمل جراحی در بررسی آن‌ها، اطلاعات بیش‌تری در مورد روابط آناتومیک برای کمک به درک حاشیه‌های جراحی منفی در اطراف تومور ارائه داد(48).

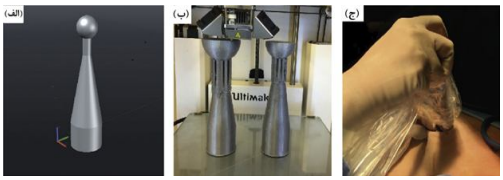
### 5- *ابزار رادیوتراپی حین عمل (IntraOperative RadioTherapy; IORT)*

چاپ سه‌بعدی به عنوان یک روش نویدبخش برای تولید وسایل پزشکی محسوب می‌شود.

یکی از چالش‌های اساسی در رادیوتراپی الکترونی حین عمل جراحی پستان (IOERT) دوز سطح و یکنواختی دوز در هدف می‌باشد. در این روش به دلیل این که بافت مزاحم از راستای بیم الکترونی توسط جراح کنار زده می‌شوند میزان دوز سطح هدف درمانی بسیار با اهمیت دارد. در سال 2020 مقدم و همکاران به طراحی و ساخت صفحاتی از جنس PLA پرداختند که با قرارگیری در انتهای اپلیکاتور های الکترونی باعث بهبود دوز سطح و یکنواختی دوز در هدف شوند. ماده PLA (اسید Polylactic) برای ساختن صفحات مسطح انتخاب شد. برای چاپ صفحات، دو درصد پر شدن متفاوت 60 و 100 در نظر گرفته شد و خصوصیات دوزیمتری آن‌ها از طریق شبیه‌سازی مونت کارلو مورد بررسی قرار گرفت. براساس تطابق نزدیک‌تر با آب، بهترین درصد پر شدن انتخاب شد. سپس صفحات توسط پرینتر سه بعدی Diane K36-S ساخته شد و عملکرد دوزیمتری آن در پرتو الکترونی حین عمل از طریق دوزیمتری مورد بررسی قرار گرفت. همه پرتوها توسط شتابدهنده IOERT اختصاصی LIAC12 انجام شد. نتایج نشان داد که صفحات PLA با 100 درصد پرشدن بهترین عملکرد را خواهند داشت. خصوصیات دوزیمتری صفحات PLA طراحی شده در IOERT پستان رضایت بخش بود. این صفحات را می توان برای افزایش دوز سطح و بهبود یکنواختی دوز هدف درمانی در انتهای اپلیکاتور در طول IOERT پستان استفاده کرد(49). در ادامه تولید و اجرای یک سری ابزار جهت استفاده در کاربردهای براکی تراپی حین عمل جراحی به تفصیل بیان می‌شود. این دستگاه‌ها توسط یک پرینتر و نرم‌افزار سه بعدی ارزان قیمت تجاری تولید می‌شوند و استفاده از آن‌ها منجر به کاهش چشمگیر هزینه‌های مصرفی بدون تأثیرگذاری بر کیفیت یا سرعت تحویل، می‌شود. این کار قابلیت چاپ سه‌بعدی را برای تولید دستگاه های پزشکی را نشان می‌دهد به‌طوری که باعث پیشرفت و تولید نمونه‌های جدید اولیه می‌شود(52-50).

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

براکی‌تراپی الکترونیکی حین عمل جراحی از دسامبر 2009 برای تحویل دوز کمکی به 116 بیمار در دانشگاه بهداشت و علوم Oregon استفاده شده است. تمامی درمان‌ها با استفاده از یک دستگاه INTRABEAM صورت پذیرفت، که باعث تولید پرتوهای ایکس کم‌انرژی 50 کیلو الکترون ولتی، در مرکز یک‌سری اپلیکاتورکروی می‌شود(53). قطر اپلیکاتورها از 1/5 تا 5 سانتی‌متر با گام‌های افزایش 0/5سانتی‌متر قابل تغییر است. بستر حفره ایجاد شده بعد از جراحی تومور توسط دوز تجویزی Gy 20 در زمان بیش از 20 تا 35 دقیقه تابش‌دهی می‌شود به‌طوری که دوز رسیده در عمق 1 سانتی‌متری به 5 تا 7 گری کاهش می‌یابد (تصویر شماره 7).




**تصویر شماره 7:** (الف)تصویری از طراحی رایانه ای برای یک ابزار با اندازه 2/5 سانتی متر. (ب) ابزار اندازه گیری پرتودرمانی حین عمل با ساختارهای پشتیبانی که در محل چاپ می شود و در طی فرآیند پردازش از بین می روند. (ج) یک ابعاد اندازه گیری 2/5 سانتی مترکه در حین عمل استفاده می شود.

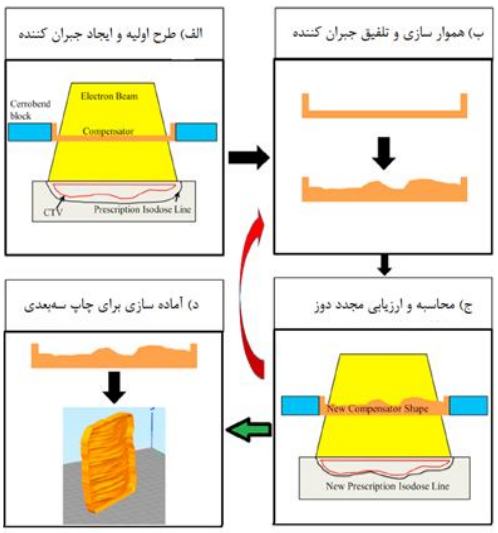
در دانشگاه بهداشت و علوم Oregon، دو بیمار مبتلا به سرطان پستان، که مورد پرتودرمانی قرار گرفته بودند، پس از استفاده از ابزارهای ترموپلاستیکی چاپ شده سه بعدی برای تعیین اندازه حفره حاصل از برداشته شدن تومور، تحت درمان قرارگرفتند. این ابزارها با ابعاد یکسان برای متقاضیان رادیوتراپی حین عمل طراحی شدند به‌طوری‌که موجب بی‌نیازی در استفاده از اپلیکاتورهای براکی تراپی می‌شد. آن‌ها از نرم‌افزار طراحی به کمک رایانه (Autocad 2015، Autodesk، سان رافائل، کالیفرنیا) برای طراحی ابزار اندازه به شکل کره با برنامه‌های کاربردی IORT عملکردی استفاده کردند (تصویر شماره 7-الف). سپس از یک چاپگر سه‌بعدی با فن‌آوری FDM و کم‌ترین کیفیت (2 Ultimaker، Ultimaker، Geldermalsen، هلند)، مواد ترموپلاستیک اسید Polylactic برای ساخت ابزار اندازه‌گیری استفاده شد (تصویر شماره 7-ب). برای اطمینان از چاپ دقیق برنامه‌های کاربردی IORT ، برخی از مراحل پردازش بعد از بررسی ابزار اندازه‌گیری، نیاز به حذف ساختارهای پشتیبانی مورد نیاز در حین چاپ و سنباده‌کاری برای از بین بردن نواقص جزئی سطح دارد. ابزار اندازه‌گیری مورد استفاده با استفاده از ارتفاع لایه 40 میکرومتر چاپ شد و ابعاد نهایی دستگاه‌ها در نرم‌افزار کاربردی و ابعاد طراحی به کمک رایانه برنامه ریزی شد. ابعاد نهایی دستگاه‌ها با دقت 0/3 میلی‌متر چاپ شد و حداکثر اختلاف بین ابعاد طراحی شده و ساخته شده در حدود 2 درصد بود. ابزار اندازه‌گیری براکی تراپی استفاده شده در این مطالعه در کم‌تر از 5 روز با استفاده از مواد مصرفی کم‌تر از 20 دلار تولید می‌شود(53). هزینه کل ساخت مجموعه کاملی از ابزارهای اندازه، شامل خرید پرینتر سه بعدی، مواد و نیروی کار، کم‌تر از 2500 دلار است. این رویکرد نسبت به روش‌های سنتی تولید، هزینه‌های تولید را به میزان 30 الی 50 درصد کاهش می‌دهد. هم‌چنین، ابزارهای جراحی استریل عملکردی، با استفاده از چاپ سه‌بعدی و با هزینه یک دهم روش‌های تولید سنتی قابل تولید هستند(54). درضمن به دلیل زمان بر بودن فرآیندچاپ در بسیاری از موارد، روش چاپ به‌عنوان یک روش کند تلقی می‌شود. با این حال، زمان چاپ سه بعدی ابزار اندازه‌گیری مورد استفاده در این مطالعه، کم‌تر از ساخت همین ابزار توسط روش سنتی است. ابزارهای تولید شده در این مطالعه، موجب صرفه جویی در هزینه‌های مصرفی برنامه IORT، بیش از 300 دلار در هر روش براکی تراپی پستان می‌شود(53). به طوری که با گسترش و پیشرفت روش‌های چاپ سه‌بعدی برای برنامه‌های بزرگتر IORT، این روش موجب صرفه‌جویی اقتصادی فراوانی خواهد شد. این فن‌آوری نوین موجب

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

از بین رفتن موانع پیش روی پزشکان در فرآیندهای درمانی می‌شود همچنین این فناوری، پزشکان و محققان را قادر می‌سازد تا ایده‌های خود را که قبلا توسط دیگران قابل تولید و اصلاح نبود، به مرحله ساخت برسانند و در واقعیت مورد آزمایش قرار دهند.

*6- جبران کننده های بافت*

جبران‌کننده‌های بافت در پرتودرمانی به عنوان رویکردی جهت کاهش پیچیدگی درمان، بهبود همگنی دوز و از بین بردن نقاط گرم و سرد در تداخل میدان‌ها استفاده می‌شوند. از جبران‌کننده‌های بافت نیز برای اهداف مشابه در انواع مختلف بیماری مانند تومور سر و گردن(55)، سارکوم بافت نرم(56)، تابش کل بدن(57) و درمان عضلات پاراسپینال استفاده شده است(58). شایان ذکر است که جبران‌کننده‌های بافت به طور مکرر مورد استفاده قرار نمی‌گیرند. روش‌های معمول برای ساخت جبران‌کننده، از قبیل قالب سازی با موم و دستگاه فرز، زمان‌بر و پرکاربرد (58) به‌طوری‌که تضمین کیفیت کاربرد جبران کننده‌ها می‌تواند با مشکل مواجه شود. در همین راستا Craft و همکاران امکان سنجی بالینی استفاده از جبران‌کننده‌های اختصاصی بیمار که توسط فن‌آوری چاپ شده سه‌بعدی تولید شده بودند را برای بهبود و ساده‌سازی پرتودرمانی بعد از ماستکتومی (postmastectomy radiation therapy; PMRT) نسبت به پلن‌های فوتون با انرژی و زمینه‌های مختلف، مورد بررسی قرار دادند(59). در این مطالعه اهداف زیر مورد بررسی قرار گرفتند: الف) ایجاد یک الگوریتم در (Treatment planning system; TPS) تجاری برای محاسبه شکل‌های جبران‌کننده و ارسال برای چاپ سه‌بعدی، ب) مقایسه توزیع دوز از برنامه‌های مبتنی بر جبران‌کننده و برنامه‌های بالینی برای بیماران واقعی با شاخص حجم بدن (Body Mass Index; BMI) های مختلف و ج) اعتبارسنجی توزیع دوز محاسبه شده با اندازه‌گیری‌های بدنی با ارائه برنامه‌های مبتنی بر جبران کننده در فانتوم‌های خاص بیمار (تصویر شماره 8). در این مطالعه یک الگوریتم تکراری برای طراحی جبران کننده‌های مربوط به برنامه‌های الکترونیکی تک‌انرژی، برای بیماران PMRT تهیه شد. جبران‌کننده‌های چاپ سه‌بعدی برای قرار دادن در دیافراگم الکترونی به گونه‌ای طراحی شده بودند که سروبند در اطراف آن ریخته شده بود. برای یک نمونه از 8 بیمار، توزیع دوز محاسبه شده برای برنامه‌های جبران‌کننده با برنامه‌های درمانی بالینی بیماران (چند میدانی، چند انرژی) مقایسه شد. برای کلیه بیماران، پارامترهای دوزیمتری از جمله حجم هدف بالینی (Clinical Target Volume; CTV)، اندازه‌گیری ریه و قلب مقایسه شدند. برای اعتبارسنجی، جبران‌کننده‌ها برای مجموعه‌ای از شش فانتوم مخصوص بیماران چاپ شده توسط فن‌آوری چاپ سه‌بعدی ساخته و پرتودهی شدند. توزیع دوز در فانتوم با TLD و فیلم اندازه‌گیری شد. این اندازه‌گیری‌ها با سیستم برنامه‌ریزی درمان توزیع دوز محاسبه گردید.




**تصویر شماره 8:** نمودار الگوریتم طراحی شده برای ساخت جبران کننده‌ها. چهار مرحله شامل پیشرفت از مرحله یک به مرحله دوم، تکرار بین مرحله دوم و مرحله سوم تا زمانی که شرایط برنامه رضایت بخش انجام شود، ارسال و چاپ نهایی جبران کننده در مرحله چهارم، می باشد.

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

میـانگین اخـتلاف دوز انـدازه‌گیـری شـده در دوزیمتری عملی و محاسبه شده در سیستم برنامه‌ریزی طراحی درمان برابر با 2 درصد بود. در نهایت یک روش درمانی مبتنی بر جبران‌کننده PMRT ایجاد شد و اعتبار و برتری آن نسبت به برنامه‌های چند میدانی معمولی از طریق آزمایش و دوزیمتری نشان داده شد(59). علاوه بر کاربردهای ذکر شده برای چاپ سه‌بعدی برای سرطان پستان، در مطالعه دیگری که توسط Cui و همکاران صورت گرفته است کاربرد چاپ سه‌بعدی در مطالعه متاستازهای سرطان پستان به بافت استخوان مورد مطالعه قرار گرفت. در این بررسی یک استخوان و سلول های سرطانی جدا شده توسط یک کانال عروقی با استفاده از چاپ سه‌بعدی stereolithography به منظور مطالعه تعامل بین متاستاز سرطان و محیط عروقی توسعه داده شد. مدل ترکیبی سلول‌های سرطانی - استخوان و رگ توسط طراحی‌های کامپیوتری طراحی شده و سپس توسط پرینتر سه بعدیSL توسط ماده Gelatin methacrylate (GelMA) چاپ شد. برآوردهای حاصل از این بررسی آشکار کرد که رشد سلول‌های سرطانی پستان با حضور سلول‌های عروقی تسریع شده و محیط عروقی نیز مهاجرت سلول‌های سرطانی را به بافت استخوان در طی 14 روز افزایش داده است. نتایج گزارش شده حاصل از این مطالعه برای غربالگری داروهای ضد سرطان جدید و همچنین توسعه تشخیصی و درمانی خاص بیمار، بسیار ارزشمند خواهد بود(60).

در مطالعه مروری حاضر به بررسی امکان استفاده از چاپ سه بعدی در پرتودرمانی سرطان پستان پرداخته شده است. چاپ سه‌بعدی امکان تولید بلوس، اپلیکاتورهای براکی‌تراپی، جبران‌کننده‌ها، وسایل ثابت‌سازی پستان و بیمار، فانتوم و وسایل اختصاصی مورد نیاز در رادیوتراپی حین عمل در پرتودرمانی سرطان پستان را فراهم می‌آورد. نتایج مطالعات انجام شده نشان می‌دهند که وسایل تولید شده توسط چاپ سه بعدی بطور بالقوه می‌توانند جایگزین وسایل تجاری در دسترس شوند و در نتیجه به بهبود نتایج درمانی بیانجامند. از آن‌جاکه وسایل تولید شده توسط فن‌آوری چاپ سه‌بعدی، متناسب با آناتومی هر بیمار می‌باشد، بکارگیری این وسایل می‌تواند خطاهای مرتبط با قرارگیری روزانه وسایل ذکر شده در بالا را کاهش دهد، بنابراین این تکنولوژی موجب بهبود نتایج دوزیمتری درمان خواهد شد. از دیگر اهمیت‌های بکارگیری فن آوری چاپ سه‌بعدی، ظهور روش‌های پیشرفته پرتودرمانی می‌باشد که در آن ها افزایش دوز تجویزی و دقت درمان، تضمین کننده بهبود نتایج درمانی می باشند. شایان ذکر است که این فن‌آوری نوین علی‌رغم مزایای ذکر شده دارای معایبی بوده که قابل چشم پوشی نیست. به عنوان مثال همان‌طورکه در مطالعات بررسی شده ذکر گردید، امکان استفاده از دو ماده همزمان در هنگام چاپ وجود ندارد و تنها توسط یک ماده می‌توان کار چاپ را ادامه داد. هم‌چنین به دلیل چاپ لایه به لایه امکان پیچش در قطعه تولید شده وجود دارد که می‌تواند موجب اختلال در فرآیند چاپ شود. محدودیت چاپ در ابعاد خاص سبب شده است تا تنها امکان چاپ محصولات در اندازه‌های خاص فراهم شود. فن‌آوری چاپ سه بعدی با سرعت در حال گذراندن سیر تکاملی می باشد بنابراین ارزیابی روش‌ها و مواد برای چاپ سه‌بعدی در کاربردهای کلینیکی مورد نیاز می‌باشد. به‌کارگیری روش‌ها و مواد مناسب می‌تواند تطابق آناتومیکی وسایل چاپ شده و بدن بیمار را افزایش دهد و منجر به بهبود نتایج درمانی و راحتی بیمار گردد.

## References

1. Enayatrad M, Salehiniya H. An investigation of changing patterns in breast cancer incidence trends among Iranian women. J Sabzev Univ Med Sci 2015; 22(1): 35-27 (Persian).

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

2. Ghaffari H, Beik J, Talebi A, Mahdavi S, Abdollahi H. New physical approaches to treat cancer stem cells: a review. Clinical and Translational Oncology 2018; 20(12): 1502-1521.
3. Jermann M. Particle therapy statistics in 2014. Int J Part Ther 2015; 2(1): 50-54.
4. Aribaldi C, Jereczek Fossa BA, Marvaso G, Dicuonzo S, Rojas DP, Cattani F, et al. Recent advances in radiation oncology. Ecancermedicalscience 2017; 11: 785.
5. Ghaffari H, Navaser M, Mofid B, Mahdavi SR, Mohammadi R, Tavakol A. Fiducial markers in prostate cancer image-guided radiotherapy. Med J Islam Repub Iran 2019; 33(1): 15 (Persian).
6. Mahdavi SR, Ghaffari H, Mofid B, Rostami A, Reiazi R, Janani L. Rectal retractor application during image-guided dose-escalated prostate radiotherapy. Strahlenther Onkol 2019; 195(10): 923-933 (Persian).
7. Farhood B, Mahdavi SR, Emranpour MH, Mohammadi Asl K, Nekoui N, Knaup C. Skin Reaction in Radiation Therapy for Breast Cancer. Iran J Med Phys 2014; 11(4): 316-321 (Persian).
8. Cerviño L, Soultan D, Cornell M, Yock A, Pettersson N, Song WY, et al. A novel 3D-printed phantominsert for 4D PET/CT imaging and simultaneous integrated boost radiotherapy. Med Phys 2017; 44(10): 5467-5474.
9. Hazelaar C, Eijnatten M, Dahele M, Wolff J, Forouzanfar T, Slotman B, et al. Using 3D printing techniques to create an anthropomorphic thorax phantom for medical imaging purposes. Med Phys 2018; 45(1): 92-100.
10. Jones EL, Baldion AT, Thomas C, Burrows T, Byrne N, Newton V, et al. Introduction of novel 3D-printed superficial applicators for high-dose-rate skin brachytherapy. Brachytherapy 2017; 16(2): 409-414.
11. Ong Y, Yan T, Sun Y, Qian J, Zhou G, Cai S, et al. A dosimetric study on the use of 3D-printed customized boluses in photon therapy: A hydrogel and silica gel study. J Appl Clin Med Phys 2018; 20(1): 348-355.
12. Andic F, Ors Y, Davutoglu R, Cifci SB, Ispir EB, Erturk ME. Evaluation of skin dose associated with different frequencies of bolus applications in post-mastectomy three-dimensional conformal radiotherapy. J Exp Clin Cancer Res 2009; 28(1): 41.
13. Hsu SH, Roberson PL, Chen Y, Marsh RB, Pierce LJ, Moran JM. Assessment of skin dose for breast chest wall radiotherapy as a function of bolus material. Phys Med Biol 2008; 53(10): 2593-2606.
14. Turner JY, Zeniou A, Williams A, Jyothirmayi R. Technique and outcome of post-mastectomy adjuvant chest wall radiotherapy—the role of tissue-equivalent bolus in reducing risk of local recurrence. Br J Radiol 2016; 89(1064): 20160060.
15. Cho JH, Cho KH, Keum K, Han Y, Kim YB, Chu SS, et al. The benefit of individualized custom bolus in the postmastectomy radiation therapy: numerical analysis with 3-D treatment planning. J Korean Soc Ther Radiol Oncol 2003; 21(1): 82-93.
16. Mahdavi SR, Esmaeeli AD, Pouladian M, Monfared AS, Sardari D, Bagheri S. Breast dosimetry in transverse and longitudinal field MRI-Linac radiotherapy systems. Med Phys 2015; 42(2): 925-936.
17. Park SY, Choi CH, Park JM, Chun M, Han JH, Kim JI. A patient-specific polylactic acid bolus made by a 3D printer for breast cancer radiation therapy. PloS One 2016; 11(12): e0168063.

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

18. Burleson S, Baker J, Hsia AT, Xu Z. Use of 3D printers to create a patient-specific 3D bolus for external beam therapy. J Appl Clin Med Phys 2015; 16(3): 166-178.
19. Zou W, Fisher T, Zhang M, Kim L, Chen T, Narra V, et al. Potential of 3D printing technologies for fabrication of electron bolus and proton compensators. J Appl Clin Med Phys 2015; 16(3): 90-98.
20. Ha JS, Jung JH, Kim MJ, Jeon MJ, Jang WS, Cho YJ, etal. Customized 3D printed bolus for breast reconstruction for modified radical mastectomy (MRM). Prog Med Phys 2016; 27(4): 196-202.
21. Park K, Park S, Jeon MJ, Choi J, Kim JW, Cho YJ, et al. Clinical application of 3D-printed-step-bolus in post-total-mastectomy electron conformal therapy. Oncotarget 2017; 8(15): 25660-25668.
22. Arenas M, Sabater S, Sintas A, Arguís M, Hernández V, Árquez M, et al. Individualized 3D scanning and printing for non-melanoma skin cancer brachytherapy: a financial study for its integration into clinical workflow. J Contemp Brachytherapy 2017; 9(3): 270-276.
23. Lancellotta V, Pagano S, Tagliaferri L, Piergentini M, Ricci A, Montecchiani S, et al. Individual 3-dimensional printed mold for treating hard palate carcinoma with brachytherapy: A clinical report. The Journal of Prosthetic Dentistry 2019; 121(4): 690-693.
24. Lindegaard JC, Madsen ML, Traberg A, Meisner B, Nielsen SK, Tanderup K, et al. Individualised 3D printed vaginal template for MRI guided brachytherapy in locally advanced cervical cancer. Radiother Oncol 2016; 118(1): 173-175.
25. Sethi R, Cunha A, Mellis K, Siauw T, Diederich C, Pouliot J, et al. Clinical applications of custom-made vaginal cylinders constructed using three-dimensional printing technology. J Contemp Brachytherapy 2016; 8(3): 208-214.
26. Zhao Y, Moran K, Yewondwossen M, Allan J, Clarke S, Rajaraman M, et al. Clinical applications of 3-dimensional printing in radiation therapy. Med Dosim 2017; 42(2): 150-155.
27. Huang MW, Zhang JG, Zheng L, Liu SM, Yu GY. Accuracy evaluation of a 3D-printed individual template for needle guidance in head and neck brachytherapy. Journal of Radiation Research 2016; 57(6): 662-667.
28. Wang J, Zhang F, Guo J, Chai S, Zheng G, Zhang K, et al. Expert consensus workshop report: Guideline for three-dimensional printing template-assisted computed tomography-guided 125I seeds interstitial implantation brachytherapy. Journal of Cancer Research and Therapeutics 2017; 13(4): 607-612.
29. Strnad V, Major T, Polgar C, Lotter M, Guinot JL, Gutierrez Miguelez C, et al. ESTRO-ACROP guideline: Interstitial multi-catheter breast brachytherapy as Accelerated Partial Breast Irradiation alone or as boost–GEC-ESTRO Breast Cancer Working Group practical recommendations. Radiother Oncol 2018; 128(3): 411-420.
30. Aristei C, Maranzano E, Lancellotta V, Chirico L, Zucchetti C, Italiani M, et al. Partial breast irradiation with interstitial multi-catheter high-dose-rate brachytherapy. Long-term results of a phase II prospective study. Radiother Oncol 2017; 124(2): 208-213.
31. Aristei C, Palumbo I, Capezzali G, Farneti A, Bini V, Falcinelli L, et al. Outcome of a phase II prospective study on partial breast irradiation with interstitial multi-catheter high-dose-rate brachytherapy. Radiotherapy and Oncology 2013; 108(2): 236-241.

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

32. Aristei C, Palumbo I, Cucciarelli F, Cavalli A, Tarducci R, Raymondi C, et al. Partial breast irradiation with interstitial high-dose-rate brachytherapy in early breast cancer: results of a phase II prospective study. Eur J Surg Oncol 2009; 35(2): 144-150.
33. Aristei C, Lancellotta V, Piergentini M, Costantini G, Saldi S, Chierchini S, et al. Individualized 3D-printed templates for high-dose-rate interstitial multicathether brachytherapy in patients with breast cancer. Brachytherapy 2019; 18(1): 57-62.
34. Yu CX, Shao X, Zhang J, Regine W, Zheng M, Yu YS, et al. GammaPod—A new device dedicated for stereotactic radiotherapy of breast cancer. Medical Physics 2013; 40(5): 051703.
35. Darby SC, Ewertz M, McGale P, Bennet AM, Blom Goldman U, Brønnum D, et al. Risk of ischemic heart disease in women after radiotherapy for breast cancer. N Engl J Med 2013; 368(11): 987-998.
36. Lymberis SC, Dewyngaert JK, Parhar P, Chhabra AM, Fenton-Kerimian M, Chang J, et al. Prospective assessment of optimal individual position (prone versus supine) for breast radiotherapy: volumetric and dosimetric correlations in 100 patients. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012; 84(4): 902-909.
37. Veldeman L, De Gersem W, Speleers B, Truyens B, Van Greveling A, Van den Broecke R, et al. Alternatedprone and supine whole-breast irradiation using IMRT: setup precision, respiratory movement and treatment time. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2012; 82(5): 2055-2064.
38. Arimura T, Ogino T, Yoshiura T, Matsuyama M, Kondo N, Miyazaki H, et al. A feasibility study of a hybrid breast-immobilization system for early breast cancer in proton beam therapy. Med phys 2017; 44(4): 1268-1274.
39. Ehler ED, Barney BM, Higgins PD, Dusenbery KE. Patient specific 3D printed phantom for IMRT quality assurance. Phys Med Biol 2014; 59(19): 5763-5773.
40. Gear J, Long C, Rushforth D, Chittenden S, Cummings C, Flux G. Development of patient-specific molecular imaging phantoms using a 3D printer. Med phys 2014; 41(8): 082502.
41. Ger R, Burgett E, Price R, Craft D, Kry S, Howell R. WE-D-BRA-05: pseudo in vivo patient dosimetry using a 3D-printed patient-specific phantom. Medical Physics 2015; 42(6Part38): 3667-3668.
42. Marro A, Bandukwala T, Mak W. Three-dimensional printingand medical imaging: a review of the methods and applications. Curr Probl Diagn Radiol 2016; 45(1): 2-9.
43. Radecka E, Brehmer M, Holmgren K, Palm G, Magnusson P, Magnusson A. Pelvicaliceal biomodeling as an aid to achieving optimal access in percutaneous nephrolithotripsy. J Endourol 2006; 20(2): 92-101.
44. Waran V, Narayanan V, Karuppiah R, Pancharatnam D, Chandran H, Raman R, et al. Injecting realism in surgical training—initial simulation experience with custom 3D models. J Surg Educ 2014; 71(2): 193-197.
45. Watson RA. A low-cost surgical application of additive fabrication. J Surg Educ 2014; 71(1): 14-17.
46. Craft DF, Howell RM. Preparation and fabrication of a full-scale, sagittal-sliced, 3D-printed, patient-specific radiotherapy phantom. J Appl Clin Med Phys 2017; 18(5): 285-292.
47. He Y, Liu Y, Dyer BA, Boone JM, Liu S, Chen T, et al. 3D-printed breast phantom for multi-purpose and multi-modality imaging. Quantitative Imaging in Medicine and Surgery 2019; 9(1): 63-74.

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]

48. Santiago L, Adrada BE, Caudle AS, Clemens MW, Black DM, Arribas EM. The role of three-dimensional printing in the surgical management of breast cancer. J Surg Oncol 2019; 120(6): 897-902.
49. Moghaddam SHZ, Baghani HR, Mahdavi SR. Construction and performance evaluation of a buildup bolus for breast intraoperative electron radiotherapy. Radiation Physics and Chemistry 2020; 174: 108952.
50. Jadhav C, Cunneen S. Three-dimensional printing technology for medial orbital wall fractures. J Craniofac Surg 2015; 26(8): e799-e800.
51. Matsumoto JS, Morris JM, Foley TA, Williamson EE, Leng S, McGee KP, et al. Three-dimensional physical modeling: applications and experience at Mayo Clinic. Radiographics 2015; 35(7): 1989-2006.
52. Sing SL, An J, Yeong WY, Wiria FE. Laser and electron-beam powder-bed additive manufacturing of metallic implants: A review on processes, materials and designs. J Orthop Res 2016; 34(3): 369-385.
53. Walker JM, Elliott DA, Kubicky CD, Thomas Jr CR, Naik AM. Manufacture and evaluation of 3-dimensional printed sizing tools for use during intraoperative breast brachytherapy. Adv Radiat Oncol 2016; 1(2): 132-135.
54. Rankin TM, Giovinco NA, Cucher DJ, Watts G, Hurwitz B, Armstrong DG. Three-dimensional printing surgical instruments: are we there yet? J Surg Res 2014; 189(2): 193-197.
55. Kudchadker R, Antolak JA, Morrison WH, Wong PF, Hogstrom KR. Utilization of custom electron bolus in head and neck radiotherapy. J Appl Clin Med Phys 2003; 4(4): 321-333.
56. Hong L, Alektiar KM, Hunt M, Venkatraman E, Leibel SA. Intensity modulated radiotherapy for soft tissue sarcoma of the thigh. International Journal of Radiation Oncology Biology Physics 2004; 59(3): 752-759.
57. Galvin JM, D'angio GJ, Walsh G. Use of tissue compensators to improve the dose uniformity for total body irradiation. Int J Radiat Oncol Biol Phys 1980; 6(6): 767-771.
58. Williams PC. IMRT: delivery techniques and quality assurance. British J Radiology 2003; 76(911): 766-776.
59. Craft DF, Balter P, Woodward W, Kry SF, Salehpour M, Ger R, et al. Design, fabrication, and validation of patient-specific electron tissue compensators for postmastectomy radiation therapy. Physics and Imaging in Radiation Oncology 2018; 8: 38-43.
60. Cui H, Esworthy T, Zhou X, Hann SY, Glazer RI, Li R, et al. Engineering a Novel 3D Printed Vascularized Tissue Model for Investigating Breast Cancer Metastasis to Bone. Advanced Healthcare Materials 2019: e1900924.

[ Downloaded from jmums.mazums.ac.ir on 2026-11-05 ]