

生活活動度計の開発(プロトタイプ 1 号機試作結果)

Approach to the Measurement of ADL(Activities of Daily Living)

坂田 俊一*¹
Shunichi SAKATA

永田 正伸*¹
Masanobu NAGATA

野尻 晋一*²
Shinichi NOJIRI

リハビリテーションの現場においては、被験者の日常の活動状況(臥位、座位、立位、歩行、車椅子駆動)を的確に評価しリハプログラムに反映させることが重要であるが、従来から行われてきた問診や観察では、被験者のプライバシー、問診の不正確さ、観察者の負担・個人差等の問題が指摘されている。本試作において、上記諸問題を解決するために、客観的かつ定量的な評価が可能な計測装置の実現を目的として、プロトタイプ1号機の試作を行いフィールドテストによりその有効性を検証した。

キーワード：姿勢計測、動作計測、寝たきり度、ADL、介護、リハビリテーション

1. 開発の背景

医療や福祉の現場では、治療方法の検討やリハビリテーションのプログラム作成、さらに介護の必要性を判断するうえで、被験者の生活活動度(日常の活動状況)ととりわけ臥位、座位、立位、歩行、車椅子駆動などの動作状態を把握することが重要となっている。従来、これらは本人または家族への問診、もしくは医療関係者による観察などによって行われており、それぞれの施設で独自に評価される場合が多い。

しかし、問診では基本的に正確な情報が得られない可能性があり、また関係者による観察では観察者によって差異が生じることや観察者の負担が大ききこと、さらに被験者やその家族のプライバシーに対する問題などが指摘されている。また、各施設間の評価基準が統一されていないため、客観的で定量化されたデータとなっていないという問題がある。

このような背景のもとに、介護老人保健施設 清雅苑と共同で臥位、座位、立位、歩行、車椅子駆動の5つの姿勢・動作状態を計測する計測装置及びデータ処理ソフトの試作を行った(プロトタイプ1号機：筆者らは、現在便宜的に「生活活動度計」と呼んでいる)。

2. 開発の目的

上記開発背景をもとに、本開発の目的は以下の三点に絞られる。

① 客観的かつ定量的な計測を実現すること

被験者の日常生活における活動状況をデジタルデータとして収集、分析し、定められた評価項目(臥位、座位、立位、歩行、車椅子駆動)に従って定量的評価が可能な手段を実現する。具体的には、計測期間内における各評価項目の発生時刻及び時間が判定可能な計測装置を開発する。

② 被験者のプライバシーを守ること

被験者とその家族のプライバシーに関して最大限の配慮を行い、精神的抑圧感、拘束感を排除する。具体的には、ビデオカメラ等による映像観察ではなく、センサーを被験者の身体に直接装着することで観察者を無くした被験者独自での計測を実現する。また、日常生活の様々な場面において被験者の動作を阻害しないように留意し、また装着感の向上を図る。

③ 計測、評価の負荷軽減を図ること

計測作業の負荷軽減のために、計測作業の自動化と操作方法の簡便化を図る。また、評価に関してはデータ処理方式を確定の上ソフトウェア化を図る。ソフトウェアはパソコン上で稼動するものとし、データロガーより計測データを一括して取り込み、自動的に処理を行うようにする。必要に応じて処理のための各種条件設定も可能とする。

3. 評価方針

生活活動度計の評価項目に関して身体状態との関連性を示し、それに基づく評価方針について述べる。

3. 1 評価項目

表1に各評価項目の種別、及び状態について示す。

表1 評価項目

評価項目	種別	状態説明
臥位		寝ている
座位	姿勢	椅子に座る、床に座る、トイレで座る
立位		立っている
歩行	動作	歩いている
車椅子駆動		車椅子に乗って移動している

3. 2 評価項目と身体状態の関連性

身体状態の計測個所の候補として関節(肩、肘、股、膝)部位(体幹、上腕、前腕、大腿、下腿)(図1参照)があるが、以下の理由により体幹と大腿に着目し評価することとした。

* 1 (財)くまもとテクノ産業財団
電子応用機械技術研究所 主任研究員
* 2 医療法人社団寿量会
介護老人保健施設 清雅苑 副施設長

- ・肩、肘、膝の各関節は自由度が高く、各評価項目において状態が不定である。
- ・上腕、前腕、下腿の各部位も同様である。
- ・股関節の状態、体幹、大腿は各評価項目との関連性が強い。
- ・股関節の状態は大腿と連動しており、計測の難易度から大腿部の計測が有利である。

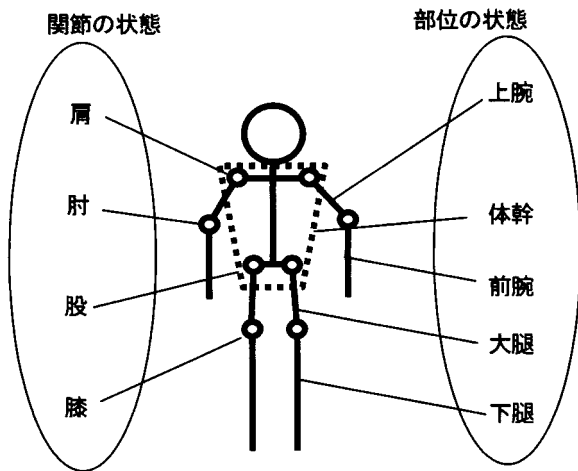


図 1 身体状態の計測箇所

3. 3 臥位の評価方針

図 2 に示すように、臥位の場合は体幹部姿勢が水平近傍であれば、大腿部姿勢とは無関係に判別が可能である。

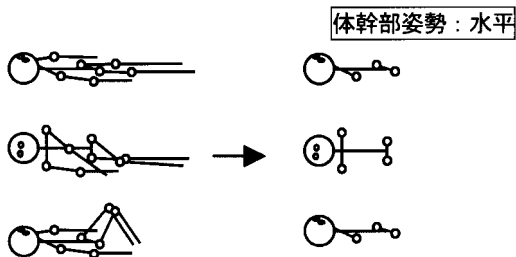


図 2 臥位評価方針

3. 4 座位の評価方針

図 3 に示すように、座位の場合は体幹部姿勢が垂直近傍であり、かつ大腿部が垂直以外である場合に判別が可能である。

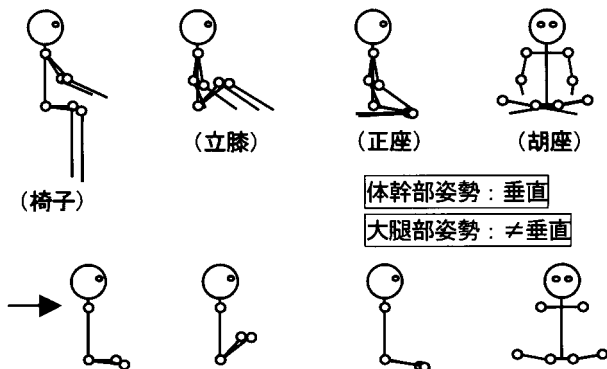


図 3 座位評価方針

3. 5 立位の評価方針

図 4 に示すように、立位の場合は体幹部、大腿部ともに垂直近傍である場合に判別が可能である。

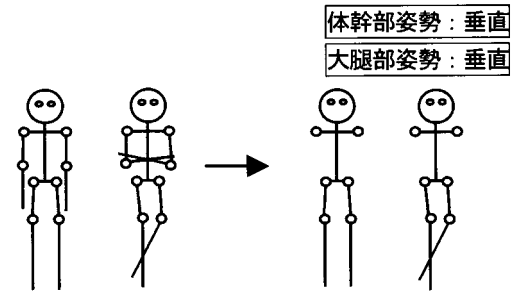


図 4 立位評価方針

3. 6 歩行及び車椅子駆動の評価方針

図 5 に示すように、歩行は立位姿勢において、また車椅子駆動は座位姿勢において、体幹部または大腿部の動作が大きい場合に判別が可能である。

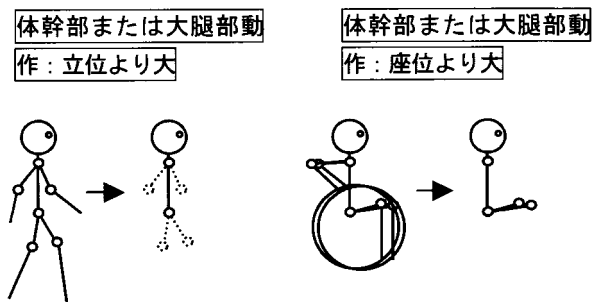


図 5 歩行、車椅子駆動評価方針

4. 姿勢および動作の計測

前章で述べたように、体幹部および大腿部の姿勢と動作を計測することにより、臥位、座位、立位、歩行、車椅子駆動の 5 項目の生活活動度の評価を行うことが可能であると考えられる。

ここで言う「姿勢」は、体幹部または大腿部の重力方向に対する傾きであり、また、「動作」は、歩行または車椅子駆動における周期的な運動の大きさである。従って、姿勢は一般的には傾斜計を用いることにより計測可能であり、また、動作は、加速度計により計測できる。

一方、前章でそれぞれの評価項目の身体状態について分析したように、体幹部および大腿部はさまざまな姿勢を取る。従って、各評価項目に対応する姿勢および動作を計測するためには、1 次元方向のみでは不十分であり、3 次元方向の全ての姿勢および動作を計測することが望ましい。最近では、マイクロエレクトロニクス技術による半導体チップを用いた小型 3 次元姿勢・加速度センサーが開発されており、3 次元方向の姿勢および動作を同時に計測することが可能となっている。

図 6 は、体幹部および大腿部に 3 次元姿勢・加速度センサーを装着して、各評価項目の状態を実施した場合の計測信号(1 軸のみ)である。各区間は、計測時の臥位、座位、立位、歩

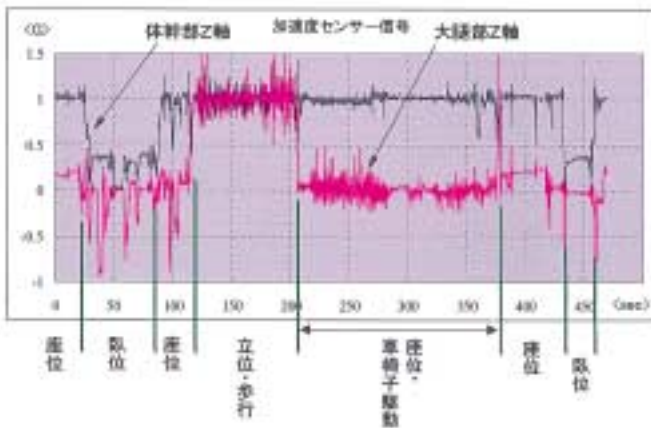


図 6 3次元姿勢・加速度センサー信号

行、車椅子駆動の活動状態を示す。図より、これらの信号上の姿勢成分、および加速度成分を抽出することにより、姿勢または動作を判別し、それぞれの活動状態を評価することが可能であると考えられる。

5. 計測装置の試作

目的とする計測装置は、被験者の身体に装着し1日間(24時間以上)の生活の活動状態を計測することが必要となる。従って、長時間の装着が可能のように小型軽量でデータ記憶容量が大きいことが条件となる。センサーについては、上述のように、1チップタイプの3次元姿勢・加速度センサーが開発されており、その中でも最も小型と考えられる、サイズ: 27.2(D) × 27.2(W) × 19.8(H)mmのセンサーを使用した。

データ記憶容量に関しては、歩行および車椅子駆動における動作計測実験により、0.1sec程度のサンプリングタイムが必要であるとの結論が得られた。従って、24時間以上では、十数MBの記録媒体(メモリ等)が必要になる。また、携帯性を考慮すれば、ホルダー心電計程度のサイズが望ましい。しかし、現在、このような仕様を満たすデータロガーは市販されていないため、最終的には新たに開発する必要があるが、今回は、開発コストおよび開発期間の観点から、データ記憶容量: 約9時間、サイズ: 147(D) × 92(W) × 33(H)mmの市販データロガーを使用した。

図7、図8に、3次元姿勢・加速度センサーとデータロガーをコネクタ接続したプロトタイプ1号機およびその装着の様子を示す。各センサーは、体幹部が医療用コルセット、大腿部がサポーターに、それぞれ縫製して装着するようになっている。

6. 計測データの分析・評価手順

生活活動状況における臥位、座位、立位、歩行、車椅子駆動の5つの評価項目は、図6で示した3次元姿勢・加速度センサー信号から、姿勢成分と動作成分を抽出し、各センサー毎の姿勢と動作の組み合わせにより3章で示した評価方針に従って求めることができる。



図7 プロトタイプ1号機



図8 プロトタイプ1号機の装着

図6のセンサー信号は、図8に示すセンサー座標系上のZ軸信号: T_z, D_z であり、 $T_z, D_z = 1G$ のときマイナス向きの重力が働いていることを表す。すなわち、センサー信号のDC成分が、 $T_z, D_z = 1$ であれば各装着部位の姿勢は垂直姿勢であり、 $T_z, D_z = 0$ であれば水平姿勢である。また、センサー信号には、重力加速度に加えて、対象物自体の運動による加速度が重畳される。特に、歩行や車椅子駆動時のように周期的な動作に伴う加速度はAC成分として重畳されるため、DC成分からの誤差をとることによりセンサー信号のAC成分を求め、その大きさから動作状態を判別することができる。

センサー信号から体幹部および大腿部の姿勢と動作が抽出されれば、前述のように3章の評価方針に従って、臥位、座位、立位、歩行、車椅子駆動の評価を行うことができる。すなわち、基本的な計測データの分析・評価手順は次のようになる。

- センサー信号のDC成分 各部の姿勢を検出
- センサー信号のAC成分 各部の動作を検出
- 体幹部の姿勢 : 水平 臥位
- 体幹部の姿勢 : 垂直
- AND 大腿部の姿勢 : 垂直でない 座位
- 体幹部の姿勢 : 垂直
- AND 大腿部の姿勢 : 垂直 立位
- 立位
- AND (体幹部の動作 : 大 OR 大腿部の動作 : 大)

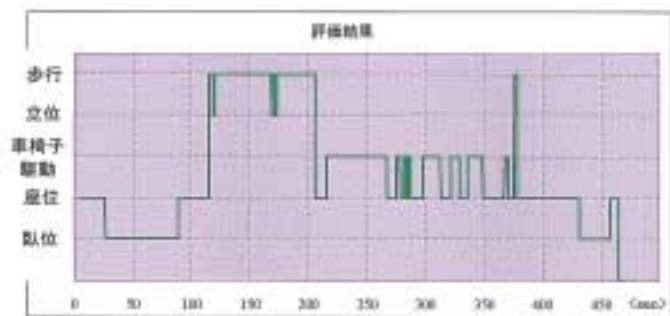


図 9 活動状態評価の時系列データ

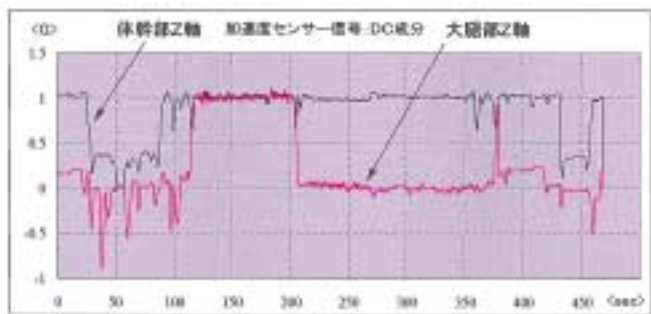


図 10 センサー信号のDC成分

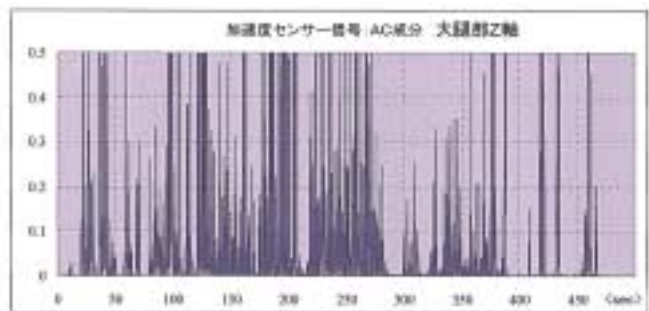


図 11 センサー信号のAC成分

歩 行

座位

AND (体幹部の動作 : 大 OR 大腿部の動作 : 大)
 車椅子駆動

上記の一連の分析・評価手順を自動的に行う評価ソフトを作成した。作成した評価ソフトでは、最終的に動作状態の時系列データと各動作状態の占有時間が出力される。また、センサー信号の分析過程であるDC成分およびAC成分についても参照することが可能である。図9～11に、作成した評価ソフトにより生成された図6のセンサー信号に対応する動作状態の時系列データ、センサー信号のDC成分、センサー信号のAC成分を示す。

7. 評価例

清雅苑の入所者の方にご協力頂き、試作したプロトタイプ1号機を用いて活動状態の計測・評価を行った。



(a) 体幹部への装着

(b) 大腿部への装着



計測開始 (0:00)

座位 立位 (0:22)

立位 : 歩行器へ (0:24)



歩行器による歩行 (0:31)

歩行 : 通路 (0:52)

歩行 : 病室へ (2:43)



立位 : ベッド横 (2:59)

立位 座位 : ベッドへ (3:14)

座位 (3:17)



座位 : 脱靴 (3:33)

座位 : ベッドへ (3:38)

座位 : 臥位 (3:53)



横臥位 (3:57)

背臥位 (5:02)

臥位 座位 (5:31)



座位 : 履靴 (5:39)

座位 : 履靴 (5:43)

座位 立位 (5:51)



立位・歩行 (5:56)

立位 : 歩行器把持 (6:07)

歩行 : 通路へ (6:17)



歩行 : 通路 (6:29)

歩行 : トイレへ (6:58)

立位 座位 (7:35)

(c) 実行パターン

図 12 活動状態実行パターン



座位：便座〔模擬〕(7:43) 座位 立位(8:12) 歩行(8:22)



歩行：通路へ(8:32) 歩行：通路(8:54) 歩行 立位(9:14)



立位 座位(9:32) 座位(9:37)

(c) 実行パターン (続き)

〔添書(0:00)は、計測開始からの経過時間(min:sec)〕

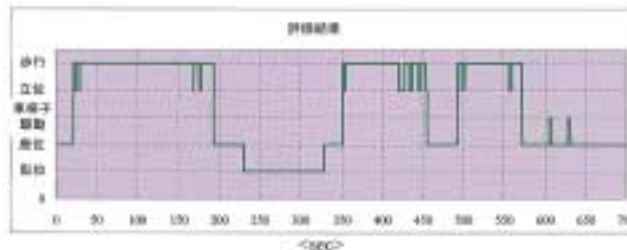
図12 活動状態実行パターン(続き)

評価においては、実際の活動状態(臥位、座位、立位、歩行、車椅子駆動)と計測・評価結果の整合性の検証が重要である。実際の活動状態を確実に把握するためには、被験者の方を常時観察する方法もしくはビデオによる撮影などが考えられるが、長時間これらを実行することは、観察者の労力や被験者の方のプライバシーなどの観点からかなり困難である。そこで、被験者の方に、基本的な生活パターンにおける活動状態を10分程度実行していただき、これをビデオ撮影し、評価結果と比較して整合性の検証を行った。現在までに、清雅苑の入所者の方5名：

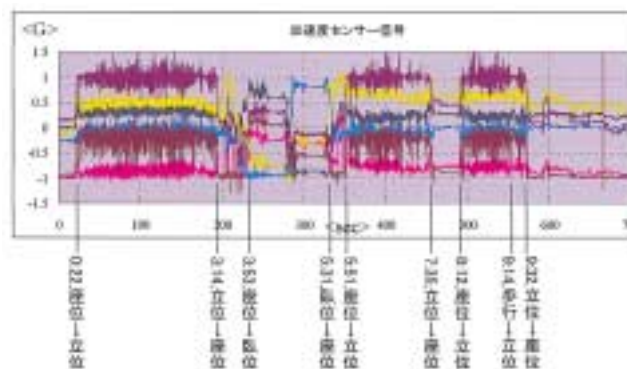
- 脳出血後左片麻痺(杖、車椅子足こぎ)
- 腰椎圧迫骨折(歩行器歩行)
- 視床出血後の失調症状(つかまり歩行、車椅子)
- 脳血管性パーキンソニズム(車椅子)
- 腰痛による廃用症候群(歩行器歩行)
- 出血性梗塞(車椅子足こぎ)

に実施し、パーキンソニズムの方を除いて、高い精度での評価結果を得ている。パーキンソニズムでは、動作がかなり緩慢になるため加速度が小さくなり、歩行や車椅子駆動の評価が困難であった。ここでは、腰痛による廃用症候群(歩行器歩行)の方の評価例を示す。評価は、臥位、座位、立位、歩行(歩行器使用)の4つの活動状態を実行(約10分間)していただき、これをビデオ撮影して評価結果と比較検証して行った。

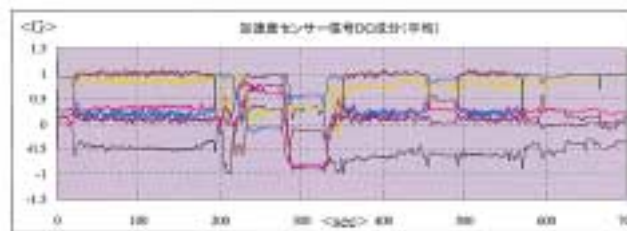
図12、13に、実行した活動状態パターン、計測データ、分析および評価結果を示す。図12(a),(b)はセンサーの装着の様子、(c)は実行時の主な活動状態とその時刻を示している。また、図13(a)は、最終的な評価結果、(b)~(d)はセンサー信号、センサー信号のDC成分、同AC成分を示している。なお、図13(b)には主な活動状態の変化時刻を示している。



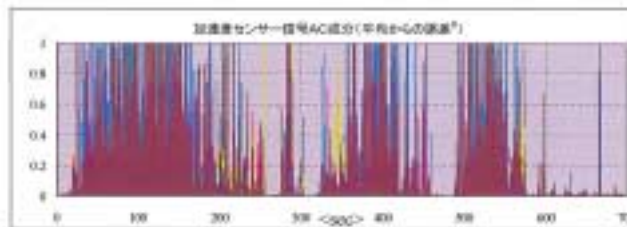
(a) 評価結果



(b) 加速度センサー信号



(c) 加速度センサー信号：DC成分



(d) 加速度センサー信号：AC成分

図13 計測信号と評価結果

図12(c)に示すように、実行した一連の活動状態は、

- 座位状態で、計測開始。
- 椅子から立ち上がり、歩行器を用いて歩行。
- 座位 立位 歩行
- 病室のベッド横に歩行器を置いて、ベッドへ座る。
- 歩行 立位 座位
- 靴を脱いでベッドに横になる。
- 座位 臥位
- ベッド上での寝返り。
- 臥位 臥位
- ベッドから起き上がり靴を履く。
- 臥位 座位

ベッドから立ち上がり、歩行器を用いて歩行。
座位 立位 歩行
トイレに向かう。
歩行 歩行
便座に座る（擬似）
歩行 立位 座位
便座から立ち上がり再び病室へ。
座位 立位 歩行
病室のベッド横に歩行器を置いて、ベッドへ座る。
歩行 立位 座位

である。

図 13 の (a) と (b) を比較すれば、(b) での実際の状態変化に対応した評価結果が得られており、計測部位の姿勢により判別される評価項目である臥位・座位・立位に関しては、秒単位の精度で評価されていることが確認できる。一方、動作により判断される評価項目である立位と歩行および座位と車椅子駆動は、どの程度までの動作を立位あるいは歩行、また、座位あるいは車椅子駆動と判断するかが問題となる。本例での実際の立位状態は、座位から立位への動作変化時や、立位から座位への動作変化時に生じ、その他は歩行状態となっており、評価結果もこれにほぼ合致している。また、車椅子駆動に関しては、今回は車椅子を使用しない例であり、評価結果についても、ほぼこれと合致している。ただし、図 13(a) の 600 ~ 650sec に車椅子駆動の評価が得られている（ただし、車椅子駆動の合計時間は、6.5sec）が、これは、座位状態での周期的動作を車椅子駆動と誤認識しているために生じている。このような現象は、被験者の固有の活動状態に依存し、その解決は後述のように今後の課題である。

8. 今後の課題

8. 1 評価精度の検証と評価方式の改善

プロトタイプ 1 号機の評価精度に関して、今後清雅苑でのフィールドにおいて実地検証を行い、検証結果を評価方式の改善に反映させる必要がある。臥位、座位、立位についての姿勢評価と、歩行、車椅子駆動についての動作評価に関して個別の検証を行う。

具体的には、姿勢評価については、第一に体型や姿勢における個人差の影響度を把握し、第二に実生活での様々な場面における姿勢判別の精度を検証する。動作評価については、動作の激しさ、種類における個人差の影響度を把握する。

8. 2 長時間記録の実現

プロトタイプ 1 号機の測定時間は前述した如く最長 9 時間であるため、被験者の日常の活動状況を把握するにあたっては、複数台の装置を準備し交換するかもしくは途中で蓄積データをアップロードしメモリを消去する必要がある。いずれにしても被験者自身でその作業を行うには無理があるため、測定者の負担が生じることになる。

この課題を克服するために、24 時間を目標に長時間連続記録を実現する必要がある。

8. 3 データロガー部小型化

プロトタイプ 1 号機のデータロガーは被験者腰部のポ

ケットに収納し使用する。この場合、特に臥位での姿勢変更（寝返り）時において被験者に違和感が発生し易く、睡眠不足等の身体的負担が増大することになってしまう。このためデータロガーの小型化が重要である。

8. 4 装着性、操作性の向上

被験者の身体的負荷軽減のために、上記データロガー部小型化と併せて、計測装置全体の身体への装着性、操作性を向上させる必要がある。現在、体幹部センサーはコルセット上に、大腿部センサーは大腿用サポータ上にそれぞれ縫製し、また両センサーとデータロガー間は途中コネクタを介してケーブルにて結合している。装着性、操作性の向上のためには、コルセット及びサポータの装着感、データロガーからのケーブル引出し位置やコネクタ位置等、人間工学的見地からの考察を要し、フィールドテスト結果を十分反映させた検討が必要である。

8. 5 データ処理速度の向上

データ処理ソフトは、これまで表計算ソフトウェア上で手動にて行っていたデータ処理を自動化するために開発を行ったものであるが、今後フィールドテストでの大容量データを処理するために更なる高速化が必要である。具体的には、アルゴリズム、描画処理内容の見直しを行う。

9. まとめ

リハビリテーションの現場における客観的かつ定量的な計測の実現を目的として、生活活動度計（プロトタイプ 1 号機）の試作を行い、清雅苑における 6 例のフィールドテストにおいて評価結果に関して整合性の検証を行った。

今後、フィールドテスト実績の蓄積を行いながら、上記課題に関してプロトタイプ 2 号機の開発により解決を図っていく予定である。これら実績を基に、対外発表や各種展示会出展を積極的に実施し、関連リハビリ機関及び医療機関にアピールを行う予定である。また、モニター販売も計画しており、リハビリ・介護分野に特化した専用品として商品化を推進する。

執筆者紹介



坂田 俊一 Shunichi SAKATA
昭和 54 年九州大学工学部機械工学科卒業
専門分野：CAD/CAM/CAT
製造分野システム開発
E-mail :saka@kmt-ti.or.jp



永田 正伸 Masanobu NAGATA
昭和 60 年熊本大学大学院工学研究科機械工学
専攻修了。博士 (工学)
専門分野：自動制御、シーケンス制御、
ロボット制御
学会：計測自動制御学会、日本機械学会各会
員
E-mail :nobu@kmt-ti.or.jp



野尻 晋一 Shinichi NOJIRI
昭和 57 年九州リハビリテーション大学卒業。
理学療法士、介護支援専門員
平成 8 年訪問リハセンター清雅苑センター長
平成 11 年老人保健施設 清雅苑 副施設長
全国訪問リハビリテーション研究会理事。
E-mail : snojiri@mub.biglobe.ne.jp