



附件一：

东华大学学位论文原创性声明

本人郑重声明：恪守学术道德，崇尚严谨学风。所呈交的学位论文，是本人在导师的指导下，独立进行研究工作所取得的成果。除文中已明确注明和引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写过的作品及成果的内容。论文为本人亲自撰写，对所写的内容负责，并完全意识到本声明的法律结果由本人承担。

学位论文作者签名：高洁

日期：2010年 1 月 6 日

附件二:

东华大学学位论文版权使用授权书

学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，同意学校保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅或借阅。本人授权东华大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。

保密 ☐，在 _____ 年解密后适用本版权书。

本学位论文属于

不保密 ☒。

学位论文作者签名: 高洁

指导教师签名: 丁宁

日期: 2010年1月6日

日期: 2010年1月6日

基于顺应性要求的机织人造血管管壁结构的研究

摘 要

机织涤纶人造血管作为较早商业化的人造血管,经过半个多世纪的研究和发展,已经广泛地应用于临床,但是其重要缺点之一是顺应性(本文指径向)与人体自身血管不匹配,缺乏人体动脉所具有的柔韧性与弹性。资料介绍,人造血管与天然血管的顺应性存在明显的差异,所有人造血管的顺应性都比天然血管的低,其中机织涤纶人造血管的顺应性最差,并且完全不具备人体血管直径-压力变化特征,即低压力下易变形、高压力下小变形,曲线斜率有由低到高明显的转折。顺应性的不匹配在移植并发症中扮演着重要的角色,尤其在吻合处。顺应性不匹配将会使内腔出现血栓的概率加大,使新内腔变厚,在血管末端形成动脉硬化,是造成血管移植失败的重要原因。关于人造血管顺应性的研究,尤其是改善机织涤纶人造血管顺应性的研究在我国几乎是空白,因此机织型人造血管顺应性问题一直是目前急需解决的问题。

为了提高机织人造血管的顺应性,本课题采用聚对苯二甲酸丙二醇酯(PTT)作为机织人造血管材料,利用 PTT 长丝较低的拉伸模量和良好的弹性回复能力提高人造血管顺应性。通过对 PTT 人造血管织物顺应性的测试,与临床大量使用的 PET 血管相比,顺应性有了显著的提高。在此基础上,为了使机织人造血管顺应性与人体血管顺

应性相匹配, 根据体内血管直径-压力曲线变化特征, 本课题从织物组织结构角度出发, 设计一种表、里层接结双层组织的织物, 采用了较少的接结组织将两层织物连接在一起。表、里层织物纬纱分别采用 PET 和 PTT 长丝, 利用两层织物不同的纬向收缩率, 形成表、里层具有纬向长度差的双层机织物结构。并按照设计的组织结构和织造参数在带有自行研制的多梭箱机构的连续刚性剑杆小样织机上进行了上机试织。通过不断的改善上机工艺, 最终得到满意的样品。对试织的样品通过外观分析和横截面显微镜观察, 表明实际结构与设计结构相符。通过对试样拉伸曲线的分析, 在拉伸受力范围内, 曲线斜率有由低到高明显的转折, 满足体内血管直径-压力曲线变化特征, 证明了织物结构设计方法的有效性。最后, 从织缩率和热收缩率两个方面详细探讨了表、里层织物长度差成型的影响因素, 为进一步改善机织人造血管顺应性研究奠定基础。

关键词: 机织人造血管, 顺应性, PTT 纤维, 双层结构

ON THE WAIL STRUCTURE OF WOVEN VASCULAR PROSTHESIS FOR COMPLIANCE REQUIREMENTS

ABSTRACT

After more than half a century development and studies, woven polyester vascular grafts as an early commercial vascular prosthesis have been widely used in clinic. But one of the main disadvantages is that the compliance of the graft does not match that of the blood vessels. In addition, the grafts do not possess the flexibility and elasticity as human arteries. The documents have introduced, the compliance of the grafts has obvious differences with that of the blood vessels, all of the compliance of the grafts are lower than that of the blood vessels, including, the compliance of the woven polyester vascular is the worst, furthermore, they do not possess the diameter-pressure variation of the body vessel, namely easy to deform under low pressure and small deformation under high pressure, the curve slopes have apparent transition from low to high. Compliance mismatch plays an important role in transplant complications, especially in the anastomosis. Compliance mismatch will increase the probability of thrombus formed in the lumen, which leads to the new lumen thicken, and arteriosclerosis formed in the end of the blood vessel, which is an important reason for vascular grafting failure. Concerning the study on the compliance of vascular prosthesis, in particular, to improve the woven polyester vascular grafts compliance research in our country is almost empty, so the compliance of woven vascular prosthesis have been the urgent problem which needs to be solved currently.

In order to improve the compliance of woven vascular prosthesis, the paper uses polytrimethylene terephthalate (PTT) filament as weft yarn, using its lower tensile modulus and good elastic recovery ability to enhance the compliance. Then test the compliance of PTT vascular prosthesis, comparing with the PET vascular prosthesis largely used in clinic, the compliance are improved observably. On that basis, to match the compliance of the body vessels, according to the diameter-pressure curve of body vessel, and considered in terms of the organization-structure, the paper designs an inner-outer binding bilayer fabric. Binding structure makes the two layers fabrics together by the way of woven. Outer and inner layers respectively uses PET and PTT filaments as weft, and make use of the different weft shrinkage to form the bilayer woven fabric structure with different weft length in inner and outer layers. And in accordance with the devised structure and weaving parameters, weave the samples on the continuity rigid rapier loom, which has a

self-developed multi-shuttle box. By the way of changing the weaving technics constantly, get the satisfying samples finally. Through appearance analysis and cross-sectional microscope observation, the results indicate that the actual structure has achieved the goal for devised structure. Analyzing the samples' tensile curves within the tensile load, the curve slopes have apparent transition from low to high and meet the requirements of the body vessel in diameter-pressure variation, that prove the validity of fabric structure design method. Finally, in terms of weaving shrinkage and heating shrinkage, the various influence factors on length difference formation between outer and inner layers have been discussed in detail, to lay the foundations for further research on the compliance improvement of woven vascular prosthesis.

Gao Jie (Textile Engineering)

Supervised by Professor Ding Xin

KEY WORDS: woven vascular prosthesis; compliance; PTT filaments; double layer

目录

摘 要	I
ABSTRACT	III
第一章 引言	1
1.1 研究背景与意义	1
1.2 研究内容与方法	2
1.3 预期研究目标	2
1.4 论文章节安排	3
第二章 文献综述	4
2.1 人造血管的发展	4
2.2 人造血管顺应性研究现状	6
2.3 本章小结	13
第三章 PTT 长丝改善机织人造血管的顺应性	14
3.1 人造血管顺应性与织物的拉伸模量	14
3.2 PTT 长丝及其织物的力学性能	16
3.3 PTT 人造血管的顺应性	18
3.4 本章小结	20
第四章 双层机织人造血管织物的设计	21
4.1 人造血管结构设计	21
4.2 人造血管织物组织设计	25
4.3 人造血管织物的织造参数确定	28
4.4 本章小结	30
第五章 双层机织人造血管织物的织制及性能分析	31
5.1 织造前的准备工作	31
5.2 双层织物的织造及后整理	33
5.3 织造过程出现问题及解决方法	34
5.4 织造结果及分析	35
5.5 织物结构成形的影响因素分析	39
5.6 本章小结	44
第六章 总结与展望	46
6.1 总结和结论	46
6.2 展望	47
参考文献	48

致 谢 52

附录一 实验原始数据 F1

附录二 攻读学位期间发表论文情况 F7

第一章 引言

1.1 研究背景与意义

20 世纪 50 年代,自从 Voorhees 观察到细胞在侵入血液的丝线上生长的现象后,开始了纺织人造血管的研制历史。从那以后,选择合适的纤维材料和理想的织物结构成为纺织人造血管研究的重点。机织涤纶人造血管作为一种较早商业化的产品,经过半个多世纪的研究和发展,通过改变人造血管织物组织结构、表面波纹化处理、利用生物涂层及预凝等技术手段,已经广泛地应用于临床。但是,机织涤纶人造血管一个重要的缺点就是顺应性与人体自身血管不匹配,不具备人体动脉的柔韧性与弹性。

在脉动压力条件下,血管壁随着压力变化不断扩张和收缩的能力是血管的一项重要性能^[1],这种能力用血管的顺应性来表示。在未加特别说明时,本文所提到的顺应性是指血管的径向顺应性。可定义为血管内单位压力变化下血管的体积变化^[2]。血管的径向顺应性可以用直径-压力曲线表示,也可被简单地看作是初始模量的倒数,用血管的应力-应变曲线计算得到^[3]。人体血管的拉伸曲线为一个“J”形曲线,即其顺应性表现为在低脉动压力下较大的膨胀和收缩,具有较高的顺应性,或较小的拉伸模量;在高脉动压力下具有较小的柔韧性,并能够在过度膨胀时承受张力^[4],也就是说,具有较低的顺应性,或较高的拉伸模量。

资料表明^[3],人造血管与人体血管顺应性间存在明显的差异。通常人体股动脉的顺应性为 5.79 %/100 mmHg,而所有的人造血管的顺应性都低于人体血管,其中机织涤纶人造血管的顺应性最差,只有 0.16 %/100 mmHg。另外,所有人造血管的直径-压力曲线与天然血管的“J”形曲线不同,不具备低压力下易变形、高压下小变形的特征,与人体血管的顺应性不匹配。顺应性的匹配与否在移植并发症中扮演着重要的角色,尤其在吻合处。实验表明,随着体内移植时间的增加,伴随着纤维组织的增生,植入血管的顺应性将降低至初始值的 1/3。顺应性的损失将会使内腔出现血栓的概率加大,使新血管的内腔变厚,或在血管末端形成动脉硬化等^[5]。

通过文献阅读,充分认识到国内外人造血管研究的差距,也认识到改善人造血管顺应性研究的重要性,寻求提高人造血管顺应性的材料和管壁结构对于推进我国人造血管的研究开发是必要的。关于人造血管顺应性的研究,尤其是在改善机织涤纶人造血管顺应性方面的研究,在文献中报道较少。本课题拟在国际标准 ISO/DIS 7198^[6]为参考的基础上,探索通过织物组织和结构的变化对改善机织涤纶人造血管顺应性的可能性。

1.2 研究内容与方法

针对目前机织涤纶人造血管顺应性较低且与人体血管顺应性不匹配的问题,从织物组织和结构的角度出发,采用聚对苯二甲酸丙二醇酯 (PTT) 作为机织人造血管的材料,以增加人造血管的顺应性。在此基础上,设计一种新型的双层机织人造血管织物。通过组织结构的设计与 PTT 纱线的配合,形成一种表里两层具有纬向长度差值的特殊结构,通过表里两层织物在拉伸时受力和变形的不一致性,模拟人体血管在体内的直径-压力变化特征,即在低压力下的较高的顺应性和高压下较低的顺应性,以改善纺织人造血管顺应性。

研究内容及方法如下:

(1) 通过管道径向受力模型,分析人造血管周向受力情况,并将人造血管周向受力转换为人造血管用织物(片状)沿纬向的拉伸受力,从而将人造血管的直径-压力曲线转化为织物拉伸曲线,并建立织物拉伸模量与血管顺应性之间的关系式。

(2) 选用拉伸模量较低的弹性纤维 PTT 作为纬纱,降低织物拉伸模量,并通过对管状织物顺应性的测试,探索 PTT 纤维在改善人造血管顺应性方面所起的作用及其程度。

(3) 设计双层机织物结构,其目的是成型一种新型的血管管壁结构,达到表里管壁纬向长度间存在差值的目的,以实现拉伸时受力和变形的不一致。主要设计参数有:基础组织,接结组织,经纬密度等。通过改变结构参数,选择合适的上机工艺参数,在织机上织制了织物试样,并分析影响形成表里两层织物纬向长度差值的因素。

(4) 对试样进行拉伸测试,得到双层织物的拉伸曲线,并与单层织物拉伸曲线进行对比,分析实验结果。

(5) 采用不同的温度和时间,对试样进行后整理。在此基础上,分析后整理条件对表里层织物纬向长度差值的影响关系。

1.3 预期研究目标

本课题旨在探索提高机织人造血管的顺应性能以及和人体血管顺应性匹配方面的措施。

在分析血管顺应性与织物拉伸模量关系的基础上,采用聚对苯二甲酸丙二醇酯 (PTT) 作为机织人造血管周向(纬向)的材料,并与 PET 纱线配合,织造一种新型的双层机织人造血管织物。通过组织结构的设计与纱线性质的配合,形成一种表里两层具有纬向长度差值的特殊结构,模拟人体血管在体内的直径-压力曲线变化特征。进一步分析纺织结构以及后整理工艺对这一特殊双层结构的影响,

为从组织和结构上提高机织人造血管顺应性提供基础,为设计和制造出顺应性更理想的机织人造血管提供依据。

1.4 论文章节安排

本文内容共分为六章。

第一章介绍了本课题研究的背景与意义、研究内容与方法及预期达到的研究目标。第二章对人造血管的发展历程及人造血管顺应性的研究现状进行了综述,归纳了目前机织涤纶人造血管顺应性现有的问题。第三章介绍了对 PTT 纤维和织物的力学性能及 PTT 机织人造血管顺应性的测试工作,探讨了 PTT 纤维对机织人造血管顺应性改善的效果。第四章探讨了双层机织人造血管织物的设计方法,从织物结构,织物组织和织造参数三个方面进行设计和选择。第五章为双层机织人造血管织物的织造,详细介绍了织造前的准备工序及织造过程中出现的问题,并对影响织物结构的各个因素进行了探讨分析。第六章总结了本课题的工作,提出了所存在的不足之处,并建议了进一步的研究内容。

第二章 文献综述

随着社会的发展,人类文明的进步,健康越来越受到人类的关注。但这一切仍然挡不住人类身体器官的老化、损伤和病变,人体的血管也不例外。血管疾患,如动脉硬化、血栓栓塞、动脉瘤,一直是人类健康的杀手。近五十多年来,由于人造血管的出现和发展,用外科手术重建已闭塞的动脉,恢复器官和远端肢体的供血,已成为一种常规临床手术。每年全世界对各种类型的人造血管产品的需求不断增大,因此在世界范围内,对人造血管的结构和性能设计、材料的选用、新型制造技术的研究和开发等均具有非常重要的现实意义。

2.1 人造血管的发展

2.1.1 人造血管的发展历程

自从 Gluck (1898)和 Carrel(1906)使用自体静脉替代动脉移植成功后,血管外科在血管代用品领域有了较大进展。特别是 Voorhees 应用维纶人造血管在动物实验获得成功并于第二年应用于临床后,人造血管在现代血管、肿瘤、创伤、器官再造等领域中已被广泛应用。对人造血管的材料、组织学、细胞生物学、血液流变学、免疫学等综合研究已成为近代生物医学工程的重要研究课题之一^[7]。

2.1.1.1 生物血管

生物血管分为自体血管、同种异体血管和异种血管。自体血管可取自体静脉和自体动脉,其优点是抗感染能力强,移植后通畅率,但来源受到很大限制,长度和口径也不能满足临床要求^[7]。同种异体血管以及异种血管因其易形成血栓导致血管阻塞,通畅率很低,且目前未能很好地解决免疫排斥的问题,已基本放弃临床应用^[8]。

2.1.1.2 高分子合成材料人造血管

20 世纪上半叶,各国学者首先采用金属、玻璃、聚乙烯、硅橡胶等材料制成的管状物作为血管替代物植入动物体内,由于严重的凝血现象均以失败告终^[7]。1952 年, Voorhee 首先发现心内人工缝合材料有被血液纤维素包绕形成光滑表面的性能,因此研究将维纶(Vinyon“N”)制成人造血管,以改变以往人造血管管壁的无通透性,并于第二年用于临床^[7]。1957 年我国创造了真丝人造血管^[7]。如今已经商品化的高分子合成材料人造血管有涤纶人造血管、膨体聚四氟乙烯人造血管和真丝人造血管。

2.1.1.3 生物混合型人造血管

由于一般合成材料如涤纶, ePTFE 和真丝人造血管的生物相容性尚未达到理

想状态,所以可以在其表面接上一层生物材料作为预衬物,提高生物相容性^[8]。一般所接的人工涂层包括以下几种^[9]:

(1) 白蛋白 由于白蛋白不参与血液凝结及血小板黏附,因此,表面涂接上白蛋白之人工血管的抗凝性能得到提高。

(2) 纤维连接蛋白 双链结构的大分子,广泛存在于血管和各种体液中,因其有助于各种细胞和成纤维细胞的相互黏附,从而促进内膜形成,进而抑制凝血的发生。

(3) 胶原蛋白 胶原蛋白能很好的促进纤维细胞的迁移,促进内膜形成,进而防止凝血的发生。由于胶原蛋白的水渗透性和水吸收性都很高,人工血管表面接上胶原蛋白可提高人工血管的顺应性。

(4) 明胶 有促进细胞的黏附和生长的功能,从而在植入后能诱导内膜形成,防止凝血。

当今在临床上使用的还有防止内膜增生的碳涂层血管和具有抗感染作用的镀银血管等。

2.1.2 人造血管的加工方法及技术进展

2.1.2.1 机织人造血管

最早商业化生产的血管是平纹组织,由于其结构紧密,稳定且变形小,从而具有较小的水(血)渗透率,植入前无需预凝,一直沿用至今。但这种组织结构的负面特征表现为血管刚度大和易散边,造成手术不易操作和缝合困难^[10]。但是此类血管的顺应性较小,与宿主血管的顺应性差异较大,易终导致血管堵塞^[5]。针对上述问题,研究人员采用缎纹组织,加强斜纹组织以及它们的各类变化组织来增长血管表面浮长线,或者采用高度热收缩纱线,使血管表面达到“起绒”效应^[11],改善血管顺应性和渗透性,增进术后愈合。此外,还可在纬纱方向引入更柔软的纱线^[11],以增加径向顺应性。

2.1.2.2 针织人造血管

针织人造血管在一定程度上改善了机织人造血管的缺点,可生产出柔软有弹性的人造血管,便于医生处理和缝合。纬编人造血管顺应性较高,但因其孔隙率高、结构稳定性差、易卷边等缺点,现已基本淘汰^[10]。经编综合机织和纬编人造血管的优点,已广泛用于临床,但不易制备血管结构复杂的人造血管^[12]。

2.1.2.3 非织造人造血管

为了解决小口径人造血管通畅率低的问题,出现了非织造人造血管。采用非织造工艺,管壁设计成微孔结构表面,利于内皮细胞生长,增加了抗血栓性。如Gore-Tex 型人造血管是采用膨体聚四氟乙烯,经整体成型法生产的非织造人造血管,常用于进行人体外周动脉搭桥手术^[10]。另外,还可采用静电纺或喷丝成形法制造人造血管^[13],但这些小口径非织造人造血管未达到令人满意的程度。

2.1.2.4 腔内隔绝用人造血管

九十年代后,腔内隔绝术用人造血管的应用在世界各地发展起来,我国也开始了这方面的研究。上海长海医院与东华大学协作,已研究和生产出0.3 cm~2.6 cm 不同口径聚酯纤维腔内隔绝用人造血管,包括主动脉弓形、Y型和适合人体各部位解剖形态的多枝型人造血管^[14],东华大学的房雪松^[15]等人采用涤纶纤维研制出可用于腔内隔绝术用超薄超强管状人造血管且厚度、透水率等性能均达到要求

2.1.3 人造血管的性能要求

一个理想的人造血管,作为人体的永久植入体,它的性能首先需要具有良好的生物相容性,植入体内后不引起异常的免疫、排异、过敏反应,不导致凝血、溶血、血液中蛋白质变性,不破坏血小板等,同时要具有一定的机械性能,有较高的缝接强度和拉伸弹性,其变形能力应和所替代的血管相一致,具有长期使用的稳定性,无明显的生物降解现象等^[16,17]。

2.2 人造血管顺应性研究现状

2.2.1 生物血管壁结构及其顺应性

2.2.1.1 生物血管壁结构

动脉壁的组织结构如图 2-1 所示,可以分为内层、中层和外层,每一层都有占主导地位的结构和细胞类型。动脉的内层分为两部分,最内层和血液相接触的是内皮细胞,它不仅影响血管的生理,并可能参与某些疾病的病理过程,它的机械性质相当脆弱,但是有很强的再生能力。内皮细胞外是一层分岔的弹性纤维——内弹性层。中层是肌肉层,通常是动脉壁中最厚的一层,可分为若干同心的弹性层壳,由一些胶原纤维和弹性纤维穿过层壳上的孔洞,以三维形式将层壳紧紧连接在一起。平滑肌细胞总是和弹性纤维相连接,胶原纤维似乎是独立的。在收缩状态下,血管壁层壳内胶原纤维随机地屈曲;受力时,胶原纤维呈螺旋构造。血管外层是松散的结缔组织。血管壁的力学性质主要取决于中层胶原纤维、弹性纤维和平滑肌的性质、含量及空间结构。在低应力下,承载体主要是弹性纤维和平滑肌;而高应力时,胶原纤维是主要的承载体^[18]。

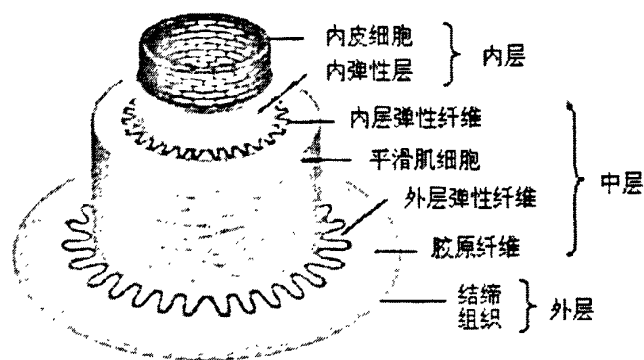


图 2-1 动脉血管壁结构示意图^[3]

2.2.1.2 血管顺应性

在脉动压力条件下，血管壁随着压力变化不断扩张和收缩的这种能力是血管的一项重要性能^[1]。血管在脉动压力下扩张的这种能力被称为血管的顺应性。

$$C_1 = \Delta V / \Delta P \tag{2-1}$$

式中， ΔV 代表容量的变化， ΔP 代表压力的变化。

血管的容量与血管内压力的关系如图 2-2 所示，可以看出两个重要的特征。(i)斜率不是线性的，即顺应性为非线性的。其原因是血管壁是一种多相组织，因此在高压和高容量时，顺应性降低。(ii)在低压条件下，静脉血管的顺应性约是动脉血管的 20 倍。在低压力变化的条件下，静脉可以容纳较大的血液流量变化。但是在高压力和高容量条件时，静脉顺应性与动脉顺应性相似^[2]。

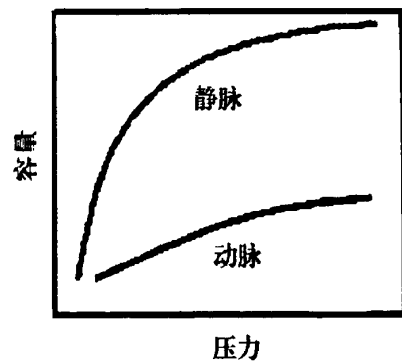


图 2-2 动、静脉顺应性曲线^[1]

对部分被切除的血管进行体外测试，或者采用非介入的方法，如超声波技术等可测量血管的顺应性。Draaijer 等^[19]用顺应性系数 C_2 表示血管的弹性。

$$C_2 = \frac{\pi D \cdot \Delta D}{\Delta P}$$

(2-2)

其中，D 为血管收缩时内径；ΔD 为血管在脉动压力下的直径变化；ΔP 为舒张压与收缩压的差值。

血管的顺应性也可以表示为血管壁应力-应变弹性模量 E_p 的倒数^[19]，即

$$E_p = \frac{D \cdot \Delta P}{\Delta D}$$

(2-3)

顺应性系数 C_2 和弹性模量 E_p 用两种不同的方式描述血管的弹性情况，表达方式的选用取决于实际情况。

2.2.2 人造血管的顺应性问题

顺应性在移植并发症中扮演重要角色，尤其在吻合处。实验表明^[5]，随着体内移植时间的增加，伴随着纤维组织的增生，植入血管的顺应性将降低至原始值的 1/3。顺应性的损失将会使内腔出现血栓的概率加大，使新内腔变厚，而在血管末端形成动脉硬化。因此，与宿主血管的顺应性匹配是人造血管生物动力学性能中的一个重要问题。

人体动脉和人造血管都是各向异性的。人体动脉具有粘弹性，这在心血管的功能中起着重要作用。心脏收缩时，血管充盈，管壁膨胀，这种膨胀起到重要的稳定血流的作用^[20]。目前，临床所使用的高分子材料人造血管的顺应性远远低于人体动脉，图 2-3 显示了人造血管与人体血管在力学性能上的差异。从图中可以看出，所有的人造血管的顺应性都无法与人体血管相匹配，前者的径向应力-应变曲线模量很大，且没有后者所具有的特征，即应力-应变曲线模量由低到高明显的转变。其中，机织人造血管的顺应性最差，这也可以从表 2-1 中看出。

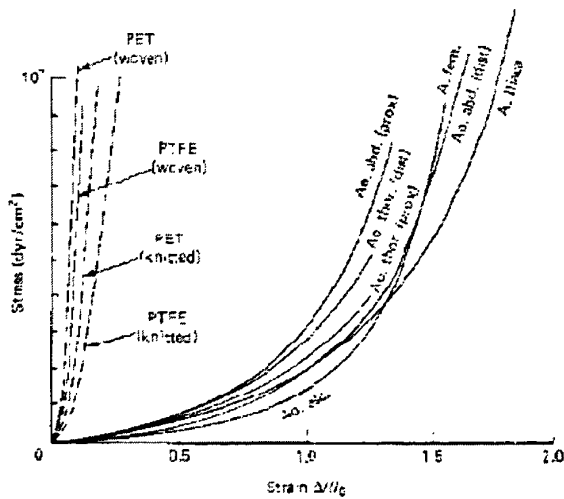


图 2-3 人造血管与人体血管径向应力-应变曲线^[21]

表 2-1 不同类别高分子材料人造血管的顺应性^[22]

血管	顺应性 (%/100 mmHg)
针织 Dacron	1.97
凝胶涂层 Dacron	0.90
机织 Dacron	0.16
聚氨酯(中孔型)	2.90
标准型 ePTFE	0.22
薄型 ePTFE	0.60

从表 2-2 中可以看出,随着压力的变化,人体股动脉的顺应性值有着明显的变化,而 ePTFE 人造血管的顺应性变化却非常微小,也就意味着在压力变化下高分子材料人造血管与宿主血管的匹配性很差。

表 2-2 不同压力下人体动脉和 ePTFE 的顺应性 (%/100 mmHg)^[23]

测量标本	60	80	100	120
人体股动脉	6.5	4.7	4.1	3.8
ePTFE	0.90	0.85	0.78	0.80

高分子材料人造血管,由于所选材料的不同,其顺应性值会有很大差异。聚氨酯材料人造血管因具有良好的顺应性、弹性和优良的抗血栓性而备受关注^[24]。对于相同材料的高分子材料人造血管,其结构也会对顺应性有不同的影响^[11]。例如,由于纬编人造血管的纱圈的横向移动性大于纱圈的纵向移动性,因此与机织人造血管相比,它的顺应性更接近于人体动脉。

人造血管移植失败的最普遍原因是吻合处的内膜增生,这与顺应性不匹配引起的血液流动有关^[25, 26]。图 2-4 显示了在 0~180 mmHg 血压范围内,吻合处顺应性不匹配引起的血管变形^[27]。

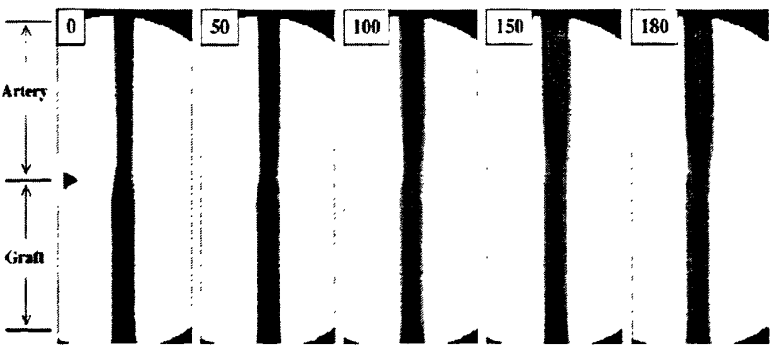


图 2-4 在不同血压范围内吻合处顺应性不匹配的血管造影图^[27]

原因如下: 第一, 在连接处由于不同的管壁弹性造成不同的压力波传播率, 引起波的反射并形成涡流, 容易导致血液凝结和细胞内壁增殖^[28]。第二, 由于人造血管和宿主血管的直径膨胀率不同, 在吻合处将会有过多的应力产生, 导致

吻合处产生缝合线的疲劳、宿主大动脉产生剪切力、并产生纤维组织^[2]。Stewart SF 等发现顺应性不匹配会打乱蛋白质在血管里均匀分布，在吻合口处形成集中^[30]。为了得到良好的压力传输而没有反射效应产生，移植后的人造血管必须与宿主血管有相同的通道。

2.2.3 人造血管顺应性的改善

在人造血管的研发过程中，有效提高其顺应性是一个主要的研究方向。人们从材料的选择、织物结构、后整理加工等方面对此进行探索和改进。

日本将弹性纱和非弹性纱用针织和编织的方法制成人造血管，具有天然血管弹性的管状组织，克服了植入人体的血管由于持续搏动的血液流动产生的液体压力而破裂的危险。其主要的特点是：弹性纱线通过喷气的方法被缠绕使纤维产生卷曲。当管状组织形成后，管内外表面的纱线就形成大的线圈。因为这些线圈很容易相互缠结，因而圈状纤维同样会有卷曲^[31]。

Gupta 等^[32]将具有低弹性模量的弹性预牵伸聚亚胺酯单丝(0.8 MPa)和具有高弹性模量的蓬松聚酯复丝 (1.4×10^2 MPa)组合作为机织人造血管用纱线来织制血管替代物，如图 2-5 所示，机织管状直径为 4~6 mm，使人造血管的顺应性得到了明显的改善，如图 2-6 所示。

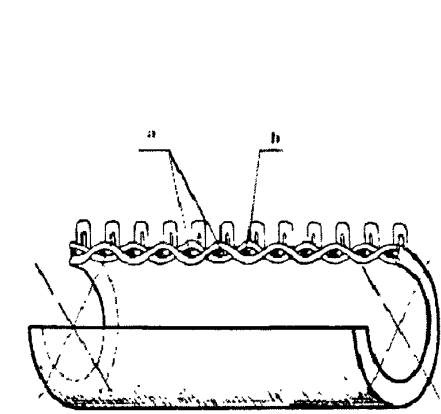


图 2-5 (a) 涤纶纱 (b) 聚氨酯单丝
交织人造血管结构

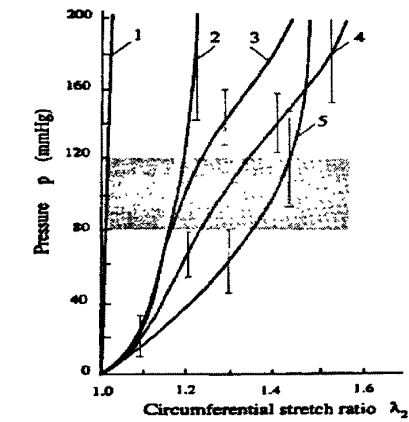


图 2-6 1.商业化机织人造血管；2、3、4
交织人造血管；5.人体动脉血管
不同材料人造血管压力-直径曲线

Hiromichi^[4]等模拟了动脉在从低压到高压下的机械性能，即血管的直径随内压力而变化的“J”形曲线，提出了同轴多层血管的结构形式，如图 2-7 所示。内管要求柔韧性好，可以在低压下膨胀和收缩，具有和动脉弹性纤维相同的性质；外管在高压下具有较内管小的柔韧性，并能够在过度膨胀时承受张力，具有胶原纤维的作用。

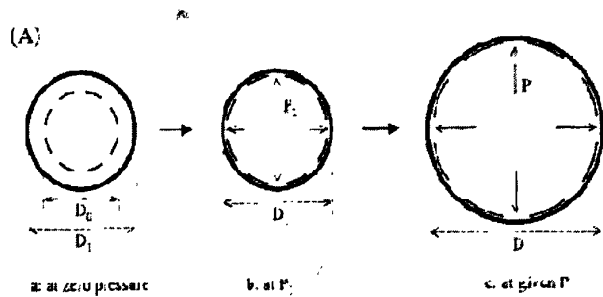


图 2-7 同轴双层人造血管在不同压力下的膨胀

Viktoria 等^[33]设计了具有绒面外层的三层结构的人造血管，如图 2-8 所示。人造血管由涤纶复丝(3，4)和聚氨酯单丝(1，2)制成，长丝之间填充有甘油、明胶水溶液，使得其结构与动脉血管结构相似，具有很好的弹性和强度。

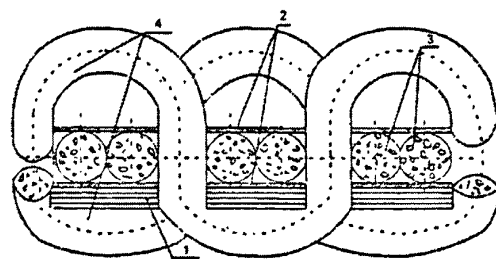


图 2-8 血管管壁横截面

在人造血管表面种植内皮细胞可以形成一个类似体内血管的抗血栓表层^[34]，可提高材料的血液相容性，特别是提高小口径人造血管的通畅率。潘玉先等^[35]将大隐静脉内皮细胞在体外扩增培养后用于纤维蛋白胶预衬的膨体聚四氟乙烯人造血管内，9 天后腔内出现内皮细胞单层。该项工作为内皮化人造血管应用于临床奠定了理论基础。美国加利福尼亚大学圣地亚哥医学中心的 Sparks 等^[36]，在小口径的人造血管内衬上一层间皮细胞来减少血栓形成。实验表明，这类血管可以在短期内提高血管通畅率。

2.2.4 血管顺应性的性能表征

2.2.4.1 纵向顺应性

纵向顺应性反映了外力作用下血管的轴向形变情况。纺织人造血管管壁的波纹形态，大大改善了纵向顺应性，使其接近于宿主血管的性能。尽管在人造血管愈合过程中，这种被强加的纵向顺应性由于人体组织的生成而减弱，但在手术移植时可减少缝合线的应力^[2]。

在 ISO^[6]中提出了可用长度的指标，表示在一定负荷下人造血管的可用长度，即其轴向的形变结果。这里的负荷值应不小于手术时施于人造血管上的力。纵向顺应性可参考可用长度的表征方法，即

$$C_3 = \left[\frac{L_2 - L_1}{L_1} / (P_2 - P_1) \right] \times 10^4 \quad (2-4)$$

式中, L_2 和 L_1 分别代表高压 P_2 和低压 P_1 时血管的长度值。

2.2.4.2 径向顺应性

径向顺应性反映了血管在承受周期性压力下内径的变化情况。在 ISO^[6]中, 径向顺应性表达为:

$$C_4 = \left[\frac{R_2 - R_1}{R_1} / (P_2 - P_1) \right] \times 10^4 \quad (2-5)$$

式中, R_2 , R_1 分别代表高压 P_2 和低压 P_1 时的承压内半径值。

人造血管植入体内, 应该与宿主血管的顺应性相匹配, 尤其是二者内壁的顺应性匹配。研究表明^[27], 由于人造血管与宿主血管在径向顺应性方面的差异, 使红细胞或血小板在宿主血管和人造血管中运动状态的改变, 在缝合处形成涡流, 血小板活动异常并沉淀, 导致在缝合处形成血栓。

通常, 人造血管的内径是人们所关心的指标。事实上, 人造血管在压力作用下内外直径增加时, 它的管壁就会变薄, 意味着内外直径的变化是有差异的^[37]。如果血管管壁有孔隙, 那么这种情况会更加显著, 因为可能会发生管壁收缩, 而引起更大的内外直径变化差异。但是因为预临床试验中血管的内径很难测量, 因此多通过外部直径的变化来表示血管的径向顺应性。

有不同的方法测量人造血管的径向顺应性, 问题的关键是同时测量内壁压力变化和血管直径变化。美国 Dynatek 实验室在 20 世纪 90 年代初期就有关于测量人造血管顺应性装置的专利^[38]。目前, Dynatek 实验室对原有的装置进行改进^[39], DCT(Dynamic Compliance Tester)是一种可校准的、高精度的机械设备, 同时用压力和线性电压传感器测量液体容量、人造血管内部压力以及测试样品长度的变化, 由血管的容量和样品长度变化可计算出血管内径的变化。东华大学的王璐等^[40]研制了一种血管顺应性仿真测试仪, 该仪器主要包括温控加热装置、脉冲信号发生器和激光测径仪, 其中脉冲信号发生器可以全真模拟人体动脉脉冲压力波形的产生, 激光测径仪用于测量血管外径的变化, 精确度可达 10^{-3} mm, 通过该装置及其测试方法可以对人体不同部位的人造血管顺应性进行仿真测试。Sonoda 等^[27, 41]采用 X-射线方法拍摄人造血管在周期性脉动压力下的变形情况, 由此可记录血管内径的变化。另外, 反射踪迹或回声踪迹法^[42, 43]、环型探针法^[44, 45]用于测量血管的内径; 悬臂梁法^[46]和光束宽分析法^[47, 48]用于测量血管的外径, 再通过测量管壁的厚度可计算出血管的内径。但是目前所采用的测量方法与人体内部环境还有距离, 采用更加有效的方式测量人造血管径向顺应性是该领域重要的研究方向之一。

2.3 本章小结

本章介绍了人造血管的发展历程及其加工技术的进展,着重对人造血管顺应性研究现状进行了综述,归纳了目前机织人造血管顺应性存在的严重问题——人造血管顺应性低,与人体血管的顺应性不匹配,不具备动脉血管的柔韧性和弹性。为了有效的提高人造血管的顺应性,各国的科研人员从材料的选择、织物结构、后整理加工等方面对此进行探索和改进,现有的方法多采用聚氨酯或者预牵伸变形丝等弹性纤维作为织制血管的纱线,虽然人造血管的顺应性有所改善,但效果仍不理想。

针对目前机织涤纶人造血管顺应性较低且与人体血管顺应性不匹配的问题,本课题以模拟人体血管管壁的组分性能和结构特点为目的,寻求提高人造血管顺应性的纱线材料,并从织物组织和结构的角度出发,设计一种新型的双层机织人造血管织物以改善纺织人造血管顺应性,通过分析纺织材料性能、织物结构参数及工艺设计方法与血管壁顺应性的关系并建立模型,得出在纺织上对其进行全面并准确的评价方法和织造的指导参数,为人造血管顺应性的研究作出相应的贡献。

第三章 PTT 长丝改善机织人造血管的顺应性

目前，临床上使用的机织人造血管材料多为涤纶纤维。由于涤纶纤维的初始模量较大，使人造血管的顺应性差，不能满足与宿主血管在顺应性方面的要求。为了提高机织人造血管顺应性，本课题选用 PTT 长丝纱作为人造血管的周向纱线，利用 PTT 纤维较低的拉伸模量和良好的弹性回复能力，来改善人造血管的径向顺应性。

3.1 人造血管顺应性与织物的拉伸模量

血管的顺应性是血管壁在脉动压力下扩张的能力，反映的是血管壁径向受力的形变响应性。在未说明的情况下，本文所涉及的顺应性是指血管的径向顺应性，采用下式计算^[2]：

$$C = \frac{\Delta D}{D \cdot \Delta P} \times 10^4 \tag{3-1}$$

式中，C 为顺应性(%/100mmHg)，D 为血管收缩时内径(mm)，ΔD 为脉冲血压作用下的血管直径变化(mm)，ΔP 为舒张压与收缩压的差值(mmHg)。

为了对血管顺应性进行研究，宜将血管的径向受力转化为织物沿纬向的拉伸受力，建立人造血管顺应性与织物拉伸模量的关系，从而将研究人造血管顺应性的问题简化为对片状织物拉伸性能的研究。

3.1.1 血管的受力模型

现有的血管径向受力模型^[49]，将血管视为空心圆柱体。当空心圆柱体受到内压 P 作用时，可在管壁上分解为纵向应力 σ_L 和周向应力 σ_H，如图 3-1 和 3-2 所示。

根据图 3-2 中诸力的平衡关系，有：

$$P \times (2 \times R \times L) = \sigma_H \times (2 \times T \times L) \tag{3-1}$$

式中：P 是内压力，R 是血管内半径，L 是血管长度，T 是壁厚。

由此可得，周向应力

$$\sigma_H = P \times (R/T) \tag{3-2}$$

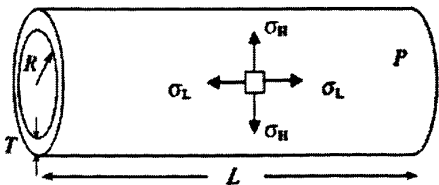


图 3-1 受内压作用的血管^[49]

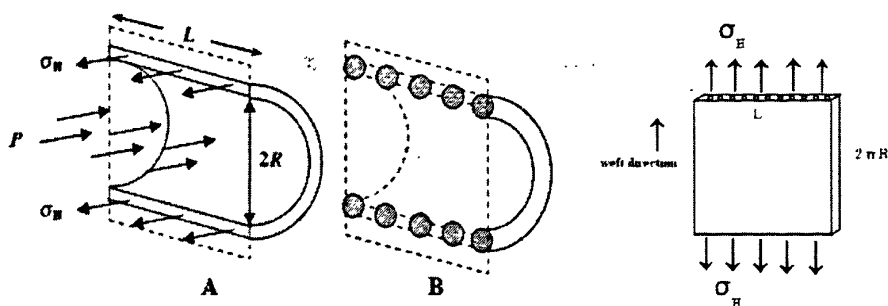


图 3-2 机织人造血管受力和剖面图^[49], A-应力图, B-剖面图 图 3-3 织物纬向拉伸受力图

给定一个生理血压,通过式(3-1)右边式子的计算,其值等于血管在拉伸仪测试时受到的径向张力,如图 3-4 所示。

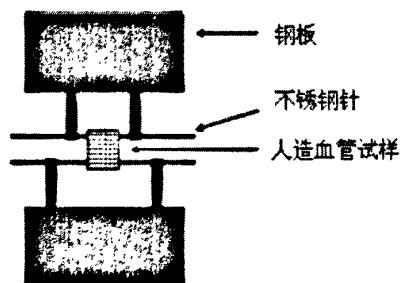


图 3-4 拉伸测试^[49]

由于机织人造血管壁由纤维材料组成,管壁受力面积等于单根纱线的横截面积与血管长度上纱线总根数的乘积。因此,如果 A 是纱线的平均横截面积, n 是总纬纱根数,式(3-1)可改写为

$$P \times (2 \times R \times L) = \sigma_H \times 2 \times A \times n = F_H \quad (3-3)$$

式中, F_H 就是机织人造血管的周向拉伸张力。

将机织人造血管沿轴向展开,如图 3-3 所示,织物受到的拉伸负荷为管状织物周向拉伸张力的一半,即 $F=1/2 F_H$ 。因此,通过式(3-3)可以计算出在生理血压范围内(40~200 mmHg)织物拉伸时所受到的力。

3.1.2 血管顺应性与织物的拉伸模量

由式(3-3),机织片状织物的拉伸应力、拉伸应变和拉伸模量:

$$\sigma = \frac{P \times R \times L}{A \times n} \quad (3-4)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta c}{c} = \frac{\pi \Delta D}{\pi D} = \frac{\Delta D}{D} \quad (3-5)$$

$$E = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{P \times R \times L}{A \times n} \cdot \frac{D}{\Delta D} = \frac{P \times R \times L}{A \times n} \cdot \frac{D}{\Delta D} \quad (3-6)$$

又,人造血管顺应性:

$$C(\%/100\text{mmHg}) = \frac{\Delta D}{D \cdot \Delta P} \times 10^4 \quad (3-7)$$

经下列单位换算：

$$C(1/\text{MPa})=1.33\frac{\Delta D}{D\cdot\Delta P}$$

(3-8)

式中，1 mmHg=1.33×10⁻⁴ MPa

将式(3-8)代入式(3-6)，整理后得：

$$E=1.33\frac{P\times R\times L}{A\times n\times\Delta P}\cdot\frac{1}{C}$$

(3-9)

如果 ΔP=P-0，则：

$$E=1.33\frac{R\times L}{A\times n}\cdot\frac{1}{C}$$

(3-10)

由式(3-8)可以看出，人造血管顺应性 C 与织物拉伸模量 E 互为倒数关系。因此，可以从降低人造血管织物的拉伸模量来提高人造血管顺应性，为提高机织人造血管顺应性寻求新的纺织材料。

3.2 PTT 长丝及其织物的力学性能

3.2.1 试样与测试条件

根据机织人造血管常用原料，所选用的经纱为 PET 30 D 单丝，纬纱有两种，分别为：PET 30D/12f 复丝和 PTT 55D/24f 复丝，用于对比 PET 和 PTT 两种长丝的拉伸性能及其织物的拉伸模量。

根据机织人造血管的结构和使用要求，在天津隆达 ASL2000 刚性剑杆小样织机上织制了两种织物试样，织物规格见表 3-1。织物组织选用常用于人造血管上的 3/1 斜纹。两种织物试样有片状和管状两种形式，分别作为拉伸和顺应性测试试样。

织物试样的拉伸性能在织物强力仪进行，试样宽度 50 mm，隔距 50 mm，拉伸速度 50 mm/min，每种试样测试 3 次。

表 3-1 织物试样规格

试样	纱线原料		纱线细度		织物组织	织物密度 根/10cm	织物厚度 ^{±a} mm
	经纱	纬纱	经纱	纬纱			
1	PET	PET	30 D	30 D/12f	3/1 斜纹	1300×866	0.115
2	PET	PTT	30 D	55 D/24f	3/1 斜纹	1093×768	0.140

注 a：YG141N 织物厚度仪测试，压脚面积 100 mm²，压力 25 cN。

为了考察人造血管的弹性回复性能，根据生理血压条件，分别测试了纱线和织物在反复拉伸条件下的弹性回复性。对应于生理血压范围(40~200 mmHg)，由血管试样尺寸，经换算得到纱线的伸长率为 5~10 %。分别选择 10 %和 15 %的伸长率测试纱线的拉伸回复性能，重复拉伸 5 次。另外，在生理血压范围内，由式(3-3)可得织物拉伸试样受力范围为 2.11~10.63 N，选择负荷为 10 N，定荷停顿时

间 10 s，始位停顿时间 10 s，重复拉伸 5 次。

3.2.2 测试结果与分析

表 3-2 为 PET 与 PTT 纱线拉伸性能。可以看出，同属于聚酯家族的两种纤维，PTT 的断裂强度和初始模量比 PET 低，但断裂伸长率却比 PET 大得多，体现了在相同外力作用下较大的变形能力。较低的初始模量意味着由 PTT 纱线所织制的人造血管将可获得较好的顺应性。

表 3-2 纱线拉伸性能

纱线	断裂强度 /cN/tex	断裂伸长率 /%	初始模量 /cN/tex
PET	37.87	20.88	5.09
PTT	21.21	30.34	2.86

由于血管长期处于脉动载荷下，必须具有良好的弹性回复能力。为了了解 PTT 纱线和织物在生理血压范围(40~200 mmHg)内的弹性回复能力，分别测试了纱线定伸长弹性回复率和织物试样的定负荷回复率，见表 3-3 和表 3-4。

表 3-3 纱线拉伸弹性回复率

纱线	定伸长率 /%	塑性变形率 /%	弹性回复率 /%	应力松弛 /%
PET	15	9.14	38.14	7.17
	10	4.64	52.69	7.31
PTT	15	0.98	93.25	4.69
	10	0.85	91.16	6.91

表 3-4 织物试样弹性回复率

织物试样	初始模量 /MPa	塑性变形率 /%	弹性回复率 /%
1	612	0.43	21.11
2	289	0.10	90.74

从表 3-3 中可以看出，在 10 %的定伸长反复 5 次拉伸回复后，PET 长丝的塑性变形率达 4.64 %，而 PTT 长丝纱塑性变形率仅为 0.85 %，PET 长丝的弹性回复率仅为 PTT 长丝的 1/2。因此，在人体血液脉冲压力作用下，与 PET 长丝比较，PTT 长丝明显具有优异的弹性回复性。

从表 3-4 可以看出，在定负荷 10 N 反复拉伸 5 次后，PTT 织物的弹性回复率为 90.74 %，明显高于 PET 织物的 21.11 %。结果表明，在生理血压范围内，与 PET 织物相比，PTT 织物在小张力反复多次拉伸后，变形更容易得到回复。因此，在给定的条件下，PTT 纱线及织物试样具有相当优异的弹性回复率和较小的应力松弛，适用于制织人造血管。

图 3-5 为 PET 与 PTT 织物在生理血压范围内的负荷/伸长曲线。图中显示，

PTT 织物的初始模量明显小于 PET，前者的初始模量约为 289 MPa，而后者约为 612 MPa。这意味着在相同张力作用下，PTT 织物比 PET 织物更容易变形，更柔软。PTT 织物这种在小张力下容易变形的特征类似人体血管在体内直径随压力变化的特性，可以提高人造血管的顺应性。

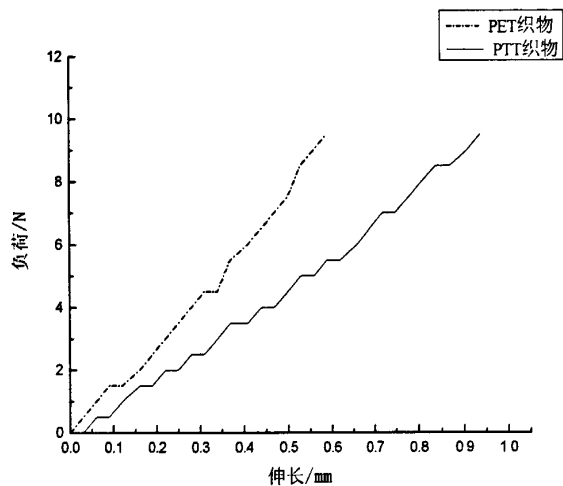


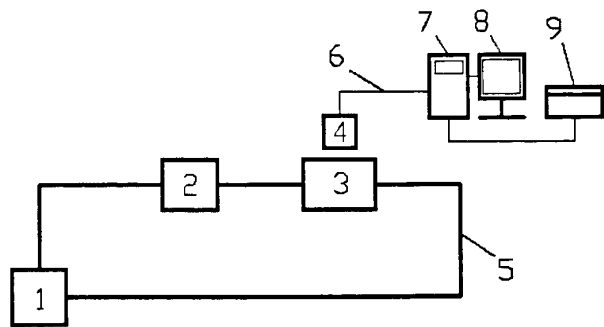
图 3-5 PET/PTT 织物负荷/伸长曲线

3.3 PTT 人造血管的顺应性

3.3.1 试样与测试条件

表 3-4 相同的规格，预备了用于顺应性测试的 PTT 和 PET 机织人造血管试样，血管直径为 8.0 mm。

根据 ISO7198^[6]，在自行研制的人造血管顺应性仿真测试装置^[40]（见图 3-6）上测试了人造血管试样的顺应性，三组压力范围分别为 50~90 mmHg，80~120 mmHg 和 110~150 mmHg，测试时间为 1 min，试样有效长度为 80 mm，脉冲压力波周期为 1.6 s，测试水温为 37℃±2℃。



1. 温控装置, 2. 脉冲信号发生器, 3. 试样夹持装置, 4. 激光测径仪, 5. 导流管, 6. 导线, 7. 计算机, 8. 显示器, 9. 打印机

图 3-6 血管顺应性仿真测试仪原理图

实验中注意事项:

- (1) 安装试样时, 要注意试样和橡胶管不要发生扭曲及过度拉伸, 否则将会对实验结果产生严重的影响。
- (2) 试样的固定处需采用较简单的方式固定, 勿用胶带对其进行过多的缠绕加固。
- (3) 激光直径测试仪的测试位置要位于人造血管试样中间处, 尽量远离固定端, 以免影响测试结果。
- (4) 测试前需对导流管中的空气进行排空, 测试时要使用蒸馏水。

3.3.2 测试结果与分析

在顺应性仿真测试装置上分别测试了周向(纬向)为 PET 和 PTT 的人造血管在不同脉冲压力范围下的顺应性值。图 3-7 为典型的测试曲线, 为 PTT 人造血管在脉冲压力 50~90 mmHg 下的直径变化曲线, 所施加的脉冲压力为三角波形。从图中可以看出, 在低压作用下, 随着脉冲压力周期性的变化, 周向为 PTT 纱线的人造血管的直径也出现了周期性波动。测试所得的数值, 通过式(3-1)可以计算出在不同压力范围内的人造血管的顺应性, 结果见表 3-5。

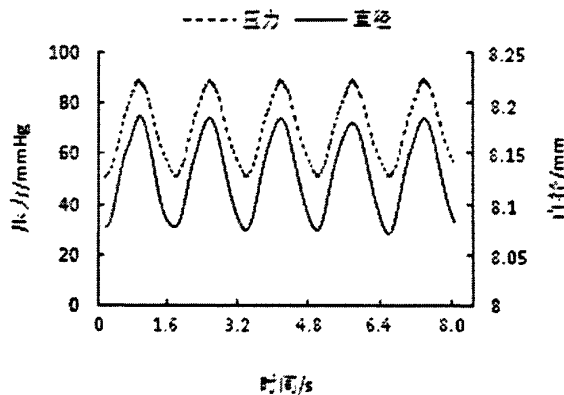


图 3-7 脉冲压力 50~90 mmHg 下的 PTT 人造血管直径变化

表 3-5 人造血管在不同压力下的顺应性 (%/100 mmHg)

周向纱线	50~90 /mmHg	80~120 /mmHg	110~150 /mmHg
PET	2.349	1.323	0.502
PTT	3.285	2.274	1.289

如表 3-5 所示, 在不同的压力段, 人造血管的顺应性不同。比较结果表明, 无论在哪一个压力段, 周向为 PTT 纱线织制成的人造血管的径向顺应性均优于临床上使用的 PET 材料。虽然与人体动脉的顺应性相比还有差距(例如^[23]: 人体股动脉的顺应性在 60 mmHg 时为 6.5 %/100 mmHg, 80 mmHg 时为 4.7 %/100 mmHg, 100 mmHg 时为 4.1 %/100 mmHg, 120 mmHg 时为 3.8 %/100 mmHg)。

但是与临床大量使用的 PET 血管相比, 顺应性有了显著的提高。可以认为, 经过织物组织的优化设计和采用适当的后处理技术, PTT 人造血管的径向顺应性还将在现有的基础上得到提高。从这点出发, 可以认为 PTT 是一种有可能替代 PET 作为织制小直径机织血管的纤维材料。

3.4 本章小结

通过对体内血管径向受力进行分析, 将血管的径向受力转化为织物沿纬向的拉伸受力, 建立了人造血管顺应性与织物拉伸模量的关系。

针对目前机织涤纶人造血管顺应性较低的问题, 采用聚对苯二甲酸丙二醇酯 (PTT) 纤维作为纬纱, 织制了机织人造血管用织物, 并且测试了织物的力学性能, 得到以下结论:

(1) 与现在临床上使用的、由 PET 纤维织制的人造血管相比, PTT 纤维具有明显的优点, 如弹性模量低、断裂伸长率大, 弹性回复性好, 因而更加柔软, 有利于改善人造血管的性能。

(2) 在小张力反复拉伸作用下, PTT 织物的弹性回复率比 PET 织物大得多, 而其弹性模量仅为 PET 织物的 1/2。PTT 织物优良的弹性回复性, 有利于人造血管的长期工作性能; 较低的弹性模量使机织人造血管的顺应性接近于人体血管, 有利于在临床上的推广使用。

(3) 在生理血压范围内, 本课题织制了 PTT 纤维为周向纱的机织人造血管, 顺应性值为 3.285~1.289 %/100 mmHg, 明显高于 PET 人造血管的顺应性值 2.349~0.502 %/100 mmHg。结果表明, PTT 人造血管的直径-压力变化趋势更符合人体血管的直径-压力变化的特征, 与当前临床上使用的机织涤纶人造血管相比, 在顺应性方面有着明显优势。

第四章 双层机织人造血管织物的设计

人体内血管直径-压力曲线呈现为一条“J”型曲线，反映了血管在低压力下较大的膨胀和收缩能力，具有较高的顺应性；在高压下具有较小的直径变形能力，较低的顺应性，能够在过度膨胀时承受张力。为了模拟血管在体内的“J”型曲线，实现人造血管直径-压力曲线上斜率由低到高的转变，使得人造血管顺应性变化与人体血管相匹配，本章将从织物组织结构入手，以改善机织人造血管顺应性为目的，进行织物结构的设计，探索对人体血管织物“J”型曲线的模拟。

4.1 人造血管结构设计

4.1.1 设计依据

人体内血管的直径-压力曲线为一条“J”型曲线，如图 4-1 所示。在整个生理血压变化范围内，血管直径的变形能力有一个从高到低的转变，图中的 A 点可以看作是变形能力的转变点。

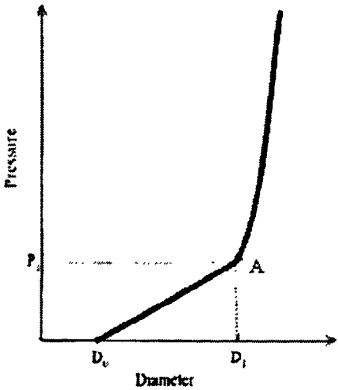


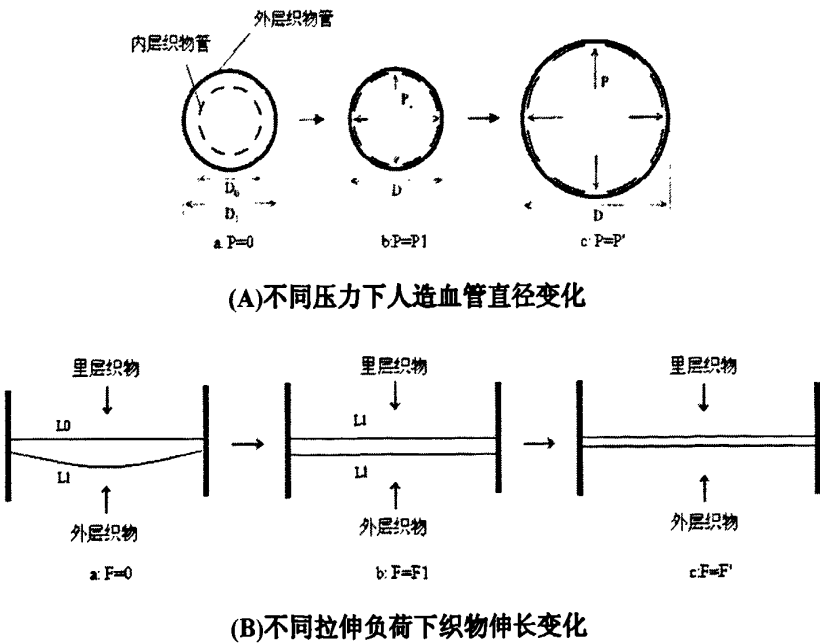
图 4-1 人体内血管的直径-压力曲线

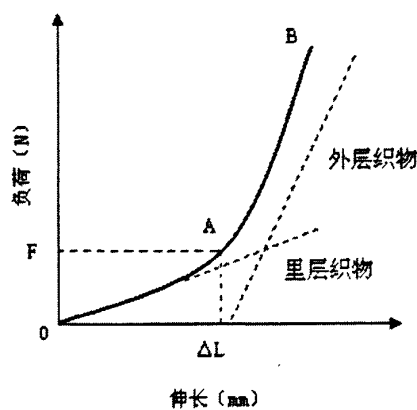
为了模拟人体内血管的直径-压力曲线，达到与人体血管的顺应性相匹配的目的，并根据 Hiromichi 等^[4]关于同轴多层人造血管的设计构思，本课题利用纺织的方法拟设计一种双层机织人造血管，人造血管由同轴的两层管状织物组成，内层织物管的周向具有较低的拉伸模量，易变形；外层织物管的周向具有较高的拉伸模量，抵抗变形较强。通过分析双层人造血管在不同压力下直径变化情况，将其转换为双层平面织物在不同负荷下的长度变化，为了到达织物受力时这种长度变化的要求，将其作为设计依据进行平面织物结构设计。双层人造血管及其相应的平面织物受力情况如图 4-2 所示。图(A)中展示了这种同轴双层的人造血管在不同压力下直径的变化情况。在压力 $P=0$ 时(a)，内外层织物管均不受力，内层织物管的直径为 D_0 ，外层织物管的直径为 D_1 ，且 $D_1 > D_0$ ，两层管织物的直径

差为 ΔD ；当压力由 $0 \rightarrow P_1$ 变化时，内层织物管先受到压力作用发生膨胀，外层织物管此时不受力，直径不变，当 $P=P_1$ 时(b)，内层织物管膨胀到直径与外管直径相等，此时两层织物管重叠，人造血管直径为外管直径 D_1 ；当压力 P 继续增大时(c)，两层织物管成为一体共同受力，人造血管直径 D 逐渐增大，此时 $D > D_1$ 。

将同轴双层人造血管沿轴向展开得到双层平面织物，内、外层织物管则分别对应双层平面织物中的里层织物和外层织物，里层织物纬向拉伸模量较低，外层织物纬向拉伸模量较高，双层平面织物纬向拉伸受力过程如图 4-2(B)所示。当 $F=0$ 时(a)，里外两层织物均不受拉力作用，里层织物长度为 $L_0=\pi D_0$ ，外层织物长度为 $L_1=\pi D_1$ ，且 $L_1 > L_0$ ，两层织物长度差为 $\Delta L=\pi \Delta D$ ，此时里层织物处于伸直状态，外层织物弯曲不伸直，双层平面织物长度为 L_0 ；当拉伸负荷 F 由 $0 \rightarrow F_1$ 时，里层织物受到拉伸作用发生伸长变形，长度逐渐增加，外层织物由弯曲状态逐渐伸直，但不发生伸长变形，长度不变，当 $F=F_1$ 时(b)，外层织物受力完全伸直，里层织物受力长度伸长到与外层织物长度相等，即都为 L_1 。当拉伸负荷 F 继续增加时(c)，里外层织物共同受力，双层织物长度 L 继续增加，此时 $L > L_1$ 。

图 4-2(C)为双层平面织物纬向拉伸曲线，OA 段为拉伸负荷 F 由 $0 \rightarrow F_1$ 过程中的拉伸曲线，此段为里层织物受力，因此拉伸曲线平缓，斜率较小；AB 段为拉伸负荷 F 由 F_1 继续增大过程中的拉伸曲线，此段为里外层织物共同受力作用，拉伸曲线为里、外层织物各自纬向拉伸曲线的叠加，因此 AB 段拉伸曲线较为陡峭，拉伸负荷增加，斜率增大，其中 A 点为双层平面织物纬向拉伸曲线斜率由低到高转折的转变点，其对应的织物伸长为 ΔL ，因此可以通过改变 ΔL 的大小控制转变点的位置，满足人体血管直径-压力曲线斜率转变位置的要求。





(C)双层机织人造血管织物拉伸曲线

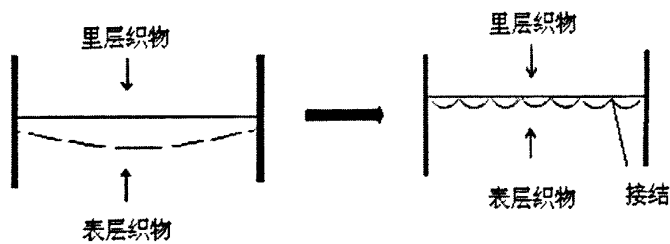
图 4-2 人造血管管状织物与平面织物受力分析

通过上述分析可以知道，本课题所推荐的双层织物结构，在织物拉伸受力过程中，拉伸曲线斜率由低到高有明显的转折。若将该织物作为人造血管的管壁，则在管内压力变化的条件下，人造血管的直径随压力的变化将形成所谓的“J”形曲线，类似于人体血管的直径-压力曲线特征。

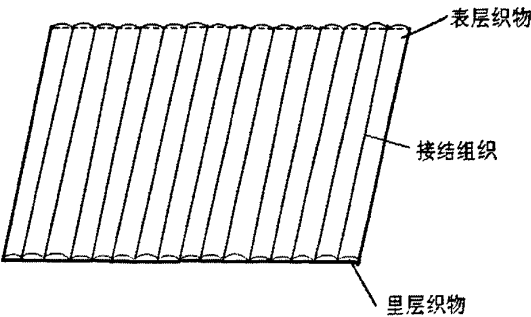
4.1.2 结构模型

通过上节对双层机织人造血管管壁设计构思及原理的阐述，可知设计的重点是要形成在纬向（对应于管织物的周向）有长度差别的两层机织物以及将这两层织物的连接在一起，从而形成一个完整的双层机织物。

图 4-3 为双层机织人造血管管壁结构的模型。从图中可以看出，为了使具有长度差异的两层织物连接在一起，设计中采用较少的接结组织将两层织物连接在一起，形成织物表面有经向小管道的双层机织物模型。



(a)表、里层接结方式



(b) 结构示意图

图 4-3 双层机织人造血管管壁结构模型

在这个结构中，里层织物呈平直状态，表层织物的纬向长度较里层略长，呈屈曲状连接于里层织物上。织物开始受力阶段，里层织物先受力，表现出较小的拉伸模量；当里层织物拉伸到与表层织物同样长度时，继续拉伸将使表、里层织物共同受力，表现出较大的拉伸模量。

双层机织人造血管管壁结构图如 4-4 图所示^[50]。

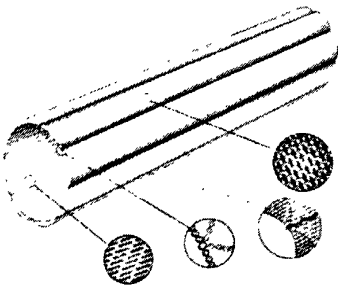


图 4-4 双层机织人造血管管壁结构图

4.1.3 拉伸性能的评估

为了评估所设计的织物结构在受到拉伸时，其拉伸曲线能够达到预期的目的，即拉伸曲线斜率由低到高有明显的转折，本节将对一组具有长度差值的双层织物进行拉伸试验，根据拉伸曲线的变化情况来评估所提出的设计的合理性。

将选用两块针织物，一块为纬编织物，拉伸模量较低（2.2 MPa），作为里层织物；另一块为经编织物，拉伸模量较高（29.0 MPa），作为表层织物。因针织物模量较低，且选取的纬编、经编织物模量相差较大（约 12 倍），所表现出的拉伸曲线的变化是对人体血管顺应性的理想的模拟。

织物试样在 HD026N 电子织物强力仪进行拉伸测试，见图 4-5，拉伸隔距 50 mm，拉伸速度 50 mm/min，试样宽度 50 mm，两层织物的长度差值 4 mm。

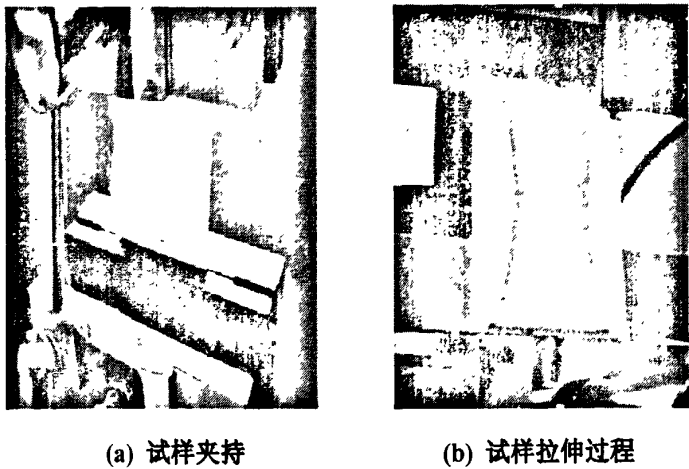


图 4-5 双层织物拉伸试验

图 4-6 为织物试样的拉伸曲线。图中有 3 条拉伸曲线，分别代表纬编试样、经编试样和双层织物试样。从图中可以看出，双层织物拉伸曲线斜率由低到高有明显的转折，其中 OA 段拉伸曲线基本与纬编试样的拉伸曲线重合，拉伸曲线斜率较小；AB 段为两层织物共同受力过程，拉伸曲线斜率明显增大。可以看出，具有长度差的纬、经编双层织物在拉伸过程中，其拉伸曲线模斜率可实现了由低到高明显转折，表明所提出的设计可以达到预期的目的。

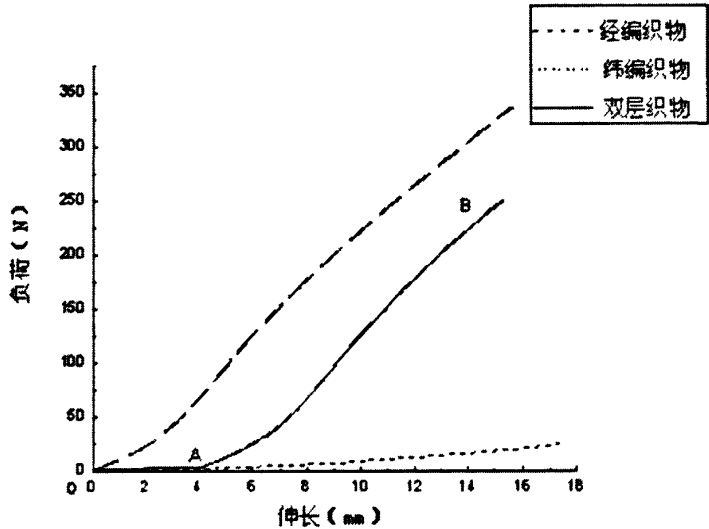


图 4-6 试样拉伸的负荷-伸长曲线

4.2 人造血管织物组织设计

双层织物组织是由两组经纱与两组纬纱分别交织，形成相互重叠的上下两层织物的组织。根据用途的不同，表里两层可以分离也可以连接在一起。双层组织的连接方法有很多，如表里接结、表里换层等。本课题设计的双层机织物是利用

表里两层织物不同的拉伸性能,需要用接结组织将表里两层连接成一个整体,因此采用表里接结双层组织。

4.2.1 基础组织

从临床上使用的人造血管试样分析可知,目前用于机织人造血管的织物组织大多采用平纹和斜纹或者两者的联合组织^[51]。由此,双层机织人造血管织物的基础组织选用 3/1 斜纹, 2/2 斜纹和平纹。

选用 3/1 和 2/2 两种斜纹是因为两者在织物中经纬纱浮长线存在差异,可以比较不同浮长对织物结构性能的影响。另外,不选择 5/3 斜纹和 3/2 加强斜纹等更多组织循环数的组织的原因是,随着织物组织循环数的增加,所使用的综框数也将相应地增加,将导致经纱张力差异增大,不利于织口开口清晰,织造难度加大。而且,织物的经纬浮线过长,既不利于保证人造血管的生物力学性能,也容易在手术过程中产生勾丝,或导致在缝合过程中因纱线的滑移而使手术的失败。

4.2.2 接结方式

接结组织的接结方法可分为里经接结法、联合接结法、接结经接结法和接结纬接结法。在五种接结方法中,一般采用前三种。因后两种接结方法要增加一组经纱或者纬纱,使生产工艺复杂且效率降低,所以较少使用。综合考虑本课题设计的双层织物结构,需表、里层各自发挥其力学性能,连接不易过于紧密,但对织物外观及接结点的覆盖情况要求不高,因此选用“里经接结法”作为接结组织的接结方式。

4.2.3 织物组织的设计

通常,表、里接结双层组织是使表、里织物紧密的连接在一起,因此接结点较多且均匀地分布在织物中。对于本课题所涉及的双层机织物,既要求两层织物连接点尽量的少,又要保证整体织物结构的稳定性,同时又要形成具有经向管道的结构,因此设计的双层组织包括表里层组织分离和表里层组织接结两部分。

依据前两节所描述的表、里基础组织和接结方式,表、里接结双层组织设计如下。

4.2.3.1 表、里层均为平纹组织

图 4-7 为表、里层均为平纹组织的双层织物组织图。

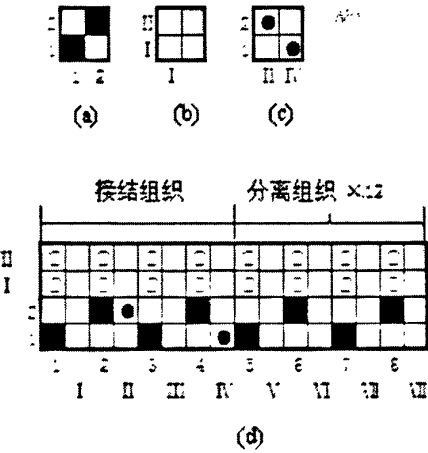


图 4-7 平纹双层织物组织图

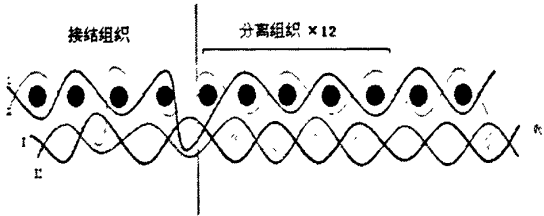


图 4-8 平纹双层织物结构图

图中，(a)、(b)、(c)分别为表层平纹，里层平纹和接结组织。(d)为双层织物组织图，其中阿拉伯数字代表表层纱线，罗马数字代表里层纱线。表、里经排列比为 1 : 1，表、里纬排列比为 2 : 2。接结组织部分由一个基础组织循环构成，分离组织部分由 12 个基础组织循环构成，这两部分组织构成一个完整的双层组织循环。图 4-8 为织物纬向结构图，直观地表示纱线的交织状况以及接结点的形成。

4.2.3.2 表、里层分别为 3/1 斜纹和平纹组织

图 4-9 为表、里层分别为 3/1 斜纹和平纹组织的双层织物组织图。

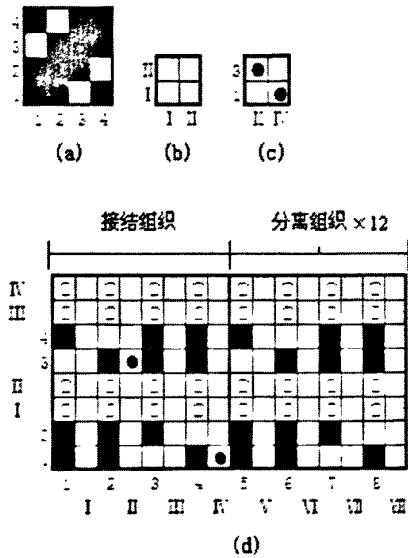


图 4-9 3/1 斜纹/平纹双层织物组织图

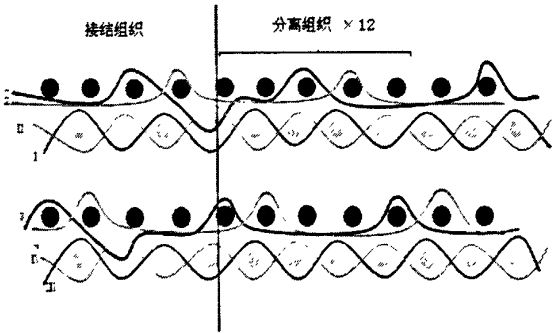


图 4-10 3/1 斜纹/平纹双层织物结构图

图中，(a)、(b)、(c)分别为表层 3/1 斜纹，里层平纹和接结组织，(d)为双层织物组织图。表、里经排列比为 1 : 1，纬排列比为 2 : 2，其它说明同节 4.2.3.1。织物纬向结构图见图 4-10。

4.2.3.3 表、里层分别为 2/2 斜纹和平纹组织

图 4-11 为表、里层分别为 2/1 斜纹和平纹组织的双层织物组织图。

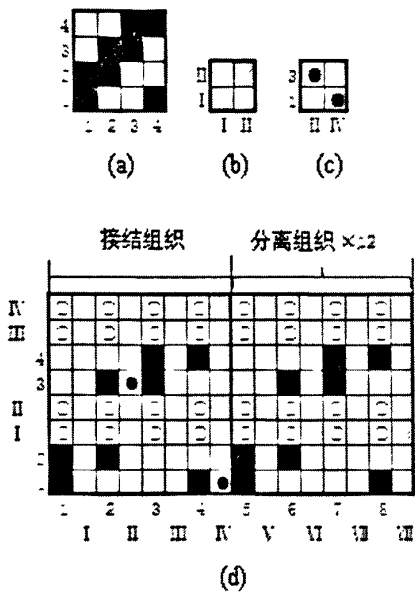
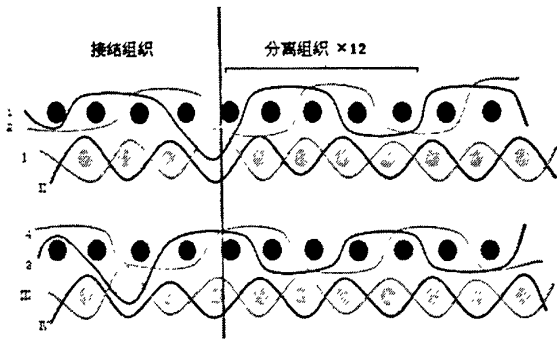


图 4-11 2/2 斜纹/平纹双层织物组织图

图 4-12 2/2 斜纹/平纹双层织物结构图

图中，(a)、(b)、(c)分别为 2/2 斜纹，平纹和接结组织，(d)为双层织物组织图。表、里经排列比为 1 : 1，表、里纬排列比为 2 : 2；其它图示说明同节 4.2.3.1。织物纬向结构图见图 4-12。



4.3 人造血管织物的织造参数确定

4.3.1 纱线材料

为了形成所设计的双层机织人造血管管壁结构，需要里层织物纬向具有较低的拉伸模量，易变性，表层织物纬向具有较高的拉伸模量，抵抗变形能力较强，因此，表、里层织物纬线需选用两种不同的材料，即里层纬线初始模量较小，易变性，表层纬纱初始模量较大，能抵抗一定的张力。由于 PTT 纤维具有较低的初始模量，较高的弹性回复率，对提高机织人造血管的顺应性有明显的积极效果。因此，将选用 PTT 长丝作为里层织物纬向用纱。涤纶（PET）纱线初始模量高，为机织人造血管常用原料，可作为表层织物纬向用纱。

综合考虑纱线强度、织物厚度、织物柔软性、渗透性、上机织造难易、市场纱线规格等各方面因素，将选取 30D PET 单丝作为表、里层经纱，表层纬纱选用 30 D/12f PET，里层纬纱选用 55 D/24f、66 D/36f 和 70 D/72f 三种规格的 PTT 复丝。

4.3.2 经纬密度

目前临床使用的机织人造血管织物^[52]，通常复丝织物经密 700 根/10cm，纬

密 350 根/10cm; 而单丝织物的经纬密都达到 1800 根/10cm。综合考虑实验室现有设备和织造技术, 确定双层织物试样的经密为 1600 根/10cm, 纬密为 1200 根/10cm, 即单层织物设计密度为表层经密 750 根/10cm, 纬密 600 根/10cm, 里层经密 850 根/10cm, 纬密 600 根/10cm。

4.3.3 总经根数

双层机织物总经根数的计算与普通单层机织物总经根数的计算方法相同。

已知: 设计的成品经密 $P_j=1600$ 根/10cm, 纬密 $P_w=600$ 根/10cm, 里层纬缩率 $a_w=20\%$, 织物幅宽为 10 cm。

$$\text{则: 钢筘幅宽} = \frac{\text{织物幅宽}}{1-a_w} = \frac{10}{1-20\%} \approx 13\text{cm}$$

$$\text{织造经密} = 1600 \times (1-20\%) = 1280 \text{ 根/10cm}$$

$$\text{总经根数} = \text{钢筘幅宽 (cm)} \times \text{织造经密 (根/10cm)} = 13 \times 1280 = 1664 \text{ 根}$$

其中, 每一个接结组织的经纱为 8 根, 分离组织的经纱为 96 根, 一个完整组织循环的经纱根数为 104 根。

4.3.4 穿综及穿筘方式

4.3.4.1 穿综

双层组织的穿综方法一般采用分区穿法, 即提升次数较多的表层经纱穿入前区, 提升次数较少的里层经纱穿入后区。所需综框数与表、里层基础组织及接结组织循环数有关。

本次设计选用 10 页综框, 表层经纱穿入前 4 页综框, 里层经纱穿入后 4 页综框, 接结经分别穿入 9、10 页综框。穿综时, 根据表、里经的排列顺序, 按照 1:1 的比例顺序穿入表经和里经。

4.3.4.2 穿筘

筘齿穿入数主要与经纱排列比有关, 一般以一个或多个排列比之和穿入一个筘齿。当经纱排列比为 1:1 时, 则每筘穿入 2~8 根。一般来说, 选择小的穿入数会使筘号增大, 虽有利于经纱均匀分布, 但会增加筘片与经纱间的摩擦, 导致断头。选择大的穿入数, 则筘号减小, 经纱分布不匀, 筘路明显。因此在选用每筘穿入数时, 一般对经密大的织物, 穿入数可选择略大一些。综合上述因素, 选择穿筘入数为每筘 8 入。

另外, 筘号的选择要综合考虑织物的外观要求, 如组织结构、纱线号数、经纱密度和织造顺利等因素。

$$\text{筘号 (筘齿/cm)} = \text{织造经密 (根/10cm)} / \text{筘穿入数 (根/筘齿)} = 15$$

经修正, 确定筘号为 16 筘齿/cm。

4.4 本章小结

本章探讨了双层机织人造血管管壁结构的设计方法,从织物结构,织物组织和织造参数三个方面进行设计和选择。为了模拟血管的直径-压力曲线上斜率由低到高过程中存在的明显转折,首先从分析血管受力情况入手,形成设计依据,设计模型等一套完整的织物结构设计思路,通过试验对该结构进行了可行性评估;然后,选择了织物的基础组织和接结方式,并设计了表、里接结双层组织;最后,对经纬密度、总经根数、穿综和穿筘方式等织造工艺参数进行合理的设计和选择。

双层机织人造血管管壁设计存在以下几个要点:

(1) 结构设计方面

通过对人造血管直径-压力曲线及其受力过程分析,设计出一种表、里层织物具有纬向长度差值的双层组织,通过可行性试验评估,具有纬向长度差的两层织物的拉伸曲线能较好的模拟人体血管直径随压力的变化特征。

(2) 组织设计方面

为了实现所设计的织物结构,选用了特殊的的表、里接结双层织物组织,包括表里层组织分离和表里层组织接结两部分。

(3) 织造参数设计方面

选取 30D PET 单丝作为表、里层经纱,表层纬纱选用 30 D/12f PET 复丝,里层纬纱选择 55 D/24f、66 D/36f 和 70D/72f 三种规格的 PTT 复丝。双层织物试样的设计密度为:经密 1600 根/10cm,纬密 1200 根/10cm。穿综方法为分区穿法,共 10 页综框,穿筘入数为每筘 8 入,筘号为 16 筘齿/cm。

第五章 双层机织人造血管织物的织制及性能分析

5.1 织造前的准备工作

5.1.1 整经

整经工序在小样整经机上进行,整经长度为 3.7 m,整经密度为 9 根/cm,整经速度设置为 20 圈/min。根据织物总经根数、上机幅宽、织造经密,可计算出整经层数、整经根数等参数。通常整经幅宽略大于上机幅宽 2~6 cm。

在整经过程中,要保证全片经纱张力均匀一致,卷绕时纱线张力恒定,尽可能保证纱线没有断头,纱与纱之间顺序排列,整经轴卷绕形状正确,表面形状平整,避免出现堆砌,重叠的现象。将经纱由整经轴倒到织轴上时,因小样整经机为被动退绕,因此速度控制要适中,不宜过快,经纱张力尽量保持均匀,避免出现纱线松弛的现象,特别是靠边的纱线。织轴卷绕时,层与层之间要用报纸隔开,以防纱线粘连。最后,需将纱线末端用宽胶带粘紧,保持纱线排列整齐,以方便后续的穿综工序。

5.1.2 经纱上机张力

对于所涉及的双层织物,因表、里织物结构不一样,经纱的缩率不同,需要采用双织轴织造。实验室现有刚性剑杆小样织机为单织轴、积极送经方式,因此需在织机后端增添一个辅助织轴,采用消极送经方式。对于双织轴来说,经纱上机张力的调整尤为重要,不仅要控制每个织轴的经纱张力均匀,更要保持两个织轴送经同步,确保张力一致。

小样织机上张力的调节是通过弹簧张力器来实现的。四个弹簧张力器并行上下排列,可根据张力的需要,同时选用一个或多个张力器来提供张力。排在越下面的张力器,由于其力臂越长,施加张力的效果越明显。为了避开过大或过小的张力,实验时一般通过中间两个张力器的配合来提供张力。同时,应在前期试织过程中确定张力的范围,使织造时经纱上机可以快速地设定。辅助织轴上的张力是由气压控制的,通过调节气压的大小,实现对送经张力的调节。辅助织轴为被动送经,制动气压的调节要适中,气压过小,对经纱控制力不够,造成表层经纱松弛;气压过大,织造时经纱受力增加,易造成断经。

5.1.3 后梁高度

后梁高低位置决定着打纬时不同经纱层之间的张力差异,这种差异对打纬工艺和织物形成具有很大的影响。针对双层织物的要求,需调整前后两个织轴的后梁高低。机上的后梁(前后梁)依据一般后梁高低调整原则,结合织物组织类型,

选择较低位置为宜。辅助织轴上的经纱应在前后梁的上方进入梭口，故辅助后梁的位置应略高于前后梁，避免开口时表、里层经纱粘接造成开口不清。

5.1.4 纬纱张力

卷纬工序是在手动的绕纱器上进行，人为对纬纱施加一定得张力，因而必须仅可能地保持卷纬张力一致。

纬纱织入时，影响引纬张力最大的因素是梭子的构造。所用的梭子结构如图 5-1 所示，纬纱在梭子中的路程依次为：从①纱管→③金属圈→④弹簧圈 1（⑤弹簧圈 2）→⑥导纱圈→⑦导纱口。纬纱的退绕方式为轴向退绕，张力片主要控制从纱管上退绕下来的纬纱的张力，两个弹簧圈分别于两个内嵌式的弹簧相连，可微调纬纱张力，通常穿入一个弹簧圈即可。

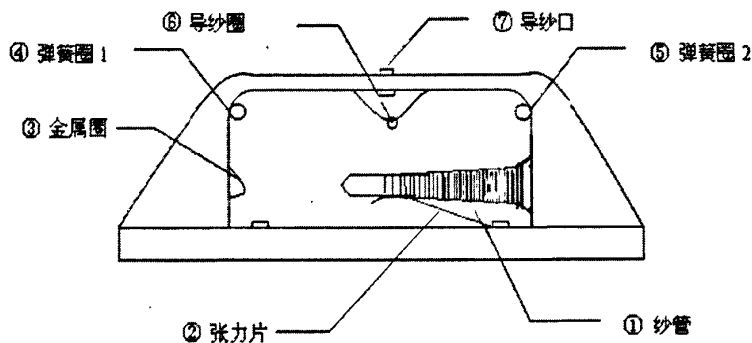


图 5-1 梭子结构示意图

5.1.6 边撑的安装

由于织造中使用 PTT 作为纬纱，由于纱线拉伸模量低、弹性收缩大，因此在织造时将引起较大的纬缩，易造成边经纱的断裂，因此应选用合适的边撑。本课题选用刺环式边撑，如图 5-2 所示。在边撑轴上依次套入若干对偏心颈圈和刺环。偏心颈圈在边撑轴上固定不动，刺环套在偏心颈圈的颈部，可以自由转动，其回转轴线与边撑轴线有一定的夹角，呈向织机外侧倾斜的状态。每个刺环上植有 3 行刺针，以加强伸幅能力。织物包覆在刺环上，随着织物的逐步卷取，带动刺环旋转，对织物产生伸幅作用^[53]。

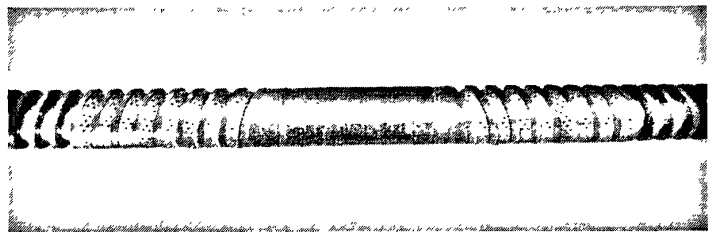


图 5-2 刺环式边撑

5.1.6 选纬及织机参数设定

由于本课题织造的为表、里双层织物，且表、里层分别使用不同种类的纱线，因此需要多纬织造。所使用的小样织机上配有自主研发的刚性剑杆 1×4 多梭箱机构^[53]（见图 5-3），可以实现四种纬纱的选择。该自动多梭箱位于织机左侧，由梭箱升降装置和梭箱控制装置组成，多梭箱中的 4 把梭子分别控制 4 根独立运动的纬纱，即每次工作的梭子可以是储梭箱中四把梭子中的其中一把，且工作中的纬纱独立，不影响其它三根纬纱，由织机电气化控制程序选择指定的纬纱实现自动织造。在电脑软件控制程序中可以进行选纬及织机参数的设置，设置的参数如表 5-1 所示，需要注意的是小样织机为连续引纬，因此每把梭子的引纬循环必须是 2。

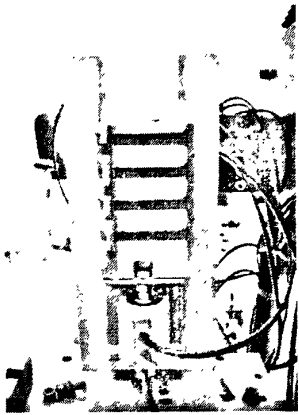


图 5-3 刚性剑杆 1×4 多梭箱

表 5-1 织机参数设置表

织造速度	18 纬/分钟		打纬次数	1 次	
纬纱排列	纬纱种类	2			
	选纬排列	代码	A		B
	转化	2A2B			

5.2 双层织物的织造及后整理

5.2.1 织物结构成形原理

本课题设计的双层机织物结构为里层织物外观平直，表层织物具有经向突起，纬向长度较里层略长。这种结构主要是通过表、里两层织物不同的纬向收缩率，使两层织物纬向产生长度差异，再配合设计的组织结构所形成的。织物的纬向收缩包括织缩和热收缩，因此可通过控制两层织物不同的织缩率和热收缩率达到产生纬向长度差异的目的。

在织造过程中，表层织物纬纱采用 PET 纱线，PET 纱线初始模量高，弹性变形小，织物纬向收缩较小；里层织物纬纱采用 PTT 纱线，PTT 纱线初始模量低，易变性，弹性回复性较好，织物纬向收缩明显。通过两层织物不同的纬缩程度及接结组织的配合，因里层 PTT 织物的较大程度的收缩，使表层 PET 织物在两层组织分离处形成突起，从而获得所设计的织物结构。

5.2.2 织物试样的后整理

织物在织造过程中，由于和钢筘的摩擦，静电的积聚，以及为了保证织造的

顺利进行而使用的抗静电剂等化学物质,使得织物表面不可避免地沾染上铁锈、灰尘等杂质。因此,在对试样进行性能的测试前,必须对其进行后整理。后整理主要包括以下几个步骤^[54]:

(1) 织物的去污处理

在织造过程中,因与综丝、钢箱与经纱的接触摩擦,使得经纱带上铁锈。织物的去锈处理采用草酸(己二酸)作为洗涤剂。在4%浓度和70℃水温下,把织物放入恒温水浴锅中,静置30分钟。然后用净水清洁数次,以清除织物表面的化学溶液。

(2) 织物的碱清洗处理

固定织物幅长和幅宽,以2%浓度NaOH,在80℃水浴中浸泡60min,使织物的悬垂性,柔软性有较大的提高。然后用净水清洁数次,以清除织物表面的化学溶液。

(3) 织物的深层清洗

在蒸馏水中超声波清洗20min,去除纤维间的污垢和前两次化学处理方法中可能的残留。

5.3 织造过程出现问题及解决方法

5.3.1 表层织物结构不均匀

在织造过程中,表层织物的突起结构会出现不均匀、扭曲的现象,如图5-4所示,造成这种现象的主要原因是表层张力不均匀。表层经纱由辅助织轴引出,属消极式送经,对经纱张力及送经速度的调控能力较差。每次织机启动时,辅助织轴的经纱张力需要手动调节,势必造成开机前后施加经纱张力不一致,引起表层张力不均匀。因此在织造时,尽量减少开关车次数,保证表层经纱送经的连续性。另外,还应在调节表层经纱张力与里层经纱张力的一致。



图 5-4 表层织物结构不均匀现象

5.3.2 开车横档疵点

织机开关车时,织机的转速明显低于正常的速度,造成织物纬密减小和箱座

惯性打纬力下降，由此引起了开关车横档疵点的产生。克服开关车横档疵点有不同的办法，但是这些办法在实验室现有的条件下，都是行不通的，所以在试验过程中，应尽可能的减少开车次数来减少或避免横档疵点的产生。

5.4 织造结果及分析

5.4.1 试织结果

采用本文设计的组织，在隆达 ASL2000 刚性剑杆小样织机上织制双层织物试样。设定机上幅宽为 13 cm，可得试样的主要技术规格如表 5-2 所示。所得试样的外观见图 5-5，试样的横截面显微镜照片如图 5-6 所示。

表 5-2 双层织物试样主要规格参数

试样	织物	纱线原料		纱线细度		织物组织	织物密度 根/10cm	幅宽 cm	长度差 mm
		经纱	纬纱	经纱	纬纱				
1	表层	PET	PET	30 D	30 D/12f	平纹	740×615	10.15	0.83
	里层	PET	PTT	30 D	55 D/24f	平纹	848×600		
2	表层	PET	PET	30 D	30 D/12f	平纹	740×570	10.30	0.67
	里层	PET	PTT	30 D	66 D/32f	平纹	825×560		
3	表层	PET	PET	30 D	30 D/12f	平纹	740×525	10.40	0.61
	里层	PET	PTT	30 D	70 D/72f	平纹	815×500		
4	表层	PET	PET	30 D	30 D/12f	2/2 斜纹	736×610	10.20	0.87
	里层	PET	PTT	30 D	55 D/24f	平纹	850×600		
5	表层	PET	PET	30 D	30 D/12f	3/1 斜纹	735×603	10.20	0.88
	里层	PET	PTT	30 D	55D/24f	平纹	850×600		
6	表层	PET	PET	30 D	30 D/12f	平纹	740×600	10.15	0.81
	里层	PET	PTT	30 D	55 D/24f	3/1 斜纹	845×600		
7	表层	PET	PET	30 D	30 D/12f	2/2 斜纹	733×617	12.50	0.06
	里层	PET	PET	30 D	30 D/12f	平纹	740×654		
8	表层	PET	PET	30 D	30 D/12f	3/1 斜纹	712×711	12.20	0.08
	里层	PET	PET	30 D	30 D/12f	平纹	721×678		

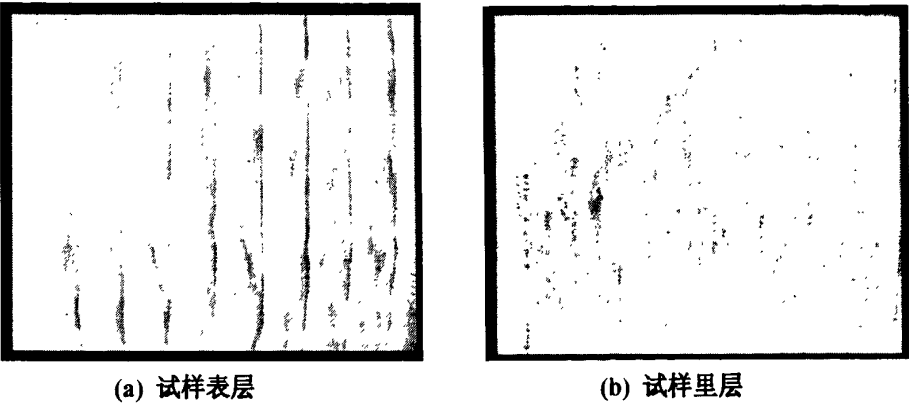


图 5-5 试样外观照片

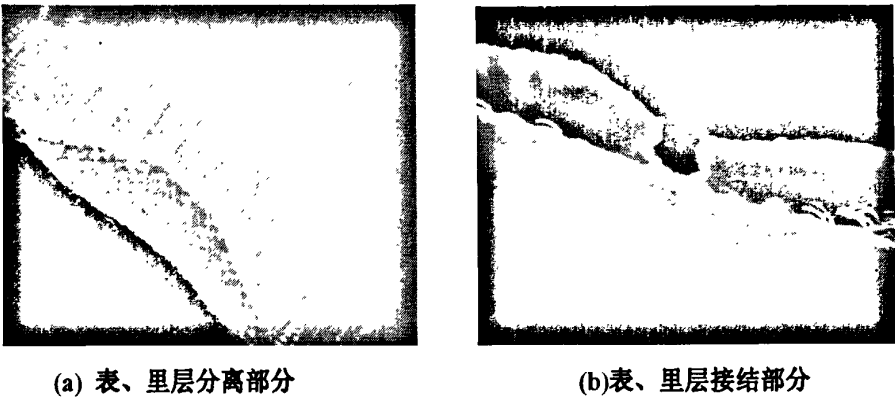


图 5-6 试样横截面显微镜照片

从图 5-5 可以看出，试样表层出现了沿经向一个个明显的突起，突起部分结构均匀，类似管道结构，而里层表面结构均匀平整，无屈曲出现。显微镜照片（图 5-6）清楚地显示了试样中表、里两层分离部分(a)和接结部分(b)的结构。分离处表层织物突起，里层织物平直，表层长度略长于里层；接结处由较少的接结组织连接，从横截面看为一个接结点。表 5-2 中的长度差则更为直接、客观的表示了各个试样表、里层存在的纬向长度差值。这里的长度差值是指两个接结点之间表、里层织物纬向长度的差异值，是通过表、里层经密及两接结点之间的经纱根数计算而来的。其中，织物密度的测量是在数字式三维视频显微测量仪上用图像法测量。选取织物中 5 处结构均匀的部分，测量经纱的排列密度，取其平均值。以试样 1 为例，表层织物经密 $P_{j\text{表}}=740$ 根/10cm，里层织物经密 $P_{j\text{里}}=848$ 根/10cm，2 个接结点之间的经纱根数为 48 根，则长度差

$$\begin{aligned}\Delta l &= \text{表层织物长度} - \text{里层织物长度} \\ &= 48/74 - 48/84.8 = 0.83 \text{ mm}\end{aligned}$$

5.4.2 试样拉伸曲线分析

为了评估本课题设计的双层机织物结构的合理性，需了解试样的实际拉伸曲线是否满足所期望的织物拉伸曲线变化特征，即拉伸曲线上实现曲线斜率在设计的转折点处产生由低到高明显的转折。

测试的织物试样分别为 PTT 单层织物，PET 单层织物及试样 1、试样 5 双层织物，单层织物的规格参数见表 5-3。

表 5-3 单层织物规格

试样	纱线原料		纱线细度		织物组织	织物密度 根/10cm
	经纱	纬纱	经纱	纬纱		
I	PET	PET	30 D	30 D/12f	平纹	750×625
II	PET	PET	30 D	30 D/12f	3/1 斜纹	720×630
III	PET	PTT	30 D	55 D/24f	平纹	880×613

织物试样的拉伸性能在织物强力仪进行，试样宽度 50 mm，隔距 25 mm，拉伸速度 50 mm/min，每种试样测试 3 次。由拉伸试样规格可以计算出，在生理血压范围内(40~200 mmHg)，相当于织物试样的拉伸受力范围为 1.06~5.34 N。在此范围内，测试结果如表 5-4 所示。

表 5-4 织物试样拉伸性能

试样	断裂强度 /MPa	断裂伸长率 /%	初始模量 /MPa
I	342	26.3	706
II	279	26.0	797
III	224	47.1	216
1	236	41.7	-----
5	295	54.3	-----

从表 5-4 可以看出，单、双层织物试样的断裂强度相当，双层织物的断裂伸长率与单层 PTT 纬纱织物基本相同，都比单层 PET 纬纱织物断裂伸长率大，大约是其 2 倍。图 5-7 为单、双层织物试样的拉伸曲线对比图，即双层织物与其各自的表、里层织物的拉伸曲线对比。5-7(a)为织物试样 1 与 PET 纬纱平纹织物(I)、PTT 纬纱平纹织物(III)拉伸曲线对比，5-7(b)为织物试样 5 与 PET 纬纱 3/1 斜纹织物(II)、PTT 纬纱平纹织物(III)拉伸曲线对比。从两组拉伸曲线可以看出，双层织物的拉伸曲线位于表、里层织物拉伸曲线的中间，在较低张力下，双层织物的拉伸曲线与里层织物拉伸曲线基本重合，曲线斜率较小，说明此时在双层织物结构中里层织物受到力的作用伸长变形，表层织物受力伸直不伸长；当试样伸长 0.9 mm 左右时，表、里层织物开始共同受力，随着负荷的不断增加，双层试样的拉伸曲线逐渐向表层织物拉伸曲线靠近，拉伸负荷增大，曲线斜率增加。由此可以看出，双层织物试样拉伸曲线在拉伸受力范围内，曲线斜率有由低到高明显的转折。

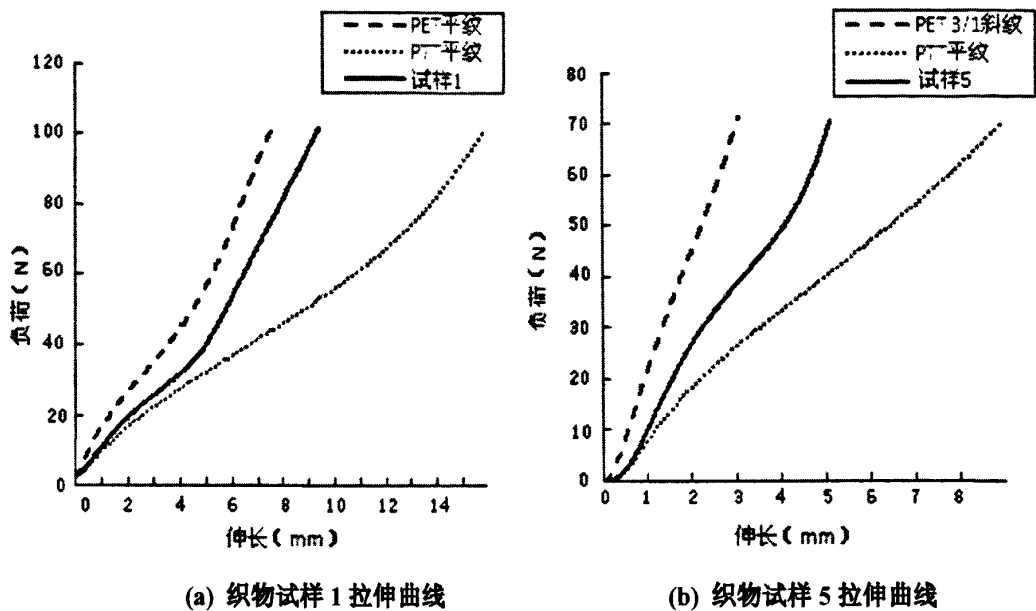
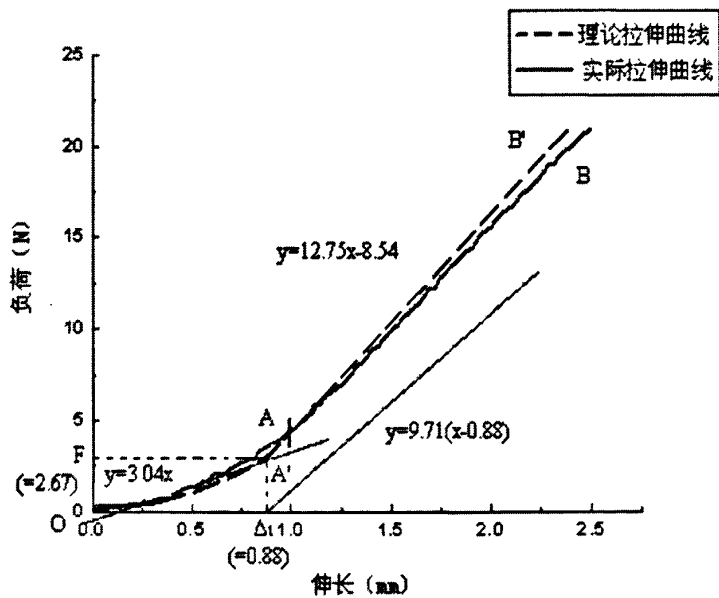


图 5-7 单、双层织物试样拉伸曲线对比图

参考文献^[10]中对同轴双层人造血管拉伸曲线的分析方法，即已知人体某处动脉血管的直径-压力关系曲线及曲线斜率转变点处的直径值，分别将曲线中高低压 2 个区域的曲线线性化，分别得到低压区域直线方程即内层管的 P-D 关系曲线，高压区域直线曲线即内外层管曲线之和，在根据曲线斜率转变点处的直径、压力值计算出外层管的 P-D 关系曲线。本文已知双层织物试样中表、里层织物各自的拉伸曲线，在生理血压相应的织物受力范围内，对其拉伸曲线线性化，然后合成分析，得到双层织物的理论拉伸曲线，与实际拉伸曲线进行对比。图 5-8 为对试样 5 拉伸曲线进行分析得到的理论拉伸曲线和实际拉伸曲线对比图。



将表、里层织物试样的拉伸曲线线性化, 则得到: 里层织物(织物试样III)的直线方程为:

$$y=3.04x \quad (5-1)$$

根据试样5表里层长度差 $\Delta l=0.88\text{ mm}$, 带入式(5-1)得对应的负荷 $F=2.67\text{ N}$, 即转变点A'坐标为(0.88, 2.67)

而表层织物(织物试样II)的直线方程为:

$$y=9.71(x-0.88)=9.71x-8.54 \quad (5-2)$$

因为双层织物拉伸曲线为表、里层织物拉伸曲线的叠加, 则双层织物理论拉伸曲线为:

$$y=12.75x-8.54 \quad (5-3)$$

从图 5-8 中可以看到, 在低负荷区域, 里层织物受力伸长, 此段试样的理论拉伸曲线 OA' 和实际拉伸曲线 OA 基本重合, 拉伸曲线斜率较低, 试样实际的拉伸模量转变点 A 的伸长为 0.9mm 左右, 与理论曲线模量的转变点 A' 的位置相差较小。在高负荷区域, 即表、里层织物共同受力作用段, 此段实际拉伸曲线 AB 也与理论拉伸曲线 A'B' 也有较好的重合, 为表、里层各自拉伸曲线叠加, 曲线斜率增大, 因此可以看出, 本课题设计的双层机织人造血管管壁织物, 其拉伸曲线变化特征能够较好的模拟人体血管直径-压力变化曲线的特征。

5.5 织物结构成形的影响因素分析

对于所设计的双层机织人造血管管壁结构, 表、里层织物纬向的长度差是构成此结构的关键之处, 而产生纬向长度的差异是由表、里层织物不同的纬向收缩率造成的, 因此, 本节将进一步讨论织缩率和热收缩率对织物结构, 即表、里层纬向长度差的影响关系。

5.5.1 织缩率对织物结构的影响分析

5.5.1.1 织物织缩率及其影响因素

经、纬纱在织造过程中, 由于受纱线屈曲波及外力的影响, 织物织造长度与制织该织物的纱线的长度不相等, 这种现象成为织缩, 只要是由纱线收缩和组织结构收缩引起的。织缩率即织物长度与织制该织物的纱线长度之差占纱线长度的百分比, 分经向织缩率 a_j 和纬向织缩率 a_w 。本课题设计的双层织物结构是由表、里层织物纬向的长度差异引起的, 因此主要考虑纬向织缩率的影响, 经向缩率的影响暂不考虑。

影响织缩率的因素有以下几个方面:

(1) 纱线性能——纱线性质不同, 织造时纱线的伸长率与收缩率就不同, 弹性纱线易伸长, 收缩率也大, 从而引起较大的织缩率。

(2) 纱线线密度——当经、纬纱纱线线密度不相同, 线密度大的纱线织缩

率小，线密度小的纱线织缩率大。

(3) 织物密度——织物密度增加，织物织缩率增大。当织物未达到紧密结构状态情况下，一个纱线系统密度增加，会使另一个纱线系统的织缩率增加，这是由于一个纱线系统的密度增加使另一个纱线系统在单位长度内的交织次数增加的缘故。

(4) 织物组织——织物组织的平均浮长越长则表明在单位长度的织物内纱线交织点少，纱线屈曲也越少，织缩率越小。反之则织缩率越大。

(5) 织造工艺参数——织造参数指经纱张力、开口时间、后梁位置、梭口大小、车间温湿度等条件，这些条件对经纱的织缩率有较大的影响。纬纱张力对纬纱的织缩率也有较大影响。

5.5.1.2 纱线性能对表、里层织物长度差的影响

表、里层织物纬向长度差的形成主要依靠的是表、里层纬纱不同的力学性能。通过前面章节的介绍，可知里层纬纱 PTT 为弹性纱线，初始模量低，断裂伸长率大，具有优异的弹性回复性能。在织造时，PTT 纱线易伸长，收缩率也大，从而引起较大的织缩率。而表层纬纱 PET 在织造时不易伸长，收缩率较小，从而引起较小的织缩率，表、里层织物因采用不同的纱线而产生不同的织缩率，进而产生长度上的差异。图 5-9 为表、里层分别采用 PET 和 PTT 纱线织物试样的表、里层经密及其产生的纬向长度差值，从图中可以看出，由于试样表、里层织物纬向织缩不同，造成表、里层经密的差异，各个试样都产生了一定的纬向长度差值。

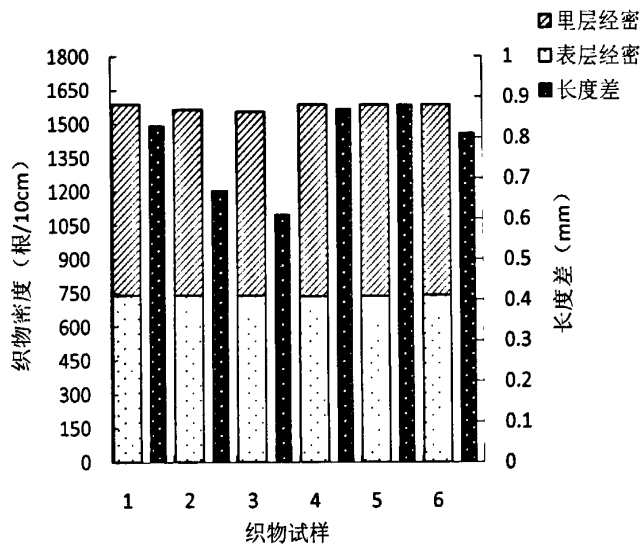


图 5-9 试样表、里层经密及长度差

5.5.1.3 纱线线密度对表、里层织物长度差的影响

试样 1、试样 2 和试样 3 为里层织物采用不同线密度的 PTT 纱线织制的织物试样，PTT 纱线细度分别 55 D/24f、66 D/36f 和 70 D/72f，其各自产生的纬向长度差 Δl 分别 0.88 mm、0.67 mm 和 0.61 mm，如图 5-10 所示。从图中可以看出，

采用不同细度 PTT 纱线织制的织物试样的长度差值有明显的大小区别，其中，里纬纱线细度为 55D/24f 的试样 1 的 Δl 最大，而里纬纱线细度为 70D/24f 的试样 3 的 Δl 最小，其长度差值相差 0.2mm。这主要是由纱线细度不同造成的纬纱张力不同，从而引起的织缩率不同产生的。在织造过程中，纬纱张力是通过梭子上的张力片施加的，其施加的张力是固定的，也就是说梭子对纱线的引纬张力是一样的，对于不同细度的 PTT 纱线来说，施加的张力虽然相同，但由于各自细度不同，受力是不相同的，细度大的纱线粗，受力小，在织造时伸长小，收缩也小；细度小的纱线细，受力大，在织造时伸长大，收缩也大，从而它们各自织物的织缩率有了明显的差异，其织物织缩率大小顺序为：55D/24f> 66D/36f> 70D/72f。试样 1、2、3 表层织物为同种织物，织缩率相同，他们各自长度差值的大小差异是由 PTT 纱线线密度不同造成的里层织物织缩率不同引起的，因此可以得出，随着 PTT 纱线细度的增加，织物试样的长度差明显减小。

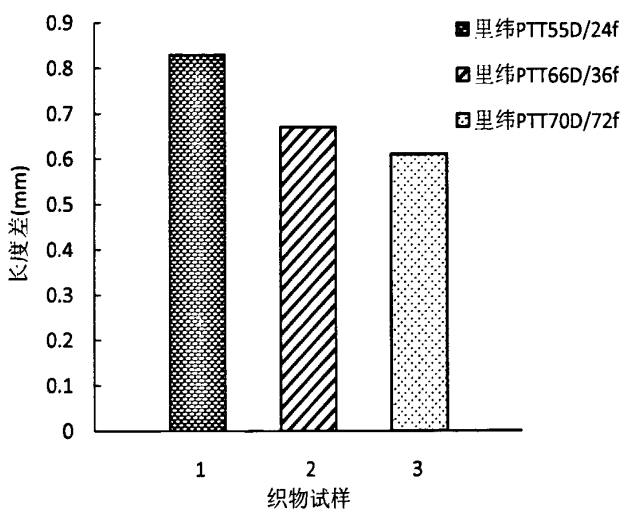


图 5-10 不同线密度的 PTT 长丝织物试样长度差

5.5.1.4 织物组织对表、里层织物长度差的影响

织物组织对表、里层织物长度差的影响没有 PTT 纱线线密度的影响那么明显，其影响大小如图 5-11 所示。试样 1、4、5、7 和 8 为表、里层采用不同组织织制的试样，其中里层织物组织均为平纹组织。试样 1、4、5 表层织物组织分别为平纹、2/2 斜纹和 3/1 斜纹。从图中可以看出，表层为 3/1 斜纹的试样 5 的长度差较大， $\Delta l=0.88\text{mm}$ ，表层 2/2 斜纹的试样 4 长度差次之， $\Delta l=0.87\text{mm}$ ，而表层平纹的试样 1 长度差较小， $\Delta l=0.83\text{mm}$ 。它们长度差之间的差异是由表层织物组织不同引起的。试样 7 和 8 的表层织物组织分别为 2/2 斜纹和 3/1 斜纹，其表、里层纱线均为 PET 长丝， Δl 分别为 0.06mm 和 0.08mm。它们的长度差是由表、里层织物组织不同引起的。织物组织的不同对会织缩率产生影响，平纹组织平均浮长小，表明在单位长度的织物内纱线交织点多，纱线屈曲多，织缩率较

大；而 3/1 斜纹组织平均浮长大，在单位长度的织物内纱线交织点少，纱线屈曲少，织缩率较小；2/2 斜纹织物平均浮长居于两者之间，因此织缩率介于平纹与 3/1 斜纹组织织物之间。由此可见，表、里层织物采用不同组织会造成表里层织物织缩率不同，从而产生长度差值。

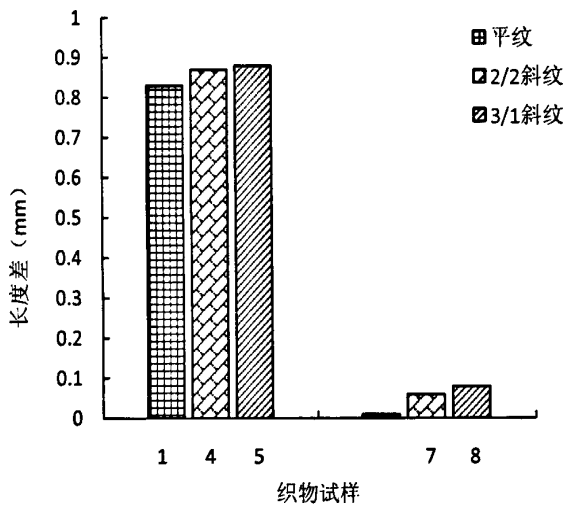


图 5-11 不同组织的织物试样长度差

5.5.2 后整理工艺对织物结构的影响分析

当织物进行后整理时，由于纤维的热收缩性，会使织物产生一定的收缩。影响后整理效果的主要因素是温度和时间。本课题采用干空气对试样进行干热处理，并分析热处理条件对表、里层织物长度差的影响关系。

5.5.2.1 纱线的热处理

测试纱线为 30 D/12f PET 复丝和 55 D/24f PTT 复丝。热处理温度分别为 120℃、140 ℃和 160 ℃，作用时间为 30 s 和 60 s，预加张力为 0.1 cN/dtex。

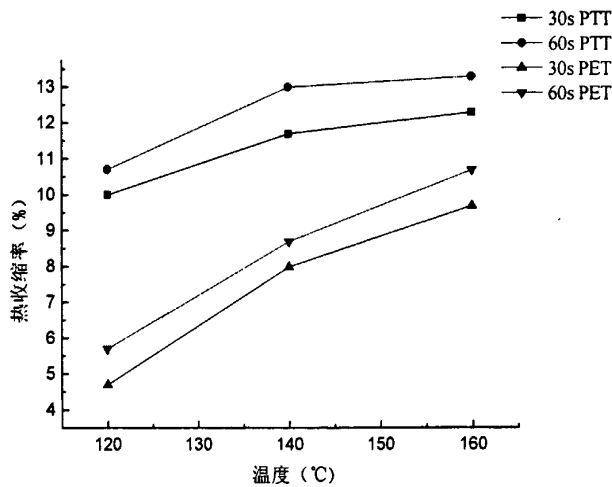


图 5-12 PET/PTT 长丝热收缩率

PTT 和 PET 长丝的热处理结果如图 5-12 所示。从图中可以看到，在相同的温度下，PTT 长丝的热收缩率均大于 PET 长丝，表明 PTT 有较好的热收缩性，主要是由于 PTT 晶区取向小，结晶度小^[54]。在 120 ℃时，PET 长丝的热收缩率仅在 5 %左右，而 PTT 长丝的热收缩率为 10 %。随着处理温度的升高和作用时间的增加，体系熵值增加，分子链逐渐由有序向无序状态发展，解取向增加，PET 和 PTT 纱线的收缩率都随之有所提高，尤其是 PET 纱线，其收缩率随温度升高提高很大，并逐渐接近 PTT 纱线。测试表明，温度改变对 PET 纤维解取向程度的影响很大。而 PTT 长丝随着温度 and 时间的增加，解取向变得平稳和缓，收缩率增加幅度逐渐减小，趋于相对稳定状态。另外，PET 和 PTT 长丝的收缩率差随温度升高而逐渐减小，在 160 ℃时，PET 的收缩率已经增加到 10.7 %，与 PTT 长丝的收缩率相差不到 3 %。

5.5.2.1 织物试样的后整理

测试试样为织物试样 5，后整理温度分别为 120 ℃、140 ℃和 160 ℃，作用时间为 30 s 和 60 s，沿织物经向施加一定张力。图 5-13 为试样 5 在不同后整理温度和时间下的长度差的变化。

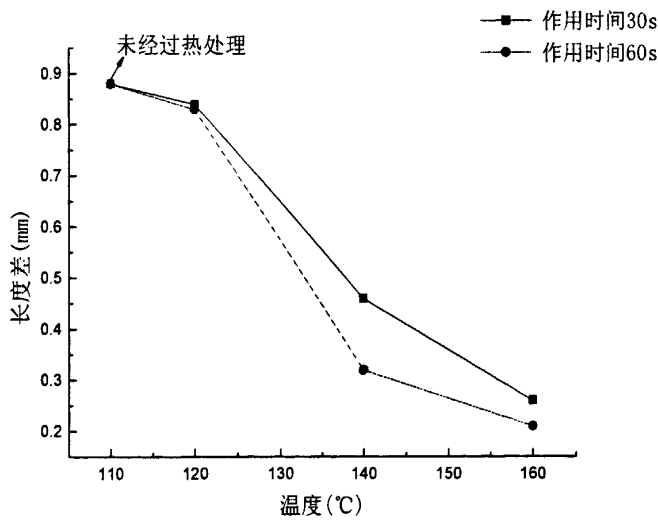


图 5-13 织物试样 5 热处理后长度差

从图中可以看出，在 120 ℃时， Δl 为 0.84 mm，与处理前试样的长度差 0.88 mm 比较变化较小；随着后整理温度的升高和处理时间的增加，长度差值明显降低。在处理温度为 140 ℃作用、时间为 60 s 时，试样长度差值迅速降低为 0.32 mm，不到整理前长度差值的一半。这是因为在这温度范围内，PET 长丝的热收缩率增加幅度较大，引起表层织物较大的收缩，使长度差降低；当温度和时间继续增加时，长度差的降低趋缓。由此可见，虽然 PTT 长丝的热收缩率高于 PET 长丝，但在织物中的热收缩性高的优势并没有完全发挥出来，主要有以下几点原因：

(1) 表、里层织物的覆盖系数

表层织物经密度较小, 纬纱细度小, 织物覆盖系数较小(71.2 %), 织物在后整理时, 纬向纱线可收缩的空间较大; PTT 纱线虽然热收缩率大, 但其所在的里层织物密度较大, 纬纱较粗, 织物覆盖系数较大(82.2 %), 织物结构紧密, 因此织物沿纬向收缩率较小。

(2) 表、里层织物组织

表层织物为 3/1 斜纹, 组织结构较里层织物的平纹组织疏松, 在后整理时, 表层织物可能更易收缩。

(3) 织物结构

织物试样的结构为: 表层织物屈曲, 里层织物平直, 这种结构可能会造成纱线在织物中受力状态不一样。表层织物屈曲, 纱线在织物中束缚较小, 纱线状态较为自由, 后整理时更易收缩; 里层织物平直, 纱线在织物中束缚较多, 造成织物收缩困难。

综合考虑上述原因, 经后整理, 表层织物热收缩率大于里层织物, 从而造成表、里层长度差随着整理温度和时间增加而降低。因此, 织物试样后整理的温度不宜高于 120 °C, 时间不长于 60 s。

5.6 本章小结

本章按照所设计的组织结构和织造参数试织了 8 种双层机织人造血管织物。详细介绍了织造前的准备工作, 包括整经、经纱上机张力、后梁高低、纬纱张力、边撑的安装、选纬及织机参数设定等, 着重强调了织造此结构织物时对织前准备工序的特殊要求, 提出了织造过程中出现的问题及相应的解决方法。对试织的样品通过外观分析和横截面的显微镜观察, 表明实际结构与设计结构相符。试织结果显示, 试样表、里层纬向产生长度差值为 0.61~0.88 mm, 证实了双层机织人造血管织物设计方法的有效性。

为了评估试样的拉伸曲线是否满足人体内血管直径-压力曲线的变化特征, 对其中长度差较明显的 2 种试样进行了拉伸性能测试, 并对其拉伸曲线进行分析。结果显示, 在低负荷下, 双层织物试样拉伸曲线与里层织物 (PTT 纬纱织物) 的拉伸曲线重合, 曲线斜率较低, 在高负荷下, 双层织物试样拉伸曲线为表、里层各自拉伸曲线的叠加, 拉伸负荷增大, 曲线斜率较高。在拉伸受力范围内, 双层织物试样拉伸曲线斜率在设计的转变点处有由低到高转变明显的转折。

本章分析了影响织物结构成形的因素, 如下:

(1) 纱线性能——表、里层织物纬纱性能的不同是形成表、里织物纬向长度差的主要因素。

(2) 纱线线密度——随着里层织物中 PTT 纱线线密度的增加, 里层织物织缩

率减小,表、里层织物的长度差明显减小,PTT 55 D/24f、66 D/36f 和 70 D/72f 作为纬纱织制的织物,与表层织物的纬向长度差分别是:0.88 mm、0.67 mm 和 0.61 mm。

(3) 织物组织——表、里层织物采用不同组织会造成表、里层织物织缩率不同,导致表、里层纬向的长度差异;各组织织物织缩率大小为:平纹>2/2 斜纹>3/1 斜纹。

(4) 干热后整理工艺——试样在处理温度 120~160 °C、作用时间 30s 和 60s 的条件下进行干空气热处理,随着处理温度的升高和作用时间的增加,试样表、里织物的长度差值逐渐减小。因此,织物试样后整理温度不宜高于 120 °C,时间不长于 60 s。

第六章 总结与展望

6.1 总结和结论

针对目前机织涤纶人造血管顺应性较低，与人体血管顺应性不匹配的问题，选用聚对苯二甲酸丙二醇酯（PTT）纤维作为机织人造血管材料，研制一种新型的双层结构机织人造血管织物。通过组织结构的设计与 PTT 纱线的配合，形成一种表里两层具有纬向长度差值的特殊结构，模拟人体血管在体内的直径-压力变化曲线特征，即其顺应性表现为在低压力下较大的膨胀和收缩，具有较高的顺应性，在高压下具有较小的直径变形能力，能够在过度膨胀时承受张力具有较低的顺应性。主要结论如下：

(1) 通过对体内血管径向受力进行分析，将管道的径向受力转化为织物沿纬向的拉伸受力，建立了人造血管顺应性 C 与织物拉伸模量 E 的关系：

$$E = 1.33 \frac{R \times L}{A \times n} \cdot \frac{1}{C}$$

(2) 针对目前机织涤纶人造血管顺应性较低的问题，采用聚酯纤维-聚对苯二甲酸丙二醇酯（PTT）作为机织人造血管织物材料。与现在临床上使用的、由 PET 纤维织制的人造血管相比，PTT 纤维的弹性模量低、断裂伸长率大，弹性回复性好，有利于改善人造血管的性能。在小张力反复拉伸作用下，PTT 织物的弹性回复率比 PET 织物大得多，而其弹性模量仅为 PET 织物的 1/2。PTT 织物较低的弹性模量使机织人造血管的顺应性接近于人体血管。在生理血压范围内，本课题所研制的 PTT 机织人造血管，顺应性值为 3.285~1.289 %/100 mmHg，明显高于 PET 人造血管的顺应性值 2.349~0.502 %/100 mmHg。测试结果表明，PTT 人造血管的直径-压力变化更符合人体内血管的直径-压力变化的特征，与机织涤纶人造血管相比，在顺应性方面有着明显优势。

(3) 为了解决机织人造血管顺应性与人体血管顺应性不匹配的问题，设计了一种双层机织人造血管织物。设计原理主要根据人体内血管直径-压力曲线变化特征，构思一种表、里接结双层织物结构，织物采用了较少的接结组织用机织的织造方法将两层织物连接在一起，形成表、里层织物具有纬向长度差的双层机织物结构。织物结构的成形主要是通过表、里两层织物不同的纬向收缩率，使两层织物纬向产生一定的长度差，再配合设计的组织结构形成的。通过试样的试织，织造结果显示，试样表、里层纬向产生长度差值为 0.61~0.88mm，证实了双层机织人造血管织物设计方法的有效性。对试样拉伸曲线的分析显示双层织物试样拉伸曲线在低负荷下与里层织物（PTT 纬纱织物）拉伸曲线重合，曲线斜率较小，在高负荷

下, 双层织物试样拉伸曲线为表、里层各自拉伸曲线的叠加, 拉伸负荷增大, 曲线斜率较大。在拉伸受力范围内, 双层织物试样拉伸曲线斜率在设计的转变点处有由低到高明显的转折。

(4) 影响织物结构(表、里层织物长度差)的因素主要有:

- 纱线性能——表、里层织物纬纱性能的不同是形成表、里织物纬向长度差的主要因素。
- 纱线线密度——随着里层织物中 PTT 纱线线密度的增加, 里层织物织缩率减小, 表、里层织物的长度差明显减小, PTT 55 D/24f、66 D/36f 和 70 D/72f 作为纬纱织制的织物, 与表层织物的纬向长度差分别是: 0.88 mm、0.67 mm 和 0.61 mm。
- 织物组织——表、里层织物采用不同组织会造成表里层织物织缩率不同, 从而表里层纬向产生长度差值, 各组织织物织缩率大小为: 平纹 > 2/2 斜纹 > 3/1 斜纹。
- 干热后整理工艺——试样在处理温度 120~160 °C, 作用时间 30s 和 60s 的条件下进行干空气热处理, 随着处理温度的升高和作用时间的增加, 表、里层织物长度差逐渐减小。因此, 织物试样后整理温度不宜高于 120 °C, 时间不长于 60s。

6.2 展望

本课题所研制的织物还存在表、里层长度值不明显的问题, 且控制长度差的工艺条件还不成熟。今后在该方面的研究可以尝试以线密度更细的 PTT 长丝作为里层织物的纬向用纱, 并且适当增加两个接结组织之间的长度; 另外, 表、里层织物可以采用不同的经密进行织造, 并且通过调整经密比来增加长度差值。进一步的工作是继续增加并能较准确控制织物表、里层织物的长度差异, 再进行管状织物的试织, 从而完善在组织结构方面对改善机织人造血管顺应性的研究。

参考文献

- [1] Klabunde R E. Cardiovascular physiology concepts [M]. Ohio: Oste M Co, 2002:4-5.
- [2] 邹菲, 王璐. 高分子材料人造血管顺应性的研究 [J]. 医用生物力学, 2004, 19(3): 188-192.
- [3] Moghe A K. Study and characterization of small diameter woven tubular fabrics [D]. MSc Thesis. Raleigh: North Carolina State University, 2002: 6-11.
- [4] Hiromichi S, Keiichi T, Yasuhide N. Small-diameter compliant arterial graft prosthesis: Design concept of coaxial double tubular graft and its fabrication [J]. John Wiley & Sons, 2001, 55(17): 266-276.
- [5] 王璐, 丁辛, Durand B. 人造血管的生物力学性能表征 [J]. 纺织学报, 2003, 24(1): 3-6.
- [6] ISO7198, Cardiovascular implants-Tubular vascular prostheses [S]. 1998.
- [7] 段志泉, 张强. 实用血管外科学 [M]. 辽宁科学技术出版社, 沈阳, 1999: 16-17.
- [8] 周江蛟, 张福先, 张欢. 血管替代物的发展与展望 [J]. 国际外科学杂志, 2007, 34(12): 799-800.
- [9] Bkmberg E, Claesson P M. Surface coated with protein layers: a surface force and ECSA study [J]. Biomaterials, 1998, 19(8): 371-386.
- [10] 凌凯, 王璐, 贾立霞. 人造血管的纺织设计与加工技术 [J]. 上海医学生物工程, 2003, 24(2): 49-52.
- [11] King M W. Designing fabrics for blood vessel replacement [J]. Canadian Textile Journal, 1991, 108(4): 24-30.
- [12] Pourdeyhim B. Vascular grafts: Textile structures and their performance [M]. English, 1986: 234-240.
- [13] 贾立霞, 王璐, 凌凯. 小直径纺织基人造血管的工程设计 [J]. 东华大学学报 (自然科学版), 2004, 30(2): 125-130.
- [14] 赵书尧, 李毓陵, 陈旭炜. 人造血管用织物的研究及其渗透性能的研究 [J]. 产业用纺织品, 2002, 20(12): 20-22.
- [15] 房雪松, 李毓陵, 陈旭炜. 管状腔内隔绝术用人造血管的设计与性能分析 [J]. 纺织科技进展, 2006(2): 58-59.
- [16] 王继量, 王国斌. 人工血管基因修饰的研究进展 [J]. 国外医学生物医学工程分册, 2001, 24(4): 158-162.

- [17]相金燕. 携载药物的腔内隔绝用织物的研制 [D]. 硕士毕业论文. 上海: 东华大学, 2002: 2-3.
- [18]何凡,李晓阳. 动脉壁力学性质研究评述 [J]. 北京生物医学工程, 2008, 27(6): 647-650.
- [19]Walker R D, Smith R E, Sheriff S B, et al. Latex vessels with customized compliance for use in arterial flow models [J]. Physiological Measurement, 1999, 20(6): 277-286.
- [20]李新宁, 徐庆, 温功碧. 脉搏波动传播和血液顺应性对体循环和肺循环系统血流特性和心室功率的影响 [J]. 中国生物医学工程学报, 2001, 20(1): 38-45.
- [21]Hasegawa M, Azuma T. Mechanical Properties of Synthetic Arterial Grafts [J]. Journal of Biomechanics, 1979, 12(4), 509-517.
- [22]Segers P, Flaud P, Oddoa C. Cardiovascular fluid dynamics [M]. Marseille, 1994: 53-55.
- [23]Kannana Y R, Salacinskia H J, Odlyhab M, et al. The degradative resistance of polyhedral oligomeric silsesquioxane nanocore integrated polyurethanes: An in vitro study [J]. Biomaterials, 2006, 27(5): 1971-1979.
- [24]Jeschke M G, Hermanutz V, Wolf S E. Polyurethane vascular prostheses decrease neointimal formation compared with expanded polite-trafluoroethylene [J]. Journal of Vascular Surgery, 1999, 29(1) :168-176.
- [25]Irina S. Effects of compliance mismatch on blood flow in an artery with endovascular prosthesis [J]. Journal of Biomechanics, 2005, 38(4): 2078-2086.
- [26]Sandip S, Thomas S R, George H, et al. Achieving the ideal properties for vascular bypass grafts using a tissue engineered approach: a review [J]. Journal of Bio-Medical Engineering and Computers, 2007, 45(8): 327-336.
- [27]Sonoda H, Urayama S, Takamizawa K, et al. Compliant design of artificial graft: compliance determination by new digital X-ray imaging system-based method [J]. Journal of Biomedical Materials Research, 2002, 60(1): 191-195.
- [28]Virginio Q, Tomaso V, Francesco M, et al. An in vitro methodology for evaluating the mechanical properties of aortic vascular prosthesis [J]. Artificial Organs, 2002, 26(6): 555-564.
- [29]How T V, Guidoin R, Young S K. Engineering design of vascular prosthesis [J]. Journal of Process Mechanical Engineering, 1992, 20(6): 61-69.
- [30]Stewart S F, Gao J , Crapo P, et al. Co-expression of elastic and collagen leads to highly compliant engineered blood vessels [J]. Journal of Biomedical Materials Research, 2008, 85(12): 1120-1128.

- [31]Toshikazu Y, Masashi I .Improved elasticity makes vascular prosthesis more life-like [J]. Medical Textiles, 1997, (3): 6-9.
- [32]Gupta B S, Kasyanov V A. Biomechanics of human common carotid artery and design of novel hybrid textile compliant vascular grafts [J]. Journal of Biomedical Materials Research. 1997, 34 (9): 341-349.
- [33]Kantsevitcha V, Masteiko E, Ribickis L. Vascular prosthesis [P]. US Patent, 20040221623. 2004-11-11.
- [34]唐朝君, 王贵学, 危当恒. 小口径人工血管研究的进展 [J]. 中国医疗器械杂志, 2005, 29(6): 439-442.
- [35]潘玉先. 大隐静脉内皮细胞种植人工血管的实验研究 [J]. 中国普外基础与临床杂志, 2000, 7(1): 13-16.
- [36]Sparks S R. Small-caliber mesothelial cell-layered polytetrafluoroethylene vascular grafts in New Zealand white rabbits [J]. Annals of Vascular Surgery, 2002, 16(1): 73-76.
- [37]Conti J C, Strobe E R, Price K S, et al. Sources of error in monitoring high speed testing of vascular grafts [J]. Biomedical Sciences Instrumentation, 1998, 34(4): 240-245.
- [38]Conti J C. Dynamic Compliance Tester [P].US Patent, 11990. 1990-10-5.
- [39]Conti J C, Strobe E R, Rohde D J, et al. Frequency dependent radial compliance of latex tubing [J].Biomedical Sciences Instrumentation, 1997, 33(3): 524-529.
- [40]王璐, 姜华, 杜令洋等. 人造血管顺应性仿真测试装置及其测试方法 [P]. 中国专利, 公开号: CN101393095. 2009-3-25.
- [41]Sonoda H, Takamizawa K, Nakayama Y, et al. Coaxial double-tubular compliant arterial graft prosthesis: time-dependent morphogenesis and compliance changes after implantation [J]. Journal of Biomedical Materials Research, 2003, 65(2): 170-181.
- [42]Studinger P, Lenard Z, Reneman R, et al. Measurement of aortic arch distension wave with the echo-tracking technique [J]. Ultrasound Medical Biology, 2000, 26(2): 1285-1291.
- [43]Isnard R N, Pannier B M, Laurent S, et al. Pulsatile diameter and elastic modulus of the aortic arch in essential hypertension: a noninvasive study [J]. American Journal of Cardiology, 1989, 13(1): 399-405.
- [44]Klein S R, Goldberg L, Miranda R M, et al. Effect of suture technique on arterial anastomotic compliance [J]. Archives of Surgery, 1982, 117(6): 45-47.
- [45]White R, Goldberg L, Hirose F, et al. Effect of healing on small internal diameter

- arterial graft compliance [J]. Journal of Biomaterials Medical Device and Artificial Organs, 1983, 11(3): 21-29.
- [46] Hasson J E, Megerman J, Abbott W M. Suture technique and para-anastomotic compliance [J]. Journal of Vascular Surgery, 1986, 34(3): 591-598.
- [47] Sonoda H, Takamizawa K, Nakayama Y, et al. Small-diameter compliant arterial graft prosthesis: Design concept of coaxial double tubular graft and its fabrication [J]. Journal of Biomedical Materials Research, 2001, 55(11): 266-276.
- [48] Hayashi K, Nakamura T. Material tests system for the evaluation of mechanical properties of biomaterials [J]. Journal of Biomedical Materials Research, (4): 133-144.
- [49] Moghe A K, Gupta B S. Small-diameter blood vessels by weaving: prototyping and modeling [J]. Journal of the Textile Institute. 2008, 99(5): 467-477.
- [50] 丁辛, 陈莹, 李毓陵, 王璐, 高洁, 赵学谦. 一种可改善径向顺应性的纺织人造血管 [P]. 中国专利. 申请号: 200910197649.6. 2009-10.
- [51] 刘肖燕. 腔内隔绝用纺织基人造血管成型及其性能研究 [D]. 硕士毕业论文. 上海: 东华大学, 2008: 15-17.
- [52] 赵珺. 血管腔内隔绝器具的研制与应用 [D]. 博士论文. 上海: 第二军医大学, 2002.
- [53] 李毓陵, 李刚, 丁辛, 等. 刚性剑杆1×4多梭箱机构 [P]. 中国专利, 公开号: CN200710042827, 2007-11-28.
- [54] 肖红, 施楣梧, 刘晶. 不同温度下PET/PTT长丝的结构和性能 [J]. 纺织学报, 2008, 29(8): 6-9.

致 谢

硕士在读的两年半学习生活中,众多的良师益友在学习上给我的指导和帮助、在生活上给我的关怀和照顾以及在思想上给我的鞭策和促进,我将终身难忘。

首先,感谢我尊敬的导师丁辛教授,感谢丁老师在学术上对我的指导,在生活中的关怀才使我顺利完成自己的学业。从确定课题方向、课题的具体实验设计、到论文的撰写的每一个具体环节,导师都给予了严格的教育指导和无微不至的关怀。读研期间,导师渊博的学识,认真、严谨的治学态度,勤勉的工作精神一直是我学习的榜样,也必将使我受益终生!在此论文即将完成之际,谨向我的导师致以最衷心的感谢和深深的敬意

我还要特别感谢李毓陵教授、王璐教授和实验室的刘秀梅老师在实验过程中及实验室配套条件上给予的指导和帮助,他们那勤勉的作风、和蔼的为人、谦逊的态度和严谨的治学风格永远值得我敬仰和学习。

在本课题实验阶段还得到很多同学的帮助,特别要对陈莹、赵学谦、王英梅、杜令洋等同学在课题上给予我的巨大帮助深表感谢。

向所有帮助和支持我的老师、同学和亲朋好友们表示谢意!向培养我的母校敬礼!

附 录

2

附录一 实验原始数据

附录中纱线各测试指标单位:断裂强力 cN, 断裂强度 cN/tex, 断裂伸长 mm, 断裂伸长率%, 断裂功 W, 断裂时间 s, 屈服强力 cN, 屈服伸长 mm, 初始模量 cN/tex, 塑性变形率%, 弹性回复率%, 应力松弛率%, 松弛强力 cN。织物各测试指标单位断裂强力 N, 断裂强度 MPa, 断裂伸长 mm, 断裂伸长率%, 塑性变形率%, 弹性回复率%。

附表 1 PET 30D/12f 纱线拉伸断裂性能

次数	断裂强力	断裂强度	断裂伸长	断裂伸长率	断裂功	断裂时间	屈服强力	屈服伸长	初始模量
1	124	37.576	49.244	19.698	43.632	11.819	94	19.336	5.152
2	126	38.182	55.054	22.022	49.758	13.213	91	19.431	5.758
3	130	39.394	58.388	23.355	54.563	14.013	92	19.622	4.848
4	129	39.091	56.578	22.631	52.404	13.579	93	19.526	4.545
5	124	37.576	53.054	21.222	47.239	12.733	93	20.384	5.455
6	119	36.061	45.339	18.136	38.087	10.881	90	19.145	4.848
7	122	36.97	49.435	19.774	42.826	11.864	93	20.193	5.152
8	120	36.364	41.624	16.65	34.992	9.99	93	18.669	4.848
9	131	39.697	58.579	23.432	55.498	14.059	94	19.431	5.152
10	127	38.485	54.769	21.908	49.91	13.144	91	18.86	5.152
平均值	125.2	37.94	52.206	20.883	46.891	12.53	92.4	19.46	5.091
最大值	131	39.697	58.579	23.432	55.498	14.059	94	20.384	5.758
最小值	119	36.061	41.624	16.65	34.992	9.99	90	18.669	4.545
CV%	3.3	3.3	10.852	10.852	14.69	10.853	1.461	2.721	6.765

附表 2 PET 30D/12f 纱线定伸长 10%拉伸弹性回复率

次数	塑性变形	塑性变形率	弹性回复率	停止强力	松弛强力	应力松弛率	实际伸长
1	11.62	4.64	52.53	87	80	8.05	25.051
2	11.049	4.41	54.86	84	78	7.14	25.051
3	10.858	4.33	55.64	87	81	6.9	25.051
4	11.716	4.68	52.14	84	78	7.14	25.051
5	12.859	5.14	48.28	82	76	7.32	25.051
平均值	11.62	4.64	52.69	84.8	78.6	7.31	25.051
最大值	12.859	5.14	55.64	87	81	8.05	25.051
最小值	10.858	4.33	48.28	82	76	6.9	25.051
CV%	6.736	13.844	5.467	2.557	2.48	6.016	0

附表 3 PET 30D/12f 纱线定伸长 15%拉伸弹性回复率

次数	塑性变形	塑性变形率	弹性回复率	停止强力	松弛强力	应力松弛率	实际伸长
1	23.241	9.29	37.76	92	85	7.61	37.528
2	22.955	9.16	37.89	93	86	7.53	37.528
3	22.86	9.13	38.62	91	85	6.59	37.528
4	22.86	9.11	37.5	93	87	6.45	37.528
5	22.574	9.01	38.92	91	84	7.69	37.528
平均值	22.898	9.14	38.138	92	85.4	7.174	37.528
最大值	23.241	9.29	38.92	93	87	7.69	37.528
最小值	22.574	9.01	37.5	91	84	6.45	37.528
CV%	1.044	2.142	1.582	1.087	1.335	8.388	0

附表 4 PTT 55D/24f 纱线拉伸性能

次数	断裂强力	断裂强度	断裂伸长	断裂伸长率	断裂功	断裂时间	屈服强力	屈服伸长	初始模量
1	136	22.259	44.006	27.602	31.312	10.561	44	8.001	2.946
2	118	19.313	40.767	26.307	26.235	9.784	44	8.573	2.619
3	144	23.568	66.389	36.556	62.639	15.933	131	41.434	2.782
4	138	22.586	51.816	30.726	43.175	12.436	129	39.529	2.946
5	128	20.949	43.624	27.45	30.062	10.47	45	8.668	2.782
6	133	21.768	44.101	27.64	30.844	10.584	42	7.62	2.782
7	128	20.949	40.958	36.383	26.964	9.83	45	8.382	3.11
8	122	19.967	41.815	36.726	27.603	10.036	43	8.382	2.946
9	121	19.804	43.148	27.259	27.828	10.356	42	8.001	2.946
10	128	20.949	41.91	36.764	27.691	10.058	45	9.239	2.782
平均值	129.6	21.211	45.853	38.341	33.435	11.005	61	14.783	2.864
最大值	144	23.568	66.389	26.556	62.639	15.933	131	41.434	3.11
最小值	118	19.313	40.767	16.307	26.235	9.784	42	7.62	2.619
CV%	6.323	6.323	17.169	17.169	33.991	17.167	59.651	91.72	4.859

附表 5 PTT 55D/24f 纱线定伸长 10%拉伸弹性回复率

次数	塑性变形	塑性变形率	弹性回复率	停止强力	松弛强力	应力松弛率	实际伸长
1	2.096	0.84	91.41	68	63	7.35	25.051
2	2.096	0.83	91.2	65	59	9.23	25.051
3	2.381	0.95	90.2	66	62	6.06	25.051
4	2.096	0.83	91.24	66	62	6.06	25.051
5	2	0.8	91.76	68	64	5.88	25.051
平均值	2.134	0.85	91.162	66.6	62	6.916	25.051
最大值	2.381	0.95	91.76	68	64	9.23	25.051
最小值	2	0.8	90.2	65	59	5.88	25.051

CV%	6.763	14.811	0.638	2.014	3.017	20.553	0
-----	-------	--------	-------	-------	-------	--------	---

附表 6 PTT 55D/24f 纱线定伸长 15%拉伸弹性回复率

次数	塑性变形	塑性变形率	弹性回复率	停止强力	松弛强力	应力松弛率	实际伸长
1	2.953	1.18	91.88	97	92	5.15	37.528
2	2.667	1.06	92.76	109	103	5.5	37.528
3	2.476	0.99	93.19	110	105	4.55	37.528
4	2.286	0.91	93.65	106	101	4.72	37.528
5	1.905	0.76	94.76	113	109	3.54	37.528
平均值	2.457	0.98	93.248	107	102	4.692	37.528
最大值	2.953	1.18	94.76	113	109	5.5	37.528
最小值	1.905	0.76	91.88	97	92	3.54	37.528
CV%	16.078	27.936	1.145	5.723	6.201	15.844	0

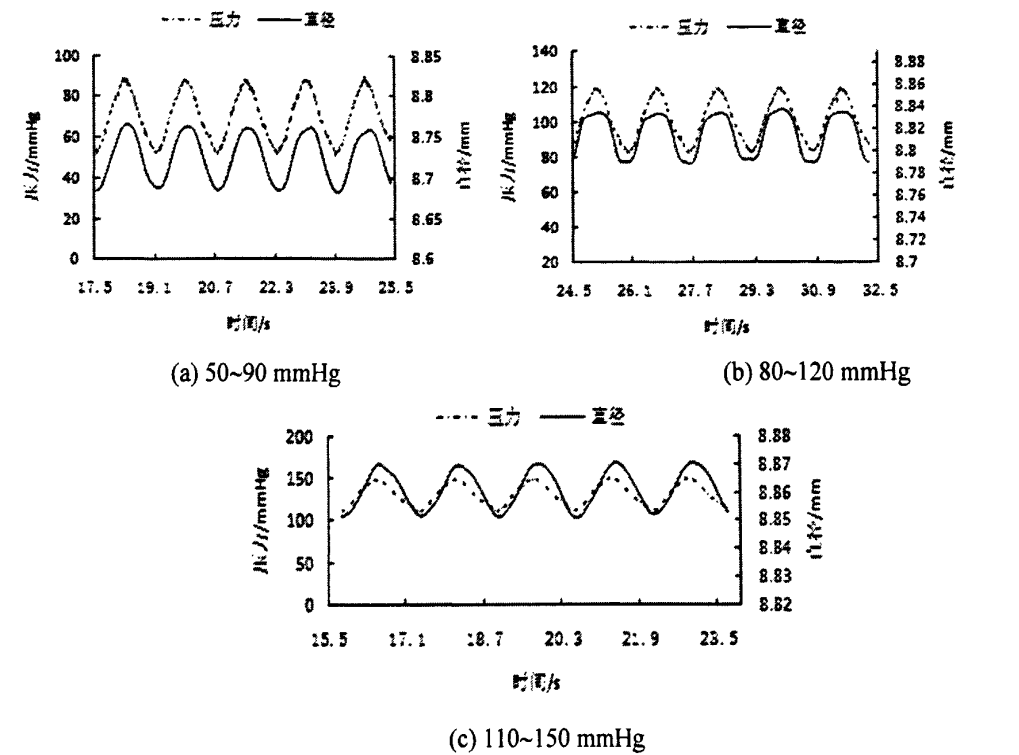
附表 7 PET 织物弹性回复率

次数	塑性变形	塑性变形率	弹性回复率
1	0.45	0.89	10
2	0.1	0.19	33.33
3	0.2	0.4	20
平均值	0.25	0.432	21.11
最大值	0.45	0.89	33.43
最小值	0.1	0.19	10
CV%	33.21	37.17	39.93

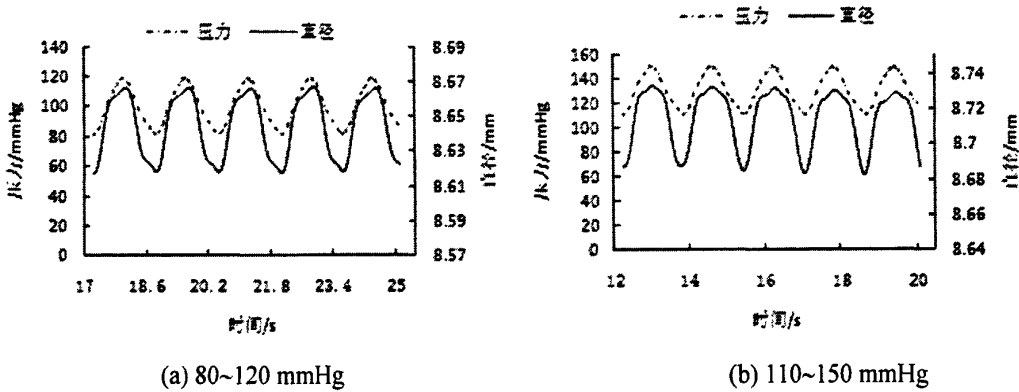
附表 8 PTT 织物弹性回复率

次数	塑性变形	塑性变形率	弹性回复率
1	0.1	0.2	86.73
2	0.05	0.1	93.34
3	0.05	0.1	91.89
平均值	0.06	0.1	90.74
最大值	0.1	0.2	93.34
最小值	0.03	0.04	85.73
CV%	4.66	5.72	4.16

附表 9 不同脉动压力下的 PET 人造血管直径变化



附表 10 脉动压力下的 PTT 人造血管直径变化



附表 11 单层织物试样 I 拉伸断裂性能

次数	断裂强力	断裂强度	断裂伸长	断裂伸长率
1	99.918	333	10.022	28.9
2	101.48	338	9.561	24.4
3	106.83	356	10.231	25.7
平均值	102.76	342	9.938	26.3
CV%	3.53	3.53	3.45	8.81

附表 12 单层织物试样Ⅱ拉伸断裂性能

次数	断裂强力	断裂强度	断裂伸长	断裂伸长率
1	71.382	236	6.353	22.2
2	110.44	365	9.502	26.7
3	71.135	235	8.094	29.3
平均值	84.32	279	7.983	26.0
CV%	26.83	26.83	19.76	13.78

附表 13 单层织物试样Ⅲ拉伸断裂性能

次数	断裂强力	断裂强度	断裂伸长	断裂伸长率
1	117.02	208	16.895	42.4
2	123.44	219	17.548	51.6
3	137.34	244	18.119	47.1
平均值	125.93	224	17.521	47.1
CV%	8.25	8.25	3.49	9.78

附表 14 双层试样 1 拉伸断裂性能

次数	断裂强力	断裂强度	断裂伸长	断裂伸长率
1	180.35	209	16.396	41.6
2	167.02	193	15.043	42.8
3	215.87	250	16.864	40.7
平均值	204.03	236	16.101	41.7
CV%	12.37	12.40	5.87	2.53

附表 15 双层试样 5 拉伸断裂性能

次数	断裂强力	断裂强度	断裂伸长	断裂伸长率
1	251.89	291	19.545	50.3
2	233.55	270	19.905	53.8
3	281.50	325	19.309	58.7
平均值	255.64	295	19.586	54.3
CV%	9.46	9.46	1.53	7.78

附表 16 PET 30D/12f 纱线后处理后长度及热收缩率

温度		120℃	140℃	160℃
时间	长度/mm	28.6	27.6	27.1
	收缩率/%	4.7	8	9.7
60s	长度/mm	28.3	27.4	26.8
	收缩率/%	5.7	8.7	10.7

注：测试纱线试样长度为 30mm

附表 17 PTT 55D/24f 纱线热收缩率

温度		120℃	140℃	160℃
时间				
30s	长度/mm	27.0	26.5	26.3
	收缩率/%	10	11.7	12.3
60s	长度/mm	26.8	26.3	26.0
	收缩率/%	10.7	13	13.3

注：测试纱线试样长度为 30mm

附表 18 双层试样 5 后整理长度差

温度		120℃	140℃	160℃
时间				
30s		0.84	0.46	0.26
60s		0.83	0.32	0.21

附录二 攻读学位期间发表论文情况

1. 高洁, 丁辛, 陈莹, 李毓陵, 王璐, 赵学谦. PTT 长丝改善机织人造血管的顺应性[J]. 纺织学报.

2. 丁辛, 陈莹, 李毓陵, 王璐, 高洁, 赵学谦. 一种可改善径向顺应性的纺织人造血管[P]. 中国专利. 申请号: 200910197649.6. 2009-10.

