HamaMed-Repository
浜松医科大学学術機関リポジトリ
浜松医科大学
Hamamatsu University School of Medicine

多分割頭部電気インピーダンス加速度脈波による局所脳循環同時計測システムの開発

メタデータ	言語: Japanese
	出版者:
	公開日: 2010-03-31
	キーワード (Ja):
	キーワード (En):
	作成者: 岡田, 満夫, 竹前, 忠, 西澤, 茂
	メールアドレス:
	所属:
URL	http://hdl.handle.net/10271/840

多分割頭部電気インピーダンス加速度脈波による局所脳循環同時計測システムの開発

（研究課題番号：18591585）

平成18年度～平成19年度科学研究費補助金
（基盤研究（C））研究成果報告書

平成20年4月

研究代表者　岡田満夫
浜松医科大学医学部助教

はしがき

本報告書は文部科学省科学研究費補助金(基盤研究(C))の交付を受けて、平成18年度、19年度の2年間にわたって行われた研究課題「多分割頭部電気インピーダンス加速度脈波による局所脳循環同時測定システムの開発」の成果をまとめたものである。

研究組織

研究代表者：岡田満夫　（浜松医科大学医学部・助教）

研究分担者：竹前　忠　（静岡大学工学部・教授）

西澤　茂　（産業医科大学医学部・教授）

研究経費

平成18年度　２,９００千円

平成19年度　５００千円

計　３,４００千円

概要

本研究は、磁気併用四電極法を用いた電気インピーダンス法による頭部測定法を提案し、頭蓋内の局所的な脳血流情報および脳血管情報を非観血的に検出することを目的としている。

電気インピーダンス法とは、生体の体表面から微弱な交流定電流を流し、検出されるインピーダンス変化によって非侵襲的に生体内の情報を得る手段である。しかし、生体組織の複雑性から電気物性が十分に解明されておらず、測定結果と生体内での諸現象との対応付けが困難であるといった問題点が挙げられる。以上の問題点を踏まえ、本法では電気インピーダンス法に加え、磁気併用四電極法を用いた方法を提案する。

磁界による渦電流により、電流経路を制限させる本法では、局所的な生体情報を検出することが可能であると考えられる。

頭部の局所的な電気インピーダンスが測定可能と考えられる本法を用いて、実際の頭部における測定を行った。脈波の解析方法として有用と考えられる加速度脈波を用い、プログラムによる自動解析を行った。解析には、血管の伸展性を反映するとされる加速度脈波におけるa波とb波の比であるb/aが使われているが、本研究では心電図のR波からa波までの時間Tr-aを用いることを提案した。安静時でのTr-a解析の結果、算出された伝達速度は、一般に言われる脈波伝播速度の値と近いことから、Tr-aは脈波伝播速度を反映していると考えられる。

次に、脳血管系に変化が現れると考えられる負荷を被験者に課し、本法を用いて、その変化を捕らえる試みを行った。喫煙による負荷により、各部位で測定されたb/a、Tr-aに変化が見られた。この変化から、喫煙による前腕部、左・右側頭部における血管の伸展性低下、血管収縮が示唆された。後頭部においては血管の伸展性上昇、血管拡張、血流量の増加が示唆された。これらから、体循環と脳循環における影響差があると思われる。また、過呼吸に続く息止めによる負荷実験の結果、b/a、Tr-aに変化が見られた。安静時から息止め開始中に見られたTr-a、b/aから、血管の伸展性低下が示唆される。これは、過呼吸による血管中の酸素濃度の上昇を抑制しようとする血管収縮による伸展性低下が生じていると考えられる。そして、負荷実験の結果から、前頭部においては、被験者の思考など別の要因によって捉えることは難しいと思われる。

以上の負荷実験の結果から、本法により頭蓋内で生じる局所的な脳血管系の変化を独立に検出できると考えられる。

以上より、本法が頭蓋内の脳血管情報の計測に有用である可能性が示唆された。

目次

第１章　序論・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 1

第２章　磁気併用電気インピーダンス測定・・・・・・・・・・・・・・・・・ 3

2-1　はじめに

2-2　生体電気インピーダンスの測定法

2-2-1　四電極法

2-2-2　電気インピーダンス法に用いられる測定電流の強度

2-2-3　電気インピーダンス法の問題点

2-3　測定原理

2-4　測定装置

第３章　加速度脈波・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 9

3-1　はじめに

3-2　加速度脈波

3-3　加速度脈波の波形パターン

3-4　臨床での応用

第４章　呼吸モニタリング測定・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・ 13

4-1　はじめに

4-2　測定方法

4-3　呼吸モニタリング測定

4-3-1　体位変化の測定方法

4-3-2　体位変化の測定結果

4-3-3　過呼吸息止め実験の測定方法

4-3-4　過呼吸息止め実験の測定結果

4-3-5　喫煙実験の測定方法

4-3-6　喫煙実験の測定結果

4-4　まとめ

第 5 章　頭部、前腕部における電気インピーダンス加速度脈波計測・・・・　23
5-1　はじめに
5-2　測定方法
5-3　加速度脈波を用いた解析
5-4　加速度脈波の自動解析
5-5　安静状態における測定結果
5-6　Tr-a 解析実験
5-6-1　はじめに
5-6-2　測定方法
5-6-3　測定結果および考察
5-7　喫煙実験
5-7-1　喫煙と脳循環動態
5-7-2　測定方法
5-7-3　測定結果
5-7-4　喫煙実験二本目の測定方法
5-7-5　喫煙実験二本目の測定結果
5-7-6　息止め喫煙実験の測定方法
5-7-7　息止め喫煙実験の測定結果
5-7-8　考察
5-8　過呼吸に続く息止め状態における電気インピーダンス脈波測定
5-8-1　過呼吸状態
5-8-2　測定方法
5-8-3　測定結果
5-8-4　考察
5-9　まとめ

第 6 章　結論・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・　58

参考文献・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・・　60

第1章　序論

近年、医療機関においてME（医用工学）機器が重要になっている。中でも生体諸量の計測では、様々な測定方法が研究されている。これらの計測法に関しては、できる限り患者に苦痛を与えることなく、また、副作用のないものが強く望まれる。現在、X線CT、SPECT(シングルフォトン断層撮影法)、超音波CT、MRI等、様々な方法がある。

また、画像診断法の目覚しい進歩により、脳ドックも行われる様になった。MRIは、脳の細部まで鮮明に映し出す事ができ、さらに血流を画像化することによって脳の血管を描出することが可能となった。本来、血管撮影はカテーテル（管）の先を目的とする血管まで送り、造影剤を注入した上でレントゲン撮影をすることによって行っていたが、合併症も起こり得る検査法であり手軽にできないという欠点を有していた。ところが、MRIを用いた脳血管撮影法（MRA）では、ただ横になっているだけで血管の描出ができ、何ら合併症も生じない。しかしながら、画像処理時間がかかるため、臨床上有用なリアルタイムの情報が得られにくいことや、計測装置が大がかりで非常に高価であること、測定を行う際に多くの時間を必要とすること、また、長時間の連続計測が出来ないことが問題点として挙げられる。

これに対して、電気インピーダンス法は時間分解能に優れている非侵襲的計測法の一つであり、生体に微弱な電流を流し、検出されるインピーダンスやその変化によって体内の情報を得る方法である。この方法は、生体内のリアルタイム計測及び長時間連続計測が可能であり、また、患者に苦痛を与えることなく計測が可能なため、古くから生体を対象にした研究が行われている。また、被験者の拘束が少なく、計測装置も安価であるといったメリットも挙げられる。しかし、生体組織が複雑であるため測定電流経路が不明瞭であり、測定されるインピーダンス変化と生理現象との対応がつけにくいことから臨床側での評価が低いのが現状である。

そこで本研究では、四電極法に磁気を併用することにより測定電流経路を測定部位側のみに制限し、他の部位の情報と分離して測定が可能な磁気併用四電極法を頭部に応用して測定を行った。

頭部の局所的な脳血管情報およびその変化を捕らえるため、頭部2箇所における同時測定が行えるように測定装置を試作した。この測定装置を用い、頭部における局所的な脳血管系の情報が測定可能であると考えられる本法を用いて、実際の頭部において脈波の測定を試みた。

また、脈波の解析方法として有用と考えられる加速度脈波を用い、血管情報を捕らえる試みを行った。解析には、血管の伸展性を反映するとされる加速度脈波におけるa波とb波の比であるb/a、本研究で提案した心電図のR波からa波までの時間Tr-aを用いた。Tr-aは脈波伝播速度を反映している。

脳血流量や、脳血管系に変化が起こると考えられる負荷を被験者に与え、頭部2箇所における電気インピーダンス脈波の変化を測定し、解析を行った。また、測定位置を変えることで、前・後頭部、左・右側頭部の脈波計測を行った。

これらの測定結果より、本法が脳循環疾患など、頭蓋内の脳血流情報の計測に有用であるか検討し、負荷による頭部の局所的な脳血管系への変化を捉えようと試みた。

第 2 章　磁気併用電気インピーダンス測定方法

2-1　はじめに

磁気併用四電極法 [1] とは、従来の四電極法に磁気を併用することにより、定電流と渦電流との重ね合わせによって電流経路を測定部位側に制限し、局所的な生体情報を検出する測定方法である。

本研究では、この磁気併用四電極法を用いた頭部電気インピーダンス測定方法を提案し、装置を試作した。本章では、測定装置の原理、及び基本動作について述べる。

2-2　生体電気インピーダンスの測定法

2-2-1　四電極法

この方法は、Fig.2-1 に示されるように、一対の電極によって生体に交流定電流が流され、もう一対によってインピーダンス変化が測定される。定電流を I_c とすると、出力電圧 E_{out} は、

$$E_{out} = (Z_0 + \Delta Z) \cdot I_c \tag{2-1}$$

となる。一般的に、$Z_0 \gg \Delta Z$ なので、電気インピーダンス Z_0 は

$$Z_0 = \frac{E_{out}}{I_c} \tag{2-2}$$

で求められる。生理現象にともなうインピーダンス変化 ΔZ は、E_{out} からフィルタによって、$\Delta Z \cdot I_c$ を弁別することによって得られる。

この方法の主な長所は、非常に高い入力インピーダンスの差動アンプを使用することで、電極と皮膚間の接触抵抗の影響を受けないことである。また、ノイズとして外部から混入する信号は、同相信号のために除去される。これらの長所から最近は、生体電気インピーダンス計測では四電極法が広く用いられている。

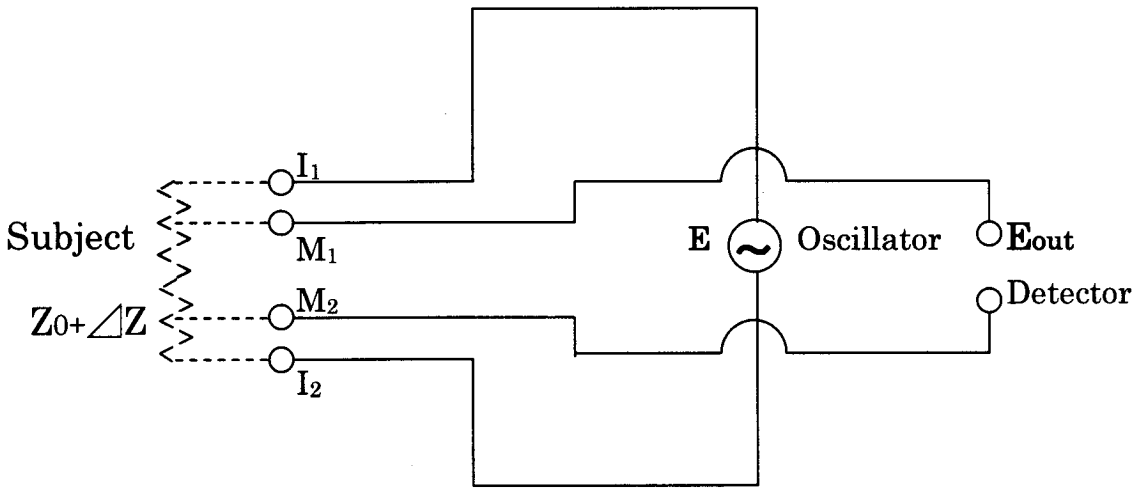


Fig.2-1　四電極法

2-2-2　電気インピーダンス法に用いられる測定電流の強度

電気インピーダンス法で生体に流す定電流の周波数は、通常数 10kHz～数 100kHz である。JIS 規格では、安全性を考慮して生体計測において体表面から流す電流の許容値が決められている。すなわち、電流の周波数が 1kHz を越える場合の許容値は 0.1mA にその周波数をキロヘルツ単位で乗じた値とし、10mA を限度として定められている [2]。本研究で使用する測定電流の強度はこれを基に決定した。

2-2-3　電気インピーダンス法の問題点

電気インピーダンス法では、生体組織によって異なる電気物性の違いを利用して心拍出量や脳循環などの循環器系の計測が行われている。しかし、数多くの研究報告があるにもかかわらず、臨床側での評価が低い。このことに関して、以下の問題点が挙げられる [3]。

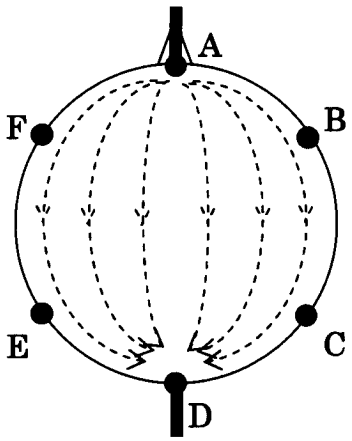
(a) 生体組織の構造が複雑であり、電気物性がまだ十分に解明されていない。

(b) 測定結果と生体内での諸現象との関連を対応づけるのが困難である。

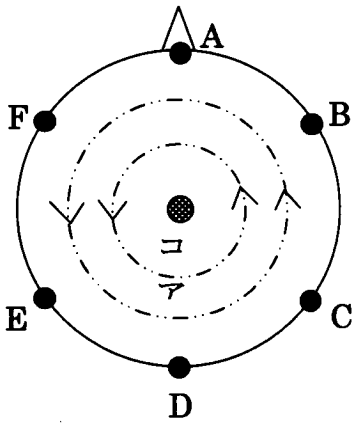
そこで、本研究では (b) の問題点に着目し、生体と電極間の接触抵抗の影響が少ない四電極法を基に提案された磁気併用四電極法を使用した。

2-3　測定原理

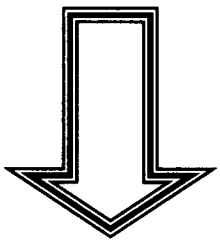
Fig.2-2(a)～(c)に磁気併用四電極法を用いた電気インピーダンス測定の原理図を示す。頭部に6個の電極を帯状に貼付する。Fig.2-2はn=6とした時の頭頂部から見た原理図である。以下、Fig.2-2を用いて説明する。Fig.2-2(a)のように電極A,Dから定電流を印加する。Fig.2-2(b)のように紙面に対して垂直に磁界を印加して、渦電流を発生させる。この状態で、電極E,F間から電気インピーダンス測定用の信号を、B,C間からは電流分布制御用の信号を検出する。ここで電極B,C間で検出した信号が零となるよう磁界の強度、位相を調整し、電流経路を計測用側のみに制限する。従ってFig.2-2(c)のように、電極E,F間で検出される信号には、B,C間の情報に比べ、E,F間の情報が強く含まれる。

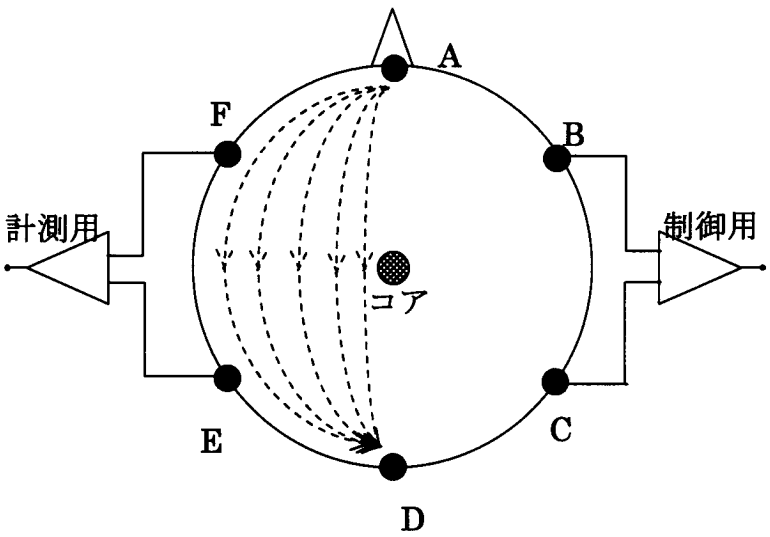


(a)　定電流分布



(b)　渦電流分布





(c) 定電流+渦電流分布

Fig.2-2　測定原理

2-4　測定装置

前節で述べた原理を用いて、局所的な脳血管情報、およびその変化を捕らえるため、2 箇所同時に脳内脈波を検出する測定装置を作成した。

Fig.2-3 に 2 箇所同時測定装置の概略したブロック図を示す。2 つの異なる周波数（45kHz、100kHz）の定電流を測定体に印加する。図のように左右 2 つずつの電極によって A 側からは 100kHz の信号を、B 側からは 45kHz の信号を検出する。この時、検出する信号には検出すべき信号を含め、2 つの周波数成分を含んでいる。検出すべき周波数成分以外の周波数（A 側 : 45kHz、B 側 : 100kHz）成分の電流を検出し、その電流を打ち消すような渦電流を制御回路により調節して発生させ、電流分布を A、B 別々の周波数成分に制御する。その結果 A 側と B 側において、それぞれ独立に検出される。尚、定電流は 0.37mAp-p とした。

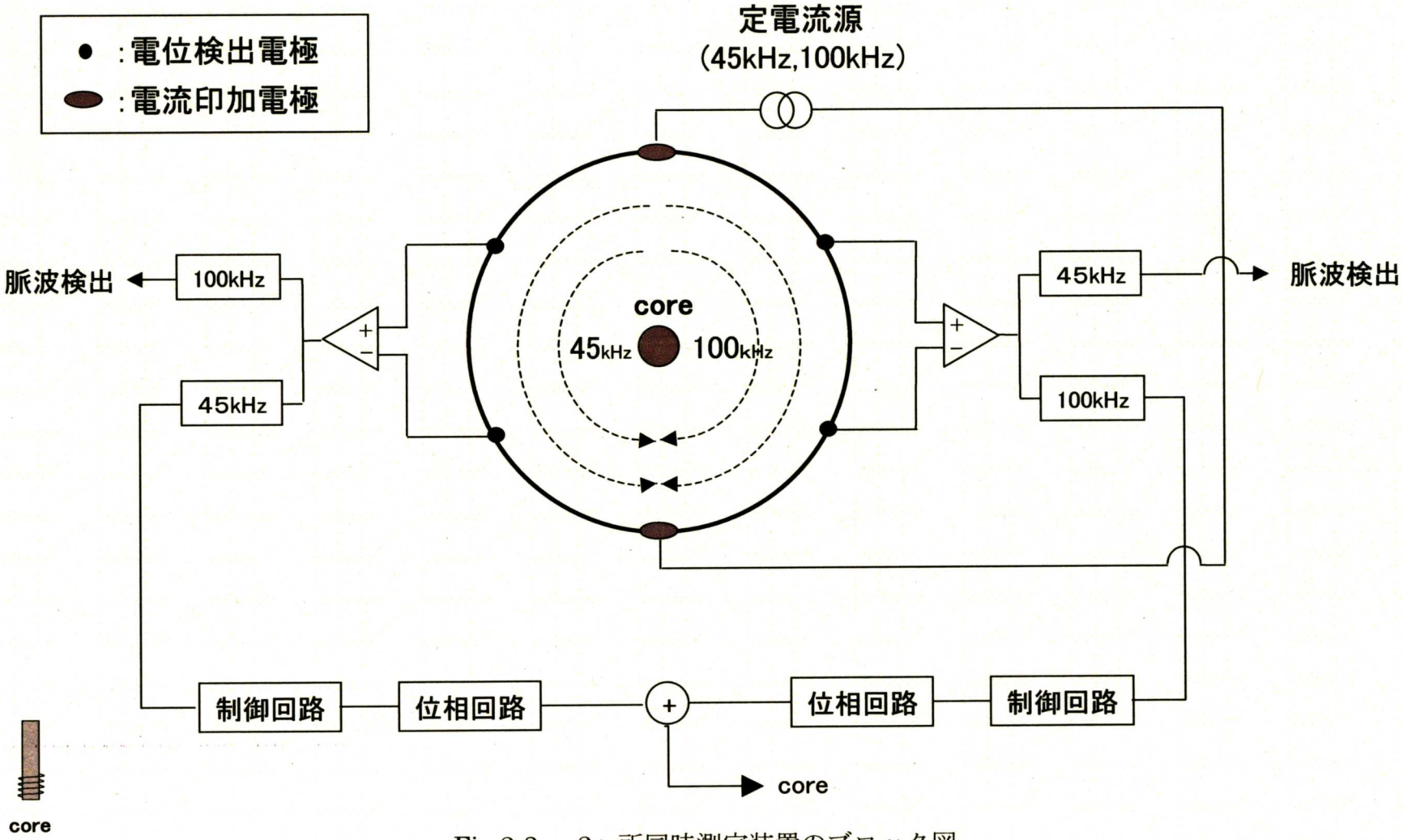


Fig.2-3　2ヶ所同時測定装置のブロック図

第 3 章　加速度脈波 [4)]

3-1　はじめに

脈波とは、心臓の収縮により大動脈が押し出された時に発生する血管内の圧力変化が末梢に伝達する波動のことである。この波動による血管の容積変化を検出するのが容積脈波であり、一般に脈波とは容積脈波を指す。

脈波には、中枢から末梢にいたる血液動態に関しての情報が含まれると言われている。心臓から送り出された血液が末梢に伝達されるまでに、心拍動、血行動態などの生理条件によって修飾され、波形に変化を与える。このゆがみを評価して、心循環系を評価する研究が行われている。

1980 年頃までは、従来の容積脈波を指標として検討が行われていたが、容積脈波は、基線の動揺が大きく波形の起伏がはっきりしないため、波形の分類や偏極点の認識が難しいといった問題点があり、循環動態の個人差を明確に捉えることが困難である。これに対して、変曲点の認識を容易にしようとする発想から発展してきたのが速度脈波であり、加速度脈波である。速度脈波は変曲点の認識を容易にしたが、加速度脈波では波形のパターンの分類が容易になり、基線から各波形までの高さのみを測定すればよく、簡便に脈波の評価が可能となった。本研究では、脈波解析に加速度脈波を用いた。

3-2　加速度脈波

加速度脈波とは容積脈波の二次微分波形である。Fig.3-1 に示すように、元波形である容積脈波を 1 回微分したものが一次微分波である速度脈波であり、2 回微分した二次微分波が加速度脈波である。但し、これらは血液の速度、加速度とは直接関係しない。

加速度脈波は収縮初期陽性波（a 波）、収縮初期陰性波（b 波）、収縮中期再上昇波（c 波）および収縮後期陰性波（d 波）と拡張初期陽性波（e 波）と命名されており、基線から各波形のピークまでの高さを計ってそれぞれの値としている。

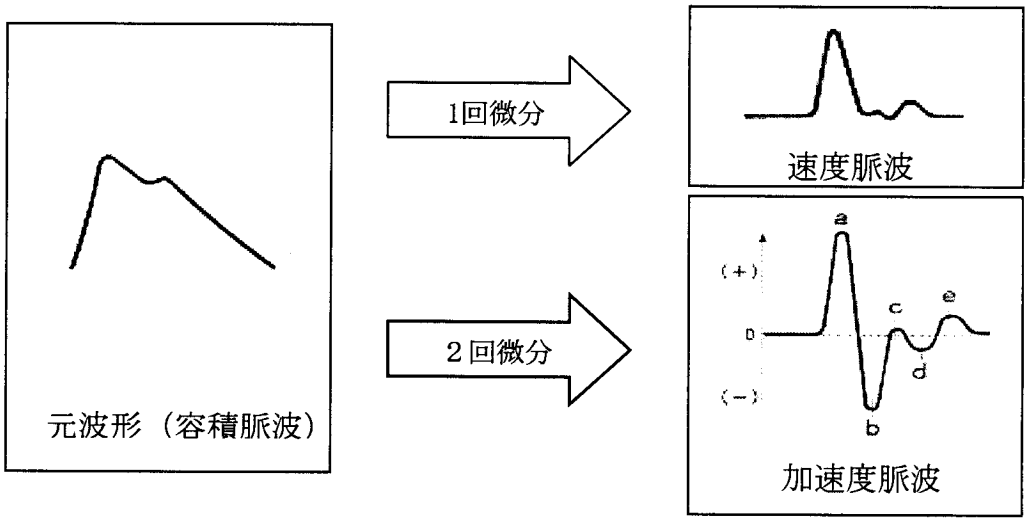


Fig.3-1　加速度脈波 [4]

3-3　加速度脈波の波形パターン

加速度脈波の研究は、指尖容積脈波の分野において盛んに行われており、加齢と加速度脈波波形との相関関係はすでに確認されている。各年齢層における平均パターンより、波形パターンの分類が可能である。研究者によってその分類は若干異なるが、一例として、佐野・小山内[5)6)]らによる加速度脈波分類法をFig.3-2 に示す。基本的に a 波に対して b 波が充分深く、d 波が浅いのが A 型で、逆に a 波に対して b 波が浅く、d 波が深いのが G 型である。高齢になるにつれ、b 波が浅く、d 波が深くなる傾向にある。20 歳代では、A タイプ、B タイプが多く、30 歳代では、A タイプが減少し、B タイプ、C タイプが増加する。40 歳代から 50 歳代、60 歳代にかけては、C、D タイプが増加し、70 歳代では、E～G タイプが過半数を占める。また、有疾患者の波形を同年代の健常者と比較すると、高年齢波形を示し、D～F タイプの波形を示す人が多くなる。また、年齢と加速度脈波各波との相関関係についても確認されており、a 波、b 波、c 波、d 波の変化が危険率 1%未満で加齢と優位な相関関係を示すことが報告されている。[7)]

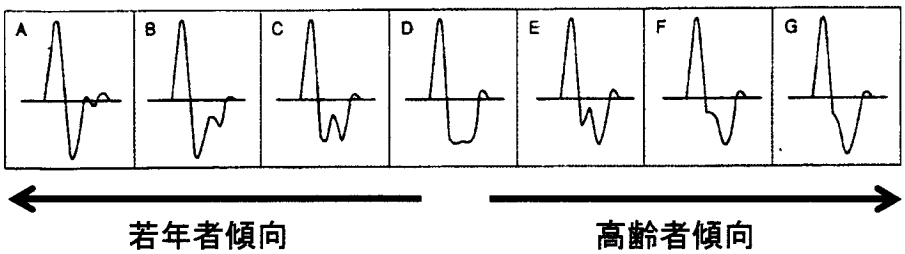


Fig.3-2 加速度脈波波形タイプ分類[4)]

3-4　臨床での応用

加速度脈波の臨床応用において重要なのはb/a、d/aであるとされている。b/aは血管の伸展性を表すと考えられる。加齢に伴って、b/aは上昇（b波が浅くなる）するが、これは血管の伸展性の低下を表すものである。また、d/aは反射波により再上昇した圧波の下降脚の状態を反映している。従って、d/aは血圧の上昇および血管壁の硬化によって低下（d波が浅くなる）する。よってb/aとd/aの値から、血管壁硬化が強い状態か否かが分かると考えられている。また、b/a変化は血液含有量の変化と深く関係しており、b/a 比は血液含有量が増したときに若年者型の方向へ変化し、血液含有量が低下したときに高齢者型の方向へ上昇すると考えられている[8)]。本研究ではb/aに着目し、解析を行った。

第４章　呼吸モニタリング方法

4-1　はじめに

従来の呼吸モニタリングの方法は、口や鼻をマスクで覆う方法、カメラで撮影する方法、ベッドのマットレスの空気圧変化またはコイルのインダクタンス変化で測定する方法など様々な方法が試されているが、どの方法も一長一短であった。そこで、本研究では、新たに被験者の胴回りに布を巻き、胸部、腹部、背中の三箇所にコイルを配置し、それぞれ三箇所の呼吸信号をモニターすることで、被験者がどのような体勢をとっても、いずれかの信号から呼吸をモニターすることができるようにした。このモニタリングによって、無呼吸症候群や、幼児のうつ伏せ寝の予防になると考えた。また、呼吸モニタリング方法の測定方法、測定結果についても述べる。

4-2　測定方法

Fig.4-1に測定状態の様子を、Fig.4-2に測定装置の簡略図を示す。Fig.4-1に示すように被験者が装着する測定用ベストには胸部、腹部、背中の三箇所にそれぞれ3個ずつコイルが配置してある。それぞれのコイルが呼吸によってコイルが伸縮し、インダクタンスが変化をすることで、呼吸している様子を得た。胸部、腹部、背中の三箇所同時の呼吸の信号を個別にそれぞれ測定回路に通して信号を安定、増幅させ、モニターにうつしてリアルタイムに観測し、時間を指定することでその間の呼吸データを保存することを可能にした。

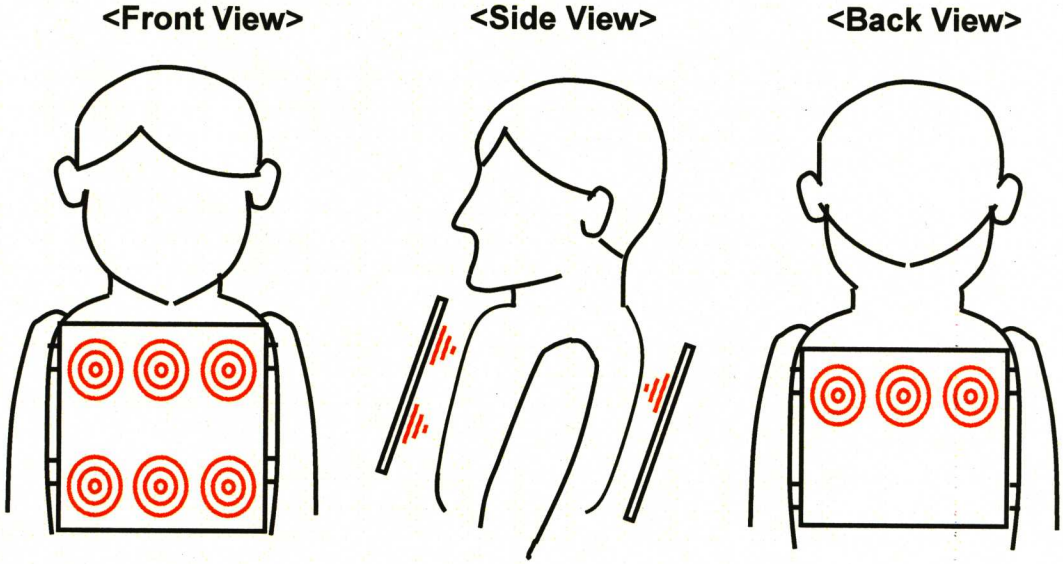


Fig.4-1　測定状態図

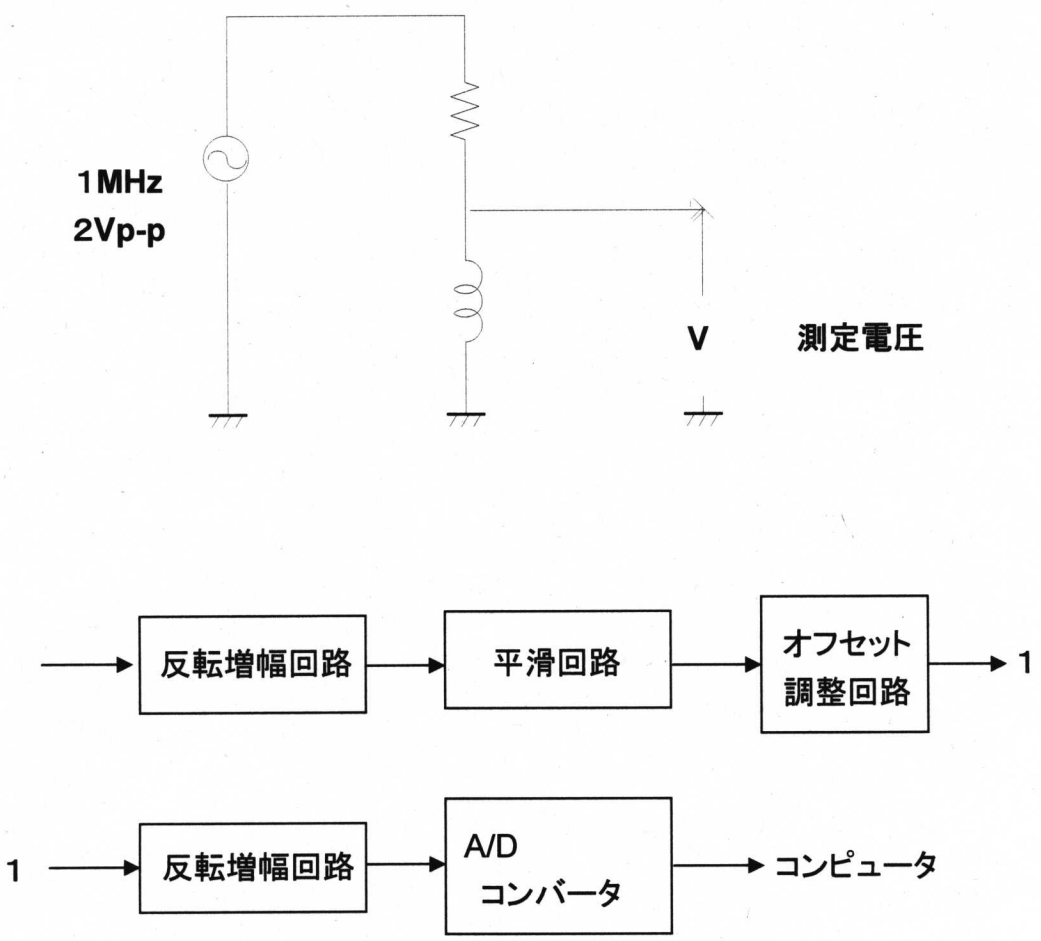


Fig.4-2　測定装置の簡略図

4-3　呼吸モニタリング測定

4-3-1　体位変化の測定方法

Fig.4-1 のように被験者の胴回りに測定用のベストを付け、胸部、腹部、背中にて呼吸に対する出力電圧の測定を行った。被験者はうつ伏せ、仰向け、横向きの体位をとり、それぞれの状態のままの 30 秒間の呼吸の様子を測定した。

4-3-2　体位変化の測定結果

50 代前半の男性被験者 1 名において測定された胸部、腹部、背中の呼吸による電圧の変化図を Fig.4-3 に示す。

Fig.4-3(a)にうつ伏せ状態における呼吸に対する出力電圧を示す。Fig.4-3(a)より、背中の呼吸が捉えられていることが観察できた。

Fig.4-3(b)に仰向け状態における呼吸に対する出力電圧を示す。Fig.4-3(b)より、胸部及び腹部の呼吸が捉えられていることが観察できた。

Fig.4-3(c)に横向き状態における呼吸に対する出力電圧を示す。Fig.4-3(c)より、胸部、腹部及び背中の呼吸が捉えられていることが観察できた。

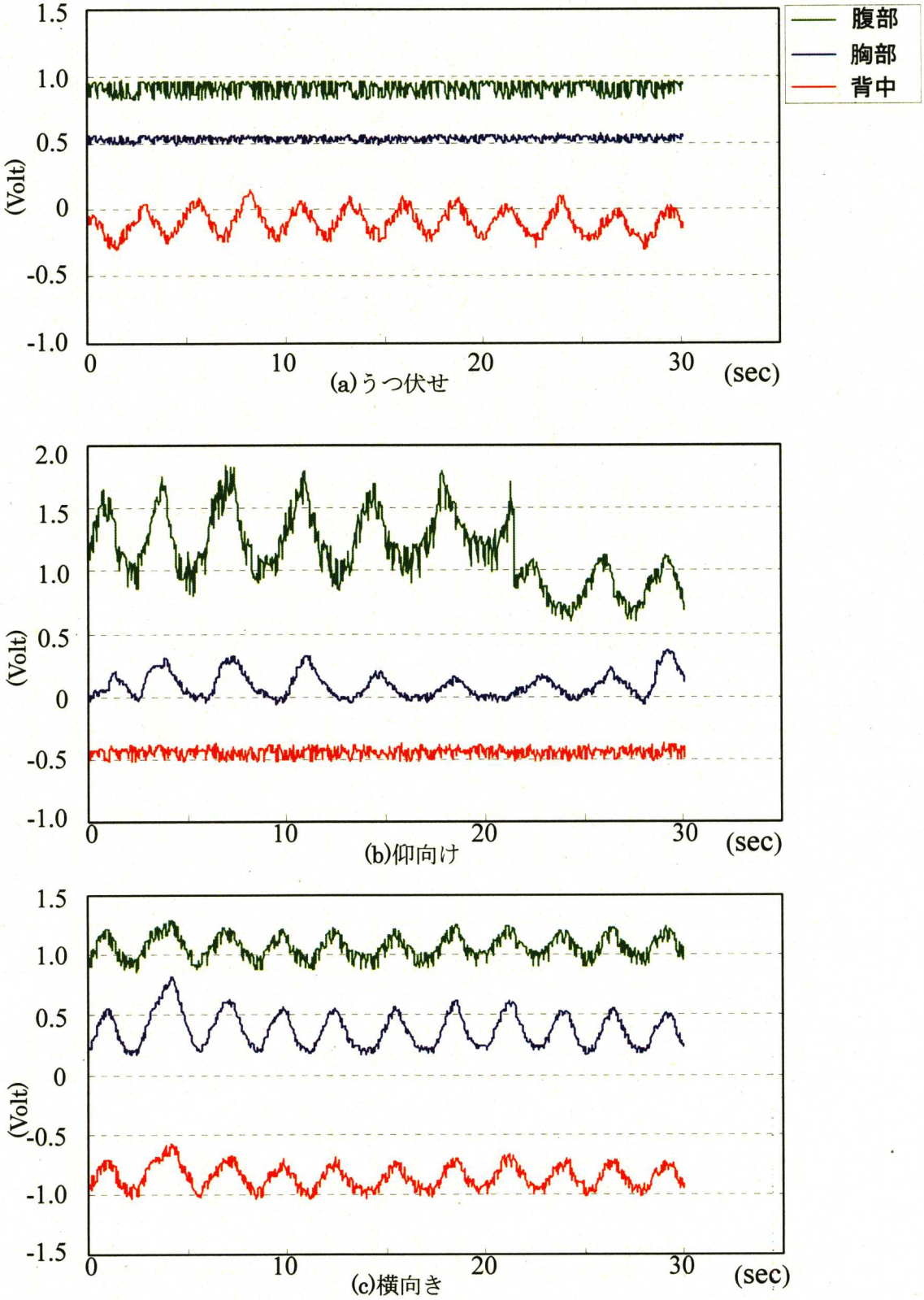


Fig.4-3　体位変化の呼吸に対する出力電圧

4-3-3　過呼吸に続く息止め実験の測定方法

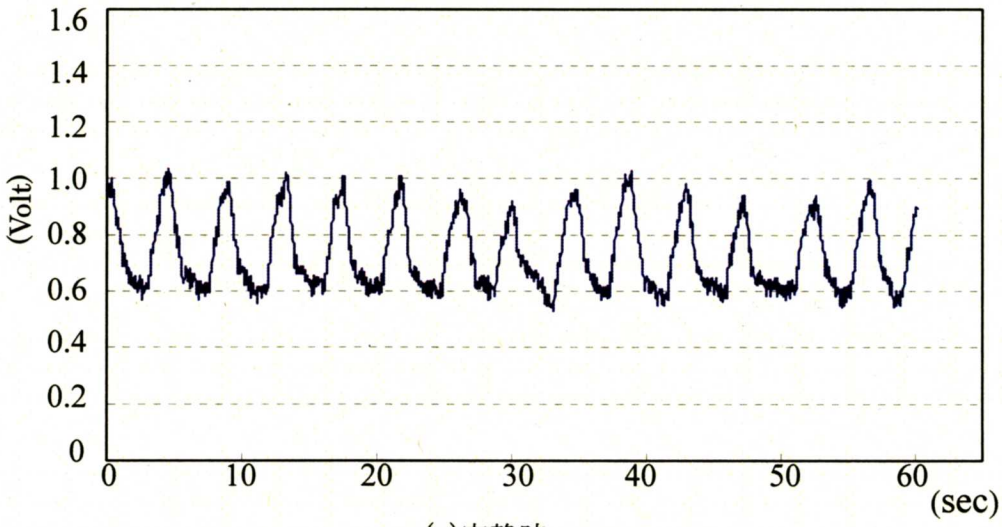
Fig.4-1 のように被験者の胴回りに測定用のベストを付け、胸部、腹部、背中にて呼吸に対する出力電圧の測定を行った。

初め被験者を安静・閉眼状態に保ち、その状態での呼吸モニタリングを行った。その後、故意に呼吸の深さと回数を増加させた、過呼吸状態（40 秒）を行い、過呼吸終了後、息止めを開始し、被験者本人が限界だと感じられる時点まで息止めを続け、その状態での呼吸のモニタリングを行った。

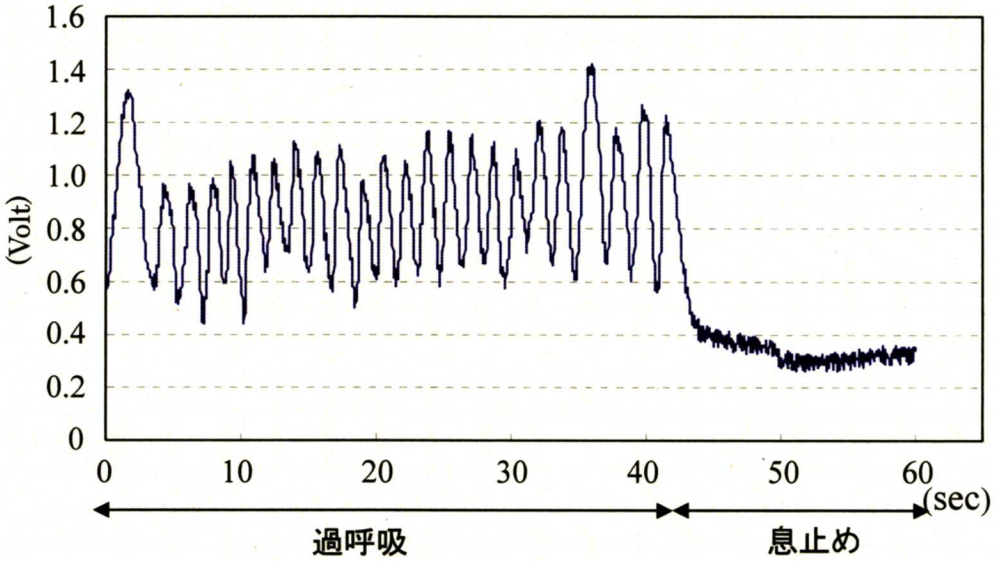
4-3-4　過呼吸に続く息止め実験の測定結果

50 代の男性被験者 1 名において測定された安静時及び過呼吸から息止めにいたる腹部の呼吸に対する出力電圧を Fig.4-4 に示す。腹部を掲載したのは、座位状態では、背中は背もたれによって圧迫されて変化しないからで、胸部と腹部では、腹部の方の振幅が大きく、呼吸変化が捉えやすかったからである。

Fig.4-4(a)に示す安静時において、被験者の呼吸する様子がリアルタイムに対する出力電圧として捉えられている。　Fig.4-4(b)に示す過呼吸から息止めにかけてでは、故意に呼吸の深さと回数を増加させている過呼吸の様子がそのままに観察することができ、その後の息止め時においても、呼吸をしていない様子が明確に捉えられることができている。



(a)安静時



(b)過呼吸から息止め時

Fig.4-4　過呼吸息止め実験の測定結果

4-3-5　喫煙実験の測定方法

過呼吸息止め実験と同様に Fig.4-1 のように被験者の胴回りに測定用のベストを付け、胸部、腹部、背中にて呼吸の電圧変化の測定を行った。また、同時に目視においての呼吸回数モニタリングを行った。目視は着用している衣服の胸の動きに着目し、息を吸いきった時点をチェックポイントとして 60 秒間に何回の呼吸が行われたかを測定した。

測定条件として、喫煙常用者に対し 6 時間以上の禁煙の後、およそ 1 分間の喫煙を行った。煙草は、タール：5m g/本、ニコチン：0.4m g/本のものを使用した。

初め被験者を安静・閉眼状態に保ち、その状態での呼吸モニタリングを行い、その後、煙草一本の喫煙を行い、その後の時間経過における呼吸のモニタリングを行った。

4-3-6　喫煙実験の測定結果

50 代の男性被験者 1 名において測定された安静時及び喫煙による時間経過の腹部の呼吸の変化を Fig.4-5、4-6 に示す。腹部の呼吸に対する出力電圧を掲載したのは、過呼吸息止め実験と同様に、座位状態での測定を行ったため、腹部の呼吸変化が一番捉えやすかったからである。Fig.4-5 には、喫煙実験のある一回における呼吸に対する出力電圧を示し、Fig.4-6 には、喫煙実験におけるそれぞれ別の日に測定した目視と試作装置における呼吸回数のグラフを示した。

Fig.4-5(a)～(d)に示した喫煙実験における呼吸に対する出力電圧の時間経過から、喫煙直後の呼吸は速くなっているが、その呼吸に対する出力電圧がそのまま捉えられていることが観察された。また、呼吸に対する出力電圧は時間が経過すると、喫煙直後における周期幅が短くなっているが、喫煙 20 分後には安静時と同じに戻っていることがわかる。

Fig.4-6(a)、(b)に示した呼吸回数変化の目視と試作装置における比較を行うと、ほぼ同じ回数、同じ変化を捉えられていることが観察された。

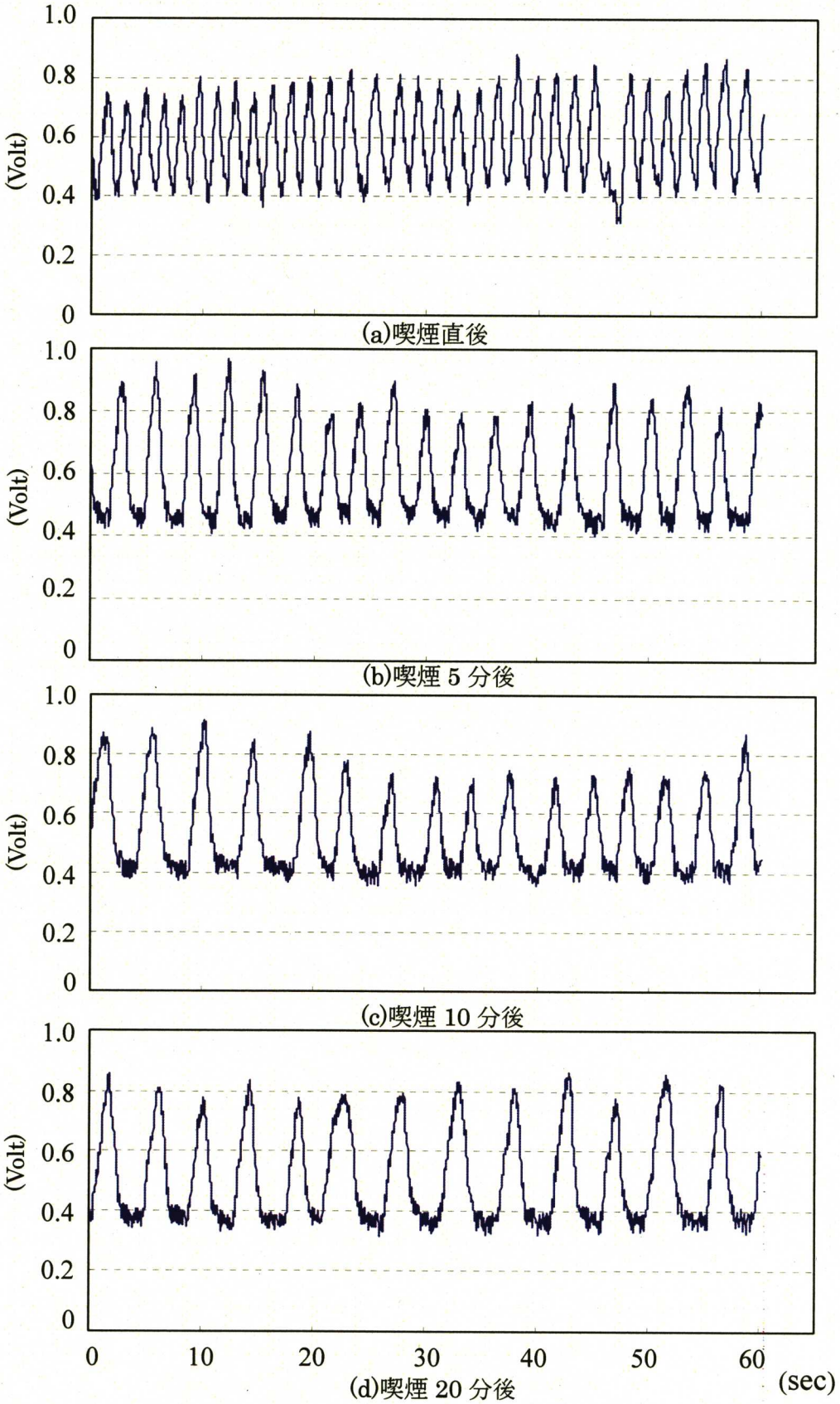
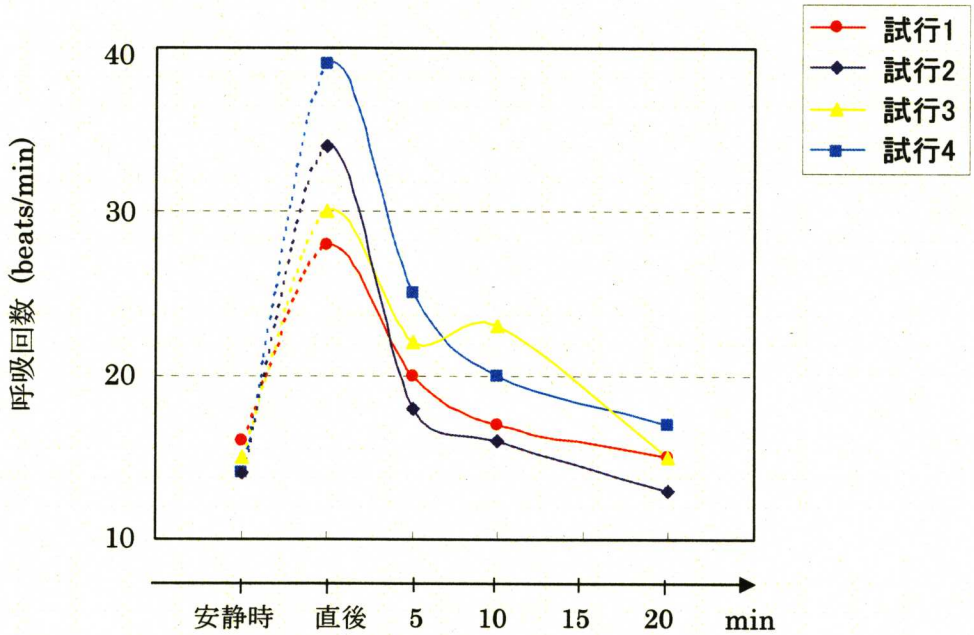
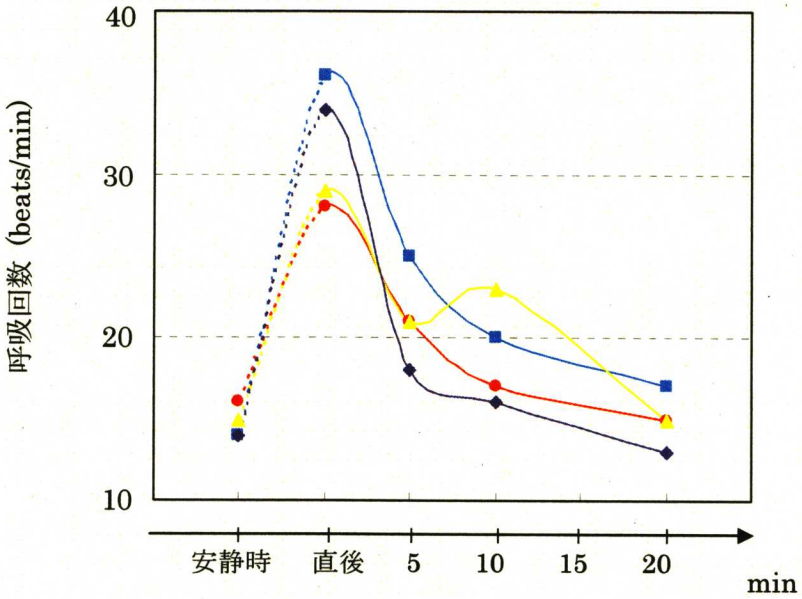


Fig.4-5　喫煙実験の測定結果



(a) 目視による測定回数



(b) 試作装置による測定回数

Fig.4-6　喫煙実験による呼吸回数の変化

4-4　まとめ

各々の実験結果から、本研究で用いた呼吸の測定方法は、胸部、腹部、背中においてどのような体位をしても、リアルタイムに呼吸をモニタリングできることが確認された。

また、呼吸回数を測定する上でも、目視で行っていたときには、測定者の数え間違いや被験者の動きによって判別が不明確のときもあったが、この方法では、ピークが明確な波形として捕らえるので、このような誤差が少なく計測できると思われる。

第5章　頭部、前腕部における電気インピーダンス加速度脈波計測

5-1　はじめに

2章に記したように、磁気併用四電極法を用いた電気インピーダンス法によって、電流分布が測定部位に制限され、頭部各検出部位の頭蓋内血流情報がそれぞれ独立に測定されると考えられる。本章では、実際に頭部の脈波成分を測定する際の測定方法について述べる。さらに、3章で述べた加速度脈波を用いた解析方法について述べる。また、被験者に負荷を与える事によって意図的に脳血管系に変化を起こし、その変化を検出する実験を行った。その検出された電気インピーダンス脈波の解析方法、測定結果についても述べる。

5-2　測定方法

Fig.5-1に測定状態の様子を示す。頭部に6個の検出電極を帯状に貼付し、電流分布制御を行うためのコアを図の位置に設置し、微小定電流を印加して測定を行う。被験者の負担が少ないようにコアをヘルメットに付け、電流分布制御が行える位置に取り付けた。また、体動によるアーチファクトを防ぐために頭部を固定した状態で測定を行った。

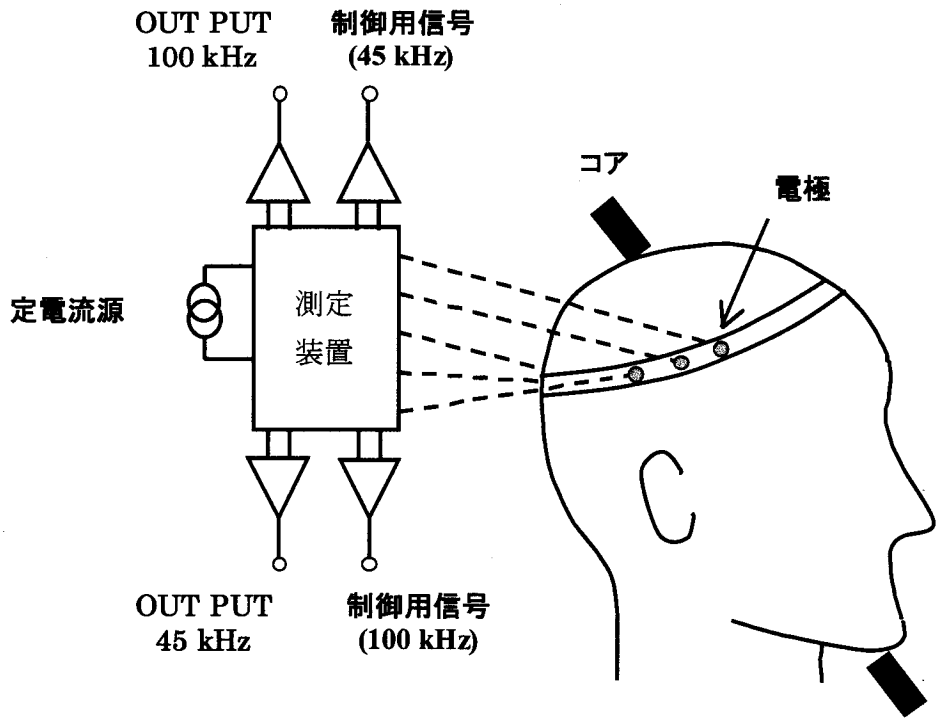


Fig.5-1　測定状態図

5-3　加速度脈波を用いた解析

電気インピーダンス脈波の解析には、3 章で述べた加速度脈波を用い、その成分である b/a を用いた。b/a は、血管の進展性を反映していると考えられており、この解析により血管壁の情報が得られると考えられる。さらに、脈波伝播速度と関連性があると思われる Tr-a を用いた解析方法を提案し、今回の解析に使用した。

局所的動脈硬化や動脈硬化性疾患の早期発見の目的から、動脈硬化状態を管理する事は重要であると考えられている。動脈硬化状態の非侵襲的評価方法として脈波伝播速度の測定が有用であると考えられており、様々な測定方法が検討されている。[9] 本法では、加速度脈波を用いた測定方法を提案する。

脈波を用いた伝播速度の指標として一般に、心電図のピーク値(R)から脈波の立ち上がり(o)までの時間：Tr-o が知られている。しかし、脈波の立ち上がりの判断は難しく、専門医によっても解釈が異なるといった問題点が有る。そこで、本法では加速度脈波のピーク値 a を用いた Tr-a を提案する(Fig.5-2)。a 波の認識は容易に出来、また主観性を含まないため自動検出が可能である。このため本研究では Tr-a を用い、b/a と同時に解析する事によって、脈波伝播速度との関連性を調べた。

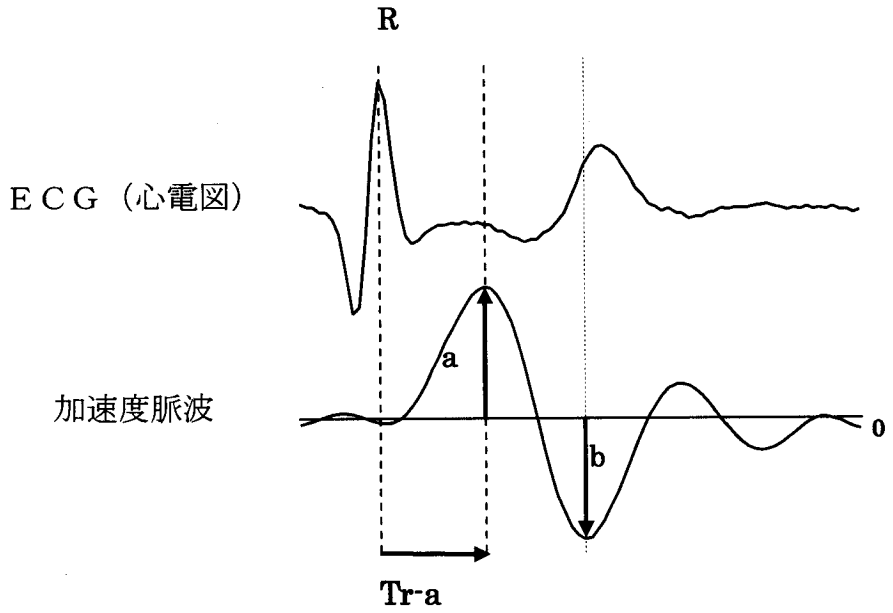


Fig.5-2　加速度脈波とパラメータ

5-4 加速度脈波の自動解析

得られた脈波と心電図を計算機に入力し、LabVIEW（ナショナルインスツルメンツ社製：計測用ソフト）により、電気インピーダンス脈波の自動解析を行った。A/D コンバータは 16bit のものを用いた。サンプル周波数は 200Hz とした。解析には、加速度脈波解析を用い、パラメータを自動算出した。今回の解析に必要なパラメータは以下の 3 点である。

1. 加速度脈波の成分である b/a
2. 心電図（ECG）のピーク値 R から加速度脈波成分 a 波までの時間 Tr-a
3. 心電図から導き出される心拍数

以上の点を自動解析するために

1. 心電図（ECG）のピーク値 R の検出
2. 各部位における脈波成分の微分化
3. 二次微分波である加速度脈波成分 a 波、b 波の自動検出

の 3 点の自動化を行うと共に各パラメータの自動算出を行った。Fig.5-3 に LabVIEW を用いて行った脈波の解析処理の概略図を示す。analog 信号である脈波成分を A/D 変換により入力し、高周波雑音を取り除くため L.P.F に通した後、計算処理にて微分化を行う。2 回の微分により、得られた加速度脈波から、その成分である a 波、b 波を検出し、b/a、Tr-a を算出する。さらに心電図のピーク値 R から心拍数を算出し、各パラメータをテキスト形式にて保存する。尚、本法は心電図の R 波を基準点に時間軸を揃え測定を行い、各パラメータはリアルタイムにて算出される。

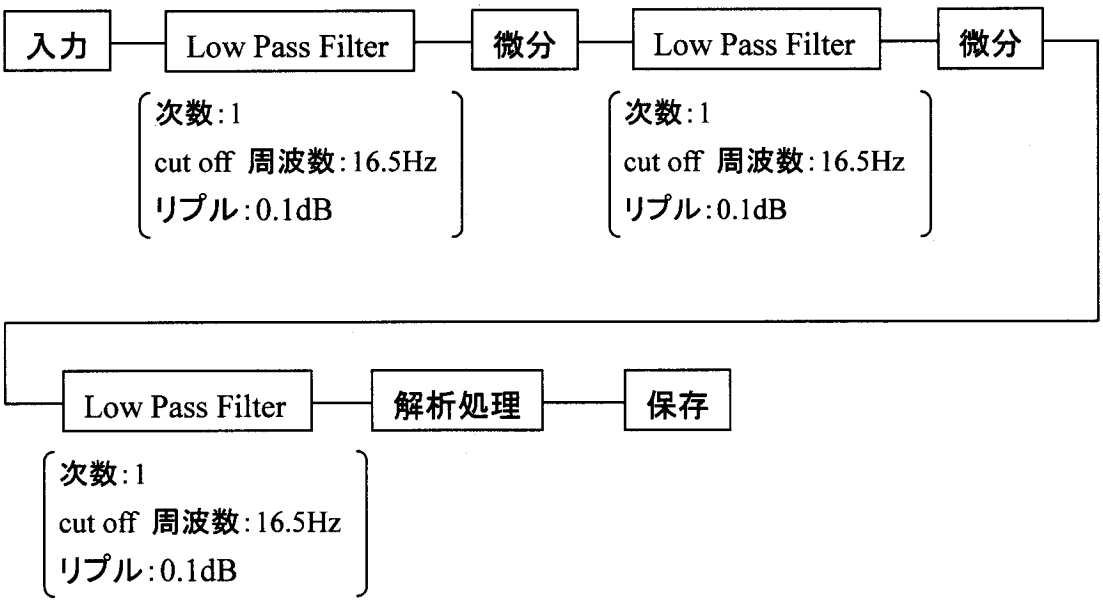


Fig.5-3　LabVIEW による解析処理のブロック図

5-5　安静状態における測定結果

Fig.5-4 に安静時の前頭部における測定結果として得られた各波形、及び微分過程を示す。図の点は自動検出された値を示しており、R 波、a 波、b 波共に目視と変わらずピーク値を検出している事が確認できる。また前節で提案した Tr-a については、図より a 波の時間は脈波の立ち上がりと近い値を示しており、脈波伝播速度と関連していると考えられる。

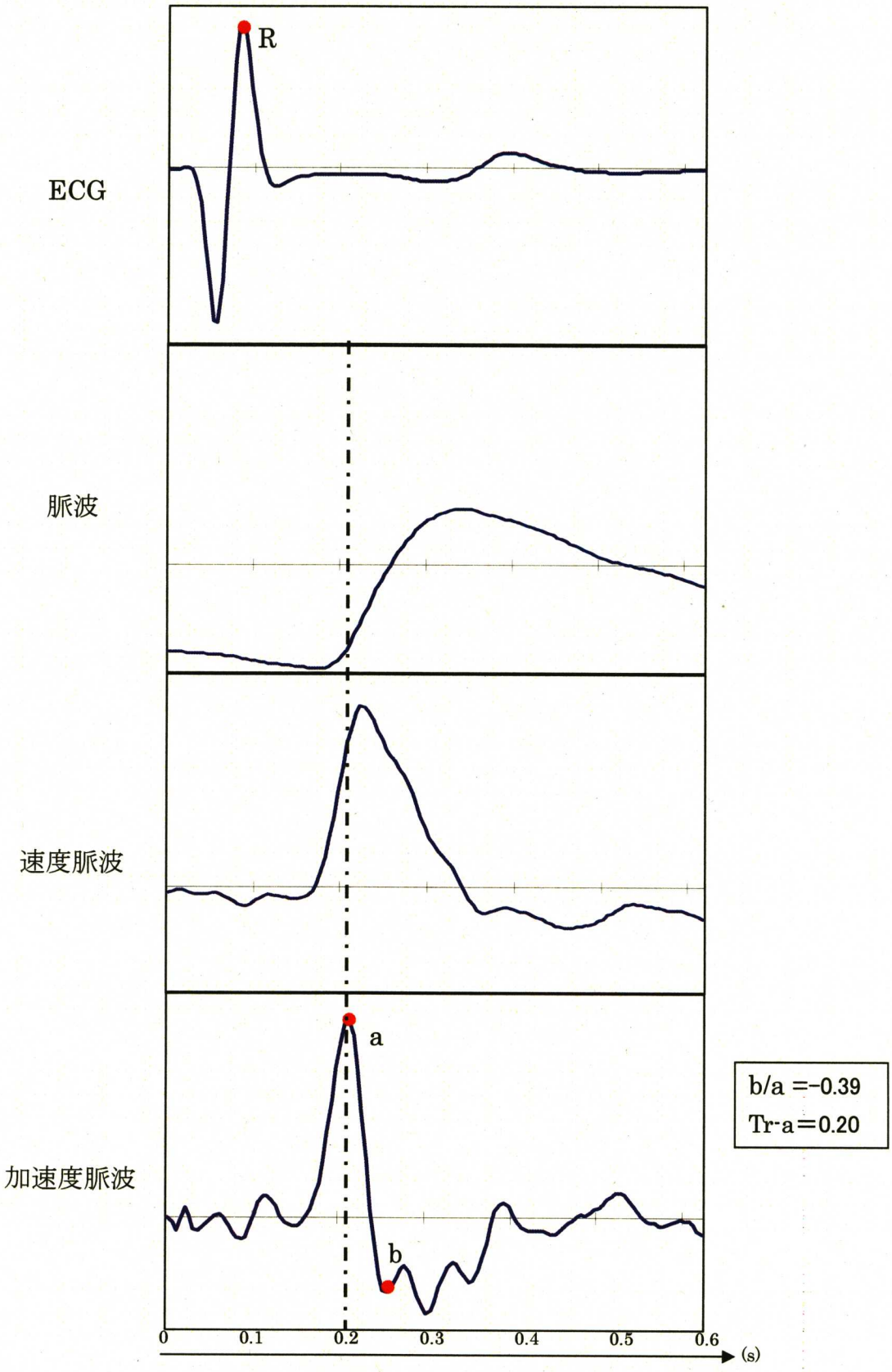


Fig.5-4　自動算出による安静時の脈波解析の結果

5-6　Tr-a 解析実験

5-6-1　はじめに

前節で示した安静時の脈波波形、加速度脈波波形から Tr-a の値が脈波伝播速度を反映している可能性があることを示した。そこで本実験では頭部に比べ、脈波検出が容易である前腕部において、心臓からの距離が異なる 2 箇所の脈波を同時に測定することにより、Tr-a と脈波伝播速度との関連性について調べた。

5-6-2　測定方法

前腕部において、心臓からの距離が異なる 2 箇所の脈波を同時に検出し、加速度脈波に変換した。測定には、同条件にて作成した通常の電気インピーダンス法による脈波検出装置を使用した。また検出された脈波波形の微分変換には、LabVIEW を使用せず、計算処理と cut off 周波数：17.5Hz の L.P.F のみによる波形の微分を行った。Fig.5-5 に測定部位を示す。心臓からの距離が 8cm 異なる 2 箇所において、同条件にて作成された脈波検出回路 1、2 を通して脈波を出力する。検出された 2 箇所の脈波を加速度脈波に変換し、その成分である a 波の時間において比較を行った。尚、体動によるアーチファクトを軽減するため、被験者の腕部を椅子の肘掛に置き、半固定した状態にて測定を行った。

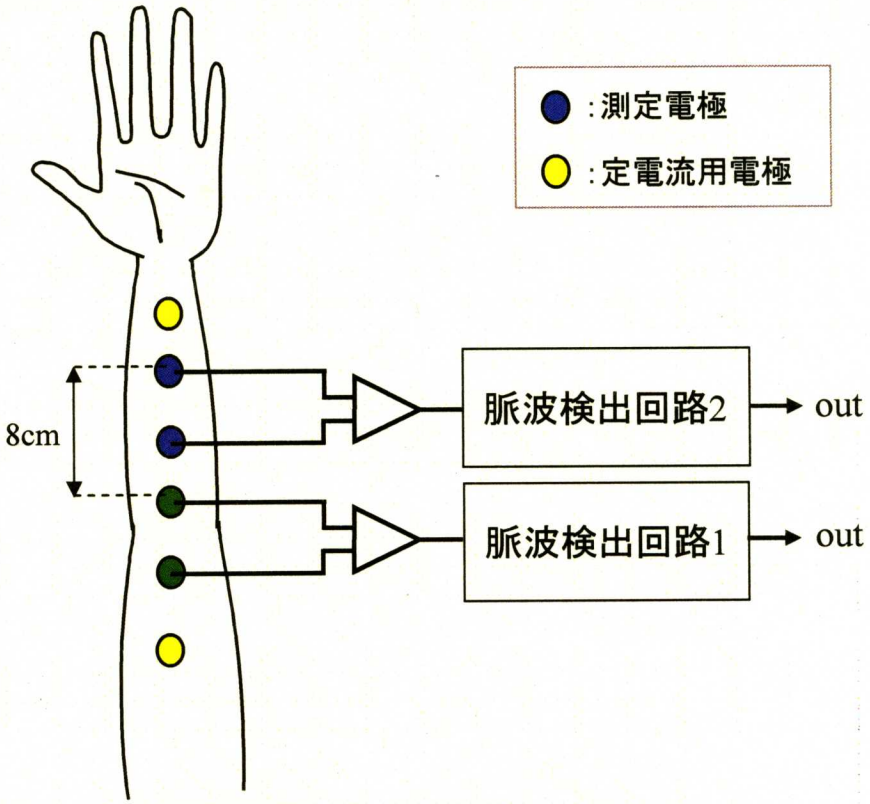


Fig.5-5　Tr-a 解析実験の測定部位

5-6-3　測定結果および考察

Fig.5-6 に同箇所において測定された各波形を示す。加速度脈波 1、2 においてa波の時間軸は重なっており、同様の波形が得られていることが確認できる。心臓からの距離が異なる 2 箇所において同時測定した結果を Fig.5-7 に示す。加速度脈波 1、2 においてa波の時間軸を比較すると、加速度脈波 1 の方が⊿T だけ進んでいることが確認できる。距離幅 0.08 (m)より、伝達速度を算出する。

$$\text{伝達速度} = \frac{0.080\ (\mathrm{m})}{0.011\ (\mathrm{s})} = 7.27 \quad (\mathrm{m/s})$$

一般に脈波伝播速度はおよそ 10m/s であると言われており、この結果と近い値を示している。以上の結果より Tr-a は、脈波伝播速度を反映していると考えられる。

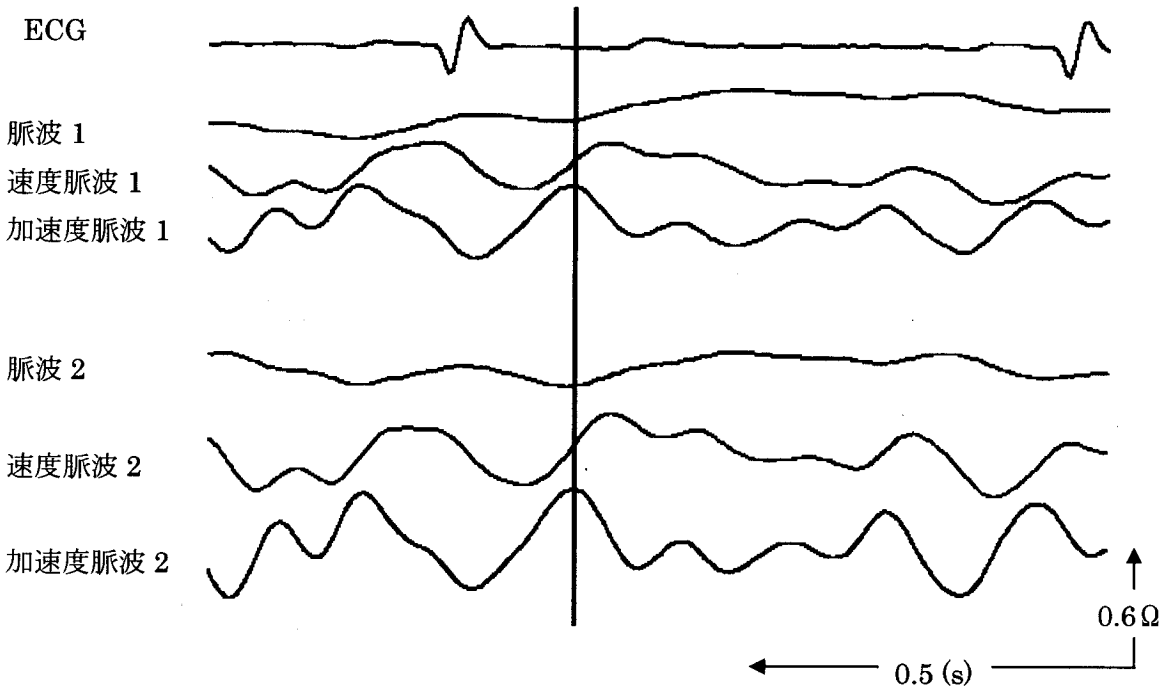


Fig.5-6　同箇所における測定結果

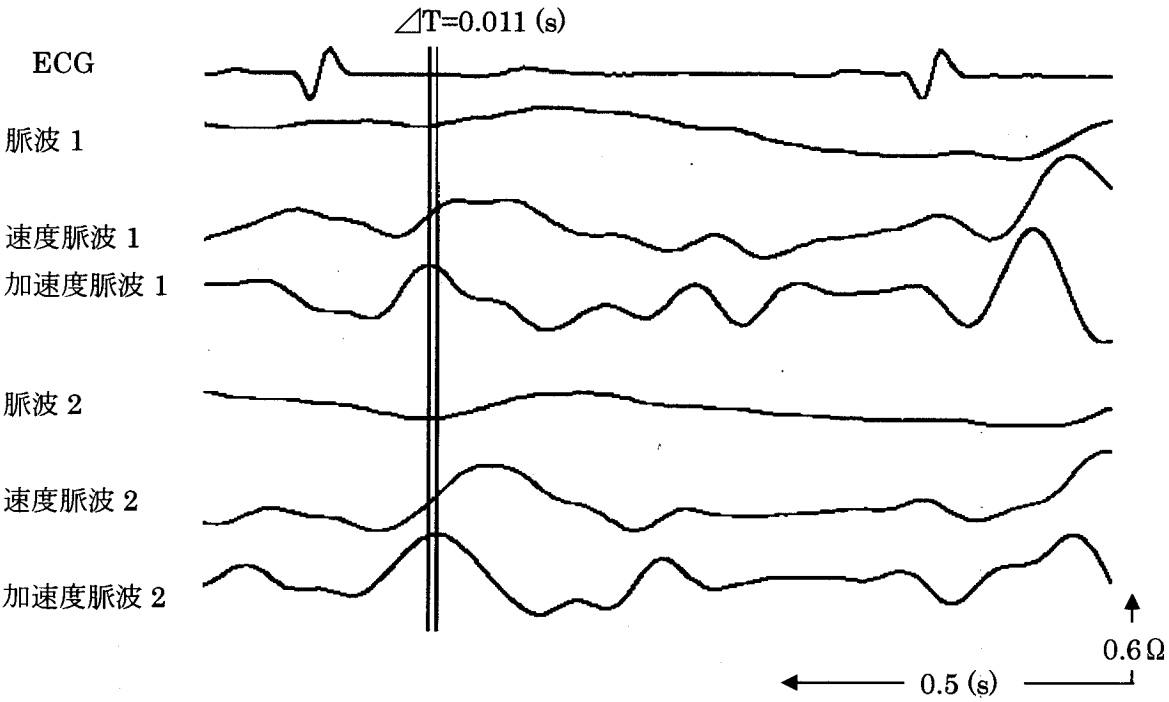


Fig.5-7　2 箇所における測定結果

5-7　喫煙実験

5-7-1　喫煙と脳循環動態

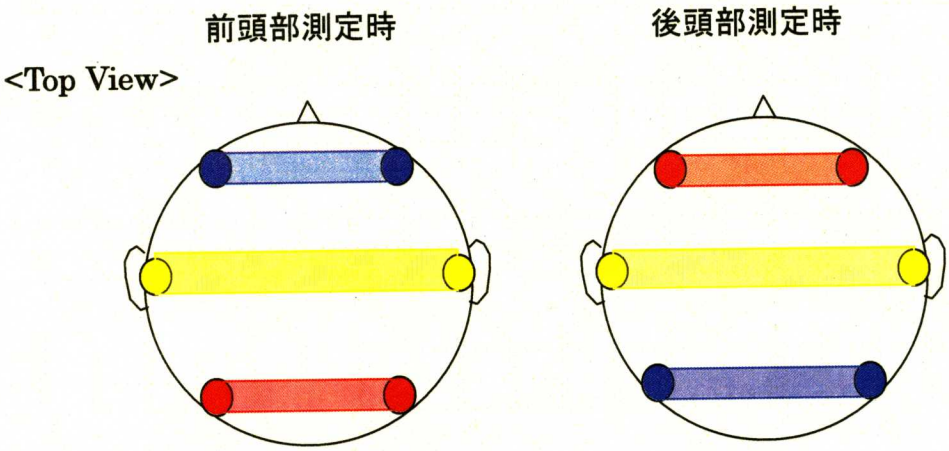
喫煙による脳循環系への影響は大きな問題となっている。喫煙による鎮静効果や、覚醒効果があることは広く知られている。このことから、喫煙は短期的には中枢神経に影響を及ぼしていると考えられる。また長期喫煙では動脈硬化性疾患との関連が報告されている。喫煙と脳血管障害の関係については、広く研究されており、様々な報告がされているが、一定の結論は得られていない。喫煙と脳循環の関係について検討する場合、喫煙の脳血管そのものに対する影響、急性効果と慢性効果、脳代謝への影響など多くの因子を考慮にいれる必要がある。[10] 本研究では、喫煙による脳血管系への短期的影響について調べた。

5-7-2　測定方法

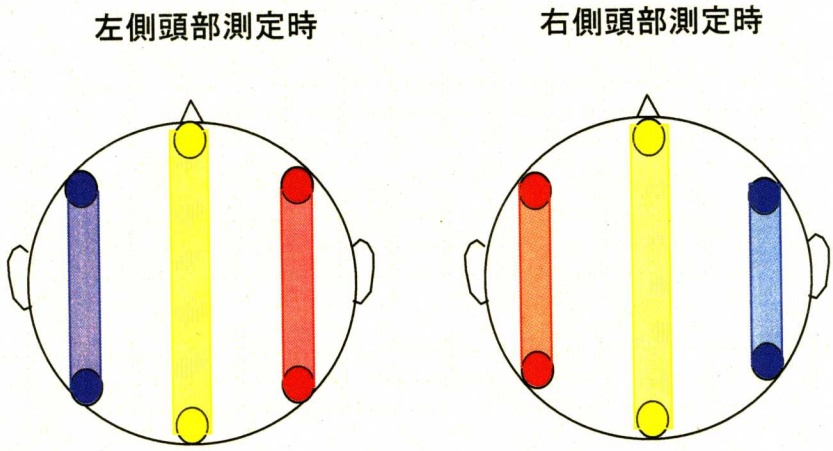
喫煙時における頭部の加速度脈波および心電図、呼吸回数の同時測定を行った。Fig.5-8(a)、(c)に測定部位を示す。図のように前頭部、後頭部、前腕部にて脈波検出を行い、それぞれ同時測定を行った。前腕部の脈波測定については、通常の電気インピーダンス法にて行った。また、呼吸回数のモニタリングを目視にて行った。着用している衣服の胸の動きに着目し、息を吸いきった時点をチェックポイントとして60秒間に何回の呼吸が行われたかを測定した。

測定条件として、喫煙常用者に対し6時間以上の禁煙の後、およそ1分間の喫煙を行った。煙草は、タール：5mｇ/本、ニコチン：0.4mｇ/本のものを使用した。喫煙中は体動によるアーチファクトの影響から測定困難であるため、記録は喫煙終了後から始めた。

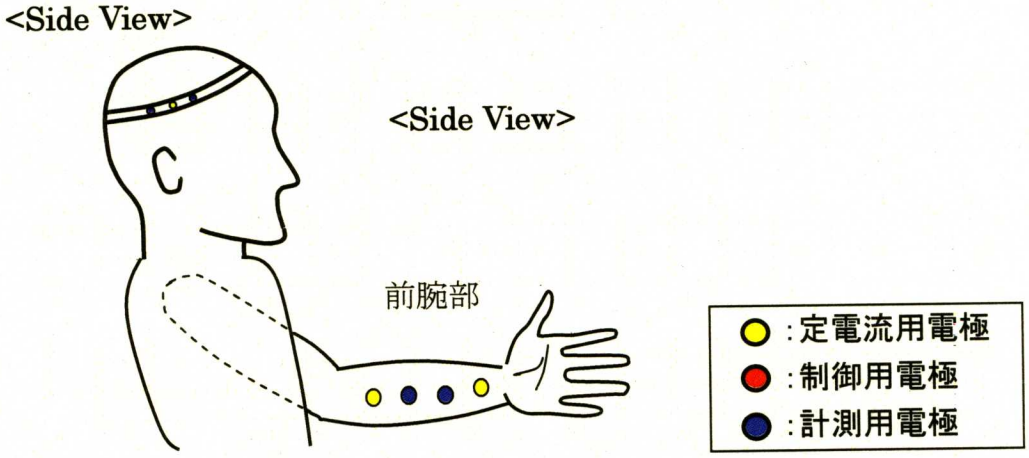
次に、同方法を用いて、測定用のバンドの位置を変えることで、左側頭部、右側頭部、前腕部の脈波の同時測定を行った。Fig.5-8(b)、(c)に測定部位を示す。また、心電図及び呼吸回数も同時に測定を行った。呼吸回数においては、目視と第4章の呼吸モニタリング装置を用いて同時測定を行った。



(a)前・後頭部の測定部位



(b)左・右側頭部の測定部位



(c)前腕部の測定部位

Fig.5-8　喫煙実験時における測定部位

5-7-3　測定結果

50 代の男性被験者 1 名において測定された心拍数、呼吸回数、及び前頭部、後頭部、前腕部における b/a、Tr-a 変化を Fig.5-9～Fig.5-12 にそれぞれ示す。同条件の下、それぞれ別の日に測定し、各点において n=60 として平均値を記した。

Fig.5-9、5-10 に示した加速度脈波の解析結果については、各部位の喫煙終了時にかけて各々の変化を捕らえることができた。Fig.5-9 に示す Tr-a 変化において、後頭部は増加する傾向が見られ、前腕部は喫煙終了時に減少する傾向が見られた。Fig.5-10 に示す b/a において、後頭部は減少する傾向が見られ、前腕部では喫煙終了時に増加する傾向が見られた。一方、前頭部の Tr-a、b/a においては、顕著な結果は得られなかった。

Fig.5-11 において心拍数は、喫煙終了時では安静時と比べ増加しており、時間経過と共に徐々に安静時の値へと戻っている。

Fig.5-12 に示す呼吸回数の変化も同様に、喫煙終了時では急激に増加しており、5～10 分後には、ほぼ安静時の値へと戻っていることが確認できる。

次に、50 代の男性被験者 1 名において測定された心拍数、呼吸回数、及び左側頭部、右側頭部、前腕部における b/a、Tr-a 変化を Fig.5-13～Fig.5-16 にそれぞれ示す。同条件の下、それぞれ別の日に測定し、各点において n=60 として平均値を記した。

Fig.5-13、5-14 に示した加速度脈波の解析結果については、各部位の喫煙終了時にかけて各々の変化を捕らえることができた。Fig.5-13 に示す Tr-a において、左・右側頭部、前腕部は喫煙終了時に減少する傾向が見られた。Fig.5-14 に示す b/a においては、左側頭部、前腕部では喫煙終了時に増加する傾向が見られ、右側頭部ではあまり変化はしない、または微少に増加する傾向が見られた。

Fig.5-15 においての心拍数は、Fig.5-11 に示す変化と同様に喫煙終了時では安静時と比べ増加しており、時間経過と共に徐々に安静時の値へと戻っている傾向が見られた。

Fig.5-16 に示す呼吸回数の変化も Fig.5-12 に示す変化と同様に、喫煙終了時では急激に増加しており、5～10 分後には、ほぼ安静時の値へと戻っていることが確認できる。また、Fig.5-16(b)に示す呼吸のモニタリングの試作装置を用いての結果も Fig.5-12、Fig.5-16(a)と同様の変化が得られた。

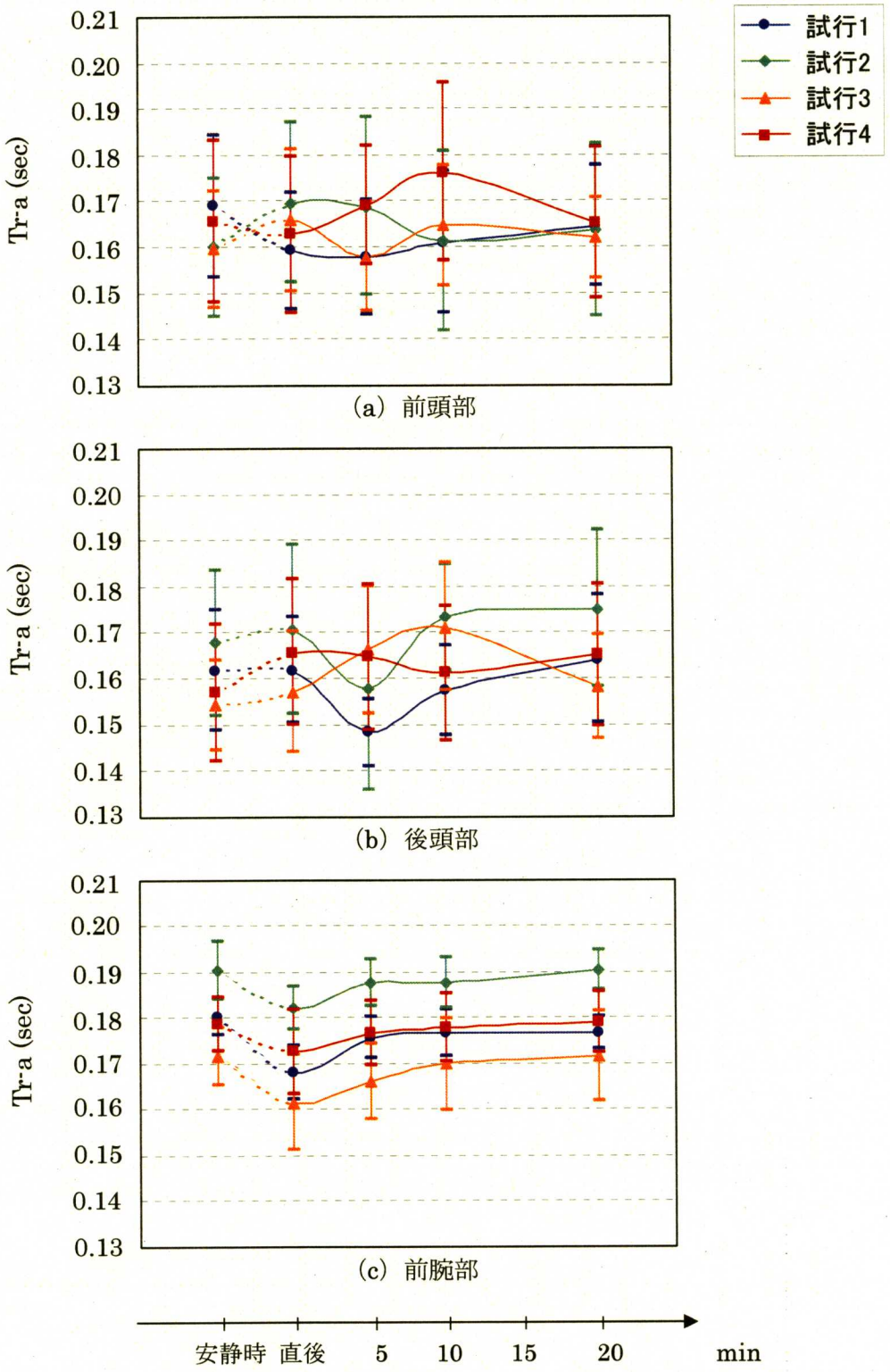


Fig.5-9　喫煙による Tr-a 変化(前・後頭部、前腕部の同時測定)

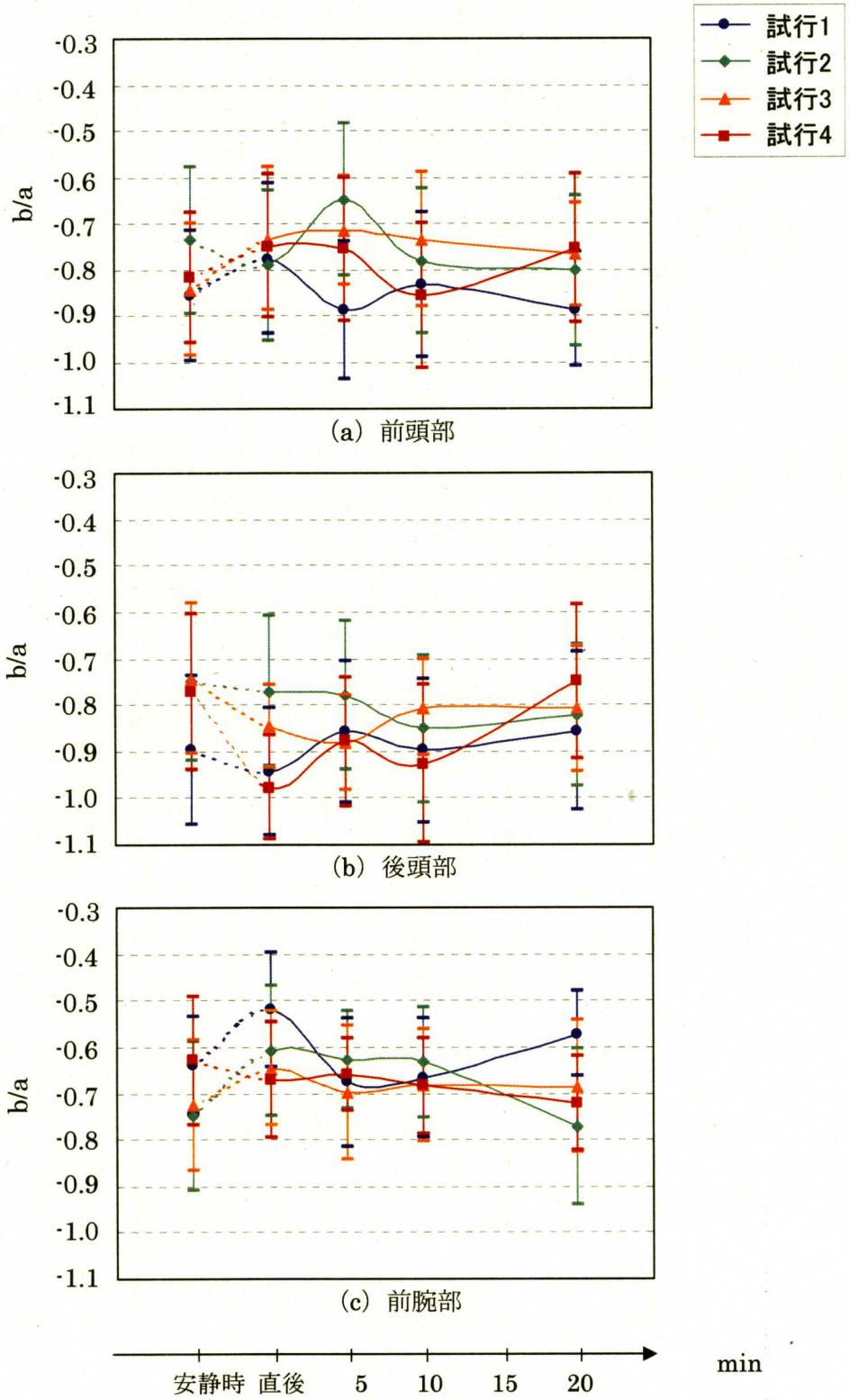


Fig.5-10　喫煙による b/a 変化(前・後頭部、前腕部の同時測定)

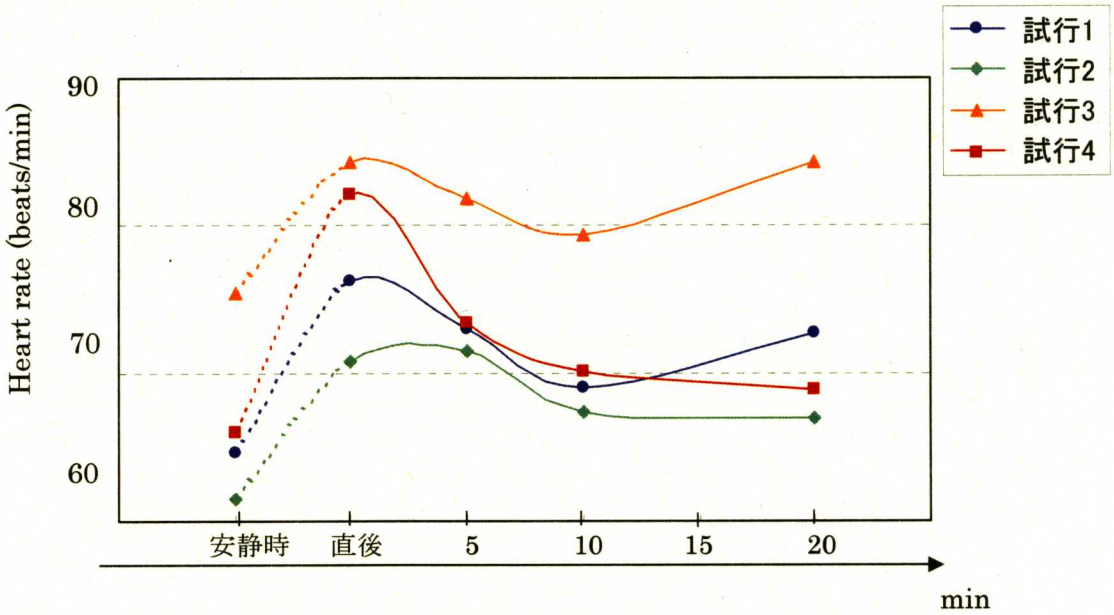


Fig.5-11　喫煙による心拍数変化(前・後頭部、前腕部の同時測定)

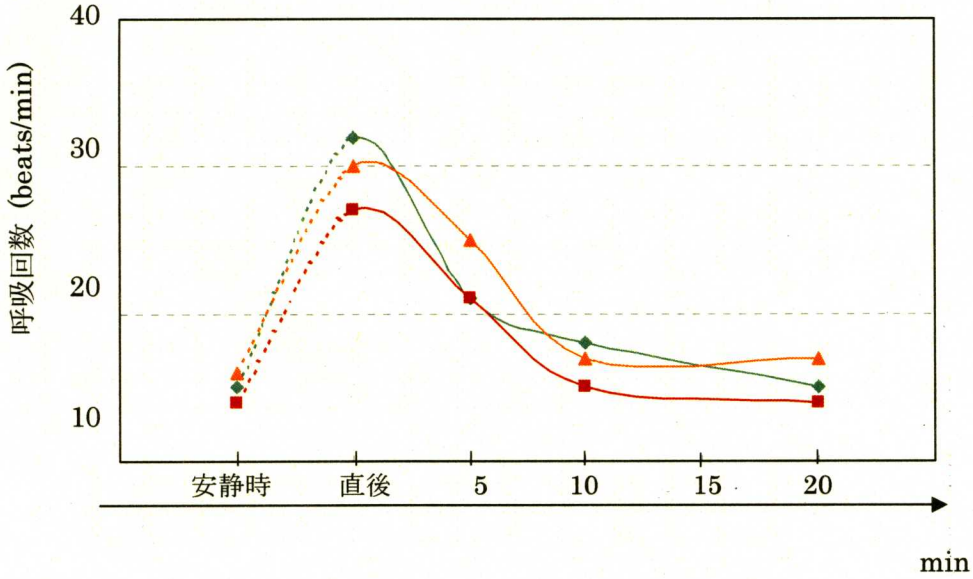


Fig.5-12　喫煙による呼吸回数の変化(前・後頭部、前腕部の同時測定)

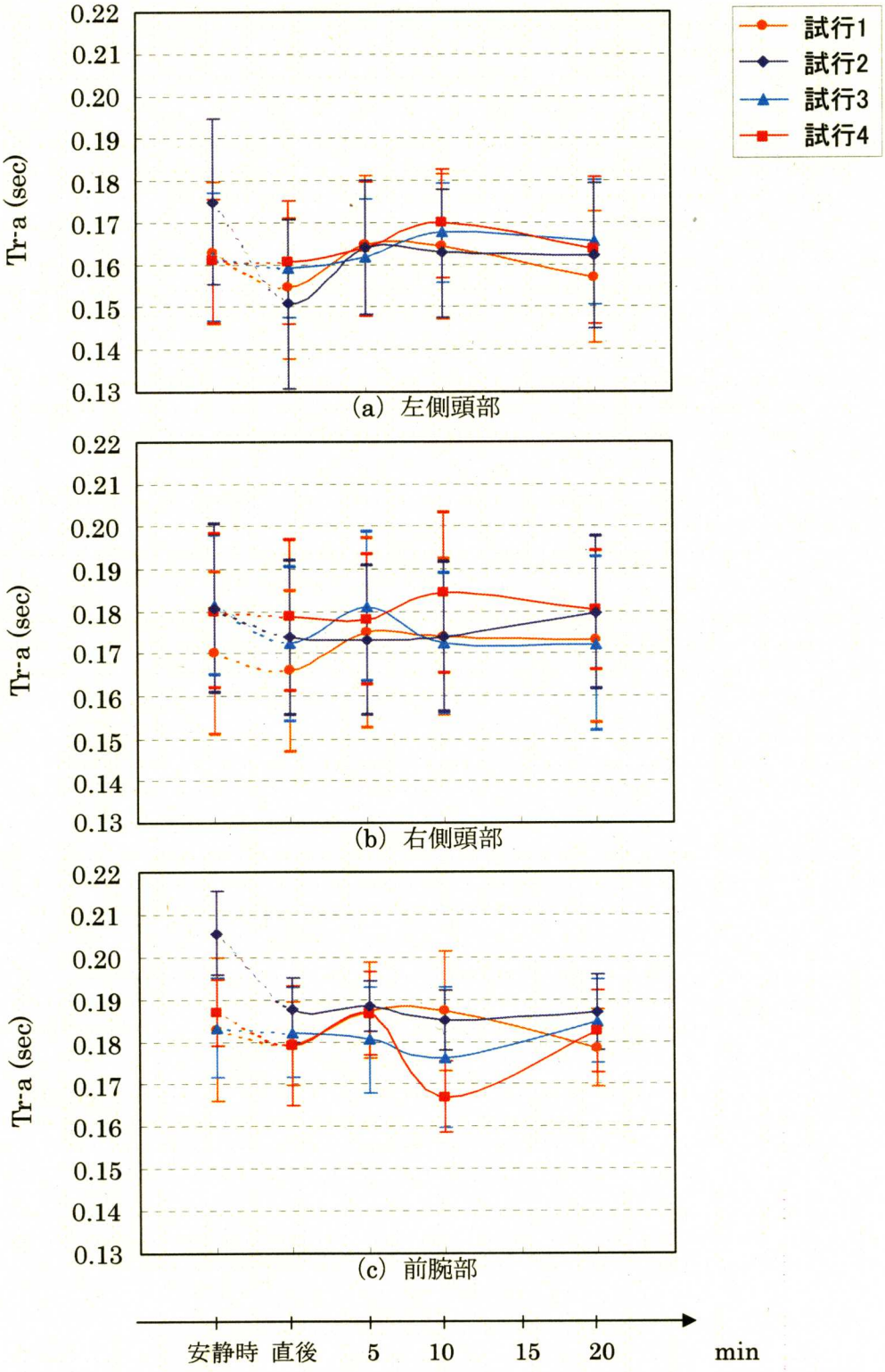


Fig.5-13　喫煙による Tr-a 変化(左・右側頭部、前腕部の同時測定)

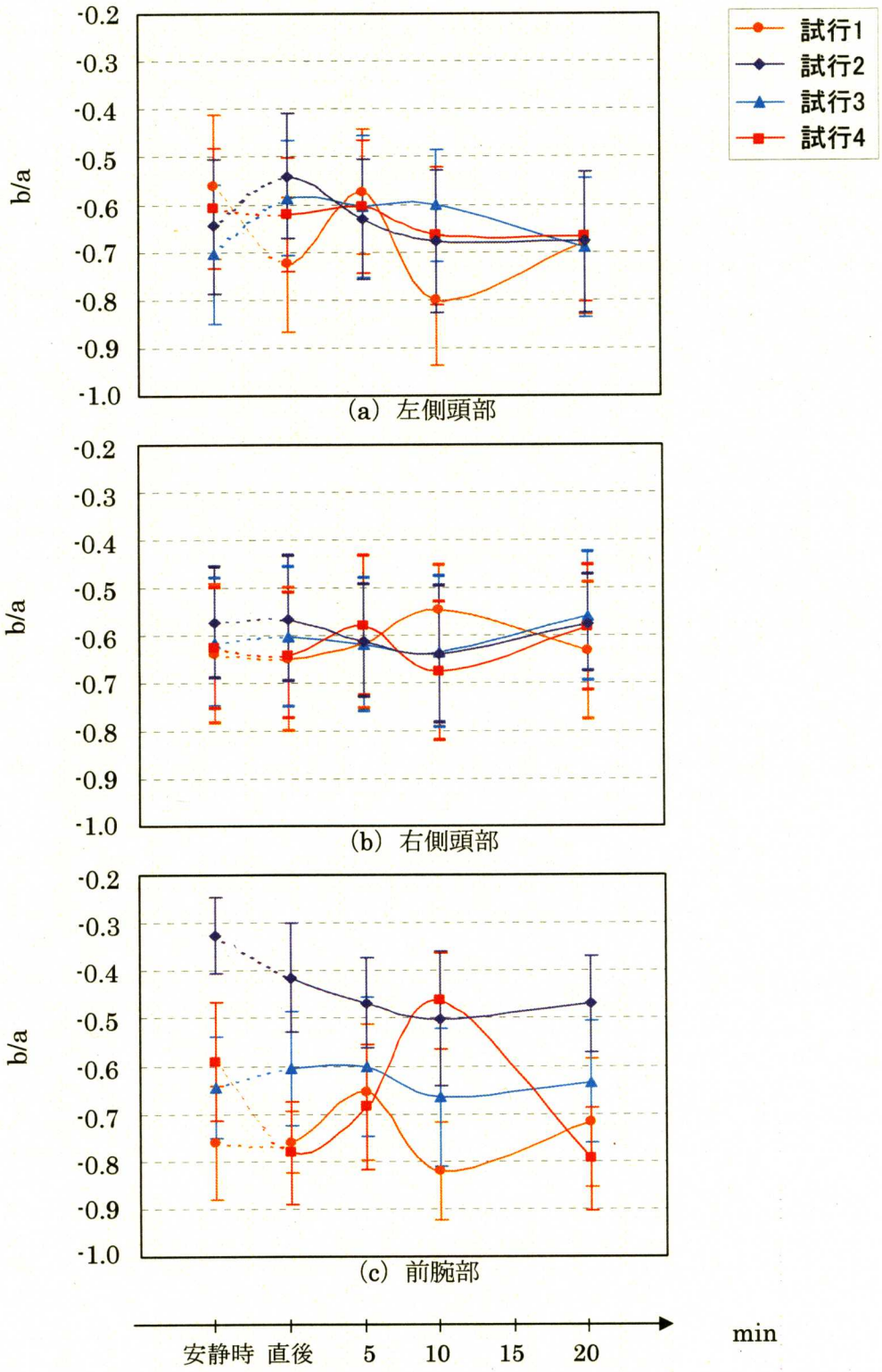


Fig.5-14　喫煙による b/a 変化(左・右側頭部、前腕部の同時測定)

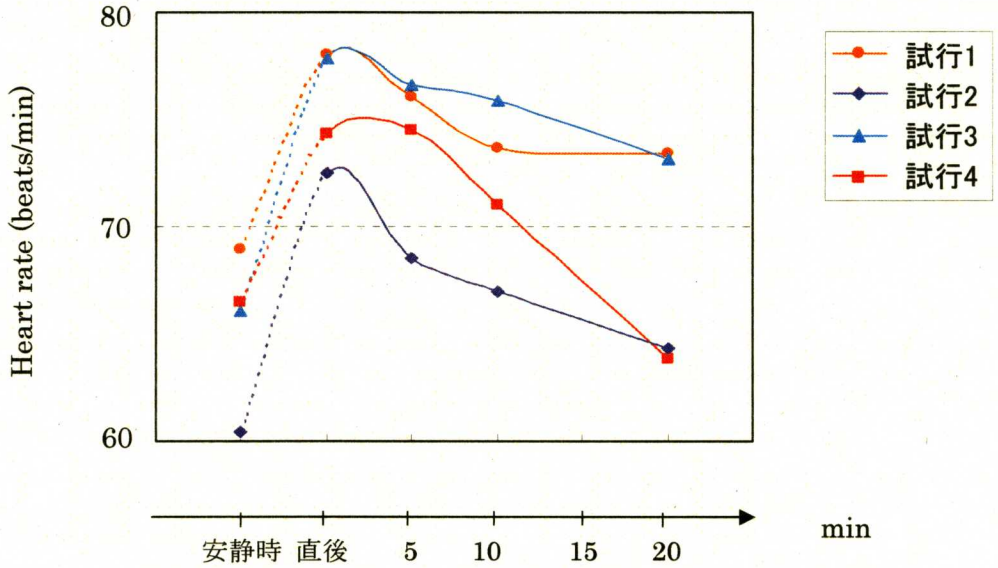


Fig.5-15　喫煙による心拍数変化(左・右側頭部、前腕部の同時測定)

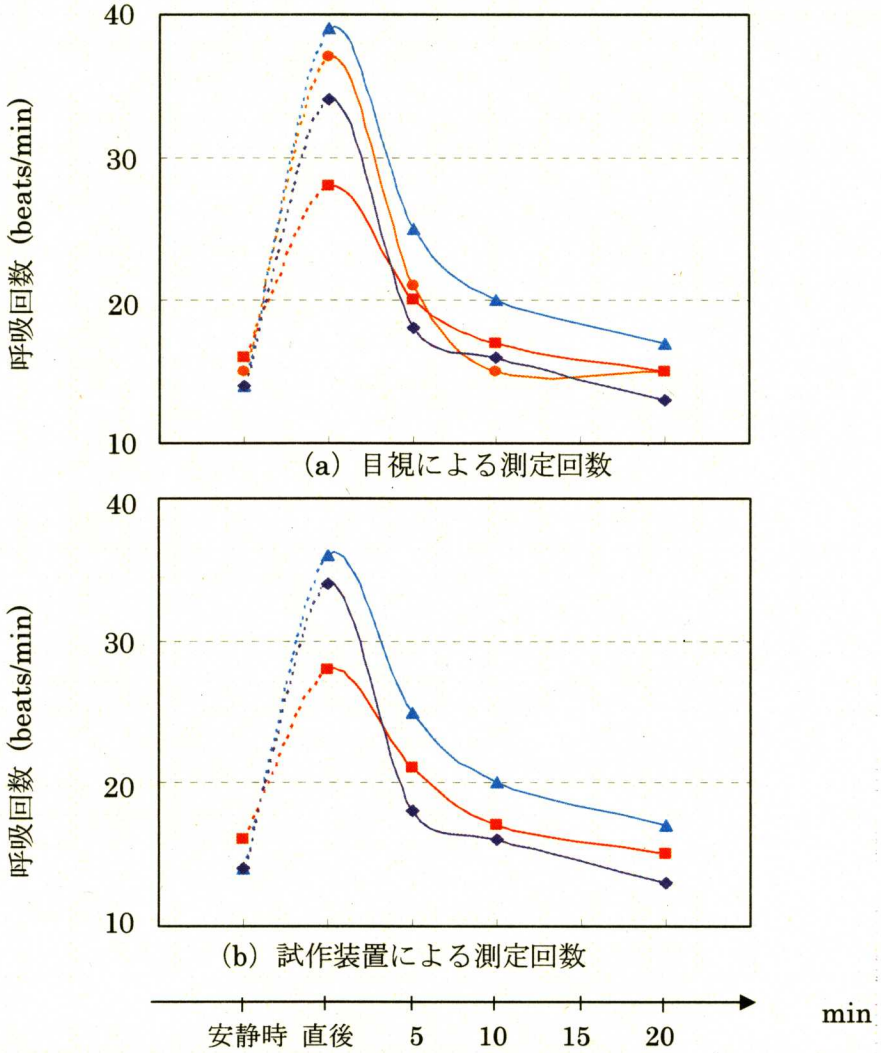


Fig.5-16　喫煙による呼吸回数の変化(左・右側頭部、前腕部の同時測定)

5-7-4　喫煙実験二本目の測定方法

5-7-2、5-7-3 節の喫煙実験の各部における短期的影響が残留しているかを調べるため、喫煙実験終了後、改めて、煙草一本の喫煙を行い、頭部の加速度脈波および心電図、呼吸回数の同時測定を行った。測定部位は前頭部、後頭部、前腕部で Fig.5-8(a)、(c)に示す。

同時に、心拍数、呼吸変化も測定した。

前腕部の脈波測定は、通常の電気インピーダンス法を用い、呼吸回数のモニタリングは目視にて行った。

5-7-5　喫煙実験二本目の測定結果

50 代の男性被験者 1 名において測定された心拍数、呼吸回数、及び前頭部、後頭部、前腕部における b/a、Tr-a 変化を Fig.5-17～Fig.5-20 にそれぞれ示す。同条件の下、それぞれ別の日に測定し、各点において n=60 として平均値を記した。

加速度脈波の解析結果については、Fig.5-17 に示す Tr-a では、喫煙実験終了後から二本目の喫煙を行うことで、前頭部においては増加、後頭部においては減少する傾向が見られた。前腕部においては、あまり変化はしない、または減少する傾向が見られた。Fig.5-18 に示す b/a の変化では、喫煙実験終了後から二本目の喫煙を行うことで、前頭部、後頭部、前腕部のどの部分においても減少する傾向が見られた。しかし、Tr-a、b/a のいずれにおいても、喫煙実験の結果と比べると、二本目の喫煙を行った直後には上記に述べた変化は見られるが、全体的な時間経過における変化はあまり見られなかった。

Fig.5-19 において心拍数は、喫煙実験終了後から二本目の喫煙時の変化、その後の時間変化においてあまり変化はしていなかった。

Fig.5-20 に示す呼吸回数の変化は、喫煙実験終了後から二本目の喫煙時にかけて増加し、5～10 分後には、ほぼ安静時の値へと戻っていることが確認できた。しかし、前節の喫煙実験の結果と比べて、喫煙による呼吸回数の増加幅は小さかった。

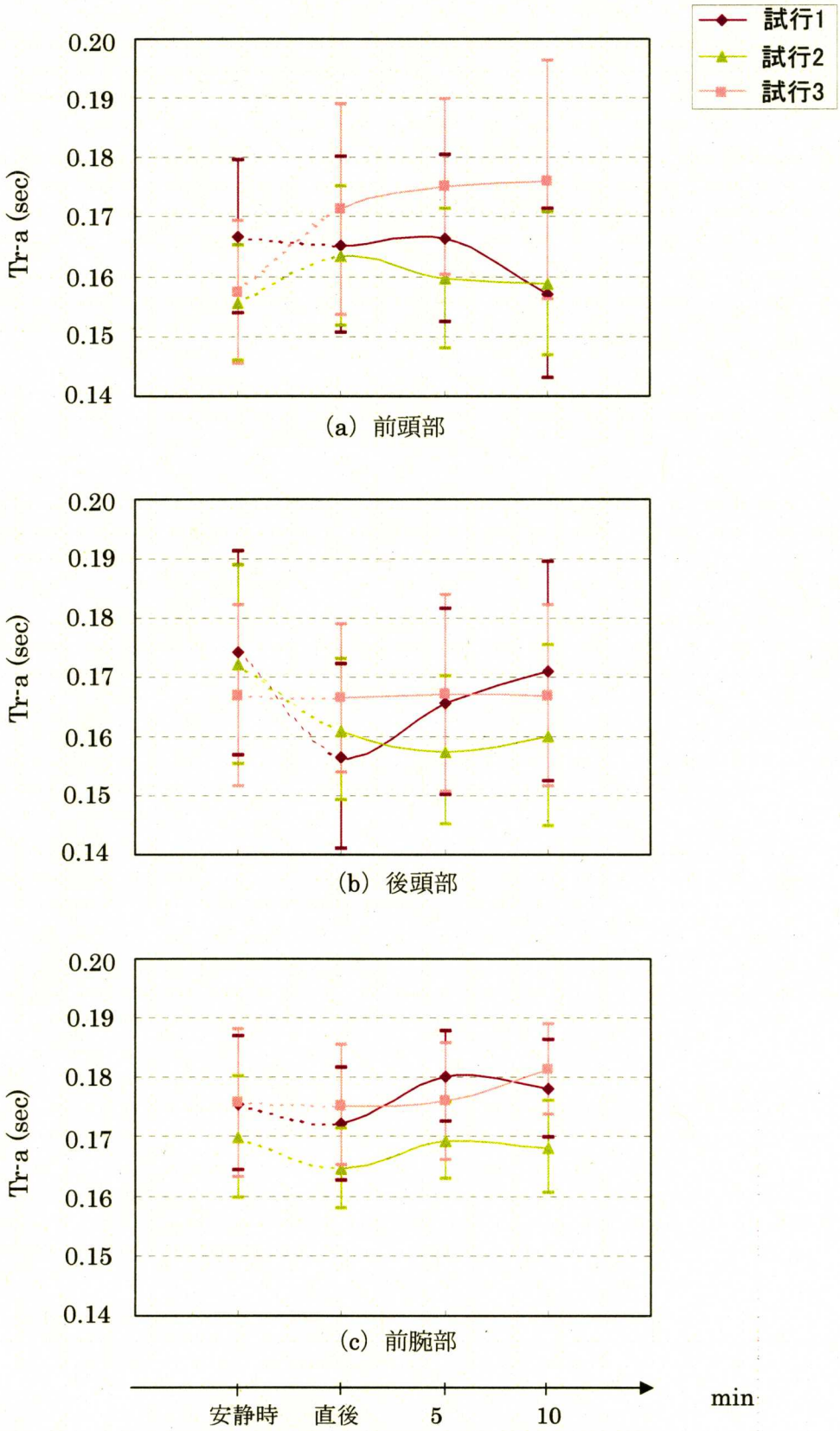


Fig.5-17　喫煙二本目による Tr-a 変化

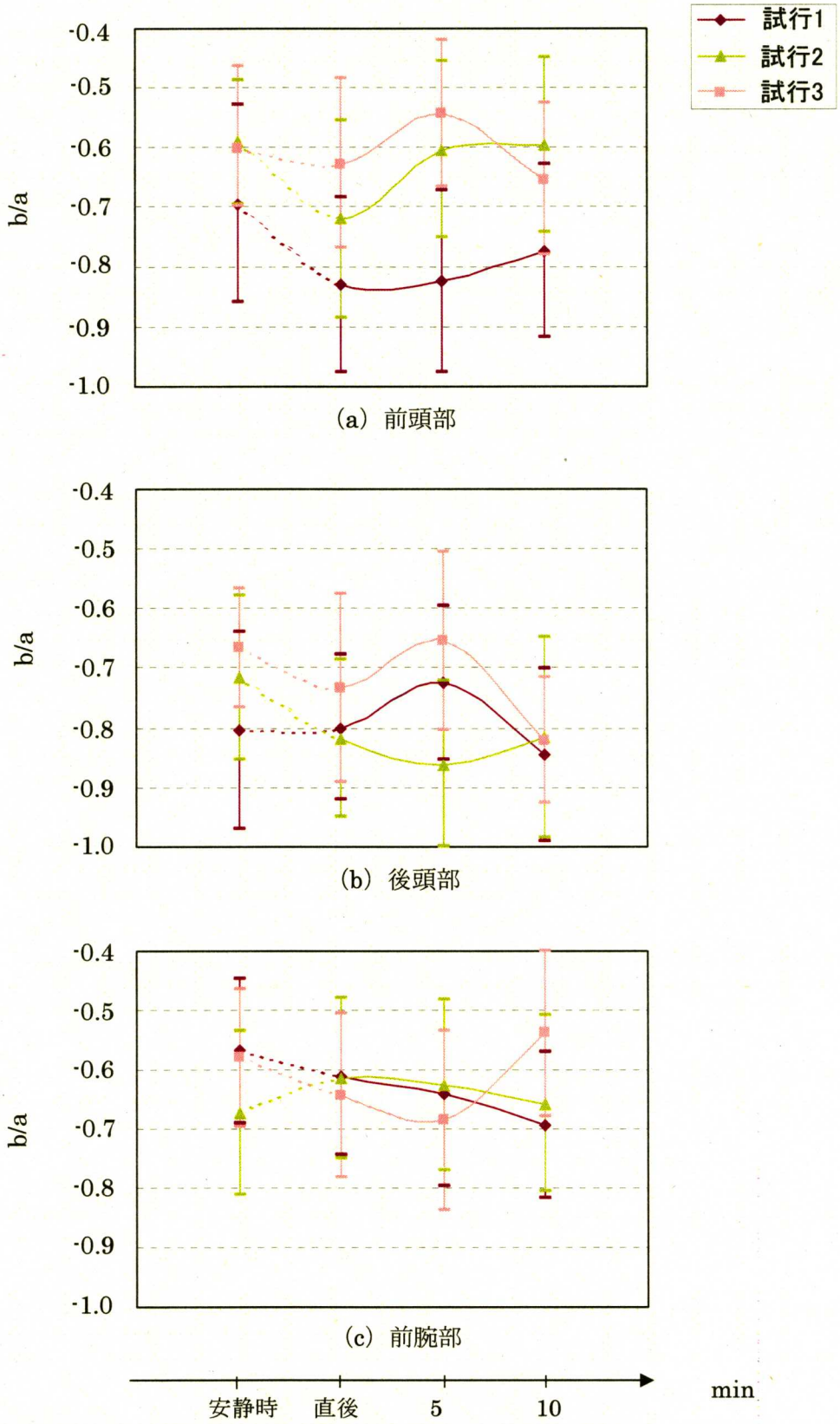


Fig.5-18　喫煙二本目による b/a 変化

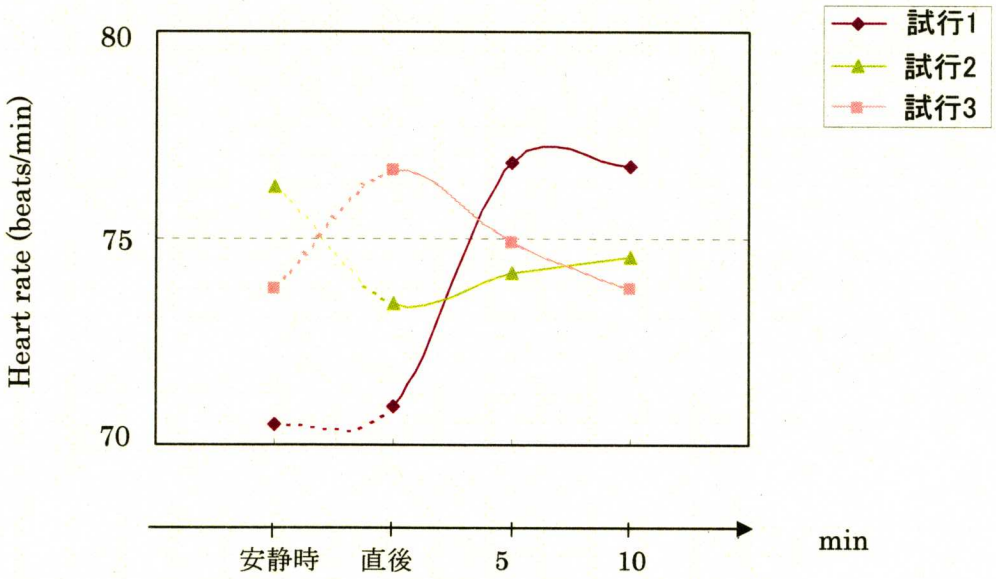


Fig.5-19　喫煙二本目による心拍数変化

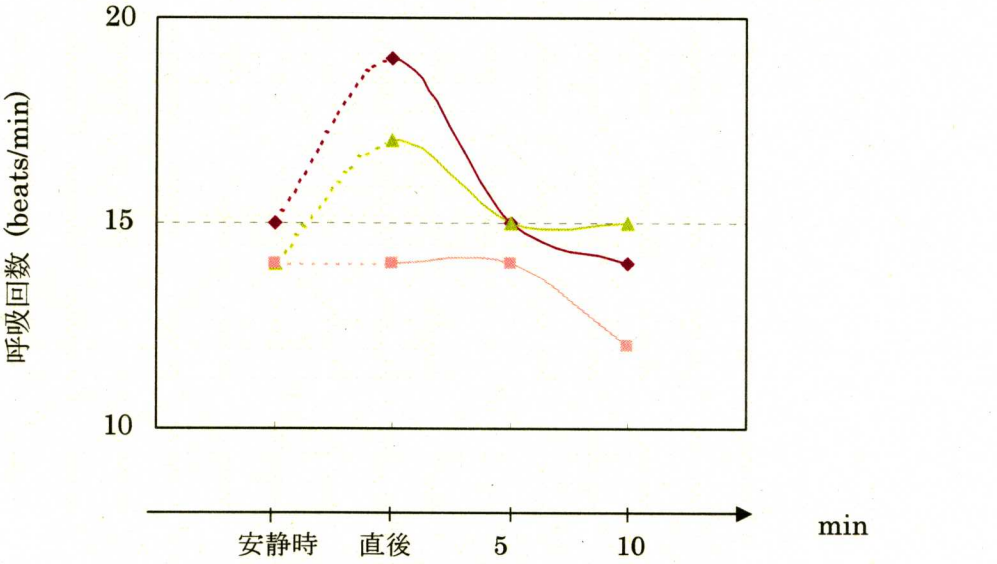


Fig.5-20　喫煙二本目による呼吸回数の変化

5-7-6　息止め喫煙実験の測定方法

5-7-2、5-7-3 節の喫煙実験において前頭部における短期的影響が不明瞭だったため、より明確な傾向を調べるため、喫煙実験における煙草一本の喫煙を行う上で、その喫煙の前後に息止めをし、頭部の加速度脈波および心電図、呼吸回数の同時測定を行った。測定部位は前頭部、後頭部、前腕部で Fig.5-8(a)、(c)に示す。

喫煙の前後に息止めを行うことで、酸素の供給を断ち、喫煙による血管への影響変化をより正確にとらえられるのではと考え、試みた。

同時に、心拍数、呼吸回数も測定した。呼吸回数は目視と、呼吸モニタリング装置用いて同時測定を行った。目視は着用している衣服の胸の動きに着目し、息を吸いきった時点をチェックポイントとして60秒間に何回の呼吸が行われたかを測定した。呼吸モニタリング装置は、第 4 章に詳細を掲載する。

5-7-7　息止め喫煙実験の測定結果

50 代の男性被験者 1 名において測定された心拍数、呼吸回数、及び前頭部、後頭部、前腕部における b/a、Tr-a 変化を Fig.5-21～Fig.5-24 にそれぞれ示す。同条件の下、それぞれ別の日に測定し、各点において n=60 として平均値を記した。

加速度脈波の解析結果については、Fig.5-21 に示す Tr-a では、安静時から喫煙後の息止めにおいて、前頭部ではあまり変化はしない。後頭部では増加、前腕部では減少する傾向が見られた。また、Fig.5-22 に示す b/a では、前頭部ではあまり変化しない、後頭部では減少、前腕部では増加する傾向が見られた。

Fig.5-23 において心拍数は、安静時から喫煙後の息止めにおいて増加し、時間経過と共に徐々に安静時の値へと戻っている。ただ、この測定においては喫煙の前後に息止めを行っているので、心拍数の増加は 5-7-3 節の喫煙実験の結果より大きくなっている。

Fig.5-24 に示す呼吸回数の変化も同様に、喫煙終了時では急激に増加しており、5～10 分後には、ほぼ安静時の値へと戻っていることが確認できる。

また、Fig.5-24(a)、(b)に示す目視と試作装置における呼吸回数の変化を比べると、ほとんど同じ回数、同じ変化を捉えられていることが確認できた。

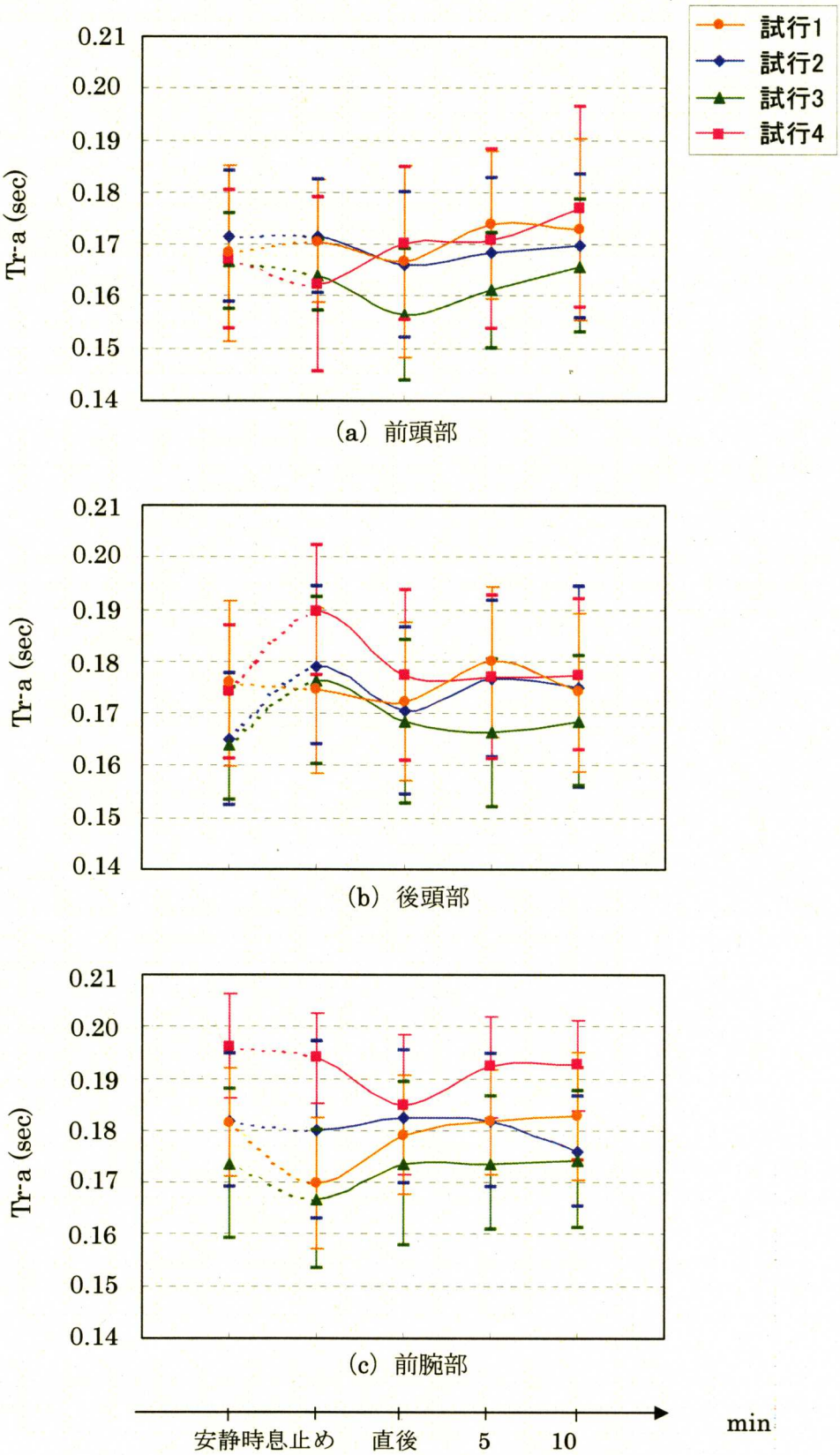


Fig.5-21　息止め喫煙実験の Tr-a 変化

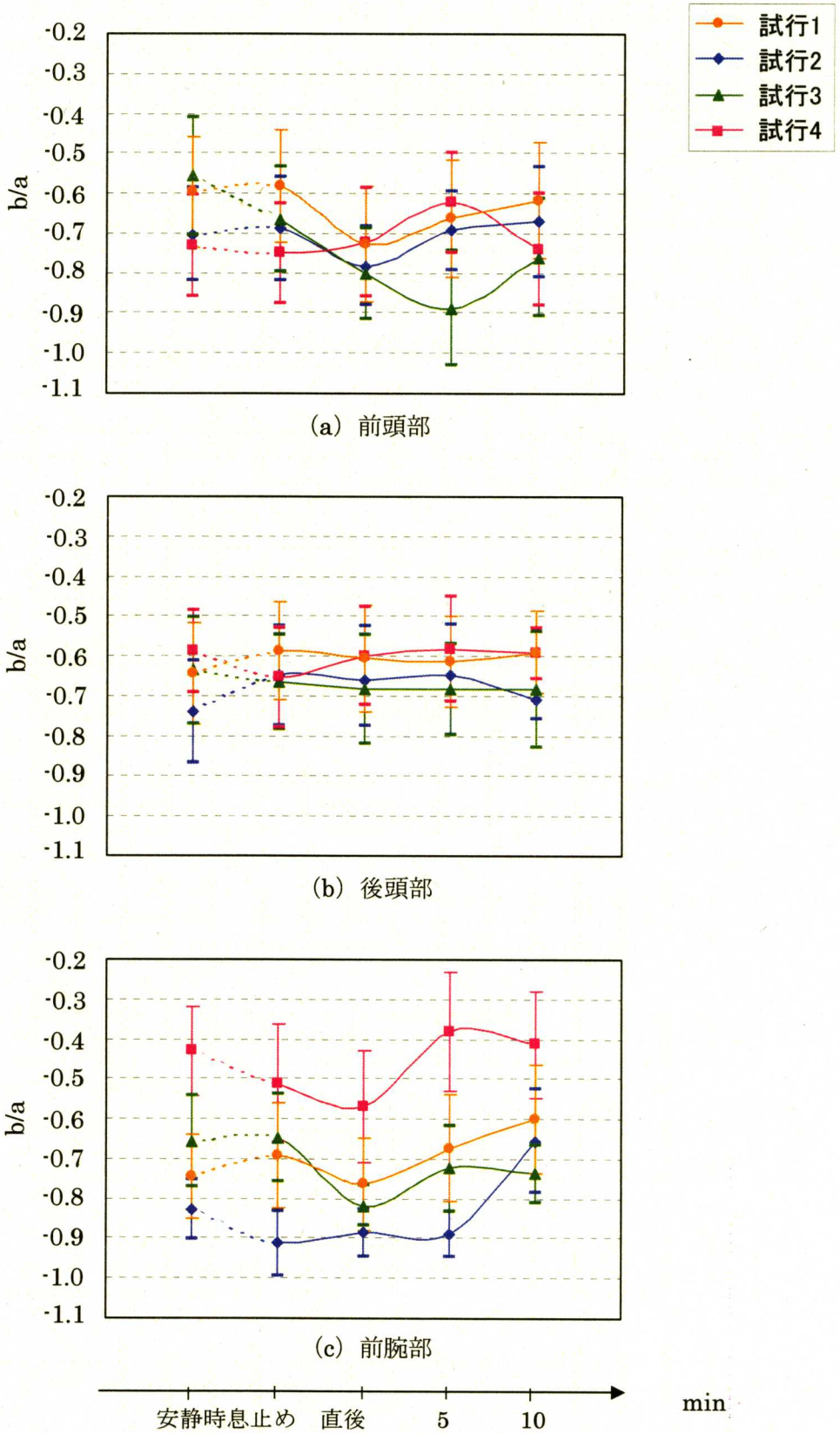


Fig.5-22　息止め喫煙実験の b/a 変化

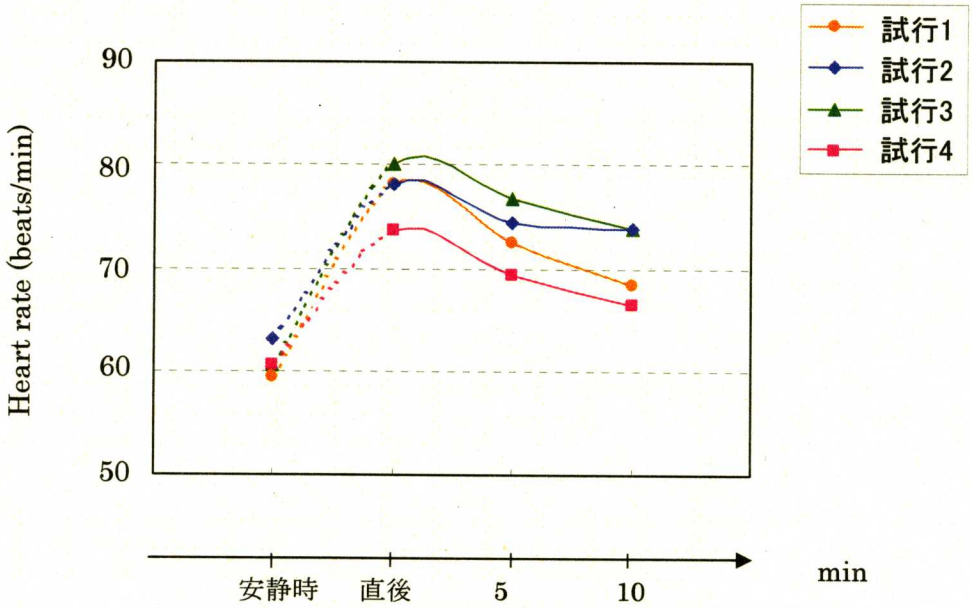


Fig.5-23　息止め喫煙実験の心拍数変化

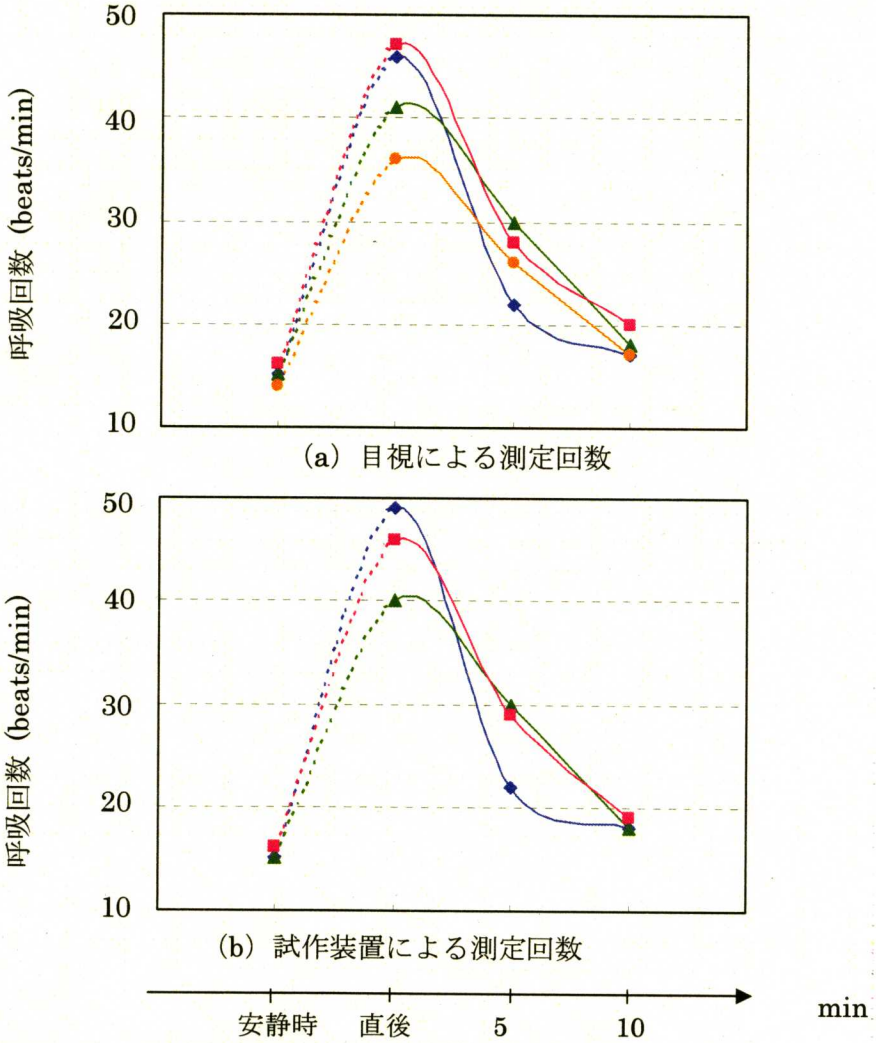


Fig.5-24　息止め喫煙実験の呼吸回数の変化

5-7-8　考察

各々の実験の喫煙終了時に後頭部、左側頭部、右側頭部、前腕部の Tr-a、b/a において、再現性のある変化が見られた。

心拍数は、一般に報告されているように 10%以上の増加が見られた。また、呼吸回数も急激に増加した。これは、煙草煙中に含まれる一酸化炭素が血中のヘモグロミンと強力に結合することによって動脈血の酸素欠乏状態となるため生じると考えられる。[11)]

前腕部の b/a は増加する傾向が見られたが、これは血管の伸展性の低下を意味している。そして、Tr-a では減少する傾向が見られ、血管の伸展性低下による脈波伝播速度の上昇に関連していると思われる。喫煙の心血管系への影響として、ニコチンによる交感神経への刺激や血中濃度の上昇から末梢血管の収縮、血圧上昇、心拍増加が報告されているが [11)]、この結果はこれと一致するものと考えられる。

また、脳内の血管情報を反映していると思われる前頭部、後頭部、左側頭部、右側頭部の加速度脈波解析の結果、各部位において異なった傾向が確認された。

前頭部においては、喫煙終了時の Tr-a、b/a において明確な変化は見られなかったことから、前頭部における喫煙による血管への影響は少ないと考えられる。

後頭部においては、Tr-a では増加する傾向が見られ、b/a では減少する傾向が見られた。これにより、血管の伸展性上昇、血管拡張、血液量増加、またこれに伴う脈波伝播速度の低下が起こっていると考えられる。一般にも、ニコチンによる局所的な脳内血流量の増加は報告されており、これと一致するものと考えられる。

左側頭部、右側頭部においては、b/a は増加する傾向が、Tr-a では減少する傾向が見られたことから、前腕部と同様に、血管の伸展性低下、脈波伝播速度の上昇が増加していると考えられる。

次に、喫煙実験終了後にさらにもう 1 度、喫煙を行った結果、前頭部、後頭部、前腕部の Tr-a 及び b/a が喫煙実験終了時から喫煙実験二本目の直後にかけて、多少それぞれの変化が見られたが、全体的には喫煙実験の結果の変化よりも少なかったことから、Tr-a 及び b/a が喫煙実験の 20 分後には安静時と同じ値に戻っていても、実際には、喫煙の要因による影響は残っていること考えられる。

そして、息止め喫煙実験を行うことで、各部分の喫煙による影響をより明確にしようと試みた。この実験の測定結果より、後頭部において、安静時から息止めにかけて Tr-a では増加、b/a では減少する傾向が見られた。前腕部においては、安静時から息止めにかけて Tr-a では減少、b/a では増加する傾向が見ら

れた。心拍数、呼吸変化においては、それぞれ安静時より急激に上昇しているのが確認された。そして、この測定結果からそれぞれの変化が喫煙実験の測定結果よりも明確に捉えることができたが、前頭部においては明確な変化は捉えられず、Tr-a、b/a はあまり変化しなかった。このことから、前頭部においては、喫煙による影響は被験者の思考など別の要因によって捉えることは難しいと思われる。

本実験の結果から、喫煙による短期的な影響として、前腕部と左・右側頭部における血管の伸展性低下、血管収縮が示唆された。また後頭部において、血管の伸展性上昇、血管拡張、血流量の増加が示唆された。これらから、前頭部、後頭部、左・右側頭部における局所的な影響差があると思われる。ニコチンによる覚醒作用は、報告されており、同時に脳内血流量増加が局所的に起こると報告されている。[10)]

また、b/a と Tr-a の同時解析により、Tr-a が血管系の情報を反映しており、脈波伝播速度と関連性があることが示唆された。

5-8　過呼吸に続く息止め状態における脈波測定

5-8-1　過呼吸状態

過呼吸状態とは、正しくは過呼吸症候群（hyperventilation syndrome)と呼ばれる、病気に伴う症状のことである。西洋医学的見解として呼吸循環系や血液の異常がなくても、中枢神経の病変によって呼吸中枢の興奮性が異常に高まった場合にも息切れを生じる。心身症の息切れは、発作的に呼吸の深さ、回数が増加し、二酸化炭素が体内から洗い出されて血液がアルカリ性となり、手足のしびれ、痙攣、失神発作まで起こす病気である。[12)]

今回の実験では、故意に呼吸の深さと回数を増加させ、過呼吸状態にする。被験者の故意によって行われる過呼吸状態では、極めてわずかに手の痺れを感じる程度である。

5-8-2　測定方法

喫煙実験と同様に過呼吸、息止め時における頭部の加速度脈波の同時測定を行った。測定部位は Fig.5-8(a)、(c)に示すように前頭部、後頭部、前腕部にて脈波検出を行い、それぞれ同時測定を行った。前腕部の脈波測定については、通常の電気インピーダンス法にて行った。測定は、あらかじめ被験者を安静・閉眼状態に保ち、その後、故意に呼吸の深さと回数を増加させ、過呼吸状態にする。40 秒の過呼吸状態の後、息止めを開始し、被験者本人が限界だと感じられる時点まで息止めを続ける。この状態の脈波を測定し、加速度脈波を用いて解析を行った。解析には、b/a 及び、Tr-a を用いた。

次に同様の方法を用いて、測定用のバンドの位置を変えることで、左側頭部、右側頭部、前腕部にて脈波検出を行い、それぞれ同時測定を行った。測定部位は Fig.5-8(b)、(c)に示す。

5-8-3　測定結果

50代の男性被験者1名において測定された前頭部、後頭部、前腕部における b/a、Tr-a 変化を Fig.5-25～Fig.5-27 にそれぞれ示す。同条件の下、それぞれ別の日に測定し、各点において n=60 として平均値を記した。

加速度脈波の解析結果について、Fig.5-25 に示す Tr-a では、前頭部、後頭部、前腕部において、安静時から息止め開始にかけて減少し、息止め開始から息止め終了前にかけて前頭部はあまり変化しない。後頭部、前腕部は増加する傾向が見られた。また、Fig.5-26 に示す b/a では、前頭部においては、安静時から息止め開始にかけては減少する傾向が、息止め開始から息止め終了前にかけては明確な変化は捉えられなかった。後頭部、前腕部においては、安静時から息止め開始にかけて増加する傾向が見られ、息止め開始から息止め終了前にかけては、後頭部、前腕部ではあまり変化しない傾向が見られた。

次に、左側頭部、右側頭部、前腕部における b/a、Tr-a 変化を Fig.5-27、Fig.5-28 にそれぞれ示す。

加速度脈波の解析結果について、Fig.5-27 に示す Tr-a では、左側頭部、右側頭部、前腕部においては、安静時から息止め開始にかけて減少し、息止め開始から息止め終了前にかけては、左側頭部は減少し、右側頭部は微少な増加またはあまり変化しない。前腕部は増加する傾向が見られた。また、Fig.5-28 に示す b/a では、安静時から息止め開始にかけて左側頭部においては減少、右側頭部においては減少またはあまり変化しない。前腕部においてはあまり変化しない傾向が見られた。息止め開始から息止め終了前にかけては左側頭部においては増加、右側頭部においては微少に増加するまたはあまり変化しない。前腕部においては増加する傾向が見られた。

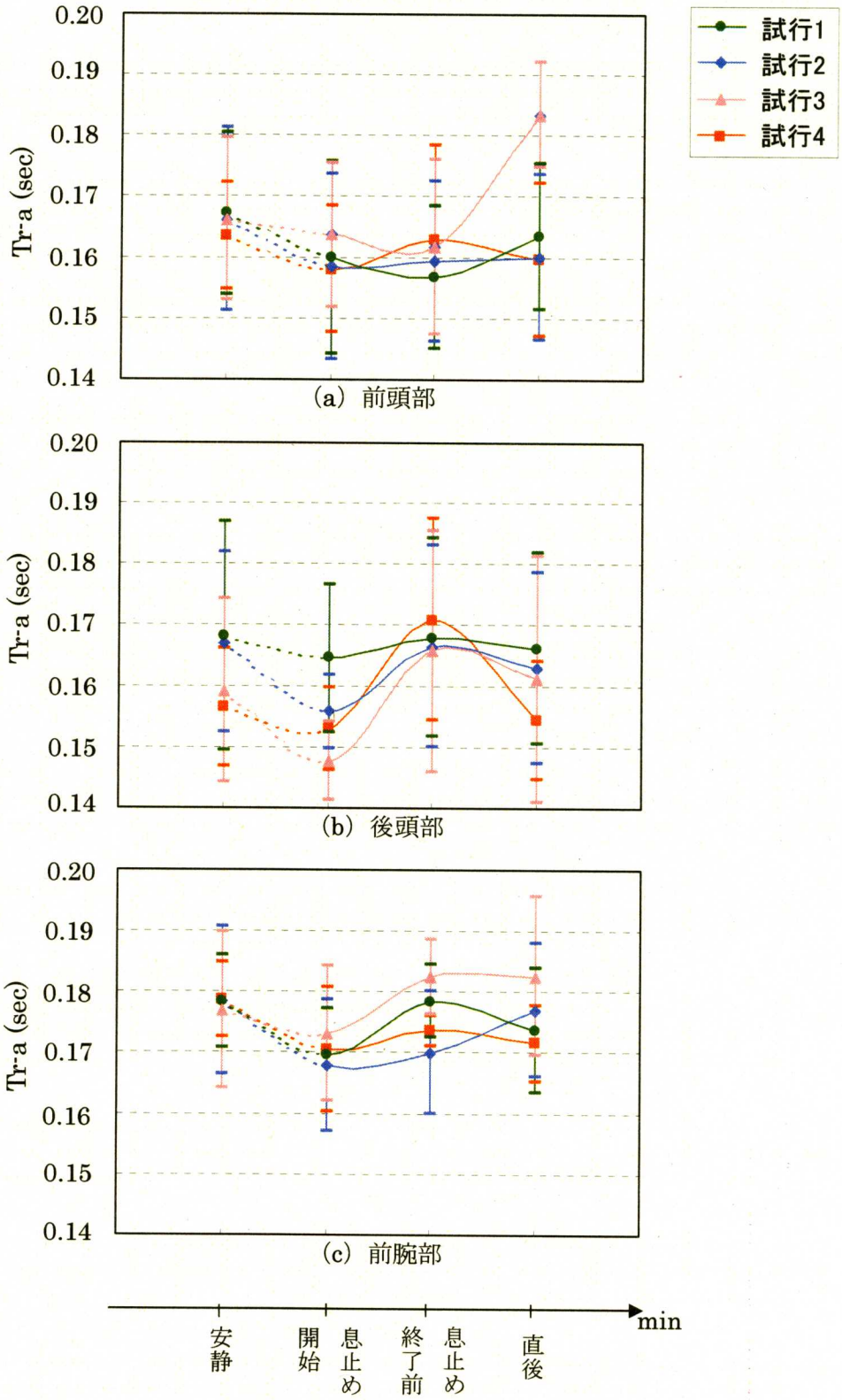


Fig.5-25　過呼吸実験による Tr-a 変化(前・後頭部、前腕部の同時測定)

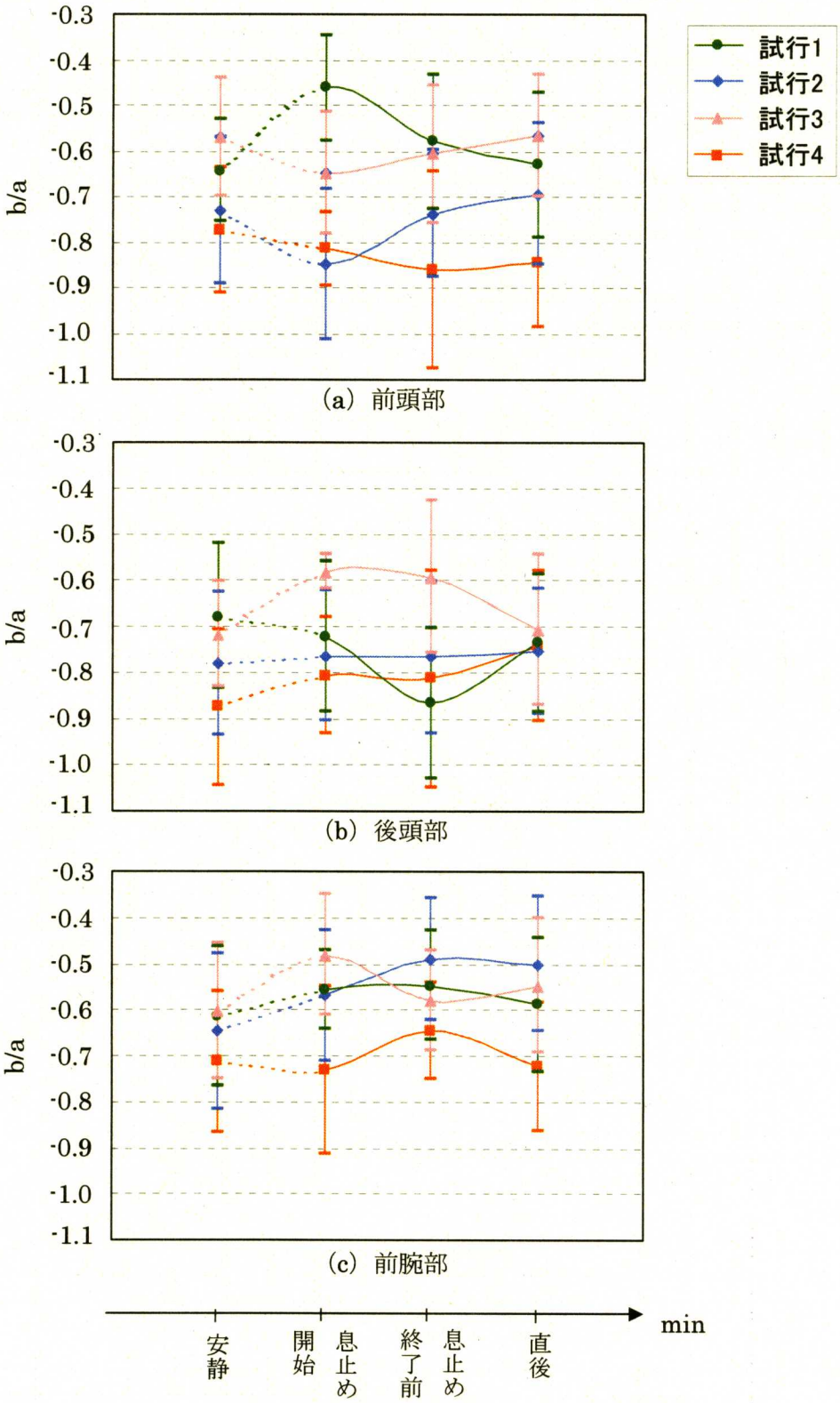


Fig.5-26　過呼吸実験による b/a 変化(前・後頭部、前腕部の同時測定)

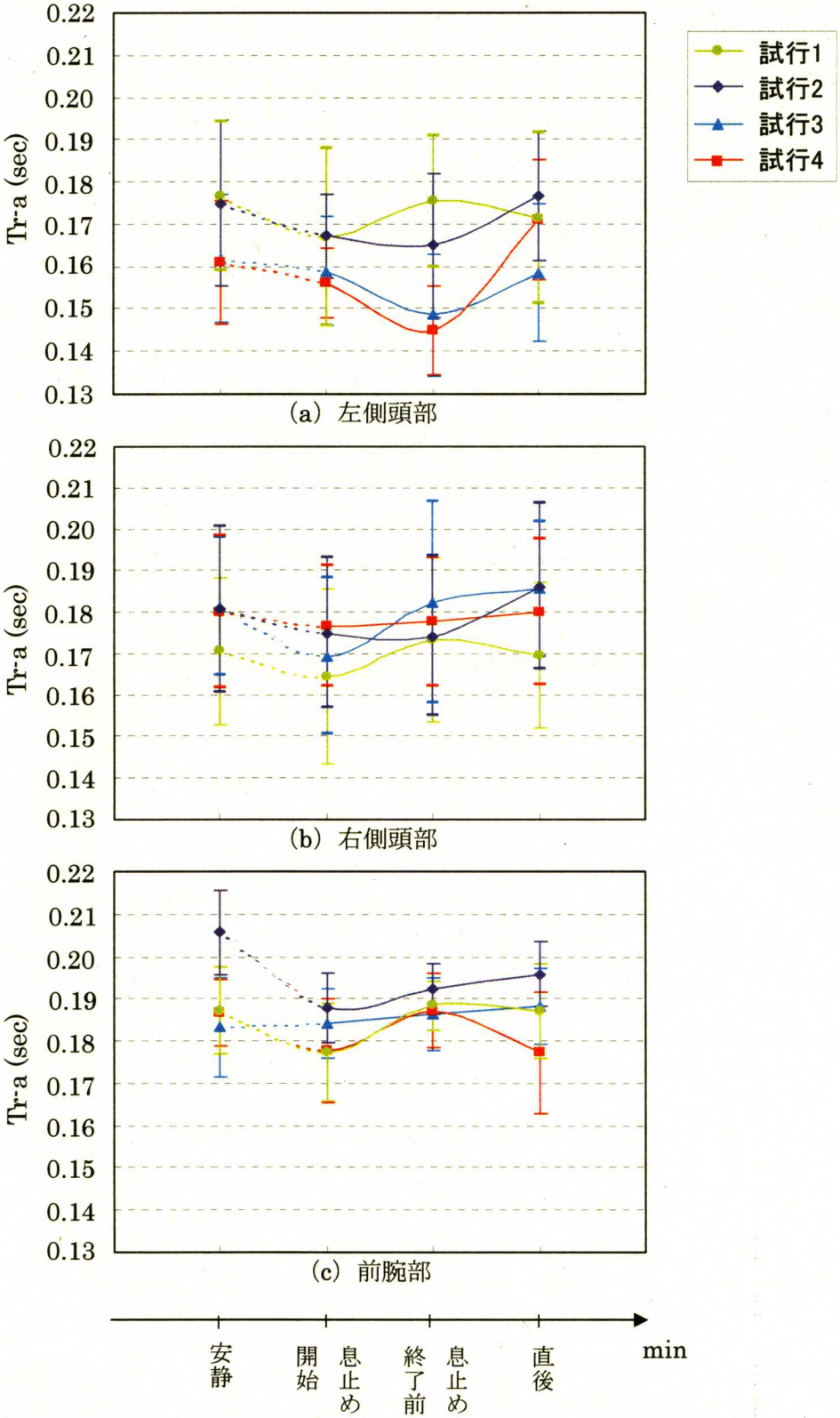


Fig.5-27　過呼吸実験による Tr-a 変化(左・右側頭部、前腕部の同時測定)

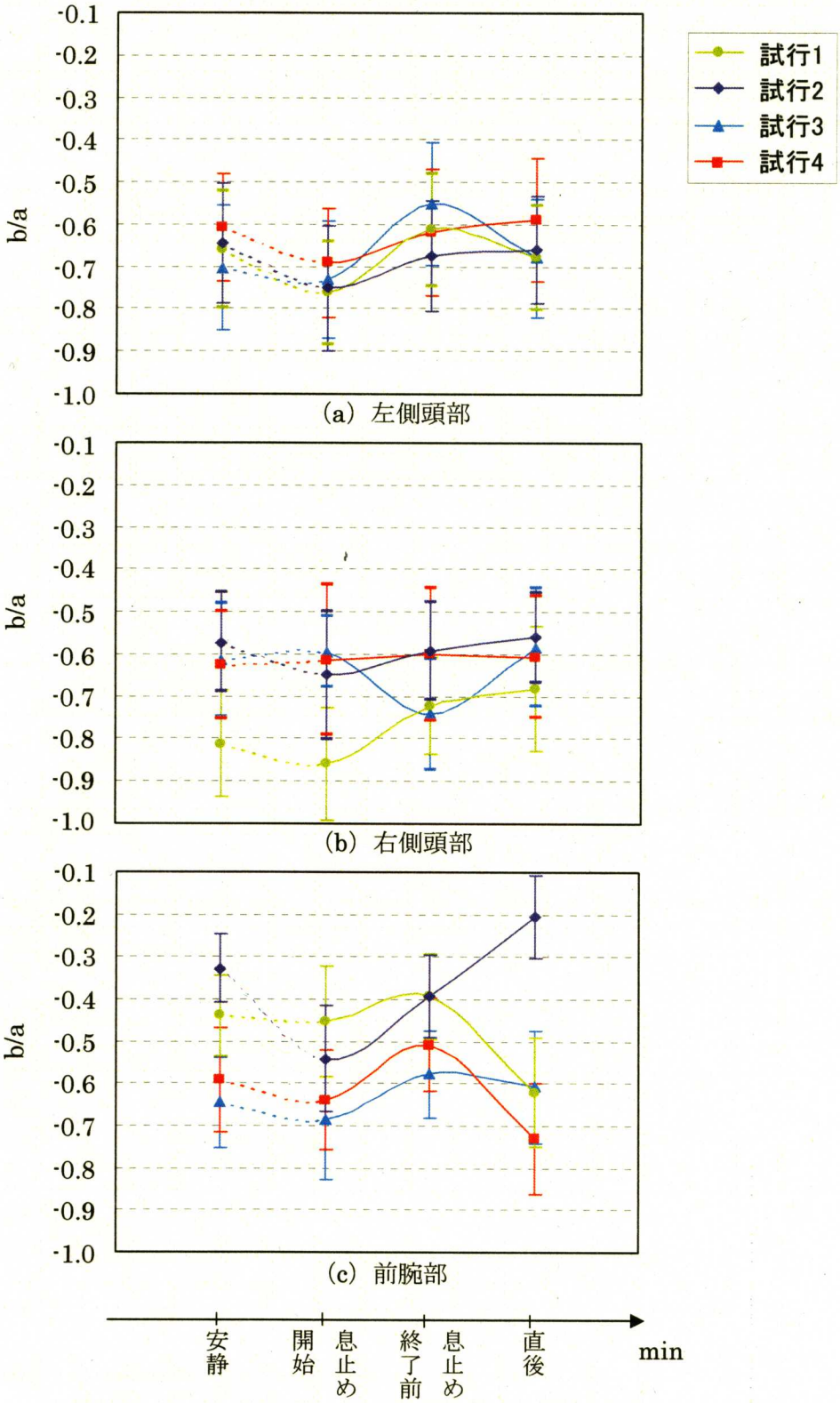


Fig.5-28　過呼吸喫煙実験による b/a 変化(左・右側頭部、前腕部の同時測定)

5-8-4　考察

頭部及び腕部の各部において、安静時から過呼吸後の息止め開始における Tr-a、b/a については、再現性のある変化が見られた。

安静時から息止め開始にかけて Tr-a は前頭部、後頭部、左・右側頭部、前腕部において減少する傾向が見られたことから、脈波伝播速度の上昇が示唆される。b/a においては、後頭部、前腕部おいて増加する傾向が見られたので、伸展性の低下と、それによる脈波伝播速度の上昇が示唆される。前頭部、左・右側頭部においては減少する傾向があり、Tr-a と b/a の傾向が関連しなかった。息止め開始から息止め終了前にかけて Tr-a 及び b/a 変化は前頭部、後頭部、左・右側頭部、前腕部において多少変化の見られることもあったが、多くはあまり変化しない傾向が見られた。このことから、過呼吸を行うことで、血管中の酸素濃度が上昇し、それを抑制する血管の伸縮による伸展性低下及び脈波伝播速度の上昇が生じていると考えられる。しかし、息止めによって、酸素濃度が低下するにあたっての各部分における血管系への影響変化を捉えることは難しいと思われる。

以上のことから、過呼吸を行うことで、各部分において、血管中の酸素濃度が上昇、それによって血管の伸展性の低下及び脈波伝播速度の上昇が示唆される。息止め中の変化は各部分において、Tr-a、b/a の変化が微弱、ばらつきが大きいため血管への影響を判断することは困難であるといえる。

5-9 まとめ

頭部及び腕部の各部より検出される電気インピーダンス脈波の加速度脈波を用いた自動解析を行った。解析には血管の伸展性を反映するとされる b/a のほか、本研究で新たに Tr-a の導入を提案した。心電図のピーク値から加速度脈波の成分である a 波の時間を用いる Tr-a は脈波伝播速度を反映すると思われ、その算出は非常に簡単であるため自動算出が可能である。自動算出によって、各値が目視で得る値と変わらず検出されているか検証実験を行った。実験の結果、各自動算出値は目視から得る値と変わらず算出されていることが確認できた。また、a 波の時間は脈波の立ち上がりの時間と同期して変化しており、Tr-a の変化が脈波伝播速度の変化を反映している可能性が示唆された。さらに、心臓からの距離が異なる 2 箇所の部位において加速度脈波を同時に検出し、a 波の時間差から脈波伝播速度との関連性を調べた。a 波の時間差より算出された伝達速度は、一般に言われる脈波伝播速度の値と近いことから、Tr-a は脈波伝播速度を反映していると考えられる。

被験者に負荷を与える事により意図的に脳血管系に変化を起こし、その変化を検出する実験を行った。喫煙、さらに過呼吸に続く息止めによる脳血管系への影響を捉える事を目的とし、測定を行った。

喫煙により、各部位で測定された b/a、Tr-a に変化が見られた。その変化から、喫煙による前腕部、左・右側頭部における血管の伸展性低下、脈波伝播速度の上昇、血管収縮が示唆された。後頭部において、血管の伸展性の上昇、脈波伝播速度の低下、血管拡張、血流量の増加が示唆された。ただ、前頭部においては明瞭な変化は得られなかった。これらのことから、前頭部、後頭部、左・右側頭部における局所的な影響差があると思われる。

過呼吸に続く息止めによる負荷により、b/a、Tr-a に変化が見られた。それによって、過呼吸を行うことで、各部分において、血管中の酸素濃度が上昇、それによって血管の伸展性の低下及び脈波伝播速度の上昇が示唆された。息止めにおける変化は各部分において、Tr-a、b/a の変化が微弱、ばらつきが大きいため血管への影響を判断することは困難であると思われる。

以上の負荷実験の結果から、本法により頭蓋内で生じる局所的な脳血管系の変化を検出できる可能性が示唆された。

第6章　結論

本研究は、磁気併用四電極法を用いた電気インピーダンス法により、頭蓋内の局所的な脳血管情報を非観血的に検出することを目的としている。

従来の電気インピーダンス法では、生体組織の複雑性から電気物性が十分に解明されておらず、測定結果と生体内での諸現象との対応付けが困難であるといった問題点が挙げられる。以上の問題点を踏まえ、本法では電気インピーダンス法に加え、磁気併用四電極法を用いた方法を提案し、これらの原理に基づいた装置を試作し、実際の頭部において脈波の測定を試みた。脈波の解析方法として有用と考えられる加速度脈波を用い、自動解析を行った。安静時での Tr-a 解析の結果、算出された伝達速度は一般に言われる脈波伝播速度の値と近いことから、Tr-a は脈波伝播速度を反映していると考えられる。なお解析では、血管の伸展性を反映するとされる b/a に比べ、本研究で新たに提案した Tr-a はより傾向が顕著に観察され、有効な解析要素と確認された。

脳血流量や、脳血管系に変化が起こると考えられる負荷を被験者に与え、頭部二箇所における電気インピーダンス脈波の変化を測定し、解析を行った。また、測定位置を変えることで、前・後頭部、左・右側頭部の脈波計測を行った。喫煙による負荷により、各部位で測定された b/a、Tr-a に変化が見られた。その変化から、喫煙による前頭部、左・右側頭部、前腕部における血管の伸展性低下、脈波伝播速度の上昇、血管収縮が示唆された。また後頭部において、血管の伸展性上昇、脈波伝播速度の低下、血管拡張、血液量の増加が示唆された。これらのことから、前頭部と後頭部における局所的な影響差、また体循環と脳循環における影響差があると思われる。

また、過呼吸に続く息止めによる負荷実験の結果、Tr-a 、b/a に変化が見られた。安静時と息止め開始時の Tr-a 、b/a から、前・後頭部、左・右側頭部、前腕部において、血管の伸展性低下、脈波伝播速度の上昇が示唆される。このことから、過呼吸によって血液中の酸素濃度が上昇し、それを抑制しようとする血管収縮による伸展性低下が生じていると考えられる。

以上の負荷実験の結果から、本法により頭蓋内で生じる局所的な脳血管系の変化を独立に検出でき、それぞれの負荷における脳血管系の影響情報が得られたと考えられる。

以上より、本法が頭蓋内の脳血管情報および脳血流情報の計測に有用である可能性が示唆された。

参考文献

1) 北山大樹
多分割頭部電気インピーダンス測定
平成 13 年　修士論文

2) 社団法人 日本エム・イー学会　技術教育委員会
ME の基礎知識と安全管理
南江堂　p69-75（2003）

3) 金井寛
生体電気インピーダンスとその臨床応用
医用電子と生体工学　Vol.20　No.3　p140（1982）

4) 小谷誠、福井康裕他 編
メディカル・エンジニアリング
朝倉書店 pp99-101　（1991）

5) 高沢謙二、鈴木明裕
加速度脈波について
フクダ電子　p2-10

6) 佐野祐司、片岡幸雄 他
加速度脈波による血液循環の評価とその応用
労働科学，pp129-143　（1985）

7) 佐野祐司、片岡幸雄 他
加速度脈波による血液循環の評価とその応用（第 2 報）
ー波形定量化の試みー
体力研究 pp17-25　（1988）

8) 鈴木明裕、山川和樹、藤沼秀光、須藤秀明、小川研一
弾性動脈の伸展度(Distensibility)と、加速度脈波との関係についての検討
ー完全房室ブロック患者の VVI ペーシング時の
特徴的循環動態を用いて -
日本臨床生理学会雑誌 vol.20　pp113-123（1990）

9) 佐野祐司
加速度脈波に関する研究の概要
http://jsspot.org/sano/

10) 大西浩文、斎藤重幸、島本和明
耐糖能障害における動脈硬化の指標としての脈波伝播速度
ー端野・壮瞥研究ー
http://www.arterial-stiffness.com/pdf/no05/015_018.pdf

11) 今泉昌利、井坂吉成、芦田敬一、阿部 裕
喫煙と脳循環動態
http://www.srf.or.jp/histoly/frames/history-frame06.html
12) Circulation Journal vol.69 ,Supplement IV, 2005(1039-1040)
13) 坪井直之
頭部各部における電気インピーダンス変化に関する研究
平成 15 年度 修士論文