

# **TECNOLOGIAS PARA MEDIÇÃO DA VELOCIDADE DA ONDA DE PULSO ARTERIAL: ESTADO DA ARTE E PERSPECTIVAS FUTURAS**

Gabriella Serra Gonçalves

2025.2

# **TECNOLOGIAS PARA MEDIÇÃO DA VELOCIDADE DA ONDA DE PULSO ARTERIAL: ESTADO DA ARTE E PERSPECTIVAS FUTURAS**

**Aluno(s): Gabriella Serra Gonçalves**

**Orientador(es): Eduardo Costa da Silva**

Trabalho apresentado com requisito parcial à conclusão do curso de Engenharia Elétrica na Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brasil.



## **Agradecimentos**

A Deus, pois sem ele nada seria possível.

Aos meus pais, pela compreensão, por sempre acreditarem em meu potencial, pelo amor, apoio e incentivo.

Aos meus amigos pela ajuda, constante troca de conhecimento e momentos bons compartilhados.

Ao meu orientador, Eduardo Costa da Silva, pela paciência e por me guiar no desenvolvimento desse estudo.

Aos professores do Departamento de Engenharia Elétrica da PUC-Rio, pela sólida formação acadêmica.

## Resumo

Diante da relevância da doença cardiovascular como principal causa de morte global e da Velocidade da Onda de Pulso (VOP) como biomarcador padrão-ouro para a rigidez arterial, este trabalho apresenta uma análise do estado da arte e das perspectivas futuras das tecnologias para aferição da VOP, com o objetivo de mapear a evolução dos métodos, desde os invasivos até os não invasivos, incluindo sensores inteligentes.

A metodologia consistiu em uma revisão sistemática da literatura, descrevendo os princípios de funcionamento de técnicas consagradas como a tonometria de aplanção e a fotopletismografia (PPG), e de métodos avançados baseados em imagem, como Doppler e ressonância magnética. O estudo aprofunda-se nas tecnologias emergentes que definem a nova geração de dispositivos: sensores piezoelétricos, MEMS, GMI e *wearables* com PPG óptico, integrados com algoritmos de aprendizado de máquina.

Com esse estudo espera-se contribuir para o desenvolvimento de técnicas mais acessíveis e menos invasivas para o monitoramento da rigidez arterial ampliando a possibilidade de diagnóstico de doenças cardiovasculares, transformando o paradigma do monitoramento reativo para o preditivo.

**Palavras-chave:** Rigidez arterial; Velocidade da onda de pulso; Inteligência artificial em saúde; Onda de pulso arterial; Sensores biomédicos.

## **ARTERIAL PULSE WAVE VELOCITY MEASUREMENT TECHNOLOGIES: A STATE-OF-THE-ART REVIEW AND FUTURE OUTLOOK**

### **Abstract**

As cardiovascular disease remains the leading cause of global mortality, the assessment of arterial stiffness through its gold-standard biomarker, Pulse Wave Velocity (PWV), is critically important. This work provides a state-of-the-art review of PWV measurement technologies and their future perspectives, aiming to map the evolution of methods from invasive procedures to smart sensors.

The methodology involved a systematic literature review describing the operating principles of conventional techniques, such as applanation tonometry and photoplethysmography (PPG), alongside advanced imaging methods like Doppler and MRI. The study focuses on emerging technologies defining the next generation of devices, including piezoelectric, MEMS, and GMI sensors, as well as optical PPG wearables integrated with machine learning algorithms.

Ultimately, this research aims to contribute to the development of more accessible, non-invasive techniques for arterial stiffness monitoring. This will enhance the diagnosis of cardiovascular diseases and transition the monitoring paradigm from reactive to predictive.

**Keywords: Arterial Stiffness; Pulse Wave Velocity; Artificial Intelligence in Healthcare; Arterial Pulse Wave; Biomedical Sensors.**

## Lista de Figuras

Figura 1 - Principais causas de morte no Brasil em 2017. [14] 1Figura 2- Principais causas de morte na América Latina em 2017. [15] 2Figura 3- Sístole e Diástole. [16] 5Figura 4- Rigidez arterial. [17] 6Figura 5- Esfigmomanômetro [18] 14Figura 6 - Amortecimento realizado por uma aorta flexível. [19] 15Figura 7- Monitorização Ambulatorial da Pressão Arterial (MAPA). [20] 15Figura 8- Cateterização arterial. [21] 18Figura 9- Monitor eletrônico (esquerda) e transdutor (direita). [22] 19Figura 10- Trombose e Embolia. [23] 20Figura 11- Sensor cardíaco. [24] 22Figura 12- SphygmoCor. [25] 25Figura 13- Processo de tonometria para análise da onda de pulso central. [26] 26Figura 14- Sensor de Fotoplestismografia. [27] 27Figura 15- Hardware do sensor PPG. [28] 28Figura 16- Componentes AC e DC do PPG. [29] 29Figura 17- PPG transmissiva. [30] 30Figura 18- PPG reflexiva. [31] 30Figura 19- Eletrocardiograma + PPG. [32] 31Figura 20- Princípio do ultrassom com doppler. [33] 33Figura 21- Doppler de onda contínua. [34] 34Figura 22- Doppler de onda pulsada. [35] 35Figura 23- Doppler colorido. [36] 35Figura 24- Power doppler. [37] 36Figura 25- Doppler espectral. [38] 37Figura 26- Ecocardiograma com *Strain*. [39] 39Figura 27- Eco-tracking: coração normal x coração hipertensivo. [40] 40Figura 28- Ressonância magnética cardíaca [41] 43Figura 29- Exemplos de configurações de sensores PPG que utilizam múltiplos LEDs e PDs, e sua aplicação em *smartwatches* comerciais. (a-d) ilustram diferentes estruturas de sensores PPG, enquanto (e) a (h) apresentam exemplos dessas estruturas em uso: (e) estrutura (a) aplicada ao *Samsung Galaxy Gear s3*; (f) estrutura (d) aplicada ao *Samsung Galaxy Watch*; (g) mostra a estrutura do sensor do *Garmin Fenix 5* com três LEDs e um PD no centro, e (h) mostra a estrutura do sensor do *Apple Watch* com dois LEDs e dois PDs. [42] 47Figura 30- Configuração do transdutor de pressão. [43] 51Figura 31- Configuração experimental implementada para a medição direta da onda de pulso, sem amplificação mecânica, usando o magnetômetro e o marcador magnético posicionados nos pontos de medição da onda de pulso: (a) carótida, (b) braquial e (c) radial [44] 52Figura 32- *Support Vector Machine*. [45] 54Figura 33- *K-Nearest Neighbors*. [46] 54Figura 34- *Random Forest*. [47] 55Figura 35- Redes neurais convolucionais. [48] 56



## Lista de Tabelas

Tabela 1- Parâmetros fisiológicos monitorados pela tecnologia PPG. [53,54]**Error! Bookmark not defined.**  
Tabela 2 - Características principais de cada método.

## Sumário

1.	1	
1.1	3	
1.1.1.	Objetivo geral	3
1.1.2.	Objetivos específicos	3
1.2	3	
2.	4	
2.1	5	
2.1.1	5	
2.1.2	7	
2.2	12	
2.2.1	12	
2.2.2	13	
3.	17	
3.1	17	
3.1.1	17	
3.1.2	20	
3.2	21	
3.2.1	22	
3.2.2	24	
3.2.3	26	
3.2.4	31	
3.2.5	32	
3.3	32	
3.3.1	33	
3.3.2	38	
3.3.3	42	
3.3.4	46	
4.	58	
5.	62	



5.1 62

5.2 62

5.3 62

3. Referências

64

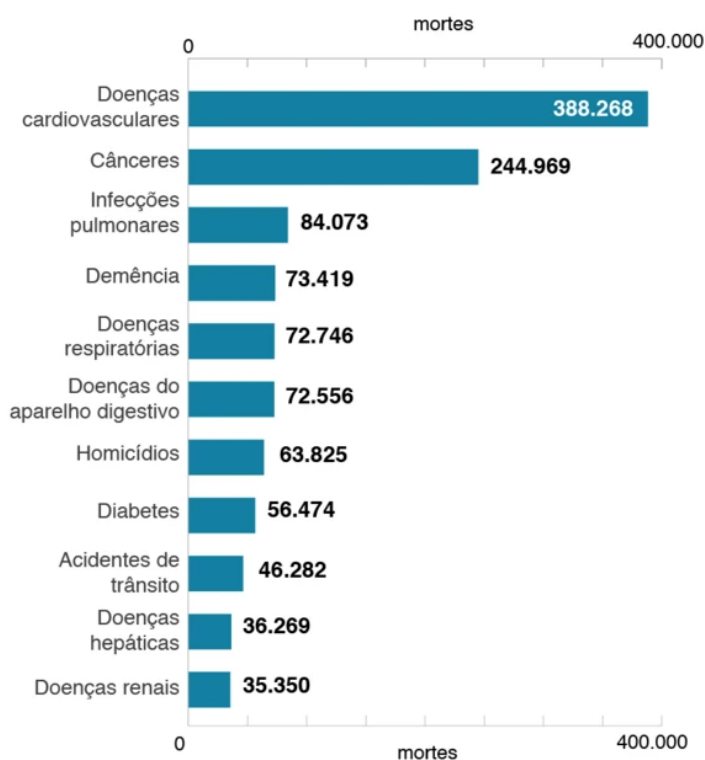
## 1. Introdução

As doenças cardiovasculares (DCV) representam um dos maiores desafios de saúde pública no Brasil e no mundo, representando um desafio contínuo para o sistema de saúde. Historicamente, são responsáveis por uma parcela significativa dos óbitos - cerca de 20% de todas as mortes em indivíduos acima de 30 anos. Um cenário alarmante que já era destacado pelo Ministério da Saúde em 2009, quando apenas neste ano ocorreram 962.931 mortes em indivíduos com mais de 30 anos decorrentes desse tipo de doença [1], o que reforça a urgência por métodos de diagnóstico precoce e estratificação de risco mais eficazes e acessíveis.

Corroborando com esse quadro, o estudo *Global Burden of Disease* de 2017, conduzido pelo *Institute for Health Metrics and Evaluation* (IHME), já demonstrava a proeminência das doenças cardiovasculares em detrimento de outros tipos de doença. Conforme ilustrado na **Figura 1**, as doenças cardiovasculares aparecem em primeiro lugar como causa de mortalidade no Brasil, superando significativamente outras condições como cânceres e infecções pulmonares [2].

### Principais causas de morte no Brasil

Mortes por ano, 2017



Fonte: IHME, Global Burden of Disease

BBC

Figura 1 - Principais causas de morte no Brasil em 2017.

Ampliando a perspectiva para o cenário regional, constata-se que a liderança das doenças cardiovasculares como causa de óbito é um fenômeno que abrange toda a América Latina. A **Figura 2** apresenta os dados do *Global Burden of Disease* para a região, onde é possível observar que, assim como no Brasil, as doenças cardiovasculares superam com larga margem as demais enfermidades [2]. Essa

consistência nos dados reforça que o problema possui raízes estruturais e demográficas comuns no continente, tornando a busca por soluções de diagnóstico e prevenção uma prioridade regional.

## Principais causas de morte na América Latina

Mortes por ano, 2017

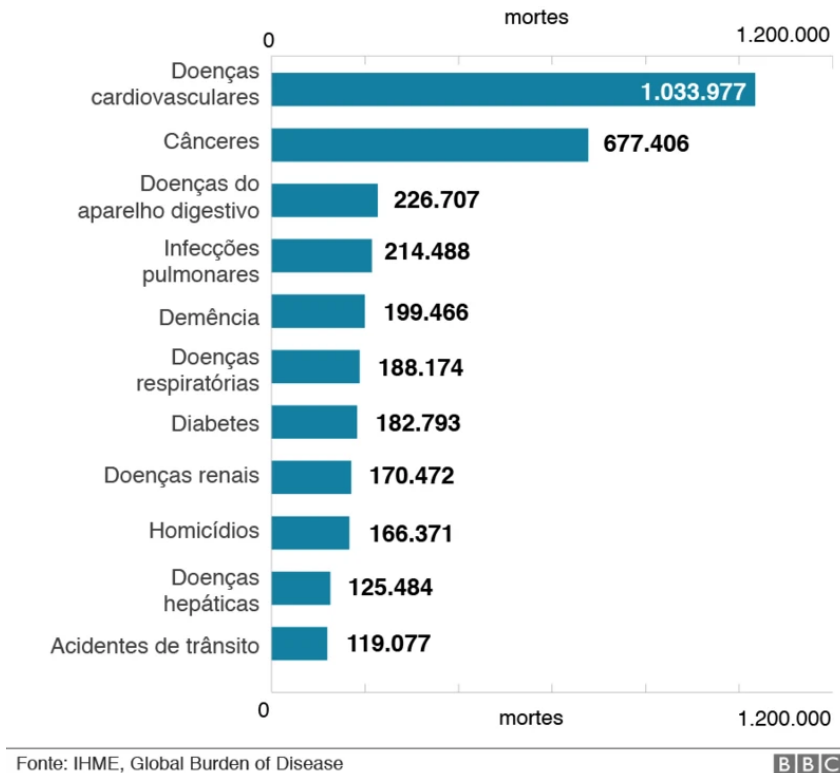


Figura 2- Principais causas de morte na América Latina em 2017.

Diante desse quadro, a medicina preventiva moderna tem se voltado para biomarcadores que antecedem os eventos clínicos. A rigidez arterial consolidou-se como um preditor-chave de eventos fatais relacionados a doenças cardiovasculares, incluindo acidentes vasculares cerebrais [3, 4].

A rigidez arterial é um fenômeno biomecânico que se refere à perda de elasticidade e flexibilidade da parede do vaso. Uma artéria saudável é complacente, expandindo-se para amortecer a onda de pressão gerada pelo coração; uma artéria rígida, no entanto, perde essa capacidade, comportando-se mais como um tubo inflexível.

Essa propriedade vascular pode ser quantificada através de medições da velocidade da onda de pulso (VOP) [5], tornando-se o padrão-ouro não invasivo para quantificar a rigidez arterial, cuja relevância prognóstica é vastamente validada na literatura científica.

A crescente validação da VOP impulsionou o desenvolvimento de uma ampla gama de tecnologias para sua medição. Este cenário tecnológico, embora promissor, apresenta uma complexidade significativa: as metodologias variam drasticamente, desde métodos eficientes e invasivos até sensores ópticos em dispositivos vestíveis de uso diário. Cada abordagem, baseada em diferentes princípios de transdução, carrega consigo um conjunto único de vantagens e limitações em termos de precisão, custo, portabilidade e aplicabilidade clínica.

A medição da VOP depende fundamentalmente de transdutores capazes de converter o pulso mecânico arterial em um sinal elétrico processável. Diversos princípios físicos são empregados para essa conversão, incluindo tecnologias piezoresistivas, piezoelétricas, capacitivas e ópticas, cada uma com suas próprias características de desempenho e aplicação.

Essa diversidade cria um desafio central para clínicos e engenheiros: como selecionar a ferramenta mais adequada para cada contexto, seja ele um ensaio clínico rigoroso ou o monitoramento em larga escala?

Diante dessa complexidade, torna-se indispensável uma análise crítica e sistematizada do estado da arte. Este trabalho se propõe a preencher essa lacuna, oferecendo um panorama abrangente e comparativo das tecnologias de medição da VOP. O objetivo não é apenas catalogar os métodos existentes, mas elucidar as vantagens e limitações fundamentais entre eles. Com isso, busca-se fornecer um guia que auxilie na tomada de decisão e direcione futuras inovações no desenvolvimento de dispositivos para o diagnóstico e monitoramento eficaz da saúde cardiovascular.

## 1.1 Objetivos

### 1.1.1. Objetivo geral

Avaliar criticamente sistemas e tecnologias para aferição da velocidade de onda de pulso arterial (VOP), abrangendo desde métodos tradicionais a sensores vestíveis emergentes, por meio da análise comparativa de critérios como invasividade, portabilidade, custo e precisão, a fim de identificar as soluções mais promissoras e discutir o impacto e o potencial dessas ferramentas no diagnóstico precoce de doenças cardiovasculares.

### 1.1.2. Objetivos específicos

Para alcançar o objetivo geral, serão seguidas as seguintes etapas:

1. Analisar os fundamentos fisiológicos da Velocidade da Onda de Pulso, detalhando sua relação com a rigidez arterial e os modelos matemáticos que a descrevem;
2. Realizar um levantamento das principais tecnologias para medição da VOP, categorizando-as em métodos invasivos e não invasivos;
3. Avaliar criticamente as tecnologias levantadas por meio de uma análise comparativa, utilizando critérios de desempenho, custo, aplicabilidade clínica e precisão; e
4. Discutir as perspectivas de desenvolvimento tecnológico, com foco no potencial das tecnologias vestíveis, da inteligência artificial e sua aplicação em telemedicina.

## 1.2 Estrutura do Trabalho

O trabalho estrutura-se em 5 capítulos. O **Capítulo 2**, aborda a **Fundamentação Teórica**, na qual são detalhados aspectos fisiológicos da Velocidade da Onda de Pulso (VOP) e sua relevância como indicador da rigidez arterial, discutindo também sobre os métodos clássicos de avaliação.

O **Capítulo 3**, aprofunda-se nas **Tecnologias de Medição da VOP**. Nele, são classificadas as diferentes abordagens, divididas em métodos invasivos, não invasivos tradicionais e baseados em imagem e ultrassom. A seção conclui com uma análise das tecnologias emergentes, incluindo dispositivos vestíveis e as possibilidades advindas da aplicação da inteligência artificial.

Mais adiante, o **Capítulo 4** realiza uma **Comparação Crítica** entre as tecnologias levantadas. A análise é conduzida com base em critérios como acurácia, custo, portabilidade, aplicabilidade clínica e aceitação pelo paciente, discutindo as limitações e vantagens de cada método.

Por fim, o **Capítulo 5, Considerações Finais**, apresenta a síntese do estudo e discute as perspectivas de desenvolvimento tecnológico, como a integração de múltiplos sensores, a inteligência artificial e o potencial dos dispositivos portáteis na telemedicina.

A estrutura proposta busca, assim, consolidar um panorama abrangente e crítico que não apenas documenta as ferramentas atuais, mas também aponta as direções futuras para aprimoramento do diagnóstico e da prevenção de doenças cardiovasculares.

## 2. Fundamentação Teórica

A avaliação crítica das tecnologias de medição da Velocidade de Onda de Pulso (VOP) requer um sólido entendimento dos seus princípios fundamentais. Este capítulo tem como objetivo construir essa base conceitual, indispensável para a análise comparativa que será realizada posteriormente.

A primeira parte explora os fundamentos fisiológicos da VOP, detalhando sua definição e intrínseca relação com a rigidez arterial, o que possibilita sua utilização como biomarcador de risco cardiovascular. Em seguida, são apresentados os modelos matemáticos que descrevem sua propagação.

Por fim, o capítulo aborda os métodos clássicos de medição, contextualizando as técnicas que serviram de alicerce para o desenvolvimento das soluções tecnológicas atuais.

### 2.1 Aspectos fisiológicos da velocidade da onda de pulso

Nesta seção serão apresentadas definições associadas a onda de pulso arterial e sua velocidade, suas principais características, como ela se relaciona com a rigidez arterial e como essa rigidez é capaz de indicar risco cardiovascular. Além disso, essa seção também apresentará alguns modelos matemáticos simplificados, como o de *Moens-Korteweg* e *Bramwell-Hill* que descrevem sua propagação.

#### 2.1.1 Definição da velocidade da onda de pulso arterial e sua relação com a rigidez arterial

O ciclo cardíaco pode ser compreendido em duas fases principais: a sístole, momento em que o músculo do coração se contrai ejetando o sangue com pressão para as artérias; e a diástole, o subsequente relaxamento que permite às câmaras cardíacas se encherem de sangue novamente. A **Figura 3** ilustra esquematicamente essas duas fases fundamentais do bombeamento cardíaco.

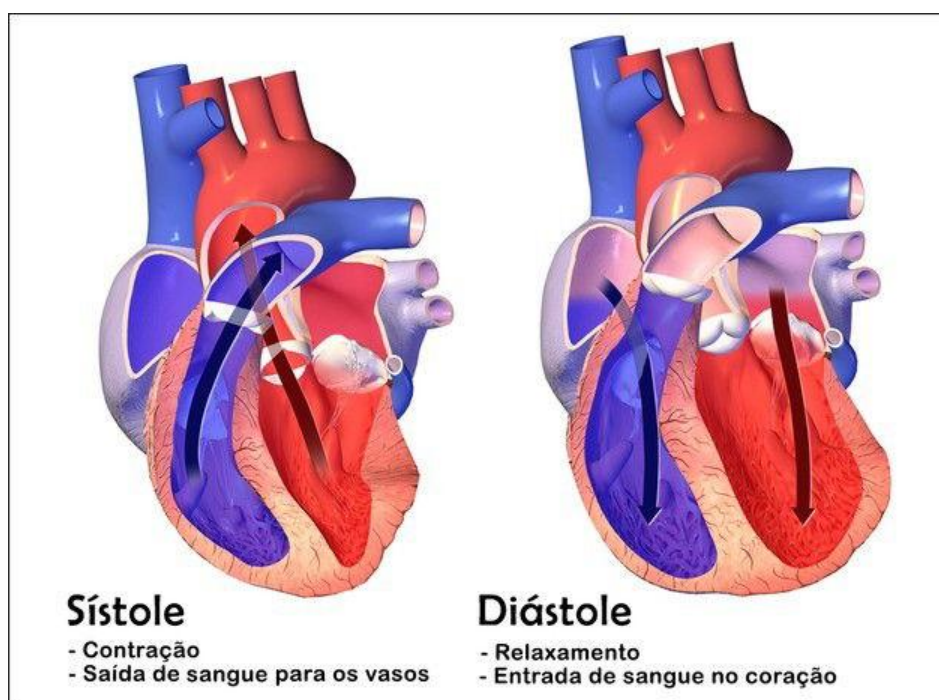


Figura 3- Sístole e Diástole. [14]

É durante a sístole que a ejeção de sangue do ventrículo esquerdo gera uma onda de pressão. Essa onda causa a distensão e o recuo rítmico das paredes dos vasos, um fenômeno clinicamente perceptível como o pulso arterial, cuja palpação constitui um dos procedimentos mais fundamentais da prática médica.

A propagação dessa perturbação hemodinâmica é denominada onda de pulso. Sua velocidade de propagação, a Velocidade da Onda de Pulso (VOP), é afetada pelas propriedades mecânicas da parede arterial, como rigidez, complacência e elasticidade.

Durante sua trajetória, a onda de pulso é refletida em pontos de descontinuidade do sistema arterial (como bifurcações), gerando uma onda refletida que viaja de volta em direção ao coração. Em um sistema vascular saudável e complacente, essa onda refletida retorna à aorta durante a diástole, momento em que o músculo do coração relaxa permitindo que suas câmaras se encham de sangue novamente para o próximo batimento, ajudando a nutrir o próprio músculo cardíaco [7].

Contudo, o enrijecimento arterial (complacência diminuída) é um processo associado ao envelhecimento natural, que pode ser significativamente acelerado por fatores de risco modificáveis, como sedentarismo e má alimentação, bem como por condições clínicas como a hipertensão crônica e o diabetes. Por sua vez, este enrijecimento tem dois efeitos adversos sobre a circulação central e a interação entre o ventrículo esquerdo (VE) e a aorta. Primeiro, a onda de pressão gerada pelo coração passa a apresentar uma amplitude maior. Ademais, há um efeito secundário indireto de, no mínimo, igual importância. O aumento da rigidez arterial, ilustrada na **Figura 4**, causa aumento na velocidade de propagação da onda de pulso pela aorta e grandes artérias. A VOP aumentada resulta em retorno precoce das ondas de pulso, que chega de volta ao coração ainda durante a sístole, ao invés de na diástole [7].

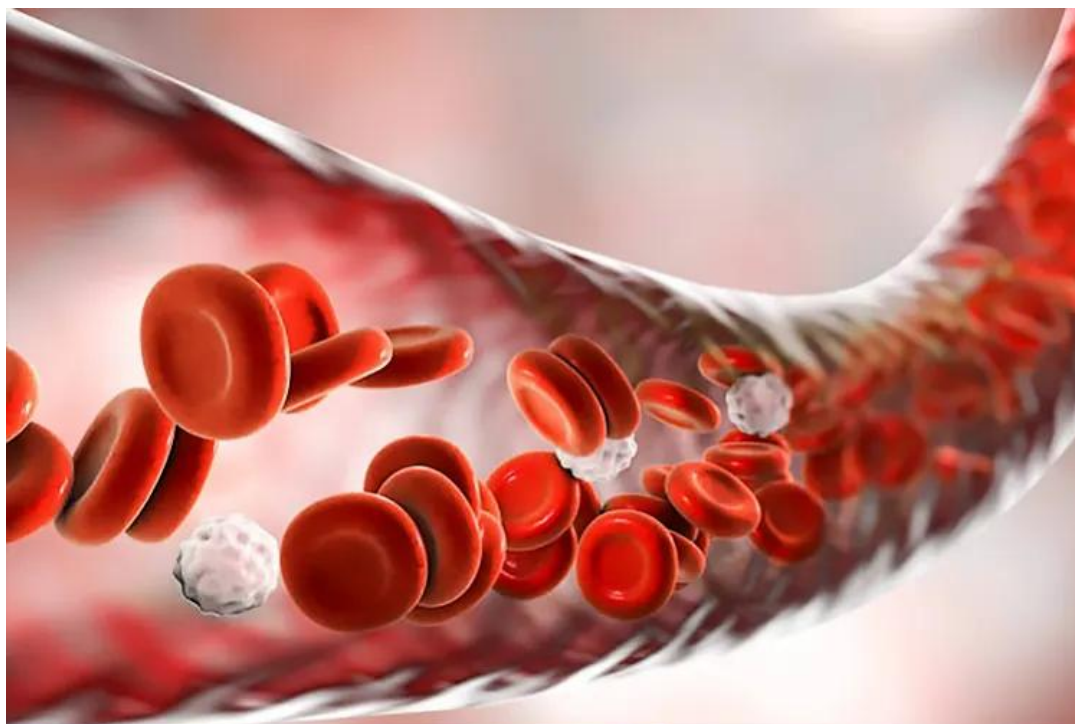


Figura 4- Rigidez arterial. [15]

Esse retorno prematuro das ondas refletidas aumenta a pressão na aorta e no ventrículo esquerdo, no final da sístole. Isso eleva a carga de trabalho do coração, aumenta o consumo de oxigênio pelo miocárdio e, a longo prazo, pode promover a hipertrofia ventricular esquerda. Por essa razão, a medição da VOP se tornou um método fundamental na avaliação do risco cardiovascular, expressando a relação entre as propriedades do vaso da seguinte forma: [7]

$$VOP = \frac{\text{Enrijecimento}}{(\text{complacência} + \text{elasticidade})} \quad (1)$$

A relação conceitual resume, portanto, como este parâmetro é um indicador direto das propriedades mecânicas das artérias. Em síntese, a Velocidade da Onda de Pulso transcende uma simples medida hemodinâmica, consolidando-se como um biomarcador integrativo da saúde vascular.

Tendo estabelecido a importância fundamental deste fenômeno, as próximas seções desse capítulo se dedicarão a aprofundar os modelos matemáticos que o descrevem e, na sequência, a explorar e analisar criticamente o arsenal de tecnologias desenvolvidas para a sua medição.

### 2.1.2 Modelos matemáticos simplificados

A descrição matemática da Velocidade da Onda de Pulso (VOP) não surgiu de forma isolada, mas foi o resultado de uma longa investigação científica no século XIX que buscava entender um fenômeno intrigante: por que a velocidade do som se alterava quando medida dentro de tubos com paredes flexíveis? Pesquisadores como *Helmholtz* foram os primeiros a sugerir que a causa deste efeito era a elasticidade das paredes do tubo, abrindo caminho para o desenvolvimento de um modelo formal. Os avanços decisivos ocorreram em um curto período, com as contribuições fundamentais de *Résal* (1876), *Moens* (1877) e *Korteweg* (1878). Suas investigações estabeleceram a base para a relação matemática que correlaciona a velocidade de propagação de uma onda de pressão com as propriedades elásticas da parede do vaso [8].

#### 2.1.2.1 Os predecessores: *Young, Weber e Résal*

Antes da famosa equação de *Moens-Korteweg*, outros pesquisadores já haviam chegado a conclusões semelhantes de forma independente. O trabalho de *Thomas Young* em 1808, seguido pelos estudos de *Wilhelm Weber*, em 1866 e *Henri Résal*, em 1876, resultou na derivação de uma fórmula para a velocidade da onda em um fluido incompressível contido em um tubo elástico [8]. A versão de *Résal* é frequentemente citada como aquela que apresenta a equação em sua forma moderna:

$$c_1 = \sqrt{\frac{E \cdot e}{p_f \cdot D}} \quad (2)$$

Onde:

- $c_1$  = Velocidade da onda de pulso
- $E$  = Módulo de Young (elasticidade) do material da parede
- $e$  = Espessura da parede do tubo
- $p_f$  = Densidade do fluido
- $D$  = Diâmetro do tubo

## 2.1.2.2 O Modelo semiempírico de *Moens* para a Rigidez

*Adriaan Isebreë Moens* (1846–1891), um engenheiro médico, dedicou sua dissertação de doutorado (1877) ao estudo do movimento de líquidos em tubos com paredes resilientes, buscando explicar a velocidade e o período do movimento ondulatório [8].

*Moens* empregou uma análise de engenharia (abordagem massa-mola) e a validou através de medições físicas extensas, engenhosas e precisas. Seu trabalho levou à derivação de uma fórmula semiempírica para a velocidade de propagação da onda ( $c_{moens}$ ), aplicável inicialmente a tubos cilíndricos de borracha [8]:

$$c_{moens} = \alpha \sqrt{\frac{E \cdot e}{p_f \cdot D}} \quad (3)$$

Nesta formulação, a VOP ( $c_{moens}$ ) se relaciona diretamente com a rigidez da parede arterial através do Módulo de Young (E), que representa a elasticidade do material da parede.

Os componentes da fórmula são definidos como:

- $c_{moens}$ : Velocidade de Onda de Pulso (VOP).
- E= Módulo de Young (elasticidade) do material da parede
- e= Espessura da parede do tubo
- $p_f$ = Densidade do fluido
- D= Diâmetro do tubo
- $\alpha$  = Fator semiempírico (aproximadamente 0,9).

A relação estabelecida por *Moens* indica que o  $c_{moens}$  é proporcional à raiz quadrada do Módulo de Young (E). A equação de *Moens* é muito similar à de seus predecessores, mas inclui um coeficiente empírico  $\alpha$  (alfa), com valor aproximado de 0.9.

## 2.1.2.3 O Modelo Matemático de *Korteweg* e a Compressibilidade do Fluido

*Diederik Johannes Korteweg* (1848–1941), um matemático aplicado, foi motivado pela dissertação de *Moens*. Seu principal objetivo era fornecer uma derivação puramente matemática para a velocidade de onda de *Moens*, eliminando o coeficiente empírico  $\alpha$ .

A contribuição mais impactante de *Korteweg* para a modelagem da VOP foi sua proposição para extensão da fórmula (3), a fim de incluir a elasticidade do fluido (compressibilidade) além da elasticidade da parede do tubo. *Korteweg* combinou a velocidade das ondas em líquidos não confinados ( $c_0$ ) com a fórmula de *Résal* ( $c_1$ ), para o caso de fluidos ligeiramente compressíveis em tubos elásticos distensíveis [8].

O resultado é a fórmula de *Moens-Korteweg* em sua forma generalizada, fundamental para a análise de transientes hidráulicos, e crucial para o modelo hemodinâmico:

$$\frac{1}{c_f^2} = \frac{1}{c_0^2} + \frac{1}{c_1^2} \quad (4)$$

Ou, de forma equivalente, incorporando os parâmetros físicos do tubo e do fluido:

$$\frac{1}{c_f^2} = \frac{1}{\frac{p_f}{K} + \frac{D \cdot p_f}{E'e}} \quad (5)$$

onde:

- K: é o módulo de compressibilidade volumétrica do líquido.
- E': é o módulo de elasticidade efetiva da parede do tubo, que *Korteweg* analisou detalhadamente, incluindo correções devidas à contração de *Poisson* (*nu*) e restrições axiais da parede.

A Fórmula de *Korteweg*, ao incluir a elasticidade da parede (E') e do líquido (K), estabelece o modelo clássico da VOP, que demonstra de maneira robusta que a VOP é função da rigidez inerente da parede arterial (através de E') e das dimensões do vaso (D e e).

Nas artérias, essa rigidez (e, portanto, a VOP) aumenta conforme a pressão sanguínea, tornando a VOP um indicador crucial da condição mecânica do sistema vascular.

Assim, embora a fórmula simplificada seja hoje conhecida como equação de *Moens-Korteweg*, ela representa a culminação do trabalho de diversos cientistas, onde a engenhosidade experimental de *Moens* foi consolidada pela robustez matemática de *Korteweg*.

#### 2.1.2.4 As Implicações Fisiológicas da Rigidez Variável

*Moens* aplicou sua fórmula a tubos biológicos (intestino e aorta), observando que o comportamento era distinto dos tubos de borracha:

- Dependência da Pressão: Em artérias, o diâmetro (D), a espessura (e) e o Módulo de Young (E) são dependentes da pressão interna.
- Aumento da Rigidez: *Moens* demonstrou que, na aorta humana e de porco, o Módulo de Young (E) aumenta significativamente com o aumento da carga de pressão.
- VOP e Pressão Sanguínea: Como resultado, a VOP ( $c_f$ ) também aumenta significativamente com a carga de pressão.

*Moens* demonstrou em testes com humanos e cabras que a VOP diminuía sob pressão sanguínea baixa, concluindo que era possível estimar a pressão sanguínea a partir da velocidade da onda de pulso [8].

#### 2.1.2.5 O modelo de *Bramwell-Hill*

Décadas depois, *Bramwell* e *Hill* (1922) derivaram uma forma mais fisiológica e experimentalmente aplicável para a mesma velocidade de onda, baseada em compressibilidade do volume arterial.

O modelo de *Bramwell-Hill* descreve a relação entre a rigidez da parede vascular, expressa em distensibilidade aórtica, e a velocidade da onda de pulso (VOP), que é a velocidade de propagação da onda de pressão sistólica através da aorta [9].

A equação principal, utilizada para estimar a VOP a partir de medições de pulsatilidade e variação de pressão, é dada por:

$$PWV_{est} = \sqrt{\frac{A \cdot \Delta P}{\rho \cdot \Delta A}} \quad (6)$$

Ou, alternativamente, usando a definição de pulsatilidade ( $\frac{\Delta A}{A}$ ):

$$PWV_{est} = \sqrt{\frac{\Delta P}{\rho \cdot \frac{\Delta A}{A}}} \quad (7)$$

Os componentes da equação, são:

- $PWV_{est}$  (Pulse Wave Velocity estimated): A Velocidade da Onda de Pulso estimada.
- $\rho$ : A densidade do sangue. No contexto de estudos de validação, um valor considerado é 1051 kg/m<sup>3</sup>.
- $A$ : A área média do vaso sanguíneo.
- $\Delta A$ : A diferença entre a área máxima e mínima do vaso sanguíneo durante um ciclo cardíaco.
- $\Delta P$ : A diferença entre as pressões sistólica e diastólica centrais (pressão de pulso).

Onde a Distensibilidade é definida pela flutuação relativa da área luminal ( $\frac{\Delta A}{A}$ ) em relação à variação de pressão ( $\Delta P$ ):

$$Distensibilidade = \frac{\Delta A}{A \cdot \Delta P} \quad (7)$$

Dessa forma, o modelo de *Bramwell-Hill* indica que a rigidez arterial pode ser definida integralmente pela relação entre a pressão arterial e a área da seção transversal do vaso. A rigidez é o inverso da distensibilidade.

A pulsatilidade é o parâmetro que mede a dilatação do vaso durante a sístole e é calculada como a razão entre o intervalo ( $\Delta A$ ) e o valor médio da área ( $A$ ) [9].

## 2.1.2.6 Relação entre as duas equações:

A relação entre a equação de *Bramwell-Hill* e a equação de *Moens-Korteweg* é de natureza fundamental e histórica: o modelo de *Bramwell-Hill* é uma aplicação e simplificação teórica derivada da equação de *Moens-Korteweg*, especificamente adaptada para o campo da hemodinâmica e a medição da rigidez arterial [9].

A seguir, detalhamos como as equações se relacionam, com base nos princípios e suposições que elas compartilham:

- **Base Comum: Velocidade de Propagação de Ondas em Tubos Elásticos**

Ambas as fórmulas pertencem ao mesmo campo de estudo, que é o cálculo da velocidade de propagação de ondas de pressão em tubos elásticos (vasos sanguíneos ou tubulações), um conceito fundamental tanto para o golpe de aríete (*waterhammer*) quanto para a hemodinâmica.

A equação de *Bramwell-Hill* descreve a relação entre a Velocidade da Onda de Pulso (*PWV*) e a rigidez da parede vascular, expressa pela Distensibilidade aórtica. A equação de *Moens-Korteweg*, que data de 1878, também foi usada por pesquisadores em hemodinâmica para calcular variações de pressão em escoamentos transientes em tubos.

- **A Derivação por Simplificação**

A equação de *Moens-Korteweg* é a fórmula mais geral que considera a elasticidade tanto do fluido quanto da parede do tubo.

O modelo de *Bramwell-Hill* é obtido a partir do modelo de *Moens-Korteweg* sob certas suposições de modelagem:

1. **Fluido Incompressível:** O modelo de *Bramwell-Hill*, ao ser derivado teoricamente, assume que o fluido circulante (o sangue) é incompressível e não viscoso.
2. **Relação com a Distensibilidade:** A equação de *Bramwell-Hill* substitui explicitamente os parâmetros físicos da parede (Elasticidade, espessura e diâmetro) pela medida da distensibilidade, que é uma forma de quantificar a rigidez do vaso em relação à variação de pressão.

Portanto, a equação de *Bramwell-Hill* pode ser vista como a forma da equação de *Moens-Korteweg* quando o termo da elasticidade da parede é reescrito em termos de distensibilidade e pressão de pulso. A rigidez arterial, que é o inverso da distensibilidade, é o parâmetro chave que ambas as formulações visam descrever em relação à velocidade da onda.

## 2.1.2.7 A Relação de ambas as equações com a VOP, Rigidez Arterial e Doenças Cardiovasculares

A seguir, relaciona-se as equações de *Bramwell-Hill* e *Moens-Korteweg* com aspectos de interesse, tais como VOP, rigidez arterial e doenças cardiovasculares.

- **Relação com a Velocidade da Onda de Pulso (VOP):**

A relação é direta: ambas as equações são modelos matemáticos que calculam a VOP. O resultado do cálculo é a própria velocidade da onda de pulso. Ela nos diz que a VOP não é um número aleatório, mas uma consequência direta das propriedades físicas do sistema (artéria + sangue).

- Relação com a Rigidez Arterial:

A rigidez arterial está representada nas fórmulas pela variável  $E$  (Módulo de Young), que é a medida da "dureza" ou elasticidade do material da parede arterial, e pela distensibilidade, inverso da rigidez arterial. As equações nos mostram matematicamente que:

- Se a rigidez arterial aumenta (o valor de  $E$  sobe e o valor da distensibilidade diminui), o resultado da equação também aumenta.
  - Portanto, as equações possibilitam concluir que: artérias mais rígidas levam a uma maior Velocidade da Onda de Pulso (VOP).
- Relação com as Doenças Cardiovasculares:
    1. **Doenças e Fatores de Risco:** Doenças como hipertensão, aterosclerose e diabetes, assim como o envelhecimento, causam danos estruturais às artérias.
    2. **Dano Causa Rigidez:** Esses danos fazem com que a parede da artéria perca sua flexibilidade, ou seja, aumente seu Módulo de Elasticidade ( $E$ ) e diminua sua distensibilidade.
    3. **Rigidez Aumenta a VOP:** Conforme as equações de *Moens-Korteweg* e de *Bramwell-Hill* nos mostram, um módulo de Young maior ou uma distensibilidade menor resultam inevitavelmente em uma VOP maior.
    4. **VOP Alta é Prejudicial:** Como já explicado no capítulo anterior, uma VOP alta causa o retorno precoce da onda refletida, o que aumenta a carga de trabalho do coração, leva à hipertrofia e aumenta o risco de eventos cardiovasculares.

Em resumo, ambas as equações são justificativas físicas e matemáticas que nos permitem usar uma medida de velocidade (a VOP) para inferir uma propriedade biológica (a rigidez arterial) e, a partir dela, avaliar o risco de doenças cardiovasculares.

## 2.2 Métodos clássicos de avaliação da rigidez arterial

Antes que a medição da Velocidade da Onda de Pulso (VOP) se consolidasse como o padrão-ouro não invasivo, a rigidez arterial era avaliada de forma mais indireta, por meio de parâmetros hemodinâmicos derivados de outras medições. Estes métodos clássicos continuam a ter relevância clínica e ajudam a compor o panorama da saúde vascular do paciente. Os principais são a análise da pressão arterial central e os índices derivados da esfigmomanometria convencional.

### 2.2.1 Pressão arterial central

Pressão Central, como o nome indica, é uma medida hemodinâmica semelhante a pressão arterial convencional porém avaliada de forma indireta por equipamento específico, que avalia estes parâmetros na saída do sangue na raiz da aorta.

A pressão arterial medida no braço (pressão braquial) não é a mesma que o coração, o cérebro e os rins efetivamente suportam. A pressão arterial central (PAC) refere-se à pressão na aorta ascendente, próxima ao coração. Esta medida central não sofre as interferências direta das bifurcações arteriais, das posições posturais maiores, das ateroscleroses periféricas localizadas e da amplificação da onda de pulso ao ser propagada. Assim, parece ser mais estável e, consequentemente, mais fidedigna para avaliar os riscos cardiovasculares [10].

Para estimar os valores absolutos da pressão central — como a Pressão de Pulso Central (PP Central) e a Pressão Sistólica Central (PAS Central) — a onda de pressão registrada deve ser calibrada. Essa calibração é baseada na observação de que a Pressão Arterial Média (PAM) e a Pressão Arterial Diastólica (PAD) são relativamente constantes em toda a árvore arterial de grandes vasos. Assim, a calibração é frequentemente realizada utilizando a PAM e a PAD medidas na artéria braquial. É crucial notar que a Pressão Sistólica (PAS) e a Pressão de Pulso (PP) periféricas (como as braquiais) não devem ser usadas como substitutas das pressões centrais, especialmente em indivíduos jovens, devido ao fenômeno de amplificação da pressão que ocorre entre as artérias centrais e periféricas [11].

A rigidez das artérias influencia diretamente a PAC. Em um sistema vascular jovem e elástico, a onda de pressão sofre uma amplificação natural ao viajar do centro para a periferia (braço). Contudo, em artérias rígidas, essa amplificação é menor, e as ondas de pulso refletidas retornam mais rapidamente, somando-se à onda principal e aumentando a pressão sistólica central [11].

Para estimar a PAC de forma não invasiva, utiliza-se a tonometria de aplanção para capturar a forma da onda de pulso em uma artéria periférica (como a radial, no pulso). Em seguida, aplica-se uma função de transferência matemática generalizada para derivar a morfologia da onda de pressão na aorta. Desta análise, obtém-se um importante índice chamado Índice de Aumento (*Augmentation Index* - *AIx*), que quantifica o aumento na pressão central causado pelo retorno precoce da onda refletida [11].

Apesar de sua importância, a PAC é uma estimativa indireta e sua acurácia depende da validade da função de transferência utilizada, que pode não ser universal para todos os indivíduos [11].

A Pressão Arterial Central (e seus derivados, como o Índice de Aumento Central, ou *AIx*) se relaciona com a rigidez arterial, mas de forma indireta.

1. **Mecanismo de Reflexão:** A VOP reflete a velocidade de propagação da onda. O aumento da rigidez arterial (ou seja, uma VOP mais alta) faz com que a onda refletida viaje mais rapidamente ao longo da árvore arterial.
2. **Aumento da Pressão Central:** Essa viagem mais rápida faz com que a onda refletida retorne à raiz da aorta mais cedo, chegando durante a sístole tardia. Quando a onda refletida se superpõe à onda de avanço na sístole, ela aumenta ainda mais a pressão sistólica central.
3. **Status das Medidas:** Embora a VOP seja uma medida direta da rigidez arterial, a pressão central, a pressão de pulso central e o *AIx* são classificados como medidas indiretas ou substitutas da rigidez arterial. Contudo, essas medidas indiretas fornecem informações adicionais cruciais sobre as reflexões da onda.

Portanto, a PAC e o *AIx* não podem ser usados de forma intercambiável com a VOP, pois seus determinantes são diferentes. O ideal é que a análise da onda de pulso central seja combinada com a medição da VOP aórtica para uma avaliação completa da rigidez arterial e sua contribuição para a reflexão das ondas. Tanto a VOP carotídeo-femoral quanto a análise da onda de pulso central (PP Central e *AIx*) demonstraram ter valor preditivo independente para desfechos cardiovasculares em populações específicas [11].

## 2.2.2 Índices derivados de esfigmomanometria

Historicamente, fisiologistas e médicos desenvolveram vários tipos de esfigmógrafos e contribuíram significativamente para a análise da onda de pressão [11].

A esfigmomanometria, a medição padrão da pressão arterial com um manguito (braçadeira), **Figura 5**, também pode fornecer pistas sobre a rigidez arterial, indo além dos valores sistólicos e diastólicos.



Figura 5- Esfignomanômetro [16]

Os índices básicos derivados da esfigmomanometria são a Pressão Sistólica (PAS), a Pressão Diastólica (PAD) e a Pressão de Pulso (PP). O índice mais simples e robusto é a Pressão de Pulso (PP), calculada como a diferença entre a pressão arterial sistólica e a diastólica [12]:

$$PP \text{ (Pressão de Pulso)} = PAS \text{ (Pressão arterial sistólica)} - PAD \text{ (Pressão arterial diastólica)} \quad (8)$$

A relação entre a rigidez arterial e a pressão de pulso é direta e baseada na capacidade de "amortecimento" da aorta, como mostrado na **Figura 6**.

- **Artéria Elástica (Jovem):** Quando o coração ejeta o sangue (sístole), uma aorta flexível se expande para absorver parte do impacto, evitando que a pressão sistólica suba demais. Na diástole, ela retorna lentamente, mantendo a pressão diastólica elevada e o fluxo contínuo. O resultado é uma pressão de pulso estreita (baixa) [12].
- **Artéria Rígida (Envelhecida/Doente):** Comporta-se como um cano rígido. Na sístole, ela não se expande, fazendo com que a pressão sistólica atinja um pico muito alto. Na diástole, sem o retorno elástico, a pressão cai mais abruptamente. O resultado é uma pressão de pulso larga (elevada) [12].

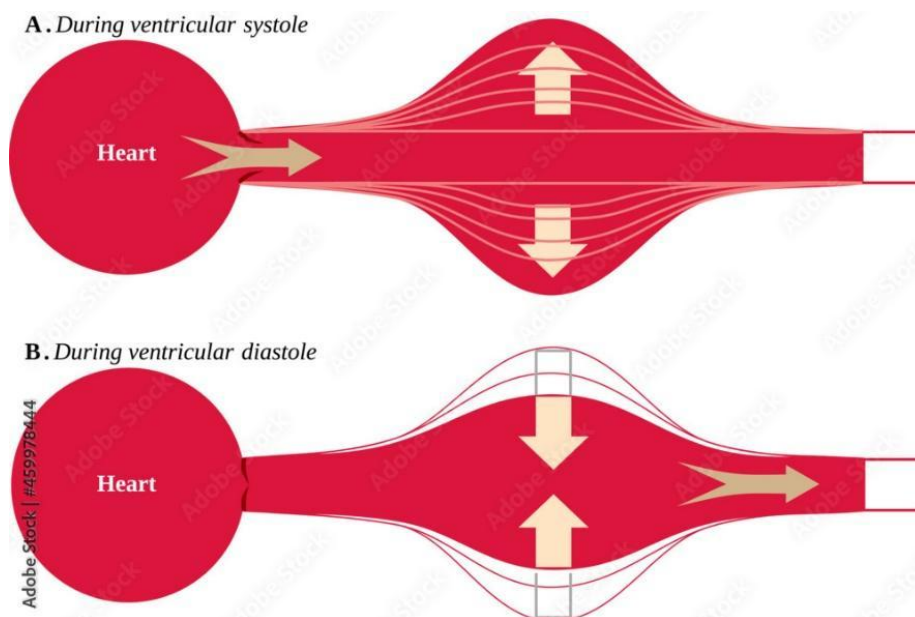


Figura 6 - Amortecimento realizado por uma aorta flexível. [17]

Uma pressão de pulso consistentemente acima de 60 mmHg é considerada um forte preditor independente de risco cardiovascular, especialmente em populações mais idosas [12].

Outros índices mais complexos, como o *Ambulatory Arterial Stiffness Index (AASI)*, podem ser derivados a partir da Monitorização Ambulatorial da Pressão Arterial (MAPA) de 24 horas, feita pelo equipamento mostrado na **Figura 7**, analisando a correlação dinâmica entre as pressões sistólica e diastólica ao longo do dia.



Figura 7- Monitorização Ambulatorial da Pressão Arterial (MAPA). [18]

Durante 24 horas, o aparelho MAPA realiza dezenas de medições de PAS e PAD. O *AASI* é derivado da análise da correlação entre todas essas medidas. Matematicamente, ele é 1 menos o coeficiente de inclinação (*slope*) da regressão linear entre os valores de PAD e PAS [13].

Ele mede o quão "dependentes" são as variações da pressão sistólica em relação às da diastólica, ao longo do dia e da noite. Em artérias mais rígidas, essa relação é mais forte (inclinação próxima de 1), resultando em um *AASI* mais alto [13].

O *AASI* foi proposto como um marcador funcional da rigidez arterial e demonstrou em estudos ser um preditor de mortalidade cardiovascular e cerebrovascular [13].

Em resumo, enquanto a VOP mede diretamente uma propriedade física do vaso (a velocidade da onda), esses índices usam o comportamento da pressão sanguínea, capturado por um esfigmomanômetro, para inferir o estado de rigidez do sistema arterial.

Embora úteis e acessíveis, esses índices são considerados marcadores indiretos e menos específicos da rigidez arterial quando comparados à medição direta da VOP, que avalia as propriedades mecânicas do vaso de forma mais direta.

### 3. Técnicas de Medição da Velocidade da Onda de Pulso

Tendo estabelecido a importância da Velocidade da Onda de Pulso (VOP) como um biomarcador fundamental, este capítulo aprofunda-se no "como" opera o vasto conjunto de tecnologias desenvolvidas para a sua aferição. O percurso inicia-se com a análise do método invasivo de cateterização arterial, que, apesar de ser o padrão-ouro, tem sua aplicação restrita ao ambiente de pesquisa.

Em seguida, são explorados os métodos não invasivos tradicionais que popularizaram o uso clínico da VOP, com destaque para a tonometria de aplanção e a fotopletismografia (PPG - *photoplethysmography*). A seção seguinte aborda as técnicas baseadas em imagem e ultrassom, como Doppler e ressonância magnética, que proporcionam alta acurácia.

Em sua parte final, o capítulo foca nas inovações mais recentes, detalhando as tecnologias vestíveis e sensores emergentes, como *smartwatches* e a sua integração com algoritmos de inteligência artificial. O objetivo é fornecer um panorama crítico e detalhado do estado da arte, estabelecendo a base para a análise comparativa do próximo capítulo.

#### 3.1 Métodos invasivos

No espectro das tecnologias de medição da VOP, os métodos invasivos representam o padrão-ouro de referência. A sua principal característica é a medição direta da onda de pressão por meio de sensores posicionados no interior da árvore arterial. Essa abordagem oferece a mais alta acurácia na captura do fenômeno hemodinâmico, sendo a metodologia de escolha para a validação de novas tecnologias. A técnica principal para essa finalidade é a cateterização arterial.

##### 3.1.1 Cateterização arterial

A cateterização arterial, no contexto do monitoramento hemodinâmico, **Figura 8**, refere-se ao procedimento de inserção de um cateter em uma artéria para permitir a medição contínua e invasiva da Pressão Arterial (PA). É considerado o método de referência clínica para pacientes cirúrgicos de alto risco e pacientes em estado crítico [20].

As principais indicações para o uso de um cateter arterial incluem:

- A necessidade de monitoramento contínuo da pressão arterial, especialmente em pacientes com instabilidade hemodinâmica [20].
- A inviabilidade de medições não invasivas da pressão arterial [20].
- A necessidade de coleta repetida de amostras de sangue arterial para análises laboratoriais [20].

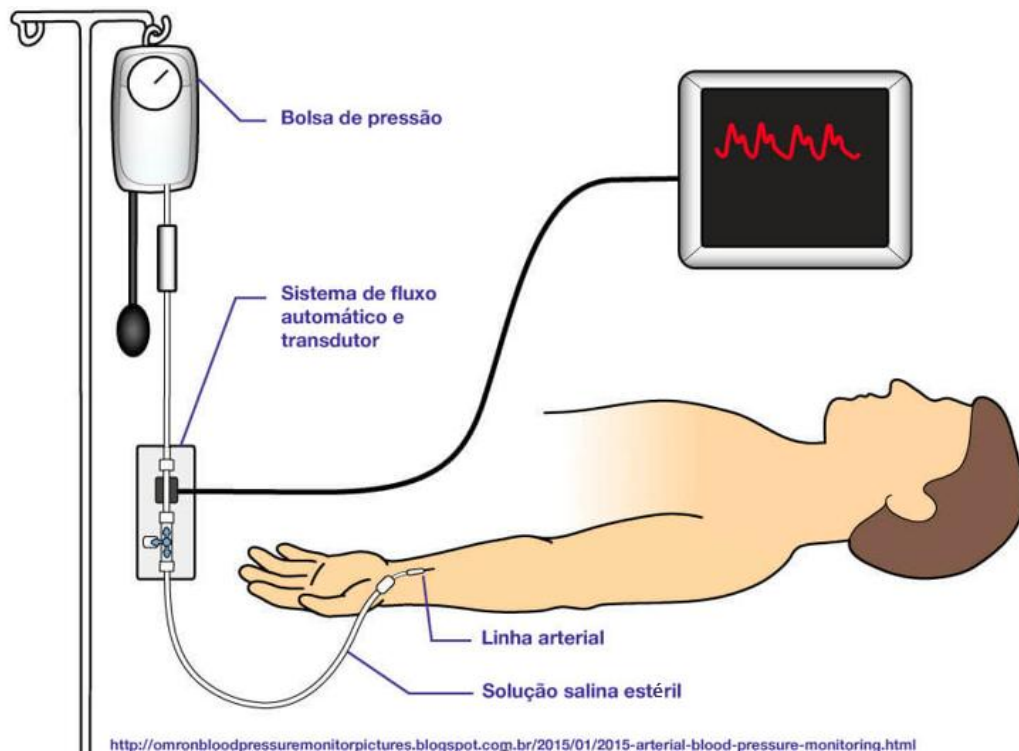


Figura 8- Cateterização arterial. [19]

### 3.1.1.1 O procedimento de inserção

A colocação de um cateter arterial é um procedimento que exige rigor técnico e condições de esterilidade.

- **Locais de Inserção:**

- **Comumente usados:** Artérias radial, braquial e femoral. A radial é a mais utilizada devido à facilidade técnica e baixa incidência de complicações graves [20].
- **Menos frequentes:** Artérias ulnar, axilar, temporal, tibial posterior e pediosa dorsal [20].

- **Técnicas de Inserção:** Diferentes técnicas podem ser empregadas

- **Abordagem de fio-guia separado (*Seldinger* ou "*Over-the-wire*"):** Envolve a inserção da agulha ou do conjunto agulha-cateter, seguida pela introdução de um fio-guia para depois avançar o cateter [20].
- **Abordagem de fio-guia integral:** Utiliza um fio-guia que faz parte inseparável do kit do cateter [20].

- **Punção direta ("Over-the-needle"):** A unidade agulha-cateter é avançada e, após o retorno do sangue, a agulha é levemente abaixada e o cateter é avançado na artéria antes da remoção da agulha [20].
- **Abordagem Guiada por Ultrassom (US):** Embora as diretrizes atuais não recomendem o uso rotineiro, o US pode ser usado para facilitar o acesso arterial, especialmente em casos desafiadores [20].
- **Sistema de Medição:** Após a inserção, o cateter é conectado a um sistema de tubulação rígida, preenchido com fluido e pressurizado (geralmente com uma bolsa de pressão a 300 mmHg) para evitar o refluxo de sangue. A coluna de fluido transmite a onda de pressão do paciente a um transdutor, que converte a energia mecânica em um sinal elétrico. Este sinal é então processado e exibido em um monitor como uma forma de onda contínua e valores numéricos, como mostra a **Figura 9** [20].

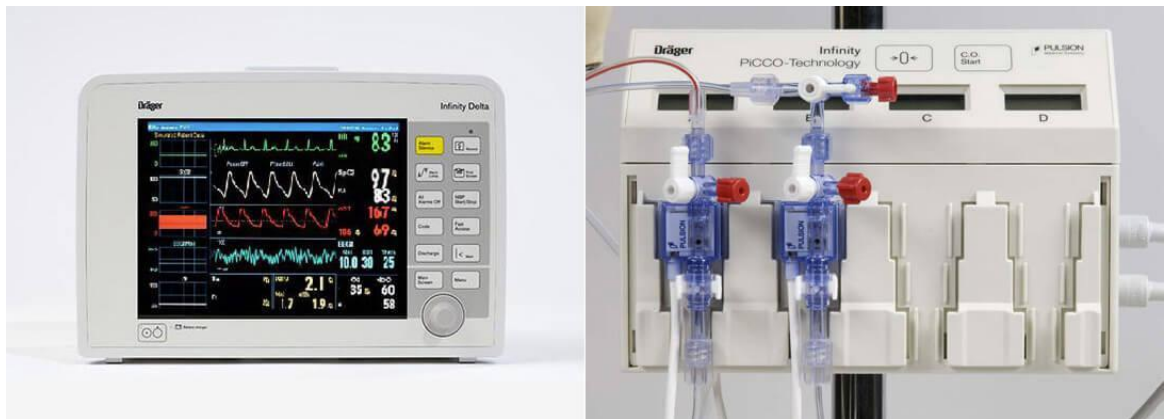


Figura 9- Monitor eletrônico (esquerda) e transdutor (direita). [19]

### 3.1.1.2 Riscos e Complicações

Apesar de sua precisão, o caráter invasivo utilizado neste procedimento implica em riscos que não estão presentes em métodos não invasivos.

- **Complicações Locais:** As mais comuns incluem dor, hematoma e sangramento no local da punção.
- **Complicações Graves (raras):** Embora menos frequentes, podem ocorrer complicações graves como trombose (**Figura 10**) e oclusão vascular (a oclusão da artéria radial pode variar de 1,5% a 35%), sangramento maior, embolia (**Figura 10**), lesão vascular, formação de pseudoaneurisma e lesão nervosa local [20].

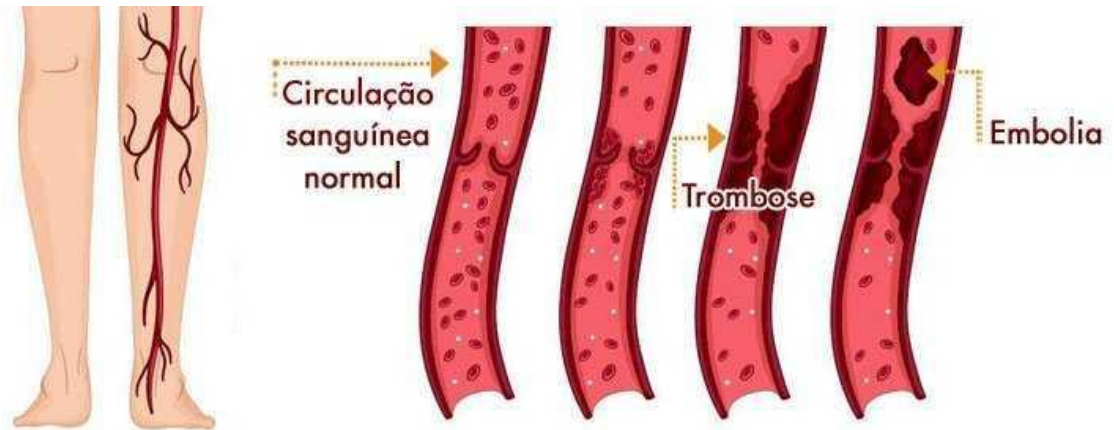


Figura 10- Trombose e Embolia. [21]

- **Riscos Sistêmicos:** Incluem o risco de infecções da corrente sanguínea (maior na artéria femoral em comparação com a radial), a injeção acidental de medicamentos por via intra-arterial e a perda maciça de sangue em caso de desconexão do sistema.

### 3.1.1.3 Limitações técnicas e artefatos de medição

Uma das principais desvantagens do monitoramento invasivo é a suscetibilidade a artefatos que podem gerar leituras incorretas e levar a decisões terapêuticas equivocadas. A qualidade da forma de onda é crucial. Os principais problemas são [20]:

- **Subamortecimento (*Underdamping*):** Ocorre quando há ressonância no sistema, levando a uma superestimação da pressão sistólica e subestimação da diastólica. É causado, por exemplo, por tubulações excessivamente rígidas.
- **Sobreamortecimento (*Overdamping*):** "Amortece" a onda de pulso, levando a uma subestimação da pressão sistólica e superestimação da diastólica. É causado por bolhas de ar no circuito, coágulos, dobras no cateter ou baixa pressão na bolsa de infusão.
- **Erros de Nivelamento e Zeragem:** O transdutor de pressão deve ser meticulosamente posicionado e calibrado na altura correta em relação ao paciente. Um erro de altura de apenas 10 cm pode resultar em uma leitura de pressão com 7,5 mmHg de diferença.

Em resumo, a cateterização arterial é o método mais preciso para a medição da onda de pulso, servindo como padrão-ouro para pesquisa e validação. No entanto, seus riscos inerentes, custo e a complexidade técnica, incluindo a necessidade de controle de artefatos, tornam-na inviável para a prática clínica de rotina, justificando a busca contínua por métodos não invasivos de alta fidelidade.

### 3.1.2 Aplicações em pesquisa e limitações para a rotina clínica

Apesar de sua precisão, a cateterização arterial possui um nicho de aplicação muito específico. Suas características a consolidam como o padrão-ouro em cenários de pesquisa e alta complexidade, mas, ao mesmo tempo, suas limitações impedem a adoção generalizada na prática clínica de rotina.

## 3.1.2.1 Aplicações em pesquisa e cuidados intensivos

A principal aplicação da cateterização arterial reside em cenários onde a medição contínua e a acurácia são cruciais:

- **Monitoramento Contínuo Essencial:** É o método de escolha para o monitoramento invasivo da pressão arterial em pacientes cirúrgicos de alto risco, criticamente enfermos ou em choque circulatório, situações em que medições intermitentes são insuficientes ou inseguras [20].
- **Deteção Acurada de Hipotensão:** A monitorização invasiva é capaz de detectar o dobro de eventos de hipotensão intraoperatória quando comparada à oscilometria. Essa precisão é vital em estudos que investigam a relação entre a queda de pressão e lesões orgânicas, como a renal e a miocárdica [20].
- **Pré-requisito para Monitoramento Avançado:** O cateter arterial é a porta de entrada para técnicas hemodinâmicas invasivas avançadas, como a análise da onda de pulso e a termodiluição transpulmonar, ferramentas comuns em pesquisa e na gestão de casos complexos em Unidades de Terapia Intensiva (UTI) [20].
- **Facilitação de Coletas Sanguíneas:** A necessidade de coletas repetidas de amostras de sangue arterial, como em pacientes sob ventilação mecânica prolongada, é uma indicação clara para a inserção do cateter [20].

## 3.1.2.2 Limitações para a prática clínica de rotina

As barreiras para o uso rotineiro do método derivam de sua natureza invasiva e da complexidade técnica necessária para garantir a sua fiabilidade.

- **Riscos Associados à Invasividade:** O procedimento expõe o paciente a um espectro de complicações que não existem nos métodos não invasivos. Embora complicações maiores como sangramentos importantes, trombose vascular e infecções da corrente sanguínea sejam raras, o risco é inerente ao método [20].
- **Complexidade Técnica e Risco de Artefatos:** A precisão das medições depende de uma calibração meticulosa e constante. O sistema é propenso a artefatos dinâmicos, como o **subamortecimento** (que superestima a pressão sistólica) e o **sobreamortecimento** (que a subestima), que podem levar a interpretações errôneas e, consequentemente, a decisões terapêuticas incorretas. A necessidade de nivelamento constante do transdutor também representa um desafio em ambientes fora da UTI ou com pacientes em posições não supinas [20].
- **Contraindicações Específicas:** O procedimento não pode ser realizado em todos os pacientes. Condições como infecção no local da punção, ausência de circulação colateral, trombose ou outras doenças vasculares periféricas são contra-indicações diretas, limitando ainda mais sua aplicabilidade [20].

## 3.2 Métodos não invasivos tradicionais

A lacuna deixada pela impraticabilidade dos métodos invasivos para o uso rotineiro impulsionou uma intensa busca por alternativas que pudessem estimar a VOP de maneira acurada, segura e acessível. A resposta para essa demanda veio com o desenvolvimento de um conjunto de tecnologias não invasivas, que revolucionaram a avaliação da rigidez arterial.

O objetivo central desses métodos é capturar a onda de pulso de forma transcutânea (através da pele), em dois pontos arteriais distintos, para então calcular o tempo de trânsito do pulso entre eles. Ao eliminar os riscos da cateterização, essas técnicas permitiram, pela primeira vez, a realização de estudos epidemiológicos em larga escala e o monitoramento longitudinal de pacientes, consolidando o valor prognóstico da velocidade da onda de pulso.

As seções a seguir exploram os princípios e as aplicações dos métodos não invasivos mais consagrados e amplamente validados na literatura científica, que formam a base da avaliação hemodinâmica moderna.

### 3.2.1 Esfigmocardigrafia

A Esfigmocardigrafia é uma técnica de diagnóstico não invasiva que se baseia no registro simultâneo dos eventos mecânicos do coração (captados no tórax) e da onda de pulso arterial (captada em uma artéria periférica).

Historicamente, o principal objetivo da esfigmocardigrafia não era medir a rigidez arterial, mas sim avaliar a performance e a contratilidade do músculo cardíaco (a função da "bomba"). Isso era feito através da medição dos chamados Intervalos de Tempo Sistólicos (ITS), como o Período Pré-Ejeção (PEP) e o Tempo de Ejeção Ventricular (TEV) [23].

#### 3.2.1.1 Princípio de funcionamento e realização do exame

O exame é realizado com o paciente em repouso e requer dois tipos de sensores atuando em sincronia: Sensor Cardíaco (Mecânico) e Sensor de Pulso (Esfigmógrafo).

O Sensor Cardíaco (Mecânico) é um transdutor, **Figura 11**, posicionado sobre o tórax do paciente para captar o "início" mecânico da sístole. As duas técnicas principais são:



Figura 11- Sensor cardíaco. [22]

- Fonocardiografia (PCG): Um microfone de alta sensibilidade que registra os sons do coração (as bulhas B1 e B2). O som B1 (o "TUM") marca o fechamento das válvulas e o início da contração do ventrículo [23].
- Apexcardiografia (ACG): Um sensor de vibração (mecanotransdutor) que registra o impulso da ponta do coração (*apex cordis*), ou seja, a vibração de baixa frequência da parede torácica causada pela contração cardíaca [23].

Por outro lado, o Sensor de Pulso (Esfigmógrafo) é um segundo tipo de sensor (tonômetro ou piezoelétrico) posicionado sobre uma artéria superficial, como a carótida ou a femoral, para registrar a chegada da onda de pulso arterial.

O resultado do exame é um traçado gráfico que mostra os dois sinais alinhados no tempo, permitindo medir os intervalos entre os eventos cardíacos e a chegada do pulso periférico.

### 3.2.1.2 Vantagens e desvantagens como método diagnóstico

Vantagens:

- Não Invasivo e Seguro: Como método puramente externo, não apresenta riscos significativos para o paciente.
- Informação Funcional: Fornece dados diretos sobre a mecânica do coração (sons e vibrações) e os intervalos de tempo sistólicos, que são úteis para diagnosticar certos tipos de insuficiência cardíaca ou problemas contráteis.

Desvantagens:

- Extremamente Dependente do Operador: Esta é a sua maior limitação. O posicionamento correto do sensor de apexcardiograma (ACG) é notoriamente difícil, demorado e altamente dependente da habilidade do técnico e da anatomia do paciente (sendo quase impraticável em pacientes obesos).
- Sinal Ruidoso: Os sons e vibrações do tórax são sinais de baixa amplitude, facilmente contaminados por ruídos da respiração ou movimentos do paciente, o que exige um ambiente controlado e cooperação do paciente.

### 3.2.1.3 Limitação da esfigmocardigrafia para a medição da VOP

Embora a esfigmocardigrafia capture um sinal de "início" (no coração) e um sinal de "fim" (na artéria), o que permitiria o cálculo de um tempo de trânsito, ela possui uma limitação técnica fundamental que a torna inadequada para a medição precisa da VOP e, conseqüentemente, para estimativa da rigidez arterial [23].

O problema reside no "início" do sinal. O som B1 (do fonocardiograma) ou a vibração inicial (do apexcardiograma) marcam o *início da contração* do ventrículo, mas não o início da ejeção do sangue [23]. Após o *início da contração* do ventrículo, há um breve período de tempo em que o coração está se contraindo, mas a pressão ainda não é alta o suficiente para abrir a válvula aórtica. Esse período é o Período Pré-Ejeção (PEP) [23].

O tempo total medido pela esfigmocardigrafia é dado por:

$$Tempo\ Total = PEP + PTT_{verdadeiro} \quad (8)$$

Entretanto, a VOP e a Rigidez Arterial dependem *apenas* do  $PTT_{verdadeiro}$ , ou seja, o tempo que a onda leva *dentro da artéria*.

O PEP depende da *função do coração* (o quão rápido ele gera pressão), e não da rigidez da artéria. Como o PEP é um valor que varia drasticamente entre indivíduos (especialmente em pacientes com insuficiência cardíaca) e não faz parte do tempo de viagem da onda *pela artéria*, ele introduz um erro significativo e imprevisível [23].

A esfigmografiografia tenta medir a VOP, mas ela falha em isolar a rigidez arterial. Como o método mistura um tempo cardíaco (PEP) com um tempo de trânsito arterial ( $PTT_{verdadeiro}$ ), o resultado é contaminado e não reflete com precisão a VOP. Por isso, atualmente, ela foi superada por métodos (como a tonometria entre dois pontos arteriais) que medem o tempo de trânsito *apenas* dentro das artérias ou que usam um marcador temporal mais preciso, como o ECG [23].

### 3.2.2 Tonometria de aplanção

A tonometria de aplanção é uma técnica não invasiva fundamental para a avaliação da rigidez arterial e da hemodinâmica central. O método baseia-se em um princípio similar ao da tonometria ocular (usada para medir a pressão intraocular), onde um sensor de pressão de alta fidelidade (tonômetro) é posicionado sobre uma artéria superficial, aplicando uma leve pressão para "aplanar" (achatar) a parede do vaso contra o osso ou tecido subjacente [24,27].

Ao achatar a artéria, as forças circunferenciais da parede do vaso são neutralizadas, permitindo que o sensor registre a morfologia da onda de pressão arterial interna de forma precisa e não invasiva.

Esta técnica é a base para dois tipos distintos de avaliação: o cálculo da Velocidade da Onda de Pulso carótido-femoral (VOPcf), considerado o padrão-ouro não invasivo para rigidez arterial, e a análise da onda de pulso central, que estima a pressão na aorta.

#### 3.2.2.1 Aplicação na medição da VOP (padrão-ouro)

A aplicação mais validada da tonometria para medir a rigidez arterial é o cálculo da Velocidade da Onda de Pulso carótido-femoral (VOPcf), que expressa a VOP na aorta.

O procedimento é realizado com o paciente em posição supina e utiliza dois tonômetros (transdutores sensíveis à pressão) que são colocados sequencialmente sobre a pele nas artérias carótida comum (no pescoço) e femoral (na virilha).

O sistema registra as duas ondas de pulso e calcula o intervalo de tempo  $\Delta t$  entre o início da onda carotídea e o início da onda femoral. Simultaneamente, a distância superficial entre os dois locais de medição é medida com uma fita métrica. A VOP é então calculada pela fórmula clássica:

$$VOP = \frac{Distância\ (m)}{\Delta t\ (s)} \quad (9)$$

A idade e a pressão arterial afetam nitidamente a VOP. Em adultos jovens e saudáveis, os valores situam-se entre 5 e 8 m/s, enquanto em indivíduos hipertensos mais velhos, esses valores podem subir para 12 a 15 m/s. Valores de VOPcf acima de 10 m/s (pelas diretrizes europeias mais recentes) ou 12 m/s (pelas diretrizes anteriores) são considerados um ponto de corte, indicando enrijecimento arterial significativo e um preditor independente de eventos cardiovasculares [25, 26].

### 3.2.2.2 Aplicação na análise da onda de pulso central (função de transferência)

Uma segunda aplicação da tonometria é a avaliação não invasiva da hemodinâmica central, que permite estimar a forma da onda de pressão na aorta ascendente (próxima ao coração).

Nesta técnica, um único tonômetro é usado para registrar a onda de pulso em uma artéria periférica, mais comumente a artéria radial (no punho). Dispositivos como o *SphygmoCor*® (AtCor Medical, **Figura 12**), um dos mais utilizados, empregam este método [28, 29].

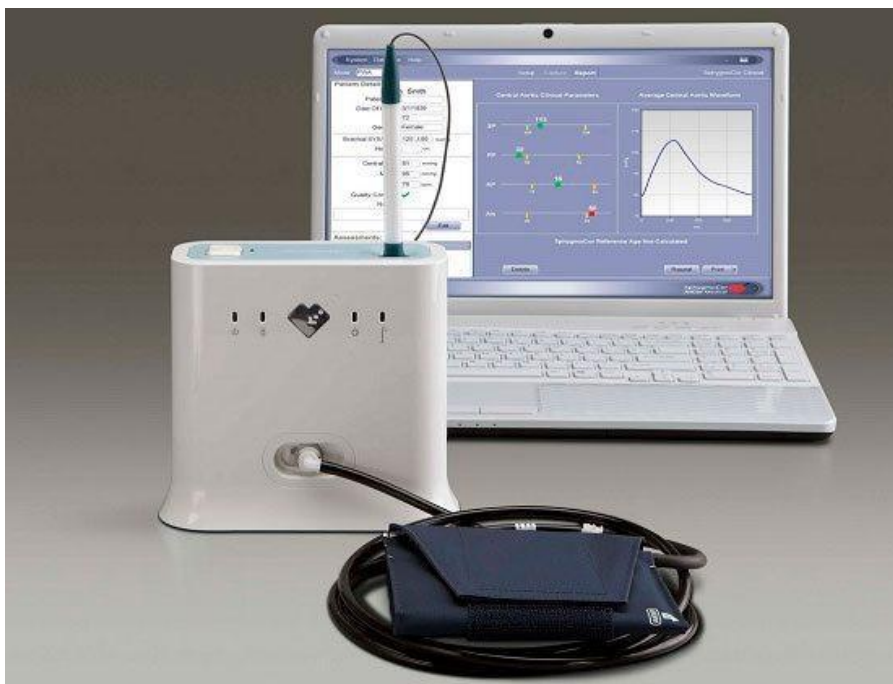


Figura 12- SphygmoCor. [30]

O processo (**Figura 13**), ocorre em três etapas:

1. A forma da onda de pulso é capturada na artéria radial com o tonômetro.
2. A medição é calibrada usando os valores de pressão sistólica e diastólica obtidos na artéria braquial (com um esfigmomanômetro padrão).
3. Um software aplica um algoritmo matemático, conhecido como função de transferência generalizada, para transformar a onda de pressão radial periférica na onda de pressão central (aórtica) [24,27].

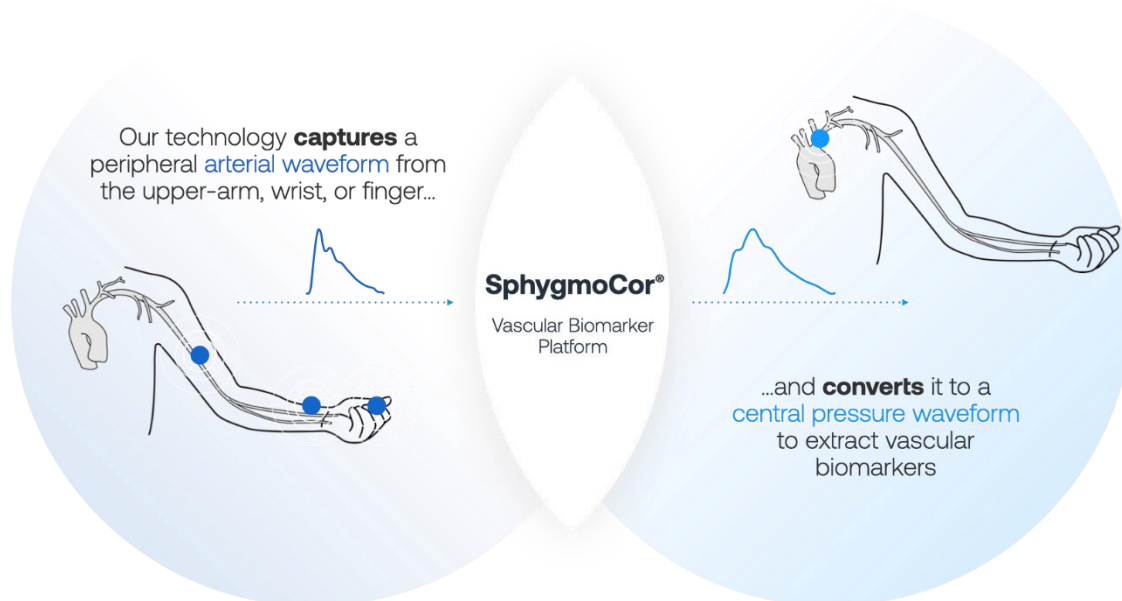


Figura 13- Processo de tonometria para análise da onda de pulso central. [31]

A partir da onda de pressão central estimada, é possível extrair parâmetros importantes, como o Índice de Aumentação (AIx). O AIx quantifica o "aumento" (aumento) na pressão sistólica central causado pelo retorno precoce das ondas refletidas da periferia. Em indivíduos jovens e saudáveis, a onda refletida chega durante a diástole; em indivíduos com artérias rígidas, ela retorna mais cedo, durante a sístole, somando-se à onda principal e aumentando a pressão no coração.

O AIx é expresso como uma porcentagem da Pressão de Pulso Central (PPC) e, como varia com a frequência cardíaca (FC), é frequentemente corrigido para uma FC de 75 bpm (AIx-75).

Apesar de sua ampla utilização, esta metodologia apresenta limitações, principalmente associadas ao processo de calibração, que assume que a pressão braquial é um substituto preciso para a pressão radial, introduzindo potenciais fontes de erro.

### 3.2.3 Fotoplestismografia (PPG)

A Fotoplestismografia (PPG), explorada pela primeira vez na década de 1930, é um método para medir a quantidade de luz que é absorvida ou refletida pelos vasos sanguíneos em tecidos vivos. O princípio fundamental da PPG baseia-se na técnica fotoelétrica para detectar a mudança no volume sanguíneo. É importante notar que o sinal da PPG é sensível às mudanças no volume do sangue, e não diretamente à pressão dos vasos sanguíneos [32].

O sensor de PPG (**Figura 14**) registra o volume de sangue na área de cobertura. Como esta área de cobertura inclui veias, artérias e inúmeros capilares, o sinal da PPG é, na verdade, uma mistura complexa do fluxo sanguíneo no sistema circulatório cardiovascular [32].



Figura 14- Sensor de Fotoplestismografia. [33]

O sinal bruto da PPG é composto por dois elementos principais:

1. **Componente Pulsátil (AC):** Relacionado às mudanças no volume sanguíneo dentro das artérias e síncrono com o batimento cardíaco [32].
2. **Componente Não Pulsátil (DC):** Uma função do volume básico de sangue, respiração, sistema nervoso simpático e termorregulação [32].

Em ambientes clínicos, a PPG é rotineiramente utilizada para monitorar alterações no volume sanguíneo induzidas pelo coração nos leitos microvasculares em locais periféricos do corpo, como o dedo, a testa, o lóbulo da orelha e o dedão do pé [32].

### 3.2.3.1 Princípio físico e eletrônico de funcionamento

O sensor PPG é, em essência, um sistema optoeletrônico. Seu funcionamento baseia-se na interação da luz emitida com o tecido biológico, um princípio modelado pela Lei de Beer-Lambert, que descreve a atenuação da luz ao passar por um meio absorvente [36].

O hardware do sensor, ilustrado na **Figura 15**, é composto por dois elementos centrais:

1. **Emissor de Luz:** Um Diodo Emissor de Luz (LED), que emite luz em um comprimento de onda específico (ex: verde, vermelho ou infravermelho) [36].
2. **Fotodetector:** Um componente semicondutor, como um fotodiodo ou fototransistor, que é sensível à luz e converte a intensidade luminosa recebida em uma corrente elétrica proporcional [36].

Quando a luz do LED penetra no tecido, parte dela é absorvida pelos ossos, pele e sangue (venoso e arterial), e parte é refletida (ou transmitida) até o fotodetector [36].

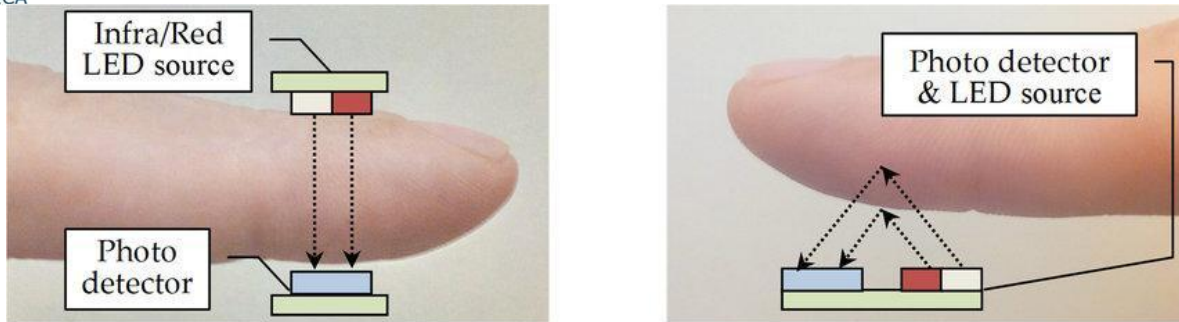


Figura 15- Hardware do sensor PPG. [37]

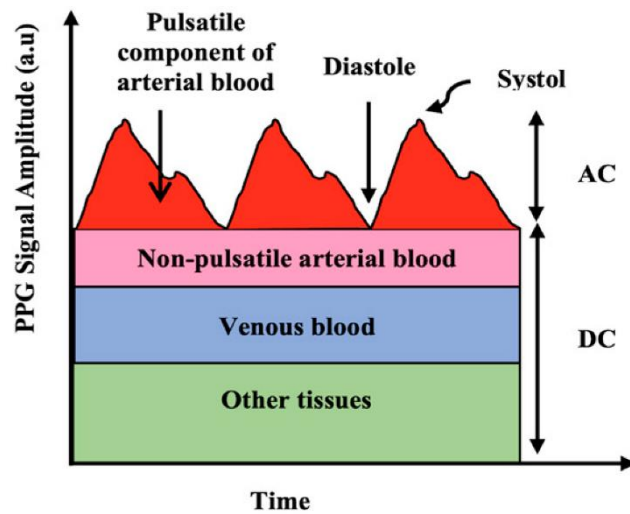
O sangue arterial é o único componente que varia de volume ritmicamente com o batimento cardíaco (sístole e diástole). Essa mudança de volume causa uma variação proporcional na absorção de luz. O fotodetector capta essa sutil variação e a converte em um sinal elétrico [36], tipicamente, uma corrente elétrica muito pequena e inutilizável diretamente. É aqui que o circuito de condicionamento atua para extrair os componentes AC e DC:

- **Amplificador de Transimpedância (TIA):** O primeiro estágio do circuito converte a baixa corrente  $I$  do fotodiodo em um sinal de tensão [36].

$$V_{out} = I \cdot R_f \quad (10)$$

- **Filtragem e Separação:** Este sinal de tensão é, então, conectado concomitantemente as entradas de dois estágios de filtragem:
  - Um **filtro passa-baixa (Low-Pass Filter)** com uma frequência de corte muito baixa (ex:  $< 0,5$  Hz) é usado para isolar o componente DC. Este componente representa a absorção de luz de todas as estruturas estáticas (tecido, osso, sangue venoso) [36].
  - Um **filtro passa-alta (High-Pass Filter)** é usado para remover o componente DC, permitindo que apenas o componente AC (a pequena variação pulsátil do sangue arterial) passe [36].

Essa separação pode ser observada na **Figura 16**.



(a) PPG Signal generation mechanism

Figura 16- Componentes AC e DC do PPG. [38]

- **Amplificação:** Como o componente AC é muito pequeno (geralmente apenas 1-2% do sinal total), ele é passado por um ou mais estágios de amplificação (ex: com amplificadores operacionais) para que possa ser lido por um microcontrolador ou conversor Analógico-Digital (ADC) [36].

Portanto, o sinal PPG que analisamos é o resultado direto de um projeto de hardware optoeletrônico e processamento de sinais analógicos, projetado especificamente para isolar a variação do fluxo sanguíneo arterial das demais estruturas biológicas.

### 3.2.3.2 Tipos de sensores e penetração de luz

O procedimento de medição da PPG depende do tipo de sensor utilizado: transmissivo ou reflexivo.

#### PPG Transmissiva (Figura 17):

- Geralmente usa luz vermelha (680 nm) ou quase infravermelha (810 nm) [32].
- A luz infravermelha possui a capacidade de penetração mais profunda no tecido humano, alcançando cerca de 2,5 mm [32].
- A absorção óptica da hemoglobina é uma função da oxigenação e do comprimento de onda óptico, o que torna o uso da PPG em múltiplos comprimentos de onda rotineiro na oximetria de pulso [32].

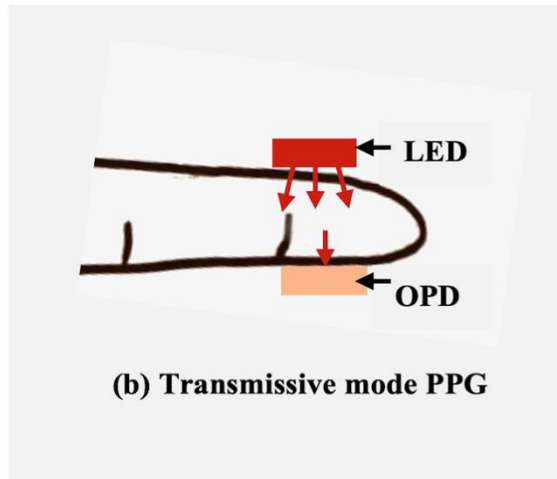


Figura 17- PPG transmissiva. [38]

#### PPG Reflexiva (Figura 18)

- Geralmente usa luz verde (565 nm) ou amarela (590 nm) [32].
- O pico do componente pulsátil da luz refletida ocorre aproximadamente na faixa entre 510 e 590 nm [32].
- A luz verde penetra menos de 1 mm no tecido [32].

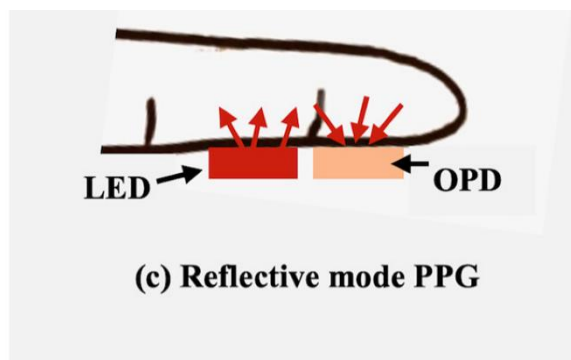


Figura 18- PPG reflexiva. [38]

A tecnologia PPG é considerada conveniente e de baixo custo, sendo facilmente integrada em dispositivos portáteis e vestíveis (*wearables*) [32].

#### 3.2.3.3 Avaliação da rigidez arterial através da morfologia da onda

A rigidez arterial é um indicador importante da saúde cardiovascular. Parâmetros extraídos diretamente da morfologia da forma de onda da PPG podem ser usados para avaliar o estado vascular. O estado fisiológico dos vasos periféricos, incluindo rigidez, envelhecimento e complacência, pode ser expresso parcialmente nas formas de onda dos sinais periféricos. Por sua vez, o volume e a distensão das artérias estão relacionados à pressão, e, por isso, o sinal da PPG produz formas de onda de pulso que se assemelham muito às formas de onda de pressão [32].

A análise da forma de onda da PPG auxilia na compreensão do estado subjacente dos vasos sanguíneos periféricos sob a influência da propulsão e do processo de reciclagem do sangue. Características como o índice de rigidez da grande artéria (LASI), a largura do pulso e o índice de aumento são frequentemente mencionados na literatura como parâmetros de interesse para avaliar o estado vascular [32].

Além da análise da morfologia da onda, a tecnologia PPG é um componente essencial em técnicas que medem o tempo de propagação da onda de pulso. Essas abordagens, que combinam o sinal da PPG com outros sensores (como o ECG ou um segundo sensor PPG), serão detalhadas a seguir.

### 3.2.4 Eletrocardiograma (ECG) associada a PPG

Um dos métodos mais utilizados para estimar o tempo de propagação da onda de pulso combina o sinal de Eletrocardiografia (ECG) com o de Fotopletismografia (PPG). O resultado desta combinação é o Tempo de Chegada do Pulso (PAT - *Pulse Arrival Time*).

O PAT é definido como o tempo que a forma de onda do pulso leva para percorrer do coração (ponto de partida elétrico) até um local distal onde o sensor PPG está posicionado (ponto de chegada) [32].

O cálculo é feito utilizando dois pontos cruciais:

1. **Sinal de Partida (ECG):** A onda R do traçado do ECG, **Figura 19**, que indica a despolarização elétrica do ventrículo esquerdo [32].
2. **Sinal de Chegada (PPG):** O início ou o pico sistólico da forma de onda PPG, **Figura 19**, medido em um local distal como a ponta do dedo [32].

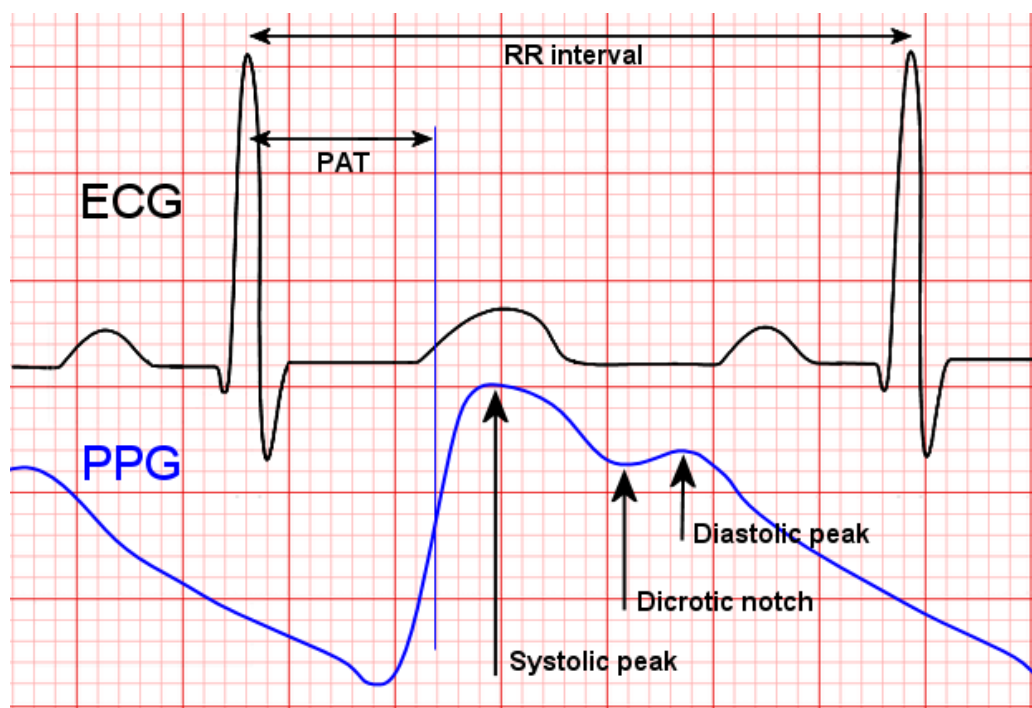


Figura 19- Eletrocardiograma + PPG. [34]

A principal desvantagem deste método é que o PAT não representa puramente o tempo de trânsito arterial. Ele inclui o Período de Pré-Ejeção (PEP), que é o atraso entre o evento elétrico (onda R) e o início da ejeção ventricular mecânica (a abertura da válvula aórtica). Como o PEP é uma variável

fisiológica que muda entre pacientes e não faz parte da propagação da onda pela artéria, sua utilização implica em imprecisões significativas na estimação da pressão arterial (PA) e da rigidez arterial [32].

### 3.2.5 Medição por dupla fotopletismografia (tempo de trânsito do pulso)

Para contornar a limitação do Período de Pré-Ejeção (PEP) presente no método PAT, utiliza-se o Tempo de Trânsito do Pulso (PTT - *Pulse Transit Time*). O PTT mede o tempo de propagação da onda de pulso estritamente entre dois locais arteriais periféricos [32].

Neste método, utilizam-se dois sensores PPG posicionados em locais diferentes do corpo. Por exemplo, um sensor proximal (no braço ou orelha) e um sensor distal (na ponta do dedo), ou entre dois locais distais (como o dedo da mão e o dedão do pé) [32].

O PTT é medido como o intervalo de tempo entre a chegada da onda de pulso no primeiro sensor e a sua chegada no segundo sensor. Como esta medição exclui os eventos cardíacos (PEP), o PTT é considerado uma estimativa mais direta da VOP [32].

Entretanto, essa abordagem apresenta limitações geométricas e fisiológicas relevantes, uma vez que a distância linear entre os sensores não corresponde necessariamente ao comprimento real da artéria ao longo do trajeto da onda de pulso. O caminho arterial segue uma trajetória curva e ramificada, o que introduz erro sistemático na estimativa da VOP. Além disso, o PTT integra o comportamento hemodinâmico de segmentos arteriais com diferentes propriedades elásticas, de modo que o valor obtido reflete uma média ponderada da rigidez arterial entre os dois pontos, e não uma medição local. Apesar dessas limitações, há evidências consistentes de que o PTT se correlaciona fortemente com a pressão arterial, e modelos baseados na equação de Moens-Korteweg utilizam esse parâmetro para inferir variações da rigidez arterial [32].

## 3.3 Métodos baseados em imagem e ultrassom

Após a análise dos métodos invasivos e das técnicas não invasivas tradicionais, que se baseiam primariamente na captura do pulso na superfície da pele para medir o tempo de trânsito, esta seção avança para uma terceira categoria de avaliação: a análise direta por imagem.

Enquanto a tonometria e a fotopletismografia (PPG) inferem a rigidez arterial a partir do tempo de propagação da onda entre dois pontos (resultando em uma VOP regional), os métodos baseados em imagem permitem uma análise local das propriedades mecânicas do vaso.

Utilizando tecnologias como o ultrassom e a ressonância magnética, torna-se possível visualizar a artéria e medir diretamente seus parâmetros físicos em tempo real. Em vez de apenas cronometrar a onda de pulso, essas técnicas podem quantificar a velocidade do fluxo sanguíneo e a variação do diâmetro arterial (distensão) durante o ciclo cardíaco.

Esta seção abordará as principais modalidades de imagem usadas para esse fim:

- **Doppler:** Utilizado para medir a velocidade do fluxo sanguíneo, permitindo o cálculo da VOP local.
- **Eco-tracking:** Uma técnica avançada de ultrassom de alta resolução para o rastreamento preciso do movimento e da distensão da parede arterial.
- **Ressonância Magnética:** O método de imagem mais robusto, que permite a visualização tridimensional e a quantificação do fluxo e da complacência em segmentos arteriais complexos, como o arco aórtico.

### 3.3.1 Doppler

A tecnologia de ultrassom Doppler baseia-se em um princípio físico descrito em 1843 por Christian Doppler. O "Efeito Doppler" explica a mudança na frequência percebida do som emitido por uma fonte em movimento [39].

#### 3.3.1.1 Princípio físico e aplicação

Este princípio foi estendido ao campo da imagem por ultrassom. Na prática, um transdutor emite um feixe de ultrassom com uma frequência de insonação conhecida ( $f_s$ ). Quando esse feixe atinge objetos em movimento, como os glóbulos vermelhos no fluxo sanguíneo, a onda sonora é refletida de volta para o transdutor com uma frequência alterada, conforme ilustrado na **Figura 20** [39].

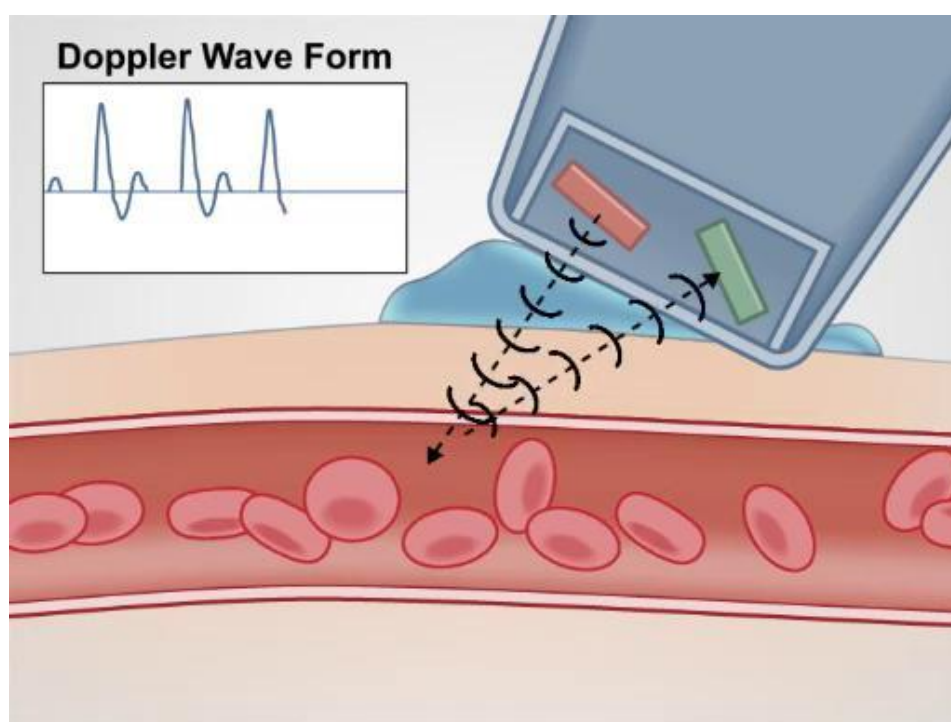


Figura 20- Princípio do ultrassom com doppler. [41]

Essa diferença entre a frequência transmitida ( $f_s$ ) e a recebida é chamada de "desvio *Doppler*" ( $f_v$ ) e é proporcional à velocidade do sangue ( $V$ ). A relação é governada pela seguinte equação [39]:

$$f_v = \frac{2 \cdot f_s \cdot V \cdot \cos \theta}{v} \quad (11)$$

Onde:

- $f_v$ : Mudança na frequência (Desvio *Doppler*, em Hz).
- $f_s$ : Frequência do feixe de insonação (em Hz).

- V: Velocidade do sangue.
- $\theta$ : O cosseno do ângulo de insonação (o ângulo entre o feixe de ultrassom e a direção do fluxo sanguíneo).
- v: Velocidade do som nos tecidos do corpo (fixada em aprox. 1540 m/s).

### 3.3.1.2 Modalidades de imagem *doppler*

Existem cinco métodos principais de imagem que empregam o princípio *Doppler*:

1. **Doppler de Onda Contínua (CW)**: Utiliza dois cristais piezoelétricos: um transmite um sinal sônico contínuo e o outro recebe os ecos continuamente. É empregado na detecção simples de fluxo, mas não fornece informações sobre a profundidade, direção ou velocidade exata (**Figura 21**) [39].

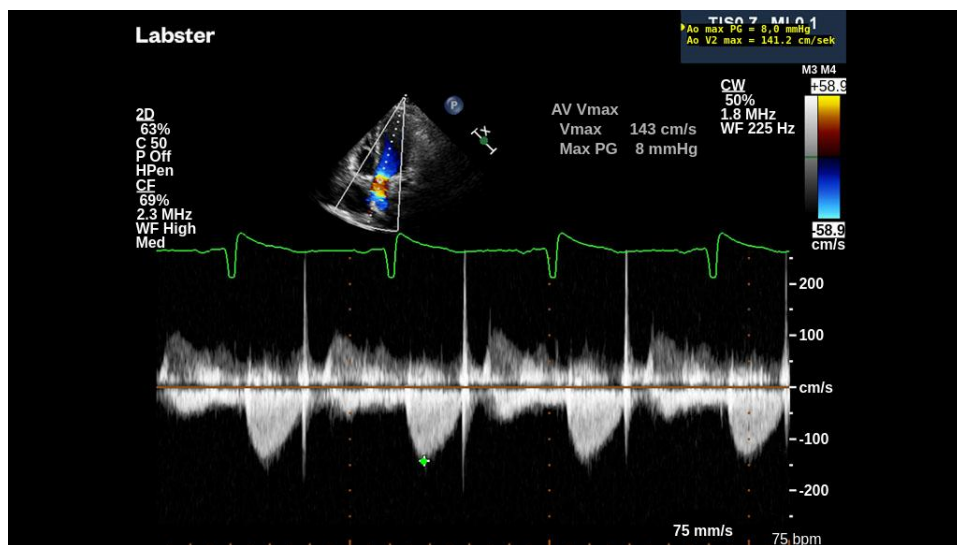


Figura 21- Doppler de onda contínua. [42]

2. **Doppler de Onda Pulsada (PW)**: Permite detectar a profundidade de onde o sinal está vindo, posicionando uma "amostra" em um ponto específico ao longo do feixe. Para funcionar corretamente, requer uma alta frequência de repetição de pulso e um ângulo de insonação correto (idealmente menor que  $60^\circ$  - **Figura 22**) [39].

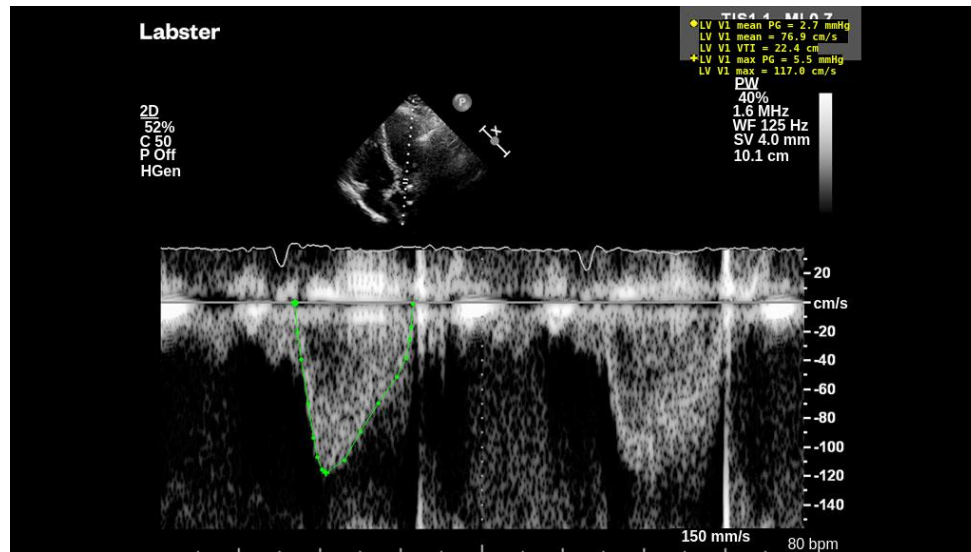


Figura 22- Doppler de onda pulsada. [42]

3. **Doppler Colorido (CD) (Baseado na Frequência Média):** Também chamado de *Color Flow Imaging (CFI)*, este é o método de *Doppler* colorido mais comum. A maioria dos *scanners* codifica em cor uma estimativa da frequência média do desvio *Doppler* em um local específico (Figura 23)[39].

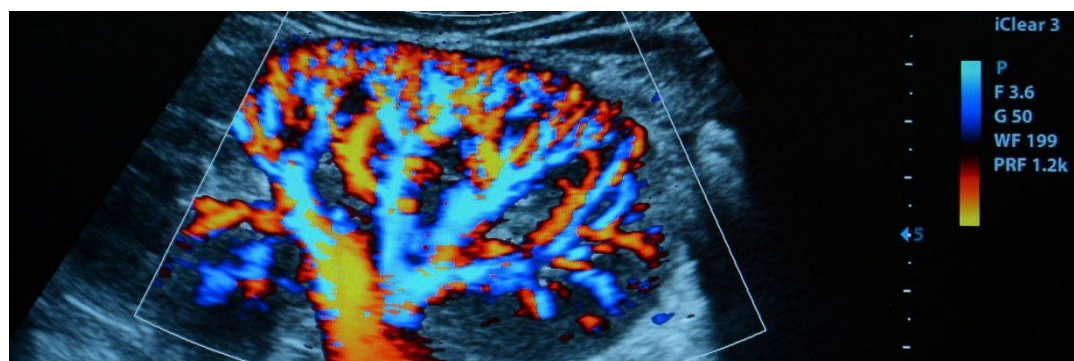


Figura 23- Doppler colorido. [43]

Embora funcional, essa abordagem padrão apresenta três limitações principais:

- **Ruído:** O ruído aleatório do sistema possui uma frequência de desvio aleatória. Isso faz com que o ruído possa ser interpretado e exibido como fluxo, preenchendo o fundo da imagem com artefatos [40].
  - **Aliasing:** Por ser uma técnica baseada na detecção de frequência, ela sofre de *aliasing*. Isso ocorre quando velocidades altas de fluxo criam um desvio de frequência que excede o limite de detecção do aparelho (PRF), fazendo com que o fluxo pareça se reverter ou apresentar cores incorretas, o que pode fazer os vasos parecerem descontínuos [40].
  - **Dependência de Ângulo:** A técnica perde sensibilidade a fluxos que são perpendiculares (90°) ao feixe de som. Isso pode fazer com que segmentos de vasos desapareçam da imagem, dificultando o rastreamento vascular [40].
4. **Power Doppler (Modo Energia):** Desenvolvido como uma alternativa ao *Doppler* Colorido padrão, esta técnica codifica em cor a potência (energia) total do sinal *Doppler*, em vez de sua

frequência média. A potência é calculada como a integral (energia total) sob a curva do espectro de potência *Doppler* (**Figura 24**) [39].

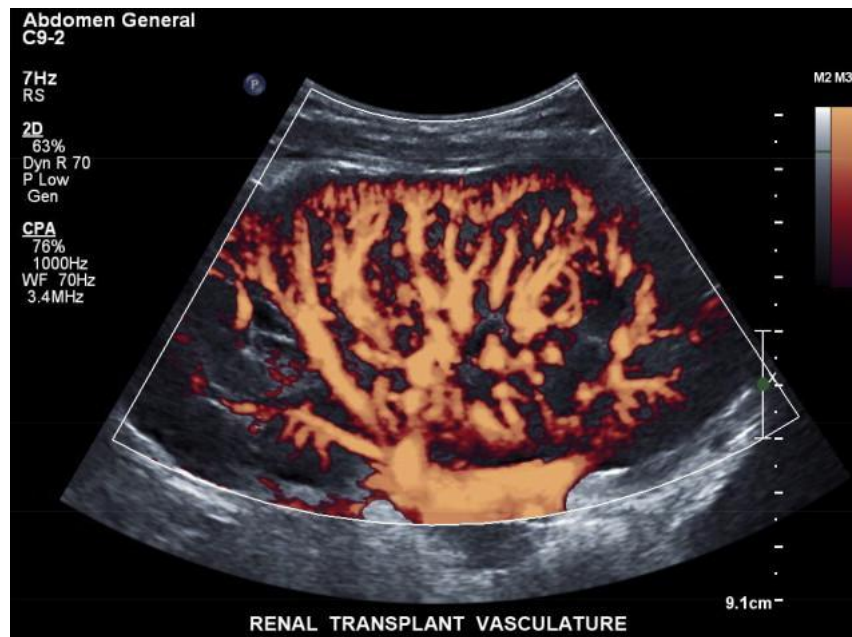


Figura 24- Power doppler. [44]

Isso resolve diretamente as três limitações do *Doppler* Colorido:

- **Insensibilidade ao Ruído:** O ruído, embora tenha uma frequência aleatória, possui uma potência uniformemente baixa. O fluxo sanguíneo verdadeiro sempre terá mais potência que o ruído de fundo, permitindo que ele se "destaque" claramente, o que melhora a sensibilidade da detecção de fluxo [40].
  - **Ausência de Aliasing:** O *aliasing* é um artefato da medição de frequência. Como o *Power Doppler* mede a potência total (a integral do espectro), ele não sofre *aliasing*, mesmo em fluxos de alta velocidade [40].
  - **Independência Relativa do Ângulo:** Mudar o ângulo de insonação altera drasticamente a frequência média do desvio, mas a potência total (relacionada ao número de glóbulos vermelhos) permanece essencialmente a mesma. Isso permite que os vasos pareçam contínuos e visíveis, mesmo quando posicionados a 90° do feixe [40].
5. ***Doppler* Espectral (ou *Duplex Scanning*):** Esta é a exibição típica usada na imagem de fluxo vascular, combinando o Modo B (imagem 2D) com o *Doppler* Pulsado (PW). O *Doppler* Espectral exibe o espectro completo de velocidades dentro do volume de amostra ao longo do tempo. A análise desse espectro é fundamental para avaliar as características do fluxo vascular, permitindo o cálculo de índices como velocidades de pico sistólico e diastólico, índices de resistividade e pulsatilidade (**Figura 25**) [39].

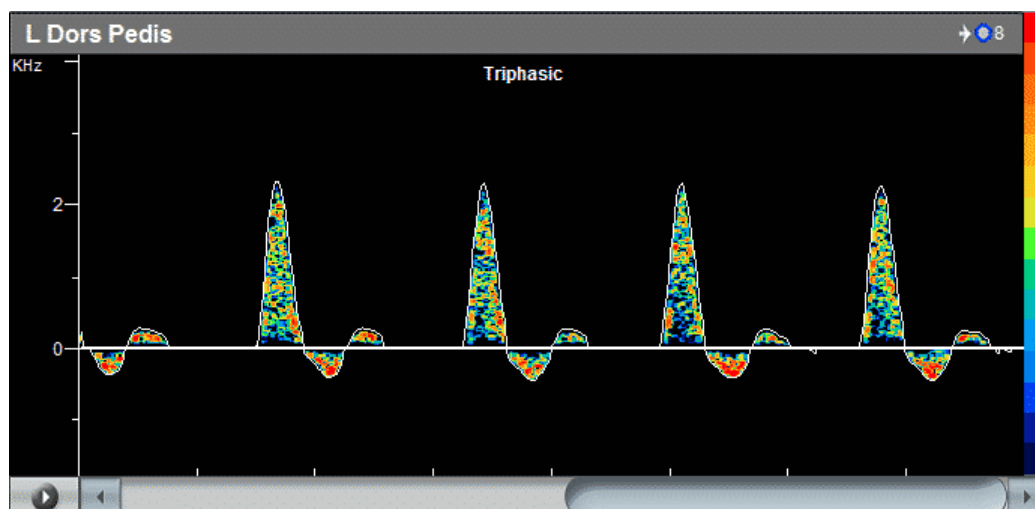


Figura 25- Doppler espectral. [45]

### 3.3.1.3 Ultrassom doppler e sua relação com a medição da VOP

A tecnologia de ultrassom *Doppler* baseia-se no princípio físico de que a frequência de uma onda sonora muda quando refletida por um objeto em movimento. No diagnóstico vascular, isso permite medir a velocidade do fluxo sanguíneo [40].

Para o tema central deste trabalho, a medição da Velocidade da Onda de Pulso (VOP), o *Doppler* não é uma ferramenta única, mas um conjunto de modalidades que são usadas de forma complementar. O cálculo da VOP exige a medição do Tempo de Trânsito do Pulso entre dois pontos arteriais (ex: carótida e femoral). Esse processo requer duas etapas principais: primeiro, localizar a artéria com precisão; segundo registrar a forma de onda do fluxo ao longo do tempo para identificar o momento exato da chegada do pulso [40].

As diferentes modalidades *Doppler* atuam como ferramentas especializadas para cada uma dessas etapas.

#### Ferramentas de Localização: *Doppler Colorido* vs. *Power Doppler*

A localização da artéria é tipicamente realizada com o *Doppler Colorido* (CD), que sobrepõe à imagem 2D (Modo B) uma estimativa da velocidade média do fluxo em cores [40]. No entanto, esta modalidade padrão apresenta limitações que podem dificultar o rastreamento do vaso; tais como dependência de ângulo, aliasing e ruído, conforme descrito na seção 3.3.1.2 - Modalidades de Imagem Doppler.

Como alternativa, o *Power Doppler* (PD) foi desenvolvido para superar esses problemas de localização. Esta técnica codifica em cor a potência (energia) do sinal *Doppler*, e não a sua frequência média [40]. As vantagens do *Power Doppler* para a localização vascular são: menor dependência de ângulo, ausência de *aliasing* e maior sensibilidade ao ruído, conforme descrito na seção 3.3.1.2 - Modalidades de Imagem Doppler.

#### Ferramentas de Medição: *Doppler Pulsado* (PW) e Espectral

Uma vez que a artéria é localizada (seja com *Doppler Colorido* ou *Power Doppler*), a medição do tempo de trânsito não pode ser feita por eles. O *Power Doppler*, crucialmente, não fornece informações sobre velocidade ou direção do fluxo, sendo inútil para a análise temporal da onda [40].

Para este tipo de medição, utiliza-se o *Doppler* Pulsado (PW). Esta técnica permite ao operador selecionar a profundidade exata da medição, posicionando um "volume de amostra" precisamente dentro da artéria [40].

O sinal do *Doppler* Pulsado é então exibido no *Doppler* Espectral, que é um gráfico que mostra o espectro completo de velocidades do fluxo dentro da amostra ao longo do tempo. É neste gráfico espectral que o operador pode identificar com precisão o "pé" da onda de pulso (o início abrupto do fluxo sistólico) [40], conforme mostrado na **Figura 25**.

No contexto da medição da VOP, o processo completo é [40]:

1. Localizar a artéria carótida (usando CD ou PD).
2. Medir o tempo de chegada do pulso usando *Doppler* Pulsado e Espectral.
3. Localizar a artéria femoral (usando CD ou PD).
4. Medir o tempo de chegada do pulso usando *Doppler* Pulsado e Espectral.
5. Calcular o tempo de trânsito entre os dois registros espectrais.

#### 3.3.1.4 Limitações gerais da aplicação

Apesar de sua utilidade, o uso do *Doppler* para medição da VOP apresenta desafios significativos. A qualidade do sinal é prejudicada por fatores como obesidade (gordura), gases intestinais e movimento do paciente (respiratório, cardíaco ou peristáltico). Especificamente, o *Power Doppler*, apesar de suas vantagens na localização, é extremamente sensível a artefatos de movimento dos tecidos (conhecidos como *flash artifacts*) [39].

Por fim, a interpretação dos padrões de fluxo e a correta aplicação das diferentes modalidades para evitar artefatos exigem um alto nível de proficiência, tornando a curva de aprendizado para o operador longa e complexa [39].

#### 3.3.2 Eco-tracking

A avaliação da função miocárdica regional tem evoluído significativamente com o advento de novas técnicas de imagem, destacando-se a Ecocardiografia com *Speckle Tracking* (STE), frequentemente referida neste contexto como *eco-tracking*. O STE, **Figura 26**, é uma técnica relativamente nova que pode ser utilizada em conjunto com a ecocardiografia bidimensional ou tridimensional para quantificar os componentes multidirecionais da deformação do ventrículo esquerdo (VE) [46].

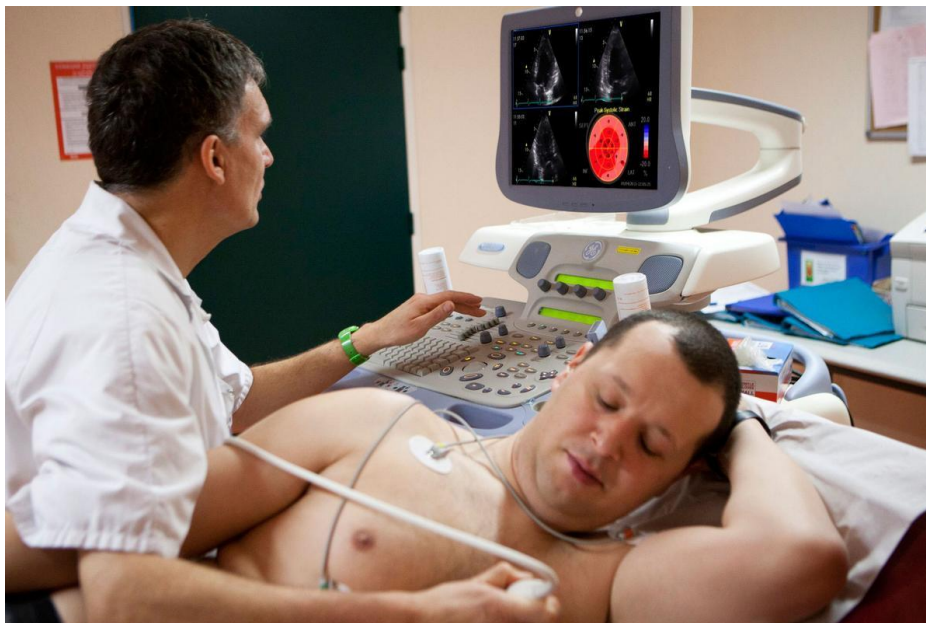


Figura 26- Ecocardiograma com *Strain*. [48]

Esta tecnologia baseia-se na identificação e rastreamento (*tracking*) de padrões de ecos naturais (*speckles*) presentes nas imagens B-mode em escala de cinza. O sistema mede automaticamente a distância entre dois pixels de um segmento do VE durante o ciclo cardíaco. O STE superou várias limitações técnicas de métodos anteriores, como a imagem por Doppler tecidual, incluindo o efeito de amarração (*tethering effect*) e a dependência do ângulo de insonação. Ao fazer isso, o STE oferece um arcabouço unificado para quantificar com maior precisão a função global e regional do VE, fornecendo informações úteis sobre as deformações miocárdicas tridimensionais e a torção cardíaca (*torsion* ou *twist*) [46].

Os parâmetros de deformação chave obtidos pelo *eco-tracking* incluem [46]:

1. *Strain* ( $\epsilon$ ): Uma medida adimensional de deformação, expressa como a mudança fracionária ou percentual de uma dimensão original do objeto. O pico sistólico de *strain* é tipicamente analisado.
2. *Strain Rate* (SR): Refere-se à velocidade na qual a deformação (*strain*) ocorre. O *strain rate* diastólico precoce (SRE) pode ser medido, fornecendo maior resolução espacial para localização precisa de segmentos doentes.

Na **Figura 27**, é possível perceber as diferenças entre um coração saudável e um coração de um paciente hipertensivo utilizando a técnica de *Speckle Tracking Echocardiography* para avaliar o *strain* longitudinal do ventrículo esquerdo. Cada linha da imagem representa uma dessas condições e é organizada em três partes: a visualização apical de quatro câmaras com o mapa de deformação do miocárdio, as curvas segmentares de *strain* longitudinal ao longo do ciclo cardíaco e o mapa polar de 16 segmentos, que resume os valores de deformação de cada região do ventrículo esquerdo.

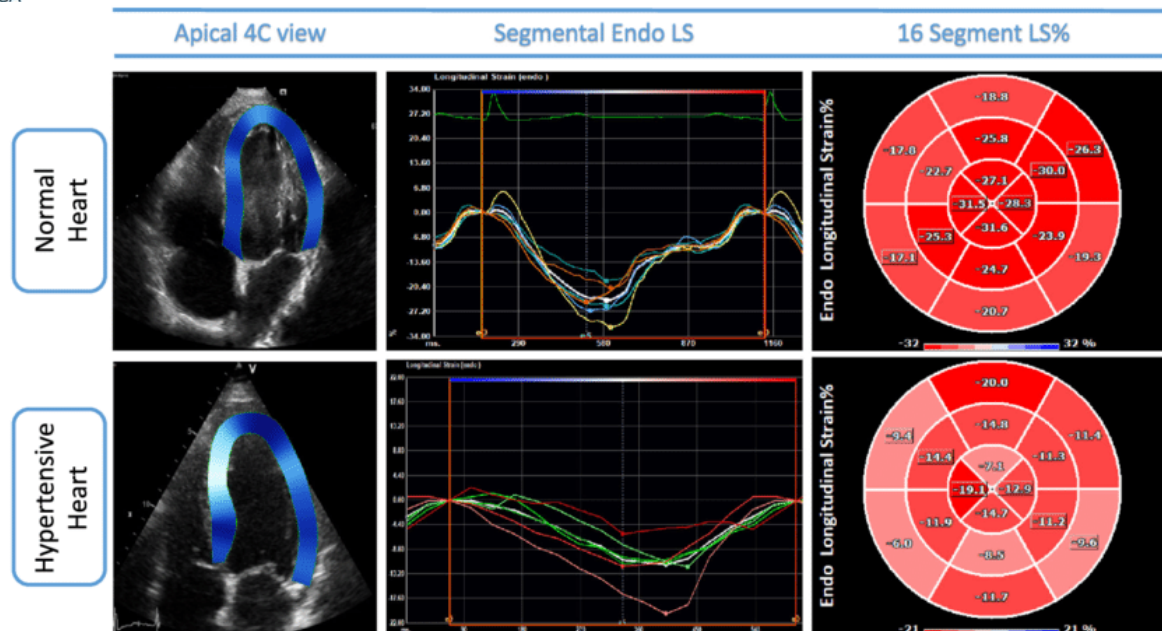


Figura 27- Eco-tracking: coração normal x coração hipertensivo. [49]

Na linha superior da **Figura 27**, correspondente ao coração normal, a imagem apical de quatro câmaras mostra o ventrículo esquerdo com coloração predominantemente azul, indicando um encurtamento longitudinal preservado. A contração longitudinal ocorre de forma uniforme em toda a parede, refletindo um miocárdio saudável e sem áreas de hipocontratibilidade. As curvas de strain segmentar que aparecem na coluna do meio reforçam essa interpretação: todas seguem trajetórias similares, atingem picos negativos profundos durante a sístole e mantêm um padrão bastante homogêneo entre os segmentos. Este comportamento sinaliza sincronia mecânica adequada e elevada função subendocárdica. O mapa polar à direita confirma a integridade funcional do ventrículo: os segmentos apresentam valores negativos intensos (geralmente entre  $-18\%$  e  $-25\%$  ou até mais negativos), e a área central – que representa o Global Longitudinal Strain (GLS) – mantém valores dentro da faixa normal esperada, evidenciando uma função contrátil global adequada.

Na linha inferior da **Figura 27**, correspondente ao coração hipertensivo, o padrão visual é significativamente diferente. A imagem apical revela uma coloração menos intensa e menos homogênea, refletindo uma redução do encurtamento longitudinal. Essa diminuição da deformação, especialmente no subendocárdio, é uma das primeiras alterações funcionais causadas pela hipertensão arterial, mesmo quando a fração de ejeção ainda está preservada. As curvas de strain segmentar deixam clara essa disfunção: ao contrário das curvas do coração normal, elas atingem valores menos negativos, apresentam grande dispersão entre si e mostram uma perda de sincronia entre os diferentes segmentos. Isso indica que algumas regiões do ventrículo se contraem menos do que outras, configurando um padrão de heterogeneidade funcional decorrente de remodelamento ventricular e possível fibrose. Finalmente, o mapa polar do coração hipertensivo reforça essa deterioração. Em vez dos tons vermelho-escuros vistos no coração normal, aqui predominam tonalidades mais claras, indicando valores de strain menos negativos. Em muitos segmentos, o strain se aproxima de  $-10\%$  ou até valores menos negativos, o que demonstra uma redução significativa da função longitudinal. O valor global localizado no centro do mapa polar também é menos negativo, refletindo um Global Longitudinal Strain diminuído, característica típica da disfunção subclínica induzida pela hipertensão arterial sistêmica.

Assim, as imagens em conjunto ilustram de maneira clara como o strain longitudinal é uma ferramenta sensível para detectar alterações iniciais na função do ventrículo esquerdo. Enquanto o coração normal exibe um padrão uniforme, sincrônico e com valores negativos adequados, o coração hipertensivo mostra perda de homogeneidade, queda dos valores de deformação e evidências de

comprometimento subendocárdico, mesmo antes que alterações mais grosseiras — como redução da fração de ejeção — se tornem aparentes.

### 3.3.2.1 Princípio de funcionamento (speckle tracking)

A tecnologia de *Eco-tracking* mais proeminente é o *Speckle Tracking* (ST) Arterial. O *software* desta técnica identifica os "*speckles*" — os padrões únicos de pontos e manchas que compõem a imagem de ultrassom do tecido da parede arterial — que funcionam como uma "impressão digital" natural [46].

O sistema "trava" nesses padrões e os rastreia, quadro a quadro, ao longo do ciclo cardíaco. Isso permite quantificar com precisão de micrômetros ( $\mu\text{m}$ ) o deslocamento e a distensão da parede arterial (ou seja, o quanto o diâmetro da artéria aumenta) durante a passagem da onda de pulso [46].

### 3.3.2.2 Aplicação na medição da rigidez arterial (rigidez local)

Diferente do método Doppler, que mede a VOP regional (entre as artérias carótida e femoral), o *Eco-tracking* arterial avalia a rigidez local em um segmento específico, geralmente a artéria carótida comum [46].

O procedimento descrito em [46] se inicia com a aquisição da imagem, etapa na qual o operador obtém uma imagem de ultrassom de alta resolução da artéria carótida, assegurando que as paredes anterior e posterior estejam claramente visíveis. A partir dessa imagem, o *software* especializado executa o processo de rastreamento, identificando automaticamente pontos específicos nas paredes do vaso e acompanhando, em tempo real, o movimento dessas estruturas ao longo do ciclo cardíaco. Em seguida, o sistema realiza o cálculo da distensão arterial. Nessa fase, a técnica é capaz de medir, com precisão de micrômetros, a variação do diâmetro da artéria entre a sístole e a diástole, capturando de forma muito sensível o grau de expansão e retração do vaso provocado pelas oscilações de pressão.

Com a medida direta dessa variação diametral e com os valores da pressão arterial registrados simultaneamente, torna-se possível calcular diversos índices biomecânicos locais de rigidez arterial. Entre esses índices, destaca-se a distensibilidade, que expressa a capacidade intrínseca da artéria de se expandir diante do aumento de pressão. Outro parâmetro importante é a complacência arterial, definida como a variação do volume do vaso em resposta à variação da pressão. Além disso, o sistema calcula o índice Beta, que consiste em uma medida de rigidez menos influenciada pelo valor absoluto da pressão arterial no momento da avaliação, oferecendo assim uma estimativa mais estável das propriedades mecânicas da parede arterial [46].

### 3.3.2.3 Vantagens e limitações

As vantagens e limitações do *eco-tracking* arterial decorrem diretamente das características da tecnologia de rastreamento de *speckles*. Entre as principais vantagens, destaca-se a independência em relação ao ângulo do feixe de ultrassom. Diferentemente do Doppler, cuja precisão pode ser comprometida quando o ângulo de insonação não é ideal, o método baseado em *speckle tracking* não sofre influência dessa variável, o que garante maior consistência das medições. Outra vantagem importante é a possibilidade de avaliar a rigidez arterial de forma local, concentrando a análise em um ponto específico da artéria carótida, ao invés de depender de medidas globais ao longo de todo o trajeto aórtico, como ocorre em alguns métodos tradicionais. Além disso, a técnica já apresentou boa concordância com métodos consagrados de avaliação biomecânica, como a ressonância magnética, o que reforça sua confiabilidade e validade clínica.

Por outro lado, o método apresenta limitações relevantes. A primeira delas é a forte dependência da qualidade da imagem: a precisão das medições está diretamente ligada à nitidez e à resolução dos

*speckles* presentes no exame de ultrassom. Quando a imagem apresenta artefatos, ruído excessivo ou baixa definição, o rastreamento se torna menos confiável. A técnica também depende da frequência de quadros utilizada; *frame rates* mais baixos podem gerar padrões de *speckles* instáveis, prejudicando o rastreamento temporal e levando à subestimação da distensão arterial. Soma-se a isso o fato de que a execução adequada do eco-tracking requer um operador experiente, familiarizado com a técnica e com o ajustamento fino dos parâmetros do equipamento. Essa dependência do operador dificulta sua aplicação em pacientes cuja anatomia cria barreiras à visualização adequada da artéria, como aqueles com pescoço curto, obesidade ou presença de calcificações que atrapalham a janela acústica, reduzindo assim a aplicabilidade do método em determinados contextos clínicos [46].

#### 3.3.2.4 Impacto da rigidez arterial na função miocárdica (STE)

Além de medir a própria parede da artéria, a tecnologia de Eco-tracking (STE) é uma ferramenta poderosa para quantificar as consequências da rigidez arterial no próprio coração [47].

Estudos demonstram que um aumento na rigidez arterial, medido pela VOP (PWV), está diretamente correlacionado com a deterioração da função miocárdica regional. A VOP tem uma correlação significativa com a deformação longitudinal global ( $\epsilon$ ) e com a taxa de deformação diastólica (SRE) – ambos parâmetros medidos pelo *Eco-tracking*, que indicam uma dificuldade do coração em relaxar [47].

Mais importante, estudos revela que em pacientes com rigidez arterial muito avançada ( $VOP > 1700$  cm/s), os mecanismos compensatórios do coração, como a torção ventricular, começam a falhar. Isso prova que a VOP não é apenas um marcador de risco, mas um contribuinte direto para a disfunção sistólica e diastólica, e o *Eco-tracking* é a principal ferramenta não invasiva capaz de detectar esse dano precocemente [47].

A relação entre a rigidez arterial e a função miocárdica pode ser entendida como um circuito fechado: assim como um motor (o coração) precisa ejetar seu fluido em um sistema de tubulação (as artérias), quando essa tubulação se torna progressivamente rígida (aumento da VOP), o motor precisa exercer mais força (aumento da pós-carga sistólica) para a mesma quantidade de fluxo, levando a mudanças estruturais e funcionais no músculo cardíaco que o *eco-tracking* é capaz de quantificar.

#### 3.3.3 Ressonância magnética

A ressonância do coração é um dos exames mais completos de avaliação cardiológica. Através dele, médicos cardiologistas encontram suporte para o diagnóstico de uma série de doenças complexas. Suas indicações vão de arritmias a tumores, o que o torna bastante abrangente [50].

Este exame usa um campo magnético e ondas de rádio para mostrar a região cardíaca de forma clara e precisa, tratando-se de um exame de imagem seguro, não invasivo e indolor [50]. Ele é capaz de registrar imagens anatômicas e do funcionamento do coração sob diversos ângulos [50].

Atualmente, a técnica da ressonância magnética cardíaca ou RMC, **Figura 28**, é considerada a mais moderna entre os métodos diagnósticos por imagem, pois envolve registros tridimensionais do coração. A partir dela, são coletadas informações sobre o volume, câmaras cardíacas (átrios e ventrículos), válvulas cardíacas e superfície do órgão. O procedimento torna possível visualizar detalhes sobre a atividade e o fluxo sanguíneo no músculo cardíaco [50].

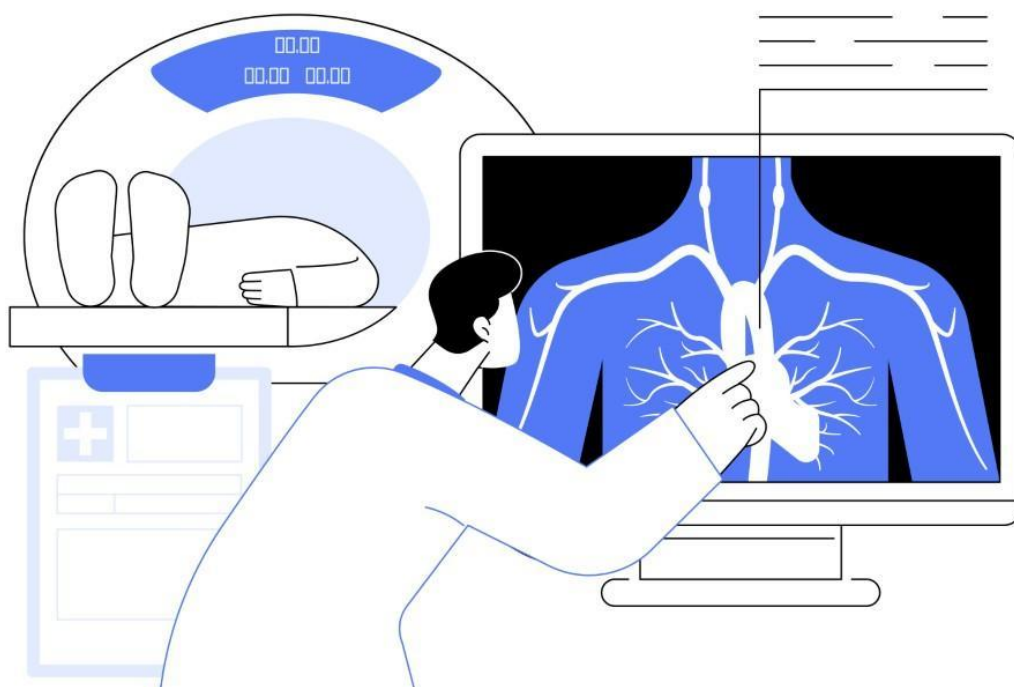


Figura 28- Ressonância magnética cardíaca [50].

### 3.3.3.1 Princípios físicos da ressonância magnética

A Ressonância Magnética Nuclear (RMN) é uma técnica de obtenção de imagens que representa uma aplicação importante da Física na Medicina. Quando utilizada para fins médicos, a técnica é denominada Imageamento por Ressonância Magnética (IRM) ou simplesmente Ressonância Magnética (RM). O termo "nuclear" é geralmente excluído na aplicação médica, porque a energia utilizada (radiofrequência ou RF) é inofensiva aos seres vivos, não tendo relação com os efeitos danosos das radiações nucleares [51].

A RMN se baseia no princípio físico da ressonância, que é a transferência de energia entre dois sistemas que possuem a mesma frequência característica de oscilação. O fenômeno básico que fundamenta a RMN é a precessão dos momentos magnéticos nucleares na presença de um campo magnético externo [51].

Na aplicação médica, a RMN utiliza primariamente os núcleos de hidrogênio (prótons) presentes na água e na gordura das estruturas biológicas. O hidrogênio é o elemento mais abundante no corpo humano, com cerca de  $10^{19}$  núcleos em  $1\text{mm}^3$  de tecido [51].

O núcleo de hidrogênio, por ser constituído por um próton, apresenta carga positiva e momento angular de *spin*. Essa propriedade confere-lhe características magnéticas. Classicamente, o vetor de *spin* de um próton é visto como resultado do movimento de giro ao redor de seu eixo. Por ser análogo a uma distribuição de carga em rotação, o próton possui um momento magnético ( $\mu_r$ ) e pode ser comparado a um ímã. O momento magnético ( $\mu_r$ ) é paralelo ao momento angular de *spin*, razão pela qual os termos *spin* e momento magnético são frequentemente tratados como sinônimos [51].

Quando o núcleo de hidrogênio é submetido a um campo magnético estático ( $B_r$ ), ele executa o movimento de precessão em torno desse campo. Este movimento é qualitativamente similar ao de um pião que gira e precessiona no campo gravitacional [51].

O movimento de precessão ocorre a uma frequência de precessão característica do núcleo e do campo magnético local sentido por ele (Frequência de Larmor). Essa frequência é descrita pela Equação de Larmor [51]:

$$\omega_L = \gamma \cdot B_r \quad (12)$$

onde  $\omega_L$  é a frequência de precessão de Larmor,  $B_r$  é o campo magnético efetivo sentido pelo núcleo, e  $\gamma$  é a razão giromagnética, que é uma constante característica do núcleo. A frequência de Larmor reflete as influências da vizinhança do núcleo analisado. Para o próton de hidrogênio,  $\gamma \approx 42,6 \text{ MHz/T}$  [51].

Na ausência de um campo magnético externo, os momentos magnéticos se orientam aleatoriamente devido às flutuações térmicas, não resultando em nenhum efeito magnético líquido. Contudo, na presença de um campo magnético estático ( $B_r$ ) — geralmente aplicado na direção  $z$  — os momentos magnéticos dos prótons tendem a se alinhar paralelamente a ele, precessionando em torno do campo. Esse alinhamento gera uma magnetização líquida longitudinal ( $M_z$ ) [51].

Segundo a Mecânica Quântica, o próton pode assumir dois estados de energia: "*spin up*" (estado de baixa energia, alinhamento paralelo) e "*spin down*" (estado de alta energia, alinhamento antiparalelo). No equilíbrio térmico dentro do campo  $B_r$ , há um excesso de *spins* no estado de baixa energia (paralelo ao campo), o que constitui a magnetização líquida  $M_z$ . A diferença de energia entre os dois estados ( $\Delta E$ ) corresponde à energia de radiofrequência, ou seja [51]:

$$\Delta E = \hbar \cdot \omega \quad (13)$$

onde  $\omega$  é a frequência angular e  $\hbar$  é a constante de Planck.

Para que ocorra a ressonância, os núcleos de hidrogênio são excitados por um pulso de radiofrequência (RF). Este pulso é ressonante quando sua frequência coincide com a frequência de Larmor dos núcleos [51].

A aplicação do pulso de RF, geralmente emitido por bobinas, transfere energia para os *spins*. Os prótons absorvem essa energia e transicionam para o estado de energia mais alta ("*spin down*"), resultando em um excesso de *spins* orientados no sentido antiparalelo ao campo [51].

A ação do campo de RF gera dois efeitos fundamentais:

1. **Magnetização Longitudinal ( $M_z$ ):** Os prótons "*spin up*" absorvem energia, tornando-se "*spin down*". Isso afeta  $M_z$ , que pode ser reduzida, zerada ou até invertida. Um pulso de  $90^\circ$  anula  $M_z$  temporariamente, igualando o número de *spins* em ambos os estados [51].
2. **Magnetização Transversal ( $M_{xy}$ ):** O pulso de RF faz com que os prótons entrem em sincronismo (em fase), ou seja, precessionem juntos. A soma de suas componentes magnéticas transversais (que antes se cancelavam) gera uma magnetização transversal líquida  $M_{xy}$ , que é um vetor não nulo que gira no plano  $xy$  na frequência de Larmor [51].

Após a interrupção do pulso de RF, o vetor  $M_{xy}$  continua a girar no plano transversal e induz uma corrente alternada na bobina receptora, que é o sinal medido pela Ressonância Magnética. É importante notar que apenas a magnetização transversal  $M_{xy}$  produz o sinal de RM [51].

Na sequência, o sistema de *spins* tende a retornar ao estado de energia mais baixa (equilíbrio) através de processos de relaxação. O tempo necessário para esse retorno é característico das interações dos núcleos com o ambiente [51].

Os principais tempos de relaxamento são:

- **Tempo de Relaxamento Longitudinal (T1) ou Spin-Rede:** É a constante de tempo característica para que a magnetização longitudinal ( $M_z$ ) se recupere e se realinhe com o campo magnético externo. T1 representa o tempo necessário para que  $M_z$  atinja 63% do seu valor de equilíbrio ( $M_0$ ) após ter sido exposto a um pulso de  $90^\circ$  [51].
- **Tempo de Relaxamento Transversal (T2) ou Spin-Spin:** Surge da interação entre os *spins*, resultando na perda de coerência de fase da magnetização transversal ( $M_{xy}$ ). T2 é o tempo necessário para que  $M_{xy}$  decresça até 37% do seu valor inicial [51].

Esses tempos de relaxamento (T1 e T2) permitem obter informações sobre a estrutura e o ambiente ao redor dos núcleos de prova, sendo cruciais para a obtenção de imagens em exames médicos [51].

O princípio da RMN pode ser visto como uma orquestra de minúsculos piões (os prótons) girando em um campo estático. Ao invés de estarem aleatórios (sem campo  $B_r$ ), eles se inclinam ligeiramente (formando  $M_z$ ). Quando uma onda de rádio (o pulso de RF) é sintonizada exatamente com a frequência de giro desses piões (frequência de Larmor), eles absorvem essa energia, ficam em sincronia e passam a balançar lateralmente (criando  $M_{xy}$ ). Ao cessar a onda de rádio, o balanço lateral (o sinal) é captado, enquanto os piões lentamente retornam à sua posição original (relaxamento T1 e T2) [51].

### 3.3.3.2 A ressonância magnética cardiovascular (RMC) como ferramenta de avaliação da rigidez aórtica

A rigidez arterial é um fenômeno fisiológico que aumenta com a idade e é universalmente reconhecida como um marcador estabelecido e preditor independente de doença cardiovascular (DCV), incluindo mortalidade. O envelhecimento vascular é caracterizado por alterações nas propriedades estruturais e mecânicas da parede vascular, culminando na perda de elasticidade e redução da complacência arterial. A avaliação da rigidez aórtica e da complacência arterial pode ser realizada por diversos parâmetros, sendo a Velocidade da Onda de Pulso (VOP) o método mais amplamente empregado e preferido, especialmente quando utilizada a Ressonância Magnética Cardiovascular (RMC) [52].

A Ressonância Magnética Cardiovascular (RMC) destaca-se como uma modalidade de imagem capaz de fornecer uma avaliação abrangente da rigidez aórtica e da isquemia miocárdica em um único exame. Este método é frequentemente preferido para medir a rigidez arterial [52].

A RMC oferece vantagens significativas em relação a outras técnicas, como a tonometria carótido-femoral, que é o método geralmente aceito, mas que possui limitações. Os principais benefícios da medição da VOP baseada em RMC incluem [52]: (1) Ausência de radiação ionizante; (2) Alta resolução espacial; (3) Medição direta do comprimento aórtico sem necessidade de presumir a distância ou utilizar premissas geométricas; e (4) Obtenção de imagens de cortes transversais que cobrem o comprimento aórtico desejado.

As medições de VOP realizadas por RMC foram validadas (comparadas com registros de pressão invasivos) e demonstraram grande reprodutibilidade, inclusive com baixa variabilidade intraobservador e interobservador [52]. A medição da VOP entre a porção ascendente e descendente da aorta torácica é incorporada à rotina dos protocolos de RMC. A análise é realizada por software dedicado, independente do estudo de perfusão [52].

O comprimento do trajeto aórtico é determinado por reconstrução multiplanar, a partir da aquisição de imagem. A vista sagital reconstruída mostra a linha de centro dos níveis da porção ascendente à porção descendente da aorta torácica [52].

Por sua vez, os contornos do fluxo (m/s) nas porções ascendente e descendente da aorta são desenhados, gerando uma curva fluxo-tempo, de modo a se medir o tempo de chegada da onda de pulso como o ponto de interceptação da extrapolação linear da linha de base e do pico sistólico precoce. O tempo de chegada da onda de pulso representa o intervalo de tempo entre a chegada do pé da onda de pulso nesses dois níveis [52].

A VOP é então calculada como a razão entre a variação da distância e a variação do tempo (Equação 9) [52].

### 3.3.4 Tecnologias vestíveis e sensores emergentes

Enquanto os métodos baseados em imagem e ultrassom representam o ápice da resolução espacial e acurácia diagnóstica, eles possuem uma limitação inerente: são restritos ao ambiente clínico e fornecem apenas uma "fotografia" momentânea da condição vascular. Para superar essa barreira e permitir uma análise longitudinal da saúde cardiovascular, a engenharia biomédica tem se voltado para o desenvolvimento de tecnologias vestíveis (*wearables*) e sensores emergentes.

Esta nova classe de instrumentação busca miniaturizar os princípios de transdução física, integrando sensores ópticos, mecânicos e magnéticos em dispositivos de uso diário, como relógios e adesivos inteligentes. O objetivo central é transitar do monitoramento episódico para o monitoramento contínuo, permitindo a estimativa da Velocidade da Onda de Pulso (VOP) em condições reais de vida. A seguir, serão detalhadas as tecnologias que lideram essa transição, com destaque para a onipresença da fotopletiografia óptica e o potencial disruptivo dos sensores magnéticos de alta sensibilidade.

#### 3.3.4.1 Fotopletiografia (PPG) óptica em dispositivos vestíveis

A Fotopletiografia (PPG) é uma técnica óptica acessível, não invasiva e direta, utilizada para detectar mudanças no volume de sangue dentro dos leitos microvasculares do tecido [53]. Essa tecnologia se tornou indispensável em aplicações clínicas e de consumo, impulsionando inovações no monitoramento contínuo da saúde [55].

A crescente demanda por monitoramento contínuo e ubíquo de sinais vitais, juntamente com os avanços em semicondutores compactos, levou à ampla integração da PPG em diversos dispositivos vestíveis, sendo os de pulso (como *smartwatches* e rastreadores de *fitness*) os mais populares no mercado [53].

O princípio básico do PPG é medir variações na intensidade da luz transmitida ou refletida pelo tecido. O sensor PPG é composto por uma fonte de luz, tipicamente um LED (*Light Emitting Diode*) e um fotodetector (PD); conforme detalhado na seção 3.2.3 - Fotopletiografia (PPG). O desenvolvimento de sensores PPG vestíveis focou em torná-los menores, mais eficientes e mais precisos [53].

No início dos anos 2010, com a popularização dos vestíveis, a tendência inicial foi a integração de LED e fotodiodo (PD) em um único módulo com um *Analog Front-End* (AFE) integrado. Esses módulos são mais compactos e consomem menos energia [53].

Entretanto, essa integração apresentava desvantagens: a dificuldade em otimizar o espaçamento e o posicionamento entre LED e PD podia levar a uma redução na qualidade do sinal. Além disso, havia a

possibilidade de *crosstalk* óptico, onde a luz emitida pelo LED atingia diretamente o PD (sem passar pelo tecido biológico). O *crosstalk* resulta em um aumento desnecessário no componente DC do sinal PPG, o que pode causar erros na medição da saturação de oxigênio (SpO<sub>2</sub>), especialmente em função do tom de pele [53].

Para superar o *crosstalk* e melhorar a qualidade do sinal, dispositivos vestíveis mais recentes migraram para o uso de sensores separados para LEDs e PDs. Por exemplo, o *Samsung Galaxy Watch 3* (lançado em 2020) utiliza um LED central de múltiplos comprimentos de onda, fisicamente separado do AFE, com vários fotodiodos ao redor e uma parede de partição, para separar o LED e o PD [53].

Configurações variadas de sensores têm sido utilizadas para obter um sinal PPG mais robusto. Aumentar o número de PDs se mostrou mais vantajoso do que aumentar o número de LEDs, pois melhora a eficiência e reduz o consumo de energia e a geração de calor. Alguns exemplos comerciais de configuração são apresentados na **Figura 29** [53].



Figura 29- Exemplos de configurações de sensores PPG que utilizam múltiplos LEDs e PDs, e sua aplicação em *smartwatches* comerciais. (a-d) ilustram diferentes estruturas de sensores PPG, enquanto (e) a (h) apresentam exemplos dessas estruturas em uso: (e) estrutura (a) aplicada ao *Samsung Galaxy Gear S3*; (f) estrutura (d) aplicada ao *Samsung Galaxy Watch*; (g) mostra a estrutura do sensor do *Garmin Fenix 5* com três LEDs e um PD no centro, e (h) mostra a estrutura do sensor do *Apple Watch* com dois LEDs e dois PDs. [53]

A escolha do comprimento de onda é um fator crucial que afeta o desempenho do sensoriamento PPG. Enquanto os sistemas clínicos tradicionalmente usavam luz infravermelha (IR) e vermelha para medir a saturação de oxigênio (devido à diferença de absorção entre oxi-hemoglobina e desoxi-hemoglobina), os dispositivos vestíveis de pulso priorizam a luz verde (comprimento de onda em torno de 520 nm) para a medição da frequência cardíaca [53].

A luz verde é bem absorvida pela hemoglobina. Crucialmente, ela oferece uma penetração tecidual mais rasa em comparação com comprimentos de onda mais longos (como vermelho ou infravermelho). Essa penetração rasa possibilita uma melhoria na relação sinal-ruído (SNR), pois reduz a suscetibilidade ao ruído induzido por movimento [53].

Apesar dos avanços, os sensores PPG em vestíveis, especialmente os de pulso, enfrentam o desafio significativo dos artefatos de movimento (MA). Movimentos físicos podem distorcer os sinais PPG, levando a medições imprecisas da frequência cardíaca e de outros parâmetros. O MA é causado pelo deslocamento do sensor sobre o tecido, deformação da pele, e dinâmica do fluxo sanguíneo [54].

Para mitigar esses desafios, as inovações concentraram-se na fusão de dados e no processamento algorítmico avançado:

1. **Integração de Múltiplos Sensores:** Os dispositivos vestíveis modernos integram sensores PPG com Unidades de Medição Inercial (IMU), que contêm acelerômetros. Os dados de aceleração rastreiam o movimento do usuário, e são utilizados como referência de movimento ou para cancelamento de ruído [54].
2. **Filtros Adaptativos e Aprendizado de Máquina (ML):** Tecnologias de filtro adaptativo utilizam o sinal de aceleração para cancelar o ruído no sinal PPG. Além disso, algoritmos avançados de *Machine Learning* (Aprendizado de Máquina) e Inteligência Artificial (IA) são aplicados para aumentar a precisão dos dados PPG, reduzindo o ruído e melhorando a interpretação do sinal [55].
3. **Abordagens Multi-Comprimento de Onda para Ruído:** Uma técnica alternativa envolve o uso do sinal PPG de um comprimento de onda longo (como infravermelho) como referência de movimento para a filtragem adaptativa. Essa abordagem explora a vulnerabilidade inerente do PPG de comprimento de onda longo ao ruído de movimento para compensá-lo. A Análise de Componentes Principais (PCA) também pode ser utilizada com sinais PPG multi-comprimento de onda, para extrair e identificar o componente do artefato de movimento, permitindo que segmentos afetados sejam excluídos [53].
4. **Otimização para Baixo Consumo:** Outro desafio em vestíveis é o baixo consumo de energia. Uma estratégia é reduzir a taxa de amostragem do sinal PPG. Para manter a precisão na extração do intervalo inter-batimento (IBI) em baixas taxas de amostragem, métodos de interpolação, como a aproximação parabólica, são cruciais, pois reduzem significativamente o erro de detecção de pico com um custo computacional baixo [53].

A tecnologia PPG permite o monitoramento de uma ampla gama de parâmetros fisiológicos, auxiliando no diagnóstico, pesquisa e cuidados personalizados [53]. A **Tabela 1** resume os principais parâmetros fisiológicos passíveis de serem monitorados por meio do PPG.

Tabela 1- Parâmetros fisiológicos monitorados pela tecnologia PPG. [53,54]

Parâmetro Fisiológico	Descrição/Método
Frequência Cardíaca (FC)	Medição contínua; função básica na maioria dos vestíveis.
Variabilidade da Frequência de Pulso (PRV)	Considerada um substituto válido para a Variabilidade da Frequência Cardíaca (HRV) e reflete a atividade do Sistema Nervoso Autônomo (SNA).
Saturação de Oxigênio (SpO2)	Acompanhamento dos níveis de oxigênio no sangue, importante para condições como apneia do sono e DPOC.
Pressão Arterial (PA) Não Invasiva	A Análise da Onda de Pulso (PWA) extrai características morfológicas e estatísticas do sinal PPG. O PPG multi-comprimento de onda pode ser usado para estimar o tempo de trânsito de pulso (PTT) localizado, correlacionado com a resistência vascular sistêmica.

Estresse e Sono	Algoritmos de aprendizado de máquina, como <i>Support Vector Machine</i> (SVM) e redes neurais recorrentes (LSTM), utilizam parâmetros de PRV para quantificar estados de estresse e classificar estágios do sono.
Glicose no Sangue (Não Invasiva)	Pesquisas utilizam o coeficiente MFCC ( <i>Mel-frequency cepstral coefficient</i> ) derivado do sinal PPG do pulso, juntamente com parâmetros fisiológicos, para estimar os níveis de glicose.
Envelhecimento Vascular	Avaliado pela análise da segunda derivada do sinal PPG ( <i>APG, Acceleration Photoplethysmogram</i> ), utilizando razões de pontos críticos (ex: b/a, d/a), que se correlacionam com a rigidez arterial e idade.
Reconhecimento de Atividade	Alguns métodos de redes neurais profundas (CNN e camadas recorrentes) utilizam a sensibilidade do PPG aos artefatos de movimento para desconstruir o sinal (em componentes cardíaco, respiratório e artefato de movimento) e prever o tipo de atividade do usuário (ex: caminhar, correr).

O futuro dos sensores PPG vestíveis é promissor, indicando tendências para maior precisão através de processamento orientado por IA, padronização regulatória e expansão das aplicações em monitoramento de saúde mental e otimização esportiva. Sistemas avançados, como os *wearables* P-CARDIO, já oferecem sensores PPG/SpO2 conectados e distribuídos (inclusive sem fio e sincronizados no tempo) com medição integrada de temperatura da pele, permitindo a coleta de dados brutos de alta resolução para análises avançadas e desenvolvimento de algoritmos [55].

### 3.3.4.2 Magnetoimpedância gigante (GMI)

O Efeito de Magnetoimpedância Gigante (GMI) é um fenômeno físico que tem sido intensamente estudado no desenvolvimento de sensores magnéticos de alta sensibilidade. Ele é caracterizado por uma grande variação da impedância (tanto em magnitude quanto em fase) de uma amostra de material ferromagnético submetida a um campo magnético externo. Essa amostra é excitada por uma corrente alternada (AC) [58].

Os primeiros relatos sobre a dependência da impedância elétrica de fios ferromagnéticos de alta permeabilidade com o campo magnético surgiram por volta de 1935. No entanto, esses estudos ressurgiram e foram intensificados a partir de 1991, levando ao desenvolvimento de diversos sensores baseados no que hoje é denominado efeito GMI [57]. Uma interpretação mais completa do fenômeno GMI foi proposta em 1994 [58].

Os magnetômetros GMI representam uma das famílias mais recentes de transdutores magnéticos. Suas principais vantagens, quando comparados a outras tecnologias de detecção de campo magnético, incluem baixo custo para produção em escala, excelente sensibilidade, estabilidade, operação em temperatura ambiente, portabilidade e uma ampla faixa de frequências de operação. Por exemplo, em comparação com os sensores *Superconducting Quantum Interference Device* (SQUID), que são

extremamente sensíveis, os GMI não exigem o alto custo e a temperatura criogênica de operação que limitam os SQUIDS a centros de pesquisa [57].

O GMI é um fenômeno que ocorre em materiais ferromagnéticos. O efeito surge devido a mudanças na permeabilidade magnética efetiva do material ferromagnético quando submetido a um campo magnético externo, o que, por sua vez, altera a profundidade do efeito *skin* [56].

Em uma faixa de frequência intermediária, a variação da impedância dos sensores GMI com o campo magnético externo pode ser explicada pela variação da profundidade pelicular ( $\delta$ ). Esta profundidade é a distância pela qual a corrente alternada de excitação penetra no material [58].

A permeabilidade magnética efetiva do material ( $\mu_T$ ) varia em função de diversos fatores: o campo magnético externo aplicado à amostra, a frequência e a intensidade da corrente que a atravessa. Assim, variações no campo magnético aplicado induzem mudanças na impedância das amostras [58].

A profundidade pelicular ( $\delta$ ) pode ser definida pela equação [58]:

$$\delta = \frac{\sqrt{2 \cdot \rho}}{\sqrt{\omega \cdot \mu_T}} \quad (14)$$

onde  $\omega$  é a frequência angular da corrente de excitação e  $\mu_T$  é a permeabilidade transversal.

A sensibilidade dos sensores GMI é diretamente afetada pelo componente do campo magnético a ser medido. O efeito GMI pode ser estudado com o campo aplicado perpendicularmente (PMI), transversalmente (TMI) ou longitudinalmente (LMI) ao comprimento da amostra [58].

As fitas GMI do tipo LMI (Longitudinal Magnetoimpedance), induzidas pela aplicação de uma corrente alternada ao longo da fita e submetidas a um campo magnético externo paralelo a ela, apresentam variações de impedância mais intensas com o campo magnético aplicado, resultando em alta sensibilidade. Por exemplo, fitas amorfas de  $\text{Co}_{70}\text{Fe}_5\text{Si}_{15}\text{B}_{10}$  exibem este caso particular de GMI [57].

#### (a) GMI, velocidade da onda de pulso (VOP) e rigidez arterial

O GMI tem se mostrado promissor em aplicações biomédicas, particularmente na medição de ondas de pulso arterial e na avaliação de parâmetros cardiovasculares [58].

A Velocidade da Onda de Pulso (VOP) é reconhecida como o padrão ouro para a avaliação da rigidez arterial e é um indicador relevante no diagnóstico de Doenças Cardiovasculares (DCV). O aumento da rigidez das paredes arteriais resulta em um aumento na velocidade de propagação da onda de pulso [56].

Transdutores de pressão baseados em sensores GMI de alta sensibilidade tem sido implementados para uso em aplicações biomédicas. Em trabalhos anteriores, transdutores de pressão GMI foram implementados associando um sensor GMI a uma câmara incompressível para transdução mecânica, visando a medição da onda de pulso arterial, conforme indicado na **Figura 30** [58].

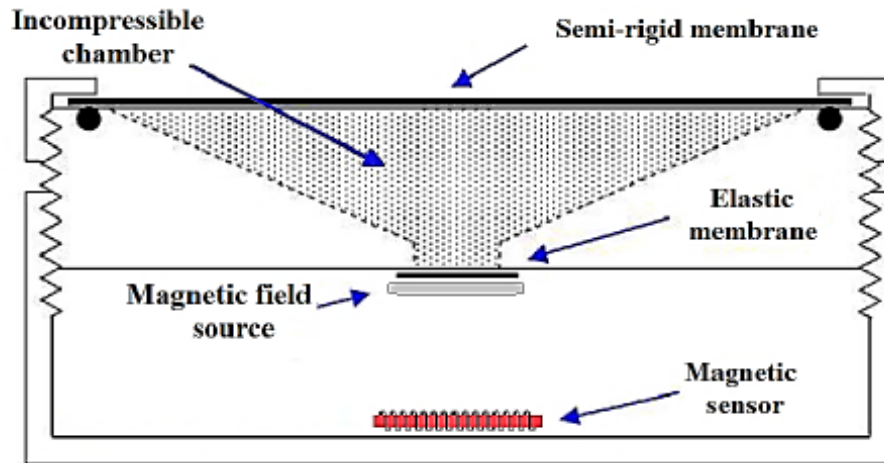


Figura 30- Configuração do transdutor de pressão. [58]

Estudos recentes têm indicado que o desempenho dos transdutores baseados em amostras GMI pode ser significativamente melhorado ao se ler as características de fase da impedância, em vez da magnitude. Pesquisas demonstraram que transdutores magnéticos baseados nas características de fase da impedância de sensores GMI podem aumentar a sensibilidade em pelo menos 100 vezes em comparação com transdutores baseados em magnitude. Por exemplo, um protótipo de transdutor de pressão baseado em GMI e na leitura de fase alcançou uma sensibilidade de  $151,51 \text{ mV kPa}^{-1}$  [58].

Um método proposto recentemente para superar as limitações dos transdutores de contato (como ângulo e magnitude da força incidente, e fatores ópticos) utiliza um transdutor de pressão GMI baseado na leitura de fase em conjunto com um pequeno marcador magnético colocado na pele do paciente.

### Princípio de Funcionamento na Medição da Onda de Pulso:

1. Um pequeno conjunto de limalhas de ferro magnetizadas, envolto em fita adesiva hipoalergênica (o "marcador magnético"), é colocado sobre a pele na região arterial de interesse (ex: Carótida, Braquial, Radial) (**Figura 31**) [56].
2. A variação de pressão causada pela onda de pulso arterial move esse marcador [56].
3. O movimento do marcador (fonte de campo magnético) varia levemente o campo magnético sobre o sensor GMI [56].
4. Esta variação de campo altera a fase da impedância do sensor GMI, que é subsequentemente convertida em uma tensão de saída pelo circuito de transdução eletrônica de fase [56].

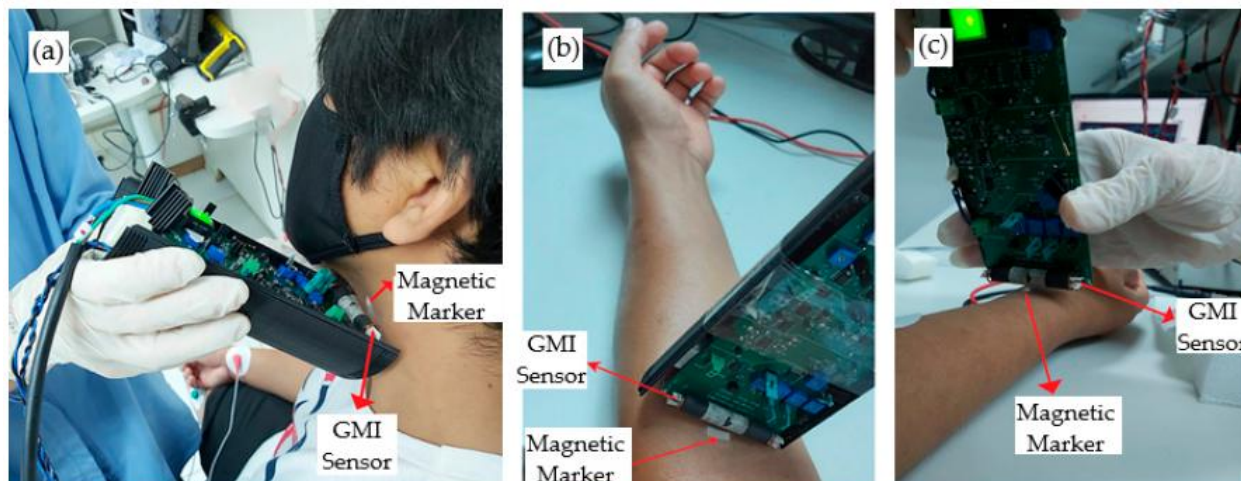


Figura 31- Configuração experimental implementada para a medição direta da onda de pulso, sem amplificação mecânica, usando o magnetômetro e o marcador magnético posicionados nos pontos de medição da onda de pulso: (a) carótida, (b) braquial e (c) radial [56].

Esta abordagem elimina a necessidade de amplificação mecânica, permitindo medições sem contato e melhorando a resolução espacial, pois o parâmetro fica limitado apenas à dimensão do marcador magnético (tipicamente milímetros ou menos). Além disso, a técnica não é afetada por fatores ópticos, como luz ambiente ou densidade de melanina na pele. A não aplicação de pressão na pele é crucial, pois evita a redução potencial do diâmetro da parede arterial [56].

Para a estimativa da VOP, é necessária a medição síncrona da onda de pulso em dois pontos distintos do leito arterial (e.g., carótida e radial) [56]. A VOP é calculada pela razão entre o comprimento do segmento arterial percorrido (AB) e o intervalo de tempo (dT) que a onda de pulso leva para viajar de um ponto (A) para o outro (B) [56]. A precisão da medição da VOP depende do algoritmo usado para calcular o tempo de atraso (dT), como o método "pé-a-pé" (utilizando o ponto inicial de cada período da onda), e da técnica usada para medir a distância (AB) [56].

Resultados experimentais utilizando dois magnetômetros GMI para aquisição síncrona de sinais de onda de pulso confirmaram a possibilidade de estimativa precisa da VOP. As velocidades estimadas situaram-se na faixa de 7 m/s a 10 m/s, valores considerados normais pela literatura para adultos saudáveis. A capacidade do GMI de fornecer medições de pressão de alta sensibilidade e sem contato torna-o uma alternativa promissora e de baixo custo para o monitoramento da VOP e, consequentemente, da rigidez arterial [56].

### 3.3.4.3 Integração com IA e algoritmos de aprendizado de máquina

A convergência entre sensores vestíveis inteligentes (*smart wearables*) e tecnologias de Inteligência Artificial (IA) tem se estabelecido como uma força transformadora no setor de saúde e monitoramento fisiológico. Essa integração é fundamental para o monitoramento contínuo e não invasivo de sinais vitais, capacitando diagnósticos mais precisos e intervenções personalizadas [59].

Para o desenvolvimento de um sistema robusto e eficiente, é essencial compreender a arquitetura dos dados, os fundamentos dos algoritmos de Aprendizado de Máquina (Machine Learning - ML) e os processos técnicos de desenvolvimento dos modelos preditivos e classificatórios.

Os dispositivos vestíveis capturam uma vasta gama de dados biométricos em tempo real. Diferentes tipos de sensores são empregados dependendo do parâmetro fisiológico a ser monitorado [60]:

- **Unidades de Medição Inercial (IMUs):** São os sensores mais amplamente utilizados na reabilitação e monitoramento de movimento. O IMU tipicamente consiste em acelerômetros, giroscópios e, por vezes, magnetômetros. Eles são cruciais para detectar e medir aceleração, inclinação, frequência de vibração, ângulo de rotação e movimento em múltiplos graus de liberdade (DOF). Podem ser usados no pulso, braço, perna ou tornozelo para quantificar o movimento e adquirir parâmetros cinemáticos com alta precisão [61].
- **Eletromiografia (EMG/sEMG):** Monitora e registra sinais mioelétricos gerados pela atividade muscular, determinando o estado funcional de nervos e músculos. É utilizado para reconhecimento de gestos e controle de próteses [60, 61].
- **Fotopleτισmografia (PPG):** Um método não invasivo para triagem do sistema cardiovascular. Sinais PPG são usados para estimar a Pressão Arterial (PA), Saturação de Oxigênio (SpO<sub>2</sub>), Frequência Cardíaca (FC) e Variabilidade da Frequência Cardíaca (VFC) [59, 60].

O sucesso dos algoritmos de ML depende criticamente da qualidade das características (*features*) fornecidas. A extração de características é a otimização de um subconjunto de *features* obtidas a partir dos dados brutos do sensor, servindo como variáveis de entrada para os algoritmos de ML [61].

As características são divididas em:

1. **Características de Domínio do Tempo:** Incluem valores como média, desvio absoluto médio, raiz quadrada média (RMS) e valores de pico [61]. Por exemplo, no monitoramento de sinais PPG e ECG, parâmetros como picos de PPG e ECG, o ponto de mínimo e os tempos sistólico e diastólico são extraídos [59].
2. **Características de Domínio da Frequência:** Incluem a banda de frequência, potência total e fatores de energia e entropia. A Transformada Rápida de Fourier (FFT) pode ser utilizada para identificar características específicas, como a frequência cardíaca (HR) a partir do espectro de frequência [59].

Em estudos de estimativa de Pressão Arterial (PA), frequentemente se utiliza o Tempo de Trânsito do Pulso (PTT), calculado como a distância temporal entre o pico R do ECG e o ponto de maior inclinação do pulso PPG [59].

O Aprendizado de Máquina (ML) é o mecanismo central da IA que permite que os computadores simulem a aprendizagem humana, obtendo conhecimento eficaz a partir de *big data*. No contexto dos *wearables*, o ML é usado para classificação, regressão e previsão. Os algoritmos são convencionalmente classificados em Aprendizado Raso (*Shallow Learning*) e Aprendizado Profundo (*Deep Learning*) [59].

O ML raso é composto por algoritmos tradicionais que tipicamente exigem a extração manual ou semi-automática de características antes do treinamento [61].

- **Support Vector Machine (SVM):**
  - **Descrição Técnica:** É um método de aprendizado supervisionado amplamente utilizado em classificação estatística e análise de regressão. O SVM funciona simplificando um problema de classificação complexo ao aumentar a dimensão do espaço de entrada, de modo que o problema se torne linearmente separável (**Figura 32**) [61].
  - **Aplicação:** O SVM é o algoritmo mais utilizado em estudos de reabilitação e monitoramento de saúde (presente em mais de 53% dos artigos). É conhecido por sua alta precisão e facilidade relativa de treinamento. Em estudos de avaliação de reabilitação do membro superior pós-AVC (Acidente Vascular Cerebral), a acurácia do SVM (97,79%) foi consistentemente superior a algoritmos como *k-Nearest Neighbors* (KNN) e Floresta

Aleatória (RF) [61]. Também foi usado em sistemas para diagnóstico de pneumonia com alta acurácia (91,98%) [59].

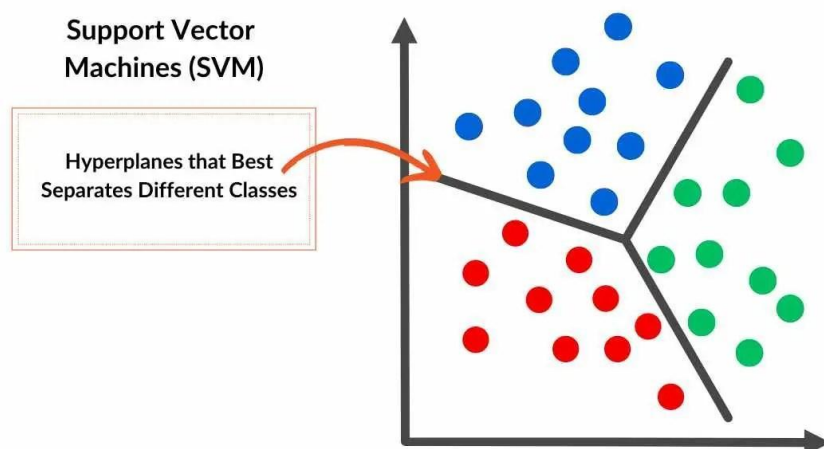


Figura 32- Support Vector Machine. [62]

- **K-Nearest Neighbors (KNN):**

- **Descrição Técnica:** Algoritmo simples e robusto para classificação, que se baseia na proximidade (distância euclidiana ou similar) das instâncias de dados no espaço de características. Uma nova amostra é classificada pela maioria dos votos de seus K vizinhos mais próximos (**Figura 33**)[59].
- **Aplicação:** Apresentou ótimo desempenho na estimativa de PA a partir de sinais PPG, sendo o mais eficaz em um estudo que comparou cinco algoritmos, incluindo Regressão Linear e CART [59].

## K Nearest Neighbors

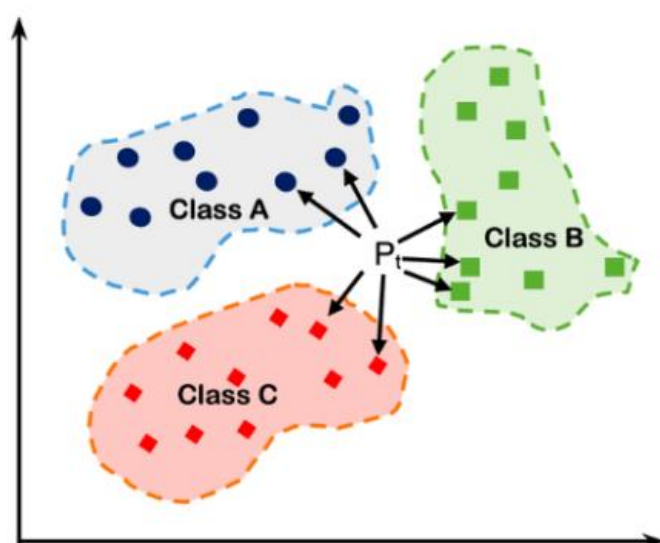


Figura 33- K-Nearest Neighbors. [63]

- **Métodos Baseados em Árvore de Regressão (*Decision Tree* - DT e *Random Forest* - RF):**

- **Descrição Técnica:** As árvores de regressão dividem recursivamente um conjunto de dados em subgrupos menores, usando regras de decisão baseadas nos atributos mais significativos [59]. O Random Forest (RF) é uma técnica de aprendizado em conjunto (*ensemble learning*) que integra múltiplas árvores de decisão. A categoria de saída é determinada pelo modo da saída de cada árvore (**Figura 34**), proporcionando alta precisão e robustez contra *overfitting* [61].
- **Aplicação:** RF é frequentemente utilizado em conjunto com outros algoritmos (*Integration-based methods*) para estimar parâmetros fisiológicos, como PA e glicose. Em um estudo de classificação de pacientes pulmonares, o *AdaBoost* (uma técnica de *boosting*) utilizando uma árvore de decisão como estimador base, alcançou 83,13% de acurácia, sendo superior a outros classificadores [59].

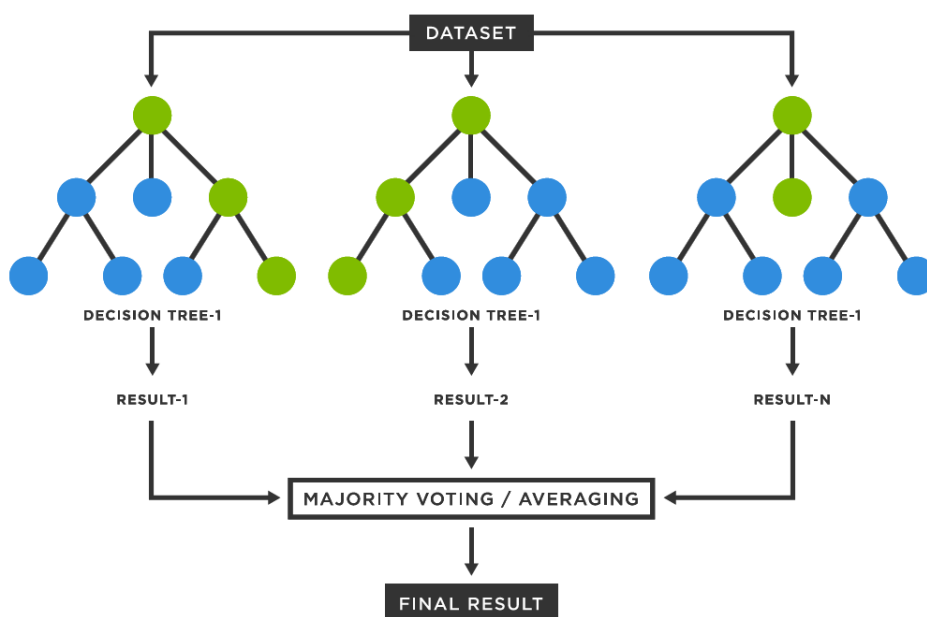


Figura 34- *Random Forest*. [64]

Por sua vez, as Redes Neurais Profundas (DNNs) são modelos avançados que utilizam múltiplas camadas ocultas para auto-aprender características a partir de grandes quantidades de dados brutos e complexos, como imagens ou sequências temporais. A DL frequentemente supera métodos rasos na captura de padrões complexos em sinais biométricos [59].

- **Redes Neurais Convolucionais (CNNs):**

- **Descrição Técnica:** CNNs utilizam camadas convolucionais, camadas não lineares e de *downsampling* para extrair características morfológicas e espectral-temporais de sinais (**Figura 35**)[59]. A principal vantagem em engenharia é que as CNNs podem aprender e extrair *features* eficientemente a partir de dados brutos (como espectrogramas PPG ou sinais brutos de IMU), eliminando a necessidade de *feature engineering* manual, o que simplifica o pipeline [61]. Arquiteturas como as redes siamesas são adaptadas para extrair características espectro-temporais de espectrogramas PPG (calculados via Transformada de Fourier de Curto Tempo - STFT) para estimar a PA [59].

- **Arquiteturas Avançadas (ResNet):** As *Residual Networks* (ResNet) foram desenvolvidas para resolver o problema de otimização (declínio de desempenho) em redes CNN muito profundas. A ResNet incorpora conexões residuais (*shortcut connections*) que permitem que a saída de camadas anteriores "salte" e seja usada como entrada em camadas posteriores. Isso facilita a propagação de gradientes durante o treinamento e acelera o processo, mantendo a alta precisão [59].

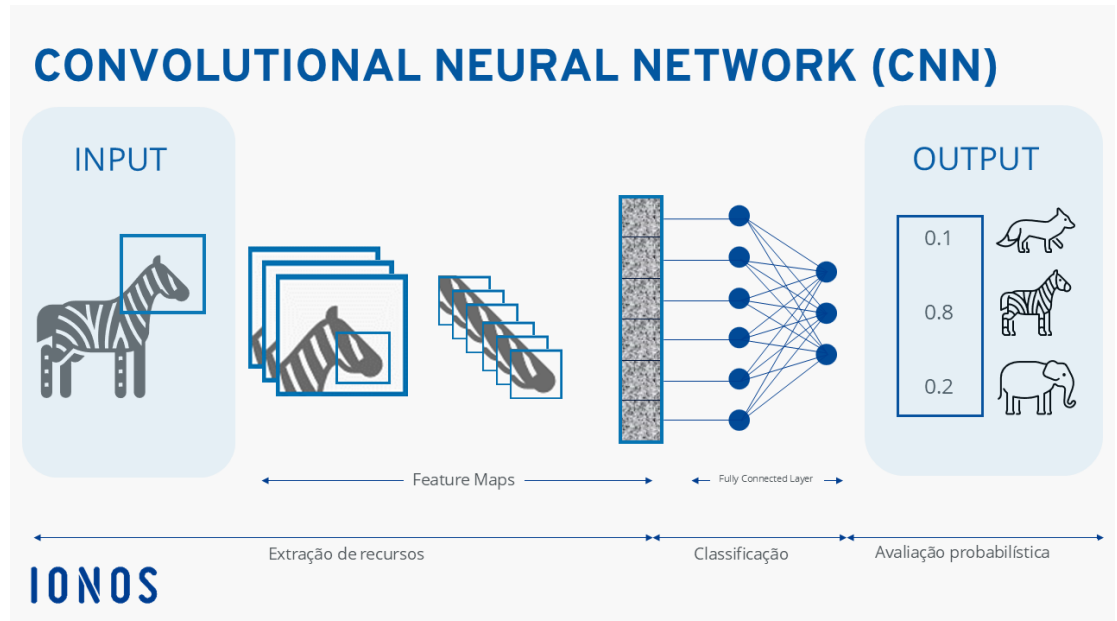


Figura 35- Redes neurais convolucionais. [65]

- **Redes Neurais Recorrentes (RNNs) e LSTM (Long Short-Term Memory):**
  - **Descrição Técnica:** RNNs são especializadas no processamento de sequências de dados temporais. A arquitetura LSTM é uma variação avançada que aborda problemas de dependência de longo prazo (limitação comum em RNNs tradicionais). O LSTM é composto por quatro camadas interativas principais: célula de memória, porta de entrada, porta de saída e porta de esquecimento, que trabalham juntas para capturar características temporais eficazmente.
  - **Aplicação:** O LSTM é superior na análise temporal de sinais fisiológicos, sendo ideal para dados como eletrocardiogramas (ECG) que apresentam padrões sequenciais e repetitivos altamente relacionados ao tempo. É frequentemente combinado com CNNs em modelos de dois estágios para aprimorar a precisão. Por exemplo, CNNs extraem *features* de segmentos PPG, e o LSTM captura dependências temporais subsequentes, melhorando a precisão da estimativa de PA [59].

Para garantir a robustez e a generalização dos modelos de ML em contextos de engenharia, procedimentos rigorosos de desenvolvimento são aplicados:

- **Treinamento e Otimização:** O treinamento das DNNs e modelos de ML é realizado utilizando vetores de entrada até a convergência. Parâmetros como o Algoritmo de Regularização Bayesiana podem ser usados para minimizar erros internos e evitar *overfitting*. Para a DL, o método de estimação de momento adaptativo (*Adaptive Moment Estimation*) é frequentemente utilizado para otimização [59].
- **Validação Cruzada (Cross-Validation):** Métodos de validação cruzada, como cinco ou dez vezes (*k-fold*) e a estratégia *leave-one-subject-out*, são essenciais para dividir os dados de

*features* e rótulos de ação, garantindo que o modelo generalize bem para dados não vistos e evitando *overfitting* [59,61].

- **Métricas de Desempenho:** A eficácia dos algoritmos é avaliada por métricas técnicas, tais como [59]:
  - **Acurácia (Accuracy):** Medida de correta classificação.
  - **Sensibilidade e Especificidade:** Importantes para triagem e diagnóstico.
  - **Erro Quadrático Médio (RMSE) e Desvio Médio Absoluto (MAD):** Utilizados para avaliar a precisão dos modelos de regressão, como na estimativa de PA. Por exemplo, estudos com regressão linear para estimar PA obtiveram erros médios inferiores a 6 mmHg [59].

A seleção do algoritmo ideal é determinada pela natureza do dado. Em casos de grandes conjuntos de dados (como em *biofeedback* contínuo) e sinais temporais complexos, as arquiteturas de *Deep Learning* (CNN e LSTM) demonstram maior capacidade de capturar padrões sutis. Contudo, algoritmos rasos como SVM permanecem relevantes devido à sua alta acurácia em tarefas de classificação quando os *features* são bem definidos [61].

Em suma, a aplicação de algoritmos de Aprendizado de Máquina e Aprendizado Profundo não atua isoladamente, mas sim como o elo final na cadeia de medição da rigidez arterial. Enquanto as tecnologias de sensores discutidas anteriormente (como a alta sensibilidade dos transdutores GMI e a portabilidade do PPG óptico) são responsáveis pela aquisição de sinais hemodinâmicos ricos e contínuos, a Inteligência Artificial fornece a capacidade interpretativa necessária para processar esses dados em cenários do mundo real.

Diferente dos métodos clássicos que dependem de condições ideais para aplicar modelos matemáticos simplificados (como a equação de Moens-Korteweg), as redes neurais conseguem identificar padrões não-lineares complexos e extrair características latentes da morfologia da onda de pulso que seriam invisíveis à análise convencional.

Dessa forma, a integração entre *hardware* avançado e *software* inteligente permite transitar de um monitoramento reativo e pontual para uma abordagem preditiva e personalizada, onde a VOP e a rigidez arterial podem ser estimadas com precisão clínica a partir de dispositivos vestíveis no dia a dia do paciente.

#### 4. Comparação Crítica das Tecnologias

Após a análise detalhada dos princípios de funcionamento e das características individuais das tecnologias de medição da Velocidade da Onda de Pulso (VOP), este capítulo dedica-se a uma avaliação comparativa e crítica. O objetivo é contrastar as diferentes abordagens apresentadas, desde o padrão-ouro invasivo até os sensores vestíveis emergentes, sob a ótica de critérios fundamentais para a engenharia biomédica e a prática clínica: acurácia, invasividade, custo, portabilidade e complexidade operacional.

Esta análise busca identificar qual tecnologia oferece o melhor equilíbrio para diferentes cenários de aplicação, desde o monitoramento intensivo em ambiente hospitalar até a triagem populacional em larga escala. Para facilitar a visualização das distinções entre os métodos, a **Tabela 2** resume as principais características técnicas e operacionais das tecnologias abordadas neste estudo.

Tabela 2 - Características principais de cada método.

Tecnologia	Invasividade	Acurácia	Custo	Portabilidade	Complexidade Operacional	Cenário Principal	Limitação Principal
Cateterização arterial	Alta	Muito Alta (Padrão-ouro)	Alto	Nenhuma	Alta (Exige cirurgia/UTI)	UTI/Cirurgia Cardíaca	Riscos de complicações e infecções.
Esfigmografiografia	Nenhuma	Baixa/Média	Baixo	Baixa	Alta	Clínicas especializadas.	Inclui o PEP (erro temporal) e dependência do operador.
Tonometria de Aplanção	Nenhuma	Alta (Referência clínica)	Médio	Baixa (mesa)	Baixa	Clínicas especializadas.	Dependência de operador treinado.
Fotoplestismografia (PPG)	Nenhuma	Variável (depende da qualidade)	Baixo	Muito Alta	Baixa	Wearables/Triagem	Sinal indireto (volume, frequência cardíaca)

		ade do proces samen to digital)					não pressã o), depen dência da qualid ade do proces samen to digital e variaç ão com movim ento
ECG + PPG	Nenhu ma	Média	Baixo	Muito Alta	Baixa	Monitora mento ambulato rial	Inclui o PEP
<i>Doppler</i> (ultrassom)	Nenhu ma	Alta (regio nal)	Alto	Média	Alta	Diagnósti co por imagem	Depen dência do ângulo e do operad or
<i>Eco-tracking</i>	Nenhu ma	Muito Alta (local)	Muito Alto	Baixa	Muito Alta	Pesquisa Avançada	Depen dência da qualid ade da image m e do operad or
Ressonância Magnética	Nenhu ma	Muito Alta	Muito Alto	Nenhum a	Muito Alta	Casos complexo s	Custo e tempo de exame
GMI (magnetoimpedância)	Nenhu ma	Alta	Baixo	Alta	Média	Pesquisa/ Futuros <i>wearables</i>	Tecnol ogia ainda

							emergente
--	--	--	--	--	--	--	-----------

A análise comparativa apresentada na **Tabela 2** revela uma clara bifurcação no estado da arte: de um lado, tecnologias de alta precisão restritas ao ambiente clínico, do outro, soluções portáteis emergentes que buscam democratizar o acesso ao diagnóstico. A discussão a seguir aprofunda esses *trade-offs* fundamentais.

A relação entre acurácia e invasividade é, historicamente, inversamente proporcional. O método de cateterização arterial permanece como a referência absoluta (padrão-ouro) justamente porque elimina todas as variáveis de confusão externas: não há pele, músculos ou tecidos adiposos atenuando o sinal. No entanto, os riscos de complicação como trombose e infecções limitam essa precisão à UTI, tornando-a inútil para a prevenção primária na população geral.

Quanto às técnicas não invasivas, é possível observar uma evolução na busca pela precisão. A Ressonância Magnética (RMC) e o *Eco-tracking* conseguiram quebrar a barreira da invasividade mantendo uma acurácia "Muito Alta". Eles alcançam isso através de visualização direta da parede arterial, eliminando inferências. Contudo, essa precisão tem um custo operacional excessivo que acaba sendo um impeditivo para grande parte da população.

Já técnicas como Fotoplestismografia (PPG) e ECG + PPG (PAT), sofrem com uma acurácia classificada como "Média" ou "Variável". Isso ocorre porque elas não medem a rigidez diretamente, mas a inferem através de fenômenos secundários que incluem variáveis fisiológicas instáveis, como o Período Pré-Ejeção (PEP) cardíaco. A engenharia moderna tenta mitigar isso não através de novos sensores, mas via Inteligência Artificial, treinando modelos para "limpar" essas variáveis de confusão e elevar a acurácia dos *wearables* para níveis clínicos.

Por sua vez, a coluna de Custo na **Tabela 2** é um dos principais determinantes para a aplicabilidade em saúde pública. Tecnologias de imagem como ressonância magnética, *Doppler*, *Eco-tracking*, dependem de *hardware* complexos, resultando em equipamentos de alto custo de capital e manutenção. Isso centraliza o diagnóstico em hospitais de ponta.

A Tonometria de Aplanção representou um avanço ao reduzir o custo para o nível de "consultório", mas ainda exige *hardware* dedicado. A verdadeira ruptura ocorre com os sensores PPG e GMI. Ao utilizarem componentes da indústria de eletrônicos de consumo (LEDs, fotodiodos e fitas amorfas), o custo marginal de adicionar a medição de VOP a um dispositivo torna-se irrisório. Isso sugere um futuro onde a medição da rigidez arterial deixará de ser um "exame" solicitado por um médico para se tornar uma *commodity* de saúde, monitorada passivamente por relógios e anéis inteligentes.

Um ponto crítico destacado na comparação é a "Complexidade Operacional". Métodos como *Doppler* e Tonometria são classificados como dependentes dos operadores. A precisão varia drasticamente dependendo da habilidade do técnico em manter o ângulo de insonação ou a pressão de aplanção correta. Isso introduz um erro humano significativo e impede a repetibilidade frequente do exame.

Em contraste, as tecnologias de alta portabilidade (*Wearables*/PPG) eliminam o operador. A aquisição de dados é automatizada e contínua. Embora o sinal individual do PPG seja mais ruidoso que o de um tonômetro, a capacidade de coletar milhares de medições por dia permite que algoritmos estatísticos eliminem *outliers* e identifiquem tendências de longo prazo que um exame pontual de alta precisão jamais captaria.

A análise da tecnologia GMI (Magnetoeimpedância) no quadro comparativo a posiciona como uma solução híbrida promissora. Ela oferece a alta portabilidade dos *wearables* sem as limitações ópticas do PPG, como a cor da pele ou a luz ambiente, e sem a necessidade de contato mecânico da tonometria.

Ao medir as perturbações no campo magnético com extrema sensibilidade, o GMI tem o potencial de oferecer uma leitura da onda de pulso mais fiel à pressão real do que o PPG (que lê volume), aproximando a acurácia dos *wearables* à da tonometria clínica, mas com o baixo custo da microeletrônica.

A comparação evidencia que não existe uma tecnologia perfeita, mas sim tecnologias adequadas para diferentes estágios do cuidado cardiovascular. Para diagnóstico confirmatório e planejamento cirúrgico, que exigem um resultado mais certo, a alta resolução espacial e acurácia do *Eco-tracking* e da Ressonância Magnética são insubstituíveis. Por outro lado, para triagem populacional e monitoramento de longa duração, a combinação de PPG + IA (e futuramente GMI) oferece o melhor equilíbrio, sacrificando uma fração de acurácia absoluta em troca da onipresença e da capacidade de monitorar a evolução da rigidez arterial no cotidiano, fora das paredes do hospital.

## 5. Considerações Finais e Tendências Futuras

Este trabalho apresentou uma revisão aprofundada e crítica do estado da arte das tecnologias para a medição da Velocidade da Onda de Pulso (VOP), consolidando o entendimento de que a rigidez arterial não é apenas um parâmetro fisiológico, mas um biomarcador crucial para a medicina preventiva.

A análise percorreu desde os fundamentos biomecânicos e modelos matemáticos clássicos, como as equações de Moens-Korteweg e Bramwell-Hill, até a fronteira da inovação em sensores e inteligência artificial.

### 5.1 Síntese dos resultados

A revisão sistemática das tecnologias permitiu identificar uma clara evolução histórica e tecnológica guiada pela necessidade de equilibrar acurácia e invasividade.

Ficou evidente que, embora a cateterização arterial permaneça como o padrão-ouro absoluto em termos de fidelidade de sinal, sua aplicação é restrita a ambientes de alta complexidade. A tonometria de aplanção cumpriu o papel histórico de transpor a medição da VOP da pesquisa para a clínica, mas ainda enfrenta barreiras de operabilidade que limitam sua escalabilidade.

As técnicas baseadas em imagem (*Doppler*, *Eco-tracking* e Ressonância Magnética) representam o ápice da precisão não invasiva, permitindo a visualização direta da mecânica vascular. No entanto, o alto custo e a dependência de operadores especializados impedem que essas ferramentas sejam utilizadas para o monitoramento contínuo da população geral.

A análise demonstrou que a verdadeira ruptura de paradigma reside nos sensores emergentes (PPG e GMI). Embora historicamente menos precisos que os métodos de contato direto, a integração desses sensores com algoritmos de Aprendizado de Máquina e Redes Neurais Profundas está compensando suas limitações físicas, permitindo estimativas de rigidez arterial com precisão clínica a um custo marginal.

### 5.2 Perspectivas futuras e tendências tecnológicas

Com base no panorama traçado, é possível apontar as tendências que nortearão o desenvolvimento da engenharia biomédica na próxima década. A tendência é o abandono de medições baseadas em um único sensor. O futuro aponta para a fusão de dados de múltiplas fontes: acelerômetros (para remoção de limitação de movimento existente hoje no PPG) [54], sensores ópticos (PPG multi-comprimento de onda, utilizando luz verde e vermelha ao mesmo tempo, uma como referência para limpar a outra e cancelar o ruído) [53] e, potencialmente, sensores magnéticos (GMI, que não são afetados pela cor da pele e luz externa) integrados no mesmo *wearable* [56]. A combinação desses sinais permitirá isolar a onda de pulso arterial com uma robustez consideravelmente superior a de um único tipo de sensor isolado.

Além disso, possivelmente o processamento de dados deixará de ocorrer exclusivamente na nuvem para ser executado no próprio dispositivo (*on-chip*). Microcontroladores de baixo consumo com aceleradores de IA integrados permitirão que algoritmos complexos (como redes neurais convolucionais) processem o sinal da VOP em tempo real no pulso do usuário, garantindo privacidade dos dados e menor latência [59, 60].

A viabilização da medição contínua da VOP em dispositivos de consumo (relógios, anéis) transformará o monitoramento cardiovascular de reativo (tratar após o evento) para preditivo (prevenir antes do evento). A integração desses dados em plataformas de Internet das Coisas Médicas (IoMT) permitirá a criação de "Gêmeos Digitais" (*Digital Twins*) dos pacientes, onde a evolução da rigidez arterial poderá ser acompanhada ao longo de anos, permitindo intervenções precoces no estilo de vida antes que danos estruturais irreversíveis ocorram [60].

### 5.3 Conclusão

Em suma, a medição da Velocidade da Onda de Pulso deixou de ser um desafio puramente fisiológico para se tornar um problema de engenharia de sinais e dados. O estudo conclui que não existe uma tecnologia única soberana, mas sim um ecossistema onde métodos de alta precisão validam métodos de alta portabilidade (como PPG e GMI).

O futuro do diagnóstico cardiovascular reside na capacidade da engenharia em miniaturizar estes dispositivos, manter na prática clínica os níveis de precisão observados em laboratório e levá-la para o cotidiano, tornando o monitoramento da saúde vascular “invisível”, contínuo e acessível a todos.

### 3. Referências

- [1] **MANSUR, Antonio de Padua; FAVARATO, Desidério.** Mortality due to cardiovascular diseases in Brazil and in the metropolitan region of São Paulo: a 2011 update. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, São Paulo, v. 99, n. 2, p. 755–761, ago. 2012. DOI: 10.1590/S0066-782X2012005000061
- [2] **Institute for Health Metrics and Evaluation (IHME)**, "Global Burden of Disease Study 2017 (GBD 2017) Results," Institute for Health Metrics and Evaluation, Seattle, WA, 2018.
- [3] **KRISHNAMOORTHY, S.; KHOO, C. W.; LIM, H. S.; LIP, G. Y. H.** Predictive value of atrial high-rate episodes for arterial stiffness and endothelial dysfunction in dual-chamber pacemaker patients. *European Journal of Clinical Investigation*, v. 44, n. 1, p. 13–21, 2014.
- [4] **GUSBETH-TATOMIR, P.; COVIC, A.** Causes and consequences of increased arterial stiffness in chronic kidney disease patients. *Kidney & blood pressure research*, v. 30, n. 2, p. 97–107, 2007.
- [5] **BELLIEN, J.; FAVRE, J.; IACOB, M.; GAO, J.; THUILLEZ, C.; RICHARD, V.; JOANNIDÈS, R.** Arterial stiffness is regulated by nitric oxide and endothelium-derived hyperpolarizing factor during changes in blood flow in humans. *Hypertension*, v. 55, n. 3, p. 674–680, 2010.
- [6] **BENAVIDES, L. S.; SILVA, E. C.; MONTEIRO, E. C.; BARBOSA, C. R. H.** High sensitivity pressure transducer based on the phase characteristics of GMI magnetic sensors. *Meas. Sci. Technol.*, v. 29, p. 035106, fev. 2018.
- [7] **O. PIZZI, A. A. BRANDÃO, M. E. C. MAGALHÃES, R. POZZAN, AND A. P. BRANDÃO.** "Velocidade de onda de pulso – o método e suas implicações prognósticas na hipertensão arterial," *Rev. Bras. Hipertens.*, vol. 13, no. 1, pp. 59–62, 2006.
- [8] **A. S. TIJSSELING E A. ANDERSON**, "A. Isebre Moens and D.J. Korteweg: On the speed of propagation of waves in elastic tubes," *Out.* 2012.
- [9] **L. MESIN et al.**, "Estimation of Aortic Stiffness with Bramwell–Hill Equation: A Comparative Analysis with Carotid–Femoral Pulse Wave Velocity," *Bioengineering*, vol. 9, no. 7, p. 265, 2022.
- [10] **L. B. C. MAGALHÃES, M. C. DAS MERCÊS, E R. F. W. PIMENTEL**, "Pressão arterial central e risco cardiovascular," *Rev. Bras. Hipertens.*, vol. 28, no. 1, pp. 35–38, 2021.
- [11] **S. LAURENT, J. COCKCROFT, L. VAN BORTEL, P. BOUTOUYRIE, C. GIANNATTASIO, D. HAYOZ, B. PANNIER, C. VLACHOPOULOS, I. WILKINSON, E H. STRUIJKER-BOUDIER**, "Expert consensus document on arterial stiffness: Methodological issues and clinical applications," *European Heart Journal*, pp. 2589–2605, dezembro 2006.
- [12] **FRANKLIN, S. S. et al.** Hemodynamic patterns of age-related changes in blood pressure: the Framingham Heart Study. *Circulation*, v. 96, n. 1, p. 308–315, 1997.
- [13] **DOLAN, E. et al.** Ambulatory arterial stiffness index as a predictor of cardiovascular mortality in the Dublin Outcome Study. *Hypertension*, v. 47, n. 3, p. 365–370, 2006.
- [14] **MARQUES, KEILLY.** Sístole e Diástole. Significados, 2024. Disponível em: <https://www.significados.com.br/sistole-e-diastole/>. Acesso em: 23 out. 2025.
- [15] **AVENA FARMACÊUTICA.** Revisão literária: Rigidez Arterial, etiologia e prevenção. Avena Farmacêutica, [s.d.]. Disponível em: <https://avenafarmaceutica.com.br/revisao-literaria-rigidez-arterial-etilogia-e-prevencao/>. Acesso em: 23 out. 2025.

[16] **CENTERCOR HOSPITALAR.** Esfigmomanômetro aneroide com estetoscópio. CenterCor Hospitalar, [s.d.]. Disponível em: <https://www.centercorhospitalar.com.br/esfigmomanometro-anoide-com-estetoscopioesfs50n/p>. Acesso em: 23 out. 2025.

[17] **VECTORMINE.** Elastic recoil of aorta and large arteries also known as Windkessel effect. [Ilustração]. Adobe Stock, 2024. Disponível em: <https://stock.adobe.com/br/images/elastic-recoil-of-aorta-and-large-arteries-also-known-as-windkessel-effect-vector-illustration/459978444>. Acesso em: 23 out. 2025.

[18] **REC CLÍNICA MÉDICA.** MAPA: o que é e quando realizar o monitoramento da pressão arterial. REC Clínica Médica, [s.d.]. Disponível em: <https://recclinicamedica.com.br/mapa-o-que-e-quando-realizar-o-monitoramento-da-pressao-arterial/>. Acesso em: 23 out. 2025.

[19] **MULTI SAÚDE. PAI: Pressão Arterial Invasiva.** Multi Saúde, [s.d.]. Disponível em: <https://multisaude.com.br/artigos/pai-pressao-arterial-invasiva/>. Acesso em: 23 out. 2025.

[20] **B. SAUGEL, K. KOUZ, A. S. MEIDERT, L. SCHULTE-UENTROP, E S. ROMAGNOLI,** "How to measure blood pressure using an arterial catheter: a systematic 5-step approach," 2020. doi: 10.1186/s13054-020-02859-w.

[21] **OLIVEIRA, FABRICIO REGIANI DE.** Trombose Venosa Profunda. Plástica do Sonho, 26 jul. 2017. Disponível em: <https://www.plasticadosonho.com.br/blog/outras-cirurgias/trombose-venosa-profunda/>. Acesso em: 28 out. 2025.

[22] **SERMAKER.** Sensor de Pulso Cardíaco. Sermaker, [s.d.]. Disponível em: <https://www.sermaker.com/sensor-de-pulso-cardiaco>. Acesso em: 28 out. 2025.

[23] **WEISSLER, A. M.; HARRIS, W. S.; SCHOENFELD, C. D.** Systolic time intervals in heart failure in man. *Circulation*, v. 37, n. 2, p. 149-159, 1968.

[24] **ARNETT, D. K.; EVANS, G. W.; RILEY, W. A.** Arterial stiffness: a new cardiovascular risk factor? *American Journal of Epidemiology*, v. 140, n. 8, p. 669-682, 1994.

[25] **MANCIA, G. et al.** 2007 Guidelines for the management of arterial hypertension: The Task Force for the Management of Arterial Hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC). *Journal of Hypertension*, v. 25, n. 6, p. 1105-1187, 2007.

[26] **MANCIA, G. et al.** 2013 ESH/ESC Guidelines for the management of arterial hypertension: The Task Force for the management of arterial hypertension of the European Society of Hypertension (ESH) and of the European Society of Cardiology (ESC). *Journal of Hypertension*, v. 31, n. 7, p. 1281-1357, 2013.

[27] **NÜRNBERGER, J. et al.** Validation of a tonometric device for noninvasive measurement of central arterial blood pressure. *Journal of Human Hypertension*, v. 16, p. 259-266, 2002.

[28] **O'ROURKE, M. F.; NICHOLS, W. W.** Clinical application of central blood pressure measurement. *Journal of Hypertension*, v. 23, n. 3, p. 489-497, 2005.

[29] **PAUCA, A. L.; O'ROURKE, M. F.; KON, N. D.** Prospective evaluation of a method for estimating ascending aortic pressure from the radial artery pressure waveform. *Hypertension*, v. 38, n. 4, p. 932-937, 2001.

[30] **MARCUS, Lee.** SphygmoCor. Lee Marcus MD, [s.d.]. Disponível em: <https://leemarcusmd.com/preventive-cardiology/sphygmocor-sfig-moe-core/>. Acesso em: 2 nov. 2025.

[31] **CARDIEX.** SphygmoCor Technology. Cardiex, [s.d.]. Disponível em: <https://cardiex.com/sphygmocor-technology/>. Acesso em: 2 nov. 2025.

[32] **ELGENDI, Mohamed; FLETCHER, Richard; LIANG, Yongbo; HOWARD, Newton; LOVELL, Nigel H.; ABBOTT, Derek; LIM, Kenneth; WARD, Rabab.** The use of photoplethysmography for assessing hypertension. *npj Digital Medicine*, [S.l.], v. 2, n. 60, 2019. DOI: 10.1038/s41746-019-0136-7. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41746-019-0136-7>. Acesso em: 03 nov. 2025.

[33] **TESTA, Alessandro.** Fotopletismografia (PPG). *Pro Italia*, 14 maio 2021. Disponível em: <https://www.ptproitalia.it/fotopletismografia-ppg/>. Acesso em: 3 nov. 2025.

[35] **MAXMAX.** ECG With PPG Using Arduino. *Instructables*, [s.d.]. Disponível em: <https://www.instructables.com/ECG-With-PPG-Using-Arduino/>. Acesso em: 3 nov. 2025.

[36] **TAMURA, T.; MAEDA, Y.; SEKINE, M.; YOSHIDA, M.** A review on photoplethysmography: signals, processing, and applications. *Sensors*, [S.l.], v. 14, n. 4, p. 6189-6216, 2014.

[37] **GHASSEMI, Tohid et al.** Basic principle of PPG sensors working in (a) transmission (b) reflection modes. [Figura]. *ResearchGate*, 2020. Disponível em: [https://www.researchgate.net/figure/Basic-principle-of-PPG-sensors-working-in-a-transmission-b-reflection-modes\\_fig1\\_347589318](https://www.researchgate.net/figure/Basic-principle-of-PPG-sensors-working-in-a-transmission-b-reflection-modes_fig1_347589318). Acesso em: 3 nov. 2025.

[38] **JHUMA, Farjana Akter et al.** A Hybrid Photoplethysmography (PPG) Sensor System Design for Heart Rate Monitoring. *Sensors*, v. 24, n. 23, p. 7634, 2024. Disponível em: <https://www.mdpi.com/1424-8220/24/23/7634>. Acesso em: 3 nov. 2025.

[39] **MOORTHY, R. S.** DOPPLER ULTRASOUND. *MJAFI*, v. 58, p. 1-2, 2002.

[40] **RUBIN, J. M.** Power Doppler. *European Radiology*, v. 9, Supl. 3, p. S318-S322, 1999.

[41] EXAME VASCULAR PERIFÉRICO USANDO UM DOPPLER DE ONDA CONTÍNUA. **JoVE** (Journal of Visualized Experiments), [s.d.]. Disponível em: <https://www.jove.com/pt/v/10123/peripheral-vascular-exam-using-a-continuous-wave-doppler>. Acesso em: 7 nov. 2025.

[42] **LABSTER.** Continuous-Wave Doppler. *Labster Theory*, [s.d.]. Disponível em: [https://theory.labster.com/continuous\\_doppler/](https://theory.labster.com/continuous_doppler/). Acesso em: 7 nov. 2025.

[43] **MEKHITARIAN, Armênio.** O que é Doppler Colorido? Instituto Avançado de Imagem, [s.d.]. Disponível em: <https://www.institutoavancadodeimagem.com.br/doppler-colorido/>. Acesso em: 7 nov. 2025.

[44] **POWER DOPPLER.** In: ScienceDirect. Amsterdam: Elsevier, [s.d.]. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/topics/engineering/power-doppler>. Acesso em: 7 nov. 2025.

[45] **VIASONIX.** A análise de Doppler espectral é fundamental em testes fisiológicos. *Viasonix*, 21 jun. 2021. Disponível em: <https://viasonix.com/pt-br/a-analise-de-doppler-espectral-e-fundamental-em-testes-fisiologicos/>. Acesso em: 7 nov. 2025.

[46] **GEYER, Holly et al.** Assessment of Myocardial Mechanics Using Speckle Tracking Echocardiography: Fundamentals and Clinical Applications. *Journal of the American Society of Echocardiography*, v. 24, n. 4, p. 351-369, abr. 2011.

[47] **HWANG, Jung-Won et al.** Impact of Arterial Stiffness on Regional Myocardial Function Assessed by Speckle Tracking Echocardiography in Patients with Hypertension. *Journal of Cardiovascular Ultrasound*, v. 20, n. 2, p. 90-96, 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.4250/jcu.2012.20.2.90>. Acesso em: 16 nov. 2025.

[48] **BRAILE CARDIO.** O avançado Ecocardiograma com Strain. *Braile Cardio*, 14 jul. 2019. Disponível em: <https://brailecardio.com.br/o-avancado-ecocardiograma-com-strain/>. Acesso em: 16 nov. 2025.

[49] **MOHAMMED, Mohammed Moharram et al.** Myocardial tissue characterisation using echocardiographic deformation imaging. *Cardiovascular Ultrasound*, v. 17, n. 1, p. 27, 2019. Disponível em:

[https://www.researchgate.net/publication/337298967\\_Myocardial\\_tissue\\_characterisation\\_using\\_echocardiographic\\_deformation\\_imaging](https://www.researchgate.net/publication/337298967_Myocardial_tissue_characterisation_using_echocardiographic_deformation_imaging). Acesso em: 16 nov. 2025.

[50] **MORSCH, José Aldair.** Ressonância do coração: o que é, como é feita, indicações e resultados. *Telemedicina Morsch*, 5 nov. 2025. Disponível em: <https://telemedicinamorsch.com.br/blog/ressonancia-do-coracao>. Acesso em: 16 nov. 2025.

[51] **ANDRADE, Carlos Henrique Guimarães de.** Princípios Físicos Envolvidos na Técnica de Exames Médicos de Ressonância Magnética. 2008. Trabalho de Conclusão de Curso (Bacharelado em Física) - Instituto de Física, Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Porto Alegre, 2008.

[52] **KAOLAWANICH, Yodying; BOONYASIRINANT, Thananya.** Valor Prognóstico de Rigidez Aórtica usando Ressonância Magnética Cardiovascular em Idosos com Suspeita ou Confirmação de Doença Arterial Coronariana. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 118, n. 5, p. 961-971, maio 2022. Disponível em: <https://doi.org/10.36660/abc.20210452>. Acesso em: 16 nov. 2025.

[53] **KIM, Kwang Bok; BAEK, Hyun Jae.** Photoplethysmography in Wearable Devices: A Comprehensive Review of Technological Advances, Current Challenges, and Future Directions. *Electronics*, v. 12, n. 13, p. 2923, 2023. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/electronics12132923>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[54] **CASTANEDA, Denisse et al.** A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *International Journal of Biosensors & Bioelectronics*, v. 4, n. 4, p. 195-202, 2018. Disponível em: <https://doi.org/10.15406/ijbsbe.2018.04.00125>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[55] **PCARDIO WEARABLES.** Wearable PPG Sensor – PhotoPlethysmoGraphy Sensor. Valkenswaard: PCARDIO Wearables, [s.d.]. Disponível em: <https://pcardiowearables.com/product/wearable-ppg-sensor/>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[56] **CABRERA, Lizeth Stefanía Benavides; SILVA, Eduardo Costa da; MONTEIRO, Elisabeth Costa.** Highly Sensitive Pressure Transducer for Measuring Arterial Pulse Wave Velocity Based on Giant Magneto-Impedance Sensors. *Sensors*, Basel, v. 20, n. 12, p. 3507, jun. 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/s20123507>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[57] **RIVEROS, Pedro A. D. et al.** Design, implementation and experimental characterisation of a high sensitivity GMI gradiometer with an interference compensation system. *IET Science, Measurement & Technology*, v. 14, n. 6, p. 669-676, 2020. Disponível em: <https://doi.org/10.1049/iet-smt.2019.0374>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[58] **BENAVIDES, L. S. et al.** High sensitivity pressure transducer based on the phase characteristics of GMI magnetic sensors. *Journal of Physics: Conference Series*, v. 733, n. 1, p. 012030, 2016. Disponível em: <https://doi.org/10.1088/1742-6596/733/1/012030>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[59] **FERREIRA, Vinícius de Oliveira Cercal.** Como podemos integrar inteligências artificiais em wearables inteligentes visando a melhora da saúde de pacientes e usuários: uma revisão integrativa. 2024. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Design Industrial) – Centro de Artes, Design e Moda, Universidade do Estado de Santa Catarina, Florianópolis, 2024.

[60] **SHAJARI, Shaghayegh et al.** The Emergence of AI-Based Wearable Sensors for Digital Health Technology: A Review. *Sensors*, Basel, v. 23, n. 24, 2023.

[61] **WEI, Suyao; WU, Zhihui.** The Application of Wearable Sensors and Machine Learning Algorithms in Rehabilitation Training: A Systematic Review. *Sensors*, Basel, v. 19, n. 19, p. 4227, 2019. Disponível em: <https://doi.org/10.3390/s19194227>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[62] **VAN OTTEN, Neri.** Support Vector Machines (SVM) In Machine Learning Made Simple & How To Tutorial. *Spot Intelligence*, 6 maio 2024. Disponível em: <https://spotintelligence.com/2024/05/06/support-vector-machines-svm/>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[63] **SACHINSONI.** K Nearest Neighbours — Introduction to Machine Learning Algorithms. *Medium*, 11 jun. 2023. Disponível em: <https://medium.com/@sachinsoni600517/k-nearest-neighbours-introduction-to-machine-learning-algorithms-9dbc9d9fb3b2>. Acesso em: 17 nov. 2025

[64] **LUCAS, Hudson Barroso.** Machine Learning from Scratch: Implementando Random Forest (Floresta Aleatória) em Python. *IA Com Café*, 12 mar. 2025. Disponível em: <https://iacomcafe.com.br/implementando-random-forest-em-python/>. Acesso em: 17 nov. 2025.

[65] **IONOS.** Convolutional Neural Network: Redes neurais convolucionais. *Digital Guide IONOS*, 3 set. 2024. Disponível em: <https://www.ionos.com/pt-br/digitalguide/sites-de-internet/desenvolvimento-web/convolutional-neural-network/>. Acesso em: 17 nov. 2025.