

要介護認定支援のための立ち上がり・起き上がりにおける 補助有無判別システムの基礎的検討*

本井 幸介**・田中 志信***・東 祐二†・山越 憲一**

Evaluation of a New Sensor System Capable of Discriminating Assistance/Non-assistance When Standing Up and Sitting Up in Bed for Use in Certification of Eligibility for Long-term Care*

Kosuke MOTOI,** Shinobu TANAKA,*** Yuji HIGASHI,† Ken-ichi YAMAKOSHI**

Abstract In certifying eligibility for long-term care, in order to determine the level of need for long-term care, an examiner visits the applicant to evaluate their actual physical condition. However, the period of evaluation interview is usually limited, and thus assessment of the actual physical condition tends to be difficult. Taking these circumstances into consideration, we designed an ambulatory sensor system aimed at discriminating whether or not a subject uses assistance when standing up from a chair and sitting up in bed during daily activities. The system is composed of two accelerometers, one attached on the subject's chest and the other to the forearm. The chest accelerometer measures the angle in the gravitational direction and up-down motion acceleration. The forearm accelerometer measures the angle in the horizontal direction. In addition the sensor outputs are recorded in a compact data-logger. From experiments using 12 healthy subjects aged from 20 to 50 yr-old, the present system could discriminate between the use of assistance (cane, desk and armrest) and no use of assistance when standing up. The periods of sitting up in bed were also detectable and the present system could discriminate between the use of assistance (bed handrail) and no use of assistance. The discriminating accuracy of the system was experimentally evaluated using four healthy subjects (aged 20 yr-old) and two elderly subjects (aged 72 and 73 yr-old). Preliminary experiments of ambulatory monitoring in normal living were also carried out using two elderly subjects (aged 72 and 69 yr-old). The results clearly demonstrated that the new system is able to distinguish with excellent accuracy (>90%) between using and not using assistance when standing up and sitting up in bed. We suggest that the system could be a useful means obtaining giving objective information in the procedure of certifying eligibility for long-term care.

Keywords: certification of eligibility for long-term care, ambulatory monitoring, standing-up, sitting-up, accelerometer.

1. はじめに

2000年4月より公的介護保険制度が実施され、それに先駆けて1999年10月より要介護認定が開始された。この要介護認定は要介護度を決定するための重要な判定であるに

もかかわらず多くの問題点が指摘されている^{1,2)}。主な問題点としては、一次判定に用いられるコンピュータによるプログラムの判定精度、痴呆を持つ高齢者の判定が軽く出る傾向、聞き取りのみによる訪問調査などがあり、これらは未だに改善されていない。

我々はその中でも聞き取りのみによる訪問調査に着目した。この訪問調査は申請者が日常生活における様々な動作を「できるかできないか、あるいは補助を使えばできるか」を判別するものであるが、調査員によって調査能力に差があり質問項目に対する判断が統一的でないことや、短時間での口答による調査のため日常生活での実際の状況を正確に把握できないといった問題が挙げられる。また訪問調査において、調査票には基本調査以外に特記事項という項目が設けられており、この特記事項に日常生活状況が記さ

* 2004年9月13日受付, 2004年11月11日改訂
Received September 13, 2004; revised November 11, 2004.

** 金沢大学大学院自然科学研究科
Graduate School of Natural Science & Technology, Kanazawa University

*** 金沢大学自然計測応用研究センター
Institute of Nature and Environmental Technology, Kanazawa University

† 八日会藤元早鈴病院
Fujimoto Hayasuzu Hospital

れ、介護認定審査会による二次判定において用いられる。しかしながら、この特記事項は家族やヘルパーなど第三者の意見を多く取り入れるため、結局一次判定、二次判定において日常生活の実際の状況を正確に判断するのは困難であるというのが現状である。従って調査項目で問われている動作について、日常生活下でどのように行っているかという実際の状況は無拘束で記録可能となれば、そのデータから調査員は客観的にできるかできないかを判断することが可能となる。

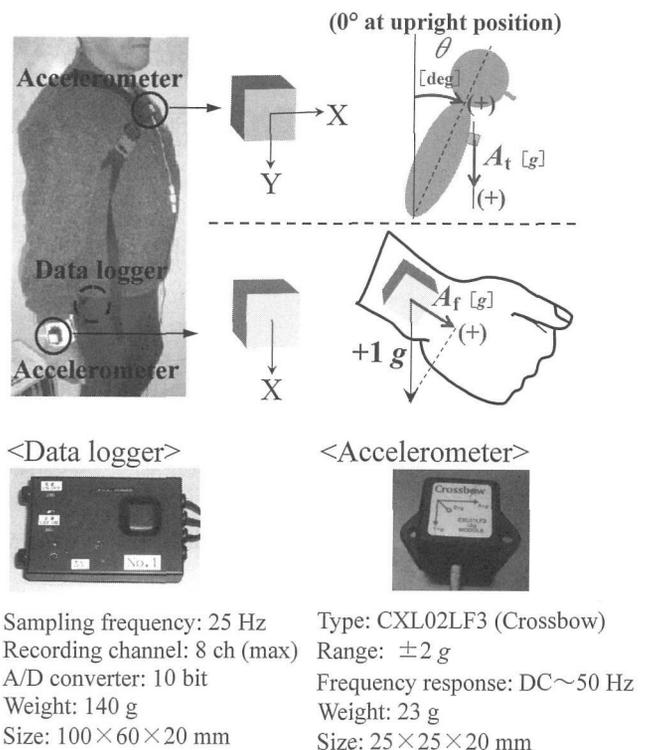
現在活動を記録する方法としてはビデオ撮影等が考えられるが、訪問調査員が用いる上で様々な問題がある。例えば計測範囲が限られること、機器が高価であること、調査員がカメラで追跡することで緊張を生むため実際の状況とは違ってしまうこと、さらにプライバシーの問題等が挙げられ、これらが問題にならない新たなシステムが必要とされている。

そこで本研究では、無拘束で日常生活下の活動を記録可能なシステムの開発を目的とした。今回着目した動作は基本調査項目の内、特に聞き取り調査だけでは日常生活における状況が把握しにくいと考えられる「立ち上がり」及び「起き上がり」である。調査員はこれら動作について「つかまらないでできる」、「何かにつかまればできる」、「できない」の3段階で判断する。したがって本研究では、立ち上がり及び起き上がり動作を検出し、かつその際に何らかの補助があったかどうかまでを判別することが可能なシステムの開発を目的とし、今回はシステムの試作及びその性能評価を行った。

2. 試作判別システム概要

第1図は試作した判別システムの概要である。今回「立ち上がり」においては体幹が前傾しながら、かつ上昇する、また「起き上がり」においては体幹が90°程度回転するという各動作中の特徴に着目し、体幹に加速度センサを取り付け、角度変化及び運動加速度を検出することにした。また補助を利用する際には物につかまるなど、前腕の動きに何らかの変化が予想されることから、前腕にも加速度センサを取り付け、どのような角度状態にあるかを検出することにした。

具体的には図中に示すように、胸骨付近に3軸加速度センサ(CXL02LF3, Crossbow)を取り付け、これらの内の2軸(X, Y軸)を用いて矢状面における体幹前後方向(X軸)及び鉛直方向(Y軸)の加速度を計測する。そしてX軸低周波成分を用いて、重力方向に対する相対角度 θ (立位を0°とし前傾を+)を算出する。さらにこの成分即ち重力加速度成分をY軸出力から除去することにより、体幹上下方向の運動加速度成分 A_t (重力方向下向きを+)を算出する。なお今回は立ち上がり時に体幹が左右方向に大きく傾斜することはないことを考慮し、体幹加速度センサは矢



第1図 判別システム概要

Fig. 1 Outline of a new sensor system capable of discriminating assisted and non-assisted standing up and sitting up in bed, and the sensor set-up.

状面の変化を検出するための2軸のみを用いることにした。また起き上がりについても、動作中の体幹の起こし方に違いがあっても、動作終了時には第1図のX軸及びY軸がかならず90°程度回転するはずであることから同様に2軸出力のみを用いることにした。

次に前腕にも同様な加速度センサを取り付け、前腕長軸方向(X軸)出力の低周波成分 A_t から、前腕が水平面に対して相対的にどのような角度にあるかを検出する。即ち前腕長軸が水平面と一致したとき $A_t=0g$ 、鉛直下向きで $A_t=+1g$ 、鉛直上向きで $A_t=-1g$ となる。なおこれらの値は前腕長軸方向に関するものであるため、前腕の内外旋の影響を原理的に受けないというメリットがあり、水平面に対する前腕の相対角度を正確に検出できる。

なお各センサの出力(合計3ch)は、10bit A/D、25Hzのサンプリング条件で小型データロガー内のCFカードに記録され、計測終了後、パーソナルコンピュータ(PC)にデータ転送される。PC上では解析ソフト(MATLAB, Mathworks社)により所定のフィルタリング並びに角度変化等の計算が自動で行われる。

一方センサの取り付けについては第1図(左写真)のように、体幹センサは体幹を1周するベルト及び肩掛けベルトからなるセンサホルダーによって胸骨付近に固定され、前腕センサは腕時計型ホルダーによって手首付近に固定される。これらセンサホルダーは被験者の体格に合わせて調整

可能であり、センサの取り付けが簡便に行える。また体幹センサの取り付け角度は各高齢者の体格によって変化すると考えられるが、計測開始時に一度椅座位（体幹をほぼ垂直）の姿勢になってもらい、その時の角度を初期角度 0° と設定することにより、全ての被験者で正確な角度の計測を行うことができる。なおデータロガーは被験者の衣服のポケットに収納した。

3. 実験方法

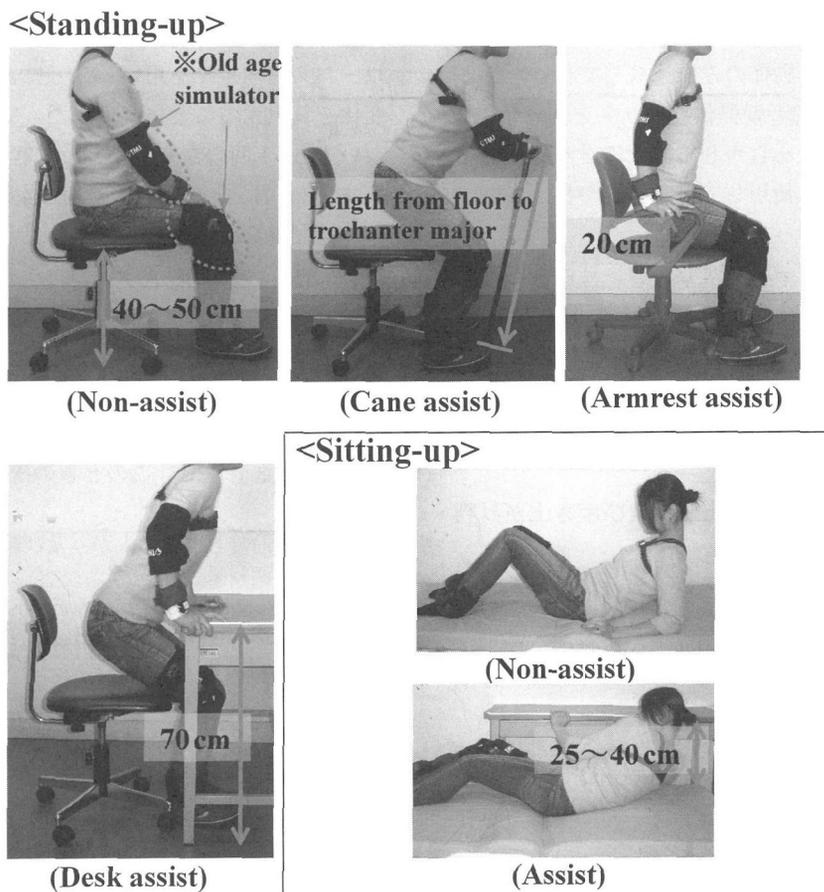
3.1 立ち上がり時における体幹傾斜角度と運動加速度計測法の検討

著者らの姿勢計測システムに関する報告^{3,4)}において、加速度センサ出力の低周波成分（3 Hz ローパスフィルタ使用）を用いて良好に体各部の角度変化を計測できることが既に確認されている。そこで本システムにおける立ち上がり及び起き上がり動作中の姿勢変化成分を抽出するのに適したローパスフィルタのカット周波数を検討するため、健康成人8名（20代6名、69歳女性、77歳女性）において、立ち上がり及び起き上りに必要とする時間をデジタルビデオカメラにより確認した。さらに上記実験にて決定され

たフィルタにより、体幹加速度センサを用いて立ち上がり時の体幹傾斜角度及び運動加速度を計測できるか確認を行った。なお20代健康成人は前述の試作システムを装着すると共に、高齢者疑似体験セット（ミニもみじ箱、東和医療機器）を利き腕及び利き足側に装着し、椅子からの立ち上がり動作中におけるセンサ出力を記録した。

3.2 立ち上がり・起き上がり時の体幹及び前腕の運動計測と補助有無の判別法検討

杖や椅子の肘掛を利用するなど、様々な補助を用いた場合と補助無しの場合の計測を行った。被験者は20～50代の健康成人12名で、全ての被験者に高齢者疑似体験セットを着用し、第2図に示すような4種類の立ち上がり動作を各2～3回行った。即ち、何もつかまらない補助無し、また補助有りの代表例として杖を利用して、椅子の肘掛を利用して、机を利用して、の合計4種類を行った。なお補助無しについては要介護認定の調査に則り、軽く膝に手を付くことは許可した。また杖の長さは被験者の使いやすい長さに調整し（概ね大転子高さ）、椅子の高さも被験者の身長等を考慮し膝の屈曲角度が約 90° になる様調整した。一方肘掛及び机の高さは図中のように固定されている。



※Old age simulator: Momijibako (Towa Medical Instruments)

第2図 立ち上がり及び起き上がり計測実験条件

Fig. 2 Experimental set-up for motion measurement of standing up and sitting up in bed.

また仰臥位からの起き上がり動作についても補助無しと補助有りの2種類について計測を行った。被験者は20代の健常成人5名で、高齢者疑似体験セットを着用し、第2図に示すように何もつかまらない補助無し、及び補助有りの2種類を各4回ずつ行った。補助有りについてはベッド側面に机、あるいは市販されているベッド用の柵を設置し、これにつかまることで行った。ベッドから補助までの高さは、25 cm から 40 cm (市販されている介助バーの高さ程度) の範囲とした。

一方、実験時は被験者側面よりデジタルビデオカメラによる同時記録を行った。

3.3 立ち上がり及び起き上がり判別精度評価実験

本システムによる判別精度評価、即ち立ち上がり及び起き上がり動作に際して「何らかの補助を使ったか、あるいは補助無しであったか」についての判別精度の評価を次のようにして行った。被験者は健常成人6名(20代4名, 73歳男性, 72歳女性)である。立ち上がりは全被験者を対象とし、補助無し及び補助あり(3種類)の合計4種類について各15回ずつ、合計360個のデータを収集した。また起き上がりは20代健常成人1名を対象として補助有り及び補助無しを各10回ずつ、また高齢者2名を対象として補助有り及び補助無しを各5回ずつ、合計40個のデータを収集した。なお各動作の間には歩行等の日常生活動作を加えず、立ち上がり及び起き上がり動作のみを連続して行った。

また20代健常成人は高齢者疑似体験セットを装着し、一方高齢者2名については、あらかじめ実験に対する同意を得た上、各々の自宅で普段使用している椅子や杖、またベッドと柵を用いて動作を行ってもらった。

この様にして得られたデータに対して、後述の判定基準を基に作成された解析ソフト(MATLAB)を用いて、「立ち上がり」及び「起き上がり」の各動作の抽出、並びに「補助の有無」についての判別を行い、実際の動作回数(実験中に目視により集計)との比較により判別精度(%)を求めた。

3.4 日常生活下における立ち上がり及び起き上がり判別精度評価実験

立ち上がり及び起き上がり以外の様々な動作を含む日常生活においても、本システムを用いて補助の有無を判別できるか確認するため、下記のように高齢者を対象とした長時間の計測を行った。

まず72歳女性を対象とし、1日においてもっとも活動的で立ち上がり動作が多く行われると考えられる午前9時から午後2時の5時間において計測を行い、立ち上がり動作の判別精度評価を行った。

一方69歳女性を対象とし、1日においてもっとも休憩する時間であり、起き上がり動作が行われると考えられる午後3時から午後5時の2時間において計測を行い、立ち上がりと共に起き上がり動作の判別精度評価を行った。

なおセンサシステムによる判別結果と実際の動作の比較を行うと共に、立ち上がりや起き上がり以外の動作を誤認して検出していないかを確認するため、実験中はデジタルビデオカメラによる同時記録を行った。また被験者2名については、あらかじめ実験に対する同意を得た上、各々の自宅で普段どおりの生活を行ってもらい、椅子や補助となる机等も自宅にある日常的に使用しているものとした。

4. 実験結果

4.1 立ち上がり及び起き上がり時間、体幹傾斜角度及び運動加速度の計測結果

第1表は健常成人6及び高齢者2名において、補助無し椅子からの立ち上がりと補助無しの仰臥位からの起き上がり時にかかった時間の計測結果である。かかった時間は体幹角度が変化開始からほぼ垂直になるまでの時間とし、各被験者別のデータは3回ずつ行った時の平均値を示した。この結果から、立ち上がりについては平均3.45秒、起き上がりについては3.77秒必要とすることが確認された。また高齢者は若年者と比較し1~2秒程度長い動作時間を必要とすることが確認された。この結果より、体幹加速度センサ出力(X軸)の0.2~0.4 Hz程度の周波数成分に立ち上がり及び起き上がり中の角度変化成分が含まれていると考えられる。従って今回は0.5 Hzのカット周波数を持つローパスフィルタを用いることにより、体幹前傾中の角度変化を算出することに決定した。一方サンプリング周期についても、1回の立ち上がり及び起き上がり時間(周波数で表すと0.3 Hz前後)の約100倍程度となる25 Hzで本システムは記録を行っており、立ち上がり動作中の角度変化や体幹上昇に伴う運動加速度の特徴を十分再現可能であると考えられる。

第3図上段は22歳女性の椅子からの立ち上がり(補助無し)における、体幹センサのX軸及びY軸の出力変化を示したものである。計測開始時において被験者は椅座位(体幹ほぼ垂直)で、このときのX軸及びY軸の出力をそ

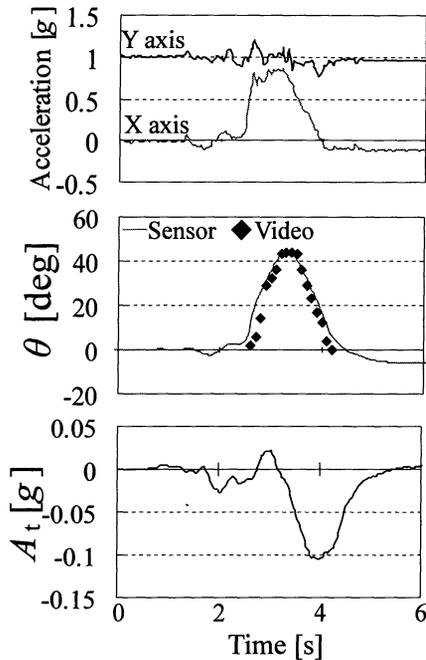
第1表 補助無しの立ち上がり及び起き上がりにかかる時間の計測結果

Table 1 Recordings of the intervals from start to end in non-assisted standing up and sitting up in bed.

Subject	Time[s]	
	Standing-up	Sitting-up
Male(24 yr)	3.01	3.38
Female(22 yr)	2.8	2.92
Female(22 yr)	3.32	3.72
Male(24 yr)	2.7	4.75
Male(24 yr)	2.93	2.81
Male(24 yr)	2.84	2.99
Female(69 yr)	5.3	3.98
Male(77 yr)	4.7	5.64
Average, SD	3.45±0.73	3.77±0.99

れぞれ $0g$ 、 $+1g$ として示してある。

また図中中段はローパスフィルタを用いて、X 軸出力から重力加速度成分のみを抽出し、体幹傾斜角度 θ を算出した結果である。図中実線はセンサ出力より算出した角度、またプロットは同時記録したビデオ画像より算出した角度



第 3 図 補助無しの上立ちにおける体幹傾斜角度及び運動加速度計測例

Fig. 3 Typical recordings of trunk angle and motion acceleration during non-assisted standing-up motion.

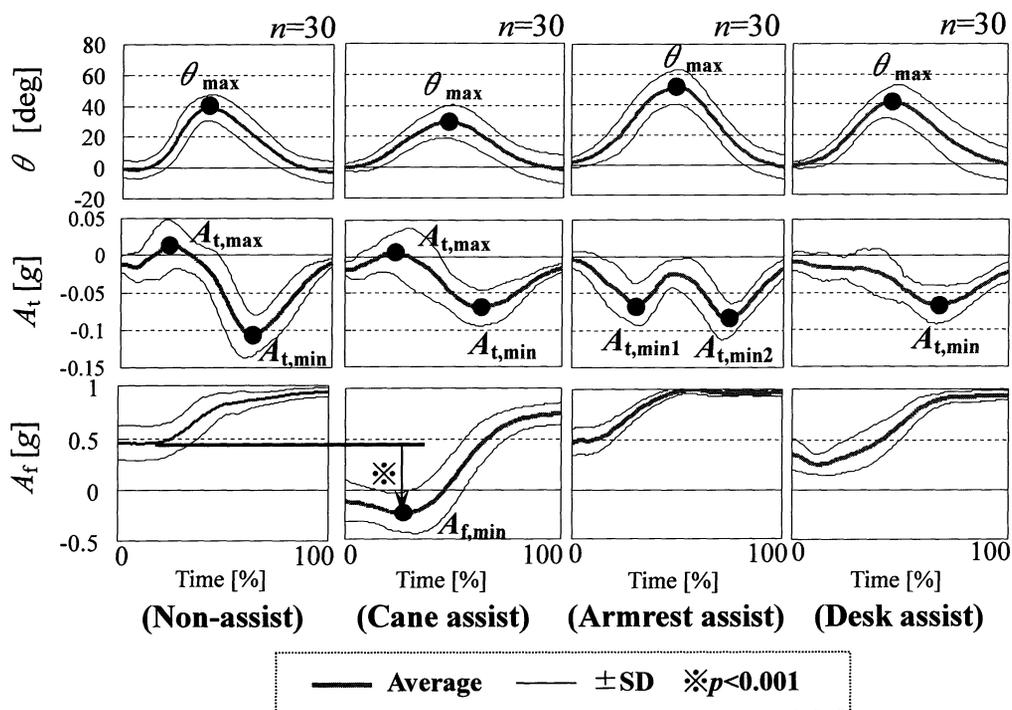
であり、両者は良好に一致している。

次に図中下段は前述の方法で算出した θ の値を用いて、Y 軸センサ出力における重力加速度成分を除去し、体幹上下方向の運動加速度成分 A_t のみを抽出した結果である。この図より明らかなように、体幹矢状面角度変化に伴う重力加速度成分の変化量を除去することにより、立ち上がり動作に伴う体幹の特徴的な運動加速度波形、即ち体幹前傾による正のピークと体幹上昇に伴う負のピークが抽出可能となった。なお A_t については、11 点移動平均により原波形の高周波成分を取り除いてある。

4・2 立ち上がり・起き上がり時の体幹及び前腕の運動計測結果と補助有無判別法

第 4 図は全被験者 12 名の 4 種類の立ち上がり動作時における θ 、 A_t 、 A_f の計測結果を全て集計したものであり、左から補助無し、杖利用、椅子の肘掛利用、机利用の場合の結果である。各図の横軸は体幹の角度が変化し始めた時点から 0%、同終了（安定）時点を 100% に規格化して示した。規格化の際には、被験者により立ち上がりにかかる時間が違い、それに伴って記録されるデータ点数も違うため、キュービックスプラインを用いて 100 点にデータ数を統一した。これにより立ち上がり時間 0 ~ 100% の各々の時点での平均値及び標準偏差が算出可能となった。なお A_t については前述と同様に 11 点移動平均により原波形の高周波成分を取り除いてある。

まず θ の変化については、補助無し及び補助有り全てにおいて立ち上がりに伴う体幹の前傾を示す正のピーク (θ_{max}) が観察された。



第 4 図 補助無し及び補助有り (3 種) の立ち上がりにおける計測結果

Fig. 4 Averaged data of θ , A_t and A_f during four different standing-up motions.

次に A_t については3種類のパターンが観察された。即ち補助なし及び杖利用については、 θ_{max} を挟んだ前後でそれぞれ正及び負のピーク ($A_{t,max}$, $A_{t,min}$) が観察された。正のピークである $A_{t,max}$ の絶対値は負のピークの $A_{t,min}$ に比べると小さく、これは体幹の前傾動作により鉛直下向きの運動加速度が僅かに生じたためであり、 θ_{max} を経た後は立位に達するまで体幹は徐々に上昇するため、比較的大きな値の $A_{t,min}$ が生じたことが同時記録されたデジタルビデオ画像より確認された。

一方、椅子の肘掛利用では $A_{t,max}$ は観察されず、 θ_{max} を挟んだ前後でそれぞれ負のピーク ($A_{t,min1}$, $A_{t,min2}$) が観察された。 $A_{t,min2}$ の成因は前述と同様であるが、 $A_{t,min1}$ については次のような理由によるものであることがデジタルビデオ画像より確認された。即ち肘掛を利用した場合、立ち上がり動作の開始と共に体幹を前傾させるものの、この時同時に肘掛につかまって腕の力を使って体を上方へ押し上げるため、前述の $A_{t,max}$ は現れず、逆方向の $A_{t,min1}$ が生じる。

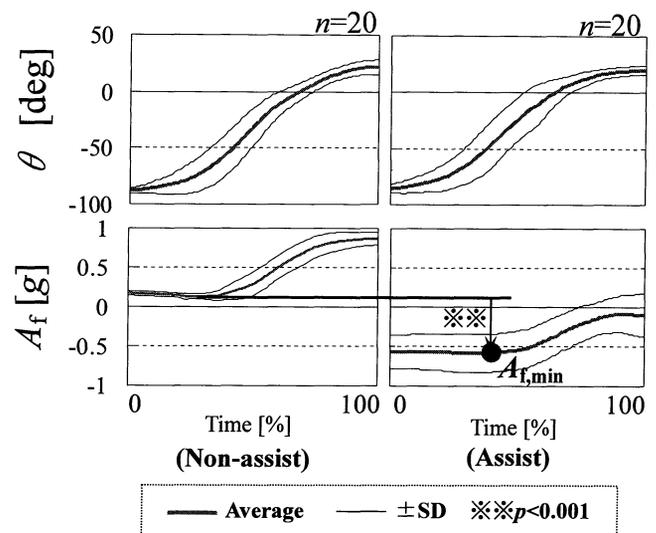
次に机利用の場合では、 θ_{max} 後の $A_{t,min}$ は他と同様に観察されるものの、 θ_{max} の手前に明確な正のピーク $A_{t,max}$ は認められなかった。これは立ち上がり動作の開始と共に体幹を前傾させるものの、この時同時に手を前方の机に置き腕の力を使って上半身を支えるため体幹が大きく下降することがなく、 $A_{t,max}$ が生じなかったことがデジタルビデオ画像より確認された。

最後に前腕の運動に関して、杖利用以外の3種類では、立ち上がり開始時+0.5gから終了時+1gへの変化が検出され、負のピークは観察されなかった。これは立ち上がり開始時に膝の上に手を付くことにより前腕長軸が斜め下向きとなり、立ち上がり動作に伴い徐々に前腕長軸が鉛直下向きへと変化していったためであることがデジタルビデオ画像より確認された。一方、杖利用の立ち上がりでは θ_{max} の前で負のピーク $A_{f,min}$ が観察された。これは立ち上がり開始時に杖をつかむことにより前腕が水平面に対して上向きになるためであることがデジタルビデオ画像より確認された。ここで杖利用における $A_{f,min}$ と補助無しにおける A_f とを比較しt検定を行ったところ、優位水準 ($P<0.001$) で有意差が認められた。

第5図は健常成人5名の2種類の起き上がり動作時における θ , A_f の計測結果の集計である。なお前述同様に各図の横軸は体幹の角度が変化し始めた点を0%, 同終了(安定)時点を100%として規格化すると共に、各曲線はキュービックスプラインを用いて100点にデータ数を統一した。

まず θ の変化については補助無し及び補助有り共に -90° (仰臥位)から 0° (座位)へと 90° 程度の角度変化が検出されている。

次に A_f については、補助無しの場合には起き上がり開始時+0.2gから終了時+1gへの変化が検出され、負の値は観察されなかった。これは起き上がり動作開始と共に手を



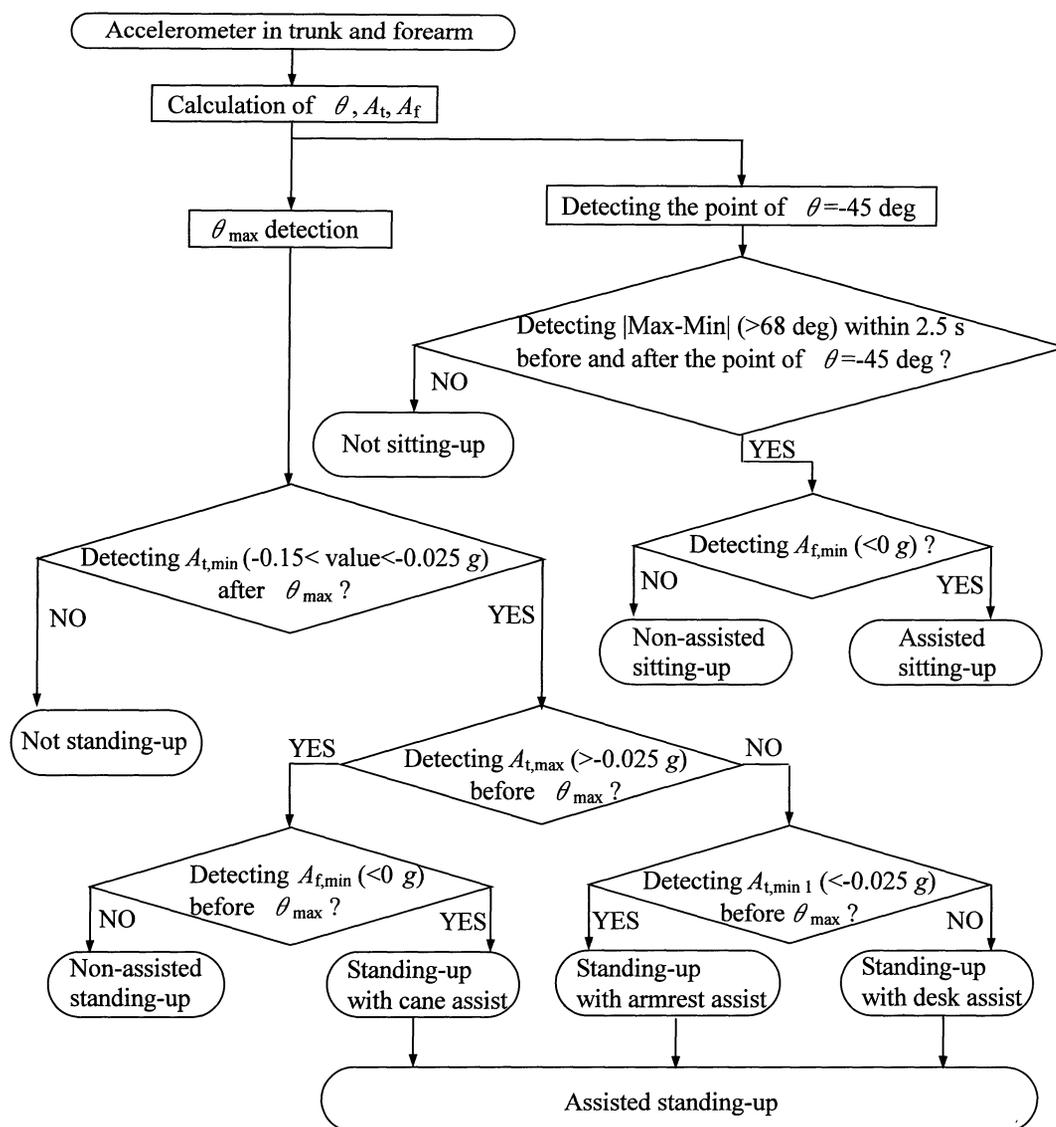
第5図 補助無し及び補助有りの起き上がりにおける計測結果
Fig. 5 Averaged data of θ and A_f during two different sitting up in bed motions.

床に付けることにより前腕長軸が斜め下向きとなり、体幹を起こすことにより徐々に前腕長軸が鉛直方向下向きへと変化するためであることが同時記録されたデジタルビデオ画像より確認された。一方補助有りの場合には起き上がり開始時 $-0.5g$ から終了時 $0g$ への変化が検出され、負の値が観察された。これは起き上がり開始と共に被験者が側面の物につかまることにより前腕長軸が斜め上向きとなり、補助をつかみながら体幹を起こすためであることがデジタルビデオ画像より確認された。

以上、補助無し及び補助を用いた場合の立ち上がり・起き上がり動作の計測結果を基に、第6図に示すような「立ち上がり・起き上がり時における補助の有無判別」のための判定スキームを作成した。

まず立ち上がりについては θ_{max} を検出し、その後に $-0.15g$ 以上かつ $-0.025g$ 以下の $A_{t,min}$ が検出されるかどうかを調べることにより判別される。なおこの際の判別閾値は第4図の結果における $\pm SD$ の値により決定した。即ち最も $A_{t,min}$ の値が小さい補助無しの結果における $-SD$ の値が $-0.15g$ 程度であり、最も $A_{t,min}$ の値が大きい机利用の結果における $A_{t,min}$ の $+SD$ の値が $-0.025g$ 程度であることからこの値を閾値とした。その後の補助有無の判別についても同様に閾値を決定しており、 $A_{t,max}$ については杖利用における $-SD$ の値を、 $A_{t,min1}$ については肘掛利用における $+SD$ の値を、 $A_{f,min}$ については $+SD$ の値を判別閾値とした。

一方起き上がりについては臥位と座位の境と考えられる $\theta = -45^\circ$ となる時点を検出し、その前後の θ の差によって判別される。具体的には起き上がりにかかる時間がおよそ3~5秒程度である(第1表参照)ことから、「 $\theta = -45^\circ$ となる時点から2.5秒後まで」における θ の最大値と「2.5



第 6 図 立ち上がり及び起き上がり動作における補助の有無判別アルゴリズム

Fig. 6 Algorithm for discriminating whether or not a subject has any help when standing up or sitting up in bed.

秒前～ $\theta = -45^\circ$ となる時点」における最小値の差を算出し、この差が 68° 以上の時に起き上がりと判別される。 68° の判別閾値については、起き上がり後に長座位になる可能性を考慮して決定した。この際に第 1 表と同一の健常成人 8 名 (20 代 4 名, 69 歳女性, 77 歳女性) の長座位における体幹角度 θ をデジタルカメラにより計測し、その平均値及び SD を算出したところ $-18.22 \pm 3.13^\circ$ であった。この結果より第 5 図より得られた角度差 (90° 程度) より 22° (前述の $+SD$ を考慮) 小さい 68° を閾値とした。なおその後の補助有無の判別については、補助無しにおける A_t の $-SD$ の最小値により判別閾値を決定した。

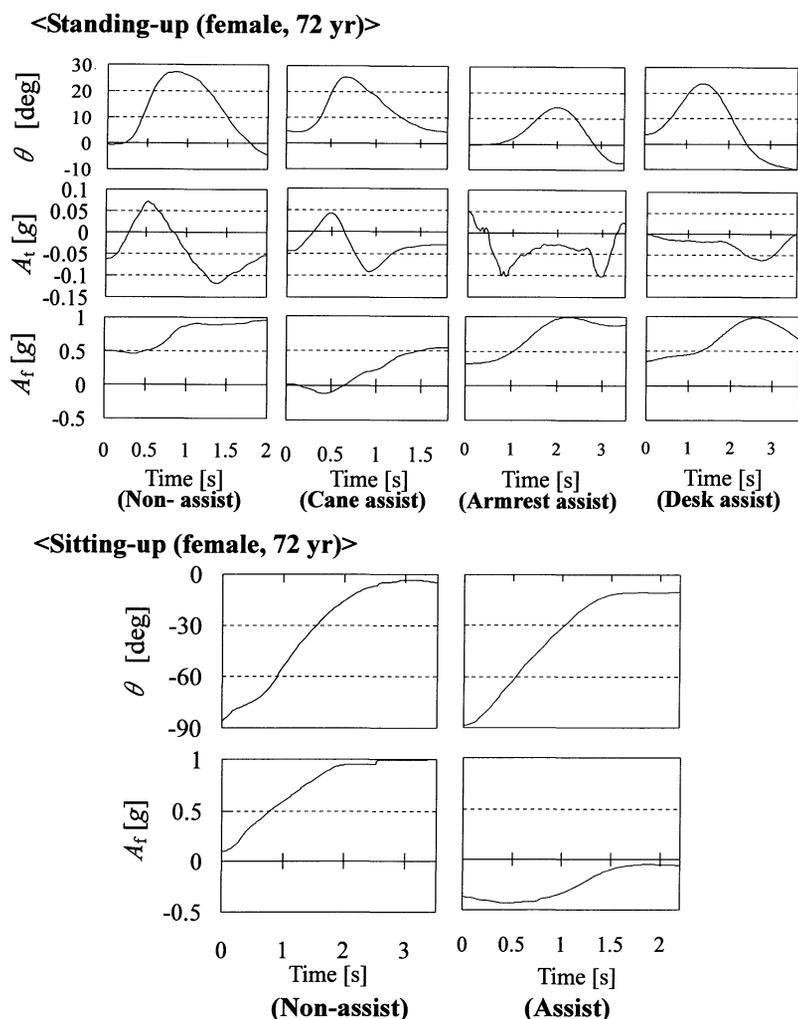
4.3 立ち上がり及び起き上がり判別精度評価の結果

前述の判定スキームに基づき解析ソフトを作成し、動作判別の精度評価実験 (「3. 実験方法」参照) を行った。なお精度評価に際しては、補助無し及び 3 種類の補助有りについて各々に判別、即ち補助の種類を判別精度を算出すると

共に、「補助があったかなかったか」という点についてのみに着目、即ち補助の種類を問わない場合の精度評価を同時に行った。

第 7 図は高齢者 (72 歳女性) における立ち上がり及び起き上がり動作の計測結果の 1 例であり、横軸は動作にかかった実時間で示してある。この結果から明らかな様に、高齢者においても 20～50 代の被験者の計測結果と同様な特徴 (第 4, 5 図参照) が検出されている。なお起き上がり動作の所要時間に関しては、補助無しに比べて、補助有りでは所要時間が約 1 秒短くなっているが、これは補助を利用することにより動作中の負担が軽減され、より速く起き上がれるようになったためと考えられる。

第 2 表は前述の判別基準に基づき作成した解析ソフトを用いて、立ち上がり及び起き上がり動作における判別精度評価を行った結果である。なお立ち上がり動作の判別精度算出は以下のようにして行った。補助の種類別に関して



第7図 高齢者の立ち上がり及び起き上がり動作計測例
Fig. 7 Typical recordings in elderly showing θ , A_t and A_r during four different standing-up motions, and θ and A_r during two different sitting up in bed motions.

第2表 補助の有無判別精度評価

Table 2 Accuracy in discriminating assistance and non-assistance when standing up and sitting up in bed. For the standing-up motions, the results of discriminating between cane, armrest and desk are also shown.

Subject	Standing-up					Sitting-up
	Non-assist or assist	Non-assist	Cane	Armrest	Desk	Non-assist or assist
Male (24 yr)	98% (88/90)	100% (15/15)	87% (13/15)	100% (15/15)	33% (5/15)	—
Male (23 yr)	100% (90/90)	100% (15/15)	100% (15/15)	100% (15/15)	60% (9/15)	—
Male (24 yr)	100% (90/90)	100% (15/15)	100% (15/15)	100% (15/15)	7% (1/15)	—
Female (22 yr)	100% (90/90)	100% (15/15)	100% (15/15)	100% (15/15)	0% (0/15)	100% (20/20)
Male (73 yr)	99% (89/90)	100% (15/15)	100% (15/15)	93% (14/15)	40% (6/15)	100% (10/10)
Female (72 yr)	100% (90/90)	100% (15/15)	100% (15/15)	100% (15/15)	7% (1/15)	100% (10/10)
Average	99% (357/360)	100% (90/90)	98% (88/90)	99% (89/90)	24% (22/90)	100% (40/40)

は、例えば椅子の肘掛を利用した立ち上がりの場合、実験中の目視記録により椅子の肘掛を利用したと確認されている90個のデータの内、プログラムにより判別した時に肘掛利用と判断されたデータがいくつあったかという割合を算出した。また補助の種類を問わない判別精度に関しては、例えば机を利用した立ち上がりであったと確認されている

データに対し判別プログラムが椅子の肘掛を利用したと判断した場合にも、補助有りとして認識しているので判別成功とし、360個の立ち上がり全データ(内補助あり270個)の内補助の有無を正しく判別できたデータの数の割合を算出した。一方起き上がり動作については、40個の起き上がり全データ(内補助あり20個)の内補助の有無を正し

く判別できたデータの数の割合を算出した。

まず立ち上がり動作における各種類別の判別精度の結果より、以下のような結果が得られた。補助無しと杖及び椅子の肘掛を利用した場合の3種類はほぼ100%の判別精度が得られた。しかしながら、机を利用した場合については、24%という低い判別精度であった。これは補助である机への頼り方が判別法検討の際（第4図）とは違っていた被験者が多数であったことが確認され、判別が成功したデータ以外は全て肘掛の特徴を持つデータ、即ち A_t の計測結果において $A_{t,min}$ が観測されるデータであった。なお杖利用において判別できなかった2個のデータは立ち上がりの特徴である $A_{t,min}$ が検出できず、立ち上がりとして認識できなかったためであり、また肘掛利用において1個のデータが補助有りとして判別できなかったのは、補助への頼り具合が弱かったために補助無しと同様な $A_{t,max}$ が検出されたためであった。

以上のように立ち上がり動作に関しては、補助の種類等を正しく判別しようとする場合には改善の余地があるものの、補助の種類を問わない、即ち「補助有るか、補助無しか」については99%という極めて高い精度で判別可能であることが確認された。また起き上がり動作についても、補助の有無について100%の判別精度が得られた。

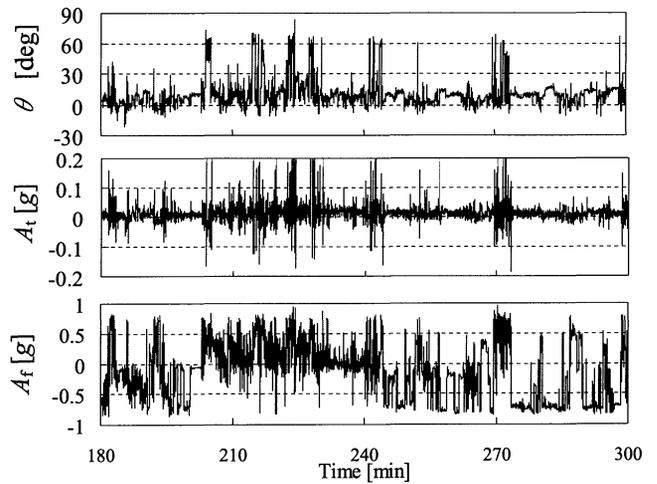
なお要介護認定においては補助の種類までを問わないことから、本システムにおいても補助の有無に関してのみであれば高精度で判別できるため、十分実用に供し得ると考えられる。また今回の実験結果からは、高齢者においてのみ判別精度が著しく低いといった問題は確認されなかった。

4.4 日常生活下における判別精度評価

第8図は72歳女性における5時間の計測結果の一部であり、計測開始3時間後から2時間における θ 、 A_t 、 A_f をトレンド表示したものである。これら計測データに対して前述の解析ソフトにより立ち上がり及び起き上がり時における補助の有無判別を行った。

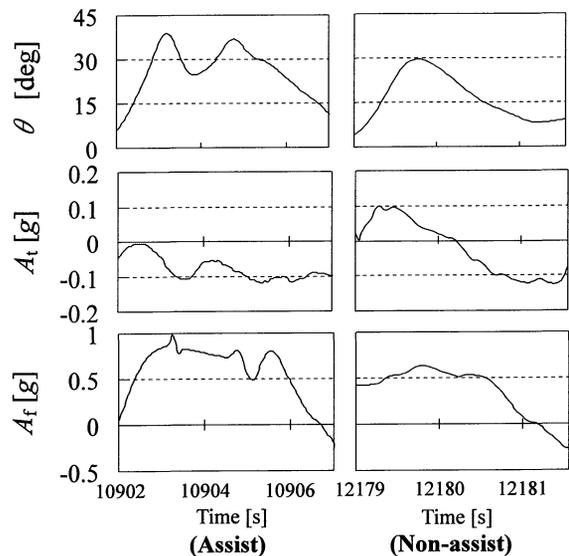
第9図は長時間の計測データから解析ソフトによって立ち上がりと判断されたデータ例（72歳女性）と、起き上がりと判断されたデータ例（69歳女性）であり、補助無し及び補助有り各1例を示した。なおこれらデータは同時記録されたデジタルビデオ画像との比較により正確に判別が行われたことが確認されている。これら結果より、第7図における高齢者の計測結果と同様の特徴が検出されており、様々な動作を含む長時間の計測結果からも前述の判別スキームに基づいた解析ソフトを用いて、立ち上がり及び起き上がり動作における補助の有無を検出可能であることが確認された。

第3表は72歳女性及び69歳女性の長時間計測における判別精度評価を行った結果である。表中は高齢者が行った全ての立ち上がり及び起き上がりにおけるシステムの判別

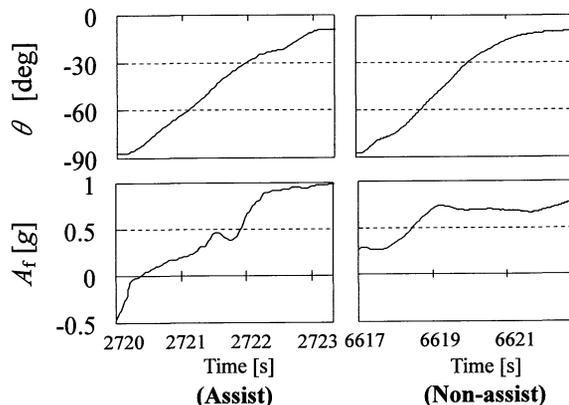


第8図 72歳女性の日常生活における長時間計測結果
Fig. 8 Recordings of θ , A_t and A_f in a female (72 yr-old) during daily activities.

<Standing-up (female, 72 yr)>



<Sitting-up (female, 69 yr)>



第9図 日常生活下の立ち上がり及び起き上がり動作計測例
Fig. 9 Typical recordings of θ , A_t and A_f when standing up (female, 72 yr-old) and sitting up in bed (female, 69 yr-old) during daily activities.

第3表 日常生活下の計測における補助の有無判別精度評価
Table 3 Accuracy in discriminating assistance and non-assistance when standing up and sitting up in bed for elderly people during daily activities.

〈Female, 72 yr〉			
Action	Time	Sensor system	Video camera
Standing-up	0:00:46	Assist	Assist
	0:37:54	Assist	Assist
	1:47:40	Assist	Assist
	3:01:43	Assist	Assist
	3:05:58	Assist	Assist
	3:14:34	Non-assist	Non-assist
	3:22:58	Non-assist	Non-assist
	3:35:54	Non-assist	Non-assist
	4:23:54	Not standing-up	Assist
	4:52:06	Assist	Assist
Accuracy	90%		
〈Female, 69 yr〉			
Action	Time	Sensor system	Video camera
Standing-up	0:01:28	Assist	Assist
Standing-up	0:05:52	Assist	Assist
Standing-up	0:14:16	Non-assist	Non-assist
Standing-up	0:15:00	Non-assist	Non-assist
Sitting-up	0:45:14	Assist	Assist
Sitting-up	0:49:33	Assist	Assist
Standing-up	1:01:49	Assist	Assist
Standing-up	1:10:38	Assist	Assist
Sitting-up	1:50:15	Non-assist	Non-assist
Accuracy	100%		

結果及びデジタルビデオ画像による判別結果の一覧及び判別精度である。

まず72歳女性は、10回の立ち上がりに対して9回の正しい判別が行われた。なお今回は起き上がり動作は行われなかった。また立ち上がり以外の動作の誤認検出はなく、判別精度は90%であった。

次に69歳女性は、6回の立ち上がり及び3回の起き上がりに対して全て正しい判別が行われた。また立ち上がり及び起き上がり以外の動作の誤認検出はなく、判別精度は100%であった。

これら結果より、前述の実験環境においてのみならず、日常生活下の計測においも、立ち上がり及び起き上がり動作における補助の有無を精度良く判別できることが確認された。

5. 考 察

今回本研究では体幹及び前腕の加速度センサを用いて、立ち上がり及び起き上がり動作を検出し、その際に何らかの補助があったかどうかを判別することが可能なシステムを試作した。これまでも小型加速度センサやジャイロセンサを用いて、例えば日常動作の再現や姿勢・動作判別^{5,6)}、

移動距離の推定⁷⁾、階段昇降等の細かな判別⁸⁾が可能なモニタリングシステムが報告されている。しかし使用目的を要介護認定への情報提供に特化し、動作時の補助の有無についても判別する方法はこれまでに報告されていない。また今回提案したような小型センサを高齢者に取り付ける方法は、調査員が追跡することなく高齢者の活動を記録でき、装置の取り扱いも簡便であるため、訪問調査時に非常に短時間で活動モニタリングを開始することが可能である。

まず判別法の検討において、今回は体幹加速度センサの2軸出力(X, Y軸)及び前腕加速度センサの1軸出力(X軸)のみの出力で本研究の目的であった補助の有無判別が可能であることが確認された。しかしながら体幹加速度センサにおける3軸すべての出力をより細かに解析することで、補助を使ったか否かのみならず、「補助へどのくらい頼っているか」というような細かな解析が可能であるかどうか同時に検討していく予定である。これにより高齢者の細かな身体能力を把握することが可能となれば、今回のような長時間計測で補助有無を判別するのみならず、訪問調査時に高齢者に装着してもらい立ち上がりや起き上がり動作を行ってもらうことで、短い訪問時間中においても日常生活下(訪問調査日以外)でどの程度補助を必要とするのかを知る判断材料を得ることもできる可能性が高い。

次に立ち上がり及び起き上がり動作のみを行う実験環境下での計測に対する判別精度評価においては、補助の種類までを高精度で判別することは困難であるが、「補助があったかなかったか」という判別については、若年者4名及び高齢者2名においてほぼ100%の高い判別精度を得ることができた。実際の訪問調査においては「つかまらないでできる」、「何かにつかまればできる」、「できない」の3段階で判断し、補助の種類までを問わないことから、本システムは十分実用に供し得ると考えられる。

次に立ち上がり及び起き上がり以外の様々な動作を含む日常生活において本システムの判別精度を評価するため、高齢者2名の日常生活における長時間の活動を計測した。この結果から立ち上がり及び起き上がり動作はほぼ全て検出でき、また補助の有無を高精度で判別できることが確認された。また今回は高齢者が活動的であることが確認された日に計測を行ったが、実際現場で使用するには疲労等の影響を考慮する必要がある。したがって計測を行う際には、数日の計測を行う等の工夫をし、より細かな解析を行うことで疲労についても把握する必要がある。さらに前述同様、3軸加速度センサの全ての出力に対しより細かに解析することにより、高齢者が1日においてどのようなペースで疲労していくかを解析できるか今後検討していく予定である。

最後に要介護認定における動作に関する項目として「歩行」がある。高齢者の活動性を客観的に把握するには歩行

のモニタリングが非常に有用であり^{9,10)}、加速度センサを用いて、上下の変位や1歩ごとのばらつきを検出することにより若年者及び高齢者における歩行の特徴の抽出を行う等の様々な方法^{11,12)}が報告されている。これに対し本システムにおいても、体幹の加速度センサの出力をより細かに解析することにより、様々な評価が可能であると考えられ、日常生活下の歩行を検出・評価することにより要介護認定を支援できる多数のデータを得ることができると考えられる。また今後、要介護認定の動作に関する項目である「寝返り」、「立位保持」能力の定量評価についても同様に検討を進めていき、より多くの情報を記録可能なシステムへと発展させていく予定である。

以上、本システムを用いることにより、調査項目で問われている動作について、日常生活下の実際の状況は無拘束で記録可能となり、より正確に調査員が判断することが可能となる。また要介護認定の本来の目的である「要介護状態の軽減や悪化の防止・予防」を行うという観点からも本システムは有用であると考えられる。即ち認定更新（通常12カ月）を行う際に、訪問調査で新たに得たデータと前回調査時のデータとの比較を行うことによって、高齢者の日常生活における活動性の変化を定量的に把握すること、病院でのリハビリテーション効果を評価することも可能となるため、本システムは要介護状態の予防にも大きく寄与できると考えられる。

6. 結 論

本研究では体幹及び前腕に加速度センサを取り付け、センサ出力の姿勢変化成分及び運動成分を用いることにより、「立ち上がり」及び「起き上がり」動作における補助の有無を判別する新たなセンサシステムの基礎的検討を行った。今回小型データロガーを用いたシステムの試作を行うと共に、若年者を対象とした計測結果から補助の有無による角度・加速度波形の特徴を明らかにし、判別アルゴリズムを確立することができた。また試作システムにおける判別精度評価のために、立ち上がり及び起き上がり以外の動作を含まない実験環境下の計測と、様々な動作を含む高齢者の日常生活における長時間計測を行った。この結果から、補助の種類までを判別するには今後検討が必要であるが、補助の有無については高精度で判別できることが確認され、十分実用に供し得ると考えられる。

一方、今後3軸加速度センサの全ての出力を用いた細かな解析を検討することにより補助への頼り具合の評価や、歩行、立位保持能力、寝返りができるか等の要介護認定の調査項目に含まれる様々な動作の定量的評価を検討していく予定である。

また今後より実用化を進めるため、より多くの高齢者を対象としたフィールド実験を行いシステムの性能評価を行

っていくと共に、被験者の拘束感軽減と訪問調査員のシステムの取り扱いを簡便にする目的から、センサ出力と記録装置間のコードレス化を行う予定である。一方高齢者の日常生活下での無拘束計測のみならず、短い訪問調査時にもリアルタイムに様々なデータを確認できるような応用解析システムの構築を同時に行っていく予定である。

謝辞 本研究を遂行するにあたり多大なるご協力をいただいた社団法人八日会、藤元登四郎理事長、藤元早鈴病院セラピスト室スタッフの皆様方に深く感謝いたします。また本研究の一部は文部科学省知的クラスター創成事業（金沢地域）「石川ハイテク・センシング・クラスター構想」により行われたものであり、ここに記して感謝の意を表します。

文 献

- 1) 苜原 実, 斎藤淳子, 藤本清成: 要介護認定の問題点—当院における検討—, 癌と化学療法, **27-3**, 708/710 (2000)
- 2) 介護保険の要介護認定に関する今後の課題—痴呆老人と障害老人の諸問題から—, 臨床看護, **29-1**, 133/141 (2003)
- 3) 本井幸介, 田中志信, 野川雅道, 山越憲一: 姿勢・歩行速度の無拘束同時計測法に関する基礎的検討, 生体医工学, **41-4**, 273/279 (2003)
- 4) K. Motoi, S. Tanaka, M. Nogawa & K. Yamakoshi: Evaluation of a new sensor system for ambulatory monitoring of human posture and walking speed using accelerometers and gyroscope, Proc. of SICE Annual Conference 2003, 563/566 (2003)
- 5) B. Najafi, K. Aminian, A. Paraschiv-Ionescu, F. Loew, C. J. Bula & Ph. Robert: Ambulatory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly, IEEE Trans. Biomed. Eng., **50-6**, 711/723 (2003)
- 6) M. Makikawa, S. Kurata, Y. Higa, Y. Araki & R. Tokue: Ambulatory monitoring of behavior in daily life by accelerometers set at both-near-sides of the joint, Medinfo, **10-1**, 840/843 (2001)
- 7) 岡 久雄, 井上智紀: 3軸加速度センサによる身体活動モニタリング, 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集, 331/334 (1998)
- 8) M. Sekine, T. Tamura, M. Akay, T. Fujimoto, T. Togawa & Y. Fukui: Discrimination of walking patterns using wavelet-based fractal analysis, IEEE Trans. Rehab. Eng., **10-3**, 188/196 (2002)
- 9) 荒尾 孝: 高齢者の身体活動能力の実態とその維持増進, 体力研究, **92**, 1/20 (1996)
- 10) 田井中幸司, 青木純一郎: 高齢女性の歩行速度の低下と体力, 体力科学, **51**, 245/252 (2002)
- 11) T. Tamura, M. Sekine, M. Ogawa, T. Togawa & Y. Fukui: Classification of acceleration waveforms during walking by wavelet transform, Methods Inf. Med., **36**, 356/359 (1997)
- 12) 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高齢者の歩行評価, 第14回生体・生理工学シンポジウム論文集, 199/202 (1999)