

UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA
INSTITUTO DE FÍSICA

MATHEUS DA COSTA SOARES

Estudo de estabilidade da microbalança de cristal de quartzo para utilização em
biossensores por transdução piezoelétrica aplicados na área da saúde

Uberlândia
2026

MATHEUS DA COSTA SOARES

Estudo de estabilidade da microbalança de cristal de quartzo para utilização em biossensores por transdução piezoelétrica aplicados na área da saúde

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Física Médica.

Orientador: Prof. Dr. Mauricio Foschini

Uberlândia

2026

Ficha Catalográfica Online do Sistema de Bibliotecas da UFU
com dados informados pelo(a) próprio(a) autor(a).

S676 Soares, Matheus da Costa, 2001-
2026 Estudo de estabilidade da microbalança de cristal de quartzo para utilização em biossensores por transdução piezoelétrica aplicados na área da saúde [recurso eletrônico] / Matheus da Costa Soares. - 2026.

Orientador: Mauricio Foschini .

Trabalho de Conclusão de Curso (graduação) - Universidade Federal de Uberlândia, Graduação em Física Médica.

Modo de acesso: Internet.

Inclui bibliografia.

Inclui ilustrações.

1. Física médica. I. , Mauricio Foschini, 1977-, (Orient.). II. Universidade Federal de Uberlândia. Graduação em Física Médica. III. Título.

CDU: 61:53

Bibliotecários responsáveis pela estrutura de acordo com o AACR2:

Gizele Cristine Nunes do Couto - CRB6/2091

Nelson Marcos Ferreira - CRB6/3074

MATHEUS DA COSTA SOARES

Estudo de estabilidade da microbalança de cristal de quartzo para utilização em biossensores por transdução piezoelétrica aplicados na área da saúde

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia como requisito parcial para obtenção do título de bacharel em Física Médica.

Uberlândia, 2026

Banca Examinadora:

Prof. Dr. Mauricio Foschini – UFU

Orientador

Prof. Dr. Gustavo Foresto Brito de Almeida – UFU

Membro

Profa. Dra. Paula Duarte Correia – UFU

Membro

Dedico este trabalho à minha família e amigos
que foram imprescindíveis nessa jornada.

AGRADECIMENTOS

Em primeiro lugar, expresso minha mais profunda gratidão a Jesus Cristo, presença fundamental e fundamento maior de minha trajetória, cuja orientação constitui referência perene em todos os âmbitos de minha vida. Aos meus pais, Edméia e Gilson, manifesto minha mais sincera gratidão por todo o suporte, inspiração e estrutura que me foram proporcionados ao longo de toda a minha jornada. Seus ensinamentos e suportes constituíram elementos indispensáveis para a construção do caminho que me trouxe até este momento. Ao meu irmão, Marcus Vinícius, registro meu especial agradecimento pela compreensão e presença nos momentos mais árduos e desafiadores, cuja importância transcende qualquer possibilidade de mensuração. Aos demais integrantes da minha família, em especial à minha avó Nair, agradeço pelo incentivo incessante e carinho depositado em mim ao longo de toda a minha trajetória. Aos meus padrinhos e madrinhas, manifesto igualmente minha gratidão por todo o apoio e consideração que sempre me foram ofertados. Aos meus verdadeiros amigos, extensão de minha família, expresso meu profundo agradecimento pela lealdade e pelo amparo nos momentos de adversidade. A todos os meus professores, fontes inesgotáveis de conhecimento e referências fundamentais para minha formação, externo minha profunda gratidão pelo compromisso e pela dedicação com que exerceram a profissão. Os ensinamentos que me foram transmitidos constituem parte indissociável de minha formação. Ao grupo PET de Física Médica, expresso meu especial agradecimento pelos valores e experiências que me foram proporcionados ao longo dessa trajetória, que assumem inequívoca relevância tanto para a formação acadêmica e pessoal quanto para a atuação profissional. Ao meu orientador Prof. Dr. Mauricio Foschini, registro minha profunda gratidão pelo suporte, pela dedicação, pela disponibilidade e pela inestimável partilha de conhecimentos ao longo de todo o período de desenvolvimento deste trabalho. Sua orientação foi essencial para o aprimoramento desta pesquisa e para meu amadurecimento acadêmico e científico. Aos membros da banca examinadora, Profa. Paula e Prof. Gustavo, agradeço pela disponibilidade, pela atenção e por todas as contribuições, cuja participação conferiu valor substancial ao processo de avaliação e aperfeiçoamento deste trabalho. Por fim, à Universidade Federal de Uberlândia, expresso minha mais profunda gratidão pela estrutura acadêmica, científica e institucional disponibilizada aos seus estudantes, bem como por todas as oportunidades proporcionadas nos âmbitos do ensino, da pesquisa e da extensão. A instituição representa parte fundamental de minha formação e ocupa, portanto, lugar de especial relevância na construção de minha trajetória acadêmica e profissional.

DECLARAÇÃO DE AUTORIA

Eu, MATHEUS DA COSTA SOARES, matrícula nº 12211FMD022, declaro, para os devidos fins, que o Trabalho de Conclusão de Curso intitulado “Estudo de estabilidade da microbalança de cristal de quartzo para utilização em biossensores por transdução piezoelétrica aplicados na área da saúde” é resultado de meu próprio trabalho acadêmico. Declaro que todas as ideias, informações, textos, imagens, dados, códigos e demais materiais provenientes de outras fontes foram devidamente identificados e referenciados, não tendo sido praticado plágio total ou parcial, falsificação de dados ou qualquer outra forma de apropriação indevida de autoria.

Quanto ao uso de ferramentas de Inteligência Artificial Generativa, assinalo:

☐ **Não utilizei** ferramentas de Inteligência Artificial Generativa na elaboração deste trabalho.

☒ **Utilizei** a(s) seguinte(s) ferramenta(s): Claude AI Sonnet 5, DeepSeek V4 e ChatGPT-5.6 Luna, exclusivamente para revisão, melhoria da clareza e fluidez na escrita, ajustes na escrita, tradução, auxílio na compreensão da programação e de dados além do auxílio na busca de fontes confiáveis (Teses, Monografias, Dissertações e Artigos Científicos, por exemplo).

Declaro que o conteúdo produzido ou revisado com auxílio de Inteligência Artificial foi analisado, verificado e, quando necessário, corrigido por mim. A ferramenta não foi considerada autora ou fonte científica, e não foi utilizada para substituir minha responsabilidade intelectual, interpretar resultados sem revisão ou produzir referências não verificadas.

Assumo integral responsabilidade pela autoria, originalidade, exatidão, integridade científica e conteúdo final do trabalho.

Uberlândia, 18 de setembro de 2026.

Matheus da Costa Soares
(Assinatura digital)

“Quanto mais você sabe, mais você percebe
que nada sabe!”
-Sócrates

RESUMO

Os biossensores piezoelétricos permitem a detecção de compostos a partir da variação de frequência, que reflete a massa depositada sobre o sensor. Dentre esses dispositivos, a Microbalança de Cristal de Quartzo (QCM) destaca-se pela alta sensibilidade, sendo empregada na quantificação de massas ínfimas em diversos contextos. No âmbito da oncologia, o diagnóstico precoce do câncer pode ser determinante para o sucesso terapêutico e biomarcadores tumorais, presentes em fluidos corporais, constituem alvos promissores para potencial detecção por QCM. O presente trabalho teve como objetivo desenvolver e validar um sistema QCM, avaliando a estabilidade e precisão de três microcontroladores (Teensy 3.2, ESP32-WROOM e Arduino Nano) em diferentes frequências fundamentais, visando futura aplicação em biossensores para a área da saúde. A metodologia consistiu na montagem do circuito ressonante, na medição das frequências e na aplicação da equação de Sauerbrey para o cálculo do limite de detecção (LOD). Os resultados mostraram hierarquia de desempenho visto que o Teensy apresentou maior estabilidade e precisão, com LOD de $5,42 \cdot 10^{-11}$ g para o cristal de 40 MHz; o ESP32 mostrou variações a partir de 16 MHz e ineficiência em 24 MHz; o Arduino Nano mostrou-se inapto para cristais superiores a 4 MHz, em razão das limitações de clock. Observaram-se oscilações nas massas inferidas, atribuídas a ruídos inerentes ao sistema, porém com confiabilidade estatística de 99% dentro da margem de valor de três desvios padrão. Conclui-se que o projeto é exequível e que o Teensy é o mais adequado para aplicações de alta sensibilidade. Recomendam-se aprimoramentos na programação, especialmente para o ESP32, além de ensaios sob variação térmica e testes biológicos para validação clínica. O sistema, uma vez aperfeiçoado e mais estudado, demonstra potencial para auxiliar na detecção de biomarcadores tumorais, o que pode contribuir para o diagnóstico precoce do câncer.

Palavras-chave: Microbalança de Cristal de Quartzo; Biossensores Piezoelétricos; Oncologia.

ABSTRACT

Piezoelectric biosensors allow the detection of compounds based on frequency variation, which reflects the mass deposited on the sensor. Among these devices, the Quartz Crystal Microbalance (QCM) stands out for its high sensitivity, being employed in the quantification of minute masses in various contexts. In the field of oncology, early cancer diagnosis can be decisive for therapeutic success, and tumor biomarkers present in body fluids constitute promising targets for potential detection by QCM. The present study aimed to develop and validate a QCM system, evaluating the stability and precision of three microcontrollers (Teensy 3.2, ESP32-WROOM, and Arduino Nano) at different fundamental frequencies, with a view to future application in biosensors for the healthcare field. The methodology consisted of assembling the resonant circuit, measuring the frequencies, and applying the Sauerbrey equation to calculate the limit of detection (LOD). The results showed a performance hierarchy, since the Teensy presented greater stability and precision, with an LOD of $5,42 \cdot 10^{-11}$ g for the 40 MHz crystal; the ESP32 showed variations from 16 MHz onward and inefficiency at 24 MHz; the Arduino Nano proved unsuitable for crystals above 4 MHz due to clock limitations. Oscillations were observed in the inferred masses, attributed to noise inherent to the system, but with statistical reliability of 99% within the margin of three standard deviations. It is concluded that the project is feasible and that the Teensy is the most suitable for high-sensitivity applications. Improvements in programming are recommended, especially for the ESP32, as well as tests under thermal variation and biological assays for clinical validation. The system, once improved and further studied, demonstrates potential to assist in the detection of tumor biomarkers, which may contribute to the early diagnosis of cancer.

Keywords: Quartz Crystal Microbalance; Piezoelectric Biosensors; Oncology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Esquema ilustrativo do funcionamento de um biossensor com alguns tipos de transdutores.....	22
Figura 2 - Esquema ilustrativo do corte AT com a angulação de 35° e 15' em referência ao eixo cristalográfico.	25
Figura 3 - Representação da oscilação do tipo cisalhamento do cristal.	26
Figura 4 - Esquemático representativo da deposição de uma variação de massa na superfície do cristal de quartzo.....	28
Figura 5 - Circuito representativo montado no Software KiCad para com o intuito de exemplificar e ilustrar o tipo de circuito montado para a QCM.....	32
Figura 6 - Microbalança montada em Protoboard.	33
Figura 7 - Interface do software próprio utilizado para a contagem de pulsos realizada pelo microcontrolador específico.	38
Figura 8 - Imagem ilustrativa para a representação do tipo de distribuição adotada para a análise estatística.	39
Figura 9 - Exemplificação de uma distribuição de dados em formato de histograma.....	40
Figura 10 - Gráfico da comparação entre os valores de variação de massa respectivos à cada microcontrolador para o cristal de 4 MHz.....	41
Figura 11 - Histograma da distribuição de valores de massa do Arduino (a), Teensy (b) e Esp (c), respectivamente, para o cristal de 4MHz.	42
Figura 12 - Gráfico da comparação entre os valores de variação de massa respectivos à cada microcontrolador para o cristal de 8 MHz.....	44
Figura 13 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy (a) e Esp (b), respectivamente, para o Cristal de 8 MHz.....	45
Figura 14 - Gráfico da comparação entre os valores de variação de massa respectivos à cada microcontrolador para o cristal de 10 MHz.....	47
Figura 15 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy (a) e Esp (b), respectivamente, para o Cristal de 10 MHz.....	47
Figura 16 - Gráfico da comparação entre os valores de variação de massa respectivos à cada microcontrolador para o cristal de 16 MHz.....	49
Figura 17 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy (a) e Esp (b), respectivamente, para o Cristal de 16 MHz.....	49

Figura 18 - Gráfico dos valores de variação de massa respectivos ao microcontrolador Teensy para o cristal de 24 MHz.....	51
Figura 19 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy para o Cristal de 24 MHz.	51
Figura 20 - Gráfico dos valores de variação de massa respectivos ao microcontrolador Teensy para o cristal de 40 MHz.....	53
Figura 21 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy para o Cristal de 40 MHz.	53

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 4 MHz.	41
Tabela 2 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado à cada microcontrolador para o cristal de 4MHz	43
Tabela 3 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 8 MHz.	43
Tabela 4 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado à cada microcontrolador para o cristal de 8MHz	45
Tabela 5 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 10 MHz.	46
Tabela 6 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado à cada microcontrolador para o cristal de 10MHz.	48
Tabela 7 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 16 MHz.	48
Tabela 8 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado à cada microcontrolador para o cristal de 16 MHz.	50
Tabela 9 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 24 MHz.	50
Tabela 10 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado ao Teensy para o cristal de 24MHz.....	52
Tabela 11 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 40 MHz.	52
Tabela 12 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado Teensy para o cristal de 40 MHz.	54

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

CPU	Central Processing Unit
DNA	Deoxyribonucleic Acid
EGFR	Epidermal Growth Factor Receptor
GEM	Grupo de Espectroscopia de Materiais
LMC	Leucemia Mielóide Crônica
LOD	Limit of Detection
LOQ	Limite of Quantification
PHEMA	Poly(2-hydroxyethyl Methacrylate
PSA	Prostate-Specific Antigen
QCM	Quartz Crystal Microbalance
RAM	Random Access Memory
ROM	Read Only Memory

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	13
1.1	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA: QCM PARA A DETECÇÃO DO CÂNCER	14
1.2	OBJETIVO GERAL	20
1.3	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	20
2	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA.....	21
2.1	SENSORES	21
2.2	BIOSSENSORES.....	21
2.3	BIOSSENSORES PIEZOELÉTRICOS	23
2.4	PIEZOELÉTRICIDADE	23
2.5	TRANSDUTORES PIEZOELÉTRICOS.....	24
2.6	CRISTAL DE QUARTZO	25
2.7	MICROBALANÇA DE CRISTAL DE QUARTZO (QCM).....	26
2.8	MICROCONTROLADORES	30
3	METODOLOGIA	31
3.1	Estudo teórico sobre piezoeletricidade e transdução em Biossensores.....	31
3.2	Projeto e Montagem do Circuito Ressonante com Cristal de Quartzo.....	31
3.3	Programação dos Microcontroladores para Contagem de Frequência.....	33
3.4	Medições em Laboratório	38
3.5	Análise Comparativa	38
3.6	Validação	40
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	41
4.1	CRISTAL DE 4 MHZ	41
4.2	CRISTAL DE 8 MHZ	43
4.3	CRISTAL DE 10 MHZ	46
4.4	CRISTAL DE 16 MHZ	48
4.5	CRISTAL DE 24 MHZ	50
4.6	CRISTAL DE 40 MHZ	52
4.7	DISCUSSÕES FINAIS.....	54
5	CONCLUSÃO	58
6	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	60

1 INTRODUÇÃO

A inovação tecnológica na atualidade é tangível em diversos setores essenciais para a sociedade, principalmente na indústria, pesquisa e na medicina. Sob essa perspectiva e contexto, é possível inferir que a aplicação de tecnologias na área da saúde é de suma importância e apresenta constante evolução periodicamente, desde a criação de novos métodos de diagnóstico até a confecção de equipamentos especializados (BEGO, 2024). Para isso ocorrer, em primeiro plano, ressalta-se que o emprego e estudos de conceitos físicos são de grande relevância e imprescindíveis. Esse fato é observado no ramo da física médica, onde são aplicados os conceitos da física no âmbito da medicina, acarretando na criação e aperfeiçoamento de diversos métodos e técnicas. Dentre as diversas abrangências desse segmento é possível destacar a radiografia, que segue a premissa da interação da radiação ionizante com a matéria que, devido a diferença de densidade entre os tecidos que compõem o corpo humano, a verificação de estruturas anatômicas torna-se possível (PINTO, 2019). Ademais, é válido salientar a técnica de ultrassom também no conjunto de desenvolvimento tecnológico, fundamentado no fenômeno físico da piezoelectricidade, com seu cerne embasado na interação de ondas mecânicas de alta frequência com o corpo humano, sendo amplamente utilizada para exames de imagens (FILHO, 2022). Além disso, também devido à aplicação e utilização de conceitos físicos, como a óptica, no setor da saúde é possível destacar a utilização de biossensores que são caracterizados como um grupo de aparelhos com alta eficiência e destacam-se pela sua sensibilidade e praticidade, principalmente no que tange a monitoração de diversos compostos (NASCIMENTO, 2010; CASTRO, 2020), podendo estes estarem relacionados à doenças originadas de vírus e bactérias. Sendo assim, esses aparelhos mostram-se passíveis de aplicação no diagnóstico de doenças (NASCIMENTO, 2010; SANTOS, 2024). Os biossensores piezoelétricos são uma classe derivada desses dispositivos e são pautados no fenômeno da piezoelectricidade, a premissa de funcionamento desse tipo é a monitoração de compostos a partir da variação de frequência detectada, que informa o respectivo valor da massa depositada no biossensor (CASTRO, 2020). A partir desses tipos de aparelhos, a possibilidade de detecção e análise de diversos compostos, agentes ou processos, é possível na atualidade, e atrelado a isso, características como sensibilidade, tempo de resposta rápido e, a depender do contexto, economia presentes nesses tipos de biossensores, são valorizadas e podem convergir para uma maior evolução dos serviços de saúde e pesquisa (SKLÁDAL, 2024; POHANKA, 2026). Tendo isso em vista, uma técnica utilizada em biossensores piezoelétricos é a Microbalança de Cristal de Quartzo, ou Quartz Crystal Microbalance (QCM) (MONTEIRO,

2021; SKLÁDAL, 2024). A microbalança de cristal de quartzo é uma técnica gravimétrica capaz de mensurar pequenas variações de massa a partir da variação de oscilação do cristal. O arranjo estrutural desse método pode consistir em um circuito oscilador, acoplado em um cristal, que promove a oscilação deste e, no momento em que uma massa é adsorvida, é gerada uma mudança nessa frequência de oscilação sendo possível, posteriormente, o cálculo da massa depositada (CHAMBI, 1999; WATANABE, 2006; RODRIGUEZ-PARDO; CAO-PAZ; FARIÑA, 2018; LIMA, 2020; JUNIOR; HAMANN; YOSHIOKA, 2022). A partir dela, é possível inferir quantidades ínfimas de massa em diversos contextos e abre margem para estudos e aplicações que exijam alta capacidade sensível (MONTEIRO, 2021; JUNIOR; HAMANN; YOSHIOKA, 2022). As aplicações da Microbalança de cristal de quartzo podem ser variadas visto que essa técnica pode ser empregada tanto na indústria de alimentos, na detecção de proteínas de determinados alimentos (RAGAVAN; NEETHIRAJAN, 2019) quanto em análises da qualitativas do ar, por exemplo (WANG; SONG; YU, 2024). Sendo assim, estudos voltados à estabilidade dessa técnica se fazem plausíveis e importantes visto que promovem o aprimoramento desta e, conseqüentemente, abrem margem para uma ampliação de suas possíveis aplicabilidades.

1.1 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA: QCM PARA A DETECÇÃO DO CÂNCER

O câncer é um tipo de neoplasia com grande ocorrência na contemporaneidade e que pode afetar a população, todas as faixas-etárias. Essa doença é multifatorial e se apresenta de inúmeras formas, pode ser originada de fatores endógenos e exógenos, influenciando diretamente na qualidade de vida da população. Em resumo, o câncer ocorre devido ao crescimento desordenado e anormal de células de um determinado tecido ou órgão, mas pode se alastrar para outras abrangências do corpo (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA), 2021; BOARETTO et. al, 2023). No âmbito do tratamento pode-se destacar a quimioterapia, cirurgia e a radioterapia onde, nesta última, a doença é tratada com o uso de radiação ionizante e pautada na interação dessa energia com o tecido alvo e pode desempenhar, dependendo do contexto, diversos papéis dentro do tratamento (BARTELS, 2010; FERNANDES et. al, 2024). Tendo isso em vista, a escolha da modalidade de terapia, ou da associação e combinação entre elas, depende de diversos fatores ligados à doença, como, em alguns casos, o estadiamento dela (MARTA, 2015; TOMAZELLI, 2016; SILVEIRA et. al, 2021; ANTUNES et. al, 2022; TORRES, 2023).

Ademais, é válido ressaltar a importância da detecção precoce para o controle desse tipo de neoplasia, onde a fundamentação desse preceito ocorre a partir de duas estratégias,

denominadas rastreamento e diagnóstico precoce. Neste primeiro, a principal finalidade é a detecção do câncer em estágios pré-clínicos ou atributos que sejam precursores da doença, ocorrendo através de uma monitoração de pessoas assintomáticas. Já o diagnóstico precoce é a estratégia que, através de testes envolvendo pessoas que já apresentam sintomas de câncer, visa a detecção e confirmação da doença em estágios o mais inicial possível e com um certo potencial de cura para assim, por conseguinte, promover a implementação de terapias mais concretas e facilitadas além de aumentar as chances de bons prognósticos. (LOU, 2017; INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA), 2021; INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA), 2022). Sob essa ótica, é possível inferir que, o êxito de um determinado tratamento e, conseqüentemente, um melhor prognóstico do paciente está intimamente ligado com o diagnóstico precoce do câncer, visto que é possível a adoção de tratamentos mais descomplicados e eficazes (BARTELS, 2010; AYRES, 2015). Para isso, dentre os meios de realização dessa estratégia, pode-se destacar a avaliação clínica e diagnóstica, realizada por profissionais habilitados para o processo, com o intuito de adquirir informações sobre o estado da doença, sendo os testes diagnósticos, uma etapa crucial para isso (INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA), 2021). Portanto, é palpável a necessidade de estudos e inovação em setores que desenvolvam novos métodos e testes de diagnóstico precoce para esse tipo de doença (GEMIGNANI, 2025). Dentre as diversas terminologias e abrangências que o câncer apresenta, é possível destacar os biomarcadores tumorais que são um tipo de composto, intimamente associado à diversos tipos de neoplasias presentes no organismo, que podem se apresentar de diversas formas como células tumorais, proteínas e ácidos nucleicos. Nesse contexto, apresentam cunho informativo, podendo ser utilizadas para o diagnóstico da doença. A produção desses compostos pode ocorrer tanto na própria neoplasia quanto na reação do organismo a ela, além disso podem se manifestar no próprio tumor e, adicionalmente ou não, em fluidos corporais (ALMEIDA et al., 2007; ZHOU et al., 2024). A utilização de biomarcadores como um método de detecção e diagnóstico precoce de tumores, em alguns casos, pode ser observado e as algumas técnicas de análise que o envolvem apresentam vantagens significativas, como a pouca invasividade para com o paciente. Adicionalmente, eles podem ser utilizados para seleção de intervenções mais adequadas, ponderação prognóstica do paciente (ALMEIDA et. al, 2007; ZHOU et al, 2024; GOMES; LACERDA, 2025; KHANGAR et. al, 2025; PAPAIOANNOU et. al, 2026), desenvolvimento de técnicas terapêuticas, análise de recidiva da doença da sua resposta à tratamentos (ZHOU et al, 2024; GEMIGNANI, 2025; SCHLEMMER, 2025). No âmbito da medicina nuclear, o uso de biomarcadores tem se mostrado um método viável e promissor, visto que inúmeros estudos envolvendo o uso desses

compostos atrelados a exames, como PET e SPECT, além de terapias radionuclídicas, têm sido abordados e averiguados, com o principal foco na aplicabilidade clínica. Uma das premissas do uso de biomarcadores em medicina nuclear consiste na utilização de um radiofármaco, mais especificamente, um radioligante, vinculado a um biomarcador tumoral, de modo que a partir da interação entre esses compostos é possível tanto a formação de imagens quanto a terapia com radionuclídeos. Dentre os principais benefícios ligados a essas abordagens pode-se destacar a seleção da terapia mais adequada e o acompanhamento terapêutico (VAN DER HEIDE; DALM, 2022; SHAN et al., 2026).

Sob a perspectiva da grande importância e utilidade de biomarcadores tumorais, a seguir, é evidenciado uma série de estudos, pautados na detecção desses complexos, que se relacionam com a utilização de biossensores pautados na Microbalança de Cristal de Quartzo para inferir medidas e realizar as análises. Tudo isso a fim de reiterar a aplicabilidade dessa técnica em contextos clínicos que, em primeiro plano, necessitam de grande sensibilidade.

Bakhshpour et al. (2019) desenvolveram um biossensor utilizando a Microbalança de Cristal de Quartzo nanopartículas PHEMA, com a premissa de detectar células cancerígenas de mama, baseando-se no receptor notch-4 que está relacionado com o desenvolvimento do tecido mamário. A expressão anormal desse receptor ocorre em células neoplásicas de mama, em estágio metastático. Para o desenvolvimento do dispositivo foram utilizadas as células MDA-MB-231, provenientes de câncer de mama humano e que expressam de forma aberrante o receptor notch-4. O biossensor foi pautado na interação antígeno-anticorpo, onde os anticorpos específicos dessas células mamárias, juntamente com as nanopartículas, foram funcionalizados na superfície do eletrodo. Após a confecção e preparação do dispositivo, testes usando concentrações variadas das células citadas anteriormente foram executados, demonstrando significativa sensibilidade com limite de detecção de 12 células/mL. Além disso, testes de seletividade foram realizados, através do método da adsorção competitiva, com células fibroblastos de camundongo (L929) e com as células MDA-MB-231 para a verificação de possíveis interações. Como resultado a diferença de valores para esse parâmetro foi consideravelmente alto, onde a maior seletividade foi observada para as células de câncer de mama humano, reiterando a relação específica de antígeno e anticorpo. Tendo isso em vista, o estudo apresentou resultados favoráveis para a detecção de células MDA-MB-231 viabilizada pelo receptor notch-4 (BAKSHPOUR, 2019).

O artigo desenvolvido por Lino et al. (2023) denota a confecção de um biossensor pautado na QCM com cristal de corte AT e frequência de 10MHz para o auxílio na detecção de

compostos associados ao câncer de pulmão de não pequenas células. Essa doença pode estar vinculada a anormalidades (deleções) no gene do Receptor do Fator de Crescimento Epidérmico (EGFR) sendo este, portanto, um possível indicativo para ela. A monitoração de mutações nesse gene é de grande relevância principalmente no que tange o diagnóstico dessa neoplasia. O biossensor é fundamentado no processo de hibridização e utiliza ssDNA como sonda e o reconhecimento com o DNA alvo de interesse, caso haja complementaridade. Sendo assim, a Sonda EGFR tipo selvagem e a Sonda EGFR Del 25-deleção de 15 nucleotídeos, foram usadas para esse estudo, funcionalizadas na superfície do eletrodo do biossensor. Além disso, os alvos dessas sondas, Alvo EGFR Wt e Alvo EGFR Del 25, respectivamente, também foram necessários. Vale ressaltar que, para a comprovação de aplicabilidade em condições reais, foi necessário o uso de uma amostra contendo DNA livre de células (cfDNA), apresentando deleção no gene EGFR. Após a confecção e preparação do biossensor, os testes de especificidade, com a sonda Sonda EGFR tipo selvagem, usando um DNA não complementar (EGFR Del 25 (NC)) e complementar, foram realizados, onde, quando soluções contendo esses compostos foram inseridas, foi observado uma variação ínfima de frequência do Não complementar quando comparada com o DNA alvo complementar, implicando assim, que ocorreu hibridização somente com a Alvo EGFR Wt, tal resultado salienta a especificidade do sensor no que tange as deleções do gene. Por conseguinte, testes envolvendo o cfDNA foram executados, na superfície do biossensor houve a funcionalização da Sonda EGFR Del 25 e tanto o DNA livre, que apresentava complementaridade com a sonda, quanto um alvo não complementar foram testados. O biossensor, por conseguinte, apresentou capacidade de detecção para as deleções, citadas anteriormente, existentes no cfDNA nesse caso, com alta variação de frequência. Tais fatos corroboram para o potencial de uso clínico desse dispositivo, principalmente relacionado ao diagnóstico da neoplasia (LINO et. al, 2023).

Mutações do tipo V600E no gene BRAF podem estar frequentemente vinculadas ao melanoma, sendo assim, a detecção desse biomarcador é de suma importância para análises e intervenções que envolvem esse tipo de câncer. O estudo proposto por Guo et al. (2025) evidencia a confecção de um biossensor-QCM, para a detecção do gene BRAF-V600E. Na metodologia empregada utilizou-se de sondas de captura, sondas de detecção e da sequência-alvo BRAF-V600E ou BRAF funcionalizadas na superfície do biossensor. Posteriormente inseriu-se a ligase de DNA T4 e sequencialmente os agregados de prata, também na superfície do eletrodo, que tinham a função de aumentar o sinal de detecção. A premissa de funcionamento desse sensor está relacionada à captura de compostos de prata pela estrutura formada pela

ligação entre sonda de captura e a sonda de detecção, a partir da hibridização com o BRAF-V600E, visto que essas duas sondas apresentam complementaridade com ele, forma-se uma cadeia longa, com auxílio da ligase, que apresenta mais vias de ligação com os compostos de prata. A partir da variação de frequência oriunda desse processo é possível mensurar a variação de massa. É válido salientar que a mesma preparação foi realizada para a sequência-alvo BRAF, no entanto, por ser esse composto não se formou a estrutura sonda de captura/sonda de detecção, resultando assim em uma cadeia curta com pouca adesão da prata na superfície do eletrodo e, por consequência, pouca variação de frequência quando comparada à versão com o gene BRAF-V600E sendo 2600 Hz para a BRAF-V600E e 1200 Hz para BRAF, isso denota a especificidade do biossensor para a mutação. Após diversos testes, incluindo a especificidade, estabilidade e aplicação do biossensor em soro humano, foi constatada a aplicabilidade desse dispositivo, visto que ele apresentou LOD de 0,73 pM e a possibilidade de detecção em uma faixa de concentração de 1 pM a 10 nM. No soro humano, apesar de algumas alterações observadas, a aplicabilidade deste biossensor manteve-se eficiente para a análise de mutações BRAF-V600E (GUO et. al, 2025).

Além disso, também ressaltando a aplicabilidade da QCM com aptâmeros na detecção de câncer, no estudo de Domsicova et al. (2024) foi possível observar o desenvolvimento e o uso do biossensor baseado na QCM para detectar células de Leucemia Mielóide Crônica (LMC). Nesse contexto, foram utilizados aptâmeros (T2-KK1B10) funcionalizados na superfície do eletrodo do biossensor, onde tais compostos se unem às células K562, respectivas à Leucemia, que foram utilizadas. Após o tratamento, preparação e otimização tanto do composto funcionalizado na superfície quanto do biossensor como um todo, testes de desempenho foram realizados, nos quais foi apresentada significativa sensibilidade. Na confecção desse dispositivo, foram realizadas duas modalidades de imobilização do aptâmero, uma utilizando biotina e outra com tiol, sendo essa última a mais eficiente com valor do LOD de 263 células K562. Ademais, uma análise da especificidade do biossensor foi efetuada visto que o aptâmero usado foi especificado para células K562. Com isso, células de outros tipos de Leucemia, como LMC BV-173, foram testadas e, apesar de apresentar relativa interação com essas células, os valores de interação foram inferiores quando comparados às células K562, reiterando assim, a especificidade deste biossensor. Por conseguinte, testes clínicos, tanto com a utilização de plasma humano quanto com o uso de amostras de pacientes, foram realizados e apresentaram resultados favoráveis, o que salienta a viabilidade de aplicação deste biossensor na prática, auxiliando no diagnóstico da LMC (DOMSICOVA et al., 2024).

No estudo desenvolvido por Joshi et al. (2023), é salientado a confecção de um imunossensor-QCM configurado para a detecção da mesotelina. Tal composto é uma glicoproteína que, quando superexpressa, pode estar frequentemente associada a neoplasias no mesotélio, pâncreas e ovário. Estudos realizados na contemporaneidade retratam seu uso para o diagnóstico de tumores e, por conseguinte, a configuraram, em alguns casos, como um biomarcador. Sendo assim, o estudo foi realizado, com o biossensor baseado na reação antígeno-anticorpo, na qual esse último foi imobilizado na superfície do cristal. Para a realização desse estudo, pode-se destacar o uso da mesotelina humana (ab205217) e do seu respectivo anticorpo anti-mesotelina (ab96869), além de cristais de quartzo operantes na faixa de frequência de 5 MHz. Após a construção e preparação do biossensor, testes com concentrações variadas de mesotelina (100 pg/mL a 50 ng/mL) foram realizados, sendo, por conseguinte, possível obter variações de frequências. No estudo, foram observadas interações entre o antígeno e anticorpo específicos na faixa analisada, sendo na concentração de 50 ng a presença de uma variação de frequência superior. Portanto, apesar da necessidade de mais estudos e testes para resultados ainda mais concretos, é possível inferir que o estudo evidencia a detecção da mesotelina para essa faixa de concentração e, por consequência, a potencial aplicação deste biossensor no auxílio da detecção de neoplasias ligadas à essa glicoproteína (JOSHI et al., 2023).

Ainda nesse campo, o estudo desenvolvido por Pohanka (2021) descreve a confecção de um biossensor pautado na QCM utilizando um cristal de corte AT e 10 MHz de frequência fundamental para a detecção do Antígeno Prostático Específico (PSA), um biomarcador associado ao câncer de próstata. Tal biossensor utilizava o anti-PSA imobilizado em sua superfície além de nanopartículas que foram utilizadas para tornar o dispositivo aplicável clinicamente. O PSA pode ser frequentemente localizado no sangue que, em casos normais, apresenta níveis muito baixos, no entanto, em caso de câncer, esses níveis podem aumentar. De acordo com o autor, em alguns estudos, os níveis de PSA no sangue apresentam valores limiares de 4 µg/l e 10 µg/l que denotam baixo e alto risco de câncer, respectivamente. Tendo isso em vista, no estudo, após a criação e preparação deste biossensor, ele foi testado para uma faixa de concentrações de PSA (de 0 a 0,50 µg/l), apresentando um LOD e LOQ de 0,054 µg/l e 0,18 µg/l, respectivamente. Com o intuito de verificar a possibilidade de ocorrência de falsos positivos, foram feitos testes de interferência, nos quais o biossensor apresentou um resultado favorável. Desse modo, o artigo salienta um dispositivo aplicável na prática que, além de

apresentar uma simples fabricação, é sensível e seletivo o suficiente para a detecção de PSA em amostras biológicas (POHANKA, 2021).

A partir dos estudos mostrados acima, é possível observar a aplicabilidade em potencial da Microbalança de Cristal de Quartzo em contextos de detecção de espécies ligadas ao câncer, com perspectivas de auxílio na detecção ou, conforme o caso, no diagnóstico precoce da doença (DOMSICOVA et. al, 2024; JOSHI et. al, 2023; GUO et. al, 2025). O que pode corresponder ao maior êxito dos tratamentos aplicados no paciente (BARTELS, 2010; AYRES, 2015). Para o funcionamento adequado dessa técnica, é imprescindível um circuito estável e bem estruturado, a partir disso o estudo de métodos que acentuam essas características desse sistema se mostra pertinente, com isso em vista, esse trabalho apresenta a finalidade de estudo e análise de um arranjo elétrico e eletrônico que proporciona estabilidade, sensibilidade e confiabilidade para um biossensor cujo o seu cerne é a Microbalança de Cristal de Quartzo.

1.2 OBJETIVO GERAL

Desenvolver e validar o projeto de uma Microbalança de Cristal de Quartzo (QCM) pautada no fenômeno da piezoelectricidade, bem como promover a análise de parâmetros como estabilidade e precisão tanto do circuito ressonante quanto dos microcontroladores utilizados. Tudo isso, convergindo para o foco principal na aplicação desse dispositivo em biossensores por transdução piezoelétrica nas áreas da medicina, biomedicina e saúde no geral.

1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Realizar uma revisão bibliográfica sobre o fenômeno da piezoelectricidade e também sobre os fundamentos teóricos que envolvem sensores e biossensores.
- Analisar o princípio de funcionamento e as principais aplicações da Microbalança de Cristal de Quartzo (QCM).
- Examinar a estabilidade do circuito elétrico ressonante da microbalança, com o intuito de identificar os parâmetros críticos que interferem diretamente na precisão da medição de frequência.
- Avaliar a influência das flutuações na contagem de tempo dos microcontroladores ESP32-WROOM, Teensy 3.2 e Arduino Nano (ATmega328), considerando possíveis interferências que possam comprometer a detecção de massas na ordem de nanogramas.
- Comparar o desempenho dos três dispositivos mencionados, a fim de determinar qual arquitetura oferece maior estabilidade para aplicações de alta sensibilidade em campo, com vistas à futura implementação da QCM em biossensores de alta precisão voltados para a área da saúde

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 SENSORES

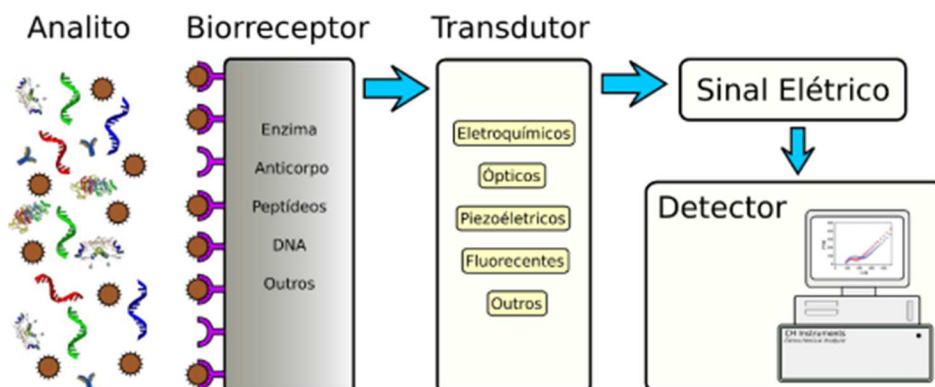
Os sensores são dispositivos analíticos cuja premissa de funcionamento é pautada na aquisição, identificação e transmissão de informações, onde estas podem apresentar natureza física ou química. A partir disso, a resposta transmitida pelo dispositivo, normalmente na forma de um sinal elétrico, posteriormente é processada e torna-se utilizável para estudos e investigações em diversos campos (JUNIOR, 2026). A classificação dos sensores é realizada de acordo com o parâmetro que é medido, sendo assim, é possível inferir que quando o aparelho provê dados e informações acerca de características físicas de uma amostra, ele é classificado como um sensor físico. Ademais, quando é fornecida informações químicas de um complexo, o sensor é caracterizado como sendo do tipo químico. Em aplicações práticas, a análise de conceitos como temperatura, pH e substâncias químicas são frequentemente realizadas por tais dispositivos. Os sensores do tipo químico apresentam como estrutura geral um receptor, responsável por converter a informação química da amostra em um sinal detectável e adequado, além de um transdutor que transforma esse sinal convertido em informações apropriadas para estudos. Adicionalmente, esses instrumentos podem ser classificados de acordo com o tipo de transdução empregada em sua estrutura, o que acarreta na confecção de sensores do tipo ópticos, eletroquímicos e sensíveis à massa, por exemplo. Os sensores piezoelétricos são uma categoria do tipo sensível à massa, e utilizam o princípio da variação de frequência a partir da deposição superficial de matéria (HULANICKI; GLAB; INGMAN, 1991; VIEIRA, 2020).

2.2 BIOSSENSORES

Os biossensores são aparelhos análogos aos sensores, que são sensíveis a amostras biológicas ou químicas e utilizados para a suas respectivas detecções e análises. Sua estrutura funcional consiste principalmente na presença de um elemento biológico imobilizado em sua superfície atuante como sensor, um transdutor e um sistema de processamento. Vale salientar que o elemento biológico, ou biorreceptor, é responsável por interagir com a substância de interesse provocando alterações que, posteriormente, serão convertidas em um sinal pelo transdutor. O sistema de processamento é responsável pela captação desse sinal e transformação deste em informações analiticamente úteis para estudos e pesquisas. Tendo isso em vista, esses dispositivos podem ser classificados tanto de acordo com o tipo de transdutor usado em sua estrutura, como eletroquímicos e piezoelétricos, quanto segundo o tipo de receptor biológico imobilizado, como DNA, anticorpo e células (VIEIRA, 2020). A seguir, é apresentado um

esquema ilustrativo que denota de forma simplificada o princípio de funcionamento dos biossensores, pautados nos tipos de transdutor e biorreceptor.

Figura 1 - Esquema ilustrativo do funcionamento de um biossensor com alguns tipos de transdutores.



Fonte: (OLIVEIRA, 2017)

Um outro tipo de classificação dos biossensores é respectiva ao tipo de interação realizada entre o biorreceptor e o analito. Dentre as classificações, pode-se destacar os biossensores catalíticos, pautados na reação de catálise, e os biossensores de afinidade (ou bioafinidade), cujo cerne de funcionamento consiste no grande nível de especificidade entre o elemento de reconhecimento biológico e o composto de interesse, o que acarreta em interações de alta seletividade (THÉVENOT et. al, 1999; VIEIRA, 2020; MONTEIRO, 2021; MARTINS, 2022). No contexto atual, o uso da relação antígeno-anticorpo para a avaliação amostral é o princípio dos imunossensores, visto que, a alta especificidade dos anticorpos pelo seu respectivo antígeno favorece a detecção do alvo de interesse. Seguindo uma premissa similar tem-se os biossensores baseados em DNA onde o princípio da complementaridade da molécula com o composto relacionado garante o funcionamento do dispositivo (ALVES, 2014; MEHROTRA, 2016; VIEIRA, 2020; MARTINS, 2022). Para aplicações práticas, vale ressaltar que os biossensores devem ser portadores de parâmetros bem estabelecidos e apresentarem características que irão corroborar para o seu bom funcionamento e desempenho, sendo assim, destacam-se que características como seletividade, estabilidade e sensibilidade são de suma importância. As aplicações de biossensores podem ser variadas, podendo detectar os níveis de glicose no sangue, patógenos e de compostos ligados a doenças como o câncer. Neste último caso, estudos apontam a utilização de biossensores para a detecção de tumores como uma tecnologia promissora e que apresenta benefícios plausíveis (VIEIRA, 2020; SARKAR et. al, 2024).

2.3 BIOSSENSORES PIEZOELÉTRICOS

O biossensor piezoelétrico é caracterizado como um dispositivo que é estruturado no fenômeno da piezoeletricidade, esse tipo de material usado no transdutor, ao ser submetido à uma pressão mecânica, gera um sinal elétrico. No momento em que um analito de interesse interage com o biorreceptor presente no biossensor, há uma variação de massa, e esta afeta a inércia do sistema, que assim altera a frequência de oscilação fundamental do material do transdutor, em decorrência disso, um sinal de variação da frequência do sinal elétrico proporcional à essa massa é obtido. Com essa informação e utilizando o sistema de processamento, é possível calcular a variação de massa amostral de interesse (ALVES, 2014). Dentre as inúmeras aplicações desse tipo biossensor, pode-se destacar a investigação de características e informações celulares (SKLÁDAL, 2024), além da detecção de alguns tipos de vírus e marcadores tumorais (VIEIRA, 2020).

2.4 PIEZOELETRICIDADE

Na perspectiva histórica, em 1880 na França foi descoberto um fenômeno intrínseco à materiais, denominado Piezoeletricidade. Tal conceito está relacionado ao fato de que, com a submissão de uma força mecânica, o material piezoelétrico gera um potencial elétrico proporcional, sendo classificado como efeito piezoelétrico direto. O vocábulo “Piezo”, derivado de um termo grego, significa “Pressão”, sendo assim, a etimologia de piezoeletricidade ilustra a geração de eletricidade via pressão. É válido ressaltar que o inverso também foi observado, sendo nomeado de efeito piezoelétrico inverso, que consiste na aplicação de uma tensão elétrica no material e este apresentará uma deformação mecânica (WATANABE, 2006). Dentre os principais motivos para a presença do fenômeno da piezoeletricidade em alguns materiais a não simetria central da estrutura molecular é um atributo imprescindível para a ocorrência deste, esses tipos de materiais portadores dessa característica são classificados como sendo não centrossimétricos (SILVA, 2013). Na contemporaneidade, os cristais podem ser classificados em grupos de simetria, existe-se 32 grupos onde, desse valor, 21 não são centrossimétricos, desses últimos grupos, 20 apresentam a característica piezoelétrica (JESUS, 2021), cabendo salientar compostos como o Topázio, Turmalina e o Quartzo que apresentam esse fenômeno naturalmente (PERLINGEIRO; PIMENTA; SILVA, 2016). Tendo isso em vista, a premissa da piezoeletricidade é pautada na quebra da coincidência dos centros de cargas elétricas das moléculas presentes no material. No contexto prévio à uma força aplicada no material, há a existência da neutralidade das cargas das células que o compõem, no entanto, a partir do momento em que a força é aplicada, o

deslocamento dessas cargas acontece na célula unitária e essa torna-se um dipolo elétrico. Quando totalizadas as contribuições de todas essas unidades que configuram a estrutura do material, uma polarização resultante superficial é acarretada e, por conseguinte, um campo elétrico é formado (VIVES, 2008; SILVA, 2013; BEZERRA; ANDRADE, 2018; NADEO, 2019). No efeito piezoelétrico inverso ocorre a aplicação de um campo elétrico no material e é ele que proporciona a divergência dos centros de cargas elétricas das moléculas do material, convergindo para a alteração de sua rede cristalina, o que modifica estruturalmente o composto (BEZERRA; ANDRADE, 2018). Tendo isso em vista, com a utilização desse fenômeno, uma gama de aplicações para materiais portadores da piezoelectricidade são viáveis, como os transdutores piezoelétricos, que são dispositivos portadores dessa característica física capazes de aplicá-la de forma efetiva.

2.5 TRANSDUTORES PIEZOELÉTRICOS

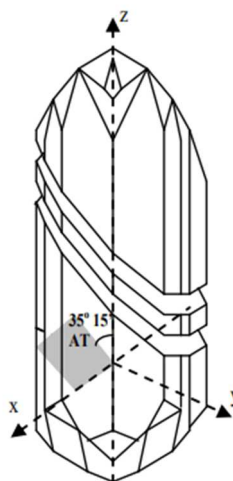
Um transdutor é a parte de um sensor ou biossensor que converte o sinal analítico em um sinal possível de ser medido, como uma variação elétrica. Uma classe desses equipamentos são os transdutores piezoelétricos que utilizam um material dotado dessa característica em sua estrutura, o que possibilita promover a conversão de um sinal elétrico em energia mecânica ou o efeito inverso (CRUZ, 2018). Esses dispositivos são amplamente utilizados para aplicações médicas, sendo um princípio fundamental da ultrassonografia. Sob essa perspectiva, na realização de exames de imagens via ultrassom, um transdutor piezoelétrico é responsável tanto pela emissão quanto pela recepção das ondas sonoras utilizadas. O funcionamento desse método ocorre quando um pulso elétrico é aplicado fazendo com que o transdutor produza ondas mecânicas de alta frequência que são transmitidas para o interior do tecido. Devido a diferenças de densidade entre os tecidos, e devido a mudanças de interfaces/densidades entre tecidos, ocorre um eco desta onda acústica, esse fato resulta em uma onda espalhada que retorna e é detectada pelo transdutor. A partir disso, o sinal obtido é processado e a imagem é formada. É conveniente citar que um maior contraste tecidual ocorre quando tecidos adjacentes apresentam grande diferença de densidades entre si (também interpretada como impedância acústicas distintas), pois, devido a isso, quando a onda incidente percorrer e interagir com esses tecidos, maior será a amplitude da onda de ultrassom refletida. Devido a interação com matérias que também podem se mover, surge também o efeito doppler nestas reflexões, que possibilita efetuar uma leitura precisa do fluxo sanguíneo em um batimento do coração, como por exemplo. (CRUZ, 2018; NASCIMENTO, 2013; PAPÁLEO; SOUZA, 2019, POGGI; PALAVECINO,

2024). É pertinente citar que, para aplicações ligadas ao ultrassom, o material frequentemente utilizado é o PZT (Titanato Zirconato de Chumbo) (OLIVEIRA, 2015; OLIVEIRA, 2025).

2.6 CRISTAL DE QUARTZO

O quartzo, por se tratar de um material piezoelétrico, é capaz de transformar energia elétrica em energia mecânica e vice-versa. A sua estrutura é baseada na combinação de um átomo de silício e dois átomos de oxigênio (SiO_2), sendo um material da classe dos silicatos (PERLIN, 2011; BYRAPPA; YOSHIMURA, 2013; TUDELA, 2019; TONONI, 2025). O quartzo apresenta diferentes tipos de cortes, pautados na direção e angulação em referência ao eixo cristalográfico, cada um com características e particularidades que podem ser aplicadas de maneiras diferentes. A frequência fundamental e o modo vibracional do cristal podem variar de acordo com o tipo de corte empregado, em resumo, quanto mais espesso for o corte, menor será a sua frequência de ressonância. Para o funcionamento de osciladores piezoelétricos, que utilizam o cristal de quartzo e estão intimamente relacionados com a frequência de oscilação do mesmo, é de suma importância realizar o corte mais apropriado para a finalidade desejada. A seguir, tem-se um esquema ilustrativo referente ao cristal de quartzo, os planos de eixo e um tipo de corte realizado.

Figura 2 - Esquema ilustrativo do corte AT com a angulação de 35° e $15'$ em referência ao eixo cristalográfico.

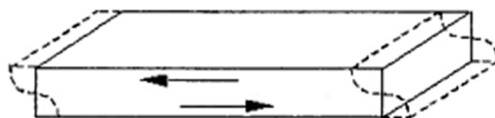


Fonte: (FOSCHINI, 2009).

Dentre os diferentes tipos de cortes que podem ser empregados no cristal de quartzo, pode-se destacar o BT, CT, DT e AT, sendo esse último dotado de características como o valor de coeficiente de temperatura, para o intervalo de 0°C e 50°C , próximo a zero o que implica pouca variação por influência dela e, adicionalmente, uma certa estabilidade em extensa faixa de

frequências. Esses fatos corroboram para o amplo emprego desse tipo de corte na Microbalança de Cristal de Quartzo. Ademais, vale salientar que o corte AT apresenta o modo de oscilação do tipo cisalhamento, ou seja, nesse corte o cristal deforma-se transversalmente apresentando as oscilações em sentido paralelo às faces do corte (FOSCHINI, 2009; LIMA, 2014; LIMA 2020). A seguir, é salientado uma imagem esquemática desse tipo de modo de vibração.

Figura 3 - Representação da oscilação do tipo cisalhamento do cristal.



Fonte: (CHAMBI, 1999).

Tais propriedades listadas acima, segundo estudos, conferem ao quartzo uma grande aplicabilidade em setores como a indústria e pesquisa, principalmente no que tange células fotovoltaicas, dispositivos médicos (ULLAH et al, 2025) e sensores piezoelétricos pautados na QCM.

2.7 MICROBALANÇA DE CRISTAL DE QUARTZO (QCM)

Com a descoberta do fenômeno da piezoelectricidade e, conseqüentemente, de materiais que apresentavam essa característica, como o quartzo, inúmeros dispositivos, como os transdutores, baseados nesse efeito, foram criados e aplicados em diversas áreas. Nesse contexto, foi desenvolvida a Microbalança de Cristal de Quartzo (QCM), um técnica altamente sensível a variação de massa, que, a partir de uma variação de frequência do cristal de quartzo, é capaz de mensurar pequenas quantidades de massa em escalas nanométricas (JUNIOR; HAMANN; YOSHIOKA, 2022) e amplamente empregada em diversos setores, principalmente os que exigem sensibilidade e precisão na determinação de espessuras de filmes finos, taxa de corrosão e taxa de massa depositada na interface (CHAMBI, 1999; WANG; SONG; YU, 2024). Esse método é aplicado em biossensores do tipo piezoelétrico (MONTEIRO, 2021; MOÇO, 2023) e, ao utilizar um material biológico como receptor, pode ser usado para análises de complexos e substâncias, apresentando vantagens como agilidade no diagnóstico, baixo custo e, em casos específicos, alta sensibilidade e seletividade (LIMA 2020; MONTEIRO, 2021). Em sua estrutura, comumente, há a presença de uma lâmina cristal de quartzo portando eletrodos em suas faces opostas e, para o funcionamento da técnica, é necessário que o cristal utilizado oscile em sua frequência de ressonância, existindo um circuito elétrico que fornecem isso. Pode-se

ressaltar, para tal finalidade, utilização de um circuito oscilador que, quando conectado ao cristal de quartzo, promove a oscilação desse componente (CHAMBI, 1999; WATANABE, 2006; RODRIGUEZ-PARDO; CAO-PAZ; FARIÑA, 2018; LIMA, 2020; JUNIOR; HAMANN; YOSHIOKA, 2022). Devido a isso, no momento em que uma quantidade de massa é adsorvida na superfície ativa do cristal, pode ser interpretado como o aumento da inércia do sistema, cuja consequência é ocorrer a diminuição da frequência de oscilação normal do cristal (WATANABE, 2006). A partir disso, um sinal elétrico contendo essa informação é gerado, o que resulta na medição da variação de massa a partir dessa variação de frequência. Para a montagem desse sistema e análise das informações obtidas a partir desse processo, é necessário a montagem do circuito próprio onde dentre os componentes utilizados, além do cristal de quartzo, destacam-se o frequencímetro, para a leitura de oscilação do cristal em um computador (CHAMBI, 1999; LIMA, 2020; JUNIOR; HAMANN; YOSHIOKA, 2022). Matematicamente, a QCM é regida pela equação de Sauerbrey, onde nela, é relacionada a variação de massa depositada na superfície do cristal com a variação de frequência oriunda desse fato. Sendo assim, para o modo de cisalhamento, advindo através do tipo de corte, tem-se λ_q que denota o comprimento de onda acústica transversal, podendo ser expresso em função da espessura l_q da lâmina de cristal utilizada, definida na confecção do corte. A relação abaixo é referente ao primeiro harmônico formado:

$$\lambda_q = 2l_q \quad (\text{Equação 1})$$

Além disso, ao utilizar a equação de onda abaixo:

$$v = \lambda f \quad (\text{Equação 2})$$

É possível inferir que a frequência do cristal f_q está relacionada com a velocidade com que a onda se propaga no cristal v_q e com o respectivo comprimento de onda dela λ_q , como pode-se observar a seguir:

$$f_q = \frac{v_q}{\lambda_q} \quad (\text{Equação 3})$$

Substituindo a equação 1 na equação 3, é observado a seguinte relação entre frequência da onda no cristal e a sua espessura:

$$f_q = \frac{v_q}{2l_q} \quad (\text{Equação 4})$$

Com essa dedução, é nítido observar a relação inversa entre a espessura da lâmina do cristal com a sua frequência, ou seja, conforme a espessura do corte aumenta, a sua frequência diminui, como pode-se observar. A partir dessa relação entre espessura da lâmina e frequência, pode-se inferir a relação entre as frequências f_0 e f_q do quartzo com uma variação infinitesimal de massa dm_q e de espessura dl_q , conforme mostrado esquematicamente na figura 4 evidenciada a seguir:

Figura 4 - Esquemático representativo da deposição de uma variação de massa na superfície do cristal de quartzo.



Fonte: (FOSCHINI, 2009).

Sob essa perspectiva, é possível expressas as proporções da seguinte maneira, evidenciada a seguir:

$$\frac{df_q}{f_0} = -\frac{dl_q}{l_q} = -\frac{dm_q}{m_q} \quad (\text{Equação 5})$$

O sinal negativo é advém da relação inversa entre frequência e massa, ou seja, à medida que a massa aumenta na superfície do cristal, a massa total do sistema é aumentada e, por conseguinte, a sua espessura também sofre um aumento, diminuindo a frequência de oscilação. A densidade de um cristal de quartzo é dada pela seguinte equação abaixo em função da massa do cristal m_q , l_q e a área ativa do cristal A :

$$\rho_q = \frac{m_q}{Al_q} \quad (\text{Equação 6})$$

Reorganizando a fórmula acima, tem-se:

$$m_q = Al_q \rho_q \quad (\text{Equação 7})$$

Ao incluir a equação 7 na equação 5 e considerar que a variação infinitesimal de massa do cristal dm_q sendo é igual à variação infinitesimal de massa dm_f oriunda de uma deposição do filme na superfície do cristal, além de considerar dm_f sendo Δm_f tem-se:

$$\Delta f = - \frac{2f_0^2 \Delta m_f}{v_q \rho_q A} \quad (\text{Equação 8})$$

Além disso, a velocidade do cristal pode ser expressa em função do seu módulo de cisalhamento, dado pela expressão abaixo:

$$v_q = \sqrt{\frac{\mu_q}{\rho_q}} \quad (\text{Equação 9})$$

Onde μ_q é o módulo de cisalhamento do quartzo, que define a sua resistência à deformação advinda de cisalhamento. Sendo assim, a equação final é expressa a seguir:

$$\Delta f = - \frac{2f_0^2 \Delta m_f}{A \sqrt{\mu_q \rho_q}} \quad (\text{Equação 10})$$

A partir da equação acima é possível inferir que a variação da frequência além de ser diretamente proporcional à variação de massa depositada na superfície efetiva do eletrodo do cristal de quartzo, também apresenta proporcionalidade com o quadrado da frequência fundamental do cristal, isso implica que, em termos comparativos, cristais com f_0 mais elevado apresentam uma variação de frequência superior do que cristais com frequência

fundamental de valores inferiores. Como consequência, dado o mesmo valor de massa, a sensibilidade para cristais com f_0 maiores é superior, sendo esse resultado interferência direta na aplicabilidade da QCM (WATANABE, 2006; FOSCHINI, 2009).

2.8 MICROCONTROLADORES

Microcontroladores são dispositivos, que apresentam uma grande gama de aplicabilidades do cenário atual. Etimologicamente, o seu nome enfatiza a sua forma sintetizada e a sua capacidade de exercer o controle de sistemas com determinado grau de complexidade, sendo assim, os microcontroladores podem ser empregados em diversos setores e equipamentos, como forno micro-ondas, sistemas de alarme, sensores, robôs e, em alguns casos, pesquisa. Dentre os principais componentes que compõem sua estrutura básica, pode-se citar a CPU (Central Processing Unit), ROM (Read Only Memory) um tipo de memória destinada somente à leitura de dados sendo esses imutáveis dentro dessa memória, e, em contraste com ela, no microcontrolador existe a memória RAM (Random Access Memory) que é a parte onde os dados são armazenados de maneira temporária, sendo possível tanto a leitura de informações gravadas nela quando a inserção de novos conteúdos. Além disso, é possível destacar Clock e as Portas E/S, estas últimas conferem uma comunicação com dispositivos de interesse ligados à CPU. Já o controle de interrupções é responsável por pausar o programa em execução quando um evento prioritário ocorre, a fim de processá-lo (SCHERZ; MONK, 2016; LOPES, 2018; NASCIMENTO; 2022; BOTELHO, 2025; KERSCHBAUMER, [s. d.]).

Em resumo, os microcontroladores apresentam uma ampla gama de aplicações, como as citadas anteriormente, nesse estudo, esses dispositivos foram utilizados como frequencímetros, cuja função é fornecer o valor da frequência a partir da contagem de pulsos que chegam em sua entrada. Esse fato introduz à uma série de sistemas úteis que podem ser aplicados em diversas áreas da saúde como pesquisa e biomedicina.

3 METODOLOGIA

O desenvolvimento deste trabalho seguiu uma abordagem sequencial e sistemática, dividida em etapas bem definidas para garantir a compreensão teórica e prática necessária tanto para a montagem e avaliação do sistema de microbalança de cristal de quartzo (QCM) bem como o estudo de suas aplicações. Para tal finalidade, a metodologia foi organizada e desenvolvida da seguinte forma:

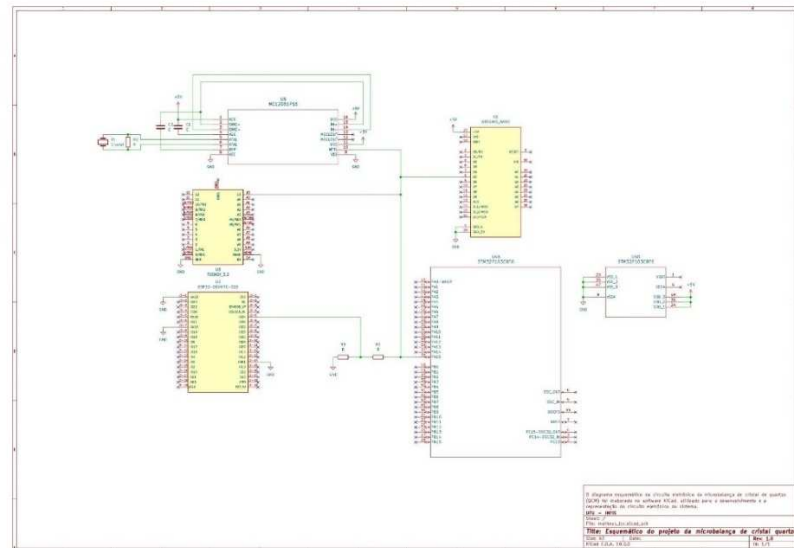
3.1 Estudo teórico sobre piezoeletricidade e transdução em Biossensores

Inicialmente, como pôde-se observar na fundamentação teórica, foi realizada uma revisão bibliográfica utilizando teses, livros e artigos científicos que salientaram sobre princípios de transdução piezoelétrica com ênfase em biossensores baseados em QCM e acerca da identificação de parâmetros como sensibilidade, resolução e estabilidade. Além disso, nessa etapa, a revisão foi imprescindível para a compreensão da equação de Sauerbrey e sua aplicação na conversão de variações de frequência em massa adsorvida.

3.2 Projeto e Montagem do Circuito Ressonante com Cristal de Quartzo

Para a exequibilidade do projeto, foi necessário um estudo sobre circuitos ressonantes de cristal de quartzo, princípios de circuitos oscilantes e do circuito oscilador de Pierce. Antes da montagem da Microbalança de Cristal de Quartzo, foi determinada a utilização de cristais de quartzo e, sendo assim, uma faixa de frequências fundamentais foi testada. Para êxito no projeto utilizou-se os seguintes microcontroladores: ESP32-WROOM, Teensy 3.2 e Arduino Nano (ATmega328), que foram programados como frequencímetros, cada um apresentando características convenientes para o estudo. Posteriormente, foi necessário a utilização de uma porta lógica 74HC14 (inversor Schmitt-trigger) que confere uma excitação estável do cristal. 3 resistores (120Ω , $3.6\text{ k}\Omega$, $6.8\text{ k}\Omega$), capacitores além de Jumpers para a conexão. É possível destacar que o sistema apresenta alimentação de Volts oriunda do Arduino. Antes da montagem do circuito, um esquemático, de cunho representativo, dele foi desenvolvido no aplicativo KiCad e pode ser observado na imagem a seguir:

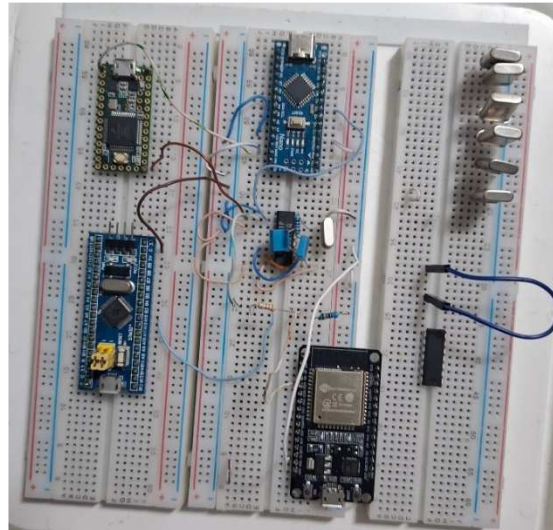
Figura 5 - Circuito representativo montado no Software KiCad para com o intuito de exemplificar e ilustrar o tipo de circuito montado para a QCM.



Fonte: Autoria Própria

É válido destacar que este pode haver pequenas distinções quando comparado com a montagem em protoboard, devido a divergências de componentes entre o software e a prática. Na montagem prática houve a prototipagem em protoboard ou PCB, com ajuste fino dos componentes para minimizar ruído e garantir oscilações sustentadas. Também deve-se relatar que, devido a dificuldades de programação das interrupções do temporizador interno do STM32F103C8T6 (Blue Pill) usando linguagem C++ no Arduino IDE como base de programação, este microcontrolador foi retirado do estudo.

Figura 6 - Microbalança montada em Protoboard.



Fonte: Autoria Própria

3.3 Programação dos Microcontroladores para Contagem de Frequência

Vale salientar que foi realizado um breve estudo sobre a linguagem C++ e programação dos microcontroladores propostos utilizando o software Arduino IDE. Vale ressaltar que os dispositivos anteriormente citados foram implementados como frequencímetro, responsáveis por fazer a contagem da frequência. As respectivas programações dos microcontroladores utilizados foram listadas abaixo:

- ESP32-WROOM;

```
// Frequencímetro ESP32
// Sem jumper - leitura direta no pino D34
// Faixa: até 40 MHz | Resolução: 1 Hz
// Serial: 9600 bps
#include "driver/pcnt.h"
#include "soc/pcnt_struct.h"
#include "driver/ledc.h"
#define PCNT_COUNT_UNIT PCNT_UNIT_0
#define PCNT_INPUT_SIG_IO GPIO_NUM_34 // Entrada do sinal - GPIO 34
int64_t sobre_contagem = 30000; // Limite do contador PCNT antes de transbordar
int16_t pulsos = 0; // Pulsos contados no PCNT
int64_t multPulsos = 0; // Quantidade de transbordamentos
int64_t janela = 1000000; // Janela de contagem: 1 segundo (em µs)
float frequencia = 0;
bool fim_contagem = true;
esp_timer_create_args_t create_args;
esp_timer_handle_t timer_handle;
portMUX_TYPE timerMux = portMUX_INITIALIZER_UNLOCKED;
```

```

// ---- ISR do PCNT: registra cada transbordamento ----
static void IRAM_ATTR pcnt_intr_handler(void *arg)
{
    portENTER_CRITICAL_ISR(&timerMux);
    multPulsos++;
    PCNT.int_clr.val = BIT(PCNT_UNIT_0);
    portEXIT_CRITICAL_ISR(&timerMux);
}
// ---- Callback do timer: fim da janela de contagem ----
void tempo_controle(void *p)
{
    pcnt_counter_pause(PCNT_COUNT_UNIT);    // Para a contagem por software
    pcnt_get_counter_value(PCNT_COUNT_UNIT, &pulsos);
    fim_contagem = true;
}
// ---- Inicialização do contador PCNT ----
void inicializa_contador()
{
    pcnt_config_t pcnt_config = {};
    pcnt_config.pulse_gpio_num = PCNT_INPUT_SIG_IO;
    pcnt_config.ctrl_gpio_num = PCNT_PIN_NOT_USED; // Sem pino de controle externo
    pcnt_config.unit = PCNT_COUNT_UNIT;
    pcnt_config.channel = PCNT_CHANNEL_0;
    pcnt_config.counter_h_lim = sobre_contagem;
    pcnt_config.pos_mode = PCNT_COUNT_INC; // Conta na borda de subida
    pcnt_config.neg_mode = PCNT_COUNT_DIS; // Ignora borda de descida
    pcnt_config.lctrl_mode = PCNT_MODE_KEEP; // Sem controle externo: sempre conta
    pcnt_config.hctrl_mode = PCNT_MODE_KEEP; // Sem controle externo: sempre conta
    pcnt_unit_config(&pcnt_config);
    // Filtro de glitch: rejeita pulsos menores que ~125 ns (ruído)
    // Para sinais acima de 30 MHz muito limpos, reduza para 4 ou desabilite
    //pcnt_set_filter_value(PCNT_COUNT_UNIT, 2);
    // pcnt_filter_enable(PCNT_COUNT_UNIT);
    pcnt_counter_pause(PCNT_COUNT_UNIT);
    pcnt_counter_clear(PCNT_COUNT_UNIT);
    pcnt_event_enable(PCNT_COUNT_UNIT, PCNT_EVT_H_LIM);
    pcnt_isr_register(pcnt_intr_handler, NULL, 0, NULL);
    pcnt_intr_enable(PCNT_COUNT_UNIT);
}
// ---- Inicialização geral ----
void inicializa_frequencimetro()
{
    inicializa_contador();
    create_args.callback = tempo_controle;
    esp_timer_create(&create_args, &timer_handle);
}
// ---- Leitura da janela pela Serial (opcional) ----
void serialEvent()

```

```

{
  String c = Serial.readString();
  int64_t novo = c.toInt();
  if (novo > 0) janela = novo;
}
// Defina o pino onde o buzzer está conectado
const int pinoBuzzer = 2;
// Configurações do canal PWM do ESP32 (0 a 15)
const int canalPWM = 1;
// ===== SETUP =====
void setup()
{
  Serial.begin(9600);
  // Inicializa o canal LEDC com frequência de 5000 Hz e resolução de 8 bits
  ledcAttach(pinoBuzzer, 2000000, 1);
  ledcWriteTone(pinoBuzzer, 30000);
  inicializa_frequencimetro();
}
// ===== LOOP =====
void loop()
{
  if (fim_contagem == true)
  {
    fim_contagem = false;
    frequencia = 1000000.0 * (pulsos + (multPulsos * sobre_contagem)) / janela;
    Serial.println(String(frequencia,2));
    // Reinicia para próxima medição
    multPulsos = 0;
    pcnt_counter_clear(PCNT_COUNT_UNIT);
    pcnt_counter_resume(PCNT_COUNT_UNIT); // Retoma contagem por software
    esp_timer_start_once(timer_handle, janela); // Reinicia janela de tempo
  }
}

```

A partir disso pode-se inferir que, para o funcionamento do microcontrolador como contador de frequência, foi utilizado o PCNT que é um sistema intrínseco ao microcontrolador sendo um sistema periférico responsável pelas contagens de pulsos no hardware que chegam na entrada GPIO 34. `pcnt_config.pos_mode = PCNT_COUNT_INC` é responsável por realizar a contagem quando ocorrer uma borda de subida enquanto a `pcnt_config.neg_mode = PCNT_COUNT_DIS` ignora a borda de descida, não realizando a sua contagem, sendo assim, a realização de contagens duplicadas não acontece isso resulta em um valor fidedigno de frequência. A função ISR é uma função que acarreta as interrupções a partir de um evento determinado, nesse caso, quando o contador atinge o limite de contagem estabelecido, neste caso na variável `int64_t sobre_contagem`, de 30000 estabelecendo o limite do contador PCNT

antes de transbordar. Já a `int16_t` pulsos é a variável respectiva a quantidade de pulsos contados no PCNT e `int64_t` multPulsos é definida como a quantidade de transbordamentos, ou seja, quando o número de contagens atinge o limite pré estabelecido (30000) uma interrupção é gerada e é incrementado 1 unidade nessa variável. A variável `int64_t` janela ilustra a janela de contagem de 1 segundo (1000000 μ s). Quando esse intervalo é finalizado, o PCNT é pausado e o `fim_contagem = true` é ativado, após isso o ciclo é reiniciado. Ao final de cada janela (ciclo), a frequência é medida seguindo a parte do código a seguir: $frequencia = 1000000.0 * (pulsos + (multPulsos * sobre_contagem)) / janela$, fornecendo o valor em MHz.

- Teensy 3.2 e Arduino;

```
#include <FreqCount.h>
void setup()
{
  Serial.begin(9600); // abre a comunicação serial com velocidade 9600
  // while(!Serial) {}; // aguarda a conexão da porta serial, enquanto não conectar ele não faz nada.
  FreqCount.begin(1000);
}
void serialEvent()
{
  String c = Serial.readString(); // Lê o texto do buffer da serial;
  // Serial.println(c); // Faz o eco do byte recebido;
  FreqCount.begin(c.toInt());
}
void loop()
{
  // FreqCount.begin(c);
  //esta parte a seguir é para a biblioteca da freqCounter, e só funciona na entrada da porta 5 do arduino Uno/
  //porta 13 para Teensy 3.5, 3.6, 3.0, 3.1, 3.2/ porta 11 para Teensy 2.0; porta 6 para Teensy++ 2.0 e 1.0 ;
  //porta 12 para Arduino Leonardo; porta 47 para Arduino Mega e porta 1 para Sanguino.

  if (FreqCount.available()) //retorna o valor medido, somente o valor armazenado no buffer do intervalo determinado anteriormente.
  {
    // tempo = Serial.read(); // Chama a variável velocidade como inteiro e faz a leitura do número enviado na porta COM.
    // FreqCount.begin(tempo); // inicia o código de contagem de frequência, bom para frequências no intervalo de 1 kHz até 8 MHz. Este valor é o tempo de contagem em milissegundos, neste caso defini como 1s entre medidas
    unsigned long cont = FreqCount.read(); // Retorna a medida mais recente, uma marca não assinada que contém o número de bordas ascendentes
```

```

//vistas dentro do intervalo de entrada. Não há atraso entre os intervalos de gating, então,
por exemplo, a entrada de 1000.5 Hz
//(e oscilador de cristal perfeitamente preciso) alternará entre 1000 e 1001 quando usado
com um intervalo de 1 segundo de leitura da porta.
Serial.println(cont); // escreve diretamente na serial o número lido da variável e convertido
de ASCII para decimal.
    }
}

```

A premissa de funcionamento do Teensy e do Arduino é baseada na contagem de pulsos que chegaram até a sua entrada configurada em um período de 1 segundo. É válido salientar que, nesse caso, foi utilizado a biblioteca FreqCount.h, que é responsável por fazer a contagem dos pulsos (bordas de subida do sinal) na entrada. O princípio de funcionamento da programação por trás da biblioteca FreqCount.h é condizente com a do esp32, mas por se tratar de uma biblioteca muito bem construída e estável, optou-se por usar diretamente ela estes dois microcontroladores. A linha FreqCount.begin (1000) é a responsável por delimitar o intervalo de contagem, sendo esse de 1000 ms (ou 1 segundo) o que define a unidade final, pulsos por tempo, em Hertz, para o intervalo escolhido. Vale salientar que esse intervalo é configurável podendo ser implementados outros valores. FreqCount.available é responsável por verificar se o tempo estabelecido já se completou, caso positivo, o resultado é liberado e a FreqCount.read guarda o número de pulsos contados dentro de uma variável e, por conseguinte, o valor é mostrado na tela. Para isso ocorrer, no caso do Teensy é imprescindível que a porta 13 do microcontrolador seja conectada ao sinal para a chegada dos pulsos. Já para o Arduino, a porta 5 foi utilizada para a contagem de pulsos.

- STM 32

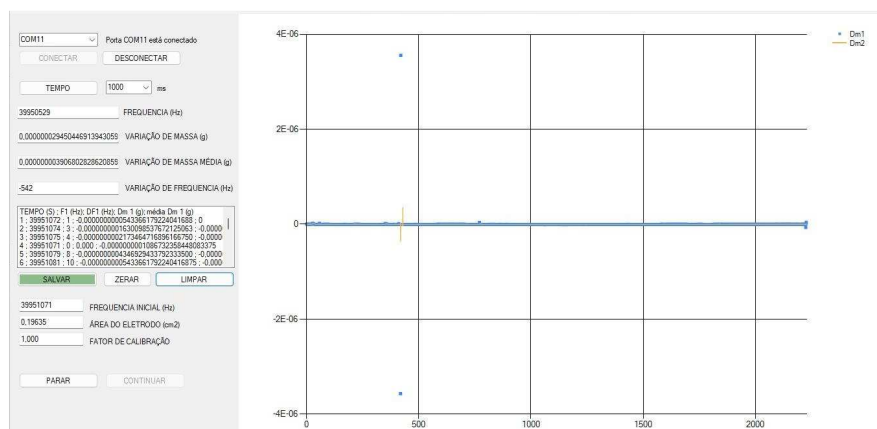
Para esse microcontrolador específico foi utilizado uma programação que não funcionou de maneira adequada. Sendo assim, o dispositivo não foi capaz de medir de forma correta as frequências.

No desenvolvimento do Firmware, foi necessária tanto a configuração de contadores de hardware para medição precisa da frequência quanto a implementação de algoritmos para cálculo da média móvel, este último corrobora para a redução de flutuações aleatórias. Posteriormente, após realizada a comunicação serial para registro dos dados em um computador, testes preliminares foram realizados para a verificação da resolução temporal de cada microcontrolador usando um gerador de sinais de referência.

3.4 Medições em Laboratório

Tendo isso em vista, após a programação dos microcontroladores, foram realizadas medidas para a verificação da contagem de frequências realizadas por eles simultaneamente para os cristais selecionados. Para isso, foi utilizado um software próprio, onde era contabilizado o número de pulsos no intervalo determinado de 3 minutos, totalizando assim 180 contagens para cada microcontrolador e respectivo cristal.

Figura 7 - Interface do software próprio utilizado para a contagem de pulsos realizada pelo microcontrolador específico.



Fonte: Autoria Própria.

A partir disso, para o cristal específico utilizado, foram obtidos 180 valores de frequência medidos para cada microcontrolador e, fixando a primeira frequência medida pelo dispositivo no intervalo, foram calculadas as respectivas variações de frequências, obtendo 180 valores desta. Posteriormente, ao utilizar a equação de Sauerbrey, foi realizado o cálculo da variação de massa, que foi utilizada para a análises. É importante destacar que, como não houve adsorção de massa na superfície, os valores das medidas obtidas foram ruídos.

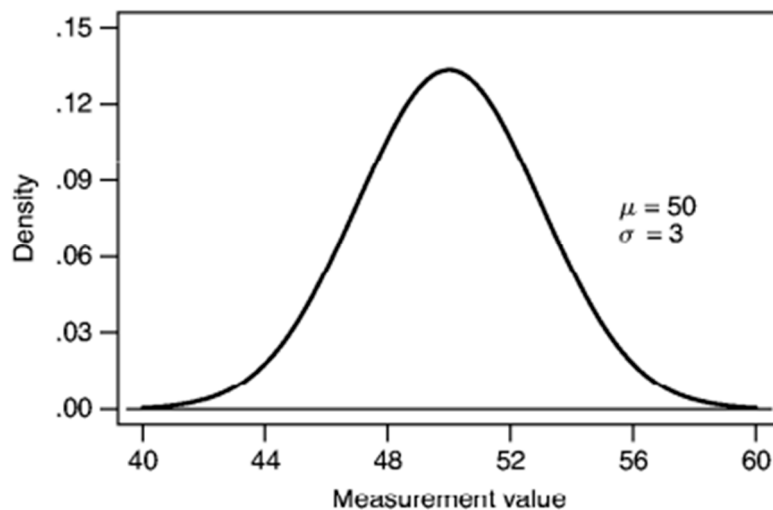
3.5 Análise Comparativa

Com a condução das medidas, procedeu-se à avaliação de dois critérios fundamentais: a estabilidade temporal (deriva de frequência em minutos) e a resolução em massa em gramas (g). Para a determinação desta última, utilizou-se a equação de Sauerbrey aliada a uma análise estatística das flutuações. Tanto o cálculo das variações de massa quanto a análise estatística para cada microcontrolador foram realizados no programa Excel mas testes prévios de coincidência foram realizados, pautados na fórmula a seguir:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N (\bar{x} - x_i)^2} \quad (\text{Equação 11})$$

Com destaque para N sendo o número de medidas, σ o desvio padrão e $\bar{x}$ sendo o valor médio (IWAMOTO et. al, 2014). Além disso, para uma maior inferência estatística foi utilizado o método de análise do modelo de probabilidade onde, a partir dele, é possível determinar a probabilidade de ocorrência dos valores que uma determinada variável pode apresentar. Foi utilizado o modelo da distribuição normal que, nesse caso, é necessário à média e desvio padrão dos dados. A seguir, é salientado o gráfico relacionado com esse modelo de probabilidade:

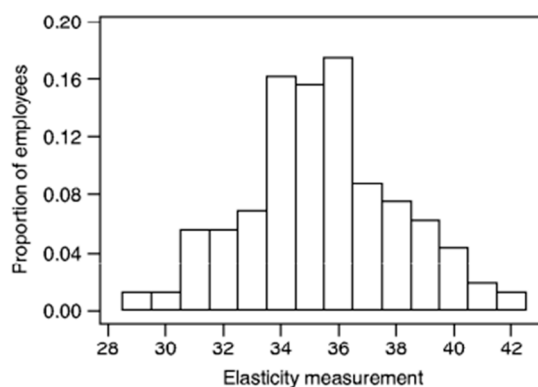
Figura 8 - Imagem ilustrativa para a representação do tipo de distribuição adotada para a análise estatística.



Fonte: (MASON; GUNST; HESS, 2003).

Sob esse viés, os possíveis valores que uma determinada variável pode apresentar está distribuída ao longo dessa curva, onde estima-se os intervalos, nos quais 68%, 95% e 99% dos valores encontram-se, correspondentes à $\bar{x} \pm \sigma$, $\bar{x} \pm 2\sigma$ e $\bar{x} \pm 3\sigma$, respectivamente. Sendo esse último o intervalo escolhido para a análise dos dados. Com o intuito apenas de ilustrar uma distribuição de dados, um exemplo denotado no livro de MASON; GUNST; HESS (2003) foi utilizado.

Figura 9 - Exemplificação de uma distribuição de dados em formato de histograma.



Fonte: (MASON; GUNST; HESS, 2003).

Na figura acima, é possível a verificação de um histograma relacionado com a distribuição de valores e as respectivas frequências com que eles aparecem. (MASON; GUNST; HESS, 2003).

3.6 Validação

Vale salientar que foi feito uma revisão bibliográfica artigos científicos para fornecer embasamento acerca da aplicabilidade da microbalança de cristal de quartzo em biossensores atrelados à saúde, tudo isso com o objetivo de explanar a funcionalidade desse sistema em aplicações clínicas. É válido destacar que, para isso, foi imprescindível a utilização de plataformas científicas especializadas como “Science Direct”, “Springer Nature Link”, “Pub Med” e “Google Scholar” que apresentavam grande renome e embasamento científico. É importante destacar que, como critério de prioridade, foram escolhidos artigos que foram publicados nos últimos 10 anos. Tudo isso possibilitou a análise e validação da microbalança de cristal de quartzo a partir da exemplificação das suas ramificações de uso na área da saúde.

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 CRISTAL DE 4 MHZ

A partir do processamento de dados, foi obtida a tabela 1 mostrada a seguir com os valores das frequências medidas por cada microcontrolador usado.

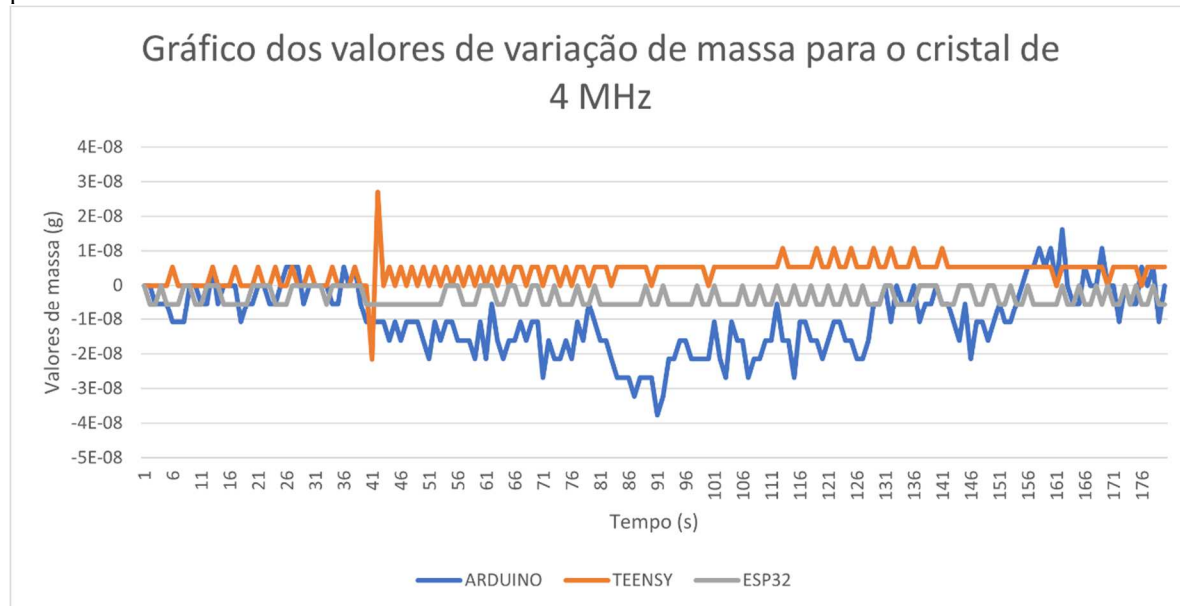
Tabela 1 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 4 MHz.

Frequência média para o cristal de quartzo de 4 MHz		
Arduino	Teensy	Esp 32
4011066,856 Hz	3999169,261 Hz	4002729,622 Hz

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A partir da tabela acima, é possível observar que todos os microcontroladores apresentaram um valor de frequência condizente com o esperado, apesar da ligeira diferença com o valor exato de 4MHz, sendo assim, foi possível inferir os valores de variação de massa respectivas a cada microcontrolador. A seguir no gráfico abaixo, evidenciado na figura 10, a comparação entre as variações de massa medidas é possível:

Figura 10 - Gráfico da comparação entre os valores de variação de massa respectivos à cada microcontrolador para o cristal de 4 MHz.

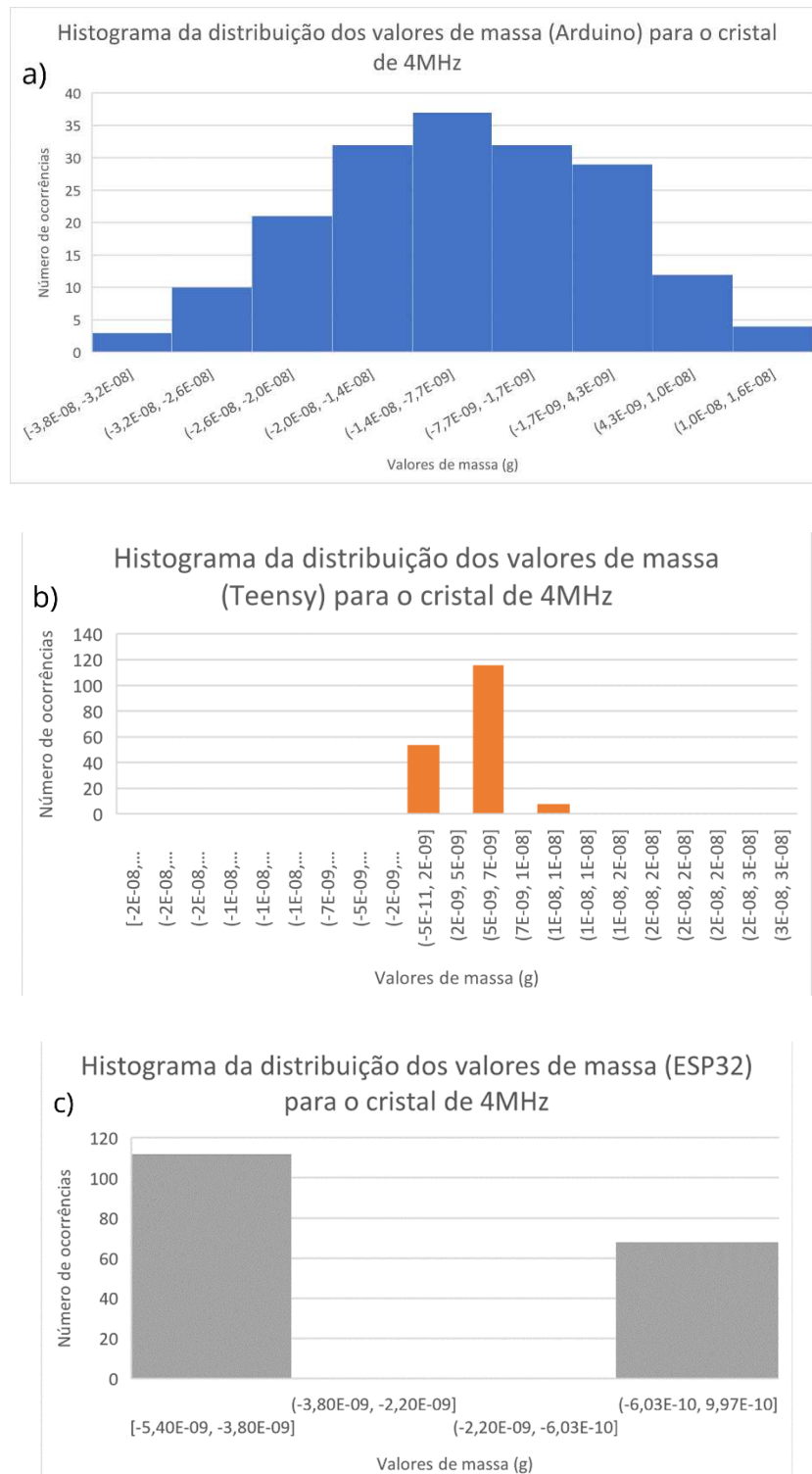


Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A partir do gráfico acima, foi possível observar uma grande variação para o Arduino enquanto o ESP32 e o Teensy apresentaram uma certa linearidade entre as medidas, ocorrendo pouca variação. Entretanto, para o Teensy é possível observar um comportamento atípico presente em sua curva nas proximidades da medida 41. Para a análise da variabilidade das

medidas, os seguintes histogramas foram gerados, onde foi contabilizado a frequência de cada valor de variação de massa medida.

Figura 11 - Histograma da distribuição de valores de massa do Arduino (a), Teensy (b) e Esp (c), respectivamente, para o cristal de 4MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A partir dos histogramas mostrados acima, é possível inferir uma certa linearidade e homogeneidade nas medidas advindas do Teensy e do ESP 32, enquanto que os valores do Arduino se mostraram mais dispersos e com uma certa variação. É válido salientar que o comportamento característico do gráfico de variação de massa do Teensy (os picos), podem ser observados nas medidas do seu histograma (Figura 11(b)), sendo o menor e maior valor, respectivamente. Ademais, com a realização da análise estatística, descrita na seção de materiais e métodos, foi possível inferir parâmetros como o valor médio da massa, o desvio padrão, limite de detecção (LOD), e os valores das para o intervalo, de $\bar{x} \pm 3\sigma$, onde aproximadamente 99% dos valores se concentram nele, sendo tudo isso evidenciado na tabela a seguir:

Tabela 2 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado à cada microcontrolador para o cristal de 4MHz

Valores para o cristal de quartzo de 4 MHz			
Micro.	Arduino	Teensy	Esp 32
Média da variação da massa	$-9,98 \times 10^{-9} g \pm 2,92 \times 10^{-8} g$	$3,99 \times 10^{-9} g \pm 1,15 \times 10^{-8} g$	$-3,36 \times 10^{-9} g \pm 7,88 \times 10^{-9} g$
LOD	$5,38 \times 10^{-9} g$	$5,41 \times 10^{-9} g$	$5,40 \times 10^{-9} g$
Desv. padrão (σ)	$9,75 \times 10^{-9} g$	$3,85 \times 10^{-9} g$	$2,62 \times 10^{-9} g$

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Com isso é observado Arduino com menor LOD, mas com maior desvio padrão. ESP e Teensy maior LOD e LOD semelhantes e com menor desvio padrão, com destaque para o ESP com o menor desvio padrão apresentado quando comparado com os outros 2.

4.2 CRISTAL DE 8 MHZ

Posteriormente, a metodologia seguiu-se igual. A tabela 3 apresenta os valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 8 MHz.

Tabela 3 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 8 MHz.

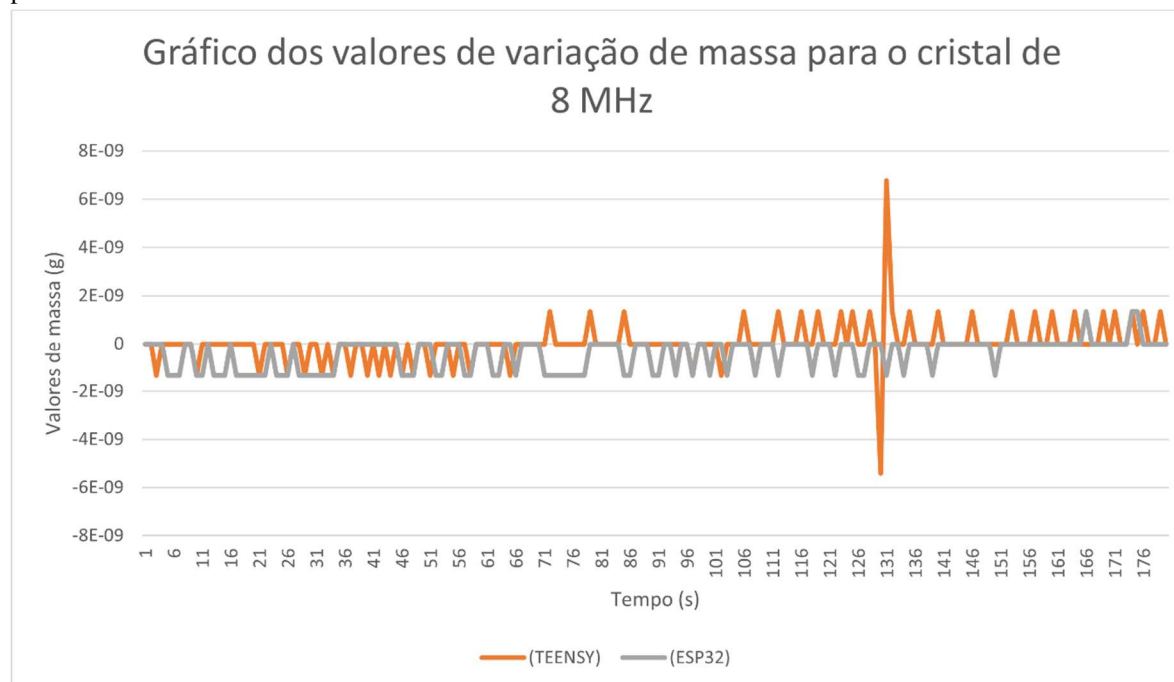
Frequência média para o cristal de quartzo de 8 MHz		
Arduino	Teensy	Esp 32

Frequência média para o cristal de quartzo de 8 MHz		
6687270,144 Hz	7996958,972 Hz	8004079,317 Hz

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Com isso, é possível inferir que, a partir de 8 MHz o Arduino não foi mais eficaz na contagem de frequências obtendo leituras totalmente errôneas em contraste, os outros microcontroladores seguiram a linearidade das medidas e apresentaram uma certa exatidão, de forma análoga com o observado para o cristal anterior. A partir disso, o gráfico comparativo dos valores de massa foi gerado apenas para os dois microcontroladores que ainda estavam exercendo a contagem da frequência de maneira eficaz.

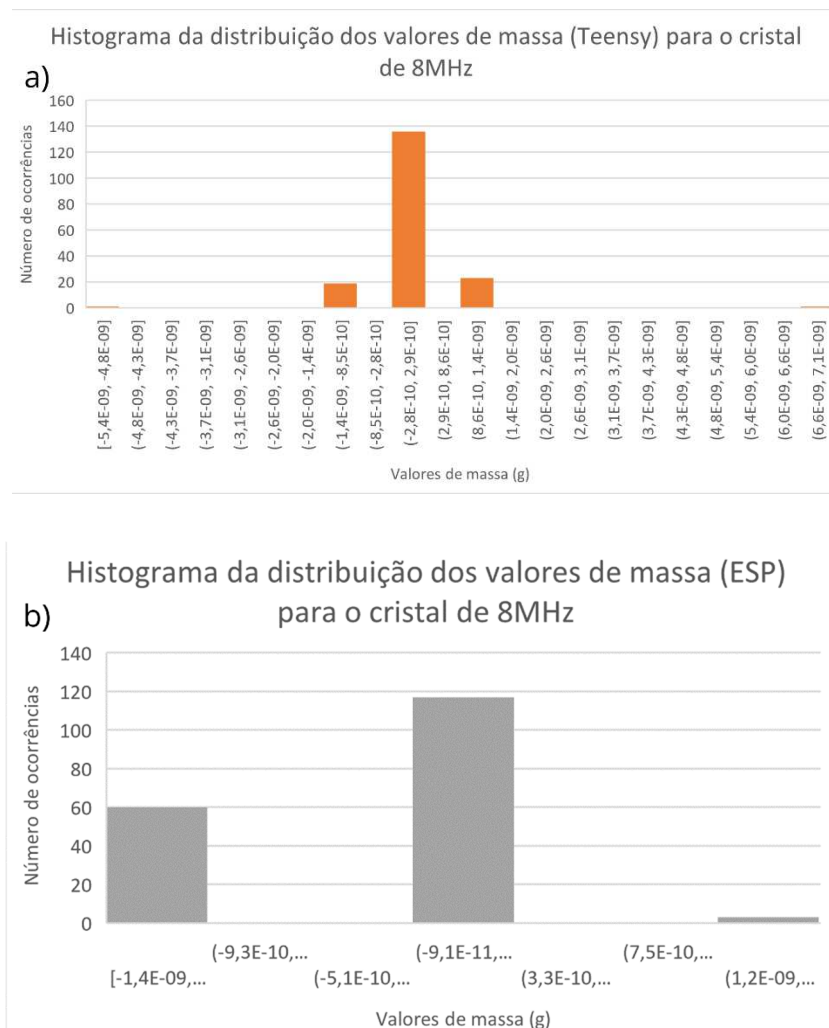
Figura 12 - Gráfico da comparação entre os valores de variação de massa respectivos à cada microcontrolador para o cristal de 8 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Novamente, o gráfico denota uma linearidade entre os valores de variação da massa advindas do ESP 32 e Teensy. No entanto, de forma análoga ao gráfico de 4 MHz, o Teensy apresentou o mesmo comportamento de pico, no entanto, dessa vez nas proximidades do ponto 131.

Figura 13 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy (a) e Esp (b), respectivamente, para o Cristal de 8 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A partir dos histogramas acima é possível observar uma certa diferença em comparação com os passados, visto que os valores para ambos os dispositivos apresentam uma dispersão maior, apresentando três colunas de valores, ao invés de duas dos histogramas passados. Para o Teensy, o comportamento característico, também observado para o cristal passado, pôde ser observado novamente nos valores máximo e mínimo. Realizando a inferência estatística, teve-se a seguinte tabela:

Tabela 4 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado à cada microcontrolador para o cristal de 8MHz

Valores para o cristal de quartzo de 8 MHz		
Micro.	Teensy	Esp 32

Valores para o cristal de quartzo de 8 MHz		
Média da massa	$3,76 \times 10^{-11} g \pm 2,76 \times 10^{-9} g$	$-4,28 \times 10^{-10} g \pm 2,03 \times 10^{-9} g$
LOD	$1,35 \times 10^{-9} g$	$1,35 \times 10^{-9} g$
Desv. padrão (σ)	$9,21 \times 10^{-10} g$	$6,77 \times 10^{-10} g$

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Em comparação com os valores apresentados anteriormente, os limites de detecção diminuíram. A média do Teensy diminuiu (fato relacionado ao aumento de variações negativas de frequências, aumentando o valor negativo das massas e reduzindo a média geral quando subtraída com os valores positivos) isso denota uma tendência negativa da variação de frequência. O mesmo ocorreu para o ESP32. O desvio padrão diminuiu para os dois microcontroladores quando comparado com o cristal passado.

4.3 CRISTAL DE 10 MHZ

Para o cristal de 10MHz, na tabela 5 evidenciada a seguir, pode-se observar os seguintes resultados:

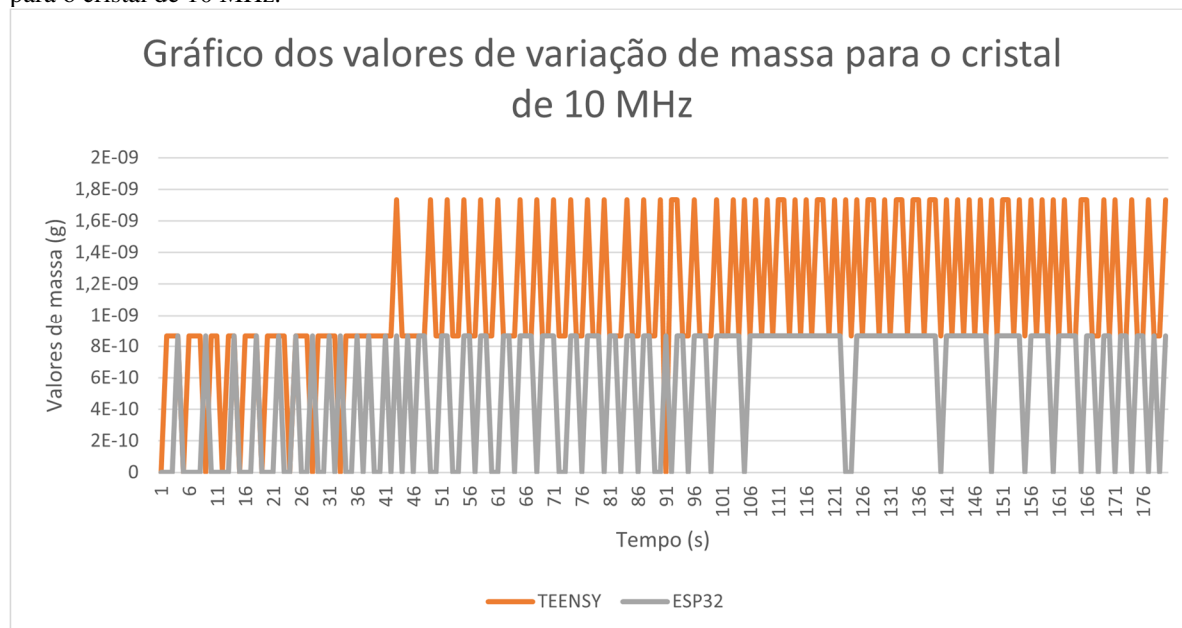
Tabela 5 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 10 MHz.

Frequência média para o cristal de quartzo de 10 MHz		
Arduino	Teensy	Esp 32
5973018,889 Hz	9997204,722 Hz	10006109,36 Hz

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A tabela da variação de frequência média evidencia o mesmo comportamento observado para os cristais passados.

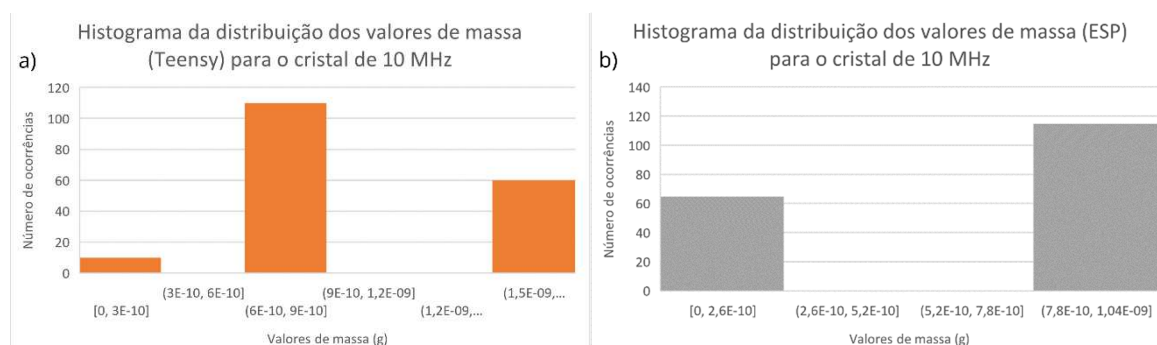
Figura 14 - Gráfico da comparação entre os valores de variação de massa respectivos à cada microcontrolador para o cristal de 10 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

O gráfico acima (Figura 14) mostra de maneira análoga que a variação de massa permaneceu com o mesmo comportamento observado anteriormente, não sofrendo grandes variações em sua tendência.

Figura 15 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy (a) e Esp (b), respectivamente, para o Cristal de 10 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Contrastando um pouco com os seus respectivos histogramas anteriores, o Teensy apresentou um comportamento mais disperso. O ESP32 permaneceu com comportamento semelhante. Os valores da média, desvio padrão e Limite de detecção podem ser vistos abaixo:

Tabela 6 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado à cada microcontrolador para o cristal de 10MHz.

Valores para o cristal de quartzo de 10 MHz		
Micro.	Teensy	Esp 32
Média da massa	$1,11 \times 10^{-9} g \pm 1,45 \times 10^{-9} g$	$5,52 \times 10^{-10} g \pm 1,24 \times 10^{-9} g$
LOD	$8,66 \times 10^{-10} g$	$8,64 \times 10^{-10} g$
Desv. padrão (σ)	$4,85 \times 10^{-10} g$	$4,16 \times 10^{-10} g$

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Os LODs diminuíram 1 ordem de grandeza para ambos os microcontroladores e apresentou valores semelhantes para ambos. A média dos valores da massa aumentou para o Teensy e Esp, mostrando uma tendência positiva para esse cristal em específico. O desvio padrão seguiu a tendência de diminuição para ambos.

4.4 CRISTAL DE 16 MHZ

Os valores da frequência média respectiva ao cristal de 16MHz podem ser observados a seguir:

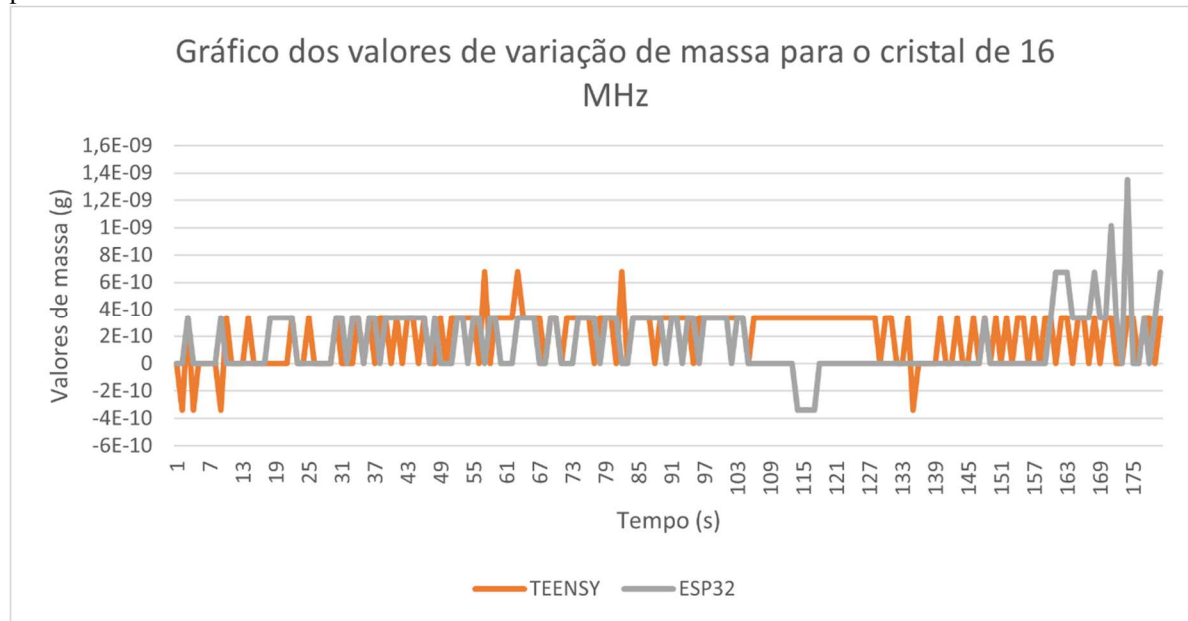
Tabela 7 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 16 MHz.

Frequência média para o cristal de quartzo de 16 MHz		
Arduino	Teensy	Esp 32
47742,28889 Hz	15992534,4 Hz	16006779,54 Hz

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Em 16 MHz, o ESP 32 começou a apresentar muitas variações de frequências, na ordem de KHz, enquanto o Teensy perpetua a sua estabilidade.

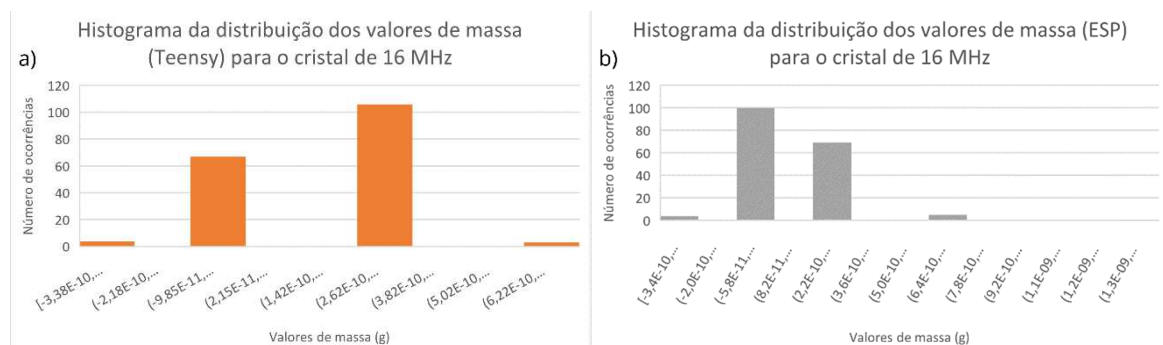
Figura 16 - Gráfico da comparação entre os valores de variação de massa respectivos à cada microcontrolador para o cristal de 16 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A partir do conteúdo observado na tabela 7 e gráfico mostrado na Figura 16 acima, para o ESP 32, foi observado tanto uma grande variação de frequência e, por consequência uma variação significativa entre os valores de massa calculados, respectivamente.

Figura 17 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy (a) e Esp (b), respectivamente, para o Cristal de 16 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Sob essa perspectiva, para o ESP 32, no histograma acima (Figura 17 (b)) é denotado a maior variabilidade em seus valores medidos sendo isso facilmente observado nos extremos horizontais de seu gráfico. O Teensy apresentou a mesma tendência observada para o cristal de

10MHz, somente havendo o surgimento de uma quarta coluna de valores. Foi possível obter os seguintes valores:

Tabela 8 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado à cada microcontrolador para o cristal de 16 MHz.

Valores para o cristal de quartzo de 16 MHz		
Micro.	Teensy	Esp 32
Média da massa	$2,03 \times 10^{-10} g \pm 5,74 \times 10^{-10} g$	$1,54 \times 10^{-10} g \pm 6,80 \times 10^{-10} g$
LOD	$3,38 \times 10^{-10} g$	$3,38 \times 10^{-10} g$
Desv. padrão (σ)	$1,91 \times 10^{-10} g$	$2,27 \times 10^{-10} g$

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Os resultados evidenciados acima, principalmente para os limites de detecção e desvio padrão seguem o mesmo viés observado para o cristal passado. No entanto, a média diminuiu o seu valor para os dois microcontroladores.

4.5 CRISTAL DE 24 MHZ

As medições da média da frequência, para o cristal de 24 MHz podem ser vistas na tabela 9 salientada a seguir:

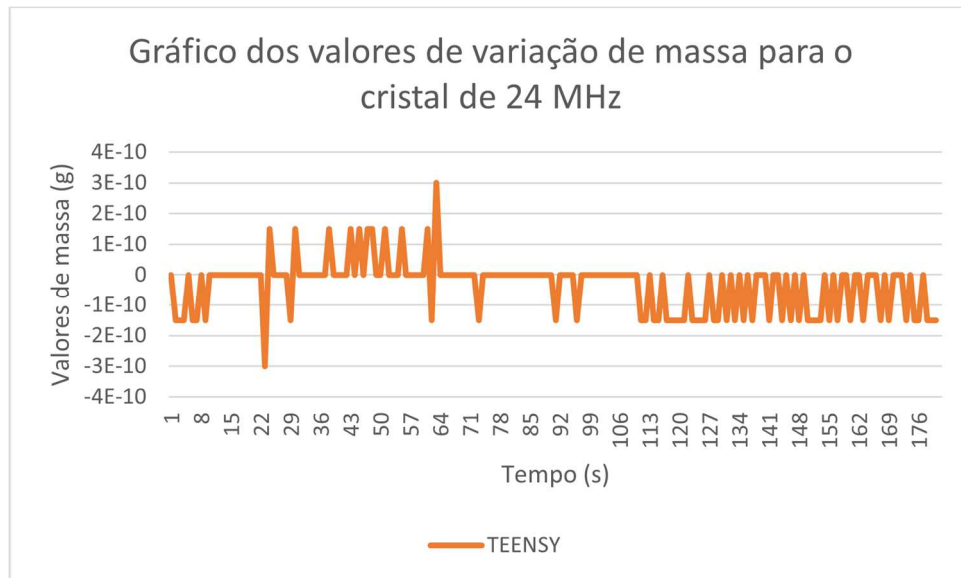
Tabela 9 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 24 MHz.

Frequência média para o cristal de quartzo de 24 MHz		
Arduino	Teensy	Esp 32
3965944,578 Hz	23999523,22 Hz	6181093,767 Hz

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A partir de 24 MHz, as contagens do ESP32 já se tornaram imprecisas, análogas ao arduino. Foram observadas mudanças significativas para o Teensy, onde este apresentou uma maior variabilidade de frequência da ordem de centenas de Hz.

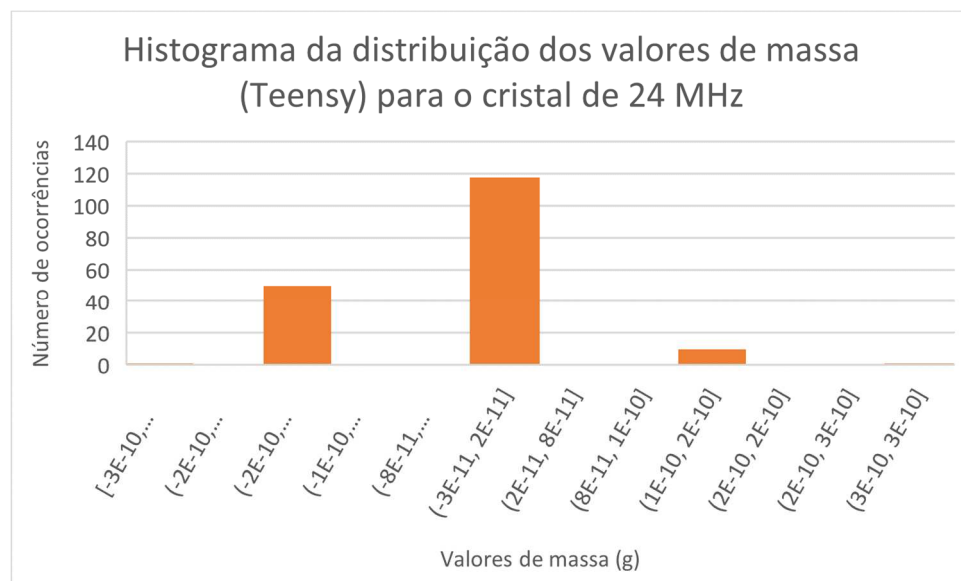
Figura 18 - Gráfico dos valores de variação de massa respectivos ao microcontrolador Teensy para o cristal de 24 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Para o cristal de 24 MHz somente o Teensy permaneceu consideravelmente adequado, no entanto, comparado com os valores anteriores, este gráfico evidencia uma variação incomum, principalmente nos pontos próximos ao 22, 29 e 64.

Figura 19 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy para o Cristal de 24 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

O histograma, de forma geral, apresenta o mesmo comportamento dos anteriores. No entanto, os picos extremos são refletidos no histograma. A partir disso, os valores médios da massa foram calculados para o respectivo microcontrolador:

Tabela 10 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado ao Teensy para o cristal de 24MHz.

Valores para o cristal de quartzo de 24 MHz	
Micro.	Teensy
Média da massa	$-3,34,03 \times 10^{-11} g \pm 2,59 \times 10^{-10} g$
LOD	$1,50 \times 10^{-10} g$
Desv. padrão (σ)	$8,64 \times 10^{-11} g$

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Tanto o limite de detecção quanto o valor do desvio padrão apresentaram novamente uma diminuição de seus valores. A média, de forma análoga ao cristal passado, continuou com a tendência de diminuição.

4.6 CRISTAL DE 40 MHZ

Para o cristal de 40 MHz, foi possível obter os seguintes valores de frequências médias, onde somente o Teensy apresentou, apesar de grandes flutuações, resultados satisfatórios. Os resultados são salientados na tabela 11:

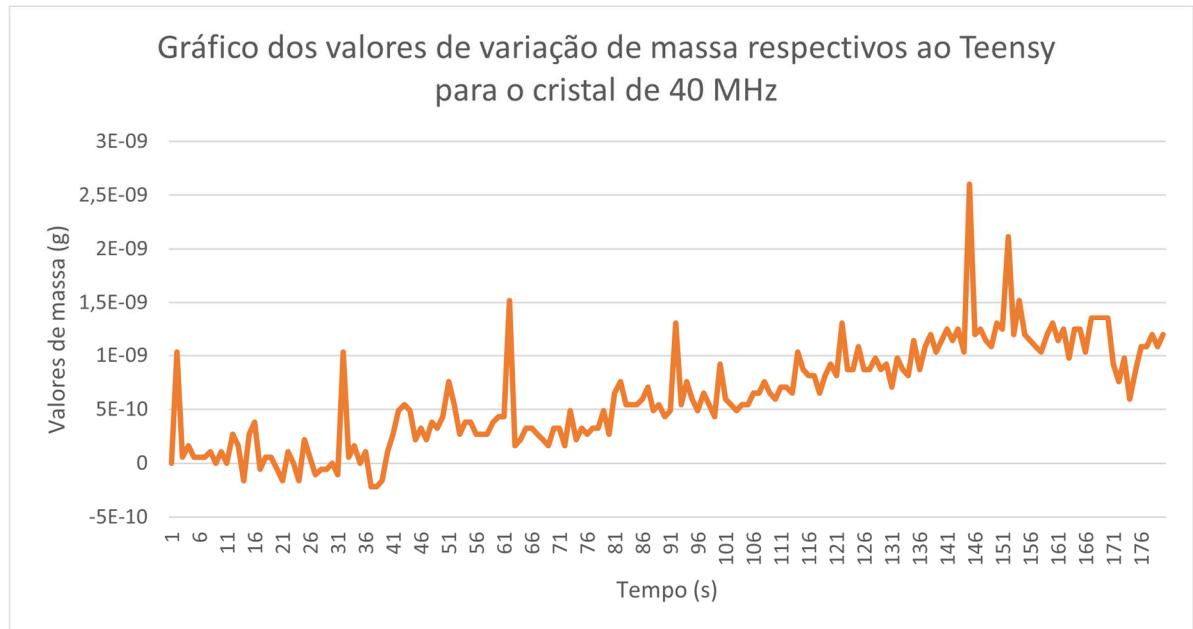
Tabela 11 - Valores da frequência média medida por cada um dos microcontroladores para o cristal de 40 MHz.

Frequência média para o cristal de quartzo de 40 MHz		
Arduino	Teensy	Esp 32
0 Hz	39950905,52 Hz	0 Hz

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

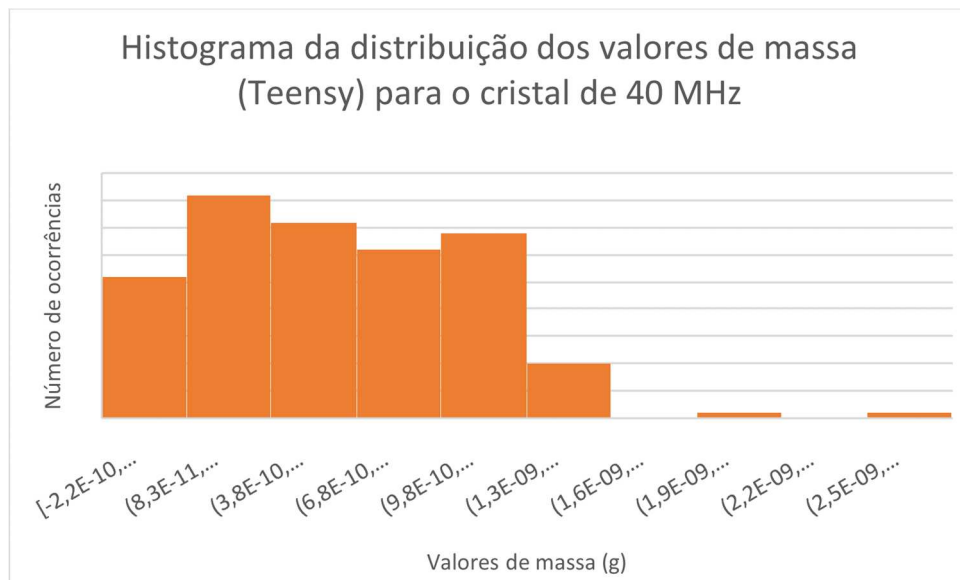
Tal fato pode estar ligado com a frequência de operação do microcontrolador Teensy, sendo mais alta quando comparada com os demais. Isso, por conseguinte, observando na teoria, abre margem para maior sensibilidade, visto que um valor menor de massa pode ser medido. quando a frequência fundamental aumenta.

Figura 20 - Gráfico dos valores de variação de massa respectivos ao microcontrolador Teensy para o cristal de 40 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

Figura 21 - Histograma da distribuição de valores de massa do Teensy para o Cristal de 40 MHz.



Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A partir da última mudança de cristal, foi possível observar, a partir dos gráficos e tabela respectivos, que o Teensy apesar de ainda conseguir mensurar a frequência de forma correta e

condizente com o esperado, apresentou uma variação considerável em KHz. O Teensy apresentou uma boa linearidade nas respostas, onde os valores de frequências obtidos, para a faixa de frequência utilizada, foram fidedignos. É válido salientar que em 40 MHz para esse microcontrolador, houve mais variação que o normal. A partir disso, os valores médios da massa foram calculados para o respectivo microcontrolador:

Tabela 12 - Valores da média com o intervalo de confiança, desvio padrão e Limite de detecção relacionado Teensy para o cristal de 40 MHz.

Valores para o cristal de quartzo de 40 MHz	
Micro.	Teensy
Média da massa	$6,22,03 \times 10^{-10} g \pm 1,43 \times 10^{-9} g$
LOD	$5,42 \times 10^{-11} g$
Desv. padrão (σ)	$4,77 \times 10^{-10} g$

Fonte: (Autoria Própria, 2026).

A tabela acima evidencia que o viés do Teensy continuou a mesa para o LOD e o desvio padrão, apresentando diminuição. Entretanto, a média aumentou quando comparada a tabela acima.

4.7 DISCUSSÕES FINAIS

A partir dos resultados apresentados acima, foi possível observar a tanto a exequibilidade do projeto quanto pontos de atenção a serem discutidos em trabalhos futuros. A diferença verificada entre as frequências efetivamente medidas pelos microcontroladores salientados nas tabelas ímpares acima (1-3-5-7-9 e 11) e aquelas nominalmente especificadas para o cristal pode ser multifatorial. Dentre as possíveis causas, destacam-se a margem de tolerância inerente ao próprio cristal, bem como as particularidades operacionais do circuito interno do microcontrolador, que podem introduzir desvios na frequência mensurada. Tal fato não implica em desvios ou imprecisões significativas, mas denotam a realidade do sistema.

O aumento da frequência fundamental, ao influenciar a variação da massa, reflete-se diretamente no limite de detecção, definido nesse contexto como a menor medida realizada para a variação de 1 Hz de frequência. Nesse contexto, observa-se, no sistema em questão, a diminuição do LOD dos microcontroladores com o aumento do cristal e, conseqüentemente, com o aumento da frequência fundamental. Esses resultados estão de acordo com a equação de Sauerbrey e constitui em um dos princípios que salientam a precisão do sistema. Com efeito, o

menor LOD medido, obtido pelo TEENSY para o cristal de 40 MHz, foi de $5,42 \cdot 10^{-11}$ g. Tal parâmetro implica que o sistema é capaz de mensurar massas dessa ordem de grandeza.

Outro ponto a ser destacado refere-se ao ganho de precisão obtido com o aumento do tempo de contagem: ao se estender esse intervalo de 1 para 10 segundos, o erro associado à medida é reduzido por um fator de 10, o que resulta, consequentemente, no acréscimo de uma casa decimal na resolução do sistema.

Os valores médios das massas aferidas por cada microcontrolador e cristal revelaram uma dispersão significativa, com oscilações que variavam entre superiores e inferiores à média, mesmo para um mesmo microcontrolador. Esse comportamento está associado ao caráter algébrico da equação de Sauerbrey, uma vez que a variação de frequência, a qual pode assumir valores negativos ou positivos conforme a frequência inicial adotada, afeta diretamente o cálculo da massa inferida, aumentando ou diminuindo o seu valor. Considerando que não houve acréscimo de massa ao sistema, a variação de frequência esperada seria idealmente nula; portanto, os valores obtidos são atribuídos a ruídos inerentes à captação do cristal. Com a análise estatística realizada e seguindo que o valor real medido pode apresentar porcentagem de aproximadamente 99% de estar no intervalo de $\bar{x} \pm 3\sigma$, o sistema apresenta ainda certa sensibilidade.

A análise comparativa entre os microcontroladores avaliados revela uma clara hierarquia de desempenho, na qual o Teensy se sobressai, seguido pelo ESP32 e, por fim, pelo Arduino. Este último, por apresentar frequência máxima de operação inferior, demonstrou maior instabilidade quando submetido a medições com cristais de frequência fundamental mais elevada, o que compromete sua confiabilidade nessa condição. Dessa forma, quando o objetivo é obter maior sensibilidade e estabilidade o Teensy destaca-se de maneira significativa, uma vez que possibilita a operação com cristais de frequências superiores e, consequentemente, com base na equação de Sauerbrey, viabiliza a mensuração de massas de valores mais reduzidos.

No entanto, é possível destacar pontos de melhorias no projeto e abrem margem para novos ensaios posteriores. Foi possível inferir que o Arduino não apresentou funcionamento adequado para frequências superiores a 4 MHz, uma vez que sua frequência de operação máxima se situa, em média, em torno de 5 MHz. Essa limitação decorre diretamente da restrição imposta pelo seu clock interno, onde a frequência do sinal é superior à capacidade de processamento do dispositivo, e os pulsos gerados são mais rápidos do que ele é capaz de contabilizar, inviabilizando, assim, a medição nessa condição. Como consequência, tanto para o cristal

subsequente de 8 MHz quanto para os posteriores, o microcontrolador torna-se incapaz de realizar as contagens necessárias.

A mesma limitação de clock pode ser empregada para justificar a acentuada variação observada no ESP32 a partir da frequência de 16 MHz, bem como sua ineficiência operacional para o cristal de 24 MHz, uma vez que o aumento da frequência fundamental do cristal aproxima o dispositivo do limite máximo de sua capacidade de contagem, diretamente vinculada à velocidade do próprio clock interno. Adicionalmente o ESP32, quando programado via Arduino IDE, adotada para padronização dos códigos entre os microcontroladores, não dispõe de uma biblioteca nativa para contagem de frequência, exigindo, assim, uma implementação manual, o que pode ter introduzido imprecisões. Nesse sentido, a opção de manter a programação padronizada no ambiente Arduino IDE, embora facilite a comparação, pode não ser a mais adequada para o ESP32, cuja programação nativa em sua própria IDE é mais refinada e específica, o que sugere que ajustes no código, realizados em seu ambiente próprio, poderiam atenuar as pequenas variações observadas.

Em resumo, os histogramas e gráficos comparativos de variação de massa de todos os microcontroladores apresentaram, no geral, um resultado dentro do esperado, com o aumento da dispersão de valores acontecendo conforme o limite de operação dos microcontroladores se aproximava. No entanto, houveram pequenas nuances, principalmente no que envolvia o Teensy que, apresentar uma grande estabilidade e linearidade em todo o processo de análise para a grande faixa de frequência testada, foi possível observar algumas incongruências, como as observadas no sinal do Teensy que podem ser atribuídas, em um primeiro caso, a eventuais falhas na implementação do código. Além disso, no que tange à operação em 40 MHz, tais desvios podem decorrer tanto do limite de operação do microcontrolador quanto de interferências oriundas do circuito elétrico associado.

Sendo assim, para aumentar a robustez do projeto, posteriormente, é de suma importância a realização de ajustes envolvendo a programação dos microcontroladores, principalmente o ESP 32. Seria adequado o uso de seus respectivos (programas) para melhor conformidade com a estrutura do dispositivo e, conseqüentemente maior precisão e exatidão. Ademais, é necessário a implementação de uma programação adequada para o STM32, visto que este pode apresentar grande potencial para aplicações como frequencímetro. Para futuros estudos, é necessário a inserção desse microcontrolador no projeto, para a verificação de seu funcionamento portando um código adequado. Vale ressaltar que, futuramente, é imprescindível a realização de medidas em ambientes com variação, principalmente na possível

faixa de aplicação em campo para esse biossensor. Em complementaridade, testes biológicos, realizados tanto em ambientes controlados à temperatura constante quanto com variações de temperatura, seriam extremamente importantes para a análise e validação desse sistema principalmente para a viabilidade de detecção de compostos ligados a doenças, como o câncer por exemplo.

Como visto na seção 1.1 deste presente trabalho, a Microbalança de Cristal de Quartzo pode ser empregada em análises que envolvam diversos tipos de câncer, auxiliando na detecção e, em alguns casos, no diagnóstico precoce da doença. Esse projeto se mostrou plausível e pertinente no que envolve a continuidade de estudos que o envolvem, com a motivação de aplicá-lo em cenários observados na revisão bibliográfica onde é evidenciado que a QCM apresenta aplicabilidade no âmbito clínico. Nesse contexto, considerando os valores de limite de detecção LOD reportados na literatura o presente projeto, desde que aprimorado a sua arquitetura e materiais, submetido a ensaios sob variação térmica e testes biológicos, demonstra potencial para aplicação no diagnóstico, detecção e na análise de compostos associados ao câncer, tornando plausível a empregabilidade do sistema QCM montado nessa finalidade. Portanto, apesar das ressalvas, o projeto apresentou relativo sucesso, onde os parâmetros como variação de frequência e massa estão conforme o esperado e, com estudos futuros que reiterem a aplicabilidade desse sistema, talvez seja viável, de forma efetiva, a sua aplicabilidade em contextos clínicos.

5 CONCLUSÃO

O presente trabalho teve por objetivo o desenvolvimento e validação de um sistema de Microbalança de Cristal de Quartzo (QCM) fundamentado na piezoeletricidade, visando sua aplicação em biossensores para a área da saúde, principalmente na detecção de compostos ligados ao câncer. Os resultados obtidos evidenciam a exequibilidade do projeto, bem como aspectos críticos que demandam aprimoramentos futuros. O STM32F103C8T6 não foi incluído na análise devido a dificuldades na programação de suas interrupções via Arduino IDE, o que inviabilizou sua operação estável no escopo do estudo. Embora constitua uma limitação atual, seu elevado potencial de processamento o torna promissor para aplicações futuras, caso programado em ambiente nativo. A análise comparativa dos microcontroladores revelou clara hierarquia de desempenho, com o Teensy 3.2 sobressaindo em estabilidade e precisão, seguido pelo ESP32-WROOM e, por último, pelo Arduino Nano (ATmega328). Essa diferença decorre fundamentalmente das limitações impostas pela frequência máxima de operação de cada dispositivo, diretamente vinculada à capacidade de contagem do clock interno. O Arduino Nano, com frequência operacional média de aproximadamente 5 MHz, mostrou-se inapto para cristais superiores a 4 MHz, enquanto o ESP32 apresentou variações acentuadas a partir de 16 MHz e ineficiência em 24 MHz, aproximando-se do limite de sua capacidade de processamento. O menor limite de detecção (LOD) mensurado, obtido com o Teensy para o cristal de 40 MHz, foi de $5,42 \cdot 10^{-11}$ g, compatível com a equação de Sauerbrey, o que indica, possivelmente, a capacidade de mensurar massas em ordens de grandeza que poderiam, em potencial, viabilizar futuras aplicações na detecção de biomarcadores presentes em fluidos corporais. As oscilações observadas nos valores de massa, mesmo sem acréscimo de massa ao sistema, atribuem-se a ruídos inerentes à captação do cristal e ao caráter algébrico da equação de Sauerbrey, na qual a variação de frequência pode assumir valores positivos ou negativos. A análise estatística indica que, com 99% de confiança, o valor real encontra-se no intervalo de três desvios padrão. Incongruências pontuais no Teensy em 40 MHz podem decorrer de falhas na implementação do código ou interferências do circuito elétrico. Quanto ao ESP32, a programação via Arduino IDE, adotada para padronização, pode não ser a mais adequada, uma vez que a ausência de biblioteca nativa para contagem de frequência exigiu implementação manual, potencialmente introduzindo imprecisões que poderiam ser atenuadas com programação em seu ambiente nativo.

Para aprimoramentos futuros, recomenda-se a revisão da programação dos microcontroladores, especialmente do ESP32, e a inserção do STM32 com código adequado,

dado seu potencial para aplicações como frequencímetro. Ademais, são imprescindíveis ensaios sob variação térmica e testes biológicos em ambientes controlados para validação do sistema na detecção de compostos associados ao câncer. A revisão bibliográfica evidencia estudos em que a QCM tem sido empregada na detecção de diversos tipos de câncer, auxiliando em análises envolvendo a doença. Considerando os LOD obtidos e os reportados na literatura, o sistema desenvolvido, desde que aprimorado em sua arquitetura e submetido aos ensaios mencionados, demonstra potencial para aplicação clínica na análise de biomarcadores tumorais e, conseqüentemente, auxílio no diagnóstico e detecção precoce. Portanto, apesar das ressalvas metodológicas e operacionais, o projeto apresentou êxito relativo, com parâmetros de frequência e massa conforme o esperado. Estudos futuros que reiterem sua aplicabilidade poderão consolidar a efetiva implementação da QCM em biossensores de alta precisão para detecção precoce do câncer, contribuindo para melhores desfechos terapêuticos.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ALMEIDA, José Ricardo Chamhum de et al. Marcadores tumorais: Revisão de Literatura. Revista Brasileira de Cancerologia, [s. l.], v. 53, n. 3, p. 305-316, set. 2007. DOI: 10.32635/2176-9745.RBC.2007v53n3.1798. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/index.php/revista/article/view/1798/1080>. Acesso em: 3 jul. 2026.

ALVES, Livia Maria. Desenvolvimento de biossensor eletroquímico para detecção de glutamato. 2014. 67 f. Dissertação (Mestrado em Genética e Bioquímica) – Instituto de Genética e Bioquímica, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2014. DOI: 10.14393/ufu.di.2014.371. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/15876/1/DesenvolvimentoBiossensorEletroquimico.pdf>. Acesso em: 29 mai. 2026.

ANTUNES, Rômulo Frutuoso et al. O paciente frente à cirurgia oncológica: análise estrutural das representações sociais. Conjecturas, [S. l.], v. 22, n. 16, p. 647-662, 2022. DOI: 10.53660/CONJ-2048-2S59. Disponível em: <https://ninho.inca.gov.br/jspui/bitstream/123456789/14320/1/O%20paciente%20frente%20%C3%A0%20cirurgia%20oncol%C3%B3gica%20an%C3%A1lise%20estrutural%20das%20representa%C3%A7%C3%B5es%20sociais.pdf>. Acesso em: 7 jul. 2026.

AYRES, Lorena Rocha. Uso de trastuzumabe para o tratamento de mulheres com câncer de mama HER2 positivo: um estudo farmacoepidemiológico. 2015. Tese (Doutorado em Medicamentos e Cosméticos) – Faculdade de Ciências Farmacêuticas de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2015. DOI: 10.11606/T.60.2015.tde-17042015-095050. Disponível em: https://teses.usp.br/teses/disponiveis/60/60137/tde-17042015-095050/publico/Tese_completa_original.pdf. Acesso em: 3 jul. 2026.

BAKSHPOUR, Monireh; PISKIN, Ayse Kevser; YAVUZ, Handan; DENIZLI, Adil. Quartz crystal microbalance biosensor for label-free MDA MB 231 cancer cell detection via notch-4 receptor. Talanta, [s. l.], v. 204, p. 840-845, 2019. DOI: 10.1016/j.talanta.2019.06.060. ISSN 0039-9140. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S003991401930685X>. Acesso em: 10 mai. 2026.

BARTELS, Henrique Silva. Fatores de risco para metástases em linfonodos não-sentinela em pacientes com câncer de mama e linfonodo sentinela positivo. Orientadora: Helenice Gobbi. 2010. Dissertação (Mestrado em Medicina, área de concentração em Patologia Médica) – Faculdade de Medicina, Universidade Federal de Minas Gerais, Belo Horizonte, 2010. Disponível em: <https://repositorio.ufmg.br/server/api/core/bitstreams/ab92323f-aaf6-4bf2-ac30-91d44a87c880/content>. Acesso em: 3 jul. 2026.

BEGO, Marco Antonio. Modelo sustentável para o desenvolvimento da inovação tecnológica na área da saúde: o ‘case’ do InovaHC. 2024. Tese (Doutorado em Radiologia) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2024. DOI: 10.11606/T.5.2024.tde-07072025-164705. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/5/5151/tde-07072025-164705/publico/MarcoAntonioBego.pdf>. Acesso em: 03 jul. 2026.

BEZERRA, Heloyane da Silva; ANDRADE, Rosália Sousa. Proposta de uso de pastilhas piezoelétricas para conversão de energia mecânica em energia elétrica. 2018. Trabalho de Conclusão de Curso (Engenharia Mecânica) – Universidade Estadual do Maranhão, São Luís,

2018. Disponível em: [https://repositorio.uema.br/bitstream/123456789/1516/3/TCC.%20HELOYANE%20BEZER RA_1PDF-A.pdf](https://repositorio.uema.br/bitstream/123456789/1516/3/TCC.%20HELOYANE%20BEZER%20RA_1PDF-A.pdf). Acesso em: 1 jul. 2026.

BOARETTO, Naiara et al. Câncer: uma revisão integrativa por estudantes de medicina. Boletim do Curso de Medicina da UFSC, Florianópolis, v. 9, n. 2, p. 31-37, out. 2023. DOI: 10.32963/bcmufsc.v9i2.6402. Disponível em: <https://ojs.sites.ufsc.br/index.php/medicina/article/view/6402>. Acesso em: 16 jun. 2026.

BOTELHO, Pedro Henrique Magalhães. Implementação de um microcontrolador em FPGA para o ensino de Engenharia de computação: da teoria à experimentação. 2025. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia de Computação) – Universidade Federal do Ceará, Quixadá, 2025. Disponível em: https://repositorio.ufc.br/bitstream/riufc/80960/1/2025_tcc_phmbotelho.pdf. Acesso em: 5 jul. 2026.

BYRAPPA, K.; YOSHIMURA, Masahiro. 5 - Hydrothermal Growth of Some Selected Crystals. In: Handbook of Hydrothermal Technology. 2. ed. [s. l.]: William Andrew Publishing, 2013. p. 177-267. ISBN 9780123750907. DOI: 10.1016/B978-0-12-375090-7.00005-0. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780123750907000050>. Acesso em: 20 jun. 2026.

CASTRO, Larissa Souza. Modelagem e análise de um biossensor potenciométrico para detecção de glicose em solução. 2020. 62 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Engenharia Química) – Universidade Federal de Lavras, Lavras, 2020. Disponível em: https://sip.prg.ufla.br/publico/trabalhos_conclusao_curso/acessar_tcc_por_curso/engenharia_q_uimica/index.php?dados=20201201421206. Acesso em: 3 jul. 2026.

CHAMBI, Roberto Chura. Desenvolvimento de uma microbalança de quartzo para detectar gases. Orientador: Francisco Javier Ramírez Fernandez. 1999. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 1999. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3140/tde-17092024-114036/>. Acesso em: 3 jun. 2026.

CRUZ, José Neves. Monitoramento dos desgastes de correia transportadora utilizando transdutores ultrassônicos. 2018. 61 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Elétrica) – Centro de Energias Alternativas e Renováveis, Universidade Federal da Paraíba, João Pessoa, 2018. Disponível em: <https://www.cear.ufpb.br/juan/wp-content/uploads/2021/09/2018-07-27-Disserta%C3%A7%C3%A3o-Jose-Neves-Cruz.pdf>. Acesso em: 1 jul. 2026.

DOMSICOVA, Michaela; KUREKOVA, Simona; BABELOVA, Andrea; JAKIC, Kristina; ORAVCOVA, Iveta; NEMETHOVA, Veronika; RAZGA, Filip; BREIER, Albert; GAL, Miroslav; POTURNAYOVA, Alexandra. Advancements in Chronic Myeloid Leukemia detection: Development and evaluation of a novel QCM aptasensor for use in clinical practice. Biochemistry and Biophysics Reports, [s. l.], v. 39, artigo 101816, 2024. DOI: 10.1016/j.bbrep.2024.101816. ISSN 2405-5808. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2405580824001808>. Acesso em: 10 mai. 2026.

FERNANDES, Letícia Fonseca Gaspar et al. As Representações Sociais do Paciente Oncológico em Radioterapia. Revista Brasileira de Cancerologia, [s. l.], v. 70, n. 3, e-074624,

jul. 2024. DOI: 10.32635/2176-9745.RBC.2024v70n3.4624. Disponível em: <https://rbc.inca.gov.br/index.php/revista/article/view/4624/3575>. Acesso em: 16 jun. 2026.

FILHO, Sinval de Carvalho. Aplicações da física na medicina. 2022. 27 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Licenciatura em Física) – Escola de Formação de Professores e Humanidades, Pontifícia Universidade Católica de Goiás, Goiânia, 2022. Disponível em: <https://repositorio.pucgoias.edu.br/jspui/bitstream/123456789/3913/1/MonografiaSinval.pdf>. Acesso em: 03 jul. 2026.

FOSCHINI, Mauricio. Eletrossíntese e caracterização de filmes de polipirrol-2-ácido carboxílico para uso em biossensores amperométricos construídos em eletrodos miniaturizados. 2009. 134 p. Tese (Doutorado em Ciências – Física Aplicada) – Instituto de Física de São Carlos, Universidade de São Paulo, São Carlos, 2009. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/76/76132/tde-01072009-210647/publico/tese.pdf>. Acesso em: 1 mai. 2026.

GEMIGNANI, Ana Clara. Análise dos IncRNAs como Biomarcadores Moleculares de Glioblastoma no Contexto de Biópsia Líquida. Orientadora: Adriana Camargo Ferrasi. 2025. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Ciências Biomédicas) – Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP), Botucatu, 2025. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/server/api/core/bitstreams/61ee96ab-dff5-4d24-ba51-ae65b70689d1/content>. Acesso em: 30 jun. 2026.

GOMES, Ana Beatriz Barros; LACERDA, Heloíse Dias. Biomarcadores para diagnóstico precoce de câncer de mama. 2025. 20 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Biomedicina) – Pontifícia Universidade Católica de Goiás, Goiânia, 2025. Orientadora: Juliana de Oliveira Rosa Lopes. Disponível em: <https://repositorio.pucgoias.edu.br/jspui/handle/123456789/9382>. Acesso em: 3 jul. 2026.

GUO, Jia; LIU, Ruming; GE, Yanghao; FANG, Ruiqin; WANG, Yixuan; LIU, Yan; JIANG, Hanjia; TANG, Lixia; FENG, Juan; CAO, Fei; ZENG, Hongjuan. QCM biosensor based on silver aggregates and DNA ligase for ultrasensitive detection of BRAF-V600E single mutant gene in melanoma. *Talanta*, [s. l.], v. 292, artigo 127997, 2025. DOI: 10.1016/j.talanta.2025.127997. ISSN 0039-9140. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0039914025004874>. Acesso em: 10 mai. 2026.

HULANICKI, A.; GLAB, S.; INGMAN, F. Chemical sensors: definitions and classification. *Pure and Applied Chemistry*, [S. l.], v. 63, n. 9, p. 1247-1250, 1991. DOI: 10.1351/pac199163091247. Disponível em: <https://doi.org/10.1351/pac199163091247>. Acesso em: 30 abr. 2026.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER JOSÉ ALENCAR GOMES DA SILVA (INCA). Detecção precoce do câncer. Instituto Nacional de Câncer - INCA, Rio de Janeiro, 2021. 72 p. ISBN 978-65-88517-22-2 (versão eletrônica). PDF. Disponível em: https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/deteccao-precoce-do-cancer_0.pdf. Acesso em: 16 jun. 2026.

INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER (INCA). Diagnóstico precoce do câncer de boca. Instituto Nacional de Câncer - INCA, Rio de Janeiro, 2022. 137p. ISBN 978-65-88517-20-8 (versão eletrônica). PDF. Disponível em:

<https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files/media/document/livro-diagnostico-precoce-cancer-boca-2022.pdf>. Acesso em: 3 jul. 2026.

IWAMOTO, Wellington Akira; GUARANY, Cristiano Alves; FOSCHINI, Mauricio; DI LORENZO, Antonino. Guias e roteiros para Laboratório de Física Experimental I. 1 ed. Instituto de Física - Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2014. Apostila. PDF. Disponível em: https://www.infis.ufu.br/system/files/conteudo/apostila_mecanica.pdf. Acesso em: 5 jul. 2026.

JESUS, Karine Felix Santos de. Desenvolvimento e estudo de materiais baseados em AgNbO₃ para armazenamento de energia. 2021. 167 p. Dissertação (Mestrado em Física) – Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2021. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/32695/8/DesenvolvimentoEstudoMateriais.pdf>. Acesso em: 30 jun. 2026.

JOSHI, Hem C.; KHARKWAL, Himanshu; KUMAR, Ajay; GUPTA, Piyush Kumar. Development of a quartz crystal microbalance-based immunosensor for the early detection of mesothelin in cancer. *Sensors International*, [s. l.], v. 4, artigo 100248, 2023. DOI: 10.1016/j.sintl.2023.100248. ISSN 2666-3511. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2666351123000220>. Acesso em: 15 maio 2026.

JUNIOR, Dário José Costa; HAMANN, Jaime Francisco Ribeiro; YOSHIOKA, Lucas Akio. Desenvolvimento de um circuito eletrônico para uma microbalança a cristal de quartzo. 2022. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia de Controle e Automação/Engenharia Elétrica) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2022. Disponível em: <https://repositorio.utfpr.edu.br/jspui/bitstream/1/33474/1/circuitomicrobalancacristalquartzo.pdf>. Acesso em: 03 jul. 2026.

JUNIOR, José Antonio de Oliveira. Desenvolvimento de sensores eletroquímicos baseados em nanopartículas de Ag, Au e Pt aplicados ao monitoramento de isoproturon em matrizes complexas. Orientador: Sergio Yesid Gómez González. 2026. Tese (Doutorado em Engenharia Química) – Centro Tecnológico, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2026. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/bitstream/handle/123456789/272148/PENQ1087-T.pdf?sequence=-1&isAllowed=y>. Acesso em: 10 maio 2026.

KERSCHBAUMER, Ricardo. Microcontroladores. Instituto Federal Catarinense – Campus Luzerna. Luzerna, [s. d.]. Apostila (Curso de Engenharia de Controle e Automação). Disponível em: <https://professor.luzerna.ifc.edu.br/ricardo-kerschbaumer/wp-content/uploads/sites/43/2018/02/Apostila-Microcontroladores.pdf>. Acesso em: 5 jul. 2026.

KHANGAR, P. K. et al. Emerging biomarkers for early detection of lung cancer. *Clinical Cancer Bulletin*, [s. l.], v. 4, artigo 24, 2025. DOI: 10.1007/s44272-025-00046-y. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s44272-025-00046-y>. Acesso em: 3 jul. 2026.

LIMA, Gilson Tavares de. Construção de uma microbalança de cristal de quartzo prototificada para análise bioativa e gravimétrica. 2020. 71 f. Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde) – Universidade Federal do Tocantins, Palmas, 2020. Disponível em: <https://repositorio.uft.edu.br/bitstream/11612/2820/1/Gilson%20Tavares%20de%20Lima%20-%20Disserta%C3%A7%C3%A3o.pdf>. Acesso em: 11 mai. 2026.

LIMA, Marcenilda Amorim. Uso das técnicas de microbalança de cristal de quartzo e espectroscopia fotoacústica para estudo e monitoramento do processo de fotocura de resinas odontológicas. 2014. 92 f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Tecnologia de Materiais) – Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Nova Friburgo, 2014. Disponível em: <https://www.bdttd.uerj.br:8443/handle/1/8004>. Acesso em: 29 mai. 2026.

LINO, Catarina; BARRIAS, Sara; CHAVES, Raquel; ADEGA, Filomena; FERNANDES, José Ramiro; MARTINS-LOPES, Paula. Development of a QCM-based biosensor for the detection of non-small cell lung cancer biomarkers in liquid biopsies. *Talanta*, [s. l.], v. 260, artigo 124624, 2023. DOI: 10.1016/j.talanta.2023.124624. ISSN 0039-9140. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0039914023003752>. Acesso em: 10 mai. 2026.

LOPES, Higor Pereira. Desenvolvimento de hardware para bancada didática remota de quatro tanques. 2018. 70 f. Monografia (Graduação em Engenharia de Controle e Automação) – Escola de Minas, Universidade Federal de Ouro Preto, Ouro Preto, 2018. Disponível em: https://www.monografias.ufop.br/bitstream/35400000/1349/1/MONOGRAFIA_Desenvolvim%20entoHardwareBancada.pdf. Acesso em: 5 jul. 2026.

LOU, Marianna Brito de Araujo. O diagnóstico precoce do câncer de mama como uma questão de justiça social. 2017. Tese (Doutorado em Bioética, Ética Aplicada e Saúde Coletiva) – Programa de Pós-Graduação em Bioética, Ética Aplicada e Saúde Coletiva (UFRJ/Fiocruz/UERJ/UFF), Rio de Janeiro, 2017. Disponível em: <https://ninho.inca.gov.br/jspui/bitstream/123456789/7760/1/O%20diagn%C3%B3stico%20precoce%20do%20c%C3%A2ncer%20de%20mama%20como%20uma%20quest%C3%A3o%20de%20justi%C3%A7a%20social.%20Tese.pdf>. Acesso em: 3 jul. 2026.

MARTA, Gustavo Nader. Quimioterapia de indução seguida de cirurgia com ou sem radioterapia adjuvante para pacientes com diagnóstico de câncer de cavidade oral: revisão sistemática e metanálise. 2015. Tese (Doutorado em Oncologia) – Faculdade de Medicina, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015. DOI: 10.11606/T.5.2016.tde-11012016-154920. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/5/5155/tde-11012016-154920/publico/GustavoNaderMarta.pdf>. Acesso em: 7 jul. 2026.

MARTINS, Inês Filipa de Sousa. Desenvolvimento de um biossensor piezoelétrico para determinação de ácido úrico em amostras biológicas: prevenção e controlo da gota úrica. 2022. 130 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica) – Instituto Politécnico de Lisboa, Lisboa, 2022. Disponível em: <http://hdl.handle.net/10400.21/22494>. Acesso em: 30 mai. 2026.

MASON, Robert L.; GUNST, Richard F.; HESS, James L. Statistical Design and Analysis of Experiments: With Applications to Engineering and Science. 2. ed. Hoboken, New Jersey: Wiley-Interscience, 2003. ISBN 0-471-37216-1.

MEHROTRA, Parikha. Biosensors and their applications – A review. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, [s. l.], v. 6, n. 2, p. 153-159, 2016. DOI: 10.1016/j.jobcr.2015.12.002. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2212426815001323>. Acesso em: 30 mai. 2026.

MOÇO, Anna Clara Rios. Biossensores eletroquímicos para detecção de HIV. 2023. Tese (Doutorado em Genética e Bioquímica) – Instituto de Biotecnologia, Universidade Federal de

Uberlândia, Uberlândia, 2023. DOI: 10.14393/ufu.te.2023.7006. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/37159/3/BiossensoresEletr%C3%ADmicosDetec%C3%A7%C3%A3o.pdf>. Acesso em: 1 mai. 2026.

MONTEIRO, Joseane Rodrigues. Aplicação de imunossensor piezoelétrico para identificação de anticorpos contra Leishmania infantum em soro felino. 2021. 63 f. Dissertação (Mestrado em Sanidade Animal e Saúde Pública nos Trópicos) – Universidade Federal do Tocantins, Araguaína, 2021. Disponível em: <https://repositorio.uft.edu.br/bitstream/11612/3730/1/Disserta%C3%A7%C3%A3o.%20Joseane%20Rodrigues%20Monteiro.pdf>. Acesso em: 16 jul. 2026.

NADEO, Enrico Ceroblo. Estudo da propriedade piezoelétrica em membranas eletrofiadas de PVDF. 2019. Dissertação (Mestrado em Sistemas Eletrônicos) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2019. DOI: 10.11606/D.3.2019.tde-22112019-162451. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3142/tde-22112019-162451/publico/EnricoCerobloNadeoOrig19.pdf>. Acesso em: 29 abr. 2026.

NASCIMENTO, Andreza Costa. Desenvolvimento de um frequencímetro digital para monitoramento de equipamentos de fisioterapia respiratória que utilizam a técnica OOAF. 2022. 66 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) – Universidade Federal do Ceará, Fortaleza, 2022. Disponível em: https://repositorio.ufc.br/bitstream/riufc/67609/3/2022_tcc_acnascimento.pdf. Acesso em: 5 jul. 2026.

NASCIMENTO, Raphael Aparecido Sanches. Análise dos procedimentos de medida de dispositivos EGFET utilizando filmes de FTO. 2010. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2010. DOI: 10.11606/D.59.2010.tde-12012011-154634. Disponível em: https://teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-12012011-154634/publico/Dissertacao_Final.pdf. Acesso em: 03 jul. 2026.

NASCIMENTO, Valéria Monteiro do. Simulação do campo acústico de transdutores ultrassônicos de alta frequência do tipo array anular com e sem espaçamento entre anéis. Orientador: Vera Lúcia da Silveira Nantes Button. 2013. 206 p. Tese (Doutorado em Engenharia Elétrica, na área de Engenharia Biomédica) – Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação, Universidade Estadual de Campinas, Campinas, 2013. Disponível em: <https://repositorio.unicamp.br/Acervo/Detalhe/909408>. Acesso em: 3 jul. 2026.

OLIVEIRA, Danielle Alves de. Desenvolvimento de plataformas nanotecnológicas para a construção de biossensores: diagnóstico molecular de doenças infecciosas e inflamatórias. 2017. 146 p. Tese (Doutorado em Genética e Bioquímica) – Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2017. DOI: 10.14393/ufu.te.2017.160. Disponível em: https://repositorio.ufu.br/handle/123456789/20919?locale=pt_BR. Acesso em: 10 jun. 2026.

OLIVEIRA, Gustavo Neves de. Transdutores piezelétricos em aplicações médicas: uma revisão. Orientador: Fabricio Guimarães Baptista. 2025. 49 p. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Elétrica) – Faculdade de Engenharia de Bauru, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP), Bauru, 2025. Disponível em: <https://repositorio.unesp.br/entities/publication/4b401e93-3e06-4580-a672-6a82f32a8493>. Acesso em: 20 jun. 2026.

OLIVEIRA, Timóteo Francisco de. Transdutores de ultrassom multielementos lineares flexíveis com sensor de curvatura para superfícies curvas. 2015. Tese (Doutorado em Engenharia de Controle e Automação Mecânica) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2015. DOI: 10.11606/T.3.2016.tde-22072016-152411. Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3152/tde-22072016-152411/publico/TimoteoFranciscodeOliveira2015.pdf>. Acesso em: 1 jul. 2026.

PAPALÉO, Ricardo Meurer.; SOUZA, Daniel Silva de. Ultrassonografia: princípios físicos e controle da qualidade. Revista Brasileira de Física Médica, [s. l.], v. 13, n. 1, p. 14-23, set. 2019. DOI: 10.29384/rbfm.2019.v13.n1.p14-23. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/502/v13n1p14>. Acesso em: 1 jul. 2026.

PAPAIIOANNOU, Efthymia; IOANNOU, Despoina; PAPAMITSOU, Theodora; BOBOS, Matthaios; AIVALIOTIS, Michalis; PSATHA, Konstantina; KARAMITROUSIS, Evangelos. Liquid biopsies for the diagnosis of early-stage gastric cancer: A 5-year systematic review. The Journal of Liquid Biopsy, [s. l.], v. 12, artigo 100465, 2026. DOI: 10.1016/j.jlb.2026.100465. ISSN 2950-1954. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2950195426000111>. Acesso em: 1 jun. 2026.

PERLIN, Lourenço Panosso. Tomografia ultrassônica em concreto: desenvolvimento de ferramenta computacional. 2011. Dissertação (Mestrado em Engenharia Civil) – Programa de Pós-Graduação em Engenharia Civil, Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2011. Disponível em: <https://repositorio.ufsc.br/bitstream/handle/123456789/95463/291197.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 20 jun. 2026.

PERLINGEIRO, Antônio Ramos; PIMENTA, Gilberto Maia; SILVA, Salviano Evaristo da. Geração de energia através de materiais piezoelétricos. 2016. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Mecânica) – Centro Federal de Educação Tecnológica Celso Suckow da Fonseca, Rio de Janeiro, 2016. Disponível em: <https://www.cefet-rj.br/attachments/article/2943/Gera%C3%A7%C3%A3o%20de%20Energia%20atrav%C3%A9s%20de%20Materiais%20Piezoel%C3%A9tricos.pdf>. Acesso em: 29 abr. 2026.

PINTO, Wagner Henry Cabral. Física médica e suas aplicações: uma abordagem para o ensino médio. Orientador: Rubens Silva. 2019. 58 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Licenciatura em Física) – Faculdade de Física, Instituto de Ciências Exatas e Naturais, Universidade Federal do Pará, Belém, 2019. Disponível em: <https://bdm.ufpa.br/server/api/core/bitstreams/f7efe76f-a425-48cc-b237-0272589e51f3/content>. Acesso em: 15 set. 2026.

POGGI, Catalina; PALAVECINO, Martin. Ultrasound principles and instrumentation. Surgery Open Science, [s. l.], v. 18, p. 123-128, 2024. DOI: 10.1016/j.sopen.2024.02.005. ISSN 2589-8450. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2589845024000241>. Acesso em: 20 jun. 2026.

POHANKA, Miroslav. Chapter Four - Piezoelectric sensors in point-of-care testing. In: MAKOWSKI, Gregory S. (ed.). Advances in Clinical Chemistry. [s. l.]: Elsevier, 2026. v. 133, p. 127-160. ISSN 0065-2423. ISBN 9780443470981. DOI: 10.1016/bs.acc.2026.01.005. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0065242326000193>. Acesso em: 5 jun. 2026.

POHANKA, Miroslav. QCM biosensor for Prostate Specific Antigen assay using antibody – gold particle conjugate. *International Journal of Electrochemical Science*, [s. l.], v. 16, n. 5, artigo 21051, 2021. DOI: 10.20964/2021.05.04. ISSN 1452-3981. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1452398123030559>. Acesso em: 15 mai. 2026.

RAGAVAN, K. V.; NEETHIRAJAN, Suresh. Chapter 7 - Nanoparticles as biosensors for food quality and safety assessment. In: LÓPEZ RUBIO, Amparo; FABRA ROVIRA, Maria José; MARTÍNEZ SANZ, Marta; GÓMEZ GÓMEZ-MASCARAQUE, Laura (ed.). *Nanomaterials for food applications*. [S.l.]: Elsevier, 2019. p. 147-202. (Micro and Nano Technologies). ISBN 9780128141304. DOI: 10.1016/B978-0-12-814130-4.00007-5. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780128141304000075>. Acesso em: 24 ago. 2026.

RODRIGUEZ-PARDO, L.; CAO-PAZ, A. M.; FARIÑA, J. Design and characterization of an active bridge oscillator as a QCM sensor for the measurement of liquid properties and mass films in damping media. *Sensors and Actuators A: Physical*, [s. l.], v. 276, p. 144-154, 2018. DOI: 10.1016/j.sna.2018.04.012. ISSN 0924-4247. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424717320629>. Acesso em: 1 jun. 2026.

SANTOS, Kleilton Oliveira. Biossensor eletroquímico de ureia com detector potenciométrico para monitoramento de doença renal causada pelo SARS-CoV-2. 2024. 123 f. Tese (Doutorado em Ciência e Engenharia de Materiais) – Centro de Ciências e Tecnologia, Universidade Federal de Campina Grande, Campina Grande, 2024. Disponível em: <https://dspace.sti.ufcg.edu.br/bitstream/riufcg/41154/1/KLEITON%20OLIVEIRA%20SANTOS%20-%20TESE%20%28PPGCEMat%29%202024.pdf>. Acesso em: 03 jul. 2026.

SARKAR, Sourav; HAZRA, Satakshi; PATRA, Sanjukta; GOGOI, Manashjit. Biosensors for cancer detection: A review. *TrAC Trends in Analytical Chemistry*, [s. l.], v. 180, artigo 117978, 2024. DOI: 10.1016/j.trac.2024.117978. ISSN 0165-9936. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0165993624004618>. Acesso em: 10 mai. 2026.

SCHERZ, Paul; MONK, Simon. *Practical Electronics for Inventors*. 4. ed. New York: McGraw-Hill Education, 2016. ISBN 9781259587542.

SCHLEMMER, Franciele. Assinatura de microRNAs e expressão de PARP1 como biomarcadores de resposta terapêutica no câncer de mama triplo-negativo. 2025. Tese (Doutorado em Ciências da Saúde) – Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília, Brasília, 2025. Disponível em: http://repositorio2.unb.br/bitstream/10482/53145/1/FrancieleSchlemmer_TESE.pdf. Acesso em: 3 jul. 2026.

SILVA, Rafael Hubert. Síntese de fibras cerâmicas de PZT através da técnica de Electrospinning e avaliação da correlação entre fluxo e tensão aplicada com as características das fibras produzidas. 2013. Dissertação (Mestrado em Engenharia, área de concentração Ciência e Tecnologia de Materiais) – Escola de Engenharia, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2013. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/79831/000898238.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 29 abr. 2026.

SILVEIRA, Fernanda Modesto et al. Impacto do tratamento quimioterápico na qualidade de vida de pacientes oncológicos. *Acta Paulista de Enfermagem*, São Paulo, v. 34, eAPE00583, jun. 2021. DOI: [10.37689/acta-ape/2021AO00583](https://doi.org/10.37689/acta-ape/2021AO00583). Disponível em: <https://acta-ape.org/article/impacto-do-tratamento-quimioterapico-na-qualidade-de-vida-de-pacientes-oncologicos/>. Acesso em: 10 jun. 2026.

SKLÁDAL, Petr. Piezoelectric biosensors: shedding light on principles and applications. *Microchimica Acta*, [s. l.], v. 191, n. 4, artigo 184, 2024. DOI: [10.1007/s00604-024-06257-9](https://doi.org/10.1007/s00604-024-06257-9). Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00604-024-06257-9>. Acesso em: 5 jun. 2026.

THÉVENOT, D. R.; TOTH, K.; DURST, R. A.; WILSON, G. S. Electrochemical biosensors: recommended definitions and classification. *Pure and Applied Chemistry*, [S. l.], v. 71, n. 12, p. 2333-2348, 1999. DOI: [10.1351/pac199971122333](https://doi.org/10.1351/pac199971122333). Disponível em: <https://doi.org/10.1351/pac199971122333>. Acesso em: 29 abr. 2026.

TOMAZELLI, Jeane Glaucia. Avaliação das ações de detecção precoce do câncer de mama no Brasil: uma análise com base nos sistemas de informação em saúde. 209 f. 2016. Tese (Doutorado em Saúde Coletiva, área de concentração em Epidemiologia) – Instituto de Medicina Social, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2016. Disponível em: <https://www.bdt.uerj.br:8443/bitstream/1/4757/1/Tese%20-%20Jeane%20Glaucia%20Tomazelli%20-%202016%20-%20Completa.pdf>. Acesso em: 7 jul. 2026.

TONONI, Larissa Lanes. Caracterização cristaloquímica de quartzo do Rio Grande do Sul: influência de impurezas, modificação e estabilidade da cor. 2025. Tese (Doutorado em Ciências) – Instituto de Geociências, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2025. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/bitstream/handle/10183/298413/001293221.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 16 jun. 2026.

TORRES, Maicon de Paiva. Determinação da administração ótima de medicamentos de imunoterapia e quimioterapia no tratamento de câncer. 2023. 162 f. Tese (Doutorado em Modelagem Computacional) – Instituto Politécnico, Universidade do Estado do Rio de Janeiro, Nova Friburgo, 2023. Disponível em: <https://www.bdt.uerj.br:8443/handle/1/21649>. Acesso em: 3 jul. 2026.

TUDELA, Diego Renan Giglioti. Estudo da luminescência de cristais de quartzo naturais e artificiais crescidos pelo método sol-gel. 2018. Tese (Doutorado em Microeletrônica) – Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2018. DOI: [10.11606/T.3.2019.tde-08032019-090623](https://doi.org/10.11606/T.3.2019.tde-08032019-090623). Disponível em: <https://teses.usp.br/teses/disponiveis/3/3140/tde-08032019-090623/publico/DiegoRenanGigliotiTudelaCorr19.pdf>. Acesso em: 1 mai. 2026.

ULLAH, Khalil; QIAO, Bo; SOBHY, Ahmed; CISTERNAS, Luis A.; TAO, Dongping. Advancements and sustainable approaches in high-purity quartz production: A comprehensive review of emerging technologies. *Green and Smart Mining Engineering*, [s. l.], v. 2, n. 4, p. 515-535, 2025. ISSN 2950-5550. DOI: [10.1016/j.gsme.2025.10.007](https://doi.org/10.1016/j.gsme.2025.10.007). Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2950555025000850>. Acesso em: 29 mai. 2026.

VAN DER HEIDE, C. D.; DALM, S. U. Radionuclide imaging and therapy directed towards the tumor microenvironment: a multi-cancer approach for personalized medicine. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, v. 49, p. 4616-4641, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1007/s00259-022-05870-1>. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1007/s00259-022-05870-1>. Acesso em: 24 ago. 2026.

VIEIRA, Laís Rabelo. Biossensores enzimáticos e suas possíveis aplicações na indústria alimentícia. 2020. 46 f. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Engenharia Química) – Faculdade de Engenharia Química, Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2020. Disponível em: <https://repositorio.ufu.br/bitstream/123456789/31110/1/BiossensoresEnzim%C3%A1ticosE.pdf>. Acesso em: 29 abr. 2026.

VIVES, Antonio Arnau (ed.). *Piezoelectric Transducers and Applications*. 2. ed. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg, 2008. ISBN 978-3-540-77507-2. e-ISBN 978-3-540-77508-9. DOI: 10.1007/978-3-540-77508-9.

WANG, Luyu; SONG, Jia; YU, Chunyang. The utilization and advancement of quartz crystal Microbalance (QCM): A mini review. *Microchemical Journal*, [s. l.], v. 199, artigo 109967, 2024. DOI: 10.1016/j.microc.2024.109967. ISSN 0026-265X. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0026265X24000791>. Acesso em: 3 jun. 2026.

WATANABE, Ailton Massaiti. Admitância/impedância eletroacústica aplicada ao estudo da formação de monocamadas automontadas e da afinidade proteínas/carboidratos. 2006. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2006. DOI: 10.11606/D.59.2006.tde-02102007-112703. Disponível em: https://teses.usp.br/teses/disponiveis/59/59135/tde-02102007-112703/publico/FINAL_DEFINITIVO.pdf. Acesso em: 29 abr. 2026.

YU, S.; YU, L.; FU, H.; HERRMANN, K.; ZHAO, L.; CHEN, H. The role of nuclear medicine and molecular imaging in guiding the path to precision oncology. *The EANM Journal*, v. 3, artigo 100223, 2026. DOI 10.1016/j.eanmj.2026.100223. ISSN 3051-2921. Disponível em: https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S3051292126002071?fr=RR-2&ref=pdf_download&rr=a31313733b3697d0. Acesso em: 24 ago. 2026.

ZHOU, Yue et al. Tumor biomarkers for diagnosis, prognosis and targeted therapy. *Signal Transduction and Targeted Therapy*, [S. l.], v. 9, artigo 132, 2024. DOI: 10.1038/s41392-024-01823-2. Disponível em: <https://link.springer.com/article/10.1038/s41392-024-01823-2>. Acesso em: 3 jul. 2026.