超音波画像法を応用した脈診時における橈骨動脈周辺組織の変位量の定量化とその検討

正員 天野 和彦 (東京電機大学)

正員 石山 仁 (東京電機大学)

正員 笠原 宏 (東京電機大学)

非会員 上馬場 和夫 (北里研究所)

A Study of Quantification of the displacement of the Tissues around the Radial Arteries using Ultrasonographic Imaging during Pulse Diagnosis

Kazuhiko Amano, Member, Hitoshi Ishiyama, Member, Hiroshi Kasahara, Member (Tokyo Denki University)

Kazuo Uebaba, Non-member (Kitasato Institute)

For quantification of the pulse diagnosis, it is necessary to standardize the displacement of the tissue around the radial arteries. In this paper, soft tissues around the radial artery of the distal forearm of the three healthy adults were visualized with the use of ultrasonographic imaging. It was found that the changes in the radial artery diameter and in the dermis thickness could be measured under the application of the hold down pressure caused by the interaction of pulse diagnosis. Further, the spatial distribution of these changes can be visualized during pulse diagnosis by means of ultrasonographic color doppler images of a distal forearm. Through this study, the effect of the hold down pressure on the radial artery was visualized and its relationship to the pulse diagnosis was assessed.

キーワード：超音波画像法，脈診，押圧レベル，機械感覚，橈骨動脈，カラードブラ画像

1. まえがき

脈診は、人の指先の機械感覚^{(1)~(3)}に基づいて生理状態を知り、さらに治療を進め、予後を知るものであり、歴代の医師の経験を蓄積した東洋医学の診断法の一つである。

脈診の客観化については、すでに報告がいくつか成され^{(4)~(7)}、診断者を支援する装置化の提案もされている。しかし、診断者が指先でおこなっている、脈を感じながら指先の深さを段階的に変える「押圧レベル」で、橈骨動脈とその周辺組織を物理的に変形させている状態と同じ変形を機械的にさせて、脈波波形を検出する装置化の試みには、橈骨動脈とその周辺組織の物理的な変位量の基準が必要である。

診断者が指先で感ずる「脈状」の定量化のために、橈骨動脈上の表皮にセンサを置き、圧力を変化させた時の脈波波形を検出する報告は、いくつか成され^{(5)(8)~(10)}、診断者の感ずる脈を得るため、指先に直接センサを接触させる報告もある⁽⁴⁾⁽¹¹⁾。しかし、これらの触覚センサの押圧制御をする報告では、加えた押圧レベルの変化を脈波波形の振幅、橈骨動脈上

の表皮に加えた圧力、橈骨動脈上の表皮に置いた触覚センサの変位量等で確認している。また、指先に直接センサを接触させる場合、橈骨動脈血管の変形をともないながら指先の形状が変化するため、フィルム式のセンサが受ける応力を検出する方法では、押圧レベルの変化を安定して計測できないので、再現性の点に問題がある。

本研究は、脈診プロセス中に診断者が主観的に指先の深さを変える押圧レベルを、超音波画像法を応用した橈骨動脈上の表皮、橈骨動脈とその周辺組織の変位量でまず定量化し、次に指先と同じ脈診プロセスと等しい変位をさせるよう、機械的に押圧レベルを制御しながら、触覚センサで脈波波形を得る触覚センサシステムの開発をめざしている^{(16)~(21)}。

本計測法は、橈骨動脈とその周辺軟部組織の変位量を、診断者によるものと、機械によるものを直接対応づけることで、より再現性を向上させられることに特徴がある。

本稿ではまず、橈骨動脈とその周辺軟部組織の変位する状況を、超音波画像法により定量化する方法を述べ、健康成人3名に対し、橈骨動脈上の表皮、橈骨動脈血管壁の変位量を

基準として、脈診時に診断者が脈を感じながら指先の深さを段階的に変える表層、中層、深層の各押圧レベルを定量化した結果を示す。次に、診断者の第4指が置かれる橈骨動脈上の表皮をフォースゲージに取り付けたペレットで押した時の圧力と、橈骨動脈上の表皮、橈骨動脈血管壁との変位量の関係を求め、診断者が脈診プロセス中に指先の深さを各押圧レベルを、圧力値で定量化した結果を示す。さらに、これらの押圧レベルと循環動態の指標の一つである血圧値との関連性についても検討する。

2. 橈骨動脈とその周辺組織の変位量を基準とする脈診プロセスの定量化

図1 脈診の概要

Fig.1. Overview of the Pulse Diagnosis.

図1は、脈診の概要を示したものである。診断者は、第2指、第3指、第4指を被験者の橈骨茎状突起の中枢寄りから順に置き、診断者の各指に加える押圧を変えた時の指先の深さとその時の脈の感じ方から、生理状態を知り、疾患や体質を診断する。ところで、東洋医学の脈診における診断者の指先での圧脈波の感じ方については、定量化のための要素を示した報告等がある(4)(12)~(15)。筆者らは、診断者の指先が脈診プロセス中に得ている「脈状」を、患者の橈骨動脈上の表皮に加える押圧レベルによる橈骨動脈周辺組織の変位にとともに静的に変化する刺激と、橈骨動脈周辺の組織が変位した状態で心臓の拍動により橈骨動脈内圧が変化することに伴う圧脈波波形(23)~(26)の局所的な振幅変化による刺激の重畳と考える(18)~(22)。この工学的に検出できる2つの刺激の関係をj知るため、本実験において、診断者が脈を感じながら指先の深さを段階的に変える押圧レベルは、第1段の表層(superficial)、第2段の中層(middle)、第3段の深層(deepest)および、深層を確認するために設けた第4段の阻血(ischemial)の4レベルとする。各押圧レベルと、その時の超音波画像法を応用した可視化情報より、表皮、掌側血管壁、および、背側血管壁の変位量を以下のプロセスで計測する。

まず各押圧レベルにおける橈骨動脈上の表皮、橈骨動脈血管壁の位置座標を求め、次に指先を離れた状態と各押圧レベルの位置座標の差分から各押圧レベルにおける橈骨動脈とその周辺組織の変位量を計測する。また、そのときの血圧値(収縮期血圧、平均血圧、拡張期血圧)も求める。さらに、各押圧レベルで診断者の指先に脈を感じさせている心臓からの血液の拍出に伴う血管内の血流速と橈骨動脈血管の変形についても可視化を試みる。

図2 実験装置の概要

Fig.2. Overview of the experimental Apparatus.

図2は、脈診時の診断者が加える押圧レベルに対する橈骨動脈周辺組織の変位を求める実験装置の概要である。被験者の遠位前腕を保持するためのマウント内に固定した超音波エコー装置(東芝製SSA-260A)の7.5MHzリニアアレイプローブ(PLF-703NT)を、被験者の掌側にある横紋(Wrist creases)を基準に位置あわせし、リニアアレイプローブを前腕の背側方向からあて、橈骨と尺骨の間から橈骨動脈を図2に示す2次元座標系で撮像する(27)~(29)。この時の画像出力は、Bモード断層像にパルスドプラ法による表示と、カラードプラーイメージング法による表示をリアルタイムで同時におこなう。次に、可視化情報の処理手順は、超音波エコー装置より1フレームが1/30秒で出力される0.17mm/pixの超音波画像を、Video Recorderに記録し、オフラインで、Video Playerから動画像をパーソナルコンピュータに取り込み、画像計測プログラムにより各組織の位置座標を計測する。

図3は、診断者の第4指の置かれる前腕遠位における横断面の模式図である(30)。橈骨動脈(radial artery)は、腕橈骨筋腱と橈側手根屈筋腱との間に位置し、長母指屈筋の掌側面

上、さらに末梢に向かって方形回内筋の掌側面上を走っている。ここで、橈骨動脈は筋型動脈 (muscular artery) に属しており、壁は管腔に比べて厚く中膜には平滑筋が発達し自律神経系の支配を受け能動的筋収縮作用により、管径を変化させて循環動態に影響を与えている。

図3 前腕遠位の模式図

Fig.3. Overview of Distal Forearm.

表1 循環動態パラメータ
Table 1. Circulatory Parameter.

	BPsys[mmHg]	BPdia[mmHg]	BPav[mmHg]	SV[cc]	HR[bpm]
F-22	88±5	56±3	67±2	54±5	78±7
M-22	101±5	56±3	71±4	75±7	79±6
M-23	108±3	62±8	78±6	73±5	76±3

3. 実験条件と被験者の循環動態

表1は、各被験者ごとに実験の直前に非侵襲的血行動態測定機器 (パラマテック製 GP-303s) により測定した女性22歳 (F-22)、男性22歳 (M-22) および、男性23歳 (M-23) の循環動態パラメータである。いずれの被験者も安静時における安定した血圧値 (収縮期:BPsys, 拡張期:BPdir, 平均:BPav), 一回拍出量:SV および、心拍数:HR を3回繰り返し測定した平均値および、標準偏差を示している。循環動態パラメータの測定は、同一日に診断者1名が同一被験者に対し連続して3回おこなう。また、脈診プロセス中に診断者の加える押圧に対する橈骨動脈周辺組織の変位量を求める実験条件は、20分間の安静後、座位によりおこなうこととする。

4. 橈骨動脈とその周辺組織の位置座標の画像計測法

図4は、男性23歳 (M-23) の押圧レベルが深層の場合を例にとり、その画像計測の概要を示したものである。図2の実験装置により、診断者が脈を感じながら指先の深さを所望

図4 画像計測の概要

Fig.4. Overview of measurement.

の押圧レベルであることを確認している動画像から、連続した20フレームを選んだ内の1フレームの画像である。なお、画像計測から求めた座標位置の結果は、収縮期後期からの連続した20フレームの平均および、標準偏差を求める。画面右側半部がBモード画像による橈骨動脈周辺の位置座標を計測している状況を示したものであり、パルスドプラ法による表示と、カラードブライメージング法による表示を同時におこなっている。また、画面左側半部は、パルスドプラ法で、診断者の押圧レベルによる橈骨動脈血管の狭窄部分にサンプリングボリュームを指定した時の血流速の分布画像である。図2の実験装置で示した前腕の背側方向に接触させたリニアアレイプローブ左端部を原点とする2次元座標系は、Bモード画像上部の(X,Y)=(0,0)に位置し、X軸方向の表示幅は32mmである。計測対象の位置座標は、パーソナルコンピュータのカーソルキーまたは、マウスでX軸、Y軸にそれぞれ平行移動できるラインカーソルLx, Ly1, Ly2を移動させて求められる。このときの位置座標を定める条件は、表示系の入出力特性をリニアに設定して、測定者が視覚的に認識する対象組織に隣接する組織との原点側境界部で、輝度差が大きくなるところに指定する。この男性23歳 (M-23) のBモード画像の場合、診断者の第4指が置かれている表皮の位置は、図2の実験装置で示すマウントに固定されたリニアアレイプローブのX軸と被験者の横紋までの距離で、65mmである。この時のラインカーソルLxは、X=8.8mmであり、Y軸方向に、橈骨動脈の背側血管壁 (dorsal)、橈骨動脈の掌側血管壁 (palmar) および、表皮 (dermis) が認められる。ここで、Lx, Ly2で示す表皮の座標位置は、(X,Y)=8.8mm, 35.0mmであり、Lx, Ly1で示す橈骨動脈の背側血管壁 (dorsal) の座標位置は、(X,Y)=8.8mm, 31.0mmである。

図5 超音波画像 ((a)コントロール, (b)表層, (c)中層, (d)深層, (e)阻血, (f)深層(g)中層, (h)表層, (i)解放)
 Fig.5. Ultrasonographic Image ((a) control, (b) superficial, (c) middle, (d) deepest, (e) ischemial, (f) deepest, (g) middle, (h) superficial, (i) release)

5. 脈診プロセスの押圧レベルと橈骨動脈とその周辺組織の変位量

図5は、男性23歳(M-23)を例にとり、前述の画像計測を利用して位置座標を得た画像である。本実験プロトコルにしたがい、(a)コントロール、(b)表層(superficial)、(c)中層(middle)、(d)深層(deepest)、(e)阻血(ischemial)、(f)深層、(g)中層、(h)表層、(i)解放の順序に示してある。これらの画像より、実験プロトコル中の押圧レベルによる表皮(dermis)、橈骨動脈の掌側血管壁(palmar)、橈骨動脈の背側血管壁(dorsal)の位置座標に移動が求められる。各画像中の波線で囲まれた範囲では、カラードブライメージング法により、橈骨動脈血管の径方向での血流速度がカラーのスケール表示され、血流速度の方向がプローブに接近するY軸のマイナス方向に向かうと、速度に応じて赤側に表示される。逆に、血流速度の方向がプローブから離れるY軸のプラス方向に向かうと、速度に応じて青側に表示される。したがって、Bモード断面画像の波線で囲まれた範囲では、カラードブライメー

ジング法により、心臓からの血液の拍出に伴う橈骨動脈血管の径方向での血流速度の空間分布をピクセル毎の平均速度として知ることができる。ここに診断者は、第4指の指先を置いて脈を感じながら深さを段階的に変えている。なお、波線で囲まれた範囲の右側である末梢側に診断者の第3指による変位が認められる。これらの画像は、指先の深さを段階的に増して、中層から、深層、阻血に向かう場合および、阻血から、深層、中層に指先の深さを段階的に減じる場合における血流速度の空間分布の変化を定性的に表していると考えられる。したがって、実験プロトコルでは、押圧レベルが阻血の時、血流速度の空間分布で、第4指の指先に押されている部分の橈骨動脈血管の血流速度は遅くなり、コントロール、阻血、解放以外の押圧レベルでは、橈骨動脈血管の径方向での血流速度は速くなっている。さらに、阻血を折り返し点として、血流を再開させる実験プロトコルの後半は、前半に比べて、血流速度が高く現れている。

図6 押圧レベルと橈骨動脈周辺組織の変位の関係

Fig.6. Relationship between pressure on the radial artery and displacement of the anatomy.

図6は、各被験者に対して前述の方法で画像計測したときの、押圧レベルと、診断者の第4指による表皮、橈骨動脈とその周辺組織の変位量との関係を示したものである。なお、画像計測から求めた座標位置の結果は、連続した20フレームの平均および、標準偏差を求めることとした。いずれの被験者もコントロールから折り返しの阻血まで押圧レベルを変化させると、表皮の直線的な変位量の増加にともない橈骨動脈の掌側血管壁および、背側血管壁の距離が接近する。さらに折り返しの阻血後から解放まで押圧レベルを変化させると、表皮の直線的な変位の減少にともない、橈骨動脈の掌側血管壁および、背側血管壁の距離が離れていく結果を示した。これより橈骨動脈の掌側血管壁および、背側血管壁は、押圧レベルの増加にともない飽和する傾向があり、特に背側血管壁の変形が少ないことから血管径が減少していくことがわかる。

6. 橈骨動脈とその周辺組織の変位量による押圧レベルの定量化

図7 実験装置の概要

Fig.7. Overview of the experimental Apparatus.

図7は、診断者が脈診をする時に加える押圧レベルをペレットによる橈骨動脈上の表皮が受ける圧力として定量化する実験装置の概要である。被験者の遠位前腕を保持するためのマウント内に固定した超音波エコー装置（東芝製 SSA-260A）の7.5 MHzリニアアレイプローブ(PLF-703NT)を、前腕の背側方向からあて、橈骨と尺骨の間から橈骨動脈血管を貫き、診断者の第4指が置かれる橈骨動脈上の表皮を撮像する。さらに、第4指が置かれる橈骨動脈上の表皮の位置をフォースゲージに取り付けたペレットで押した時の表皮および、橈骨動脈血管壁の変位量の関係を求める。なお、加える圧力の範囲は、0 kPaから30 kPaである。

図8は、診断者が脈診をする時に加える押圧レベルを圧力として定量化するため、これらの各被験者の圧力と橈骨動脈周辺組織の変位量の関係を示したものである。まず、これら被験者に対してペレットにより橈骨動脈上の表皮が受ける圧力と橈骨動脈周辺組織の変位量の関係を求める。図8(a)は女性22歳(F-22)の圧力と橈骨動脈周辺組織の変位量の関係

(a)

(b)

(c)

図8 圧力と橈骨動脈周辺組織の変位量の関係

Fig.8. Relationship between pressure on the radial artery and displacement of the anatomy.

を求めた結果である。橈骨動脈上の表皮(dermia)の位置をフォースゲージに取り付けたペレットで押し、圧力を加えるにしたがい、表皮および、背側血管壁(dorsal)の変位量より掌側血管壁(palmar)の変位量の傾きが大きい傾向を示している。このため圧力を加えるにしたがい、掌側血管壁と背側血管壁の距離は近づき、血管径が減少していくことがわかる。同様に図8(b), 図8(c)は、男性22歳および、男性23歳の圧力と橈骨動脈周辺組織の変位量の関係について求めた結果である。ここに、図2の実験装置を用いて診断者が脈診時に主観的に加えた押圧レベルと変位量の関係である図6(a),(b), (c)から、各被験者の表層(superficial), 中層(middle), 深層(deepest)における圧力を求め、図8(a), 図8(b), 図8(c)の中に示した。これより、3名の健康成人に対して、診断者がおこなう、脈を感じながら指先の深さを段階的に変える押圧レベルと圧力の関係を得られる。さらに、診断者が脈診プロセス中に加える押圧レベルと血圧値の関係を求め、その検討をする。表2は、比較のため表1に示す各被験者の血圧値(収縮期: BPsys, 拡張期: BPdir, 平均: BPav, 1 mmHg = 0.1333322 kPa) のSI単位系表記と、診断者により加えられた押圧レベルと変位量の関係から変換して得た表層(superficial), 中層(middle), 深層(deepest)における圧力を求めた結果である。いずれの被験者も、血圧値に対して、押圧レベルが高く評価されたのは、深層のみである。これは、心臓からの血液の拍出に伴う橈骨動脈血管内圧の変化を得ている機械感覚以外に、指先の側部の機械感覚が橈骨動脈血管の振動を得ていることから、収縮期血圧よりも高く評価されたものと考え。これに対し、表層と中層ではそれぞれ拡張期血圧、平均血圧に比べ、押圧レベルが低く評価されている。これは、本実験から明らかなように、橈骨動脈血管が表皮から数mmの位置にある場合、指先で加える平均圧が低い状態であっても、指先が部分的に表皮および、軟部組織を介して橈骨動脈血管を変位させ、橈骨動脈血管の拍動に伴う振動を機械感覚が得ているものと考え。なお、診断者は、本実験プロトコルにしたがった上で、指先で脈を感じながら深さを段階的に変え、表層において脈を感じ始めると認識し、中層において最も脈を強く感じると認識し、深層において脈を感じなくなる直前と認識している。

7. むすび

本稿では、超音波画像法を応用して、橈骨動脈上の表皮、橈骨動脈とその周辺組織の変位量を求めることにより、診断者が脈診プロセス中に指先でおこなう、被験者の脈を感じながら指先の深さを段階的に変える押圧レベルを定量化する提案をした。

次に、健康成人3名に対し、橈骨動脈上の表皮、橈骨動脈血管壁との変位量を基準として、診断者の第4指が置かれる橈骨動脈上の表皮をフォースゲージに取り付けたペレットで押した時の圧力との関係を求め、診断者が脈診プロセス中に指先の深さを変える表層、中層、深層の各押圧レベルを、圧力値で示した。これより、脈診プロセス中の押圧レベルを被験者の血圧値に関連付けることを試みた結果、今回提案した計測法の定量化の有効性が確認され、循環動態の指標との関係について検討する見通しを得た。

今後は、循環器系の疾患を含む、さらに多くの被験者に対して、押圧レベルと収縮期血圧、平均血圧および、拡張期血圧との関係について検討することにより、橈骨動脈血管とその周辺組織の変位量を基準として、「脈状」の分類をおこなう触覚センサシステムの押圧制御法としての有効性を確認していきたい。

最後に本研究を進めるにあたり実験に協力いただいた東京電機大学工学部電気工学科コンピュータ応用研究室の学生諸氏に感謝の意を表する。なお、本研究の一部は、平成9年度東京電機大学ハイテク・リサーチ・センター研究費により、おこなわれた。

(平成9年11月25日受付、同10年4月30日再受付)

表2 循環動態パラメータと押圧の関係
Table 2. Relationship between Circulatory Parameter and hold down pressure.

	BPsys [kPa]	BPdir [kPa]	BPav [kPa]	deep. [kPa]	super. [kPa]	middle[kPa]
F-22	13.5±0.7	7.4±0.4	9.5±0.5	17.8	4.3	8.0
M-22	11.7±0.7	7.5±0.4	8.9±0.3	18.1	4.7	8.5
M-23	14.4±0.4	8.1±1.1	10.3±0.8	15.0	5.4	9.6

文 献

- (1)伊福部 達・湊 博・吉本 千禎：心理物理実験によるタクトイル・ボコーダーの基礎的研究，日本音響学会誌，**31**,3,170～178 (1975)
- (2)伊藤 正男：感覚と神経系，現代生物科学，岩波書店 (1974)
- (3)稲永 和豊・大熊 輝雄(編)：神経生理学(Ⅱ)，中山書店 (1977)
- (4)森 和：鍼灸医学への科学的アプローチ，日本東洋医学雑誌，**45**,4,791～809 (1995)
- (5)依田 文彦：鍼灸研究の一面，日本東洋医学雑誌，**46**,3,371～382 (1995)
- (6)森 和・矢野 忠・芹沢 勝助：切診の客観化，日本東洋医学雑誌，**27**,4,7～16 (1977)
- (7)小林 詔司・森 和：SD法を応用した脈診の構造分析(第一報)，日本東洋医学雑誌，**33**,4,17～27 (1983)
- (8)黒野 保三・石神 龍代・長谷川 泰洋・堀田 健：脈波の分析と東洋医学との対応，全日本鍼灸学会雑誌，**31**,4,359～363 (1982)
- (9)石神 龍代・黒野 保三・堀 茂・山田 耕・堀田 健：脈波の分析と東洋医学との対応その2，全日本鍼灸学会雑誌，**33**,3,266～271 (1984)
- (10)高島 充・長屋 健・菊名 剛・松多 邦雄：東洋医学脈診法の機械化，日本東洋医学雑誌，**47**,4,635～643 (1997)
- (11)石山 仁・笠原 宏：触覚検出型脈波計，日本東洋医学雑誌，**41**,1,41～46 (1990)
- (12)費 兆龍：脈診研究の概要(上)，東洋医学，**19**,2,115～120 (1991)
- (13)費 兆龍：脈診研究の概要(下)，東洋医学，**19**,3,53～58 (1991)
- (14)費 兆龍(主編)：中国脉診研究，上海中医学院出版社 (1991)
- (15)神戸中医学研究会：中医臨床のための舌診と脈診，59～110 (1989)
- (16)天野 和彦・石山 仁・笠原 宏・上馬場 和夫・許 鳳浩：循環動態の無侵襲的測定のための橈骨動脈周辺組織の可視化，電子情報通信学会技術研究報告，**97**,215,79～84 (1997)
- (17)天野 和彦・石山 仁・笠原 宏・上馬場 和夫・許 鳳浩：橈骨動脈による循環動態の無侵襲的測定，平成9年電気学会全国大会論文集，No.750
- (18)天野 和彦・葛西 位至・石山 仁・笠原 宏・上馬場 和夫・許 鳳浩：橈骨動脈における圧脈波波形の解析，平成9年電気関係関西連合支部大会講演論文集，No.G45
- (19)天野 和彦・葛西 位至・石山 仁・笠原 宏・上馬場 和夫：脈診教育用模型を用いた触覚センサの機能評価の試み，平成10年電気学会全国大会論文集，No.677
- (20)葛西 位至・天野 和彦・石山 仁・笠原 宏・上馬場 和夫：橈骨動脈における圧脈波波形の解析Ⅱ，1998年電子情報通信学会総大会講演論文集，No.D-7-18
- (21)天野 和彦・葛西 位至・石山 仁・笠原 宏・上馬場 和夫：ウェーブレット変換を用いた橈骨動脈圧波形の時間周波数解析，第36回日本ME学会大会論文集，No.3I1-2 (1998)
- (22)天野 和彦・小野 隆・石井 弘允・上馬場 和夫・許 鳳浩：指尖容積脈波による末梢循環状態の無侵襲的測定(Ⅲ)，第9回計測自動制御学会生体・生理シボシム論文集，No.1B3-7,115～118 (1994)
- (23)石山 仁・笠原 宏・児玉 和夫・許 鳳浩：電気回路動脈系モデルを用いた橈骨動脈波形による循環動態パラメータの非観血的測定法，電学論C，**113**,4,267～274 (1993)
- (24)石山 仁・笠原 宏・児玉 和夫・許 鳳浩・天野 和彦・石井 弘允：循環動態パラメータによる脈波形状の一定量化法，日本東洋医学雑誌，**45**,1,115～121 (1994)
- (25)石山 仁・笠原 宏・上馬場 和夫・許 鳳浩・天野 和彦・石井 弘允：歪率による脈波形状の定量化法，日本東洋医学雑誌，**46**,2,243～249 (1995)
- (26)Wilmer W. Nichols, Michael F. O'Rourke: "McDonald's Blood Flow in Arteries Third Edition", Edward Arnold (1990)
- (27)(社)日本電子機械工業会編：改訂超音波機器ハンドブック，コロナ社 (1997)
- (28)和賀井 敏夫・甲子 乃人：超音波の基礎と装置，ベクトル・コア (1994)
- (29)Joseph F. Polak: "PERIPHERAL VASCULAR SONOGRAPHY", Williams & Wilkins (1992)
- (30)上羽 康夫：手その機能と解剖，金芳堂 (1996)

天野 和彦 (正員) 1958年9月4日生まれ。81年3月日本大学理工学部電気工学科卒業。83年3月同大学大学院理工学研究科博士前期課程電気専攻修了。同年(株)諏訪精工舎入社。社名変更，セイコーエプソン(株)基盤技術研究所研究員。日本大学理工学部理工学研究科委託研究生を経て現在，東京電機大学工学部電気工学科研究員。計測工学，医用電子工学の研究に従事。電子情報通信学会，計測自動制御学会，日本ME学会，日本東洋医学会，日本自律神経学会員。

石山 仁 (正員) 1956年7月25日生まれ。78年3月東京電機大学電気工学科卒業。同大学助手を経て現在，同大学電気工学科講師。医用電子工学，計算機制御の研究に従事。日本ME学会，日本東洋医学会，日本自律神経学会員。

笠原 宏（正員）1940年4月12日生まれ。64年3月東京電機大学電気工学科卒業。70年同大学博士課程満期退学。同大学助手、講師、助教授を経て現在、同大学電気工学科教授。工学博士。オブジェクト指向システム設計法、医用電子工学の研究に従事。ロボット学会、IEEE、ACM、日本東洋医学会、日本自律神経学会会員。

上馬場 和夫（非会員）1953年2月6日生まれ。78年3月広島大学医学部医学科卒業。虎ノ門病院内科勤務を経て、北里研究所付属東洋医学総合研究所勤務。現在、同研究所バイオイアトリックセンター医学管理室長。医学博士。東洋医学と西洋医学の融合に関する研究に従事。自律神経学会、臨床薬理学会、日本東洋医学会会員。