

図25. 歩行速度の推定結果.

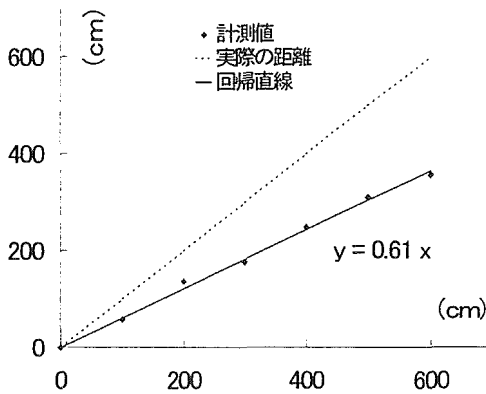


図26. 歩行実距離と推定距離の関係.

表4に各被験者の推定距離から実距離への変換係数(推定距離/実距離)を示す.

表4. 推定距離から実距離への変換係数.

	被験者A	被験者B
大股	0.68	0.62
普通	0.61	0.67
小股	0.54	0.61

図26に図25において移動平均を施された移動距離データから推定した歩行速度推定結果を示す. 同図に示されるように, 一歩毎の速度の変化を読みとることができる. ただ, このままでは一歩毎の歩行速度であり, 被験者の体感歩行速度とは少し異なったものとなる. 確かに一歩毎に脚の歩行速度は変化するが, 体感速度は一定のはずである. そこでこの推定歩行速度データに対して, 更に移動平均を施した. 結果は破線に示されるよう, 一歩毎の速度変化をか

なり吸収することができた.

7) 身体活動とエネルギー消費

これまで加速度センサを用いた身体活動量の計測は数多く行われ, 被験者の身体加速度の波形や振幅の大小などで評価を行ってきた. しかし, 加速度で計測した値をそのまま実際のエネルギー消費として見なすには身体加速度と実際のエネルギー消費量との関係を調べなければならない. そこで, この実験では被験者に3軸加速度センサと呼気ガスセンサを装着してもらい, トレッドミルで運動負荷を与えたときの1分ごとの身体加速度と, 酸素消費量から得られる消費エネルギーとの相関を取った.

8) 加速度波形と歩行周期の関係

高齢者の歩行特徴解析を行うにあたって, 歩行時のどのような体勢のときにどのような加速度変化がみられるかを知るためには歩行時の加速度変化と体勢の対応付けが必要であると考えられる. 今回の実験では長時間にわたってのデータ計測の中での歩行時の解析であり1歩ごとに注目をした計測ではないので, 事前実験として1歩ごとの重心加速度変化と体勢に注目をして計測を行い, 結果を高齢者計測時の立脚期, 遊脚期の判別に用いた.

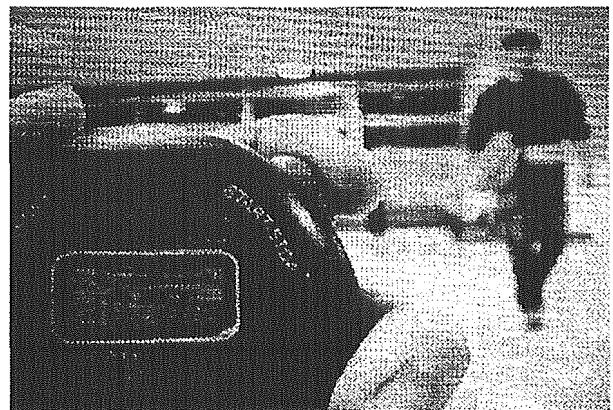


図27. 実験風景.

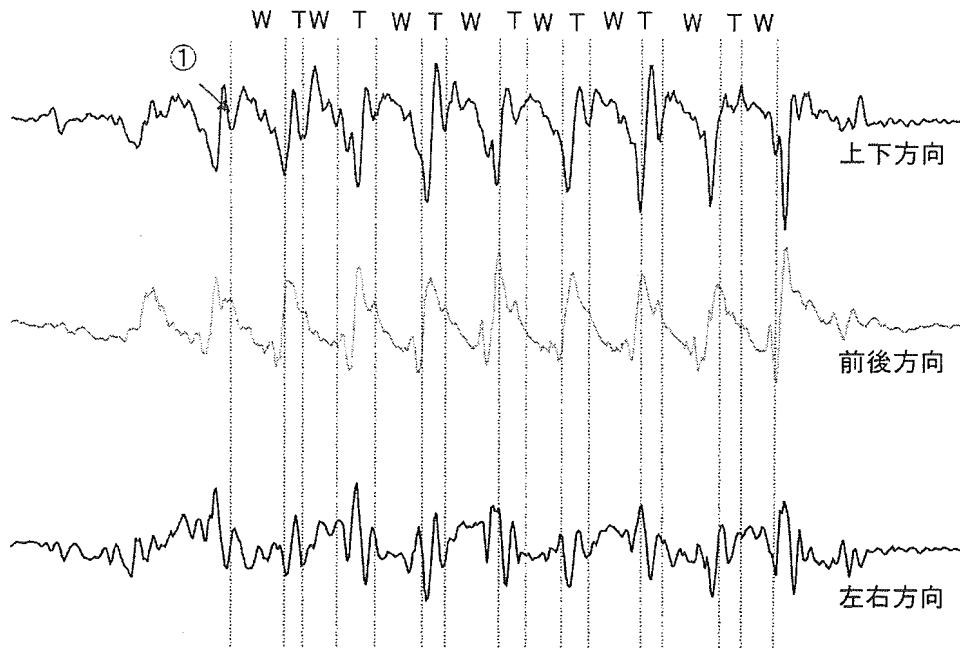


図28. 各軸の立脚期, 遊脚期時の加速度変化

この事前実験は日常生活での計測ではなく加速度センサを付けて平らな床を10歩直進するというものである。その際にビデオカメラでその歩行を録画し、図27のように計測を開始すると同時にストップウォッチで時間を測り重心の加速度変化と歩行時の体勢の対応付けを行い、各加速度の加速度変化を調べた。計測装置は高齢者の計測と同様のものを用い、サンプリング周波数は50Hzであり図のようにストップウォッチと被験者を同時撮影した。

図28は実験で被験者が立脚期→遊脚期→立脚期・・・と時間ごとに体勢が変化してゆく境界を赤線で区切ったものである。立脚期はTで遊脚期はWとして表している。

図28では遊脚期は9つしかないが初めの1歩の遊脚期は直立から足を上げた遊脚期であり歩行時の遊脚期ではないので省いている。はじめの一步を省いた9歩の計測で9つの遊脚期がみられたので、使われた実験装置は1歩1歩の解析が可能であることが分かった。

遊脚期の起点を見てみると、多少のズレはあるが遊脚期の起点では一度下降した上下方向の加速度が最下点まで下降せず、その起点を境目にして上昇しているということがみられる。これは遊脚期の起点で足が地面を蹴ったことから起こる上下方向の加速度の増加であると考えられる。これらのことより上下方向の加速度が大きく減少した後すぐに上昇する際の図28の①のようなところが遊脚期の起点であるということがいえる。

遊脚期の終点を見てみると図28の上下方向加速度のグラフでは負の加速度が1歩周期で最大になっている。遊脚期の終点は踵が地面につく瞬間であり、この時点で負の加速度は最大になると考えられる。これも歩行時の体の動きと加速度センサのデータが一致しているので1歩周期で上下方向の負の加速度が最大のときが遊脚期の終点であるということがいえる。

9) 身体加速度とエネルギー消費量の計測

実験には表5に示す 20 代の男性被験者 5 人にそれぞれ 3 軸加速度センサ CXL02LF3 と呼気ガスセンサを装着し、図29に示すようなトレッドミルにて表6に示す活動を行わせた。各活動の間には2分または5分の休憩をはさんだ。呼気ガスセンサはミナト医科学株式会社製の AE-280 を使用し、活動時における VO_2/W を計測した。 VO_2/W とは酸素消費量 VO_2 を体重 W で割ったもので、体重 1kg あたりの酸素消費量で単位は ml である。3 軸加速度センサは被験者の重心位置に近い下腹部中央に取り付け、サンプリング周波数は 16Hz で計測した。加速度データは携帯型デジタル生体信号モニタ装置で記録した。

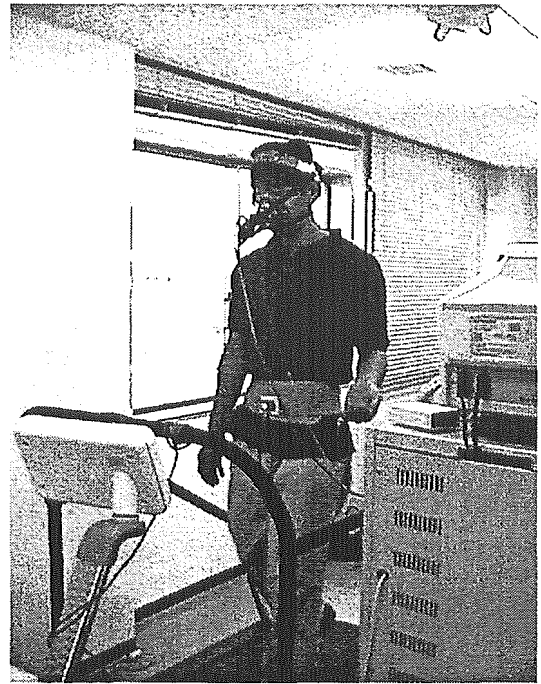


図29. 実験風景.

表5. 被験者データ.

被験者	年齢(才)	体重(kg)
Y.H	22	53
M.N	22	65
R.T	22	65
H.M	24	76
R.Y	24	60

ところで消費エネルギーの算出は、ヒトの筋肉 1kg あたり酸素 1%の消費で 5kcal のエネルギーを消費するという変換式があり、今後、 VO_2/W から消費カロリーへの算出はこの変換式を用いる。

ここで、表6の座った状態での作業というのは被験者がいすに座った状態でパソコンを操作する作業であり、立位での作業というのは被験者が立った状態で目の高さにある箱を移動させる作業である。立位での作業では被験者自身は移動せず、上半身だけでの作業になる。活動と活動との間の休憩時間は、早歩き(時速 5.km/h)までは 2 分とし、それ以降の活動では 5 分とした。

表6. 活動内容.

活動内容	継続時間
座った状態での作業	5 分
休憩	2 分
立位での作業	5 分
休憩	2 分
歩行(時速 3.6 km/h)	5 分
休憩	2 分
歩行(時速 4.2 km/h)	5 分
休憩	2 分
早歩き(時速 5.1 km/h)	5 分
休憩	5 分
早歩き(時速 6.0 km/h)	5 分
休憩	5 分
ジョギング(時速 7.2 km/h)	5 分
休憩	5 分
ジョギング(時速 9.6 km/h)	5 分

10) 加算加速度

本研究で使用した 3 軸加速度センサは加速度の直流成分、すなわち重力を出力することができる。そのため被験者の姿勢をモニターすることができるが、被験者の身体加速度と消費カロリーを比較するには、被験者の活動によって生じた身体加速度を比べる必要があり、この場合、

直流成分は不要である。よって被験者の身体加速度データから直流成分をハイパスフィルタによって除去する。カット周波数は 0.05Hz にした。データの平均値を使わなかったのは、被験者が姿勢を変化させた状態で活動を行うと、その姿勢変化の影響が出てしまうからである。図 30はある被験者の身体加速度の上下方向、すなわち身体の垂直方向のデータである。ヒトの活動の中で大部分を占める活動は歩行である。そしてその歩行が最もよく現れるのが上下方向の加速度である。図 31は被験者の上下方向の身体加速度に 0.05Hz のハイパスフィルタを施した様子である。重力のため-1G を中心に振れていた加速度の元波形がフィルタを通すことにより 0G を中心に振れていることが分かる。

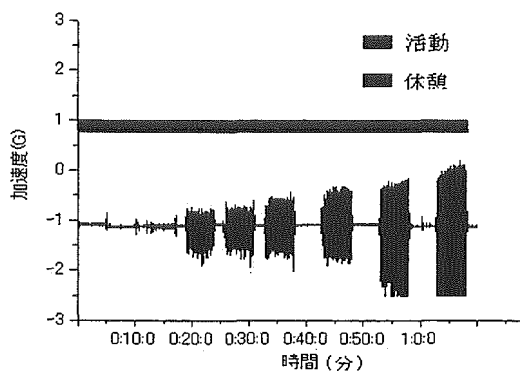


図 30. 身体加速度の元波形.

先の処理で身体活動による加速度を抽出することはできたが、加速度は 0G を中心に振れているため、加速度の値は正、負両方の値を持っている。そこで図 32に示すように加速度データを絶対値化して加速度の振幅の大きさだけを取り出し、そのあと図 33に示すように 1 分ごとにデータを加算(積分)してサンプリング周波数で除算する。この処理により 1 分間に行った身体活動を加速度の大きさで表すことができる。加速度データを加算して処理しているため、加

算加速度と名付けた。単位は(G/分)で、1分間常に加速度を 1G 出し続けると値は 60(G/分)になる。

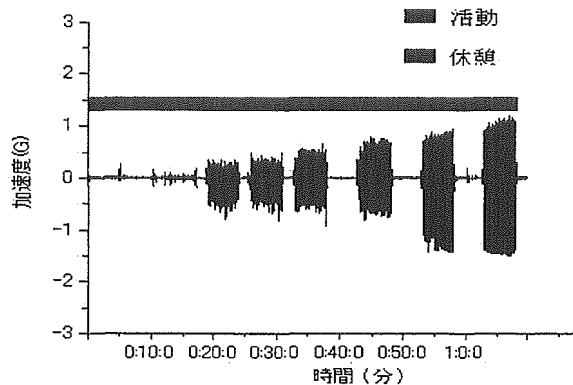


図 31. フィルタ処理を施した身体加速度.

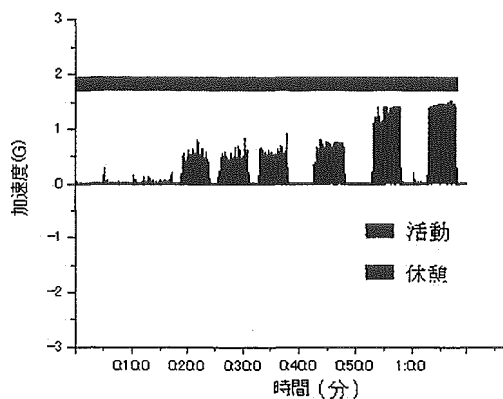


図 32. 絶対値化した身体加速度.

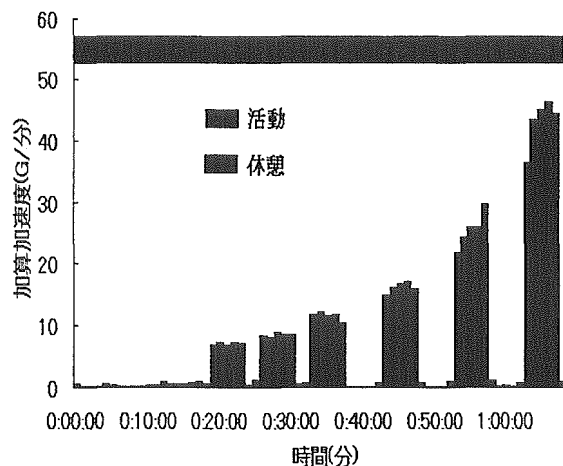


図 33. 1 分ごとに加算した身体加速度.

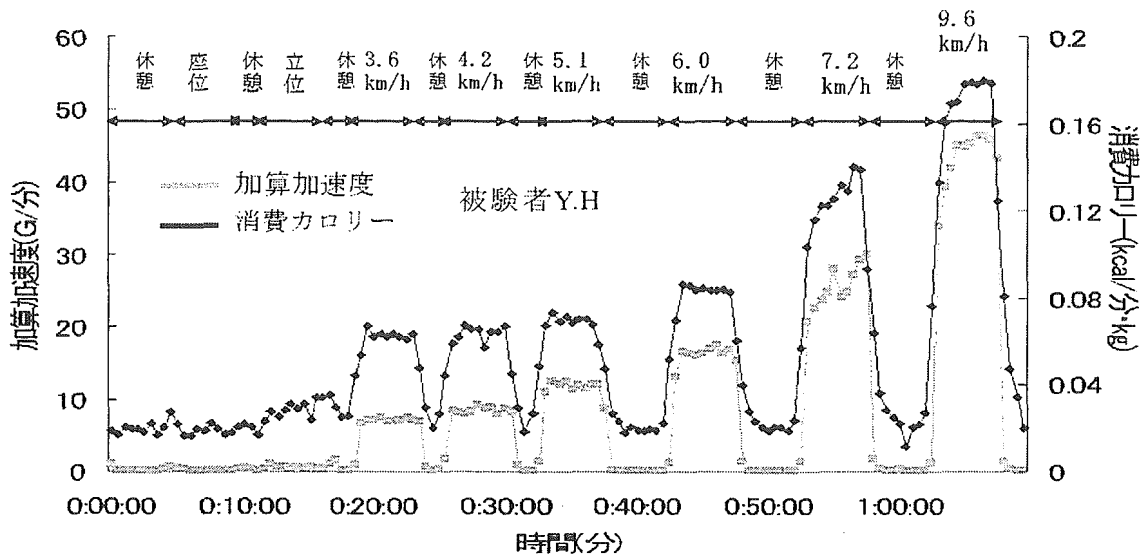


図34. 活動計測中における加算加速度と消費カロリーの変化.

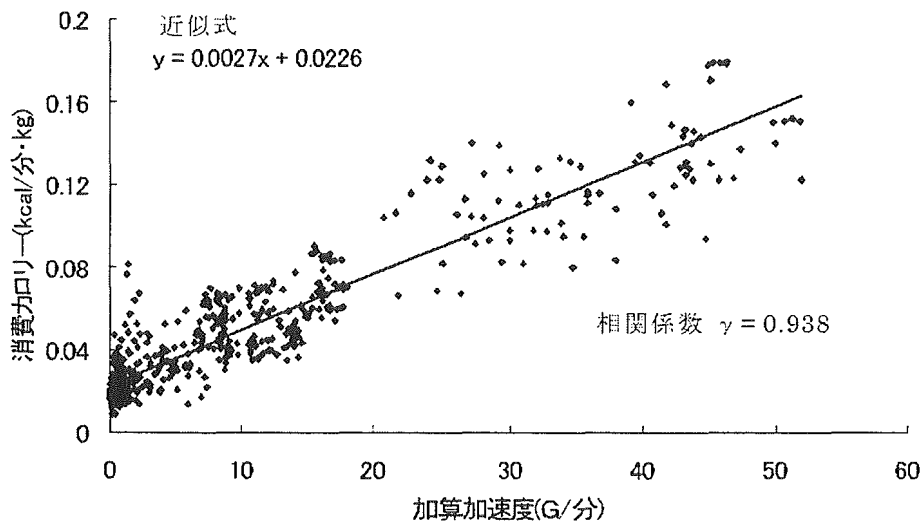


図35. 被験者全員の加算加速度と消費カロリーの関係.

図34に3軸加速度センサで計測した被験者の垂直方向成分の加算加速度と体重 1 kgの酸素消費量 VO_2/W から算出した消費カロリーの変化を示す. 図35に被験者全員分の加算加速度と消費カロリーの関係とその近似式, 相関係数を示す.

図35における加算加速度と消費カロリーの

相関係数は $\gamma = 0.938$ となり, 加速度センサで計測した被験者の活動時の加算加速度と, 実際のエネルギー消費には高い相関があることが分かった. そこで加算加速度と消費カロリーの一般的関係式を被験者の体重(Weight)を $W(kg)$, 加算加速度(Addition Acceleration)を $AA(G/分)$, 1分あたりの消費カロリー(Energy Expenditure)を $EE(kcal/分)$, とすると,

$$EE = W \times (0.0027 \times AA + 0.0226) \quad (13)$$

となる。

11) 日常生活における計測

この実験では高齢者と若者に日常生活を過ごしてもらい、そのときの身体加速度を計測した。そして式(13)を用いて加算加速度から計算した消費カロリーと実際の被験者の活動とを比較した。また、高齢者と若者での消費カロリーを比較した。

実験は表7の高齢者夫妻と若者男女ペアに携帯型デジタル生体信号モニタ装置と3軸加速度センサDMS-0029を装着し、約2時間日常生活を過ごしてもらった。実験中は二人で自由に過ごしてもらい、決められた仕事は各ペアで好きな時間に自由に行ってもらった。被験者に与えた課題を、表8に示し、実験風景を図38、39に示す。

図36、37に示すように携帯型デジタル生体信号モニタ装置、加速度計電源回路は市販のウェストポーチに入れ、伊達巻に取り付けた。また加速度計にはマジックテープを取り付け、伊達巻に装着できるようにした。これにより装置全体の着脱が簡単に行うことができる。また、実験施設には複数のビデオカメラが設置されていて被験者の行動を観察、撮影することができる。

実験後、加速度センサで計測した被験者の身体加速度から計算した消費カロリーと撮影された被験者の実際の行動とを比較した。消費カロリーは式1の変換式を用いて計算した。

図40に高齢者女性の日常生活活動時の加算加速度から算出した1分ごとの消費カロリーとビデオカメラで撮影された被験者の活動を示す。また表9に各被験者の掃除、洗濯、ふとんの活動時における平均消費カロリーを、表10

に各被験者の1分あたりの平均消費カロリーを示す。

表7. 被験者データ.

被験者	年齢(才)	体重(kg)
高齢者男性 E.O	63	53.3
高齢者女性 Y.O	58	48.1
若者男性 Y.S	23	65.7
若者女性 S.O	23	54.8

表8. 被験者に与えた課題.

課題	詳細
掃除	掃除機, モップ, 雑巾, ほうきを用いる
洗濯	洗濯機を用いる 2階のベランダに干す
炊事	自由に作ってもらう 後片付けをする
布団敷き, 片付け	押入れから出し, 押入れに片付ける



図36. 被験者風景.

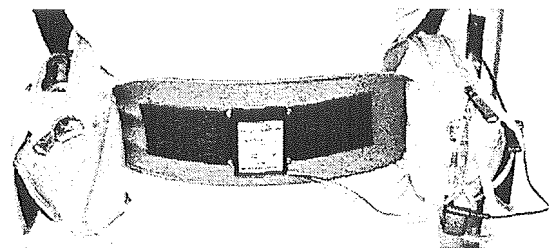


図37. 装置の装着風景.

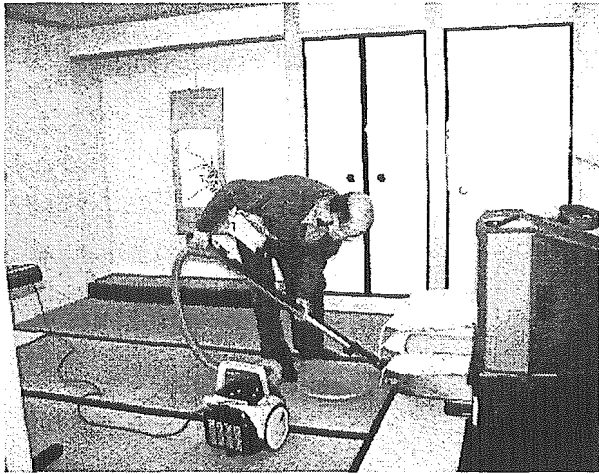


図38. 実験風景(高齢者).



図39. 計測風景(若者).

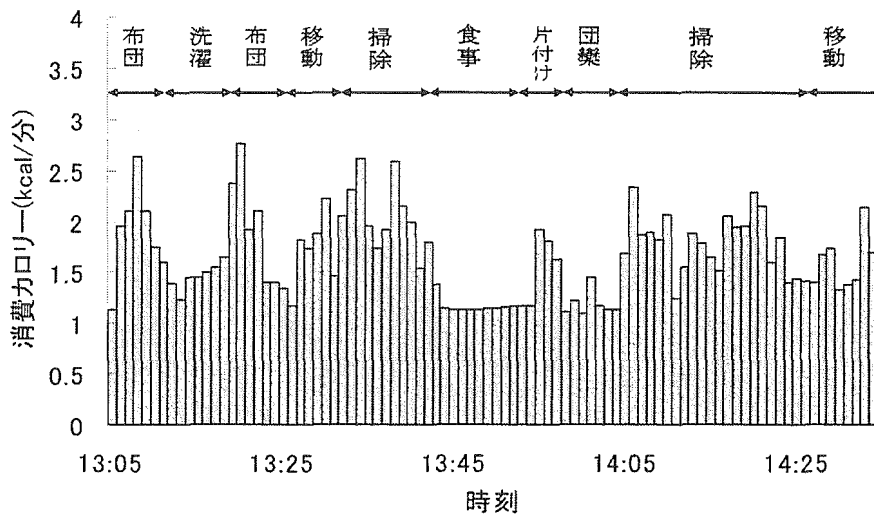


図40. 高齢者女性の消費カロリー.

表9. 業別の各被験者の平均消費カロリー (kcal/分).

被験者	ふとん	掃除	洗濯
高齢者男性 E.O	1.78	1.69	1.83
高齢者女性 Y.O	2.18	1.85	1.51
若者男性 Y.S	2.64	2.17	2.46
若者女性 S.O	1.85	2.66	1.85

表10. 被験者の平均消費カロリー.

被験者	平均値(kcal/分)
高齢者男性 E.O	1.55
高齢者女性 Y.O	1.66
若者男性 Y.S	2.07
若者女性 S.O	1.77

C. 考察

以上のように、本研究では、平成10、11、12年度の3年間に、詳細な関節運動のモニタ、下肢運動のモニタ、エネルギー消費の推定、3つの研究課題を実施した。以下に、共通で使用した機器の説明を記し、個々の研究成果について記す。

1) 関節運動のモニタについて

3自由度関節を2自由度に限定して計測行った方法においては、上腕に装着した加速度センサに全く肩関節の回旋運動の影響が生じないわけではない。それを2つの角度で表現し

ていることから、計測結果から得られる角度の数値は肩関節の内外転角もしくは屈曲・伸展角を正確に表わしたものではない。しかし本研究の目的は肩関節の微小な運動を解析することではなく、肩関節の動きをモニタすることにより、人が何をしているのかを知ることが目的である。上肢運動の計測結果や全身運動の計測結果にも示されるように動作を再現できることから日常生活行動のモニタが可能であると考えられる。全身運動の計測においては、背骨の運動と股関節の運動を2自由度の角度変化に限定して計測を行い動作の再現を行ったが、6章の結果からもわかるように、ここで示した加速度センサの関節近傍装着方式を用いて人の動作を計測し再現することが可能であることが示された。

2) 下肢運動のモニタについて

次に1自由度関節、3自由度関節それぞれの計測方法について考察を述べる。1自由度関節の計測においてはこの計測方法が有効であることが確認された。しかし、1自由度関節の計測においては、関節が屈曲・伸展運動を行う平面内に、2つの加速度センサに共通する加速度が生じなければ角度の算出を行うことはできない。角度の算出は3章に示される計算式では、加速度の大きさがゼロにならなければ角度の算出は可能である。しかし、計測される加速度が小さくなると、計測誤差が大きくなる。

実際の計測においては加速度センサのずれや加速度センサを取り付けているサポータの伸縮作用によって、2つの加速度センサに共通でない加速度が生じるため、2つの加速度センサに生じる共通の加速度が小さくなると共通でない加速度の影響が大きくなり正確な角度が計測できなくなる。1自由度関節の計測においては加速度センサで検出される加速度の大きさが0.4G以上であれば関節角度をほぼ正確

に計測できることがわかる。このことを用いて、本研究の計測方法とジャイロセンサを組み合わせ、加速度センサに生じる加速度が0.4G以上のときは加速度センサから算出される角度を用いて、0.4G以下になったときには、ジャイロセンサから得られる角速度の積分することにより関節角度を求める。そして0.4G以上のときに加速度センサから得られた値を用いて、ジャイロセンサの出力のドリフトから生じる積分値の誤差を補正するといったような計測方法も可能になると考えられる。1軸関節運動方法は関節角度を正確に計測できることと装着が容易であることからリハビリテーションの評価もしくは臨床の現場での可動範囲の計測への応用が期待される。

3自由度関節の計測においては、日常生活の動作を計測するためには不十分である。その理由としては、体幹が静止した状態もしくは等速で移動しているときの上肢の運動を計測することが不可能だからである。4章に示した計測方法は、計測方法の特性から、動きに激しい動作において効果を発揮するものと思われたが、激しい動きに対しては加速度センサがずれてしまうという問題が起こる。加速度センサを強く装着することにより、ずれの問題は軽減されるが、肩関節の近傍を固く締め付けると関節運動は拘束されてしまうという問題が新たに生じてくる。

以上の結果から、加速度センサ関節近傍装着方式により、股関節の関節角度を計測し移動距離及び歩行速度の計測が可能であると考えられる。また補正を行なうための比例定数においては、大股、普通、小股の3種類の歩き方を比較しても著しい変化は見られなかった。

今回の実験では計測した被験者の数も少ないため、ひとりの被験者のさまざまな歩行運動に対して同じ比例定数が常に適応が可能である

か否かは、これから検討していくべき課題である。ただ高齢者のように、歩幅、股、膝関節の関節角度が大きく変化することが少ない歩行運動においては、ひとりの被験者に対しては同じ比例定数を用いて歩行速度の算出が可能であると考えられる。

また本計測方法では、リアルタイムに移動距離を計算し歩行速度を求めることができるため、被験者が常に歩行速度を確認しながら歩行運動を行なえるシステムに応用できるものと考えられる。

以上のように、この加速度センサの関節近傍装着方式が下肢運動の計測に有効であることが示された。この方式は関節が運動を行う平面内に何らかの加速度が生じなければ関節角度を算出することは出来ない。また、加速度センサの回転軸からの距離が大きくなることによっても計測誤差は増大する。しかし、日常生活における下肢運動を計測する場合、常に重力加速度の検出が可能であることが期待できる。今回行った下肢運動の計測においても、椅子での立ち座り、水平な床での歩行、階段昇降といった日常生活で行う下肢の代表的な運動をモニタリングすることにおいて、この計測方法が有効であることが確認された。

ところで、階段昇降の実験では 40 秒間に 8 段上がり 8 段下りるといった運動を行った。この運動は幾分ゆっくりした運動である。股関節の屈曲伸展角を計測するために、胴体側の加速度センサは骨盤の上辺りに取り付けられたベルトの上に固定されており、大腿部側の加速度センサはサッカー選手が用いる膝当てに固定し、それをストッキング止めで大腿部に装着している。階段を昇る動作における股関節の屈曲伸展角は歩行におけるそれよりも大きく、また階段昇降は上下運動を含んでいるので、運動の仕方によって加速度センサはずれ易くなっており、計

測誤差も生じやすい。今後ある程度速い階段昇降運動を正確に計測するためには装着方法を検討する必要がある。

また、今回の下肢運動の計測では、股関節、膝関節、足関節を1軸関節とみなしうるが実際のこれらの関節の運動は1軸ではない。また理論上は、2つの加速度センサの計測軸が回転軸と垂直な平面状に設置されていないと片方の加速度センサのみが実際の加速度より小さな値を出力し、正確な値が算出できない。また下肢の形状から完全には回転軸と垂直な平面上に設置することはできない。今回の実験では、カメラなどを使って実際の計測における誤差を検討することはしなかったが、こういった要素は計測結果に大きな影響は与えなかったものと思われる。

階段の復元においては、図7に示したように、この計測方法において運動を行った階段を大まかに復元することが可能であることが確認された。復元結果は、実際の階段より若干小さくなっている。これは、今回の復元方法においては、腰の水平面内での移動、水平面内や前額面内での回転運動をないものとしてつま先位置を算出し、両足のつま先間距離を階段の奥行きとしたためと考えられる。また、両足支持期において片方の脚が足底接地での両足のつま先位置を用いているが、先に述べたように、床からの衝撃力などで比較的誤差が生じやすい瞬間であり、この瞬間は3つの関節の角加速度が比較的大きいときであるため、誤差を含みやすい計測結果を用いていると言える。両足の6つの関節角が誤差を含んでいるとき、つま先位置の距離はそれぞれの関節の誤差を蓄積し大きくなることが考えられる。階段をより正確に再現するためには精度が求められるため、加速度センサの装着位置や装着方法の検討や、床からの衝撃力成分の除去などが必要である。また、

ジャイロセンサを腰に装着し、その出力を積分器で積分することにより腰の縦軸周りの回転角を計測することができる。このようにジャイロセンサを組み合わせ、腰縦軸周りの回転を考慮することによってより正確に階段を再現できるものと思われる。

また、歩行速度の推定に関しては、加速度センサ関節近傍装着方式により、股関節の関節角度を計測し移動距離及び歩行速度の計測が可能であると考えられる。また補正を行なうための比例定数においては、大股、普通、小股の3種類の歩き方を比較しても著しい変化は見られなかった。今回の実験では計測した被験者の数も少ないため、ひとりの被験者のさまざまな歩行運動対して同じ比例定数が常に適応が可能であるか否かは、これから検討していくべき課題である。ただ高齢者のように、歩幅、股、膝関節の関節角度が大きく変化することが少ない歩行運動においては、ひとりの被験者に対しては同じ比例定数を用いて歩行速度の算出が可能であると考えられる。

3) エネルギー消費の推定について

図35に示すように、被験者の加算加速度から算出した消費カロリーとビデオカメラで撮影した被験者の行動記録とを比較すると、掃除やふとんの出し入れ、散歩など、比較的体を動かしエネルギーの消費が多くなる行動のときには、1分あたりの消費カロリーが大きく変化し、逆に料理や食事など、被験者が身体を動かさない行動の時には1分あたりの消費カロリーの変化は少なかった。また表7に示すように、掃除を行っているときの平均消費カロリーは高齢者よりも若者のほうが大きいことが分かった。洗濯においても高齢者より若者の消費カロリーの方が高かった。洗濯の活動には洗濯物を干すため階段を使う行動が含まれており、普通に階段を上

り下りする若者と、転ばないように慎重に上り下りする高齢者の行動の違いが出たものとする。ふとんの活動では高齢者女性と若者男性の消費カロリーが高かったが、これはふとんを出し入れするときの姿勢の違いによるもののデータ、単にふとんを敷くだけの行動と、ふとんカバーをきちんと中に入れる行動との違いが表れた。表8に示すように実験全体での各被験者の1分あたりの平均消費カロリーを見ると若者女性が最も高く、高齢者男性が最も少なかった。ビデオを見ると高齢者の実験では高齢者女性が主に家事を行い、高齢者男性は手持ち無沙汰になっている場面が多かった。今回の実験では高齢者男性も家事の手伝いを行ってはいしたが、配偶者のいる高齢者の男性が家庭で家事を行うことはあまりないと考えられ、実生活での消費カロリーはもっと少なくなるものと考えられる。このように加速度センサを用いることによって日常生活における活動の負荷を消費カロリーという定量的な指標で評価することができた。

この実験では20代の男性被験者5人という限られた条件での計測ではあったが、これまで身体加速度の波形や振幅の大小という視覚的な判断で行ってきた身体活動量の評価が消費カロリーという定量的な物差しで評価できることが分かった。加算加速度から消費カロリーへの変換式は性別や年齢別、体重別に变化していくものと考えられる。よって条件別に計測を行い、それぞれにおける変換式を求めれば、計測する被験者に合った身体活動の評価が可能になると考えられる。以下、実験で計測した被験者の加算加速度は式(1)の関係式で消費カロリーに変換して示す。

D. 結論

本研究では高齢者の日常生活における行動、身体活動のモニタ方法について検討して

きた。元気な高齢者は一見若者と変わらないように見えるが、高齢者のホメオスターシスの幅は狭く、若者と異なり、少しの事故、けがで容易に健康を損なう。従って、高齢者の健康をサポートするには常時の体調のモニタリングと異常の兆候の早期発見が重要である。本研究では、特に日常生活における身体活動に着目した。この身体活動が高齢者の健康状態を表す最も適切な指標であると考えたためである。

実施した研究項目は3つである。第1, 2は日常生活における関節運動のモニタ方法の検討ならびにその応用としての下肢運動の精密計測方法の検討である。日常生活の行動をモニタするためには、広範囲の移動を伴うため携帯型の計測装置が必要となる。画像処理を用いた方法や磁界センサによる手法は人間の動作をより細かく解析し、運動特性を知るためには有効であるが計測空間に制限されるという問題がある。本手法は加速度センサをサポートなどにつけることにより、手軽に装着でき、携帯型生体信号無拘束計測装置との組み合わせにより広範囲での計測が可能となる。加速度センサがより小型になることで日常生活の無拘束計測を実現できるものと考えられる。

本手法は画像処理のように立ち位置、向きなどの制限も無く、磁界センサのような部屋単位での装置を必要としないので、加速度センサをサポートなどにつけることにより、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。

また携帯型生体信号無拘束計測装置との組み合わせにより、さらに広い範囲での計測と、日常生活の無拘束計測を実現できるものと考えられる。利用分野はスポーツ、手話認識、リハビリテーションなど多岐に渡り、作業現場での作業のしやすさの指標化などでの利用も期待できる。またこの計測方法にジャイロセンサに

よる計測を組み合わせることにより、精密な運動計測が可能であると考えられる。

第3は、下肢運動の精密計測方法の検討である。ここでは、3軸の加速度センサと携帯型の計測装置を用いることにより、日常生活における活動量を計測し、その活動量を定量的に評価することができた。これにより病院内でしかできなかった活動量の計測が屋外や自宅で、しかも計測をあまり意識することなく活動量の評価ができることになる。

将来、ナノテクノロジーが発展し、携帯型デジタル生体信号モニタ装置やセンサの小型化が進めば、それらを時計やベルトや靴、ネクタイピンなどの日用品に収納することにより、より詳細で正確な活動量の計測が、より無拘束、無意識に行えるものとする。その意味でも携帯型デジタル生体信号モニタ装置は未来の医療システムを担う医療機器として発展していく可能性を持っているといえる。

E. 研究発表

1. 論文発表

1. Masaaki Makikawa, S.Kurata, K.Shimizu, T.Kagawa, A.Takahashi, R.Tokue: Ambulatory monitoring of behavior in daily life, Proc. The 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering, pp.255, 1999.
2. 牧川 方昭：身体活動を測る，日本リウマチ・関節外科学会雑誌，18-1,2, 19-30, 1999.
3. 牧川方昭：在宅医療・福祉における新しい計測技術，メディカルセンサ第1回研究会「高齢社会で期待されるメディカルセンサ」予稿集，3-1～3-10, 1999.
4. 倉田聡，久下幸子，牧川方昭，香川

- 哲也，高橋歩，徳江林三：加速度センサの関節近傍装着方式による日常動作計測と再現，第16回バイオメカニズムシンポジウム前刷，163-171，1999.
5. 中田智哉，倉田聡，久下幸子，牧川方昭，荒木芳尚，徳江林三：加速度センサ関節近傍装着法による歩行速度計測の試み，第20回バイオメカニズム学術講演会予稿集，1160-1163，1999.
 6. 清水健，牧川方昭，荒木芳尚，高橋歩，徳江林三：長期間日常行動モニタのための携帯型デジタル生体信号モニタ装置，第20回バイオメカニズム学術講演会予稿集，1210-1213，1999.
 7. 牧川方昭：加速度センサを用いた無拘束運動・行動モニタリング，医用電子と生体工学，38(Suppl.)，pp.112，2000.
 8. 中田智哉，倉田聡，牧川方昭，荒木芳尚，徳江林三：加速度センサ関節近傍装着法による歩行速度計測の試み，医用電子と生体工学，38(Suppl.)，pp.482，2000.
 9. 牧川方昭：運動の長時間計測，理学療法MOOK6：運動分析，三輪書店，50-59，2000.
 10. 牧川方昭：工学を医療福祉に役立てるためには，第18回日本ロボット学会学術講演会予稿集，pp.419-420，2000.
 11. 比嘉良樹：清水健，牧川方昭，荒木芳尚，徳江林三：生体信号無高速計測装置による高齢者の日常生活活動量の長時間計測，第15回生体・生
 - 理工学シンポジウム論文集，pp.131-134，2000.
 12. 牧川方昭：工学を医療福祉に役立てるためには，BME，15-1，pp.26-30，2001.
 13. 牧川方昭，比嘉良樹：携帯型デジタル生体信号計測装置を用いた日常生活における歩行機能のモニタ，BME，15-1，pp.218，2001.
 14. 比嘉良樹，牧川方昭，浅郷周造，渋谷恒司，徳江林三，小橋一毅，若林政芳，西川勝男：加速度センサと心拍センサを用いた高齢者の生活活動量評価，BME，15-1，pp.535，2001.
 15. 比嘉良樹，牧川方昭，浅郷周造，渋谷恒司，徳江林三，小橋一毅，若林政芳，西川勝男：加速度センサと心拍センサを用いた身体活動計測システム，第16回生体・生体工学シンポジウム論文集，3C2-2，pp.415-418，2001.
 16. Masaaki Makikawa, Satoshi Kurata, Yoshiki Higa, Yoshiyasu Araki, Rinzo Tokue: Ambulatory Monitoring of Behavior in Daily Life by Accelerometers Set at Both-Near-Sides of the Joint, MEDINFO2001, V. Patel et al. (Eds), IOS Pres, Amsterdam, p. 840-p. 843, 200.
 17. 岡田志麻，水貝浩二郎，藤原義久，牧川方昭：加速度センサを用いた睡眠時の心拍動の無拘束計測，第22回バイオメカニズム学術講演会予稿集，pp.235-238，2001.
 18. 比嘉良樹，牧川方昭：日常生活における

- 行動,身体活動のモニタ, 厚生科学研究(長寿科学総合研究)研究成果発表会(一般向け)抄録集, pp.8-9, 2001.
19. 牧川方昭:山越憲一編著, 健康・福祉機器のための要素技術編:センサ, 健康・福祉工学ガイドブック, 工業調査会, 426-436, 2001.
 2. 学会発表
 20. 牧川方昭:在宅医療・福祉における新しい計測技術, メディカルセンサ第1回研究会「高齢社会で期待されるメディカルセンサ」, 1999年5月21日
 21. 牧川方昭:生体信号モニタ装置のインテリジェント化とネットワーク化:携帯型デジタル日常行動モニタ装置の経験より, 第10回日本臨床モニタ学会総会, シンポジウム1「モニタリングデータの収集保存と解析利用」, 1999年4月30日-5月1日
 22. 倉田聡, 久下幸子, 牧川方昭, 香川哲也, 高橋歩, 徳江林三:加速度センサの関節近傍装着方式による日常動作計測と再現, 第16回バイオメカニズムシンポジウム, 1999年8月3-5日
 23. Masaaki Makikawa,, S.Kurata, K.Shimizu, T.Kagawa, A.Takahashi, R.Tokue: Ambulatory monitoring of behavior in daily life, The 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering, 1999年9月12-15日
 24. 中田智哉, 倉田聡, 久下幸子, 牧川方昭, 荒木芳尚, 徳江林三:加速度センサ関節近傍装着法による歩行速度計測の試み, 第20回バイオメカニズム学術講演会, 1999年11月27-28日
 25. 清水健, 牧川方昭, 荒木芳尚, 高橋歩, 徳江林三:長期間日常行動モニタのための携帯型デジタル生体信号モニタ装置, 第20回バイオメカニズム学術講演会, 1999年11月27-28日
 26. 牧川方昭:患者主体の世紀への夢のツール開発, ホームヘルスケア西日本2000, 2000年6月22-24日
 27. 牧川方昭:コンピュータ・通信技術(IT)が高齢者福祉を変える?, 健康・福祉ビジネスクリエーションフォーラム, 2000年8月3-4日
 28. 牧川方昭:加速度センサを用いた無拘束運動・行動モニタリング, 第39回日本エム・イー学会大会, 2000年5月17-19日
 29. 中田智哉, 倉田聡, 牧川方昭, 荒木芳尚, 徳江林三:加速度センサ関節近傍装着法による歩行速度計測の試み, 第39回日本エム・イー学会大会, 2000年5月17-19日
 30. 牧川方昭:工学を医療福祉に役立てるためには, 第18回日本ロボット学会学術講演会, 2000年9月12-14日
 31. 比嘉良樹, 清水健, 牧川方昭, 荒木芳尚, 徳江林三:生体信号無高速計測装置による高齢者の日常生活活動量の長時間計測, 第15回生体・生理工学シンポジウム, 2000年10月13-15日
 32. 牧川方昭, 比嘉良樹:携帯型デジタル生体信号計測装置を用いた日常生活における歩行機能のモニタ,

- 第40回日本ME学会大会, 2001年5月9日-11日.
33. 比嘉良樹, 牧川方昭, 浅瀧周造, 渋谷恒司, 徳江林三, 小橋一毅, 若林政芳, 西川勝男: 加速度センサと心拍センサを用いた高齢者の生活活動量評価, 第40回日本ME学会大会, 2001年5月9日-11日.
34. 比嘉良樹, 牧川方昭, 浅瀧周造, 渋谷恒司, 徳江林三, 小橋一毅, 若林政芳, 西川勝男: 加速度センサと心拍センサを用いた身体活動計測システム, 第16回生体・生理工学シンポジウム, 2001年8月29日-8月31日.
35. Masaaki Makikawa, Satoshi Kurata, Yoshiki Higa, Yoshiyasu raki, Rinzo Tokue : Ambulatory Monitoring of Behavior in Daily Life by Acelerometers: Set at Both-near-sides of the Joint MEDINFO 2001, 10th World Congress on Medical Informatics, London, 2001年9月2-5日.
36. 岡田志麻, 水貝浩二郎, 藤原義久, 牧川方昭: 加速度センサを用いた睡眠時の心拍動の無拘束計測, 第22回バイオメカニズム学術講演会慶應義塾大学理工学部矢上キャンパス, 2001年11月23日-11月24日.
37. 比嘉良樹, 牧川方昭: 日常生活における行動, 身体活動のモニタ, 厚生科学研究(長寿科学総合研究)研究成果発表会(一般向け)2001年12月6日.

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

F. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得

なし

分担研究報告書

東 祐二
藤元早鈴病院
リハビリテーションセンター
室長

厚生省科学研究費補助金（長寿科学総合研究事業）
分担研究報告書

リハビリテーション訓練効果のモニタリングに関する研究
分担研究者 東 祐二 （社）八日会 藤元早鈴病院セラピスト室室長

研究要旨

医療環境の変化に伴い、リハビリテーション訓練場面における評価、訓練、再評価のサイクルをより効率化する必要性が生じている。特に、脳卒中の早期リハビリテーションにおいては、寝返り～起き上がり、膝立ち、立位、歩行などの基本的でかつ反復される動作群（図1）の早期獲得が重要である。我々は、無拘束加速度計測法を用いてこれらの動作における姿勢制御機能のモニタリングを試みた。結果として加速度センサによって初期のリハビリテーション上必要な諸動作のモニタリングが可能であることがわかった。また、次年度の研究では対象者に拘束感を与えずに、リアルタイムで運動解析情報を提供できるシステムを構築し、日常生活動作（ADL）訓練（移乗動作）場面に臨床応用した。その結果、システムの操作は、1名のセラピストで可能であり、利用対象者に拘束感の訴えは認められなかった。このことにより、3軸加速度はリハビリテーション訓練における、セラピストの評価支援機器として有用であることが示唆された。

さらに本年度は、セラピストの訓練評価を支援するために動作遂行中の計測情報をリアルタイムで提供できるシステムを構築した。さらに、本システムをリハビリテーション訓練において定期的に実施される装具適合判定会に使用し、その結果歩行用補装具の適合性の判定に有力な情報を提供出来ることが示唆された。

キーワード 装具クリニック、リハビリテーション訓練、加速度、脳卒中

A. 研究目的

リハビリテーション訓練において、客観的な情報を基にした評価システムを構築し、訓練効果のモニタリングを臨床上簡便に可能であるセラピスト支援機器の開発を目的としている。

本報告では、3年度にわたるリハビリテーション訓練効果のモニタリングに関する研究成果経過を各年度別に示す。

1999年度においては、脳卒中片麻痺患者における早

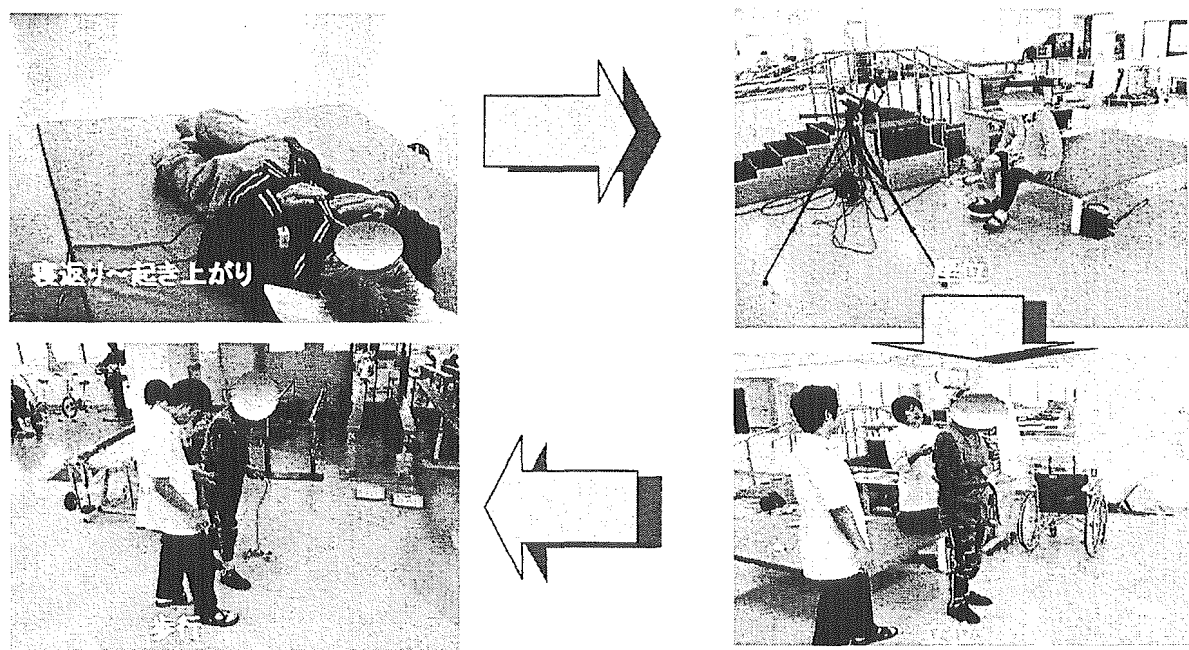


図1 基本動作訓練

期のリハビリテーション上重要と考えられる、基本的でかつ反復される動作群に着目し、その姿勢制御機能をターゲットにモニタリングを試みた。評価パラメータには、計測部位の、筋力、骨関節機能、姿勢反射等を包括する運動情報として捉えられる、加速度信号を採用し、無拘束型加速度計測法が最適と考え実施した。

尚、本研究は、当院倫理委員会の承認を得て、全ての対象者に対するインフォームドコンセントが得られた後に実施した。

A. 寝返り動作パターンの評価

1. 目的

寝返りパターン（図 2）、例えば、仰臥位から側臥位への移動の評価は、セラピストの経験と主観に頼るところが大きい。そのため、空間内の動作遂行パターンを簡便にモニタリングする方法について検討した。

2. 研究方法

対象は指示理解が良好で整形外科的疾患のない脳卒中片麻痺患者 27 名（男性 17 名・女性 10 名、年齢 64.7 ± 10 歳、右麻痺 15 名、左麻痺 12 名、上肢 Br stage II 3 名、III 24 名、下肢 Br. stage III 12 名、IV 10 名、V 5 名。発症からの期間 3 年 2 ヶ月 \pm 13 ヶ月）とした。

センサは、麻痺側肩峰（以下 肩甲帯）と上前腸骨棘（以下 骨盤帯）に装着した。測定課題は、ベッド上仰臥位より健側方向へ 90 度寝返ることとした。動作の様子は VTR にて録画した。センサからの出力信号を Lab VIEW (National INSTRUMENTS AT-MIO-16E-10) にて AD 変換 (sampling 周波数: 200Hz) し、パーソナルコンピュータにファイル転換した。解析は、基本水平面上（上下・左右軸）の加速度軌跡を散布図で確認できるプログラムを作成し寝返り可能群と不可能群に分けて比較した。同時に VTR 映像をもとに動作の遂行状況を確認した。

3. 研究結果及び考察

1) 散布図の特徴として可能群 (25 名) は、動作開始直後より終了まで 1/4 円様波形を描いたが、不可能群 (2 名) は、細かな波形が出現し、開始点付近に集束

していた (図 3、4)。

2) VTR 上では、可能群は肩甲帯・骨盤帯の分節的運動を確認できたが、不可能群は、確認できず連動した体幹回旋が不可能である事が確認できた。

1)、2) により、無拘束型加速度計測法を用いた事で、寝返りの特徴的な加速度軌跡を確認でき、視覚的分析では、評価しにくい肩甲帯・骨盤帯の微妙な経時的变化を定量的に評価できることがわかった。

4. 結論

加速度センサを用いる事で、肩甲帯、骨盤帯の相対的位置関係の把握が容易であり、リアルタイムでの定量的評価が可能であることが示唆された。

B. 片膝立ち位の静的バランス評価

1. 目的

膝立ち位訓練は、立位や歩行能力獲得の前段階の指標として重要であるため、バランス評価を試みた。

2. 研究方法

対象は、指示理解が可能な、脳卒中片麻痺患者 5 名（男性 5 名、年齢 69 ± 5 歳）とした。測定課題は、被検者に開眼条件で静的立位と膝立ち位をとらせ、10m 前方の目の高さに設置してあるターゲットを注視するように指示した。加速度センサは、頭頂部、第 4 仙椎に装着した。測定時間 20 秒 (sampling 周波数: 200Hz)、立位と膝立ち位それぞれの頭部、腰部の空間内動揺を計測した。センサからの出力信号は携帯型生体信号記録装置 (TEAC, DR-C2) を用いてメモリカードに収集、パーソナルコンピュータにてファイル転送した。解析は、MATLAB (Mathworks 社)



図 2 寝返り計測

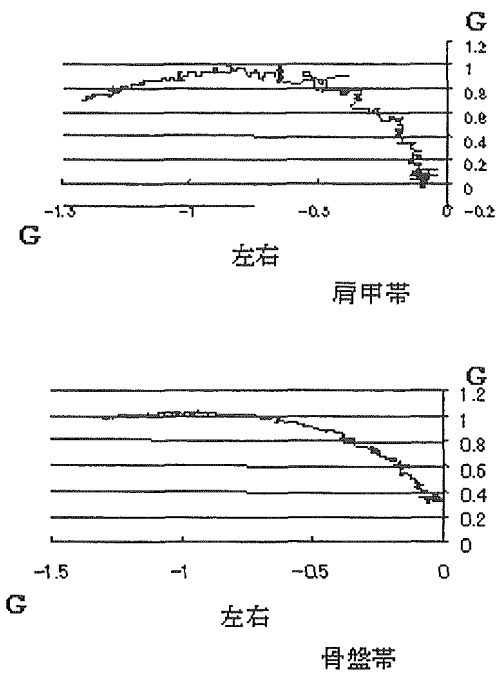


図3 寝返り可能群の典型例 散布図

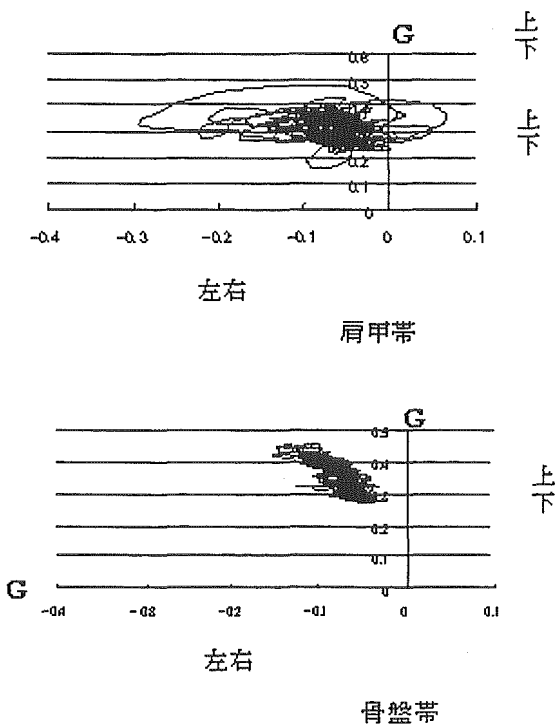


図4 寝返り不可能群の典型例 散布図

にて、周波数解析を用いて立位と膝立ち位を比較した。加えて、水平面上の動揺を時系列で観察でき、加速度の総変化量、矩形面積、実効値面積を算出できるプログラムを作成し立位と膝立ち位の頭部と腰

部の相対的な位置関係の検討、動揺の程度を比較した。

3. 研究結果および考察

1) 頭部、腰部加速度の前後・左右成分の周波数解析（以下FFT）の結果では、全症例の立位と膝立ち位において低周波数帯域（1Hz～10Hz）つまり身体の動揺成分と考えられるパワーが現れた。周波数分布には顕著な差は認めなかった。

2) 時系列データによる立位と膝立ち位の頭部、腰部加速度の総変化量、矩形面積、実効値面積の比較では、いずれも有意差は認められなかった。

3) 膝立ち位における頭部と腰部の前後方向への動揺は1例を除いて同期していた（図5）。

立位においては、全症例で前後方向への動揺は同期していた。（図6）

このことにより、全症例の立位と膝立ち位の周波数分布に顕著な差を認めず、時系列データに差がないことに加えて、頭部と腰部の前後方向への加速度動揺が同期していることがわかった。つまり、静的膝立ち位が可能なケースにおいては、静的な立位と同様のパターンで姿勢制御がなされていることが示唆された。その制御様式としては、足関節をピポットとして剛体に近い身体動揺を示す、足関節方式（Nashner）により制御されていると考えられた。

4. 結論

立位および膝立ち位の姿勢制御の評価が、簡便で定量的に可能であり訓練効果の検討がその場で可能であることが示唆された。

C. 静的立位バランスの評価

1. 目的

身体各部の空間的姿勢制御について評価する意味で、頭部と腰部に加速度センサを装着し、その動揺加速度にて評価を試みた。

2. 研究方法

神経学的、耳鼻科的な疾患のない健常成人12名（男性5名、女性7名、年齢24.6±3歳、以下健常群）、及び歩行が習熟した独歩可能な脳卒中片麻痺患者20名（男性14名、女性6名、年齢66.8±8歳、以下片麻痺群）を対象と

した。片麻痺群の平均発症月数は 44 ± 36 ヲ月、下肢 Br. stage はIV8名、V9名、VI3名であった。

測定条件は日本平衡神経学会の基準に従い、2m前方の目印を注視させ、開足間隔距離を大転子間距離に目視にて合わせ、開足角度を60度とした。測定時間は、開始後10秒を除いた30秒間とした。測定は、1回の練習の後に行った。加速度センサは、頭頂部、第4仙椎に装着した。測定時間30秒 (sampling 周波数: 200Hz)、立位と膝立ち位それぞれの頭部、腰部の空間内動揺を計測した。(図7)

加速度データは、最大値から最小値の差で求めた前後動揺加速度の幅 (以下前後動揺幅)、左右動揺加速度の幅 (以下左右動揺幅)、動揺加速度の総変化量、矩形面積、実行値面積をそれぞれ頭部と腰部、前後と左右動揺幅、健常群と片麻痺群にて比較した。

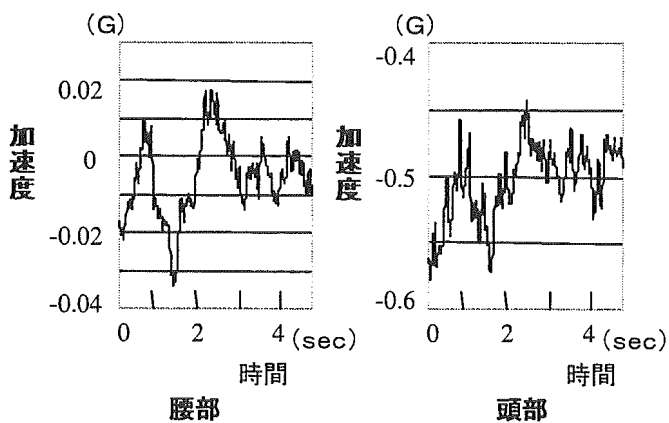


図5 膝立ち位 前後方向

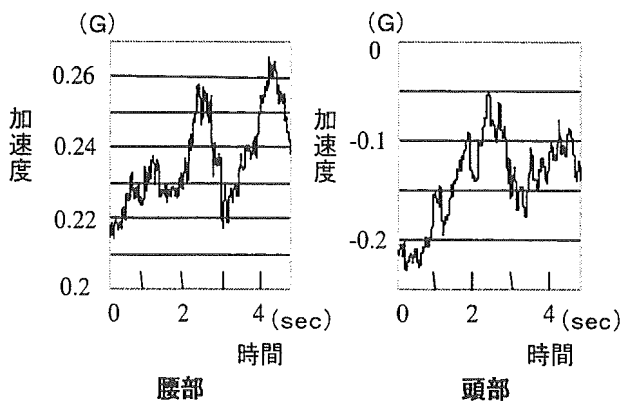


図6 立位 前後方向

3. 研究結果および考察

1) 動揺幅、総変化量、矩形面積、実行値面積は、健常群、片麻痺群共に頭部の動揺幅が有意に大きかった ($p < 0.01$)。

2) 頭部、腰部の前後動揺幅と左右動揺幅は、健常群、片麻痺群共に前後動揺幅が有意に大きく ($p < 0.01$)、左右動揺幅は、健常群、片麻痺群共に相関が認められた ($p < 0.01$)。

3) 頭部と腰部それぞれの前後、左右動揺幅、矩形面積、実行値面積の両群の比較では、片麻痺群が有意に大きかった ($p < 0.01$)。しかし、総変化量では差がなかった (図8)。

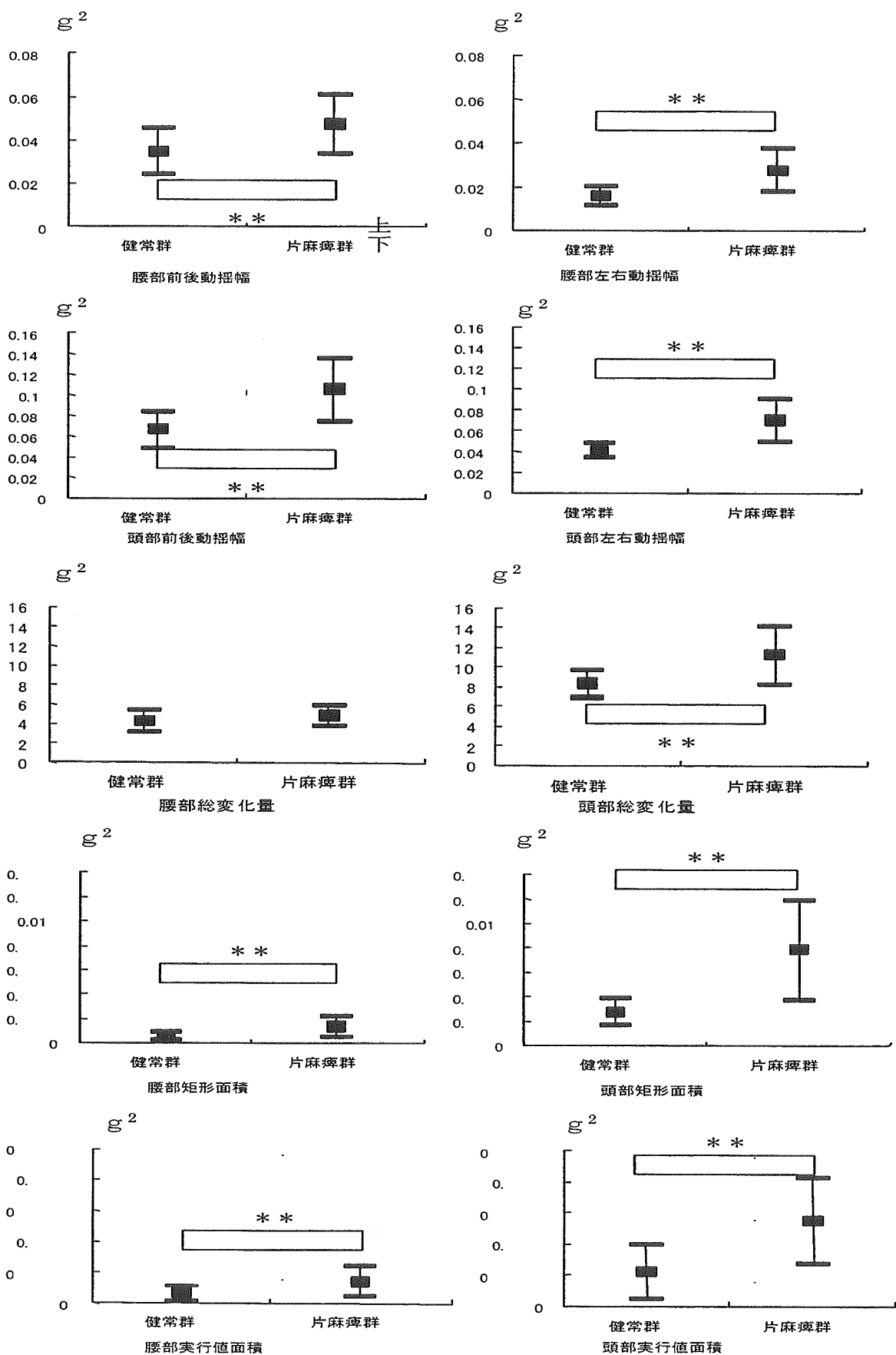
このことは、健常群、片麻痺群を問わず、頭部の動揺幅が大きい、これはNashnerらのいう足関節をピポットとして剛体に近い身体動揺を示す足関節制御を裏付ける結果であることを示している。また、姿勢制御における自由度は、左右方向に比べて前後方向の自由度が多いことが示唆された。健常群と片麻痺群の姿勢制御能は異なることが示唆された。このことにより、片麻痺群は健常群に比してより剛体に近い状態で動揺していることを示している。

4. 結論

頭部と腰部の加速度を計測することにより、空間内動揺の観察が容易であり、静的立位を定量的に評価することが可能であることが示唆された。



図7 静的立位と膝立ち位の計測



** $p < 0.01$

図8 各動揺加速度パラメータにおける健常群と片麻痺群の比較