

3D DSAとcomputational fluid dynamicsを用いた 末梢吻合部の血行動態解析

三岡 博¹ 北村 史郎² 桑原 邦郎³ 海野 直樹⁴

要 旨：膝関節下大腿 - 膝窩動脈バイパスの末梢カフ状吻合の効果をコンピュータ流体力学 (CFD) で評価した。標準型吻合においては流れの分離点が吻合部内のheel側に長期間停滞していたのに対して、カフ状吻合は、血流波形を変化させるとともに流れの分離点を大きく移動させていた。CFD は吻合部形態を変化させることが、局所の流体力学にどのような影響を与えるかに関して考察しうるものと考えられた。(J Jpn Coll Angiol, 2006, 46: 643-647)

Key words: anastomosis, computational fluid dynamics, wall shear stress, femoro-popliteal bypass

緒 言

吻合部内膜肥厚は末梢吻合部内の流体力学的要素に大きな影響を及ぼす¹⁻⁴⁾。血管外科手術では末梢吻合を端側吻合で作成する場合が多いが、吻合部内の流れのパターンは生理学的なそれらと大きく異なり、非生理学的な流体力学的要素は吻合部の内膜肥厚の発生に関連すると考えられている⁵⁻⁸⁾。しかしながら、生理学的条件での壁剪断応力 (wall shear stress: WSS) がどのような時間/空間分布を示すのか、またバイパス手術をするとそれらがどのように変化するかを対比して考察することは困難で、特に大腿 - 膝窩動脈バイパス (femoro-popliteal bypass: FPB) の遠位吻合部においてそれを考察する文献は少ない。3D DSAを用いてFPBの末梢吻合部の三次元形態を計測し、局所のフローパターンをimage-based computational fluid dynamics (IBCFD) 技術によってシミュレーションすることにより、端側吻合のWSSにおよぼす変化について考察したので報告する。

方 法

すべての流体力学的解析においては、どのような流

体 (粘性度などで規定される) が、どのように (血流量や流速波形などで規定される) 、どのような径路 (吻合部の形状などで規定される) を流れると仮定するか、などの境界条件の決定が重要である。閉塞性動脈硬化症でFPB手術を必要とした症例の末梢吻合部を三次元画像で評価して、もっとも標準的な三次元形態を呈した症例の三次元画像データを使用した。末梢吻合部は膝窩動脈で、カフ付き吻合はpredesigned cuffed graft (Distaflo®, Bard Peripheral Vascular社製) で作製した。標準型の末梢吻合部の計算に利用する三次元鋳型には、同じ生体血管に同じ吻合口で標準型吻合を作製した場合にとりうる形状の三次元形態をバーチャル空間で作製し、これを利用した (Fig. 1)。コンピュータ流体力学 (computational fluid dynamics: CFD) にはNavier-Stokes方程式、連続の式、およびボアソン方程式を使用し、血液は非圧縮性の一様なニュートン流体で $3.127 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{sec}$ の粘性をもち、血管壁の伸縮はほとんどないものと仮定した^{1,9)}。血流波形にはいわゆる末梢のrunoff不良症例において術後の安静時の超音波画像診断で得られた入力波形を参考にしたものを利用した (Fig. 2)。末梢吻合部における頭側と足側の流出路への血流分配比は1:3であるとした¹⁰⁾。また、生理学的な条件下において生体血管がどのようなWSSをうけているかを計算するために、6mmの単管モデルにおけるWSSを計算し、膝窩動脈が本来

¹静岡赤十字病院心臓血管外科

²計算流体力学研究所

³宇宙研究開発機構

⁴浜松医科大学第2外科血管外科

2006年4月10日受付 2006年10月6日受理

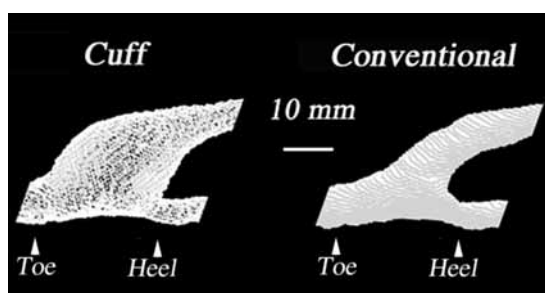


Figure 1 Two types of distal side-to-end anastomoses. A virtual conventional anastomosis and a cuffed type anastomosis from a real case was used in the present study.

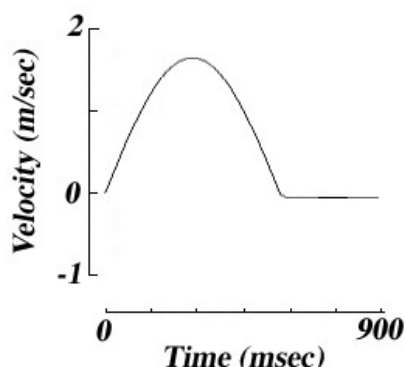


Figure 2 Input blood flow velocity patterns. A monophasic input blood flow velocity patterns used for computational fluid dynamics (CFD) analysis.

うけるWSSと吻合部におけるWSSを比較した。WSSの比較には、吻合部の生体血管床におけるheelとtoe、およびその中間点(C)，さらにheelと中間点の midpoint (HC)，Cとtoeの中間点におけるWSSを計算して等圧線を作成した。吻合部内の血流パターンの評価のために、血流が頭側と尾側に分離されWSSが0になる点 (flow separation point: FSP) が心周期内に生体血管床の中心線上をどのように移動するかを考察した。

結 果

(1) 生理的条件下と各吻合形態での流線の違い

生理的条件下では流線は血管軸に対して一様かつ対象的な分布をしており、流れの剥離や渦などを認めなかった (Fig. 3)。どちらの吻合部内においても単管内とは異なり、収縮期当初から頭側と足側に流線が分離される部分 (FSP) が生体血管床上に認められた (Fig. 4)。

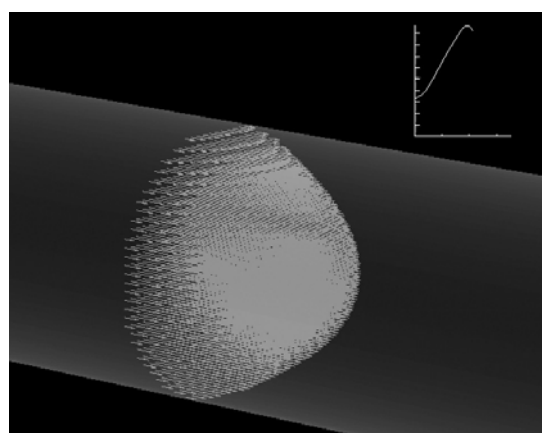


Figure 3 Flow vectors in virtual popliteal artery. Streamlines in the mid systole were presented.

(2) 生体血管床におけるWSS

単管内をFig. 2のような血流が流入した際に、血管床に頭側から尾側に引かれた直線上におけるWSSの時相変化を三次元等高線で表示したものがFig. 5である。この条件下では、時相が等しい場合には血管軸方向の位置が異なってもWSSの分布に差を認めなかった (Fig. 5)。一方、端側吻合内ではどのような吻合形態であっても、血管軸方向の位置の違いによって同じ時相であってもWSSの方向や大きさに差が生じていた (Fig. 6)。また、収縮期において、WSSの方向が頭側と尾側に分断される点は、WSSが0である点として見受けられた。

(3) 流れの分離点の移動

標準型吻合の末梢吻合部では、流れの分離点はheel側に発生しC点方向に前進し、徐々にheel方向に移動して消滅した。一方、カフ付き吻合の場合は流れの分離点は心周期内にH点とC点の間を大きく移動していた (Fig. 6)。

考 察

膝関節下への末梢側吻合においてePTFEを使用した場合における閉塞の最大の要因は末梢吻合部に発生する内膜肥厚であるとされている。内膜肥厚は生物学的要因のみならず物理学的要因など、さまざまな因子に影響をうけるが、そのうち吻合部における局所の血行動態は最も影響力の大きい因子であるとされている。

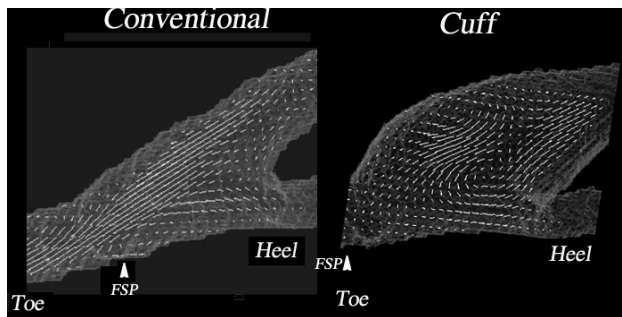


Figure 4 Flow vectors in distal end-to-side anastomosis. Streamlines in the late systole were presented. FSP: flow separation point

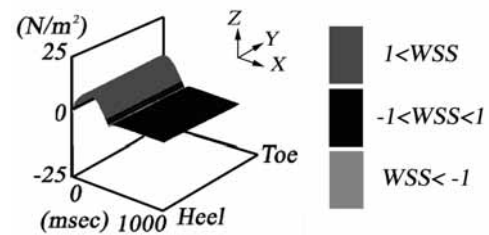


Figure 5 Wall shear stress along the center line of popliteal arterial floor under physiological conditions. X axis: time, Y axis: locations along a line of the artery floor, Z axis: wall shear stress

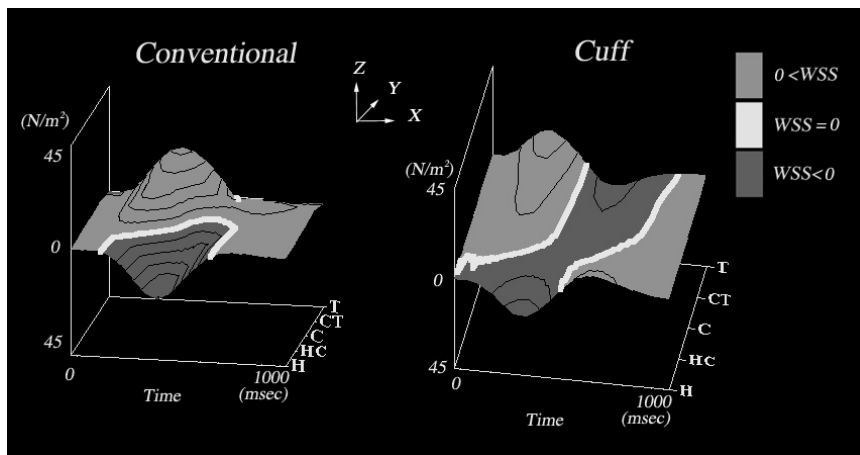


Figure 6 Wall shear stress along the center line of popliteal arterial floor under physiological conditions. White lines on the contour lines indicate the tracks of flow separation points X axis: time, Y axis: locations along a center line of the artery floor, Z axis: wall shear stress,

WSSは局所の血行動態の一面に過ぎないが、血管内膜はWSSを感知して自ら形態を変化させるのみならず、その変化に応じてさまざまな液性因子を放出させることが知られており、さまざまな血管病との関連に関して研究が進んでいる。

最近の画像検査技術の発展やコンピューター技術の発展により、局所における流体力学的要因と生物学的事象の関連について理解するために、CFDはさまざまな研究に使用されている。実際の吻合部においてWSSを直接測定するのは不可能に近く、そのためこれらの研究は、CFDで解析される場合が多い。CFDを行う際に、三次元形態のみならずその他のいろいろな条件(境界条件)が必要となる。今回は、末梢吻合部での血流比が1:3で流入波形が単相性のものを使用した。Fisherらは末梢吻合部における血流分配比を測定している

が、その分配比は膝関節上よりも膝関節下に吻合部がある場合のほうが高くなっており¹⁰⁾、その値は今回の境界条件と大きな隔たりはない。また、血流波形が単相性の場合には末梢側でのrunoffが不良の場合が多い。したがって、今回の条件は、特に膝関節下でのバイパスで、runoff不良症例を想定した場合に近いものと思われる。

一般的には一定の径を保つ管腔を流れてきた流体が、急激に管腔が変化したり壁面に衝突するような場合、流れの剥離という現象が発生する。流れの剥離という現象は複雑な現象であるが、端側吻合内部の生体血管床においてはその部位における低いWSSと内膜肥厚に深く関連しているものとされている。今回の結果では、流れの分離点は標準型吻合内において吻合部のheel側に停滞していたのに対して、カフ状吻合部内で

は分離点はheel部からtoe部まで大きな範囲で移動していた。膝関節下でのカフ状吻合の優位性が報告されているが¹¹⁾、その要因の一つには、この形態の吻合は流れの分離点を移動させることによって血流のよどみを防止することにもあるものと思われる。同様の計算は、三次元の鋳型として、実際の患者における血管吻合の形態を使用せず、チューブとチューブが接合されたようなCAD (computer aided design) で描かれたもので行われているに過ぎない。したがって、今回の報告は、カフ付き吻合は血行動態の優位性を実際の患者においても保つ可能性があることを、強く示唆するものである。

血液の停滞は、血管壁のみならず血液成分にもさまざまな変化を引き起こす。内皮細胞の液性因子の産生はその内腔側へのWSSによって刺激されることが報告されている¹²⁾。白血球は血流がない状態で活性化されて偽足形成を引き起こし、血栓形成性に働く蛋白分解酵素を発生させる^{13, 14)}。このように、血液の停滞は血栓形成を促すものと考えられるため、吻合部内にはたとえ局所といえども血液の停滞が発生することは決して良い影響をもたらさないものと考えられる。

今回の結果は、カフ付き吻合が、すべての場合において優位性を保つことを示すものではない。実際の境界条件のバリエーションが及ぼす影響を詳細に検討することは、困難であると思われるが、吻合部における血流分配比が1:3以下の場合で、しかも波形成分が2相性に変化する場合にはカフ付き吻合の優位性はかならずしも見受けられなくなり、また、血流比が完全に尾側分配であるときには、波形成分にはよらずカフ付き吻合のほうがWSSに関しては有利であると思われる¹⁵⁾。一方、実際に血管吻合を行う際には、できるだけ尾側の血流量が多くなるとされる箇所を末梢吻合部として選定する人が多い。また、このような手術が必要な患者では、血管の伸展性が失われていることが多いことや、生理的な条件下でも末梢にいけばいくほど波形は1相性となる傾向がある。したがって、今回のシミュレーションは、膝関節下の末梢吻合部でよく見受けられる境界条件でCFDを行ったものと考えることができる。

この形状のカフを、同じサイズの血管に同じデザインの末梢吻合部を作製したとしても、血管の伸展性などによる形態学的な差が生じる可能性がある。カフの

形状に関しては、吻合部の長さに対するカフの高さの比を変化させて、血流パターンをみるというスタディが行われており¹⁶⁾、その比で1.6程度が至適と推察されているが、われわれの経験するかぎり、本研究で使われた人工血管を使用して血管吻合を作製する場合、この比が大きく変化するようなケースはない。したがって、このような前もってデザインが決まっているカフを使用する場合には、流体力学的な個体差を大きく発生させるのは、人工血管の形態以外の要素であると考えられる。実際には症例ごとに最も適切な吻合形態があるものと考えられるが、オーダーメイド式の吻合部デザインを考慮するためには、作製後の局所の血行動態がどのようになるかを的確に判断する技術の発展も必要であるものと思われた。

文 献

- 1) How TV, Rowe CS, Gilling-Smith GL et al: Interposition vein cuff anastomosis alters wall shear stress distribution in the recipient artery. *J Vasc Surg*, 2000, **31**: 1008–1017.
- 2) Imparato AM, Bracco A, Kim GE et al: Intimal and neointimal fibrous proliferation causing failure of arterial reconstructions. *Surgery*, 1972, **72**: 1007–1017.
- 3) LoGerfo FW, Soncrant T, Teel T et al: Boundary layer separation in models of side-to-end arterial anastomoses. *Arch Surg*, 1979, **114**: 1369–1373.
- 4) Bassiouny HS, White S, Glagov S et al: Anastomotic intimal hyperplasia: mechanical injury or flow induced. *J Vasc Surg*, 1992, **15**: 708–717.
- 5) Batson RC, Sottiurai VS, Craighead CC: Linton patch angioplasty. An adjunct to distal bypass with polytetrafluoroethylene grafts. *Ann Surg*, 1984, **199**: 684–693.
- 6) Miller JH: The use of the vein cuff and PTFE. In: Greenhalgh RM, ed. *Vascular Surgical Techniques: An Atlas*. 2nd Ed. WB Saunders, London, 1989, 276–286.
- 7) Taylor RS, Loh A, McFarland RJ et al: Improved technique for polytetrafluoroethylene bypass grafting: long-term results using anastomotic vein patches. *Br J Surg*, 1992, **79**: 348–354.
- 8) Fisher RK, Kirkpatrick UJ, How TV et al: The distaflo graft: a valid alternative to interposition vein? *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2003, **25**: 235–239.
- 9) Komurasaki S, Kawamura T, Kuwahara K: Three-dimensional computation of thermal convection in a stratified fluid flow. *Comput Fluid Dynam J*, 2002, **11**: 78–89.
- 10) Fisher RK, How TV, Bakran A et al: Outflow distribution

- at the distal anastomosis of infrainguinal bypass grafts. *J Biomech*, 2004, **37**: 417–420.
- 11 YGriffiths GD, Nagy J, Black D: Randomized clinical trial of distal anastomotic interposition vein cuff in infrainguinal polytetrafluoroethylene bypass grafting. *Br J Surg*, 2004, **91**: 560–562.
- 12 YFrangos JA, Eskin SG, McIntire LV et al: Flow effects on prostacyclin production by cultured human endothelial cells. *Science*, 1985, **227**: 1477–1479.
- 13 YFukuda S, Mitsuoka H, Schmid-Schonbein GW: Leukocyte fluid shear response in the presence of glucocorticoid. *J Leukoc Biol*, 2004, **75**: 664–670.
- 14 YMitsuoka H, Kistler EB, Schmid-Schonbein GW: Generation of in vivo activating factors in the ischemic intestine by pancreatic enzymes. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 2000, **97**: 1772–1777.
- 15 YMitsuoka H, Kitamura S, Kuwahara K et al: Impact of in vivo ranges of the variances in the flow velocity waveforms and flow split ratio on the hemodynamic effects of the anastomotic cuff at the distal end-to-side anastomosis. *Surg Today*, 2006, **36**: 769–774.
- 16 YFisher RK, How TV, Carpenter T et al: Optimising Miller cuff dimensions: the influence of geometry on anastomotic flow patterns. *Eur J Vasc Endovasc Surg*, 2001, **21**: 251–260.

Image Based Computational Fluid Dynamics on Hemodynamic Effects of Distal Anastomotic Cuffs in Femoro-popliteal Bypass Using 3D DSA

Hiroshi Mitsuoka,¹ Siro Kitamura,² Kunio Kuwahara,³ and Naoki Unno⁴

¹Cardiovascular Surgery, Shizuoka Red Cross Hospital, Shizuoka, Japan

²Institute of Computational Fluid Dynamics, Tokyo, Japan

³The Institute of Space and Astronautical Science, Japan Aerospace Exploration Agency, Kanagawa, Japan

⁴Division of Vascular Surgery, Second Department of Surgery, Hamamatsu University School of Medicine, Shizuoka, Japan

Key words: anastomosis, computational fluid dynamics, wall shear stress, femoro-popliteal bypass

Background: Flow patterns inside a cuffed anastomosis are affected by subject-specific 3D geometry. The aim of this study was to evaluate the hemodynamic advantages of below-knee femoro-popliteal bypass using pre-designed cuffed grafts by image-based computational fluid dynamics (CFD).

Methods: 3D geometry was investigated by 3D digital subtraction angiography (3D DSA). CFD results from a cuffed type anastomosis were compared between virtual models of conventional end-to-side anastomosis.

Results: The distal anastomotic cuff preferably altered wall sheat stress (WSS) along the recipient arterial floor.

Conclusion: Image-based CFD analysis demonstrates procedure-specific local flow dynamics, which may add further information on patency. (J Jpn Coll Angiol, 2006, **46**: 643–647)