

**UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FACULDADE DE MEDICINA DE RIBEIRÃO PRETO**

VICTOR HUGO ENES MALHEIRO

**AUTOMATIZAÇÃO DE BRAÇO ROBÓTICO PARA IMAGEAMENTO
3D DA MAMA UTILIZANDO ULTRASSOM**

RIBEIRÃO PRETO

2022

VICTOR HUGO ENES MALHEIRO

**AUTOMATIZAÇÃO DE BRAÇO ROBÓTICO PARA IMAGEAMENTO
3D DA MAMA UTILIZANDO ULTRASSOM**

Trabalho de conclusão de curso
apresentado ao Curso de Informática
Biomédica, da Universidade de São
Paulo, como parte das exigências para
obtenção do título de Bacharel em
Informática Biomédica.

Orientador:

Prof. Dr. Antônio Adilton Oliveira Carneiro

RIBEIRÃO PRETO

2022

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

Este trabalho foi apresentado e aprovado pela Comissão Coordenadora do Curso de Informática Biomédica em 15/03/2023.

FICHA CATALOGRÁFICA

Malheiro, Victor Hugo Enes

Automatização de Braço Robótico para imageamento 3D da mama utilizando ultrassom.

Monografia (Trabalho de Conclusão de Curso) - Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo.

Orientador: Prof. Dr. Antônio Adilton Oliveira Carneiro

1. Ultrassom; 2. Automatização de sistema; 3. Imageamento de mama.

NOME: Victor Hugo Enes Malheiro

TÍTULO: Automatização de braço robótico para imageamento 3D de mama utilizando ultrassom

Trabalho de conclusão de curso apresentado ao Curso de Informática Biomédica, da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para obtenção do título de Bacharel em Informática Biomédica.

Aprovado em ____/____/____.

Banca Examinadora

Prof. Dr. _____	Instituição: _____
Julgamento: _____	Assinatura: _____

Prof. Dr. _____	Instituição: _____
Julgamento: _____	Assinatura: _____

Dr. _____	Instituição: _____
Julgamento: _____	Assinatura: _____

DEDICATÓRIA

Aos meus Pais, por me apoiarem desde o início em meus planos e objetivos de vida e pelas sábias lições e aprendizados.

À Milene, minha amada companheira, pela compreensão, carinho e paciência no dia a dia ao longo da elaboração deste trabalho.

À minha avó, Dona Edna, por auxiliar em minha criação e por sempre estender o ombro em momentos de aperto.

AGRADECIMENTOS

Ao orientador e amigo Antônio Adilton Oliveira Carneiro, pelos preciosos ensinamentos ao longo de nossa convivência, e por confiar em mim.

À minha amada Milene, por sempre estar ao meu lado nos momentos mais difíceis, e também nos mais felizes.

Aos companheiros que encontrei no GIIMUS, onde construí fortes laços, onde tive a oportunidade de trabalhar com pessoas incríveis, e onde tive a oportunidade de realizar este trabalho.

Aos meus amigos que estiveram ao meu lado desde o início, Lucas, Giullia, Júlia, que tornaram toda a vivência na faculdade muito mais divertida e amorosa.

Aos meus pais, que apostaram suas fichas em mim durante todos esses anos.

À minha avó, Dona Edna, por fazer questão de participar ativamente da minha vida, sempre com muito carinho e apreço por mim.

Aos professores que tive a oportunidade de ter aula, que abriram meus olhos para a busca por uma formação de qualidade, e me mostraram a importância de correr atrás dos meus sonhos.

Por vezes sentimos que aquilo que fazemos não é senão uma gota de água no mar. Mas o mar seria menor se lhe faltasse uma gota.

(Calcutá, Santa Tereza de)

Malheiro VHE. Automatização de braço robótico para imageamento 3D de mama utilizando ultrassom [monografia]. Ribeirão Preto: Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo; 2022.

RESUMO

Introdução: Objetivo: Método: Resultados: Conclusões: Impactos da Pesquisa: Implicações para a prática:

PALAVRAS-CHAVE:

Malheiro VHE. Robotic arm automatization for 3D breast imaging using ultrasound [monography]. Ribeirão Preto: Ribeirão Preto Medical School, University of São Paulo; 2022.

ABSTRACT

Jfasjdflajsdjfasdjfajskdfjlsadfasflsjdfkajsdlijfajsdlfjkasjdfjasdlfjajsdjfjasldjfkasdjflasldfja
kjsdlfjaksjdfljsdfljsadjfksjlfaksjkldfjaksjdflajsdklfjlsdjflajsdkfjlasdjf

KEYWORDS:

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO.....	10
1.1	Câncer de mama.....	10
1.2	Mamografia	
1.3	Ultrassonografia	
1.4	Automated Breast Ultrasound (ABUS)	
1.5	Sistema de imageamento	
1.6	Justificativa	
2	OBJETIVOS	
2.1	Objetivos específicos	
3	MATERIAIS E MÉTODOS	
3.1	Corpo de prova (<i>phantom</i> de mama)	
3.1	Instrumentação	
3.1.1	Componentes do sistema	
3.1.2	Microcontrolador ESP32	
3.2	Interfaces de pesquisa em ultrassom (URI)	
3.2	Software de aquisição	
3.2.1	Características do software	
3.2.2	Teste de qualidade	
3.2.3	Aquisição por gatilho	
3.3	Controle e reconstrução	
3.3.1	Controle da instrumentação	
3.3.2	Aquisição dos dados	
3.3.3	Reconstrução 3D	
4	RESULTADOS	
4.1	Eletrônica de automação	
4.2	Comunicação BT	
4.3	Aquisição dos mapas	
4.4	Reconstrução das imagens	

5	CONCLUSÃO
5.1	Impactos da pesquisa
5.2	Implicações para a prática
6	REFERÊNCIAS

INTRODUÇÃO

Câncer de mama

O câncer de mama representa o segundo tipo de câncer mais comum entre mulheres de todas as idades, com uma incidência de 28% dos novos casos de câncer entre mulheres, atrás apenas do câncer de pele não melanoma [1]. O câncer mamário não é muito evidenciado antes dos 35 anos, mas, a partir desta idade, sua ocorrência progride, de forma acentuada após os 50 anos [1]. Logo, atua também como a primeira maior causa de morte por câncer entre mulheres de 40 a 59 anos [2]. Este tipo de câncer pode ser encontrado em homens [2], mas os casos são raros e atuam com menos de 1% do total de incidência da doença.

No Brasil, estima-se que 62 mulheres a cada 100 mil desenvolverão um tumor mamário em algum período da vida [3]. Hoje, um diagnóstico e tratamento precoce da doença aumentam em muito a expectativa de sobrevivência, com esperança de cura em até 5 anos [4].

Mamografia

A mamografia é um exame que utiliza radiação ionizante para o diagnóstico de lesões malignas e benignas no tecido mamário [9]. Por meio da identificação de diferentes densidades no tecido, estes podem ser convertidos para uma escala de cinza, passíveis de visualização [9]. Na mamografia, a paciente recebe a orientação para posicionar as mamas entre um suporte, realizando uma compressão na mama, na tentativa de melhorar a resolução da imagem [11]. Devida a esse procedimento, o exame pode se tornar bem doloroso, sendo reportado por algumas pacientes até mesmo como insuportável [12]. Esta complicada experiência com o método faz com que uma parcela do público alvo opte por não realizar o exame [13], submetendo-se ao não diagnóstico. Além desse fator desconfortante, a mamografia é uma técnica que utiliza radiação ionizante

como fator para diagnóstico, tornando o potencialmente cancerígeno [5]. Ainda que controverso, estudos [18] apontam que, de fato, a mamografia aumenta a incidência de tumores mamários em mamas sadias, atingindo também tecidos adjacentes. Mesmo que consagrada como padrão ouro no diagnóstico [20], a mamografia tem tido sua eficácia diagnóstica reavaliada [21]-[24].

Neste caso, existem atualmente algumas alternativas à técnica. O IRM (Imagens por Ressonância Magnética) por exemplo, tem sido utilizado como diagnóstico complementar em lesões mamárias, apesar de acompanhar um alto custo e complexidade para a realização nos centros médicos [21], ou ainda a tomossíntese, que adquire imagens da mama e realiza uma reconstrução tridimensional [27], o que melhora a visualização das lesões [29], apesar de depositar uma dose ainda maior de radiação no tecido mamário quando comparado a mamografia convencional [28] e também se relacionar ao alto custo de realização [33].

Apesar dos conflitos, os danos causados pelo câncer de mama superam a exposição à radiação e a dor, tornando a mamografia um exame anual para mulheres acima de 40 anos [3]. Esta medida está vinculada à uma redução de 48% de mortalidade [8].

Ultrassonografia

Uma técnica promissora e já comumente utilizada para ultrapassar as limitações e desafios referentes a mamografia e os métodos de diagnóstico de câncer de mama é a ultrassonografia (US) [41]. Em diversos casos [7], [42], a ultrassonografia é utilizada como exame complementar ao diagnóstico de lesões na mama, por ser uma técnica de imagem que apresenta alta sensibilidade [44] e especificidade [10]. Esta apresenta baixo custo e risco, se tratando equipamentos e manipulação comparados a métodos como IRM [37], além também de ser indolor.

Em suma, a ultrassonografia utiliza ondas mecânicas em uma alta frequência, cerca de 1 a 15MHz (megahertz) [9], que são emitidas por meio de um transdutor. Este transdutor é composto por uma eletrônica e por elementos chamados piezoelétricos, capazes de vibrar dado um estímulo elétrico, interagindo com o meio em contato. Estas vibrações percorrem o meio, e retornam em forma de eco, chamada interação pulso-eco. O transdutor, uma hora emissor, também pode atuar

como receptor, já que estes mesmos elementos piezoelétricos, ao serem perturbados mecanicamente, produzem um sinal, sendo identificada e tratada pela eletrônica [46]. Estes sinais são então armazenados, chamados mapas de radiofrequência (RF), podendo ser processados, filtros, e representados como, por exemplo, imagens modo-B [47], o modo mais utilizado no diagnóstico clínico se tratando de imagens por ultrassom.

A partir desses mapas RF, manipulações diversas podem ser feitas e suas interações podem ser analisadas, produzindo imagens também em outras modalidades, como modo Doppler, modo-A (amplitude), modo-E (elastografia) e sonoelastografia, cada uma detendo um objetivo específico de visualização, podendo atuar até mesmo concomitantemente, a depender da análise desejada.

Automated Breast Ultrasound (ABUS)

Uma das maiores dificuldades enfrentadas na consolidação da ultrassonografia como método diagnóstico para câncer de mama é o seu caráter altamente usuário-dependente [53]-[55]. Uma vez que, para se obter uma imagem de ultrassom é necessário a atuação de um manipulador do transdutor, toda a qualidade diagnóstica está a mercê das competências e experiências deste manipulador, bem como conhecimento anatômico, conhecimentos do equipamento e da natureza da imagem para distinguir cada estrutura apresentada em tela.

Ainda, outras complicações podem surgir, como uma indevida compressão do tecido, ocasionada pelo operador, gerando deformações que podem simular ou ainda ocultar uma lesão [54].

Dadas as dificuldades, propostas visando a implementação de mecanismos robóticos para manipulação e devido posicionamento do transdutor [56]-[58] vêm sendo apresentadas. Com esta implementação, os efeitos causados por um usuário operador podem ser mitigados, garantindo a qualidade necessária para o diagnóstico [59]-[64].

A então ultrassonografia 3D de mama, *ABUS (Automated Breast Ultrasound Imaging)*, consiste na aquisição de imagens em modo-B, de forma sistemática, a fim de gerar um modelo volumétrico, no caso, da mama. Com uma imagem tridimensional da mama é possível identificar lesões de forma mais precisa e precocemente. Aplicando esta técnica 3D a outros métodos de imagem por ultrassom pode-se ainda identificar lesões antes não detectadas, passíveis de diagnóstico.

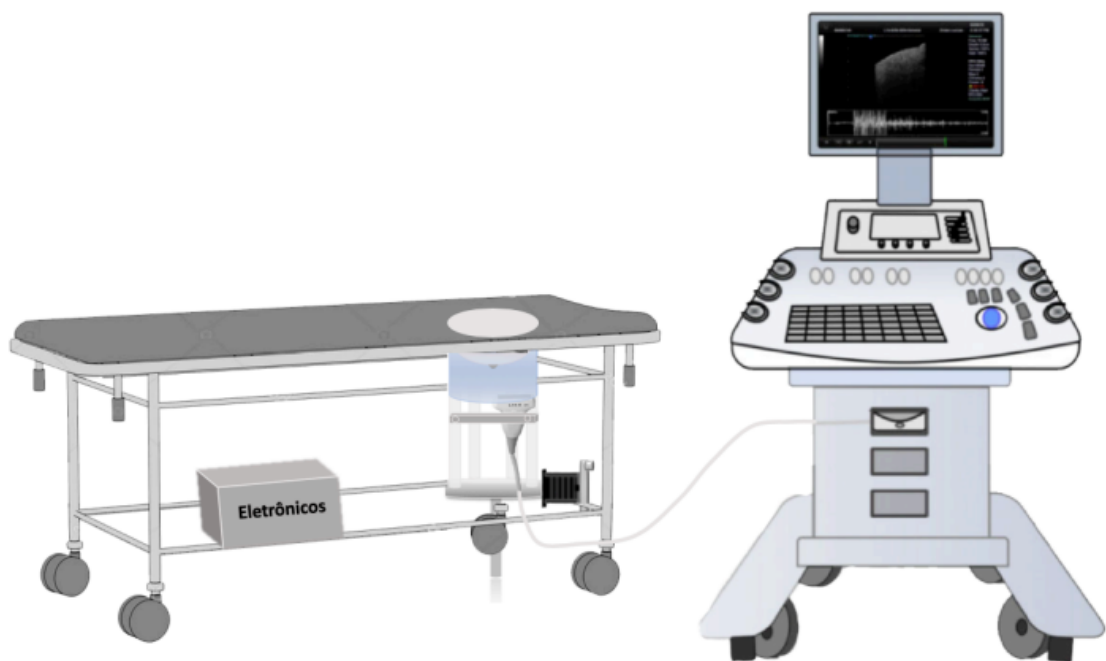
Entretanto, a tecnologia por trás desses sistemas ainda é de elevado custo e complexidade [62], [64]-[66], dificultando a produção de trabalhos na área.

Na tentativa de agregar acessibilidade e viabilizar o uso dessas ferramentas a toda comunidade, seguindo requisitos clínicos específicos para a formação de imagens tridimensionais, preservando segurança no processo, o GIIMUS (Grupo de Inovação em Instrumentação Médica e Ultrassom) desenvolveu um protótipo que une mecanismos robóticos à uma aquisição de imagens de ultrassom modo-B da mama, para enfim reconstrução 3D. Foi desenvolvido também um protocolo que possibilita a fusão de imagens por ultrassom em diferentes modos, agregando a capacidade analítica e discriminativa do protótipo [tese vivian].

Este protótipo foi submetido a testes, aplicados em *phantoms* e *in vivo*, e permanece ainda em desenvolvimento.

Sistema de imageamento

Este sistema de imageamento (protótipo anteriormente citado) é composto por elementos físicos e computacionais. Um transdutor de ultrassom é acoplado a uma maca com vazão no centro e conectado ao computador de aquisição de imagens (Ultrasonix Sonix OP). A maca é responsável por acomodar a paciente e transportar em sua base um mecanismo rotacional e uma eletrônica dedicada, capaz de rotacionar esse mecanismo por meio de um motor e enviar um sinal para o computador, realizando a aquisição das imagens no momento desejado. Essas imagens são coletadas e levadas a um software dedicado, que realiza a reconstrução 3D da mama.



(Figura 1) Esquema do sistema completo de maca, aparato mecânico e eletrônicos, com conexão ao equipamento de ultrassom, para aquisição in vivo.

Justificativa

A alta incidência anual de lesões malignas mamárias, associados a alta mortalidade, aponta uma necessidade de aprofundamento para sanar este problema. As técnicas utilizadas atualmente na clínica, de alto custo, dolorosas e, em alguns casos, com supressão de lesões em diagnósticos, levam à busca por um método alternativo para diagnóstico dessas lesões, que seja indolor, com alto grau de detecção e de baixo custo.

O protótipo construído é promissor e cumpre as expectativas. No entanto, é importante que esteja em constante desenvolvimento, não só na sofisticação do aparato físico, mas também nas tecnologias auxiliares que tornam o sistema possível.

Assim, a construção de softwares que deem suporte ao sistema e estejam em evolução pode tornar o sistema como um todo cada vez mais palpável e aplicável, possibilitando que manutenções sejam realizadas e que mais funcionalidades sejam agregadas.

OBJETIVOS

Este trabalho tem como principal objetivo estudar e viabilizar um sistema completo para aquisição de imagens tomográficas mamárias por ultrassonografia, através de equipamentos de diagnóstico ultrassonográfico comercial, de uma instrumentação dedicada, de um protótipo ABUS construído e funcional e de softwares já desenvolvidos junto ao GIIMUS.

Objetivos específicos

Como objetivos específicos, o sistema de automatização deve ser capaz de facilitar o progresso do tomógrafo de mama por ultrassom e sustentar novas implementações, como suporte para mais modalidades de imagem por ultrassonografia.

MATERIAIS E MÉTODOS

Corpo de prova (*phantom* de mama)

Para a investigação da aparência de lesões realísticas mamárias, utilizou-se um phantom clínico de mama (Gphantom Mama – Gphantom Simuladores para Treinamento Médico, Brasil). O modelo, mostrado na Figura 3, apresenta 11 estruturas internas que simulam propriedades de 6 tipos de lesões típicas, entre elas mostradas na Tabela 1



Figura 3 – Imagem do modelo comercial do phantom de mama

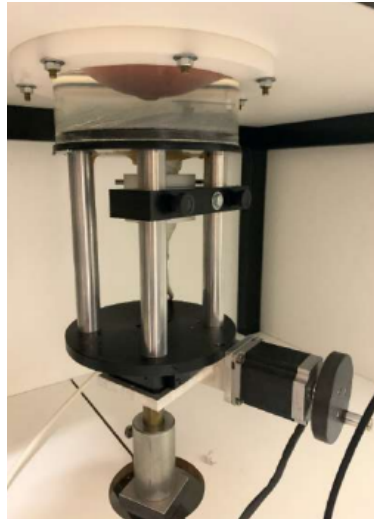
Tabela 1- Lista de lesões simuladas em phantom clínico comercial de mama

TIPO DE LESÃO
Cisto líquido
Cisto sólido
Cisto benigno
Carcinoma lobular
Carcinoma ductal
Fibroadenoma
Calcificações

Instrumentação

falar sobre como esta organizado antes, pq deve mudar

No protótipo de tomógrafo de mama desenvolvido no GIIMUS [21], seguiu-se o ideal de uma plataforma econômica, buscando um método para se obter eficientemente as imagens e em futuras manutenções. Para isso, foi desenvolvido um sistema mecânico em que transdutores comerciais clínicos podem ser acoplados para obter as imagens em modo-B e o volume mamário 3D. Este protótipo foi pensado para ser prática, visando uma aplicação de rotina clinica. O *phantom* de mama é então imerso em água destilada no orifício da maca, em um cilindro de acrílico, que se conecta ao sistema rotacional. O dispositivo consiste em um braço tridimensional móvel e estacionário, fixado em um estágio e um motor de passo acoplado a ele, cujo eixo de rotação está conectado ao suporte de sonda [21]. Esse será o mecanismo utilizado na realização deste trabalho.



(Imagem 1 – aparato mecânico com *phantom* posicionado)

No protótipo, foi utilizado uma placa microcontrolada dedicada (modelo Arduino MEGA) para controlar todo o sistema. Sua programação foi realizada via Ambiente de Desenvolvimento Integrado (IDE) própria em linguagem C++. O protótipo, inicialmente, apresentava uma configuração diferente do que está representado na imagem acima, visando testes mais básicos antes da implementação da maca. Logo, um módulo “shaker”, aliado a um amplificador de potência, eram responsáveis por exercer os padrões vibratórios nas amostras para as aquisições de imagens sonoelastográficas.

Tabela 2- Tabela de componentes eletrônicos do protótipo inicial.

EQUIPAMENTO	MODELO	VOLTAGEM	CARACTERÍSTICAS
DRIVER	HL298N	7 V	Para controlar KTC-HT23-394
MOTOR DE PASSO	KTC-HT23-394	NEMA 3 V	Resolução de 0.55o Para translação
DRIVER	STR8	30 V	Para controlar KTC-HT23-401
MOTOR DE PASSO	KTC-HT23-401	NEMA 3 V	Resolução de 1.80o Para rotação
LEDS	-	5 V	Sinalização
3 Pushbottom	-	-	Para aquisição, translação avançar e recuar
Resistências	-	-	3 de 1kΩ e 1 de 10kΩ
Shaker	4810	2 V	Frequência até 18 kHz; força de 10 N (65Hz a 4kHz)
Amplificador	PAM8610	8 V	Potência máxima de 10 W

O projeto do protótipo ainda obteve aprovação do comitê de ética CAAE, (autorização do Comitê de Ética CAAE NO 04391118.8.0000.5407, parecer favorável 3.507.510, emitida em 12 de agosto de 2019) para enfim aplicação dos testes em humanos e validação do protocolo.

Este projeto também concluiu que os melhores intervalos de ângulo para aquisição das imagens são 0,36°, 0,72°, 0,90°, 1,44°, todos com alta precisão de reconstrução (> 95%) [21]

REFERÊNCIAS

- [1] I. N. de C. J. A. G. da S. INCA, ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer / Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva. 2019.
- [2] S. H. Giordano, A. U. Buzdar, and G. N. Hortobagyi, "Breast Cancer in Men," Am. Coll. Physicians, 2002.
- [3] C. H. Lee et al., "Breast Cancer Screening With Imaging: Recommendations From the Society of Breast Imaging and the ACR on the Use of Mammography, Breast MRI, Breast Ultrasound, and Other Technologies for the Detection of Clinically Occult Breast Cancer," J. Am. Coll. Radiol., vol. 7, no. 1, pp. 18–27, 2010.
- [4] R. K. Hobbie and B. J. Roth, Intermediate Physics for Medicine and Biology, 4th edition. Springer International Publishing, 2007.
- [5] R. F. Júnior, W. F. Fiori, F. J. de F. Ramos, E. Godinho, and R. M. S. Rahal, "Desconforto e dor durante realização da mamografia," Rev. Assoc. Médica Bras., vol. 52, no. 5, pp. 333–336, 2006.
- [7] E. J. Hall and A. J. Giaccia, Radiobiology for the Radiologist, 8th ed. Wolters Kluwer, 2019.
- [8] R. E. Hendrick, "Radiation Doses and Cancer Risks from Breast Imaging Studies," Radiology, vol. 257, no. 1, pp. 246–253, 2010.
- [9] M. et Al., "Benefits versus Risks from Mammography," Dep. Radiol. Univ. New Mex., vol. 79, no. 3, pp. 903–909, 1997.
- [10] I. Sechopoulos, "A review of breast tomosynthesis. Part I. The image acquisition process," Med. Phys., vol. 40, no. 1, 2013.
- [11] L. T. Niklason et al., "Digital tomosynthesis in breast imaging," Radiology, vol. 205, no. 2, pp. 399–406, 1997.
- [12] T. Nguyen et al., "Overview of digital breast tomosynthesis: Clinical cases, benefits and disadvantages," Diagn. Interv. Imaging, vol. 96, no. 9, pp. 843–859, 2015.
- [13] K. J. Kieran and J. A. Brunbergz, "Adult claustrophobia, anxiety and sedation in MRI," Magn. Reson. Imaging, vol. 15, no. 1, pp. 51–54, 1997.
- [14] B. G. and E. M. Kenneth J. W. Taylor, Christopher Merritt, Catherine Piccoli, Robert Schmidt, Glenn Rouse, Bruno Fornage, Eva Rubin, Dianne Georgian-Smith, Fred Winsberg, "Ultrasound as a complement to mammography and breast examination to characterize breast masses," Ultrasound Med. Biol., vol. 1997, no. 25, pp. 1039–1047, 1997.
- [15] M. L. Baker and G. V. Dalrymple, "Biological Effects of Diagnostic Ultrasound: A Review 1," no. October 1977, pp. 479–483, 1978.
- [16] R. S. C. Cobbold, Foundations of Biomedical Ultrasound, vol. 36, no. 2. Oxford University Press, 2007.
- [17] K. J. Parker, D. Fu, S. M. Graceswki, F. Yeung, and S. F. Levinson, "Vibration sonoelastography and the detectability of lesions," Ultrasound Med. Biol., vol. 24, no. 1, pp. 1–10, 1998.
- [18] P. Chevallier et al., "Influence of operator experience on performance of ultrasound-guided percutaneous liver biopsy," Eur. Radiol., vol. 14, no. 11, pp. 2086–2091, 2004.
- [19] P. A. Patlan-Rosales and A. Krupa, "A robotic control framework for 3-D quantitative ultrasound elastography," Proc. - IEEE Int. Conf. Robot. Autom., pp. 3805–3810, 2017.
- [20] F. Ernst, "Robots take ultrasound to the fourth dimension," Res. Featur., pp. 37–38, 2017.
- [21] L. S. A. Vivian, Protocolo de Imagem 3D de Mama Multimodal: Modo-B, Doppler e Sonoelastografia. Outubro 2020.
- [22] T. Wilson, J. Zagzebski, T. Varghese, Q. Chen, e M. Rao, "The Ultrasonix 500RP: a commercial ultrasound research interface", IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, vol. 53, n° 10, p. 1772-1782, out. 2006.

[23] M. C. Hemmsen, S. I. Nikolov, M. M. Pedersen, M. J. Pihl, M. S. Enevoldsen, J. M. Hansen, e J. A. Jensen, "Implementation of a versatile research data acquisition system using a commercially available medical ultrasound scanner", *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, vol. 59, n° 7, p. 1487-1499, jul. 2012.