

UNIVERSIDADE FEDERAL DO PARANÁ

DICESAR SOUZA SILVA

ELASTOGRAFIA POR ONDAS DE CISALHAMENTO PSWE E ELASTOGRAFIA  
TRANSITÓRIA PARA ESTADIAMENTO DA FIBROSE HEPÁTICA – REVISÃO  
INTEGRATIVA DE LITERATURA

CURITIBA

2024

DICESAR SOUZA SILVA

ELASTOGRAFIA POR ONDAS DE CISALHAMENTO PSWE E ELASTOGRAFIA  
TRANSITÓRIA PARA ESTADIAMENTO DA FIBROSE HEPÁTICA - – REVISÃO  
INTEGRATIVA DE LITERATURA

Artigo apresentado como requisito parcial  
à conclusão do curso de Especialização  
em Engenharia Clínica.

CHC-UFPR - Complexo Hospital de  
Clínicas da UFPR.

Orientador: Eng. José Fernando de Jesus  
Barros Teixeira

CURITIBA

2024

## ELASTOGRAFIA POR ONDAS DE CISALHAMENTO PSWE E ELASTOGRAFIA TRANSITÓRIA PARA ESTADIAMENTO DA FIBROSE HEPÁTICA

Dicesar Souza Silva

### RESUMO

O objetivo foi comparar a precisão diagnóstica da TE e a pSWE na detecção da fibrose hepática. Utilizou-se o método de revisão integrativa apresenta a precisão diagnóstica da elastografia por ondas de cisalhamento (pSWE) e da elastografia transitória (TE) na detecção da fibrose hepática em pacientes com doença hepática gordurosa não alcoólica. Foram analisados 5 artigos que compreenderam os anos de 2018 a 2022. Os resultados mostram que a pSWE apresentou AUC superior para fibrose significativa (0,86), avançada (0,94) e cirrose (0,95), em comparação à TE (0,85, 0,92 e 0,94, respectivamente). Conclui-se que a elastografia por TE teve uma taxa de falhas mais de dez vezes maior. A pSWE se destaca como uma técnica eficaz e confiável, oferecendo uma alternativa não invasiva promissora para o estadiamento da fibrose hepática. Estudos futuros são recomendados para validação em populações maiores.

**Descritores:** 1. Fibrose Hepática 2. Elastografia Transitória 3. pShearWave(pSWE)

### ABSTRACT

The objective was to compare the diagnostic accuracy of TE and pSWE in detecting liver fibrosis. An integrative review method was used to present the diagnostic accuracy of point shear wave elastography (pSWE) and transient elastography (TE) in detecting liver fibrosis in patients with non-alcoholic fatty liver disease. Five articles published between 2018 and 2022 were analyzed. The results show that pSWE demonstrated a higher AUC for significant fibrosis (0.86), advanced fibrosis (0.94), and cirrhosis (0.95) compared to TE (0.85, 0.92, and 0.94, respectively). It was concluded that TE elastography had a failure rate more than ten times higher. pSWE stands out as an effective and reliable technique, offering a promising non-invasive alternative for liver fibrosis staging. Future studies are recommended for validation in larger populations.

**Keywords:** 1. Liver Fibrosis 2. Transiente Elastography 3. Shear Wave

## **1 INTRODUÇÃO**

### **1.1.1 A evolução da palpação: Da principal ferramenta diagnóstica ao exame clínico moderno**

A palpação é uma prática fundamental no diagnóstico médico e, historicamente, foi uma das principais formas de avaliação clínica antes do advento de tecnologias modernas. Este método consiste em aplicar pressão manual na pele do paciente para identificar características como posição, dureza, mobilidade e pulsação das estruturas internas do corpo. Durante séculos, os médicos confiaram quase exclusivamente na palpação, combinada com outros métodos como a percussão e a ausculta, para entender condições internas de seus pacientes.

A palpação permite detectar diferenças de elasticidade nos tecidos, causadas por tensões relacionadas a estímulos internos (como o fluxo sanguíneo) ou externos (como a pressão exercida pela mão do examinador). Embora atualmente seja complementada por exames laboratoriais e de imagem, ela ainda oferece informações valiosas, especialmente na identificação de massas ou estruturas anormais no corpo.

Contudo, suas limitações também são reconhecidas. A palpação é eficaz para avaliar artérias superficiais, como a radial e a carótida, mas sua confiabilidade diminui para detectar alterações menores ou localizadas em maior profundidade. Além disso, é uma técnica subjetiva, sem oferecer dados quantitativos. Apesar disso, no passado, quando recursos tecnológicos não estavam disponíveis, a palpação foi essencial como principal ferramenta diagnóstica e permanece indispensável no exame clínico contemporâneo. (Cristoph F. Dietrich et al.)

### **1.1.2 Elasticidade dos materiais: fundamentos, propriedades e comportamentos mecânicos**

A elasticidade de um material refere-se à sua capacidade de retornar à forma e ao tamanho originais após ser submetido a uma força ou tensão que cause deformação (Peter N.T Wells). Os fluidos resistem à variação de volume, mas não à mudança de forma, apresentando elasticidade volumétrica. Já os sólidos resistem tanto a alterações de forma quanto de volume, exibindo rigidez ou elasticidade ao cisalhamento, além da elasticidade volumétrica. Quando um material é deformado, essa alteração em sua forma ou tamanho é chamada de deformação, geralmente

expressa como uma proporção (por exemplo, a variação no comprimento por unidade de comprimento). A força que gera essa deformação em uma determinada área é conhecida como estresse.

Os conceitos básicos de elasticidade podem ser encontrados em livros de ciência dos materiais. Em resumo:

Para sólidos isotrópicos e homogêneos, a relação entre tensão e deformação é constante, conhecida como módulo de elasticidade. Três tipos de módulo de elasticidade são comumente usados (medidos em pascais, ou N/m<sup>2</sup>):

- Módulo de Young (elasticidade longitudinal):  $E$

$$E = \frac{\textit{tensão}}{\textit{deformação}}$$

- Módulo de cisalhamento (rigidez):  $G$

$$G = \frac{E}{(2(1 + \sigma))}$$

- Módulo volumétrico (elasticidade volumétrica):  $K$

$$K = \frac{E}{(3(1 + 2\sigma))}$$

Além disso, quando um material é alongado, sua largura pode diminuir. Essa relação é descrita pela razão de Poisson, uma constante que expressa a relação entre a contração lateral e a extensão longitudinal.

$$\sigma = \frac{\textit{deformação trasnversal}}{\textit{deformação axial}}$$

Os sólidos podem suportar ondas mecânicas, dependendo do movimento das partículas durante a propagação das ondas. Em ondas longitudinais (ou compressivas), o movimento das partículas ocorre na mesma direção da propagação, enquanto em ondas transversais (ou de cisalhamento), o movimento das partículas é perpendicular à direção da propagação.

As velocidades nas quais as ondas mecânicas se propagam em um sólidos são dadas pelas equações:

- $C_l$  para ondas longitudinais

$$C_l = \left( \frac{K}{\rho} \right)^{1/2}$$

- $C_s$  para ondas de cisalhamento

$$C_s = \left( \frac{G}{\rho} \right)^{1/2}$$

Essas velocidades dependem da densidade do material ( $\rho$ ) e dos módulos elásticos. Para sólidos isotrópicos sob tensões crescentes, aplica-se a Lei de Hooke, que estabelece uma relação linear entre tensão e deformação até o limite elástico. Após esse ponto, o material pode sofrer fratura (Peter N.T Wells).

Alguns materiais, no entanto, apresentam comportamento viscoelástico, combinando características elásticas e viscosas. Nesse caso, a relação entre tensão e deformação varia com o tempo. Materiais viscoelásticos podem ser modelados como uma combinação de um componente elástico e um viscoso, que age como um amortecedor, retardando a resposta sem alterar o resultado final. Outros materiais possuem propriedades poroelásticas, onde uma matriz sólida contém uma rede de poros preenchidos por fluidos. Nesse modelo, a matriz sólida é elástica e os fluidos redistribuem-se com o tempo para acomodar a deformação do material.

### 1.1.3 Propriedades mecânicas e elasticidade dos tecidos biológicos

Os tecidos biológicos possuem organizações em múltiplas escalas, e suas propriedades mecânicas não podem ser simplificadas como homogêneas. Em tecidos moles, a relação entre tensão e deformação apresenta uma fase inicial de rápida deformação devido à eliminação de fluido livre, seguida de um comportamento linear em pequenas deformações. Contudo, à medida que a tensão aumenta, o tecido se torna mais rígido, e o módulo de elasticidade cresce progressivamente.

Essas propriedades podem variar devido a fatores como viscoelasticidade (com histerese), poro elasticidade, anisotropia, contratilidade e condições de normalidade ou doença. Outros aspectos influentes incluem idade, temperatura e

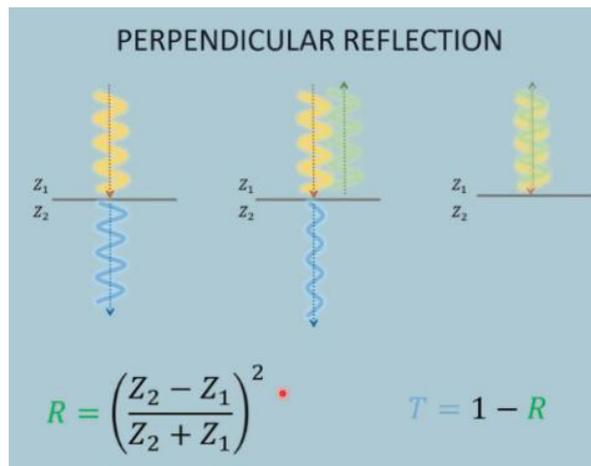
estado do tecido (in vivo, in vitro ou fixado). Medições precisas requerem pré-carregamento do tecido e consideração da região linear da deformação para garantir resultados reprodutíveis.

## 2 METODOLOGIA

### 2.1 ESTUDO ULTRASONOGRAFICO

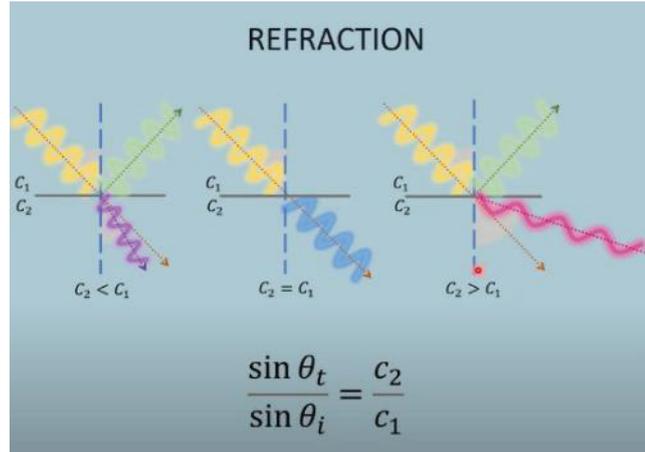
As técnicas de ultrassom convencionais fornecem imagens detalhadas da anatomia, do movimento tecidual e do fluxo sanguíneo. Esses sinais são gerados principalmente pela reflexão (Fig.01) e refração (Fig.02) das ondas ultrassônicas nas interfaces entre diferentes tecidos. Essa interação depende da impedância acústica (Fig. 03 e 04) característica de cada tecido, que é determinada pelo produto de sua densidade e da velocidade do som no meio.

Figura 1 – Reflexão de ondas de ultrassom



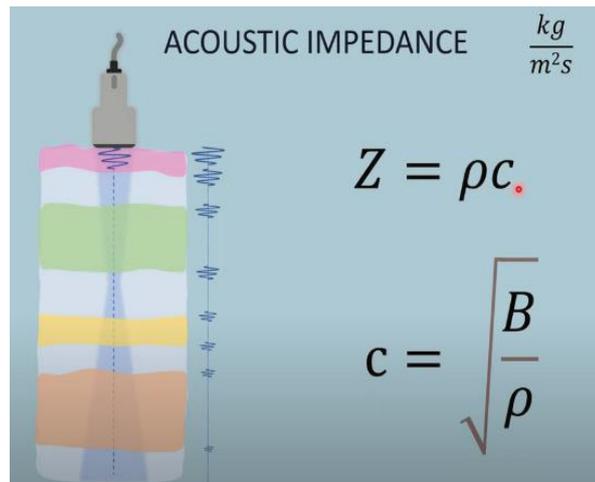
Fonte: 2024

Figura 2 – Refração de ondas de ultrassom



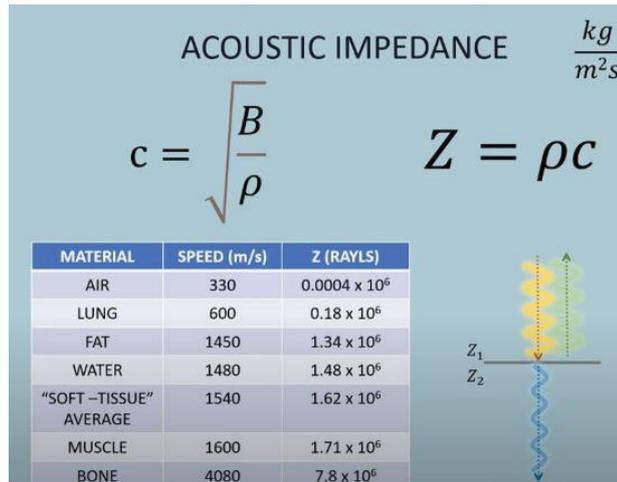
Fonte: 2024

Figura 3 – Impedância Acústica



Fonte: 2024

Figura 4 – Impedância Acústica



Fonte: 2024

### 2.1.1 Avanços e aplicações da Elastografia Ultrassônica na caracterização de tecidos moles

As técnicas de elastografia ultrassônica têm avançado significativamente, permitindo a caracterização mecânica dos tecidos moles por meio de métodos baseados na indução e detecção de ondas de cisalhamento e vibrações geradas por forças de radiação acústica.

A indução de ondas de cisalhamento acústicas foi demonstrada pela primeira vez em 1998, utilizando a força de radiação de feixes ultrassônicos focalizados. Essas ondas permitem a estimativa da elasticidade do tecido ao medir sua velocidade de propagação, com métodos como a "imagem de cisalhamento supersônico", que possibilitam a geração rápida de mapas do módulo de Young em tempo real. Estudos recentes mostram que a viscoelasticidade pode ser mais informativa do que a elasticidade simples na caracterização de tumores, considerando as limitações da elasticidade na diferenciação tecidual.

A vibroacustografia, outra abordagem inovadora, utiliza dois feixes ultrassônicos com frequências ligeiramente diferentes para gerar vibrações mecânicas na frequência de batimento na região de cruzamento dos feixes. A amplitude dessas vibrações depende da rigidez local do tecido, e sua detecção permite criar imagens de rigidez espacial. Essa técnica destaca-se pela alta sensibilidade e baixa intensidade ultrassônica, sendo capaz de detectar inclusões pequenas e rígidas, como microcalcificações, embora seu uso clínico seja limitado pela aquisição ponto a ponto dos dados.

Para validar essas técnicas, materiais e "phantoms" que imitam tecidos são indispensáveis, oferecendo meios consistentes para a avaliação de desempenho. Diversos materiais, como géis de gelatina, criogéis de álcool polivinílico (PVA-C) e compostos de copolímeros, têm sido desenvolvidos para simular as propriedades mecânicas e acústicas dos tecidos moles. Esses "phantoms" podem replicar características como módulo de Young, velocidade do som e coeficientes de atenuação, mas nenhum material disponível reproduz perfeitamente os tecidos humanos. A busca por alternativas mais realistas continua, dada a importância desses modelos no desenvolvimento e na validação de sistemas de elastografia ultrassônica.

Esses avanços destacam o potencial da elastografia ultrassônica como uma ferramenta não invasiva e segura para a caracterização de tecidos.

## 2.2 TÉCNICAS DE ELASTOGRAFIA

### 2.2.1 Elastografia Transitória (ET)

É um método diagnóstico (1D) que utiliza ondas elásticas de cisalhamento (50Hz) e ultrassons de baixa frequência para se propagar através da pele e do tecido subcutâneo até o fígado. Este exame é realizado com o sistema FibroScan® (Echosens, França). A velocidade da onda de cisalhamento, medida em kilopascal (kPa), está diretamente relacionada à rigidez do tecido: quanto mais endurecido for o tecido, mais rápida será a propagação das ondas. Assim, valores mais elevados de kPa indicam maior grau de fibrose hepática. O aparelho é composto por um sistema de ultrassom acoplado a uma central eletrônica de processamento de dados e por uma sonda. Esta sonda gera vibrações de baixa amplitude e frequência, transmitidas ao tecido hepático, onde se propagam. Simultaneamente, o sistema de ultrassom emite pulsos que possibilitam medir a velocidade de propagação das ondas no interior do fígado.

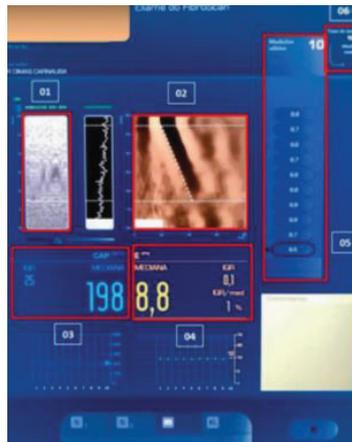
O sistema possui três tipos de sondas com diferentes frequências de ultrassom:

- **Sonda M:** Com frequência de 3,5 MHz, é indicada para avaliar o parênquima hepático a uma profundidade de 2,5 a 6,5 cm da pele, cobrindo um volume de 1 x 2 cm, o que corresponde a cerca de 1/500 do volume hepático, sendo significativamente maior que o volume de um fragmento obtido através de biópsia hepática (1/50.000).

- **Sonda XL:** Com frequência de 2,5 MHz, é usada para medir profundidades de 3,5 a 7,5 cm, indicada quando a distância da pele à cápsula hepática é superior a 2,5 cm. O software do sistema seleciona automaticamente entre as sondas com base na profundidade.
- **Sonda S:** Com frequência de 5,0 MHz, indicada para medições entre 1,5 e 5,0 cm, é usualmente empregada em crianças com diâmetro torácico menor que 75 cm.

A versão mais recente da elastografia transitória, disponível no sistema FibroScan® 502 Touch (Figura 05), permite também a detecção e quantificação da esteatose hepática por meio de um programa chamado Controlled Attenuation Parameter (CAP). Os resultados do CAP são apresentados em decibéis por metro (dB/m) e variam entre 100 e 400, refletindo a quantidade de gordura no fígado. Atualmente, o CAP pode ser utilizado nas sondas M e XL, sendo exibido somente quando a medição da rigidez hepática é válida. (CARNAÚBA JUNIOR, Dimas)

Figura 5 – Tela FibroScan



FONTE: 2024

## 2.3 TÉCNICAS DE IMPULSO DE FORÇA DE RADIAÇÃO ACÚSTICA (ARFI)

### 2.3.1 Point Shear Wave Elastography (pSWE)

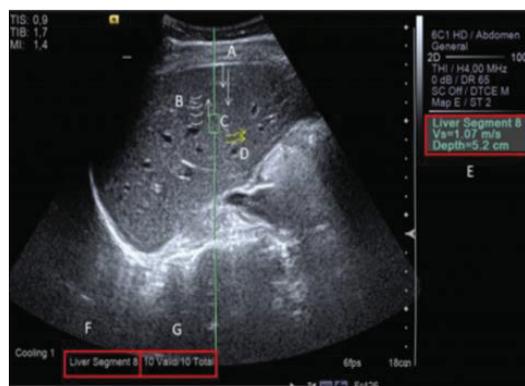
A técnica pSWE (Point Shear Wave Elastography) foi a primeira a incluir um software específico integrado ao ultrassom convencional para a realização da elastografia. Nesse método, a imagem em modo B exibida na tela permite visualizar o órgão e selecionar a região de interesse (ROI) para medir a velocidade das ondas de cisalhamento. A ROI, com tamanho padrão de 10 x 6 mm, é posicionada pelo operador, e pulsos acústicos de curta duração são emitidos pelo transdutor para gerar as ondas de cisalhamento na área selecionada.

As ondas de cisalhamento são ativadas pelo operador e, simultaneamente, o transdutor emite pulsos para captar as informações, calculando a rigidez do tecido em metros por segundo (m/s). Essa rigidez é inversamente proporcional à elasticidade do tecido. Diferente da elastografia transitória (ET), o método não gera um elastograma; em vez disso, utiliza imagens de ultrassom para orientar a escolha do ROI, permitindo medições mesmo em casos de ascite.(CARNAÚBA JUNIOR, Dimas)

A figura 6 ilustra o funcionamento do método com o equipamento S2000™ Siemens Acuson (Siemens AG, Erlangen, Alemanha):

- A: Cápsula de Glisson
- B: Pulsos acústicos
- C: Região de interesse (ROI)
- D: Ondas de cisalhamento
- E: Velocidade e profundidade
- F: Segmento hepático
- G: Número de medidas válidas (m/s) (Figura 06)

Figura 6 – Representação esquemática da elastografia pSWE



Fonte: 2024

O resultado final é obtido com a mediana de 10 medições. Algumas pesquisas recentes sugerem que menos medições podem ser mais precisas (Fang et al.), mas Ferrioli et al. apontam que não há evidências suficientes para sustentar essa prática. Além disso, são calculadas outras métricas como média, desvio padrão e intervalo interquartil (IQR). A confiabilidade do exame depende de uma relação IQR/mediana inferior a 30%, sendo que valores menores de IQR indicam maior precisão.

O método **pSWE** apresenta excelente reprodutibilidade intra e interobservador na avaliação hepática tanto em indivíduos saudáveis quanto em pacientes com

doenças hepáticas crônicas. Nos últimos anos, diferentes aparelhos foram desenvolvidos para utilizar essa técnica, cada qual com pequenas variações, especialmente nas medições das velocidades das ondas de cisalhamento. Por isso, é essencial validar os valores de referência para cada equipamento e para diferentes etiologias.

### 3 APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS

Planilha comparativa para facilitar a visualização dos diferentes aspectos das duas técnicas de elastografia, pSWE e TE, no diagnóstico da fibrose hepática:

Aspecto	Elastografia por Onda de Cisalhamento Pontual (pSWE)	Elastografia Transitória (TE)
<b>Objetivo Principal</b>	Estadiamento da fibrose hepática em diversas doenças hepáticas, incluindo DHGNA	Estadiamento da fibrose hepática, especialmente em DHGNA
<b>Estudos Incluídos</b>	Leong et al., 2020 (100 pacientes com DHGNA, 46% homens)- Ayonrinde et al., 2022 (421 pacientes, 227 com TE)- Jiang et al., 2018 (982 pacientes com pSWE, 1753 com TE)	Leong et al., 2020 (100 pacientes com DHGNA, 46% homens)- Ayonrinde et al., 2022 (421 pacientes, 227 com TE)- Jiang et al., 2018 (982 pacientes com pSWE, 1753 com TE)
<b>Precisão Diagnóstica (AUC)</b>	F0 vs F1: 0,80 (Leong et al., 2020)- $\geq$ F2: 0,72 (Leong et al., 2020)- $\geq$ F3: 0,69 (Leong et al., 2020)- F4: 0,79 (Leong et al., 2020)- AUC para fibrose avançada: 0,86 (Jiang et al., 2018)- AUC para cirrose: 0,95 (Jiang et al., 2018)	F0 vs F1: 0,89 (Leong et al., 2020)- $\geq$ F2: 0,83 (Leong et al., 2020)- $\geq$ F3: 0,83 (Leong et al., 2020)- F4: 0,89 (Leong et al., 2020)- AUC para fibrose avançada: 0,94 (Jiang et al., 2018)- AUC para cirrose: 0,94 (Jiang et al., 2018)
<b>Sensibilidade</b>	Menor para fibrose significativa ( $\geq$ F2) e avançada ( $\geq$ F3) (Leong et al., 2020)- Boa para fibrose avançada ( $\geq$ F4) (Jiang et al., 2018)	Melhor para fibrose significativa ( $\geq$ F2) e avançada ( $\geq$ F3) (Leong et al., 2020)
<b>Especificidade</b>	Alta especificidade para estágios avançados (F4) (Leong et al., 2020)	Alta especificidade para fibrose inicial ( $\geq$ F2) e avançada ( $\geq$ F3) (Leong et al., 2020)
<b>Taxa de Falhas de Medição</b>	Menor taxa de falhas, mais robusto em casos de obesidade e ascite (Ayonrinde et al., 2022)	Maior taxa de falhas, especialmente em pacientes com obesidade e ascite (Ayonrinde et al., 2022)
<b>Reprodutibilidade (Coeficiente de Correlação Intraclasse)</b>	>0,96 (excelente reprodutibilidade entre operadores de diferentes níveis) (Leong et al., 2020)- Alta correlação em pacientes obesos (Ayonrinde et al., 2022)	>0,96 (excelente reprodutibilidade entre operadores de diferentes níveis) (Leong et al., 2020)- Alta correlação em pacientes obesos (Ayonrinde et al., 2022)
<b>Uso Clínico</b>	Melhor para estágios avançados de	Melhor para detecção de fibrose

	fibrose e cirrose (F3 e F4) (Leong et al., 2020) Ideal para previsão de hipertensão portal e varizes esofágicas (Ayonrinde et al., 2022)	inicial e moderada ( $\geq$ F2) (Leong et al., 2020) Ideal para diagnósticos rápidos em fibrose intermediária
<b>Vantagens</b>	Menos dependente da cooperação do paciente- Aplicável em pacientes com características desafiadoras (ex.: obesidade)- Boa previsão de hipertensão portal e varizes esofágicas (Ayonrinde et al., 2022)	Consolidada para fibrose inicial e moderada- Menor taxa de falhas em pacientes sem características anatômicas desafiadoras (Ayonrinde et al., 2022)
<b>Desvantagens</b>	Menor precisão para fibrose inicial- Menos eficaz em estágios iniciais ( $\geq$ F2) (Leong et al., 2020)	Taxa mais alta de falhas em pacientes obesos e com ascite- Maior variabilidade dependendo do operador (Leong et al., 2020)
<b>Correlações Clínicas</b>	Boa correlação com hipertensão portal e varizes esofágicas (Ayonrinde et al., 2022)	Alta correlação com os estágios iniciais de fibrose (F1 e F2) (Leong et al., 2020)
<b>AUC para Fibrose Significativa (<math>\geq</math>F2)</b>	0,72 (Leong et al., 2020)	0,83 (Leong et al., 2020)
<b>AUC para Fibrose Avançada (<math>\geq</math>F3)</b>	0,69 (Leong et al., 2020)	0,83 (Leong et al., 2020)
<b>AUC para Cirrose (F4)</b>	0,79 (Leong et al., 2020)	0,89 (Leong et al., 2020)
<b>Exigências Operacionais</b>	Requer treinamento técnico adequado, especialmente para obesidade ou anatomias complexas	Requer experiência na execução, especialmente para pacientes com alta gordura corporal (Leong et al., 2020)
<b>Custo e Acessibilidade</b>	Equipamento de custo moderado, disponível em muitas unidades de diagnóstico	Equipamento geralmente mais acessível, mas pode ser mais limitado em algumas áreas
<b>Número Total de Pacientes</b>	100 (Leong et al., 2020)- 421 (Ayonrinde et al., 2022)- 982 (Jiang et al., 2018)	100 (Leong et al., 2020)- 421 (Ayonrinde et al., 2022)- 1753 (Jiang et al., 2018)

Tabela1

Essa tabela resume as comparações principais entre as duas técnicas de elastografia, pSWE e TE, com base nos dados analisados.

Apresenta uma visão clara das diferenças em termos de precisão diagnóstica, taxa de falhas e outros aspectos importantes do estudo.

## 4 CONSIDERAÇÕES FINAIS

### 4.1.1 Resumo Analítico e Conclusivo sobre Elastografia Hepática nos Estudos Apresentados

A elastografia hepática é uma ferramenta de diagnóstico não invasivo amplamente estudada para a avaliação da fibrose hepática em diversas doenças, incluindo a doença hepática gordurosa não alcoólica (DHGNA). Os textos analisados destacam as duas principais modalidades: **elastografia por ondas de cisalhamento (SWE)**, que inclui variações como SWE pontual (pSWE), e **elastografia transitória (TE)**, avaliando suas aplicações clínicas, precisão diagnóstica e vantagens comparativas. A seguir, sintetizo os principais achados e conclusões:

### 4.1.2 Importância do Diagnóstico Não Invasivo de Fibrose Hepática

A detecção precoce e precisa da fibrose hepática é crucial para prevenir a progressão para cirrose e suas complicações, como hipertensão portal e varizes esofágicas. A elastografia desponta como alternativa aos métodos invasivos, como a biópsia hepática, oferecendo maior segurança, menor custo e boa correlação com os estágios da fibrose hepática.

### 4.1.3 Comparação entre SWE e TE

#### 4.1.3.1 Precisão Diagnóstica

Os estudos destacam que ambas as técnicas são eficazes, mas apresentam diferenças em precisão:

- **TE**: Maior precisão no diagnóstico de fibrose significativa ( $\geq F2$ ) e fibrose avançada ( $\geq F3$ ), especialmente em DHGNA.
- **AUC**: Entre 0,85 e 0,94, dependendo do estágio da fibrose.
- Melhor em identificar estágios iniciais da fibrose.
- **pSWE**:
  - Maior precisão para detectar cirrose (F4) com **AUC superior a 0,95**.
  - Menor taxa de falhas de medição em comparação à TE, especialmente em pacientes com características anatômicas desafiadoras, como obesidade.

#### 4.1.3.2 Vantagens e Limitações

- **SWE**:

- Multidimensional e oferece medições em tempo real com boa reprodutibilidade.

- Menos dependente da cooperação do paciente e mais adequado para indivíduos com alta relação IMC.
- Previsão eficaz de complicações como hipertensão portal.
- **TE:**
  - Técnica consolidada, com grande volume de estudos validando sua eficácia.
  - Mais suscetível a falhas de medição em pacientes obesos ou com ascite.
  - Excelente consistência interobservador e intraobservador.

#### **4.1.3.3 Aplicações Clínicas**

- Ambas as modalidades demonstraram utilidade no acompanhamento longitudinal de pacientes com DHGNA e em outras condições, como hepatite viral crônica (HBV e HCV) e doenças hepáticas relacionadas ao álcool.

#### **4.1.4 SWE e TE em Doenças Hepáticas Específicas**

- **DHGNA:**
  - SWE foi comparável à TE em precisão geral, mas apresentou vantagens na detecção de estágios avançados ( $\geq F3$ ).
  - TE foi ligeiramente mais eficaz em fibrose inicial ( $\geq F2$ ), mas sua taxa de falhas pode ser uma limitação em populações obesas.
- **Outras doenças hepáticas:**
  - SWE demonstrou boa correlação com hipertensão portal, diagnóstico de varizes e estadiamento da gravidade hepática em condições como hepatite crônica e cirrose.

#### **4.1.5 Fatores Operacionais**

- Estudos relataram excelente reprodutibilidade interobservador e intraobservador para ambas as técnicas, com coeficientes de correlação intraclasses acima de 0,96.
- SWE foi mais eficaz em contextos com operadores de diferentes níveis de treinamento devido à sua interface mais intuitiva e maior tolerância a variações anatômicas.

#### 4.1.6 Meta-Análise e Conclusões

A meta-análise comparando pSWE e TE concluiu que ambas as técnicas têm alta precisão diagnóstica para fibrose avançada ( $\geq F3$ ) e cirrose (F4), com AUC superiores a 0,90. No entanto:

- **TE:** Apresenta melhor desempenho geral em fibrose significativa ( $\geq F2$ ), mas enfrenta limitações práticas devido à maior taxa de falhas.
- **pSWE:** Demonstra maior robustez em populações difíceis de avaliar, sendo mais indicada para pacientes obesos.

A elastografia hepática, nas suas diversas modalidades, oferece um diagnóstico não invasivo robusto e eficaz para o estadiamento da fibrose hepática, especialmente em pacientes com DHGNA e outras doenças hepáticas crônicas.

- **TE** é preferida em casos de fibrose leve ou moderada, onde sua sensibilidade é maior.
- **SWE**, por sua vez, mostra-se superior para estágios avançados de fibrose e cirrose, além de ser mais adaptável a populações específicas e condições anatômicas desafiadoras.

A escolha entre as técnicas deve considerar:

1. **Características do paciente** (ex.: obesidade, ascite).
2. **Disponibilidade de equipamentos e treinamento da equipe.**
3. **Objetivo clínico**, como monitoramento de progressão ou avaliação inicial.

Ambas as técnicas têm espaço no manejo clínico da fibrose hepática, complementando-se mutuamente e reduzindo a necessidade de biópsia hepática em muitos cenários clínicos.

## REFERÊNCIAS

CARNAÚBA JUNIOR, Dimas. *Elastografia hepática: guia prático*. 1. ed. 2020. Capítulo 01.

Wells, P. N. T., & Liang, H. D. (2011). **Medical ultrasound: Imaging of soft tissue strain and elasticity**. In *Journal of the Royal Society Interface* (Vol. 8, Issue 64, pp. 1521–1549). Royal Society. <https://doi.org/10.1098/rsif.2011.0054>

Christoph F. Dietrich, Yi Dong, Xin-Wu Cui, Mathias Fink, Christian Jenssen, Kathleen Moeller, Laurent Sandrin, Sugimoto Tsuneyoshi, Mickael Tanter. **Ultrasound elastography: a brief clinical history of an evolving technique**. *Ultrasound Int Open* 2024; 10: a23786926. <https://doi.org/10.1055/a-2378-6926>

Chen, B. R., & Pan, C. Q. (n.d.). **Non-invasive assessment of fibrosis and steatosis in pediatric non-alcoholic fatty liver disease**. In *Clinics and Research in Hepatology and Gastroenterology*. <https://doi.org/.j.clinre>.  
**Comparison of point shear wave elastography and transient elastography in the evaluation of patients with NAFLD \_ La radiologia medica**. (n.d.).

Cui, X. W., Li, K. N., Yi, A. J., Wang, B., Wei, Q., Wu, G. G., & Dietrich, C. (2022). **Ultrasound elastography**. In *Endoscopic Ultrasound* (Vol. 11, Issue 4, pp. 252–274). Spring Media. <https://doi.org/10.4103/EUS-D-21-00151>

Jiang, W., Huang, S., Teng, H., Wang, P., Wu, M., Zhou, X., & Ran, H. (2018). **Diagnostic accuracy of point shear wave elastography and transient elastography for staging hepatic fibrosis in patients with non-alcoholic fatty liver disease: A meta-analysis**. *BMJ Open*, 8(8). <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2018-021787>

Leong, W. L., Lai, L. L., Nik Mustapha, N. R., Vijayanathan, A., Rahmat, K., Mahadeva, S., & Chan, W. K. (2020). **Comparing point shear wave elastography (ElastPQ) and transient elastography for diagnosis of fibrosis stage in non-alcoholic fatty liver disease**. *Journal of Gastroenterology and Hepatology (Australia)*, 35(1), 135–141. <https://doi.org/10.1111/jgh.14782>

Roccarina, D., Iogna Prat, L., Pallini, G., Guerrero Misas, M., Buzzetti, E., Saffioti, F., Aricò, F. M., Mantovani, A., Koutli, E., Goyale, A., Rosselli, M., Luong, T. V., Pinzani, M., & Tsochatzis, E. A. (2022). **Comparison of point-shear wave elastography (ElastPQ) and transient elastography (FibroScan) for liver fibrosis staging in patients with non-alcoholic fatty liver disease.** *Liver International*, 42(10), 2195–2203. <https://doi.org/10.1111/liv.15297>

## GLOSSÁRIO

**TE / VCTE:** Elastografia Transitória

**pSWE:** Point Shear Wave (Ponto-SWE)

**SWE:** Elastografia de onda de cisalhamento

**AUC:** Área sob a curva

**VTQ:** Quantificação de toque virtual

**VTIQ:** Quantificação de imagem de toque virtual

**ARFI:** Impulso de força de radiação acústica

**TÉCNICA:** Refere-se ao tipo de elastografia (Imagem de Tensão, Onda de Cisalhamento, etc.).

**MEDIÇÃO:** Parâmetros usados para medir a rigidez do tecido.

**ESTIMULAÇÃO:** Método utilizado para gerar a resposta no tecido.

**MÉTODO:** Técnica específica utilizada na elastografia (Ex: Elastografia transitória, ARFI, p-SWE).

**INDICADOR:** O que é medido ou utilizado para indicar a rigidez/elasticidade do tecido (Ex: Módulo de Young, Velocidade da onda de cisalhamento).

**SISTEMA:** Nome do sistema utilizado para realizar a elastografia.