原 著

論文受付
2015 年 4 月 1 日

論文受理
2015 年 9 月 15 日

Code Nos. 261
590

数値流体力学解析による頸動脈分岐部における 心位相に対応した壁面剪断応力評価

佐保辰典^{1,2} 大西英雄²

¹小倉記念病院放射線技師部

²県立広島大学大学院総合学術研究科生命システム科学専攻

緒 言

動脈硬化性疾患は、血液が血管を流れることによって生じる血行力学的作用と関連があることが以前より知られている^{1,2)}。血流によって生じる壁面剪断応力 (wall shear stress: WSS) が血管壁に与える影響についての報告は、1980 年代より多く散見されている。近年、血流などの数値流体力学解析 (computational fluid dynamics: CFD) はコンピュータハードウェアの進歩

によって、より正確なシミュレーションを行うことが可能になっている³⁾。更に体内の血流は造影剤や超音波、磁場を用いて画像化され、医療現場において血流を観察する一般的な手法として普及している^{4~6)}。こういった背景を元に、医用画像と数値流体力学シミュレーションを融合した血流解析が行われるようになってきた。

過去の報告では、血流によって生じる慢性炎症は、

Quantitative Analysis of Wall Shear Stress for Human Carotid Bifurcation at Cardiac Phases by the Use of Phase Contrast Cine Magnetic Resonance Imaging: Computational Fluid Dynamics Study

Tatsunori Saho^{1,2*} and Hideo Onishi²

¹Department of Radiological Technology, Kokura Memorial Hospital

²Program in Biological System Sciences, Graduate School of Comprehensive Scientific Research, Prefectural University of Hiroshima

Received April 1, 2015; Revision accepted September 15, 2015

Code Nos. 261, 590

Summary

Purpose: Detailed strategy for regional hemodynamics is significant for knowledge of plaque development on vascular diseases such as atherosclerosis. The aim of this study was to derive relation between atherosclerosis and hemodynamics at human carotid bifurcation by the use of computational fluid dynamics (CFD), and to provide more accurate hemodynamic information. **Methods:** Blood velocity datasets at common carotid artery were obtained by phase-contrast cine magnetic resonance imaging (PC cine MRI). Carotid bifurcation model was computed for systolic, mid-diastolic, and end-diastolic phase. Comparison of wall shear stress (WSS) was performed for each cardiac phase. **Results:** PC cine MRI provided velocity measurement for common carotid artery with various cardiac phases. The blood velocity had acute variation from 0.21 m/s to 1.07 m/s at systolic phase. The variation of WSS during cardiac phase was presented at carotid bifurcation model. High shear stress area was observed at dividing wall for all cardiac phases. The systole-diastole WSS ratio was 10.15 at internal carotid side of bifurcation. And low shear stress (<0.5 Pa) was observed at internal carotid side of bifurcation. **Conclusion:** Bifurcation area represented low shear stress and changed significantly WSS. The specific area with significant change in shear stress and low shear stress had good agreement with predilection sites of atherosclerosis. The result suggested that hemodynamics was related to atherosclerosis, and CFD analysis with various cardiac phases that were provided by PC cine MRI was allowed to determine an accurate analysis condition. This led to the representation of hemodynamics *in vivo*.

Key words: hemodynamics, atherosclerosis, blood velocity, wall shear stress, computational fluid dynamics

*Proceeding author

動脈硬化の発生要因として挙げられている⁷⁾。しかし、その原因は低比重リポ蛋白であるという考えが一般的であったが、近年、流体力学の血流への応用によって、血流や動脈血管形状が危険因子として評価され始めた⁸⁾。血流や動脈形状は血管壁に対する壁面剪断応力を変化させ、血管炎症の一因となるとされる。この壁面剪断応力は、血流に基づいた、血管壁に対して接線方向に作用する力であり、慢性的な低壁面剪断応力への暴露は、血管壁に損傷を与えと言われてい⁹⁾。しかし動脈硬化に対する影響についての詳細なメカニズムは、まだ明らかになっていない。一般的に壁面剪断応力によって慢性的に損傷を受けた血管壁は、炎症を起こし、過剰な治癒反応によって動脈硬化が進行すると言われている。このような血管壁の損傷を数値流体力学解析によって予測することは非常に重要であり、その結果として動脈硬化のメカニズムに関する新たな知見が得られることが予想される。更に数値流体力学解析は、治療効果判定にも応用が可能であると思われる。例えばステント留置後の血管における血流解析は、血行再建の成否や、再狭窄の予測などが可能となり、臨床において非常に有用な情報を提供できる。ステントグラフト治療や大動脈置換術などの血流解析は、術前、術後の血流の変化を評価し有用な情報を与えるが、これらのシミュレーションは、あくまで最適化されたモデリングと条件設定がなされた場合にのみ有効となる¹⁰⁾。われわれはCFD解析の結果だけでなく、その過程についても十分理解し、臨床での事例に応用していかなければならない。CFD解析を用いることができる十分な根拠が、瘤破裂や動脈硬化性疾患発症の予測に必要とされている¹¹⁾。そのため、人体における拍動による流速の変化に基づく血流動態の評価は非常に重要視されている。流速の変化を時間平均した解析は、収縮期の流速の急峻な変化を反映することができない。

本研究において、われわれは phase contrast cine magnetic resonance imaging(PC cine MRI)を用いて、各心位相における頸動脈血流速を取得した。更に既知のジオメトリの頸動脈モデル¹²⁾を作成し、CFD解析を行って心収縮期、拡張中期、および拡張末期における壁面剪断応力を求め、壁面剪断応力の分布について可視化を試みた。本研究における目的は、PC cine MRI 流速測定を適用したCFD解析を用いて、心位相の違いによる壁面剪断応力を視覚的、数値的に評価し、動脈硬化の影響に関する、より正確な血流情報を提供することである。

Table 1 System configuration

System components	
Model	Z220 CMT workstation
Random access memory	16 Gbyte
Operating system	Windows 7 64 bit
Core processor	4

1. 方法

1-1 CFD 解析システムと頸動脈分岐部モデル

われわれは以前に報告されたCFD解析システムを、処理速度向上のため Z220 CMT Workstation (Hewlett Packard, California, USA)上にシステム再構築を行った¹²⁾。システム概要を Table 1 に示す。CFD解析モデルは、流入側：総頸動脈 (common carotid artery: CCA, 8 mmφ)、流出側：内頸動脈 (internal carotid artery: ICA, 6 mmφ)、外頸動脈 (external carotid artery: ECA, 5 mmφ)とし、計算要素数 659922 要素、長さ 50 mm の頸動脈モデルを作成した。

1-2 総頸動脈における流速測定

われわれは各心位相における流速の変化を流入条件として設定するために、磁気共鳴画像の収集シーケンスの一つである PC cine MRI を用いて、心電同期収集を R-R 間隔 20 分割、retrospective に画像再構成し、総頸動脈の流速測定を行った¹³⁾。画像収集装置は Signa HDxt 1.5T (GE healthcare, Milwaukee, USA)、コイルは 8ch phased array coil を用いた。また、画像処理装置は Advantage Workstation ver. 4.5 (GE healthcare, Milwaukee, USA)を使用した。血流速測定は健常ボランティア (28 歳、男性)の総頸動脈の横断面画像で PC cine MRI を収集した (Fig. 1)。撮像条件はエコー時間 (echo time: TE) : 3.5 ms, 繰り返し時間 (repetition time: TR) : 6.9 ms, views per segment: 4, 加算回数 : 1, flip angle: 20°, マトリックス数 : 128×128, field of view (FOV) : 29×29 cm, スライス厚 : 5.0 mm, velocity encoding: 120 cm/s に設定した。この時の撮像時間は、1 分 45 秒であった。総頸動脈流速測定は、画像処理ワークステーションに搭載されている流速測定ソフトウェアを用いて行い、得られた流速値の左右の平均値を求めた。血流速度の値は、横断面画像の総頸動脈を十分カバーする大きさの円形の関心領域 (region of interest: ROI)を設定し (ROI: 40 pixel), 得られた dynamic データにおける ROI 内の最大値を経時的に測定した。なお本研究は、当施設内に設置されている臨床研究審査委員会の承認を受け実施した。

Fig. 1 The plane image was the acquisition of velocity data. Phase-contrast cine MRI scan was performed on both common carotid arteries (CCAs) in the two-dimensional transverse plane by using cardio-cycle gating. ROIs were set on both the CCAs, respectively.

1-3 頸動脈分岐部モデルの CFD 解析

PC cine MRI によって得られた総頸動脈流速値は、頸動脈分岐部モデルの流入条件として用いた。レイノルズ数は流体の運動における慣性の効果と、粘性の効果の比を表す量であり、慣性と粘性はともに力を表す物理量である。レイノルズ数 Re は(1)式で示される。

$$Re = \frac{\rho LU}{\mu} \dots\dots\dots (1)$$

ここで、 ρ ：流体の密度 (kg/m^3)、 L ：流れにおける特性長さ (m)、 U ：流速 (m/s)、 μ ：粘性係数 ($\text{Pa}\cdot\text{s}$) を示す¹⁴⁾。頸動脈における流体のレイノルズ数は頸動脈の直径、一般的な流速値、血液の物理特性より算出される。本研究におけるモデルの総頸動脈直径は 8.0 mm、流体の物性値は密度 1050 kg/m^3 、粘性係数 $4.0 \times 10^{-3} \text{ Pa}\cdot\text{s}$ に設定した。この条件下のレイノルズ数は 2000 程度で、層流として解析を行った¹⁵⁾。われわれは解析領域となる頸動脈分岐部に対して、流入条件面からの距離による影響を考慮して、解析モデル流入側側に 50 mm 長の助走区間を設定した。また、流入流体の圧力は zero gradient とした。流出条件は流速を zero gradient、圧力を無限遠端において 0 Pa と設定した。この解析条件において圧力を無限遠端で 0 Pa と設定することは、古澤ら¹⁶⁾によって解析精度の検証が行われ、実臨床に近い値が得られると報告されている。解析には数値流体力学解析アプリケーションである OpenFOAM (Open CFD Ltd., Bracknell, UK) を用い、解析は層流に用いることができる、ニュートン流体定常流解析ソルバーの simpleFoam を

Fig. 2 Scheme of wall segmentation and model geometry [external carotid artery: ECA (5 mmφ), internal carotid artery: ICA (6 mmφ), dividing wall, bifurcation, common carotid artery: CCA (8 mmφ) and model length is 50 mm].

採用した。

1-4 評価方法

頸動脈モデルは大きく分類して頸動脈分岐部(bifurcation)、分流壁(dividing wall)、総頸動脈(common carotid artery: CCA)、内頸動脈(internal carotid artery: ICA)、外頸動脈(external carotid artery: ECA)の5部位(Fig. 2)における各心位相の壁面剪断応力について評価した。また、bifurcation 領域は特に ICA 側、ECA 側、内側、外側領域における剪断応力を求めた(Fig. 3)。計算要素作成後の頸動脈モデルを Fig. 4 に示す。われわれは得られた1心拍分の頸動脈分岐部モデル解析結果のうち、収縮期、拡張中期および拡張末期の CFD 解析データを抽出して(2)式によって壁面剪断応力を求めた。更に Paraview (Kitware Inc., New York, USA)によって、各位相における壁面剪断応力の分布および、流れ場の速度ベクトルを接線とする流線の可視化を行った。また、動脈硬化促進的に作用することが知られている低壁面剪断応力の分布を評価するため、しきい値を 0.5 Pa ^{17, 18)}として2値化して壁面剪断応力分布の表示を行った。

$$\tau = \mu \cdot \frac{\Delta \vec{u}}{\Delta z} \dots\dots\dots (2)$$

ここで、 τ ：壁面剪断応力 (Pa)、 μ ：粘性係数 ($\text{Pa}\cdot\text{s}$)、 $\vec{u}$ ：壁面に平行な流速 (m/s)、 z ：壁面から

Fig. 3 Schematic representation of the bifurcation level with WSS measurements from the model. The orientation for the coordinate of the circumferential sites were studied: ICA side, ECA side, lateral side, and medial side.

Fig. 4 Illustration of carotid bifurcation model was generated by an MRA image. Computing elements were performed using blockMesh and snappyHexMesh [(a) front view, (b) transverse plane].

の距離(m)を示す。頸動脈分岐部モデルは、各領域における局所壁面剪断応力(WSS_r)、時間平均された局所壁面剪断応力(WSS_{time})、局所壁面に生じる収縮期剪断応力と拡張期剪断応力との差の比率を算出し、局所壁面に対する剪断応力の変化量で収縮期剪断応力(WSS_{sys})と拡張末期剪断応力(WSS_{dia})の比(R_c)を下記の式で求め、評価した。

$$R_c = \frac{WSS_{sys} - WSS_{dia}}{WSS_{dia}} \dots\dots\dots (3)$$

2. 結果

2-1 総頸動脈における流速測定

PC cine MRI による頸動脈血流速度の測定結果を Fig.5 に示す。PC cine MRI による流速測定で、心位相の変化に伴う総頸動脈の血流速度変化を認めた。測定した流速は最大で 1.07 m/s、最小で 0.21 m/s を示した。血流速度の分布は心位相の変化に伴って大きな

Fig. 5 Comparison of flow (m/s) as function of phase time (s) by an MRI in the CCA. The sharp peak was observed at systolic phase. The systole, mid-diastole, and end-diastole blood velocities were 1.07, 0.30, and 0.21 m/s, respectively. The maximum value was observed at systolic phase, and the minimum was at end-diastolic phase.

Fig. 6 In each cardiac phase, WSSs were predicted by CFD analysis. WSS values in each WSS map image were scaled from 0.0 Pa to 5.0 Pa. The top row corresponds to systolic phase, the middle row corresponds to mid-diastolic phase, and the bottom row corresponds to end-diastolic phase. From left to right, the columns show lateral side, medial side, ECA side, and ICA side. Low WSS region was detected at CCA and ICA in systolic phase, and high WSS regions were observed at dividing wall in mid- and end-diastolic phases.

ピークを示し、実験時の被験者の心拍数は平均 58 beats per minute (bpm) であった。CFD 解析の流入条件は、実測された流速値の 1.07 m/s, 0.30 m/s, 0.21 m/s をそれぞれ収縮期流速、拡張中期流速、拡張末期流速として設定した。

2-2 頸動脈分岐部モデルにおける CFD 解析

Fig. 6 に解析領域全体の WSS 解析結果を、Fig. 7 に

Fig. 7 Streamline of various cardiac phases. Separate point (arrow) was located at proximal for systolic phase. For mid- and end-diastolic phase, separate points were located at distal in carotid bifurcation: (a) systolic phase, (b) mid-diastolic phase, (c) end-diastolic phase.

Fig. 8 A threshold value was set as 0.5 Pa, and the range below threshold is indicated in black in the low shear stress regions. Low shear stress region is indicated in all phases on the ICA side of bifurcation.

分岐部における流線を示す。収縮期における壁面剪断応力の分布は全体的に高値(>2.5 Pa)を示したが、一方で CCA から ICA の外側にかけて壁面剪断応力が低下している領域を認めた。拡張中期、拡張末期における壁面剪断応力は収縮期と比較するとほぼすべての領域で低値(<1 Pa)を示し、その変動も減少した。dividing wall 領域はすべての位相において他の領域と比較して高壁面剪断応力を認めた。また、得られた流線画像より、dividing wall 領域はすべての位相において、主流に近い流速の流体が流れており、更に bifurcation 領域は、主流および支流と異なる方向の複雑な流れが生じていることが示された。また、しきい値を 0.5 Pa として 2 値化した解析結果を Fig. 8 に示す。最も流速の速い収縮期においても、bifurcation 領域は

0.5 Pa 以下の低壁面剪断応力の分布を認めた。更に低壁面剪断応力領域は収縮期から拡張期に移行するに従って、より広い領域で示された。Table 2 に各解析ケースにおける WSS_r , WSS_{time} , および R_c を示す。dividing wall 領域はすべての位相で最も高い WSS_r を示し (25.63 Pa), 最も低い WSS_r は拡張末期の bifurcation 領域 ICA 側で認められた (0.07 Pa)。また WSS_{time} は dividing wall 領域で最大となり (10.62 Pa), 最小値は bifurcation 領域 ICA 側で認められた (0.34 Pa)。bifurcation 領域 ICA 側, dividing wall 領域は R_c が 10 以上となり、心位相の変化に伴う WSS_r の変化率が大きいことが明らかとなった。

Table 2 Comparison of WSS values at various regions

Location	WSS _r (Pa)			WSS _{time} (Pa)	R _c
	Systole	Mid-diastole	End-diastole		
Bifurcation					
ICA side	0.78±0.40	0.11±0.08	0.07±0.05	0.34	10.15
ECA side	2.69±1.36	0.45±0.06	0.35±0.07	1.13	6.68
Medial side	8.04±4.81	1.58±0.57	1.04±0.23	4.82	6.73
Lateral side	3.10±1.71	0.78±0.21	0.44±0.11	1.44	6.05
Dividing wall	25.63±20.11	3.95±3.03	2.28±1.59	10.62	10.24
CCA	2.79±1.59	0.75±0.25	0.52±0.15	3.23	4.38
ICA	3.45±5.02	0.77±0.51	0.54±0.36	1.59	5.39
ECA	4.58±1.92	0.69±0.38	0.63±0.16	3.76	6.26

3. 考 察

本研究において PC cine MRI で得られた頸動脈流速波形は、Marshall ら¹⁹⁾によって報告された頸動脈流速波形とほぼ同一の形状となった。PC cine MRI を用いた血流速度測定の精度については以前に報告されており、PC cine MRI の適切なスキャンシーケンスはいまだ検討の余地があることも明らかになっている²⁰⁾。

本研究で再現した頸動脈の血流動態は、その入力流速によって解析領域全体の壁面剪断応力が非常に大きく影響を受けている。入力流速は拡張中期、末期において収縮期と比較して遅く、高木ら²¹⁾が報告しているように壁面剪断応力は血管形状に起因する流速の変化が小さいため一様な分布を示し、更にその変動値も小さくなったものと思われる。

また PC cine MRI による血流速度測定は、入力流速は最大で 1.07 m/s、最小で 0.21 m/s となり、収縮期－拡張末期間の差として最大 0.86 m/s の流速の変化が検出された。この時の流速変化率は 4.10 倍であり、壁面剪断応力は(2)式より壁面に平行な流速成分に比例するため、WSS_rも流速の増加に伴って同様の傾向が認められるはずである。CCA、ICA、ECA 領域は R_cの値が 4.38 から最大でも 6.26 となっており、流速の変化率が WSS_rの値に反映されたものと推測できる。しかし、bifurcation 領域 ICA 側、dividing wall 領域では 10 を超える R_cが認められ、入力流速の変化率を大きく上回る傾向を示した。この領域は血管形状が急激に変化する領域であり、CCA から血管径が急に大きく広がった血管形状となっている。このような急激な広がりを持つ流れは管状構造の変化に流れが追従できず、壁面近傍で渦流を生じることが知られている。この現象は剥離流と呼ばれ²²⁾、bifurcation 領域周辺で認められた流速低下と渦流の原因と考えられる。bifurcation 領域 ICA 側で認められた大きな R_cの変化は、この流速低下と渦流が生じたことに起因し

たものと思われる。また各位相における WSS_rは、部位によってさまざまであり、収縮期の dividing wall 領域は顕著に高い WSS_rを示し、最大で 25 Pa 以上を示した。この dividing wall 領域は、分岐部で生じた剥離流の大彎側となる。剥離流の大彎側は、小彎側と比較して渦流による流速低下の影響を受けにくく、また総頸動脈内で発達した入力流体の主流と分岐流がなす角度が小さいため、壁面に平行な流速成分が大きい。そのため特に高い WSS_rが認められたと考えられる。また主流の流速上昇は入力流体の流速値の大きさに比例するため、入力流体の流速が小さい拡張期では WSS_rが収縮期ほど高値とならず、結果として R_cが高値を示したと考えられる。dividing wall 領域の局所 WSS 値については、Marshall ら¹⁹⁾によって約 3 Pa 程度であったと報告されている。Marshall らは CFD 解析時の流入速度について、狭窄を模擬したファントムを用いて流速測定し、約 0.3 m/s と設定した。この時の WSS 値は、モデル形状の違い等を考慮して、本研究の拡張中期の流入流速 0.3 m/s における dividing wall 領域の WSS_r値 3.95 Pa と、比較的近い値を示しているといえる。

本研究において各位相における WSS_rは収縮期で WSS_{time}の 2 倍以上、拡張末期で 1/2 以下の値を示した。以前の佐保ら¹²⁾の報告は、1 心拍を平均した入力流速によって頸動脈分岐部の血流動態を評価したものである。同様の手法で壁面剪断応力の評価を行うと、心位相の変化に伴って血管壁が受ける壁面剪断応力の過小評価および過大評価につながる可能性があることを本研究の結果は示している。

壁面剪断応力と動脈硬化の関係は報告した文献は、高壁面剪断応力と動脈硬化の関連を示すもの^{23~25)}と、低壁面剪断応力と動脈硬化の関連を示すもの²⁶⁾の両説が存在する。本研究において dividing wall 領域は高壁面剪断応力が示された。この部位は前述したように

高壁面剪断応力が認められている。ここで Nomura ら²²⁾の報告にあるように、高壁面剪断応力が動脈硬化に強く寄与しているのであれば、この領域に頸動脈狭窄症が好発しているはずである。しかし動脈硬化性疾患における狭窄病変の好発部位は、一般に頸動脈球部といわれており、dividing wall 領域において狭窄が好発するという報告は少ない^{27~29)}。頸動脈球部は頸動脈分岐部の内頸動脈側と一致する。この領域は佐保ら¹²⁾の以前の報告によって頸動脈分岐部モデルの数値流体力学解析が行われ、その結果から低壁面剪断応力と渦流が認められている。また他の報告では、頸動脈球部に頸動脈狭窄症が好発するとされている³⁰⁾。われわれの研究において、収縮期と拡張末期の壁面剪断応力の変化を表す R_c が大きい dividing wall, bifurcation 領域 ICA 側のうち、特に bifurcation 領域 ICA 側において低壁面剪断応力の分布が広く認められた。また、一般的に流入流体の流速が早ければ、剥離流の主流が壁面から剥離する点はより下流側に、遅ければより上流側になる。更に、流入流体の流れの軸に対する分岐角度が大きいほど剥離点が上流側になる。頸動脈球部は血管が外側に膨らんだ形状をしており、入力流速の変化に伴う剥離点の変化が大きいものと推察される。Fig. 7 の流線の結果からも、剥離点は収縮期が最も近位となっており、入力流速が小さい拡張中期と末期は遠位に位置している。そのため、局所の相対的な流速変化が大きくなり、結果として R_c が高値を示したと考えられる。一方で dividing wall 領域は前述したように主流と分岐流のなす角度が小さく、また剥離流の大彎側に位置する。そのため局所の流速は入力流体の流速の変化に強く影響される。つまり dividing wall 領域における R_c の値は入力流速の変化を顕著に示したものと考えられる。これらの結果より、bifurcation 領域 ICA 側は低壁面剪断応力や、拍動に伴う壁面剪断応力の変化が大きい特異的な血流動態を示す領域であり、動脈硬化のリスクが高いということが示唆された。しかしながら、本研究は定常流を用いて各心位相のシミュレーションを行っており、実際の体内の拍動流とは血流動態が異なると考えられる。体内の状態をより正確に再現しシミュレーションするには、拍動流入力による CFD 解析が必須であると思われる。本研究において、PC cine MRI で得られた入力流速を用いた解析は、各心位相における血流動態の変化をシミュレーションし、特異的な応力の存在を明らか

にした。今後は PC cine MRI によって得られた血流速度波形を流入条件に設定して拍動流の CFD 解析を行い、より詳細な壁面剪断応力の時間的変化による動脈硬化への影響を評価する必要がある。

また、本研究における血流動態解析はさまざまな仮定が用いられている。例えば、血液のニュートン流体や血管壁の剛体性などの仮定は、解析を行う上での重要な要素である。今後これらの要素について十分な検討を重ね、より *in vivo* に近い条件での解析を行うことは、臨床応用において強く求められている。しかしながら、生体内の WSS 値の実測は困難であり、解析精度の検証は未だ不十分であると言わざるをえない。CFD 解析を臨床応用するための、十分な検討がなされているとはいえないのが現状である³¹⁾。拍動流を用いた CFD 解析、近似を可能な限り用いない厳密な解析条件設定は、技術的にも臨床的にも非常に重要な課題であるといえる。

4. 結 語

われわれは CFD 解析システムを構築し、異なる心位相の頸動脈分岐部モデルにおける壁面剪断応力を評価した。本研究で行った PC cine MRI による血流速度測定は、1 心拍中の流速の変化を捉え、より詳細な CFD 解析の流入条件設定を可能とした。実測された血流速度を用いた CFD 解析は収縮期、拡張期の血流動態に基づく応力の変化を明らかにし、生体内の心位相に対応した血流動態情報の提供に有用であった。本研究における CFD 解析結果は bifurcation 領域 ICA 側、dividing wall 領域で拡張末期、収縮期壁面剪断応力の比が大きな値を示した。また bifurcation 領域 ICA 側は収縮期、拡張期ともに 0.5 Pa 以下の低壁面剪断応力分布を示す領域であった。この領域は頸動脈狭窄症の好発部位であり、心位相の変化に伴う血流動態と低壁面剪断応力が、頸動脈狭窄の形成に関連していることを示唆している。

謝 辞

本研究を施行するに際し、方法論について多大なご助言とご指導をいただきましたデジタル画像評価研究会の皆様がこの場を借りて深く御礼申し上げます。

本論文の要旨は第 70 回日本放射線技術学会総会学術大会 (2014 年 4 月、横浜) において発表した。

参考文献

- 1) Harald CG, Lenette S, Quirijn B, et al. MRI-based quantification of outflow boundary conditions for computational fluid dynamics of stenosed human carotid arteries. *J Biomech* 2010; 43(12): 2332-2338.
- 2) 森竹浩三. 脳動脈瘤の成因ならびに増大・破裂機序に関するバイオメカニクスの研究-2-脳動脈分岐部および脳動脈瘤内の血流動態に関する血行力学的研究. *日本外科宝函* 1975; 44(2): 108-123.
- 3) 岩瀬英仁, 姫野龍太郎, 加藤陽子. 高効率数値血流解析システムの開発. *生体医工学* 2006; 44(3): 428-434.
- 4) 稲田 智, 舩田隆則, 丸山尚也, 他. 石灰化病変の血管内腔評価における軌道同期ヘリカルスキャンを用いた下肢サブトラクション CT Angiography の有用性. *日放技学誌* 2013; 69(10): 1119-1129.
- 5) 田辺高由, 戸部和夫, 小出典男, 他. 超音波パルスドプラ法による各種肝疾患の門脈血行動態の解析. *肝臓* 1985; 26(1): 65-73.
- 6) 中山若樹, 馬渕正二, 原田達男, 他. 上流効果(presaturation)法を応用した MRA による血行動態の評価法. *CI 研究: Progress in computed imaging* 1995; 17(1): 41-47.
- 7) 都島基夫. 動脈硬化リスクファクター集積症候群における微小循環の関与. *日本バイオレオロジー学会誌 (B&R)* 1997; 11(1): 2-14.
- 8) 伊藤康介, 崔 璋雲, 磯田治夫, 他. 脳動脈瘤モデル内部に作用する壁面せん断応力の測定. *可視化情報学会誌* 2006; 26(2): 81-84.
- 9) Kumar V, Cotran SR, Robbins LS. Section 10 Vascular. *Robbins Basic Pathology* 7th edition. Elsevier Saunders, Philadelphia, 2003: 409-454.
- 10) Caretto LS, Gosman AD, Patankar SV, et al. Two calculation procedures for steady, three-dimensional flows with recirculation. *Proceedings of the third international conference on numerical methods in fluid mechanics Vol. II Problems of Fluid Mechanics* 1973: 60-68.
- 11) 田中英一, 山田 宏. 計算生体力学における材料力学的解法と諸課題. *バイオメカニズム学会誌* 2004; 28(4): 194-200.
- 12) 佐保辰典, 大西英雄, 杉原利彦, 他. オープンソースソフトウェアを用いた数値流体力学 (Computational Fluid Dynamics: CFD) による頸動脈血流動態解析の試み. *日放技学誌* 2013; 69(11): 1241-1249.
- 13) Papathanasopoulou P, Zhao S, Köhler U, et al. MRI measurement of time-resolved wall shear stress vectors in a carotid bifurcation model, and comparison with CFD predictions. *J Magn Reson Imaging* 2003; 17(2): 153-162.
- 14) Reynolds O. An experimental investigation of the circumstances which determine whether the motion of water shall be direct or sinuous, and of the law of resistance in parallel channels. *R Soc Lond* 1883; 35(226): 84-99.
- 15) Fox JA, Lessen M, Bhat WV. Experimental investigation of the stability of Hagen-Poiseuille flow. *Phys Fluids* 1968; 11(1): 1-4.
- 16) 古澤豊樹, 銭 逸, 高尾洋之, 他. CFD を用いたヒト頸動脈狭窄・非狭窄モデルの解析における境界条件の検討. *日本機械学会論文集* 2011; 10: 531-532.
- 17) 安藤譲二, 曾我部隆彰, 山本希美子. 動脈硬化のすべて 動脈硬化の病態基盤 ヘモダイナミクスと動脈硬化. *循環器科* 2006; 59: 121-129.
- 18) 安藤譲二, 大浦紀彦, 曾我部隆彰, 他. 心・脳血管病のトランスクリプトーム解析がもたらす遺伝子転写機能調節. *血管医学* 2005; 6: 47-55.
- 19) Marshall I, Zhao S, Papathanasopoulou P, et al. MRI and CFD studies of pulsatile flow in healthy and stenosed carotid bifurcation models. *J Biomech* 2004; 37(5): 679-687.
- 20) Hollnagel DI, Summers PE, Kollias SS, et al. Laser Doppler velocimetry (LDV) and 3D phase-contrast magnetic resonance angiography (PC-MRA) velocity measurements: validation in an anatomically accurate cerebral artery aneurysm model with steady flow. *J Magn Reson Imaging* 2007; 26(6): 1493-1505.
- 21) 高木正平, 杉本信正, 井上良紀. 流体力学用語解説. *ながれ* 1995; 14(4): 324-327.
- 22) 藤田勝久. 第 6 章 粘性流体の基礎と物体まわりの流れ. 基本を学ぶ流体力学. 森北出版株式会社, 東京, 2009: 74-88.
- 23) Zarins CK, Giddens DP, Bharadvaj BK, et al. Carotid bifurcation atherosclerosis. Quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress. *Circ Res* 1983; 53(4): 502-514.
- 24) Groen HC, Gijzen FJ, van der Lugt A, et al. Plaque rupture in the carotid artery is localized at the high shear stress region: a case report. *Stroke* 2007; 38(8): 2379-2381.
- 25) Nomura S, Tandon NN, Nakamura T, et al. High-shear-stress-induced activation of platelets and microparticles enhances expression of cell adhesion molecules in THP-1 and endothelial cells. *Atherosclerosis* 2001; 158(2): 277-287.
- 26) Malek AM, Alper SL, Izumo S. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA* 1999; 282(21): 2035-2042.
- 27) Zarins CK, Giddens DP, Bharadvaj BK, et al. Carotid bifurcation atherosclerosis. Quantitative correlation of plaque localization with flow velocity profiles and wall shear stress. *Circ Res* 1983; 53(4): 502-514.
- 28) O'Mahony D. Pathophysiology of carotid sinus hypersensitivity in elderly patients. *Lancet* 1995; 346(8980): 950-952.
- 29) Heath D, Smith P, Harris P, et al. The atherosclerotic human carotid sinus. *J Pathol* 1973; 110(1): 49-58.
- 30) 道倉雅仁, 柏瀬一路, 平尾円香, 他. 血管径が頸動脈洞のプラーク形成に与える影響について. *超音波医学* 2011; 38(3): 267-272.
- 31) Malek AM, Alper SL, Izumo S. Hemodynamic shear stress and its role in atherosclerosis. *JAMA* 1999; 282(21): 2035-2042.

問合先

〒 802-8555 北九州市小倉北区浅野 3-2-1
小倉記念病院放射線技師部 佐保辰典