

大動脈瘤の発症における大動脈内血流の影響の計算流体力学的解析

森 大祐 山口 隆美

要 旨：胸部大動脈における動脈瘤発症に対する危険因子の一つとして、大動脈弓の走行の捩れが示唆されている。本研究では、計算流体力学的手法を用いて、種々の捩れを有する大動脈弓の内部の流れを解析し、弓部の形態と瘤発症に関する流体力学的検討を行った。その結果、下行弓部付近に集中する壁せん断応力の高い部位におけるせん断応力の値が大動脈弓の捩れに伴って大きく変化することが観察された。(J. Jpn. Coll. Angiol., 2003, 43: 94-97)

Key words : Computational fluid dynamics, Aortic arch, Torsion, Aneurysm, Hemodynamics

はじめに

動脈瘤は血管壁の構造が内圧に対する抵抗性を失った結果、動脈壁のある領域が拡張した状態である。血管壁が最終的に破裂した場合、そのほとんどが死に至る重篤な疾患である。臨床的観察から、胸部大動脈は動脈瘤が好発する場所の一つであることが知られている。

胸部大動脈は左心室直後の上行大動脈、その後弓状に約180°向きを変える大動脈弓、および、下行大動脈から成る。これら3つの領域の内、特に大動脈弓は特徴的な形態をしている。その特徴の一つは、その中心軸が1つの平面内には存在せず、明らかに捩じれていることである。吉井ら¹⁾は、一連のCT画像から構築される3次元の大動脈像を観察することにより、大動脈弓のこのような形態が胸部大動脈瘤の発症における危険因子であることを指摘している。彼らは、頭側方向から観察したときの、上行大動脈と上行弓部がなす角度、X、および、上行弓部と下行弓部がなす角度、Yを定義し、弓部の捩れの定量的な測定を行った。Fig. 1に、吉井らが報告した正常例15例、大動脈瘤例10例に対するX、Y角の関係を示す。Fig. 1から明らかなように、XおよびY角が小さくなるほど、動脈瘤の発症頻度が高くなることが明らかである。

しかし、吉井らの研究では血管病変と血管内の血流によって引き起こされる各種の流体力学量の分布

との間の相関関係、いわゆる血行力学^{2,3)}的な関係については考察されていない。本研究では、胸部大動脈瘤と弓部の捩れとの関係を流体力学的観点から考察することを目的として、種々の捩れを模擬する大動脈弓モデル内の流れを計算流体力学的手法を用いて解析した。

方 法

1. 計算流体力学的手法

計算流体力学シミュレーションとは、流体の運動を記述する基本的な偏微分方程式であるナビエ・ストークスの方程式を計算機上で数値的に解く方法である。このようなシミュレーションを行うためには、解析の対象とする流れの場、つまり、領域の幾何学的な形状を細かく分割して数値として離散的に定義した計算モデルを作成しなければならない。このように十分に細かく分割された流体の微小領域に対して、その素片に働く圧力などの釣り合いを記述した運動方程式と、流体は生成も消滅もしないという質量保存則を記述するナビエ・ストークスの方程式；

$$\rho \frac{D\mathbf{u}}{Dt} = -\nabla p + \mu \nabla^2 \mathbf{u} \quad , (1)$$

$$(\nabla \cdot \mathbf{u}) = 0 \quad , (2)$$

を、適当な境界条件を仮定して、流れ場全体について積分することによって流れの全体像が分かる。式(1)、

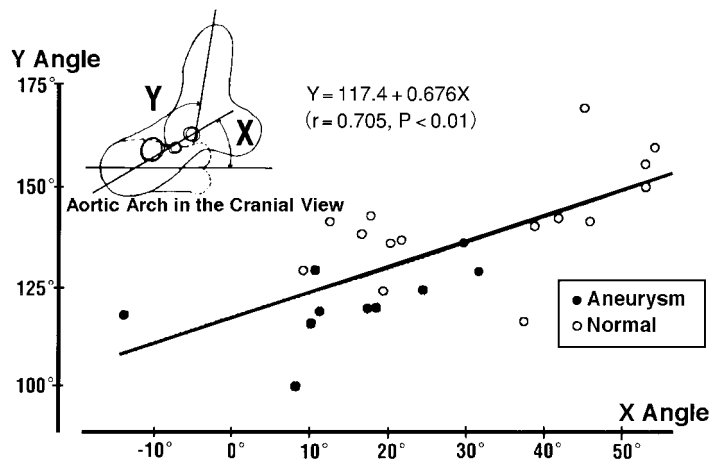


Figure 1 Relationship between the incidence of aneurysm and X and Y angles of the aortic arch.³⁾

(吉井新平他：胸部大動脈瘤における弓部実物立体像解析 - 危険因子としての上行・下行弓部のなす角度 - . 日外会誌, 1988, 89: 972より)

および(2)において、 ρ は流体密度、 u は速度、 p は圧力、 μ は流体の粘度である。本研究においては、血管径2.0 cmに対して8.0 cm/sの定常な一様流を仮定した。

2. 計算モデル

計算モデルは、前述のX、およびY角を血管形状を決定するパラメータとして用いることにより構築した。大動脈中心軸を、Fig. 2 左図に示すように、X、およびY角に基づいて定義し、3次スプライン曲線にあてはめることにより計算モデルを作成した。この方法を用いて、15例の正常例モデル、および、10例の動脈瘤例モデルがパラメトリックに構築された。Fig. 2に示される大動脈弓部の曲率半径R、および血管直径は、それぞれ、3.0 cm、および2.0 cmと設定された。Fig. 2右図には代表例として、(X, Y) = (46°, 141°)の正常例モデルと、(X, Y) = (18°, 120°)の動脈瘤例モデルを示してある。正常例モデルにおいては、動脈瘤例モデルと比較すると、上行大動脈、大動脈弓、および、下行大動脈は、同一平面内に存在する傾向があることが分かる。

結 果

1. 二次流れ

Fig. 3は大動脈弓に沿う3つの断面における流れを示している。上段は正常例モデルにおける流れを、下段は動脈瘤例モデルにおける流れを示している。全体的な流れの様子は、正常例、および、動脈瘤例の別に

関わらず、大きく異なることはなく、弓頂上部において右回りの循環流が、下行弓部出口において左回りの循環流が大きく発達するのが全てのモデルにおいて一致する現象であった。

2. 壁せん断応力分布

Fig. 4はFig. 3で示した同一のモデルにおける壁せん断応力の分布を示す。壁せん断応力の高低の局在パターンも、二次流れと同様に、その定性的観察においては、正常例および動脈瘤例モデルの間で違いはなかった。比較的高い壁せん断応力の領域は上行弓部右側壁、および、下行弓部出口左側前壁において観察された。

しかし、Fig. 4において白丸で囲まれた下行弓部で観察された高壁せん断応力領域における最大応力値に注目したところ、正常例全15例においては 2.20 ± 0.20 [Pa]、動脈瘤例全10例においては 2.53 ± 0.17 [Pa]の平均値を示した。つまり、X、およびY角が共に減少するにつれ、壁せん断応力は増加する傾向にあり、比較的大きなX、Y角を持つモデル、つまり、正常例の場合、壁せん断応力は動脈瘤例と比較して、明らかに低い値であった。

考察と結論

本研究では、大動脈弓の捩れに注目し、その捩れが内部の流れ、および壁せん断応力の分布に及ぼす影響を計算流体力学的手法を用いて解析し、弓部の形態と

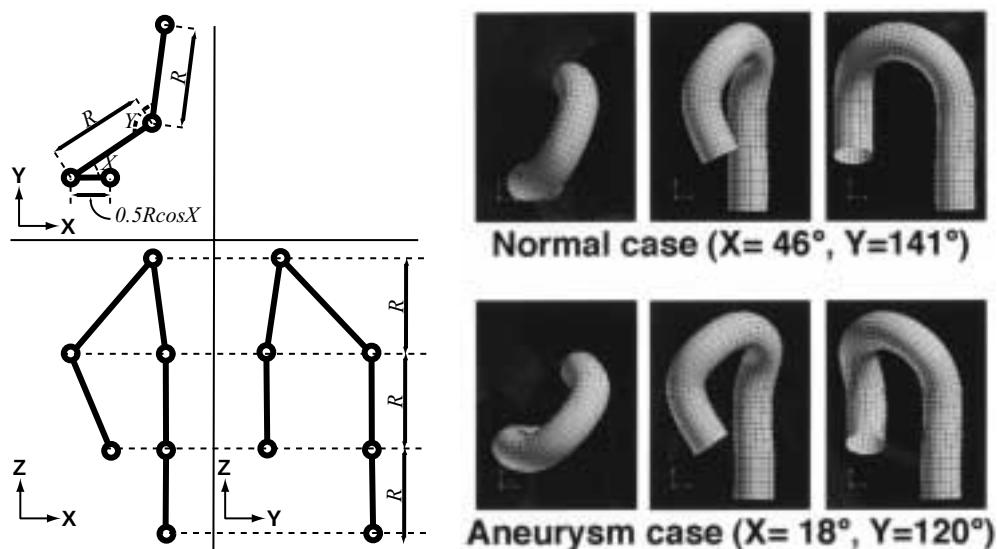


Figure 2 Definition of the aortic centerline (left) and representative computational models (right).



Figure 3 Secondary flow pattern at certain cross sections along the arch.

胸部大動脈瘤との関係を流体力学的観点から考察した。その結果、大動脈弓内の血流、および、壁せん断応力分布の定性的な特徴は、吉井らによって測定された X, Y 角に依存しないことが観察された。しかし、壁せん断応力の定量的な値に注目したところ、その値は X, Y 角の影響を明らかに受けることが示された。

この結果は、動脈瘤の発症に関連すると考えられる血行力学量、特に壁せん断応力は、大動脈弓における流れの影響を強く受けていることを示し、弓部の流れが胸部大動脈における瘤発症の危険因子の1つであることを示唆している。

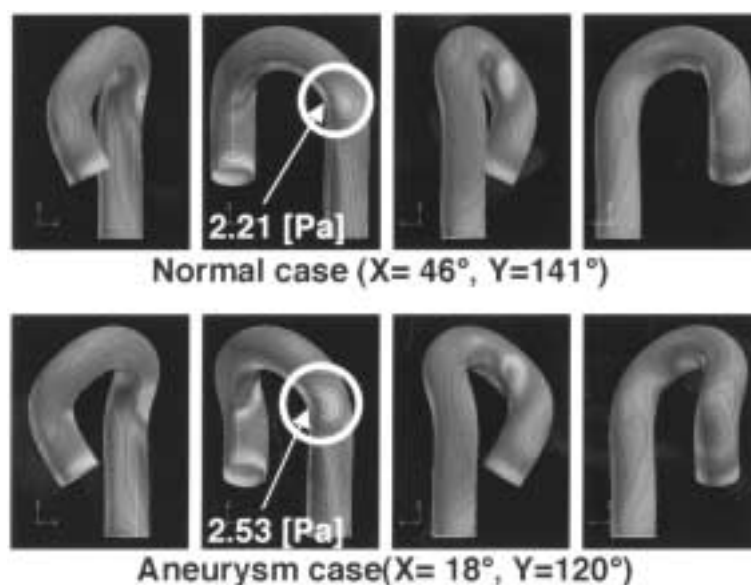


Figure 4 WSS distribution viewed from different directions.

謝 辞

平成13年度科学技術振興事業団計算科学技術活用型特定研究開発推進事業「心臓血管臨床リスク評価生体力学シミュレータ」(主任研究者：山口 隆美)

文 献

- 1 吉井新平, 神谷喜八郎, 松川哲之助他：胸部大動脈瘤における弓部実物立体像解析 - 危険因子としての上行・下行弓部のなす角度 - . 日外会誌, 1988, **89** : 972 .

- 2 Caro CG, Fitz-Gerald JM, Schroter RC: Atheroma and arterial wall shear: observation, correlation and proposal of a shear dependent mass transfer mechanism of atherogenesis. Proc R Soc Lond, 1971, B **177**: 109-159.
- 3 Fry DL: Localizing factors in Arteriosclerosis. In: Likoff W, Segal BL, Insull W JR ed. Atherosclerosis and coronary heart disease, Grune and Stratton, New York, 1972, 85-104.

Computational Fluid Dynamics Analysis of the Blood Flow in the Thoracic Aorta on the Development of Aneurysm

Daisuke Mori and Takami Yamaguchi

Department of Mechatronics and Precision Engineering, Tohoku University, Miyagi, Japan

Key words: Computational fluid dynamics, Aortic arch, Torsion, Aneurysm, Hemodynamics

It has been suggested that the development of aneurysms in the thoracic aorta is closely related to the torsion of the aortic arch. In this study, we analyzed flow in aortic arch models with various torsions using computational fluid dynamics simulation. The correlation between the aneurysms of the thoracic aorta and distortion of the arch was investigated from a fluid dynamics point of view. It was observed that the global feature of the secondary flow pattern, and the wall shear stress (WSS) distribution did not depend on the torsion of the arch from the qualitative viewpoint. However, the quantitative value of WSS appeared to be affected by the torsion. It was shown that WSS tends to increase when the torsion of the aortic arch increases. This result suggests that distortion of the aortic arch strongly influences WSS distribution, which is suspected to be related to the development of vascular diseases. (J. Jpn. Coll. Angiol., 2003, **43**: 94-97)