DOI 10.19656/j.cnki.1002-2406.20230704

信 息 工 程

基于有限元分析法的中医脉宽模型高相关参数探究

王钒宇[1],祝兴[1],黄羽霖[1],罗静静[1,2]✉,黎晖[3],陈启亮[3]
(1. 季华实验室智能机器人工程研究中心,广东 佛山 528000; 2. 复旦大学工程与应用技术研究院,上海 200000; 3. 广州中医药大学基础医学院,广东 广州 510000)

【摘要】目的:借助有限元分析方法,对以脉宽为例的脉象要素预测模型的高相关客观生理参数进行研究。方法:以自主设计的柔性阵列式传感器为载体,利用ANSYS软件建立了传感器-腕部简化三维模型,结合人体及材料的力学特性和中医脉诊理论完成了模型的条件设置,通过在极值设置下对与脉宽相关的8个生理参数的脉宽结果进行对比,获得脉宽模型的高相关生理参数。结果:获得了8个生理参数在正常人范围内对脉宽的影响大小,并结合临床医师脉诊过程中的实际情况筛选出了血管直径、血压差、皮肤弹性模量作为脉宽模型的高相关参数。结论:将有限元分析方法用于中医脉象要素的科学评估是有效的,能够还原传统中医的脉诊流程,评价脉象要素模型的高相关参数。以简便的方法获取到建立脉象预测模型所需的关键生理参数,可为中医医师脉诊过程提供科学验证和参考,后续期望能利用高相关生理参数建立起的预测模型实现对患者的健康标准评测和疾病风险预测。

【关键词】脉象要素;生理参数;有限元分析;柔性阵列传感器;脉象预测模型

【引用格式】
王钒宇,祝兴,黄羽霖,等. 基于有限元分析法的中医脉宽模型高相关参数探究[J]. 中医药信息, 2023, 40(7): 23-29.
WANG F Y, ZHU X, HUANG Y L, et al. Exploration of high correlation parameters of TCM pulse width based on finite element analysis[J]. Information on TCM, 2023, 40(7): 23-29.

脉诊是中医临床极具特色的诊察方法之一。《素问·六节脏象论篇》曰:“心者,生之本,其充在血脉”。脉象的产生与心脏的搏动、心气的盛衰、脉道的通利和气血的盈亏直接相关。中医脉诊中的“寸口诊法”是获取心脏搏动产生的脉搏波在桡动脉处显现的部位、速度、振幅、节律和形态等综合反映的窗口。因此,通过检测中医脉图,可以获得脏腑病变信息,尤其是血管结构与功能的变化[1]。

长期以来,临床医师通过感官对脉象的各项特征要素进行评估和判断作出患者的病态诊断,这一主观性的特点也造成了中医医学在现代医学中难以被人信服和接受。虽然有学者借助多维力传感器、超声多普勒技术和脉象时域图法[2-3],对临床医师的诊脉过程进行了一定的科学诠释,并结合数学模型法、系统辨识和参数估计法、模糊聚类识别法、速率图识别法、人工神经网络等分析手段对复杂脉象信息进行分析[4-5],但这些现代分析手法与传统中医的理论基础存在割裂,临床医师通过经验累积的脉象评估要素,如脉宽、脉长等主观评估方式仍较为模糊,具体是对哪些生理参数进行了评价仍不清楚,这才是中医学难以对自身的感知进行科学解释的关键原因,也给现代中医脉诊过程的标准化带来了难题。因此,探索中医

基金项目:广东省重点领域科研计划季华实验室项目(X190051TB190)
第一作者简介:王钒宇(1995-),男,2020级硕士研究生,主要研究方向:医疗机器人设计。
✉通信作者简介:罗静静(1987-),女,研究员,主要研究方向:医疗机器人开发与研究。

脉象评价要素客观化生理参数成为了必要之举,利用要素相关的客观生理参数可以建立脉象要素预测模型,实现脉象要素的客观化评估,为中医临床医师脉诊过程提供科学验证和参考,也能够利用脉象要素的预测模型实现对患者的健康标准评测和疾病风险预测。

脉宽是指脉动应指的径向范围大小,即手指感觉到脉道的粗细(不等于血管的粗细)。脉宽参数作为评判脉象宽窄的参数,往往用于评价患者的心脏供血功能。本文提出一种脉象要素的分析方法,以脉象要素中的脉宽要素作为实例,基于自主设计的PDMS阵列式(5 + 4)柔性传感器(为一种压电式传感器),通过ANSYS软件完成脉宽要素的高相关性生理模型参数分析,希望后续借助此分析方法获取到所有脉象要素的高相关生理参数,并构建所有脉象要素的预测模型。

1　参数分析方法

1.1　PDMS阵列式传感器自主设计

本文设计的用于多维脉象信息采集的柔性阵列式动压传感器封装结构及尺寸见图1。采用单面衬底的结构形式,且上电极为阵列式,下电极为一个整体,上电极通过一层封装膜直接与被测物接触,不经过其他基底材料传递。这样做有两个好处,一是可以更灵敏获得动压信号,二是整块下电极的设计有利于在小面积范围内布线。此传感器的封装设计经过光刻工艺制备,可以更密集地在手指尖大小的区域内放置更多的阵列点,同时也获得独立清晰的单点信号。上电极单个尺寸为0.9 mm × 3.3 mm,电极之间间隔为0.8 mm,阵列式动压传感器尺寸为8 mm × 8.3 mm。

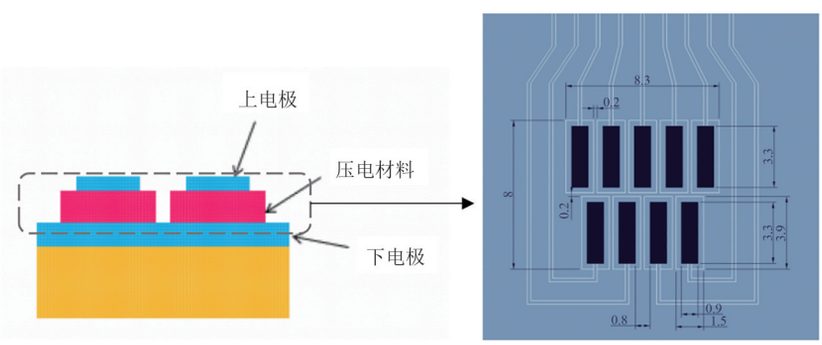


图1　柔性阵列式动压传感器结构及尺寸

1.2　模型建立

ANSYS软件是融结构、流体、电磁场、声场和耦合场分析于一体的大型通用有限元分析软件。其中结构静力分析用来求解外载荷引起的位移、应力和力。静力分析(static structure)很适合求解惯性和阻尼对结构影响并不显著的问题。ANSYS程序中的静力分析不仅可以进行线性分析,而且也可以进行非线性分析,如塑性、蠕变、膨胀、大变形、大应变及接触分析。张治国等[6]指出,脉宽作为脉形的内容之一,更多地取决于脉管的静态形状,而较少反映在脉管运动变化中。故此处选用结构静力分析方法对脉宽实现仿真分析过程。

运用ANASYS自带的建模模块(Space Claim)将传感器模型、传感器承载部分模型以及人体组织和血管等进行建模,见图2,建模时初始参数设置见表1。

1.3　设置条件

为模仿柔性传感器在脉搏采集过程中的实际情况,需要对模型设置合适的条件及载荷以求解。

1.3.1　有限元划分的设置

本文对整体模型已经进行了简化,选择使用划分质量较高的多区网格划分方法(Multizone)完成结构划分,网格宽度为1 mm;由于PDMS柔性材料上切割了传感器采集面,整体面划分较为复杂,故对PDMS柔性材料单独采用扫掠网格划分方法(Sweep);考虑到血管壁很薄,故对血管壁面添加面划分设置(Face Meshing),将血管壁面划分成双层结构。具体模型划分结果见图3。

1.3.2　接触条件的设置

由于人皮肤表面与柔性材料、人皮肤表面与人组织、人组织与人血管壁的接触变形均大于10%,为大形变接触,在仿真过程中会存在较多的有限元穿透,减少这一穿透是保证仿真效果的重要环节。在(Contacts)接触选项中将上述几类接触的(Behavior)接触行为选项设置为(Symmetric)对称接触以提升计算收敛性,同时将(Formulation)设置为(Augmented Lagrange)增广拉格朗日算法进一步提升接触过程中的收敛性,将(Detection Method)设置为(On Gauss Point)来配合增广拉格朗日算法,(Update Stiffness)设置为(Each Iteration)来修正过程中的接触弹性模量。最后为将单元位移和形变产生的刚度变化考虑在内,使计算过程完成收敛,在(Analysis Settings)分析设置处需将(Large Deflection)大变形分析开关打开。

考虑到人体组织只取了手腕的一部分，按压过程中，按压力达到一定大小时将会触及人体坚硬的骨骼部分，为仿真这一效果，将底面设为刚性连接；刚性件的按压过程中平面之间的偏移将是无效干扰，会对后续的分析造成较大影响，故此处认为刚性件的按压过程是垂直向下且不会发生滑移的。以这两点为条件，在模拟过程中将组织部分的底部设为(Fixed Support)支撑面，并将刚性件的X、Z轴设为不可移动，Y轴可以自由移动。

1.3.3　受力条件的设置

临床医师在判断脉宽时往往是通过感受搏动最强的瞬时手指所能感受到的搏动范围来判断，这一感受对应的是手指上脉搏波时域参数h1的积分，而h1是由于人体的最大血压差形成，故可以在仿真过程中给予血管搏动过程中的最大压强及最小压强来简化模拟过程。见图4。给血管内壁施加两个时态的瞬态压强模拟过程中的舒张压和收缩压，并施加常力1 N于刚性件上模拟中医的“中取”状态，具体的设置见图5。

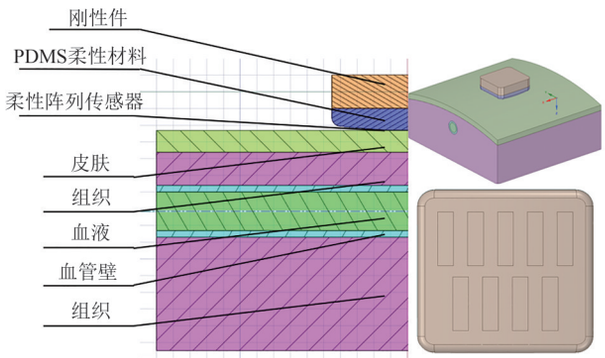


图2　模型剖面图、整体图及传感器正视图

表1　初始参数设置

名称	材料	E/MPa	μ	ρ/(kg/m^3)
刚性件	结构钢	200 000	0.3	7 850
PDMS柔性材料	PDMS(1∶1)	8.6	0.4	900
皮肤	—	1	0.4	1 060
组织	—	0.65	0.4	1 091
血管壁	—	2.5	0.4	1 150

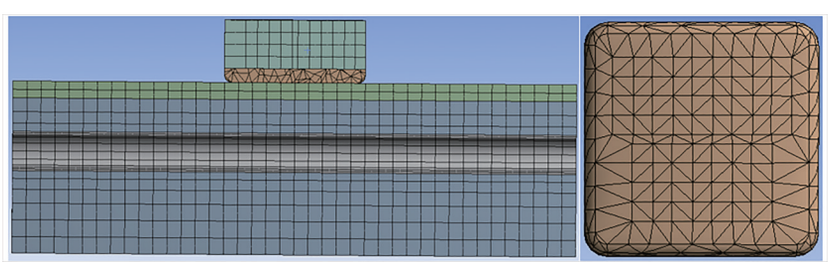
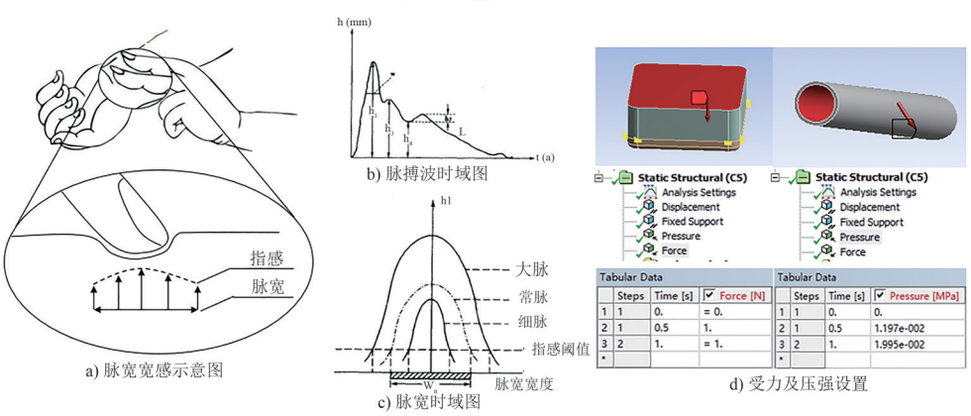


图3　模型划分结果



a) 脉宽宽感示意图　b) 脉搏波时域图　c) 脉宽时域图　d) 受力及压强设置

图4　受力条件设置相关

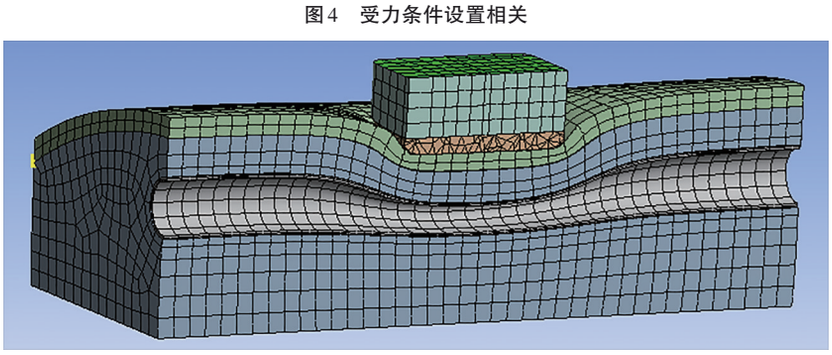


图5　模型变形状态

1.3.4　压力采集结果的获取

通过获取单个传感器上Y轴方向最大的应力作为传感器采集到的动压力,将传感器在两个瞬态压强下采集到的压力差作为脉搏动压力,完成该设置下9个传感器的数据采集。

1.3.5　数据分析方法

以上述设置条件为基础,更改血管壁直径、血管壁弹性模量、血管深度、皮肤弹性模量、组织弹性模量、皮肤厚度、皮肤弹性模量及血压差共8个生理影响参数,探寻各个参数对脉宽的影响并确立脉宽的高相关性参数,为脉宽后续的建模分析和预测建立基础。具体方法为:①通过文献分析法确立上述8个参数在健康人体中的正常范围,作为参数的实际分析范围;②以参数在健康人体中的实际范围作为分析范围,以初始设置下得脉宽拟合曲线作为参照,通过仿真结果观察在各个参数范围最大值(Max)和范围最小值(Min)下脉宽拟合曲线的变化情况。

2　仿真结果

2.1　采集结果

通过查找文献等方法获取正常人体手腕部分的皮肤、组织的厚度及弹性模量范围,正常人体桡动脉的血管直径、血管深度、血管弹性模量、血管壁厚度范围以及正常人体血压差范围见表2。

将血管直径2.3 mm,血压差40 mm Hg(舒张压80 mm Hg,1 mm Hg ≈ 0.133 kPa),血管深度3.35 mm。血管弹性模量2.5 MPa,血管厚度0.25 mm,皮肤弹性模量1 MPa,皮肤厚度1.2 mm,组织弹性模量0.65 MPa设为对照量,针对每个参数的正常范围依次修改设定值,对比脉宽拟合曲线的变化情况。

各个参数的数据对比结果见表3。为使仿真获得更加准确的脉宽拟合曲线,已将仿真过程中为负值的压力差置0。

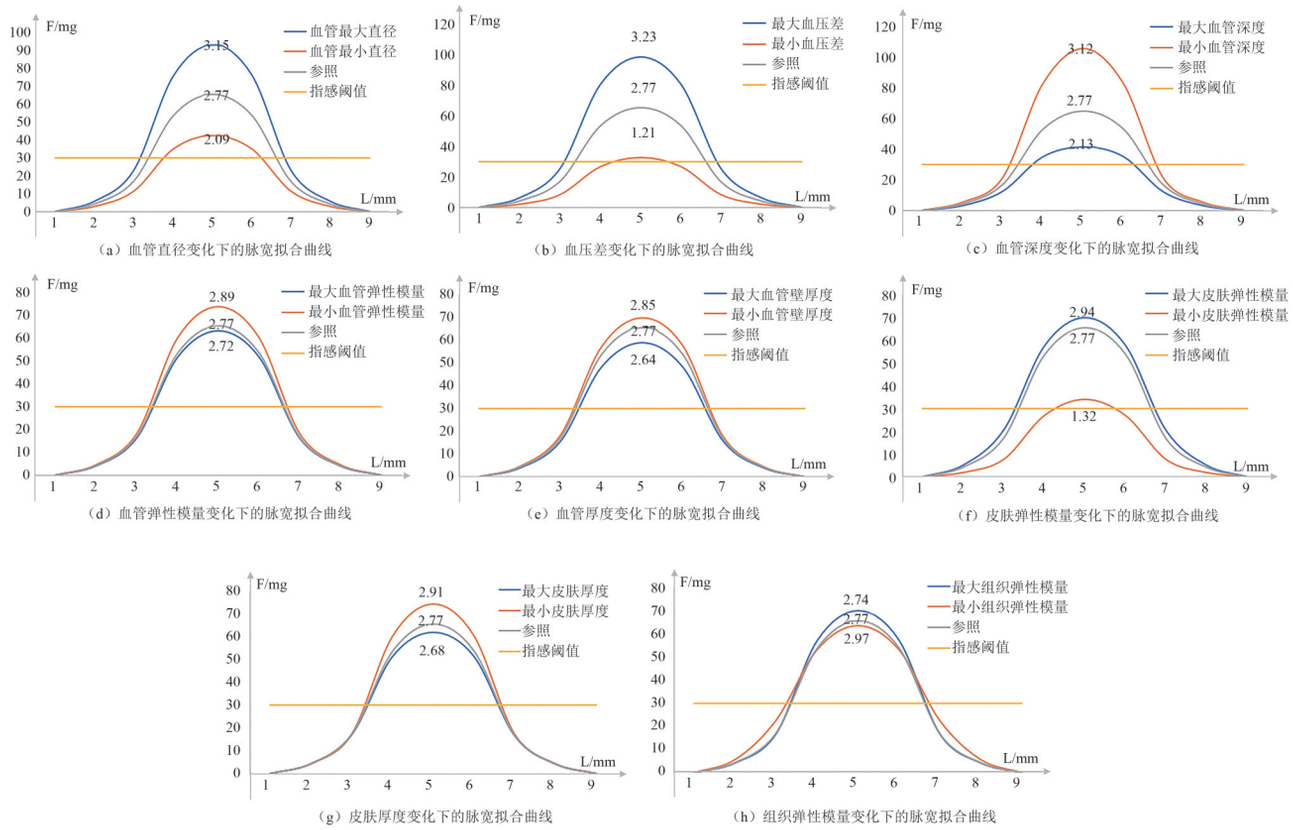
表2　各个参数在人体中的正常范围

参数名称	正常范围
血管直径	1.932 5 ~ 2.725 mm[7]
血压差	2 ~ 60 mm Hg[8]
血管深度	2.5 ~ 5.2 mm[9]
血管弹性模量	1.84 ~ 3.28 MPa[10]
血管壁厚度	0.19 ~ 0.31 mm[11]
皮肤弹性模量	0.1 ~ 2 MPa[12]
皮肤厚度	1.098 ~ 1.282 mm[13]
组织弹性模量	0.3 ~ 1 MPa[14]

表3　各个参数的数据对比结果

参数	状态	通道采集力/mg								
		1	2	3	4	5	6	7	8	9
血管直径	Max	0	5.800	23.2	75.8	93.3	76.5	23.0	5.750	0
	Min	0	2.850	11.4	34.8	42.3	34.9	11.3	2.825	0
血压差	Max	0	6.350	25.4	80.5	98.6	80.8	25.3	6.325	0
	Min	0	2.075	8.3	26.6	32.6	26.7	8.3	2.075	0
血管深度	Max	0	3.125	12.5	35.1	41.5	35.3	12.1	3.025	0
	Min	0	5.400	21.6	83.5	106.6	83.8	21.2	5.300	0
血管弹性模量	Max	0	4.100	16.4	51.7	63.3	51.9	16.3	4.075	0
	Min	0	4.575	18.3	60.1	73.8	60.3	18.3	4.575	0
血管壁厚度	Max	0	3.900	15.6	47.9	58.7	48.1	15.5	3.875	0
	Min	0	4.575	18.3	56.8	69.6	57.5	17.5	4.375	0
皮肤弹性模量	Max	0	5.150	20.6	57.4	69.8	57.6	20.3	5.075	0
	Min	0	1.925	7.7	26.9	34.0	26.9	7.6	1.900	0
皮肤厚度	Max	0	4.250	17.0	51.4	62.1	51.5	16.6	4.150	0
	Min	0	4.400	17.6	56.2	56.5	41.3	17.2	4.300	0
组织弹性模量	Max	0	4.200	16.8	16.8	70.0	57.3	16.7	4.175	0
	Min	0	5.650	22.6	53.0	63.4	53.0	22.4	5.600	0
对照组	—	0	4.275	17.1	53.5	65.5	53.8	16.7	4.175	0

JONES L A等[15]在研究中指出,男性的指尖法向压力平均阈值约为55 mg,女性的指尖法向压力平均阈值约为19 mg,本文此处取脉宽拟合曲线的阈值为30 mg,对分析出的脉宽拟合曲线进行求解,获取每个参数在Max和Min情况下的拟合脉宽见图6。



(a) 血管直径变化下的脉宽拟合曲线 (b) 血压差变化下的脉宽拟合曲线 (c) 血管深度变化下的脉宽拟合曲线

(d) 血管弹性模量变化下的脉宽拟合曲线 (e) 血管厚度变化下的脉宽拟合曲线 (f) 皮肤弹性模量变化下的脉宽拟合曲线

(g) 皮肤厚度变化下的脉宽拟合曲线 (h) 组织弹性模量变化下的脉宽拟合曲线

图6 各个参数的脉宽拟合曲线

利用MATALAB对各条脉宽拟合曲线求取与指感阈值的交线长度以获得脉宽仿真长度的变化见表4。

表4 各个参数影响下的脉宽变化表

参数	状态	脉宽/mm	变化量/mm
参照组	Mid	2.77	—
血管直径	Max	3.15	1.06
	Min	2.09	
血压差	Max	3.23	2.02
	Min	1.21	
血管深度	Max	2.13	−0.99
	Min	3.12	
血管弹性模量	Max	2.72	−0.17
	Min	2.89	
血管壁厚度	Max	2.64	−0.21
	Min	2.85	
皮肤弹性模量	Max	2.94	−1.62
	Min	1.32	
皮肤厚度	Max	2.68	−0.23
	Min	2.91	
组织弹性模量	Max	2.74	−0.23
	Min	2.97	

2.2 有效参数提取

费兆馥在研究中提及,平人脉宽大致在2.7 mm左右[16],仿真结果与该数据接近。通过对比可以得知,参数对脉宽仿真采集的影响从大到小依次为血压差、皮肤弹性模量、血管直径、血管深度、皮肤厚度、组织弹性模量、血管壁厚度和血管弹性模量。

血压变化作为脉象变化的重要影响因素,反映出患者的供血能力,在仿真结果中也表现出对脉宽的高影响性。郑彩杏等[17]在对382例脉沉细患者的血压采集中也指出,脉沉细患者的血压普遍偏低,此结果与仿真结果一致,可以将血压差作为脉宽要素模型的影响参数。

血管直径是除血压外对脉宽结果影响最大的参数,对脉宽的影响也最直接,但中医学理论中的血管直径对脉宽影响往往聚焦于“血液是否能够充盈脉道”,即患者的血液是否足够充足,脉压是否充分,以使患者的脉道达到常人标准,而非对比患者之间的血管直径差别,这一差别往往会被认为是“生理性差别”。陈聪等[18]也在研究中指出,12.90%的健康青年会出现生理性细脉,这可能与少数人先天禀赋脉道细小有关,不属病态,尤在消瘦体型者出现的比率明显高于其他体型。故血管直径参数虽能够辅助脉宽预测模型的建立,但其更侧重于体现患者与患者之间差别,而对自身疾病的反映可能较小。

皮肤具有可压缩性,是临床医师手指与脉管之间传递脉搏信号的主要介质,其弹性模量不仅会影响到中医临床医师在脉诊时“举、按、寻”的指力,还

会影响中医临床医师的指感,例如滑脉“往来流利,如珠滚玉盘”的表述不仅表达患者血液的流动畅通,往来无阻,也一定程度上表达了皮肤对脉搏信号的传递性好,故皮肤弹性模量能够作为脉宽要素模型的影响参数。

在实际采集中,临床医师往往会通过“举按寻”的方式找寻到最佳深度的脉宽,通过此时指感的范围来判定患者的真实脉宽,此时血管深度对于医师而言将不应成为影响因素,故血管深度不应成为脉宽要素的模型参数。

血管壁厚度及血管弹性模量反映出血管的振动能力及对脉搏波的传播能力,并未在仿真结果中体现出对脉宽的较强影响;组织弹性模量对中医脉诊中的指感与皮肤弹性模量是相似的,并且还能影响到血管的外周阻力大小,但在仿真结果中也未体现出较强的关联;皮肤厚度一定程度上可能会对中医脉诊的按压力度和深度造成影响,但在仿真结果中对脉宽的影响也较小,故上述四个参数均不能够作为脉宽要素模型的影响参数。

结合仿真结果及上述讨论,可以将血压差、血管直径、皮肤弹性模量作为脉宽的关联参数。

3 讨论

本文提出了一种脉象要素的分析方法,利用ANSYS软件建立了柔性传感器 – 腕部的简化三维模型,赋予了模型材料属性并将模型转化为有限元模型,模拟中医脉诊手法进行了脉宽的采集过程的仿真,根据常人指感阈值获取到了可信的脉宽数据组。相较于现有的现代中医脉诊分析方法,有限元分析方法具有流程简便、数据涵盖面广、可解释性强等优点[19-21]。但由于有限元方法是一种模拟仿真的方法,难以完全还原中医医师的脉诊过程,仍存在一些缺陷:一是本模型虽然将皮肤、组织等影响均考虑在内完成了仿真,但皮肤和肌肉的力学特性极其复杂,简单的弹性设置难以完全还原其力学性能;二是由于客观条件限制,对模型的有效验证是参考相关文献中的力学数据,没有进行实体生物力学实验进行对比分析;三是为了方便数据对比和验证,模型中脉宽信号的采集受体是自主设计的传感器而非中医医师的手指,没能还原临床上中医临床医师的标准脉诊手法。

本文通过数据对比和中医理论分析于结果处得出了可以用于建立脉宽模型的客观生理参数,但由于分析方法的过程缺乏部分理论支撑和实验验证,在后续的研究中,可以通过进行皮肤和组织的力学模拟实验、仿照中医医师的脉诊手法实现模型还原和仿真分析等方式完善分析流程,并通过脉宽相关病例数据的采集,积攒足够样本以完成脉宽要素模型的建立,实现患者的脉宽客观化评测,并以此方法扩展至脉象其他要素的客观化评测,最终能够建立起患者疾病预测的多维脉象要素模型。

作为信息科学与计算机技术工作者研究中医问题,必须在实现现代科学方法基础上分析“在心易了、指下难明”的脉象特征。本文提供了一种脉象要素的分析方法,遵循传统中医的脉诊理论,结合ANSYS的仿真功能和中医现代脉图分析方法,论证了人体诸多生理参数的变化对脉象要素造成的影响,实现了脉象要素中脉宽的预测模型关联参数的提取,为中医脉诊理论的科学论证和客观化分析提供了思路。

【参考文献】

[1] 李甜,刘雪梅,刘媛,等. 从脉诊仪谈中医脉诊客观化[J]. 河南中医,2017,37(1):37 – 40.

[2] 李菲,于琦,王映辉,等. 中医脉象仪应用技术研究[J]. 中华中医药杂志,2021,36(11):6839 – 6842.

[3] 丁晓东,陈聪,洪静,等. 脉图时域特征提取方法研究现状及改进策略[J]. 世界科学技术 – 中医药现代化,2020,22(6):2043 – 2049.

[4] 黄旭,蔡骏,周昌乐,等. 中医脉象信息分析与识别方法的研究进展[J]. 福建电脑,2007,24(3):1 – 2,22.

[5] 郭红霞,师义民. 中医脉象的BP神经网络分类方法研究[J]. 计算机工程与应用,2005,41(32):191 – 193.

[6] 张治国,牛欣,杨学智,等. 脉宽的可视化考察[J]. 中国中医药信息杂志,2008,166(5):14 – 16.

[7] 谭胜. 面向动脉血压检测的柔性超声波微传感器研究[D]. 哈尔滨:哈尔滨工业大学,2021:11 – 15.

[8] 上官云芳,段思源,姚颖,等. 不同血压范围内有创足背动脉压与无创肱动脉压的关系[J]. 上海医学,2014,37(6):495 – 497.

[9] 毕希乐. 经前臂桡/尺动脉介入术后前臂动脉结构和功能研究[D]. 石家庄:河北医科大学,2016:26 – 27.

[10] 缪馥星,王晖,王礼立,等. 血液-血管耦合特性与脉搏波传播特性的关系[J]. 爆炸与冲击,2020,40(4):4 – 13.

[11] 林荣,骆秉铨,吴良金,等. 高血压患者外周血管壁腔比与脉搏传导速度的探讨[J]. 中国微循环,2000,4(4):247 – 248.

[12] 李曼琪. 异质医疗假体的增材制造与针刺应用研究[D]. 杭州:浙江大学,2020:71 – 78.

[13] 许人超,张莉娜,吕红莉. 24MHz高频超声对健康成人不同部位皮肤厚度的检测[J]. 中国麻风皮肤病杂志,2022,38(3):141 – 145.

[14] 刘爽. 手扶插秧机作业人员手臂系统振动仿真分析与试验研究[D]. 武汉:华中农业大学,2019:47 – 48.

[15] JONES L A, LEDERMAN S J. “Tactile sensing” in human hand function[M]. Cambridge: Oxford University Press, 2006:44 – 74.

[16] 费兆馥. 现代中医脉诊学[M]. 上海:上海复旦大学出版社,2003:65 – 80.

[17] 郑彩杏,周小青,曾逸笛,等. 脉诊学术思想研究[J]. 湖南中医药大学学报,2020,40(11):1338 – 1341.

[18] 陈聪,洪静,郭睿,等. 细脉古今研究评述[J]. 上海中医药大学学报,2018,32(5):1-3.
[19] 莫海燕. 中医正骨仿真系统中有限元模型的建立与分析[D]. 济南:山东中医药大学,2016:60-63.
[20] 秦大平,张晓刚,权祯,等. 不同方法治疗骨质疏松性胸腰椎压缩骨折椎体力学稳定性变化差异的有限元分析[J]. 中华中医药杂志,2021,36(8):4886-4895.
[21] 陈钵,秦大平,张晓刚,等. 有限元分析法在脊柱生物力学中的研究进展[J]. 中国疼痛医学杂志,2020,26(3):208-211,216.

(收稿日期:2022-12-22)

Exploration of High Correlation Parameters of TCM Pulse Width Based on Finite Element Analysis

WANG Fanyu[1], ZHU Xing[1], HUANG Yulin[1], LUO Jingjing[1,2]✉, LI Hui[3], CHEN Qiliang[3]

(1. *Jihua Laboratory of Intelligent Robot Engineering Research Center, Foshan* 528000, *China*; 2. *Academy for Engineering & Technology, Fudan University, Shanghai* 200000, *China*; 3. *School of Basic Medical Sciences, Guangzhou University of Chinese Medicine, Guangzhou* 510000, *China*)

【Abstract】 Objective: To use the finite element analysis method to study the high correlation objective physiological parameters of the pulse element prediction model with pulse width as an example. Methods: Using the self-designed flexible array sensor as the carrier, a simplified three-dimensional model of the sensor-wrist was established by using ANSYS software, and the condition setting of the model was completed by combining the mechanical properties of the human body and materials and the theory of TCM pulse diagnosis. The pulse width results of 8 physiological parameters related to pulse width were compared to obtain the highly correlated physiological parameters of the pulse width model. Results: The influence of 8 physiological parameters on pulse width within the normal range was obtained, and the blood vessel diameter, blood pressure difference, skin elastic modulus were screened out as the pulse width based on the actual situation in the pulse diagnosis process of TCM practitioners. Conclusion: It is effective to apply the finite element analysis method to the scientific evaluation of TCM pulse elements. This method can be used to restore the TCM pulse diagnosis process and evaluate the high correlation parameters of the pulse element model. It means that the key physiological parameters needed to establish a pulse prediction model and can be obtained in a simple way, also it can provide scientific verification and reference for the pulse diagnosis and diagnosis process of TCM practitioners, aiming to evaluate health criteria and to predict disease risk by using high correlation physiological parameters of the pulse element prediction model.

【Key words】 Pulse elements; Physiological parameters; Finite element analysis; Flexible array sensor; Pulse prediction model