

島市

53. Namb M, Nakajima K, Kawarada A, Tamura T, The Automatic Health Monitoring System for Home Health Care, ITAB2000-ITIS2000, 8 - 11, Arlington, USA.
54. 田村俊世、高齢社会を支えるモニター技術、新潟大学特別講義、12月15日、新潟
55. 田村俊世、在宅健康管理技術、人間行動適合型生活環境創出システム技術、住宅場面グループ会議、大阪工業技術研究所、池田、12月21日
56. 田村俊世 ナノテクノロジーから宇宙まで超への挑戦 14「近未来ドキュメント」1月26日(日本工業新聞)
57. 一関紀子、田村俊世、呼吸シミュレータによる簡易熱量計の精度検討、携帯用簡易熱量計の信頼性、妥当性に関する検討会、2月1日、東京
58. 中島一樹、南部雅幸、田村俊世、無拘束健康モニタ、電子情報通信学会安全性研究会、3月21日、東京
59. 関根正樹、田村俊世(老人支援機器開発部)、ウェアブル・フラクタル解析による片麻痺患者およびパーキンソン病患者の歩行評価、平成11年度長寿科学総合研究事業班会議、2月16日、大府
60. 田村俊世(老人支援機器開発部)、健康情報の自動モニタリングシステム、Digital Human Laboratory Workshop、2月14日、東京
61. 中島一樹、田村俊世(老人支援機器開発部)、長寿医療研究センター老人支援機器開発部の取り組み、大府市「あいち健康の森周辺新産業拠点整備懇談会」第2回懇談会、2月27日、大府

分担研究報告書

牧川 方昭
立命館大学工学部
教授

加速度センサによる日常生活動作の長期モニタに関する研究

(分担) 牧川 方昭 立命館大学工学部ロボティクス学科教授

研究要旨: 本研究では、炊事、洗濯、掃除などの高齢者の丸1日の日常生活動作をモニタすることを目標としている。本年度は前年度に引き続き、加速度センサの関節近傍装着方式を用い、下肢運動、特に歩行運動の計測と歩行速度の計測を試みた。その結果、歩行、階段昇降をほぼ忠実に再現することが出来、歩行速度の計測も可能であることが示された。

A. 研究目的

これまでの研究においては、我々は加速度センサの関節近傍装着法による関節角度の計測方法を検討してきた。関節近傍装着法とは、加速度センサを股関節の両脇かつ近傍に装着することにより関節の可動角度を計測する方法である。特に、1自由度の関節においては、この計測方法が有効であることを示してきた。本研究では、この加速度センサの関節近傍装着方式を用い、歩行、階段昇降、椅子の立ち座りなどの下肢運動における股関節、膝関節、足関節の各関節の屈曲、伸展角度の計測の可能性を検討した。また、下肢の関節運動をリアルタイムにパソコン上にスティックピクチャで再現することを試みた。また、この下肢の関節運動の計測方法を用いて、片足の股関節の屈曲、伸展角度の時間的変化から歩行距離を導き出し、その歩行距離を時間微分することにより歩行速度を求めた。

B. 研究方法・結果

先に記したように、本研究では加速度センサの関節近傍装着方式による歩行運動計測方

法を検討している。ここでは1自由度の関節の関節近傍装着方式による関節角度計測の原理、歩行、階段昇降、椅子の立ち座りにおける股関節、膝関節、足関節の各関節の屈曲、伸展角度の計測方法と、結果、股関節運動計測データからの歩行速度推定方法ならびに結果について記す。

なお、歩行速度は、高齢者のリハビリテーションにおいて、活動量を示す指標として必要とされている。しかし、歩数計を用いた歩行速度の計測方法では、高齢者に多く見られる摺り足歩行の速度の計測は困難である。そのため、これまでにゴニオメータを用いて股関節の関節角度を計測する方法が紹介されている。

1) 関節近傍装着方式の計測原理

肘関節を例に挙げて1軸関節角度の計測方法について述べる。加速度センサを肘関節の近傍に装着することにより、前腕部側の加速度センサと肘関節の回転軸との距離は限りなく小さくなり、肘関節の回転運動から生じる遠心加速度と回転加速度は生じないものと考えられる。また、2つの加速度センサを接近させることにより、肩関節の回転運動から生じる遠心加速度と

回転加速度は同一であると考えられる。よって、図1において $a \cong a'$ が成り立つ。

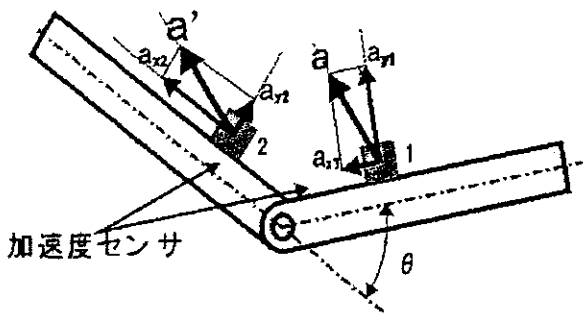


図1. センサに生じる加速度の向き. a: 加速度センサ1に生じる加速度の総和, a': 加速度センサ2に生じる加速度の総和.

以上のことより、関節角 θ は1)式を解くことにより、2)式で与えられる。

$$\begin{pmatrix} a_{x1} \\ a_{y1} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} a_{x2} \\ a_{y2} \end{pmatrix} \quad 1)$$

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

2) 加速度センサと計測システム

本研究では図2に示す静電容量型3軸加速度センサ(C3A-02-30, 住友精密工業株)を用いた。大きさは $54 \times 53 \times 17\text{mm}$ で、重さは 65g である。この加速度センサは図2b)に示すシリコン・マイクロマシニング技術によって作られたセンサチップと C-V 変換回路と出力補正回路を組み込んだものである。センサチップはコンデンサの静電容量の変化を利用して物体に加わった加速度を X, Y, Z の3軸方向に分解して検出することができる。また、直流成分も検出することができる。

本研究においては、互いに垂直な2軸または3軸方向の加速度を検出することと重力加速

度を検出することが必要である。また本研究では、加速度センサを上肢または下肢に装着することから、被験者への拘束を極力少なくするため小型かつ軽量である必要がある。ここで用いた加速度センサは、一つのセンサチップで3軸方向の加速度センサを検出できるところが特徴である。この加速度センサ自体はセンサチップ、C-V (Capacitance-Voltage) 変換回路、補正回路を図に示すような大きさのケースに収めていることから、上肢または下肢に装着するには大きめである。しかし、薄型であるため装着方法を工夫することにより関節運動計測に十分応用できるものと思われる。また今後センサチップ、C-V 変換回路、補正回路をサポート内に組み込むことにより、より小型化され被験者への拘束を軽減できるものと考えられる。

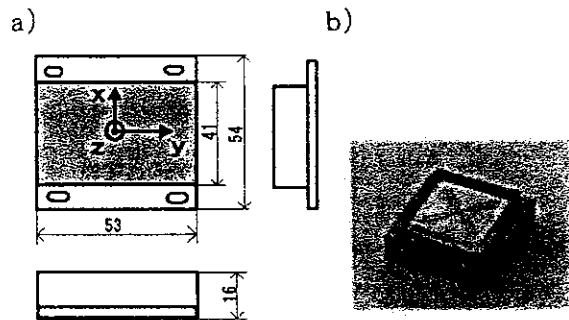


図2. 加速度センサ. a) 外観, b) センサチップ.

図3に計測システムの全景を示す。A/D変換器には、A/D変換カード(PCM-DAS16S/16, ComputerBoards社)を用いた。A/D変換カードをノート型パソコンに装着し、加速度センサから有線でデータを取り込む。本研究ではデータ記録装置にノート型パーソナルコンピュータ(Libretto50, 東芝)を用いることによって、移動を伴う関節運動の計測を可能にした。

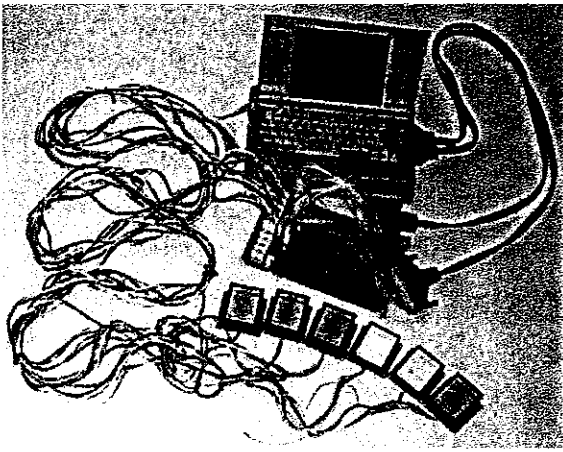


図3. 計測システム.

3) 下肢運動の計装方法, 結果

次に, 下肢運動の計測を行った. 図4に示すように, 股関節の胴体側に装着する加速度センサはベルトの上に取り付けそのベルトを骨盤の上で固定する. また, 大腿側の加速度センサはサッカー選手が用いる脛当を流用した加速度計固定板に取り付け, ストッキング止めで大腿部に固定する. 膝関節と足関節の加速度センサは, サッカー選手が用いるアキレス腱保護具を流用した加速度計固定板に取り付け同様に固定する.

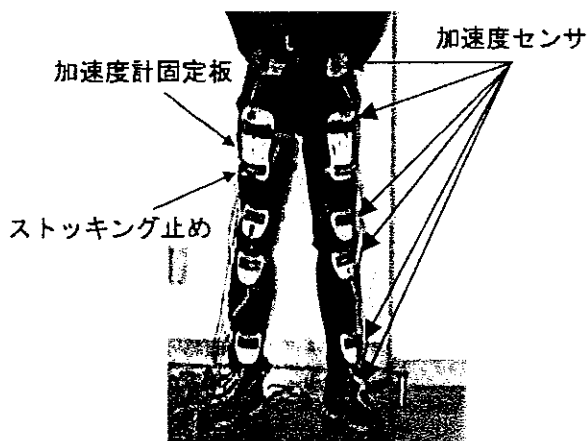


図4. 加速度センサの装着風景.

本研究では日常生活における下肢の代表

的な運動として, 1) 椅子での立ち座り動作 (以下, 椅子動作と呼ぶ), 2) 水平歩行動作 (以下, 水平歩行と呼ぶ), 3) 階段歩行動作 (以下, 階段歩行と呼ぶ) の3つの動作をとりあげた. 椅子動作を行った椅子は高さ 45cm, 奥行き 45cm である. 30秒間で2回立ち座りを行った. 水平歩行では, 水平な床の上を3m, 6秒間歩いた. 階段歩行では, 高さ 18cm, 奥行き 29cm の階段を40秒間で8段昇り8段降りる動作を行った. 被験者は運動機能に問題のない23歳の男子学生である.

股関節は, 滑膜性の球関節で, 寛骨のカップ状の寛骨臼に入った球状の大腿骨頭の関節からなり, 屈伸, 内外転, 内外旋の運動が可能である. また膝関節は, 大腿骨と脛骨, 膝蓋骨からなり, 大腿骨顆部と脛骨顆部の間で屈曲運動が行われる. 屈伸の回転軸は一つではなく顆部の高さで釣針状に移動する. 最大伸展の前 15度ぐらいから下腿は僅かに外旋し, 逆に屈曲のはじめには内旋する. また, 大腿骨と脛骨の中心軸は裂隙の高さで交差し 5~10度の外反角度を持っている. 足関節は距骨を間に挟んだ2つの関節からなり, 下腿骨と距骨で構成される距腿関節は脛骨の下端部の高さで距骨のほぼ中央を通る回転軸の周りで足部の背底屈を行う. 踵骨と距骨で構成される距踵関節では, 斜め上に向かう回転軸の周りで足部の内反と外反を可能にしている.

このように, これら3つの関節は本来は1軸関節ではないが, 本研究では日常生活における大まかな動作のモニタリングを目的とするため, 上で挙げた3種類の動作を計測する上では, これらの関節はすべて横軸周りの1軸関節と見なすものとし, 上で示した計測原理を用いて股関節の屈曲伸展角, 膝関節の屈曲伸展角, 足関節の背屈底屈角を計測する.

加速度センサは図4のように股関節, 膝関節,

足関節の両脇にそれぞれ装着し、加速度センサからの出力信号はA/D変換機を通し100Hzのサンプリングでノート型パーソナルコンピュータに記録した加速度センサの装着位置と加速度センサの軸の方向は図7に示した通りである。足関節についてはセンサ1とセンサ2の出力から背屈底屈角 ϕ を計測する。膝関節についてはセンサ3とセンサ4の出力から膝の屈曲伸展角 ϕ を計測する。また、股関節についてはセンサ5とセンサ6の出力から股関節の屈曲伸展角 θ を計測する。関節角 θ , ϕ , ϕ は図5に示す。先に述べた計測原理より関節角はそれぞれ以下の3, 4, 5)式を用いて求めた。

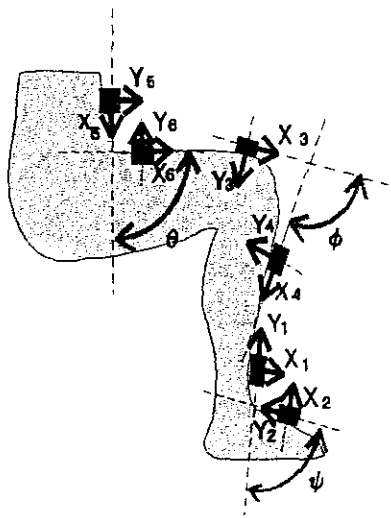


図5. 加速度センサの設置方法。

$$\begin{pmatrix} y_2 \\ x_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \phi & -\sin \phi \\ \sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_1 \\ x_1 \end{pmatrix} \quad 3)$$

$$\begin{pmatrix} y_4 \\ x_4 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \phi & -\sin \phi \\ \sin \phi & \cos \phi \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_3 \\ x_3 \end{pmatrix} \quad 4)$$

$$\begin{pmatrix} y_6 \\ x_6 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta \\ \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} y_5 \\ x_5 \end{pmatrix} \quad 5)$$

図6, 7, 8は、それぞれ椅子動作、水平歩行、階段昇降の動きを計測、再現したスティックピクチャである。ところで、ヒトの歩行の一般的な特徴として、骨盤は、体重が一方の下肢から他方の下肢へ移るとそれに伴って体重支持側へ移動する。この移動は水平面で正弦波を描く。右側の下肢を踏み出すとき左側の下肢は後ろに残り、間にある骨盤はねじられる。このとき骨盤は水平面において身体の中心軸周りに約4度外旋し、つづいて約4度内旋すると言われている。また、右側の下肢が両脚支持期を除く立脚層にあるとき、左側の下肢は遊脚相にあつて身体を支えていない。その結果、骨盤は前額面内で支持脚の股関節を中心とした回転運動を行う。今回行ったスティックピクチャの動作の再現ではこういった骨盤の回転運動や移動はほとんどないものとし、両足の股関節は一点で表した。椅子動作では足を床に固定した状態で再現しており、水平歩行と階段歩行では胴体を垂直に固定した状態で再現している。スティックピクチャにおける大腿、下腿、足の長さの比は、被験者のそれと等しくしている。加速度センサは被験者の脚の前側に装着しているため、スティックピクチャの動きは被験者の下肢の前側の動きを表している。

次に、階段昇降運動の計測結果から実際の階段の復元を試みた。今回の階段昇降運動の計測では、腰の縦軸周りの回転や股関節を中心とした前額面内での回転運動はほとんどないものと考えた。そのため、股関節の胴体側に装着する加速度センサは腹部に1つのみとし両足の股関節の屈曲伸展角を求める上で共通の加速度を用いた。階段昇降の計測結果より、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求め、その水平距離と垂直距離の平均を階段の奥行きおよび高さとした。

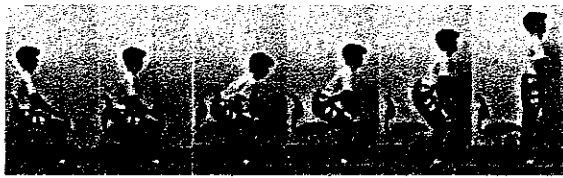


図6. 椅子動作での画像とスティックピクチャ.

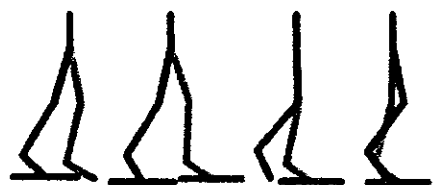
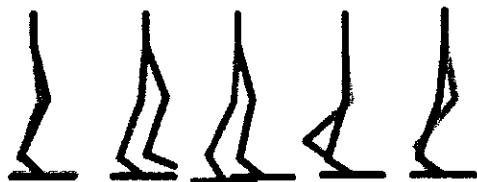
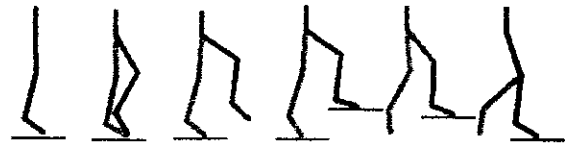


図7. 水平歩行での画像とスティックピクチャ.

a) 階段上り



b) 階段降り

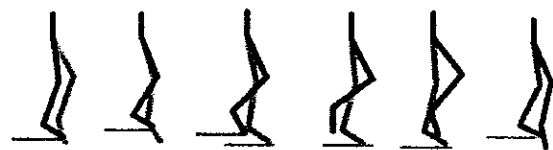
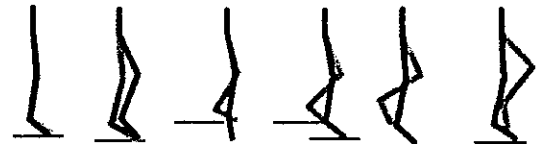


図8. 階段昇降でのスティックピクチャ.

図9に計測結果から再現した階段と階段昇降運動を再現したスティックピクチャと実際に運動を行った階段の概略図を示す. このように, 下肢関節運動の計測結果から階段を復元することができた. 復元した階段が実際の階段より多少小さくなっているのは, 両足のつま先間の距離を計算する上で腰の縦軸周りの回転を無視しているためと考えられる.

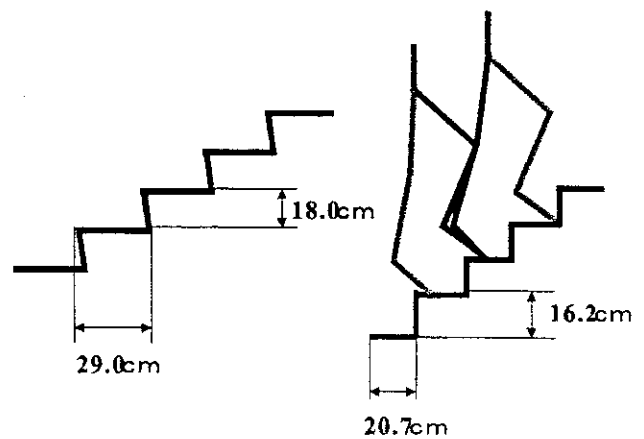


図9. 実際の階段の概略図と復元した階段.

4) 歩行速度の計測方法と結果

歩行速度の計測では、図10に示したように加速度センサを股関節の両脇かつ近傍に装着することにより関節角度を計測した。

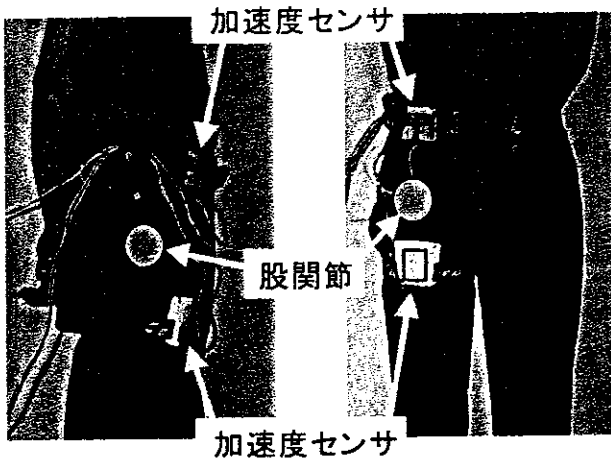


図10. 加速度センサの関節近傍装着風景.

ところで、健常成人の歩行運動を考えたときに、例えば左足が地面を離れて再び地面に接地するまでの間は、左足股関節では屈曲運動が行なわれる。その際、右足では左足の屈曲運動とほぼ同じ角度範囲で伸展運動が行われていると考えられる。そのため、本研究においては左足が屈曲運動を行なっているときは右足が伸展運動をしている行為と考えることにより、図11に示すように、右足股関節のみの動きから歩行時の移動距離を算出した。

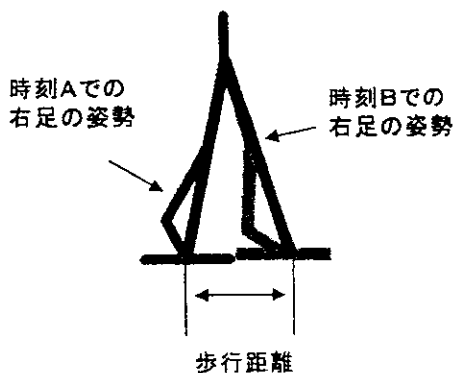


図11. コンパス歩行への近似方法.

歩行速度推定方法を示す。まず、1) 歩行時における股関節角度の変化データから、図11に示すコンパス歩行を仮定し、歩行距離を算出する。この場合、股関節角度は遊脚期、立脚期で屈曲、伸展を繰り返すが、計測対象である右脚の伸展角度は反対側の屈曲角度に等しいと仮定し、歩行距離を算出した。すなわち、歩行距離の算出に際しては、まず股関節角度の絶対値を求め、余弦定理から歩行距離を算出した。そして次に、2) 得られた歩行距離から微分操作を行うことによって、歩行速度を算出する。

ところで、加速度センサの出力より計測した関節角度の値は歩行時の下肢に生じる衝撃や加速度センサを体表面上に装着することによるぶれが生じる。このぶれは上記1)の歩行距離の算出過程において積分操作が入るので、一種のローパスフィルタ効果でぶれは見た目上、消失する。しかし上記2)の微分操作で、再度ぶれが発生し、歩行速度に大きなぶれとして影響を与える。そこで2)の歩行速度算出操作の前に、歩行距離データに対して移動平均を施し、このようなぶれを消すことを考えた。以上の歩行速度推定実験に際して、1~6mの6種類の距離の計測を被験者2名に対して行なった。

結果の1例を図12, 13, 14に示す。図は被験者が約4.5mの直線歩行路を通常スピードで歩行した場合の結果であり、図12は股関節に対して加速度センサの関節近傍装着方式によって計測した股関節角度の時間変化を示したものである。図に示されるように、着地時の衝撃など、股関節角度には望ましくないぶれが生じている。

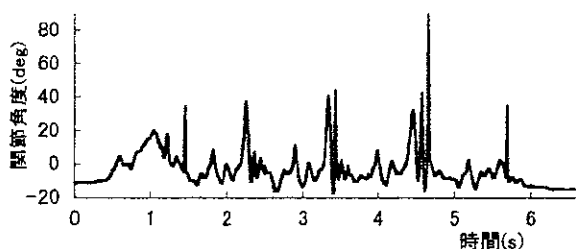


図13. 股関節角度の時間変換データ.

図13は以上の股関節角度の時間変化データに対して、絶対値操作を行い、更にコンパス歩行を仮定して、余弦定理から歩行距離を推定したものである。なお、歩行距離の算出に際しては被検者の脚長などのパラメータが必要である。さて、結果であるが、図に示されるように、股関節角度の時間変化データに見られたぶれは積分操作によって消失していることが分かる。更に、波形は階段上であり、被検者の一步、一步を同定することができる。なお、先に記したように、この移動距離データから歩行速度をそのまま算出すると、ぶれが再現するため、この移動データに移動平均を施した。その結果が、図中の破線データである。

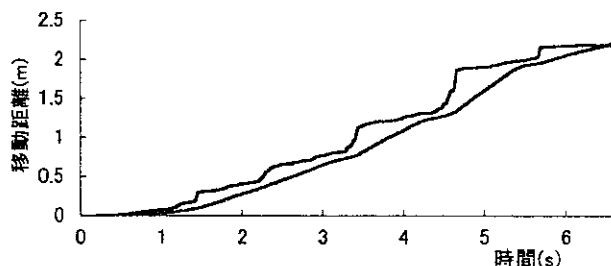


図13. 移動距離の推定結果.

更に図14に、推定移動距離を求める場合に必要の被検者の脚長などのパラメータを推定するため、実際の距離と推定距離との関係を求めた結果を図14に示す。この図に示されるように、実際の移動距離に対して計測によっ

て求められた移動距離は短くなっていることが分かる。これは、膝関節の屈曲運動、もしくは腰部の回旋運動の影響などが原因であると考えられる。そこで本研究では計測値の関係を実際の距離へと補正するために、各距離での計測値からゼロ点を通る近似式を求め、この近似式から得られた比例定数を用いて計測値の補正した。

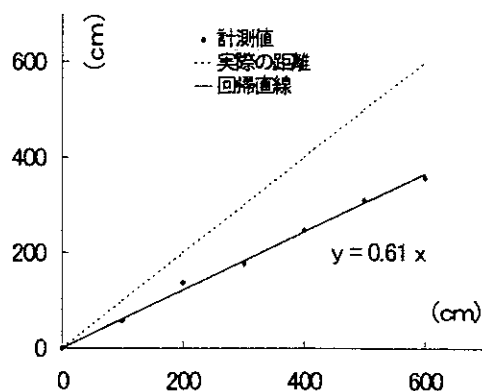


図14. 歩行実距離と推定距離の関係.

表1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1. 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15に図13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、一步毎の速度の変化を読みとることができる。ただ、このままでは一步毎の歩行速度であり、被検者の体感歩行速度とは少し異なったものとなる。確かに一步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、一步毎の速度変化をかなり吸収することができた。

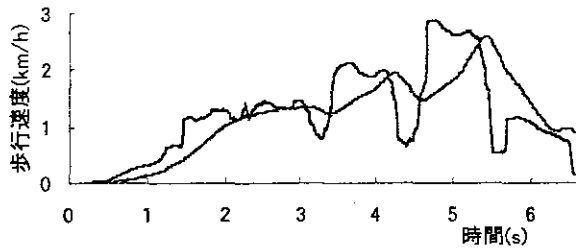


図15. 歩行速度の推定結果.

C. 考察

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。

D. 結論

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。

E. 研究発表

1. 論文発表

- ① 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.
- ② 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.
- ③ 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.
- ④ 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.

なし

3.その他

- ⑤ 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.

なし

2. 学会発表

- ⑥ 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200
0, 2000年6月22-24日
- ⑦ 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
- ⑧ 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
- ⑨ 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
- 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, 2000年9月12-14日
- 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, 2000年10月13-15日

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

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

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。これまで、本研究においては、3軸加速度センサを利用した、脳卒中片麻痺者の基本動作解析の有用性について明らかにしてきた。

本年度は、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。

本システムは、リハビリテーション訓練場面における、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。

キーワード リハビリテーション効果、移乗動作、加速度、脳卒中

A. 研究目的

脳卒中片麻痺患者における早期のリハビリテーション訓練効果のモニタリングを臨床上簡便に可能にする機器の開発を目的としている。

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、座位、立位、歩行などの基本的な動作群の早期獲得が重要であり、それには評価—訓練—再評価の効率化が求められる。

これまでの本研究によって、3軸加速度センサを

利用した運動解析は、脳卒中片麻痺者の基本動作の評

価に有用であること示した。今回、セラピストに計測情報をリアルタイムで提供し、訓練を支援するシステムを構築し、ADLの自立をはかる上で重要な、車いすからベッドへのトランスファー訓練に応用した。さらに、本システムを利用することでセラピストのADL訓練の支援が可能であるかについて検討した。

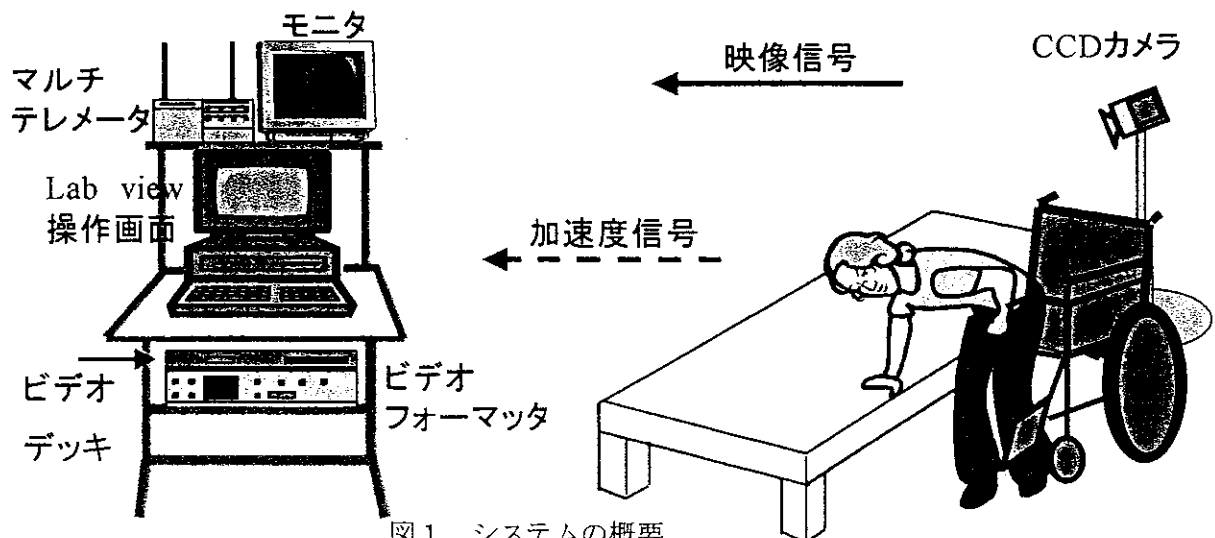


図1. システムの概要

B. 研究方法

1. システムの概要

本システムの概要を図1に示す。本システムは、3軸加速度センサ、データ送信システム、データ解析システムより構成される。センサ及びデータ送信システムは、3軸加速度センサ、DCヘッドアンプ、無線送信機から構成されている。データ解析システムは、データ受信機、解析用コンピュータより構成される。

対象者の動作訓練中の運動情報は、3軸加速度センサよりDCヘッドアンプを介して加速度信号を出力し送信される。送信された信号はマルチテレメータシステム(日本光電製)にて受信され、AD変換(サンプリング周波数:256Hz)後、パーソナルコンピュータにデータを保存しLab VIEW(National Instruments AT-MIO-16E-10)で解析される。

本システムは、対象者が訓練を実施している最中に、パーソナルコンピュータの画面上(Lab VIEW上)に、加速度信号の原波形と2軸方向の位相面図をリアルタイムで描くことが可能であり、訓練動作の遂行直後に動作評価を実施することができる。

さらに、CCDカメラで撮影された動作遂行時の映像は、ビデオフォーマッタ(日本光電製)によって加速度信号をスーパーインポーズしリアルタイムで観察することも可能である。

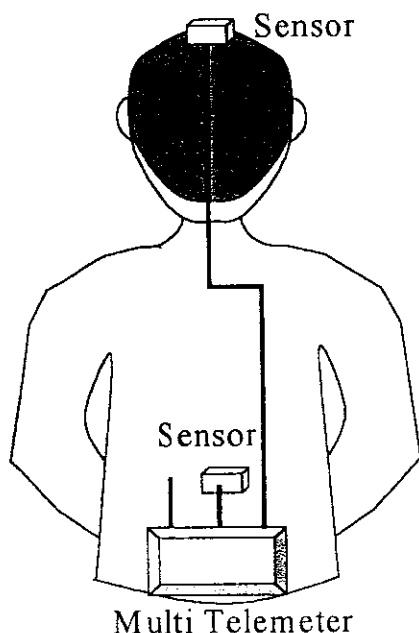


図2. センサの装着位置

2. 測定対象者(表1)

本システムを応用して、実際にリハビリテーション訓練を実施した対象者は、脳卒中後遺症片麻痺患者5名であった。内訳は、男性3名、女性2名、平均年齢 62.2 ± 22 歳、右片麻痺者2名、左片麻痺者3名であった。対象者の日常生活におけるトランスファー(移乗動作)のレベルは、自立3名、監視1名、介助1名であった。

対象者の条件としては、セラピストの指示理解が良好な者とし、重度の意識障害、痴呆症、高次脳機能障害を有する者は除外した。

また、比較対照群を、健常者6名とした。内訳は、男性3名・女性3名、平均年齢 24.5 ± 1 歳であった。(表1)

表1 対象者

脳卒中片麻痺患者	5名(男性3名・女性2名)
年齢	62.2 ± 22 歳
右片麻痺	2名
左片麻痺	3名
トランスファー(移乗動作)レベル	
自立	3名
監視	1名
介助	1名
比較対照群 健常者	6名(男性3名・女性3名)
年齢	24.5 ± 1 歳

3. 解析方法

解析は、3軸方向の加速度信号を時系列にグラフ上にプロットし、各運動方向における、移乗動作の遂行状況を観察した。

また、基本面上(水平・前額・矢状)で位相面図を作成し、対象者の動作の特徴について分析した。

4. 測定方法

センサの装着部位は、頭頂部(以下頭部)と第2腰椎部(以下腰部)に装着した。頭部の加速度情報は、上部体幹及び頭部の運動情報を包括しており、腰部の加速度情報は、体幹下部及び下肢の運動情報を包括し

ていると考えられる。

測定課題は、被験者に車いす座位（41.5cm）をとらせ、健側方向に置かれたベッド（41.5cm）に向かって、トランスファーするように指示した。動作は、被験者が日常的に行っている方法にて実施させた。

また、動作の遂行の一部始終は CCD カメラにて撮影し、VTR に収録した。

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。

C. 研究結果および考察

1. 本システムによる計測は、対象者を担当するセラピスト1名によって可能であった。併せて、訓練を実施した対象者から違和感の訴えは聴かれなかった。この結果から、臨床のリハビリテーション訓練場面で本システムを利用することが可能であることが示唆された。

2. 原波形の観察では、健常者に比べて、片麻痺者の動作遂行における、特徴を確認することができた。以下に特徴的なケースの解析結果を示す。対象者のプロフィールは、健常者が、26歳男性、動作は左片麻痺パターンで実施するよう指示して計測した。

一方、片麻痺者は45歳男性、左完全片麻痺、日常生活における移乗動作は自立していた。

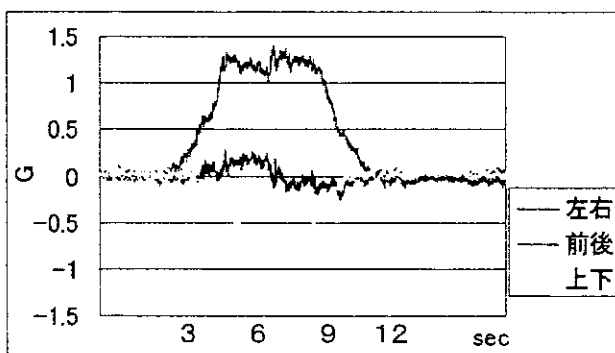
健常者（図3-a）は、片麻痺者（図3-b）に比べて上下方向の加速度出力が大きかった。

通常、椅子などからの立ち上がり時には、その準備姿勢として、体幹及び頸部は前屈し前方に重心移動を行う。しかし、図3-bをみると、片麻痺者は、車椅子からの立ち上がり時に前傾を得るために、前方向に頭部を移動する、つまり体幹は前屈することがわかるが、頸部は前屈をせず、上方向に向いて動作を遂行していたことがわかる。そのため、上下方向の加速度出力は少なかったものと考えられる。

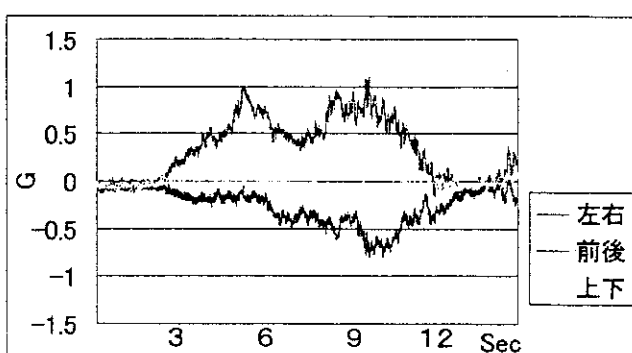
また、片麻痺者の、前後方向の加速度の分析結果をみると（図3-b）、2つのピークがあることが特徴であった。グラフ上の1つめのピークは、立ち上がって立位を保つまでの動作の過程を表しており、2つめのピークは、立位からゆっくりと座る動作の過程を表していた。このことから、片麻痺者は、安全を確保するために動作を2相に分けて遂行していることが確認できた。

3. 位相面図の分析では、矢状面（前後と上下）で動作遂行の特徴を確認できた。

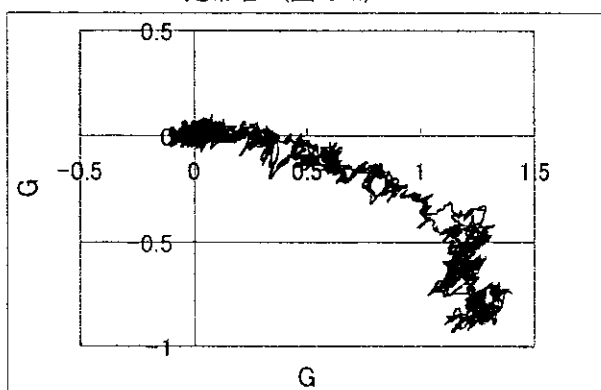
健常者（図4-a）は、体幹の前傾に伴って頸部も同



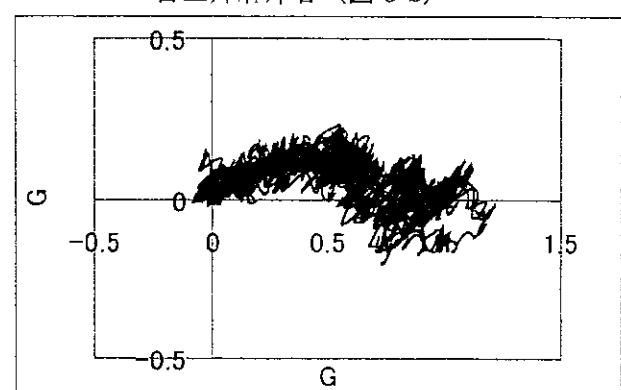
健常者 (図 3-a)



自立片麻痺者 (図 3-b)



健常者 (図 4-a)



自立片麻痺者 (図 4-b)

期して立ち上がり、座るときも同じ軌道で出発姿勢にもどっているため、位相面図は半円形に近い軌道を残していた。

一方、片麻痺者（図4-b）は、健常者に比べて、上下方向の運動出力を少なくして、動作を遂行するため、位相面図上は前後軸に平行な軌跡を描くことが特徴であることが評価できた。

これらのことから、本システムをリハビリテーション訓練場面に応用することによって、ケース個々の動作遂行上の特徴を、リアルタイムで評価することが可能であり、訓練を実施するセラピストにとって、有用な評価情報を提供出来ることが示唆された。

今後は、セラピストのみならず、本人や家族に対するフィードバック情報が提供できるようなシステムの開発に着手し、さらに、リハビリテーション訓練における臨床場面で実用的に使用することを考慮して、計測したデータを一括して収集管理するシステムの構築が必要であろうと考えられた。

D. 結論

1. 3軸加速度センサを利用することによって、トランスファー動作の遂行状況を視覚的に確認でき、運動の変化を定量的に評価することが可能であった。
2. セラピスト1名での計測が可能であったことから、臨床の訓練場面に応用し、リアルタイム評価が可能であることが示唆された。
3. 今後、日常的な動作トレーニング場面に応用し、セラピストや本人、家族の訓練支援が可能なフィードバックトレーナーの構築に向けた検討を加える必要があると考えられた。

F. 研究発表

1. 論文発表

- 1) M.Kaburagi, K.Hanoka, F.Horiuchi, Y.Higashi, M.Sekine, T.Fujimoto, T.Tamura : assessment of Spacial Motion During Standing in Hemiplegic Patients, Proceedings of World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CDROM 4885-

89384,2000

- 2) M.Kaburagi, N.Mori, T.Yoshida, T.Yasuda, Y.Higashi, T.Fujimoto, T.Tamura : Evaluation of Rehabilitation Effect with a Three-Dimensional Angle Sensor, Proceedings of World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CDROM 4919-31302, 2000
- 3) Y.Higashi, M.Kaburagi, K.Nakamura, T.Yoshida, T.Yasuda, T.Fujimoto, M.Sekine, T.Tamura : Physical activity in dementia of the Alzheimer type, Proceedings of World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CDROM 4797-71490, 2000
- 4) M.Kobayashi, M.Sekimoto., F.Horiuchi, K.Shimabukuro, Y.Higashi, M.Sekine, T.Fujimoto, T.Tamura : Quantitative Assessment of Rolling Pattern for Hemiplegic Patients, Proceedings of World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, CDROM 4887-59511, 2000
- 5) 東祐二、中村加銘子、安田大典、藤元登四郎、田村俊世：バーコードを用いたタイムスタディ用簡易統計処理システムの開発、作業療法ジャーナル VOL.34(12) 1197-1199, 2000

2. 学会発表

- 6) 東祐二、吉田哲也、安田大典、藤元登四郎、中村加銘子、関根正樹、田村俊世：無拘束型加速度計測装置によるアルツハイマー型痴呆症の行動評価 第39回日本ME学会大会、東京、2000年5月
- 7) 東祐二、辻美和、藤元登四郎、田村俊世：施設での介護・福祉機器の運用、第39回日本ME学会大会、東京、2000年5月
- 8) 中村加銘子、安田大典、東祐二、藤元登四郎、田村俊世：無拘束加速度装置(アケイグラフ)による痴呆症の在宅介護者の実態調査、第39回日本ME学会大会、東京、2000年5月

- 9) 堀内郁孝、島袋琴美、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：無拘束型加速度計測法による片麻痺患者非麻痺側下肢協調性の評価、第39回日本ME学会大会、東京、2000年5月
- 10) 鏑木誠、花岡和江、堀内郁孝、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者における頭部と腰部の動揺加速度による静的立位の試み、第35回日本理学療法士学会、鹿児島、2000年5月
- 11) 堀内郁孝、島袋琴美、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者における非麻痺側下肢協調性の定量的評価の試み～無拘束型加速度計測法を用いて～、第35回日本理学療法士学会、鹿児島、2000年5月
- 12) 與古田夏子、小林美保子、関本満義、堀内郁孝、鏑木誠、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者における膝立ち位の定量的評価の試み～無拘束型加速度計測法を用いて～第35回日本理学療法士学会、鹿児島、2000年5月
- 13) 福永誠司、堀内郁孝、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、久野弘明、田村俊世：大腿四頭筋の筋力評価～健常成人による比較～第35回日本理学療法士学会、鹿児島、2000年5月
- 14) 関本満義、永迫博幸、東祐二、榊広光、藤元登四郎、阿部芳幸、関根正樹、田村俊世：無拘束型加速度計測法による脳卒中片麻痺歩行の経時的評価、第35回日本理学療法学会、鹿児島、2000年5月
- 15) 角屋利恵子、堀内郁孝、島袋琴美、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者の歩行時転倒のモニタリングについて～離散wavelet解析を用いて～第35回日本理学療法士学会、鹿児島、2000年5月
- 16) 小林美保子、関本満義、島袋琴美、堀内郁孝、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：脳卒中片麻痺患者における寝返り動作パターンの定量的評価の試み、第35回日本理学療法士学会、鹿児島、2000年5月
- 17) 東祐二、安田大典、吉田哲也、中村加銘子、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：著名な徘徊を呈するアルツハイマー型痴呆症の行動特性に関するモニタリング、第34回日本作業療法学会、横浜、2000年5月
- 18) 中村加銘子、辻美和、東祐二、藤元登四郎、田村俊世：痴呆症に対する作業療法の環境条件第34回日本作業療法学会、横浜、2000年5月
- 19) 東祐二、安田大典、辻美和、松本和香、中村加銘子、藤元登四郎、田村俊世：バーコードカウンターを利用した重度痴呆症者のタイムスタディ、第34回日本作業療法学会、横浜、2000年5月
- 20) 安田大典、松本和香、吉田哲也、東祐二、藤元登四郎、中村加銘子、田村俊世：痴呆性老人の在宅看護実態調査～無拘束加速度計（アクティグラフ）を用いて～第34回日本作業療法学会、横浜、2000年5月
- 21) 森奈美子、児玉智美、辻美和、東祐二、藤元登四郎、田村俊世：脳卒中片麻痺患者の移乗動作における動作分析とその確立～超小型3次元運動センサを用いて(第3報)～、第34回日本作業療法学会、横浜、2000年5月
- 22) 堀内郁孝、角屋利恵子、東祐二、藤元登四郎、関根正樹、田村俊世：無拘束型加速度計測法を用いた片麻痺患者の歩行時転倒の分析～wavelet解析を用いて～、第3回日本脳神経外科学会、福島、2000年7月
- 23) M.Kaburagi, K.Hanoka, F.Horiuchi, Y.Higashi, M.Sekine, T.Fujimoto, T.Tamura : assessment of Special Motion During Standing in Hemiplegic Patients, World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, 2000, July, Chicago
- 24) M.Kaburagi, N.Mori, T.Yoshida, T.Yasuda, Y.Higashi, T.Fujimoto, T.Tamura : Evaluation of Rehabilitation Effect with a Three-Dimensional Angle Sensor, World congress on Medical Physics and Biomedical Engineering,

2000、July、Chicago

- 2 5) Y.Higashi、M.Kaburagi、K.Nakamura、
T.Yoshida、T.Yasuda、T.Fujimoto、M.Sekine、
T.Tamura: Physical activity in dementia of the
Alzheimer type、World congress on Medical
Physics and Biomedical Engineering、2000、
July、Chicago
- 2 6) M.Kobayashi、M.Sekimoto、F.Horiuchi、
K.Shimabukuro、Y.Higashi、M.Sekine、
T.Fujimoto、T.Tamura : Quantitative
Assessment of Rolling Pattern for Hemiplegic
Patients、World congress on Medical Physics
and Biomedical Engineering、2000、July、
Chicago
- 2 7) 辻美和、安田大典、東祐二、藤元登四郎、
関根正樹、田村俊世: 重度痴呆症ケースの行動
評価、第16回ライフサポート学会、徳島、2000
年8月
- 2 8) 福永誠司、角屋利恵子、堀内郁孝、東祐二、
藤元登四郎、関根正樹、田村俊世: 脳卒中片麻
痺患者の歩行時の転倒予測について、第16回ラ
イフサポート学会、徳島、2000年8月