

Figure 3. Environmental noise and sensor output.

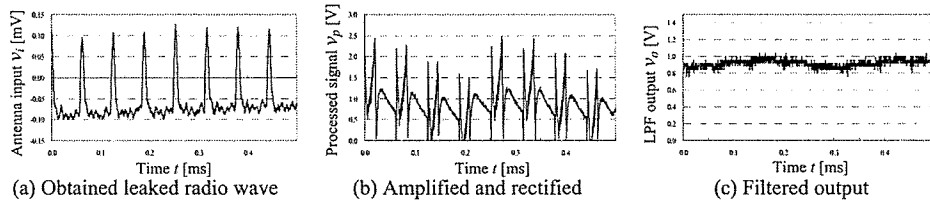


Figure 4. Signal processing of television sensor.

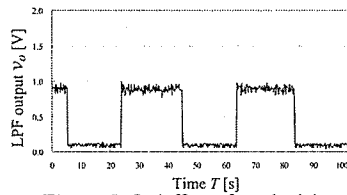


Figure 5. On/off test for television.

Table 2. Dependency of sensor output (television sensor) on screen size

Screen size (inches)	14	24	27	33
Year of manufacture	1995	1995	1989	1989
Power consumption at rated value (W)	67	131	153	169
Average sensor output (V)	1.01	1.01	0.97	0.92

3. Experimental Results

3.1. Electric Appliances in the Switched-off State

Figure 3 shows the result of the case when the appliances (i.e. the television set and the microwave oven) were not in use. Figure 3(a) shows the signal received by the antenna of the sensor circuit; no significant component exists in this signal. The very small component of the power-line frequency of commercial electric power systems will be observed anywhere in the house; however, the gain of the amplifier is not high. Thus, this type of ‘noise’ is ignored. As a result, the filtered output is almost 0 V.

3.2. Television Sensor

Figure 4 shows the signals at each point of the sensor circuit when the television set is in use. Figure 4(a) shows the leaked radio waves that are received. The signal mainly consists of 15.7 kHz pulses. These pulses are extracted by the resonator and subsequently amplified and rectified (Figure 4(b) shows the signal processing result). Figure 4(c) shows the filtered output of the signal shown in Figure 4(b). When the television set is in use, the sensor output increases to ~ 0.95 V.

Figure 5 shows the result of the on/off test for the television. During the experiment, on an average, approximately ten retransmissions and one instance of data corruption occurred for each data transmission. Since the data recorded at the server comprised several duplicate data entries obtained from the sensor unit, most of the retransmissions were assumed to be caused by packet losses. However, based on this result, we can estimate the duration of use of the television set; thus, the sensor unit is suitable for practical use.

Table 2 shows the evaluation result of the dependency of the sensor output on the screen size. The average voltage of the sensor output is inversely proportional to the screen size even though the power consumption of the television set is directly proportional to the screen size. This tendency is attributed to the following reason: the radio wave leakage is directly proportional to the power consumption. However, the distance between the source of radio wave leakage and the antenna of the sensor circuit also increases with the cabinet size of the television. As a result, an increase in distance decreases the intensity of the received signal.

3.3. General-purpose Sensor

Figure 6 shows the experimental result obtained by using the general-purpose sensor with a microwave oven. Figure 6(a) shows the obtained radio wave leakage. The signal mainly consists of 50-Hz waves. Since the radiated waves are not sinusoidal, the microwave oven evaluated in this experiment may also have radiated other frequency components (harmonics). This phenomenon should be thoroughly investigated for the development of a microwave-oven-specialized sensor. Figure 6(b) shows the signal processing result. The filtered output (Figure 6(c)) shows that when the microwave oven is in use, the sensor output increases to ~ 1.18 V.

Table 3 shows the evaluation result of several microwave ovens. It is difficult to observe a tendency based on the number of trials in this experiment; however, the result shows that the output voltage is almost 1 V when the microwave oven is in use.

4. Discussions

The electromagnetic phenomenon is widely used in electronic/electrical machines, including home appliances, such as motors, transformers and relay switches. Furthermore, there is also an electromagnetic field around an electric wire when the connected appliance is in use. A clamp meter focuses on and uses this phenomenon for estimating the amount of electric current in an electric wire. The sensors developed in this study can also be considered as one of the applications of the clamp meter; the only difference is that the sensor extracts a specific frequency of the electric current.

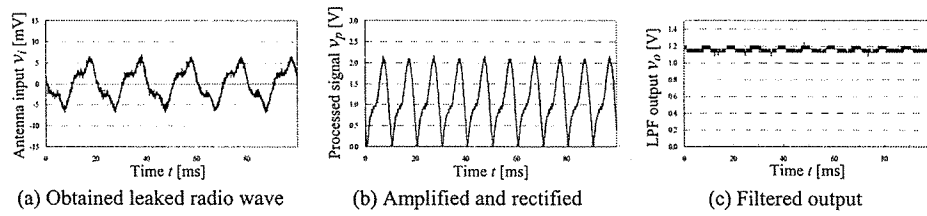


Figure 6. Signal processing of general-purpose sensor (microwave oven).

Table 3. Output voltage of general-purpose sensor (microwave ovens).

Year of manufacture	1994	1996	1997
Power consumption at rated value (W)	960	920	1000
Radio frequency output (W)	500	500	500
Average sensor output (V)	0.86	1.18	1.00

Investigating the cause of packet loss and increasing the efficiency of the wireless network system are still the objectives of our study. In most of the cases, the packet losses are caused by dropping the first byte of the packet. By devising an appropriate structure for the data packet, this problem may be solved. We are also considering changing the radio module for addressing this problem.

The main aim of our study is to evaluate how the sensor output reflects the physical activity and health of an elderly person. Nambu et al. [8] proposed an algorithm for evaluating the health of the elderly. In their study, they focused on the running monitor of television since television was common to most of the subjects. Further, since it is considered that the habit of watching television depends on the programmes, it is thought that this habit is strongly influenced by the physical and mental conditions of the subject. The algorithm was applied to the data that had been acquired in a continuous period of seven months, and the result indicated the changes (randomness) in the time when a subject began watching television expressed the health condition of the subject fairly well. We need further studies for the confirmation of this fact; however, our study believes in the monitoring of television for estimating the health condition of a subject.

As described in section 1.2.2, the general-purpose sensor responds to the power-line frequency of the commercial electric power system. Thus, the sensor can be adapted to almost all appliances that have a built-in transformer, provided the transformer consists of coils. A simple evaluation showed that the sensor could also work for the following appliances: electric pot (Zojirushi CD-LE40, CD-GS50, 985 W maximum power consumption), coffee maker (Sanyo, SAC-MST6, 850 W), electric fan (Yamazen, BX-A252, 42 W), humidifier (National, FE-KHA05, 433 W) and note book computer (IBM X31, Toshiba DynaBook CX/E216L). The sensor can work even when the area around these appliances where the electromagnetic signal can be detected is relatively small. This area may be enlarged by increasing the amplifier gain; however, such an increase also amplifies the noise that results from the power lines in the house, as mentioned above and in section 3.1. Introduction of an automatic gain controller (AGC) or variation of the gain is required to solve this problem; on the other

hand, a small detectable area may prevent the contamination of the signal by signals from other appliances.

5. Conclusion

In this study, we developed a monitoring system and a sensor unit to be used in a behavioural monitoring system for ordinary houses; this sensor unit fulfils the requirements of simple installation and removal. The television sensor and general-purpose sensor developed in this study appear to be suitable for practical use. Developing specialized sensors (for specific devices) and performing further clinical evaluations are topics for future studies.

Acknowledgements

The authors are grateful to Mr. Haruhisa Naganokawa for technical support. This study was partly supported by a Grant-in-Aid for Scientific Research (16700429) from the Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology (MEXT) of Japan and Grants-in-Aid from the Ministry of Health, Labour and Welfare, the National Center for Geriatrics and Gerontology, and Chiba University.

References

- [1] T. Tamura, Application of biomedical sensor and transducer in the elderly, *IEEJ Trans.*, **123**, no. 2, (2003), 37–42. (in Japanese)
- [2] M. Ogawa, R. Suzuki, S. Otake, T. Izutsu, T. Iwaya, and T. Togawa, Long term remote behavioral monitoring of elderly by using sensors installed in ordinary houses, in *Proc. 2nd Annu. Int. IEEE-EMBS Special Topic Conf. on Microtechnologies in Med. and Biol.*, pp.322–325, 2002.
- [3] K. Nakajima, T. Yoshimura, M. Nambu, and T. Tamura, Proposal to use the unconstrained monitors for improvement of quality of life, *J. IEICE-J*, **J-85-A**, no. 12, (2002), 1373–1379. (in Japanese)
- [4] S. Gomi, S. Sakata, S. Otake, T. Izutsu, and R. Shingai, Statistical analysis of human activity in daily life through a data set from the infrared ray sensors, *Life-support*, **13**, no. 4, (2002), 10–17. (in Japanese)
- [5] K. Nakajima, H. Matsui, D. Yoshiki, Y. Matsumoto, and K. Sasaki, Telesurveillance system using television operating state for elderly persons living alone, in *Proc. Joint meeting of Int. Workshop on E-health and 2nd Int. Conf. on Ubiquitous Healthcare 2005 (WEICONU2005)*, The University of Aizu, Fukushima (Japan), pp.105–106, 2005.
- [6] S. Otake, M. Ogawa, R. Suzuki, T. Izutsu, and T. Iwata, Development of the monitoring system for single living elderly in welfare techno house Mizusawa, *Life-support*, **13**, no. 4, (2002), 2–9. (in Japanese)
- [7] M. Nambu, T. Suenaga, N. Ichinoseki, K. Nakajima, and T. Tamura, Development of the life supporting for the elderly using information technology ‘e-house’—remote monitoring system using power-line network and web-based application, *Life-support*, **13**, no. 4, (2002), 26–33. (in Japanese)
- [8] M. Nambu, K. Nakajima, M. Noshiro, and T. Tamura, An algorithm for the automatic detection of health conditions, *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, **24**, no. 4, (2005), 38–42.
- [9] S. Tsukamoto, H. Hoshino and T. Tamura, An easily installable wireless monitoring system for ordinary houses, *Assistive Technology Research Series 15: From Smart Homes to Smart Care*, Eds. Sylvain Giroux and H el ene Pigot, IOS Press, Inc. (The Netherlands), pp. 289–292, 2005.

ホームヘルパー支援システムにおける介護データ入力インタフェースの検討

Investigation of care data entry interface for Home Helper support system

小川 英邦(正会員), 米沢 良治(非会員),
 榎 弘倫(非会員)*, 佐藤 陽彦(非会員)**, 田村 俊世(正会員)***

Hidekuni Ogawa, yoshiharu Yonezawa,
 Hiromichi Maki*, Haruhiko Sato** and Toshiyo Tamura***

Abstract

The care-data entry interface for the Home Helper support system was improved to entry the data and to create the care report. The system consists of a Java mobile phone for the Home Helper and a conventional server computer at the Home Helper's office. The operation of scroll-up key, used as the care-data entry interface, was compared with that of the dial key in terms of the time to create the report. The questionnaire has been made to helpers concerning their easiness of operation. The time to create the care report with dial key operation was shorter by 58% than that with the scroll-up one. The questionnaire results indicated that the easiness of operations were the similar with both cases. Therefore, the comparison study found the dial key operation to be very suitable for easy and rapid data entry.

Key Words

Home Helper, Data entry interface, Java mobile phone, dial key, scroll-up key

1. はじめに

2000年4月に開始された介護保険制度に伴い, 多くのホームヘルパーが介護保健施設, 病院あるいは民間介護会社から高齢者や心身障害者宅に派遣され, 介護を行っている¹⁻²⁾. ホームヘルパーは介護後, 日常業務として所属事務所

での報告書の作成, 提出あるいはコンピュータへの入力をすると同時に, 引継ぎ事項および介護予定等の確認を行う必要がある. このような日常業務を支援する携帯電話や携帯端末装置を用いた種々のホームヘルパー支援システムの必要性³⁻⁶⁾が指摘され多くのシステム⁷⁻¹³⁾が開発されている. しかし, 携帯電話と携帯端末装置とで構成したシステム⁷⁻¹⁰⁾は, 携帯性と操作性の点で問題がある. 特に, 操作性については携帯端末装置で報告書を作成した後, 携帯電話に接続し事務所へ携帯電話を介して送信する必要があり, それぞれの操作を必要とした. 携帯性の改善を行ったシステムとして, インターネット携帯電話のみを用いた支援システム¹¹⁻¹³⁾が開発された. システムはインターネットを介して所属事務所のサーバーコンピュータのホームページにアクセスし, そのホームページに直接介護データを入力することから携帯端末装置を必要としない. しかし, 介護データの入力を介護項目毎にインターネットを介して行う必要から通信時間, 操作時間が長く, 短時間での効率的なデータ入力を行うことができない問題がある. そこで, 携帯性, 操作性両面に優れ, ケーマネージャを含めたホームヘルパー支援システムが求められるが, 現在, このようなシステムは開発されていない.

本研究は, 従来システム¹¹⁻¹³⁾の特長を保持し, 携帯性,

2004年 4月 14日受理

2004年 7月 28日最終原稿受理

広島工業大学, 広島県広島市

* 国際トリニティカレッジ, 広島県広島市

** 九州大学大学院, 福岡県福岡市

*** 国立長寿医療研究センター, 愛知県大府市

Hiroshima Institute of Technology,

Hiroshima-city, Hiroshima

* International Trinity College, Hiroshima-city,

Hiroshima

** Kyushu University, Fukuoka-city, Fukuoka

*** National Institute for Longevity Sciences,

Ohbu-city, Aichi

操作性両面の問題点を解決する新たなホームヘルパー支援システムを開発し、介護データ入力インタフェースについて検討を行った。

2. システム構成

Fig.1 に開発した本システムの構成を示す。システムはホームヘルパーが携帯するJavaプログラム対応携帯電話（以下Java携帯電話とする。）及び事務所のサーバーコンピュータ（以下サーバとする。）で構成した。サーバは汎用パーソナルコンピュータ、LANアダプタ、電話回線とコンピュータを接続するコンピュータテレフォニボード（以下CTボードとする。）で構成した。CTボードは、電話回線の着信・発信制御と同時に、音声の入出力及び発信先の電話番号の検出を行う。

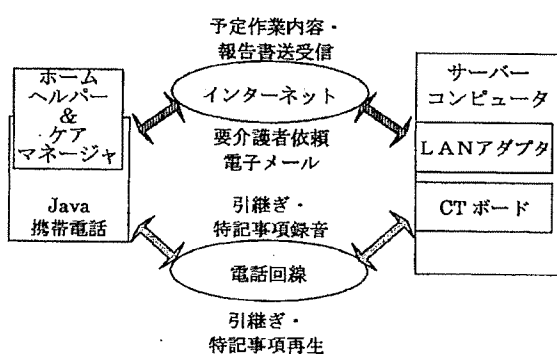
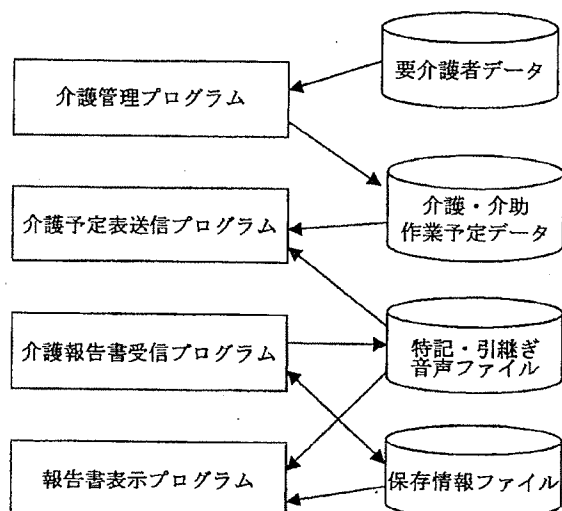


Fig.1. The overall Home Helper support system.

システムのソフトウェアはサーバとJava携帯電話それぞれで構成した。Fig.2 にサーバのソフトウェア構成を示す。サーバのソフトウェアは、介護管理プログラム、介護予定表送信プログラム、介護報告書受信プログラム、報告書表示プログラム



で構成した。

Fig.2 The structure of the server computer software

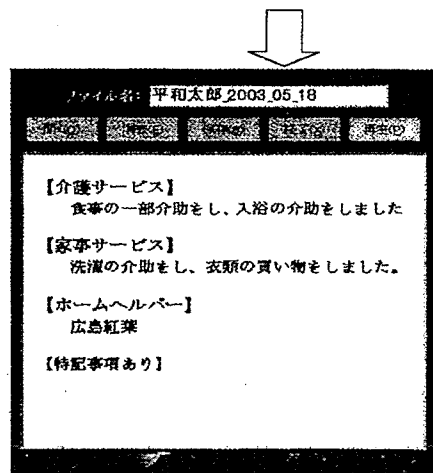
介護管理プログラムは、ケアマネージャによるホームヘルパー毎の介護予定表作成を支援する。ケアマネージャは介護管理プログラムにより介護予定表の変更を行う。尚、介護予定表の変更はインターネットを介し、ケアマネージャのJava携帯電話からも可能である。

介護予定表送信プログラムは、ホームヘルパーのJava携帯電話へ介護予定表を送信する機能及びホームヘルパーからの問い合わせによる応答機能で構成した。Java携帯電話への介護予定表送信機能は、事前に登録しているJava携帯電話のメールアドレスへ Fig.3(a)に示すよう日時、要介護者名コード、ホームヘルパー名コード、介護項目 (Table 1)の3桁コード、前回訪問ヘルパーからの特記・引継ぎ事項がある場合のコード“921”とデータの終了コード“QQQ”を送信する。ホームヘルパーによる問い合わせ応答機能は、電子ファイル化された特記・引継ぎ事項をCTボードで再生する。

コード	コード内容	コード	コード内容
05181500	日時	05181625	日時
C023	要介護者名	平和太郎	要介護者名
H002	ホームヘルパー名	広島紅葉	ホームヘルパー名
112	食事一部介助	112	食事一部介助
141	入浴	141	入浴
221	洗濯	221	洗濯
243	衣類買物	243	衣類買物
921	特記事項有り	921	特記事項有り
QQQ	データ終了	QQQ	データ終了
		H0021625.wav	音声ファイル名
		EEE	ファイル終了

(a) Java携帯電話への送信介護予定

(b) サーバコンピュータの介護報告書ファイル



(c) 介護報告書表示

Fig.3. The care schedule code, the care report file and the care report displayed on monitor of the server computer

介護報告書受信プログラムは、Java 携帯電話からの介護報告書を受信し、ファイル化を行う機能とホームヘルパーからの特記・引継ぎ事項に対する音声ファイル化機能で構成した。介護報告書及び音声ファイルの両ファイルは、Fig.3(b)に示すよう日時をファイル名として、要介護者のディレクトリに格納される。

報告書表示プログラムは、コード化されたホームヘルパーからの介護報告書をサーバのディスプレイ上に文章として表示する。依頼、特記事項・引継ぎ事項の確認は、音声の再生で行われる。Fig.3(b)に対応する介護報告書表示画面をFig.3(c)に示す。

Fig.4 に Java 携帯電話のソフトウェア構成を示す。プログラムは介護予定表受信・表示機能、報告書作成機能、報告書送信機能で構成した。プログラムはサーバで Java 言語を用いて開発し、Java 携帯電話にダウンロードされる。

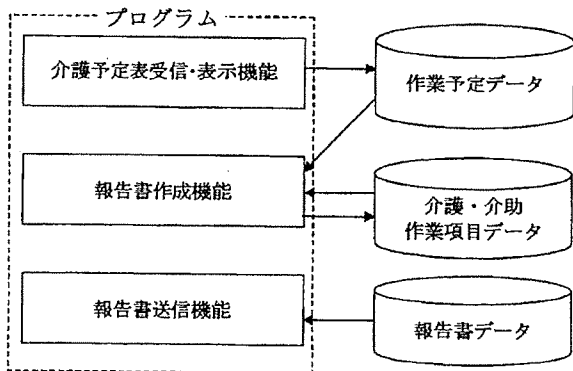
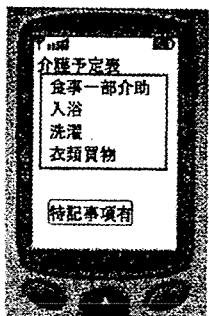
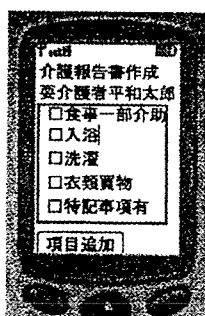


Fig.4 The structure of the Java mobile phone software

介護予定表受信・表示機能は、サーバの介護管理プログラムで作成した介護予定表を受信し、Java 携帯電話のメモリに格納する。介護内容は、受信した介護項目コードを文字に変換し、Fig.5(a)に示すよう表示する。前回訪問ホームヘルパーからの特記・引継ぎ事項は、表示された特記事項有の項目を選択することでサーバに保存されている音声ファイルが自動再生される。



(a) 介護予定表表示画面



(b) 報告書作成画面

Fig.5 The care schedule and care report creation displayed on the LCD of Java mobile phone

報告書作成機能は、Java 携帯電話のメモリにダウンロードされた介護予定表を基に、Fig.5(b)に示す報告書作成表を作成する。従って、報告書は予定された介護内容を行ったかどうかのチェックを行うのみで容易に完成させることができる。予定外の介護を行った場合は、項目追加を選択し、Java 携帯電話内蔵の Table 1 から該当する項目をチェックすることで行われる。報告書の記入は最後に、特記事項・引継ぎ事項の有無を選択して終了する。

報告書送信機能は、作成した介護報告書 (Fig.3(b)の音声ファイル名およびファイル終了を除いたコード) を事務所のサーバに送信する機能である。サーバへ送信された報告書に特記事項・引継ぎ事項がある場合、サーバは介護報告書受信プログラムによりホームヘルパーからの音声ファイルをファイル化し、Fig.3(b)に示すよう終了コード“EEE”の前に付加する。

Table 1 The care item

1 介護(大項目)		2 家事(大項目)	
11 食事(中項目)		21 調理(中項目)	
項目コード	項目名	項目コード	項目名
111	食事全介助	211	食器洗い
112	食事一部介助	212	片付け
113	水分補給	213	調理
114	固食介助	22 洗濯(中項目)	
12 排泄(中項目)		項目コード	項目名
121	トイレ介助	221	洗濯
122	オムツ交換	222	洗濯干入れ
123	トイレ誘導	223	ペットメイク
124	便器・尿器	224	シーツ交換
13 衣類着脱(中項目)		225	布団ほし
項目コード	項目名	226	布団敷
131	更衣全介助	227	洗濯物押入れ収納
132	更衣一部介助	228	衣類整理収納
133	寝具など交換	229	衣類補修
134	ペットメイク	23 掃除(中項目)	
14 入浴(中項目)		項目コード	項目名
項目コード	項目名	231	掃除
141	入浴	232	整理整頓
142	部分入浴	233	ごみすて
15 清拭洗濯(中項目)		234	清拭などの準備片付け
項目コード	項目名	24 買物(中項目)	
151	清拭	項目コード	項目名
152	洗濯	241	食料品買物
153	洗濯	242	日用雑貨買物
154	洗淨	243	衣類買物
155	散髪	244	介護用品買物
156	口腔ケア	25 家事その他(中項目)	
157	爪切り	項目コード	項目名
158	整髪	251	薬の受けとり
16 移動(中項目)		252	洗濯物持参
項目コード	項目名	253	洗濯物持ち帰り
161	通院介助	254	搬出書類事務代行
162	体位変換	255	搬込み代行
163	車イス	256	連絡帳記入
164	移乗介助	257	新聞・空缶持ち帰り
165	買い物介助	3 相談・助言(大項目)	
166	歩行介助	31 生活上相談(中項目)	
167	座位立位介助	項目コード	項目名
168	移動	311	様子伺い
17 介護その他(中項目)		32 関係機関相談(中項目)	
項目コード	項目名	項目コード	項目名
171	薬湿布	321	デイサービス
172	身体状況の確認	322	保健婦
173	バイタルチェック	323	医療機関
174	心理的支援	324	健康課
175	家事介助	325	福祉課
176	リフト操作	9 連絡(大項目)	
		92 特記・引継ぎ(中項目)	
		項目コード	項目名
		921	特記・引継ぎ事項

3. 実験方法

実験は、Java 携帯電話での報告書作成時の介護データ入力操作時間測定およびその操作性に関するアンケート調査を行った。

Fig.6 に実験システムを示す。サーバおよび Java 携帯電話 (N504is, NTTドコモ) で行い、インターネット環境として実効速度 175kbps のイーサネットを使用した。サーバは Pentium III 1GHz, メモリ 512kB, ハードディスク 40GB の汎用デスクトップコンピュータを使用した。インターネットおよび電話回線経由でのデータ送受信はサーバ内蔵の LAN アダプタ (FNW-9702-T/T3 PCI, PLANET) と CT ボード (EBX-PCI-721, オー・エイ・エス) で行った。

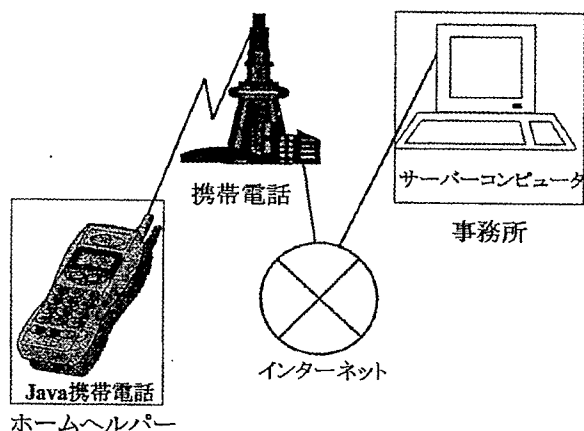
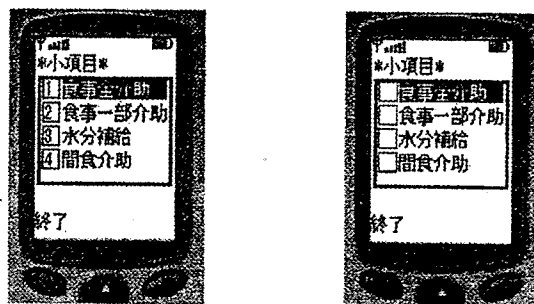


Fig.6 The experiment system

Java 携帯電話での報告書作成時の介護データ入力操作時間測定および操作性のアンケート調査は、介護データ入力方式として数字 (ダイヤルキー) とカーソル移動 (スクロールキー) による2方式に対して行った。ダイヤルキーは数字を選択するのみで1介護項目1回のキー操作で入力可能である。一方、スクロールキーはカーソルの移動、確定の複数回の操作を必要とする。実験では2方式の Java プログラムをサーバから Java 携帯電話へダウンロードして行った。Fig.7 に、2方式の表示画面を示す。報告書作成時の介護データ入力操作時間測定は、20歳代から50歳代までの介護関係者およびホームヘルパー男女34人に対し、4介護項目の入力で行った。実験終了後、被験者に2方式の介護データ入力操作性に対する評価として入力項目の選択不安、操作の難易及び操作時間について0点 (不安なし、容易、短時間) から5点 (不安あり、困難、長時間) の間に/を自由に記入する無段階のマーク記入としたアンケート調査を行った。尚、アンケートの最後に携帯電話によるインターネット経験の有無を調査した。アンケート集計後、2方式が各年代間及び同年代間で有意の差を有すかどうかを有意水準0.05でt検定を行い求めた。



(a) ダイヤルキー (番号入力) (b) スクロールキー (チェックボックス)

Fig.7 The two data entry methods displayed on LCD of Java mobile phone

4. 結果

Fig.8 に報告書作成時の年代別介護データ入力操作時間を示す。介護データ入力操作時間は年代と共に時間が長くなった。全体平均では、ダイヤルキーで43.2秒、スクロールキーで78.6秒となり、スクロールキーはダイヤルキーの約1.7倍の時間を要した。50歳代の平均入力操作時間は20歳代に対し、ダイヤルキーで約1.7倍の55.6秒、スクロールキーで約3.2倍の130.4秒となった。

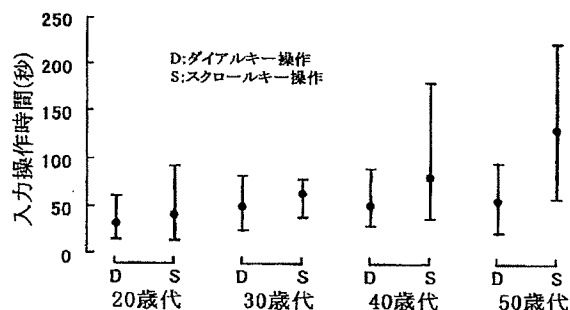


Fig.8 The data entry time for the generation from 20 to 59 years old

Fig.9 にダイヤルキーとスクロールキー2方式の年代別介護データ入力操作性評価結果を示す。入力項目選択不安評価については、20歳代を除きダイヤルキーでの入力に比べ、スクロールキー入力が不安と感じている結果となった。全体平均では、ダイヤルキー1.73、スクロールキー1.84 となり、スクロールキーはダイヤルキーより不安である結果を示した。

操作時間評価では、30歳代を除きスクロールキーでの入力操作時間に比べ、ダイヤルキーの入力操作時間が長い結果となった。全体平均では、スクロールキー1.81、ダイヤルキー1.98 となりスクロールキーがダイヤルキーより短時間である結果となった。

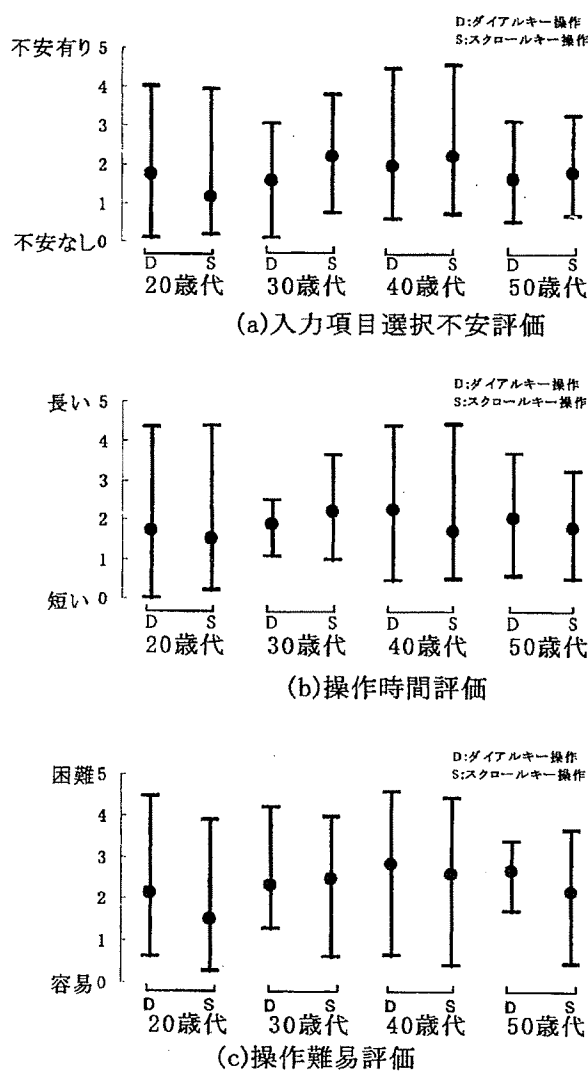


Fig.9 The evaluation of the data entry operation for the generation from 20 to 59 years old

操作難易評価では、30歳代を除きダイアルキーでの入力に比べ、スクロールキー入力が容易である結果になった。全体平均では、ダイアルキー2.50、スクロールキー2.19となり、ダイアルキーよりもスクロールキーのほうが入力し易い評価結果となった。

2方式の介護データ入力による年代別操作時間と操作性評価結果は、年代間及び同年代でかなりばらつきが見られる。

t検定の結果年代別操作時間ではダイアルキーに対する年代間で20歳代を除き有意の差がなかったが、スクロールキーでは、20歳代、50歳代で有意の差があった。同年代間での2方式に対する検定結果は50歳代を除いて有意の差がなかった。

操作性評価の操作時間では全年代間及び同年代間共に

2方式に有意の差がなかった。しかし、操作難易及び入力項目選択不安では年代間においてダイアルキーが有意の差がないのに対し、スクロールキーは20歳代で有意の差があった。同年代間では20歳代を除いて2方式に有意の差がなかった。

5. 考察

ダイアルキーとスクロールキーのデータ入力操作時間と入力操作回数の評価は、時間間隔で行った。報告書作成に複雑な入力操作手順を必要とすると、その手順に比例して時間間隔は、増加する。同様に、複雑な手順は入力操作回数を増加させ、回数に比例し時間間隔を増加させる。従って、本研究ではデータ入力操作時間と入力操作回数の評価パラメータとして時間間隔を用いた。ダイアルキーとスクロールキーの介護データ入力操作時間に関して、スクロールキーがダイアルキーに対して1.7倍の入力操作時間を示したが、この時間差は1介護項目に対する介護データ入力操作がダイアルキーに比べスクロールキーで約2倍と多いことから生じた。ダイアルキーでの入力操作は、各項目についている番号を直接押し、1回の操作で項目を選択できる。スクロールキーでの操作は、カーソルを上下に動かして、項目を選択するため複数回の操作が必要になる。今回の実験では、確認の入力操作を含め、約2倍の操作となった。

従来のインターネット携帯電話のみを用いたダイアルキー方式の支援システム³⁾では4介護項目の介護データ入力操作時間が平均147秒であった。本研究で開発したホームヘルパー支援システムのダイアルキー方式は43.2秒であり、従来システムの約3.4倍の高速化を可能にした。

介護データ入力操作性の操作時間評価では、52.6%の被験者がダイアルキーに比べスクロールキーによる入力操作回数が多いにもかかわらず入力操作時間が短時間であると評価した。この結果は、スクロールキー操作の時間間隔が短時間であることから操作時間をより短く感じたと考えられる。

ダイアルキーとスクロールキーの操作性の評価において、ダイアルキーはホームヘルパーの年代に影響されることなく操作出来ることを示した。それに対し、スクロールキー操作は年代により影響を受けている。しかし、20歳代では入力項目の選択不安および操作難易評価でスクロールキーが有利であった。この理由として、20歳代の被験者がメールやホームページなど携帯電話をIT端末として使用していることが大きな要因と考えられる。アンケートの携帯電話によるインターネット経験の有無では、20歳代で75%、30歳代で50%の人が経験しているのに対し、それ以上の年齢で0%であった。更に、習熟度曲線¹⁴⁾やモデルヒューマンプロセッサ¹⁵⁾からキー操作は、不慣れな人に対し慣れている人が5倍以上の短時間で操作できることが知られている。¹⁶⁻²⁰⁾従って、20歳代では、スクロールキーを多用するインターネット経験割合が多く、その慣れからダイアルキーよりスクロールキーが、短時間で操作でき、更に、入力項目の選択不安および操作難易評価で

有利であったと考えられる。

以上の結果から介護データ入力操作時間に関しては、ダイヤルキーが有利であることを示した。介護データ入力操作性に関しては、年代間、同年代間で若干の差を生じたが、両入力方式とも入力項目選択不安、操作難易評価において2.5以下を示したことから大差ないと考えられる。

従来のホームヘルパー支援システムと携帯性、操作性両面の問題点を解決した本システムを運用面から考える。従来のシステムでは、報告書作成をホームヘルパーのインターネット携帯電話からサーバにアクセスし、ホームページ上で行う必要がある。従って、この間、サーバと携帯電話は双方向の通信状態となり、長時間の通信時間を要し、運用上問題があった。それに対し、本システムは、報告書作成を事務所のサーバに依存することなく、ホームヘルパーの Java 携帯電話のみで行えることから、短時間での効率的な報告書作成を可能にした。更に、作成した報告書のサーバへのアップロードに要する通信時間は、従来システムの双方向通信時間に比べ26%以下に短縮し、通信コストの低減を可能にした。

6. 結論

本研究は、Java 携帯電話およびデスクトップコンピュータで構成したホームヘルパー支援システムの介護データ入力インタフェースの検討を行った。この結果、介護データ入力方法をダイヤルキーとした Java 携帯電話は、20歳代から50歳代まで年齢に関わらない介護データ入力時間の短縮と操作性を示した。

今後、ダイヤルキー方式のホームヘルパー支援システムの実質的な運用に関して、設置・運用コスト及び介護保険等の検討が必要である。

参考文献

- 1) 厚生省, “平成12年版厚生白書”, 初版, 東京, ぎょうせい, 2000:118-149.
- 2) 内閣府, “平成16年版高齢社会白書”, 初版, 東京, ぎょうせい, 2004:84-89.
- 3) 田上豊, 村嶋幸代, 福田健, 古場裕司, “在宅介護システムの現状”, 情報処理, 1999;40(7):668-762.
- 4) 横山淳一, 山本勝, 永井昌寛, “在宅介護支援システムの開発”, 医療情報学, 1999;19(Suppl.):84-85.
- 5) 郵政省, “平成12年版通信白書”, 初版, 東京, ぎょうせい, 2000:66.
- 6) 加藤麻樹, “ホームヘルパーが必要とする福祉情報の共分散構造に関する研究”人間工学, 2003;39(2):65-75.
- 7) 三菱電機インフォメーションシステムズ株式会社, “三菱ホームヘルパー支援システム”, <http://www.mdiss.co.jp/service/helper/helpercata.html>, アクセス日:2004年2月26日.
- 8) ドコモ・センツウ, “モバイルホームヘルパー支援システム”, <http://www.docomosenttu.co.jp/Web/product/multi/mobile.html>, アクセス日:2004年2月26日
- 9) 保坂良資, “看護環境のリスクマネジメントのための情報入力インターフェースの適性評価”, 医療情報学, 2002;22(5):377-386.
- 10) 中村光浩, 深和加奈, 説田路子, 杉山正, 片桐義博, “携帯情報端末(PDA)による薬剤管理指導支援プログラムの開発とその評価”, 医療情報学, 2004;24(1):111-116.
- 11) 小川英邦, 米沢良治, 榎弘倫, “インターネット携帯電話を用いたホームヘルパー支援システム”, 医器学, 2001;71(8):373-379.
- 12) 岡秀樹, 高木みちこ, 檜野丈夫, 小川英邦, 杉山雄樹, 矢口豊和, 米沢良治, “インターネットを利用したホームヘルパー支援システム”, 電気情報関連学会中国支部連合大会講演論文集, 2000:554.
- 13) Hidekuni Ogawa, Yoshiharu Yonezawa, Hiromichi Maki, Allen W. Hahn, and W. Morton Caldwell, “A Web-Based Home Helper Support System”, Biomedical Sciences Instrumentation, 2001:37:95-99.
- 14) 伊藤 謙治, “高度成熟社会の人間工学”, 初版, 東京, 日科技連, 1997:200-201.
- 15) 情報処理振興事業協会(IPA), 日本電気, “ヒューマンインタフェース”, 第2版第1刷, 東京, 日本電気, 1999:2-13-2-17.
- 16) 川上桂, “携帯電話の普及と社会の変化”, 日本人間工学会「カーナビ・携帯電話の利用性と人間工学」2000, 2000:47-50.
- 17) 増井俊之, “携帯端末のテキスト入力手法”, ヒューマンインタフェース学会誌, 2002;4(3):131-144.
- 18) 田村博, 丁井雅美, 上新内, “大学生のケータイ文字入力速度の比較計測”, 日本人間工学会 関西支部大会 2003, 2003:154-157.
- 19) 佐藤正規, 皆藤守, 保坂良資, “携帯電話式キー入力方式の家庭内情報システムへの応用可能性評価”, 生活支援工学系学会連合大会講演予稿集, 2003:16.
- 20) 田村博, 丁井雅美, “ケータイ文字入力時間の集団計測”, 日本人間工学会「ケータイ・カーナビの利用性と人間工学」2004, 2004:197-202.

普及型乗馬シミュレータを用いた 在宅リハビリテーションシステムの開発

Development of Rehabilitation System for Home Care
using Horse Riding Simulator with Computer Graphics

南部 雅幸 (正会員) *・東 祐二 (非会員) **・湯地 忠彦 (非会員) **
末永 貴俊 (非会員) ***・藤元 登四郎 (正会員) **・田村 俊世 (正会員) ****

Masayuki NAMBU*, Yuji HIGASHI**, Tadahiko YUJI**,
Takatoshi SUENAGA***, Toshiro FUJIMOTO** and Toshiyo TAMURA****

Abstract

Rehabilitation is usually performed by the therapist in the hospital. However, rehabilitation at home is encouraged for reduction of medical expense, recently. Rehabilitation at home is effective for health management for patients of chronic diseases. To realize the rehabilitation at home, it is important to give the motivation to patients. The cost of the equipment must be reduced. The system must be automated and patients without any restriction will be recommended. Therefore, we developed the rehabilitation system using horse riding simulator with computer graphics. Because our system is simple composition, the subject does not need the special operation. In addition, computer graphics gives the motivation to the subject. The result of the experiment, our system is effective for seventy percent of subjects.

Keyword

rehabilitation, home care, horse riding simulator, computer graphics

1. はじめに

すでに高齢社会となった我国においては、在宅看護介護を含め、疾病の有無に関わらず日常的な健康状態の維持とそれを支援するシステムが必要である¹⁾。我々は、これまでも情報

技術を用いて高齢者の日常生活を支援するシステムを提案してきた²⁾⁻⁴⁾。高齢者は、若年者に比べ筋力の低下や循環器、脳・感覚器、代謝などの機能低下により罹患の可能性が高く、何らかの方法でこれらの機能を訓練し、その状態を維持することで健康状態を維持することが重要である。また、罹患後回復期および慢性期の患者にとっては、リハビリテーションによる機能回復が重要である。さらに、糖尿病の患者にあつては、運動そのものが治療の一部である。従来これらのリハビリテーションは、病院など医療施設において実施されるものであるが、相対的な高齢者人口の増加とそれに伴う医療従事者の減少、医療費の高騰などにより、在宅にて実施することが奨励されている。また、在宅にて実施することにより、対象となる高齢者の生活の質 (Quality of Life: QOL) や生活の尊厳 (Respect of Life: ROL) を高いレベルで維持することも可能となる。現在実施されている在宅リハビリテーションは、医師や療法士などの医療従事者による個別訪問か、患者の自主的な実施によるものである。前者の場合は、医療費の増加が問題であり、後者の場合は、リハ

2003年11月6日受理

2004年8月5日最終原稿受理

* 国立長寿医療研究センター老人支援機器開発部

愛知県大府市

** 藤元早鈴病院

宮崎県都城市

*** 熊本大学医学部付属病院

熊本県熊本市

**** 千葉大学工学部

千葉県千葉市

* Dept. of Longevity Sciences, National Institute for Longevity Sciences, Obu, Aichi

** Fujimoto Hayasuzu Hospital, Miyakonojo, Miyazaki

*** Kumamoto University Hospital, Kumamoto, Kumamoto

**** Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba, Chiba

ビリテーションの日常的な実施が困難であるため、その効果が得られない場合がある点に問題がある。これまでに提案されている在宅リハビリテーションの遠隔支援は、ほとんどが医療従事者の介在が前提で、医療費の問題は依然として存在する。これらの問題を解決するためには、リハビリテーションに対する意欲を向上させ、自主的な実施を促進するシステムと実施状況を遠隔でモニタ可能なシステムの実現が望ましい。我々は、患者による自主的な在宅リハビリテーションの効果向上を目的として、意欲向上と遠隔データ管理が可能な市販のエクササイズ用乗馬シミュレータと動作計測および画像提示システムを組み合わせたリハビリテーション支援システム⁵⁾を開発した。

2. システム構成

本システムは、図1に示すように松下電工フィットネス機器用乗馬シミュレータ「ジョーバ」⁶⁾⁷⁾、ポヒマス社製3次元動作計測装置「3Space Fastrak」(以後ポヒマスセンサ)、および環境生成・表示用計算機から構成される。今回用いた計算機は、PentiumIII-600MHzのCPUを搭載したPC/AT互換機で、OSはMicrosoftWindows2000であった。

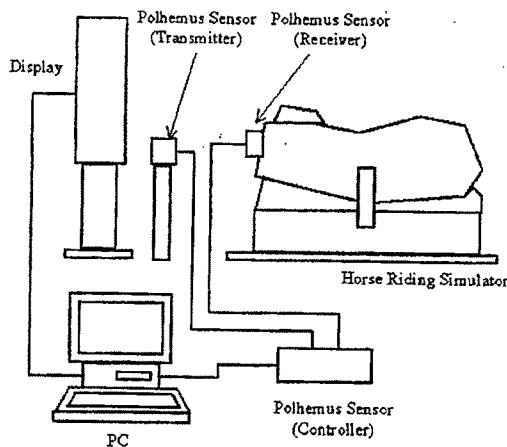


Fig. 1 Schematic Diagram of the System

ジョーバ(図2参照)は、家庭でのフィットネスを目的として開発・販売されているもので⁸⁾¹⁰⁾、馬の歩容をシミュレートしたものである。馬の左右の足並みに応じて前後スライド、前後スイング、左右スライドの動作を組み合わせた動作を行う。従来より、乗馬はその運動の穏やかさと乗馬という特殊な環境の持つ訓練に対する意欲向上の可能性からリハビリテーションに有効だとされている¹¹⁾。また、木村らは、乗馬をシミュレートしたロボットによるリハビリテーションが高齢者や慢性期の患者に効果的であるとしている¹²⁾。この乗馬シミュレータの最小限の機能を実装し家庭での使用を可能にしたシステムがジョーバである。



Fig. 2 Horse Riding Simulator

本システムは、一般家庭において日常的なリハビリテーションにおいて利用することを前提として開発した。したがって下記の条件を満たすものであることが理想である。

- (1) 安価に構築が可能であること
- (2) 使用の際に特殊な操作が不要であること
- (3) 使用者が特殊な装置を取り付ける必要がないこと
- (4) 訓練に対する意欲向上が期待できること
- (5) 遠隔でのデータ収集・閲覧・管理が可能であること

これに対し、本システムは、市販の製品のみを用いて構築することで、安価に実現可能なシステムを構築した。また、乗馬シミュレータの起動と計算機の起動のみの操作で使用が可能であり、使用者の身体には何らかの装置を取り付ける必要がない。さらに、乗馬シミュレータに取り付けたポヒマスセンサを用いてその動作を計測し、馬の動作速度に合わせた画像を生成し表示する。

3. 乗馬シミュレータの動作計測と環境の生成

図3に示すように、ジョーバは使用者が騎乗した際の鞍の動きを座面の動きとして再現するものである。また、動作速度は使用者の意志により制御可能であり、馬の歩行速度の上下と合わせることが可能である。ジョーバは、単に馬の動きをシミュレートしたもので、騎乗による風景の変化や走行中の風圧などを再現する機能はない。一回の使用時間が15分に渡ることで、日常的に利用することを考慮すると、利用者にとって退屈を感じることが多いと思われる。市販品のパッケージの中には、利用の手引きを兼ねた風景ビデオが同封されているが、乗馬の動作速度変化には対応していないため、毎回同じ映像を見ることになる。我々は、この問題を解決するため、ジョーバの動作速度を計測し、その速度に合わせて風景を変化させる事が可能なシステムを構築した。

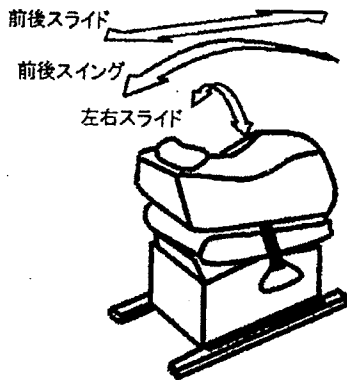


Fig. 3 Motion of Horse Riding Simulator

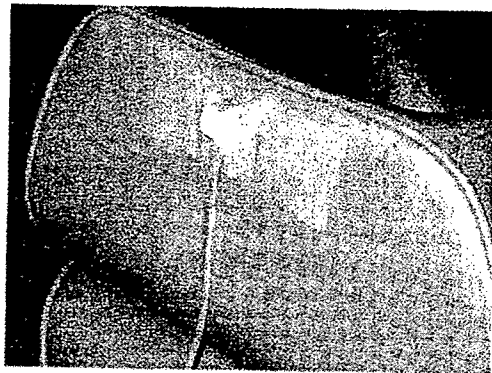


Fig. 4 Mount of Polhemus Sensor

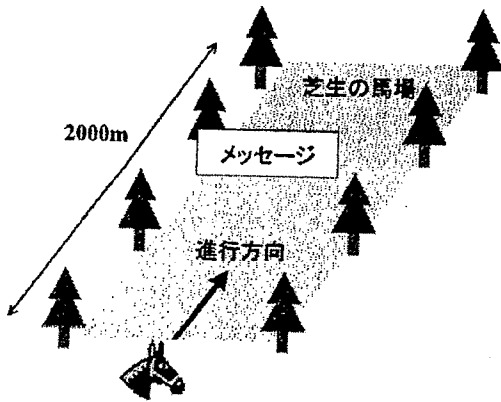


Fig. 5 Horse riding course

ジョーバの前面にポヒマスセンサのレシーバを取り付け(図4参照)ジョーバの動作計測を可能とした。計測された乗馬の動作を元に、表示空間における視点を移動すれば、あたかも騎乗した状態で空間を移動するかのような感覚を利用者に呈示可能で

ある。本システムでは、図5に示すように木立に囲まれた芝の馬場を走行するような画像を呈示する。馬場は全長2000m、幅30mの大きさで、3次元表示されている。視点は地上から2mの位置にありゴール方向の無限遠方に注視点を置いた、ジョーバの動作にしたがって前進する。ジョーバの動作速度が最高の時約15分で全行程が終了するように設定した。したがって、見かけ上の最高速度は時速8kmであった。次にポヒマスセンサで獲得されたジョーバの動作を図6(a)-(c)に示す。信号からわかるように、馬の進行方向に対してジョーバは正弦波状の前後運動をしている。通常馬は、左右の足を交互に動かして走行するため、騎乗者は正弦波状の加速度を感じるが、馬そのものは、ほぼ一定の速度で走行している。すなわち、ジョーバの座面が後方へ移動しているときでも仮想的な馬は前進していることになる。したがって、ジョーバの動作に合わせて視点を移動させると、使用者は違和感を感じるようになる。そこで、仮想的な馬の進行方向への移動量のみを抽出し、その移動量にあわせて視点を移動させる。次に左右方向に関しては、ジョーバは馬の左右の踏み出しに応じて左右にスライドする機能を有する。しかしながら回頭して進行方向を変える機能は有していない。何らかの入力装置により見かけ上の進行方向を変えることは、容易に実装可能であるが、その場合余分な入力装置を必要とするため、本システムの前提条件を逸脱するので今回は実装していない。さらに、上下方向に関しては、ジョーバが既に騎乗時の上下動を前後スイング機能として有するため、これ以上風景に上下方向の変化を付与すると使用者が違和感を覚えるため今回は実装していない。進行方向に対する移動量の抽出と視点移動のアルゴリズムは次の通りである。

- (1) ある時刻におけるジョーバの座面の位置(前後方向)と直前の位置の差分を求める
- (2) 後方への動きをキャンセルするため差分の絶対値を求め、仮想的な馬の速度を求める
- (3) 計算機環境の違いによる速度の差を吸収するため、経験的に求めた係数を速度に乘じ視線の移動量を決定する
- (4) 決定された移動量を元に視点を進行方向へ移動する

図7に利用者に呈示する画像を示す。画面中央には、ゴールまでの距離が表示されている。さらに、スタート直後、中間点の1000m前後、ゴール間際の1700m前後にそれぞれの位置を示すメッセージを表示し(図8)、リハビリテーションの続行を促す。

本システムでは、ジョーバの動作計測データは汎用のデータ形式にてコンピュータに保存されるため、ネットワークに接続されていれば必要に応じて外部から閲覧可能である。

4. システムの評価

本装置の効果を確認するため、被験者による試用と評価を行った。また画像提示システムの有無による違いを確認するため、生体機能への影響を調査した。まず、画像を呈示せずに15分間利用させ、その後画像を呈示した状態で15分間利用させた。画

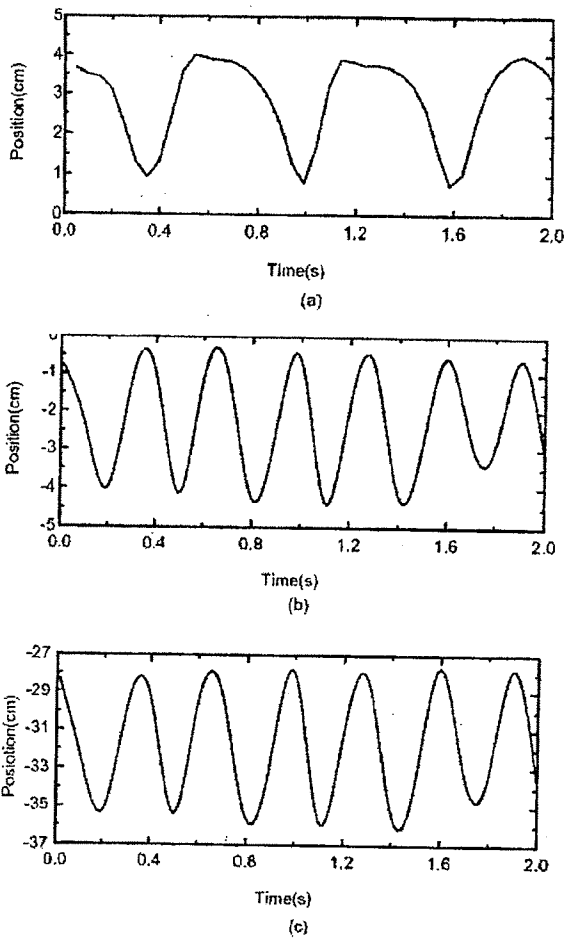


Fig. 6 Result of Motion Measurement

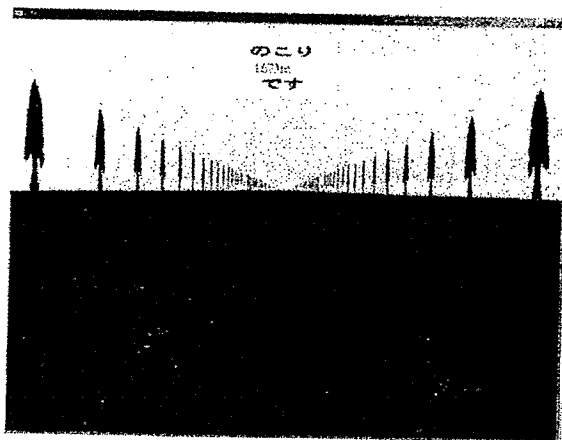


Fig. 7 Presented Scene

像が無い場合には被験者は壁もしくは磨りガラスの窓を注視した。尚、高齢者の被験者には利用による疲労を考慮し、それぞれの実験は1-2日の間隔をあけた。被験者は26才女性、34才

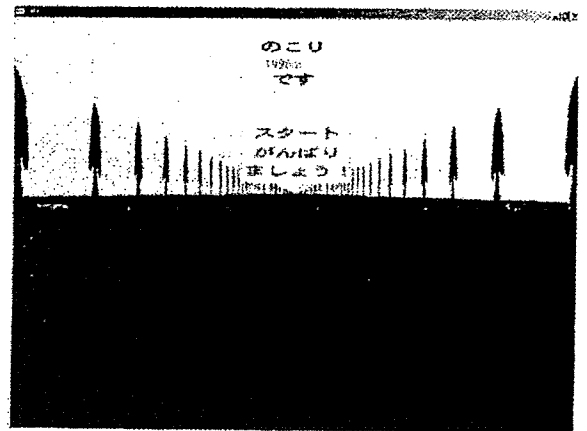


Fig. 8 Message for encouragement

から74才男性の9名の計10名で、女性の被験者は健常者、男性被験者は脳機能障害により左半身に麻痺の症状を有する片麻痺患者であった。実験に際しては、実験の主旨・内容を説明した後、紙面にてインフォームドコンセントを取得した。本システムの利用で期待される効果として筋力の増加や安静時代謝の増加が報告されている¹³⁾¹⁴⁾が、揺動による平衡感覚の向上も期待できる。特に、脳血管性疾患の予後には麻痺により平衡感覚が低下するため、本システムによるリハビリテーションの効果が期待できる。そこで、本システムの効果を確認するため、利用の前後にそれぞれ重心動揺計による平衡感覚の検査を行った。検査は、両眼を開いたまま計測する開眼検査と両眼を閉じて計測する閉眼検査を行った。今回は、平衡感覚の指標として有効とされる重心動揺の測定中における重心軌跡の総延長、すなわち総軌跡長(LNG)を求めて比較した¹⁵⁾。LNGは平衡感覚が低下すると増加する。計測の様子を図9に示す。さらに、実験後には本システムの有用性について主観的評価を目的とした聞き取り調査を行った。

5. 結果

LNG計測の結果を表1に示す。本システムの使用後に10例中9例の被験者で、開眼・閉眼に関わらずLNGが向上する結果が得られた。画像の呈示が無い場合は10例中6例であったので、明らかに、平衡感覚の向上に本システムの画像呈示の効果が現れていると考えられる。また、開眼検査の結果と閉眼検査の結果とを比較した場合、閉眼検査の結果がほとんど変化していないかむしろ悪化しているにも関わらず、開眼検査の結果が大幅に改善される場合があることが10例中4例確認された。

聞き取り調査の結果を表2に示す。聞き取り調査では、画像がない場合は退屈であるとの回答があったのに対し、画像呈示の効果を問う質問に関しては、合った方がよいとの回答を得た。

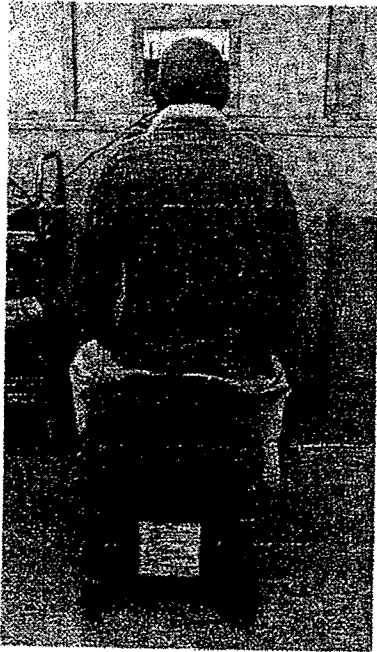


Fig. 9 Scenario of the Measurement

Table 1 実験結果：使用前後におけるLNG

被験者/年齢	状態	使用前	画像無し	画像有り
A	閉眼	18.78	21.72	16.96
26	閉眼	20.39	20.00	19.52
B	開眼	67.19	44.76	32.90
34	閉眼	98.39	66.14	94.42
C	開眼	37.06	31.70	37.18
60	閉眼	51.56	77.23	48.35
D	開眼	23.14	14.53	30.00
59	閉眼	24.3	25.2	32.12
E	開眼	35.39	26.75	25.28
60	閉眼	47.19	45.15	39.94
F	開眼	44.41	45.52	61.91
49	閉眼	36.25	59.65	31.43
G	開眼	50.72	23.91	32.17
52	閉眼	55.89	72.89	85.28
H	開眼	61.44	70.40	60.06
73	閉眼	80.78	95.21	133.81
I	開眼	26.61	28.13	23.71
48	閉眼	53.30	33.18	25.994
J	開眼	33.63	48.75	23.33
74	閉眼	33.63	41.22	41.13

6. 考察

被験者によっては、画像が無い場合、長時間の揺動により、軽いめまいを訴えることがあった。したがって、画像が在宅リハビリテーションの訓練に対する意欲向上に効果があると考えられる。本システムは、乗馬という比較的特殊な運動のシミュレータであり、使用するまではその動作をイメージしにくいと考えられる。したがって、画像による視覚刺激なしで利用すると使用者によっては揺動により乗り物酔いの様な症状を呈し、平衡感覚が低下する可能性がある。一方、揺動に対応して変化する

Table 2 実験結果：使用感に対する聞き取り調査

聞き取り項目	回答
本システムの運動量	・ちょうどよい運動量 ・少し物足りない
画像無しでの利用に対する感想	・退屈だと感じた ・他の機械装置を用いたリハビリテーションと同様
画像有りでの利用に対する感想	・何も無いよりは楽しく運動できた ・無い状態と変わらない
画像などの呈示は必要か	・非常に重要だと感じる ・あった方がよい

画像により視覚刺激を与えることにより、揺動と視覚のずれを補完することで平衡感覚の低下を防ぐあるいは向上することが可能となる場合があると考えられる。本実験の被験者に関しては、システムの使用により、不快感や生体機能に対するダメージは認められなかった。一方ほとんどの被験者が脳機能障害により平衡感覚が低下していることが認められており一部の被験者ではその回復が認められたため、脳出血、脳梗塞などの患者に対するリハビリテーションシステムとして利用した場合、本システムが平衡感覚の向上に寄与する可能性があることが示唆された。

また、本システムは、安価に構築されなければならないが、現状では、ポヒマスセンサあるいはこれと同等な磁気式・光学式の3次元動作計測装置は市販品であっても高価で一般家庭で購入するためには一層安価なものが必要である。図10に3軸加速度計を用いて計測したジョーバの前後方向の加速度を示す。

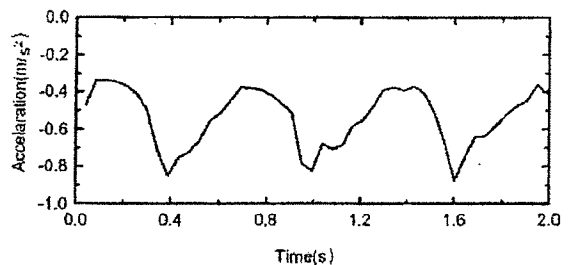


Fig. 10 Acceleration of the Horseriding Simulator

前後方向の加速度はポヒマスセンサによるジョーバの動作と同様の変化をしており、ジョーバの動作速度を反映している。したがって、加速度センサによる計測結果から本システムと同様に空間内での視点移動を行うことは容易であり、本システムの入力装置として応用が可能である。さらに磁気式センサ同様利用者にはセンサを取り付ける必要がない。ポヒマスセンサを利用した場合、ポヒマスセンサの価格がシステム全体の価格の80%以上を占めるのに対し、加速度センサの価格は、システム全体の価格の1%程度であり、安価な加速度センサを利用することで、本システムは他の在宅用フィットネス機器と同様の価格で提供が可能である。

7. まとめ

在宅でのリハビリテーションにおける訓練に対する意欲向上を目的とした、フィットネス用乗馬シミュレータと画像呈示システムを組み合わせたリハビリテーションシステムを開発した。本システムは市販の機器のみで構成が可能であり、非常に安価に提供することが可能である。本システムは、乗馬シミュレータの起動のみの操作で使用が可能であり、コンピュータの利用に不慣れな高齢者等にも容易に利用可能である。被験者10名による試用の結果、本システムを試用することにより、脳機能障害により低下した平衡感覚が向上する可能性が示唆された。今後は、より多くの被験者による長期間の評価を行うことにより、画像と平衡感覚訓練の効果について実証を行う。

謝辞

本研究の実施にあたり、データ取得にご協力いただいた被験者の皆様、ならびに計測に関する実作業をお願いした藤元早鈴病院セラピスト室の理学療法士小林美保子先生、福永誠司先生、宮崎朋子先生、田上茂雄先生に厚く御礼申し上げます。

尚、本研究の一部は、厚生科学研究補助金長寿科学総合研究助成事業 H12-長寿-40、ならびに長寿医療研究委託 13 公-3 によって行われた。

参考文献

- 1) 厚生省：多様な高齢者，厚生白書平成12年版 6-57，ぎょうせい，2000
- 2) 南部雅幸，末永貴俊，一関紀子，中島一樹，田村俊世：情報通信ネットワークを用いた高齢者自立支援システム「e-house」の開発，ライフサポート，13-4，pp26-33，2001

- 3) 田村俊世，中島一樹，南部雅幸，中村加銘子，米満里美，伊藤明子，東祐二，藤元登四郎，宇野廣：重度痴呆性高齢者看護支援のための人形療法，日本バーチャルリアリティ学会論文誌，6-3，pp165-169，日本バーチャルリアリティ学会，2001
- 4) 堀内郁孝，酒井明彦，東祐二，藤元登四郎，竹内郁雄，根本泰弘，藤江正克，田村俊世，南部雅幸，宮内健一，土肥健純：VR 画像を付加した歩行訓練機に対する高齢者訓練対象者の評価，日本バーチャルリアリティ学会論文誌，6-3，pp171-176，日本バーチャルリアリティ学会，2001 学会，2001
- 5) Viorel G. Popescu, Grigore C. Burdea, Mourad Bouzit, Vincent R. Hentz: A Virtual Reality Based Telerehabilitation System with Force Feedback, IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 4-1, pp45-52, IEEE, 2000
- 6) 松下電工ホームページ，<http://www.mew.co.jp/>
- 7) 松下電工ジョーバ取り扱い説明書
- 8) 澤田一哉，四宮葉一，仲島了治，野村淳二，王碩玉，木村哲彦：VR 技術を応用した健康維持増進機器開発への取り組み，VR 医学，1-1，pp40-48，日本 VR 医学会，2002
- 9) 仲島了治，四宮葉一，関根修，王碩玉，石田健司，木村哲彦：VR 乗馬療法システムの開発とその効果検証にむけての取り組み，ヒューマンインターフェース学会論文誌，1-4，pp81-86，ヒューマンインターフェース学会，1999
- 10) 関根修，四宮葉一：乗馬療法システム，健康・福祉工学ガイドブック，pp365-373，工業調査会，2001
- 11) 局博一，三田勝己，慶野宏臣，慶野裕美：障害者乗馬の世界，理学療法学，27-6，pp4-8，2000
- 12) 木村哲彦，野村淳二，吉田幸男，四宮葉一：リハビリテーションにおける VR 技術の応用と今後の可能性，生馬シミュレータの開発と医学的応用の可能性，新医療，11 月号，pp101-103，1997
- 13) 四宮葉一，関根修，仲島了治，澤田一哉，王碩玉，石田健司，木村哲彦：乗馬療法機器の開発と筋力トレーニング効果の検証，日本バーチャルリアリティ学会論文誌，6-3，pp197-202，日本バーチャルリアリティ学会，2001
- 14) 三原いずみ，小澤尚久，実松涉，比留井あき子，湯川隆志，北条弘幸：他動訓練機「ジョーバダイエットエクサ」の運動効果，松下電工技報，2003-8，pp44-51，松下電工，2003
- 15) 日本平衡神経学会：重心動揺計規格，Equilibrium Res., 42，pp363-369，1983

パワーアシスト歩行支援機の高齢者歩行訓練における評価

辻 美和¹ 関根正樹² 井上豊子³ 安藤一也³ 田村俊世²

1 藤元早鈴病院 〒885-0055 宮崎県都城市早鈴町 17-1

2 千葉大学工学部 〒263-8522 千葉県千葉市稲毛区弥生町 1-33

3 介護老人保健施設ルミナス大府 〒474-0037 愛知県大府市半月町 3 丁目 290

E-mail: tsuji@fujimoto.or.jp

あらまし 歩行能力の低下した高齢者は、杖や歩行器など種々の歩行補助具を用いて歩行訓練を行う。しかし、訓練過程における高齢者は、歩行が不安定であり、転倒の危険性が高く、長距離訓練が困難な場合もみられる。そこで今回、介護老人保健施設の歩行訓練に、パワーアシスト歩行支援機（日立製作所）を導入した。その結果、歩行支援機を用いることにより転倒の危険が減少し、安定した歩行が可能であった。特に、平行棒を利用して訓練を行っている対象者は、歩行速度と歩幅が増加した。さらに、腰背部に取り付けた加速度計の出力が1歩周期に対応した波形になった。今回の結果より、歩行支援機がもつ様々な機能は、歩行能力の低下した高齢者の歩行訓練をサポートするために有用であることが示唆された。

キーワード 高齢者、歩行訓練、歩行支援機

Evaluation of the power-assisted walker in walking training for the elderly

Miwa TSUJI¹ Masaki SEKINE² Toyoko INOUE³ Kazuya ANDO³ and Toshiyo TAMURA²

1 Fujimoto Hayasuzu Hospital 17-1 Hayasuzu, Miyakonojo, 885-0055 Japan

2 Faculty of Engineering, Chiba University 1-33 Yayoi, Inage, Chiba, 263-8522 Japan

3 Geriatric Health Services Facility, Luminous Obu 3-290 Hantsuki, Obu, 474-0037 Japan

E-mail: tsuji@fujimoto.or.jp

Abstract The elderly declined the walking ability require the walking training. In the training process, they use various walking aids such as walkers and canes. However, walking with walking aids is unstable, and it is difficult to train the long distance walking. In this study, we attempted to introduce the power-assisted walker (Hitachi Ltd.) into the walking training in a geriatric health services facility. As a result, the stability of walking improved using the power-assisted walker walking. In addition, the risk of the falling was decreased. For the subject who had used the parallel bars in the walking training, the walking speed and the step increased by using the power-assisted walker. Moreover, the body motion became to normal pattern corresponding to one step cycle. It was suggested that the power-assisted walker was useful to walking training in the elderly.

Keyword Elderly, Walking Training, Power-assisted Walker

1. はじめに

高齢者は、さまざまな疾病に基づく障害によって歩行能力が低下し、日常生活に制限をきたす場合がある。

介護老人保健施設において、何らかの障害により歩行能力の低下を認める症例に対しては、障害の程度や能力に合わせて平行棒や歩行器・杖などの歩行補助具を利用した歩行訓練が必要であることが多い。平行棒を利用した歩行訓練は、安定性が高く、居宅での手すりを利用した歩行に移行できるが、長距離の訓練が困難である。一方、歩行器や杖を利用した歩行訓練は、正常歩行に近い歩容を保つことが可能であり、自

由な空間では汎用性があるが、習得するまでに時間を要し、安定性を欠き転倒する危険もある。

今回、介護老人保健施設（以下老健施設）において、種々の疾患に基づく障害により、歩行能力の低下した症例のリハビリテーションにおける歩行訓練に、パワーアシスト歩行支援機（日立製作所、以下歩行支援機）を導入した。歩行支援機は、対象者が歩行支援機のアームレスト（以下サポータ）を押す力に比例した速度で駆動することにより、対象者の歩行をアシストする歩行訓練機である。

森ら¹⁾は、歩行支援機を老健施設の入所者の歩行訓練に導

入した。その結果、1年以上にわたり歩行が不可能だった症例の歩行能力が改善し、歩行訓練に対する意欲が向上したことを報告している。

本研究では、歩行支援機と訓練に使用している他の歩行補助具を主観および客観評価を用いて比較し、歩行支援機を用いた歩行訓練の有用性について検討したので報告する。

2. 方法と対象

2.1. 歩行支援機の概要

今回歩行訓練に導入した歩行支援機の外観を図1に示す。歩行支援機の外寸法は、幅700mm・長さ770mmであり、従来の歩行訓練に使用されているキャスター歩行器とほぼ同等である。開口部は460mm、サポータの高さは800~1050mm(延長アダプタ装着時は900~1150mm)で電動昇降する。重さは80kgであり、支持可能重量は80kgである¹⁾。

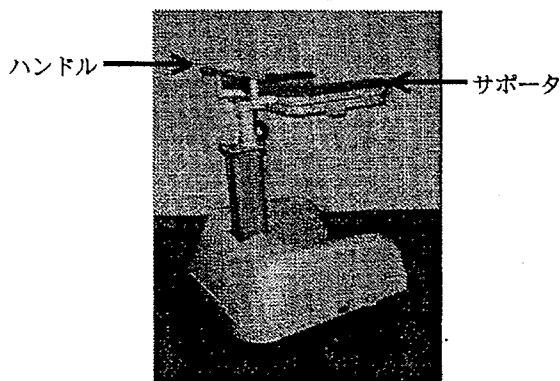


図1 歩行支援機

この歩行支援機の使用する際には、対象者は、まず立位にてサポータに両肘をつき、前方のハンドルを把持する。ハンドルの中央部分にある「歩」ボタンを押し、対象者がサポータに力を加えると、その力の方向と大きさを検出し、加えた力に応じた方向と大きさに駆動する。つまり自発的な歩行運動を自動で支援する歩行訓練機であり、対象者が進みたい方向に軽く押すだけで自由に歩くことが可能である。最高速度は2km/hであり、バッテリーを完全に充電することにより2時間連続使用が可能である。ハンドル中央部分にある「止」ボタンを押すと歩行支援機は完全に停止する。「歩」・「止」ボタンと、サポータの上下のボタン操作は、介助者のみならず対象者自身が主体的に行うことが可能となっている。

また、安心して歩けるように、対象者に合わせて駆動に適度な粘性抵抗を与えることができる。

2.2. 対象

歩行支援機を導入した対象は、老健施設の入所者4名であった。内訳は男性3名女性1名、平均年齢78.0±5.6歳、平均入所期間は43.3±35.6日であった。全員がリハビリテーション訓練で歩行訓練を行っており、施設内の移動手段は車椅子であった(表1)。

長谷川式簡易痴呆スケール²⁾(以下HDS-R)の平均点数は14.5±7.9点、機能自立度評価(以下FIM)の平均合計点数は

76.3±27.6点であった。

表1 症例紹介

症例	性別	年齢	疾患名	歩行補助具
1	女	74	左大腿骨頸部骨折	平行棒
2	男	73	脳梗塞	歩行支援機のみ (計測にはキャスター歩行器を使用)
3	男	85	脳梗塞	杖
4	男	80	小脳梗塞	歩行器→杖 (途中、杖に変更)

2.3. 評価方法

歩行支援機を用いた歩行訓練と、他の歩行補助具を用いた歩行訓練を比較するために、両者を用いた際の歩容を、主観的・客観的に評価した。経時的な変化をみるために、平成14年11月から平成15年2月までの約3ヶ月間にわたり、3週間に1度、定期的な評価を行った(計5回)。評価の際には、作業療法士(以下OT)が対象者に合わせて介助もしくは監視を行い、全身状態を判断し中止する場合もあった。

なお、歩行支援機の訓練への導入に際して、対象者とその家族に目的と方法の説明を行い、全員から同意を得た。

2.3.1. 主観評価

主観評価として、観察による歩容の評価を行った。

また、訓練担当のOTに歩行支援機を利用した訓練の印象を聞き、対象者に歩行支援機を用いた歩行の感想を質問した。

2.3.2. 客観評価

客観評価として、ストップウォッチで歩行時間を計測し、歩数を目測でカウントした。それらの値から、歩行速度・歩幅を算出し、歩行補助具の種類による比較、時間経過による比較を行った。

加えて、身体運動を容易に測定できる加速度計測法を用いて、動作パターンの評価を行った³⁾。加速度センサ(曙ブレーキ)を専用のベルトに固定、ベルトを対象者の上前腸骨棘付近に装着し、上下方向の腰部加速度(以下、加速度)を計測した。加速度信号の原波形を確認するとともに、周波数解析を行い、歩行における周期性をみた。

加速度波形より得られた周波数の最大ピークと歩行時間・歩数から得られた1歩周期、1歩行周期とを比較した。

さらに、対象者の歩行訓練距離を記録し、経時的に評価した。

3. 結果

3ヶ月の経過の中で、症例3が転倒のため訓練中止となった。

3.1. 主観評価

3.1.1. 観察評価

症例1は、平行棒を利用した歩行において、右側下肢へ体重を負荷することが十分でなく、右側下肢をひきずっている歩行であった。一方、歩行支援機を利用した歩行では、当初は歩行支援機に体重を負荷し下肢を動かしていたが、3ヵ月後は、両側下肢に体重を負荷することができ左右にリズムを

持った歩行であった。

症例2は、1・3・5回目の計測時にすくみ足がみられ、小刻み歩行となっていた。キャスト歩行器を利用した歩行の際は、突進歩行となるため、OTの後方からの介助が必要であった。しかし、歩行支援機を使用した際は、突進歩行は抑制され、監視歩行が可能であった。

症例3は、杖歩行においても、歩行支援機を利用した歩行においても大きな差はなく、また経時的な変化は認められなかった。

症例4は、歩行補助具がセーフティアームから4点杖に変更された後は、1歩ずつ慎重に踏みしめて歩行していた。他の歩行補助具を使用した歩行では、左右へのふらつきのためOTの監視が必要であったが、歩行支援機を用いた際は監視を要するものの、安定した歩行であった。

さらに、症例1・2は、歩行訓練前の座位からの立ち上がりの際のOTによる介助量に変化がみられた。平行棒やキャスト歩行器を使用した場面では、OTが対象者の身体に直接触れることによる介助が必要であった。しかし、歩行支援機を使用した場面では、OTがサポータを電動で上昇させることによって対象者は立位をとることが可能であり、直接の介助の必要はなかった。

3.1.2. OTによる訓練評価

訓練担当のOTより、歩行支援機は対象者に合わせて粘性抵抗を与えることによって制御可能なため、直進歩行が行えるとの意見が得られた。

また完全停止が可能であるため、歩行開始の際に立位支持に有用であること、さらに歩行訓練の際には安定した姿勢が保持でき、早期から長距離の歩行訓練が可能であるとの意見もあった。

しかし、在宅での移動手段を考えた場合、手すりや杖を使用した歩行が主になり、それらを用いた訓練に移行する必要がある、との意見も得られた。

3.1.3. 対象者の感想

対象者からは、歩行支援機を使用すると背筋が伸びて良い、歩きやすい、という感想が得られ、機械を用いて歩行訓練を行うことに関して好意的に捉えていた。

3.2. 客観評価

3.2.1. 歩行速度と歩幅

全症例の比較した歩行補助具を用いた歩行における歩行速度と歩幅を図2に示す。症例1と4は、3ヶ月間に顕著な変化は認められなかった。症例3は、1・3・5回目の計測時に、歩行速度・歩幅ともに他の計測時と比較して減少している。症例4は、4回目の計測時に、歩行補助具が歩行器から杖に変更になり、歩行速度・歩幅ともに急激に減少している。

同じく、図3に全症例の歩行支援機を用いた歩行における、歩行速度と歩幅のデータを示す。症例1は、歩行速度・歩幅ともに回をおうごとに増加している。症例2は、3回目の計測時に、歩行速度・歩幅ともに著しく減少した。症例3・4は、

3ヶ月の計測中、安定した数値を示していた。

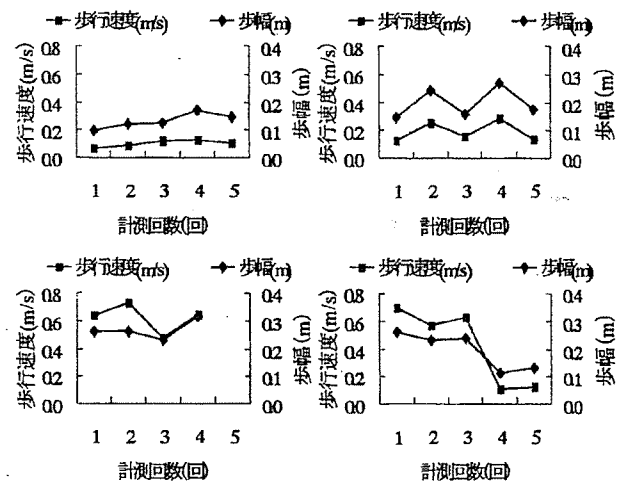


図2 歩行補助具を用いた歩行速度と歩幅
(左上: 症例1, 右上: 症例2, 左下: 症例3, 右下: 症例4)

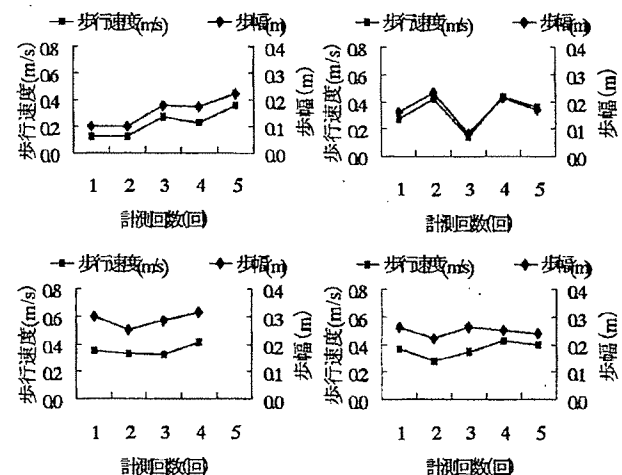


図3 歩行支援機を用いた歩行速度と歩幅
(左上: 症例1, 右上: 症例2, 左下: 症例3, 右下: 症例4)

3.2.2. 歩行訓練距離

3ヵ月後の歩行訓練距離は、症例1は、平行棒内歩行は3往復(合計15m)である。一方、歩行支援機では、40m連続した歩行が可能であった。症例2は、3ヵ月後に平行棒内歩行は6往復(合計30m)であったが、歩行支援機では、連続して120m歩行が可能であった。症例3・4は、他の歩行補助具を用いた際と、歩行訓練距離は顕著な差は認められなかった。

3.2.3. 加速度波形

症例1は、平行棒内歩行では顕著な変化は認められなかったが、3ヵ月後の歩行支援機を用いた歩行において、加速度の振幅が大きくなり、波形から一步を特定することが可能であった(図4)。症例2・3・4は、波形からよみとれる顕著な変化、使用した歩行補助具による差は認められなかった。

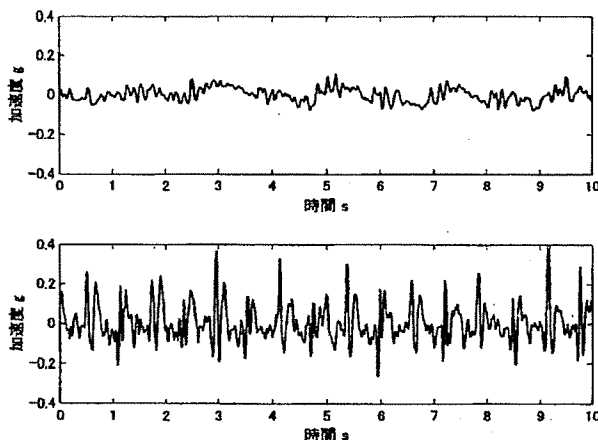


図4 3ヵ月後の症例1の加速度波形
(上：平行棒，下：歩行支援機)

3.2.4. 加速度周波数解析

加速度を周波数解析し、最大値を示す周波数から算出した加速度パターンの周期（加速度周期）と歩行時間・歩数から算出した1歩行周期・1歩周期を表3に示す。

表3 歩行周期（秒）

	歩行補助具	計測回数	加速度周期	1歩行周期	1歩周期
1	平行棒	1	2.50	2.89	1.45
		5	2.63	2.50	1.25
	歩行支援機	1	0.79	1.62	0.81
		5	0.64	1.26	0.63
2	キャスター歩行器	1	0.56	1.12	0.56
		5	0.51	0.93	0.47
	歩行支援機	1	0.54	1.07	0.54
		5	0.49	0.94	0.47
3	4点杖	1	0.67	1.37	0.68
		4	0.79	1.56	0.78
	歩行支援機	1	0.85	1.71	0.85
		4	1.00	1.88	0.94
4	セーフティアーム	1	0.64	1.25	0.63
		5	2.04	3.73	1.86
	歩行支援機	1	0.78	1.42	0.71
		5	0.60	1.20	0.60

症例1の平行棒内歩行は、1歩行周期に依存した歩行であり、その他はすべてにおいて1歩周期に依存した歩行であった。

4. 考察

症例は、歩行支援機の支持性を利用し、体重を負荷することが可能であり、OTの介助量も減少した。症例が歩行支援機のサポートに体重を負荷することによって、歩行支援機は駆動し、症例の歩行をアシストすることが可能であった。これらのことが、症例が「歩きやすい。」と表現した要因と考えられる。

また、歩行支援機の、対象者にあわせて適度な抵抗を与えることができる特性により、症例2の突進歩行を抑えること

が可能であった。

さらに、歩行支援機は完全停止させることができ、サポートの上下も電動で行え、歩行開始時の座位からの立ち上がりの際に、楽に立ち上がることができる。そのうえ、対象者が楽に歩けるスピード・高さに容易に調節することができ、その調整を対象者自身でできることは大きい特徴である。

また、歩行速度と歩幅のデータより、歩行支援機を用いた訓練は、他の歩行補助具を用いた訓練と比較して、歩幅・歩行速度が減少することはなく、他の歩行補助具と同等の訓練が行えることが分かった。さらに、症例1・2の歩行訓練距離は延伸しており、歩行支援機を用いることによって、歩行速度・歩幅が増加した状態を維持しながら、長距離の訓練が可能であることを示している。

今回、症例1の平行棒内歩行は、客観評価より、1歩行周期に依存した歩行であることが分かった。このことは、平行棒に患側下肢を免荷した状態であるためと考えられる。そして、歩行支援機を用いることにより、1歩周期に依存した歩行に変化していた。このことは、症例1が、歩行支援機を用いることによって、歩行器や杖を用いた歩行と同じ状態が維持できているということである。主観評価でも左右ヘリズムをもった歩行となっていることが分かり、歩容の改善が明らかであった。

以上、歩行支援機を用いた高齢者の歩行訓練の、様々な有用性が確認できた。現在、歩行支援機は改良が進んでおり、今後はこれらの歩行支援機の特性を利用した日常生活への導入が期待される。

本研究に際しまして、ご指導・ご協力いただきました、介護老人保健施設ルミナス大府の縣先生、小酒部先生、菱田先生に深謝致します。

なお、本研究の一部は、新エネルギー・産業技術総合開発機構（NEDO）委託事業の補助による。

文 献

- [1] 森明子, 安藤一也, 藤江正克, 関根正樹, 一関紀子, 田村俊世, “パワーアシスト歩行支援機を用いた高齢者への歩行訓練の試み,” 総合リハビリテーション, vol.30 no.10, pp.953-956, 2002.
- [2] 竹内郁雄, 柄川 索, “歩行支援機器の開発,” 日本ロボット学会誌, vol.21 no.4, pp.385-389, 2003.
- [3] 加藤伸司ほか, “改訂長谷川式簡易知能評価スケール（HDS-R）の作成,” 老年精神医学, vol.2, pp.1339-1347, 1991.
- [4] Auvinet B, Berrut G et al, “Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device,” Gait and Posture, no.16, pp.124-134, 2002.
- [5] 中村隆一, 齋藤宏著, “歩行,” 基礎運動学-第4版-, pp.310-321, 医歯薬出版, 東京, 1995.
- [6] 社団法人人間生活工学研究センター, 自由歩行時の歩幅, 歩数, 速度, 動作特性—平成10年度NEDO20人計測—, 高齢者身体機能データベース, <http://www.hgl.jp/gpd/jpn/www/>.