

DOI:10.3969/j.issn.1005-202X.2025.11.016

生物力学与材料

基于明胶含无壁血管的超声仿组织材料模体的制备及研究

李虹蔚^{1,2,3,4}, 吴沛锴⁵, 徐子虚⁴, 倪昕晔^{1,2}

1. 南京医科大学附属常州第二人民医院放疗科, 江苏 常州 213003; 2. 江苏省医学物理工程研究中心/南京医科大学医学物理研究中心/常州市医学物理重点实验室, 江苏 常州 213003; 3. 四川省通江县人民医院放疗中心, 四川 巴中 636700; 4. 四川省肿瘤医院放疗中心, 四川 成都 610041; 5. 和祐国际医院放射科, 广东 佛山 528306

【摘要】目的:制备一种满足人体颈动脉血液动力学参数且含有不同管径的无壁血管超声仿组织材料(TMM),研究其血液动力学。**方法:**制备具有不同直径的TMM和含有散射颗粒的血液模拟液(BMF),验证其在不同的流速和TMM模体直径条件下血液动力学参数的变化规律。使用多普勒超声测量峰值收缩速度(PSV)、舒张末期速度(EDV)和阻力指数(RI)等关键的血液动力学参数进行分析,并评估其在颈动脉疾病中的临床应用价值。**结果:**制得的样品其声速为(1506.2±0.1) m/s,衰减为(0.76±0.01) dB/cm,血管直径为4.0和6.0 mm,分别满足临床颈外和颈内动脉正常值范围。测得4.0 mm管腔直径TMM的PSV和EDV与流速呈显著线性相关($R^2=0.77, P<0.001$; $R^2=0.74, P=0.001$), Pearson相关性分析呈强正相关($r=0.89, 95\%CI:0.82\sim0.93$; $r=0.94, 95\%CI:0.90\sim0.97$, 均 $P<0.001$); 6.0 mm管腔直径TMM的PSV和EDV与流速呈显著线性相关($R^2=0.70, P=0.001$; $R^2=0.61, P=0.005$), Pearson相关性分析呈强正相关($r=0.86, 95\%CI:0.78\sim0.91$; $r=0.79, 95\%CI:0.68\sim0.87$),其数据符合血液动力学参数并遵循血液动力学变化规律。**结论:**本次研究制备的TMM和BMF可满足临床超声对血液动力学的研究,其材料配比可作其他不同需求的研究后续实验参考。

【关键词】多普勒超声; 仿组织材料; 血液动力学参数; 血液模拟液

【中图分类号】R312; R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2025)11-1507-07

Fabrication and research of gelatin-based tissue mimicking material phantom with wall-less blood vessels for ultrasound applications

LI Hongwei^{1,2,3,4}, WU Peikai⁵, XU Zixu⁴, NI Xinye^{1,2}

1. Department of Radiation Oncology, Changzhou No.2 People's Hospital of Nanjing Medical University, Changzhou 213003, China; 2. Jiangsu Province Engineering Research Center of Medical Physics/Medical Physics Research Center of Nanjing Medical University/Key Laboratory of Medical Physics in Changzhou, Changzhou 213003, China; 3. Radiotherapy Center, People's Hospital of Tongjiang County, Bazhong 636700, China; 4. Radiotherapy Center, Sichuan Cancer Hospital, Chengdu 610041, China; 5. Department of Radiation, Heyou International Health System, Foshan 528306, China

Abstract: Objective To fabricate wall-less vascular tissue mimicking materials (TMM) with different tube diameters that match the hemodynamic parameters of human carotid arteries, and to investigate their hemodynamic characteristics. **Methods** TMM with different diameters and blood mimicking fluids containing scattering particles were fabricated. The variation laws of hemodynamic parameters under different flow velocities and TMM phantom diameters were verified. Key hemodynamic parameters including peak systolic velocity (PSV), end-diastolic velocity (EDV), and resistance index were measured using Doppler ultrasound, and their clinical application value in carotid artery diseases was evaluated. **Results** The fabricated samples exhibited a sound velocity of (1 506.2±0.1) m/s and an attenuation of (0.76±0.01) dB/cm, and the vascular diameters were 4.0 and 6.0 mm, which corresponded to the normal clinical range of the external and internal carotid arteries, respectively. For the 4.0 mm TMM, both PSV and EDV were linearly correlated with flow velocity ($R^2=0.77, P<0.001$; $R^2=0.74, P=0.001$), and Pearson correlation analysis confirmed strong positive correlations ($r=0.89, 95\%CI: 0.82\sim0.93$; $r=0.94, 95\%CI: 0.90\sim0.97$, all $P<0.001$). For the 6.0 mm TMM, PSV and EDV also demonstrated significant linear

【收稿日期】2025-04-23

【基金项目】国家自然科学基金(62371243)

【作者简介】李虹蔚, 硕士研究生, 研究方向: 生物医学工程、医学物理, E-mail: lhwyep@outlook.com

【通信作者】倪昕晔, 教授, 研究员, 博士生导师, 研究方向: 医学物理、生物材料, E-mail: nxy@njmu.edu.cn

correlations with flow velocity ($R^2=0.70$, $P=0.001$; $R^2=0.61$, $P=0.005$), with Pearson correlation analysis revealing strong positive correlations ($r=0.86$, 95%CI: 0.78-0.91; $r=0.79$, 95%CI: 0.68-0.87). All the data were consistent with hemodynamic parameters and followed the variation law of hemodynamic parameters. **Conclusion** The fabricated TMM and blood mimicking fluids meet the requirements for clinical ultrasound research on hemodynamics, and their material ratios can be used as a reference for the subsequent researches with diverse objectives.

Keywords: Doppler ultrasound; tissue mimicking material; hemodynamic parameter; blood mimicking fluid

前言

颈动脉作为连接心脏与大脑的重要血管,主要分为颈内动脉和颈外动脉以及颈总动脉^[1]。颈内动脉为脑部提供含氧血液,颈外动脉则确保面部有足够的血液供应。一旦颈动脉出现狭窄或粥样硬化病变则会导致血流动力学改变,其血流动力学的特性对于维持头部血液的供应至关重要^[2]。鉴于颈动脉是脑部供血主要通道,颈动脉狭窄会减少血液流量导致的脑供血不足。颈动脉粥样硬化存在斑块破裂的风险,形成的血栓脱落可致脑梗死、肢体无力等临床症状,严重时可危及生命^[3]。多普勒超声技术则可以通过非侵入性的方式测量血管中血液流速和方向,其操作简单、成像实时、重复性好、对人体无创,已成为评估颈动脉狭窄和粥样硬化的重要手段之一^[1,4]。多普勒超声其原理是血液中的红细胞会作为散射源将超声波反射回超声探头,因其相对探头的运动产生反射波频率变化,超声探头接收到频率变化的信号后进一步处理成图像信号。制备人体仿组织材料(Tissue Mimicking Material, TMM)和血液模拟液(Blood Mimicking Fluid, BMF)可以很好地应用于实验检测和超声研究^[5-6]。就当前TMM在超声领域的研究现状而言,对颈动脉血流动力学研究方面仍存在不足。以往的研究很少系统地制备TMM来分析不同流速和血管直径下的血流动力学参数,而是使用市售成品的TMM,在定制不同血液流速和血管条件的灵活度上存在不足^[7-8]。此外,部分研究采用的市售成品的BMF不包含散射颗粒,影响其超声探测中BMF的成像质量^[8-9]。散射颗粒作为散射源可模拟血液的声学特性和血液的流动特性等,而制备含有散射颗粒的BMF有助于提升血液粘性、弹性等参数指标^[10]。

因此,本研究基于多普勒超声技术,分析并探讨不同流速和血管直径对血流动力学参数的影响,评估其在颈动脉疾病诊断中的潜在应用价值。同时,为本研究设计并制备两种不同血管直径(分别为4.0和6.0 mm)的TMM模体和含有散射颗粒的BMF样品,分别模拟人体颈外动脉、人体颈内动脉以及人体

血液^[11]。通过多次实验配比出符合实验条件要求的TMM模体和BMF样品,检验发现制备的样品具有良好的物理和声学性能以及超声测量中良好的图像反馈。其材料配比出的样品的管径符合临床提出的人体颈内外动脉正常值的范围,研究中测得的数据符合临床所提出的人体颈内外动脉血流动力学参数,且满足血液动力学变化的一般规律。在高流速实验测量中未出现破裂漏液的情况,强度得以验证。因其使用高精度化学天平和量筒,准确保证样品的组成比,对后续TMM和BMF的制备研究具有参考意义。

1 材料与方 法

本研究使用三星HS40超声机测量血液流速,多普勒效应会导致运动物体反射声音频率产生变化,来测量体内运动物体速度,其频率与物体速度成正比,通过计算回声坐标来构建图像^[12-13]。具体而言,超声机发射频率(f_0)与反射频率(f_r)之差为多普勒频率(f_d),同时, f_d 受到血流方向与超声波束轴所成角度的影响,其数学表达式为 $f_d = f_r - f_0 = \frac{2f_0 v}{c} \cos \theta$,如上式所示^[14],利用多普勒效应测量血管内的血流速度,便能有效评估血管的狭窄程度^[15]。在实际操作过程中,超声波束通常依照特定的多普勒角趋近运动目标^[14,16]。由上述公式可知,随着多普勒角的增大,血流速度相应增加,速度测量误差呈减小趋势。当声波平行于流向时,多普勒频移最大^[17-18]。基于测量所得的血流速度便能计算出峰值收缩速度(Peak Systolic Velocity, PSV)和舒张末期速度(End Diastolic Velocity, EDV)^[19],其计算公式如下^[14]:

$$\% \text{absolute mean velocity difference} = \frac{v_1 - v_2}{v_1} \times 100\%。$$

根据美国放射学会超声专业专家共识会议提出的标准方法,即可判断动脉血管的狭窄程度^[20-21]。

1.1 BMF 的制备

过去的研究中,很少有实验考虑到在BMF中加入散射颗粒来增加实验的可靠性和超声成像中图像的质量^[9]。本研究在BMF的制备中加入Sigma公司

生产的聚(4-甲基苯乙烯)[Poly(4-methylstyrene)]聚合物作为散射颗粒。其密度为 1.040 g/cm^3 ,粒径为 $3\sim 8\ \mu\text{m}$,可以产生瑞利散射的复合效应。且聚(4-甲基苯乙烯)在BMF中可以保持悬浮状态,其密度接近BMF,不溶于大多数液体,因此是作为散射颗粒的良好选择^[22-23]。BMF制备中所用到的材料和含量以及其作用如表1所示。制备过程如下,首先于通风橱内量取对应比例的蒸馏水、丙二醇和聚乙二醇,混合三者直至完全溶解。搅拌约20 min后加入聚(4-甲基苯乙烯)再混合20 min至完全溶解。最后加入两滴浓度为50%苯扎氯铵并搅拌约30 min以去除气泡^[24]。放入 $37\text{ }^\circ\text{C}$ 恒温室静置12 h完成BMF的制备。在室温 $37\text{ }^\circ\text{C}$ 的条件下,使用超声机在A模式进行探测,测得其密度为 1.033 g/cm^3 ,粘度为 $3.7\text{ mPa}\cdot\text{s}$,声速为 1562.6 m/s ,衰减为 0.01 dB/cm 。符合国际电工委员会(IEC)标准提出的用于超声的血液动力学研究的BMF的参数要求^[25]。

表1 BMF制备中所需材料的含量以及作用

Table 1 Contents and functions of materials acquired in BMF fabrication

材料名称	含量/%	作用
蒸馏水	84.0	用作BMF的溶剂
丙二醇	5.0	提升BMF物理和声学性能
聚乙二醇	10.0	用作混合溶液
聚(4-甲基苯乙烯)	0.8	用作散射颗粒
苯扎氯铵	0.2	用作防腐剂

1.2 TMM的制备

本研究中用于超声探测的模体是一种基于明胶的人体TMM,它具有成本低廉、质量可靠、便于定制浇筑和在高流速高冲击下不会破裂漏液的优点。首先设计一个尺寸为 $12.5\text{ cm}\times 8.0\text{ cm}\times 4.5\text{ cm}$ 的矩形、底部封闭顶部开放的模体盒,用于浇筑TMM。在模体盒距底高度为2 cm的两侧宽边上分别钻好两个内径为4.0、6.0 mm彼此相对的孔。管接头通过热熔枪胶和孔洞固定,防止BMF在流动过程中泄漏。将直径为4.0、6.0 mm的金属棒穿过模体盒,插入两个管接头并相对平行对齐。选择这个管腔直径是因为4.0和6.0 mm分别符合临床上人体正常的颈外动脉 $4\sim 5\text{ mm}$ 、颈内动脉 $5\sim 6\text{ mm}$ 的直径范围^[26]。图1是模体盒的结构设计,图2则呈现了制备完成的模体。

制备过程中,首先测量所需量的脱气蒸馏水并将其放置于加热板水浴池中,调试好搅拌器和温度计。精准称取以备好直径为0.3和 $3.0\ \mu\text{m}$ 的氧化铝

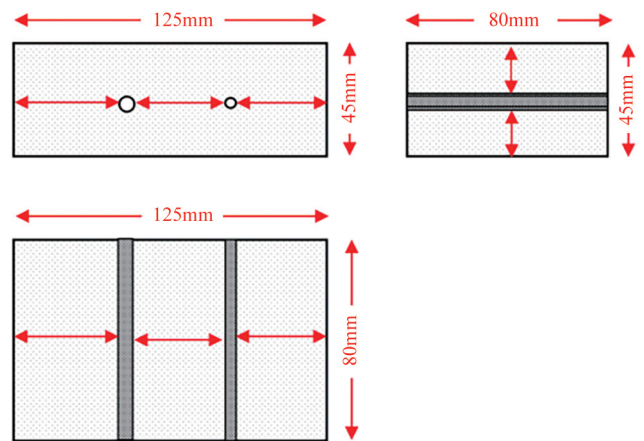


图1 模体盒的结构设计

Figure 1 Structural design of the phantom box



图2 制备完成的模体

Figure 2 Fabricated TMM phantom

粉末(Al_2O_3 powder)。在通风手套箱内混合两种粉末,将粉末混合物过筛并充分混合以去除结块。打开热板水浴加热,连续搅拌30 min以避免粉末沉淀。当温度加热到 $60\text{ }^\circ\text{C}$ 时,溶解入卡拉胶粉、明胶和氯化钾,持续混合30 min以形成质地均匀的混合物。在此阶段,每隔数分钟便进行一次搅拌操作以减少TMM的蒸发和结块^[27]。当温度达到 $95\text{ }^\circ\text{C}$ 时持续加热约1 h,然后加入甘油和50%的苯扎氯铵连续混合20 min停止加热。当冷却至 $80\text{ }^\circ\text{C}$ 时将TMM转移到模体盒中并覆盖于模拟血管管道上方,让其自发缓慢地流动和固化,在模具中均匀分布。随着TMM冷却和凝固,金属棒从模体盒中移走以在TMM中留下直径为4.0和6.0 mm的中空通道。脱泡后静置12 h冷却至室温,完成TMM的制备^[28]。表2为TMM制备中所需材料、含量以及作用。

检查发现此次研究制备的模体纹理均匀、颜色统一。进行触压测试发现其强度好、回弹快,未产生压痕或裂纹,拥有良好的物理特性。使用超声机在A模式5 MHz频率的探测下,声速的平均值为 $(1506.2\pm 0.1)\text{ m/s}$,密度为 0.96 g/cm^3 ,衰减为 $(0.76\pm 0.01)\text{ dB/cm}$ 。符合临床上提出对TMM超声模体的声学要求^[5]。

表2 TMM制备中所需材料的含量以及作用

Table 2 Contents and functions of materials acquired in TMM fabrication

材料名称	含量/%	作用
蒸馏水	82.00	用作TMM的溶剂
氧化铝粉末($\Phi 3\ \mu\text{m}$)	0.96	用于增强散射
氧化铝粉末($\Phi 0.3\ \mu\text{m}$)	0.89	用于增强散射
卡拉胶粉	1.50	用于凝胶形成
氯化钾	0.70	用于强化TMM
甘油	11.32	提升TMM的声学特性
明胶	1.71	提升TMM的物理强度
50%苯扎氯铵	0.92	用作防腐剂

1.3 统计学方法

本研究采用Pearson相关分析和线性回归分析方法进行数据分析。相关性分析多用于探究几个变量之间的关联程度,本研究主要采用Pearson相关分析。该方法适用于双变量呈正态分布的计量资料,通过计算Pearson相关系数 r 量化其关联强度, r 的取值范围为 $[-1, 1]$ 。 $r > 0$ 表示正相关, $r < 0$ 表示负相关, $|r|$ 的值越接近1,其相关性越强^[29]。根据Cohen标准, $|r| \geq 0.7$ 提示强相关, $0.3 \leq |r| < 0.7$ 提示中等相关, $|r| < 0.3$ 提示弱相关^[30]。线性回归分析多用于揭示自变量与因变量之间的线性关系,本研究通过该方法明确BMF流速与血液动力学参数(PSV、EDV)的线性关联。其中以BMF的流速为自变量,PSV、EDV为因变量,构建线性回归模型,通过决定系数 R^2 评估模型拟合度及解释能力。 R^2 的取值范围为 $[0, 1]$,其值越接近1,表明模型对数据的解释能力越强^[29]。

2 结果与讨论

在TMM模体中,需要一个泵系统来推动BMF在模体盒内的血液循环,模拟心脏在心血管系统中的作用。本研究中采用Grothen蠕动泵,其阀门可以无极调节,可提供高达400 mL/min的流速,使用软管连接到模体盒的接头,构成一个泵循环回路。泵由于软管内径尺寸与接头外径尺寸相匹配,因此整个BMF循环的气密性得以保证。后续在超声机器的检测下很少有气泡通过,达到实验条件的要求。

2.1 灰度模式测量

泵循环系统搭建好后,打开Grothen蠕动泵电源建立循环通路。使用三星HS40超声机在灰度模式下进行测量,TMM内流动的BMF均反映两者具有良好的声学特性。从图3可以看出,两种直径的模体纹理清晰,灰度模式下模体图像质地均匀,无壁血管连续无裂纹。中空通道笔直且内径大小连续统一,与模体上下边界等距。4.0 mm管径的TMM超声机内置标尺测量为4.2 mm,比预先制备直径膨胀大5%,6.0 mm管径的TMM超声机内置标尺测量为6.1 mm,比预先制备直径膨胀大1.7%,考虑是BMF的流动对管壁内壁产生的压力所致,且由于本研究未考虑采用有血管壁(有壁)血管进行研究,而正常人体颈动脉壁参考值为1 mm,与人体真实的颈内外动脉相比有接近1 mm的膨大,分别符合临床上给出的颈外动脉直径为4.0~5.0 mm、颈内动脉直径为5.0~6.0 mm的参考范围^[29-30]。底部稍有桌面回声的伪影,但其不会影响模体的超声成像和进一步多普勒对血液动力学参数的测量。

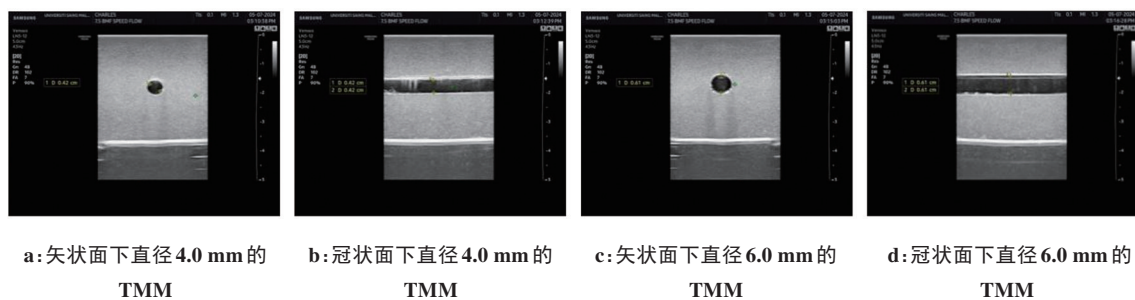


图3 三星HS40超声机灰度模式下的TMM图像

Figure 3 TMM images in grayscale mode of Samsung HS40 ultrasound system

2.2 多普勒模式测量

对BMF进行灰度模式型超声检测后,发现其成像检测效果理想,进而采用多普勒模式超声对血液

动力学参数进行进一步检测。在收集和整理数据后,基于三星HS40超声机内置多普勒算法,获得以下不同直径下不同流速的PSV和EDV数据。根据获

得的 PSV 和 EDV 数据,阻力指数(Resistivity Index, RI): $RI = \frac{PSV - EDV}{PSV}$,用于测量反映血流阻力的脉搏率,可以通过将 PSV 和 EDV 之间的差值再除以 PSV 计算得出^[31]。控制流速范围为 150~400 mL/min,以每 25 mL/min 为间隔调整流速,共得到 11 个测量样本。超声多普勒波形算法测得直径 4.0 和 6.0 mm 的 TMM 的 BMF 在不同流速时的血液动力学参数如表 3 和表 4 所示。

表 3 4.0 mm 的 TMM 不同流速的血液动力学参数
Table 3 Hemodynamic parameters of the 4.0 mm TMM at different velocities

流速/mL·min ⁻¹	PSV/cm·s ⁻¹	EDV/cm·s ⁻¹	RI
150	56.82	16.73	0.71
175	67.23	19.02	0.72
200	79.62	23.19	0.71
225	72.99	20.07	0.73
250	86.24	18.65	0.78
275	82.55	22.94	0.72
300	78.12	21.23	0.73
325	89.98	25.52	0.72
350	92.49	29.81	0.68
375	93.80	38.19	0.59
400	90.24	33.03	0.63

表 4 6.0 mm 的 TMM 不同流速的血液动力学参数
Table 4 Hemodynamic parameters of the 6.0 mm TMM at different velocities

流速/mL·min ⁻¹	PSV/cm·s ⁻¹	EDV/cm·s ⁻¹	RI
150	56.03	20.91	0.63
175	68.31	23.65	0.65
200	64.29	21.43	0.67
225	68.54	24.50	0.64
250	77.57	23.74	0.69
275	68.03	21.89	0.68
300	73.27	26.64	0.64
325	85.73	31.37	0.63
350	76.93	29.51	0.62
375	81.32	28.86	0.65
400	80.21	26.70	0.67

由表 3 和表 4 数据可知,4.0 mm 管直径的 TMM 满足临床颈外动脉 4.0~5.0 mm 的大小标准,在 150~

300 mL/min 流速下,其 PSV 和 EDV 符合临床提出的 PSV 在(70.4±16.1) cm/s、EDV 在(18.1±5.1) cm/s 的颈外动脉的血液动力学参数范围;在 325~400 mL/min 流速下,其 PSV 和 EDV 数值则高于临床提出的颈外动脉的血液动力学参数,达到临床提出的颈动脉狭窄的血液动力学数值范畴^[20-21]。6.0 mm 管直径的 TMM 满足临床颈内动脉大小标准,在 150~300 mL/min 流速下,其 PSV 和 EDV 符合临床提出的颈内动脉的 PSV 在(67.7±14.3) cm/s、EDV 在(27.3±6.4) cm/s 的血液动力学参数范围;在 325~400 mL/min 的流速下其 EDV 符合、而部分 PSV 则高于临床提出的颈内动脉的血液动力学参数,达到临床提出的颈动脉狭窄的血液动力学数值范畴^[26,32]。

对数据进行相关性分析,发现其 BMF 流速以及模体的管直径与样本的血液动力学参数之间存在显著的相关性。线性回归分析显示,4.0 mm 直径 TMM 的 PSV 以及 EDV 与流速之间呈显著线性相关($R^2=0.77, P<0.001; R^2=0.74, P=0.001$),决定系数 R^2 位于 0.60~0.80,提示模型解释度良好, P 值均小于 0.05,相关性具有统计学意义。Pearson 相关分析证实二者与流速呈强正相关($r=0.89, 95\% \text{ CI}: 0.82\sim 0.93; r=0.94, 95\% \text{ CI}: 0.90\sim 0.97$,均 $P<0.001$),其 Pearson 相关性系数 r 均大于 0.7,根据 Cohen 的标准,提示二者与流速都具有较强的正相关关系。6.0 mm 直径 TMM 的 PSV 与 EDV 同样呈现显著线性关系($R^2=0.70, P=0.001; R^2=0.61, P=0.005$),其相关系数分别为 $r=0.86$ (95% CI: 0.78~0.91) 和 $r=0.79$ (95% CI: 0.68~0.87),说明二者与流速都具有较强的正相关关系,且相关性具有统计学意义。管腔直径与 PSV ($r=-0.62, P=0.008$)、EDV ($r=-0.58, P=0.013$) 呈显著负相关,这与既往血流动力学研究结论一致^[4,21]。而提高泵循环的血液流速,发现其对应检测到的血液动力学参数 PSV、EDV 也相应提高,表现为正相关,符合 Poiseuille 定律的血流动力学特征^[2]。在临床验证中,动脉狭窄组的 PSV、EDV 及 RI 均显著高于健康对照组 ($P<0.001, \text{Cohen's } d>1.2$),其诊断阈值符合颈动脉狭窄超声评估指南标准 (PSV \geq 230 cm/s, EDV \geq 100 cm/s, RI \geq 0.75)^[20-21]。

如美国放射学会超声专家共识会议所提到当颈动脉的 PSV<125 cm/s 和 EDV<40 cm/s、颈内动脉的 PSV 与颈总动脉的 PSV 比值<2.0 时,其颈动脉处于正常状态或狭窄程度小于 50%;当颈动脉的 PSV 处于 125~230 cm/s 和 EDV 处于 40~100 cm/s、颈内动脉的 PSV 与颈总动脉的 PSV 比值处于 2.0~4.0 时,其颈动脉狭窄程度处于 50%~69%;当颈动脉的 PSV>230 cm/s 和 EDV>100 cm/s、颈内动脉的 PSV 与颈总动脉的

PSV 比值 >4.0 时,其颈动脉狭窄程度处于 $69\% \sim 99\%$;若多普勒超声检测不到血流信号,则其颈动脉狭窄程度 $>99\%$ 或处于完全闭塞状态。另一方面也反映 PSV、EDV 和 RI 等血液动力学参数的升高也会增加预测颈动脉狭窄或粥样硬化风险^[21]。

在健康的动脉血管中,较小的血管直径通常意味着较高的血流速度通过和较大的剪切力,其可以防止血液在小血管中停滞来确保有足够的组织灌注和氧气供应^[4]。相比之下,较大的血管直径意味着低的血流速度通过和较小的剪切力,其可以减少对血管内壁的应力和血管内皮细胞的机械损伤,从而降低炎症反应和血栓形成的风险,这对于保持血管壁的完整性和功能十分重要^[33]。在动脉粥样硬化的背景下,动脉壁上斑块形成的过程往往发生在血管分叉处和较小的血管中。较高血流速度和剪切力会加剧动脉粥样硬化斑块的形成和发展,增加对血管内壁的应力和损伤,并促进炎症反应^[1,20]。在较大的血管中,低血流速度和剪切力可能会减缓动脉粥样硬化的进展,降低动脉粥样硬化的概率和风险。通过监测 PSV、EDV 和 RI 等血液动力学参数的变化,可在临床研究中更好地预防和监控及其相关疾病^[34-35]。

由此可知,此研究测得的样本数据满足临床提出的人颈内外动脉的血液动力学参数范围,其数据符合血液动力学的变化规律^[4]。在高达 400 mL/min 的流速下,样本未出现破裂漏液的情况,证明其可持续承受高流速 BMF 对 TMM 内壁的冲击。表明本次研究制备的 TMM 的配比可以很好地满足临床超声对血管血流的研究,材料配比可满足其他同方向不同需求的研究后续实验参考,且按照需求定制而手动制备的 TMM 比市面上商售的 TMM 具有更灵活、成本更低廉的优点^[28]。

3 结论

本研究成功制备具有良好声学性能的 TMM 和 BMF 样品,发现其材料配比出的样品满足临床用于超声研究的要求,其样品血管尺寸满足临床提出的人体颈内外动脉正常值的范围,在超声研究中符合临床提出的人体颈内外动脉血流动力学参数,验证其测得的数据遵循血液动力学变化的规律,并系统地分析不同流速和管径下的血液动力学参数,且在 $150 \sim 400 \text{ mL/min}$ 的流速测量中未出现破裂漏液的情况, TMM 的强度和耐用性得以验证。研究结果表明,随着血液流速的增加,PSV 和 EDV 等关键的血液动力学参数均呈现增加趋势,表现为很强的相关性。本研究不仅增进对健康动脉和动脉粥样硬化血流动力学的理解,还为日后对 TMM 和 BMF 的制备提供有价值的参考和数据。

【参考文献】

- [1] 李杰,肖静. 颈动脉的超声诊断现状与进展[J]. 中华医学超声杂志(电子版), 2010, 7(5): 742-746.
Li J, Xiao J. The status and progress of ultrasound in carotid artery[J]. Chinese Journal of Medical Ultrasound (Electronic Edition), 2010, 7(5): 742-746.
- [2] 白帆,刘有军,谢进生,等. 血流动力学的医学应用与发展[J]. 医用生物力学, 2013, 28(6): 677-683.
Bai F, Liu YJ, Xie JS, et al. Recent development and application of hemodynamics[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2013, 28(6): 677-683.
- [3] 赵雅培,王利花,田晖,等. 彩色多普勒超声分析缺血性脑血管病患者颈内动脉狭窄血流动力学改变的临床价值[J]. 脑与神经疾病杂志, 2010, 18(4): 257-260.
Zhao YP, Wang LH, Tian H, et al. Analysis on hemodynamic changes of the internal carotid artery stenosis in patients with ischemic cerebral vascular disease[J]. Journal of Brain and Nervous Diseases, 2010, 18(4): 257-260.
- [4] 韩淑杰. 超声检测高血压患者颈动脉重构与血流动力学变化的价值[J]. 江苏医药, 2014, 40(9): 1055-1057.
Han SJ. Role of ultrasound examination of carotid reconstruction and hemodynamic changes in elderly patients with hypertension[J]. Jiangsu Medical Journal, 2014, 40(9): 1055-1057.
- [5] 李国伟,陈亚珠. 超声体模及性能测试[J]. 声学技术, 2000, 19(1): 26-29.
Li GW, Chen YZ. Ultrasonic tissue phantom and the properties measuring[J]. Technical Acoustics, 2000, 19(1): 26-29.
- [6] 蔡文娟,杨鑫,徐红卫,等. 基于超声体模的颈动脉血流介导血管扩张斑块高度测量方法比较[J]. 中国生物医学工程学报, 2014, 33(4): 438-446.
Cai WJ, Yang X, Xu HW, et al. Comparison and measurement of plaque heights for carotid flow-mediated dilation based on ultrasound phantom[J]. Chinese Journal of Biomedical Engineering, 2014, 33(4): 438-446.
- [7] Poepping TL, Nikolov HN, Thorne ML, et al. A thin-walled carotid vessel phantom for Doppler ultrasound flow studies[J]. Ultrasound Med Biol, 2004, 30(8): 1067-1078.
- [8] Dakok KK, Matjafri MZ, Suardi N, et al. A review of carotid artery phantoms for Doppler ultrasound applications[J]. J Med Ultrasound, 2021, 29(3): 157-166.
- [9] Qian M, Niu LL, Wong KK, et al. Pulsatile flow characterization in a vessel phantom with elastic wall using ultrasonic particle image velocimetry technique: the impact of vessel stiffness on flow dynamics[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2014, 61(9): 2444-2450.
- [10] 尹荣胎. 基于微纳米颗粒的光声多普勒微循环流速测量[D]. 天津: 天津大学, 2012.
Yin RY. Study on photoacoustic Doppler of micron-nano-sized particles for the flow measurement in microcirculatory [D]. Tianjin: Tianjin University, 2012.
- [11] Galluzzo F, Leonardo F, Ceruti A, et al. Design of anthropomorphic atherosclerotic carotid artery flow phantoms for ultrasound images [C]//2015 Computing in Cardiology Conference (CinC). Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2015: 721-724.
- [12] Wilhjelm JE, Kristensson M, Andersen OT. Medical diagnostic ultrasound- physical principles and imaging[EB/OL]. <https://home.healthtech.dtu.dk/jw/webbook/Ultrasound/main.pdf>.
- [13] Deane C. Doppler ultrasound: principles and practice[J]. Diploma in fetal medicine & ISUOG educational series: Doppler in obstetric, 2002.
- [14] Holen J. Introduction to vascular ultrasonography[J]. Radiology, 1985, 154(2): 442.
- [15] Hoskins PR. Quantitative techniques in arterial Doppler ultrasound[J]. Clin Phys Physiol Meas, 1990, 11(Suppl A): 75-80.
- [16] Kenwright DA, Laverick N, Anderson T, et al. Wall-less flow phantom for high-frequency ultrasound applications[J]. Ultrasound Med Biol, 2015, 41(3): 890-897.
- [17] Poggi C, Palavecino M. Ultrasound principles and instrumentation[J]. Surg Open Sci, 2024, 18: 123-128.
- [18] Okaniwa S, Hirai T, Ogawa M, et al. Manual for abdominal ultrasound in cancer screening and health checkups, revised edition (2021)[J]. J Med Ultrason, 2023, 50(1): 5-49.
- [19] 彭彩芹. 颈动脉超声血流动力学在评估脑梗死患者动脉狭窄程度中的应用效果分析[J]. 影像研究与医学应用, 2023, 7(23): 33-35.

- Peng CQ. Application of carotid ultrasound hemodynamics in assessing the degree of arterial stenosis in patients with cerebral infarction [J]. *Journal of Imaging Research and Medical Applications*, 2023, 7(23): 33-35.
- [20] 中华医学会外科学分会血管外科学组. 颈动脉狭窄诊治指南[J]. *中华血管外科杂志*, 2017, 2(2): 78-84. Vascular Surgery Group, Surgery Branch, Chinese Medical Association. Management of carotid artery stenosis: clinical practice guideline[J]. *Chinese Journal of Vascular Surgery*, 2017, 2(2): 78-84.
- [21] Grant EG, Benson CB, Moneta GL, et al. Carotid artery stenosis: gray-scale and Doppler US diagnosis-Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference[J]. *Radiology*, 2003, 229(2): 340-346.
- [22] Oglat AA, Suardi N, Matjafri MZ, et al. A review of suspension-scattered particles used in blood-mimicking fluid for Doppler ultrasound imaging[J]. *J Med Ultrasound*, 2018, 26(2): 68-76.
- [23] Oglat AA, Matjafri MZ, Suardi N, et al. A new scatter particle and mixture fluid for preparing blood mimicking fluid for wall-less flow phantom[J]. *J Med Ultrasound*, 2018, 26(3): 134-142.
- [24] Oglat AA, Matjafri MZ, Suardi N, et al. Acoustical and physical characteristic of a new blood mimicking fluid phantom[J]. *J Phys Conf Ser*, 2018, 1083(1): 012010.
- [25] Yoshida T, Tanaka K, Sato K, et al. Blood-mimicking fluid for the Doppler test objects of medical diagnostic instruments[C]//2012 IEEE International Ultrasonics Symposium. Piscataway, NJ, USA: IEEE, 2012: 1-4.
- [26] 中国超声医学. 常用血管血流参数正常值[EB/OL]. (2019-04-03). <https://mp.weixin.qq.com/s/KJDDbHjcojOiGESyFcnBtA>. *Ultrasound Medicine China*. Positive reference values for commonly used vascular flow parameters[EB/OL]. (2019-04-03). <https://mp.weixin.qq.com/s/KJDDbHjcojOiGESyFcnBtA>.
- [27] Oglat AA, Matjafri MZ, Suardi N, et al. Characterization and construction of a robust and elastic wall-less flow phantom for high pressure flow rate using doppler ultrasound applications[J]. *Nat Eng Sci*, 2018, 3(3): 359-377.
- [28] Oglat AA, Matjafri MZ, Suardi N, et al. Chemical items used for preparing tissue-mimicking material of wall-less flow phantom for Doppler ultrasound imaging[J]. *J Med Ultrasound*, 2018, 26(3): 123-127.
- [29] 许传志, 罗艳侠. 医学统计学(第4版)[M]. 北京: 科学出版社, 2024. Xu CZ, Luo YX. *Medical statistics* (4th ed) [M]. Beijing: Science Press, 2024.
- [30] Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences* (2nd ed) [M]. Hillsdale: Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- [31] 董卫红. 颈部血管超声检查及诊断标准[EB/OL]. (2020-06-22). https://mp.weixin.qq.com/s/_6PzECMH8TKSwxbRgGLLYg. Dong WH. *Cervical vascular ultrasonography and diagnostic criteria* [EB/OL]. (2020-06-22). https://mp.weixin.qq.com/s/_6PzECMH8TKSwxbRgGLLYg.
- [32] Maulik D, Lees CC. *Doppler ultrasound in obstetrics and gynecology* [M]. Cham: Springer International Publishing, 2023.
- [33] 黄威. 心脏彩色多普勒超声诊断高血压性心脏病的临床价值分析[J]. *临床医学前沿*, 2022, 4(2): 34-35. Huang W. Analysis of the clinical value of cardiac color Doppler ultrasound in the diagnosis of hypertensive heart disease[J]. *Frontiers of Clinical Medicine*, 2022, 4(2): 34-35.
- [34] 刘振红. 颈动脉超声血流动力学在评估脑梗死患者颈动脉狭窄程度中的应用[J]. *实用医技杂志*, 2022, 29(2): 148-151. Liu ZH. Application of carotid artery ultrasound hemodynamic detection in the evaluation of carotid artery stenosis in patients with cerebral infarction[J]. *Journal of Practical Medical Techniques*, 2022, 29(2): 148-151.
- [35] Stankevich Y, Rezakova M, Olga B, et al. Hemodynamic effects of the carotid abnormalities courses by MRI and ultrasound[J]. *J Cardiovasc Magn Reson*, 2015, 17(Suppl 1): 415.

(编辑:陈丽霞)