

原 著

車イス利用者の健康状態解析手段としてみた 携帯型加速度計の有用性

丸尾利博*¹ 長尾雄介*¹ 仁宮 崇*² 谷川智宏*³ 太田 茂*³

要 約

我々が独自に開発した携帯型加速度計を車イスに装着して加速度の時間的変化を計測することによって実用的な精度で移動速度や距離が求められることを明らかにした。これらの値は車イス利用者の健康状態の指標としての意味を持つことから、福祉分野における加速度計の有用性が検証できた。

はじめに

社会の高齢化に伴い医療保険や介護保険の行く末が案じられているが、全ての高齢者が病弱なわけではなく9割の高齢者は元気に暮らしている¹⁾。従って、高齢者の健康増進施策は個人のQOL向上のためだけでなく元気な高齢者の比率を高めることに貢献するので社会的に大きな意義がある。それだけに、こうした施策は観念的なものではなく、高齢者の健康状態や元気を客観的かつ定量的に評価しうる手段の整備と同期させなければ意味がない。

我々は元気の目安として歩行能力に注目している。例えば、普段早足の人が緩慢な歩行しかできない場合、発病等による体調不良が懸念される^{2,3)}。また、歩幅は老化の目安とも言われている^{4,5)}。いずれにせよ、数値化された指標を用いることが重要で、この変化が異常兆候の早期発見に役立つ。実際には、歩行速度や歩幅を毎日計測することは難しいが、歩行時間で正規化した歩数も健康状態を表す大雑把な目安にはなるから安価な歩数計も案外役に立つだろう。しかし、歩数計に相当する車イス利用者向きの簡便な測定器は存在しない。

これまで、我々は歩行可能な人の健康状態を推測する手段として携帯型加速度計の利用を提案してきた⁶⁻⁹⁾。本研究はその延長線上にあるもので、歩き方ほど見慣れてはいないものの車イスの漕ぎ方にも個性はある筈で、とりあえず、移動速度や走行距離を目安にして車イス利用者の元気を判断しようということである。

目 的

本研究の目的は、我々が開発した携帯型加速度計を車イスに装着し、得られる加速度変化から算出した移動時の速度や距離の精度を確認し、これらの数値を車イス利用者の健康状態や元気を把握する指標とすることの有用性を評価することである。

実 験 方 法

1. 被験者

本実験の被験者は男子大学生5名で、年齢の分布は 22 ± 0.2 歳である。

2. 実験装置

実験には、我々が独自に開発した携帯型加速度計を使用した。この計測器は容量型2軸加速度計素子(ANALOG DEVICES社製ADXL202)を2個直交させ3軸化した基板を $103 \times 60 \times 28$ mm³の筐体に格納したものであるが、本研究では進行(前後)方向のデータのみ使用している。なお、容量型加速度計は可動電極と固定電極が形成する静電容量の変化から加速度変化を求めるもので、静的加速度と動的加速度の両方が同時に計測できる利点がある。筐体内部に8時間分の計測値を記憶できるメモリを持ち、計測終了後、その内容をRS-232Cインタフェースを介してコンピュータに転送し解析を行っている。本加速度計の標本化周波数は0.02Hzから50Hzまでの範囲で自由に設定できるが、本研究では上限の50Hzを使用した。

*1 川崎医療福祉大学 医療技術学部 医療情報学科卒業生 *2 川崎医療福祉大学大学院 医療技術学研究所 医療情報学専攻

*3 川崎医療福祉大学 医療福祉マネジメント学部 医療情報学科

(連絡先)太田 茂 〒701-0193 倉敷市松島288 川崎医療福祉大学

計測結果を評価する際、過去に蓄積した歩行時の知見も利用するため、歩行補助具使用時についても計測した。車イスは松永製作所製の MW-1，歩行補助具としてはスウェーデン製の 4 輪歩行器アバン (AVANT ETAC) を使用した。また、移動時間を計測するためストップウォッチも使用した。

3. 計測方法

3.1. 歩行器使用時

加速度計を歩行器の腰掛用の座板に固定し、単独の被検者について 10m と 20m, 30m の平地をそれぞれ 5 回ずつ歩行した時の加速度変化を計測し、その結果を積分して歩行中の速度変化を求め、さらに、この結果を積分して移動距離を算出した。また、設定距離を移動するのに要した時間をストップウォッチで計測して平均速度を求めた。

3.2. 車イス使用時

加速度計を車イスの側板の外側に固定し、5 人の被験者が 10m と 20m, 30m の平地をそれぞれ 5 回ずつ走行した時の加速度変化を計測し、その結果を積分して走行中の速度変化を求め、さらに、この結果を積分して移動距離を算出した。また、移動に要した時間をストップウォッチで計測して平均速度を求めた。なお、漕ぎ方については座面に座った状態で下ろした両手でハンドリム (車輪駆動用の円環) の後方を掴んで引き上げ前方に押し出す動作を繰り返すよう指示した。走行速度は本人の自由に任せた。

4. 計測データの前処理

解析に先立ち、計測データに下記の処理を施した。

4.1. 平滑化処理

加速度計で計測した加速度の時系列的変化の一例を図 1 に示す。図の横軸は時間経過を示しており、単位は秒 (以下、s と記す) で、縦軸は進行方向の加速度変化に対応し、単位は重力加速度 (以下、g と記す) である。図から走行開始前や停止後の明白な静止時でも加速度は常に細かく変動していることがわかる。これは加速度計が敏感すぎるためで、本研究の目的に対しては一種の雑音として作用する。この雑音の影響を減らすため、時間的に隣接する計測値同士の平均、いわゆる移動平均を求めて計測データを平滑化した。ただし、移動平均の対象範囲を広げ過ぎると波形の細かい特徴が失われるので、本論文では各計測値に両側の計測値の 50% ずつを加算して平均する最小限の平滑化に止めた。

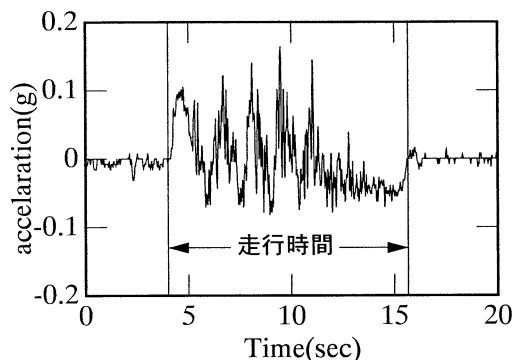


図 1 車イス使用時の前後方向の加速度変化の一例

4.2. 計測結果の補正

図 1 に示した加速度変化を数値積分して速度の時間的変化に変換した結果を図 2 に示す。図の横軸の単位は s で、縦軸は速度に対応し、単位は m/s である。

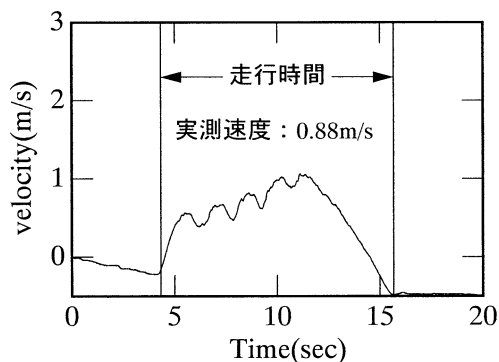


図 2 車イス使用時の速度変化の一例 (未補正)

停止状態から加速を開始して速度を増した車イスが一定速度に達すると、多くの車イス利用者は、その速度をゴール直前まで維持する。なお、停止時の速度は 0 になる筈であるが、図 2 ではそうになっていない。この原因として以下の 3 要素が考えられる。

a) ドリフト現象: 計測器を構成する電気回路の特性が周囲温度の影響で変化して出力データの基線が揺動する現象で、回路基板を恒温槽に入れる等の対策で多少は軽減できる。

b) 重力加速度の影響: 本実験では静的加速度も検知できる容量型 3 軸加速度計の 1 軸を前後 (進行) 方向に一致させている。この軸が上下方向に傾くと重力加速度の影響を受けるようになるが、角度が小さければ無視できる。なお、計測中に取付け角度が変化すると対処が難しくなるので厳重に固定する必要があるが、固定方法によっては取扱いが不便になる場合がある。

c) 離散積分の誤差累積: アナログ量である加速度のデジタル化に伴う量子化雑音は計測系の複雑化やコスト上昇を覚悟すれば、標準化周期の短縮や

データ長の伸長で軽減できるが根絶は不可能である．50Hz という周波数は，滑らかに変速する自動車には十分な値であるが，ミリ秒台で変動する筋収縮力に依存して細かく加速減速を繰り返す歩行速度の算出に適しているとはいえない⁹⁾．手漕ぎ車イスの動力源も腕の筋肉であり，加速度波形の極大値や極小値が正確に把握できないことに由来する誤差の累積が積分結果に影響する可能性は否定できない．

我々は加速度計を歩数計のように安価で気軽に利用できる計器にしたいと考えており，コスト増大要因である高速化は望ましくない事態である．そこで，走行開始前と停止後の速度を強制的に零にする補正方法で上記の各誤差に対処するものとし，その妥当性を計測精度の面から検証する．なお，以下の章で用いる速度や距離は全て補正後の数値である．

計測結果

1．歩行器使用時の計測結果

加速度計を装着した歩行器で10mの平地を歩行した時の速度の時間的变化の一例を図3に示す．図の横軸と縦軸の単位は，それぞれ，s と m/s である．図中にストップウォッチで計った走行時間から求めた平均速度(以下，実測速度という)と，図中の速度波形と時間軸に囲まれた部分の面積から算出した平均速度(以下，算出速度という)を記入した．実測速度を基準とする算出速度の誤差は9.5%であった．スタート直後から勢い良く加速している被験者の様

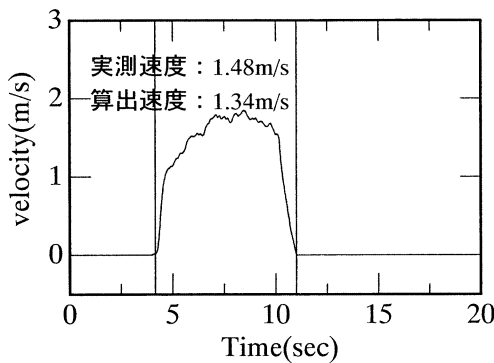


図3 歩行器使用時の速度変化(10m 走行時)

子が図から伺われる．

上記の速度変化を数値積分して算出した移動距離(以下，算出距離という)を図4に示す．横軸と縦軸の単位は，それぞれ，s と m である．歩行開始直後から停止までの移動状況が図から分かる．算出距離は9.56mで，設定した距離10mを基準とする誤差は4.4%であった．

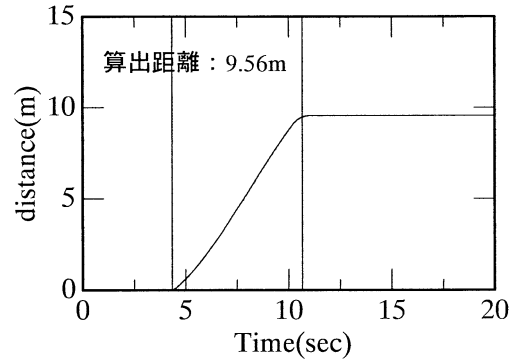


図4 歩行器使用時の移動距離(10m 走行時)

歩行器を用いて，5人の被験者が10m, 20m, 30mの平地を5回ずつ歩行した時の速度や距離の平均値を表1に示す．算出距離については誤差も標準偏差も小さいが，10m歩行時の速度誤差12.3%はかなり大きい．

2．車イス使用時の計測結果

加速度計を装着した車イスで10mの平地を歩行した時の速度変化の一例を図5に示す．この図は図2

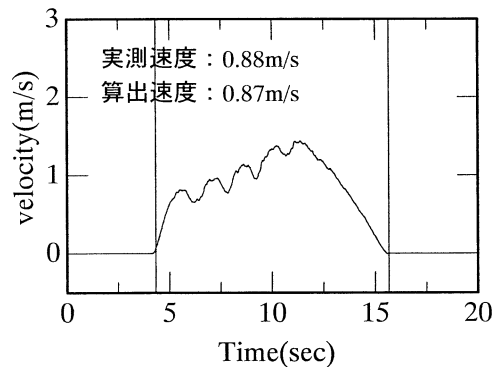


図5 車イス使用時の速度変化(10m 走行)

表1 歩行器使用時の平均数値

距離 (m)	算出速度 (m/s)	実測速度 (m/s)	誤差 (%)	標準偏差 (%)	算出距離 (m)	誤差 (%)	標準偏差 (%)
10	1.35	1.54	-12.3	3.7	9.73	-2.7	1.7
20	1.40	1.52	-7.9	2.3	19.30	-3.5	2.3
30	1.53	1.62	-5.6	4.8	29.39	-2.0	2.0

を補正したもので，図の横軸と縦軸の単位は，それぞれ，s と m/s である．図中に記入した実測速度と算出速度の差は小さく，実測速度を基準とする誤差は1.1%であった．

上記の速度変化を数値積分した移動距離の時間的变化を図6に示す．図の横軸と縦軸の単位は，それぞれ，s と m である．図から歩行開始から停止するまでの移動状況が分かる．算出距離は10.04mで，設定距離10m に対する誤差は0.4%であった．

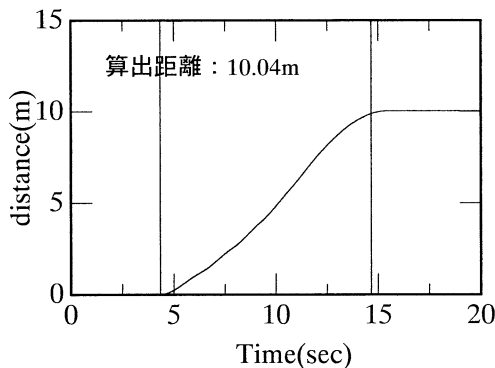


図6 車イス使用時の移動距離 (10m 走行)

車イスを用いて，5人の被験者が10m, 20m, 30mの平地を5回ずつ走行した時の速度や距離の平均値を表2に示す．算出値は距離については9%前後の誤差を含むものの速度誤差は小さい．

考 察

デジタル加速度計における速度・距離算出時の誤差の要因として a)ドリフト，b)重力加速度，c)積分誤差累積の3要素を挙げたが，a)やb)の影響は補正処理で対処できるものとして，ここでは，速度算出時のc)の影響について考察する．

まず，表1と表2を比較すると，車イスでは算出速度は正確だが距離の誤差がやや大きいのに対し，歩行器では算出距離こそ正確だが短い距離における速度誤差が大きい．また，車イスでは速度も距離も実測値より多めに算出され標準偏差も多めなのに対し，歩行器ではいずれも少なめに算出され標準偏差も小さい．このように両者は対照的な傾向を示す．

加速度の大きさは物体に作用する力に比例し物体の重量に反比例する．車イスの自重と利用者の体重との合算重量は歩行器の重量より圧倒的に大きく，かつ，下肢の筋力は一般に上肢筋力より大きいとされているから，下肢で駆動される歩行器の加速度振幅は車イスより大きい．車イス走行時の加速度変化を示す図1においても，図の上方，つまり，進行方向への大きなスパイクが目立つ．我々が計測している加速度値は静電容量という連続量の変化に由来するものではあるが，実際に採取した標本値が元のアナログ値の極大値に合致する確率は低い．この進行方向の大きな加速度値の捕逸は算出速度の低下を招く．

次に，動力源の特性に注目すると，歩行器は足が地面を蹴る瞬間に加速され，車イスはハンドリムを引き上げる過程で加速される．明らかに，加速時間は車イスの方が歩行器より長い．また，大きな加速度スパイクが頻発する歩行器では，それを取り逃がす可能性が高いが，慣性効果が大きい車イスでは平準化されて取り込み易くなり結果的に算出速度は増大する．

上記要因を総合すると，歩行器の算出速度が実測値より低いことや，車イスの算出速度が実測値よりやや高めではあるが，比較的正確である理由が納得できる．

車イスの漕ぎ方も算出速度に影響する．それを証明するため，誤差が極めて小さい被験者Aと大きい被験者B(以下，A，Bと略す)の計測結果を新たに示して両者を比較検証する．

図7は10m，図8は20m，図9は30mの平地における車イス走行時の速度変化を示すもので，いずれも左側がA，右側がBに対応する．各図の横軸と縦軸の単位は，それぞれ，s と m/s である．また，図中のa，uおよびdの各文字は，それぞれ，加速(acceleration)時間，等速(uniform velocity)走行時間および減速(deceleration)時間を示している．各図における速度や誤差をまとめて表3に示す．

これらの図からAもBもスタート直後から加速を開始するが，Aは一定速度に達した後はそれを維持し，ゴール直前でブレーキをかけて停止するので加減速時間が短いのに対し，Bはゴールまで惰力で

表2 車イス使用時の平均数値

距離 (m)	算出速度 (m/s)	実測速度 (m/s)	誤差 (%)	標準偏差 (%)	算出距離 (m)	誤差 (%)	標準偏差 (%)
10	0.99	0.97	2.1	8.4	10.94	9.4	7.4
20	1.26	1.23	2.4	4.9	21.77	8.9	8.5
30	1.37	1.31	4.6	6.8	32.94	9.8	9.1

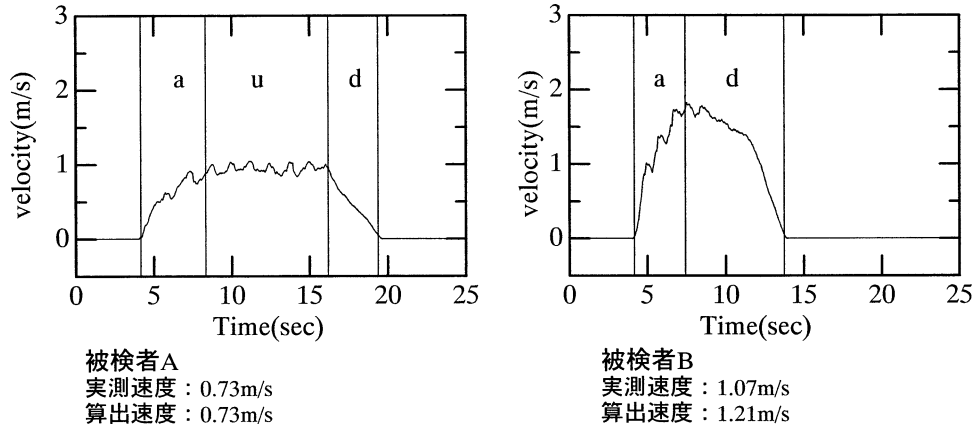


図7 車イスで10m 走行時の速度変化

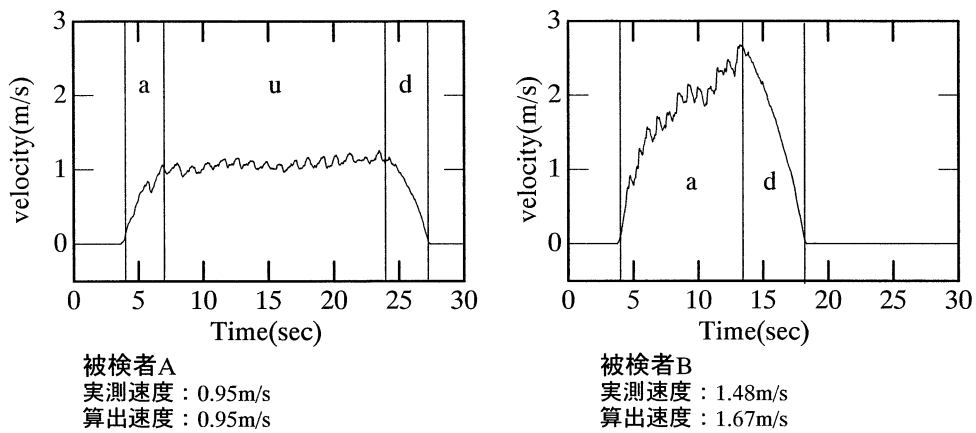


図8 車イスで20m 走行時の速度変化

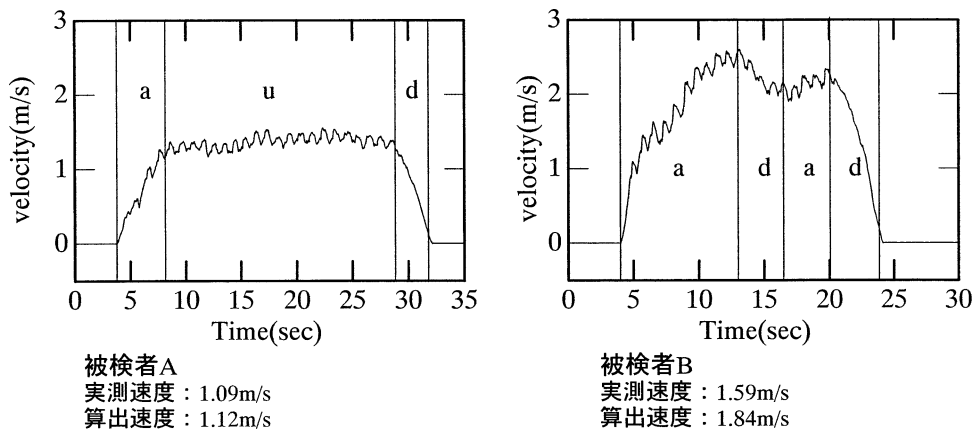


図9 車イスで30m 走行時の速度変化

表3 車イス使用時の速度関連数値

移動距離	10m			20m			30m		
	算出値 (m/s)	実測値 (m/s)	誤差 (%)	算出値 (m/s)	実測値 (m/s)	誤差 (%)	算出値 (m/s)	実測値 (m/s)	誤差 (%)
被検者A	0.73	0.73	0	0.95	0.95	0	1.12	1.09	2.8
被検者B	1.21	1.07	13.0	1.67	1.48	12.8	1.84	1.59	15.7

辿り着ける地点まで加速し続ける傾向があることが分かる。その結果、Bの平均速度や最高速度はAを上回るが、Aの算出速度が極めて正確なのに対し、Bの算出速度は実測値よりかなり高い。

図や表が示唆する「加減速操作は作用時間に応じて算出速度を増減させる」傾向が、加減速時間が短いAの算出速度が実測値に極めて近く、加速時間が長いBの算出速度が過大になる原因と思われる。勿論、定速走行中も加減速操作は繰り返されているが、作用時間が短い上に増減の回数が等しいため相殺されたのであろう。なお、上記仮説は、表1で歩行器の算出速度が低い理由についても加速時間が短いためと説明できるし、表2の内容とも矛盾しない。

ただし、算出距離の誤差が表1の歩行器では算出速度の誤差より小さく、表2の車イスでは大きいという逆の傾向を示す理由は上記仮説では説明できない。これは、ドリフト対策用の補正処理が積分値に及ぼす影響が、算出距離を増大させる方向に作用したためと思われる。

結 論

キビキビとした動きを見せる車イス利用者を元気な人と表現することが許されるなら、車イスの移動速度や走行距離は健康状態や元気さの指標として利用可能である。車イスに加速度計を装着して行った

今回の実験は小規模ではあるが、定速を長く維持する省エネ走法に徹すれば算出速度はかなり正確であり、荒っぽい走り方でも誤差は10%台という大まかな傾向が得られた。つまり、我々が開発した加速度計は、ヒトの歩行・走行速度を算出する用途では精度に難がある⁹⁾が、車イス用としては十分な実用的価値を持っていることが明らかになった。

おわりに

本研究は30m以下の直線走行のみを対象としたもので、長距離走行や曲線走行については解析していない。しかし、長距離走行時の疲労蓄積や、曲線走行時の定速維持の困難さといった別要因の影響を考えると、今回の実験で車イス利用者の基本的な傾向が把握できたことには大きな意味がある。

ただし、本研究で得た知見を利用し加速度計の用途を拡大するためには、計測終了後に結果を補正するのではなく計測中のリアルタイム補正機能も必要である。その具体的な方法は、まだ検討中であるが、我々が開発した加速度計が3軸用であることが強みになるであろう。

本研究は、平成16年度総合研究費を用いて実施した。研究にご協力いただいた関係者各位に深く感謝する。

文 献

- 1) 平成15年度厚生白書 web site
<http://www8.cao.go.jp/kourei/whitepaper/w-2004/zenbun/html/G1231100.html>, 2005/02/21
- 2) Paffenbarger RS: All-cause mortality, and longevity of college alumni. *N. Engl. J. Med.* **314**, 605-613, 1986.
- 3) Heikkinen RL: Depressed mood among the elderly in Jyväskylä. A five-year follow-up. *Scand. J. Social. Med. Suppl.* **53**, 66-78, 1997.
- 4) 川端昭夫, 湯海鵬: 加齢に伴う高齢者動作の変化(退行)に関する研究, 中京大学体育研究所紀要, **16**, 53-56, 2002.
- 5) 渡部和彦: 高齢者の歩行動作のバイオメカニクス, 指導のための方法原理を探る, *JJBSE*, **5**(3), 2001.
- 6) 品川佳満, 谷川智宏, 太田茂: 加速度センサを用いた人間の歩行・転倒の検出, *川崎医療福祉学会誌*, **9**(2), 243-250, 1999.
- 7) 谷川智弘, 品川佳満, 藤谷恭信, 太田茂, 長尾光城: 携帯型加速度計を用いた運動強度の計測, *川崎医療福祉学会誌*, **11**(1), 99-110, 2001.
- 8) 谷川智弘, 太田茂, 長尾光城: 携帯型3軸加速度計を用いた運動量計測への試み, *川崎医療福祉学会誌*, **11**(2), 313-318, 2001.
- 9) 谷川智宏: 歩行状態の計測手段としての携帯型加速度計の有用性に関する研究, 博士(医療情報学)論文, 66-69, 2003.

(平成17年5月31日受理)

**Usefulness of a Portable Accelerometer
as a Health Condition Analyzer for Wheel Chair Users**

Toshihiro MARUO, Yuusuke NAGAO, Sou NINOMIYA, Tomohiro TANIKAWA and Shigeru OHTA

(Accepted May 31, 2005)

Key words : portable accelerometer, wheel chair user, velocity, distance, health condition

Abstract

We have developed portable accelerometers and installed them onto wheelchairs. Some practical data was obtained while the wheelchairs were being used. We examined velocity and distance from the accelerograms as indices of the health conditions of the wheelchair users. We found that a potential use for the accelerometer would be to estimate the health conditions of these wheelchair users.

Correspondence to : Shigeru OHTA

Department of Health Informatics, Faculty of Health and Welfare
Services Administration, Kawasaki University of Medical Welfare
Kurashiki, 701-0193, Japan

(Kawasaki Medical Welfare Journal Vol.15, No.1, 2005 167-173)