

面向医学应用的血流动力学数值模拟(I): 动脉中的血流

乔爱科, 刘有军

(北京工业大学 生命科学与生物工程学院, 北京 100022)

摘要: 针对主动脉弓、S形弯曲动脉、颈动脉、腹主动脉等几种典型动脉的血流动力学数值模拟结果进行了分析和探讨, 对动脉狭窄及其旁路移植管搭桥术、动脉瘤及其血管内支架治疗、主动脉夹层及其旁路搭桥术等血流动力学进行了讨论. 研究表明, 血流动力学不仅在动脉病变的发生和发展过程中起着决定性的作用, 而且是外科医生在心血管疾病的手术和介入治疗等过程中必须充分考虑的因素.

关键词: 心血管系统; 心血管手术; 血流动力学; 计算流体力学

中图分类号: Q 66

文献标识码: A

文章编号: 0254-0037(2008)02-0189-08

血液循环过程包括血液流动、血细胞和血管的变形、血液和血管的相互作用等, 其中均蕴藏着丰富的力学规律. 血流动力学因素在动脉疾病形成、发展和治疗中起着重要作用. 动脉中的血流动力学研究一直是生物力学和生物医学工程研究的热点. 研究表明, 血流动力学因素, 如壁面切应力(WSS)、壁面切应力梯度(WSSG)、流动分离、二次流等, 对动脉血管内皮细胞损伤、动脉内膜加厚、内膜平滑肌细胞增生和内膜结缔组织接合以及聚集单核血细胞、血小板和巨噬细胞等都有重要影响^[1-3].

利用计算流体力学(CFD)的数值模拟方法研究心血管系统的血流动力学机理已经越来越受到人们的重视. 其原因是, 无论是动物实验还是人体实验, 都存在许多困难和风险, 成本和花费也很高. 实验中所能得到的流动参数是极其常规和有限的, 如仅限于速度、压力等, 更为复杂的流动参数, 如速度矢量、流线、壁面切应力等就得不到了^[4]. 随着高性能电子计算机硬件以及软件的研发, 利用数值模拟方法可以较为方便地、有针对性地研究某些特定几何和力学因素对血流动力学的影响. 血流动力学数值模拟主要目的是揭示动脉血流动力学因素与动脉粥样硬化、动脉瘤等动脉疾病之间的关系. 特别是当在体或离体实验研究不可行时, 数值模拟就成为唯一的可行手段. 虽然仅仅依靠血流动力学的数值模拟结果, 还不能完全解释有关动脉疾病, 但这些数值模拟结果的确有助于人们更好地理解动脉疾病发生和发展的生理和病理基础^[5-6].

1 典型动脉的血流动力学数值模拟

动脉粥样硬化总是呈现高度的病灶性而无明显的个体差异, 即动脉粥样硬化早期的斑状沉积大都会发生于冠状动脉、颈动脉、腹主动脉、股动脉等复杂流动区域, 而其他动脉中则不发生或基本不发生这样的病变. 动脉瘤常常发生在腹主动脉或为大脑供血的小动脉中, 在肢体动脉中从不发生这样的病变. 这些病变部位的血液流动常常伴随着流动分离、回流、二次流等复杂流动现象, 而这些复杂流动全部是由动脉的分岔、弯曲等引起的^[4]. 因此, 这些病灶部位的局部血流动力学因素在动脉病变的发生和发展过程中起着决定性的作用.

收稿日期: 2006-11-06.

基金项目: 北京市自然科学基金资助项目(3062003); 国家自然科学基金资助项目(10772010, 30470450).

作者简介: 乔爱科(1967-), 男, 山西平定人, 副教授.

1.1 主动脉弓内的血流

一些研究人员在研究主动脉弓内血液流动问题时,都将主动脉弓简化为环向弯曲 180° 的圆管,而没有考虑升主动脉和降主动脉对主动脉弓内血液流动的影响^[7-8].事实上,将升主动脉、主动脉弓和降主动脉联系起来研究血液流动,能更客观地反映血液在弯曲动脉中的实际流动情况.文献[9]将三者联系起来,对发展中的生理性血液脉流进行了研究.研究表明,在主动脉弓内侧壁处同时存在主流方向和二次流方向的回流,此处容易形成涡流,引起供氧不足而使内皮细胞受损.主动脉弓内侧壁比外侧壁的壁面切应力具有更强的脉动性.在强烈的交变应力作用下,内皮细胞极易产生疲劳损伤.此结果对研究其他弯曲血管(如冠状动脉等)血液流动问题有借鉴的意义,并有助于更好地研究弯曲动脉中血液流动现象与动脉粥样硬化之间的关系.

1.2 S形弯曲动脉内的血流

对弯曲动脉内的血流动力学问题已经有大量深入的研究,比如,Chang和Tarbell对弯曲动脉中充分发展的正弦型和脉动型血流进行了研究^[10],然而对S形弯曲动脉中的流动问题还没有很好地研究.一些小动脉(如冠状动脉和颈动脉)的几何形状在局部也有近似S形弯曲.文献[11]考虑了具有不同直径的大、小2种S形弯曲动脉模型,对其中的血液流动进行了数值模拟,目的是对Blakemore手术和主动脉弓及其他动脉的外科修复手术进行血流动力学分析.通过对流场的比较分析发现,S形弯曲动脉中的血液流动呈现复杂的回流和二次流、压力和壁面切应力变化剧烈等特点.S形弯曲动脉中的这些血流动力学特征都会影响到动脉内皮的功能、内皮与底层结缔组织的连接以及内膜增生等.因此可以认为,在利用人造或自体血管修复和旁路狭窄动脉的手术中应避免形成S形弯曲血管,尤其在大动脉中.

1.3 颈动脉内的血流

颈动脉分支是人体中极其典型和重要的动脉分支.颈动脉分支处的动脉粥样硬化,会导致严重的脑缺血、中风甚至死亡.文献[12]利用数值模拟方法研究了颈动脉分支的血流动力学,发现几何形状对颈动脉血流动力学有很大影响.文献[13]根据在体测量的尺寸构造了解剖精确的颈动脉分支几何模型,采用在体测量的流量波形和压力波形确定计算的边界条件,对颈动脉内的血液流动进行了数值模拟.结果表明,在心脏收缩的减速期及舒张期,颈动脉窦中产生了流动分离,形成了低速回流区.该流动分离是脉动的,导致了壁面切应力的振荡.二次流引起的周向壁面切应力,相对于轴向速度引起的轴向壁面切应力并不是可以忽略不计的.周向和轴向壁面切应力的迭加,使壁面切应力的数值增大,并且方向发生改变.

1.4 腹主动脉内的血流

由于腹主动脉要将血液同时输送到腹部的各个器官,所以具有繁多的分支.动脉粥样硬化多发生于肾动脉以下相对较直的腹主动脉的后壁面上.文献[14]对腹主动脉内的血流动力学进行了数值模拟研究.结果表明,在一个心动周期内,腹主动脉内回流区的大小呈周期性变化,产生了低的振荡型壁面切应力.这个低的振荡壁面切应力区与动脉粥样硬化斑块发生的位置相吻合.在肾下的腹主动脉处速度比较低,速度场的方向主要是朝向其前臂的方向,而且在心脏收缩的后期和整个心脏舒张期,在肾下腹主动脉的后壁处可以看到回流区;腹主动脉的大部分区域内壁面切应力的方向主要是由前向后的.然而,在腹腔动脉出口和肠系膜上动脉出口的附近区域壁面切应力径向朝向出口.在肾动脉的附近区域,壁面切应力形成环绕肾动脉出口的集中环;在与腹腔动脉和肠系膜上动脉相对的后壁以及肾动脉末梢的后壁处,壁面切应力相对较低,并且其方向为周向的.

2 动脉病变及治疗的血流动力学数值模拟

现代心血管血流动力学对于探索诸如动脉粥样硬化、高血压、冠心病、心脏瓣膜等疾病的机理和治疗

方法都起到了重要作用。动脉病变的治疗方法,如血管内支架、移植管搭桥、动脉切除或旷置等,并不一定会取得预期的效果,往往在术后几年造成失效并产生严重后果。其中的原因很多,但生物力学因素仍然是重要原因。局部血流动力学因素会直接影响到心血管疾病手术、介入治疗的成功率和长期有效性。所以,血流动力学不仅在动脉病变的发生和发展过程中起着决定性的作用,而且是外科医生在手术和介入治疗等过程中必须充分考虑的因素。血流动力学数值模拟研究已经成为心血管疾病治疗方案的辅助决策手段,可以为医生提供手术计划指导。

2.1 动脉狭窄及其旁路移植管搭桥术治疗

动脉粥样硬化造成动脉局部狭窄,影响下游血管的血液灌注,会造成患者疼痛、跛行,甚至猝死。流体力学研究证实,动脉粥样硬化斑块作为血管壁上的凸起物,受到的血流动力学影响因素有剪切应力、管壁张应力、跨壁压力、血管收缩或痉挛时产生的脉动压力变化及湍流时的压力变化等。包括环向应力和剪切应力在内的内流冲力,可导致不稳定斑块的破裂^[15]。

文献[16]对轴对称动脉狭窄的流固耦合模型进行了数值模拟研究,发现在狭窄部位的速度增大了且狭窄前部经受着较大的变形,狭窄后部的血液流动呈现流动分离、回流等复杂流动现象,是动脉粥样硬化和血管狭窄进一步恶化的危险区域。邓小燕等人认为,血管内壁脂质浓度极化是造成动脉粥样硬化的重要因素之一^[17]。他们利用数值模拟方法,研究了在脉动流条件下动脉狭窄血管段内低密度脂蛋白(LDL)的质量传输问题。结果表明,在血管狭窄处峰口附近的流动分离点 LDL 壁面浓度最高。这种质量传输现象可能在动脉粥样硬化的局部性和动脉狭窄的形成中起着很重要的作用。

针对严重狭窄的动脉血管,往往采用人工合成血管或自体静脉血管进行动脉旁路移植管搭桥术,从而恢复对狭窄动脉下游血管和组织的正常供血。动脉搭桥术的一个主要问题是术后血管闭塞的高发生率以及后续高昂的治疗费用让人难以接受。下游缝合区的内膜增生和再狭窄发展是手术失败的诱因。

传统动脉搭桥术往往采用下游“端对侧”缝合的单移植管结构(单路搭桥术)。这样,在缝合区对侧存在一个底部区域,来自移植管的血液流动对血管底部产生强烈冲击,并引起了缝合区血流动力学的不均匀和剧烈变化,这与内膜增生和再狭窄密切相关^[18]。针对这一问题,文献[19-20]提出了一种采用对称双路移植管搭桥术。通过对 2 种搭桥术的血流动力学数值模拟发现,双路搭桥术模型呈现较弱的回流和二次流,壁面切应力分布更均匀,其流动紊乱程度被大大削弱了,并具有较好的流动特征和更好的壁面切应力分布,对减少内膜增生和再狭窄是有利的。然而,手术时间长、手术难度增加、移植管材料缺乏、创伤加大和缝合区附近的动脉被削弱等问题,限制了双路搭桥术的临床应用,因此,进行大量实验研究是非常必要的。

为改善传统“端对侧”动脉搭桥术缝合区几何结构的突变导致的流场不均匀现象,文献[21]又提出了流线型的“端对端”缝合方式。“端对端”模型中的血流动力学数值模拟结果表明,“端对端”比“端对侧”具有更好的血流动力学特征,可以改善搭桥术效果。

影响动脉搭桥术成功率的因素很多,移植管-宿主动脉直径比和缝合角是其中 2 个重要的几何因素。实践证明,小角度的缝合结构是有利的。文献[22]对 20°、30°和 45°等不同缝合角度的股动脉搭桥术进行了血流动力学数值模拟,结果证实小缝合角效果较好。文献[23-24]构造了移植管-宿主动脉直径比分别小于、等于和大于 1 的动脉搭桥术模型,对它们进行了数值模拟研究。结果表明,在搭桥术中采用大于或等于 1 的直径比是有利的。另外,为了探讨直径比和缝合角对搭桥术的影响,文献[25]根据响应面方法建立了搭桥术的优化设计数学模型,寻找最优的直径比和缝合角使壁面切应力梯度达到最小。结果表明,在冠状动脉搭桥术中采用大直径比和小缝合角的模型具有更好的血流动力学特性,在临床应用中选择尽可能大的移植管-宿主动脉直径比和尽可能小的缝合角是可取的。

动脉搭桥术的结构还有其他的一些变通方式,如 Taylor 补丁、Miller 环等^[26-28],可以改善手术效果。Kleinstreuer、Lei 等人基于降低壁面切应力的时空梯度可以改善血流动力学的推测,对不同缝合结构进行比较分析,并由此得出比较优化的手术方案^[29-30]。

从长远来看,关于缝合区血流动力学的研究将有助于改善动脉搭桥术的临床成功率。一旦确定了缝

合区病变的重要血流动力学参数,外科医生就可以修正缝合结构来达到最优的血流动力学.特别是当医生可以选择缝合几何结构时,就可以改变血流动力学以使导致内膜增生的病理因素最小化.

2.2 动脉瘤及其血管内支架治疗

动脉管壁病理性、局限性扩张称为动脉瘤.动脉瘤因其载瘤部位的不同分成很多种,其中腹主动脉瘤、颅内动脉瘤较为常见.动脉瘤中的血流应力、压力分布、血流冲击力、流入瘤腔的流量和血液在瘤腔内的驻留时间都对瘤的破裂有重要影响^[31].

纵向血流对血管远端的冲击,导致血管弹性层破坏,形成囊状突起.这种囊状突起又可加重此部位的血液涡流,引起血管壁振荡并促进其变性^[32].随着时间的推移,管壁半径、压强、切应力、管壁脆性将相互影响,致使压强增大—管径增大—壁厚减小—管壁脆性增大—壁面切应力减小,形成一个恶性循环,这就是动脉瘤的恶化发展过程.在这样的相互作用下,管壁呈不规则的硬化、变薄、变脆,管壁扩张到它能承受的压强极限时,血管就会破裂^[33].动脉瘤破裂最常见的位置为其尖顶部.造成这种现象的原因可能与传递到动脉瘤壁的流体撞击的多少、压力的形式、瘤壁的脆性、动脉大小及开口部位等因素有关^[32].总之,动脉瘤的破裂是一个动态过程,既涉及到动脉瘤自身的材料特性,又涉及到血液动力学诸因素的影响.

不同形状的瘤,其血流动力学特征有很大差异.文献[16]对囊状动脉瘤的流固耦合模型进行了数值模拟研究,发现瘤腔内的速度降低了且瘤体后部经受着较大的变形,因此后部具有继续扩展和破裂的趋势.针对附带局部突起的主动脉弓动脉瘤,文献[34]进行了血流动力学数值模拟.结果表明,局部突起小泡内的压力较其他部位更高,是动脉瘤破裂的危险部位.文献[35]还对蜿蜒型脑动脉瘤的血流动力学进行了数值模拟.在蜿蜒型脑动脉瘤中,上游瘤腔比下游瘤腔的压力高且承受较高的流动冲击.上游瘤腔的壁面切应力波动较明显,而下游瘤腔内的二次流较大,下游瘤腔容易形成血栓.上游瘤腔比下游瘤腔具有更危险的发展和破裂倾向.

对动脉瘤的传统治疗方法是通过外科手术在外部将动脉瘤夹住,从而切断瘤腔内的流动以避免破裂.这种创伤性的外科治疗方法具有人所共知的致残和致死的危险.治疗动脉瘤的方法除了手术之外,常用的就是介入治疗.血管内支架治疗动脉瘤是1991年由Parodi开创的微创介入治疗方法^[36],它为动脉瘤患者提供了一种较安全、疗效好的治疗方法.10余年来,有大量研究人员利用数值模拟和离体实验的方法对支架治疗动脉瘤的血流动力学进行了研究^[37-39].对医学、生理学、生物材料学、药理学、医学影像技术、数值模拟和计算机技术等学科和技术角度进行的交叉学科研究,将能深刻认识血管内介入治疗动脉瘤的血流动力学根本原理问题,使血管内介入治疗成为最佳的治疗手段^[40].

当利用支架治疗动脉瘤时,应针对瘤的不同形状采用相应的支架治疗方法.文献[34,41]对带有局部突起的主动脉弓内侧动脉瘤的支架血流动力学进行了数值模拟,以评价血管内支架治疗该类动脉瘤是否有效.结果表明,支架对主动脉弓内总体上的流动情形并无显著影响,而对动脉瘤腔内的流动情形存在明显影响.植入支架后,动脉瘤腔内血液流动被大大削弱了,同时,沿着动脉瘤壁面的压力降低了,而且压力分布也更均衡了,均衡的压力分布与瘤腔内减弱的流动速度是相互统一的.瘤腔内流动被明显抑制后,将导致瘤腔内血栓的形成^[42].支架植入后所展示的血流动力学变化,有助于解释支架对在体血栓的形成是有效的,说明支架植入有利于动脉瘤的闭锁.

支架疗效受到诸多因素的影响,如支架形状(螺旋状、网格状)、支架丝直径、通透率、支架放置位置、动脉瘤是否可以触到、动脉瘤的形位特征和病变程度、局部血流动力学、支架伸缩性等.文献[34,41]针对主动脉弓动脉瘤的结构特征提出了局部开窗^[34]、半桥支架^[41]、局部被膜等支架治疗技术.弄清楚支架设计的力学因素及支架植入后对血流动力学的影响,就可以采取正确的措施来治疗动脉瘤.

2.3 主动脉夹层及其旁路搭桥转流术治疗

主动脉夹层(国内有人也常称之为夹层动脉瘤)是主动脉壁中层内的裂开并且在这裂开处有流动或凝固血液的病变现象.主动脉夹层的原发破口主要位于升主动脉弯道处和降主动脉弯道处的外侧.由此产生了对主动脉夹层的不同分类方法.应用最广的是de Bakey等人提出的分类方法,他们将本病分为

DeBakey I型、II型和III型3种^[43-44]。本病的血流影响因素包括血液的黏度、血压、速度(剪切力)、涡流、脉搏的陡峭度、周围动脉的阻力和后负荷度^[45-47]。关于主动脉夹层血流动力学数值模拟的研究非常有限,其中,关于血管壁3层结构的力学性能的研究以及血液流动对主动脉夹层形成和扩展影响的研究,都有许多尚未解决而值得探讨的问题^[48]。

对不同类型的主动脉夹层的治疗方法,除药物治疗外,外科手术也已取得了长足的进步。其中,各种血管置换术较为常见。孙衍庆等人发现单纯采用旁路搭桥转流术治疗 DeBakey III型主动脉夹层有很好的疗效,临床实践发现术后主动脉夹层出现了逐步萎缩的现象^[49-50]。但是到目前为止,由于医生对这种手术的根本原理还缺乏全面深入的了解,所以利用旁路搭桥转流术治疗 DeBakey III型主动脉夹层的病例数量有限,手术本身有许多问题尚有待进一步研究,医生对大面积实行这种手术的推广还缺乏信心。基于上面所述的现象,根据心血管血流动力学研究成果,人们推断旁路搭桥转流术之所以有效,是与术后主动脉夹层的血流动力学变化紧密相关的,特别是对夹层区域血液压力和血流速度的变化起到了非常重要的作用^[46,51]。文献[48]利用数值模拟的方法,对该手术方式的血流动力学进行了初步的数值模拟研究,结果证明这种推断是非常正确的。采用旁路搭桥转流术后,假腔内的压力和速度都降低了,这对减轻动脉夹层的扩展、促进夹层的闭合是非常有利的。

3 结束语

单独个体动脉的形状和几何不规则性可能是导致动脉粥样硬化形成和发展的重要因素和条件^[5,11,52]。针对各种几何模型的动脉进行血流动力学数值模拟,可以帮助人们更好地理解其中各种病变的生物力学机理,从而为临床防治提供参考。多层次的心血管血流动力学研究(心血管系统复杂流场、浓度场计算与分析、血细胞的生物力学等),将对心脑血管疾病发病机理研究做出贡献^[53]。将左心室射流动力学和主动脉血流动力学的数值模拟研究结合起来^[54],可以更好地模拟心血管系统的血流动力学特性及其与心血管疾病之间的联系。深入了解动脉粥样硬化病灶部位(如动脉血管的分岔、弯曲等处)的局部血流动力学评价指标,可以很好地揭示和定量地描述心血管病变的产生和发展的情况,为临床医学的疾病预防和治疗提供重要依据。

人工器官及植入体涉及许多生物力学问题。血流动力学分析、应力分析和优化是人工器官和植入体优化设计的关键途径之一。医疗器械制造商需要通过在体情况下的血流动力学数值模拟来预测他们的设备在人体中使用后的表现。医药制造商和生物技术开发商可以通过模拟仿真来观察药物代谢情况。动脉搭桥术缝合结构设计、血管内支架结构及植入技术设计、术后患者康复监控及维护、人工心脏辅助循环装置的设计^[55-56]等,对于人工器官及植入体的血流动力学具有重要的影响^[57]。

参考文献:

- [1] LIEPSCH D. An introduction to biofluid mechanics basic models and applications[J]. J Biomech, 2002, 35(4): 415-435.
- [2] LIU S Q. Focal expression of angiotensin II type 1 receptor and smooth muscle cell proliferation in the neointima of experimental vein grafts: relation to eddy blood flow[J]. Arterioscler Thromb Vasc Biol, 1999, 19(11): 2630-2639.
- [3] WHITE S S, ZZRINS C K, GIDDENS D P, et al. Hemodynamic patterns in two models of end-to-side vascular graft anastomoses: effects of pulsatility, flow division, reynolds number, and hood length[J]. J Biomech Eng, 1993, 115(1): 104-111.
- [4] TAYLOR C A, HUGHES T J R, ZARINS C K. Finite element modeling of blood flow in arteries[J]. Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering, 1998, 158(1): 156-196.
- [5] BOTNAR R, RAPPITSCH G, SCHEIDEGGER M B. Hemodynamics in the carotid artery bifurcation: a comparison between numerical simulations and in vitro MRI measurements[J]. Journal of Biomechanics, 2000, 33(2): 137-144.
- [6] DEPLANO V, BERTOLOTTI C, BOIRON O. Numerical simulations of unsteady flow in a stenosed coronary bypass graft [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2001, 39(4): 488-499.
- [7] KOMEI Y, TANISHITA K. Fully developed intermittent flow in a curved tube[J]. J Fluid Mech, 1997, 347: 263-287.

- [8] NARUSE T, TANISHITA K. Large curvature effect on pulsatile entrance flow in a curved tube; model experiment simulating blood flow in an aortic arch[J]. *J Biomech Eng*, 1996, 118: 180-186.
- [9] 乔爱科, 刘有军, 伍时桂. 弯曲动脉的血流动力学数值分析[J]. *计算力学学报*, 2003, 20(2): 155-163.
QIAO Ai-ke, LIU You-jun, WU Shi-gui. Numerical analysis of hemodynamics in curved arteries[J]. *Chinese Journal of Computational Mechanics*, 2003, 20(2): 155-163. (in Chinese)
- [10] CHANG L J, TARBELL J M. Numerical simulation of fully developed sinusoidal and pulsatile (physiological) flow in curved tubes[J]. *J Fluid Mech*, 1985, 161: 175-198.
- [11] QIAO A K, GUO X L, WU S G, et al. Numerical study of nonlinear pulsatile flow in S-shaped curved arteries[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2004, 26(7): 545-552.
- [12] PERKTOLD K, RESCH M. Numerical flow studies in human carotid artery bifurcation: basic discussion of the geometric factor in atherogenesis[J]. *J Biomech Eng*, 1990, 12(2): 111-123.
- [13] 刘有军, 乔爱科, 主海文, 等. 颈动脉分支的血流动力学数值模拟[J]. *计算力学学报*, 2004, 21(4): 475-480.
LIU You-jun, QIAO Ai-ke, ZHU Hai-wen, et al. Haemodynamics simulation of carotid artery bifurcation[J]. *Chinese Journal of Computational Mechanics*, 2004, 21(4): 475-480. (in Chinese)
- [14] 黄伟, 刘有军, 主海文, 等. 腹主动脉的血流动力学数值模拟[J]. *医用生物力学*, 2003, 18(增刊): 69-70.
HUANG Wei, LIU You-jun, ZHU Hai-wen, et al. Haemodynamics simulation of abdominal artery[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2003, 18(Supp): 69-70. (in Chinese)
- [15] 冯向飞, 盛净. 生物力学对动脉粥样硬化斑块的影响[J]. *国外医学(老年医学分册)*, 2005, 26(4): 151-154.
FENG Xiang-fei, SHENG Jing. Influence of biomechanics on atherosclerosis plaque[J]. *Foreign Medical Sciences (Geriatrics)*, 2005, 26(4): 151-154. (in Chinese)
- [16] GAO F, MATSUZAWA T, QIAO A. Numerical simulation of interaction between blood flow and elastic arteries in aneurysm and stenosis[C]// *The 2004 Sixth World Congress on Computational Mechanics*. Beijing: Tsinghua University Press, 2004: 5-10.
- [17] 邓小燕, 刘柳军, 王贵学. 脉动流条件下动脉狭窄血管内脂质浓度极化现象的计算机数值模拟[J]. *计算力学学报*, 2005, 22(1): 25-31.
DENG Xiao-yan, LIU Liu-jun, WANG Gui-xue. Computational simulation of LDL concentration polarization in arterial stenoses under pulsatile flow conditions[J]. *Chinese Journal of Computational Mechanics*, 2005, 22(1): 25-31. (in Chinese)
- [18] 刘有军, 乔爱科, 黄伟, 等. 冠状动脉移植管的血流动力学数值模拟[J]. *中国生物医学工程学报*, 2004, 23(4): 371-376.
LIU You-jun, QIAO Ai-ke, HUANG Wei, et al. Numerical simulation of hemodynamics in coronary bypass graft[J]. *Chinese Journal of Biomedical Engineering*, 2004, 23(4): 371-376. (in Chinese)
- [19] QIAO A K, LIU Y J, LI S Y, et al. Numerical simulation of physiological blood flow in 2-way coronary artery bypass grafts[J]. *J Biol Phys*, 2005, 31(2): 161-182.
- [20] QIAO A, MATSUZAWA T. Hemodynamic simulation in a novel design for femoral bypass grafts[J]. *Biorheology*, 2007, 44(2): 103-124.
- [21] QIAO A, MATSUZAWA T. Hemodynamics of end-to-end femoral bypass graft[J]. *PVP*, 2004, 491: 103-112.
- [22] 乔爱科, 刘有军, 李晓阳. 股动脉对称搭桥术的数值研究[J]. *北京工业大学学报*, 2006, 32(4): 363-369.
QIAO Ai-ke, LIU You-jun, LI Xiao-yang. Numerical study of a symmetrical configuration for femoral bypass grafting[J]. *Journal of Beijing University of Technology*, 2006, 32(4): 363-369. (in Chinese)
- [23] QIAO A, LIU Y, GUO Z. Wall shear stresses in small and large 2-way bypass grafts[J]. *Medical Engineering & Physics*, 2006, 28(3): 251-258.
- [24] QIAO A, LIU Y. Influence of graft-host diameter ratio on the hemodynamics of CABG[J]. *Bio-medical Materials and Engineering*, 2006, 16(3): 189-201.
- [25] 马宝胜, 隋允康, 乔爱科. 冠状动脉搭桥术中移植管-宿主动脉直径比和缝合角的优化与分析[J]. *医用生物力学*, 2007, 22(3): 247-250.
MA Bao-sheng, SUI Yun-kang, QIAO Ai-ke. Optimization and analysis of graft-host artery diameter ratio and anastomosis angle in coronary artery bypass graft[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2007, 22(3): 247-250. (in Chinese)

- [26] TAYLOR R S, LOH A, MCFARLAND R J, et al. Improved technique for polytetrafluoroethylene bypass grafting: long-term results using anastomotic vein patches[J]. *Br J Surg*, 1992, 79(4): 348-354.
- [27] KISSIN M, KANSAL N, PAPPAS P J, et al. Vein interposition cuffs decrease the intimal hyperplastic response of polytetrafluoroethylene bypass grafts[J]. *J Vasc Surg*, 2000, 31(1): 69-83.
- [28] COLE J S, WATTERSON J K, O'REILLY M J G. Numerical investigation of the haemodynamics at a patched arterial bypass anastomosis[J]. *Med Eng Phys*, 2002, 24(6): 393-401.
- [29] KLEINSTREUER C, LEI M, ARCHIE J P. Flow input waveform effects on the temporal and spatial wall shear stress gradients in a femoral graft-artery connector[J]. *J Biomech Eng*, 1996, 118(4): 506-510.
- [30] LEI M, KLEINSTREUER C, ARCHIE J P. Hemodynamic simulations and computer-aided designs of graft-artery junctions[J]. *J Biomech Eng*, 1997, 119(3): 343-348.
- [31] BURLESON A C, TURITTO V T. Identification of quantifiable hemodynamic factors in the assessment of cerebral aneurysm behavior[J]. *Thromb Haemost*, 1996, 76(1): 118-123.
- [32] 凌锋, 李铁林, 刘树山. 介入神经放射学[M]. 北京: 人民卫生出版社, 1991: 139-143.
- [33] 吕岚, 陈泳. 局部扩张血管段的血液动力学分析[J]. *医用生物力学*, 2001, 16(1): 27-32.
LÜ Lan, CHEN Yong. Hemodynamic analysis on local expansion region[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2001, 16(1): 27-32. (in Chinese)
- [34] 乔爱科, 刘有军, 张松. 支架治疗主动脉弓内侧动脉瘤的仿真研究[J]. *生物医学工程学杂志*, 2007, 24(4): 852-856.
QIAO Ai-ke, LIU You-jun, ZHANG Song. Simulation of stent treatment for aneurysms in the inner bend of aortic arch[J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2007, 24(4): 852-856. (in Chinese)
- [35] QIAO A, LIU Y. Numerical study of pulsatile flow in 3-dimensional sinuous basilar aneurysms[C]// *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2006*. Berlin: Springer-Verlag, 2006: 50-53.
- [36] PARODI J C, PALMAZ J C, BARONE H D. Transfemoral intraluminal graft implantation for abdominal aortic aneurysms[J]. *Ann Vasc Surg*, 1991, 5(6): 491-499.
- [37] LIEBER B B, LIVESCU V, HOPKINS L N, et al. Particle image velocimetry assessment of stent design influence on intra-aneurysmal flow[J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(6): 768-777.
- [38] RHEE K, HAN M H, CHA S H. Changes of flow characteristics by stenting in aneurysm models; influence of aneurysm geometry and stent porosity[J]. *Ann Biomed Eng*, 2002, 30(7): 894-904.
- [39] LIOU T M, LIOU S N. Pulsatile flows in a lateral aneurysm anchored on a stented and curved parent vessel[J]. *Experimental Mechanics*, 2004, 44(3): 253-260.
- [40] 岑人经, 贺继刚, 袁华, 等. 血管内介入治疗中的血流动力学问题[J]. *医用生物力学*, 2003, 18(2): 114-119.
CENG Ren-jing, HE Ji-gang, SHUAI Hua, et al. The problems on the dynamics of blood flow for intravascular interventional treatment[J]. *Journal of Medical Biomechanics*, 2003, 18(2): 114-119. (in Chinese)
- [41] 乔爱科, 刘有军. 半桥支架治疗主动脉弓动脉瘤的仿真[J]. *北京工业大学学报*, 2007, 33(4): 423-427.
QIAO Ai-ke, LIU You-jun. Simulation of treatment for aortic arch aneurysms with half implanted stent[J]. *Journal of Beijing University of Technology*, 2007, 33(4): 423-427. (in Chinese)
- [42] YU S C, ZHAO J B. A steady flow analysis on the stented and non-stented sidewall aneurysm models[J]. *Med Eng Phys*, 1999, 21(3): 133-141.
- [43] ERBEL R, ALFONSO F, BOILEAU C, et al. Diagnosis and management of aortic dissection[J]. *European Heart Journal*, 2001, 22(18): 1642-1681.
- [44] de BAKEY M E, HENLY W S, COOLEY D A, et al. Surgical management of dissecting aneurysms of the aorta[J]. *Thorac Cardiovasc Surg*, 1965, 49(1): 130-149.
- [45] MIKICH M. Dissection of the aorta: a new approach[J]. *Heart*, 2003, 89(3): 6-8.
- [46] BELLER C J, LABROSSE M R, THUBRIKAR M J, et al. Increased aortic wall stress in aortic insufficiency: clinical data and computer model[J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2005, 27(2): 270-275.
- [47] KHAN I A, CHANDRA K N. Clinical, diagnostic, and management perspectives of aortic dissection[J]. *Chest*, 2002, 122(1): 311-328.
- [48] 乔爱科, 李晓阳, 张宏家. 主动脉夹层形成、扩展和治疗的力学机理研究[J]. *北京工业大学学报*, 2007, 33(9): 959-

963.

QIAO Ai-ke, LI Xiao-yang, ZHANG Hong-jia. Mechanism of the initiation, propagation and treatment of aortic dissection [J]. Journal of Beijing University of Technology, 2007, 33(9): 959-963. (in Chinese)

- [49] 孙衍庆, 张宏家, 董培青, 等. 胸主动脉夹层动脉瘤的外科治疗——手术适应征手术方法的选择及疗效[J]. 心肺血管病杂志, 2003, 22(2): 5-7.
- SUN Yan-qing, ZHANG Hong-jia, DONG Pei-qing, et al. Surgical treatment for thoracic aortic dissection aneurysm-selection and curative effect of surgical symptom and therapy[J]. Journal of Cardiovascular & Pulmonary Diseases, 2003, 22(2): 5-7. (in Chinese)
- [50] 王洪斌, 杨辰垣, 刘成硅, 等. 主动脉夹层动脉瘤的外科治疗[J]. 心肺血管病杂志, 2003, 22(2): 68-70.
- WANG Hong-bin, YANG Chen-yuan, LIU Cheng-gui, et al. Surgical treatment of aortic dissecting aneurysms[J]. Journal of Cardiovascular & Pulmonary Diseases, 2003, 22(2): 68-70. (in Chinese)
- [51] THUBRIKAR M J, AGALI P, ROBICSEK F. Wall stress as a possible mechanism for the development of transverse intimal tears in aortic dissections[J]. J Med Eng Technol, 1999, 23(4): 127-134.
- [52] MOORE J A, STEINMAN D A, HOLDSWORTH D W. Accuracy of computational hemodynamics in complex arterial geometries reconstructed from magnetic resonance imaging[J]. Annals of Biomedical Engineering, 1999, 27(1): 32-41.
- [53] BIRCHALL D, ZAMAN A, HACKER J, et al. Analysis of haemodynamic disturbance in the atherosclerotic carotid artery using computational fluid dynamics[J]. Eur Radiol, 2006, 16(5): 1074-1083.
- [54] PENG Y, WU S, GENG S, et al. Theoretical approach to blood ejection from the human left ventricle[J]. Biorheology, 2005, 42(4): 271-281.
- [55] 常宇, 冯辅周, 郝冬梅, 等. 人工心脏转子系统数学建模与仿真[J]. 北京生物医学工程, 2006, 25(3): 252-255, 329.
- CHANG Yu, FENG Fu-zhou, HAO Dong-mei, et al. Modeling and simulation of a rotor system in an artificial heart[J]. Beijing Biomedical Engineering, 2006, 25(3): 252-255, 329. (in Chinese)
- [56] CHANG Y, FENG F, QIAO A, et al. A study on a LVAD of a wear-free heart pump[C]//27th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. New Jersey: IEEE, 2005: 7365-7368.
- [57] 樊瑜波. 生物力学: 一门活跃的交叉学科[J]. 医用生物力学, 2003, 18(4): 193-194.
- FAN Yu-bo. Biomechanics: an active interdisciplinary[J]. Journal of Medical Biomechanics, 2003, 18(4): 193-194. (in Chinese)

Medical-application-oriented Hemodynamics Simulation (I) : Blood Flows in Arteries

QIAO Ai-ke, LIU You-jun

(College of Life Science and Bioengineering, Beijing University of Technology, Beijing 100022, China)

Abstract: The hemodynamics simulations of the aortic arch, S-shaped curved artery, carotid artery, abdominal artery, etc. were analyzed. Hemodynamics simulations of arterial stenosis and its bypass graft treatment, arterial aneurysm and its endovascular stent treatment, aortic dissection and its bypass graft treatment were discussed. Hemodynamics not only plays a crucial role in the initiation and development of arterial pathological changes, but also is a noteworthy factor which should be considered in the procedures of surgery and intervention treatment of cardiovascular diseases. Hemodynamics simulation has become an assistant decision-making tool for the treatment strategy of cardiovascular diseases, and can provide instructions of surgical planning for surgeons.

Key words: cardiovascular system; cardiovascular surgery; hemodynamics; computational fluid dynamics