

高齢者の屋外モニタリングシステム

主任研究者 田村俊世（国立療養所中部病院長寿医療研究センター
老人支援機器開発部長）

高齢者の日常行動、生理量を限りなく少ない拘束で測定する携帯型デジタル生理信号モニターを用い、加速度センサによるエネルギー代謝量の測定や上肢関節の動きの測定、容積脈波法による循環動態を連続血圧の測定を試みた。さらにGPSセンサと移動体通信を用いて徘徊探索の試作機器を開発した。

【研究組織】

○田村俊世（長寿医療研究センター部長）

牧川方昭（立命館大理工学部教授）

田中志信（金沢大学工学部助教授）

下岡聡行（北海道大工学部助教授）

A. 研究目的

高齢者の日常行動中の身体活動量、循環動態や行動形態を知ることが、運動量を客観的に把握でき、健康管理、疾病の予防に役立つ。また、行動形態が自動的に監視できれば、徘徊が問題となっている痴呆老人の徘徊に至る過程が解明され、介護の面でも有益な指針を与えることができる。屋内での計測では、行動形態、生理量を無拘束に計測することが可能となっている。しかし、屋外での計測を考えた場合、何らかの方法で計測対象者に装置を携帯させる必要が生じる。そこで、限りなく少ない拘束で、安全でかつ信頼性が高く、行動量、活動量、循環動態が計測できる装置の開発をすすめ、高齢者の日常の行動形態を計測し、介護の指針、痴呆を防止する方法を検討する。さらには、徘徊が生じ

た場合の探索システムの開発をすすめる。

B. 研究方法

1. 超小型データロガーによるエネルギー代謝量の推定(田村)、2. 日常生活における関節運動モニタ方法の検討(牧川)、3. 循環動態計測システム(田中)、さらに 4. 徘徊探索システムの開発(下岡)を試みた。

1. 超小型データロガーによるエネルギー代謝量の推定：高齢者の日常生活では手を使う運動が比較的顕著に現われることを考慮して昨年度試作した3軸加速度を内蔵した腕時計型のデータロガーを用いてエネルギー代謝量の推定を酸素摂取量測定を基準として比較検討した。具体的には、手首部と腰部に加速度センサを装着し、平地と坂道での歩行・走行を行い、加速度原波形を検出し、単位時間あたりの積分値、頻度などいくつかのパラメータを設定して酸素摂取量との相関を求めた。

2. 日常生活における関節運動モニタ方法の検討：加速度センサ回転軸両近傍装着方式による関節運動の計測によって詳細な動作のモニタリ

ングを検討している。この方法では、2つの加速度センサを計測対象とする関節軸の両側かつ近傍に装着する。このように装着することによって、この関節軸回りの回転運動によって生じる回転加速度と遠心加速度はほとんど無視することができ、2つの加速度センサの出力の違いから関節角度を求めることができる。昨年度は肘関節のような1軸関節の計測方法を明らかにしたが、本年度は、肩などの3軸関節運動のモニタ方法について検討を加えた。

3. 循環動態計測システム：高齢者の健康の維持、疾病の予防には日常の活動水準を高レベルに維持することが重要で、その客観的指標の一つとして循環系の機能評価が挙げられる。今年度は被験者が高齢者である点を考慮し、計測時の肉体的負担を極力軽減すべくシステム全体の小型・軽量化を図った。また計測部位に関しては、前年度の装置では手指基部のみを対象としていたが、両手の自由が確保できた方が日常生活が支障無く送れ、かつ拘束感も軽減されることから、計測部位として新たに頭部動脈（浅側頭動脈）を対象に加えた。

4. 徘徊探索システム：バイオテレメトリにおける生体の位置追跡手法の原理に基づいて電波を用いて徘徊老人の位置や動きを無拘束的に探査・追跡するシステムの開発は、大きく介護者側パーソナルコンピュータ、および対象老人が携帯する応答器に分けられる。応答器は、GPS衛星からの電波を受信し測位を行うGPS受信機としての役割と、その測位結果を介護者のもとに返信する携帯電話端末としての役割を果たす。本年度は、前年度までに得られた改良型試作システムの特性を明らかにするとともに、その実用化に向け实际的検討を行った。とくに、高齢者が携帯する応答器の小型軽量化の可能性を追求した。

C. 研究結果

1. 超小型データロガーによるエネルギー代謝量の推定：3軸加速度センサを内蔵した腕時計型のデータロガーを用いて手首部と腰部の加速度波形と酸素摂取量を比較検討した結果、速度変化に対してすべての被験者で腰部加速度、手首部加速度のパワーは酸素摂取量と高い相関を示した。傾斜角度変化に対しては、速度変化に比較してより特徴的な変化は見られなかった。

2. 日常生活における関節運動モニタ方法の検討：2つの3軸加速度センサから得られる信号をフィルタリングすることにより重力加速度成分から回転角を算出することにより関節運動を計測することが可能となった。上肢を例に複数の関節運動の計測と、計測結果からの被検者運動をパソコン上でスティックピクチャとして再現することができた。

3. 循環動態計測システム：試作したシステムを用いて、健常成人を対象としフィールド試用の結果、日常生活下の一心拍毎の血圧値が計測可能であること、並びに取得データを解析することにより、従来困難であった日常生活下における自律神経系を介した血圧調節機構の評価が可能で、日常生活下における高齢者の循環機能評価に十分適用可能であることが確認された。

4. 徘徊痴呆老人探索システム：既存技術を用いたGPS受信機ならびにデータ通信端末を小型軽量化することにより、ほぼ実用化できる可能性が示された。また、定位精度については、複数個の通信の情報を得ることにより大きな劣化が見られないことが明らかとなった。

D. 考察

高齢者を対象としたエネルギー代謝量、動作解析、循環動態計測、徘徊探索システムについて限りなく少ない拘束で計測が可能なシステムの開発を行ってきた。

本年度はエネルギー代謝量をどの程度加速度で推定できるかを酸素摂取量を基準として検討した。その結果、平地歩行・走行においては、単位時間の加速度の積分値、パワーが高い相関を示したが、傾斜角（坂道歩行・走行）に対しては相関が得られなかった。日常の行動で坂道運動はわずかであり、平地運動で高い相関が得られたことは、小型のデータロガーを携帯することによりエネルギー代謝量をある程度予測できることが示された。時計型のデータロガーは従来睡眠の評価などに用いられていたが、日常活動量を評価するために感度、データ圧縮などの新しい方法を考案したことにより、エネルギー代謝量を推定できることが示された。手首の加速度は、座位での運動時にも感度よく反応し、拘束も少ないので今後高齢者の日常生活活動を長期的モニタしエネルギー代謝を推定する予定である。

つぎに関節運動について加速度を用いた計測方法を3軸関節において試みた。センサの装着方法や皮膚表面のねじれなどの問題があるが、ほぼ満足のいく結果が得られた。本手法は画像処理、磁界センサのような大がかりな設備を必要としないので、手軽に装着でき、移動を伴う関節運動の計測が可能となる。日常生活動作を記録し、高齢者の1日の詳細な動作をパソコン上でプレイバックすることが最終目標となる。

循環動態評価については、試作システムにより日常生活下の一心拍毎の血圧値が計測可能であること、並びに取得データを解析することにより、日常生活下における高齢者の循環機能評価に十分適用可能であることが確認された。日常生活における様々な行動に対して圧受容体反射感度（BRS）を求めることにより迷走神経活動の評価、交感活動についての指標の提示の可能性が示唆された。今後は無拘束連続血圧測定

により循環系の様々な指標と加齢との関連あるいは日常の活動性と循環機能との関連を検討し機能低下の予測、廃用症候群への防止となる最低限の活動レベルの指標を得たいと考えている。

探索システムについては、これまでの研究で、本手法実現の基本的可能性は確かめられたが、まだまだ多くの実際上の問題点が残されていた。今年度は、それらを既存技術で解決する方法を見だし試作を行った。評価実験の結果、悪条件下においても徘徊に対処するのみ十分な性能が得られた。すでに民間レベルで徘徊システムの実用化が進んでいるので、それらシステムとの比較をも含めて早期の実用化を図る考えである。

E. 結論

今年度の研究成果より、日常活動量を評価するために時計型のデータロガーの感度、データ圧縮などの新しい方法を考案することにより、エネルギー代謝量を推定できること、加速度センサを関節近傍に取り付けることにより、関節運動をモニタする方法を検討し、上肢を例に複数の関節運動の計測と、計測結果からの被検者運動をパソコン上でスティックピクチャとして再現することができたこと、無拘束連続血圧測定の試作システムによる日常生活下の一心拍毎の血圧値が測定可能であること、並びに取得データを解析することにより、従来困難であった日常生活下における自律神経系を介した血圧調節機構の評価が可能となり、日常生活下における高齢者の循環機能評価に十分適用可能であることが確認された。

また、探索システム実現のために既存技術により、GPS受信機ならびにデータ通信端末を小型軽量化でき、定位精度にも大きな劣化が見られないことが明らかとなった。

加速度波形を用いたエネルギー代謝量の評価

田村俊世（国立療養所中部病院長寿医療研究センター部長）

3軸加速度を用い、手首部、腰部の加速度波形より、エネルギー代謝量の推定を試みた。平地歩行、走行、坂道歩行について加速度波形の単位時間あたりの積分値、頻度などと酸素摂取量を比較した。歩行、走行に関しては、手首部、腰部とも単位時間あたりの積分値が高い相関を示した。これらの結果より小型の加速度である程度のエネルギー代謝を知ることができた。

キーワード：加速度、エネルギー代謝量、酸素摂取量

A. 研究目的

日常生活におけるエネルギー代謝量の評価は、栄養摂取、運動の指標、リハビリテーションの訓練効果を知るための重要な項目である。エネルギー代謝量は、酸素摂取量を測定するのが最も精度が高いとされている。携帯型で、少ない拘束で、酸素摂取量を測定する試みは、広く行われている¹⁾が、市販されている機器ではマスクやマウスピースを用いなければならない^{2,3)}。そこで、身体活動量を指標としたエネルギー代謝の推定が考えられている。具体的には、身体運動の腰部の上下加速度を測定してその単位時間の積分値が酸素摂取量と高い相関をもつことから、エネルギー代謝量を推定している⁴⁾。近年、集積回路技術の向上とともに小型軽量の加速度センサが開発され3軸方向の加速度よりエネルギー代謝量を推定している。これらは、加速度波形の時間積分値と酸素摂取量の相関から経験的に関係式を導出するものである⁵⁾。また、加速度より身体活動を運動方程式で表現して運動エネルギーとエネルギー代謝を理論的に結び付けようとする報告も見られ

る^{6,7)}。一方、3軸加速度を内蔵した時計型センサ（アクチグラフィ）は、睡眠の指標として用いられている⁸⁾が、エネルギー代謝測定について論じたものは少ない。

ここでは、これまでの報告を参考に加速度波形のどのようなパラメータが、よりエネルギー代謝を反映しているかを検討し、その限界についてもふれる。

B. 研究方法

健常成人7名（年齢 22.9 ± 0.9 歳、身長 172.3 ± 4.0 cm、体重 64.7 ± 5.7 kg）を対象にトレッドミル（SPR-703、酒井医療）で一定の速度（3, 5, 7 km/h）と一定の傾斜角（0, 5, 10%）で自由歩行させた。各運動は3分間として速度変化に対しては傾斜 0%、傾斜角度変化に対しては速度 5 km/h 一定とした。被験者は腰部の重心に近い位置に3軸加速度センサ（Type3031、ICセンサ）をベルトで固定し、さらに利き腕に同様に3軸加速度計を装着した。加速度波形はサンプリング周波数 128 Hz で携帯型データロガー（Micro8、島津製作所）に保存した。同時に

被験者は、マウスピースを装着し、安静時を含めた実験中の酸素摂取量を代謝測定装置（マグナ 88，モーガン）で連続測定した。

実験終了後、各歩行の 1 分 40 秒から 2 分 40 秒間のデータを抽出し、その時刻の加速度波形と酸素摂取量を比較した。比較した加速度波形のパラメータは、各方向の加速度の 10 秒間あたりの 2 乗和（以下、パワー）、各方向の 10 秒間あたり波形が 0 を通過する回数（以下ゼロクロス）、上下方向の加速度の最大パワーを示す周波数（以下周波数）、10 秒間あたりの歩数（以下歩数）を解析した。さらに、ウェーブレット係数を求めて歩行の特徴をあらわすパラメータと酸素摂取量の関連を検討した⁹⁾。すなわち、腰部の上下方向の加速度信号をコアフレット 3 の基底により離散ウェーブレット変換し、ウェーブレット係数レベル-5 と-6 の 1 歩あたりのパワー（PWv）と、前後方向加速度波形の全体のパワーに対するウェーブレット係数レベル-3 から-6 のパワーの割合（Rpwa）を算出した。手首の加速度については、立位の状態での垂直方向を上下加速度と定義し、各方向のパワー、ゼロクロス、ならびに周波数を算出した。

計算はすべて MATLAB（マスワークス社）上で行った。

C. 実験結果

結果の一例を Fig. 1, 2 に示す。Fig. 1 は腰部、Fig. 2 は手首部でそれぞれ (a) は速度変化、(b) は角度変化に対する加速度のパラメータ変化である。

速度変化に対してすべての被験者で腰部加速度のパワーはすべての方向で酸素摂取量と高い相関を示した（上下方向 $r=0.89$ 、前後方

向 $r=0.85$ 、左右方向 $r=0.83$ ）。すべての方向のゼロクロス値は、酸素摂取量との明確な相関は見られなかった。上下方向の加速度は、周波数、歩数について酸素摂取量との相関が見られた。左右方向は、ゼロクロス、周波数について高い相関は得られなかった。PWv については、酸素背摂取量と高い相関し、一方、Rpwa は酸素摂取量と負の相関が見られた。

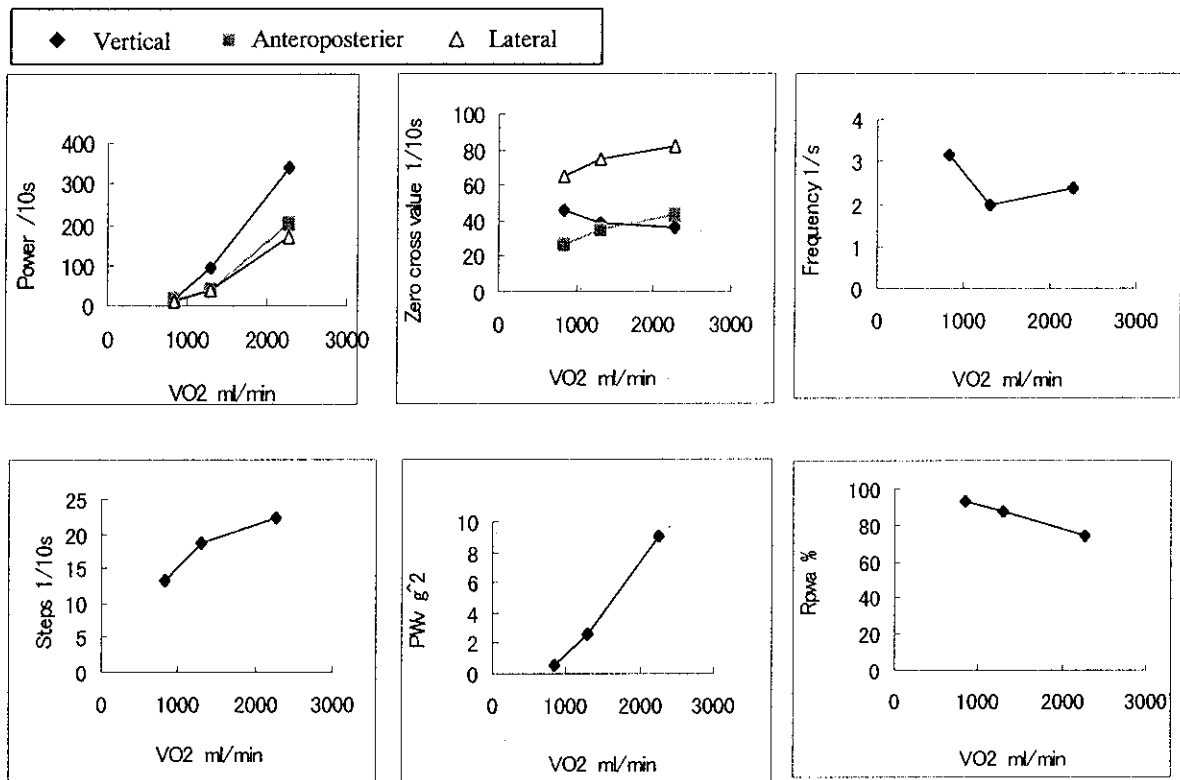
傾斜角度変化に対しては、速度変化に比較してより特徴的な変化は見られなかった。傾斜角度 0%、5% の加速度パラメータ、酸素摂取量の違いは少なかった。傾斜角 10% では、酸素摂取量も高くなり、加速度パラメータも変化していることが示された。

手首の加速度について、その上下方向のパワーは酸素摂取量と高い相関が得られた ($r=0.91$)。周波数も高い相関 ($r=0.82$) を示したが、前後方向、左右方向では顕著な関係は得られなかった。また、傾斜角度変化については、腰部と同様の傾向があり、相関がほとんどみられなかった。すべての例において手首の加速度変化は腰部のそれと同じ傾向にあった。

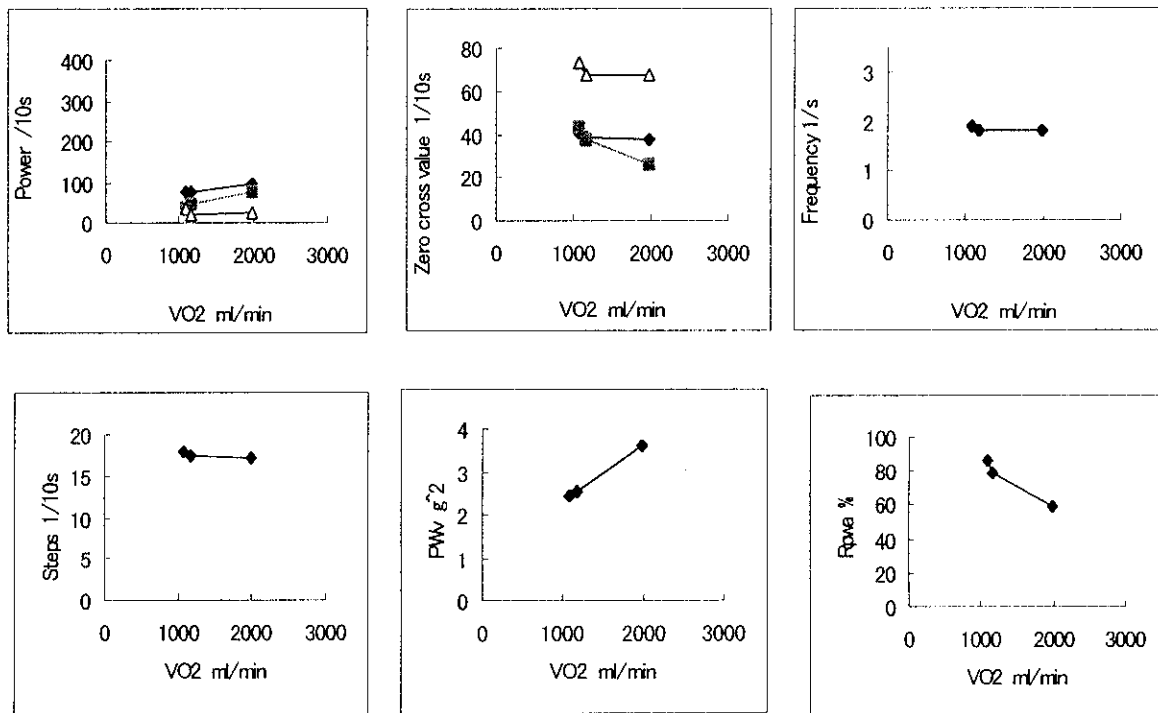
D. 考察

加速度波形からエネルギー代謝量を推定、評価するために、加速度の波形成分の種々のパラメータにつき腰部と手首部の 2 つの部位で速度変化、傾斜角度変化に対する酸素摂取量との相関を算出した。

従来より上下加速度の積分値は酸素摂取量と高い相関があることが知られている⁴⁾。上下加速度については、パワー、周波数、歩数、ウェーブレット係数のパワーとも速度変化について高い相関が得られ、これまでの研究と同等の結果であった。上下方向の加速度は身体運動を反



a) Changes in speed



b) Changes in angle

Fig.1 Typical example of relationship between acceleration waveform at waist and oxygen uptake at various parameters

映しており、今回の結果から歩行に関してのエネルギー推定は、腰部の上下加速度で代表できることがいえる。傾斜角変化に対しては、ある一定の傾斜角、ここでは5%までは、酸素摂取量、加速度パラメータとも変化の割合が小さく、同等の仕事量をもつと考えられた。

しかし、腰部加速度では、運動しない場合の測定は原理上困難である。腰部加速度では安静時の酸素摂取量と運動時のそれを比較して、安静時の酸素摂取量を減じて比較することはより正確である⁵⁾が、実際には、推定が煩雑と

なると考えられる。

ウェーブレット係数による評価は、上下、前後方向とも速度変化に対しては比較的高い相関を得ることができた。これまでの歩行の特徴抽出の仮定が正しいことを示している。一方、前後方向の特徴波形は、歩行中の前屈に起因するが、傾斜角度変化に対して、顕著な変化を示さなかった。

手首の加速度はこれまでの研究では、主に周波数や頻度を検出していた⁹⁾。加速度ピーク値にある閾値を設けてその積分を計算する方法

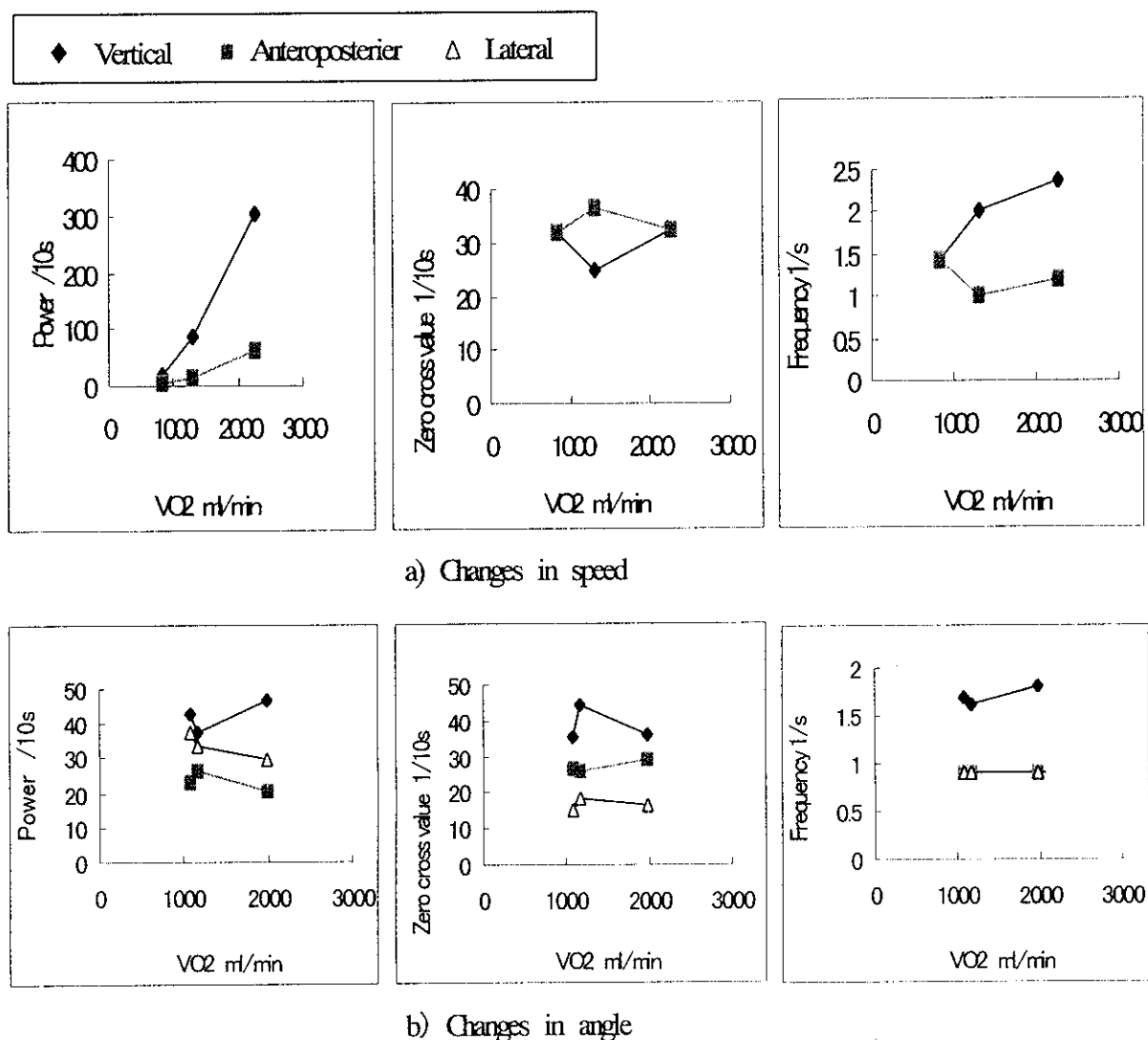


Fig.2 Typical example of relationship between acceleration waveform at wrist and oxygen uptake at various parameters

も取られていたがエネルギー代謝量との関連についてふれた研究は少ない。今回の研究では、パワーが最も相関が高いことが示された。加速度の頻度を測定することにより手の動きを中心とした仕事の頻度をモニターすることができるが、今回の研究でエネルギー代謝量を反映することも示された。身体活動に由来する運動は手首の運動とも関連することが示されたことにより、日常生活での身体運動に対する評価が可能となった。よって時計型の機器を用いることにより¹⁰⁾、簡便で被験者の拘束が少なくエネルギー代謝量を推定することが可能となり、今後の研究が期待される。

今回の研究では、速度変化のパラメータを3個しか測定しなかったため、今後さらに細かく速度変化や傾斜角度変化をすることによりデータを収集する必要がある。

E. 結論

加速度測定によりエネルギー代謝量の推定を試みた結果、平地歩行・走行では、単位時間あたりの積分値が酸素摂取量と高い相関をもつことが示された。日常行動の把握には、加速度測定である程度の推定が可能であることが示された。

F. 引用文献

1. Tamura, T. Sato K. Togawa, T. Ambulatory oxygen uptake measurement system, IEEE Trans Biomed. Eng. 39 1274-1282 1992
2. Lothain, F, Farrally, MR., Mahoney C. Validity and reliability of the Cosmed K2 to measure oxygen uptake. Can. J. Appl. Physiol. 18 197-206, 1993
3. Peel, C and Utsey C. Oxygen consumption using the K2 telemetry system and a metabolic cart. Med.

- Sci. Sports. Exec. 25(3) 396-400 1993
4. Montoye, HJ and Washburn R., Servas, S., Ertl, A Webster, J. and Nagle, FJ. Estimation of energy expenditure by a portable accelerometer. Med. Sci. Sports. Exec. 15:403-407, 1983
5. Bouten, CVC, Westerterp, KR. Verduin, M. Janssen, D. Assessment of energy expenditure for physical activity using a triaxial accelerometer. Med. Sci. sports Exec. 26(12) 1516-1523, 1994
6. Bouten, CVC, Sauren, AAHJ. Verduin, M. Janssen, D. Effects of placement and orientation of body-fixed accelerometers on the assessment of energy expenditure during walking. Med. & Biol. Eng. & Comout. 35 50-56, 1997
7. Bouten, CVC, Koekkoek, KTM, Verduin, M. Kodde, R., Janssen, D. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity IEEE Trans. Biomed. Eng. 44 136-147, 1997
8. Sadeh, A., Hauri, PJ., Kripke, DF. And Levie, P. The role of actigraphy in the evaluation of sleep disorders. Sleep 18, 288-302, 1995
9. 関根正樹, 加速度波形を用いた歩行形態の識別 東京電機大学理工学研究科修士論文 1998
10. Tamura, T. and Izumi, R. Can energy consumption be estimated by actigraphy? The 3rd World Congress Biomechanics PC18-2, 1998

G. 研究発表

論文発表

- ① 阿部芳幸, 関根正樹, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 加速度波形を用いたエネルギー代謝量の評価, 第12回生体・生理工学

シンポジウム論文集 271-4,1998

② 関根正樹, 阿部芳幸, 黄 健, 榊広光, 田村俊世, 藤元登四郎, 戸川達男, 福井康裕, 3軸加速度センサを用いた歩行評価システムの開発, 第12回生体・生理工学シンポジウム, 335-8,1998

③ Sekine, M, Tamura, T, , Ogawa, M, Togawa, T and Fukui, Y., Classification of acceleration waveform in a continuous walking record, Proc. 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, III 1523-6 1998

④ 阿部芳幸, 関根正樹, 関本満義, 東 祐二, 藤元登四郎, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕. 膝加速度測定によるリハビリテーション評価/第11回バイオエンジニアリング講演会論文集 354-5, 1999

2. 学会発表

⑤ 関根正樹, 黄健, 榊広光, 田村俊世, 藤元登四郎, 戸川達男, 福井康裕, 加速度センサを用いた簡易歩行評価システムの開発, 第37回日本ME学会大会, 1998, 岡山

⑥ 関根正樹, 小川充洋, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 加速度センサを用いた連続歩行における歩行形態の識別, 日本ME学会専門別研究会 第9回「生体機能の計測と解釈のための信号処理」研究会, 1998, 滋賀

⑦ Sekine, M, Ogawa, M, Tamura, T, Togawa, T. Fukui, Y., Classification of acceleration pattern in level and stairway walking, Third World Congress of Biomechanics August 2-8, 1998, Sapporo, Japan

⑧ Sekine, M, Huang, J, Tamura, T, Togawa, T. Fukui, Y. Estimation of gait parameter by accelerometry, Third World Congress of

Biomechanics August 2-8, 1998, Sapporo, Japan

⑨ Tamura, T. and Izumi, R. Can energy consumption be estimated by actigraphy? The 3rd World Congress Biomechanics August 2-8, 1998, Sapporo, Japan

⑩ 関根正樹, 阿部芳幸, 黄 健, 榊広光, 田村俊世, 藤元登四郎, 戸川達男, 福井康裕, 3軸加速度センサを用いた歩行評価システムの開発, 第12回生体・生理工学シンポジウム, 1998, 石川

⑪ 阿部芳幸, 関根正樹, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 加速度波形を用いたエネルギー代謝量の評価, 第12回生体・生理工学シンポジウム, 1998, 石川

⑫ 黄 健, 関根正樹, 田村俊世, 藤元登四郎, 藤堂勇雄, 3方向加速度センサを用いた歩行計測と周波数解析, 第76期機械学会全国大会, 1998, 宮城

⑬ 関根正樹, 阿部芳幸, 小川充洋, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 加速度波形によるエネルギー代謝量の推定, 第14回ライフサポート学会大会, 1998, 大分

⑭ 阿部芳幸, 関根正樹, 黄 健, 榊広光, 田村俊世, 藤元登四郎, 戸川達男, 福井康裕, 膝加速度測定による歩行評価, 第14回ライフサポート学会大会, 1998, 大分

⑮ Sekine, M, Tamura, T, , Ogawa, M, Togawa, T and Fukui, Y., Classification of acceleration waveform in a continuous walking record, 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1998, Hong Kong

⑯ 関根正樹, 田村俊世, 戸川達男, 福井康裕, 加速度センサを用いた連続歩行の識別, 第12回エム・イー学会秋季大会, 1998, 新

潟 ⑰ 阿部芳幸、関根正樹、関本満義、東 祐 二、藤元登四郎、田村俊世、戸川達男、福井 康裕、膝加速度測定によるリハビリテーシ ョン評価／第 11 回バイオエンジニアリング 講演会 3月 28 日-29 日 つくば	2. 3.	なし 実用新案登録 なし その他 なし
--	----------	---------------------------------

H. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得

加速度センサ回転軸両近傍装着方式による
関節運動の計測と日常動作再現の試み

分担研究者 牧川 方昭
立命館大学理工学部ロボティクス学科教授

研究要旨: 加速度センサ回転軸両近傍装着方式による関節運動の計測方法について検討を加えている. 日常生活動作を記録し, 高齢者の1日の詳細な動作をパソコン上でプレイバックすることが最終目標である. 本年度は, 上肢運動に着目し, 3軸運動を行う肩関節, 1軸運動の肘関節の同時計測方法を検討し, パソコン上で上肢の運動をスティックピクチャーとして再現することが出来た.

A. 研究目的

本研究の最終目標は高齢者の日常生活における詳細な動作のモニタリングである. 健康だとよく動き, 具合が悪いと寝込むというように, 人も動物, すなわち動く物の一種である以上, 人の健康と身体活動の間には密接な関係があり, 日常生活における動作, 行動, 身体活動を長期にわたってモニタすることにより, 罹患の兆候を未然に知る事が出来ると考えたためである.

このような観点から, 昨年度は1軸関節を対象に, 関節の回転軸の両近傍に加速度センサを装着することにより, 関節角度の時間変化がモニタ出来ることを示した.

本年度は, 昨年度に明らかにした方法を更に改良発展させ, 肩などの3軸関節運動のモニタ方法を明らかにすると共に, 上肢を例に複数の関節運動の計測と, 計測結果からの被検者運動のパソコン上でのプレイバックを試みた.

B. 研究方法・結果

まず肘や膝といった1軸関節運動の計測方法について記す. 図1に示すように2つの加速度センサを関節軸の両側かつ近傍に装着する. このように装着し, 肘関節を屈曲運動させたとき, センサ2は肘関節軸を中心とした回転運動を行う. このときセンサ2を肘関節の近傍に装着することで, センサ2の回転運動の肘関節軸回りの回転半径は十分小さくなり, 回転運動に

よってセンサ2に生じる回転加速度と遠心加速度はほとんどゼロとすることができる.

またセンサ1とセンサ2を近づけることにより, 上肢全体が回転運動を行ったときに生じる回転加速度と遠心加速度は等しいものとしてすることができる. これらのことから2つのセンサに生じる加速度 a と a' は等しいとすることができる.

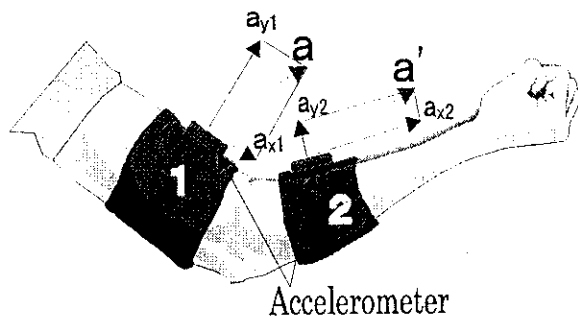


図1. 1軸関節(肘)運動の計測原理

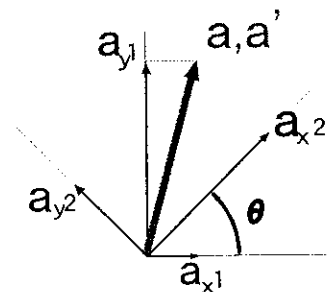


図2. 加速度センサ出力と関節角度の関係

このとき, 図2に示すように, 加速度センサ1に生じる加速度 a の x , y 軸方向成分を

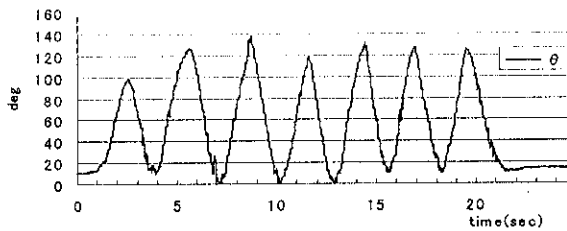
(a_{x1}, a_{y1}) , 加速度センサ2に生じる加速度 a' の x, y 軸方向成分を (a_{x2}, a_{y2}) , 関節角度を θ とすると, これらの加速度成分の関係は関節角 θ を用いて図2のように表される. そして加速度 a と a' が等しいとおけることより関係式1)を得, この1)式から2)式に示すように関節角 θ を求めることができる.

$$\begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \end{pmatrix}$$

1)

$$\tan \theta = \frac{a_{x2} \cdot a_{y1} - a_{x1} \cdot a_{y2}}{a_{x1} \cdot a_{x2} - a_{y1} \cdot a_{y2}} \quad 2)$$

a)



b)

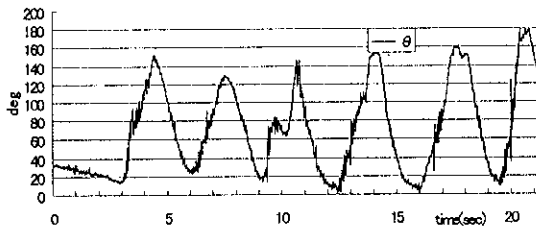


図3. 肘関節運動の記録例

図3に計測結果の一例を示す. 図3a)は肘関節を地面に対して垂直な平面内で数回屈曲進展運動させたときの計測結果である, 図3b)は肘関節を地面に対して水平な平面内で運動させたときに計測結果である. この結果からも解るように本計測方法が実際の計測において有効であることが確認された.

次に3軸関節運動の計測方法について記す. 図4に示すように, 前述の1軸関節のときと同様に, 2つの加速度センサを関節の両側かつ近傍に装着する. 肩峰の側に装着した加速度センサの x, y, z 軸を基準座標系{A}, 上腕の側に装着した加速度センサの x, y, z 軸を回転座標系{B}とすると, 肩の関節運動はこの2つの

座標系によって表される.

2つの座標系の関係は回転座標系{B}を基準座標系{A}の z 軸に対して ψ , y 軸に対して θ , z 軸に対して ϕ 回転させたものとして表現する. このとき, 回転マトリクスは3)式のように表すことができる.

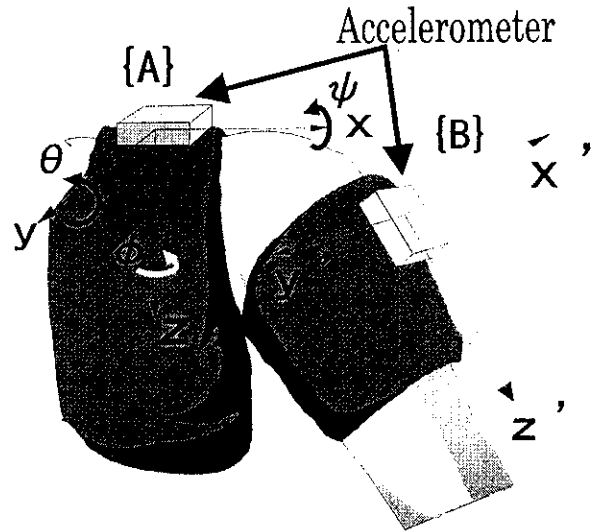


図4. 3軸関節(肩)運動の計測原理

$$R_{zyx} =$$

$$\begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \phi & -\sin \phi \\ 0 & \sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & -\sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ \sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix} \quad 3)$$

$$= \begin{pmatrix} c\theta c\psi & c\theta s\psi & s\theta \\ -s\theta c\psi & -s\theta s\psi & c\theta \\ s\theta c\psi & s\theta s\psi & c\theta \end{pmatrix}$$

ここに $s = \sin, c = \cos$ を表す.

次に, 肩の方に装着した加速度センサから得られる加速度の x, y, z 軸方向成分を (a_{x1}, a_{y1}, a_{z1}) , 上腕の方に装着した加速度センサから得られる加速度の x, y, z 軸方向成分を (a_{x2}, a_{y2}, a_{z2}) とする. このとき, 2つの加速度センサに生じる加速度 a, a' は1軸関節のときと同様に等しいものとすることができる, このことから2つの加速度センサから得られる加速度成分の関係は3)式で示した回転マトリクス R_{zyx} を用いて4)式のように表すことができる.

$$\begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \\ a_{z1} \end{pmatrix} = R_{zyx} \begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \\ a_{z2} \end{pmatrix} \quad 4)$$

ただ、4)式は変数 ϕ , θ , ψ に関して不定であり、4)式から ϕ , θ , ψ を決定することはできない。4)式のような関係式がもう1つ必要となる。

そこで本研究ではそれぞれの加速度センサから得られる加速度成分をフィルタリングすることにより重力加速度成分を取り出し、この重力加速度に関して4)式と同様な関係式を作ることとした。肩の方に装着した加速度センサから得られる重力加速度成分を (g_{x1}, g_{y1}, g_{z1}) 、上腕の方に装着した加速度センサから得られる重力加速度を (g_{x2}, g_{y2}, g_{z2}) とすると、これらの重力加速度成分の関係は R_{zyx} を用いて5)式のように表すことができる。

$$\begin{pmatrix} g_{x1} \\ g_{y1} \\ g_{z1} \end{pmatrix} = R_{zyx} \begin{pmatrix} g_{x2} \\ g_{y2} \\ g_{z2} \end{pmatrix} \quad (5)$$

そして4)式と5)式から回転角 ϕ , θ , ψ を決定することができる。

図5に測定結果の一例を示す。計測は“上腕を斜め45°前方に肩の高さまで挙げる”といった決められた動作を行い、そのときの関節運動の計測結果と実際の運動を比較し、この計測方法の検証を行った。結果は、被検者の動きとよく一致した結果を得ることが出来、本方法の有効性を確認することが出来た。

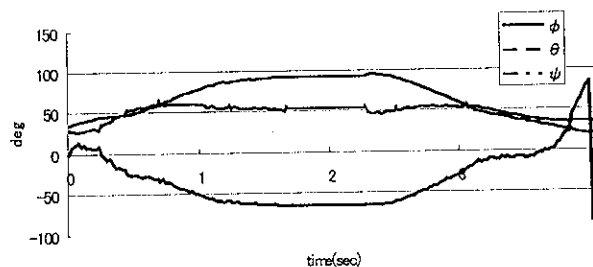


図5. 肩関節運動の記録例

ただ以上の3軸関節の計測方法では重力加速度成分と運動加速度成分を用いる必要がある。しかし被験者が静止しているときは重力加速度成分しか生じないため本手法で関節運動を計測することはできない。

そこで上肢運動の再現においては、上腕部の三角筋上に装着したセンサ2は肩関節の内旋運動の影響をほとんど受けない、すなわ

ち z_1 軸については回転しないものとし、肩関節の運動は x_1 軸について ϕ 、 y_1 軸について θ_1 回転させたものとして表した。

図6に示すように肩関節・肘関節の両脇に加速度センサを装着した。肩関節の関節角度はセンサ1, 2より求める。肘関節の関節角度はセンサ3, 4より求める。またセンサ2と肩関節の内旋運動の影響を受けるセンサ3のひねりは、この2個のセンサの出力から求める。

本計測方法による肩関節運動の計測結果の一例を図7に示す。この場合、被検者は上半身を動かしながら肩関節を動かしている。結果は先のような時間軸方向の3つの角度の時間波形を示すのではなく、加速度センサの出力より算出された関節角 ϕ , $\theta_{1,2,3}$ を用いて上肢の運動をスティックピクチャとしてパソコンの画面上に被検者の動きを再現したものを示す。

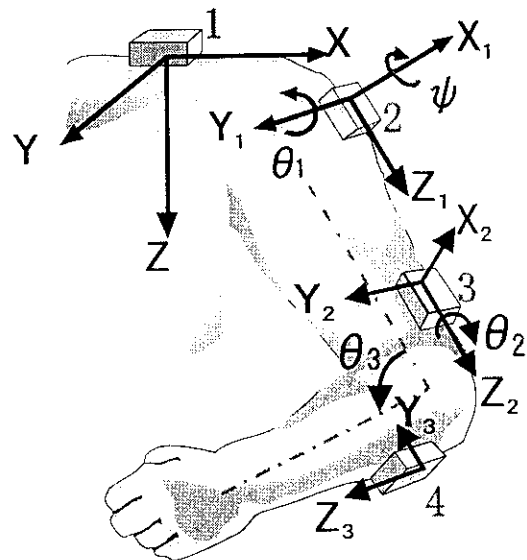


図6. 上肢(肩ならびに肘関節)運動の計測原理

結果は、図に示されるように、被検者の上肢の動きとよく一致したスティックピクチャ像を得ることが出来、本方法の有効性を確認することが出来た。特に本方法はこの種の計測で常に問題となる点、すなわちセンサを骨構造に直付けすることが出来ず、真の関節角度を計測出来ない、と言う問題を解決することが出来る。

C. 考察

人間の運動はこれまでさまざまな方法で計測され解析されてきた。そして計測により得られたデータは、スポーツ技能の向上、ジェスチャー認識によるヒューマンインターフェースの開発、

産業の面では、製品を使用している時の人の動きや作業による負担の分析、労働環境評価などの分野で応用されてきた。また医療の分野では、リハビリテーションによる治療評価や義肢の製作やアライメントの調節といったことにも利用されている。

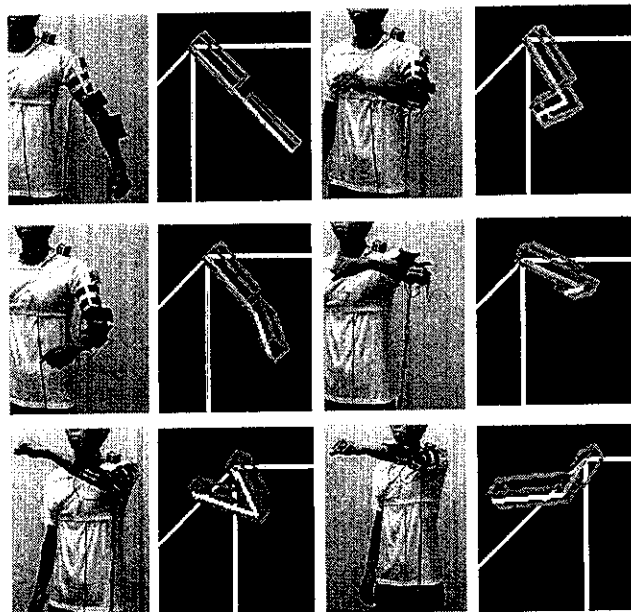


図7. 上肢運動の再現例

また、これまでの研究から日常生活において、人がその時何をしていたか、どのような運動を行っていたか、そしてその運動が生理的にどのような影響を及ぼしたか、といったことを把握することは非常に重要なことであり、さまざまな疾患の原因究明に役立つものである。

しかし、これまでのほとんどの研究における関節運動の計測は光学的手法を用いたものである。光学的手法は現在カメラの性能の向上や画像の解析方法の進歩に伴い人間の運動をかなり性格に計測できるようになってきているが、この方法は非接触であるという利点はあるものの、行動範囲が限定されるといった問題があり、移動を伴う運動の計測には向かない。

移動を伴う日常生活行動の計測においては、直流成分の計測ができる加速度センサを腰部に装着することによる日常生活行動の分類などがあるが、この手法は歩行、立位、座位などの大まかな行動の計測に限られている。

関節運動の他の計測方法としては、非接触式のものとして磁気センサによるもの、また接触式のものとして回転式電気角度計や伸縮性のあ

る電気抵抗を使用した角度計などがある。磁気センサは、計測範囲内に金属などの磁気に影響を与えるものと正確な計測ができないといった問題があり、またこの方式も非接触であるが行動範囲が限定される。電気角度計や電気抵抗による計測は、関節に沿って装着するため関節運動が拘束されたり、急激な関節運動に対してセンサが破損しやすいといった問題がある。

そこで、本研究では、加速度センサを装着することにより関節角度を計測する新しい方法を用いた関節運動の計測方法を検討した。これまで加速度センサを用いた関節運動の計測方法には、加速度センサとジャイロセンサを用いた計測方法があるが、これは関節に対し一方の端点が位置固定とみなしており、歩行などによる並進運動を含まない動作に限定している。本研究では移動を伴う関節運動の計測を実現するため、加速度センサを関節の両脇に装着することにより2つのセンサには同一の加速度が生じるとみなせることを利用し、実際に下肢運動の計測を行った。

D. 結論

日常生活において人が静止したまま作業を行うことは多く、先に示した肩関節運動の計測方法を用いて日常生活行動の再現を行うには不十分である。後に示した計測方法は肩関節の2軸の回転のみを計測しているが本手法を用いて日常生活における上肢運動を計測し再現することは可能であると考えられる。

E. 研究発表

1. 論文発表

- ① 牧川方昭: 行動のモニタリング, 日本機械学会誌, 101-950, 14-16, 1998.
- ② Masaaki Makikawa, et al.: Ambulatory physical activity monitoring system, Proc. of MEDINFO 98, 277-281, 1998.
- ③ Satoshi Kurata, et al.: Joint motion monitoring by accelerometers set at both near sides around the joint, Proc. 20th Annual International Conference - IEEE/EMBS, 1936-1939, 1998.
- ④ 倉田聡他: 加速度センサを用いた関節運動の計測方法の検討, 医用電子と生体工学, 36-Suppl., P611, 1998.

- ⑤倉田聡他:加速度センサを用いた日常生活関節運動モニタ方法の検討, 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集, 267-270, 1998.
- ⑥清水健, 牧川方昭:RISCタイプCPU並びに大容量カード型メモリを用いた生体信号無拘束計測装置の開発, BME, 36-supple.2, 97-98, 1998.
- ⑦久下幸子他:日常生活における下肢運動の計測, 第19回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, 157-160, 1998.
- ⑧清水健, 牧川方昭:RISCタイプCPU並びに大容量カード型メモリを用いた生体信号無拘束計測装置の開発, 第19回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, 263-266, 1998.
- ⑨西島良明他:日常生活における胃電図計測と精神的ストレス定量評価の応用, 第19回バイオメカニズム学術講演会講演予稿集, 269-272, 1998.
- ⑩久下幸子他:日常生活における上下肢運動の計測, ヒューマンインタフェース学会研究報告集, 1-1, 53-56, 1999.

2. 学会発表

- ⑪倉田聡他:加速度センサを用いた関節運動の計測方法の検討, 第35回日本エム・イー学会大会, 1998.
- ⑫倉田聡他:加速度センサを用いた日常生活関節運動モニタ方法の検討, 第13回生体・生理工学シンポジウム, 1998.
- ⑬Masaaki Makikawa: Digital Portable Unit for Ambulatory Monitoring of Behavior Map, Physical Activity and Biosignals,

World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, XVIII International Conference on Medical and Biological Engineering and XI International Conference on Medical Physics, 1997.

- ⑭清水健, 牧川方昭:RISCタイプCPU並びに大容量カード型メモリを用いた生体信号無拘束計測装置の開発, 第12回日本エム・イー学会秋季大会, 1998.
- ⑮久下幸子他:日常生活における下肢運動の計測, 第19回バイオメカニズム学術講演会, 1998.
- ⑯清水健, 牧川方昭:RISCタイプCPU並びに大容量カード型メモリを用いた生体信号無拘束計測装置の開発, 第19回バイオメカニズム学術講演会, 1998.
- ⑰西島良明他:日常生活における胃電図計測と精神的ストレス定量評価の応用, 第19回バイオメカニズム学術講演会, 1998.
- ⑱久下幸子他:日常生活における上下肢運動の計測, 第1回ヒューマンインタフェース学会, 1999.

F. 知的所有権の取得状況

- 1. 特許取得
なし
- 2. 実用新案登録
なし
- 3.その他
なし

厚生科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）
分担研究報告書

高齢者の屋外モニタリング
—循環動態計測システムに関する研究—

分担研究者 田中志信 金沢大学 工学部 助教授

〔研究要旨〕 高齢者における日常生活下の循環機能評価を目的として、昨年度は1心拍毎の最高・平均・最低血圧を無侵襲・無拘束的に測定・記録する携帯型装置を試作し、フィールド試用によりその有用性を確認した。本年度においては被験者が高齢者であることを考慮して、測定時の負担・拘束感を低減すべく当該装置の更なる小型軽量化を図ると共に、両手が自由になるよう頭部（浅側頭）動脈での計測が可能なシステム構成に改良した。これに伴い手指及び頭部両部位の血圧測定に適用可能な超小型電空変換器を新たに開発した。さらに圧受容体反射を介した血圧調節機構の評価法として血圧を入力、心拍間隔を出力とみなしたフィードバック制御系を想定し、この系の伝達関数を求め、自律神経機能評価法としての有用性について検討した。

A. 研究目的

高度高齢化社会を目前に控えた我が国においては豊かな長寿社会を実現することが国を挙げての急務であり、そのためには高齢者の「生活の質」を極力高い状態に維持し続けることが重要な課題となる。質の高い生活とは、具体的には各高齢者個人の行動が自立したものであり、充実感と満足感に満ちた日々が送れることと言えよう。このためには健康の維持、疾病の予防が不可欠で、高齢者の場合には日常の活動水準を高レベルに維持することが特に重要となる。従って高齢者の活動性を客観的に評価することは「寝たきり予防」という観点からも極めて重要で、これまでも1日の活動量¹⁾や歩行速度²⁾などを無拘束的に（即ち病院などの特殊な施設に限られることなく、普通の生活をしながら）長時間計測・記録する方法が検討されている。

一方、この種の客観的指標として循環系の機能評価も重要で、例えば起立性低血圧の有無は寝たきりとなる危険性についての判断材料となるばかりでなく、血圧調節系における自律神経系の機能評価にも有用である。そこで本研究では日常生活下における高齢者の循環機能評価を最終的な目標として、昨年度においては一心拍毎の血圧値（連続血圧）を無侵襲・無拘束的に測定・記録する携帯型装置を試作し、健常成人を対象としたフィー

ルド試用によりその性能評価を行うとともに、得られたデータを解析することにより圧受容体反射感度が測定可能で、日常生活下の血圧調節機構評価に有用であることを示した。

本年度においては、まず装置本体に関するものとして被験者が高齢者であることを考慮し、測定時の負担を軽減すべく携帯ユニットの更なる小型軽量化を図った。また昨年度の装置では手指を測定対象としていたが、本年度においては測定時に両手が自由になるよう頭部（浅側頭）動脈を新たに測定部位に加え、手指及び頭部の両部位に適用可能な超小型電空変換器を新たに開発した。また循環機能の評価法に関しては、圧受容体反射を介した血圧調節機構を「血圧を入力、心拍間隔を出力」とするフィードバック制御系とみなし、この系の伝達関数を求め自律神経機能評価法としての有用性について検討した。

B. 研究方法

1. 無拘束連続血圧計測システム

図1は本年度試作した無拘束連続血圧計測システムの構成ブロック概要を示したものである。測定原理は昨年度の報告でも既に述べたように「容積補償法」に基づいており、光電センサで検出した血管内容積が常に無負荷時容積となるようにカフ圧をサーボ制御することにより

一心拍毎の最高・平均・最低血圧(連続血圧)を無侵襲的に測定するものである^{3,4)}。

システムの基本構成は昨年度と同様であり、その詳細については昨年度報告書に記述済みであるのでここでは省略し、主な改良点についてのみ以下に示すこととする。まず第1点目としてICその他の電子回路部品を全て面実装タイプとすることなどにより携帯ユニットの大幅な小型・軽量化を図った。昨年度及び本年度試作の携帯ユニットの外形寸法・重量は同図に示すとおりであり、容積に換算すると約7割の削減、重量では3割以上の軽量化が図られている。これにより携帯ユニットは図2に示すように被験者の胸ポケットに携帯可能なサイズとなった。

第2の改良点は血圧測定部位として両手が自由になるようにとの観点から頭部(浅側頭)動脈を新たに加えた点である。これに伴ってカフ部分の構造を次のように変更した。即ち昨年の装置では脈波センサ、圧センサ及び電空変換器が全て一体化されていたのに対して、本年度の装置では脈波センサを内蔵したカフ部分(図2の「指カフ」及び「ディスクカフ」と圧センサを組み込んだ電空変換器の部分(同図中の「カフ圧制御ユニット」)とに分割し手指及び浅側頭動脈の二つの測定部位に対応できるようにした。

図3は今回新たに開発した超小型電空変換器の構造概要を示したもので、基本構造は昨年と同様、フラップに圧電パイモルフを用いたノズルフラップタイプで、ノズル径は昨年より若干大きめの2mmとしてある。これにより供給する圧縮空気の流量(ポンプ流量)を大きくすることが可能となり制御性能の向

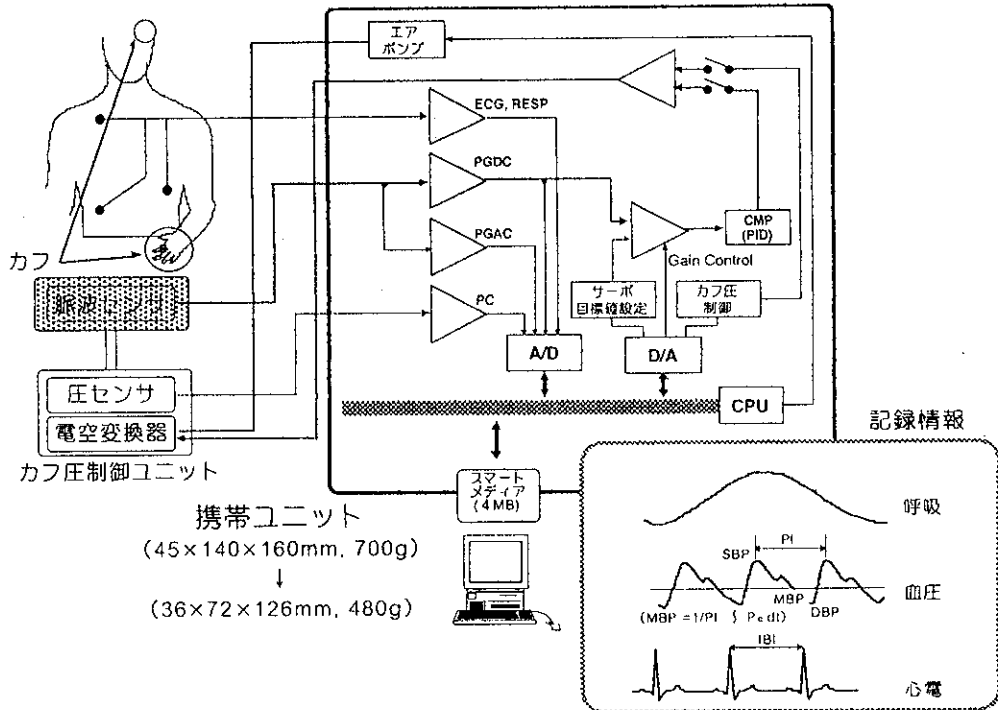


図1 無拘束連続血圧計測システムの概要



図2 測定風景概観

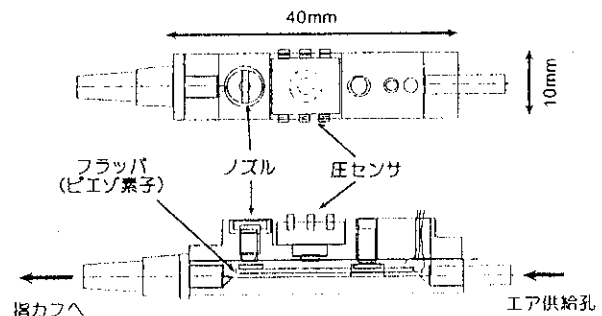


図3 超小型電空変換器の構造概要

上が期待できる。そこで試作電空変換器の制御性能を確認するため次のような実験を行った。即ち電空変換器出力端にダミーカフ(容量2ml)を接続し、ポンプ流量:2l/min、フ

ラッパ駆動周波数：500Hzの条件で、発振器により装置本体に正弦波信号を加え、平均圧を75～125mmHg、脈圧を40mmHgに設定した。その上で入力正弦波の周波数を1～60Hzに変化させ、ゲイン特性及び位相特性を測定した。

2. 試作装置を用いた血圧計測実験と自律神経機能解析 - FFTを用いた伝達関数導出 -

昨年度においては試作装置で得た一心拍毎の血圧及び心拍間隔データから、血圧調節機構に関する指標として「圧受容体反射感度 (BRS)」を求めると共に、心拍間隔の変動から自律神経の活動を評価した。一方、自律神経系を介した血圧調節機構は、前述のように最高血圧(SBP)を入力、心拍間隔 (IBI) を出力とした負のフィードバック系として捉えることが出来る。従ってSBPおよびIBI時系列データを周波数領域へ変換し、入力SBPに対する出力IBIというフィードバック系の伝達関数を求めれば、交感及び副交感(迷走)神経系を介した血圧調節機構の評価が可能であると考えられる。そこでFFTを用いてSBP、IBIの自己スペクトル、両者の相互スペクトルを求め、これらよりコヒーレンスおよび伝達関数を求めた。ただし、本研究での実験では神経系が intact であり、かつ無侵襲計測であるため、ここで求まる伝達関数は前向き (SBP → IBI) 伝達関数と、フィードバック (IBI → SBP) 伝達関数を含んだ実効的な閉ループ伝達関数である。また本実験ではFFTの解法手法の点から約20分ほどの測定データを必要とするため、数分の運動などにおいては適用できない。そこで今回は、座位安静時のみについて伝達関数を求めた。

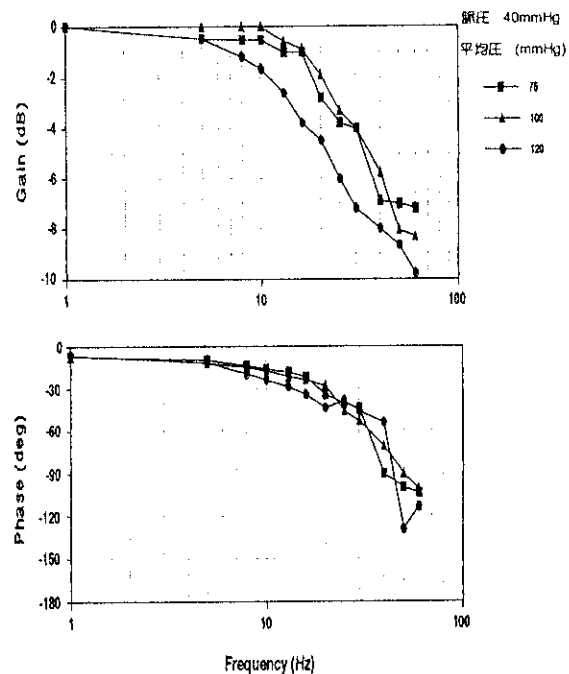


図4 試作電空変換器の周波数特性

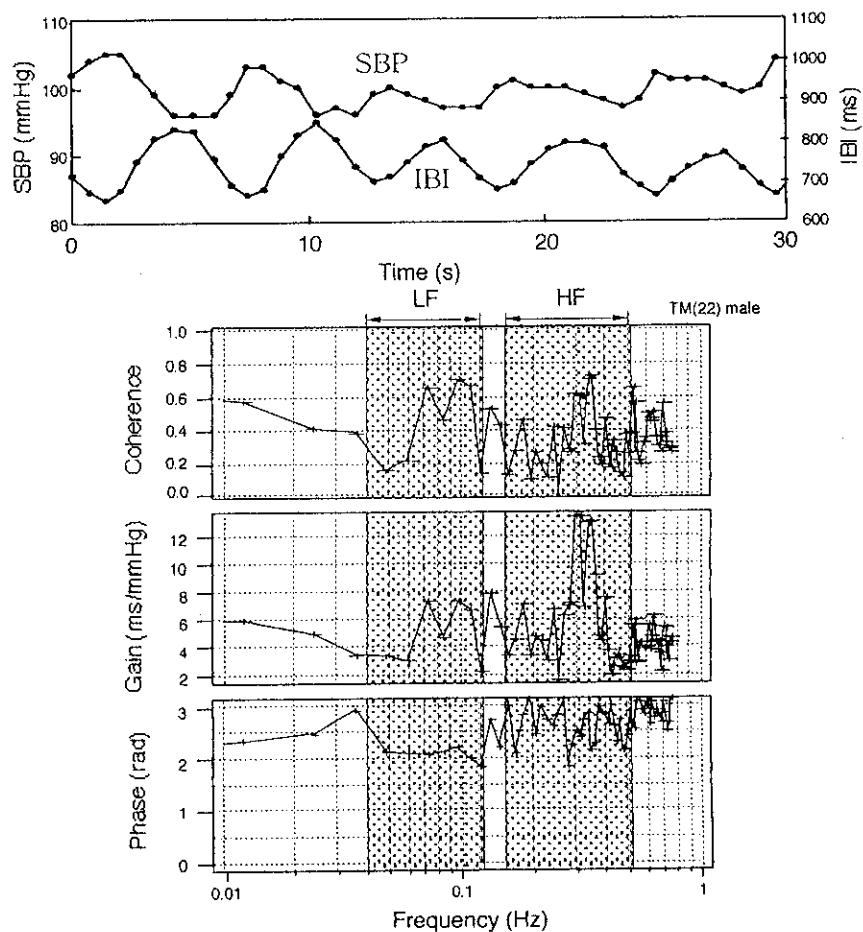


図5 SBP及びIBIのトレンド(上段)並びにSBPを入力、IBIを出力としたときの圧受容体反射機能の周波数伝達関数の一例(下段)

C. 研究結果

図4は試作電空変換器における周波数特性実験の結果で上段がゲイン特性、下段が位

相特性である。この図から判るように、入力周波数の増加と共にゲイン・位相共に減少し、平均圧が増加するほどその傾向は大きい。しかしゲインが-3dBとなる周波数は20Hz前後であり、ヒトを対象とした血圧計側には十分適用可能な制御性能を有していると考えられる。またこの実験ではカフ容量を2mlとしているが、実際にはカフを生体に十分密着させて測定しているため、カフ容量はこの値よりも小さくなり制御性能も若干向上していることが予想される。いずれにしても昨年度に比べノズル径を大きくしデッドボリュームを極力小さくしたことにより特性の改善が認められた。

一方、図5最上部は試作システムにより得た安静座位における一心拍毎のSBP及びIBIのトレンドの一例である。SBP、IBIのそれぞれに周期的な変動が見られ、ある部分ではそれぞれが逆位相になっており迷走神経系の関与が示唆される。同図下部はFFTを用いて圧受容体反射における伝達関数およびコヒーレンスを求めた結果である。コヒーレンスを見ると、0.15~0.5Hzの高周波(HF)および0.04~0.12Hzの低周波(LF)帯域において高くなっている点が見られる。圧受容体反射には迷走活動が関与しており、これよりHF帯域およびLF帯域双方に迷走活動の影響が現れているといえる。この結果は被験者全員について共通しており、これより昨年度の報告で示したIBIのLFパワーには交感活動だけでなく、迷走活動の影響も含まれていると解釈できる。そこで次項では昨年度の結果を含め、IBIのHF成分、LF成分の発生機序について早野のモデル⁵⁾を参考に考察する。

D. 考察

まずHF成分であるが、これには圧受容体反射における迷走神経活動、および呼吸パターンの影響が含まれ、呼吸パターンの影響は次のような機序で現れるとされている。心臓血管中枢は呼吸中枢からの干渉を直接受けるとともに、肺や右心房に存在する受容体から呼吸周期に一

致した求心性刺激を受け取る。それらの効果は心臓迷走神経遠心路および交感神経遠心路のインパルス密度の呼吸性変動として現れる。しかし、心臓迷走神経と交感神経の周波数特性の違いから、HF帯域に現れるのは迷走神経を介した変動のみである。

一方、LF成分には圧受容体反射における交感神経活動の修飾を受けた迷走神経活動、および交感神経活動の影響が含まれる。

したがって昨年度行った解析手法より求められるBRS、IBIのLFパワー、HFパワー、及び今年度行った解析により得られた伝達関数の解釈についてまとめると、

- ※ BRS：迷走活動
- ※ IBIのHFパワー：迷走活動および、呼吸の影響による迷走活動
- ※ IBIのLFパワー：交感活動の修飾を受けた迷走活動および、交感活動
- ※ 伝達関数：迷走活動(HF帯域)および、交感活動の修飾を受けた迷走活動(LF帯域)を、それぞれ反映していると考えられる。

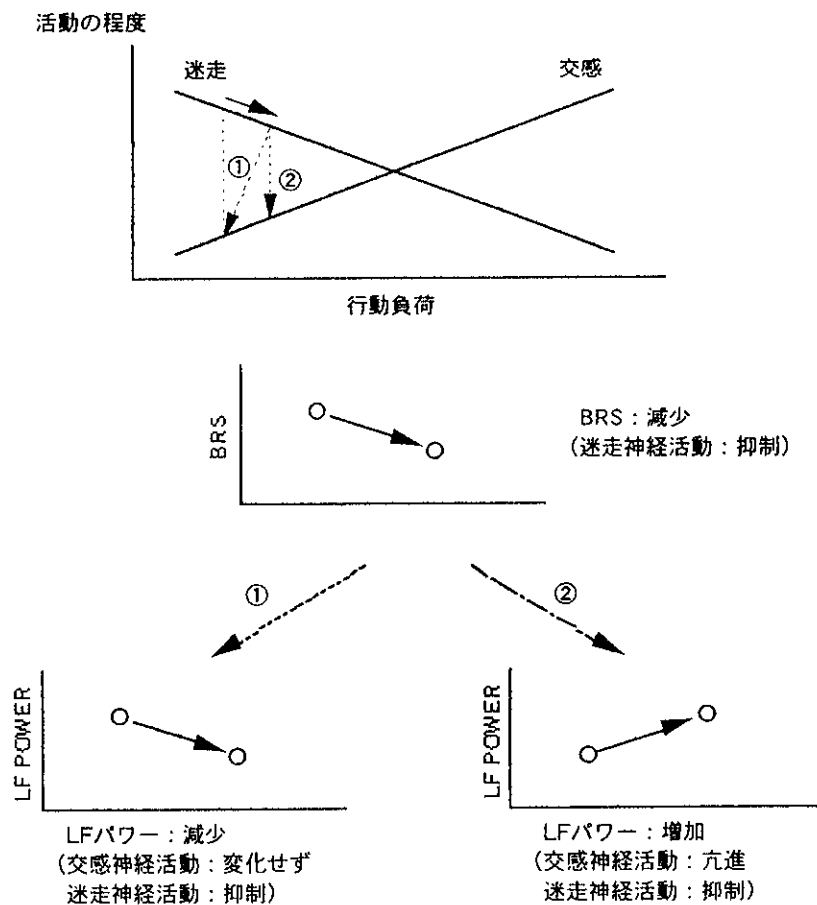


図6 交感活動推定法模式図

そこで、BRSおよびIBIのLFパワーより交感活動の推定を試みる。交感・迷走神経は行動負荷に対して拮抗的に働いているが、ある活動状態から迷走活動が抑制される場合、①交感活動は変わらずに迷走活動が抑制される場合と、②交感活動の亢進および迷走活動の抑制の両方が起こる場合の二通りがあると考えられる。つまり、BRSが減少（迷走活動抑制）した時にLFパワーも共に減少している時は①、BRSが減少した時にLFパワーが増加している時は②であると考えられる（図6）。

これは交感活動に対する定性的な評価であり、定量的な評価を行うためには別の手法が必要である。しかし、昨年度及び今年度で示した3つの手法を用いることによって定量的な評価を行うことができる可能性があると考えられる。

E. 結論

昨年度に引き続き高齢者の日常生活下における循環機能評価を目的として、前年度試作した無拘束連続血圧測定システムの改良化研究を行うと共に、開発システムによる血圧計測データから血圧調節機構における自律神経活動の評価を試みた。その結果、日常生活における様々な行動に対してBRSを求めることによって迷走神経活動の評価が可能であることや、未だ明確な指標が示されていない交感活動についてその指標の提示の可能性が示された。今後は健常成人並びに高齢者を対象とした無拘束連続血圧計測実験を行い、これら循環系の様々な指標と年齢との関係や日常の活動性と循環機能との関係を検討し、循環機能低下（あるいは寝たきり状態）を惹起しないような最低レベルの活動性についての知見を得たいと考えている。

引用文献

- 1) 例えば Kochersberger G, McConnell E, et al: The reliability, validity, and stability of a measure of physical activity in the elderly. Archives of Physical Medicine & Rehabilitation, 77(8): 793-5, 1996
- 2) 例えば Smith DC, Evans AL, Gilchrist W, et al: Novel instrument for measuring the walking speed of elderly patients. Med. & Biol. Eng. & Comput., 28: 605-7, 1990
- 3) Yamakoshi, K. et al.: Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the human

finger by the vascular unloading technique. IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-27: 150-155, 1980

- 4) Tanaka, S. and Yamakoshi, K.: Ambulatory instrument for monitoring indirect beat-to-beat blood pressure in superficial temporal artery using volume-compensation method., Med. & Biol. Eng. & Comput. 34: 441-447, 1996
- 5) 早野 順一郎: 心拍変動の自己回帰スペクトル分析による自律神経機能の評価 -RR間隔変動係数(CV-RR)との比較, 自律神経, 25: 334-344, 1988

F. 研究発表

1. 論文発表

- (1) K. Yamakoshi, M. Nakagawara and S. Tanaka: Recent advances in non-invasive and ambulatory monitoring of cardiovascular haemo-dynamic parameters, Biocybernetics and Biomedical Engineering, 17(3-4), 181-202, 1997
- (2) 田中志信, 柏倉祥子, 高谷節雄, 中川原 実, 山越憲一: 循環動態の在宅下24時間モニタと日内変動解析-血圧計測部位と日内変動パターンについて-, 医用電子と生体工学, 36(Suppl.), 460, 1998
- (3) 中川原 実, 山越憲一, 田中志信: 容積補償法及びアドミタンス法による携帯型循環動態連続計測システム, 医用電子と生体工学, 36(Suppl.), 459, 1998
- (4) 村田和香, 田中志信: 高齢障害者の活動性と役割意識との関係について-無拘束姿勢計測装置による解析結果をもとに-, 高齢者問題研究, 14, 11-18, 1998
- (5) 田中志信, 村田和香, 和田龍彦, 山越憲一: 無拘束姿勢計測による高齢者の姿勢分析と活動性評価, 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集, 275-278, 1998
- (6) 田中志信, 中川原 実, 山越憲一: 血圧及び心拍出量の無拘束同時計測による在宅下循環動態評価, 電子通信学会技術報告, MBE98-18, 1-7, 1998
- (7) 田中志信, 山越憲一, 飯野 晃, 佐藤英司, 高谷節雄: 傾斜角度計及び関節角度計を用いた無拘束姿勢・歩行速度計測装置の開発, 日本機械学会北陸信越支部第36期総会・講演会論文集, No.997-1, 45-46, 1999