理論と論説

東洋医学脈診法の機械化

高島 充¹⁾ 長屋 健¹⁾
菊名 剛²⁾ 松多 邦雄²⁾

Development of New Apparatus for Oriental Pulse Diagnosis

Mitsuru TAKASHIMA¹⁾ Ken NAGAYA¹⁾
Tsuyoshi KIKUNA²⁾ Kunio MATSUTA²⁾

1) Ph D.s, Sony Corporation Research Institute of Wisdom, 6-7-35, Kitashinagawa, Shinagawa-Ku, Tokyo 141, Japan

2) M. D.s, Matsuta Clinic, Tokyo, Japan

Abstract The authors developed an innovative apparatus for analyzing pulse waves which uses a new type of pulse sensor. Based on the principles of Oriental medicine, this pulse wave machine takes measurements from the radial artery to determine the subject's state of health. Three sensors were used in place of the fingers to assess changes in the pulse wave pattern induced by reducing pressure in a cuff. A cuff with sliding components proved to be the most suitable in that it was less likely to be affected by the subject's movements. Using this type of cuff, the authors were able to observe the pulse-wave amplitude as cuff pressure was reduced after the blood flow had been stopped. The signal in each channel changed according to the degree of pressure reduction, and a characteristic pulse wave pattern was produced. This pattern enabled the authors to observe how the pulse behaved under each sensor and how the pulse wave changed. The authors were also able to observe and measure the condition velocity as the artery opened as well as assess the condition of the palmer arterial arch.

Key words: Blood pressure, cuff, pressure sensor, pressure reduction, radial artery

Nihon Toyo Igaku Zasshi (Japanese Journal of Oriental Medicine), 47, 635-643, 1997

(Accepted 1 Jul., 1996)

緒言

東洋医学のみならず、世界の指による脈診法は第二、三、四指の3本をセンサーとして用い、橈骨動脈を主な測定対象としている。これは、脈が触れ易い部位であることのほかに、橈骨を軸とし

て体表からの指による押し圧で容易に、かつ正確に血流を制限できるからである¹⁾。すでに国内外で、圧力センサーを用いて指の触覚を波形情報に置換えた検討例がある^{2)~4)}。我々は、人の触覚に似せた指先大の微分型圧力センサーを開発し、3個を等間隔に1列に並べ、圧迫部の曲率に追従可

1) 賛, ソニー株式会社 生命情報研究所, 東京, 〒141 品川区北品川6-7-35

2) 医, 松多医院, 東京

[1996年7月1日受理]

図1 3連ピストン式加圧装置

図2 滑り機構付マンシェットによる圧力センサー圧迫概念図

能な特殊マンシェット方式でセンサー圧迫圧を得て、この圧迫圧の連続減衰時の信号から検討することをすでに提案した⁵⁾。これは1本の橈骨動脈部に皮膚上から等間隔、等圧、血流に垂直に3個の圧力センサーを設けた場合、得られる科学的情

報をまず捕え、その結果から東洋医学脈診法を推察するという逆の見方である。本稿では、この計測システムをより詳細に述べるとともに、高圧捕捉で得られる情報に焦点を当て検討した結果を示す。

図3 圧力センサー形状図およびゲイン周波数特性

図4 同一橈骨動脈での圧脈波(a)とセンサー出力波形(b)
(1)頸動脈, (2)橈骨動脈からのセンサー出力波形と(3)心電図, (4)心音図

方法

1. 橈骨動脈圧迫法

指による脈診法は3指を被験者の橈骨茎状突起近傍の動脈上に置き、親指を手首の甲側とし、手首を挟み込む形で圧迫を加える。我々は医師がなにげなく動脈を探す動作を分析し、まず図1のような回転2軸、直線1軸のピストン式を作製した。手首形状に合わせた2段Vブロックを用い測定部の固定を行うと共に体動を抑えることとした。しかし、体動信号を入れないためには被験者の全身に強い緊張を要求する結果となり、臨床現場での応用には至らなかった。また、血管側圧がピストンの微小偏位をもたらし、それがピストン摺動ノイズとしてセンサー信号に入り込む問題もあった。体動のある中で安定に脈波信号を捕えるためには腕の周辺のみで測定部分を構成し、腕が

自由になる圧迫法を作り出す必要が出た。そして、尺骨動脈に圧迫が及ばないように金属板を入れたマンシェットを考案し、ゴム袋を直接にセンサー列底面へ当てず、プラスチックフィルム製滑り板を介して各センサー底面にピンポイントで2点づつ力を加える方法とした。これにより、異なる腕の形状や、高圧から低圧までの曲率変化に対しても各センサー底面が滑りながら追従するのと同時に、3個のセンサーは常に等しい力で皮膚上を押すことが可能となった(図2)。東洋医学の発達地域や流派によって3指の力の強弱関係が微妙に異なり⁶⁾、捕捉圧を定量的に取り扱うことは困難である。充分な高圧圧迫(血流が完全に止まる強い押し圧)から低圧圧迫(マンシェット内圧がほぼ0)となるまでの全ての信号をメモリーし、後の検索から波形情報の最適分析ポイントを選び出すことによって脈診法を推定することとした。

図5 本システム（脈波計測装置 EPG-1）全体像およびブロック図

この方法によれば、メモリーされた中に必ず全ての脈診の捕捉ポイントが残り、検討できることとなる。

2. 圧力センサー

排気によるマンシェット内圧変化は圧力センサーに加わる力の変化でもあり、静圧型のセンサーでは、脈波の信号が内圧変化の信号に重畳されて出力される。センサーの押し圧が収縮期血圧と平衡するには皮膚上に $100\text{g}/\text{cm}^2$ 以上の力を加える必要があり、微弱な脈波信号を重畳信号から取り出すことは信号対雑音比 (S/N比) の点から困難となる。また、被験者のわずかな体動が押し圧変化をもたらし、長時間の基線動揺で悩まされる。

したがって、我々は小型の微分型圧力センサー (FET 内蔵バックエレクトレットコンデンサーマイクロホン型) を専用に開発し、体動時にも1心拍以内で復帰するよう時定数を 100msec に設定した。また、人の指は接触部全面に触覚があり、通常の円形膜振動型センサーの微小部分感度と異なる。センサー感圧面上の垂直部分感度が一定となるよう図3のようにキノコ状のアタッチメントを設けた。アタッチメント上の一部に動脈が走行していれば同一の脈波信号が得られることから、位置ずれに対する再現性も高まり、同時に波形の立ち上がりが鋭くなり3個のセンサー列 (センサー中心間距離 13mm) での伝播時間計測が容易とな

図6 減圧過程における3圧力センサー出力およびマンシエット圧電気信号

った。図4は同一橈骨動脈での圧脈波（血圧波形）とセンサー出力および心電図，心音図と同期観測した頸動脈，橈骨動脈からのセンサー出力である。

3. 本体増幅部

図5に装置全体を示す。本体は内部電池2個で駆動され，個々のセンサーに独立した増幅器が設けられ23mV/gG 電気出力（ここでgはグラム荷重，Gは重力加速度）に調整されている。また，個々のセンサーの出力が確認できるようレベルメータが設けてある。マンシエットの加圧はゴム球による手動で，空気圧はデジタルマノメータにて水銀柱表示され，同時に内部の半導体センサーが電気信号に変換し，3個の圧力センサー出力と共に出力される。マンシエット圧の連続減衰は，内部の等速度排気バルブで200mmHg～100mmHg

間を約30秒と設定した。

4. 計測体位および位置

血圧情報も取り込むため橈骨動脈の場合，測定部位は心臓の高さが望まれる。したがって計測体位は座位，仰臥位があげられるが，付属ケーブルの揺れが大きなノイズとなるため仰臥位で測定した。センサーの位置はマンシエットの一端を橈骨茎状突起に合わせる巻き方とした。また，センサー列はマンシエットの中央部である必要があり，マンシエット幅に等しくなるようセンサー列フィルム両端に16mm オーバーハングを設けて位置ずれの目安とした。センサー感圧面が腕の橈側手根屈腱や長掌腱に乗り上げると十分な止血ができないため，感圧面の縁が腱に2～3mm離れて平行となるようにサージカルテープであらかじめセンサー列を固定し，その上からマンシエットを巻き

図7 減圧過程における中枢、中央側波形オーバーレイ(A), (B), (C)と開口伝播時間差(τ)の変化

上げる方法とした。

5. 対象および分析方法

1991年より調査した約3000例の成人男女健常群、患者群の中から20～60歳までの健常例N=400を無作為抽出し対象とした。

十分な高圧圧迫（血流が完全に止まる強い押し圧）から低圧圧迫（マンシエット内圧がほぼ0）となるまでの全ての信号の大きな傾向を調べるため、本システム出力端子を心電計（日本光電工業株式会社 ECG 6503）外部入力端子に接続し、記録紙スピード2.5mm/secで観測した。

微分型圧力センサーの信号は皮膚上の圧迫圧、皮膚を介した動脈側圧の合力が微分されて出力されることから、振幅自体には注目せず振幅変化点や時間差に注目し検討を行った。時間差計測は株式会社小野測器ウェーブフォームアナライザーAF550を用い、内蔵の400Hzローパスフィルターを働かせ、時間軸フルスケール500msecの波形拡

大と3チャンネル同期重ね書で計測した。

血圧変化は、片腕を心臓の高さから上下させたときの静水圧変化によって作り出した。脈波計測部の血圧計測は連続血圧モニター（コーリン電子株式会社 CBM 3000）を用い、仰臥位で通常血圧を計測し、姿勢変化を加え、元にもどす、これらの繰り返しで行った。右手の同一橈骨動脈上に近接して血圧用センサーと脈波計測部を装着し、マンシエット圧電気信号を基にして比較検討した。

結果

約1分間の1回の計測からは図6に示すような特徴的な3つの紡錘形パターンが得られた。この紡錘形の大きさ、長さ、配置に個人差があり、呼吸性の振幅変動が入り込んでいた。中央には必ず振幅増加に転ずる起始部が存在し、このマンシエット圧では中枢側はほぼ最大振幅となっていた。

図8 末梢側振幅増加起始部が中央より高圧で起こる場合の減圧過程と同期重ね書

また、末梢側にも同様の起始部が存在するが、出現は不規則で一定傾向は見当たらなかった。

波形拡大による3チャンネル同期重ね書で減圧過程を観察すると、図7の(A)に示すように中央の振幅増加起始部において中枢側と中央の波形立ち上がり点に常に時間差(τ)が認められた。中枢側に対し中央は平均値37.3msec 標準偏差11.8msec (N=400)の時間遅れとなっており、図7の(B), (C)に示すように、この時間遅れはマンシエット圧の低下に伴い減少し、ある圧以下では全例ともにはほぼ0となった。

腕の左右を考慮しない場合、健常人の腕の84%は中央の振幅増加超始部において末梢側では圧伝播による波形が観測されず、さらにマンシエット圧が減圧してから末梢側振幅増加超始部が現われ

た。しかし、図8のように健常人において末梢側振幅増加超始部が中央のそれより高圧で起こる場合がある。この現象が観察された率は右腕のみは11%左腕のみは12%、両腕共は8%、(N=100)の結果であった。このような場合、中央の振幅増加起始部において中枢側と末梢側の波形立ち上がり点を同期重ね書で比較観測すると、末梢側の波形立ち上がり点は中枢側に対し平均値50.5msec 標準偏差13.5msec (N=40)の時間遅れであった。そして、この圧伝播は尺骨動脈を強圧迫することで消失した。

血圧変化に対するマンシエット圧電気信号の変化を比較した結果、中央振幅増加起始部でのマンシエット圧と最大血圧の相関係数は0.97(N=10)であった。また、中枢側、中央の波形立ち上がり

点時間差が0となる最大マンシユット圧と最小血圧の相関係数は0.93(N=10)と高値を示した。しかし、安静時にマンシユットの繰り返し装着を行うと、両血圧と対応するマンシユット圧は一定せず、巻き付け時の初期テンションに大きく依存した。

考 察

中央の振幅増加起始部はマンシユットから与えられた中枢側センサーの押し圧と橈骨動脈最大血圧の平衡点であり、この時の中枢側と中央の波形立ち上がり点時間差は中枢側センサーで扁平にされた動脈の開口伝播時間を示し、センサー中心間距離13mmから開口伝播スピードを求めることができる。同時に中央センサーで得られる波形は開口伝播によって歪んだ波形と言え、扁平血管内の層流の性質が現われると思われた。また、このマンシユット圧での中枢側センサーの波形は、中央センサーの流入端で比血された状態での波形であり、流体力学的な全圧が動脈側圧として観測されたものである。したがって、呼吸性変動が無いと仮定した場合、振幅は最大となる。この平衡状態において、大多数例では末梢側へ血流が入り込んでおらず、末梢側の波形は観測されない。しかし、少数例であるが末梢側センサーに圧伝播が観測される場合があった。浅手掌、深手掌動脈弓を介した尺骨動脈からの回り込みで、約2m/secの圧伝播スピードと算出でき、これらから動脈弓の開閉が観察できた。

マンシユット圧がこの平衡点より低下すると、中央、末梢側へ順次血流が入り込み、開口伝播スピードが次第に大きくなって行く。そして、ついには中枢側、中央の波形立ち上がり点時間差がほぼ0となる。この現象は、中枢側センサーの押し圧が橈骨動脈最小血圧と平衡し中枢側扁平血管内

が常時血液充填され、通常の圧伝播スピードである約10m/secに到達し、13mmのセンサー中心間距離では0として観測されたものと考えられる。

結 論

指による脈診を機械化することは困難なことであり、その手法のごく一部を実現し検討した。東洋医学脈診(六部定位診法)での強圧迫『血流を比め、指を緩めて行くときに始めて3指に触れを感じるところ⁷⁾』で捕捉可能な情報は、中枢側の第四指は橈骨動脈血流の全圧情報であり、中央の第三指は中枢側から開口伝播された薄層流の性質であると推察された。さらに、末梢側の第二指は浅手掌、深手掌動脈弓の開閉による尺骨動脈からの圧伝播の影響を強く受けると思われた。

謝辞 本稿の作製にあたり、御指導をいただきました渥美和彦先生、仁田新一先生、御校閲をいただきました鈴木吉彦先生、御協力いただきました宮下明美さん、石松文枝さんに感謝いたします。

文 献

- 1) 丸山敏秋著：黄帝内経と中国医学，東京美術，4章，189-194，1988
- 2) 白熙洙：特許公報，昭57-52054
- 3) 費兆馥：中国脈診研究，上海中医学院出版社，78-118，1991
- 4) 篠原鼎：脈診の科学化の軌跡2，医道の日本社，第543号，99-103，1989
- 5) M.Takashima: Basic research on pulse diagnosis using a revolutionary new machine IASTAM, 576-584, 1994
- 6) 舟木寛伴著：脈診，その手法と古典的背景，谷口書店，32-106，1989
- 7) 本間祥白著：難経の研究，医道の日本社，19-22，1988

要旨 橈骨動脈を対象とした，東洋医学的脈診法を機械化した。指に代わる交流型の圧力センサーを独自に開発し，3個のセンサーの押し当て方を検討した。その結果，各人各様の腕に対して，滑り機構付のマンシユットが最適かつ被験者の体動の影響を受けにくいことが確かめられた。経験的な動脈の圧迫圧を回避する目的でマンシユット圧の連続減圧を行い，減圧過程の信号の中から物理量を探り脈診法の科学的解明を試みた。血流が比まる充分な高圧から連続

減圧した場合、各チャンネルの信号は圧力変化に伴って振幅が変化し、全体で特徴的な振幅パターンが得られた。このパターンから、減圧に伴ってセンサー列の下へ順次拍動流が押し進む様子が観察され、中央側、末梢側センサーに拍動流が到達したときの側圧変化、開口伝播スピード、浅手掌、深手掌動脈弓の開閉が観測可能となった。