

امکان‌سنجی استفاده از حسگر مبتنی بر آلتراسونیک برای ردیابی حرکت قفسه سینه در

پرتودرمانی تومورهای حرکتی

INC29-1236

محمدعلی بیجاری، احمد اسماعیلی ترشابی\*

گروه مهندسی هسته‌ای، دانشکده علوم و فناوری‌های نوین، دانشگاه تحصیلات تکمیلی صنعتی و فناوری پیشرفته،

۷۶۳۱۸۸۵۳۵۶، کرمان - ایران

#### چکیده:

در پرتودرمانی تومورهای سرطانی واقع در ناحیه بالاتنه (شامل قفسه سینه و حفره شکمی) جابه‌جایی تومورها در اثر حرکات موجود در این ناحیه مانند حرکات تنفسی، موجب ایجاد یک عدم قطعیت از وضعیت دقیق تومور شده که به نوبه خود باعث افزایش دزگیری بافت سالم می‌شود. از روش‌های رایج برای کاهش خطای ناشی از حرکت در تومورهای ناحیه بالاتنه و همچنین جلوگیری از رسیدن دز اضافی به بافت‌های سالم، استفاده از داده‌های حرکتی نقطه موردنظر (میزان جابه‌جایی قفسه سینه) می‌باشد، بدین صورت که داده‌های حرکتی مذکور به‌عنوان ورودی به یک مدل پیش‌بین داده شده و در نهایت محل دقیقی از قرارگیری تومور به دست خواهد آمد. در این پژوهش سعی بر آن شد تا با استفاده از یک حسگر فرستنده و گیرنده آلتراسونیک، امکان استفاده از آن را جهت تعیین میزان جابه‌جایی‌های قفسه سینه، که ناشی از تنفس است مورد بررسی قرار دهیم. لازم به ذکر است سیستم مذکور دارای ویژگی بدون تماس با بدن بیمار می‌باشد و نیاز به همکاری بیمار را به حداقل می‌رساند که یک نقطه قوت محسوب می‌گردد.

**کلیدواژه‌ها:** پرتودرمانی، تومورهای حرکتی بالاتنه، حسگر آلتراسونیک، سنجش جابه‌جایی قفسه سینه

## Feasibility of Using an Ultrasound Sensor to Track Chest-Wall Motion at Radiotherapy of Moving Tumors

Mohamad Ali Bijari, Ahmad Esmaili Torshabi\*

Nuclear Engineering Group, Faculty Sciences, and Modern Technologies, Graduate University of Advanced Technology, Postal Code: 7631885356, Kerman - Iran

#### Abstract:

Tumors which are located in the upper limb section of the body are not stable and have some movements due to the body's natural movements such as respiratory, heartbeat, and so on. These movement tumors can cause uncertainty as to their exact location during radiotherapy sessions and also will increase the volume of irradiated healthy tissue which is a great concern.

There are several methods to reduce the mentioned error, one of them is using patient respiratory data or, on the other, their chest-wall displacement due to the breathing activity. By using such information, a prediction model would be trained and it could predict the location of the tumor just by using the chest-wall movements, respiratory data, and as the result, there would be a decrease in the volume of irradiated healthy tissue. In the following work, we used an ultrasonic sensor to measure the distance displacement of the chest-wall and check the possibility of using such sensors for gathering the patient's respiratory data. The major point of using this technique is that, since the ultrasonic sensors are using the contactless method to measure the distance, we will need almost zero cooperation from our patients.

**Keywords:** Radiotherapy, Upper limb movement tumors, Ultrasound sensor, Measure chest wall displacement

## ۱. مقدمه

همواره پرتودرمانی تومورهای حرکتی، یکی از چالش‌برانگیزترین مباحث در پرتودرمانی تومورهای سرطانی بوده و خواهد بود. به این دلیل که تومورهای موجود در ناحیه مذکور به دلیل ارتعاشات طبیعی موجود ناشی از ضربان قلب و تنفس در این بخش از بدن ثابت نبوده و در حال جابه‌جایی هستند [۱].

در فرایند پرتودرمانی به جهت اطمینان از دزگیری تمام سطح تومور، نواحی بیشتری از حجم تومور را در نظر می‌گیرند که یکی از آن نواحی، ناحیه ITV بوده که جهت مرتفع کردن خطاهای ناشی از حرکات طبیعی بدن است [۲]. در صورتی که از حرکات تنفسی و جابه‌جایی‌های قفسه سینه صرف نظر شود، مجبور به افزایش ناحیه مذکور بوده و موجب افزایش پرتوگیری بافت‌های سالم اطراف تومور می‌شود و در نهایت نواحی بیشتری از بافت‌های سالم پرتو دریافت می‌کنند. یکی از روش‌های متداول جهت کاهش پرتودهی به بافت‌های سالم اطراف تومور، استفاده از مدل‌های پیش‌بین<sup>۱</sup> است. بدین صورت که مرحله پرتودرمانی به دوبخش پیش از درمان<sup>۲</sup> و درمان<sup>۳</sup> تقسیم بندی می‌شود. در بخش پیش از درمان، یک مدل پیش‌بین با استفاده از دو نوع داده آموزش داده خواهد شد: داده‌های اول، محل قرارگیری دقیق تومور که از تصاویر رادیولوژی حاصل می‌شود و داده‌های دوم، اطلاعات تنفسی بیمار شامل میزان جابه‌جایی قفسه سینه وی ناشی از تنفس می‌باشد. سپس مدل مذکور آموزش دیده تا در مرحله درمان تنها با استفاده از داده‌های حرکتی (تنفسی) محل تومور را در هر لحظه پیش‌بینی کند [۳].

بنا بر آنچه که گفته شد اندازه‌گیری و تعیین میزان جابه‌جایی قفسه سینه در پرتودرمانی تومورهای واقع در ناحیه بالانتنه از اهمیت ویژه‌ای برخوردار است. روش‌های متعددی به جهت ردیابی حرکات مذکور استفاده شده که در برخی از آنها نیاز به همکاری کامل از سوی بیمار بوده و به عبارتی دیگر حسگرهای استفاده شده در آنها نیاز به اتصال مستقیم به بدن بیمار دارد [۴]. از معایب روش‌های فوق، علاوه بر نیاز به همکاری کامل از جانب بیمار، هزینه زیاد و سختی استفاده از آنها است. به همین علت روش‌های ردیابی حرکات تنفسی که اصطلاحاً بدون اتصال<sup>۴</sup> به بیمار بوده و به شکل غیر مستقیم داده‌های مذکور را به دست می‌آورند، از جایگاه ویژه‌ای برخوردار هستند، زیرا نیاز به همکاری از جانب بیمار را کاهش می‌دهند و از طرفی با استفاده از یک رابط کاربری مناسب، هر شخصی می‌تواند از آن استفاده کند.

روش‌های متعددی جهت دریافت الگوی تنفسی به صورت غیر مستقیم وجود دارد که برخی از آنها عبارتند از: رادار داپلر [۵]، حسگرهای سنجش عمق [۶]، لرزش سنج لیزری [۷]، دوربین‌های حساس به مادون قرمز [۸] و در نهایت حسگرهای آلتراسونیک [۹، ۱۰].

در این پژوهش برخلاف کارهای مشابه هدف، بررسی امکان اندازه‌گیری میزان جابه‌جایی سطح قفسه سینه با استفاده از خاصیت امواج آلتراسونیک امکان‌پذیر می‌باشد. به همین منظور نمونه اولیه‌ای طراحی و ساخته شد تا میزان جابه‌جایی سطح دیواره قفسه سینه را که عمدتاً ناشی از تنفس است، اندازه‌گیری کند، بدین شکل که امواج آلتراسونیک پس از خروج از آنتن فرستنده به جسم مورد نظر برخورد کرده و از سطح آن بازتاب شده و به آنتن گیرنده بر می‌گردند. سپس با توجه به مدت زمان بین ارسال سیگنال و دریافت آن، فاصله جسم از آنتن، تعیین می‌گردد که می‌توان از آن، برای اندازه‌گیری فاصله جسم (در اینجا قفسه سینه) از آنتن‌های فرستنده/گیرنده استفاده نمود.

## ۲. روش کار

۱-۲ مروری بر خاصیت امواج آلتراسونیک

همان گونه می‌دانیم امواج آلتراسونیک از دسته امواج مکانیکی بوده و همان‌طور که از نام آنها پیداست فرکانسی بالاتر از فرکانس شنوایی انسان (۲۰ KHz) دارند. امواج فراصوت نیز خصوصیت‌های همانند دیگر امواج مکانیکی اعم از فرکانس،

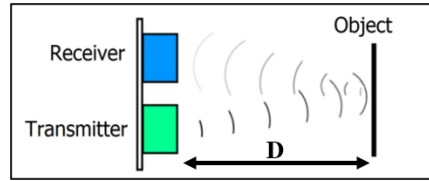
<sup>1</sup> Prediction model

<sup>2</sup> Pre-treatment

<sup>3</sup> Treatment

<sup>4</sup> Contact-less

طول موج، زمان تناوب، فاز، دامنه دارند. همان گونه که در شکل ۱ مشاهده می‌کنید، این امواج، پس از انتشار از فرستنده<sup>۱</sup>، به جسم موردنظر برخورد کرده و با زاویه‌ای بازتاب شده و در گیرنده<sup>۲</sup> دریافت می‌شوند.



شکل ۱. عملکرد امواج آلتراسونیک در برخورد با اجسام.

با اندازه‌گیری فاصله زمانی بین ارسال تا دریافت سیگنال، با توجه به رابطه ۱، میزان فاصله  $D$  از جسم موردنظر محاسبه می‌گردد:

$$\begin{cases} D = vt \\ t = \frac{T}{2} \end{cases} \Rightarrow D = vT/2 \text{ (m)} \Rightarrow D = \frac{D}{100} \text{ (cm)} \quad (1)$$

در رابطه فوق،  $T$  بیانگر مجموع زمان رفت و برگشت موج از فرستنده تا گیرنده بوده و  $t$  فاصله زمانی میان زمان بازتاب موج تا دریافت آن در گیرنده بوده و برابر با نصف مدت زمان ارسال و دریافت موج است. کمیت  $v$  نیز بیانگر سرعت صوت در محیط انتشار است. ارتباطات خفایشها بر اساس همین اصل بوده که پایه و اساس کار بسیاری از سیستم‌ها از جمله رادار [۱۱]، سونار [۱۲] و همچنین مسیریابی در ماشین‌های خودران [۱۳] است. در این پژوهش نیز از همین قابلیت امواج آلتراسونیک استفاده گردیده تا میزان جابه‌جایی دیواره قفسه سینه که ناشی از تنفس است، سنجیده شود.

## ۲-۲ سنسور آلتراسونیک SRF-05

در شکل ۲ یک نمونه از حسگر مذکور را مشاهده می‌کنید.



شکل ۲. سنسور آلتراسونیک SRF-05.

در این شکل، نقاط قرمز رنگ بیانگر منابع فرستنده امواج بوده (یکی فرستنده و دیگری گیرنده) و در قسمت وسط و پایین آن، پایه‌های کنترلی جهت اتصال آن به میکروکنترلر (هر تجهیز کنترلی دیگر) استفاده می‌شود. ماژول فوق، توانایی ارسال و دریافت امواج آلتراسونیک با فرکانس ۴۰ KHz را دارا می‌باشد. همچنین به علت داشتن مدار داخلی مبتنی بر تقویت‌کننده‌های عملیاتی<sup>۳</sup>، می‌توان یک حد آستانه<sup>۴</sup> مجاورت برای آن تعیین نمود تا در صورت نزدیکی بیشتر از حد آستانه، پایه OUT به حالت یک منطقی در آید<sup>۵</sup>.

بنابر اطلاعات موجود در دیتاشیت<sup>۶</sup> برای استفاده از حسگر فوق، ابتدا پایه اکو<sup>۷</sup> به مدت ۱۰ میکروثانیه، در حالت یک منطقی قرار گرفته و پس از آن به صفر منطقی تغییر حالت پیدا کند. بدین شکل، سیگنال آلتراسونیک با فرکانس ۴۰ KHz از فرستنده ارسال می‌گردد. پس از ارسال سیگنال، در صورت برخورد آن به جسم، بازتاب آن سیگنال به حسگر

<sup>۱</sup> Transmitter

<sup>۲</sup> Receiver

<sup>۳</sup> Op-amp

<sup>۴</sup> Threshold

<sup>۵</sup> در منطق دیجیتال از آنجاییکه تمامی تجهیزات با ولتاژ ۵ ولت کار می‌کنند. در صورتی که ولتاژ بین ۰ الی ۰/۸ ولت قرار گیرد صفر منطقی و

در صورتی که ولتاژ بین ۲ الی ۵ ولت قرار گیرد یک منطقی تعریف می‌گردد

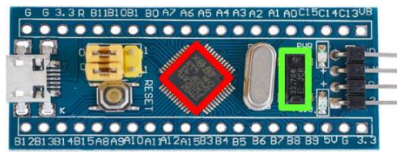
<sup>۶</sup> Datasheet

<sup>۷</sup> Echo pin

گیرنده می‌رسد و باعث می‌شود پایه حساس<sup>۱</sup> در وضعیت یک منطقی قرار گرفته و پس از مدت کوتاهی به مقدار اولیه‌اش بازگردد.

۲-۳ میکروکنترلر STM32 و برد آبی<sup>۲</sup>

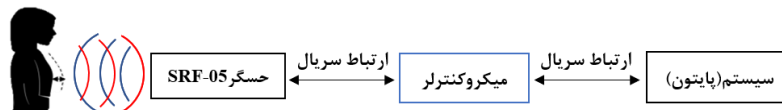
در اینجا ما از میکروکنترلر STM32F103C8T6 که در گروه میکروکنترلرهای ARM قرار دارد استفاده کرده‌ایم. از ویژگی‌های لازم که ما را بر آن واداشت تا از این میکروکنترلر استفاده کنیم می‌توان به مقرون‌به‌صرفه بودن، سرعت پردازش و حافظه به‌مراتب بیشتر نسبت به میکروهای مشابه و فراوانی این مدل اشاره کرد. به جهت استفاده آزمایشگاهی، از برد آبی استفاده گردید. (شکل ۳) برد آبی، یک برد توسعه بر پایه میکروکنترلر مذکور بوده و به دلیل دارا بودن رگولاتور ۵ ولت نیاز به استفاده از منبع تغذیه برای حسگر آلتراسونیک را به حداقل می‌رساند.



شکل ۳. برد آبی (مستطیل قرمز میکروکنترلر ARM و مستطیل سبز رگولاتور ۵ ولتی است).

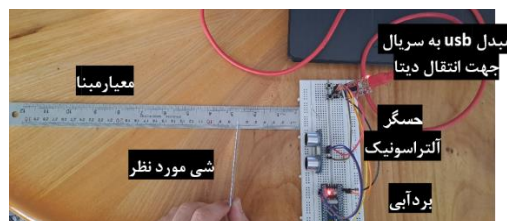
۲-۴ طراحی و توسعه سیستم

در سیستم فوق به دو مرحله برنامه‌نویسی نیاز است. مرحله اول توسط کامپایلر آردوینو<sup>۳</sup> برنامه مخصوص برد آبی توسعه داده می‌شود؛ بدین صورت که ابتدا ارتباط لازم با حسگر آلتراسونیک برقرار شده و مطابق با آنچه که پیش‌تر گفته شد، حسگر راه‌اندازی می‌شود و سپس، مدت‌زمان بین فرایند ارسال موج از فرستنده (پایان ۱۰ میکروثانیه) و قرارگرفتن پایه حساس حسگر در وضعیت یک منطقی (رسیدن موج بازگشتی به گیرنده) اندازه‌گیری می‌شود که با استفاده از آن و رابطه ۱، فاصله حسگر از جسم مورد نظر بر حسب واحد متریک (سانتی‌متر) محاسبه می‌شود و سپس با استفاده از ارتباط سریال<sup>۴</sup> موجود در میکرو، فاصله محاسبه شده به سیستم ارسال می‌گردد. در مرحله دوم برنامه‌ای توسط ابزار قدرتمند پایتون توسعه داده شد تا داده‌های موجود در پورت سریال، سخت‌افزاری را که توسط میکرو ارسال گردیده است، به‌صورت زمان واقعی<sup>۵</sup> روی نمودار نشان دهد. در شکل ۴ بلوک دیاگرام عملکرد کلی سیستم ارائه شده است.



شکل ۴. بلوک دیاگرام عملکرد سیستم

جهت انجام صحت سنجی سیستم فوق مطابق شکل ۵ یک شی در فواصل مختلفی از حسگر قرار داده می‌شود و اندازه واقعی و همچنین اندازه به‌دست‌آمده توسط حسگر با یکدیگر مقایسه می‌شوند که نتایج آن و همچنین عملکرد حسگر در تشخیص ارتعاشات قفسه سینه را در بخش بعد مشاهده می‌کنید.



<sup>1</sup> Trig pin  
<sup>2</sup> Blue pill  
<sup>3</sup> Arduino  
<sup>4</sup> Serial  
<sup>5</sup> Real time

شکل ۵. آزمایش صحت سنجی حسگر آلتراسونیک.

برای تست دستگاه یک بیمار فرضی همانند بلوک دیاگرام شکل ۴ در حالت نشسته روبروی حسگر (در فاصله تقریباً ۰/۵ متری) قرار گرفته و تنفس وی (جابه‌جایی‌های قفسه سینه) توسط حسگر دریافت می‌گردد. همچنین در زمان‌هایی خاص از سوژه درخواست می‌شود تا تنفس عمیق انجام داده تا عملکرد سیستم طراحی شده مورد بررسی قرار گیرد. پس از اتمام آزمایش و توقف برنامه، داده‌های جابه‌جایی موجود در لاگ فایل تولید شده توسط برنامه، به صورت تابعی از زمان ترسیم می‌گردد که در بخش بعد مشاهده می‌کنید.

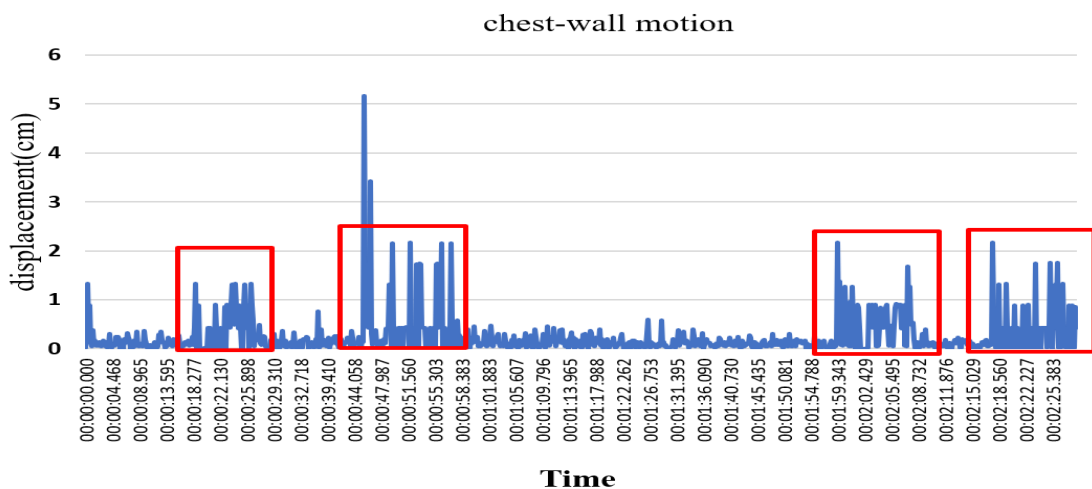
### ۳. نتایج

همان گونه که در بخش قبل دیدیم جهت استفاده از سیستم فوق ابتدا حسگر مورد آزمایش قرار گرفته تا از صحت عملکرد آن اطمینان حاصل شود. نتایج حاصله از تست سیستم را در جدول ۱ مشاهده می‌کنید.

جدول ۱. نتایج حاصل از صحت عملکرد حسگر آلتراسونیک

فاصله اندازه‌گیری واقعی (cm)	فاصله اندازه‌گیری شده (cm)	فاصله واقعی (cm)	فاصله اندازه‌گیری شده (cm)	فاصله اندازه‌گیری شده (cm)	فاصله واقعی (cm)
21.33	21	11.74	11	1.59	1
22.44	22	12.64	12	1.92	2
23.3	23	13.33	13	2.86	3
24.5	24	14.18	14	4.5	4
25.4	25	15.18	15	5.77	5
26.5	26	15.22	16	6.67	6
27.6	27	17.24	17	7.8	7
28.5	28	17.23	18	8.68	8
29.1	29	19.27	19	9.32	9
30.25	30	20.64	20	10.64	10

در شکل ۶ نمودار جابه‌جایی قفسه سینه بیمار فرضی را برحسب زمان مشاهده می‌کنید. علاوه بر نمودار مذکور، سیستم طراحی شده قادر است تا داده‌های فوق را به صورت لحظه‌ای به کاربر نشان دهد.



شکل ۶. نمودار میزان جابه‌جایی دیواره قفسه سینه، اندازه‌گیری شده توسط حسگر.

در نمودار فوق، محور عمودی بیانگر میزان جابه‌جایی قفسه سینه در یک محور (بعد) جلو/عقب<sup>۱</sup> بوده که برحسب زمان (محور افقی) نشان داده شده است. بخش‌هایی از نمودار که بیشترین جابه‌جایی را نشان می‌دهند (بخش‌های قرمز رنگ) زمان‌هایی است که سوژه یا همان بیمار فرضی تنفس عمیق انجام داده است.

#### ۴. نتیجه‌گیری

از مشاهده و بررسی نمودار ۶ مشخص شد که سیستم طراحی شده، توانایی اندازه‌گیری دامنه حرکات از حدود ۵ میلیمتر تا ۲ سانتی‌متر را دارد و زمان‌هایی را نشان می‌دهد که قفسه سینه، بیشترین دامنه حرکتی را از خود نشان داده است (هنگام تنفس عمیق). در صورت افزایش حساسیت و تعداد حسگرها در سطح قفسه سینه می‌توان دقت سیستم را بهبود بخشید تا تنفس‌های آهسته نیز تشخیص داده شوند و از طرفی می‌توان با قراردادن حسگرها در جهات مختلف، جابه‌جایی‌ها را در سمت چپ/راست نیز مورد بررسی قرارداد. همچنین در صورتی که سوژه در یک محیط درمان واقعی قرار داشته باشد نتایج حاصله به دو دلیل بهبود خواهند یافت: دلیل اول آنکه، به علت استفاده از جلیقه مخصوصی که کاملاً جذب بدن است، کوچک‌ترین حرکت در ناحیه قفسه سینه توسط حسگر، قابل تشخیص می‌باشد و همچنین جنس جلیقه را می‌توان به گونه‌ای انتخاب نمود که به بازتاب امواج کمک نماید؛ دلیل دوم آنکه، به دلیل نحوه قرارگیری بیمار در محیط واقعی (حالت خوابیده)، تغییرات ناشی از جابه‌جایی‌های شخص بیمار به صفر رسیده و می‌توان انتظار داشت که تمامی جابه‌جایی‌های به دست آمده ناشی از فرایند تنفسی وی بوده است. از دیگر نقاط قوت سیستم فوق، استفاده از نرم‌افزار واسط است که به کاربر این امکان را می‌دهد تا نمودار دامنه حرکات بیمار را به صورت برخط و در خلال جلسه درمانی مشاهده کند. از آنجا که سیستم اجرا شده، فقط بر مبنای امواج آلتراسونیک کار می‌کند، محدودیت‌های امواج الکترومغناطیسی (پرتوهای رادیواکتیو) را ندارد و هیچ‌گونه ضرر بالینی برای بیمار ایجاد نخواهد کرد. همچنین به دلیل استفاده از امواج مذکور، سیستم فوق نیازی به اتصال مستقیم با بیمار نداشته و اصطلاحاً (contactless) می‌باشد و به همین دلیل به کمترین میزان همکاری از جانب بیمار نیاز خواهد بود. از طراحی ابزار و مواد مورد استفاده، از نقطه نظر اقتصادی مقرون به صرفه بوده و در دسترس است. در نهایت می‌توان با استفاده از داده‌های به دست آمده و اطلاعات موجود در تصاویر رادیولوژی، به کمک مدل‌های پیش‌بین و به کمک پلتفرم موجود (پایتون)، موقعیت مکانی تومور را به صورت تابعی از جابه‌جایی‌های قفسه سینه در هر لحظه محاسبه کرد که نتیجه آن کاهش میزان پرتوگیری بافت‌های سالم خواهد بود.

#### ۵. مراجع

1. Seppenwoolde, Y., et al., *Precise and real-time measurement of 3D tumor motion in lung due to breathing and heartbeat, measured during radiotherapy*. International Journal of Radiation Oncology\*Biophysics, 2002. **53**(4): p. 822-834.
2. Prescribing, I., *Recording and reporting photon beam therapy. ICRU Report 50*. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.
3. Torshabi, A.E., et al., *Targeting Accuracy in Real-time Tumor Tracking via External Surrogates: A Comparative Study*. Technology in Cancer Research & Treatment, 2010. **9**(6): p. 551-561.
4. Massaroni, C., et al., *Contact-Based Methods for Measuring Respiratory Rate*. Sensors, 2019. **19**(4): p. 908.
5. Islam, S.M., O. Boric-Lubecke, and V.M. Lubecke, *Concurrent respiration monitoring of multiple subjects by phase-comparison monopulse radar using independent component analysis (ICA) with JADE algorithm and direction of arrival (DOA)*. IEEE Access, 2020. **8**: p. 73558-73569.
6. Addison, A.P., et al., *Noncontact respiratory monitoring using depth sensing cameras: A review of current literature*. Sensors, 2021. **21**(4): p. 1135.
7. Marchionni, P., et al., *An optical measurement method for the simultaneous assessment of respiration and heart rates in preterm infants*. Review of Scientific Instruments, 2013. **84**(12): p. 121705.

<sup>1</sup> Anterior-posterior

8. Schweikard, A., H. Shiomi, and J. Adler, *Respiration tracking in radiosurgery*. Med Phys, 2004. **31**(10): p. 2738-41.
9. Dang, T.T., et al. *A Tool Using Ultrasonic Sensor for Measuring Breathing Rate*. in *6th International Conference on the Development of Biomedical Engineering in Vietnam (BME6)*. 2018. Singapore: Springer Singapore.
10. Al-Naji, A., et al. *A System for Monitoring Breathing Activity Using an Ultrasonic Radar Detection with Low Power Consumption*. Journal of Sensor and Actuator Networks, 2019. **8**, DOI: 10.3390/jsan8020032.
11. Paulet, M.V., A. Salceanu, and O.M. Neacsu. *Ultrasonic radar*. in *2016 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE)*. 2016.
12. Maclsaac, D. and A. Hämäläinen, *Physics and technical characteristics of ultrasonic sonar systems*. The Physics Teacher, 2002. **40**(1): p. 39-46.
13. Zhaohua, L. and G. Bochao. *Radar Sensors in Automatic Driving Cars*. in *2020 5th International Conference on Electromechanical Control Technology and Transportation (ICECTT)*. 2020.