

DOI: 10.20271/j.cnki.1673-9833.2026.1011

针刺穴位得气时针感的力学机理分析

罗银淼¹, 詹倩²

(1. 浙江大学 应用力学研究所, 浙江 杭州 310027; 2. 浙江中医药大学 附属绍兴中医院 中研所, 浙江 绍兴 312000)

摘要: 通过生物力学分析方法, 系统揭示了传统针灸疗法中“得气”现象的力学作用机制, 阐明施针者手部力学感知的物理来源及其定量表征。基于针刺过程中组织位移与针体受力显著增强的生物力学实验现象, 构建了弹性针体与周围组织的力学耦合系统。通过建立界面压力-位移动态关系方程, 提出基于针尖受力诱导的针体变形位移函数假设, 推导施针者手感的力学表征, 并采用 Langevin 团队的生物力学实验数据完成模型验证。研究结果表明: 得气效应的力学本质源于针尖刺激引发的周缘组织收缩变形, 该过程通过组织-针体耦合作用, 导致针体曲率改变及插提阻力增加; 施针者的力学感知可量化为组织形变梯度与界面摩擦因数的函数关系。

关键词: 针刺手法; 得气效应; 插提阻力; 组织界面力学; 生物力学建模

中图分类号: Q66

文献标志码: A

文章编号: 1673-9833(2026)01-0079-06

引文格式: 罗银淼, 詹倩. 针刺穴位得气时针感的力学机理分析[J]. 湖南工业大学学报, 2026, 40(1): 79-84.

Mechanical Mechanism Analysis of De Qi Sensation by Acupuncture

LUO Yinmiao¹, ZHAN Qian²

(1. Institute of Applied Mechanics, Zhejiang University, Hangzhou 310027, China; 2. Shaoxing Traditional Chinese Medicine Hospital Affiliated to Zhejiang Chinese Medical University, Shaoxing Zhejiang 312000, China)

Abstract: A systematical investigation has been made of the biomechanical mechanism underlying “De Qi” in traditional acupuncture therapy through a biomechanical analysis, followed by a clarification of the physical source and quantitative characterization of the hand mechanical perception of the acupuncturist. Based on biomechanical experimental observations of significant enhancement of tissue displacement and needle force during acupuncture process, a novel mechanical coupling system has thus been established between the elastic needle and surrounding tissues. By constructing a dynamic relationship equation between interface pressure and displacement, a displacement function hypothesis has been proposed for the deformation displacement function of the needle body induced by the force on needle tips, thus deriving the mechanical characterization of the needle practitioners’ tactile feedback, with the model to be validated by using biomechanical experimental data from the Langevin research group. The research results indicate that the mechanical essence of De Qi originates from contraction-induced tissue deformation brought about by needle tip stimulation, which modifies needle curvature and increases insertion forces through tissue-needle coupling; Practitioners’ tactile perception can be quantified as a function of tissue deformation gradient and interface friction

收稿日期: 2025-04-12

基金项目: 浙江省中医药科技计划基金资助项目(2021ZB305); 浙江省创伤性骨病诊治中医药传承创新团队基金资助项目(浙卫发[2023]31号)

作者简介: 罗银淼, 男, 浙江大学高级工程师, 主要研究方向为工程力学, 随机动力学与控制, 无人机工程,

E-mail: luoyimiao@zju.edu.cn

通信作者: 詹倩, 女, 浙江中医药大学主治医师, 主要研究方向为中医药治疗骨关节炎, 针灸治疗骨关节炎,

E-mail: 407898297@qq.com

coefficient.

Keywords: acupuncture manipulation; De Qi; needle insertion force; tissue interface mechanics; biomechanical modeling

1 研究背景

在针灸临床实践中, 针刺手法作为治疗效应的核心调控因素, 其作用效能高度依赖于神经生理学与生物力学交叉作用下的关键指标——“得气”。本质上得气是医患双向感知系统协同作用的产物: 患者通过酸麻胀痛等感觉反馈传递神经信号, 施术者则通过触觉力学系统, 如针体下沉紧涩、捻转阻滞感等, 获取动态生物力学信息。这种融合神经传导与力学感知的双向交互机制, 构成了针刺区别于常规物理刺激的核心特征。

近年来, 多学科交叉技术推动了针感定量研究的发展。其中, 丁光宏团队于 2003 年构建的针体受力动态监测系统, 开创性地实现了毫针在施术过程中所受提插力、侧向力以及扭矩的实时采集^[1]。季恒等^[2]系统梳理了在针刺量化研究中关于力学刺激工具(针具)、针刺过程(刺入及行针阶段)和力学刺激对象(穴位)三部分的实验及模型, 深化了对针刺过程的理解。H. M. Langevin 等^[3]展开了针刺得气后针感的定量技术研究, 包括针体的提插力、捻转力测试与定量分析、超声波针体周围组织位移测试, 取得了得气后针感增加的定量数据, 并且认为通过捻转等方法, 增加了针尖附近组织的缠绕^[4-6], 进而研究了不同针刺手法在得气后针体受力的异同^[7-8]。Sun M. Z. 等^[9]通过制作了 4 种具有不同表面纹理的实验针, 研究了针灸用针表面粗糙度对针灸镇痛效果的作用, 认为垂直于针刺操作运动方向的纹理会产生更大的刺激。值得注意的是, 在临床注射领域的穿刺力学研究中, 科研工作者们通过构建仿生模型, 例如果冻^[10]等透明介质, 以及生物组织离体实验, 探讨了穿刺过程中的针体变形规律、组织阻力分布特征, 以及进针速度效应等基础问题^[11-16], 为解析针刺力学机制提供了重要的参考依据。

基于以上分析可知, 现有研究均聚焦于研究单向刺入的力学过程, 而忽略了操作者的感知响应, 尤其是针灸医者在施针过程中追求的“如鱼吞钩”感。因此, 本研究拟建立针体-组织耦合的力学模型, 通过量化分析组织变形与针体形变的协同作用规律, 揭示医者的得气感, 以期临床得气判断提供客观量

化的科学依据。

2 针刺得气后的针体变形与受力

2.1 针刺过程的针体受力

针体刺入皮肤及脂肪等组织后, 针体受力包括针尖的阻力、周围组织的挤压力、挤压力引起的摩擦力等。在针体进入皮肤之后达到一个较为稳定的深度时, 针体总的插提力为针体侧壁摩擦力与针尖的端持力(针体稳定时)或者刺破力(针尖插入新组织时)的和, 即

$$F_{\text{needle}} = F_{\text{friction}} + F_{\text{cutting}} \quad (1)$$

式中: F_{needle} 为插提力;

F_{friction} 为针体侧壁摩擦力;

F_{cutting} 为针尖的端持力或刺破力。

对于针体的侧壁摩擦力而言, 现有研究采用的基本是 Karnopp 的 stick-slip 摩擦力模型, 或者修正的 Karnopp 摩擦力模型^[15]。目前关于针体刺入软组织过程的研究中, 普遍认为摩擦力与刺入速度、刺入深度有一定关系, 而分析时, 尽管许多文献都或多或少地提出针体周围包裹有一定的压应力, 但是分析与研究中并没有将摩擦力与周围的压应力联系起来, 只是笼统地给出一个摩擦力与黏性系数的关系^[14, 17-19], 其主要原因是活体组织的压应力难以描述, 或者不易稳定测试。

人体组织属于软物质, 既有流体的特性, 如应力与应变率相关, 针体刺入时具有黏滞力特性; 也具有固体的特性, 如具有一定的弹性模量, 组织具有一定的撕裂强度。流体特性来自组织内的体液, 固体特性来自纤维与固形物。软组织的研究在涉及与光滑固体表面的接触问题、摩擦问题等方面, 研究报道极少。如 H. Kosukegawa 等^[20]基于金属与果冻状聚合物的摩擦因数研究, 认为正压力引起的摩擦因数约为 0.05~0.15; 而 B. Rashid 等^[21]基于脑组织与金属的摩擦研究, 认为摩擦因数在不同应变率下为 0.09~0.20。本研究中, 选取的摩擦力模型是基于修正的 Karnopp 模型^[22], 其认为摩擦力在克服静摩擦之后, 呈现为动摩擦与线性速度阻尼形式阻尼力的和, 这样可使得问题得到简化, 同时静摩擦力符合具有与正压力相关

的经典摩擦特性。

$$F_{\text{friction}}(\dot{z}, F_a) = \begin{cases} C_n \operatorname{sgn}(\dot{z}) + b_n \dot{z}, & \dot{z} \leq -\Delta v/2; \\ \max(D_n, F_a), & -\Delta v/2 < \dot{z} \leq 0; \\ \min(D_p, F_a), & 0 < \dot{z} < \Delta v/2; \\ C_p \operatorname{sgn}(\dot{z}) + b_p \dot{z}, & \dot{z} \geq \Delta v/2. \end{cases} \quad (2)$$

式中: C_n 与 C_p 为整个针体动摩擦的负向与正向值;

b_n 与 b_p 为负向与正向的阻尼系数;

D_n 与 D_p 为静态摩擦的负向值与正向值;

$\dot{z}$ 为针体相对组织的运动速度;

$\Delta v/2$ 为针体穿刺肌体组织速度的阈值, 小于该阈值时, 摩擦力按照静摩擦处理;

F_a 为考虑非摩擦的因素, 如惯性与轴向弹性等。

C_n 与 C_p 、 b_n 与 b_p 、 D_n 与 D_p 均与运动方向相关, 其原因是: 自皮肤向下作用的外力时, 变形体有骨骼作为变形的边界; 而具有向上作用的外力时, 皮肤法向半空间是自由的, 因此在数值上有一定的差别。

根据针刺技术要求, 针具刺入皮肤后继续深入, 进入脂肪层与肌肉层, 该过程中的针体变形与侧壁压力分布情况如图1所示, 图中 x 为肌体表面几何位置, L 为针体穿刺深度, δ 为针尖弯曲挠度, z 为针体相对组织移动距离。

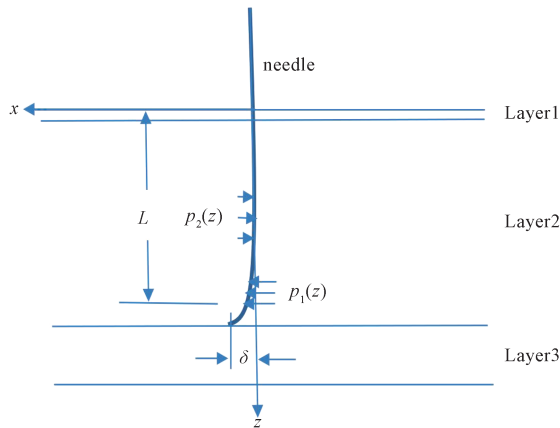


图1 针体变形与侧壁压力分布示意图

Fig. 1 Schematic diagram of needle body deformation and sidewall pressure distribution

针刺过程中, 得气时肌肉受到刺激信号, 发生主动变形。不失一般性, 本研究中假设刺入前组织处于放松状态, 其参考应力场与位移场均为0。在主动变形的 L_1 范围内, 对针尖产生 $p_1(z)$ 的分布应力, 针体其余部位为了满足针尖发生弯曲变形后的平衡, 适应针体的整体变形, 周围的脂肪层等组织对针体产生反作用力 $p_2(z)$ 。在针体长度范围内, 认为肌肉受刺激后使得针尖在 x 方向发生了位移, 根据力学中的弹性基础上梁弯曲理论, 满足如下方程:

$$EI \frac{d^4 u}{dx^4} + p_2(z) = p_1(z). \quad (3)$$

式中: u 为整个针体在 x 方向的位移函数;

EI 为针体的弯曲刚度, 其中 E 为针体的弹性模量, I 为针体截面惯性矩;

$p_1(z)$ 为主动作用载荷, 只在针尖以上的 L_1 范围内存在;

$p_2(z)$ 为除 L_1 范围外其余长度范围内的弹性体组织产生的被动作用力。

方程式(3)的完全求解, 需要获得主动作用力分布、针体刺入深度不同组织内的弹性模量等力学特性参数、肌肉受刺激后收缩的力学特征, 因此, 想要获得理论解具有难以逾越的障碍。为此, 本研究更换一个求解思路, 即假设合理的针体变形形状, 从而从式(3)可以直接获得载荷分布。

2.2 针体变形的位移函数

在注射针刺研究中, 研究者们逐渐关注针体进入组织后的形状, 如 A. L. G. Robert 等^[23] 通过超声波定位, 获得了实测的针体变形曲线, 并发现曲线形状类似于抛物线或单枝双曲线。针刺治疗的实际施针过程中, 对施针对象要求较为严格。首先, 要求受针者处于放松状态, 相当于施针的初始状态机体组织位移为0。施针后通过提插捻转, 刺激穴位处的神经等, 造成针尖及其附近组织的主动运动, 如肌肉收缩, 从而带动针尖运动, 而针体大部分本体还受到组织约束, 不能产生纯粹的刚体运动, 从而使得针尖发生较大变形, 其余部位受到其反作用力, 针体位置基本保持不变或者极小变化。为此, 假设针体的位移函数为

$$\begin{cases} u(z) = \frac{C_u}{(L+L_1)-z} - u_0, \\ u|_{z=L} = \delta, \\ u|_{z=0} = 0, \end{cases} \quad (4)$$

式中: δ 为针尖的位移;

C_u 与 u_0 为待定常数;

L_1 为肌体组织主动变形范围。

根据边界条件, 可以获得式(4)中的待定常数

$$\begin{cases} C_u = \frac{\delta L_1 (L+L_1)}{L}, \\ u_0 = \frac{\delta L_1}{L}. \end{cases} \quad (5)$$

取 $L=28$ mm、 $L_1=1.5$ mm, 其得气后的针体变形形状如图1所示。

2.3 针体周围的载荷分布

根据针体变形的控制方程式(2)及其变形形状,

可以求出针体受周围组织的载荷分布。

$$p(z) = \begin{cases} p_1(z) = \frac{24EI\delta \cdot L_1(L+L_1)}{L(L+L_1-z)^5}, & L-L_1 < z < L; \\ p_2(z) = -\frac{24EI\delta \cdot L_1(L+L_1)}{L(L+L_1-z)^5}, & 0 < z < L-L_1. \end{cases} \quad (6)$$

则由于附加约束载荷引起的摩擦力为

$$F_{\text{friction}} = \int_0^L \mu(z) p(z) dz. \quad (7)$$

式中 μ 为摩擦因数。

一般针刺过程中, 针体经过的组织包括皮肤层、脂肪层、肌肉层等, 各层的摩擦因数有不同的特征, 这里假定为一个刺入深度内的平均值, 则按式 (7) 可以获得完全积分:

$$F_{\text{friction}} = \frac{6\mu EI \cdot L_1 \delta}{L(L+L_1)^3}. \quad (8)$$

可以发现, 总摩擦力与针尖弯曲变形强相关, 解的形式十分简洁。

2.4 得气后的针感定量分析

根据式 (1) 得到的针刺时的总作用力, 得气前后力的差异即是所谓的针感,

$$\Delta F_{\text{needle}} = F_{\text{deqi}} - F_0. \quad (9)$$

式中 F_0 为放松状态下的针刺力。

由于针尖的刺破力仅仅与组织材料的特性有关, 因此所谓的针感又仅与侧壁摩擦力的差有关。同时, 得气前后施针的手法应该一致, 即同一装置或者同一医生所操作, 从而得气前后的提插速度一致, 即 $\dot{z}_{\text{deqi}} = \dot{z}_0$ 。 $\dot{z}_0$ 为在肌肉处于静息松弛状态、尚未引发得气现象之前所采用的提插操作速度。结合式 (1), 消除扎针手法一致所共有的因素, 可以将式 (8) 简化为式 (10)。

$$\Delta F_{\text{needle}} = \begin{cases} C_n \operatorname{sgn}(\dot{z}), & \dot{z} \leq -\Delta v/2; \\ D_n, & -\Delta v/2 < \dot{z} \leq 0; \\ D_p, & 0 < \dot{z} < \Delta v/2; \\ C_p \operatorname{sgn}(\dot{z}), & \dot{z} \geq \Delta v/2. \end{cases} \quad (10)$$

根据式 (2) 关于摩擦力正向与负向的描述, 在本文的研究中主要是探究得气的针感机理, 将正向与负向统一为相等, 结合式 (8), 可将得气提插针感即式 (10) 简化为

$$\Delta F_{\text{needle}} = \begin{cases} \frac{6\mu_D EI \delta}{L} \left(\frac{L+L_1}{L_1^3} - \frac{L_1}{(L+L_1)^3} \right), & |z| < \Delta v/2; \\ \frac{6\mu_C EI \delta}{L} \left(\frac{L+L_1}{L_1^3} - \frac{L_1}{(L+L_1)^3} \right), & |z| \geq \Delta v/2. \end{cases} \quad (11)$$

式中: μ_C 为静摩擦因数;

μ_D 为动摩擦因数。

由于捻转时针体的旋转情况很复杂, 如不考虑整体的弯曲刚度时, 将是绕着针体变形后的针体轴线的柔体转动; 如果刚度较大, 将扰动针体周围的组织, 特别是针尖会环向切割组织, 并与组织的纤维发生缠绕, 其力学机理将在以后的研究中报道。

目前, 相关报道中, 关于针尖位移与针刺力的试验观测数据极少, 故本文引用 H. M. Langevin 等^[3]通过超声测试获得的位移数据进行比较, 选用不锈钢毫针 (Seirin, Japan, 直径为 0.25 mm, 长度为 40 mm), 其特性参数如下: $L=28$ mm, $L_1=1.5$ mm, $E=2.1 \times 10^{11}$ MPa, $I=\pi d^4/64$, $d=2.5 \times 10^{-4}$ m, 取摩擦因数为 $\mu_D=0.1$, 根据得气前后针尖位移的增量, 计算得气后的针感, 具体的计算结果见表 1。

表 1 针运动过程中的针扭矩、针力和组织位移

Table 1 Needle torque, needle force and tissue displacement during needle performance

运动条件: 针尖位移/mm	针体下插				针体上提			
	下插力/N	针尖位移/mm	力测量增量/N	理论值/N	上提力/N	针尖位移/mm	力测量增量/N	理论值/N
0	0.27	76.0	0	0	0.25	53.4	0	0
4	0.43	91.6	0.16	0.12	0.37	63.5	0.12	0.08
8	0.47	90.7	0.20	0.11	0.41	67.7	0.16	0.11
16	0.57	116.7	0.30	0.31	0.65	101.3	0.40	0.36

* 所有实验数据均来自 Langevin 团队的相关报道。初始状态指零旋转状态, 其他状态均为“得气”状态。

对表 1 中的计算结果与测试结果进行比较, 可以得出: 根据针尖位移计算获得的得气针感与测试结果规律性一致, 数值上也具有良好的一致性, 特别是针尖位移较大时, 吻合度良好。

由于测试数据位置的局限性, 导致计算采用的针尖位移取值于针尖附近的组织测试值, 因此, 带来了

一定的误差; 同时, 位移形状的假设具有人为因素, 因此也不可避免地会产生精度问题。但是根据以上分析所得计算结果的规律性, 可以获得如下结论: 穴位针刺后形成的得气现象、医者的针感, 均来自针体附近的组织受到刺激后发生的收缩等变形带动针体弯曲, 从而引起的插提力增加, 是一个可以定量分析的

力学过程。这个过程表明,一旦出现针感,穴位附近的组织受到充分的刺激而激发活性,肌肉产生了有规律的运动。

2.5 得气针感力学模型的进一步应用

通过上面建立的力学模型,还可以进一步解释滞针、针刺前放松等现象的力学机理。

2.5.1 滞针现象的力学机理

滞针一般指在行针时或留针后,医者感觉针下涩滞、捻转、提插、出针均感困难,而病人则感觉剧痛的状态。滞针多因患者精神紧张,当针刺入穴位后,患者肌肉强烈收缩;或因行针不当,向单一方向捻转太过,以致肌肉组织缠绕针体;或因留针时间过长而中间未行针而导致的。从力学机理看,表现为肌肉强烈收缩产生相对位移,使得针体弯曲变形过大,从2.4节的分析可知,此时的摩擦阻力大幅度增加,从而产生捻转、提插、出针困难的现象。

2.5.2 针刺前放松状态的力学机理

针刺前如果人体处于紧张状态,会使得其穴位附近的肌肉收紧而产生初始变形,且该初始变形随着紧张程度而不同,这导致离开放松状态的零初始位置的位移也不同,即肌肉的位移是紧张程度的状态函数。紧张状态具有很大的范围,依靠人体自身控制难以保持某个定量的紧张状态,即这个关于紧张状态的位移函数难以保持。一旦入针,位移函数随时可能发生变化,这会导致针尖位移受到扰动,一方面,会导致针感紊乱;另一方面,整个针体可能产生较大的弯曲,导致滞针现象。

3 结论

本研究通过构建针体-组织生物力学耦合系统,揭示了得气现象的生物力学作用机制,主要获得了以下结论:

1) 针刺过程中,针体与周围组织的协同作用可等效为弹性梁-连续介质耦合系统,其力学本质表现为针尖刺激引发的组织收缩形变通过界面压力梯度传导,导致针体曲率动态变化;

2) 基于变形协调方程建立的位移函数模型表明,施针者感知的力学信号(针感)实质上是组织形变梯度与界面摩擦因数共同作用的量化表征,其定量分析结果与Langevin团队报道的针体载荷实验数据高度吻合;

3) 得气效应产生的生物力学基础,在于针刺刺激触发局部组织的主动收缩,通过组织-针体界面力学耦合作用形成正反馈机制,最终导致针体挠度及

插提阻力提升。

本研究建立的连续介质力学模型,为传统针灸得气现象提供了可量化的生物力学解释框架,其理论预测与实验观测的一致性证实了该模型在针刺疗效生物力学评价中的应用价值。

本研究的理论创新在于,首次从连续介质力学角度建立了传统中医得气现象的可量化力学解释框架,为针灸疗效的客观生物力学评价提供了新的理论范式。模型为智能针灸机器人的力学反馈系统开发提供了理论依据,通过实时监测针体挠度变化与插提阻力梯度,有望实现得气效应的客观量化评估,推动针灸疗法从经验化向标准化转变。

未来的研究可进一步结合组织黏弹性本构模型与神经刺激反馈机制,探索不同穴位解剖结构(如筋膜层厚度、肌纤维走向等)对针感力学传递的调控作用;同时,需在体验多组织分层条件下验证针体变形方程的动态适应性,这对解释临床中“同穴异感”现象具有重要意义。

参考文献:

- [1] 丁光宏,沈雪勇,戴建华,等. 中医针刺过程中针体受力的动态监测系统研制[J]. 生物医学工程学杂志, 2003, 20(1): 121-124.
DING Guanghong, SHEN Xueyong, DAI Jianhua, et al. Research and Development on the Dynamic System for Detecting the Force of Acupuncture Needle During the Acupuncture Process in the Clinical Practice of Traditional Chinese Medicine[J]. Journal Biomedical Engineering, 2003, 20(1): 121-124.
- [2] 季恒,谭为康,巫桐雨,等. 针刺疗法的力学基础[J]. 应用数学和力学, 2024, 45(6): 803-822.
JI Heng, TAN Weikang, WU Tongyu, et al. The Mechanics Basis of Acupuncture Therapy[J]. Applied Mathematics and Mechanics, 2024, 45(6): 803-822.
- [3] LANGEVIN H M, KONOFAGOU E E, BADGER G J, et al. Tissue Displacements During Acupuncture Using Ultrasound Elastography Techniques[J]. Ultrasound in Medicine & Biology, 2004, 30(9): 1173-1183.
- [4] KONOFAGOU E E, BADGER G J, GARRA B S, et al. Imaging the Effect of Acupuncture Needling on Human Connective Tissue in Vivo[C]//IEEE Symposium on Ultrasonics. Honolulu: IEEE, 2003. DOI: 10.1109/ULTSYM.2003.1293138.
- [5] KONOFAGOU E E, LANGEVIN H M. Using Ultrasound to Understand Acupuncture[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2005, 24(2): 41-46.

- [6] LANGEVIN H M, BOUFFARD N A, CHURCHILL D L, et al. Connective Tissue Fibroblast Response to Acupuncture: Dose-Dependent Effect of Bidirectional Needle Rotation[J]. *Journal of Alternative and Complementary Medicine*, 2007, 13(3): 355–360.
- [7] DAVIS R T, CHURCHILL D L, BADGER G J, et al. A New Method for Quantifying the Needling Component of Acupuncture Treatments[J]. *Acupuncture in Medicine*, 2012, 30(2): 113–119.
- [8] LANGEVIN H M. Acupuncture, Connective Tissue, and Peripheral Sensory Modulation[J]. *Critical Reviews in Eukaryotic Gene Expression*, 2014, 24(3): 249–253.
- [9] SUN M Z, WANG X, LI Y C, et al. Effects of Acupuncture Needle Modification on Acupuncture Analgesia[J]. *Journal of Integrative Medicine*, 2025, 23(1): 66–78.
- [10] ROESTHUIS R J, VAN VEEN Y R J, JAHYA A, et al. Mechanics of Needle-Tissue Interaction[C]//2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems. San Francisco: IEEE, 2011. DOI: 10.1109/IROS.2011.6094969.
- [11] ABOLHASSANI N, PATEL R, MOALLEM M. Needle Insertion into Soft Tissue: A Survey[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2007, 29(4): 413–431.
- [12] VAN GERWEN D J, DANKELMAN J, VAN DEN DOBBELSTEEN J J. Needle-Tissue Interaction Forces: A Survey of Experimental Data[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2012, 34(6): 665–680.
- [13] ROESTHUIS R J, ABAYAZID M, MISRA S. Mechanics-Based Model for Predicting In-Plane Needle Deflection with Multiple Bends[C]//2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). Rome: IEEE, 2012. DOI: 10.1109/BioRob.2012.6290829.
- [14] WANG J J, LI X P, ZHENG J J, et al. Mechanics-Based Modeling of Needle Insertion into Soft Tissue[C]//2013 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics. Wollongong: IEEE, 2013. DOI: 10.1109/AIM.2013.6584065.
- [15] SIMONE C, OKAMURA A M. Modeling of Needle Insertion Forces for Robot-Assisted Percutaneous Therapy[C]//Proceedings 2002 IEEE International Conference on Robotics and Automation. Washington: IEEE, 2002. DOI: 10.1109/ROBOT.2002.1014848.
- [16] GAO D, LEI Y, YAO B. Analysis of Dynamic Tissue Deformation During Needle Insertion into Soft Tissue[C]//Proceedings of the 6th IFAC Symposium on Mechatronic Systems. Hangzhou: IEEE, 2013: 684–691.
- [17] CASANOVA F, CARNEY P R, SARTINORANONT M. In Vivo Evaluation of Needle Force and Friction Stress During Insertion at Varying Insertion Speed into the Brain[J]. *Journal of Neuroscience Methods*, 2014, 237: 79–89.
- [18] FUKUSHIMA Y, SAITO K, NAEMURA K. Estimation of the Cutting Force Using the Dynamic Friction Coefficient Obtained by Reaction Force During the Needle Insertion[J]. *Procedia CIRP*, 2013, 5: 265–269.
- [19] JIANG S, LI P, YU Y, et al. Experimental Study of Needle-Tissue Interaction Forces: Effect of Needle Geometries, Insertion Methods and Tissue Characteristics[J]. *Journal of Biomechanics*, 2014, 47(13): 3344–3353.
- [20] KOSUKEGAWA H, FRIDRICI V, LAURENCEAU E, et al. Friction of 316L Stainless Steel on Soft-Tissue-Like Poly(Vinyl Alcohol) Hydrogel in Physiological Liquid[J]. *Tribology International*, 2015, 82: 407–414.
- [21] RASHID B, DESTRADE M, GILCHRIST M D. Determination of Friction Coefficient in Unconfined Compression of Brain Tissue[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012, 14: 163–171.
- [22] OKAMURA A M, SIMONE C, O' LEARY M D. Force Modeling for Needle Insertion into Soft Tissue[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2004, 51(10): 1707–1716.
- [23] ROBERT A L G, CHAGNON G, BRICAULT I, et al. A Generic Three-Dimensional Static Force Distribution Basis for a Medical Needle Inserted into Soft Tissue[J]. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, 28: 156–170.

(责任编辑: 廖友媛)