

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。

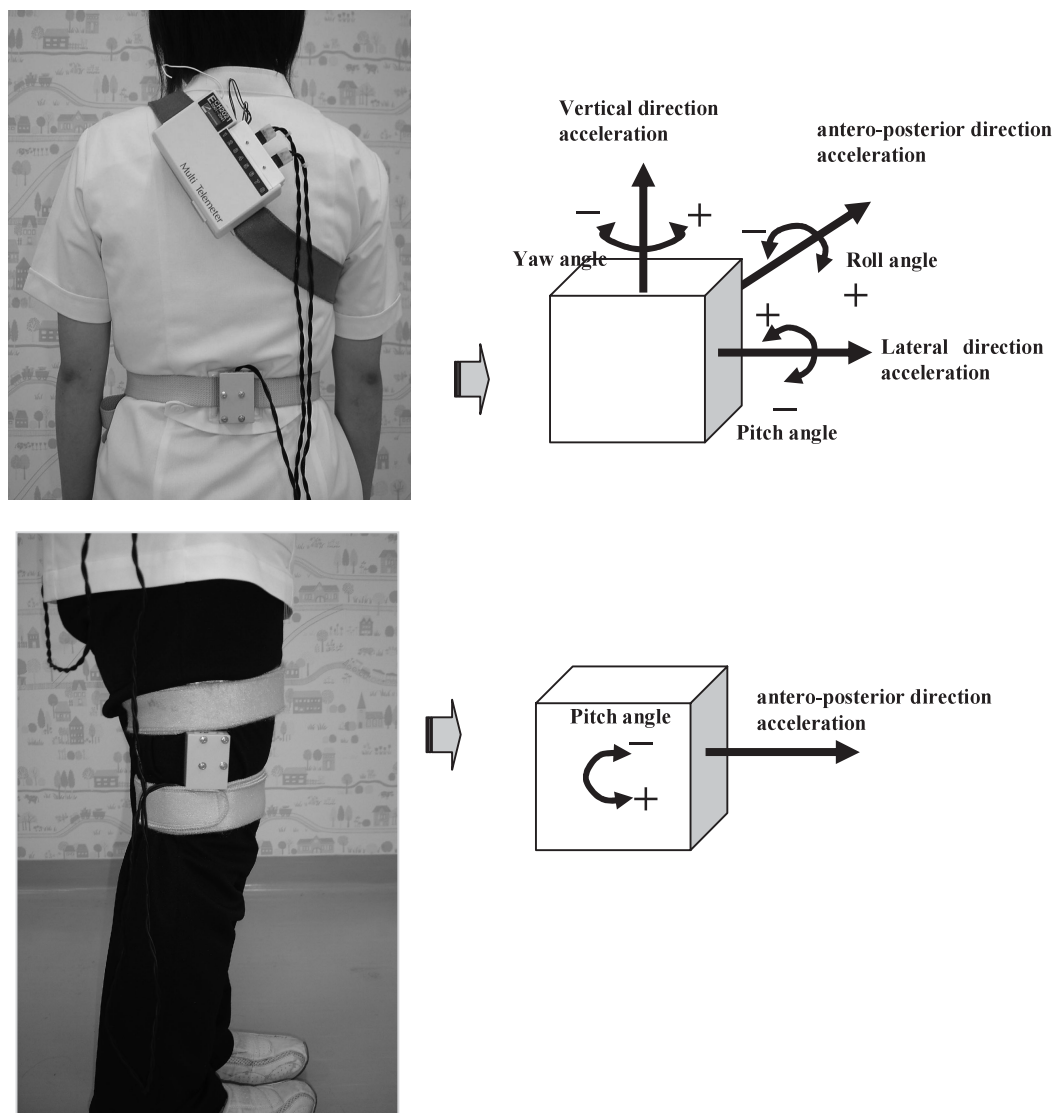


図 1 センサユニットの装着部位
Fig. 1 Sensor unit position.

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 $\pm 2 \text{ g}$ と $\pm 5 \text{ g}$ 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角速度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

閾値 Ths 以上になった時刻とした。なお、上記のパラメータ Ths , Thw , α , β は、各動作のパターンが明確に示されると考えられる若年健常者のデータから決定した。提案した動作フェーズ検出法を片麻痺患者の TUG-T データに適用し、本手法と VTR をもとに行った療法士の目視による各動作フェーズ検出の比較を行った。

3. 結 果

3・1 動作フェーズ検出法とパラメータ

健常若年者において TUG-T を行った際のセンサ出力の典型例を図 2 に示す。健常若年者では 2・3 で示した仮説通

り、立ち上がり時の上体の前傾、歩行開始時の下肢の前方への振り出し、方向転換時のヨー角方向への大きな角速度、着座終了後がセンサ出力に明確に示された。他の健常若年者も同様なパターンを示し、全健常若年者で各動作を示す特徴的なパターンを検出するための妥当なパラメータ値は、それぞれ $Ths=10 \text{ deg/s}$, $Thw=10 \text{ deg/s}$, $\alpha=\text{歩行周期} \times 1$, $\beta=35\%$ であった。図中の破線は本手法で検出した時刻である。なお、本検出手法を片麻痺患者へ適用する際には、片麻痺患者の歩行特性、つまり両脚の運動が対称にならないことを考慮し、 α を健常者の倍の歩行周期 $\times 2$ と設定した。

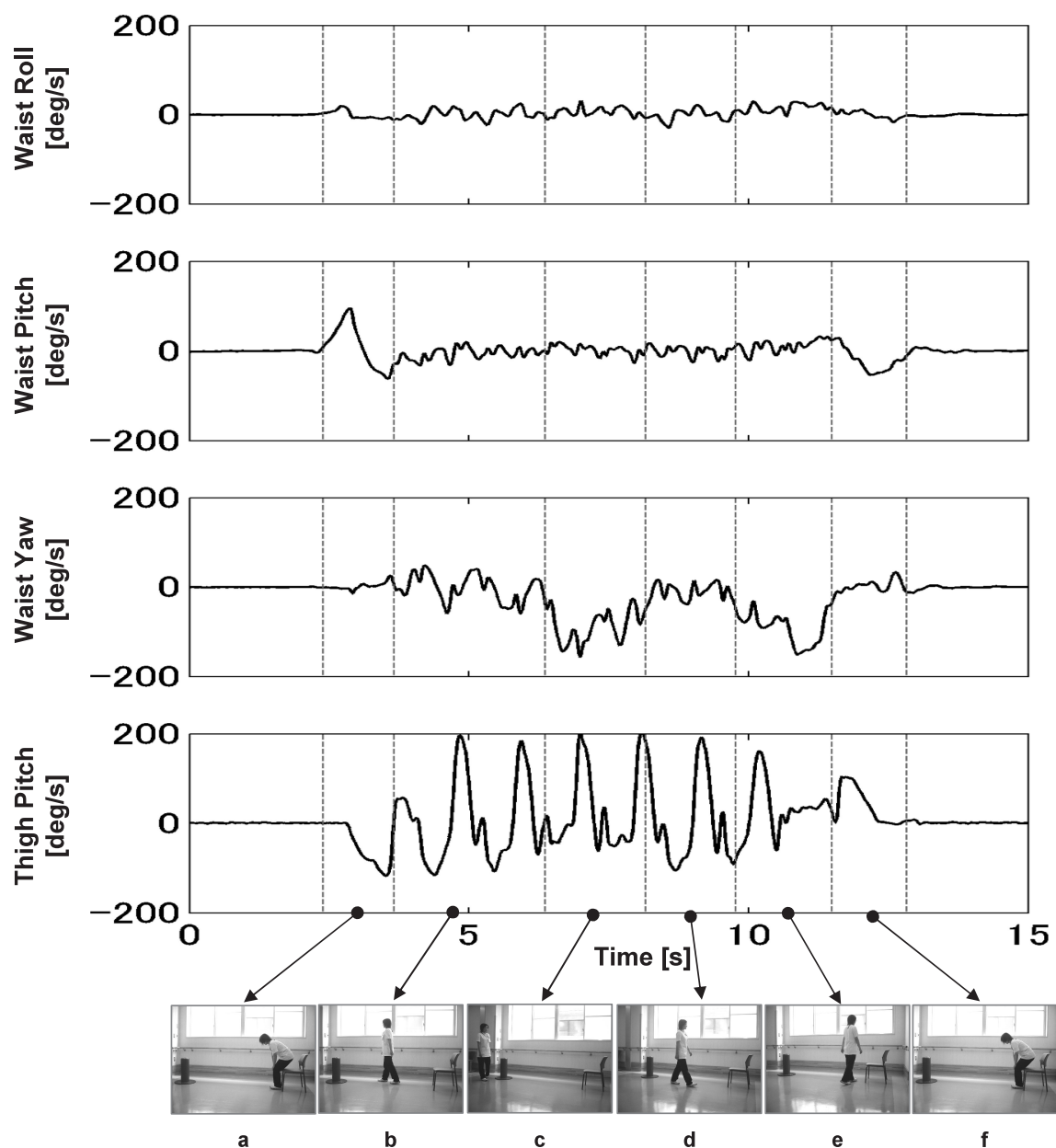


図 2 健常若年者の TUG-T 中における角加速度と動作フェーズの検出点の典型例 (a: 立ち上がり, b: 往路歩行, c: 方向転換 1, d: 復路歩行, e: 方向転換 2, f: 着座)

Fig. 2 A typical example of angular velocities and the detecting points of changing phase in a young subject during the TUG-Test (a: standing up, b: walking forward, c: turn around, d: walking backward, e: turn to the chair, f: sitting down).

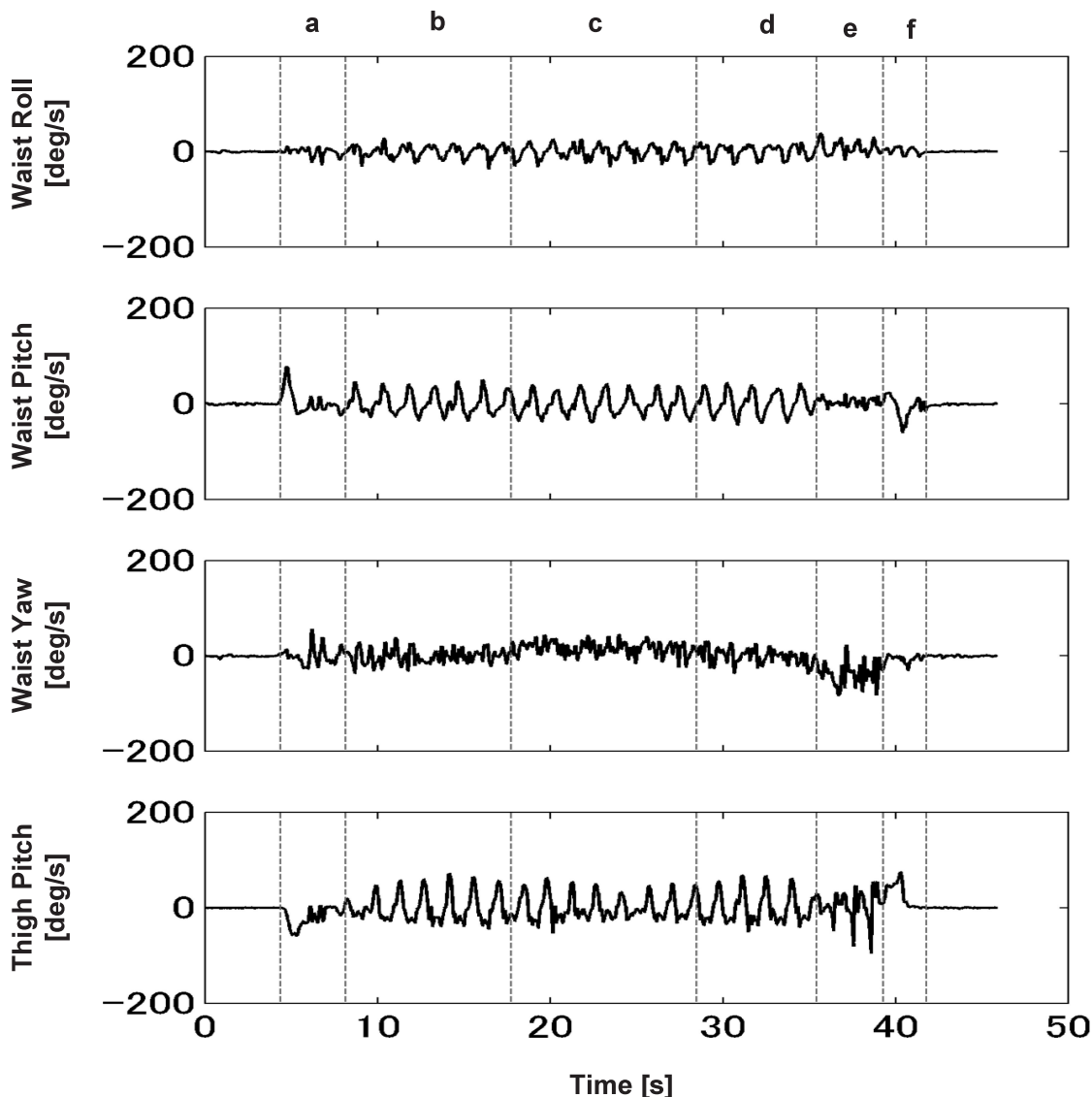


図3 片麻痺患者のTUG-T中における角加速度と動作フェーズの検出点の典型例 (a: 立ち上がり, b: 往路歩行, c: 方向転換1, d: 復路歩行, e: 方向転換2, f: 着座)

Fig. 3 A typical example of angular velocities and the detecting points of changing phase in a hemiplegic patient during the TUG-Test (a: rising up, b: walking forward, c: turn around, d: walking backward, e: turn to the chair, f: sitting down).

3.2 片麻痺患者への適用と療法士による計測時間との比較

本動作フェーズ検出法で片麻痺者の動作フェーズを推定した典型例を図3に示す。健常若年者と比較すると同様な傾向が示されるものの方向転換が明確に示されなかった。また、片麻痺者は、ロール方向角速度とピッチ方向角速度が大きく、ヨー方向角速度と下肢のピッチ方向角速度が小さいことが特徴であった。

次に、本手法で推定した各動作時間と療法士の主観によるものの比較を図4に示す。両者の間には高い相関が示された。動作フェーズごとに比較すると、推定時間が長くなる傾向にあった動作は、方向転換1、及び着座前の方向転換、であった。一方、推定時間が短くなる傾向にあった動作は、往路・復路歩行であった。また、図中のエラーバー

は、療法士の計測時間で最短のものと最長ものを示し、そのばらつきは最大2.61 sであった。

4. 考 察

4.1 加速度、角速度測定の有用性と動作分類

これまでに加速度測定から姿勢に関する情報をより精度高くとする数々の方法が提案されてきた。しかし、フィルタによる遅延時間の発生などで必ずしも精度の高い情報が得られていない。角速度センサを用いることはセンサを1、あるいは2増やすことになるので、より対象者を拘束することになる。しかし、より正確な値を必要とする場合には、複数個のセンサを装着せざるを得ない。一種のトレードオフの関係にある。TUG-Tのように転倒予防教室で用いられるテストは簡便であることが最優先される。したが

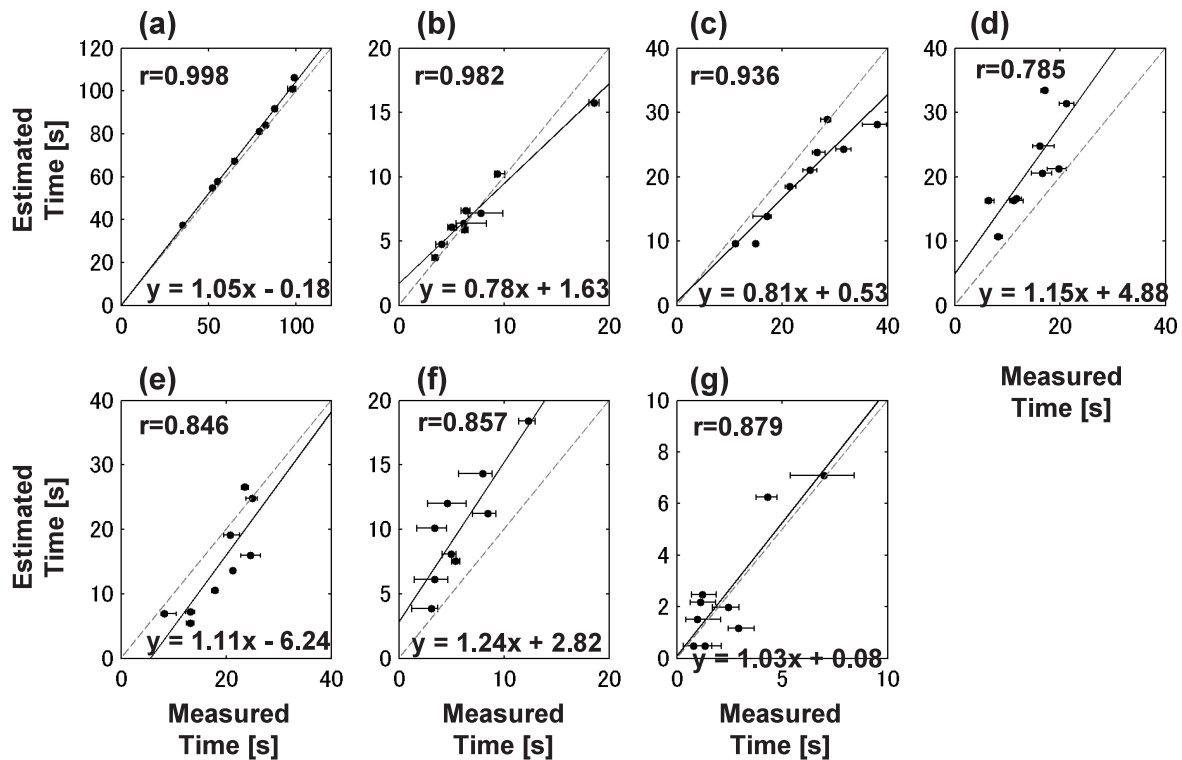


図 4 本手法による推定時間と療法士による計測時間の比較 (a) TUG 遂行時間, (b) 立ち上がり, (c) 往路歩行, (d) 方向転換 1, (e) 復路歩行, (f) 方向転換 2, (g): 着座 (エラーバーは最大値と最小値, 実線は回帰直線, 破線は identity line を示す)

Fig. 4 A Comparison between the measured time by therapists and the estimated time of the method presented. (a) Total time, (b) standing up, (c) walking forward, (d) turn around, (e) walking backward, (f) turn to the chair, (g) sitting down (The error bar shows the minimum and maximum values. The solid and broken lines show the regression and identity lines, respectively).

ってこれまでの研究では, TUG-T の到達時間をストップウォッチで測定することが一般的であった。しかし TUG-T の動作は静止座位から立位, 3 m 歩行, 回転, 歩行, 回転, 着座の数多くの動作を含む。一連の動作をまとめて考えることは, 全体のパフォーマンスを把握するのに適しているが, 連続する動作のなかで, 個々の問題を抽出するには, 臨床的, 生体力学的に無理が生じる。そこで各動作に分類し, 各動作をまず個別に検討して全体の動作解析に結びつける作業が必要となる。

4.2 TUG-T における動作フェーズ検出法

立ち上がり動作の開始は, 腰部に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力から検出可能であった。一般に, 片麻痺者は, 立ち上がりの際に体幹を大きく前傾することで重心を前方にシフトし, 下肢筋力の不足を補って動作を遂行している。腰部のピッチ角速度の測定はこのことを狙ったものであったが, 良好に検出していた。同様に, 着座動作は, 立ち上がり動作と逆のパターンに近くなると考えられ, 同様のことがいえる。また, 歩行動作開始時刻は, 片麻痺患者においても立ち上がり動作開始後, 下肢に取り付けたピッチ方向の角速度センサの出力によって検出可能であった。歩行を定量的に評価する手法は, 電気角度計や, 床反力計, 衝撃加速度による方法が多く紹介されている

が, 一連の動作の流れの中で歩行状態を特定するには最初の第一歩を顕著に表す下肢の振り出しが最適と考えられ, 下肢のピッチ角速度の測定は, これを良好に検知していた。方向転換は, 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することが可能であり, 療法士の判断とある程度の相関が得られた。しかしながら, 片麻痺者は健常者に比べて, 明確性に欠ける点も認められた。これは, 片麻痺者の旋回時の歩行形態が, 転倒防止のために, 急激な腰部の旋回を避け, 回転半径を大きく時間をかけて旋回することが要因と考えられた。

また, 本装置において健常者と比較した片麻痺者の歩行の特徴を観察することができた。すなわち, 安定性を得るため歩幅を小さくする歩行形態は, 下肢のピッチ方向角速度が小さいこととして反映されていた。また, その結果, 腰部の回旋運動をあらわすヨー方向角速度が小さくなったと考えられる。同時に, ロール方向角速度が大きい傾向にあったが, これは, 下肢の振り出しを補うための腰部の前後の代償運動を反映したと考えられた。さらに, ピッチ方向角速度が大きい傾向にあったが, これは, 麻痺による左右非対称歩行を反映していると考えられた。

以上の結果から, 角速度センサの出力情報から TUG-T における動作フェーズの特定に対する有用性が示唆され

た。これにより、同時に計測された加速度センサから得られる情報も動作ごとの定量的な評価が可能となり、これまでの加速度センサを用いた動作解析に関する研究で得られた知見を有効に利用でき、今後の一連の動作の定量的な評価への応用が期待される。

4・3 療法士による測定と本手法による推定の比較

今回の実験において、療法士による平均の測定時間と本手法による推定時間に高い相関がみられた。これは、提案する動作フェーズの検出法が、一定の精度を持つことを示しており、今後の臨床場面での応用が期待された。一方、測定対象者別に療法士が計測した動作フェーズ時間には、療法士間で測定誤差が認められた。このことは、肉眼で連続して遂行される動作フェーズを確認するには、ある誤差が生じることを示しており、これを考慮してテスト結果を評価する必要性を示していた。また、方向転換時に療法士間で誤差の割合が大きくなった。通常、臨床場面での動作評価は、前額面や矢状面で行いやすいが、方向転換の開始・終了は、水平面での観察情報が必要であり、今回のVTR映像では全てのアングルを網羅することが困難であったことが影響したものと考えられた。また、これに関連して、方向転換の前後に連続する往路・復路歩行に比較した誤差が大きいの、これが影響したものと考えられた。加えて、往路・復路歩行は、推定時間が療法士の評価に比べて短くなる傾向にあった。しかし、往路と復路歩行の間に実施される方向転換の値は長くなる傾向にあり、これも方向転換の開始・終了の判断の差によって生じたものと考えられ、センサの感度とヒトの視覚による測定では必然的に誤差が生じることを考慮した評価が必要であることが示唆された。

4・4 今後の展望

従来TUG-Tはどちらかといえば、転倒と高い相関があるとされていたが、細部にわたる分類を行うことによって、動作の開始と終了（立ち上がり→立位）や動作の切り替え（歩行→ターン→歩行）などの部分の評価が可能となり、動作時の情報が詳細に得られることができる。さらに進んで、一連の複合動作の流れを評価するので、より日常における実践に近い情報（本来のパフォーマンス）を得ることができると考える。

5. ま と め

本研究では、角速度センサを被験者の腰背部と大腿部に装着し、臨床で一連の移動動作の評価に用いられるTUG-Tの動作フェーズを検出する手法を提案し、片麻痺患者のTUG-Tに対して本手法と療法士の観察による評価結果が一致するかについて検討した。その結果、本手法と療法士の評価では、動作時間に若干の差が見られたものの、高い相関関係がみられ、本手法が臨床ならびに他の定量評価において有用であることが示唆された。

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 H18-長寿-一般-032）ならびに文部科学省科学研究費 若手研究（B）17700441 によった。稿を終るにあたり、実験にご協力頂いた藤元早鈴病院リハビリテーションセンター湯地忠彦先生・桑江豊先生・緒方匡先生に感謝いたします。

文 献

1. David Oliver, Fergus Daly, Finbarr C. Martin, and Marion E. T. McMurdo: Risk factors and risk assessment tools for falls in hospital in-patients. a systematic review *Age Ageing*. **33**: 122-130, 2004.
2. Large J, Gan N, Basic D, Jennings N: Using the timed up and go test to stratify elderly inpatients at risk of falls. *Clin Rehabil*. **20**(5): 421-428, 2006.
3. Andersson AG, Kamwendo K, Seiger A, Appelros P: How to identify potential fallers in a stroke unit: validity indexes of 4 test methods. *J Rehabil Med*. **38**(3): 186-191, 2006.
4. Whitney SL, Marchetti GF, Schade A, Wrisley DM: The sensitivity and specificity of the Timed "Up & Go" and the Dynamic Gait Index for self-reported falls in persons with vestibular disorders. *J Vestib Res*. **14**(5): 397-409, 2004.
5. Luinge HJ, Veltink PH: Inclination measurement of human movement using a 3-D accelerometer with autocalibration. *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. **12**(1): 112-121, 2004.
6. Janssen WG, Bussmann JB, Horemans HL, Stam HJ: Analysis and decomposition of accelerometric signals of trunk and thigh obtained during the sit-to-stand movement. *Med Biol Eng Comput*. **43**(2): 265-272, 2005.
7. Boonstra MC, van der Slikke RM, Keijsers NL, van Lummel RC, de Waal Malefijt MC, Verdonchot N: The accuracy of measuring the kinematics of rising from a chair with accelerometers and gyroscopes. *J Biomech*. **39**(2): 354-358, 2006. Epub, 2005.
8. Luinge HJ, Veltink PH: Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers. *Med Biol Eng Comput*. **43**(2): 273-282, 2005.
9. Giansanti D, Maccioni G, Macellari V: The development and test of a device for the reconstruction of 3-D position and orientation by means of a kinematic sensor assembly with rate gyroscopes and accelerometers. *IEEE Trans Biomed Eng*. **52**(7): 1271-1277, 2005.
10. Podsiadlo D, Richardson S: The timed "Up & Go": a test of basic functional mobility for frail elderly persons. *J Am Geriatr Soc*. **39**(2): 142-148, 1991.

東 祐二（ヒガシ ユウジ）

1985年熊本リハビリテーション学院作業療法学科卒業、同年作業療法士国家資格取得。2002年放送大学卒業。2003年金沢大学大学院自然科学研究科在学。1991年社団法人八日会藤元早鈴病院勤務、現在に至る。

自立・介護支援機器の臨床応用、リハビリテーション効果のモニタリングに関する研究に従事。
日本作業療法士協会・日本生体医工学学会員。



山越 憲一 (ヤマコシ ケンイチ)

1970 年早稲田大学理工学部機械工学科卒，1972 年同大学院修士課程修了。工学博士，医学博士。1972 年東京女子医大助手，1974 年東京医科歯科大助手，1980 年同大講師，同年北海道大学助教授，1987 年オックスフォード大学客員教授，1994 年金沢大学教授，2002 年中国大連大学客員教授，2003 年早稲田大学客員教授，現在に至る。

生体計測と制御，バイオメカニクス，健康・福祉工学などの研究開発に従事。

日本 ME 学会，計測自動制御学会，日本機械学会，日本人工臓器学会，国際医用生体工学会議，IEEE などに所属。



藤元 登四郎 (フジモト トシロウ)

1969 年東京大学医学部卒業，70 年社団法人八日会藤元病院就職，79 年同理事長に就任，現在に至る。71-73 年フランスサルペトリエール病院留学。

磁気共鳴スペクトロスコピー (MRS)，高齢者のための介護機器開発，加速度計測法による精神神経疾患に関する研究に従事。



関根 正樹 (セキネ マサキ)

1996 年東京電機大学理工学部応用電子工学科卒。1998 年同大学院理工学研究科応用電子工学専攻修士課程修了。2001 年同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，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研究科修了 (医学博士)，同年東京医科歯科大学医用器材研究所計測機器部門助手，山口大学工学部電気電子工学科助教授，東京医科歯科大学医用器材研究所助教授を経て 1998 年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部部長，2004 年 4 月千葉大学工学部メデイカルシステム工学科教授 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。

日本生医工学会 (理事)，日本生活支援工学会 (理事)，計測自動制御学会，米国電気学会，ライフサポート学会 (理事) の会員。

