

デイケア利用者の周辺症状の変化



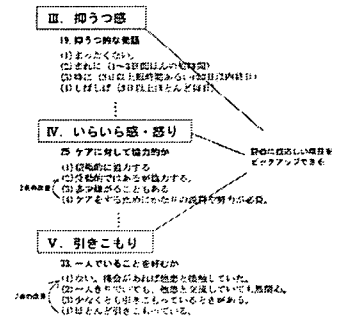
Aさん(89歳・大正6年生)の例

- ・スタッフも知らなかった電卓や駅の思い出を窓際ストリートに触れて初めて話した
- ・本人にとって多大なストレスである点滅を忘れてしまうほど会話に夢中になった
- ・点滅が終わるまでの1時間もの間、集中力が途切れずに会話を続けることができた
- ・照明の変化に敏感に反応し、目をこらするなどの気配りを見せる場面も見られた

集中力(長時間にわたる会話の持続)
 ストレスの緩和(点滅によるストレスの軽減)
 会話の内容の変化・情緒の安定
 五感の活発化(照明の変化に敏感に反応)

MOSES多次元観察評価スケール Multidimensional Observation Scale for Elderly Subjects

MOSESは、評定の基準が具体的に示されていて、もともと形式の整った老人用の尺度で、信頼性、妥当性の検討も十分になされているとして、高齢者用に開発された認知症評価スケールとして、臨床心理学の分野で高く評価されている。



「MOSES」: 東田直紀子著より一部改訂

臨床心理学による環境回想法の検証

測定時期	Uさん(女性・89歳・大正6年生)		Hさん(女性・74歳・昭和6年生)		Tさん(男性・84歳・大正10年生)	
	事前	療法後	事前	療法後	事前	療法後
抑うつ感	15	8	15	9	11	9
	2点以上の改善が認められた下位項目は2項目		2点以上の改善が認められた下位項目は3項目			
いらだち感			15	9	11	12
	この症状はない		2点以上の改善が認められた下位項目は1項目			
引きこもり	17	14	21	20	19	19

転倒リスクのアセスメントの作成

分担研究者 東 祐二 八日会藤元早鈴病院・室長

研究要旨 転倒のリスクを回避するための重要事項として、昨年度研究成果から以下のことが明らかになった。1) 本人自身の問題として①運動機能の向上（バランス・筋力・柔軟性）②高次脳機能の向上 ③活動意欲の向上 ④安全な動作方法の獲得。2) 環境面として、①家屋環境 ②補装具 ③安全装置の適合性④家族介護者の指導 ⑤その他のサービス提供者との連携。3) 定量的でかつ経時的な評価法の確立によって、自立度の判定に客観性を持たせる。4) 工学的な手法を取り入れた安全装置の開発。そこで、本年度は、定量的でかつ経時的な評価法の確立に関する検討を行うことを目的とし、加速度と角速度信号を用いて、計測システムを確立し、臨床で移動動作の評価に用いられるTimed Up And Go Test (TUG-T)の評価に応用した。その結果、本手法が臨床における定量的評価において有用であることが示唆された。

A. 研究目的

転倒のリスクを回避するための重要事項として、定量的でかつ経時的な評価法の確立によって、自立度の判定に客観性を持たせることが昨年度研究によって明らかになった。そこで、本年度は、定量的でかつ経時的な評価法の確立に関する検討を行うことを目的とし、加速度と角速度信号を用いて、計測システムを確立し、臨床で移動動作の評価に用いられる Timed Up And Go Test (TUG-T)の評価に応用した。

B. 研究方法

1. 臨床で移動動作の評価に用いられる Timed Up And Go Test (TUG-T)の動作フェーズを検出する手法を提案し、片麻痺者の TUG-T に対して本手法とセラピストの目視による評価結果が一致するかについて検討した。

2. 同時に計測した、腰部加速度信号をもとにして、

動作フェーズごとに定量的評価を行い、歩行レベルの違う片麻痺者の自立度判定のモニタリングが可能かについて検討した。具体的には、動作遂行時間、動作フェーズ別の遂行時 RMS 値、歩行動作における加速度信号の1サイクル毎のRMS値と変動係数をパラメータとして、歩行自立者と監視者で比較した。同様に、歩行分析には、歩き始めやターン時、動作終了時に着目し比較した。

3. 対象は、脳卒中片麻痺者 20 名（歩行自立 10 名（男 5 名、女 5 名、71.2±6 歳、右麻痺 5 名、左麻痺 5 名、Br. StageⅢ1 名、Ⅳ8 名、Ⅴ1 名）、歩行監視者 10 名（男 4 名、女 6 名、65.3±13 歳、右麻痺 6 名、左麻痺 4 名、Br. StageⅢ3 名、Ⅳ7 名））とした。

動作時間を測定した療法士は、リハビリテーション臨床場面に従事する 12 名（平均年齢 28±5 歳、経験年数 6.2±5 年）とした。

4. 測定装置は、2つのセンサユニット (Gyrocube,

O-navi, USA) とマルチテレメーターシステム (WEB-5000, 日本光電), A/D 変換器を内蔵したパーソナルコンピュータで構成した. センサユニットは, 3 軸の加速度 (定格加速度 $\pm 3g$, $\pm 5g$, 周波数応答 DC-60Hz) と 3 軸の角速度 (定格角速度 $\pm 400\text{deg/s}$, 周波数応答 DC-40Hz) が計測可能であり, 外形寸法は $30 \times 40 \times 20\text{mm}$, 重量 $7g$ である. センサユニットからの信号は, マルチテレメーターシステム (ハイカットオフ周波数 30Hz) を介し, パーソナルコンピュータにサンプリング周波数 128Hz で記録した. センサは, 腰背部 (角速度・加速度センサ) と大腿部 (角速度センサ) に装着した.

(倫理面への配慮) 調査・計測にあたっては, 施設の承諾を得て当該施設の倫理委員会の承認を得た上で, 本人および家族に十分説明を行い調査・計測から得られた情報が漏洩しないようつとめた. また, 計測においては被験者からの計測中止の要請があった場合はすみやかに計測を中止するよう配慮した.

C. 研究結果

1. 本手法とセラピストの評価では, 高い相関関係がみられた.

2. TUG-T のトータルタイムを, 自立群と監視群で比較すると, 監視群は有意に, 遂行時間が長かった.

($P < 0.05$) 動作別の遂行時間の比較では, 往路歩行と復路歩行それぞれにおいて, 監視群は, 有意に遂行時間が長かった ($P < 0.01$) が, 他の動作に差がなかった.

3. RMS 値の比較

①RMS 値は, 全体的に自立群は, 監視群に比べて大きかった.

②歩行を除いて他の動作フェーズでは有意差が認められなかった.

③歩行時の左右方向と上下方向の比較では, 監視群

は, 有意に RMS 値が少なかった. ($P < 0.01$) (図 1)

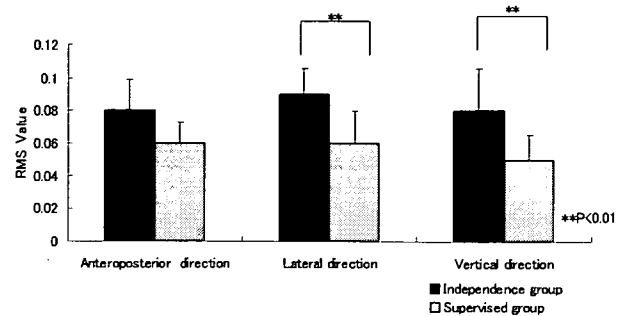


図 1 加速度 RMS 値の比較 (歩行)

4. 変動係数の比較 (図 2)

監視群は, 左右方向で, 有意に変動係数が大きかった. ($P < 0.01$)

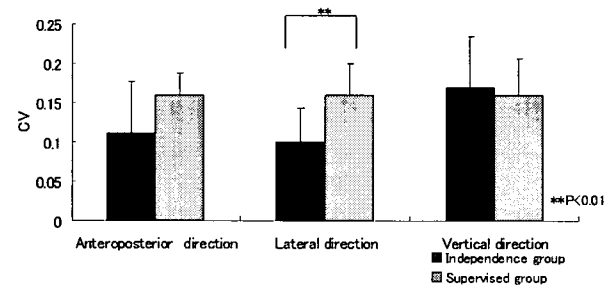


図 2 加速度 RMS 値変動係数の比較 (歩行)

5. 歩行サイクルごとに算出した RMS 値の典型例を図 3・4 に示す. 歩行監視者は自立者に比べて, 値にばらつきが多かった.

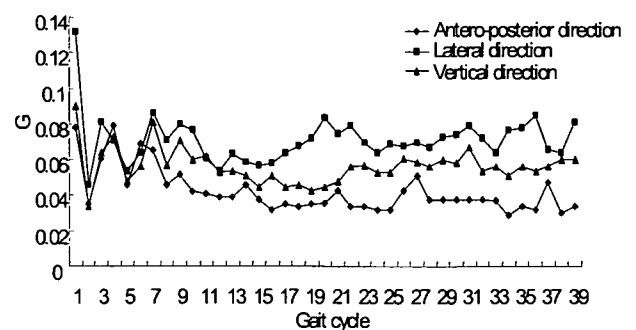


図 3 歩行サイクルごとの RMS 値 (監視者典型例)

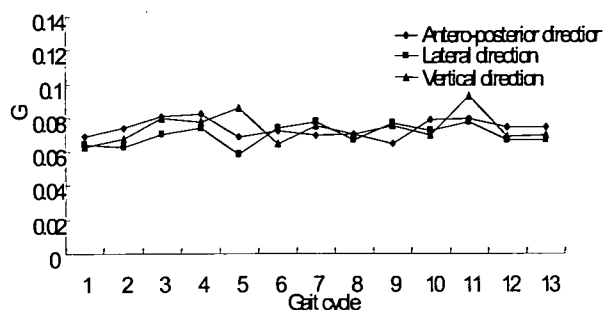


図4 歩行サイクルごとのRMS値(自立者典型例)

6. 歩行開始時・ターン時・動作終了時の比較

①歩き始めの5サイクルのRMS値の比較では、自立群は左右方向と上下方向で有意に大きかった。

($P < 0.05$) また、監視群は左右方向で有意に変動係数が大きかった。($P < 0.05$)

②ターン時の歩行5サイクルのRMS値では、前後($P < 0.05$)、左右($P < 0.01$)、上下($P < 0.05$)全ての方向で、自立群が大きかった。一方、変動係数の比較では、両群に有意差は認められなかった。

③動作終了時の5サイクルの歩行時のRMS値の比較では、左右方向($P < 0.01$)と上下方向($P < 0.01$)で自立群が有意に大きかった。

D. 考察

1. 本手法とセラピストの評価では、高い相関関係がみられたことから、本手法が臨床ならびに他の定量的評価において有用であることが示唆された。

2. TUG-Tのトータルタイムの比較では、監視群は有意に、遂行時間が長く、動作別の遂行時間の比較では、往路歩行と復路歩行で監視群は、有意に遂行時間が長かった。これによって、歩行の遂行時間の差が全体の遂行時間に影響していることがわかった。

3. RMS値の比較

①RMS値は、全体的に自立群は、大きかった。これは、遂行時間(スピード)の差による影響と考えられた。

②歩行を除いて他の動作フェーズでは有意差が認

められなかった。これは、歩行以外の動作では、自立度が同程度であることを示しており、自立と監視の差は歩行レベルで大きく影響されることを示していた。

③歩行時の左右方向と上下方向の比較では、監視群は、有意にRMS値が少なかった。これは、監視群は安定歩行を得るために、歩幅を小さくすることで、上下の動きを制御し、歩間を狭くすることで、左右の動きを制御する傾向にあると考えられた。同時に、このことが遂行時間の延長を招いていると考えられた。

4. 変動係数の比較

監視群は、左右方向で、有意に変動係数が大きかった。これは、監視群は安定歩行を得るために、歩間を狭くすることで、左右の動きを制御する傾向にあるが、制御能は十分でなく歩間が一定でないことが影響したと考えられた。

5. 歩行サイクルごとに算出したRMS値の比較では、監視者は自立者に比べて、値にばらつきが多く、歩行の不安定性をあらわしていた。

6. 歩行開始時・ターン時・動作終了時の比較

①歩き始めの5サイクルのRMS値の比較では、自立群は左右方向と上下方向で有意に大きかった。(これは、前述した全歩行サイクルの結果と同様の傾向を示していた。また、監視群は左右方向で有意に変動係数が大きかった。これは、監視群の歩き始めにおける、歩行の不安定さを顕著にあらわす結果となった。

②ターン時の歩行5サイクルのRMS値では、前後、左右、上下全ての方向で、自立群が大きかった。これは、ターン時における自立群の歩行の実用性をあらわしていると考えられた。一方、変動係数の比較では、両群に有意差は認められず、歩行開始後の中盤においては、安定性の面では、両群に差がないことを示していた。

③動作終了時の5サイクルの歩行時のRMS値の比較では、左右方向と上下方向で自立群が有意に大きかった。これも、自立群の歩行の実用性をあらわしていると考えられた。一方、変動係数の比較では、両群に有意差は認められず、歩行終盤においては、安定性の面では、両群に差がないことを示していた。

E. 結論

1. 本年度は、定量的でかつ経時的な評価法の確立に関する検討を行うことを目的とし、加速度と角速度信号を用いて、計測システムを確立し、臨床で移動動作の評価に用いられる Timed Up And Go Test (TUG-T) の評価に応用した。

2. 本手法とセラピストの評価では、高い相関関係がみられ臨床の定量評価において有用であることが示唆された。

3. 同時に計測された、腰部加速度信号をもとにして、動作フェーズごとに定量的評価を行い、歩行レベルの違う片麻痺者の自立度判定のモニタリングが可能であることがわかった。

4. 歩行動作における、加速度信号から1サイクルごとの、RMS値と変動係数をもとめることで、片麻痺者における、歩行の自立度の質的な差を評価することが可能であった。

5. 以上のことから、本手法を用いた動作評価は転倒のリスクを定量的に評価することが可能であることが示唆され、転倒リスクアセスメントに有用な情報を提供できることが示唆された。

F. 研究発表

1. 論文発表

- 東 祐二, 山越憲一, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世. 脳卒中片麻痺者における Timed up and Go Test の動作フェーズの検出に関する検

討. 生体医工学. 44(4): 739-746, 2006.

- 関根紀子, 関根正樹, 田村俊世, 内藤久士, 形本静夫. 高齢者における杖歩行時の歩数計測法の開発. デサントスポーツ科学. 28:155-161, 2007.
- Higashi Y, Yamakoshi K, Fujimoto T, Sekine M, Tamura T. Quantitative evaluation of movement by Timed up and go test. IEEE Engineering in Medicine Biology Magazine (掲載決定)
- 堀田庸介, 関根正樹, 田村俊世, 桑江豊, 東祐二, 藤元登四郎, 大島秀武, 志賀利一: 高齢者に対応した歩数カウントアルゴリズムの開発. 生体医工学 (掲載決定)

2. 学会発表

- 関根正樹, 田村俊世, 桑江豊, 東祐二, 藤元登四郎. 角速度センサを用いた歩行の自立度の評価. 生体医工学シンポジウム 2007, CD-ROM, 2007.
- 堀田庸介, 関根正樹, 田村俊世, 桑江豊, 東祐二, 藤元登四郎, 大島秀武, 志賀利一. 高齢者に使用できる歩数計の開発-3軸合成アルゴリズムおよび装着部位についての検討-. 生体医工学シンポジウム 2007, CD-ROM, 2007.
- 緒方匡, 清藤早弥香, 海蔵和香, 東祐二, 湯地忠彦, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世. 脳卒中片麻痺者における乗用車への移乗動作の評価〜手すり設置位置の違い〜. 第46回日本生体医工学会大会. 131, 2007.
- 清藤早弥香, 緒方匡, 桑江豊, 東祐二, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世. 角速度センサを用いた脳卒中片麻痺者における畳からの立ち上がり動作の定量評価の試み. 第46回日本生体医工学会大会. 281, 2007.

G. 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

<研究協力者>

貴島芳文（社団法人八日会 藤元早鈴病院）

桑江豊（社団法人八日会 藤元早鈴病院）

新地友和（社団法人八日会 藤元早鈴病院）

湯地忠彦（社団法人八日会 藤元早鈴病院）

藤元登四郎（社団法人八日会 藤元早鈴病院）

平成18年度本研究

通所介護利用者70名(男13名、女59名、年齢83±7歳)に対し歩行を中心とした実態調査を実施

- ①片足立位
- ②Functional Reach Test(以下FRT)、
- ③10m歩行時間
- ④Timed Up and Go Test(以下TUGT)
- ⑤歩行形態、使用補装具の有無について

アセスメント項目の抽出に関する検討を行った。

転倒アセスメントに必要な項目

1. 片麻痺者は、非片麻痺者に比べて転倒のリスクが高い結果となった。
2. そこで、アセスメントに必要な項目として・・・
- 1) 本人自身の問題として抽出された項目
 - ①運動機能(バランス・筋力・柔軟性)
 - ②高次脳機能
 - ③活動意欲
 - ④安全な動作方法の確立
- 2) 環境面の調整として抽出された項目
 - ①家屋環境の調整
 - ②補装具の調整(杖・車椅子歩行器・自助具等)
 - ③安全装置の適合性のチェック
 - ④家族介護者への指導
 - ⑤その他のサービス提供者との連携(一貫した援助体制の構築)
- 3) 定量的かつ経時的な評価法の確立によって、自立度の判定に客観性を持たせる。

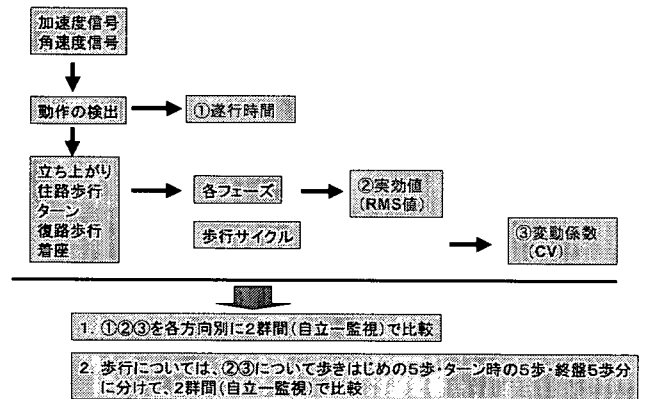
本19年度は、定量的かつ経時的な評価法の確立について検討した

歩行評価における定量的評価の必要性

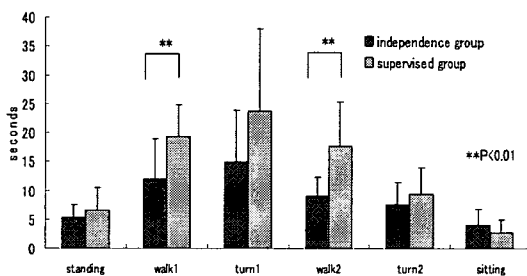
- ・ 歩行動作をより、日常に近い状態で評価できれば、有意義。
- ・ TUG-Tは、座位、立ち上がりなどの準備動作や、ターンしながらの歩行など、より日常的なパフォーマンスを要求
- ・ 利点は、おおがかりな道具を必要とせず、簡便に実施可。
- ・ 重心の移動を伴う動作群であり、加速度計測に適す。
- ・ 欠点は、一連の複合動作であり、動作上の問題を特定することが困難で定量的な情報は動作遂行時間のみ。

TUG-Tの動作の検出が可能で、フェーズごとに加速度情報をもたらすことができれば、臨床意義がある

片麻痺者への臨床応用

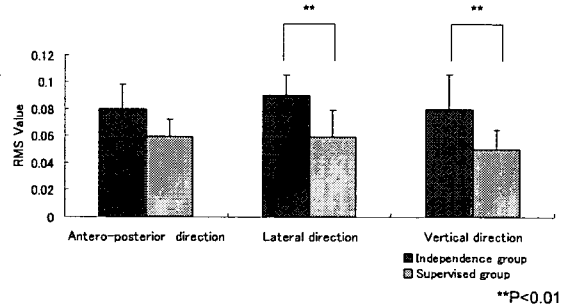


動作フェーズ毎遂行時間



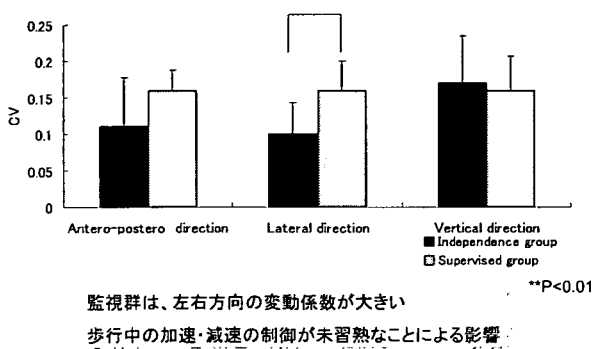
監視群は、歩行1と歩行2で、有意に遂行時間が長かった。
監視群の遂行時間が長い理由は、歩行時間が影響。

歩行(RMS値)

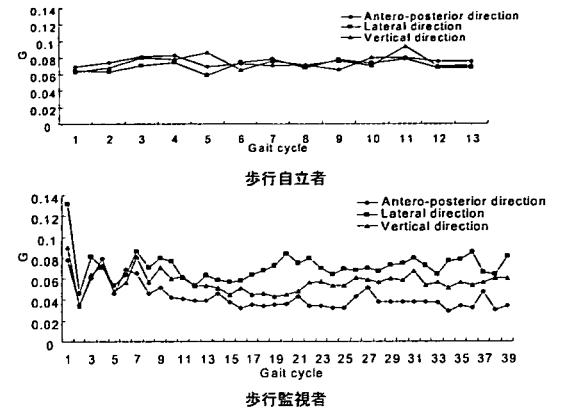


左右方向と上下方向で、監視群は、有意にRMS値が少ない。
監視群は安定歩行を得るために、歩幅を小さくし、上下の動きを制御し、歩間を狭くし、左右の動きを制御する傾向

歩行(変動係数)



歩行サイクル毎の加速度RMS値の典型例



まとめ

1. 本計測システムならびに、解析方法は、脳卒中片麻痺患者のリハビリテーションの定量評価に有効活用されることが期待される。特に、経時的に計測を行い、回復過程を患者に客観的に示すことが可能である。
2. 装具クリニックにおける補装具の適合性のチェックやケースカンファレンス時の客観情報の提示など、転倒予防アセスメント時の基本動作の評価に利用されることが期待される。

III. 研究成果の刊行に関する一覧表

研究成果の刊行に関する一覧表

雑誌

発表者氏名	論文タイトル名	発表誌名	巻号	ページ	出版年
飯島賢一, 柳田純一, 関根正樹, 田村俊世	角速度を用いた水平 外乱刺激時の姿勢応 答の計測	生体医工学	45(4)	285-291	2007
東 祐二, 山越憲一, 藤元登四郎, 関根正樹, 田村俊世	脳卒中片麻痺者にお けるTimed up and Go Testの動作フェーズ の検出に関する検討	生体医工学	44(4)	739-746	2006
関根紀子, 関根正樹, 田村俊世, 内藤久士, 形本静夫	高齢者における杖歩 行時の歩数計測法の 開発	デサントス スポーツ科学	28	155-161	2007
Higashi Y, Yamakoshi K, Fujimoto T, Sekine M, Tamura T	Quantitative evaluation of movement by Timed up and go test	IEEE Engineering in Medicine Biology Magazine			掲載決定
堀田庸介, 関根正樹, 田村俊世, 桑江 豊, 東 祐二, 藤元登四郎, 大島秀武, 志賀利一	高齢者に対応した歩 数カウントアルゴリ ズムの開発	生体医工学			掲載決定
Tamura T, Yoshimura T, Sekine M	A preliminary study to demonstrate the use of an air bag device to prevent fall-related injuries	29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society		3833-3835	2007
吉村拓巳, 関根正樹, 田村俊世	加速度と角速度を用 いた行動計測装置の 開発	システム・ 情報部門学 術講演会 2007講演論 文集		407-408	2007
中山茂樹	認知症対策に住環境 からアプローチ	洋泉社 MOOK (地方を殺 すな)		166-167	2007

IV. 研究成果の刊行物・別刷

角速度を用いた水平外乱刺激時の姿勢応答の計測

飯島 賢一*・柳田 純一**・関根 正樹*・田村 俊世*

Measurement of Postural Responses in Horizontal Perturbation Using Angular Velocity

Ken-ichi IJIMA,* Jun-ichi YANAGIDA,** Masaki SEKINE,* Toshiyo TAMURA*

Abstract The decline of the balance function induces the elderly people to fall and it causes the decrease of daily activity to become bedridden or fear of falling. The fall occurs when sudden external forces such as trips or slips take place. Therefore, it is important to consider a simple evaluation of the posture balance in human to perturbation. In this study, we proposed the measurement system using gyro sensor, and measured the body sway of the pitch direction by the perturbation. The subjects are ten healthy adults and kept upright position on the table. They attached the sensor to an ankle joint, a knee joint and a back near the center of gravity. Then horizontal translation of table to the backward was given as the perturbation. The experiments were performed with 20 patterns of different acceleration from 0.6 m/s^2 to 4.4 m/s^2 by 0.2 m/s^2 randomly. As the result, the feature of three postural control strategies such as ankle strategy, hip strategy and stepping strategy can be confirmed by the angular velocity in the pitch direction. Additionally, the variation of the angular velocity of back for perturbation was larger than those of ankle and knee. Thus, we concluded that the sway in the back greatly influenced to the postural control for horizontal translation to the backward.

Keywords: Horizontal perturbation, Fall, Angular velocity, Balance.

1. はじめに

加齢に伴う身体機能の低下は、転倒のリスクを増大させる。高齢者における転倒は、骨折（特に大腿骨頸部骨折）をはじめとする様々な外傷によって、寝たきりや転倒恐怖による活動の低下などにつながる要因の一つとなっている。転倒の危険要因は、内的要因と外的要因に分けられる。内的要因とは転倒者側の要因であり、加齢変化、身体的疾患、薬物などを指し、外的要因とは照明や床の状況、履物などの環境要因を指す。特に高齢者の転倒の50%以上がこの外的要因による滑りや躓きといった外乱で引き起こされている[1-3]。急速な人口の高齢化に伴い、バランス機能向上のためにリハビリテーション訓練などで転倒予防を促進していかなければならない。そのためには、まず外乱に対する身体の姿勢バランスの簡便な評価とその臨床への応用を検討することが重要である。

また、ヒトは外乱が与えられた時、その大きさによって組織化された姿勢制御戦略を用いてバランスを立て直そうとする。一般に、この姿勢制御戦略には足関節戦略 (ankle strategy)、股関節戦略 (hip strategy)、ステップング戦略 (stepping strategy)がある。さらにNashnerらは脚屈曲型戦略 (suspensory strategy)も加えているが、ここでは、理学療法で一般的な3戦略を考える[4]。その中で、足関節戦略・股関節戦略は、立位時に安定した支持基底面 (base of support)を保持するために、弱い外乱に対しては足関節が優位に、それよりも大きな外乱に対しては股関節で対応できない場合には股関節が優位にと、それぞれの外乱に対して下肢と体幹が別々の戦略で対応している[5]。さらに、大きな外乱を与え重心線が支持基底面を逸脱し、新たな支持基底面を形成することが必要となる場合に、バランスをとる最後の手段としてステップング戦略が用いられる。

足関節戦略、股関節戦略に関しての動作分析研究は多く報告されているが、ステップング戦略に関する研究は少ない[6-14]。その理由として、視覚などの様々な要素、要因の複合的な制御を用いてステップを行っているため、動作解析が非常に困難であるということが挙げられる。さらに、高齢者でのステップング戦略を誘発する実験は転倒などの危険を伴う可能性が高いため倫理上の問題が発生する。計測方法は主に筋電図 (Electromyography: EMG)、反

2007年8月2日受付, 2007年10月9日改訂

Received August 2, 2007; revised October 9, 2007.

*千葉大学大学院工学研究科

Graduate School of Engineering, Chiba University

**千葉大学大学院自然科学研究科

Graduate School of Science and Technology, Chiba University

射マーカーなどを用いた3次元位置計測装置や床反力 (force plate) などからの関節トルク (joint torque) を計算している。これらの計測装置は細かな動きまで計測が可能であり、それによってそれぞれの戦略を導いている。また一方で、小型の角速度センサを用いてバランス能力を評価している研究もある。Allumらの研究では、姿勢制御戦略に関する検討は行われていないが、床面を傾けた際の体幹の角速度が前庭機能疾患をもつ患者の低下したバランス能力の評価に有用であることが示唆されている[15]。このことから、将来的に臨床で用いることを踏まえると角速度センサによる計測・評価が期待される。

そこで本研究では、角速度センサを用いて外乱に対する姿勢応答を簡便に計測できる新しい手法を提案した。本手法を用いて外乱刺激時における各部位 (足関節・膝関節・腰背部) の身体動揺を計測し、3つの姿勢制御戦略 (足関節戦略・股関節戦略・ステップング戦略) の特徴をとらえとともに、外乱刺激の大きさとの関係について検討を行った。

2. 実験

2.1 水平外乱刺激発生装置の開発

本研究では、外乱の定義を「立位姿勢における支持基底面を水平後方向に動かすこと」とした。そこで対象者に各戦略を発生させるため、後方向に外乱を発生させる水平外乱刺激発生装置を開発した。図1に床面を水平後方向に移

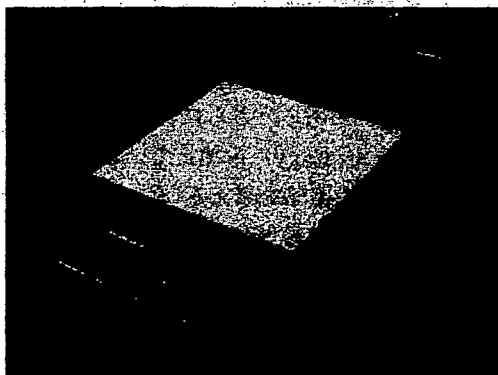


図1 水平外乱刺激発生装置の外観

Fig. 1 Exterior appearance of horizontal perturbation device.

表1 装置の仕様
Table 1 Spec of device.

Size	width 0.6 m × length 1.5 m × height 0.1 m
Maximum velocity	0.5 m/s
Maximum acceleration	5 m/s ²
Drive range	±0.4 m (0.8 m when the table is the edge of device)

動させる水平外乱刺激発生装置の外観を示す。また、その仕様を表1に示す。

装置は前後に移動する床面、床面を駆動するACサーボシステムならびに制御用PCから構成される。床面の前後方向の駆動にはボールねじ機構 (KR45H10A+940LH0-100C, THK) を用いて構築し、ボールねじ機構の駆動方向と平行にブロックとレールで構成されるガイド機構を設置した。また本研究では床面の駆動に高い再現性が求められるため高精度な位置制御、速度制御、ならびに安定したトルクを発生させられるACサーボモータ (MV-M40, KEYENCE) を採用した。

本装置は、PCで設定した加速度、速度、加速時間、変位をUSB接続でPLC (Programmable Logic Controller) に送信し、PLCから送信された指令信号とエンコーダからのフィードバック値によりサーボ機構の駆動を制御した。

2.2 実験方法

本研究では、水平外乱刺激発生装置の床面が後方に駆動しているときの最大加速度の大きさを「加速値」、減速しているときの最大加速度を「減速値」と定める。被験者に対し、今回開発した水平外乱刺激発生装置を用いて、後方への水平外乱刺激を与えることによって動的な身体動揺を計測した。

2.2.1 測定対象 被験者は健康成人の男性7名、女性3名の計10名 (年齢21.3±1.6歳、身長169.2±6.9cm、体重58.8±5.4kg)で行った。本研究は千葉大学大学院工学研究科倫理委員会の承認を得たのち、被験者には実験の内容および主旨に関する十分な説明の上、書面による承諾を得て行った。

2.2.2 実験装置の構成 図2に示すように、被験者には足関節・膝関節・腰背部に角速度センサ (Gyrocube, O-NAVI USA) を装着した。これを用いて各部位の Pitch

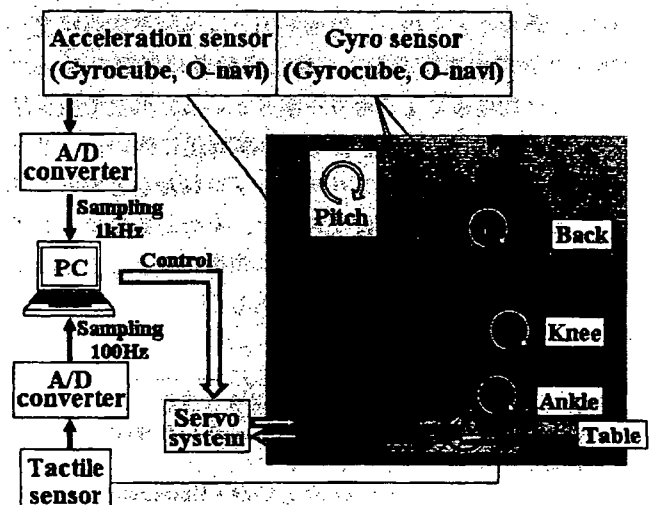


図2 実験装置の構成

Fig. 2 Experimental setup.

方向（前後方向の傾き）の身体動揺を計測した。また、床面の加速度を計測するために加速度センサ（Gyrocube, O-NAVI, USA）を床面上に配置した。さらに、ステップの開始時間を計測するため、床面と足底の間にタクトイルセンサを用いた足圧分布測定システム（F-SCAN; ニッタ株式会社）を取付けた。角速度センサ、加速度センサ及びタクトイルセンサのデータはそれぞれサンプリング周波数 1 kHz, 1 kHz, 100 Hz で A/D 変換を行い記録した。水平外乱刺激発生装置の駆動制御は、サーボシステムの制御を通して行った。

2.2.3 実験手順 被験者はまずタクトイルセンサの校正のため、センサ上で片足立ちをそれぞれ10秒間計測した。次に床面上に立位姿勢を保持し、合図後10秒の間に水平外乱刺激として後方へ床面を移動させた。加速値の設定値は 0.2 m/s^2 から 4.4 m/s^2 まで 0.2 m/s^2 ずつの 22 パターンを用意し、ランダムに与えた。この時、加速時間、等速運動時間、減速値は、それぞれ 100 ms, 1000 ms, 1.0 m/s^2 と設定した。なお、立位姿勢は、胸の前で腕組み、開眼の状態とした。また、被験者には練習として始めに最大加速値（設定値 4.4 m/s^2 ）を体験してもらった後、実験を行った。

2.2.4 解析方法 計測によって得られた床面の加速度、各部位の角速度及びタクトイルセンサから得られる足底接地面積について解析を行った。加速度と角速度はカットオフ周波数 30 Hz, 足底接地面積はカットオフ周波数 20 Hz のパターワース型 2 次ローパスフィルタで波形を平滑化した。各部位の角速度から得られる身体の動揺を観察し、各戦略との関係について検討した。さらに角速度から、各部位のピーク値、床面加速の開始時間を基準とした各部位の動揺開始時間とその標準偏差を算出し、それぞれ比較した。また、足底接地面積はステップング戦略への移行を示すために用いた。

3. 結果

3.1 水平外乱刺激発生装置の性能評価

水平外乱刺激発生装置の加速値の性能評価として、負荷荷重による精度と再現性を調べた。床面上に加速度センサ（Gyrocube, O-NAVI, USA）を配置して床面加速値の実測値と設定値を比較した。床面に無負荷（0 kg）、既知の錘（20 kg, 40 kg, 60 kg, 80 kg）を載せて 0.2 m/s^2 から 5.0 m/s^2 まで 0.2 m/s^2 ずつ 25 パターンの加速値を順に与えることを 1 セットとし、これを 4 セット行った。その結果、 0.2 m/s^2 , 0.4 m/s^2 を除き、実測値は設定値に対して 10% 以上の誤差があった。その時の加速値の変動係数を図 3 に示す。横軸は設定値、縦軸は設定値との変動係数を表している。この図から分かるように、 0.2 m/s^2 , 0.4 m/s^2 を除き同じ負荷間での変動係数が 4% 以下であるため、同じ外乱を発生させる再現性が高い装置であることが示された。また、負荷の増加に伴い、加速値が増加する傾向が見られた

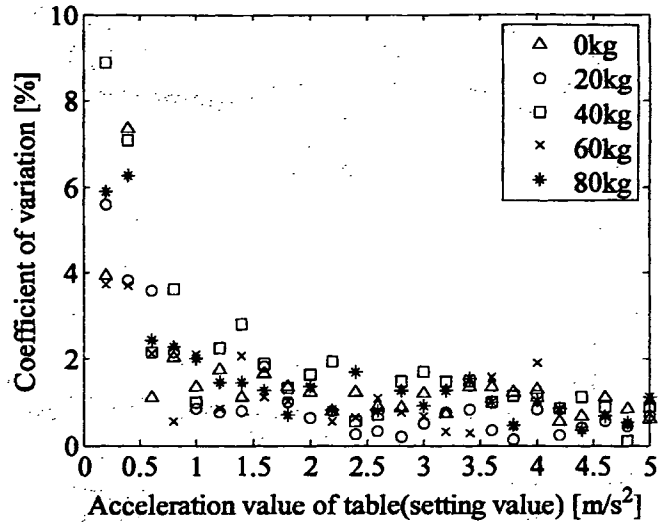


図3 床面加速値の設定値と実測値の変動係数
Fig. 3 Coefficient of variation in setting and measurement of table acceleration value.

が、これは AC サーボシステムのオートチューニング機能が、負荷が大きい時に過度に働いてしまったためと考えられる。他の設定値よりも誤差が小さい値を示した 0.2 m/s^2 , 0.4 m/s^2 においては、AC サーボモータの回転が低速の時、高速時よりもトルク供給の精度が低いことが原因であると考える。

以上の結果より、加速値は負荷の大きさに依存し、設定値と実測値には個人差が出ると予想されるため、本研究では設定値ではなく実測値を用いて解析を行うこととした。以下、加速値とは実測値のことを示す。また、今回の実験は再現性を重視したため、変動係数が大きい加速値（ 0.2 m/s^2 , 0.4 m/s^2 ）は解析に使用しないこととした。

3.2 加速開始後の角速度波形

各部位の角速度波形と足底接地面積の典型例を図 4 に示す。(a)は小さい加速値 (1.23 m/s^2 , ステップなし), (b)は大きい加速値 (3.35 m/s^2 , ステップなし), (c)はステップする加速値 (3.55 m/s^2 , ステップあり) を示している。なお、足底接地面積は、静止立位時の面積を 100% として相対的な値で示されている。今回の実験では、全ての被験者が右足でステップしていた。また、図 4(a)には加速直後の動揺の拡大図も示している。これを見ると床面が加速し始めた後、角速度は足関節、膝関節、腰背部と身体の下から上部の順に動揺が開始されている。この関係は全ての計測で観測された。腰背部波形のピーク付近において小さい加速値では腰背部と足関節・膝関節の動揺が同位相、大きい加速値では逆位相、さらに加速値を大きくしていきステップした際には逆位相の形が崩れ、足関節・膝関節の動揺が大きく変動した。また足底接地面積において、加速開始直後はどの加速値でも同様の応答を示すが、その後ステップなしの場合には 100% に戻るのに対し、ステップあり

表2 被験者の身体的特徴と測定結果
各部位の項目は動揺開始時間の(平均値±標準偏差)を示している
Table 2 Exterior characteristic and measurement result of subject
The items of each parts show (mean±SD) of the start time of sway.

No.	Sex	Age [years]	Height [cm]	Weight [kg]	Ankle [ms]	Knee [ms]	Hip [ms]	Minimum stepping Acceleration [m/s ²]
1	M	22	174	55	29.4± 7.4	53.9± 8.9	172.6±17.0	2.41
2	M	24	172	60	25.3± 7.8	44.8± 6.2	115.9±18.6	3.70
3	M	21	177	67	28.7± 6.1	48.8± 7.6	107.7±14.6	3.55
4	M	23	163	56	26.0± 5.5	56.2± 6.9	157.0±14.0	3.13
5	M	21	163	58	29.5±10.0	59.1±14.6	161.1±16.7	3.45
6	M	21	180	62	27.0± 6.6	56.6± 8.7	126.3±18.4	3.24
7	F	19	162	56	26.9± 8.5	59.7±11.3	154.6±33.8	2.72
8	F	19	162	50	22.0± 6.5	57.6± 8.0	125.2±23.3	1.83
9	F	21	165	67	24.5± 5.5	54.9± 9.9	127.4±25.2	2.33
10	M	22	174	67	25.0± 6.1	51.1± 5.3	110.7±11.6	2.79

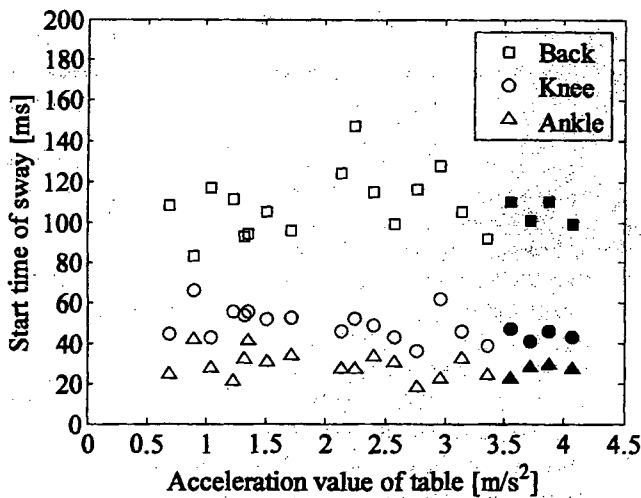


図6 床面加速値に対する各部位の動揺開始時間
Fig. 6 Start time of sway to acceleration value of table.

女性被験者に絞ると腰背部の動揺開始時間に大きなばらつきが見られたが、その他の身体的特徴との関係は見られなかった。また、ステップング戦略を用いる加速値も被験者によって大きく異なった。

4. 検 討

Nashner, McCollum らは水平方向の姿勢制御に足関節戦略と股関節戦略があることを提唱した[5]。これまでの多くの研究において後方外乱刺激に対して股関節戦略が優位に働くとの報告もみられる。また、姿勢制御に関して、支持基底面を比較的小さく動かすような外乱が与えられた場合には足関節・膝関節の動揺は腰背部の動揺と同位相となり一つの剛体と見立てた足関節中心の足関節戦略をとり、さらに大きな外乱が加えられた場合には足関節・膝関節の動揺が腰背部の動揺と逆位相となり体幹と下肢の二つ

の剛体と見立てた足関節中心と股関節中心の股関節戦略をとるということが、筋電変化、関節トルクなどの計測において示されている[5-12]。個人差はあるものの、今回の結果においても足関節・膝関節の角速度と腰背部の角速度の位相を比較することにより、ステップ加速値よりも小さい加速値の際に足関節戦略・股関節戦略で姿勢制御を行っていることは明らかである。しかし、足関節戦略から股関節戦略への移行付近では明確に戦略を特定することは出来なかった。また、加速値が小さい段階でも角速度波形に上述のような股関節戦略の特徴が見られた。これらのことから、足関節戦略と股関節戦略は単独での制御で行われるのではなく相互に関連し、外乱刺激の増加に伴い足関節戦略に股関節戦略が付随して姿勢制御されているということが示唆された[8]。

これまでの一連の研究では、一步踏み出す条件、すなわちステップング戦略を起こす条件での研究報告は少ない。しかし、今回、われわれの実験では、水平外乱刺激を大きく長い時間与えることでステップング戦略を誘発し、股関節戦略からステップング戦略への移行を観察した。股関節戦略で十分姿勢制御が行えない場合、すなわち、個人差はあるものの、腰背部の角速度信号と膝関節・足関節の角速度信号との逆位相の形が崩れ、足関節・膝関節の動揺が大きく変動する場合に、ステップング戦略に移行していると言える。このことから、Pitch 方向の角速度信号で身体動揺の計測とステップング戦略までを含めた3つの姿勢制御戦略についての観察が可能であることが示された。すなわち、これまでの研究で用いられていた筋電図や3次元計測装置などの計測装置を用いることなく、簡便な装置立てでの計測が可能であると言える。

今回の実験におけるステップング戦略での運動に関して、現段階ではその姿勢制御を捉えられただけに過ぎず、

今後ステップング戦略の詳細な動き、また転倒訓練に向けたステップング戦略の応用について検討することが、今後の課題として残っている。さらに、今回の実験においても足関節戦略と股関節戦略が相互に関連している可能性を述べたが、ステップング戦略への移行に関してどちらの戦略から移行していくか、またどちらのほうが移行する際に安定しているかなどの検討をしていく必要がある。

床面加速値と角速度から得られた動揺開始時間において、足関節・膝関節に関しては、平均値がほぼ等しく、その標準偏差も小さかった。また、腰背部に関しては、平均値は被験者間で大きくばらつき、被験者ごとの標準偏差もばらつきが大きかった。このことから、腰背部の動揺、すなわち股関節の動きが外乱刺激に対する姿勢制御に大きく影響しているということが示唆される。しかし、各動揺開始時間においてステップング戦略との関連性は見られなかった。また、女性被験者の腰背部の結果において、男性被験者に比べ大きなばらつきが見られた。これについては、男性被験者に対して、女性被験者の筋力の量が少ないということなどが影響していると考えられる。

ステップング戦略をとる外乱加速値の大きさについて Paiらはモデルによる解析を行っている[14]。各加速値あたり 80 回の試行を行った結果、加速値 1.0 m/s^2 (速度 0.3 m/s , 変位 0.09 m) の条件下で 1 回、加速値 2.0 m/s^2 (速度 0.6 m/s , 変位 0.18 m) で 33 回、加速値 3.0 m/s^2 (速度 0.9 m/s , 変位 0.27 m) で 78 回ステップしていた。本実験での最小ステップ加速値は全被験者を平均して 2.9 m/s^2 であった。加速時間、移動距離及び被験者によってステップする加速値は異なり一概に比較することは出来ないが、これらより今回の結果から得られたステップへ移行する加速値は妥当な範囲にあると考えられる。

また、今回の実験では外乱の与え方をランダムにした。この実験法により、股関節戦略の開始時間のばらつき、また、ステップした加速値よりも大きい加速値でステップを起こさないという現象が生じたのではないかと考えられる。実際に 1 つ前に起こされた外乱刺激から次の外乱刺激の大きさを予測することは不可能なため、予め予測して股関節戦略を実行する神経回路の命令と実際に起きた外乱刺激との不一致により、動揺の開始時間に大きなばらつきが生じたのではないかと考えられる。そのため、加速値を順次増大する実験を行うことで、外乱刺激への馴化により最小ステップ加速値は大きくなることが予想されるが、これとランダムで行った実験と比較することで予測姿勢調節 (anticipatory postural adjustment) についての評価も検討することが出来ると考えられる。

5. ま と め

本研究において角速度センサを用いて、外乱に対する姿勢応答を簡便に計測できる新しい手法を提案した。また、

支持基底面の後方へ移動可能な水平外乱刺激発生装置を開発した。これらを用いて外乱刺激時の pitch 方向の身体動揺から 3 つの姿勢制御戦略 (足関節戦略・股関節戦略・ステップング戦略) の特徴を確認できることを示した。

また、外乱刺激に対する腰背部の動揺に関して、足関節・膝関節と比べ、変動やばらつきが大きかった。このことから、腰背部の動揺、すなわち股関節の動きが外乱刺激に対する姿勢制御に大きく影響しているということが示唆された。

今後は、角速度センサでの臨床的な応用に向けた各姿勢制御戦略、特に比較的研究例の少ないステップング戦略に関しての詳細な動きを解析する必要がある。これによりバランス評価を確立し、ステップング戦略を用いた転倒予防訓練への取り組みに大いに寄与できるものと考えられる。

謝辞 本研究の一部は厚生労働省科学研究費 (長寿科学総合研究事業) ならびに文部科学省科学研究費 若手研究 (B) 17700441 による。

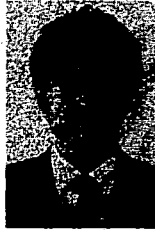
文 献

- Gabell A, Simons MA, Nayak US: Falls in the healthy elderly: predisposing causes. *Ergonomics*. 28(7): 965-975, 1985.
- Lord SR, Ward JA, Williams P, Anstey KJ: An epidemiological study of falls in older community-dwelling women: the Randwick falls and fractures study. *Australian Journal of Public Health*. 17(3): 240-245, 1993.
- 島田裕之: 6 高齢者の姿勢調節障害と理学療法 1. 高齢者の姿勢調節機構. 奈良 勲・内山 靖編, 姿勢調節障害の理学療法. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp. 257-258, 2004.
- 米田稔彦: 4 姿勢調節障害の評価 2. 運動・動作学的評価. 奈良 勲・内山 靖編, 姿勢調節障害の理学療法. 医歯薬出版株式会社, 東京, pp. 167-171, 2004.
- Nashner LM, McCollum G: The organization of human postural movements: a formal basis and experimental synthesis. *Behavioral and Brain Sciences*. 8: 135-172, 1985.
- Nashner LM: Adapting reflexes controlling the human posture. *Experimental Brain Research*. 26(1): 59-72, 1976.
- Nashner LM: Fixed patterns of rapid postural responses among leg muscles during stance. *Experimental Brain Research*. 30(1): 13-24, 1977.
- Horak FB, Nashner LM: Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. *Journal of Neurophysiology*. 55(6): 1369-1381, 1986.
- Horak FB, Nashner LM, Diener HC: Postural strategies associated with somatosensory and vestibular loss. *Experimental Brain Research*. 82(1): 167-177, 1990.
- Runge CF, Shupert CL, Horak FB, Zajac FE: Ankle and hip postural strategies defined by joint torques. *Gait and Posture*. 10(2): 161-170, 1999.
- Diener HC, Horak FB, Nashner LM: Influence of stimulus parameters on human postural responses. *Journal of Neurophysiology*. 59(6): 1888-1905, 1988.
- Akram SB, Frank JS, Patla AE, Allum JH: Balance control during continuous rotational perturbations of the support surface. *Gait and Posture*: 2007 (Article in press).
- Maki BE, McIlroy WE: The role of limb movements in maintaining upright stance: the "change-in-support"

- strategy. *Physical therapy* 77 (5): 488-507, 1997.
14. Pai YC, Maki BE, Iqbal K, McIlroy WE, Perry SD: Thresholds for step initiation induced by support-surface translation: a dynamic center-of-mass model provides much better prediction than a static model. *Journal of Biomechanics*. 33 (3): 387-392, 2000.
 15. Allum JH, Carpenter MG, Adkin AL: Balance control analysis as a method for screening and identifying balance deficits. *Annals of the New York Academy of Sciences*. 942: 413-427, 2001.

飯島 賢一 (イイジマ ケンイチ)

2007年千葉大学工学部電子機械工学科卒業。同年、同大学大学院工学研究科人工システム科学専攻メディカルシステムコース修士課程入学、現在に至る。身体運動計測・解析およびバランス機能改善に関する研究に従事。



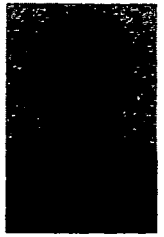
柳田 純一 (ヤナギダ ジュンイチ)

2005年千葉大学工学部電子機械工学科卒業。2007年同大学大学院自然科学研究科電子情報システム専攻修士課程修了。同年、株式会社日立製作所コンシューマ事業グループデジタルコンシューマ事業部 開発センター デジタルシステム開発部入社、現在に至る。在学中は、身体運動計測・解析およびバランス機能評価システムの開発に関する研究に従事。



関根 正樹 (セキネ マサキ)

2001年東京電機大学大学院理工学研究科応用システム工学専攻博士課程修了。同年国立療養所中部病院長寿医療研究センター研究員。同年ダートマス大学工学部研究員。2003年国立長寿医療センター研究所室員。2004年千葉大学工学部助手。2007年千葉大学大学院工学研究科助教、現在に至る。生体信号計測ならびに解析に関する研究に従事。日本生体医工学会、計測自動制御学会、ライフサポート学会、IEEE 各会員。



田村 俊世 (タムラ トシヨ)

1980年東京医科歯科大学大学院医学研究科修了(医学博士)、2004年4月千葉大学工学部メディカルシステム工学科教授。2007年4月千葉大学大学院工学研究科人工システム科学専攻メディカルシステムコースに改組、現在に至る。主な研究テーマは生体計測、生体信号処理、福祉工学、高齢者支援工学など。日本生体医工学会(理事)、日本生活支援工学会(理事)、ライフサポート学会(理事)、計測自動制御学会、米国電気学会、の会員。



脳卒中片麻痺者における Timed Up and Go Test の動作フェーズの検出に関する検討

東 祐二^{*,**}・山越 憲一^{*}・藤元 登四郎^{**}・関根 正樹^{***}・田村 俊世^{***}

Detection of Task Phase for the Timed Up-and-Go Test in Hemiplegic Patients

Yuji HIGASHI,^{*,**} Kenichi YAMAKOSHI,^{*} Toshiro FUJIMOTO,^{**} Masaki SEKINE,^{***} Toshiyo TAMURA^{***}

Abstract In clinical rehabilitation, the Timed Up-and-Go Test (TUG-T) is known as a simple technique for evaluating basic activities, especially the risk of falling. Usually, the time of TUG-T is counted, and the correlation between falling phenomenon and time of TUG is relatively high. We have been examining a quantitative evaluation method of the activity using the signal of an accelerometer attached to the lumbar position. However, it is difficult to specify the activities phase clearly from the signal obtained by the accelerometer. Thus, in this study, we propose a combination of accelerometer and rate gyro-sensor to specify the activity phase of TUG-T. For the comparison, trained therapists measured the time for each activity phase using VTR images. As a result, proposed classifications of activity phase well correlated to the observations made by the therapists. In the use of both accelerometer and the gyro-sensor signals, it was possible for the activity phase to make detections similar to those of therapists' observations.

Keywords: Rehabilitation Timed Up-and-Go Test, activity phase, gyro-sensor, accelerometer.

1. はじめに

超高齢社会を迎えた今日、リハビリテーションは利用者の自立支援、介護予防の観点で大きな期待が寄せられている。特に、脳卒中片麻痺者はリハビリテーション利用者の中でもっとも多くを占める。脳卒中のリハビリテーションは、早期に訓練を開始し、早期自立をはかることで利用者のQOLの向上が期待されている。そのため、作業療法士(OT)や理学療法士(PT)などの療法士の行う訓練の効率化は必須であり、それを支援する技術の発展は重要な課題のひとつといえる。なかでも、基本動作の早期自立は極めて重要な課題であり、患者の生活機能回復の上では、大きなウェイトをしめる。Timed Up and Go Test (TUG-T)

は、座位から立ち上がり、歩行、歩行しながらの方向転換、着座までの一連の基本動作能力を評価する簡便な手法として知られている[1-4]。しかしながら、評価は、全遂行時間から転倒のリスクを推定する手法であり、動作ごとに評価基準は設けられておらず質的な評価は、療法士の経験と主観に頼る部分が多い。従って、客観的なデータを簡便に得られないのが実情である。元来、リハビリテーション場面では、一連の動作遂行上問題が確認された場合、どの動作に問題があるかを特定し、詳細な運動レベルまで分解して評価したうえで、問題解決策を検討する。TUG-Tは、簡便性に優れ、転倒のリスク検知に感度が高いが、このような情報を導くには、動作ごとの細かな評価が必要であり、それが定量的に可能となれば、解決策を講じる上で極めて有意義である。そこで、われわれは、加速度センサを用いて前後・左右・上下3軸方向の運動を計測することで、前額面・矢状面・水平面での運動評価を可能とし、客観的な動作の計測と定量的な評価手法を臨床へ導入することを試みた。加速度をパラメータとした運動評価は、装着部位の運動出力に伴う、筋力、骨関節機能や姿勢反射等を包括する情報として捉えることができる[5, 6]。そのため、歩行運動や基本動作の運動評価の有力な情報として意義深い。われわれは、臨床場面を想定し、簡便な計測を可能とすることを考慮して、腰背部に装着した加速度センサのみの信号か

生体医工学シンポジウム 2006 発表 (2006 年 9 月, 新潟)
2006 年 7 月 26 日受付, 2006 年 9 月 27 日改訂, 2006 年 10 月 11 日再改訂

Received July 26, 2006; revised September 27, 2006, October 11, 2006.

* 金沢大学大学院自然科学研究科

Graduate School of natural science & Technology Kanazawa University

** 藤元早鈴病院

Fujimoto Hayasuzu Hospital

*** 千葉大学工学部メディカルシステム工学科

Faculty of Engineering Chiba University

ら、動作の定量的評価法の確立について検討を加えてきた。加速度センサによる姿勢の評価は、数多くの論文がある。精度、再現性の良い廉価な加速度センサが市販されたことも一因であるが、臨床的には、なるべく少ないセンサで行動を束縛しない計測法が望まれる。カルマンフィルタを用いて加速度信号の DC 成分から角度を推定する試みもあるが誤差が 2° との報告もみられる [5]。臨床、特に片麻痺歩行の場合、角度変化がほとんど観察できない例もあり、加速度センサからの情報のみでは、動作フェーズを明確に特定することが困難であり課題であった。姿勢の変化を高い精度で測定するためには、角速度情報が有用であると考えられる。これまでに、加速度と角速度を測定して姿勢の角度を測定した例は見られるが [7-9]、静座位から歩行の連続動作を検証した例はみられない。そこで、本研究では、加速度センサに加えて角速度センサを被験者の腰背部と大腿部に装着し TUG-T の動作フェーズの特定を試みた。さらに、療法士の観察による各動作フェーズの特定情報とセ

ンサから得られた情報が一致するかについて検討した。

2. 方 法

2.1 測定装置

TUG-T の測定に用いた装置は、2つのセンサユニット (Gyrocube, O-navi, USA) とマルチテレメータシステム (WEB-5000, 日本光電), A/D 変換器を内蔵したパーソナルコンピュータで構成した。センサユニットは、3軸の加速度 (定格加速度 $\pm 3\text{ g}$, $\pm 5\text{ g}$, 周波数応答 DC-60 Hz) と 3軸の角速度 (定格角速度 $\pm 400\text{ deg/s}$, 周波数応答 DC-40 Hz) が計測可能であり、外形寸法は $30 \times 40 \times 20\text{ mm}$, 重量 7 g である。センサユニットからの信号は、マルチテレメータシステム (ハイカットオフ周波数 30 Hz) を介し、パーソナルコンピュータにサンプリング周波数 128 Hz で記録した。マルチテレメータシステムの送信機の寸法は $128 \times 80 \times 28\text{ mm}$ であり、重さはおよそ 300 g である。

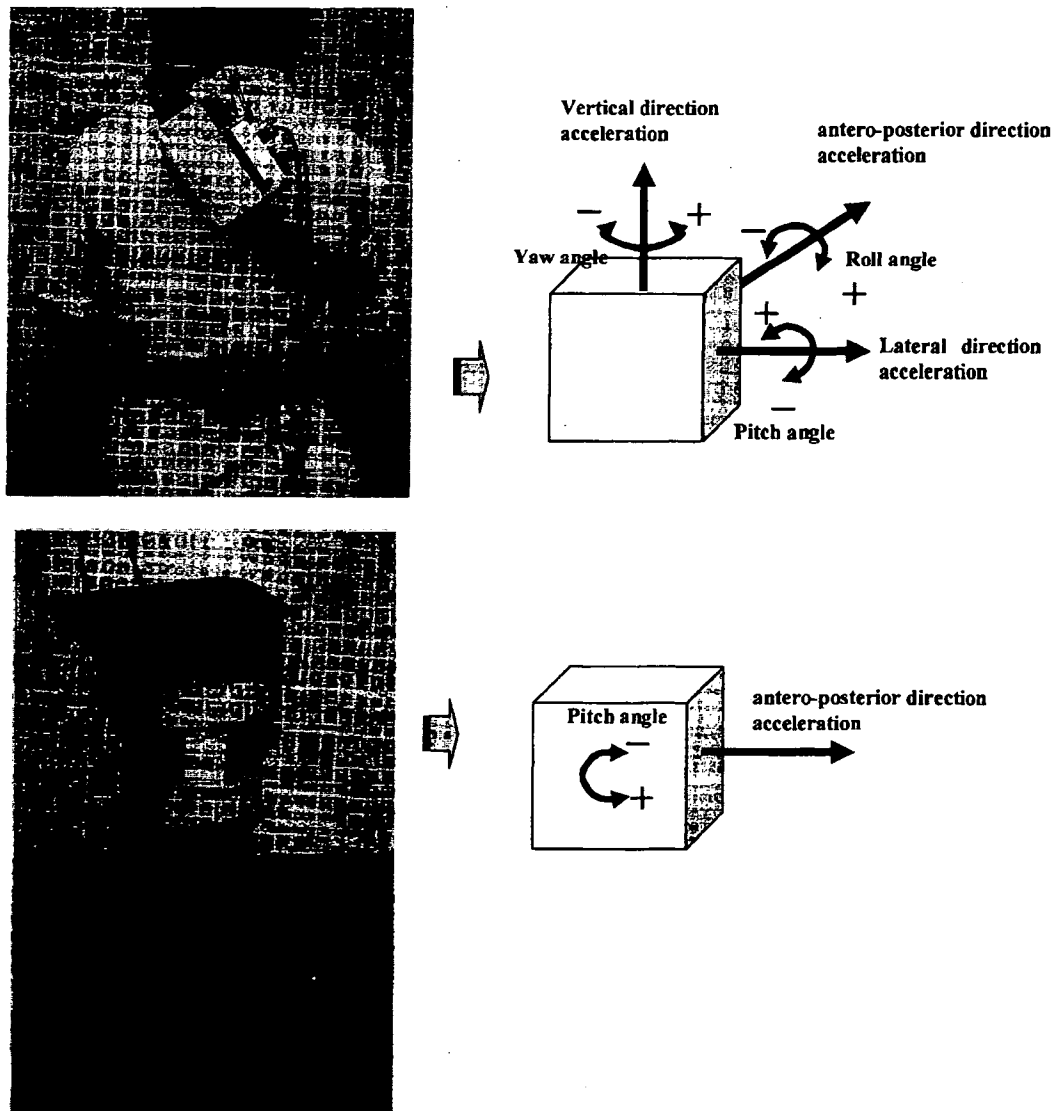


図 1 センサユニットの装着部位
Fig. 1 Sensor unit position.

表1 測定対象とした片麻痺患者
Table 1 subject's profile.

case sex	age	Paralyzed side	L/E Br.Stage	gait level
1. female	51	Right	III	Supervision
2. female	63	Left	IV	Independence
3. female	82	Right	IV	Supervision
4. male	74	Left	IV	Supervision
5. male	83	Left	IV	Supervision
6. female	75	Left	IV	Independence
7. male	75	Right	IV	Independence
8. female	78	Right	IV	Independence
9. male	65	Right	IV	Supervision

注) L/Eは、Lower Extremityの略語で下肢の意味を表す。Br. Stageは、Brunnstrom Stageの略語であり、片麻痺機能の重症度を表す。6段階あるStageが低い程、運動機能レベルは低い。

2・2 測定方法

測定課題は、Podsiadleらによって紹介されたTUG-Tに基づいたものとし、以下の動作を連続的に行うものとした[10]。

0. 験者は肘掛けのないイス（シート高さ：460 mm）の背もたれに背をつけて座る。
1. 被験者は、検査者の合図でTUG-Tを開始し、立ち上がる（以下、立ち上がり）。
2. 歩行を開始する。（以下、往路歩行）。
3. 3 m先に用意したイスの廻りを旋回する（以下、方向転換1）。
4. 出発時に腰掛けていたイスに向かい歩行を開始する（以下、復路歩行）。
5. イスに座るための旋回（以下、方向転換2）。
6. イスに座る（以下、着座）。

動作の測定部位は、腰背部（第2腰椎近傍）と歩行の際に最初に振り出される側の大腿部とし、それぞれ定格加速度 $\pm 2g$ と $\pm 5g$ のセンサユニットを装着した（図1）。

また、加速度センサと角速度センサによる動作の測定と同時に、動作の遂行状況をCCDカメラ（EVI-D30, SONY）で撮影し、VTR（GV-D900NTSC, SONY）に記録し、そのVTRをもとに療法士はストップウォッチを用い各動作時間を記録した。

TUG-Tの測定対象は、健常若年者10名（男性3名、女性7名、平均年齢 21 ± 2 歳）と脳卒中片麻痺者9名（表1）とした。動作時間を測定した療法士は、リハビリテーション臨床場面に従事する12名（平均年齢 28 ± 5 歳、経験年数 6.2 ± 5 年）とした。尚、本研究は藤元早鈴病院倫理委員会の審査承認後、被験者に説明し同意が得られた後に実施した。また、片麻痺者については、安全管理上、動作遂行を療法士が側らで監視した。

2・3 TUG-Tの動作フェーズの検出手法と評価方法

まず、若年健常者のTUG-Tにおける各動作とセンサの

出力との関係に対して以下の仮説をもって、動作フェーズの検出手法を提案した。すなわち、TUG-Tに含まれる座位からの立ち上がりと歩行を運動学的に捉えた場合、各動作の特徴的な初動のパターンは、それぞれ上体の前傾と下肢の前方への振り出しになると考えられる。そこで、立ち上がりの開始は、腰部に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力が閾値 Ths 以上になった最初の時刻として検出した。また、立ち上がり開始後、下肢に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力が閾値 Thw を越えた時刻を歩行開始時刻とした。

一方、歩行中の方向転換と着座のための方向転換の際には、一定方向に回転するためそれ以外の動作に比べてヨー方向に大きな角速度が発生すると考えられる。そこで、腰部に取り付けたヨー方向角速度の出力から旋回動作の期間を推定した。具体的には、まず1/歩行周期をカットオフ周波数とした2次のバターワースフィルタを用いて、ヨー方向角速度をローパスフィルタリングし、位相補正を行った後、角速度の最大値 ω_{max} とその時刻 T_{max} を求める。さらに $T_{max} \pm \alpha$ 秒以内で、 $\omega_{max} \times \beta$ 以上の角速度が発生する期間 $T1$ （方向転換期間）を算出する。ここで、 α と β はそれぞれ方向転換期間を算出するための時間幅と角速度閾値に関するパラメータである。次に、その方向転換期間 $T1$ から $\pm \alpha$ 秒以内に $\omega_{max} \times \beta$ 以上の角速度がある場合は、方向転換期間 $T1$ をその角速度が発生した時刻まで拡張する。この拡張を繰り返し、最終的な方向転換期間 $T1$ を決定する。また、方向転換期間 $T1$ を除く範囲で、新たに最大値 ω_{max} とその時刻 T_{max} を求め同様な処理を繰り返し、方向転換期間 $T2$ を決定する。最終的に、方向転換期間 $T1$ と $T2$ を比較し開始時刻が歩行開始時刻に近いものを歩行中の方向転換、もう一方を着座のための方向転換とした。最後に着座の終了は、立ち上がり動作と逆のパターンに近くなると考えられ、腰部に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力をデータの最後からさかのぼり