反射型光電センサを用いた動脈探索法*

大田 慎一郎^{*1}, 安田 利貴^{*2}, 下村 翔大^{*3}
末 永弘美^{*2}, 斉藤 俊^{*1}Development of an Artery Searching Method by Using
Reflection PhotoplethysmographyShinichiro OTA^{*4}, Toshitaka YASUDA, Shouta SHIMOMURA,
Hiromi SUENAGA and Takashi SAITO^{*4} Applied Medical Engineering Sciences, Graduate School of Medicine, Yamaguchi University,
2-16-1 Tokiwadai, Ube-shi, Yamaguchi, 755-8611 Japan

It is important for non-invasive measurement of arterial stiffness to set a pressure sensor on the center of artery. In previous our study, moving the reflection optical sensor on an inner side of wrist, we observed inversion phenomena that a dicrotic wave and a percussion wave of reflection photoplethysmography (incident wavelength of 530, 650 and 810 nm) were turned over. If the relationship between inversion phenomena and a location of artery is clarified, we expect that inversion phenomena will be applied to use an artery detection system. The purpose of this study is to clarify the mechanism of inversion phenomena, and to suggest the artery searching method by using inversion phenomena. In this study, we investigate the mechanism of inversion phenomena by a measurement of pulse wave using the reflection optical sensor and a numerical analysis of light propagation in a wrist, and examined this method to estimate a artery position by this measurement. Numerical analysis results indicated the cause of inversion phenomena is influence of scattering. In the results of measurement, inversion phenomena occur under the optical sensor setting on the center of artery. In conclusion, it is available for an artery searching method to use reflection photoplethysmography of incident wavelength 530 nm and 810 nm.

Key Words: Photoplethysmography, Artery Searching, Medical Equipment, Noninvasive Measurement, Optical Measurement

1. 緒 論

非侵襲的に動脈硬度を推定することは、循環器特性を診断するのに有効な手段となる。これまで我々は、反射型光電センサを用いて測定される脈波(光電脈波)から、動脈硬度推定に関するアルゴリズムの開発を試みた⁽¹⁾⁽²⁾。その結果、生体模擬血管を用いた評価実験から、模擬血管の肉厚、直径の影響を除去可能な粘弾性指標を提案した。しかしながら、粘弾性特性の検出のためには血圧変化を高精度で測定することが必要であり、表皮から動脈位置を把握することが重要となる⁽³⁾。

非侵襲な光を用いた血管探索法に関しては静脈注射に関連した研究がいくつかなされている^{(4)~(7)}。これらは血管周辺組織と比べて、血管の吸収、散乱特性が

異なることを利用しており、Nakamachiらは静脈を対象とし、静的な散乱光強度分布を用いたマイクロオーダーの三次元探索システムを提案している⁽⁶⁾。しかしながら、小、中、大動脈を対象とした場合、静脈より比較的深い場所に位置していることが多く、動脈と静脈の区別が困難であるため、同手法の適用は難しい。ここで、動脈は膨張、収縮の散乱光強度変化が生じるため、この動的な変化を利用して、動脈位置の推定に用いることが考えられる。

我々は、血液の酸素飽和度の影響を受けずにヘモグロビン濃度のみに依存する波長(λ) 810nmを基準に吸収、散乱の影響が大きくなる波長として650nm, 530nmの光電脈波を測定し、波長530nmの受発光部を動脈に近づけたときに波長650nm, 810nmの光電脈波の波形と異なり形状が反転する現象(反転現象)が測定されることを見出した⁽⁸⁾⁽⁹⁾。この反転現象を用いることで、光電脈波の波形から動脈位置が検出可能になると考えられる。しかしながら、反転現象の発生要因が不明なこと、血管とセンサの位置関係ならび、入射光波長との関係が不明瞭な点が多い。

* 原稿受付 2008年8月20日。

^{*1} 正員, 山口大学大学院医学系研究科(〒755-8611 宇部市常盤台2-16-1)。^{*2} 山口大学大学院医学系研究科。^{*3} 山口大学工学部機械工学科。

E-mail: j005ug@yamaguchi-u.ac.jp

そこで、本研究の目的は、光電脈波の測定と生体を模擬した光散乱解析を用いて反転現象を明らかとし、反転現象を用いて皮膚表面から動脈上部の中心位置を推定する非侵襲動脈位置探索法を提案することである。本論文では異なる吸収、散乱特性を有する波長 530nm, 650nm と 810nm の光電脈波の測定、及び二次元光散乱解析を行う。まず、二次元光散乱解析と光電脈波測定の振幅を比較し、二次元光散乱解析の妥当性について検証した。次に、二次元光散乱解析を行い、反転現象の発生要因について調べた。そして、光電脈波測定から動脈位置と反転現象の関係を明らかとし、反転現象を用いる動脈位置探索法について検討した。

2. 光電脈波測定実験

2.1 実験方法 光電脈波測定実験は、成人男性の右手橈骨動脈を対象とし、インフォームドコンセントを得て行う。図 1 に示す実験装置は、発光部 LED(Light Emitting Diode) と受光部 PD(Photo Diode) を有する光電センサ(YU01; オプトテクノ)、光ファイバーの受発光部固定治具、マイクロメーター、腕保持台とコンピュータから構成される。超音波断層測定装置(Prosound SSD6500SV; アロカ)で動脈位置上部をマーキングを行い、動脈の中心位置を定める。受発光部の間隔 SD (Separate Distance) を 2mm, 光電センサは吸収、散乱特性の異なる波長 530nm, 650nm と 810nm とする。図 1 に示すように、発光部が動脈の真上にくる位置を原点とし、原点を中心 ± 4 mm までの範囲を 1mm 間隔で光ファイバ保持具を動脈軸の垂直方向に皮膚表面をマイクロゲージを用いて水平移動させ、皮膚表面から受発光部固定治具で押えて、計九点を測定する。解析で求める散乱光強度変化量 $\Delta\Phi$ は光電脈波により測定する散乱光強度変化量 ΔI に対応しているため、それぞれの $\Delta\Phi$ と ΔI について相対的な比較が可能となる。

サンプリング周波数は 2kHz, 測定時間 35s とし、反射式光電センサを用いて測定された光電脈波の交流電源ノイズの除去及び、生体の動作から発生する歪みを除去するため、0.5~50Hz のバンドパスフィルタを適用し、周波数成分を除去する。

2.2 散乱光強度の振幅特性 散乱光強度の測定値と光散乱解析値を比較するため、測定値の散乱光強度の振幅値を算出し、受発光部の位置を変化させた場合の散乱光強度の振幅特性を調べる。

図 2 に光電脈波の一例を示す。横軸は時間、縦軸は散乱光強度 I 単位 V である。ここで、十周期における光電脈波の平均振幅値 $|\Delta I|$ 単位 V を算出する。

Fig. 1 An experimental set-up.

2.3 超音波脈波形-光電脈波波形の相関性 超音波波形と光電脈波波形を決定係数 R^2 を用いて、反転の有無を脈波形状の相関性から評価する。

まず、図 3 に示す二つの波形を比較するために各周期において、それぞれの脈波形状を式 (1) により無次元化することで規格化する。

$$f'(t) = \frac{f(t) - f_{AVE}}{Amp} \quad (1)$$

$f'(t)$ は無次元化後の値、 $f(t)$ は測定値、 f_{AVE} は一周期の最小値と最大値の平均値、 Amp は一周期の振幅を示す。次に、無次元化された一周期の超音波脈波波形と十周期における光電脈波波形の共分散とそれぞれの標準偏差から決定係数 R^2 を求める。同様に、無次元化された一周期の超音波脈波反転波形と十周期における光電脈波波形の共分散とそれぞれの標準偏差から決定係数 R^2 を求める。

2.4 二波長光源を用いた動脈位置探索法 波長 530nm と 810nm の光電脈波波形を決定係数 R^2 を用いて、反転の有無を脈波形状の相関性から評価し、動脈位置探索への有効性を検討する。

まず、2.3 節と同様に、式 (1) により無次元化された一周期の波長 810nm の光電脈波波形と十周期における光電脈波波形の共分散とそれぞれの標準偏差から決定係数 R^2 を求める。同様に、無次元化された一周期の波長 810nm の光電脈波反転波形と十周期における波長 530nm の光電脈波波形の共分散とそれぞれの標準偏差から決定係数 R^2 を求める。

3. 光散乱解析実験

3.1 光拡散方程式 生体組織における定常状態の光散乱は輸送方程式を光拡散近似された式 (2) に示す光拡散方程式で表される⁽¹⁰⁾。

$$\nabla[D(r)\nabla\phi(r)] - \mu_a\phi(r) + S(r) = 0 \quad (2)$$

Fig. 2 An example of measurement of reflected light intensity under the optical sensor setting on the center of a artery

Fig. 3 The relationship between $\lambda=530\text{nm}$ photoplethysmography and ultrasonic pulse wave.

$\phi(r)$ 単位 W/mm^2 は位置 r 単位 mm における積分強度, $S(r)$ 単位 W/mm^3 は内部光源, $D(r) = 1/(3\mu'_s(r))$ 単位 mm は拡散係数, μ_a 単位 $1/\text{mm}$ は吸収係数, μ'_s 単位 $1/\text{mm}$ は等価散乱係数を示している. 式 (2) を中心差分を用いて離散化し, SOR 法 (Successive Over Relaxation) を用いて二次元の数値解析を行った. 緩和係数は 1.9 とし, 相対残差は 10^{-7} とする.

3.2 橈骨動脈モデル 超音波の断層画像を基に図 4 に示す解析モデルを構築する. 測定との比較を行うため, 断層画像から表皮から血管の中心までの距離 (動脈深さ) を $d=5.31\text{mm}$ とし, 反転現象について検討するため異なる動脈深さを $d=3, 4, 7\text{mm}$ として解析する. さらに, 超音波により測定した血管径変化から血管内径の最小値, 最大値を $R=2.38, 2.46\text{mm}$ とし, 二通り解析することで, 血管径変化を模擬する. 血管壁の厚みは大動脈の血管内径に対する厚みが約 10% であることから⁽¹⁰⁾, 橈骨動脈を模擬したモデル

Fig. 4 Analysis model

も同様に血管内径に対する厚みを 10% に設定し, 血管内径 $R=2.38\text{mm}$ のとき 0.24mm , $R=2.46\text{mm}$ のとき 0.25mm とした. 計算領域を $16\text{mm} \times 16\text{mm}$, メッシュ間隔を 0.01mm , 内部光源を $S(r)=0$ とした. 発光点には $I_0=100\text{W}/\text{mm}^3$ の連続光を入射させ, 受光点における散乱光強度は $\Phi = -D(\partial\phi/\partial n)$ 単位 W/mm^2 で表される. 境界条件は, 発光面において内部反射を考慮して以下のように設定した.

$$\Phi = 2DA\left\{\frac{\partial\phi}{\partial n} + \frac{4I_0}{(1-r_d)}\right\}, A = \frac{1+rd}{1-rd}, n_{ref} = \frac{n_b}{n_a},$$

$$r_d = -1.440n_{ref}^{-2} + 0.710n_{ref}^{-1} + 0.668 + 0.0636n_{ref},$$

ここで, 生体の屈折率 $n_b=1.5$, 大気屈折率 $n_a=1.0$ に設定し, 発光面以外の境界条件は $\partial\phi/\partial n = 0$ とした. 生体組織の光物性値は表 1 を用いる. 解析により算出された散乱光強度 Φ は図 4 に示す受発光位置における光ファイバのコア径 0.98mm の平均値とし, 最大血管径における散乱光強度を Φ_{MAX} , 最小血管径における散乱光強度を Φ_{MIN} とし, 径変化時の散乱光強度変化量 $\Delta\Phi = \Phi_{MAX} - \Phi_{MIN}$ 単位 W/mm^2 を算出する. 解析条件は光電脈波測定実験と同様に $SD=2\text{mm}$ とし, 発光点が動脈の真上にくる位置を原点とし, 原点を中心 $\pm 4\text{mm}$ までの範囲を 1mm 間隔で, 計九点の $\Delta\Phi$ を求める. 解析で求める散乱光強度変化量 $\Delta\Phi$ は光電脈波により測定する散乱光強度変化量 ΔI に対応しているため, それぞれの $\Delta\Phi$ と ΔI について相対的な比較が可能となる.

図 5 は $R=2.38\text{mm}$, 波長 530nm における積分光強度分布を示している. これより, 図 5 に示す動脈設置位置で吸収, 散乱により積分光強度の等高線の円状に密になっていることが確認される.

Table 1 Optical Properties⁽¹²⁾⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾

Tissue	Wavelength nm	μ_a mm^{-1}	μ'_s mm^{-1}
Arteral Wall	530	1.00	6.5
	650	0.40	4.5
	810	0.30	2.9
Blood H ₂ O Hct.=0.41%	530	24.60	1.88
	650	0.98	1.63
	810	0.82	1.53
Subcutaneous adipose	530	0.14	1.48
	650	0.12	1.28
	810	0.11	1.11

Fig. 5 Distribution of fluence rate ϕ with $R=2.38\text{mm}$.

3.3 散乱光強度の振幅特性 散乱光強度の測定値と光散乱解析値を比較するため、散乱光強度の振幅の光散乱解析値 $|\Delta\Phi|$ 単位 W/mm^2 を算出する。

3.4 反転現象の検証 反転現象の要因を検証するため、3.2 節と同様に散乱光強度変化量 $\Delta\Phi$ を算出し、波長が変化した場合の $\Delta\Phi$ について調べる。

4. 結果と考察

4.1 散乱光強度の振幅特性 図 6(a)(b) は光電脈波測定実験と光散乱解析実験の結果を示している。横軸は発光点位置、図 6(a) の縦軸は $|\Delta I|$ 、図 6(b) の縦軸は $|\Delta\Phi|$ であり、A が受発光間の中心位置に血管がある場合を示している。図 6(a) より、A の場合に全波長で最大値を示していることが確認される。これは図 6(b) の光散乱解析結果と傾向が一致しているおり、受発光点の中心に血管が位置している場合に血管径変化の影響が散乱光強度変化に最も影響を与えていることが考えられる。また、波長 530nm において、A の他に $x=-4, 3\text{mm}$ において極大値が確認される。これは表 1 に示すように波長 530nm は 650nm と 810nm より比較的散

乱、吸収が大きいことから、皮膚の毛細血管の影響が反映されていると考えられる。しかし、他の波長と同様に A において最大値を示していることから、測定結果は妥当と考えられる。一方、波長 650nm と 810nm は $x=-4\text{mm}$ において波長 530nm と同様に毛細血管の影響がほとんど現れていない。これは波長 650nm と 810nm は波長 530nm よりも深い領域の血管壁と血液の変動を検出している。したがって、表面付近の毛細血管の影響よりも $x=-1\text{mm}$ を最大値とする動脈の拍動による光散乱強度変化を検出し易く、相対的に毛細血管の影響が小さくなったと考えられる。

以上より、光電脈波測定実験と光散乱解析実験が同様の傾向を示していることから、本解析モデルは橈骨動脈を十分に模擬できていると考えられる。

4.2 反転現象の検証 2.2 節の図 2 の測定結果の一例を示す。脈波形状の特徴として、最大ピーク点である主峰 (Percussion wave) と拡張早期隆起 (Dicrotic wave) があげられる。図 2 の波長 650nm と 810nm における主峰と拡張早期隆起と波長 530nm における主峰と拡張早期隆起が上下反転していること (反転現象) がわかる。よって、光散乱解析結果から反転現象の要因を調べた。

図 7 は波長 530nm, 650nm と 810nm における散乱光強度変化量 $\Delta\Phi$ を示している。横軸は発光点位置、縦軸は $\Delta\Phi$ である。波長 530nm において、動脈径が増加した場合に血管の深さにかかわらず $\Delta\Phi$ は正の値が確認される。一方、波長 650nm と 810nm において、血管の深さにかかわらず動脈径が増加した場合に $\Delta\Phi$ は負の値が確認される。一般的に、散乱係数を無視して皮下脂肪より吸収が大きい血管及び、血液が設置している仮定すると、Beer-Lambert 則に基づき検討することが可能である。その場合、血管径が増加すると光強度は減少し、血管径が減少すると光強度は増加する。しかしながら、本測定、及び解析において波長 530nm で血管径が増加すると Φ は増加し、血管径が減少すると Φ は減少している。これは、表 1 で示すように、血管壁における波長 530nm の等価散乱係数が 650nm と 810nm よりも高い値を示し、血管壁面における後方散乱が強く現れたことが要因と考えられる。

また、図 8 は血管壁を設置していない皮下脂肪と血液の解析モデルによる波長 530nm, 650nm と 810nm、血管深さ $d=5.31\text{mm}$ における散乱光強度変化量 $\Delta\Phi$ を示している。縦軸は $-\Delta\Phi$ 、横軸は発光点位置である。これより、全波長において散乱光強度変化 $\Delta\Phi$ は負の値を示していることが確認される。これは、図 7(a) の 530nm の散乱光強度変化量と正負逆の値を示している

ことから、図 7(a) の波長 530nm における血管径の増加にともなう Φ の増加は、血管壁の散乱特性が影響していると考えられる。

次に、図 7(a) において、 $d=3\text{mm}$ の場合に $x=-2$, $x=0\text{mm}$ より A で $\Delta\Phi$ が低下していることが確認される。これは動脈が浅く発光部と受光部間の平均光路上に位置し、波長 650nm と 810nm より動脈の散乱係数が高い 530nm の光源を用いた場合、血管径が大きいほど光伝播を遮断することが要因と考えられる。この傾向は模擬血管を用いたファントム実験においても模擬血管位置が浅い場合に生じた⁽⁹⁾。しかしながら、測定実験における成人男性の橈骨動脈は $d=5.31\text{mm}$ であり、 $d=4\text{mm}$ より深いところに位置している。したがって、本論文において、動脈位置の探索には影響を及ぼさないと考えられる。

以上より、図 7 の波長 530nm における散乱光強度変化量 $\Delta\Phi$ が正の値を示している要因は血管壁の散乱の影響である。したがって、波長 530nm と 810nm の光電脈波における反転現象の主因は血管壁の散乱の影響と考えられる。

4.3 超音波脈波波形-光電脈波波形の相関性

図 9(a) は超音波脈波波形-各波長の光電脈波波形の決定係数 R^2 , (b) は超音波脈波反転波形-各波長の光電脈波波形の決定係数 R^2 を示している。縦軸は R^2 , 横軸は発光点位置を示している。図 9(a) において、A で波長 530nm の決定係数 $R^2=0.72$, 波長 650nm, 810nm の決定係数 $R^2=0.21, 0.28$ を示している。一方、図 9(b) において、A で波長 650nm, 810nm は決定係数 $R^2=0.81, 0.88$, 波長 530nm は決定係数 $R^2=0.40$ を示している。これより A において、超音波脈波波形-波長 530nm の光電脈波波形の決定係数は高く、超音波脈波反転波形-波長 650nm, 810nm の光電脈波波形の決定係数が高い。したがって、波長 530nm の波形に対して、650nm と 810nm は反転波形であることがわかる。これは波長 530nm と 810nm は 4.2 節の図 7 で示したように散乱、吸収特性の違いが決定係数に反映されている。

次に、A において、超音波脈波波形-波長 530nm の光電脈波波形と超音波脈波反転波形-波長 810nm, 及び 650nm の光電脈波波形で、決定係数は最大値を示している。これは、4.2 節の図 6 で示したように、A において散乱光強度の振幅が最大値であることから、動脈以外から外乱に対する動脈からの散乱光強度の比 (SN 比) が向上したことが要因と考えられる。したがって、超音波脈波波形-光電脈波波形の決定係数から血管中心位置が推定可能であることがわかる。

さらに、図 9 の A において、超音波脈波波形-波長

(a) Measurement

(b) Analysis

Fig. 6 The intensity change amplitude of light scattering.

530nm の光電脈波波形の決定係数は $x=-2, 0\text{mm}$ の決定係数の約二倍を示し、超音波脈波反転波形-波長 650nm, 810nm の光電脈波波形の決定係数より明確なピーク点が現れている。この要因として以下が考えられる。皮膚表面から水平に受発光部固定治具で押さえる脈波測定実験において、動脈の血管壁部分を扁平にすることで、動脈壁の張力が除去され、内圧と外圧が等しくなる⁽³⁾。したがって、扁平にされた動脈の血管壁部分において、内圧変動が動脈壁の圧迫面に対して垂直方向に伝わり易くなり、波長 650nm と 810nm より透過深度が短い波長 530nm の光電脈波が皮膚直下の動脈壁上部の変動を検出していると考えられる⁽¹⁵⁾。

また、Wess らの報告では、光の平均透過深度 $L = (0.475SD^{1/2})/(\mu_a\mu_s')^{1/4}$ 単位 mm で表される⁽¹⁶⁾。皮下脂肪の場合、表 1 から算出すると、波長 530nm, 650nm, 810nm の光の平均透過深度は $L = 0.60\text{mm}$, 0.62mm , 0.64mm であり、動脈血管壁位置よりも浅い

(a) $\lambda=530\text{nm}$ (b) $\lambda=650\text{nm}$ (c) $\lambda=810\text{nm}$

Fig. 7 The intensity change of light scattering.

ことがわかる。しかしながら、超音波脈波波形-光電脈波波形の決定係数を用いて動脈位置を検出可能であり、各光電脈波で十分に動脈の動的特性を検出できている。よって、光電脈波は光の平均透過深度よりも深い位置の動的特性を光散乱強度として検出していることが考えられる。

Fig. 8 The intensity change of light scattering in a analysis model without arterial wall.

以上より、超音波脈波波形-波長 530nm の光電脈波波形の決定係数を用いることで、動脈位置の探索が可能であることが示された。

4.4 二波長光源を用いた動脈位置探索法 4.3 節

より、超音波脈波波形-波長 530nm の光電脈波波形は、動脈位置の探索に利用可能であることがわかった。しかしながら、実際の測定を想定すると超音波による脈波測定は高コストとなるため、光電脈波のみで血管位置探索が必要と考えられる。そこで、血管の真上に受発光中心位置がある場合、超音波脈波波形-波長 810nm の反転波形の決定係数は $R^2=0.88$ で高い相関性を示すことから、二波長 810nm の光電脈波反転波形-波長 530nm の光電脈波波形の決定係数を用いる動脈位置探索法を検討する。

図 10 に波長 810nm の光電脈波反転波形-波長 530nm の光電脈波反転波形の決定係数 R^2 を示す。縦軸は R^2 、横軸は発光点位置を示している。図 10(a) より決定係数 $R^2 < 0.7$ を示しているが、図 10(b) より A において、決定係数の最大値 $R^2=0.92$ であり、 $x=-2, 0\text{mm}$ の決定係数の二倍以上の値を示し、明確なピーク点が現れている。したがって、二波長 810nm の光電脈波反転波形-波長 530nm の光電脈波波形の決定係数による血管位置の推定は利用可能であることが示された。

以上より、本論文において、試作した受発光間隔を 2mm の反射型光電センサを用いて、二波長 810nm の光電脈波反転波形-波長 530nm の光電脈波波形の決定係数から血管位置が推定可能であることを示した。本方法は血管の膨張期、収縮期の散乱光強度変化を測定し、異なる二波長の光電脈波波形から動脈位置を探索するため、生体内の動的な特性を検出しているといえる。したがって、静脈の影響が少なく、動脈探索に適

(a) Pulse Wave

(b) Inversion Pulse Wave

Fig. 9 The determination coefficient of photoplethysmography and ultrasonic pulse wave.

していると考えられる。しかしながら、測定実験において、反射型光センサの受発光間隔を 2mm とし、対象者の動脈深さが一定であるため、動脈深さが変化した場合に対する本手法の限界、受発光間隔を変化させた場合の光電脈波波形の特性、光学特性の個体差を含めた動脈位置検出精度に関して検討していく必要があるが、今後の課題としたい。

5. 結 論

本論文で得られた結論は以下のとおりである。

- (1) 波長 530nm の光電脈波と波長 650nm, 及び 810nm の光電脈波の波形が反転する現象 (反転現象) を用いた非侵襲動脈位置探索法を提案した。
- (2) 橈骨動脈モデルを用いた光散乱解析から反転現象の要因を明らかにし、橈骨動脈を対象とした光電脈波測定実験から反転現象を確認した。
- (3) 橈骨動脈を対象とした光電脈波測定実験から

(a) Pulse Wave

(b) Inversion Pulse Wave

Fig. 10 The determination coefficient of $\lambda=530\text{nm}$ photoplethysmography and $\lambda=810\text{nm}$ photoplethysmography.

530nm と 810nm の二波長を用いて動脈位置の推定が可能であることを示した。

謝 辞

本研究は、知的クラスター創成事業にかかわる事業、やまぐち・うべメディカル・イノベーション構想の援助を基になされました。ここに付記して謝意を表します。また、本研究の実験装置の作製にご協力を賜った株式会社オプトテクノ 村田氏に心よりお礼申し上げます。最後に、本研究の遂行にあたり貴重なお言葉をいただいた東京医科歯科大学生体材料工学研究所 高谷節雄教授に深く感謝致します。

文 献

- (1) Ota, S., Yasuda, T. and Saito, T., Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers. Series C, 74, (2008-7), pp1849-1856.
- (2) Ota, S., Yasuda, T. and Saito, T., Proceedings of the 46th Regular Meeting of Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering, Kobe, May 8-10, 46, 2008, pp251.
- (3) Saito, T., Nishinaga, M., Kawamoto, A., Ozawa, T. and Takatsuji, H., Hypertension, 21(6), Part 1, (1993), pp866-874.
- (4) Fridokin, I. and Lindberg, L-G., Phys. Med. Biol, 45, (2000), pp3765-3778.
- (5) Fridokin, I., Hansson, K. and Lindberg, L-G., Phys. Med. Biol, 45, (2000), pp3779-3792.
- (6) Ozawa, T., Asano, K., Numada, S., Hasui, Y., Kouchi, Y. and Ishihara, K., Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering, 43(1), (2005), pp93-102.
- (7) Nakamachi, E., Kuroda, T., Tsuchiya, K., Uetsuji, Y. and Uenoya, T., Transactions of the Japan Society of Mechanical Engineers. Series C, 73(731), (2007-7), pp2088-2089.
- (8) Yasuda, T., Ouchi, K., Yoshida, M. and Takatani, S., Proceedings of the 44th Regular Meeting of Transactions of the Japanese Society for Medical and Biological Engineering, Tsukuba, Apr 25-27, 43(1), 2005, pp516.
- (9) Ota, S., Iwamoto, K., Yasuda, T., Takatani, S. and Saito, T., Proceedings of the 46th Chugoku-Shikoku Branch Regular Meeting of the Japan Society of Mechanical Engineers, Hiroshima, March 7, 85(1), 2008, pp19-20.
- (10) Duderstadt, J. J. and Hamilton, L. J., Nuclear Reactor Analysis, John Wiley & Sons, New York, (1976).
- (11) Hayashi, K., Biomechanics., (2000).
- (12) Roggan, A., Friebel, M., Dorschel, K., Hahn, A. and Muller, G., Journal of Biomedical Optics, 4(1), (1999), pp36-46.
- (13) Bashkatov, A. N., Genina, E. A., Kochubey, V. I. and Tuchin, V. V., Institute of Physics Publishing, 38, (2005), pp2543-2555.
- (14) Keijzer, M., R. Richards-Kortum, R., Jacques, S. L. and Feld, M. S., Appl. Opt, 28, (1989), pp4286-4292.
- (15) Cui, W., Ostrander, E. Lee. and Lee, Y. B., IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 37(6), (1990), pp633-639.
- (16) Weiss, G., Nossal, R. and Bonner, R., J. Modern Opt., 36(3), (1989), pp349-359.