

مقاله علمی-ترویجی

بررسی و معرفی گروه‌های پژوهشی و سیستم‌های تجاری تصویربرداری پزشکی مایکروویو

بهنام قندی*، گروه مهندسی برق دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد، ghandibehnam112@gmail.com

وحید محتشمی، گروه مهندسی برق دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد، v.mohtashami@um.ac.ir

محمدسعید ماجدی، گروه مهندسی برق دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد، majedi@um.ac.ir

امیررضا عطاری، گروه مهندسی برق دانشکده مهندسی دانشگاه فردوسی مشهد، attari50@um.ac.ir

*نویسنده مسئول

چکیده

امروزه تصویربرداری مایکروویو به‌عنوان فناوری نوظهور در تشخیص و مشخصه‌یابی اهداف در زمینه‌های زیادی از جمله عمرانی، صنعتی، زمین‌شناسی و پزشکی نقش مهمی را ایفا می‌کند. در این گزارش با تاکید بر تصویربرداری پزشکی مایکروویو به بررسی و معرفی سیستم‌های دانشگاهی و تجاری شاخص در زمینه تشخیص سرطان سینه و عارضه‌های مغزی خواهیم پرداخت. اساس تصویربرداری پزشکی مایکروویو تفاوت در خصوصیات دی‌الکتریک بافت‌های مختلف بدن در باند مایکروویو می‌باشد. در این گزارش ۹ گروه پژوهشی شاخص و ۵ شرکت تجاری فعال در زمینه تصویربرداری پزشکی مایکروویو را معرفی و مورد بررسی قرار خواهیم داد. نتایج مطالعات بالینی سیستم‌های یاد شده حاکی از حساسیت و قابلیت اطمینان مطلوب تصویربرداری مایکروویو در تشخیص توده‌های ناسالم، چه در بافت سینه و چه در سر می‌باشد.

کلمات کلیدی: تصویربرداری مایکروویو، تشخیص سرطان سینه، تشخیص سکته مغزی.

An Introduction to Research Groups and Commercial Systems of Microwave Medical Imaging.

Behnam Ghandi*, Department of Electrical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran, ghandibehnam112@gmail.com

Vahid Mohtashami,Department of Electrical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran, v.mohtashami@um.ac.ir

Mohammad Saeed Majedi,Department of Electrical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad- Iran, majedi@um.ac.irAmir

Reza Attari,Department of Electrical Engineering, Ferdowsi University of Mashhad, Mashhad, Iran, attari50@um.ac.ir

*Corresponding Author

Abstract

Nowadays, microwave imaging, as an emerging technology, plays an important role in the detection and characterization of targets in many fields, including civil engineering, industry, geology, and medicine. In this paper, with an emphasis on microwave medical imaging, we will review and introduce leading academic and commercial systems in the field of breast cancer diagnosis and brain complications. The basis of microwave medical imaging is the dif-

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]

ference in the dielectric properties of different body tissues in the microwave band. In this paper, we will introduce and examine 9 prominent research groups and 5 commercial companies active in the field of microwave medical imaging. The results of clinical studies of the mentioned systems indicate the optimal sensitivity and reliability of microwave imaging in detecting unhealthy masses, both in the breast tissue and in the head.

Keywords: Microwave imaging, breast cancer detection, stroke diagnosis.

۱- مقدمه

تصویربرداری مایکروویو (Imaging Microwave) به‌عنوان روشی غیرمخرب مبتنی بر پردازش امواج مایکروویو پراکنده شده از اجسام، به مشخصه‌یابی محیط می‌پردازد. تصویربرداری مایکروویو که تقریبا به‌عنوان یک فناوری نوظهور شناخته می‌شود؛ در بسیاری از زمینه‌ها از جمله عمرانی، صنعتی، زمین‌شناسی و پزشکی کاربرد دارد[۱].

تصویربرداری پزشکی مایکروویو (Microwave Medical Imaging) در طی دو دهه اخیر به‌دلیل اتخاذ روشی غیرمخرب و بدون آسیب به بافت‌های بدن، بسیار مورد توجه پژوهشگران قرار گرفته است. اساس کار این فناوری تفاوت در خصوصیات دی‌الکتریک (گذردهی نسبی و رسانایی الکتریکی) بافت‌های مختلف بدن می‌باشد. در واقع بافت‌های مختلف بدن به‌دلیل دارا بودن خصوصیات دی‌الکتریک متفاوت در باند مایکروویو، قابل تمیز پیدا کردن از یکدیگر می‌باشند. علاوه بر این سلول‌های سرطانی به‌دلیل افزایش سطح آب در آنها، گذردهی و رسانندگی بالاتری را از خود نشان داده و در نتیجه پراکندگی الکترومغناطیسی بالاتری خواهند داشت. این موضوع اساس تصویربرداری مایکروویو در تشخیص سلول‌های سرطانی است[۲, ۳].

امروزه تشخیص سرطان سینه (Breast Cancer Detection) و تشخیص عارضه‌های مغزی نظیر تشخیص سکته مغزی (Detection Stroke Brain) و خونریزی داخلی در جمجمه (Bleeding Intracranial) از جمله کاربردهای تصویربرداری مایکروویو در پزشکی به‌شمار می‌روند که مورد علاقه بسیاری از پژوهشگران برجسته قرار گرفته است.

باتوجه به گزارش سازمان بهداشت جهانی WHO (World Health Organization)، سرطان سینه به‌عنوان نخستین سرطان شایع در جهان و فراوان‌ترین در میان زنان است [۴]. نکته قابل توجه در سرطان سینه این است که اگر این سرطان در مراحل ابتدایی تشکیل شناسایی گردد؛ علی رغم نرخ بالای شیوع آن، دوره درمان کوتاه‌تری داشته و مرگ و میر ناشی از آن نیز کمتر خواهد بود.

درحال حاضر در بسیاری از مراکز مراقبتی و درمانی، ماموگرافی (Mammography) به‌عنوان نخستین گزینه در تشخیص سرطان سینه شناخته می‌شود. در واقع اساس ماموگرافی میزان جذب اشعه ایکس توسط بافت‌های مختلف بدن است. در تصویر حاصل از ماموگرافی سه ناحیه سیاه، خاکستری و سفید قابل مشاهده هستند. نواحی سیاه نشان دهنده بافت چربی، نواحی خاکستری بافت متراکم سینه و لکه‌های سفید بیانگر توده‌های مشکوک یا رسوب موضعی کلسیم می‌باشند. به طور معمول بعد از ماموگرافی و در صورت وجود نواحی مشکوک، بافت سینه توسط سونوگرافی (Ultrasound) یا MRI (Magnetic Resonance Imaging) مورد بررسی بیشتر قرار می‌گیرد[۵].

ماموگرافی به‌دلیل استفاده از اشعه ایکس اگر چه رزولوشن بالایی را نتیجه می‌دهد اما به‌دلیل عبور از بافت‌های بدن و یونیزه کردن (Ionizing) آنها به‌عنوان روشی تهاجمی (Invasive) شناخته می‌شود. فارغ از این ماموگرافی به‌دلیل فشرده‌سازی فیزیکی بافت سینه می‌تواند برای بیمار ناراحت کننده باشد.

دلایل بالا به خوبی اهمیت استفاده از روشی غیرتهاجمی (Non-invasive)، غیر یونیزه کننده (Nonionizing)، ارزان و با قابلیت اطمینان بالا را به‌عنوان مکمل و کمک کننده به ماموگرافی برای تشخیص سرطان سینه نشان می‌دهد. همان‌طورکه پیشتر ذکر شد اساس تصویربرداری مایکروویو اختلاف در خصوصیات دی‌الکتریک است. این روش علاوه بر بی‌خطر بودن برای بیمار، نیازی به فشردگی بافت نیز نداشته و می‌توان نشان داد که قابلیت اطمینان بالایی را نیز ثبت می‌کند. در بخش‌های بعدی مقاله در مورد تشخیص سرطان سینه مبتنی بر تصویربرداری مایکروویو به‌طور مشروح صحبت خواهیم نمود.

تشخیص آسیب‌های مغزی مبتنی بر تصویربرداری مایکروویو از جمله کاربردهای دیگر این فناوری به شمار می‌رود. آسیب‌های مغزی‌ای که به‌طور معمول توسط تصویربرداری مایکروویو شناسایی می‌گردند در دو دسته سکته مغزی و خونریزی داخلی در جمجمه تقسیم‌بندی می‌شوند.

بر اساس آمار سازمان بهداشت ۱۰ درصد مرگ و میر جهانی به‌طور متوسط در سال به واسطه خونریزی داخلی در جمجمه رخ می‌دهد و می‌توان آن را یکی از علل اصلی مرگ در جوانان دانست. اقدام فوری در تشخیص و درمان خونریزی داخلی سبب کاهش آمار مرگ و میر بالا می‌شود. متاسفانه درحال حاضر ابزاری کارآمد به‌طور گسترده وجود ندارد که صدمات مصدوم را در زمان کم و در محل سانحه (Pre-hospital) تشخیص دهد[۶].

سکته مغزی علاوه بر اینکه یک بیماری یا عارضه مغزی شناخته می‌شود؛ به‌عنوان یک چالش مهم در اقتصاد جهانی نیز تلقی می‌گردد[۷]. سکته مغزی به‌عنوان دومین دلیل رایج مرگ و سومین دلیل اصلی ناتوانی جسمی در افراد است [۸, ۹]. متاسفانه امروزه علی رغم توجه بالا بر سکته مغزی و عوامل آن، تنها بین ۱ تا ۸ درصد از مبتلایان به فناوری‌های تشخیص و درمان آن دسترسی داشته و از آنها بهره می‌برند که دلیل آن را می‌توان زمان طولانی برای تشخیص[۱۰]، هزینه بالا و حتی عدم دسترسی برای همگان دانست.

در تشخیص و درمان هر دو مورد سکته مغزی و خونریزی داخلی جمجمه، زمان نقشی کلیدی را ایفا می‌کند. بدین صورت که اگر در کوتاه‌ترین زمان ممکن، برای مثال در محل سانحه، تشخیص صورت گرفته و اقداماتی اولیه روی بیمار انجام گیرد؛ می‌توان اطمینان داد که تا حد بالایی از صدمات جبران‌ناپذیر جلوگیری شده است.

MRI و CT (Computed Tomography) از جمله روش‌هایی هستند که در تشخیص عارضه‌های مغزی مفید و موثر واقع می‌شوند؛ اما هر دو پرهزینه و غیر قابل حمل هستند و به همین دلیل فقط در مراکز درمانی قابل دسترس می‌باشند[۶]. این درحالی است

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]

که دستگاه‌های مبتنی بر تصویربرداری مایکروویو دارای ابعادی کوچک‌تر، قابل حمل، کم هزینه و استفاده آسان (حتی برای افراد غیر متخصص) هستند. از این‌رو می‌توان از این دستگاه‌ها در آمبولانس‌ها استفاده کرد تا علاوه بر تشخیص زود هنگام عارضه، تا رسیدن بیمار به مرکز درمانی، اقدام‌های درمانی اولیه بر روی وی انجام گیرد. این دستگاه‌ها بیشتر در باند فرکانسی ۰/۱ تا ۱۰ گیگاهرتز کار می‌کنند که امواج الکترومغناطیسی در این محدوده عمق نفوذ، تضعیف و رزولوشن مطلوبی برای کاربرد مذکور دارند [۶].

هدف از این گزارش بررسی مختصر دستاوردهای گروه‌های دانشگاهی و شرکت‌های تجاری فعال در حوزه تصویربرداری پزشکی مایکروویو برای تشخیص سرطان سینه و سکته مغزی می‌باشد. بدین منظور در بخش ۲ و ۳ به ترتیب به معرفی فعالیت‌های برخی از گروه‌های دانشگاهی مطرح و شرکت‌های تجاری فعال خواهیم پرداخت و در نهایت در بخش ۴ این گزارش را جمع‌بندی خواهیم نمود.

۲-گروه‌های پژوهشی دانشگاهی فعال در زمینه تصویربرداری پزشکی مایکروویو

در این قسمت به بررسی فعالیت‌های ۹ گروه پژوهشی دانشگاهی شاخص در زمینه تصویربرداری پزشکی مایکروویو خواهیم پرداخت که در این میان هفت گروه در زمینه تشخیص سرطان سینه و دو گروه در زمینه تشخیص عارضه‌های مغزی فعالیت می‌کنند.

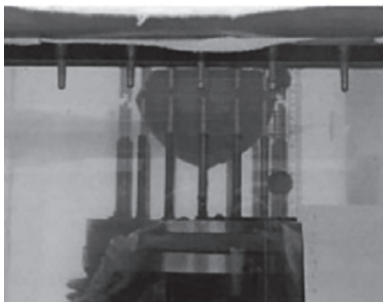
۲-۱- گروه پژوهشی کالج Dartmouth ایالات متحده امریکا

نخستین سیستم آزمایشگاهی برای تشخیص سرطان سینه (شکل ۱) در سال ۲۰۰۰ میلادی مبتنی بر توموگرافی مایکروویو (Microwave Tomography) توسط کالج Dartmouth تحت نظر دکتر M Paul. Meaney معرفی گردید[۱۱]. این سیستم به‌گونه‌ای طراحی شده است که بیمار به روی شکم خود دراز کشیده و بافت سینه داخل محفظه (Tank) درنظر گرفته شده قرار می‌گیرد. در این حالت امکان تصویربرداری از بافت سینه از جهات مختلف امکان‌پذیرتر است. در محفظه قرارگیری بافت سینه مایعی که دارای گذردهی نزدیک به بافت سینه است تزریق می‌شود تا تطبیق بهتری بین آنتن‌ها و بافت برقرار شود. این سیستم از آرایه ثابت ۱۶ عنصری از آنتن‌های تک قطبی (Monopole)، مطابق شکل(۲)، در محدود فرکانسی ۳۰۰ تا ۱۰۰۰ مگاهرتز استفاده می‌کند. منظور از ثابت بودن آرایه این است که ساختار آنتن‌ها چرخانده نمی‌شود اما موقعیت آنتن فرستنده و گیرنده در هر اسکن ممکن است تغییر کند تا دید کاملتری از بافت سینه حاصل شود. متوسط زمان یک اسکن کامل از بیماران نیز ۵ دقیقه گزارش شده است [۱۱, ۱۲].

این سیستم در مجموع بر روی ۱۵۰ بیمار مبتلا به سرطان سینه آزمایش شد که طبق آخرین گزارش منتشر شده در سال ۲۰۱۳، ۸ بیمار که درحال درمان از طریق شیمی درمانی (Chemotherapy) بودند؛ توسط این سیستم مورد مطالعات بالینی قرار گرفتند[۱۳]. برای مثال نتایج حاصل برای دو بیمار در ادامه بیان می‌گردد. در فرد اول که از وجود تومور (Tumor) در سینه سمت راست خود رنج می‌برد؛ در روز ۴۴ دوره درمان تصویربرداری صورت گرفت. تصاویر بازسازی شده کاهش حجم تومور را نشان می‌داد که با مشاهدات جراحان مطابقت داشت. در فرد دوم تصاویر روز ۵۲ دوره درمان حاکی از افزایش حجم تومور بود که در این حالت نیز با مشاهدات



شکل ۱: سیستم تصویربرداری دانشگاه Dartmouth برای تشخیص سرطان سینه[۱۱].

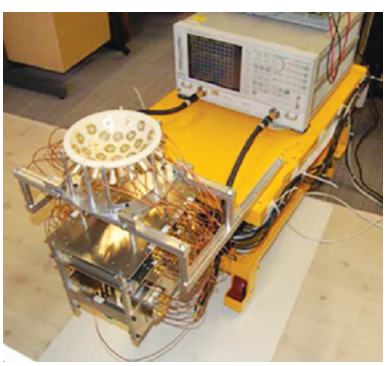


شکل ۲: محفظه قرارگیری سینه و آرایه ۱۶ عنصری از آنتن‌های تک قطبی اطراف آن[۱۱].

بالینی مطابقت داشت[۱۲]. نتایج حاصل از سیستم معرفی شده توسط دانشگاه Dartmouth نشان از توانایی تصویربرداری مایکروویو در تشخیص و مشخصه‌یابی تومورهای سرطانی دارد که می‌تواند به عنوان روشی ساده، ارزان و بدون آسیب برای بیمار موثر واقع شود.

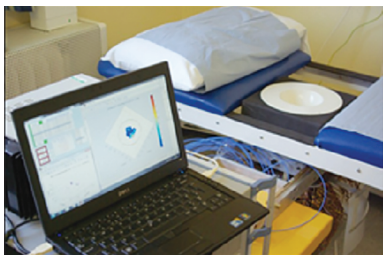
۲-۲- گروه پژوهشی دانشگاه Bristol انگلستان

دانشگاه بریستول در سال ۲۰۱۱ سیستم MARIA-M4 را که مبتنی بر الگوریتم‌های راداری کار می‌کند؛ تحت سرپرستی دکتر Ian Craddock معرفی نمود [۱۴]. نسل قبلی این سیستم MARIA-M3 (شکل ۳) نام داشت که از یک آرایه ۳۱ عنصری از آنتن‌های شکافی (Slot Antennas) در محدوده فرکانسی ۳ تا ۱۰ گیگاهرتز استفاده می‌نمود[۱۵]. در سیستم MARIA-M3 از یک کاسه سرامیکی (Coupling Shell) با ضریب گذردهی ۱۰ و یک مایع با ضریب گذردهی مشابه برای تطبیق بین بافت سینه و آنتن‌ها استفاده می‌شد. مدت زمان حدود ۸۰ ثانیه برای ۴۶۰ اندازه‌گیری روی یک بافت سینه توسط این سیستم به ثبت رسیده است. سیستم نسل سوم دانشگاه Bristol، بر روی فانتوم فیزیکی [۱۶] و



شکل ۳: سیستم تصویربرداری دانشگاه Bristol موسوم به MARIA-M3 برای تشخیص سرطان سینه[۱۵].

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]



شکل ۴: سیستم تصویربرداری دانشگاه Bristol موسوم به MARIA-M4 برای تشخیص سرطان سینه[۱۸].

توسط آزمایشات کلینیکی [۱۷] تست شده است.

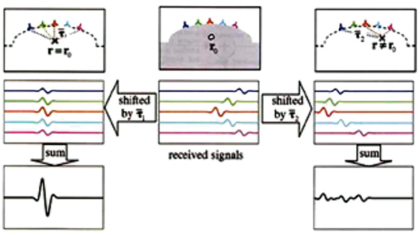
شکل (۴) سیستم نسل چهارم این دانشگاه موسوم به MARIA-M4 را نشان می‌دهد که نسبت به سیستم نسل سوم، سعی شده است در ساختاری پذیرفته شده‌تر برای کار کلینیکی طراحی گردد. علاوه بر این در سیستم MARIA-M4 از آرایه ۶۰ عنصری از آنتن‌های شکافی در محدوده فرکانسی ۳ تا ۸ گیگاهرتز استفاده شده است که امکان ۱۷۷۰ اندازه‌گیری را در ۱۰ ثانیه فراهم می‌کند. در این سیستم نیز از کاسه سرامیکی با ضریب گذردهی ۱۰ و مایع با ضریب گذردهی مشابه به‌منظور تطبیق بین آنتن‌ها و بافت سینه بهره گرفته شده است. علاوه بر این امکان اضافه یا کم کردن کاسه‌های سرامیکی به محفظه جهت تطبیق بهتر بافت با آنتن‌ها فراهم شده است. کاهش زمان اسکن در سیستم نسل چهارم، اطمینان از جابه‌جا نشدن بافت سینه در فرایند تصویربرداری و امکان تکرارپذیری اندازه‌گیری را افزایش می‌دهد. این سیستم جهت تست کلینیکی بر روی ۸۵ بیمار مورد استفاده قرار گرفت که نتایج امیدبخشی را ثبت نمود [۱۸]. لازم به ذکر است که در سیستم‌های معرفی شده از سوی دانشگاه Bristol، از الگوریتم تاخیر و جمع (Delay-and-Sum) [۱۹] برای بازسازی تصاویر استفاده می‌شود. در واقع از این الگوریتم به‌عنوان الگوریتم پایه در بیشتر سیستم‌های راداری تصویربرداری مایکروویو برای بازسازی تصاویر بهره‌گیری می‌شود. الگوریتم DAS مانند سایر الگوریتم‌های راداری مبتنی بر استخراج تاخیر زمانی سیگنال رفت و برگشت می‌باشد. رابطه (۱) نحوه محاسبه شدت (برای مثال برای کاربرد تشخیص سرطان سینه) برای هر مش تصویر دو بعدی به مختصات (xp,yq) را نشان می‌دهد:

$$I\left(x_p, y_q\right)=\sum_{n=1}^{N}\gamma\left(\varphi_n, \tau_n\left(\boldsymbol{r}_{p,q}\right)\right) \qquad (۱)$$

در رابطه فوق γ، شکل حوزه زمان ماتریس پراکندگی در مکان n ام و τ_n تاخیر متناظر با مش (q,p) می‌باشد که از رابطه (۲) مبتنی بر اصل فرما محاسبه می‌گردد.

$$\tau_n\left(\boldsymbol{r}_{p,q}\right)=2\times\min\left\{\frac{\left\|\boldsymbol{a}_n-\xi_1\right\|\sqrt{\varepsilon_{ext}}}{c_0}+\frac{\left\|\xi_1-\xi_2\right\|\sqrt{\varepsilon_{skin}}}{c_0}+\frac{\left\|\xi_2-\boldsymbol{r}_{p,q}\right\|\sqrt{\varepsilon_{breast}}}{c_0}\right\} \qquad (۲)$$

در رابطه (۲) a_n بردار شامل مسیر حرکت مرکز فاز آنتن، $r_{p,q}$ بردار شامل مکان مش‌های صفحه دو بعدی، C_0 سرعت نور در فضای آزاد و ε_{ext}، ε_{skin}، ε_{breast} به ترتیب ضریب گذردهی مایع تطبیق، ضریب گذردهی پوست و ضریب گذردهی بافت سینه هستند. همچنین مقادیر ξ_1، ξ_2 نقاط روی مرز هستند که باید به‌گونه‌ای انتخاب



شکل ۵: الگوریتم تاخیر و جمع[۳]

گردند که زمان رفت و برگشت موج کمینه گردد. همان‌طور که از رابطه (۱) پیداست درصورتی‌که مش مورد نظر محل هدف باشد؛ به‌دلیل جمع همدوس سیگنال‌ها حاصل مقداری بزرگ و در غیر این‌صورت مقداری کوچک خواهد بود. شکل (۵) به خوبی نحوه عملکرد الگوریتم DAS را نمایش می‌دهد [۳, ۱۹].

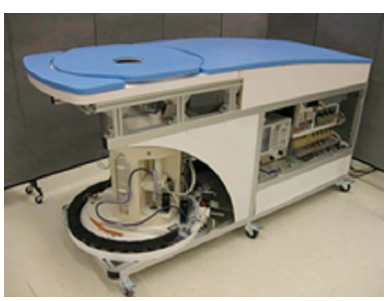
سیستم تصویربرداری نسل پنجم و ششم با همکاری شرکت Micrima [۲۰] طراحی و پیاده‌سازی شده است که در زیربخش ۳-۱- معرفی می‌گردد.

۲-۳- گروه پژوهشی دانشگاه Calgary کانادا

سیستم تصویربرداری مایکروویو نسل اول دانشگاه Calgary کانادا (شکل ۶) موسوم به TSAR (Tissue Sensing Adaptive Radar) تحت سرپرستی دکتر Elise C. Fear در سال ۲۰۱۲ معرفی شد. این سیستم تک‌پایه (Monostatic) که مبتنی بر الگوریتم‌های راداری به بازسازی تصاویر می‌پردازد از یک آنتن ویوالدی (Vivaldi Antenna) در محدوده فرکانسی ۵۰ تا ۱۵۰۰۰ مگاهرتز استفاده می‌کند [۲۱]. ساختار ستاپ اندازه‌گیری به‌گونه‌ای است که آنتن می‌تواند حول محفظه قرارگیری سینه چرخیده و توسط بازوی مکانیکی به‌صورت عمودی جابه‌جا شود. درنتیجه می‌توان گفت امکان اسکن استوانه‌ای شکل بافت سینه برقرار است. در این سیستم بین بافت سینه و محفظه تصویربرداری، از روغن کانولا جهت تطبیق استفاده می‌گردد [۲۱]. در این سیستم یک اسکن کامل بافت سینه شامل ۲۰۰ موقعیت اندازه‌گیری توسط آنتن در حدود ۳۰ دقیقه می‌شود که هر اندازه‌گیری به کمک یک VNA با ۱۶۰۱ نمونه فرکانسی و در محدوده فرکانسی یاد شده انجام



شکل ۶: سیستم نسل نخست تصویربرداری دانشگاه Calgary[۲۱].



شکل ۷: سیستم نسل دوم تصویربرداری دانشگاه Calgary[۲۳].

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]

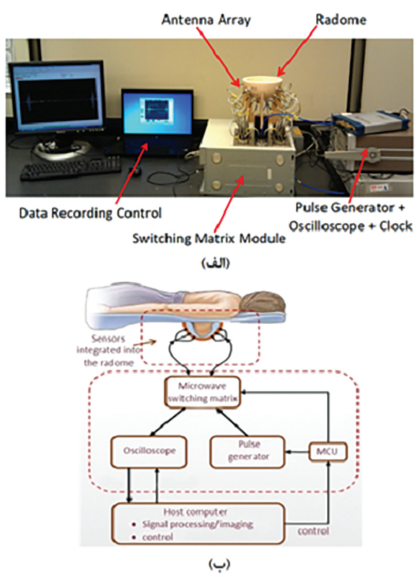
شده و تصاویر به وسیله الگوریتم DAS بازسازی می‌شوند [۲۱]. سیستم نسل اول TSAR بر روی ۸ بیمار مورد آزمایش قرار گرفته که متاسفانه در برخی از موارد، موفق عمل نکرده و افزایش حساسیت سیستم لازم دانسته شده است [۲۲].

نسل دوم سیستم TSAR (شکل ۷) با هدف اعطاء آزادی بیشتر به حرکت آنتن در سال ۲۰۱۳ طراحی شد. در این ساختار آنتن همواره در فاصله ثابتی نسبت به پوست قرار داشته و امکان اسکن استوانه‌ای، نیم کره و شبیه به شکل بافت سینه امکان پذیر است [۲۳]. این سیستم بر روی فانتوم فیزیکی تست شده [۲۴, ۲۵] اما نتایج تست کلینیکی بر روی بیماران هنوز گزارش نشده است.

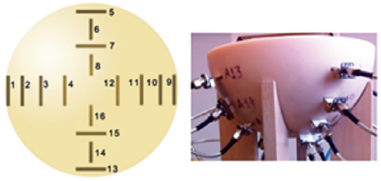
۲-۴-گروه پژوهشی دانشگاه McGill کانادا

دانشگاه McGill در سال ۲۰۱۳ تحت سرپرستی دکتر Milica Popović سیستم راداری تصویربرداری مایکروویو نسل اول خود موسوم به MU (شکل ۸) را معرفی نمود[۲۶]. این سیستم از اندازه‌گیری در حوزه زمان بهره می‌برد که از مزایای آن می‌توان به کاهش سرعت پردازش، افزایش سرعت اسکن و کاهش هزینه اشاره نمود. اما لازم به ذکر است سیستم حوزه فرکانس سیگنال به نویز بالاتری داشته و علاوه بر آن فقط با یک دستگاه VNA (Vector Network Analyzer) اندازه‌گیری انجام می‌شود که می‌تواند به سادگی سیستم کمک کند[۲۶]. در سیستم نسل اول از آرایه ثابت ۱۶ عنصری از آنتن‌های شکافی در محدوده فرکانسی ۲ تا ۴ گیگاهرتز استفاده می‌شود. در این آرایه به‌منظور بیشینه دریافتی میدان‌های پراکندگی از قطبش‌های متعامد بهره گرفته می‌شود. یک اسکن کامل این سیستم شامل ۲۴۰ اندازه‌گیری در حدود ۵ دقیقه می‌شود. در این سیستم به‌عنوان مایع تطبیق بین آنتن‌ها و بافت سینه از ژل سونوگرافی استفاده شده است که علاوه بر اینکه به‌طور گسترده در دسترس می‌باشد؛ برای پوست نیز حساسیتی ایجاد نمی‌کند [۱۲, ۲۷, ۲۸]. نتایج حاصل از تست این سیستم بر روی فانتوم فیزیکی [۲۶] و آزمایشات بالینی [۲۷, ۲۸] امیدوار کننده گزارش شده است.

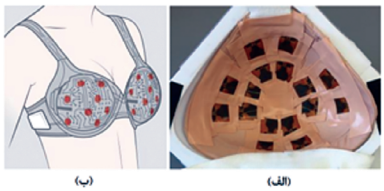
سیستم نسل دوم این دانشگاه با هدف تغییر در ساختار اندازه‌گیری به‌صورت پوشیدنی (Wearable) در سال ۲۰۱۶ معرفی [۲۹] و در



شکل ۸: سیستم تصویربرداری دانشگاه McGill.
(الف) سیستم آزمایشگاهی و (ب) نمودار عملکردی سیستم تصویربرداری و پردازش‌های بعد از آن جهت بازسازی تصویر[۲۶].



شکل ۹: ساختار قرارگیری آرایه آنتن‌ها در سیستم MU[۲۶].



شکل ۱۰: سیستم نسل دوم تصویربرداری دانشگاه McGill. (الف) نحوه قرارگیری آنتن‌های مایکرواستریپ و (ب) نحوه استفاده و تصویربرداری از بیمار [۳۰].



شکل ۱۱: سیستم تصویربرداری دانشگاه Shizuoka برای تشخیص سرطان سینه[۳۱].

سال ۲۰۲۰ با تغییراتی در سخت‌افزار اندازه‌گیری بهبود داده شد [۳۰]. شکل (۱۰) سیستم نسل دوم دانشگاه McGill را نشان می‌دهد که از آرایه ۱۶ عنصری آنتن مایکرواستریپ (Microstrip Antenna) قابل انعطاف استفاده می‌کند [۳۰].

۲-۵- گروه پژوهشی دانشگاه Shizuoka ژاپن

دانشگاه Shizuoka ژاپن در سال ۲۰۱۳ سیستم راداری تصویربرداری مایکروویو چندپایه (شکل۱۱) خود موسوم به SU را معرفی نمود. عناصر آرایه آنتن، stacked patch antenna در بازه فرکانسی ۴ تا ۹ گیگاهرتز می‌باشند که جهت تطبیق بهتر با بافت سینه سه سایز کاسه تطبیق مختلف طراحی شده‌اند. ضریب گذردهی کاسه نزدیک به ضریب گذردهی چربی می‌باشد. در این سیستم نیازی به مایع تطبیق نیست زیرا هوای بین بافت سینه و کاسه به‌طور کامل مکیده شده و بافت سینه به کاسه می‌چسبد. این سیستم بر روی ۲ نفر تست شده و نتایج آن در [۳۱] ذکر شده است.

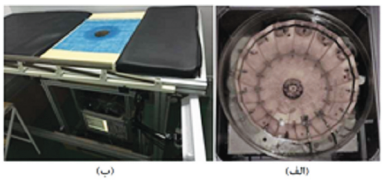
۲-۶- گروه پژوهشی دانشگاه جنوبی علم و صنعت چین

در سال ۲۰۱۷ گروه پژوهشی Southern University of Science and Technology (SUST)چین تحت سرپرستی دکتر Qingfeng Zhang سیستم تصویربرداری نسل اول (شکل ۱۲) خود را موسوم به SUST معرفی نمود. در این سیستم چند دوپایه (Multi-Bistatic) از دو آنتن هورن (Horn Antenna) در محدوده فرکانسی ۴ تا ۵/۸ گیگاهرتز به‌عنوان فرستنده- گیرنده استفاده می‌شود که با گام ۱ درجه حول محفظه تصویربرداری بافت سینه چرخیده و به‌صورت عمودی نیز در ۴ صفحه موازی به فاصله ۲ سانتی‌متر از یکدیگر فرایند تصویربرداری را انجام می‌دهند. این گروه سیستم خود را بر روی ۱۱ بیمار آزمایش کرده و پیش‌بینی کرده است نتایج آزمایش بر روی ۱۰۰ بیمار را به زودی منتشر خواهد نمود [۳۲].

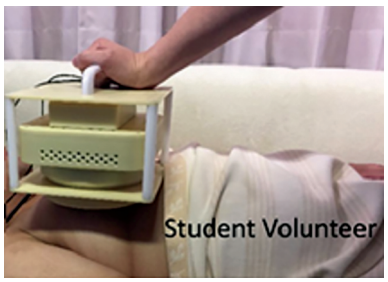
۲-۷- گروه پژوهشی دانشگاه Hiroshima ژاپن

دانشگاه Hiroshima سیستم تصویربرداری خود (شکل۱۳) را موسوم به HU در سال ۲۰۱۷ معرفی نمود. این سیستم از یک آرایه ۱۶ عنصری آنتن شکافی مسطح (Planar Slot Antenna) مطابق شکل

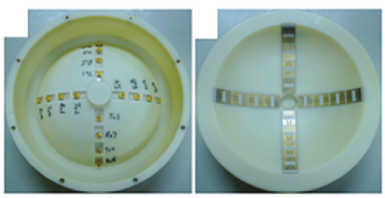
[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]



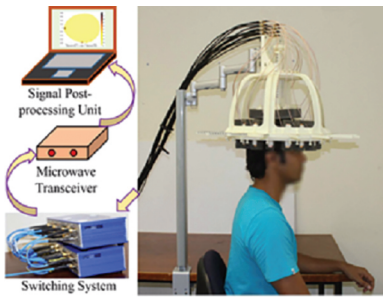
شکل ۱۲: سیستم نسل نخست تصویربرداری دانشگاه SUST برای تشخیص سرطان سینه[۳۲].



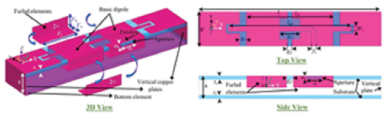
شکل ۱۳: سیستم تصویربرداری دانشگاه Hiroshima برای تشخیص سرطان سینه[۳۳].



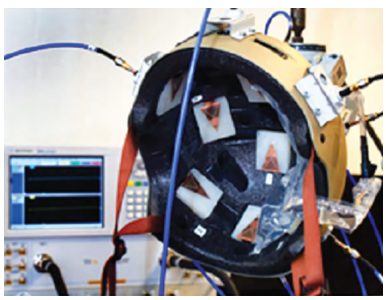
شکل ۱۴: ساختار قرارگیری آرایه آنتن‌ها در سیستم HU ۳۶[۳۶].



شکل ۱۵: سیستم تصویربرداری دانشگاه Queensland برای خونریزی داخل جمجمه[۳۴].



شکل ۱۶: ساختار آنتن‌های طراحی شده در سیستم Queensland[۳۴].



شکل ۱۷: سیستم تصویربرداری نسل اول دانشگاه Chalmers برای تشخیص عوارض مغزی[۳۸].

(۱۴) در محدوده فرکانسی ۳/۱ تا ۱۰/۶ گیگاهرتز استفاده می‌کند. مزیت سیستم HU فشردگی (Compactness) آن است که پردازش نیز توسط FPGA انجام می‌گیرد[۳۳].

مطالعات بالینی این دستگاه بر روی ۵ بیمار انجام شده است. برای مثال در مورد یک بیمار تصویر بازسازی شده از سیستم HU مطابق با تصویر MRI بوده است و هر دو یک محل را برای تومور نشان می‌دادند. در سایر بیماران نیز نتایج با سابقه پزشکی آن‌ها مطابقت مطلوبی داشته است [۱۲, ۳۳].

۲-۸- گروه پژوهشی دانشگاه Queensland استرالیا

گروه پژوهشی تصویربرداری مایکروویو دانشگاه Queensland تحت سرپرستی دکتر Amin Abbosh در سال ۲۰۱۶ یکی از کامل‌ترین سیستم‌های تصویربرداری مایکروویو خود (شکل ۱۵) را معرفی نمود. این سیستم قابل حمل بوده و به‌منظور تشخیص خونریزی داخل جمجمه به کار می‌رود [۳۴]. ساختار تصویربرداری از یک آرایه ثابت ۱۶ عنصری از Slot-Loaded Folded Dipole Structure [۳۵] (شکل ۱۶) در محدوده فرکانسی ۱ تا ۲/۴ گیگاهرتز بهره می‌برد.

سیستم دانشگاه Queensland هم بر روی فانتوم فیزیکی [۳۶] و هم به واسطه مطالعات بالینی [۳۴] مورد بررسی قرار گرفته که در هر دو مورد نتایج مطلوبی را ثبت نموده است. واحد پردازش این سیستم از الگوریتم DAS برای بازسازی تصاویر بهره می‌گیرد [۳۴]. لازم به ذکر است در مقایسه با سایر سیستم‌های تصویربرداری، این سیستم از ماده تطبیق بین آنتن و بافت استفاده ننموده است [۶].

۲-۹- گروه پژوهشی دانشگاه Chalmers سوئد

گروه تصویربرداری مایکروویو دانشگاه Chalmers سوئد تحت سرپرستی دکتر Mikael Persson و دکتر Andreas Fhager از جمله گروه‌های پیشرو در زمینه طراحی و پیاده‌سازی سیستم‌های تصویربرداری توموگرافی مایکروویو با هدف تشخیص عارضه‌های مغزی به شمار می‌روند. تحقیقات دانشگاهی این گروه از سال ۲۰۰۰ در زمینه تصویربرداری مایکروویو آغاز شد که طراحی اولیه سیستم نسل اول و شبیه‌سازی ساختار آنتن‌ها در سال ۲۰۰۸ ارائه [۳۷] و ساختار تکمیل شده و بهبود یافته سیستم آزمایشگاهی نسل اول (شکل ۱۷) در سال ۲۰۱۴ معرفی گردید[۶, ۳۸].

بسته پلاستیکی که در شکل (۱۷) مشاهده می‌شود جهت تطبیق فیزیکی و الکترومغناطیسی سر بیمار با ساختار به کار می‌رود که بدین منظور با آب پر می‌شود. استفاده از پلاستیک به تطبیق الکترومغناطیسی بهتر بین آنتن‌ها و سر نیز کمک می‌کند. این سیستم از یک آرایه ثابت ۱۰ عنصری از Patch Antenna بهره می‌برد[۳۸].

جهت مطالعات بالینی، سیستم نسل اول در مجموع بر روی ۴۰ بیمار که در سه دسته تقسیم‌بندی می‌شدند؛ انجام شد. ۲۰ نفر که سکته حاد (Acute Stroke) داشتند (مطالعه بر روی این افراد در بازه زمانی ۷ تا ۱۳۲ ساعت پس از بروز سکته انجام شده است که این زمان را در اصطلاح دوره زمانی آگاهی از سلامت فرد پس از وقوع سکته می‌نامند)، ۹ نفر که مبتلا به خونریزی داخلی در جمجمه (Intracerebral Hemorrhage) بودند و ۱۱ نفر که مبتلا به Ischemic Stroke بودند (این حالت از سکته مغزی زمانی رخ می‌دهد که یکی از رگ‌های خونی مغز به واسطه لخته خونی یا ذرات دیگر مسدود شده باشد). در این مطالعه محدوده فرکانسی ۸۸۵ تا ۱۶۷۰ مگاهرتز گزارش شده است. نتایج حاصل از این مطالعه بالینی نشان از حساسیت و تشخیص ۸۸ درصد از موارد بیماری می‌دهد[۳۸].

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]

جدول ۱: بررسی سیستم‌های آکادمیک تصویربرداری مایکروویو معرفی شده برای تشخیص سرطان سینه.

	Dartmouth	MARIA	MU	TSAR	SUST	SU	HU
تعداد مطالعات بالینی	150	223	13	8	11	2	5
زمان تصویربرداری	5 min	10 s	5 min	30 min	4 min	3 min	14 min
نوع آنتن	Monopole	Slot	Microstrip	Vivaldi	Horn	Stacked Patch	Planar slot
نحوه داده‌برداری	Multistatic	Multistatic	Multistatic	Monostatic	Multistatic	Multistatic	Multistatic
الگوریتم تصویرسازی	Tomography	DAS	DAS	DAS	DAS	DAS	DAS

نسل دوم و سوم سیستم دانشگاه Chalmers با همکاری شرکت Medfield Diagnostics AB [۳۹] طراحی و پیاده‌سازی شد که در زیربخش ۳-۳ معرفی و ارائه می‌گردد.

۲-۱۰- مقایسه سیستم‌های دانشگاهی

در این زیربخش به‌طور کوتاه به بررسی سیستم‌های دانشگاهی ارائه شده در زیربخش‌های قبل از نظر ویژگی‌هایی مشخص خواهیم پرداخت. جدول (۱) و (۲) بیانگر مروری کلی بر سیستم‌های تصویربرداری مایکروویو برای تشخیص به ترتیب سرطان سینه و عارضه‌های مغزی می‌باشند. همان‌طورکه مشاهده می‌شود تنوع به‌کارگیری نوع آنتن از جمله تفاوت‌های سیستم‌های معرفی شده می‌باشد در حالی‌که بیشتر این سیستم‌ها به‌منظور تصویرسازی از الگوریتم راداری تاخیر و جمع استفاده می‌کنند تا محل توده سرطانی (در کاربرد تشخیص سرطان سینه) یا محل وقوع سکته (در کاربرد تشخیص سکته مغزی) مشخص گردد. لازم به ذکر است در سیستم‌هایی که مبتنی بر توموگرافی مایکروویو به تصویرسازی می‌پردازند؛ اگر چه زمان تصویرسازی طولانی‌تر است اما علاوه بر محل هدف، پروفایل ضریب دی‌الکتریک بافت را نیز مشخص می‌کند که از این‌رو در کاربردهایی نظیر تشخیص سکته مغزی، نوع سکته نیز به راحتی قابل تشخیص است که امری مهم در فرایند درمان بیمار می‌باشد.

جدول ۲: بررسی سیستم‌های آکادمیک تصویربرداری مایکروویو معرفی شده برای تشخیص عارضه‌های مغزی.

	Queensland	Chalmers
تعداد مطالعات بالینی	-	40
زمان تصویربرداری	2 s	10 s
نوع آنتن	Folded slot	Patch
نحوه داده‌برداری	Multi-monostatic	Multistatic
الگوریتم تصویرسازی	DAS	Tomography

۳- شرکت‌های تجاری فعال در زمینه تصویربرداری پزشکی مایکروویو

پس از آشنایی با گروه‌های پژوهشی شاخص تصویربرداری مایکروویو در دنیا، در این قسمت به بررسی فعالیت‌های پنج شرکت تجاری شاخص در زمینه تصویربرداری پزشکی مایکروویو خواهیم پرداخت که در این میان یک شرکت در زمینه تشخیص سرطان سینه، سه شرکت در زمینه تشخیص عارضه‌های مغزی و یک شرکت در هر دو زمینه فعالیت می‌کند.

۳-۱- شرکت Micrima

شرکت Micrima [۲۰] با هدف شناسایی مین‌های زیرزمینی شروع به کار کرده و در سال ۲۰۰۶ به طراحی و پیاده‌سازی سیستم تصویربرداری مایکروویو برای تشخیص سرطان سینه روی آورد. فناوری این شرکت مبتنی بر مطالعات گروه تصویربرداری مایکروویو دانشگاه Bristol می‌باشد. شرکت Micrima نسل پنجم و ششم سیستم MARIA را پیاده‌سازی و معرفی نمود.

سیستم نسل پنجم MARIA-M5 (شکل ۱۸)، فقط ویرایش بهبود یافته نسل چهارم بوده است که از جمله ویژگی‌های آن می‌توان به ساختار قابل پذیرش‌تر جهت استفاده کلینیکی اشاره نمود. در حالی‌که شرکت Micrima در سیستم MARIA-M6 (شکل ۱۹) علاوه بر بهبود ساختار فیزیکی سیستم و اضافه نمودن قابلیت‌های بیشتر، از فناوری هوش مصنوعی (Artificial Intelligence) در تشخیص و تصویرسازی از بافت سینه بهره می‌برد [۲۰, ۴۰]. نکته جالب توجه در اسناد و سایت شرکت Micrima معرفی سیستم MARIA به‌عنوان کمک کننده فرایند ماموگرافی در «تشخیص صحیح» سرطان سینه می‌باشد[۴۰].

ساختار تصویربرداری MARIA-M6 از یک آرایه ۶۰ عنصری از آنتن‌ها بهره می‌برد. در فناوری MARIA-M6 یک اسکن کامل برای به دست آوردن تصویر سه بعدی از بافت سینه، به‌صورت تجمیع سه اسکن منحصر به فرد با چرخش آنتن‌ها تعریف می‌شود. مدت زمان چرخش ساختار آنتن‌ها برای آماده‌سازی اسکن بعدی ۲۲ ثانیه می‌باشد. در هر اسکن مشخص ۵۹۰ داده اندازه‌گیری توسط آنتن‌ها به ثبت می‌رسد. درواقع در هر اسکن،



شکل ۱۸: سیستم تصویربرداری MARIA-M5 محصول شرکت Micrima[۲۰].



شکل ۱۹: سیستم تصویربرداری MARIA-M6 محصول شرکت Micrima [۴۰].

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]

ی‌ک آنتن فرستنده و مابقی گیرنده هستند (ساختار Multistatic) و این روند برای ۹ آنتن دیگر در همان اسکن تکرار می‌شود تا در مجموع در یک اسکن ۵۹۰ داده اندازه‌گیری به‌دست آید. در نتیجه، پس از تکمیل سه اسکن ۱۷۷۰ داده اندازه‌گیری در دسترس خواهد بود که به خوبی نمای سه بعدی از بافت سینه را نتیجه می‌دهد. تمامی اندازه‌گیری‌ها در ۱۰۱ نمونه فرکانسی در محدود ۳ تا ۸ گیگاهرتز (گام فرکانسی ۵۰ مگاهرتز) انجام می‌گیرد [۴۰].

سیستم MARIA-M6 تاکنون جهت مطالعات بالینی بر روی بیش از ۵۰۰ بیمار مورد آزمایش قرار گرفته و نتایج مطلوب و امیدبخشی را به ثبت رسانده است [۲۰, ۴۰].

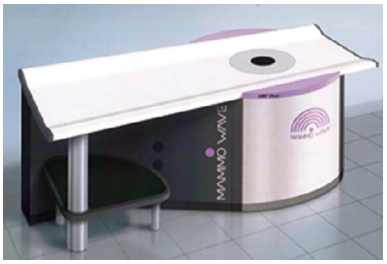
۳-۲- شرکت UBT

شرکت Umbria Bioengineering Technologies (UBT) در سال ۲۰۱۵ به‌عنوان استارتاپ (Startup) وابسته به دانشگاه Perugia ایتالیا شروع به فعالیت کرد. شرکت UBT از جمله شرکت‌های پیشرو در زمینه طراحی و ساخت سیستم‌های تصویربرداری پزشکی مبتنی بر فناوری مایکروویو می‌باشد. تا به امروز UBT دو محصول تصویربرداری از جمله MamoWave برای تشخیص سرطان سینه و BrainWave برای تشخیص سکته مغزی را معرفی نموده است [۴۱].

سیستم MamoWave (شکل ۲۰) جهت تصویربرداری مایکروویو از بافت سینه و تشخیص سرطان سینه، بدون استفاده از محیط تطبیق، از ساختار چند دوپایه (Multi-Bistatic) آنتن‌ها در محدوده فرکانسی ۱ تا ۹ گیگاهرتز با گام فرکانسی ۵ مگاهرتز استفاده می‌کند. این ساختار جهت تصویربرداری تمام دید از بافت سینه در زوایای صفر، ۷۲، ۱۴۴، ۲۱۶ و ۲۸۸ درجه در اطراف آن توسط یک ساختار مکانیکی می‌چرخد. سیستم MamoWave جهت بازسازی تصویر از اصل هایگنس (Huygens Principle) بهره می‌برد [۴۱, ۴۲]. از جمله ویژگی‌های مثبت این سیستم می‌توان به دقت، سادگی در استفاده، در دسترس بودن، راحتی و خطر نداشتن برای بیمار به دلیل استفاده نکردن از تصویربرداری با اشعه ایکس اشاره نمود. مطالعات بالینی سیستم MamoWave در بیمارستان‌های Pe-rugia و Foligno در سال ۲۰۲۰ به اتمام رسیده و در سال ۲۰۲۱ در [۴۲] منتشر شده است. سیستم MamoWave از هوش مصنوعی نیز بهره می‌برد که در [۴۳] به موضوع تشخیص سرطان سینه داده‌های آزمایشگاهی موجود با هوش مصنوعی پرداخته شده است. سیستم BrainWave (شکل ۲۱) از ساختار چنددوپایه آنتن‌ها، مشابه سیستم MamoWave، در محدوده فرکانسی ۱ تا ۵ گیگاهرتز استفاده می‌کند. در این سیستم تصویربرداری در زوایای صفر، ۹۰، ۱۸۰ و ۲۷۰ درجه انجام می‌گیرد و مشابه سیستم MamoWave از اصل هایگنس برای بازسازی تصویر استفاده می‌شود [۴۴]. سیستم BrainWave بر روی فانتوم فیزیکی تست شده و نتایج آن در [۴۵] منتشر شده است. مطالعات بالینی این سیستم در سال ۲۰۲۱ در بیمارستان مربوط به دانشگاه Pisa ایتالیا شروع شده و هنوز در حال انجام است [۴۶]. محققان UBT اقدام به طراحی دیگری برای سیستم BrainWave با توجه به هدف تشخیص سریع سکته مغزی نمودند که قابل نصب در آمبولانس می‌باشد[۴۱].

۳-۳- شرکت Medfield Diagnostics AB

شرکت Medfield Diagnostics AB در سال ۲۰۰۵ توسط دکتر Mikael Persson و دکتر Andreas Fhager وابسته به دانشگاه Chalmers سوئد تاسیس شد. مبنای فناوری این شرکت برگرفته



شکل ۲۰: سیستم تصویربرداری MamoWave محصول شرکت UBT [۴۲].



شکل ۲۱: سیستم تصویربرداری BrainWave محصول شرکت UBT[۴۴].

از تحقیقات گروه تصویربرداری مایکروویو دانشگاه Chalmers تحت سرپرستی دکتر Andreas Fhager می‌باشد. در واقع در سال ۲۰۰۵ نیز تاسیس این شرکت نتیجه کار پژوهشی دکتر Andreas Fhager در دوره دکتری تحت سرپرستی دکتر Persson Mikael در دانشگاه Chalmers بود [۳۹].

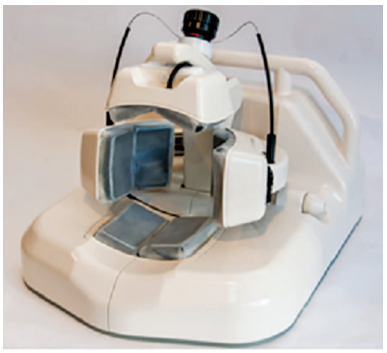
همان‌طور که در زیر بخش ۹-۲ اشاره شد؛ نسل دوم و سوم سیستم تصویربرداری مایکروویو دانشگاه Chalmers با هدف تشخیص عارضه‌های مغزی توسط شرکت Medfield طراحی و توسعه داده شد. نسل دوم این سیستم تحت عنوان Strokefinder R10 فرق چندانی با نسل اول ندارد و فقط در ساختار به نسبت قابل قبولی طراحی گردید تا در مطالعات بالینی مورد استفاده قرار بگیرد. شکل (۲۲) سیستم Strokefinder R10 را در حین مطالعات بالینی نشان می‌دهد[۶].

سیستم نسل سوم با عنوان Strokefinder MD100 به عنوان نخستین سیستم تصویربرداری مایکروویو قابل حمل توسط شرکت Medfield معرفی گردید. این سیستم که در شکل(۳۲) قابل مشاهده است از یک آرایه ثابت ۸ عنصری از آنتن‌ها بهره می‌برد. قابلیت این سیستم به‌گونه‌ای است که باتوجه به آناتومی (Anatomy) سر بیمار قابل تنظیم است تا تطبیق مناسبی بین سر و آرایه آنتن‌ها رخ دهد. این سیستم فارغ از اینکه قابلیت استفاده با باتری را داشته و فقط ۶ کیلوگرم وزن دارد؛ به دلیل ابعاد کوچک به راحتی قابل نصب در آمبولانس می‌باشد. زمان یک اندازه‌گیری کامل توسط این سیستم حدود ۳ دقیقه است و نکته جالب توجه این است که در زمان فوق، زمان آماده‌سازی بیمار و تنظیم ساختار آنتن‌ها نیز درنظر گرفته شده است. این زمان

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]



شکل ۲۲: سیستم Strokefinder R10 محصول شرکت Medfield [۶].



شکل ۲۳: سیستم Strokefinder MD100 محصول شرکت Medfield [۶].



شکل ۲۴: سیستم BrainScanner محصول شرکت EMTensor جهت استفاده کلینیکی[۴۸].



شکل ۲۵: سیستم BrainScanner محصول شرکت EMTensor جهت استفاده در آمبولانس[۴۸].

کوتاه درجای خود بسیار با اهمیت بوده و بدین سبب می‌توان جهت اقدامات درمانی بر روی بیمار در کمترین زمان پس از وقوع حادثه پیش‌قدم شد [۶, ۳۹].

مطالعات بالینی Strokefinder MD100 بر روی ۲۰ بیمار که دچار ضربه مغزی (Traumatic Brain Injury) شده بودند و ۲۰ نفر سالم که به لحاظ سن و جنسیت با گروه اول یکسان بودند؛ انجام شد و نتایج بسیار امیدوار کننده‌ای با حساسیت ۱۰۰ درصد ثبت گردید. نتایج مطالعات بالینی فوق در [۴۷] منتشر شده است [۶].

۳-۴- شرکت EMTensor

شرکت EMTensor در سال ۲۰۱۲ توسط دکتر Serguei Semenov در اتریش با هدف طراحی و ساخت سیستم‌های تصویربرداری مایکروویو برای تشخیص عارضه‌های مغزی تاسیس شد. در شکل (۲۴) آخرین نسخه سیستم تصویربرداری مایکروویو شرکت EM-Tensor تحت عنوان BrainScanner قابل مشاهده است. ساختار این سیستم به‌گونه‌ای است که هم به‌صورت کلینیکی و هم در آمبولانس قابل استفاده می‌باشد. شکل(۲۵) نحوه استفاده از این سیستم در آمبولانس را نشان می‌دهد. از جمله ویژگی‌های این سیستم می‌توان به ساختار کوچک، قابل حمل، راحتی، عدم خطر برای بیمار و سرعت در تشخیص اشاره نمود [۴۸].

۳-۵- شرکت EMVision

شرکت EMVision وابسته به دانشگاه Queensland استرالیا با هدف طراحی و ساخت سیستم‌های تصویربرداری مایکروویو برای تشخیص عارضه‌های مغزی پایه‌گذاری شد[۴۹].

EMVision از جمله شرکت‌های پیشرو در زمینه تصویربرداری مایکروویو می‌باشد که تا به امروز دو سیستم را معرفی و تجاری‌سازی نموده است. نسل اول سیستم این شرکت که قابلیت نصب و به‌کارگیری کلینیکی را دارد در شکل (۲۶) قابل مشاهده است. سیستم نسل دوم با هدف تشخیص سریع عارضه‌های مغزی در محل و انجام اقدامات لازم پیش از رسیدن به بیمارستان، در ساختاری قابل حمل و بسیار سبک طراحی و ساخته شده است که در شکل(۲۷) قابل مشاهده می‌باشد. همان‌طورکه مشاهده می‌شود هر دو سیستم قابل حمل بوده و قابلیت استفاده در آمبولانس را دارند اما سیستم نسل دوم به‌دلیل ساختار کوچک‌تر و سبک‌تر در سایر کاربردها و به خصوص در آمبولانس‌های هوایی مورد توجه می‌باشد [۴۹].



شکل ۲۶: سیستم تصویربرداری نسل اول شرکت EMVision [۴۹].



شکل ۲۷: سیستم تصویربرداری نسل دوم شرکت EMVision[۴۹].

۳-۶- مقایسه سیستم‌های تجاری

در این زیربخش به‌طور کوتاه به بررسی سیستم‌های تجاری

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]

جدول ۳: بررسی سیستم‌های تجاری تصویربرداری مایکروویو معرفی شده.

	Micrima	UBT-BW	UBT-MW	Medfield	EMTensor	EMVision
هدف تشخیص	سرطان سینه	سکته مغزی	سرطان سینه	سکته مغزی	سکته مغزی	سکته مغزی
تعداد مطالعات بالینی	۵۰۰	-	۱۰۳	۴۰	۴۰	-
نوع آنتن	Slot	Patch	Monopole	Patch	Printed Slot	Patch
نحوه داده‌برداری	Multistatic	Multi-Bistatic	Multi-Bistatic	Maltistatic	Multistatic	Multistatic
الگوریتم تصویرسازی	DAS	Tomography	Tomography	-	Tomography	DAS
هوش مصنوعی	Yes	No	Yes	Yes	No	No

ارائه شده در زیربخش‌های قبل از نظر ویژگی‌هایی مشخص خواهیم پرداخت. جدول (۳) بیانگر مروری کلی بر سیستم‌های تصویربرداری مایکروویو برای تشخیص سرطان سینه و عارضه‌های مغزی می‌باشد. لازم به ذکر است در این بررسی آخرین نسخه معرفی شده ملاک قرار گرفته است. همان‌طورکه مشاهده می‌شود در سیستم‌های تجاری بیشتر از آنتن‌های Patch استفاده شده است تا ظاهری پوشیدنی داشته باشد و در کاربرد آزمایشات کلینیکی به راحتی مورد استفاده قرار بگیرد. همچنین در سیستم‌های تشخیص سکته مغزی همان‌طورکه مشهود است به جز سیستم EMVision، مابقی سیستم‌ها از توموگرافی (به‌منظور تصویرسازی) یا هوش مصنوعی (فقط به‌منظور تشخیص) در تشخیص نوع سکته مغزی بهره می‌برند از این رو می‌توان به اهمیت تشخیص نوع سکته در فرایند درمان بیمار پی برد. علاوه بر این برخورداری سیستم‌های تجاری از هوش مصنوعی را می‌توان راهبردی موثر در افزایش دقت و سرعت تشخیص این سیستم‌ها دانست.

۴- جمع‌بندی

در این گزارش با عنایت به تصویربرداری مایکروویو به‌عنوان فناوری نوظهور در تشخیص سرطان سینه و عارضه‌های مغزی به بررسی و معرفی گروه‌های پژوهشی شاخص و شرکت‌های تجاری فعال در این زمینه پرداختیم. بدین منظور در ابتدا اهمیت مساله تشخیص زودهنگام سرطان سینه، سکته مغزی و خونریزی داخلی جمجمه را برشمردیم و در ادامه به تفصیل، ۹ گروه پژوهشی شاخص در زمینه طراحی و پیاده‌سازی سیستم‌های تصویربرداری پزشکی مایکروویو برای تشخیص سرطان سینه و عارضه‌های مغزی را بررسی و معرفی نمودیم. بخش پایانی گزارش نیز به تحلیل و معرفی ۵ سیستم تجاری شاخص در این زمینه اختصاص پیدا کرد. نتایج مطالعات بالینی سیستم‌های یاد شده حاکی از حساسیت و قابلیت اطمینان بالای تصویربرداری مایکروویو در تشخیص توده‌های ناسالم، چه در بافت سینه و چه در سر، می‌باشد. علاوه بر این همان‌طورکه به خوبی در سیر زمانی این گزارش پیداست؛ از نخستین سیستم تصویربرداری مایکروویو معرفی شده در سال ۲۰۰۰ میلادی توسط کالج Dartmouth تا نسل دوم سیستم EMVision، که می‌توان به عنوان جدیدترین و نوآورانه‌ترین سیستم از آن یاد کرد، تحول و نوآوری در افزایش دقت سیستم، کاربری مطلوب‌تر برای بیمار و افزایش سرعت در تشخیص بیماری بهبود پیدا کرده است و از طرفی می‌توان از آن‌ها به‌عنوان برجسته‌ترین فاکتورهای رقابتی در ارزیابی سیستم‌های آینده یاد کرد. تصویربرداری مایکروویو اگرچه در مقایسه با فناوری‌هایی چون CT، MRI، ماموگرافی و غیره قدرت تفکیک کمتری دارد؛ اما به‌دلیل سرعت در تشخیص، قابل حمل بودن، هزینه پایین و دردسترس بودن، می‌توان آن را به‌عنوان فناوری مکمل و کمک کننده در کنار هر یک از موارد فوق دانست.

۵- مراجع

[1] M .Pastorino ,Microwave imaging: John Wiley & Sons, 2010.

[2] E.C .Fear ,X .Li ,S .C .Hagness ,and M .A .Stuchly" ,Confocal microwave imaging for breast cancer detection :Localization of tumors in three dimensions ",IEEE Transactions on biomedical engineering ,vol ,49 .pp.2002 ,812-822 .

[۳]ع. نقیبی، «طراحی و پیاده‌سازی یک سیستم تصویربرداری مایکروویو رادارای برای تشخیص سرطان سینه و تحلیل عوامل موثر بر قدرت تفکیک و کیفیت تصویر،» دکتری، ۱۴۰۰.

[4] Global Cancer Observatory. Available: https://gco.iarc.fr

[۵]م. ا. ح. راد، «تصویربرداری رادارای مایکروویو برای تشخیص سرطان سینه» کارشناسی ارشد، ۱۳۹۸.

[6] A.Fhager ,S .Candefjord ,M .Elam ,and M .Persson" ,Microwave diagnostics ahead :Saving time and the lives of trauma and stroke patients ",IEEE Microwave Magazine ,vol ,19 .pp. .2018 ,78-90

[7] V.L .Feigin ,B .Norrving ,and G .A .Mensah" ,Global burden of stroke ",Circulation research ,vol ,120 .pp.2017 ,439-448 .

[8] C.J .Murray ,T .Vos ,R .Lozano ,M .Naghavi ,A .D .Flaxman, C .Michaud, et al., "Disability-adjusted life years (DALYs) for 291 diseases and injuries in 21 regions, 1990–2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010," The lancet, vol. 380, pp. 2197-2223, 2012.

[9] R .Lozano ,M .Naghavi ,K .Foreman ,S .Lim ,K .Shibuya ,V. Aboyans, et al., "Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2010," The lancet, vol. 380, pp. 2095-2128, 2012.

[10] K .Fassbender ,C .Balucani ,S .Walter ,S .R .Levine ,A. Haass ,and J .Grotta" ,Streamlining of prehospital stroke management :the golden hour ",The Lancet Neurology ,vol ,12 .pp. .2013 ,585-596

[11] P .M .Meaney ,M .W .Fanning ,D .Li ,S .P .Poplack ,and K. D .Paulsen" ,A clinical prototype for active microwave imaging of the breast ",IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques ,vol ,48 .pp.2000 ,1841-1853 .

[12] D .O'Loughlin ,M .O'Halloran ,B .M .Moloney ,M .Glavin ,E. Jones ,and M .A .Elahi" ,Microwave breast imaging :Clinical advances and remaining challenges ",IEEE Transactions on Biomedical Engineering ,vol ,65 .pp.2018 ,2580-2590 .

[13] P .M .Meaney ,P .A .Kaufman ,L .S .Muffly ,M .Click ,S .P. Poplack ,W .A .Wells, et al., "Microwave imaging for neoadjuvant chemotherapy monitoring: Initial clinical experience," Breast Cancer Research, vol. 15, pp. 1-16, 2013.

[14] T .Henriksson ,M .Klemm ,D .Gibbins ,J .Leendertz ,T. Horseman ,A .Preece, et al., "Clinical trials of a multistatic UWB radar for breast imaging," in 2011 Loughborough Anten-

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]

and H .Sakahara" ,Clinical test of microwave mammography", in 2013 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium) APSURSI ,2013 ,(pp.2028-2029 .
[32] F .Yang ,L .Sun ,Z .Hu ,H .Wang ,D .Pan ,R .Wu, et al., "A large-scale clinical trial of radar-based microwave breast imaging for Asian women: Phase I," in 2017 IEEE International Symposium on Antennas and Propagation & USNC/URSI National Radio Science Meeting, 2017, pp. 781-783.
[33] H .Song ,S .Sasada ,T .Kadoya ,M .Okada ,K .Arihiro ,X. Xiao, et al., "Detectability of breast tumor by a hand-held impulse-radar detector: performance evaluation and pilot clinical study," Scientific reports, vol. 7, pp. 1-11, 2017.
[34] A .T .Mobashsher and A .Abbosh" ,On-site rapid diagnosis of intracranial hematoma using portable multi-slice microwave imaging system ",Scientific reports ,vol ,6 .pp.2016 ,1-17 .
[35] A .T .Mobashsher and A .Abbosh" ,Three-dimensional folded antenna with ultra-wideband performance, directional radiation and compact size," IET Microwaves, Antennas & Propagation, vol. 8, pp. 171-179, 2014.
[36] A .T .Mobashsher ,A .M .Abbosh ,and Y .Wang" ,Microwave system to detect traumatic brain injuries using compact unidirectional antenna and wideband transceiver with verification on realistic head phantom ",IEEE Transactions on Microwave Theory and Techniques ,vol ,62 .pp.2014 ,1826-1836 .
[37] H .Trefna and M .Persson" ,Antenna array design for brain monitoring ",in 2008 IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium, 2008, pp. 1-4.
[38] M .Persson ,A .Fhager ,H .D .Trefná ,Y .Yu ,T .McKelvey, G .Pegenius, et al., "Microwave-based stroke diagnosis making global prehospital thrombolytic treatment possible," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 61, pp. 2806-2817, 2014.
[39] Medfield Diagnostics AB Inc .Available :www.medfielddiagnostics.com
[40] Brochure of6 th Generation MARIA. Available: www.micrima.com/_files/ugd/ad09a7_5d3af3947dfe47449124812f6e942aa0.pdf
[41] UBT Inc .Available :www.ubt-tech.com
[42] L .Sani ,A .Vispa ,R .Loretoni ,M .Duranti ,N .Ghavami ,D. Alvarez Sánchez-Bayuela, et al., "Breast lesion detection through MammoWave device: Empirical detection capability assessment of microwave images' parameters," PLos ONE, vol. 16(4), p. e0250005, 2021.
[43] S .P .Rana ,M .Dey ,G .Tiberi ,L .Sani ,A .Vispa ,G .Raspa, et al., "Machine learning approaches for automated lesion detection in microwave breast imaging clinical data," Scientific reports, vol. 9, pp. 1-12, 2019.
[44] B .Sohani ,J .Puttock ,B .Khalesi ,N .Ghavami ,M .Ghavami, S .Dudley, et al., "Developing artefact removal algorithms to process data from a microwave imaging device for haemorrhagic stroke detection," Sensors, vol. 20, p. 5545, 2020.
[45] B .Sohani ,B .Khalesi ,N .Ghavami ,M .Ghavami ,S .Dudley, A .Rahmani, et al., "Detection of haemorrhagic stroke in simulation and realistic 3-D human head phantom using microwave imaging," Biomedical Signal Processing and Control, vol. 61, p. 102001, 2020.
[46] A Feasibility Clinical Trial on BrainWave. Available: https://clinicaltrials.gov/ct2/show/NCT04622644
[47] J .Ljungqvist ,S .Candefjord ,M .Persson ,L .Jönsson ,T. Skoglund ,and M .Elam" ,Clinical evaluation of a microwave-based device for detection of traumatic intracranial hemorrhage ",Journal of neurotrauma ,vol ,34 .pp.2017 ,2176-2182 .
[48] EMTensor Inc .Available :www.emtensor.com
[49] EMVision Inc .Available :https//:emvision.com.au

***

nas & Propagation Conference, 2011, pp. 1-4.
[15] M .Klemm ,J .A .Leendertz ,D .Gibbins ,I .J .Craddock ,A. Preece ,and R .Benjamin" ,Microwave radar-based differential breast cancer imaging :Imaging in homogeneous breast phantoms and low contrast scenarios ",IEEE Transactions on Antennas and Propagation ,vol ,58 .pp.2010 ,2337-2344 .
[16] M .Klemm ,J .Leendertz ,D .Gibbins ,I .Craddock ,A .Preece, and R .Benjamin" ,Microwave radar-based breast cancer detection :Imaging in inhomogeneous breast phantoms ",IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters ,vol ,8 .pp1349- . .2009 ,1352
[17] M .Klemm ,I .Craddock ,J .Leendertz ,A .Preece ,D .Gibbins, M .Shere, et al., "Clinical trials of a UWB imaging radar for breast cancer," in Proceedings of the Fourth European Conference on Antennas and Propagation, 2010, pp. 1-4.
[18] A .W .Preece ,I .Craddock ,M .Shere ,L .Jones ,and H .L. Winton" ,MARIA M4 :clinical evaluation of a prototype ultra-wideband radar scanner for breast cancer detection ",Journal of Medical Imaging ,vol ,3 .p.2016 ,033502 .
[19] X .Li ,E .J .Bond ,B .D .Van Veen ,and S .C .Hagness" ,An overview of ultra-wideband microwave imaging via space-time beamforming for early-stage breast-cancer detection ",IEEE Antennas and Propagation Magazine ,vol ,47 .pp.2005 ,19-34 .
[20] Micrima Inc .Available :www.micrima.com
[21] J .Bourqui ,J .M .Sill ,and E .C .Fear" ,A prototype system for measuring microwave frequency reflections from the breast", International journal of biomedical imaging ,vol ,2012 .pp,9-9 . .2012
[22] E .C .Fear ,J .Bourqui ,C .Curtis ,D .Mew ,B .Docktor ,and C .Romano" ,Microwave breast imaging with a monostatic radar-based system :A study of application to patients ",IEEE transactions on microwave theory and techniques ,vol ,61 .pp. .2013 ,2119-2128
[23] J .Bourqui and E .C .Fear" ,Systems for ultra-wideband microwave sensing and imaging of biological tissues ",in2013 7th European Conference on Antennas and Propagation) EuCAP ,2013 ,(pp.834-835 .
[24] J .Garrett and E .Fear" ,A new breast phantom with a durable skin layer for microwave breast imaging ",IEEE Transactions on Antennas and Propagation ,vol ,63 .pp.2015 ,1693-1700 .
[25] J .Bourqui ,M .Kuhlmann ,D .J .Kurrant ,B .R .Lavoie ,and E .C .Fear" ,Adaptive monostatic system for measuring microwave reflections from the breast ",Sensors ,vol ,18 .p,1340 . .2018
[26] E .Porter ,E .Kirshin ,A .Santorelli ,M .Coates ,and M. Popović" ,Time-domain multistatic radar system for microwave breast screening ",IEEE Antennas and Wireless Propagation Letters ,vol ,12 .pp.2013 ,229-232 .
[27] Y .Li ,E .Porter ,A .Santorelli ,M .Popović ,and M .Coates, "Microwave breast cancer detection via cost-sensitive ensemble classifiers :Phantom and patient investigation ",Biomedical Signal Processing and Control ,vol ,31 .pp.2017 ,366-376 .
[28] E .Porter ,M .Coates ,and M .Popović" ,An early clinical study of time-domain microwave radar for breast health monitoring", IEEE Transactions on Biomedical Engineering ,vol ,63 .pp. .2015 ,530-539
[29] E .Porter ,K .Duff ,M .Popovic ,and M .Coates" ,Investigation of time-domain microwave radar with breast clinic patients ",in 10 2016th European Conference on Antennas and Propagation) EuCAP ,2016 ,(pp.1-3 .
[30] L .Kranold ,M .Taherzadeh ,F .Nabki ,M .Coates ,and M. Popović" ,Microwave breast screening prototype :System miniaturization with IC pulse radio ",IEEE Journal of Electromagnetics ,RF and Microwaves in Medicine and Biology ,vol ,5 .pp. .2020 ,168-178
[31] Y .Kuwahara ,S .Miura ,Y .Nishina ,K .Mukumoto ,H .Ogura,

[Downloaded from kiaeee.ir on 2026-11-28]