

剪切波弹性成像在腕管综合征诊断中的应用研究进展

林远瑶*, 张光对

江苏省人民医院重庆医院超声医学科, 重庆

收稿日期: 2026年7月4日; 录用日期: 2026年7月28日; 发布日期: 2026年8月6日

摘要

腕管综合征(CTS)是临床最常见的周围神经卡压性疾病。传统诊断依赖临床症状与神经电生理检查, 存在有创性、假阴性率高及无法评估神经生物力学特性等局限。剪切波弹性成像(SWE)能够无创、客观地量化正中神经硬度, 为CTS的早期诊断、严重程度分级及疗效监测提供了新的影像学手段。本文系统回顾SWE在CTS中的应用研究进展: 现有证据表明, SWE具有良好的诊断效能, 正中神经硬度与电生理严重程度呈正相关, 且SWE在早期诊断中具有独特优势; 多指标联合可提升诊断准确性。该技术仍受限于操作者依赖性、受试者个体差异及设备间差异等, 建立标准化操作流程是SWE临床转化的关键前提。未来黏弹性成像、三维SWE及人工智能辅助分析等技术的发展将拓展其应用前景。

关键词

剪切波弹性成像, 腕管综合征, 正中神经, 生物力学评估

Application and Research Progress of Shear Wave Elastography in the Diagnosis of Carpal Tunnel Syndrome

Yuanyao Lin*, Guangdui Zhang

Ultrasound Department, Chongqing Hospital of Jiangsu Province Hospital, Chongqing

Received: July 4, 2026; accepted: July 28, 2026; published: August 6, 2026

Abstract

Carpal tunnel syndrome (CTS) is the most common peripheral entrapment neuropathy in clinical

*通讯作者。

文章引用: 林远瑶, 张光对. 剪切波弹性成像在腕管综合征诊断中的应用研究进展[J]. 临床医学进展, 2026, 16(8): 457-468. DOI: 10.12677/acm.2026.1682815

practice. Conventional diagnostic approaches rely on clinical symptoms and nerve conduction studies, which are invasive, have a high false-negative rate, and fail to evaluate the biomechanical properties of nerves. Shear wave elastography (SWE), as a non-invasive and objective quantitative technique for assessing median nerve stiffness, provides a novel imaging modality for early diagnosis, severity grading, and therapeutic monitoring of CTS. This article systematically reviews the research progress of SWE in CTS applications. Current evidence demonstrates that SWE has favorable diagnostic efficacy; median nerve stiffness is positively correlated with electrophysiological severity, and SWE exhibits a unique advantage in early diagnosis. The combination of multiple parameters can further improve diagnostic accuracy. However, this technique remains limited by operator dependence, subject-related variability, and inter-equipment variability. Establishing standardized scanning protocols is a critical prerequisite for the clinical translation of SWE. Future advances in viscoelastic imaging, three-dimensional SWE, and artificial intelligence-assisted analysis are expected to expand its clinical application.

Keywords

Carpal Tunnel Syndrome, Shear Wave Elastography, Median Nerve, Biomechanical Assessment

Copyright © 2026 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

腕管综合征(Carpal tunnel syndrome, CTS)是正中神经在腕管内受压所致的周围神经卡压性疾病,也是临床最为高发的周围神经卡压病变[1]。患者典型表现为手部感觉麻木、刺痛,随病情进展可出现运动功能减退,重症者常合并大鱼际肌萎缩[2]。该病在全球范围内流行,女性及长期从事手部精细作业的职业人群发病率更高,已成为不可忽视的公共卫生问题[3][4]。腕管解剖结构狭窄、外部机械压迫引发的神经缺血、水肿及纤维化,是该病的核心病理基础[5]。

目前,CTS的诊断主要依靠症状与体格检查,但该方式主观性较强[6]。神经传导联合肌电图是诊断金标准,但该检查为有创操作,早期病例存在假阴性,且无法评估神经的生物力学状态[7]-[9]。常规高频超声可通过测量正中神经横截面积(CSA)辅助诊断[7][8]。Çetiner Şeker 等(2026)证实,以 CSA 0.0905 cm² 为截断值时, AUC 达 0.948, 敏感度 90.3%、特异度 90.1% [6]。剪切波弹性成像(SWE)作为新一代定量超声技术,能够无创量化软组织硬度[9],正中神经硬度升高为 SWE 应用于 CTS 提供了依据[10]。本文对 SWE 在 CTS 中的应用进展进行综述。

2. 腕管综合征的病理生理与弹性成像基础

正中神经在腕管内长期受压,早期出现微血管灌注不足与水肿,后期进展为纤维化及髓鞘脱失,导致神经硬度增高。SWE 可定量检测软组织硬度[9],有效识别上述生物力学改变,为 CTS 早期诊断提供影像学依据。

3. 剪切波弹性成像(SWE)的技术原理

SWE 通过超声探头发射声辐射力脉冲(Acoustic Radiation Force Impulse, ARFI),在组织内激发横向传播的剪切波,传播速度随组织硬度增加而加快[9]。剪切波传播速度(Shear Wave Velocity, SWV, 单位 m/s)可通过高速超声技术测量,并通过杨氏模量公式转换为组织硬度值(E, 单位 kPa),以此实现软组织弹性

的客观定量评估[10]。

传统应变弹性成像需要操作者手动对组织施加压力，仅能生成相对硬度分布图，检测结果易受施压力度、角度及深度等人为因素干扰。与之相比，SWE 依靠设备自动激发剪切波，无需人工加压，显著降低了操作者依赖性[9]。该技术可输出剪切波速度、杨氏模量等绝对定量参数，测量重复性与稳定性更优，尤其适合用于正中神经病理状态下的弹性变化检测与临床诊断。

4. SWE 在 CTS 中的临床应用与诊断价值

4.1. SWE 对 CTS 的诊断效能

近年来，大量研究验证了 SWE 在 CTS 诊断中的临床价值。表 1 汇总了代表性研究的诊断效能数据。

Table 1. Summary of key parameters from different studies on SWE in the diagnosis of CTS

表 1. 不同研究 SWE 诊断 CTS 的关键参数汇总

作者(年份)	样本量: CTS/对照(腕)	设备 品牌	主要指标及截断值	AUC	敏感度	特异度
Kantarci (2014) [11]	60/36	SSI	正中神经杨氏模量: 40.4 kPa	0.956	93.30%	88.90%
孟洁(2020) [12]	100/44	SSI	正中神经杨氏模量: 60.75 kPa	0.954	83%	95.50%
Zou Q (2025) [13]	112/31	迈瑞	SWE: 81.1 kPa (对照 vs 轻度)	0.934	86.50%	81.50%
			CSA: 8.7 mm ² (对照 vs 轻度)	0.884	93.10%	74.60%
Moran (2019) [14]	105/11	Aplio	CSAu: 14 mm ² Eu-Eo: 57 kPa	联合指标: 0.81	52.60%	100.00%
Hirdesai AN (2026) [15]	18 腕(自身前 后对照)	GE	正中神经压力(kPa)、 正中神经速度(m/s)	—	—	—
程跃跃(2019) [16]	80 腕/84 腕	Siemens	正中神经(豌豆骨 SWV): 4.48 m/s	0.813	71.30%	73.80%
			正中神经(钩骨钩 SWV): 5.19 m/s	0.866	77.50%	85.70%
			CSA: 0.871 cm ²	0.823	90.24%	69.23%
Eun Joo Park (2020) [17]	82 腕/13 腕	GE	杨氏模量: 26.755 kPa	0.772	76.83%	76.92%
			SWV: 2.980 m/s	0.779	76.83%	76.92%
Shin 等(2022) [18]	92 腕/50 腕	GE	正中神经 SWV: 2.80 m/s	0.733	79.3%	58%
			大鱼际肌 SWV: 2.63 m/s	0.758	68.5%	80%
			正中神经 CSA: 0.87 cm ²	0.850	83.7%	78%
			腕管入口 CSA ≥ 8.2 mm ²	CSA: 0.999	CSA: 96.2	CSA: 100
Han Wu (2022) [19]	54/50/术后随 访 19 腕	SSI	腕管入口 Emean ≥ 102.9 kPa	Emean: 0.993	Emean: 96.3	Emean: 98
			腕管入口/前臂远端 CSA 比值 ≥ 1.68	CSA 比值: 0.999	CSA 比值: 86.8	CSA 比值: 100
			Emean 比值 ≥ 3.72	Emean 比值: 96	Emean 比值: 96	Emean 比值: 96

续表

桂冬冬(2025) [20]	102 例 CTS/100 例对 照	迈瑞	1、HFUS 联合参数(直径 + CSA 联合)			
			2、SWE 联合参数(杨氏模量值 + 杨氏模量比值 + 剪切波速度 + 剪切波速度比值)	0.81 0.861 0.916	90.20% 75.49% 74.51%	58.00% 85.00% 94.00%
			3、HFUS + SWE 联合			
			CSA1 校正: 0.11 cm ²	0.917	94%	75%
Yu B (2026) [21]	47 腕/94 腕	Aplio	SMI + SWE 联合模型: --	0.944	83%	90%
			弹性模量(E): 94.55 kPa	0.887	91%	75%
			剪切波速度(SWV): 5.64 m/s	0.886	87%	79%
			SMI PR: 2.05	0.893	79%	92%
L. Paluch (2018) [22]	87 腕/34 腕	Aplio	杨氏模量: 79 kPa	0.988	96.60%	100%
			腕/前臂硬度比值 1: 1.483	0.991	97.70%	100%
			腕/前臂硬度比值 2: 1.508	0.983	97.70%	100%

注: SSI (SuperSonic Imagine, 法国声科); Aplio 系列原属东芝, 2016 年被佳能收购, 本文统一以“Aplio”标注; SWV 与杨氏模量的换算关系为 $E = 3\rho c^2$, 其中 $\rho \approx 1000 \text{ kg/m}^3$, 近似换算为 $E \approx 3c^2$ 。

综合各项研究可以发现以下几个规律:

第一, SWE 可有效区分 CTS 患者与健康人群。各项研究中 SWE 相关指标的 AUC 多超过 0.85, 敏感度和特异度普遍介于 75%~95%之间。单一指标中, 杨氏模量的诊断效能较为突出, 如 Kantarci 等(2014)的研究 AUC 达到 0.956 [11]。然而, 不同研究间的截断值差异显著(40.4 kPa 至 102.9 kPa 不等), 需进一步分析原因。

第二, 多参数联合应用优于单一指标。桂冬冬等(2025)报道 HFUS 与 SWE 联合的 AUC 为 0.916, 显著高于单一模态[20]。Han Wu 等(2022)进一步证实, 腕管入口 Emean 比值(≥ 3.72)联合 CSA 比值可获得 96%的敏感度与特异度[19]。此外, Yu B 等(2026)研发的 SMI + SWE 联合模型 AUC 达 0.944 [21]。除表 1 所列研究外, Kim 等(2025)证实 CSA 与 SWE 联合的 AUC 达 0.91 [23]。

第三, 从固定截断值向个体化校正指标转变是提升诊断一致性的重要方向。Paluch 等(2018)开创性地引入腕部与近端前臂的硬度比值, AUC 高达 0.991 [22]。Yu B 等(2026)证实, 经体表面积校正后的 CSA Z-score 可将特异度从 75%提升至 83% [21]。

4.2. SWE 对 CTS 严重程度的分级评估

多项研究表明, 正中神经硬度与电生理严重程度呈正相关, 测值随病变加重呈阶梯式递增。孟洁(2020)显示轻、中、重度 CTS 的弹性模量分别为 60.19、72.35、88.31 kPa [12]; Martikkala 等(2024)证实正常、轻度、中度、重度至极重度组的 SWV 逐级升高(3.73、4.57、4.94、5.11 m/s), 与电生理严重程度正相关 ($r = 0.582$) [24]。Zou 等(2025)发现腕关节屈曲 45°时 SWE 的分级效能优于 CSA [13]; Wolny 等(2024)同样证实剪切模量随腕关节屈伸角度增加而升高[25]。

值得注意的是, SWE 在早期诊断中具有独特优势。神经硬度的改变早于形态学增大(CSA), 这使得 SWE 对电生理或常规超声阴性的早期 CTS 患者具有重要补充诊断价值。

4.3. SWE 在治疗疗效监测中的应用

SWE 可客观反映治疗前后正中神经硬度的动态变化, 且硬度恢复通常早于形态学改善。Wu 等(2022)在 CTR 术后发现杨氏模量显著下降[26]; Yoshii 等(2017)亦证实术后弹性恢复早于电生理和组织形态学

改善[27]。然而, Hirdesai 等(2026)对皮质类固醇注射治疗的研究显示, 尽管注射后 SWE 测值有显著变化, 但与症状改善和治疗失败无显著关联[15]。在治疗决策方面, El-Maghraby 等(2024)提出将 CSA > 14 mm² 或 SWE > 57 kPa 作为手术干预的参考截断值[28], 为临床判断手术指征提供了量化参考。

5. SWE 测量的影响因素、质量控制与当前挑战

5.1. 不同研究中健康人群 SWE 测值的差异现象

要解析不同研究间 SWE 诊断截断值差异的来源, 首先需明确一个更基础的前提: 在健康的个体中, 不同研究报道的正中神经 SWE 测值是否一致? 表 2 汇总了近年来健康人群正中神经 SWE 研究的关键参数及测值结果。

Table 2. Summary of median nerve SWE baseline values in healthy populations across different studies
表 2. 不同研究中健康人群正中神经 SWE 基线值对比

作者(年份)	样本量	设备品牌	指标	测量部位	基线值
BiHui Zhu (2018) [29]	40 人	SSI	SWV (m/s)	前臂中段、 腕管入口处	前臂 Vmean 3.52 ± 0.50 腕管入口 5.32 ± 1.08
				腕管入口 前臂中段	腕管入口 Cmean 4.30 前臂 Cmean 3.37
Tang X (2021) [30]	105 人	SSI	SWV (m/s)	腕管入口 前臂中段	腕管入口 RSWV(m/s) 3.90 (0.72) 前臂中段 3.50 (0.80)
穆晶晶(2023) [31]	110 名	SSI	SWV (m/s)	腕管入口 前臂中段 肘上 5 cm	腕管入口 RSWV(m/s) 3.90 (0.72) 前臂中段 3.50 (0.80) 肘上 3.60 (0.70)
				腕部 前臂 肘部 上臂	腕部 94.60 ± 13.54 前臂 68.33 ± 14.84 肘部 97.11 ± 22.40 上臂 62.62 ± 22.66
Xu 等[32]	8 人	SSI	杨氏模量 (kPa)	腕管内 腕管入口 前臂中段	腕管内 32.26 ± 18.60 腕管入口 22.20 ± 9.84; 前臂 7.62 ± 7.38
				腕管处(MN1) 前臂中段(MN2) 肘上 5cm(MN3)	MN1 30.24 (28.46~33.65)/1.83 (1.48~2.13) MN2 21.58 (19.99~24.26)/1.58 (1.16~1.86) MN3 21.59 (19.65~23.45)/1.36 (1.13~1.69)
黄骏/段红鹏(2025 年) [34]	98 名	迈瑞	硬度(kPa)/ 粘度(Pa·s)	腕管处(MN1) 前臂中段(MN2) 肘上 5cm(MN3)	MN1 30.24 (28.46~33.65)/1.83 (1.48~2.13) MN2 21.58 (19.99~24.26)/1.58 (1.16~1.86) MN3 21.59 (19.65~23.45)/1.36 (1.13~1.69)
陈思明等(2019) [35]	60 人	SSI	杨氏模量 (kPa)	前臂中下 1/3 段	最大背伸位(79.50) 自然位(44.72) 纵切面(44.72) 横切面(9.36)
				腕管近 1/3 段、 中 1/3 段、 远 1/3 段	腕管近段(41.3 ± 10.3) 中段(35.4 ± 5.8) 远段(38.1 ± 4.3)

续表

陈超(2023) [37]	20 例	SSI	杨氏模量 (kPa)	豌豆骨水平	长轴 55.2 (35.7~76.2) 短轴 14.0 (12.1~16.0)
Zhang (2023) [38]	58 腕	SSI	SWE (m/s)	接触式与浸入式测豌豆骨水平	接触式 Emean 29.35 ± 6.67 浸入式 21.54 ± 3.62
Arora M, Singh A (2024) [39]	100 人	GE Logic P9	SWV (m/s)	前臂中点正中神经	左侧 3.606 ± 0.133 m/s 右侧 3.632 m/s ± 0.173 m/s
李伶俐等(2021) [41]	112 腕	SSI	SWV (m/s)	腕骨近端、 腕骨远端水平	近 3.80 ± 0.45 远 4.63 ± 0.47

表注同表 1。

5.2. 影响 SWE 测值差异的主要因素分析

表 2 涵盖了来自不同设备品牌、不同测量部位、不同切面方向及不同体位条件下的健康人群正中神经 SWE 测值。从表中数据可见，各研究间的测值存在一定差异，以下逐一分析。

5.2.1. 设备平台差异

不同品牌设备所报告的健康人群正中神经 SWE 测值呈现不同量级。Xu 等(2024)使用 SSI 在腕部测得的 94.60 kPa 明显高于 Bortolotto 等(2017)使用 Aplio 设备在腕管内测得的 32.26 kPa 及 Huang 等(2025)使用 Mindray 设备在腕管处测得的 30.24 kPa，前者约为后两者的 3 倍[32]-[34]。

上述差异可能与各品牌设备在剪切波激发与追踪算法上的技术路线差异有关。SuperSonic Imagine Aixplorer 系列采用超快剪切波弹性成像技术；GE LOGIQ E9 系列基于 ARFI(声辐射力脉冲)机制产生剪切波；迈瑞 Resona 系列采用 Sound Touch Elastography(STE)技术；Canon Aplio 系列亦提供剪切波弹性成像功能；Siemens ACUSON Sequoia 系统采用 Virtual Touch™ Elastography 技术。不同厂商在技术路线上的差异可能导致同一组织在不同设备上测得不同的硬度绝对值。这在一定程度上解释了跨品牌设备测值量级不同的现象。但须注意的是，上述不同品牌间的测值差异同时混杂了测量部位、切面选择及体位条件等变量，目前尚缺乏严格控制条件下直接比较不同品牌设备测值差异的研究。

我们也观察到，即使是使用同一品牌设备(SSI)，健康人群正中神经 SWE 测值仍存在差异：Zhu 等(2018)报告的 SWV 为 5.32 m/s (约合 84.9 kPa)，Tang 等(2021)为 4.30 m/s (约合 55.5 kPa)，穆晶晶(2023)为 3.90 m/s (约合 45.6 kPa)——三者的变异幅度已接近 50% [29]-[31]。这一现象提示，设备平台差异并非测值变异的唯一来源，测量方案本身的差异同样不可忽视。

5.2.2. 操作者相关因素

操作者在测量流程中的一系列决策直接影响测值结果，按实际操作顺序依次为体位设定、测量部位、切面方向、ROI 放置及探头压力控制。

腕关节体位的设定是操作者首先需要控制的变量。陈思明等(2019)发现腕关节最大背伸位时正中神经纵切杨氏模量(79.50 kPa)约为自然位(44.72 kPa)的 1.8 倍[35]；Xu 等(2024)进一步量化——腕背伸 45°时腕部硬度升至 224.65 kPa，掌屈 45°时降至 63.44 kPa [32]。Zou 等(2025)亦证实不同腕关节角度下 SWE 测值存在显著差异[13]。多数研究虽声称在“自然位”测量，但对“自然位”的界定不尽相同，手指是否半屈曲、腕关节是否完全零应力等细微差异均可能贡献跨研究测值的部分变异。

测量部位的选择是另一个关键决策。Bortolotto 等(2017)在同一批健康志愿者中测量三个部位发现：

前臂中段 7.62 kPa、腕管入口 22.20 kPa、腕管内 32.26 kPa, 腕管内硬度约为前臂的 4 倍[33]; 俞淼(2015)观察到腕管近、中、远三段之间的硬度存在差异[36]; 穆晶晶(2023)证实腕管入口处 SWV (3.90 m/s)显著高于前臂中点(3.50 m/s)及肘上 5 cm (3.60 m/s) [31]。操作者对“腕部”测量位置的精确定义不同——腕管入口、腕管内、豌豆骨水平等相邻但不同的位置——可直接导致数倍的测值差异。

切面方向的选择同样显著影响测值。陈思明等(2019)发现, 同一体位下正中神经纵切测值约为横切的 4.8 倍[35]; 陈超等(2023)进一步证实长轴与短轴的弹性模量无相关性($r = 0.039$, $P = 0.87$) [37]。神经由平行排列的神经束构成, 剪切波沿纤维纵轴与横轴的传播速度存在天然差异, 探头长轴偏离神经走行方向时测值会产生系统性漂移。因此临床测量通常推荐采用长轴纵切面[29]。

探头压力是操作者手法的直接体现。正中神经在腕部位置浅表, 探头加压会直接导致测值偏高[29]。Zhang 等(2023)的浸入法研究提供了量化证据: 同一设备、同一部位、同一批受试者, 仅将测量方式从接触式改为浸入式, Emean 即从 29.35 kPa 降至 21.54 kPa, 降幅约 27%, ICC 从 0.633 提升至 0.975 [38]。这提示在常规接触式测量中, 探头对浅表组织的轻微压迫难以完全避免, 而这种压迫足以产生临床意义上的测值偏差。

ROI 的放置同样影响测值的准确性。ROI 应严格限定在正中神经外膜以内[29], 若包裹邻近的肌腱、脂肪或腕横韧带, 会引入边界效应和伪影。黄点点等(2018) [40]对健康人多节段正中神经 SWE 重复测量, 发现规范探头压力与 ROI 勾画操作后 SWE 检测具有良好可重复性(组内及组间 ICC 均 >0.5), 提示标准化操作是减小测量偏倚的关键。不同研究对 ROI 大小的规定不尽一致——Zhu 等(2018)采用 2 mm ROI [29], Tang 等(2021)根据神经粗细采用 1 mm 或 2 mm ROI [30], Moran 等(2019)采用 1 mm ROI [14]。ROI 设置的不统一可能加剧跨研究的测值差异。

综上, 操作者从体位摆放、测量部位、切面选择、ROI 放置到探头压力控制的每一个决策节点, 均可能引入测值变异, 是导致健康人群基线测值跨研究波动的重要原因。

5.2.3. 受试者相关因素

除设备与操作者因素外, 受试者自身的生物学特征同样可能影响 SWE 测值。目前文献中涉及的主要因素包括性别、年龄、身体质量指数(BMI)及双侧对称性。

性别是受试者因素中证据最为充分的一项。多项研究一致报告, 健康男性正中神经的硬度测值高于女性。Zhu 等(2018)发现男性正中神经杨氏模量(35.4 ± 8.5 kPa)显著高于女性(29.6 ± 7.2 kPa) [29]; Tang 等(2021)同样证实男性 SWV 高于女性($P < 0.05$) [30]; 穆晶晶(2023)亦得出相同结论($P < 0.05$) [31]; Huang 等(2025)进一步发现, 即使在排除神经横截面积差异的影响后, 男性的硬度与黏度仍显著高于女性($P < 0.001$) [34]。上述研究在不同设备、不同人群中的一致性发现提示, 性别是健康人群正中神经 SWE 基线值的重要影响因素, 建立正常参考值时应按性别分层。

年龄与 BMI 的影响目前尚存争议。Tang 等(2021)及穆晶晶(2023)的研究认为健康人群的正中神经 SWV 与年龄和 BMI 无显著相关性($P > 0.05$) [30] [31]; Huang 等(2025)同样报告年龄和 BMI 对黏度及硬度均无显著影响[34]。但李伶俐等(2021)发现 SWV 与年龄呈正相关($r = 0.301 \sim 0.376$, $P < 0.05$) [41]。陈思明等(2019)则未观察到性别对测值的影响, 但其研究对象仅为 23~34 岁的健康青年, 年龄范围较窄[35]。这种分歧可能与各研究的样本量、年龄跨度及人群构成不同有关。此外, 多数研究排除了 $BMI > 30 \text{ kg/m}^2$ 的肥胖人群, 因此目前结论能否外推至极端 BMI 个体尚不明确。

双侧对称性方面, 现有证据较为一致。Zhu 等(2018) [29]、Tang 等(2021) [30]、穆晶晶(2023) [31]及 Huang 等(2025) [34]及 Arora (2024) [39]均证实健康人群双侧正中神经的硬度无显著差异($P > 0.05$), 且不同研究间结论高度一致。这一特征为单侧 CTS 的诊断提供了以健侧作为内对照的科学依据——当患者表

现为单侧症状时, 可将其健侧正中神经的 SWE 测值作为个体化的参照标准, 以部分抵消设备、操作者及受试者个体差异对绝对测值的干扰。

综上, 受试者因素中, 性别和双侧对称性的影响较为明确, 而年龄与 BMI 的作用尚存争议, 需更大样本、更广泛年龄和 BMI 范围的研究予以澄清。

5.3. 图像质量控制与标准化操作流程(SOP)的建立

基于上述影响因素分析, 为最大限度降低混杂因素干扰, 临床和科研应遵循以下 SOP:

体位: 受试者取坐位, 前臂平放于检查台, 掌心向上, 腕关节保持中立位(0°), 手指自然微屈。避免腕关节屈曲或背伸[35]。

测量部位: 鉴于多数文献以腕管入口处(豌豆骨水平)正中神经作为测量点, 推荐采用该部位作为常规测量点。如需评估神经沿程硬度分布, 可加测前臂中段和/或腕管内, 但应在报告中明确标注各部位的具体名称。

探头压力: 探头应轻触皮肤, 以刚好显示清晰图像且不引起皮肤凹陷为准。涂布足量耦合剂辅助实现“无压贴合”[38]。

切面与采样: 首先使用二维高频超声识别正中神经, 随后获取最佳长轴纵切面。启动 SWE 模式, 待弹性图彩色填充稳定后, 将圆形 ROI 放置在神经内部, 避开外膜和周围肌腱[29]。

多次测量取均值: 在同一部位重复测量 3~5 次, 取其平均值(SWV 单位 m/s 或杨氏模量, 单位 kPa)作为最终分析指标[37]。

此外, 建议各中心在开展 SWE 检测前, 先建立本单位的健康人群正常参考值范围(按性别分层), 并定期进行操作者间一致性校验。

5.4. 当前面临的主要挑战与临床应对

前文已述, SWE 测值受设备平台、操作者及受试者等多重因素影响, 即便严格遵循标准化操作流程, 不同研究间报告的诊断截断值仍难以直接互认。这构成了 SWE 从研究走向临床常规应用的核心瓶颈。

从临床实用的角度出发, 应对这一挑战的策略主要有两个方向。

其一, 建立本中心的正常参考值范围。鉴于设备品牌、软件版本及人群基线特征的差异难以通过操作标准化完全消除, 各中心应在本单位特定设备上, 按性别分层建立健康人群的正中神经 SWE 正常参考值范围。这是短期内解决“该不该报异常”问题最直接的路径。

其二, 优先采用个体化校正指标替代固定截断值。腕/前臂硬度比值、经体表面积校正的 CSA Z-score 等个体化指标以患者自身参数为参照, 可部分抵消设备与操作者带来的系统偏差。Paluch 等(2018)的研究表明, 腕/前臂硬度比值的 AUC 达 0.991, 显著优于单一绝对值指标[22]; Yu 等(2026)亦证实 BSA 校正后的 CSA Z-score 可将特异度从 75%提升至 83% [21]。这类指标的价值在于将诊断判断从“数值是多少”转向“相对于自身是否偏高”, 更符合个体化诊疗的逻辑。

此外, 设备间的数据互认、操作者培训标准化、神经各向异性对测量的干扰等问题, 仍需依赖设备厂商的算法优化与学术团体制定的共识指南来逐步解决。多中心联合研究、建立跨设备的校正模型是未来的努力方向。

6. SWE 与其他诊断技术的联合应用

如前所述, 单一 SWE 测值受多重因素影响, 个体化校正指标及多参数联合是重要的应对策略。

6.1. SWE + 常规超声(CSA): 形态学与生物力学的结合

常规超声测量 CSA 反映神经的形态学改变(水肿、增粗), 而 SWE 反映神经的生物力学特性(硬度)。两者分别从形态学和功能学两个不同维度评估 CTS 的病理改变, 具有显著的互补性。Kim 等(2025)的研究发现, CSA × 弹性的组合参数诊断效能显著优于单一参数, AUC 达到 0.91 [23]。

6.2. SWE + 高频微血流成像(SMI/MV-Flow): 血流灌注与组织硬度的关联

CTS 患者的神经内微血管血流灌注变化与神经硬度改变之间存在密切的病理生理关联。早期 CTS 患者可因神经水肿和炎症反应出现神经内血流灌注代偿性增加(充血期), 而晚期患者则因神经纤维化进展导致灌注下降(缺血期)。这一动态变化过程与神经组织硬度的渐进性增高相辅相成[42]。

超微血流成像(Superb Micro-vascular Imaging, SMI)及微血管血流成像(Micro Vascular Flow, MV-Flow)等新型超声技术能够敏感检测神经内的低速血流信号, 与 SWE 联合应用可全面评估 CTS “缺血 - 纤维化”的病理进程[21] [42]。

6.3. 与高分辨率磁共振(HR-MRI)及 DTI 的对比与互补

HR-MRI 和弥散张量成像可清晰显示神经的解剖结构及微观结构完整性, 但检查耗时、费用高。SWE 具有实时、便捷、低成本的优势, 但无法提供神经内部微结构信息。两者互补: SWE 用于筛查和动态监测, MRI 用于疑难病例的解剖细节确认。

7. 未来发展方向

未来, SWE 技术将向多维化、智能化、标准化方向演进:

(1) 技术层面: 高频/超高频探头可显著提升正中神经及其微细束状结构的分辨率, 使 SWE 的 ROI 放置更加精准; 传统 SWE 仅测量组织的弹性(储能模量), 忽略了组织的黏性(耗能模量)。黏弹性成像技术(如声触诊黏弹性成像, STVi)可同时获取弹性模量与反映黏度特性的剪切波速度频散斜率, 更全面地描述神经的生物力学状态。不同病理阶段(水肿、脱髓鞘、纤维化)可能对黏度产生不同影响, 因此黏弹性双参数联合有望为区分可逆性与不可逆性组织改变提供参考。Huang 等(2025)的研究已初步证实了 STVi 在正中神经评估中的可行性[34], 但其在 CTS 中的诊断价值仍需进一步验证。

(2) 三维成像技术: 二维 SWE 仅提供单一切面的硬度信息, 难以反映神经在腕管走行中的三维硬度分布。3D-SWE 通过机械臂驱动或矩阵阵列探头自动扫描, 可重建正中神经的连续三维硬度图谱, 精准定位局部硬度峰值区域, 克服单点测量的抽样误差, 尤其适用于卡压部位不典型或多发卡压病例的评估。

(3) 人工智能与深度学习: AI 技术在医学图像识别领域的快速发展, 为 SWE 在 CTS 中的标准化测量和智能化诊断提供了新思路。在标准化操作层面, 基于深度学习的图像分割算法可辅助操作者自动识别正中神经边界并推荐最佳 ROI 放置区域, 减少因操作者经验差异导致的测量偏倚; 同时, AI 可实时监测探头扫描角度与神经走行的偏离程度并予以反馈, 有助于提升不同操作者、不同测量时间点之间的数据一致性。在诊断效能层面, 将 SWE、CSA、血流信号等多模态超声参数与临床信息整合, 构建机器学习预测模型, 有望进一步提高 CTS 的诊断准确性和严重程度分层能力; 此外, AI 还可能用于建立不同超声设备间的弹性值校正模型, 为缓解设备间截断值不可直接互认的困境提供数据驱动的解决路径。AI 算法的引入将实现神经边界的自动分割与 ROI 的智能化勾画, 从根本上消除对操作者经验的依赖[9]。

(4) 多模态融合: 整合 CSA、微血流与黏弹性参数的多模态智能早筛预警系统, 将从形态学、血流动

力学、生物力学多个维度全面评估 CTS。

(5) 拓展应用: 将该评估范式从周围神经向中枢神经系统(如脊髓卡压或脑组织硬度评估)的横向拓展, 将成为新一代神经超声医学的发展前沿。

(6) 标准化与规范化: 亟需由国际超声学会(如 EFSUMB、WFUMB)牵头, 联合神经科、骨科、康复科、疼痛科等专家, 建立国际统一的 SWE 操作规范和质量控制标准, 是推动 SWE 临床广泛应用的前提。

8. 总结

SWE 的兴起, 推动了正中神经病变诊断从传统“形态学改变”向深层“生物力学评估”的历史性跨越。尽管目前在神经硬度及粘弹性量化评估方面已取得显著进展, 但设备间数据无法互认、缺乏统一截断值等现实瓶颈依然存在。

展望未来, 亟需开展设计严谨的多中心、大样本前瞻性随机对照研究, 以高级别循证医学证据建立国际统一的诊断标准和分级体系。同时, 应联合多学科专家共同制定标准化的 SWE 操作规范、质量控制体系和临床共识指南, 以消除技术壁垒, 推动数据互认。随着人工智能、三维成像、黏弹性成像等新技术的融合发展, 定量弹性成像技术必将在周围神经卡压疾病的常规临床实践中发挥越来越重要的作用, 最终实现精准、无创、智能化的诊疗目标。

基金项目

重庆市綦江区科技计划项目(2024116)。

参考文献

- [1] Omole, A.E., Awosika, A., Khan, A., Adabanya, U., Anand, N., Patel, T., *et al.* (2023) An Integrated Review of Carpal Tunnel Syndrome: New Insights to an Old Problem. *Cureus*, **15**, e40145. <https://doi.org/10.7759/cureus.40145>
- [2] Gallardo, E., Noto, Y. and Simon, N.G. (2015) Ultrasound in the Diagnosis of Peripheral Neuropathy: Structure Meets Function in the Neuromuscular Clinic. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, **86**, 1066-1074. <https://doi.org/10.1136/jnnp-2014-309599>
- [3] Gebrye, T., Jeans, E., Yeowell, G., Mbada, C. and Fatoye, F. (2024) Global and Regional Prevalence of Carpal Tunnel Syndrome: A Meta-Analysis Based on a Systematic Review. *Musculoskeletal Care*, **22**, e70024. <https://doi.org/10.1002/msc.70024>
- [4] Marlyia, C.J., Hidayati, H.B., Herawati, L. and Wungu, C.D.K. (2024) Meta-Analysis: Comparison of Carpal Tunnel Syndrome Pain Degrees between Men and Women. *Indonesian Journal of Medical Research*, **140**, 20-33.
- [5] Topp, K.S. and Boyd, B.S. (2006) Structure and Biomechanics of Peripheral Nerves: Nerve Responses to Physical Stresses and Implications for Physical Therapist Practice. *Physical Therapy*, **86**, 92-109. <https://doi.org/10.1093/ptj/86.1.92>
- [6] Çetiner Şeker, A. and Bayrak, A.O. (2026) Diagnostic Accuracy of Ultrasonography Compared with Nerve Conduction Studies in Carpal Tunnel Syndrome. *Frontiers in Neurology*, **17**, Article 1831290. <https://doi.org/10.3389/fneur.2026.1831290>
- [7] 徐林, 陈方民, 王蕾, 等. 高频超声测量腕横韧带厚度对腕管综合征的临床辅助诊断价值[J]. 北京大学学报(医学版), 2016, 48(2): 341-345.
- [8] 袁封钦, 徐小伟, 丁健, 孟宣余. 高频超声测量正中神经横截面积与腕管综合征严重程度的相关性研究[J]. 浙江创伤外科, 2025, 30(11): 2145-2148.
- [9] Bamber, J., Cosgrove, D., Dietrich, C., Fromageau, J., Bojunga, J., Calliada, F., *et al.* (2013) EFSUMB Guidelines and Recommendations on the Clinical Use of Ultrasound Elastography. Part 1: Basic Principles and Technology. *Ultraschall in der Medizin—European Journal of Ultrasound*, **34**, 169-184. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1335205>
- [10] Taljanovic, M.S., Gimber, L.H., Becker, G.W., Latt, L.D., Klausner, A.S., Melville, D.M., *et al.* (2017) Shear-Wave Elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications. *RadioGraphics*, **37**, 855-870. <https://doi.org/10.1148/rg.2017160116>
- [11] Kantarci, F., Ustabasioglu, F.E., Delil, S., Olgun, D.C., Korkmazer, B., Dikici, A.S., *et al.* (2014) Median Nerve Stiffness

- Measurement by Shear Wave Elastography: A Potential Sonographic Method in the Diagnosis of Carpal Tunnel Syndrome. *European Radiology*, **24**, 434-440. <https://doi.org/10.1007/s00330-013-3023-7>
- [12] 孟洁. 实时剪切波弹性成像技术对不同程度腕管综合征诊断价值的研究[D]: [硕士学位论文]. 济宁: 济宁医学院, 2020.
- [13] Zou, Q., Guo, X., Ni, X., Chen, X., Xu, C., Yin, Y., *et al.* (2025) Ultrasound-Based Grading of Carpal Tunnel Syndrome: A Comparative Study of Cross-Sectional Area and Shear Wave Elastography at Different Wrist Joint Angles. *British Journal of Radiology*, **98**, 58-67. <https://doi.org/10.1093/bjr/tqae189>
- [14] Moran, L., Royuela, A., de Vargas, A.P., Lopez, A., Cepeda, Y. and Martinelli, G. (2019) Carpal Tunnel Syndrome: Diagnostic Usefulness of Ultrasound Measurement of the Median Nerve Area and Quantitative Elastographic Measurement of the Median Nerve Stiffness. *Journal of Ultrasound in Medicine*, **39**, 331-339. <https://doi.org/10.1002/jum.15111>
- [15] Hiredesai, A.N., Martinez, C.J., Hinckley, N.B., Payne, C.S., Dahiya, N., Alizad, A., *et al.* (2026) Treatment Monitoring of Carpal Tunnel Syndrome Using Shear Wave Elastography: A Pilot *in Vivo* Study. *Cureus*, **18**, e73456. <https://doi.org/10.7759/cureus.102587>
- [16] 程跃跃, 余方芳, 马列, 等. 剪切波弹性成像在腕管综合征中的应用研究[J]. 医学研究杂志, 2019, 48(11): 114-117, 126.
- [17] Park, E.J., Hahn, S., Yi, J., Shin, K.J., Lee, Y. and Lee, H. (2021) Comparison of the Diagnostic Performance of Strain Elastography and Shear Wave Elastography for the Diagnosis of Carpal Tunnel Syndrome. *Journal of Ultrasound in Medicine*, **40**, 1011-1021. <https://doi.org/10.1002/jum.15478>
- [18] Shin, K.J., Yi, J. and Hahn, S. (2023) Shear-Wave Elastography Evaluation of Thenar Muscle in Carpal Tunnel Syndrome. *Journal of Clinical Ultrasound*, **51**, 510-517. <https://doi.org/10.1002/jcu.23359>
- [19] Wu, H., Yang, K., Chang, X., Liu, Z., Ding, Z., Liang, W., *et al.* (2022) Evaluation of the Transverse Carpal Ligament in Carpal Tunnel Syndrome by Shear Wave Elastography: A Non-Invasive Approach of Diagnosis and Management. *Frontiers in Neurology*, **13**, Article 901104. <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.901104>
- [20] 桂冬冬, 徐志超, 胡小辉, 等. 高频超声联合剪切波弹性成像在腕管综合征正中神经卡压诊断中的临床应用价值[J]. 中国临床医学影像杂志, 2025, 36(10): 733-736.
- [21] Yu, B., Du, J., Liu, Y., Zhang, L., Li, H., Sun, F., *et al.* (2026) Body Surface Area-Adjusted Median Nerve Cross-Sectional Area and Multimodal Ultrasound Improve Diagnosis of Carpal Tunnel Syndrome. *Frontiers in Surgery*, **13**, Article 1774737. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2026.1774737>
- [22] Paluch, L., Pietruski, P., Walecki, J. and Noszczyk, B.H. (2018) Wrist to Forearm Ratio as a Median Nerve Shear Wave Elastography Test in Carpal Tunnel Syndrome Diagnosis. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, **71**, 1146-1152. <https://doi.org/10.1016/j.bjps.2018.03.022>
- [23] Kim, J., Kim, M. and Kim, J.M. (2025) Enhanced Diagnosis and Severity Assessment of Carpal Tunnel Syndrome Using Combined Shear Wave Elastography and Cross-Sectional Area Analysis: A Prospective Case-Control Study. *PLOS ONE*, **20**, e0320011. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0320011>
- [24] Martikkala, L., Pemmari, A., Himanen, S. and Mäkelä, K. (2024) Median Nerve Shear Wave Elastography Is Associated with the Neurophysiological Severity of Carpal Tunnel Syndrome. *Journal of Ultrasound in Medicine*, **43**, 1253-1263. <https://doi.org/10.1002/jum.16450>
- [25] Wolny, T., Glibov, K., Wiecek, M., Gnat, R. and Linek, P. (2024) Changes in Ultrasound Parameters of the Median Nerve at Different Positions of the Radiocarpal Joint in Patients with Carpal Tunnel Syndrome. *Sensors*, **24**, Article 4487. <https://doi.org/10.3390/s24144487>
- [26] Wu, H., Zhao, H., Xue, W., Wang, Y., Zhang, W. and Wang, X. (2022) Ultrasound and Elastography Role in Pre- and Post-Operative Evaluation of Median Neuropathy in Patients with Carpal Tunnel Syndrome. *Frontiers in Neurology*, **13**, Article 1079737. <https://doi.org/10.3389/fneur.2022.1079737>
- [27] Yoshii, Y., Tung, W. and Ishii, T. (2017) Measurement of Median Nerve Strain and Applied Pressure for the Diagnosis of Carpal Tunnel Syndrome. *Ultrasound in Medicine & Biology*, **43**, 1205-1209. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.02.018>
- [28] El-Maghraby, A., Almalki, Y., Basha, M., Nada, M., El Ahwany, F., Alduraibi, S., *et al.* (2024) Diagnostic Accuracy of Integrating Ultrasound and Shear Wave Elastography in Assessing Carpal Tunnel Syndrome Severity: A Prospective Observational Study. *Orthopedic Research and Reviews*, **16**, 111-123. <https://doi.org/10.2147/orr.s459993>
- [29] Zhu, B., Yan, F., He, Y., Wang, L., Xiang, X., Tang, Y., *et al.* (2018) Evaluation of the Healthy Median Nerve Elasticity: Feasibility and Reliability of Shear Wave Elastography. *Medicine*, **97**, e12956. <https://doi.org/10.1097/md.00000000000012956>
- [30] Tang, X., Zhu, B., Tian, M., Guo, R., Huang, S., Tang, Y., *et al.* (2021) Preliminary Study on the Influencing Factors of Shear Wave Elastography for Peripheral Nerves in Healthy Population. *Scientific Reports*, **11**, Article No. 5582.

- <https://doi.org/10.1038/s41598-021-84900-8>
- [31] 穆晶晶, 田臻, 吴成蓉, 等. 健康人群周围神经剪切波弹性成像影响因素的初步研究[J]. 中国临床医学影像杂志, 2023, 34(3): 204-209.
- [32] Xu, R., Ren, L., Zhang, X., Qian, Z., Wu, J., Liu, J., *et al.* (2024) Non-Invasive *in Vivo* Study of Morphology and Mechanical Properties of the Median Nerve. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, **12**, Article 1329960. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2024.1329960>
- [33] Bortolotto, C., Turpini, E., Felisaz, P., Fresilli, D., Fiorina, I., Raciti, M.V., *et al.* (2017) Median Nerve Evaluation by Shear Wave Elastosonography: Impact of “Bone-Proximity” Hardening Artifacts and Inter-Observer Agreement. *Journal of Ultrasound*, **20**, 293-299. <https://doi.org/10.1007/s40477-017-0267-0>
- [34] Huang, J., Duan, H., Zhang, M., Lu, J., Mao, F., Zhou, L., *et al.* (2025) Sound Touch Viscosity in the Evaluation of Median Nerve in Healthy Volunteers—A Preliminary Study. *BMC Medical Imaging*, **25**, Article No. 394. <https://doi.org/10.1186/s12880-025-01939-z>
- [35] 陈思明, 文晶, 王月香, 等. 剪切波弹性成像量化评估外周神经硬度的研究[J]. 中国医学影像学杂志, 2019, 27(8): 607-611.
- [36] 俞淼, 朱学平, 史增元, 等. 正常人腕管内正中神经的超声解剖学研究及其意义[J]. 中国临床解剖学杂志, 2015, 33(1): 24-27.
- [37] 陈超, 耿丰勤, 沈素红. 实时剪切波弹性成像量化评估健康人正中神经弹性特征的信度[J]. 中国组织工程研究, 2023, 27(23): 3742-3746.
- [38] Zhang, Z., Wang, H., Ding, X. and He, S. (2023) Immersion Ultrasound Improves the Repeatability of Shear-Wave Elastography for Measuring Median Nerve Elasticity. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, **18**, Article No. 618. <https://doi.org/10.1186/s13018-023-04097-6>
- [39] Arora, M. and Singh, A. (2024) Reference Values of Shear Wave Elastography of Median and Tibial Nerve in Healthy Population: A Cross-Sectional Study. *International Journal of Anatomy Radiology and Surgery*, **13**, RO01-RO04. <https://doi.org/10.7860/ijars/2024/72966.3020>
- [40] 黄点点, 陈路增, 邢海英, 等. 正中神经剪切波弹性成像的可重复性评价[J]. 中国医学影像学杂志, 2018, 26(5): 383-387.
- [41] 李伶俐, 张润, 阿荣毕力格, 等. 剪切波弹性成像检测正常成人腕部正中神经的差异性研究[J]. 临床超声医学杂志, 2021, 23(2): 155-157.
- [42] El-Shewi, I.E., Tawfeek, A.A., Mohamed, A.A. and Mostafa, M.A. (2024) Role of Conventional Ultrasound and Shear Wave Elastography of Median Nerve in Diagnosis and Differentiation of Carpal Tunnel Syndrome Severity in Correlation with Electrodiagnostic Studies. *Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, **55**, Article No. 53. <https://doi.org/10.1186/s43055-024-01215-0>