

トノメトリ法による血圧脈波計測原理解析のための 血管断面構造モデルに求められる要件

北脇知己¹⁾, 岡 久雄^{1,2)}

要 約

生体内の血圧脈波を非侵襲的に計測する手法として、「トノメトリ法」が知られており、近年、この計測手法を用いて得られた血圧脈波波形から、動脈硬化などの循環器系疾患のスクリーニングや予防診断に役立てようという動きが活発である。

しかしながら、組織内の血管を圧迫した場合の血管の変形挙動については、十分な解析は行われていない。そこで本研究では、生体中のトノメトリ状態を解析可能な数値解析モデルを構築することを目的とした。

この結果、トノメトリ法による血圧脈波計測の原理解析を行うための血管断面構造の応力解析モデルには、以下の要件が求められることが明らかとなった。

- ・ センサ部と皮膚表面はそれぞれ独立な要素としてモデル化し、これらの接触部においては摩擦を考慮しなければならない。
- ・ 応力の定量的な解析を行うためには、素材の非線形的な機械的特性を考慮する必要がある。

さらに、実験結果と計算結果を一致させるためには、初期形状を正確にモデル化することが必要であることがわかった。

キーワード：トノメトリ法, 有限要素法, 数値解析モデル, 血圧計測

はじめに

近年、生体内の血圧脈波波形を解析し、血管の硬さを示す指標を得て、動脈硬化などの循環器系疾患の予防診断や予後判定に役立てようという動きが活発である¹⁾。このような血管硬さ指標を得るために、非侵襲的に生体内の血圧脈波波形を計測する手法として、「トノメトリ法」が知られている²⁻⁴⁾。しかし、これまでに開発されたトノメトリ法を用いた装置は連続血圧計として用いられているため、血圧脈波波形ではなく血圧値を用いて装置の検証が行われている⁴⁾。このため、トノメトリ法を用いた血圧脈波波形が、生体内部の血圧波形とどの程度一致するかの評価は行われていない。

トノメトリ法とは、Fig. 1に示すように、円形な断面を持った血管を上下から平行平板で挟み(Fig. 1 (a))、血管が押しつぶされて平らな形状となった部分において(Fig. 1 (b))円周方向張力(T)

が血管直上部で無視できることを利用し、非侵襲的に連続して血管内部の圧力(P)を計測する手法である。このようなトノメトリ法の計測原理については、橈骨動脈部での血圧脈波計測について基本的な研究がなされているが⁵⁾、この研究では無限長の平行平板で血管を直接挟む場合を仮定している。しか

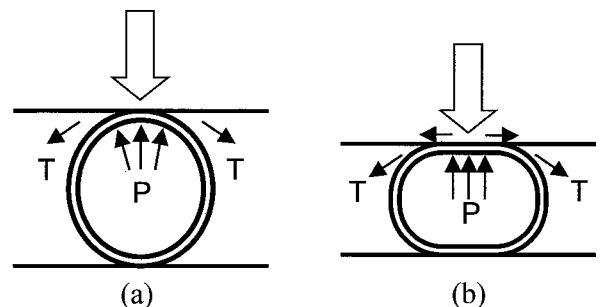


Fig. 1 The measurement principle of applanation tonometry.

1) 岡山大学医学部保健学科検査技術科学専攻

2) 岡山大学医歯工学先端技術研究開発センター

し、実際の生体中での脈波波形計測においては、皮膚表面においた物体（以下、センサ部）で組織内の血管を圧迫するため、血管をとりまく組織が血管とセンサの間に介在する上、血管を押し下げるセンサ部の大きさが有限であることなどから、Fig. 1に示すトノメトリ法の基本原理をそのまま適用できるとは考えにくい。そこで、このトノメトリ法を用いた連続血圧計測装置を脈波波形計測装置として臨床で用いるためには、さまざまな条件下で正しく脈波の計測が行われているかどうかの検証が不可欠である。つまり、「血管や血管周囲組織の構造や材料特性の変化、あるいはセンサ部の大きさやセンサ要素の大きさなどの設計要素が、計測される脈波波形にどのように影響するのか。」という、「トノメトリ法の原理」について検証することが必要となる。

しかしながら、実際の生体中においては、血管変形挙動や血管内の圧力変化を計測するのは困難であり、血管や組織の構造や力学特性などの測定も難しいため、これまでに生体においてトノメトリ法の原理を検証した例はない。こうした状況では、数値解析モデルを用いた解析は、トノメトリ法の原理を検討するのに大変有効である。なぜなら、トノメトリ法の原理検討に必要な構造を自由にモデル化できる、生体内の材料特性などの検討条件を自由に設定できる、計算した結果について任意の場所の応力分布を得られる、などの利点があるからである。

構造力学における数値解析手法の一つに有限要素法 (FEM) がある⁶⁾。この手法は、複雑な構造や非線形的な要因を解析できる特徴を持つ。このFEMを用いた数値解析を行う際に、現象の本質を的確に捉えてモデル化するには、ノウハウに相当する熟練した知識が必要となる⁷⁾。なぜならば、詳細な数値解析モデルとコンピュータ能力（計算時間）とはト

レードオフの関係にあるからである。例えば、素材の材料非線形性について、もし近似的に線形モデルを用いても解析への影響が小さいのであれば短時間の計算で済むため線形モデルを用いればよいが、もし非線形性を考慮する必要があるならば、解の収束のために繰り返し計算が必要となるため、計算時間は飛躍的に増大することを理解した上で、非線形モデルを用いる必要がある。このように、トノメトリ法原理解析に用いることができ、なるべく簡単・単純なモデル構造を持つ数値解析モデルを構築することが求められている。

そこで本研究では、FEMを用いた、トノメトリ法の原理解析が可能な血管断面構造モデルを構築することを目的とし、各種条件の数値計算結果と、シリコンチューブを用いたモデル実験結果と比較することで、計算が正しく行われていることを確認した上で、血管内圧力変化（脈圧に相当）を模倣したモデル実験結果と数値計算結果を比較した。これらの計算結果とモデル実験結果の比較から、数値解析モデルに求められる要件について明らかにした。

実験装置および方法

1. モデル実験

1) 装置構造

数値解析モデルと比較するために作成した、橈骨部動脈を模したモデル実験装置をFig. 2に示す。Fig. 2(b)に示すモデル実験装置の断面構造のように、あらかじめ作成したシリコンチューブ（内径2.01mm、厚み0.27mm、長さ150mm）を、このシリコンチューブよりも柔らかいシリコンゲル（厚み6.7mm、幅40mm、長さ150mm）内に封入した。シリコンチューブ最上部とシリコンゲルの上面の厚みは2.1mmである。このシリコンチューブの一端

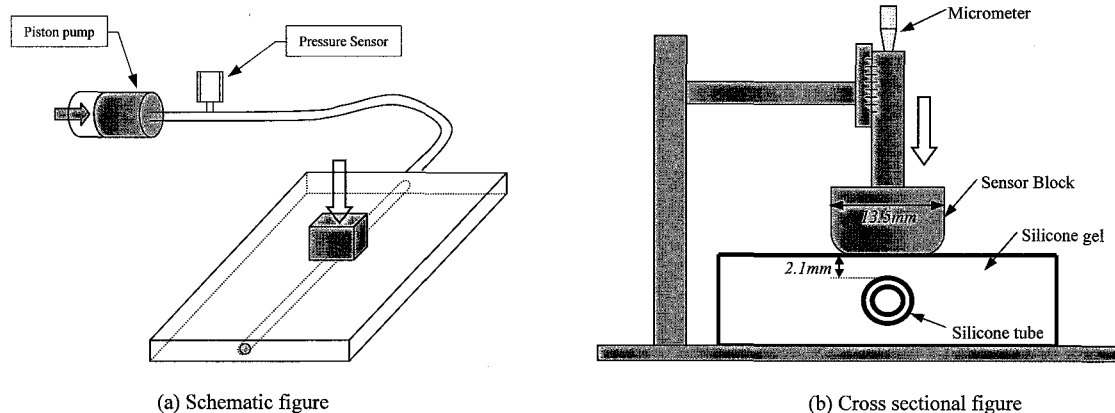


Fig. 2 Experimental apparatus

Table. 1 Experimental conditions

(a) Condition 1

	Initial state	Measurement											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Displacement (mm)	0.0	0.0	0.0	0.0	0.5	1.0	1.5	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0	2.0
Pressure (kPa)	0.0	3.3	6.7	10.0	10.0	10.0	10.0	10.0	12.0	14.0	16.0	18.0	20.0

(b) Condition 2

	Initial state	Measurement											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
Displacement (mm)	0.0	0.0	0.0	0.5	0.5	1.0	1.0	1.5	1.5	2.0	2.0	2.5	2.5
Pressure (kPa)	0.0	10.0	20.0	10.0	20.0	10.0	20.0	10.0	20.0	10.0	20.0	10.0	20.0

を閉鎖し、逆端をピストンポンプに接続した。ピストンポンプ、シリコンチューブ内は、すべて水で満たされている。ピストンポンプの駆動によりシリコンチューブ内に任意の圧力を印加でき、印加圧力に従ってシリコンチューブはシリコンゲル内部で変形する。シリコンチューブ内部に印加された圧力は、チューブに接続された圧力計で計測できる (Fig. 2 (a) : モデル実験装置構成図参照)。

このシリコンゲル表面のシリコンチューブの直上に、0.2mm 間隔で40個の微小なセンサを持つ半導体ゲージ型圧力センサを表面に設置したセンサ部 (セラミック製：幅6.75mm, 長さ13.5mm, 角R 0.75mm, 高さ10mm) を置き、シリコンゲルからの上向き応力を圧力として計測した。このセンサ部は、シリコンゲルに押し下げることが可能であり、その押し下げ量は Fig. 2 (b) に示すようにセンサ部の上部に設置したマイクロメータで計測した。半導体ゲージ型圧力センサは、センサ接触前に、あらかじめ大気圧の時に0となるように校正されている。

2) 実験条件

このモデル実験装置を用いた計測ではシリコンチューブ内圧とセンサ部の押し下げ変位を、各々独立に制御できる。そこで、センサ部とシリコンゲルが接触した状態を初期状態とし、表1のように実験条件を定めた。まず数値解析モデルの検証を念頭に、実験条件1として、センサ部押し下げ変位を0.0mm としたまま、シリコンチューブ内に10.0kPaの初期内圧を印加→シリコンチューブ内圧を10.0kPaに保ったまま、センサ部を押し下げ→センサ部押し下げ変位 (2.0mm) を保持したまま、さらにシリコンチューブ内圧を20.0kPaまで印加、の手順で計測した。次に実験条件2として、実際の生体において、

トノメトリ法を用いた血圧脈波計測を行う時に用いられている手順を元に、管内圧が脈圧によって変化しているところにセンサ部を徐々に押し下げていく様子を模擬するため、シリコンチューブの初期内圧変化 (血管内に最低血圧に相当する圧力を印加) の後、シリコンチューブ内圧変化 (血管内の圧力が最高血圧から最低血圧まで変化している様子を模擬) と、押し下げ量変化 (センサ部の押し下げを模擬) の手順を繰り返して計測を行った。

シリコンチューブ、シリコンゲルは粘弾性特性を持っているので、これらの影響をできるだけ排除するため、手順に従って実験条件を制御した後、十分な時間の経過後、センサ部にて半導体ゲージ型圧力センサを用いて圧力を測定した。

2. 数値解析

1) 解析ソフトウェア

有限要素法 (FEM) 解析ソフトウェア「ANSYS/Multiphysics (Ver7.0 University)⁸⁾」(以下 ANSYS とする) を用いてトノメトリ法の原理解析に用いる血管断面構造モデルを構築した。ここで、トノメトリ法の原理を解析するためには、血管曲げのような幾何学的構造非線形、摩擦を含む接触要素を考察する要素非線形、素材の持つ材料非線形、の三つの非線形要素が考えらる。ANSYS は、これらの非線形要素をすべて取り扱うことができる。ANSYS 内部では、解の計算にニュートン・ラプソン法と呼ばれる反復処理を行って非線形解を求めており、基礎となる方程式は次の通りである⁸⁾。

$$[K]\{\Delta u\}=\{F\} \quad \dots \dots Eq.(1)$$

ただし、 $[K]$: 接線剛性マトリクス、 $\{\Delta u\}$: 変位増分ベクトル、 $\{F\}$: 加重ベクトル

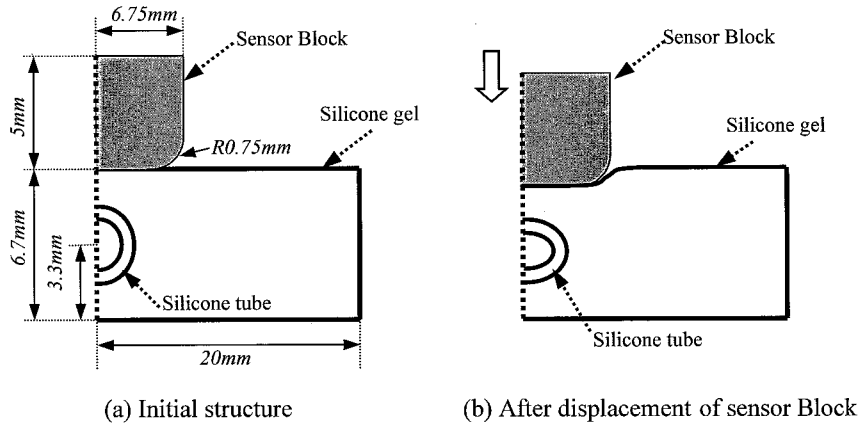


Fig. 3 Numerical calculation model

2) 数値解析モデルの構造

数値計算結果を実験結果と比較するための数値解析モデルとして、Fig. 3 (a)に示す左右対称の断面構造モデルを構築した。センサ部の実際の高さは10mmであるが、上部構造は数値解析に影響が小さいとして、解析モデルの高さは5mmとした。センサ部を押し込むと、Fig. 3 (b)のようにシリコンゲルが押し下げられ、内部のシリコンチューブも変形する。こうした挙動を解析するためにFig. 4に示す拘束条件を定めた。

シリコンチューブ初期形状は、Fig. 5に示す3つの初期形状を考えた。それぞれ、シリコンチューブが真円形状を持つ「真円形」、シリコンチューブの上下の幅を保ち、横長にした「横長楕円形」、横平部を持つ「オーバル型」である。これらの初期形状を用いた理由は、後に述べるようにシリコンチューブの初期形状変形が数値計算結果に与える影響を解析するとともに、実験結果と数値計算結果との比較検証に用いるためである。

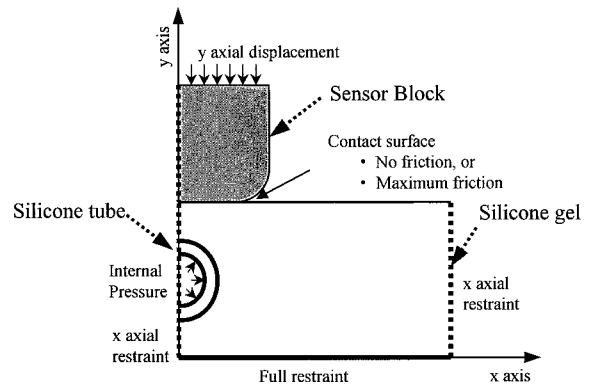


Fig. 4 Calculation conditions of the model

3) 接 触

一般に、センサ部とシリコンゲル表面のように2つの物体が接触する部位をFEM解析する場合には、計算量を少なくするために、接触部分で同じ節点を共有し、接触部分が動かないようにして計算する場が多い⁹⁾。しかし、今回のトノメトリ法の原理解析のためにはセンサ部をシリコンゲルに押し下げて

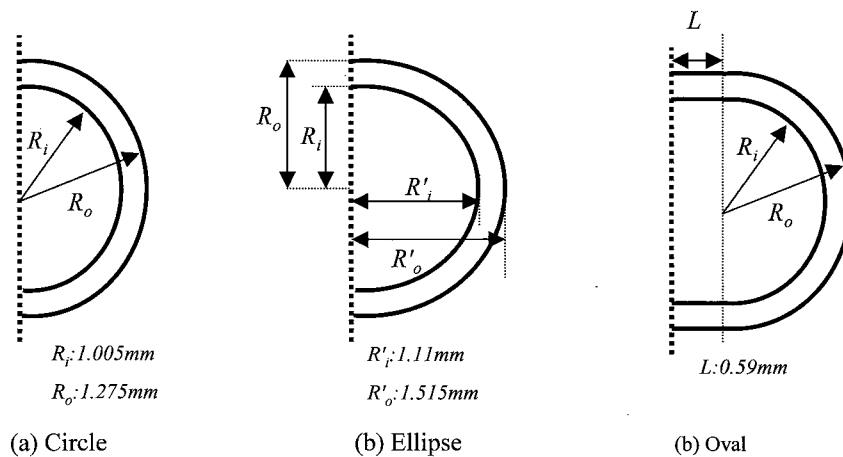


Fig. 5 Initial shapes of silicone tubes.

いく過程でのセンサ表面への影響を正確に解析するため、2つの物体の接触状況を正確にモデル化する必要があると考えた。

そこでセンサ部とシリコンゲル表面の接触部位について、接触面が自由に滑ることができるように、センサ部とシリコンゲルを別々の節点とし、その間の領域に接触要素¹⁰⁾を構築した。この接触面では自由曲面同士の接触問題が発生する。その上で、接触部位が滑る場合（摩擦なし）と、最大摩擦係数で滑りが制限される場合（摩擦あり）の2種類について計算を行った。

4) 素材係数

シリコンチューブとシリコンゲルを構成する素材は高分子材料からなり、超弾性と呼ばれる非線形の弾性特性を有している。このため、変形が大きくなると、その変形挙動は線形の弾性率だけでは表現することができなくなる。ただし、変形が小さい場合には、こうした非線形の影響は小さいため、線形の弾性特性で近似表現することも可能である。そこで、素材の持つ材料非線形の影響を確認するため、線型モデルと非線形モデルの両方で計算を行った。

実際の素材の弾性特性は、等方性を仮定し、シリコンチューブを断片に加工したものと、シリコンゲル素材をブロック状に加工したものについて、1軸の引張・圧縮試験を行い、歪みと応力の関係から求めた。ここでシリコンチューブには内圧が加わるため、正の引張歪みに対する値を計測し、シリコンゲルには圧縮力が加わるため、負の圧縮歪みを計測した。この試験結果を基準にして、シリコンチューブ、シリコンゲルそれぞれの弾性特性として、線形で近似した弾性率と、5次の Mooney-Rivlin 超弾性材料

モデル¹⁰⁾を用いて表現した超弾性モデルの2つを決定した。この2つのモデルから得られる応力-歪み図を Fig. 6 に示す。

5) メッシュ分割

計算精度に影響するメッシュ分割は、ANSYSの機能の一つである自動分割を用いた。特に、シリコンチューブ周辺とシリコンゲル上部の接触発生部では、大きな変形が起こることが予想されたため、あらかじめ適当な位置に節点を配置しておき、自動メッシュの参考になるようにした。

6) 計算方法

今回の数値解析モデルは、大変形と接触を含む非線形問題を含むため、静的計算法を用いると、モデル実験の計測条件のように一度に大きく条件を変化させる場合には反復処理が収束しない危険性があった。そこで、あらかじめ時間の関数である変位と圧力を定め、時間ステップごとに反復処理（収束計算）を行って収束解を求める、非線形過渡時間計算法を用いた。時間ステップは、計算精度を考慮して0.01秒とした。モデル実験の2つの実験条件に対応して定めた、押し下げ変位量とシリコンチューブ内圧の数値計算条件を Fig. 7 に示す。ちなみに、今回の計算ではシリコンゲルやシリコンチューブの粘弾性特性は考慮していないため、ここで用いた時間（秒）には絶対的な意味はなく、数値計算を段階的に進めるための基準値の意味を持つのみである。

実験結果と計算結果の比較は、数値計算結果から実験条件に対応する時間ステップを選んで行った。また実際の計算は、CPU：Xeon3.2GHz（1MB キャッシュ）、メモリ：1.5GB（Bufferd ECC）、のEWS上で行った。

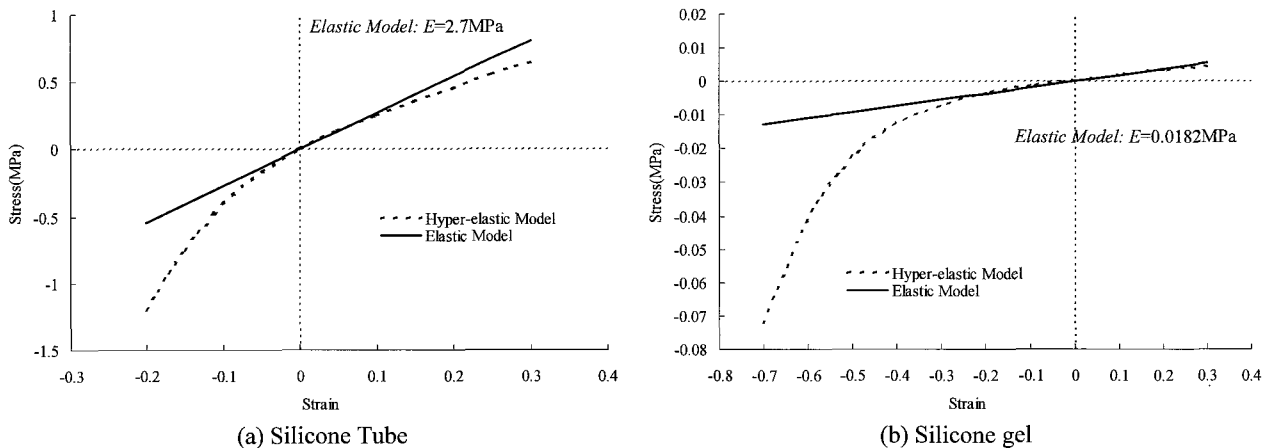


Fig. 6 Elastic properties of silicone tube and silicone gel.

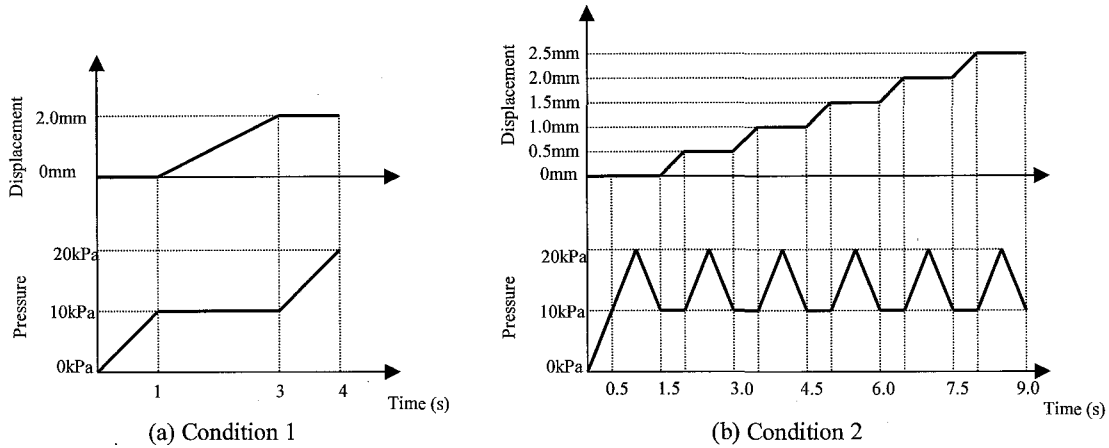


Fig. 7 Calculation conditions

結 果

1. 数値計算例

まずモデル内での応力分布の数値計算結果例として、シリコンチューブ初期形状を真円形、表面摩擦あり、素材係数は線型モデルとして、数値計算条件1で計算した結果の最終計算結果を示す。Fig. 8に応力ベクトル図、Fig. 9にX、Y軸方向成分の応力分布図を示した。

Fig. 8の応力ベクトル図では、矢印の方向が主成分応力の方向を、矢印の長さが応力の大きさを示しており、外向き矢印(↔)で表す部分では値が正の引張応力が、また内向き矢印(↔)で表す部分では値が負の圧縮応力が働いている。Fig. 8(a)はシリコンチューブへの応力集中状態を理解できるようにシリコンチューブを含むすべての範囲を、Fig. 8(b)はそれ以外の部位の応力分布を理解できるようにシリコンチューブ部を除いた範囲での応力ベクトルを示した。ここで、図の背景色としてY軸方向応力分布図を重ねることで、応力値の大きさ分布を容易に理解できるようにした。この応力ベクトル図から、シリコンチューブの本来の曲率からの変化が大きい、シリコンチューブ上部とシリコンチューブ横部に大きな応力集中が発生していることがわかる。

Fig. 9は、応力の集中したシリコンチューブ部を除いて応力分布のX、Y軸方向成分を示しており、これらの応力分布から、センサ部の押し下げによってシリコンゲルにセンサ部が入り込み、シリコンゲル部には主に上下方向の圧縮応力が発生していること、またセンサ部下面ではシリコンチューブの影響により圧縮応力の分布が発生していること、がわかる。

2. 接触部位摩擦の違い

表面摩擦の違いによる計算結果の違いを検討するため、数値計算条件1で、真円形のシリコンチューブ初期形状とし、表面摩擦のみの条件を変えて計算を行った。素材係数は線型モデルとしたが、表面摩擦による計算結果の違いをより明確にするため、弾性係数を実際の値と変化させた(シリコンチューブ：1.76MPa、シリコンゲル：0.04MPa)。Fig. 10に、計算結果のY軸方向応力分布を、表面での摩擦がない場合(Fig. 10(a)、(b))と、摩擦がある場合(Fig. 10(c)、(d))として示した。このY軸方向応力成分において、後にセンサ実測値である圧力と比較するので、圧縮応力値の大きさ(絶対値)について、以下に検討を行う。

表面での摩擦がない場合、センサ部押し下げ変位を2.0mmとし、初期内圧(10.0kPa)状態(Fig. 10(a))では、センサ部下面のシリコンチューブ直上の応力(絶対値)はセンサ部表面の周辺部分に対して比較的小さい値をとる。これは摩擦がないために、接触面における横方向の剪断応力が緩和されることで、中心部への応力発生が阻害されるためと考えられる。一方、摩擦がある場合、同じ状態(Fig. 10(c))では、センサ部の押し下げに伴ってセンサ部に接触しているシリコンゲルが横方向に移動できないためにシリコンゲル表面の応力がそのまま内部に伝わると考えられ、シリコンチューブ直上の応力減衰量は、摩擦がない時よりも小さくなる。

このセンサ部押し下げ変位を2.0mmに保ったままシリコンチューブの内圧を20.0kPaにすると中心部の応力が高くなるが、表面での摩擦がない場合は、センサ部とシリコンゲル接触面の滑りが発生すると考えられ、表面での摩擦がある場合の方がその上昇

血管断面構造モデルに求められる要件

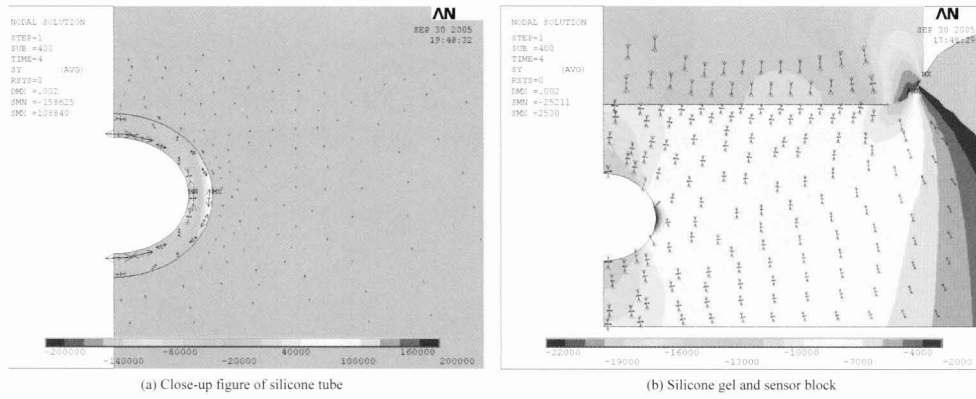


Fig. 8 Example of calculation result: stress vector.

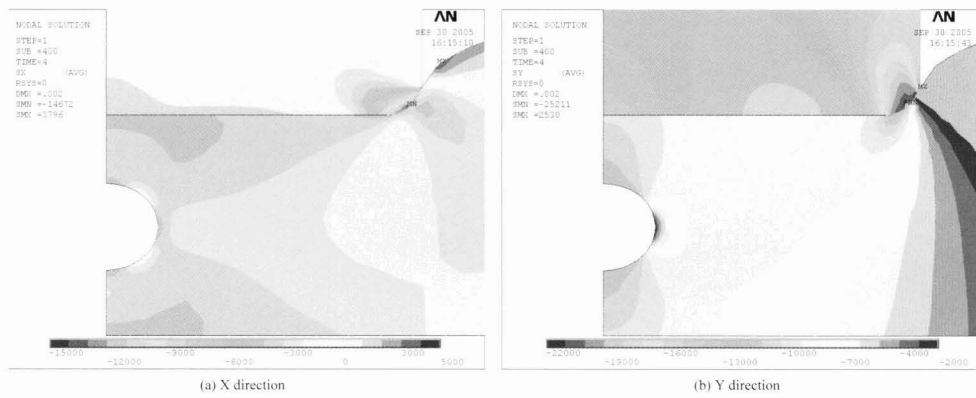


Fig. 9 Example of calculation result: stress value distribution.

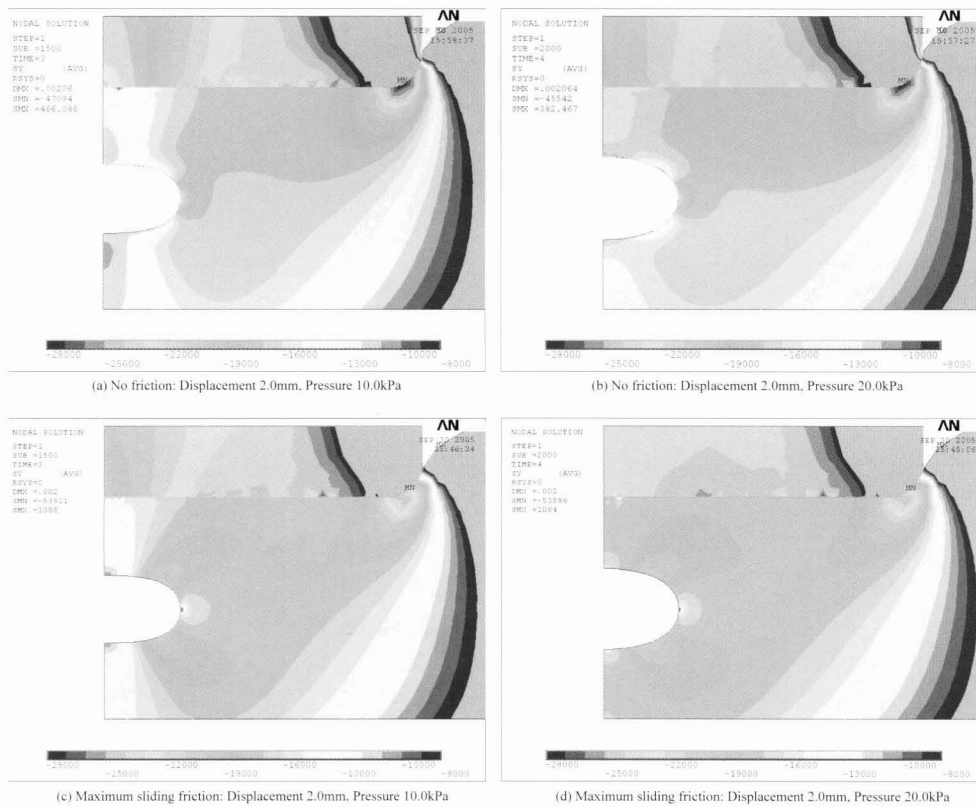


Fig. 10 Calculation result: the effect of surface friction.

量が大きい。

3. シリコンチューブ初期形状と弾性特性の違い

シリコンチューブの初期形状を真円形とし、線形弾性モデルを用い、数値計算条件1で計算した結果を、実験条件1の実験結果と比較したものを Fig.

11 に示す。図の x 軸はセンサ下面の中心からの距離 (mm)、y 軸は実験値の場合はセンサ部で計測した圧力 (kPa) を、数値計算結果の場合はセンサ部下面での Y 軸方向応力の絶対値 (kPa) としている。ここで Y 軸方向応力はセンサ部の下面領域で、圧縮応力を意味する負の値をとるが、実験値との比

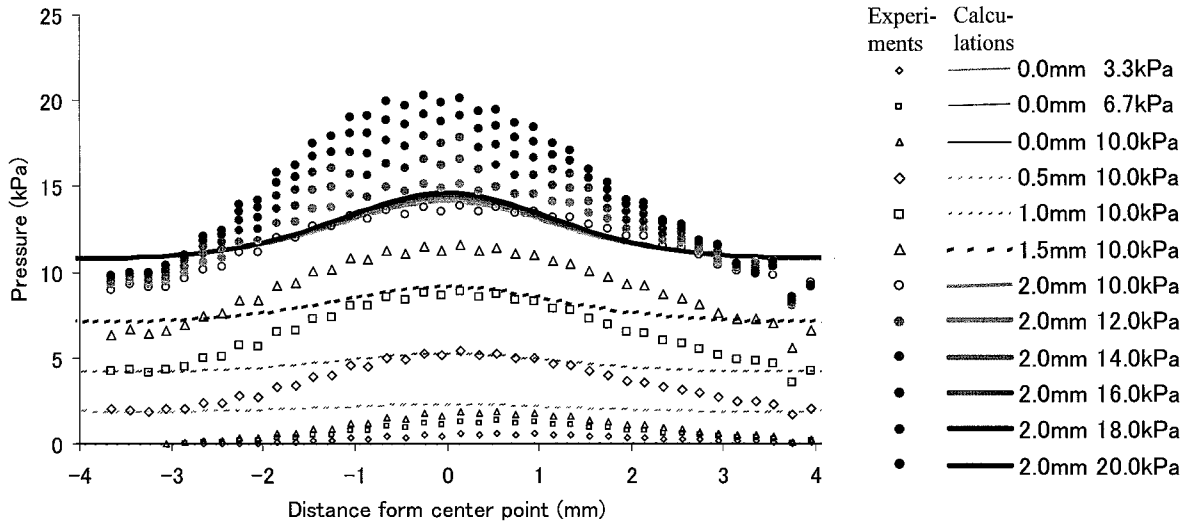


Fig. 11 Calculation result of circle shapes and elastic model.

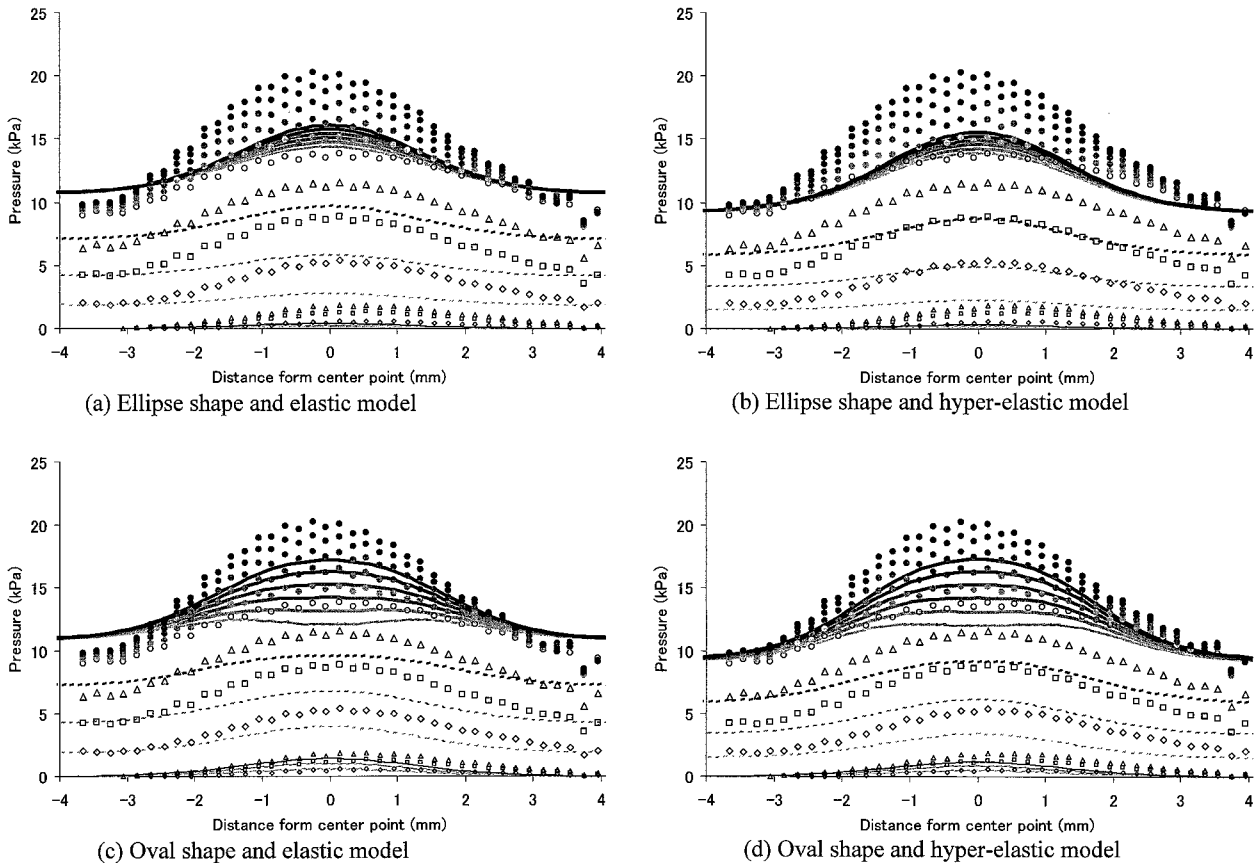


Fig. 12 The effect of initial shapes of the tube and modeling of elasticity.

較を容易にするため、絶対値を計算して表示している。

この計算結果では、センサ部押し下げ変位が一定でシリコンチューブ内圧のみを変化させた時（計測1～3，計測7～12に相当する）の応力変化は小さく、実験値の大きな内圧変化と一致しない。

次に、シリコンチューブの初期形状として、横長楕円形で計算を行った。弾性特性としては線形弾性モデル (Fig. 12(a)) と、超弾性モデル (Fig. 12 (b)) を用いて計算を行った結果をそれぞれ実験結果と比

較した。図の表現は Fig. 11と同じである。この結果から、センサ部が2.0mmの一様な押し下げ変位を保っていて内圧のみが変化した時の応力変化は大きくなったが、まだ計測値よりも小さい。また、線形弾性モデルの場合、シリコンチューブ以外のところの応力が大きくなりすぎており、これはシリコンゲルの弾性特性として大きな値をとってしまっていることに由来している。一方、超弾性モデルを用いた場合、端の方（中心から3～4mmほど離れた付近）の応力値がよく一致し、実験結果をうまく再現

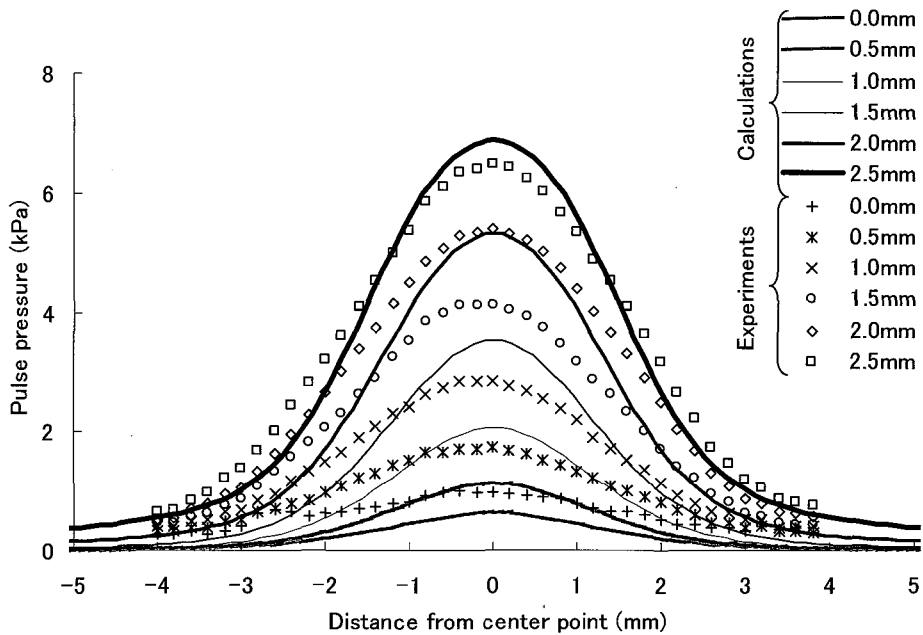


Fig. 13 The pulse pressure change of condition 2.

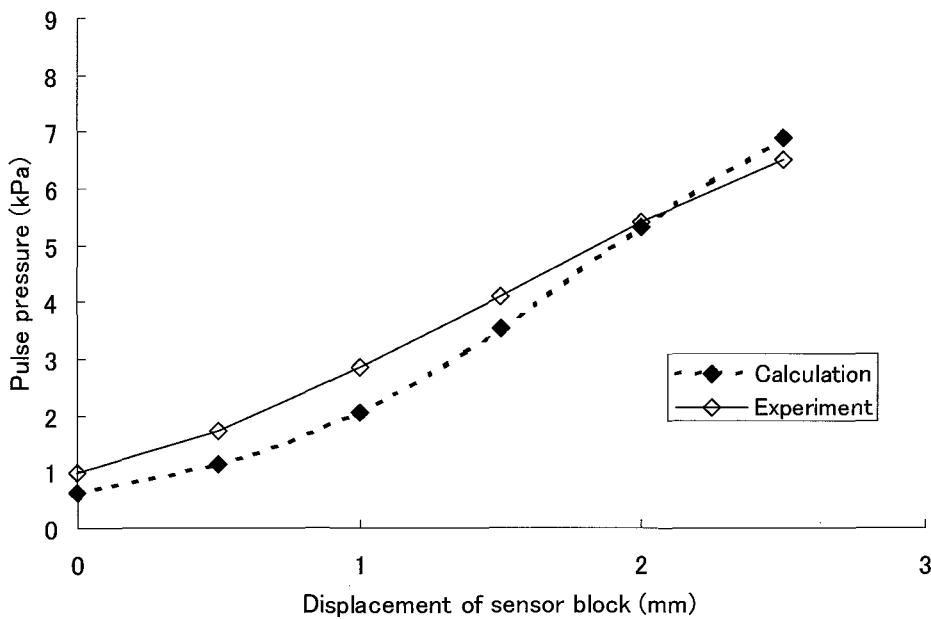


Fig. 14 Displacement dependency of the pulse pressure.

できている。

さらに、シリコンチューブの初期形状としてオーバル型を用い、弾性モデル (Fig. 12 (c)) と、超弾性モデル (Fig. 12 (d)) で計算を行った結果を実験結果と比較した。この計算により、中心部の応力変化が大きくなり、より実験値に近くなった。さらに超弾性モデルの場合、センサの端の部分の応力変化も実験結果とよく一致した。

4. モデル実験と計算結果との比較

オーバル型のシリコンチューブ初期形状と、超弾性モデルを用いて、数値計算条件 2 の場合の計算を行った。この数値計算結果と実験条件 2 の実験結果を比較したものを Fig. 13 に示す。数値計算結果は、押し下げ量ごとの内圧変化時のシリコンゲル表面での応力振幅の場所依存性を線で示している。ここで応力振幅とは、例えば、数値計算結果の場合、押し下げ量が 0.0mm の場合は 1.0秒の応力分布と 0.5秒の応力の差を計算したもので、同様に 0.5mm の場合には、2.5秒と 2.0秒の応力の差を計算したものである。また実験結果も同様に、同じ押し下げ量の時の 2 つの内圧の違いから計測結果の差から応力振幅を求めた。この応力振幅はセンサ部の押し下げ量ごとのシリコンチューブ内圧変化 (10~20kPa) が、センサ部でどのように計測されるのかを表している。また Fig. 14 には、センサ部の押し下げ量を x 軸とし、中心からの距離が 0 mm での応力振幅を示した。この Fig. 14 に示すように、押し下げ量に対する中心部分の応力振幅 (最大振幅圧に相当) の変化をみると、押し下げ量の増加に従って徐々に応力振幅が増加する傾向が一致している。このように数値計算結果は、実験結果と全体的な傾向が一致し、実験結果を良く反映している。

考 察

1. 接触面における摩擦

計算結果から表面摩擦がある場合は、表面での摩擦力によってセンサ部とシリコンゲルとの間の横方向のずれ変化が小さくなり、シリコンチューブ直上のシリコンゲル内の応力が高まることで、シリコンチューブの応力がセンサ部まで到達するため、シリコンチューブ直上でセンサ部に接触しているシリコンゲル表面の応力値が上昇する結果が得られる。また、シリコンチューブ直上に相当する中心部の応力の増加効果も、表面摩擦力を考慮した計算の場合の方が大きい。

さらに、摩擦がある場合の応力分布図 (Fig. 10 (c), (d)) において、シリコンチューブの曲がりの強い部分から斜め上方に向けてシリコンチューブ内の張力に起因すると考えられる応力増加部が発生している。これは、トノメトリ法の計測原理⁴⁾で示された血管曲げが大きい部分に発生する応力集中と同じ現象を示している。

これらの検討から、センサ部とシリコンゲル部との接触面における摩擦を考慮した計算を行う必要があると考える。

2. 素材の弾性特性

Fig. 12 (d) に示したように、素材の弾性特性として超弾性モデルを用い、初期形状としてオーバル型を用いることにより、計算結果は実験結果と良好に一致した。このときシリコンチューブとセンサ部に挟まれたシリコンゲルの圧縮状態をみると、押し下げや圧力が加わった場合に、かなり大きく変形している。このような歪みの大きい大変形領域で一定の弾性率で計算してしまうと、柔らかいシリコンゲルの中を応力が伝わらない。しかし、実際のシリコンゲルでは、歪みが大きくなると弾性率が大きくなる超弾性傾向を持つため、応力が大きく変化していると考えられる。この場合のシリコンチューブ内部での歪みは、計算結果によると、最大でも ± 0.1 以下であり、線型モデルと超弾性モデルとの弾性率の差がそれほど大きくないことから、シリコンゲルの弾性特性の非線形性の方が、シリコンチューブの非線形性よりも、応力分布に影響を与えていると考えられる。

以上の、接触面の摩擦と素材の弾性特性の考察から、モデル実験で得られる応力変化を実現するためには、センサ部とシリコンゲルとの間の接触部位で、節点が自由に滑る構造を持った上で、摩擦力を考慮した数値解析モデルが必要であり、応力変化を定量的に検討するためには、数値解析モデルに素材の非線形性を示す弾性モデル、例えば超弾性モデルなどを用いる必要があることがわかった。

このとき、シリコンチューブ初期形状の違いによる計算結果の違いから、実験結果と計算結果を一致させるためには、血管の初期形状を正確にモデル化することが必要であることがわかる。

3. トノメトリ法の計測原理解析

実際の生体材料は、特異的な異方性を持ち、特に橈骨動脈周辺では腱や筋肉が複雑に折り重なって

る上、皮膚表面で発生する張力の影響は、摩擦力と共に接触状態に影響を与えることが予想される。しかし、トノメトリ法の計測原理を解析する際に最も重要な点は、血管のつぶれ状態とその内圧変化に対する変形を検討することである。実験条件2と数値計算条件2の比較・考察結果から、内圧が変化している血管を上下から挟んでその内圧を計測する構造について、今回構築した数値解析モデルを用いることで、トノメトリ法の計測原理の解析を行うことができると考えられるため、今回構築した数値解析モデルはこの役割を十分に果たせるものとする。

また、今回構築した数値解析モデルは、センサ部の奥行き(6.75mm)の影響や、生体内部構造の奥行き方向変化などを無視した2次元断面構造モデルである。しかし、この2次元の数値解析モデルを用いた場合でも、計算時間は5時間に及ぶため、もし奥行き方向の情報を取り入れた3次元構造モデルで計算した場合は、接点数が飛躍的に増加することから、実時間での計算が困難になることが予想される。

このため、トノメトリ法の本質である「血管のつぶれ状態とその内圧変化に対する変形」を検討可能で、かつ、なるべく簡単な構造を持つ数値解析モデルは、今回構築した数値解析モデルであり、この数値解析モデルを用いることでトノメトリ法を用いた生体血圧脈波計測の原理解析が可能だと考える。

本研究によって、トノメトリ原理の解析が可能な数値解析モデルが確立できたので、今後はこの数値解析モデルを用いて、さまざまな構造や素材条件の違いによる、生体内でのトノメトリ原理・現象を解析することで、脈波が正しく計測できていることの確認を行っていきたい。

結 論

本研究によって、トノメトリ法による血圧脈波計測の計測原理を解析するための血管断面構造の数値解析モデルには、以下の要件が求められることが明らかとなった。

・センサ部とシリコンゲル表面はそれぞれ独立な要

素によって構成され、この要素間の接触部では摩擦を考慮しなければならない。

・応力の定量的な解析を行うためには、素材の非線形的な機械的特性を考慮する必要がある。

さらに、実験結果と計算結果を一致させるためには、初期形状を正確にモデル化することが必要であることがわかった。

謝 辞

本研究は、岡山大学がオムロンヘルスケア株式会社より受託した「動脈圧脈波計測原理研究」の研究結果の一部である。研究の委託をいただき、また実験データのご提供など、さまざまな面でご協力いただいたオムロンヘルスケア株式会社に感謝する。

文 献

- 1) Oliver, J.J., and Webb, D.J.: Noninvasive Assessment of Arterial Stiffness and Risk of Atherosclerotic Events in Arterioscler Thromb. Vasc. Biol., 23: 554-566, 2003.
- 2) Matthys, K., and Verdonck, P.: Development and modeling of arterial applanation tonometry: A review in Tech. Helth. Care 10:65-76, 2002.
- 3) Saba, P.S., Cavallini, C., Scorzoni, D., Longhini, C., Pini, R., Ganau, A.: Arterial tonometry: principles and clinical application in hypertension in High Blood Press., 5:241-250, 1996.
- 4) Kemmotsu, O., Ueda, M., Otsuka, H., Yamamura, T., Okamura, A., Ishikawa, T., Winter, D.C., and Ecklerle, J.S.: Blood pressure measurement by arterial tonometry in controlled hypotension in Anesth. Analg., 73(1):54-8, 1991.
- 5) Drzewiecki, G. M., and Noordergraaf, A.: Arterial tonometry: review and analysis in J. Biomech., 16(2): 141-152, 1983.
- 6) 矢川元基, 吉村 忍: 有限要素法. 培風館: 東京, 1991.
- 7) 東町高雄: 有限要素法のノウハウ. 森北出版株式会社: 東京, 1993.
- 8) ANSYS 7.0 Theory Reference Manual. ANSYS Inc.: Canonsburg PA, 2003.
- 9) CAD/CAE 研究会編: ANSYS 工学解析入門. 理工学社: 東京, 2001.
- 10) ANSYS 7.0 Element Reference Manual. ANSYS Inc.: Canonsburg PA, 2003.

Requiring factors in structural model of the blood vessel for the principle analysis of measurement of blood pressure waveform by applanation tonometry.

Tomoki KITAWAKI¹⁾ and Hisao OKA^{1,2)}

Abstract

“Applanation tonometry” is well known method as the technique which measures blood pressure waveform in vivo non-invasively. Recently, utilizing for screening and prevention diagnosis of circulatory system diseases such as the arteriosclerosis from the blood pressure waveform gotten by this measurement technique is very actively being investigated.

However, the sufficient analysis is not carried out on the deformation behavior of the blood vessel in real human body. Consequently, the purpose of this paper is to construct the analyzable numerical model in respect of the applanation tonometry.

As this result, following factors are necessary in the numerical analysis model of cross sectional structure of blood vessel for the principle analysis of the blood pressure waveform measurement for applanation tonometry.

1) Sensor block and skin surface must have the independent structure, and it must consider the friction in the contact area. 2) For the quantitative analysis, it is necessary to consider the hyper-elasticity which is a nonlinear material property. In addition, it is necessary to accurately model the initial shapes of the material.

Key Words : Applanation tonometry, Finite Element Model, Numerical calculation,
Blood pressure measurement

1) Department of Medical Technology, Faculty of Health Sciences, Okayama University Medical School

2) Research Center of Biomedical Engineering, Okayama University