

## 重力変化が上腕動脈系の3要素モデルにおよぼす影響

岡村 法宜\*

### Effects of Gravity Change on Parameters of Three Component Model Applied to Brachial Artery System

Noritaka OKAMURA

Key Words : three component model, arteria brachialis, pulse doppler, pulse wave, gravity

#### 序 文 方 法

現在の動脈硬化検査は、そのほとんどが数十cm以上の動脈区間の性質を総合して反映するスコアを算出するものである。一般的な脈波伝播速度 (Pulse Wave Velocity, 以下PWV)<sup>1~3)</sup>や、近年、普及してきているCAVI (Cardio Ankle Vascular Index)<sup>4)</sup>も、対象区間は数十cm以上の動脈区間である。そのため、これらの指標を求めるには、数十cm以上離れた二点の脈波や血圧の測定が必須である。

一方、三要素モデルは、Windkesselモデルに動脈壁の粘性抵抗の要素を加えた単純な循環モデルで、動脈系起始部の血圧と血流をモデルに適用することで、起始部動脈の粘性抵抗に關与する抵抗、コンプライアンスに關与する容量、および総末梢抵抗に關与する抵抗をそれぞれ求める事ができる<sup>5)</sup>。起始部動脈の粘性抵抗に關与する抵抗を求めることで、測定部付近の血管壁の器質性変化についてより詳細な解析を行うことが可能になる。

今回、右上腕動脈を起始部とする動脈系について、安静仰臥位時に右上肢を挙上させて重力の影響を変化させることで、計算される三要素モデルのパラメータがどのように変化するか検証した。

従来、Windkesselモデルや三要素モデルは大動脈などの太い弾性動脈を起始部とする動脈系の解析に利用されてきた<sup>5)</sup>。しかし、脳血管疾患や下肢閉塞性動脈硬化症に關与する動脈は、太い弾性動脈ではなく、中等度の太さの動脈である。今回、中等度の太さの筋性動脈である上腕動脈を起始部とする動脈系において、重力の影響を反映した結果が得られた。このことから、様々な太さの動脈系の解析に三要素モデルが利用できる可能性が示唆されたので報告する。

対象は、口頭および書面により実験内容について説明を受け、実験参加に同意し実験参加承諾書に署名した21~22歳(平均年齢 $21.5 \pm 0.5$ 歳)の健常男女大学生6名(男2名, 女4名)を被験者とした。

右上腕動脈の血流速度と動脈径を超音波診断装置(アロカ, SSD-1400)を用いて測定した。血流測定はパルスドプラ法で行い、サンプルボリュームは血管中央部分で血管径のおよそ1/2とした。動脈径はM-mode法で測定し、一心周期の平均動脈内径を求めた。血圧波形の代用として、右上腕動脈の脈波を時定数3.0秒、高域遮断周波数100Hzとして、空気伝導型脈波ピックアップ(日本光電社製, TK-701T)で記録した。測定は体側に両腕を沿わせた安静仰臥位を被験者にとらせ(図1a, 腕水平時)、右上腕動脈の血圧測定後、脈波、血流および動脈径を測定し、次に、仰臥位のまま、右腕と体幹がおおよそ90°となるように腕を挙上させた状態(図1b, 腕挙上時)で腕水平時と同様の測定を行った。

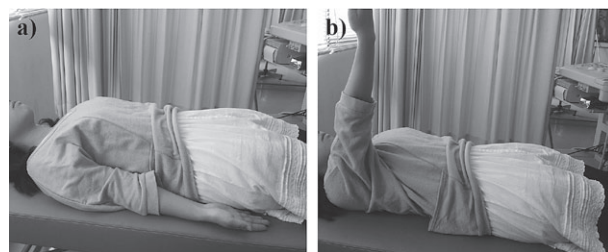


図1. 測定時の姿勢  
a) 腕水平時, b) 腕垂直時

上腕動脈が真円で、かつ血液が完全流体で、その流れが一様と仮定し、血流速度波形に平均動脈断面積を乗じて、血流波形とした。また、聴診法で測定した最高血圧

\*愛媛県立医療技術大学保健科学部臨床検査学科

と最低血圧を脈波波形に当てはめたものを代用血圧波形とした。

血圧・血流関係を表す三要素モデル（図2）に血流波形と代用血圧波形を適用し、起始部の上腕動脈の粘性抵抗に与える抵抗 $R_{p1}$ 、コンプライアンスに与える容量 $C_p$ および総末梢抵抗に与える抵抗 $R_{p2}$ を求めた。これらのパラメータは、図3より(1)~(3)式で表せる<sup>6)</sup>。

$$R_{p1} = \frac{P_i}{F_{max}} \quad (1)$$

$$R_{p2} = \frac{\bar{P}}{F} - R_{p1} \quad (2)$$

$$C_p = \frac{T_d}{R_{p2}} \frac{1}{\log \frac{P_d}{P_{min}}} \quad (3)$$

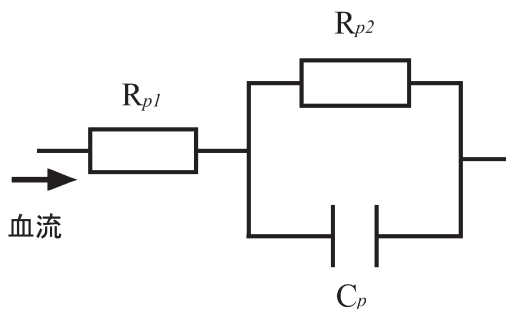


図2. 血圧・血流関係を表す三要素モデル

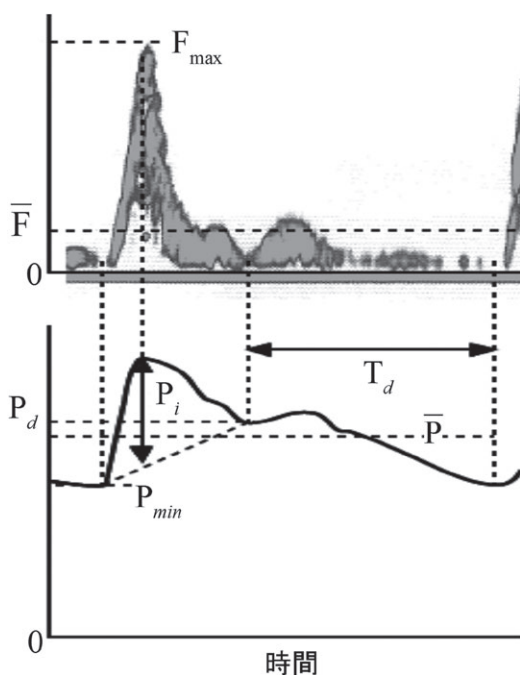


図3. 血流波形と血圧波形の関係  
上段：血流波形，下段：血圧波形

ただし、 $F_{max}$ は最高血流、 $P_i$ は最小血圧 $P_{min}$ と切痕における血圧 $P_d$ を結ぶ直線上の最高血流時の圧と最高血流時の血圧との差である。 $P$ は平均血圧、 $F$ は平均血流、 $T_d$ は拡張期を示す。なお、 $P_d$ から $P_{min}$ まで血圧はエクスポネンシャルに低下していると仮定する。

腕水平時、腕挙上時について、血圧・血流に関する測定値、平均上腕動脈径および三要素モデルから算出されるパラメータ ( $R_{p1}$ 、 $R_{p2}$ および $C_p$ ) の平均値を Wilcoxon signed-rank test を用いて検定した。

## 結 果

### 1) 血 圧 (図4)

最高血圧は、腕水平時 $107.7 \pm 1.8$ mmHg、腕挙上時 $89.0 \pm 5.5$ mmHgで腕水平時より腕挙上時で有意に低値であった (図4a,  $p < 0.05$ )。最低血圧も、腕水平時 $57.7 \pm 6.6$ mmHg、腕挙上 $45.7 \pm 6.9$ mmHgで、腕水平時より腕挙上時で有意に低値であった (図4b,  $p < 0.05$ )。同様に平均血圧は、腕水平時 $74.3 \pm 4.3$ mmHg、腕挙上 $60.1 \pm 6.4$ mmHgで、腕水平時より腕挙上時で有意に低値であった (図4c,  $p < 0.05$ )。

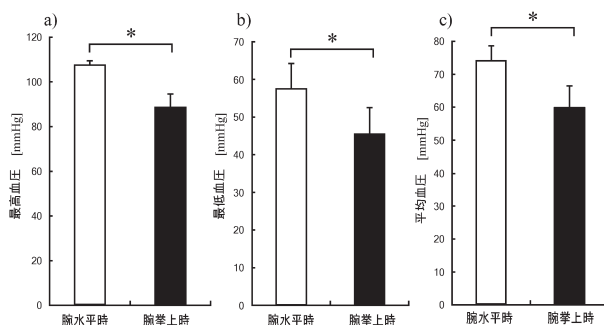


図4. 腕水平時と腕挙上時の血圧

a) 最高血圧, b) 最低血圧, c) 平均血圧, エラーバーは S.D.,  $n=6$ ,  $*: p < 0.05$

### 2) 血流・動脈内径 (図5, 図6)

最高血流速度は、腕水平時 $0.164 \pm 0.066$ m/sec、腕挙上時 $0.156 \pm 0.057$ m/secで腕水平時より腕挙上時で有意に低値であった (図5a,  $p < 0.05$ )。最低血流速度は、腕

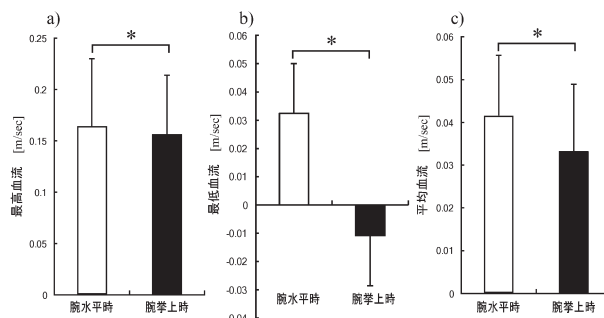


図5. 腕水平時と腕挙上時の血流

a) 最高血流, b) 最低血流, c) 平均血流, エラーバーは S.D.,  $n=6$ ,  $*: p < 0.05$

水平時 $0.033\pm 0.018\text{m/sec}$ 、腕挙上時 $-0.011\pm 0.017\text{m/sec}$ で腕水平時より腕挙上時で有意に低値であった(図5b,  $p<0.05$ )。平均血流速度も、腕水平時 $0.042\pm 0.014\text{m/sec}$ 、腕挙上時 $0.033\pm 0.016\text{m/sec}$ で腕水平時より腕挙上時で有意に低値であった(図5c,  $p<0.05$ )。平均上腕動脈内径は腕水平時 $1.95\pm 0.12\text{mm}$ 、腕挙上時 $1.82\pm 0.12$ で、腕水平時より腕挙上時で有意に低値であった(図6,  $p<0.05$ )。

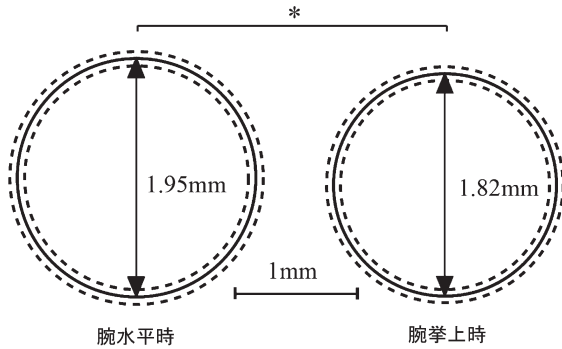


図6. 腕水平時と腕挙上時の平均上腕動脈内径  
実線：平均内径、点線： $\pm\text{S.D.}$   $n=6$ ,  $*p<0.05$

### 3) 三要素モデルから算出されるパラメータ (図7)

$R_{p1}$ は腕水平時 $6.55\pm 0.98[\times 10^6\text{mmHg}\cdot\text{s}/\text{m}^2]$ 、腕挙上時 $7.17\pm 0.93[\times 10^6\text{mmHg}\cdot\text{s}/\text{m}^2]$ で腕水平時より腕挙上時で有意に高値であった(図7a,  $p<0.05$ )。  $C_p$ は腕水平時 $0.0972\pm 0.0037[\times 10^6\text{m}^3/\text{mmHg}]$ 、腕挙上時 $0.0426\pm 0.0140[\times 10^6\text{m}^3/\text{mmHg}]$ で、腕水平時より腕挙上時で有意に低値であった(図7b,  $p<0.05$ )。  $R_{p2}$ は腕水平時 $71.2\pm 26.9[\times 10^6\text{mmHg}\cdot\text{s}/\text{m}^2]$ 、腕挙上時 $134.3\pm 61.1[\times 10^6\text{mmHg}\cdot\text{s}/\text{m}^2]$ で腕水平時より腕挙上時で有意に高値であった(図7c,  $p<0.05$ )。

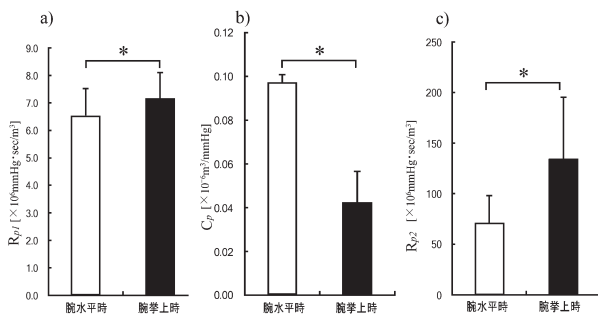


図7. 腕水平時と腕挙上時の三要素モデルの各パラメータ  
a)  $R_{p1}$ , b)  $C_p$ , c)  $R_{p2}$ , エラーバーはS.D.,  $n=6$ ,  $*p<0.05$

## 考 察

上腕動脈を起始部とする動脈系において、腕水平時と腕挙上時では、重力の影響が全く異なっている。上腕動脈の血流は、上肢とほぼ平行に中枢から末梢へ流れる。したがって、腕水平時に、重力は血流に対してほぼ垂直に働くため、血液の推進力に与える影響は少ない。一方で、腕挙上時には、血流に対して逆行する方向に重力は

働く。これらのことから腕水平から腕挙上による重力の影響は、上腕動脈系の三要素モデルにおいて $R_{p1}$ と $R_{p2}$ の増大という形で現れることが推測される。実際に、本研究では、腕水平時より腕挙上時に、 $R_{p1}$ と $R_{p2}$ は有意な高値に算出され、モデルは重力の影響を反映していると考えられる。

一方で、 $C_p$ は、腕水平時より、腕挙上時に有意な低値が算出された。上腕動脈より末梢の細動脈では、反対に腕挙上によってコンプライアンスは増大することが知られている<sup>7)</sup>。このことは、本研究でも、腕挙上による上腕動脈の最高血流の低下以上に最低血流の低下が顕著であることから、収縮期と拡張期の末梢細動脈の容積比は大きくなるので、容易に予測できる。しかし、その基部にあたる上腕動脈のコンプライアンスに関与する容量である $C_p$ が、腕挙上によって低下するという事は、過去の研究で示されていない。一方で、今回の結果の中には、腕挙上による上腕動脈コンプライアンスの低下につながる間接的なデータも含まれている。例えば、平均上腕内径が腕水平時より腕挙上時で短く計測されているが、動脈内径の短縮は、受動的、能動的に関わらず動脈壁の収縮を伴っているため、腕挙上時で腕水平時より上腕動脈壁が僅かではあるが肥厚している可能性を示唆する。その動脈壁の肥厚が、動脈のコンプライアンスを低下させた可能性も考えられる。今回の $C_p$ の変化が上腕動脈のコンプライアンスを実際に反映したものなのか確認できれば、本法の有用性を示すものとなるだろう。これを確認するには、血圧と動脈内外径の変化を連続して解析する必要がある。

古くから、観血的な方法で対象となる動脈の血圧波形と血流波形が比較的正確に測定できる動物実験では、弾性動脈である大動脈を起始部とする三要素モデルによる解析は、カテコールアミンやアセチルコリンの作用などをうまく説明してきた<sup>5)</sup>。一方で、中等度の太さの筋性動脈の弾性がWindkesselモデルや三要素モデルによって表せるか検証されていない<sup>8)</sup>。しかし、筋性動脈でも弾性動脈と同様、拍動性に血管内径は収縮と拡張を繰り返している。この収縮と拡張は、そのサイクルの短さから筋性動脈の血管平滑筋の能動的な収縮と弛緩ではなく、血圧と血管壁自体の弾性によることは明白であり、筋性動脈を弾性と粘性抵抗を有する血管として取り扱うことに問題はないように思われる。筋性動脈を弾性動脈と同様に弾性と粘性抵抗を有する血管として取り扱えば、様々な動脈系に三要素モデルが適用でき、その計算の容易さから臨床の現場でも利用しやすいだろう。また、本研究で重力による粘性抵抗や総末梢抵抗の変化を反映しているように、病的な器質変化による粘性抵抗や総末梢抵抗の変化も反映するのであれば、その検出に利用できる可能性もある。今回、解析に使用した三要素モ

デルには、血流による慣性抵抗を含んでいないが、小岩ら<sup>9)</sup>は、大動脈系の慣性抵抗は大動脈の粘性抵抗のおよそ1/20、総末梢抵抗のおよそ1/2000程度であることを報告している。さらに、慣性成分は血流速度に依存することから、起始部の血流速度が大動脈系より低い上腕動脈系ではさらに慣性成分は小さく、モデルに慣性抵抗を考慮する意義は低い。

現在、超音波による非観血的血流測定精度は非常に高いものになっている。また、容積補償法やトノメトリー法による非観血的血圧測定も日常的に行われている。しかし、これらのデータを組み合わせた動脈系の解析は、臨床応用されていない。この原因として、血流と血圧の測定原理が全く異なるため、同時測定できる臨床機器が存在しなかったことがあげられる。現行機器では、非観血的に血流波形と血圧波形が同時に測定できないため、本研究では血圧波形の代用として脈波に聴診法で測定した血圧を当てはめたものを採用した。血流波形と血圧波形を同時測定できる機器の実現と、血流波形と血圧波形による動脈系の解析を進展させることは、相補的な関係と考えられる。そのような状況をふまえて、筋性動脈を起始部とする動脈系を三要素モデルで表現することや、代用血圧波形の適切性の検証が不十分ではあるが、本研究結果を報告した。

## 文 献

- 1) 都島基夫, 京谷晋吾, 中野里美ら(2002): 頸動脈の Atherosclerosis と Sclerosis の早期診断とリスクファクター - 住民検診における PWV と ABI と IMT の測定成績を中心に. 日本循環器病予防学会誌, 37, 117-124.
- 2) Laurent, S., Cockcroft, J., Bortel, L.V., et al. (2006): Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical application. *Eur Heart J*, 27, 2588-2605.
- 3) 高田正信, 島倉淳泰(2007): 脈波伝播速度. *Mebio*, 24, 20-31.
- 4) Shirai, K., Utino, J., Otsuka, K., et al. (2006): A novel blood pressure-independent arterial wall stiffness parameter; cardio-ankle vascular index (CAVI). *J Atheroscler Thromb*, 13, 101-107.
- 5) Okai, O., Watanabe, A. (1998): Implication of the systolic hump in systemic arterial pressure waves. *Med Biol Eng Comput*, 36, 587-591.
- 6) 岡井治, 堀原一, 長島長節(1974): 自律神経的作用を指標とした低酸素状態における循環系の解析. 自律神経, 11, 64-69.
- 7) 深瀬湛子, 鈴木淳一, 下田政博ら(1994): 位置負荷 - 指尖血圧応答の分析. 日本運動生理学雑誌, 1, 107-112.
- 8) 岡村法宜(2009): 三要素モデルによる上腕動脈壁の性状評価 - 聴診法による血圧とドプラエコー法による血流の利用 -. 愛媛県立医療技術大学紀要, 6, 37-41.
- 9) 小岩喜郎, 丸山幸夫, 布川徹(1978): 頸動脈圧波形分析と後負荷インピーダンス. 脈管学, 18, 349-355.

## 要 旨

本研究の目的は、三要素モデルによる動脈系の解析が筋性動脈である上腕動脈を起始部とする動脈系にも適用可能か検討することである。パルスドプラ法で測定した上腕動脈血流波形と、聴診法によって得た血圧を上腕動脈脈波に当てはめた代用血圧波形を、三要素モデルに適用して、上腕動脈の粘性抵抗と総末梢抵抗に関与する抵抗、上腕動脈のコンプライアンスに関与する容量を算出した。仰臥位時に右腕を水平状態から垂直に挙上させると、三要素モデルによって算出された右上腕動脈の粘性抵抗と総末梢抵抗に関与する抵抗は有意に増大し ( $p < 0.05$ )、上腕動脈のコンプライアンスに関与する容量は有意に低下した ( $p < 0.05$ )。三要素モデルから算出されるこれらのパラメータのうち、粘性抵抗と総末梢抵抗に関与する抵抗は、重力の影響を反映すると考えられ、三要素モデルが筋性動脈を起始部とする動脈系にも応用できる可能性が示唆された。