

beginning of standing on flooring and linoleum. Moreover, the posture angle in the lateral direction suggested that the patient could move the center of gravity to the affected site with the aid of the AFO.

Conversely, the patients used the large counter-reaction at the beginning of standing on carpet because of sinking. This large counter-reaction requires high control skills like the normal subject, since it might become an over-impelling force. In this situation, the patient could not maintain the standing position, and fell readily. During walking, part of the impelling force is obtained through an anteverted posture. The patients kept the anteverted posture to compensate for the impelling force of their lower limbs. In the lateral direction, they did not incline during standing and walking. In other words, the patient stood and walked on carpet while avoiding putting their weight mainly on the unaffected side, since it was difficult to control body motion with the affected site.

Therefore, it was considered that a soft floor like carpet was difficult to provide sufficient reaction force to control the basic functions of an AFO. Nevertheless, carpet is one of the most popular floor materials. Consequently, we need to train hemiplegic patients to walk using several different floor conditions.

V. CONCLUSION

In this study, we evaluated the influence of three different floor materials (flooring, linoleum, and carpet) on standing and walking in hemiplegic patients. Our major finding was that the pattern of the posture angle differed on carpet from those on flooring and linoleum. Although this experiment examined only six hemiplegic patients, it was thought that body motion is influenced by the hardness of the floor material.

REFERENCES

- [1] D Podsiadlo, S Richardson, "The timed "Up & Go" : a test of basic functional mobility for frail elderly persons," *J AM Geriatr Soc.* vol. 39, pp. 142-148, 1991.

A mobile-phone based telecare system for the elderly

T Tamura¹, Y Masuda², Sekimoto M³, Higashi Y³ and Fujimoto T³,

¹Department of Biomedical Engineering, Chiba University, Chiba, Japan

²Image processing Laboratory, Nara Institute of Science and Technology, Keihanna, Japan

³Rehabilitation Section, Fujimoto Hospital, Miyakonojo, Japan

Abstract— This study examined the use of telecommunications for home health care and described an alternative telemedicine framework. The framework aims to transmit small but sufficient amounts of data for daily monitoring of residential subjects' basic health status. We tested the remote monitoring of heart rate and respiration. The system was tested in real home-visit rehabilitation environments and was found to be useful both for the therapist and the patients in planning and evaluating daily rehabilitation training.

Keywords—telecare, rehabilitation, vital sign, mobile phone

I. INTRODUCTION

The Long-Term Care Insurance System aims to help the elderly remain self-sufficient by providing benefits for home health care services. Unlike hospital care, home care services are difficult to plan, manage, and evaluate, particularly in homes that are located far from the hospital. Telecommunication technology support is expected to redress this distance problem.

For home health care, research has focused on developing systems that can be used by therapists to remotely monitor individual patients. Thus, the telecommunication performance requirements are relatively low. Additionally, because such a system should be maintained daily, cost is strongly limiting. For considering above limitation, we developed a simple telecare system.

II. METHODOLOGY

2.1 System configuration

The system consists of a sensory system for the home and a viewer system for the therapist. A TCP/IP network using various physical communication infrastructures connects the sub-systems.

The home-side system, shown in Fig. 1, consists of an air-filled mat, a sensory and analysis unit, and a bridge unit that handles connections. When a subject lies on the mat, the mat senses pressure from the subject's respiration or heartbeat. Heartbeat or respiration disturbances have robust frequency characteristics, with a relatively low frequency in relation to environmental noise. Thus, by applying an appropriate filter, readings can be extracted to estimate

respiratory and heart rates. Pulseimeters are widely used to determine heart rate. However, these devices must attach the subjects and then constrain subjects and decrease their quality of life. Computer vision and image processing have been proposed for determining respiratory rate, but this system would require complex imaging hardware. In contrast, our method can estimate heart and respiration rates simultaneously, without any constraints on the subject, using relatively simple hardware.

The analysis unit (Bio-Sensor Node BN-6, Yokogawa Electric Corp.) continuously monitors pressure perturbations with a pressure sensor and estimates rates for predefined timeframes. Estimates are stored in a built-in web server system in HTML format, accessible via an integrated Ethernet interface. An embedded microserver unit (OpenBlockSS, Plat Home Inc.) serves as the bridge unit. Since the unit is integrated in a fanless microcomputer module, it conforms to the silence requirement described above.

The choice of networking infrastructure for telemetry is very important. In conceptual telemedicine, high-quality, wired connections like xDSL or FTTH are sometimes assumed for the infrastructure. However, large gaps in the high-quality connection infrastructure still exist, making these connections unreliable for practical use. Additionally, even if the infrastructure were available, the installation responsibilities and maintenance costs would become issues. Thus, we decided to employ a wireless network using mobile phone terminals for both ends of the connection. A wireless network also resolves the issue of cost and responsibility, since hospitals would not have to provide phone terminals. In our system, a mobile phone modem (MobileDP 2496P, NTT DoCoMo Corp.) connects the bridge unit and a mobile phone.

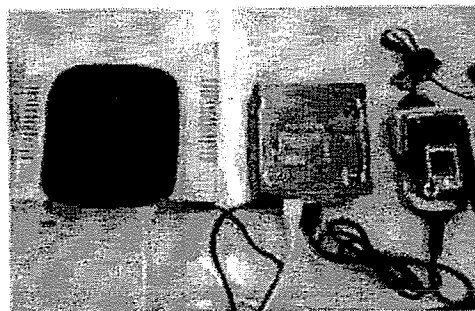


Figure 1 System configuration

2.2 Therapist-side viewer system

Therapists would access the home-side sensor node to browse a subject's status and could quickly check various patients. To track or record long-term transitions in health status, the system would have to store and arrange acquired information. In addition, if signs of emergency arise, the hospital side would have to contact the home side immediately.

Since therapists do not necessarily have expert computer knowledge, the viewer system should have a simple interface that does not require special knowledge for setup, browsing, or reporting. We therefore developed a viewer system using a personal digital assistant (PDA) and a mobile telephone. Today's PDAs have web access via popular web-browser interfaces, as well as simple text-editor functions suitable for making reports. An infrared modem links the PDA and the mobile phone.

2.3 Connection

The connection between the sensor and the viewer system should be carefully balanced between performance and cost. Our system requires information on estimated heart rate and respiratory rate at several points after exercise. Such data use a few kilobytes of space at most, even when formatted in HTML text. If formatted as HTML, on-request rather than permanent connections should be designed.

2.4 Security and privacy

To ensure the subject's privacy, protection of measured data is very important when connecting the sensor and viewer terminals through a public communication infrastructure such as the Internet. Thus, privileged access or encryption should protect the data. Our system limits access to the phone number for incoming calls to the bridge unit. Additionally, password authentication is requested when connecting.

2.5 Experimental Set-up

We operated the system in real patients' homes to evaluate its potential. We conducted the testing in Miyazaki Prefecture, Japan. A therapist from Fujimoto Hayasuzu Hospital and two residential patients joined in the experiment. Prior to the experiment, the hospital's ethics council ensured that the patients and their families had given both oral and written informed consent.

2.5.1 Subjects

Case 1: The patient was an 83-year old male who had been hospitalized for cerebral infarction with intercurrent deglutition pneumonia. After recovery, the patient and his family requested home-visit care. The patient was bedridden and, other than meals, needed complete support in the activities of daily living. In terms of care insurance, the patient was at Level 4. Rehabilitation training by physical therapists included joint flexion, muscle rebuilding, mental support, platform-to-wheelchair assistance, and other basic activities. The patient lived in an intermountain area 28 km

from the hospital. Only mobile phone infrastructure was available for wireless communication.

Case 2: The patient was a 54-year old female diagnosed with muscular dystrophy. Her mobility was impaired and she could move only on her hands and knees. The patient slept on a futon. In addition to assistance with eating and toileting, the subject required partial help with other activities of daily living. Rehabilitation training by the therapist included respiration aids, joint flexibility training, and muscular exercises. The subject's home was located at the center of the city, 3 km from the hospital. Both mobile phone and personal handy-phone infrastructures were available.

2.5.2 Installation

The system was placed in a briefcase for easy installation. Prior to the experiments, the therapist was given brief instructions on system installation and use. After the training, the therapist could install the system in five minutes.

2.5.3 Measurements

The therapist used the PDA system to measure heart and respiratory rates under the following three conditions:

1. At the hospital, 30-60 minutes before training,
2. At the patient's home, at the beginning and end of the training,
3. At an outdoor location, remote from both the home and hospital, 30-60 minutes after training.

III RESULTS

Figure 2 shows the locations of the hospital, patients, and outdoor setting. Each operation took approximately 2 minutes, including about 40 seconds for HTTP data transmission. Although radio wave malfunctions caused several lost connections, the system recovered easily by reloading via the web browser. The therapist used each measurement to check the patient's stability. Results were stored in a text document on the PDA to log transitions in the patient's status. Figure 3 shows the measurement results. In each case, although heart and respiratory rates increased immediately after training, the increased rates were considered safe and the subject recovered in 30 minutes

IV DISCUSSION

In both cases examined above, the system successfully obtained data on patient status. Because we simplified the system structure so that the therapist needed only to plug in to start or stop the system, the time and cost for installation and maintenance were appropriate for our needs. Patients also approved of the system's compact, silent, and non-constraining nature. Patients especially valued the non-constraint. Unlike systems that require patients or their caregivers to set up complicated devices, our system merely had patients rest on their bed or futon.

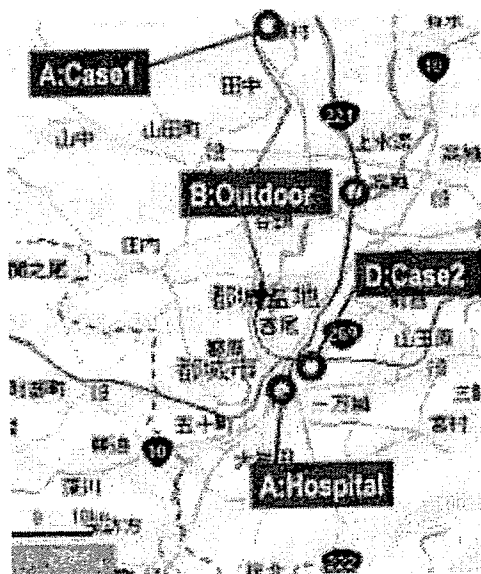


Figure 2 Locations of hospital and patients' home. Red circle shows the measurement points

We used a personal digital cellular (PDC) mobile telephone for data transmission. The phone requires a relatively low bandwidth (9600 bits/sec), and since we had limited the information sent to less than 50 kilobytes, transmission took a maximum of one minute to download. Recently, bandwidth for mobile phones has been improving. For example, wide-band code division multiple access (W-CDMA) has 384 kilobits/sec of bandwidth. Thus, it is possible to provide faster access. By providing data via web interfaces, the operations for browsing and editing results were easily understood by our user. With each measurement, the therapist could confirm that the patients had not suffered overloading shock from the exercises. Also, the logged data showed that patient status safely transitioned back to normal following exercise. The exercise training loads for both patients proved appropriate. While it is difficult to evaluate post-exercise transitions by interviews, our system can provide quantitative information for evaluation.

The quantitative data can be used not only for training evaluation but also for preventive medicine and quality control of home-visit rehabilitation services through long-term observations. Our test applications of home-visit rehabilitation suggest the efficiency of low-bandwidth, which can provide an ubiquitous framework for home health care use.

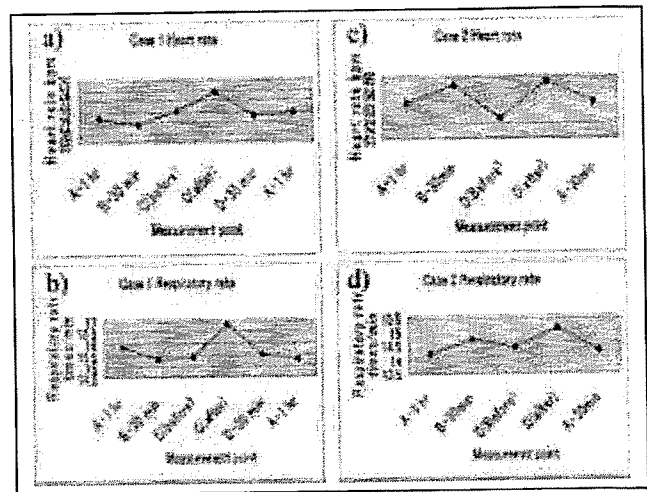


Figure 3 Results of heart and respiratory rates

V. FUTURE RESEARCH

In home rehabilitation, blood-pressure measurements are important in understanding patients' post-exercise status. For home health care not limited to rehabilitation, measurements of other physiological parameters can also be introduced. For example, to understand a patient's level of activity, a patient pedometer could be developed. Oxygen consumption is also useful in comprehending a patient's vitality.

VI CONCLUSIONS

This study examined the use of telecommunications for home health care and described an alternative telemedicine framework. The framework aims to transmit small but sufficient amounts of data for daily monitoring of residential subjects' basic health status. Using an existing telecommunication infrastructure reduces building costs and frees patients from the expense of introducing networking services. As proof of the concept's applicability, we tested the remote monitoring of heart rate and respiration. The system was tested in real home-visit rehabilitation environments and was found to be useful both for the therapist and the patients in planning and evaluating daily rehabilitation training.

Our telemedicine framework can contribute to preventive medicine. Reduction of medical costs is an urgent issue, especially in Japan where the medical insurance system is in danger of collapse. Total medical expenses can be reduced through supporting home health care management with low-cost devices such as the system discussed in this paper. By creating appropriate rehabilitation plans and incorporating them as a long-term care insurance service, this framework

will encourage the development of evidence-based medicine and health care.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was partly supported by the New Energy Development Organization (NEDO H14-0603001). Measurements were conducted by the Rehabilitation Center, Fujimoto Hayasuzu Hospital, Miyazaki, Japan. Yokogawa Electric Corp. and Internet Node Inc. supported the Bio-Sensor node.

4. 要介護高齢者の負担軽減のための支援機器の役割

田村 俊世

〈要約〉 要介護者の負担軽減のための支援機器は数多く開発・市販されている。ここでは、特に痴呆高齢者の介護負担を軽減する機器について述べる。痴呆高齢者の転倒・転落防止、徘徊や問題行動を防ぐ癒しのための支援機器、要介護者と介護者のコミュニケーションを支援する擬似会話システムについて解説する。

高齢者介護のための支援機器の役割は、介護者の快適化・省力化、労働の省力化、施設における人件費の抑制、介護者・要介護者のQOLの向上などがあげられる。支援機器の普及、開発は、主として介護保険貸与対象品目を中心に盛んに行われている。さらにロボット技術を応用した支援機器も散見される。ここでは、痴呆高齢者に対する介護者の負担軽減のための支援機器について述べる。痴呆高齢者のQOLの向上は、すなわち、介護者のQOLにもつながる。われわれの研究をもとに、転倒転落の防止、徘徊防止、癒し、コミュニケーション支援などをとりあげ、現状を紹介する。

Key words：高齢者支援機器、ベッド、人形療法、擬似会話システム

(日老医誌 2005; 42: 189—191)

転倒転落防止

1. 畳みベッド

転倒転落は高齢者にとって大きな危険要素となっている。介護保険の導入とともに身体拘束の原則廃止が、この問題を複雑にしている。現在の高齢者は、在宅でのベッドの経験が少なく、夜間起床時など意識レベルが低いときには、床上25cmであっても転倒の危険を伴う。そこで長寿医療センター研究所とスギヤスとの共同研究で畳みベッドの開発を行った。図1に試作機を表1に仕様を示す。床面に設置しているが、実際には、埋め込み型ベッドとして使用する。睡眠中は床と同じ高さで、移乗時にはベッドを車いすに移乗しやすい高さにすることが可能である。最高位70cm、電動の場合の速度は2cm/s(体重100kgの場合)となっている。最大耐荷重は100kgで一般の使用には問題がない。試作機は油圧を用いた手動と電動があるが、操作性は電動が勝っている。在宅での使用には解決すべき問題も多いが、看護師、介護者やヘルパーにとっては、介護負担を軽減できる。

2. マットスイッチとナースコール

ベッドからの転倒転落を検知する装置として、ベッドからおりる箇所マットスイッチを設置したり、ベッド

上にマットスイッチを設置して離床を検知し、介助者に通報する構成となっている。施設内などでは高齢者の意識レベルが低い状態での転倒・転落事故が多い。頻回な例として、夜間トイレに行くために離床し、歩行中に転倒する事故が報告されている。事前に離床を検出することで介助者の介入が可能となり転倒防止に有効となっている。また、市販はされていないが、ベッド下に蛍光灯などの照明を取り付け、マットセンサと連動させることで夜間の転倒を防止する研究¹⁾が行われている。本システムはベッド下のセンサを対象者が踏むとベッド下の蛍光灯やLED照明を点灯させるとともに、無線、あるいはPHSによりナースセンターに設置した受信機や直接看護師に情報を送信するシステムである。足下だけを照らすことにより、多人数の病室などでも、ほかの患者の睡眠を妨げることのないように配慮している。また現在は無線による通報であるが既存のナースコールと連動させることも可能である。

現在市販の転倒防止機器は、徘徊防止と合わせて事前に転倒の危険性のある行動を検出するものである。転倒を直接検出する装置の研究も行われており、危険行動の検出と組み合わせることで転倒を防止し、また万が一転倒したとしても速やかな対応が可能となることが期待できる。



図1 畳みベッド (左) フロアレベル (右) 介護レベル

表1 畳ベッドの仕様

縦横のながさ	縦 1,800mm 横 800mm
厚さ	70mm
重量	100kg
材質	主材料 軟鋼 (SS400)
最大耐荷重	980N
移動範囲	高さ 70mm ~ 700mm (揚程 630mm)
昇降速度	上昇 約 23mm/s 下降 約 17mm/s (電動の場合)

徘徊検出装置

徘徊検出は、基本的には、離床や外出を検知する方式がある。検出方法は痴呆高齢者にセンサを装着するものと建造物にセンサを設置し間接的に動作するものに分かれる。前者は、RFID タグを何らかの形で携帯させ、入り口の磁気センサで反応させる方式が一般的である。

この場合、携帯方法に問題が生じる。また、他の医用電気機器への電磁干渉の可能性も否定できない。新しい方式の ID タグの開発が待たれる。後者は、ベッドマット、玄関マットなどの通過センサや CCD カメラ、ヒト検知センサ (近赤外センサ) などが市販されている。しかしながらどれをとっても十分満足できる介護機器とはなっていない。

癒しのための人形、ロボット

痴呆高齢者の問題行動、徘徊を防ぐために癒しを目的とした動物玩具、人形療法、娯楽ロボットの開発、評価研究をすすめている。動物の導入は諸外国では普及しているが、わが国では感染症、かみつき、世話、患者のアレルギーなどの問題から、動物を病院や老健施設に入れることに抵抗感が強い。われわれは、高齢者に親しみのある犬やねこの動物玩具を作業療法や痴呆高齢者の介護

に導入した結果²⁾、過去に経験した心地よい感情の表出がみられた (図2下)。一方娯楽ロボット AIBO を導入した場合は、これまでに経験のない対象物としての認識となった³⁾。しかし、作業療法時のプログラムとして、痴呆高齢者に療法士の介入によって提示される場合は、癒し効果が十分に示される結果となっている (図2上)。あざらし型ロボットを軽度の痴呆高齢者に導入した例では、ストレスが減少し、癒されたという報告もみられる⁴⁾。しかし、個人を対象とするにはロボットは高価である。そこで過去に経験した心地よい感情をもつものとして幼児人形を導入した⁵⁾。その結果、作業療法の場面での効果がみられ、また夕食後の黄昏症候群の回避につながった。しかしながら、要介護者によっては、導入の継続が困難な例も見られた。継続性に関しては今後の課題である。

擬似会話システム

痴呆高齢者では、訴えの繰り返しや徘徊などに代表される問題行動がみられることが多く、このような訴えに対しては丁寧に対応することが望まれるが、専門施設であっても大きな負担となり、在宅では介護者が1人であることが多いため、丁寧な対応のために時間的な束縛を生じる。食事や排泄といった直接的な介護に加えて、昼



図2 (上) AIBO (下) 犬型玩具による作業療法場面

訴えや音声認識に失敗した場合は、時刻情報や「はい」や「わかりました」で対応した。導入の結果、擬似会話システムは、訴えの認識に失敗した場合に、苛立つ場面が見られ、結局介護者が介入して対応しなければならなかった。これは、要介護者の言葉を認識できなかった理由によるところが大きい。自動応答のかわりに介護者が音声データベースから適切な内容を選択して最適なタイミングで返答する、在宅で簡単に使用できる機器も開発した(図3)。図3に示すように、あらかじめ4つの返答を用意し、要介護者の訴えを介護者が判断し、適切な応答を選択するシステムである。介護者は、要介護者の行動を十分に把握しているので、要介護者はその返答に満足していたという。このような簡便なシステムでも介護者のストレスを十分軽減することが示された。

ここでは、痴呆高齢者の介護支援機器の現状をわれわれの研究を中心に述べた。これらの機器開発により、要介護者の介護負担が軽減され、かつ一人でも多くの高齢者の尊厳が支えられ、よりいっそう充実した人生を送れることを期待する。

参考文献

- 1) 増田 泰, 吉村拓巳, 南部雅幸, 中島一樹, 大山康子, 田村俊世ほか: 離床検出と通知による転倒・徘徊の予防, 第18回ライフサポート学会大会, 2002, p155.
- 2) 楠加銘子, 伊藤朗子, 米満里美, 東 祐二, 藤元登四郎, 田村俊世: 重度痴呆性高齢者に対する動物玩具の有用性. OTジャーナル 2002; 36 (3): 253-257.
- 3) Tamura T, Yonemitsu S, Itoh A, Oikawa D, Kawakami A, Higashi Y, et al.: Is an entertainment robot useful in care in elderly people with severe dementia? J Gerontology: Medical Sciences 2004; 59 (1): pM83-M85.
- 4) 柴田崇徳: 人はロボットに癒されるか—アザラシ型ロボット「パロ」の開発と評価—. 人間生活工学 2002; 3 (4): 16-20.
- 5) Tamura T, Nakajima K, Nambu M, Nakamura K, Yonemitsu S, Itoh A, et al.: Baby dolls as therapeutic tools for severe dementia patients. Gerontechnology 2001; 1 (2): 27-34.
- 6) 老川大輔, 中島一樹, 米満里美, 楠加銘子, 東 祐二, 藤元登四郎ほか: 視覚障害を伴う重度痴呆高齢者に対する擬似会話システムの開発と導入の試み. 総合リハ 2003; 31 (10): 983-987.

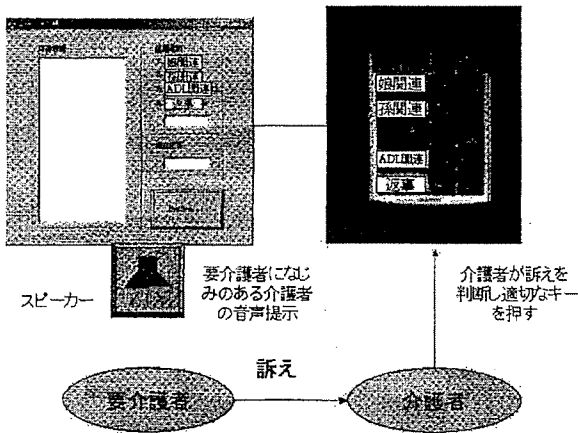


図3 擬似会話システム

夜を問わず発せられる訴えが精神的な負担を招く要因となる。そこで、あらかじめ典型的な訴えを登録して、要介護者の歌えに自動的に応答する擬似会話システムを開発した⁹⁾。システムは音声入力部、音声認識部、音声出力部から構成され、要介護者が携帯したマイクロフォンから音声を入力し、音声認識し、登録した典型的な訴えと比較して、介護者の録音音声で返答した。登録以外の

高齢者のための支援機器開発の現状と課題

田村俊世

The assistive technology in the elderly : A state of the art

Toshiyo Tamura

Toshiyo Tamura With the aging society, the information and communication technology as well as robotics has been applied to the health care of the elderly, with aspects in the recent development; home health care, monitoring daily physiological activity at home, wearable accelerometry, welfare robot. These assistive devices may be useful to improve of the quality of life as well as the respect of life in the elderly.

1. はじめに

少子高齢社会における支援機器、福祉機器の役割は、自立を推進するものと看護・介護を支援するものに大別される。2000年に導入された介護保険制度によって高齢者介護のあり方は大きく変容した。これからの高齢社会では、高齢者の「生活の質」の向上から「高齢者が尊厳をもって暮らすこと」へ変容し、高齢者の介護が必要となってもその人らしい生活を自分の意思で送ることを可能とすること、すなわち「高齢者の尊厳を支えるケア」の実現を基本に据えた機器開発が重要となってきた。少子高齢化が云われてから数年は経過しており、また経済産業省や厚生労働省が多く補助金を導入して新しい発想の福祉機器開発を推奨してきている。これといったヒット商品は生まれてはいないが、福祉機器産業でも介護保険適用の用具や機器の開発に加えて、徐々に先端技術を用いた機器も市販され始めている。このような背景から、ここでは、情報支援機器や先端医療福祉技術であるロボット工学の応用を中心に解説する。

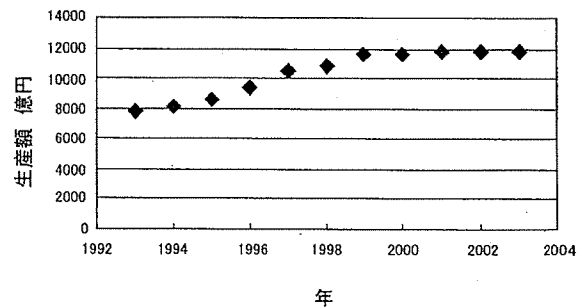


図1 福祉用具の市場規模

に関するパーソナルケア関連機器の成長が見られる。例えば、比較的健常な高齢者が利用している電動三（四）輪車や座席シフト型の乗用車を含めた福祉車両の増加があげられる。また、介護保険制度による住宅改修制度が普及したことにより、手すり・握りバーの市場が拡大している。さらに交通バリアフリー法の施行により交通機関や公共施設におけるバリアフリー化が推奨されていることにより、社会参加支援機器システムが大幅な増加となっている。

2. 福祉用具産業のなかでの高齢者支援機器開発の流れ

図1に1993年度から2003年度の福祉用具の市場規模を示す。全体として市場規模は横ばい状態である。2003年は全体で11,786億円と前年比約3%の減少となっている。2000年度にマイナス成長となり、その後漸増し、2003年度漸減している。介護保険の導入とともに貸与品目と購入品目で市場に与える影響は年々大きくなってきている。特に貸与品目、ベッド、車いすなどの市場規模が漸減傾向にある。その一方で購入品目も影響を受けていると考えられる。しかし、介護保険には関係しない分野や自立支援機器

3. 情報技術の応用

e-Japan 重点計画のなかで国は医療分野の情報化を進め、サービスの質の向上、効率化を進めるとともに、ITを活用し、遠隔医療等新たなサービスニーズへの対応を進めている。また、高齢者・障害者が使いやすい情報通信機器・システムの開発・普及を通じ、すべての人にやさしいバリアフリー環境の整備を行うとしている。このことによって国民生活の全般的な生活の質の向上が期待されるとしている。厚生労働省や経済産業省では、多様で質の高い医療サービスの提供や効率化を行うため、電子カルテをはじめ様々な医療情報の電子化の推進、遠隔医療の推進、レセプトの審査・支払の電算化等について、普及方策、普及目標等を定

めた医療分野のIT化に関する戦略的なグランドデザインを2001年度早期に作成している。これらの施策の1つとしてITによる高齢者支援が含まれている。

3.1 在宅健康管理システム

測定される対象者に負担をかけず、意識させずに生理量を測定するシステムが開発されている。従来の臨床検査技術と異なった概念で、家庭内で日常的に使用する調度にセンサを装着し、測定対象者が家具調度を使用したときに生理情報を検出する構造となっている。これまでに開発された測定システムはベッド、浴槽、トイレに装着されている。温度センサや導電性繊維をベッドマット上に敷き、ベッド温度分布、体動、心電図を測定している。前者は、温度センサを複数個体軸に垂直にベッド上に並べ、ベッド内温度変化を測定し、体動、睡眠環境をモニタする^{2,3)}。後者は、導電性繊維を混紡したシーツを頭部、胸部、腹部にあたる部分に敷いて、シーツ間の電位差、容量変化を測定することにより、心電図、脈拍数、呼吸数を測定する試みである⁴⁾。

これまでに無意識のうちに生理量を測定できる機器の開発は、睡眠の分野で多くなされている。高齢者の不眠、睡眠時無呼吸、寝たきり高齢者の睡眠と体動に関する研究が数多く行われている。不眠や睡眠時無呼吸の測定は、正確には、終夜睡眠ポリグラフを用いる。この方法は、睡眠、覚醒のメカニズム、自律神経の研究に有効な手段であるが、あくまで、臨床用であり、在宅でモニタとして用いることは、操作が複雑であり、測定される側ばかりでなく操作者にも大きな負担がかかる。簡便な装置として時計型の加速度センサを用いて手首の活動量を測定する方法があり、睡眠の指標として用いられている⁵⁾。また、脈拍から睡眠の深さを判定するという携帯型の睡眠計も市販されている。これらは、確定診断には使用できず、あくまでスクリーニング機器として用いることが重要である。

在宅では、寝たきり老人の体動の検出が褥瘡(じよくそう)予防に重要である。体動がない場合には、一般には2時間ごとに体位変換をすることが推奨されている。体動を検出する方法は、ロードセル、圧力センサ、ベッド内温度、圧電素子、光ファイバセンサがある。ロードセルや圧力センサは、古くから試みられており、ベッドの支持脚にロードセルを用いている。近年、集積回路技術の向上とともに、薄膜型の圧力センサが開発され、長時間の睡眠状態の把握が試みられている^{6,7)}。また、エアマットにマイクロフォンを装着し、信号処理によって心拍、呼吸、体動、イビキの検出が行われている。これらのシステムでは、ベッドで過ごす時間、睡眠時間、入眠時間、起床時間、睡眠潜在時間がわかる^{8,9)}。圧力センサを枕に内蔵して睡眠時の心拍数、呼吸数を測定する試みもなされている^{10,11)}。

さらに、CCDカメラを用いて画像からその差分やオプティカルフローにより体動を測定する試みもある。ベッドに就寝中の対象者の上半身を撮影し、布団の動きを捉え、連

続画像の差分をとり、ある一定の閾値を越えた場合体動とみなしている。同時に布団の動きの差分画像より呼吸回数を測定できることが報告されている¹²⁾。また、ロボットビジョンで用いられているオプティカルフローを用いて心拍数、呼吸数、体動を測定している例もみられる¹³⁾。

浴槽では浴壁に電極を埋め込み、心電図^{14,15)}、脈波伝搬速度¹⁶⁾を測定している。水道水は電気伝導性であるので、湯を介しての心電図の測定、脈拍の監視が可能となる。心電図測定は、電極の工夫と利得をあげることにより比較的簡単に測定できる。電極の材質はステンレスで表面を吸水性スポンジで覆って、水位変化による波形の基線動揺を防いだものや市販品では銀-塩化銀が用いられている。信号特性は、湯を介しているため低周波領域の減衰が生じる。信号特性は、浴槽の形状、湯の電気伝導度の違いにより異なるので、浴槽内心電図を用いての心電図波形そのものの解析は、表面電極から得られる心電図信号と異なるので臨床的には評価できないが、脈拍数の測定には、なんら問題がない。入浴は熱負荷となり、末梢循環が良好で血管が拡張していると考えられるので、心臓から駆出される血液の伝搬速度を、心電図のR波と光電脈波法で得られた脈波信号の時間から伝搬速度や伝搬時間を知ることにより、血圧と高い相関があるデータを得ることができる¹⁶⁾。

トイレでは、尿や排泄成分より血液を含む多岐にわたる化学成分の測定が期待される。しかし、在宅で手軽に長期間にわたりこれらの成分を測定できるセンサの開発はなされておらず¹⁷⁾、わずかに尿糖の測定システムが作られているのみである¹⁸⁾。この装置は簡単な工事後で付けができてという。山越¹⁹⁾は、超精密ロードセルで便座を支えることにより体重、排泄量を測定する装置を開発し、長期間測定を試みている。検出誤差は5g以下で直線性も良く、正確に排泄量を測定できる。

これらのデータはコンピュータで集中的に管理され、長期間にわたり保存される²⁰⁾。このことは疾病の発症を前にさかのぼって知ることができ、疫学的価値も見いだされる。国内のいくつかのウエルフェアテクノハウスでの運用実験が行われている²¹⁾。施設内ではベッド心電図、浴槽内心電図、トイレでの体重、排泄量などが自動的に計測され電話回線を通してホストシステムに接続されている(図2)。ホストシステムでは、通知情報を受信し、得られたデータから異常を判断したり、情報を加工してポケベルやFAXで配信したり、ホームページの形式で閲覧するための機能を有する。またTV電話等との併用により、合理的で、かつ、高齢者が親しみやすいシステムにできる。さらに、在宅介護のプランニングをする上で、日常生活での生理量のデータを得られるため、より客観的な判断ができると考えられる。同様のシステムは、岩手県水沢市のウエルフェア水沢(快適介護の家)で現在、運用されている²²⁾。

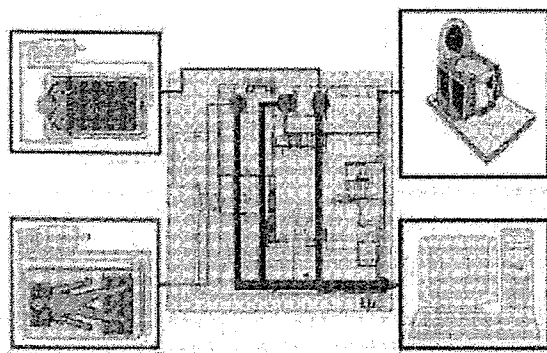


図2 在宅健康管理システム

3.2 リアルタイムセンシングによる日常生活活動のモニタ

各種物理センサを用いてヒトの行動を見守り、日常生活活動を把握しようとする試みがある。ヒトの動きを赤外線センサで、ドアの開閉、冷蔵庫などの開閉をマグネットスイッチで検出し、そのほか、水の使用量、電気の使用量などを連続的にモニタして独居高齢者の安否の確認や生活習慣の把握、緊急事態に対処する方法である。現状では、まだまだ実用化には問題が残るが数多くの試みがある。

まず、焦電型赤外線センサはヒトの体温付近に高い感度を有するのでヒトの動きを検知することができる。焦電型センサや圧力センサを内蔵した玄関マット、テレビや照明器具のスイッチの on/off から独居高齢者の生活動態を測定している例は数多くある²³⁻²⁷⁾。

そのなかで汎用性があるものとして電灯線を通信回線として使用した例を取り上げる²⁷⁾。独居老人の家庭内における生活リズムを、宅内の既存の電灯線に接続した焦電型センサ及びテレビや照明器具の使用状況を検知する動作モニタなどにより検出し、ホストシステムに通知するというものである。システムの特長として電灯線を利用しているので、必要な場所への後付けが簡便にできる。なお、水道の遠隔検針や電力、ガスの消費量も監視できるシステムも存在する。被介護者にペンダント型の送信機をもってもらい緊急時に対応する緊急通報システムに比較して、被験者を拘束しない利点があり、被験者が装着を拒否した場合でも測定が可能となる。また、家族、ヘルパー・看護婦・医師等の地域福祉・医療に関わる人々の有効なシステムになるものと期待できる。

このシステムの問題点は、日常生活における定常性と非定常性をいかに判別するかにかかっている。すなわちエビデンスとしてこのシステムを利用することによって健康増進が図られるかである。疫学的に長期データの収集は重要であるが、この長期データからデータマイニングの手法でいかに異常を早く見つけることができるかが大きな課題と

なっている²⁸⁾。

焦電型センサは、体温に近い雰囲気下での識別率が悪いことから CCD と画像処理技術あるいは人工網膜を用い、浴室でのヒトの動きを検出する試みもある²⁹⁾。浴室事故を早期に発見し、助命することを目的として、CCD カメラによりヒトの動きを検出し信号処理により緊急対応できるアルゴリズムを作成している。センサは検出エリアを 60 分割し、各領域の明るさと色相の情報のみを識別し、各領域の明るさと色の時間的変化から動きの有無を検出し人間の動きだけを検出する。センサを浴室の天井や壁等に取り付けることで、浴室内での事故に対処している。監視カメラと違い動きの情報のみを検出しているため、個人のプライバシーを侵害しないとしている。高感度、高精度の CCD を使用していることから温度による影響も少なく浴室やサウナなどの人体の温度に近い環境下でも誤動作はないという。シャワーの水流や浴槽のブロー機能等による水泡の動きなどによって起こる浴室内の様々な動きによる誤検知を画像処理技術で対処している。そして、動きが一定時間とまると異常と判断し、音声で警告する。さらに電話回線を使って、指定した箇所に緊急電話を掛ける。

さらに赤外光輝点による正方格子状パターンを観察領域に照射して、それを CCD カメラで捉え、画像状の輝点移動量を演算処理し対象の 3 次元画像をプライバシーを侵すことなく得ることができるファイバグレティング (FG) を用いた FG 視覚センサの応用も見られる³⁰⁾。

これらのセンサ技術のほとんどは、これまでに開発されたセンサの応用技術で、先端的なものはほとんど見られない。そしてシステムとしての技術的完成度も高い。さらに昨今の通信事情の多様化により運用は容易となっている。しかしながら、システムを受け入れる社会的基盤、例えば、データ送信先の対応、通信コストの負担などを解決しなければシステムが一般に普及するのは難しいと考える。

3.3 在宅リハビリテーション

在宅医療、在宅健康管理を目的に、従来の遠隔医療システムを利用したシステムが数多く研究開発されている。これらのシステムは主として患者にパーソナルコンピュータ (PC)、バイタルサインモニターやカメラを設置し、医療機関と電話回線で接続されており、緊急時の対応や医師側からの接触が試みられている。しかしながら、生体情報の連続測定記録の重要性はあまり高くはないと考えられる。わが国では近年の携帯電話網の普及により、ワイヤレス技術の応用が図られている。ワイヤレス技術なら常時接続が可能となうえ、電話線や接続用ステーションも不要となる。また、ワイヤレス・サービスのほうが高速であり、3G ネットワークはデータを最大 2Mbps の通信速度で送受信でき、普通のダイヤルアップ接続に比べて数倍の速さになる。また設備から考えても離島や過疎地域での基地局設置により普及が望まれる。インターネットは、これから社会に不可欠な社

会インフラストラクチャとなっていくことは間違いないが、社会生活に関わるようになればなるほど、その安全性が求められる。医療情報の安全な取扱いが行われるためにも、ネットワークの安全性は不可欠である。インターネットは、当初、研究者などの限られた社会で使われていただけであるが、社会全般に渡って広く利用されようとしている現在では、不測の事態を防止するための対策を講じておくことが必要である。安全な通信を行うには、電子メールの暗号化方式としての S/MIME、電子証明書による個人認証、SSL を用いた暗号化 WWW 通信、通信パケット自身を暗号化して隠蔽できる VPN など、より高度で安全な通信技術を用いたシステムとすることが不可欠となる。

医療情報は患者のプライバシーに深く関与しているため、ネットワークを用いた医療情報の取扱いの際には、情報の漏洩や改ざんを防止する高いセキュリティレベルを要求される。そのためには、VPN、SSL、電子証明書による個人認証などの高度な情報セキュリティ技術の導入が不可欠である。これらの技術は、この数年、著しく進歩をしており、十分な安全性を確保した情報ネットワークを比較的安価に構築することが可能となっている。

在宅リハビリテーションの1つとしてリハビリテーショントレーニング後の患者の状態把握が患者管理の面から必要となってくる。実証実験された例としては、宮崎県都城で長期臥床患者に圧力センサマットを内蔵したシーツを敷き、マットレスの振動から信号処理によって呼吸数、脈拍数をトレーニング前後で測定し、その値を携帯電話で伝送するシステムが構築されている³¹⁾。このシステムの特徴は、医療従事者が望んだ場所や時間に、患者に携帯電話で接続することによって患者の状態を知ることができる。

4. 行動のモニタリング

行動をモニタリングすることは、高齢者の日常行動、一日にどの程度運動したら良いか、健康を保持するためにはどの程度の食物摂取が必要か、あるいは術後、回復までにどれくらいの運動を必要とするかなどを知るために重要である。摂取した食物を記録していく方法は簡便であり、栄養指導などで効果が上がっている。最近ではデジタルカメラで食物摂取を撮影して大まかなエネルギー摂取量とする試みもみられる³²⁾。一般には、酸素摂取量から一日のカロリーを計算する方法が最も正確な方法とされている。しかし、測定される側は、マスクやマウスピースを装着しなければならない。測定した酸素濃度と換気量から酸素摂取量を算出し、エネルギーに変換する。装置が煩雑で測定に熟練を有し、作業中の代謝量を計測した例はあるが、在宅でエネルギー代謝計測に用いられた例はみられない。そこで、体の動きから身体活動を推定している。日常生活で、どの程度運動したかはカロリー換算つきの歩数計³³⁾などが良く用いられている。これは加速度センサが歩行や運動に応じて反応

し、ある閾値を超えた回数が計数され、歩数に応じて消費カロリーが計算される。加速度からエネルギー代謝を推定する方法は、1980年代にWangらによって提唱されたもので、重心付近の腰部の加速度と酸素摂取量は高い相関がみられることが基本となっている。装置は加速度センサと記録計から構成されている³⁴⁾。その後、手首に装着する時計型の身体活動度計測機器（アクティグラフ）が開発され、一日のリズムや睡眠の指標として用いられている^{5, 35)}。圧電型の3軸加速度を内蔵し、ある一定の加速度を閾値として、加速度頻度を計数する機器で連続2週間程度の連続計測が可能である。加速度頻度の多少から睡眠特性を知ることが可能となっている。このほかにもいくつかの市販機器があるが、加速度を計測し、頻度や単位時間の積分値を算出し各社独自のアルゴリズムで解析を試みている。

IC技術の進歩により廉価で安定性の高いピエゾ抵抗型の加速度センサが市販されるようになり、加速度計測により異なる環境下でのエネルギー代謝や運動量を計測する試みが再検討されている^{36, 37)}。さらに加速度センサを複数の部位に装着し姿勢を計測する試みや加速度センサと他のセンサ例えばGlobal Positioning System (GPS)センサ、傾斜計、ジャイロなどと組み合わせで身体活動と位置情報を知る機器の開発も行われている³⁸⁾。

ピエゾ抵抗型加速度センサは、加速度変化の直流成分を出力することができる。従って測定対象者の姿勢変化を加速度センサの出力変化から推定できる。立位から座位に姿勢変化する場合は、出力があまり変化しないので、もう1つの加速度センサを直交させて感度の向上と推定誤差を減少させる試みをしている。一方、高周波成分は身体活動に応じて変化するのでこの波形から身体活動を推定することが可能である^{39, 40)}。時間周波数解析によって階段の昇降と平地歩行を識別した例も見られる⁴¹⁾。GPSは地球上のどこでも経度、緯度、高度、時間を知ることのできる世界的衛星航法システムで、マイクロコンピュータを内蔵しており、位置、高度、速度、進行方向などの情報を出力する。このGPSセンサにより、位置情報を得て身体活動度と同時表示し、行動を捕捉する試みもある。これは徘徊の探索にも利用されている。このような試みから、いつ、どこで何をし、生理機能にどのような反応が現れるかを具体的にすることも可能となる。

姿勢モニタとして傾斜計を用いて日常行動を姿勢から評価する方法も検討されている⁴²⁾。磁気式角度センサを被験者の体幹、大腿、下腿に取り付け、重力方向に対する各部の角度から被験者の姿勢を24時間、少ない拘束で計測、記録できる。独居、家族と同居の高齢者の10時間にわたる姿勢計測より座位の占める割合が多いことが示され、行動パターンを知ることが可能となっている。センサの装着に問題は残り、まだ研究段階ではあるが、行動を視覚的にとらえることができるよう工夫されており、在宅での健康管理

機器として使用できると考えられる。ジャイロセンサを用い速度を計測した例も見られる。

5. 介護保険導入により必要とされる機器

介護保険の導入とともに原則身体拘束が禁止され、介護の場では身体拘束ゼロ作戦として数々の試みがなされている。拘束のないケア実現によって転倒、転落、徘徊が大きな問題となっている。

5.1 転倒モニタ

高齢者にとって骨折は、脳卒中、老衰とならんで寝たきりの原因の1つである。骨折が原因で廃用症候群に至る確率は10%以上と報告されている。高齢者は身体機能の低下によりバランスを崩し転倒しやすくなり、骨折する。他の骨折の原因として運動系の障害や心臓脳血管系の障害によるものも考えられる。これまでの転倒の計測はアンケートによる疫学的調査や、老人施設などで本人や介護者への聞き取りが主であった。記憶や観察に頼ることなく、いつ、どこで、どのように転倒したかを自動的に把握することは転倒の原因を知るうえで重要となる。現場では、転倒をいかに防ぐかで転倒予防教室の開催や転倒事象の聞き取りなどが行われている。転倒を予防するにはヒッププロテクタが効果があるが、装着感に問題が残る。先端技術を用いて転倒を予防する機器の開発が行われているが、市販されている機器はない。転倒の事象を知る転倒モニタとしては、水銀センサを用いて積算値から転倒の回数を推定する機器が発表されているがフィールドでの報告はない。われわれは、加速度センサ⁴³⁾や光遮断スイッチ⁴⁴⁾を用いてモニタの開発を進めている。加速度計測によれば、いつ、どこで、どのように転倒したか明確に知ることが可能である(図3)。



図3 転倒検出モニタ

装置の長時間使用、装着部位など工夫を有する箇所は多々あるが、早急に商品化されなければならない機器と考える。

5.2 徘徊老人監視と探索モニタ

徘徊老人に対しては、外出を監視するシステムの開発が進んでいる。徘徊老人の行動の抑制や制限がストレスとなり、またプライバシーも侵害するという(精神保健福祉法第36条)。また、介護保険の導入とともに身体拘束廃止が推奨され、徘徊老人の行動を束縛することは不可能になった。そのため、できるだけ自由に人間らしく生活をしても

らうためには電子技術を導入したシステムの開発が急務である。一般的なシステムは、送信器や発信器(タグ)を徘徊老人の衣服や履き物に装着し、出入り口や窓にセンサやアンテナを設置し、ヒトの出入りを検知し、警報を発するシステムとなっている⁴⁵⁻⁴⁷⁾。マグネットセンサによるドアの開閉に連動して監視カメラで徘徊老人を映し出すシステムも開発されている⁴⁸⁾。また、外出後の保護にはGPSやPHSを利用したシステムが見られる⁴⁹⁾。

6. ロボットと高齢者支援

ロボットによる高齢者支援は、1)リハビリテーション、2)自立支援 3)介護支援の3つの目的に分類される。

6.1 リハビリテーションロボット

リハビリテーションロボットとして、急性期には、一般的に整形外科で下肢の術後のリハビリテーションを補助するための、CPM (Continuous Passive Motion: 持続的他動運動) 訓練装置がある。最近では空気圧式アクチュエータ(エアマッスル)を動力源とした軽量型も開発されている。関節運動の改善を目的とした機器として、ロボットアーム技術を応用し、患者の下肢運動の支援を行うベッドサイド型下肢運動療法装置(TEM、安川電機)がある。主な特徴としては下肢の関節運動を行う際に、多くの動作パターンと各動作パターンでのきめ細やかな速度・角度設定が可能である。また、過去のリハビリテーション動作データと呼び出すことにより関節動作を実行可能としている。安全面の配慮としては、患者自身が装置の動作を停止できる反転機能付き患者停止スイッチも装備している。装置の小型化によりリハビリテーション室はもとより病室や集中治療室でも使用可能となっている。

回復期の訓練支援として移乗性や姿勢の安定性を改良し、座面が低く、背もたれを設置することによって脳卒中片麻痺患者でも訓練可能なエルゴメータも開発されている(ストレンクスエルゴメータ、三菱電機)。等張性運動を行わせる一定制御方式と等速性制御方式によりことなる制御方式による訓練や、アシスト機能、高精度、高応答サーボ制御システムにより幅広い運動負荷設定による訓練が可能となっている。さらに健側のみの訓練モードも有している。

さらに歩行訓練を目的としたシステムも市販されている(AI歩行訓練システム、日立)。このシステムは、1)患者の下肢機能に合わせて左右の歩行ベルトの速度や張力を単独に制御できる機構を有する、2)患者の体幹の支持いわゆる免荷機構、3)訓練のモチベーションをあげる速度追従式の画像用CRTと送風装置から構成されている。通常の負荷とインピーダンス制御による負荷制御を行える。一定負荷は、負荷量1~3km/hで歩行訓練を施行するが、インピーダンス制御方式では、蹴り力に応じてベルトが受動的に動くことにより筋力訓練を可能にしている。測定項目は、介助装置先端の変位、力、歩行速度、歩行面張力、歩行距離など

である。被訓練者に訓練の単調さをなくするためにあらかじめ撮影した公園の風景などの動画を提示して訓練意欲を高めている。

上肢動作訓練システムとしては MIT の MUNUS⁵⁰⁾と Stanford 大学⁵¹⁾の開発がある。わが国では、3次元ロボットシステム EMUL (Exercise Machine for Upper Limb)がある⁵²⁾。モーションガイドロボットもしくは力覚提示装置として使用されている。安全性を高めるために粒子分散型の ER 流体を用いて非常に慣性の低いアクチュエータを用いている。このアクチュエータは応答速度が非常に早く、出力トルク、回転数を容易に制限できるため、人間が直接操作する力覚提示装置のアクチュエータに適しているという。

6.2 自立支援ロボット

自立支援ロボットは、高齢者が自立できるようにロボット技術で支援することであるが、歩行支援、動作支援などが該当する。いわゆるウェアラブルロボット（外骨格系ロボット）などがこの例としてあげられる。前腕運動補助から歩行支援までいくつかのプロトタイプが試作されているが実用化まで2、3年は要すると考える。

歩行機も自立支援機と考えられる。高齢者の自立や社会参加を目的として歩行機にパワーアシスト機能を付加した電動式アシスト歩行支援機が開発されている⁵³⁾。図4に示すように利用者の上腕部を支持するサポータ、サポータ昇降ユニット、駆動ユニットおよび制御ユニットで構成されている。

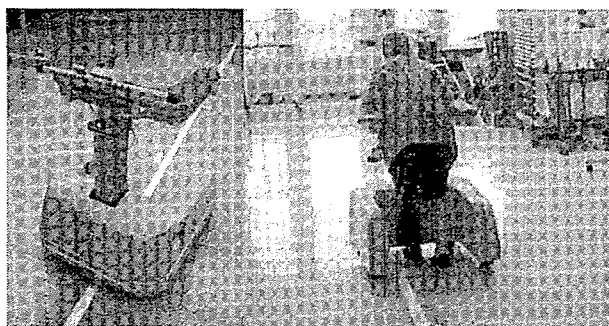


図4 電動アシスト歩行機

利用者は前腕全体での支持が可能なサポータに軽く手を添え、進みたい方向へわずかに力を加えて操作すれば良い。この歩行機は、またサポータの電動昇降機能により身長140-180cmに対応するだけでなく、この機能を利用してベッド座位や椅子からの立ち上がり動作にも利用可能となっている。1年以上歩行が不可能な症例にこの機器を導入した結果、歩行を獲得した例が報告されている⁵⁴⁾。

6.3 介護支援ロボット

入浴介助、トイレ動作、移乗動作などに介護用ロボットの導入は重要と考えるが、現在のところ利用できるロボットは開発されていない。医療従事者の介護負担を軽減する意味で癒しロボットが普及しつつある。パロ、AIBO など

が高齢者支援が行われている。人形療法などもこの範疇に入るが、いかに効果があがったかを実証するのは難しい。インフォームドコンセントを取り、一定時間ごとに尿を採取し、尿内成分を測定する方法や発話を中心としたコミュニケーションを一定時間ごとに記録するタイムスタディをするかで効果を実証している。

7. 最後に

わが国の高齢化にとって大きな意味を持つ「戦後のベビーブーム世代」が65歳以上になる2015年までに開発すべき支援機器を再度検討し、「高齢者の尊厳を支えるケア」を実現すべきことを念頭に置いて、機器開発に取り組む姿勢が重要である。まだまだ、高齢者にとって使い勝手のよい使用者の立場にたった機器の開発は進んでいない。目前の高齢社会に向かい、関係者のよりいっそうの努力を期待したい。

- 1) 日本福祉用具・生活支援用具協会
<http://www.jaspa.gr.jp/> 2005年8月15日アクセス
- 2) Tamura, T. Miyasako S, Ogawa M, Togawa t, Fujimoto T: Assessment of bed temperature monitoring for detecting body movement during sleep: comparison with simultaneous video image recording and actigraphy Med.Eng. Physics 21 1-8 1999
- 3) Lu L, Tamura T, Togawa T Detection of body movements during sleep by monitoring of bed temperature. Physiol.Meas. 20 137-148 1999
- 4) Ishijima M, Monitoring of electrocardiograms in bed without utilizing body surface electrodes IEEE trans Biomed. Eng. 40 593-594 1993
- 5) Sadeh, A., Hauri, PJ., Kripke, DF and Lavie P. The role of actigraphy in the evaluation of the sleep disorders. Sleep 18: 288-302, 1995
- 6) Acebo, C., Watson, R.K., Bakos, L. and Thoman EB. Sleep and apnea in the elderly reliability and validity of 24-hour recordings in the home. Sleep 14 56-64, 1991
- 7) 西田佳史、武田正資、森 武俊、溝口 博、佐藤知正 圧力センサによる睡眠中の呼吸・体位の無侵襲・無拘束な計測 日本ロボット学会誌 16 129-135 1998
- 8) 渡邊叢崇、渡辺嘉二郎 無拘束エアマットレス型センサによる睡眠段階の推定一心拍数変動と睡眠段階 計測自動制御学会論文集 37 821-828 2001
- 9) Tanaka, S Matsumoto Y and Wakimoto K. Unconstrained and non-invasive measurement of heart-beat and respiration periods using phonocardiographic sensor Med. Biol. Eng. Comput 40 246-252, 2002
- 10) 原田達也、坂田昌子、飯田豊、森 武俊、佐藤知正、

- 圧センサ枕による睡眠時呼吸・体動計測システムの実現 計測自動制御学会論文集 37 593-601 2001
- 11) 中島一樹、山小瀬寛、樋口昌男、佐橋昭、神谷香一郎、塩見利明、田村俊世、呼吸モニタを用いた睡眠時無呼吸症候群の検討 ライフサポート、14(1)、14-19 2002
 - 12) 石原謙、山下馨、山田憲嗣、ビジュアルセンシングシステムによる完全無拘束下での呼吸数の自動計測—時系列生体情報としてのビデオレート動画像からの生理機能計測—、第16回バイオメカニズム学術講演会論文集、279-282 1995
 - 13) Nakajima K, Matsumoto Y and Tamura T. Development of real-time image sequence analysis for evaluating posture change and respiratory rate of the subject in bed, *Physiological Measurement*, 22, pp. N21-N28 (2001)
 - 14) Tamura T, Yoshimura T, Nakajima K, Togawa T, Miike H, Unconstrained heart rate monitoring during bathing. *Biomed. Instrum Technol.* 31 391-396, 1997
 - 15) Ishijima M, Togawa T, Chronodiagnostic acquisition of recovery speed of heart rate under bathing stress. *Physiol.Meas.* 20 369-375 1999
 - 16) 田村俊世、吉村拓巳、陳文西、ほか。入浴中の脈波伝搬時間と血圧。医用器材研究所報告 29:104-9. 1995
 - 17) 田村俊世 在宅における生化学量モニターの可能性 日本機械学会誌 101(1) 22-25 1998
 - 18) 武内洋介 在宅健康モニター機器の現状と期待 FED レビュー 3(7) 4-12、2004
 - 19) 山越憲一：トイレに設置するモニタリングシステム BME 10(5) 30-38、1996
 - 20) Tamura T, Togawa T, Ogawa M, Yoda M: Fully automated health monitoring system in the home *Med.Eng. Phys* 20 573-579 1998
 - 21) Kawarada A, Takagi T, Tsukada A, Sasaki K, Ishijima M, Tamura T, Togawa T, Yamakoshi K: Evaluation of automated health monitoring system at the “welfare Techno House”. *Proc. 20th Annu. Intern. Conf. IEEE/EMBS 20 (part 4(6)) 1984-1987, 1998*
 - 22) 大竹佐久子、小川充洋、鈴木亮二、井筒岳、岩谷カウエルフェアテクノハウス水沢における独居高齢者のモニタリングシステムの開発、ライフサポート 13(4)88-95、2001
 - 23) Celler BG, Earnshaw W, Ilsar ED, Betbeder-Matibet L, Harris MF, Clark R, Hesketh, T Lovell NH: Remote monitoring of health status of the elderly at home. A multi-disciplinary project on aging at the University of New South Wales. *Intern. J. Bio-Medical Comput.* 40, 144-155 1995
 - 24) Suzuki R, Ogawa M, Tobimatsu Y, and Iwaya T, Time course action analysis of daily life investigation in the welfare techno house in Mizusawa. *J telemedicine and Telecare* 7(3) 249-259, 2001
 - 25) 鈴木亮二、大竹佐久子、井筒岳、岩谷カ：独居高齢者における生活時間調査による行動解析 ライフサポート 13(4)104-111、2001
 - 26) 南部雅幸、末永貴俊、一関紀子、中島一樹、田村俊世、情報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)112-119、2001
 - 27) Ohta S, Nakamoto H, Shinagawa Y, Tanikawa T: A health monitoring system for elderly people living alone. *J Telemedicine and Telecare* 8(3) 151-156, 2002
 - 28) Nambu, M.; Nakajima, K.; Noshiro, M.; Tamura, T. Technological developments in Japan - An algorithm for the automatic detection of health conditions - An image processing technique for diagnosing poor health in the elderly *IEEE EMBS magazine* 24(4) 38-42 2005
 - 29) 三安藤由紀、森幸夫、内田亜紀子 動き検知センサ「風呂用心」洋電機技報 33(3)、31-38(2001)
 - 30) 山口順一：セキュリティにおける光計測 計測と制御 39 273-278 2000
 - 31) Masuda, Y.; Sekimoto, M.; Nambu, M.; Higashi, Y.; Fujimoto, T.; Chihara, K.; Tamura, T Technological developments in Japan - An unconstrained monitoring system for home rehabilitation - A wireless heart/respiratory rate sensor accessible to home-visit therapists *IEEE EMBS magazine* 24(4) 43-47. 2005
 - 32) Williamson DA, Allen HR, Martin PD, Alfonso AJ, Gerald B, Hunt A Comparison of digital photography to weighed and visual estimation of portion sizes. *J Am Diet Assoc.* 2003 Sep;103(9):1139-45.
 - 33) 歩数計 例えばオムロン社 ウォーキングスタイル <http://www.walking-style.com/>、ススケン ライフコーダ <http://www.suzuken.co.jp/MedicalFiles/medical4.html> 2005年8月18日アクセス
 - 34) Wong, TC, Webster, JG, Montoye, HJ and Washburn, R Portable accelerometer device for measuring human energy expenditure *IEEE Trans BME-28*, 467-471, 1981
 - 35) 米国 AMI 社 アクティグラフ <http://www.ambulatory-monitoring.com/> 2005年8月18日アクセス
 - 36) Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG Accelerometry: providing an integrated, practical method for long-term, ambulatory monitoring of human movement. *Physiol Meas.* 2004 Apr;25(2):R1-20.
 - 37) Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG Detection

- of daily physical activities using a triaxial accelerometer. *Med Biol Eng Comput.* 41(3):296-301 2003
- 38) 牧川方昭 行動のモニタリング 日本機械学会誌 101:14- 1998
- 39) Mathie MJ, Celler BG, Lovell NH, Coster AC. Classification of basic daily movements using a triaxial accelerometer *Med Biol Eng Comput.* 2004 Sep;42(5):679-87.
- 40) Mathie MJ, Coster AC, Lovell NH, Celler BG, Lord SR, Tiedemann A. A pilot study of long-term monitoring of human movements in the home using accelerometry. *J Telemed Telecare.* 2004;10(3):144-51.
- 41) Tamura T, Sekine M, Ogawa M, Togawa T, Fukii Y: Classification of acceleration waveforms during walking by wavelet transform. *Meth. Inform. Med.* 36:356-359.1997
- 42) 田中志信、村田和香、和田龍彦、山越憲一 無拘束姿勢計測による高齢者の姿勢分析と活動性評価 第13回生体・生理工学シンポジウム論文集 275-278 1998
- 43) 吉村拓己、堀内邦孝、東 祐二、中島 一樹、藤元 登四郎、千原 國宏、田村 俊世 老人転倒モニタの開発とその評価 電気学会論文誌C 120-C、1846-1853 2000
- 44) 吉村拓己、長屋政博、千原國広、田村俊世、高齢者用転倒記録システムの開発とその評価 日本生活支援工学会誌 2(1)38-44、2002.
- 45) 山本博美、若松秀俊:施設・在宅における徘徊性老人の電子保護システムによる安全の確保 医用電子と生体工学 29: 97-104 1991
- 46) 山本博美、若松秀俊:在宅徘徊老人用電子保護システムの長期家庭運用とその解析 医用電子と生体工学 37、301-303 1999
- 47) ニッポン高度紙工業(株):徘徊センサあんしん <http://www.kodoshi.jp/sensor/haikai.html> 2005年8月15日 アクセス
- 48) エルモ株 ナーシングケア支援システム <http://www.elmo.co.jp/product/survey/nursing.htm> 2005年8月15日 アクセス
- 49) 清水孝一、河村邦弘、山本克之:徘徊者定位システムの開発ーバイオテレメトリによる在宅医療支援ー *BM E* 10(5) 3-10、1996
- 50) Krebs H, Hogan N, Volpe N., BT, Aisen ML, Edelstein L, and Diels C Robot-Aided neuro-Rehabilitation in Stroke: Three-Year Follow-up, *IEEE Intl. Conf. Rehabilitation Robotics*, Stanford, CA,USA. (1999)
- 51) Charles G. Burgar, Peter S. Lum, Peggy C. Shor, H.F. Machiel Van der Loos, Development of robots for rehabilitation therapy: The Palo Alto VA/Stanford experience *Journal of Rehabilitation Research and Development* 37(6), November/December 2000 WEB version
- 52) 坂口正道、古荘純次、元田英一:ER アクチュエータを用いたリハビリテーション訓練システムの開発に関する基礎研究、日本ロボット学会誌、19(5)、612-619(2001)
- 53) 竹内郁雄、柄川 素、小関篤志、藤江正克 田村俊世 高齢者用電動アシスト歩行支援機の開発 ライフサポート 17(1) 22-28(2005)
- 54) 森明子ほか 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 30(10) 953-6、2002
- 55) Shibata T, Mitsui T, K Wada, K and Tanie K, Subjective Evaluation of Seal Robot: Paro - Tabulation and Analysis of Questionnaire Results -, *Journal of Robotics and Mechatronics* .14(1), 13-19, 2002.
- 56) Tamura T, Yonemitsu S, Itoh A, Oikawa D, Kawakami A, Higashi Y, Fujimoto T, Nakajima K Is an entertainment robot useful in care in elderly people with severe dementia? *J. Gerontol A Biol Sci Med Sci* 59: M83-M85



田村 俊世 (Toshiyo Tamura)

1980年 東京医科歯科大学大学院研究科修了 医学博士

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。日本生体医工学学会(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、論文誌編集部長)の会員

Improving personal health through the Home Healthcare Model Verification Project in Osaka, Japan

I.Mizukura¹, Y.Kimura², T.Tamura³

¹Industrial Systems Engineering Department, Mitsubishi Electric Engineering, Aichi, Japan

²Health Science Center, Kansai Medical University, Osaka, Japan

³Department of Medical System Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba, Japan

Abstract: We developed a new home health care network system called the Home Healthcare Model Verification Project in the Osaka area with the cooperation of medical and paramedical staff trained to intervene on behalf of clients, including those with chronic diseases. We collected data for 6 months, and in this paper describe a pilot study examining intervention and the potential medical use of the data.

Keywords: chronic disease, home health care, intervention,

I. Introduction

The Home Healthcare Model Verification Project has developed and standardized secured network data protocols, measurement devices, and interface equipment for linking the devices. As a test, we installed the system in 20 households in Osaka, totaling 80 subjects, and linked them with intervention staff at Kansai Medical University (Osaka, Japan). An analysis of the data obtained over 6 months is now under way. In this paper, we introduce some of the major findings.

II. The Home Healthcare Model Verification System

The system is shown in Fig. 1. Each family had a blood pressure monitor, a weight scale with a body-fat monitor, a heart rate monitor, and other devices. For the 80 subjects, the physiological parameters shown in Fig. 1 were monitored from 1 February to 31 July using these devices. Informed consent was obtained from each individual. During the study period, medical and paramedical staff intervened occasionally, while the data for each subject were collected via the Internet.

III. Results

The stored data for the 80 subjects consisted of 55,103 files. Data were obtained from 30% of the subjects every 2 days and from 10% of the subjects almost every day. The summary is shown in Table 1. We next discuss the results for a subject who was monitored on a daily basis.

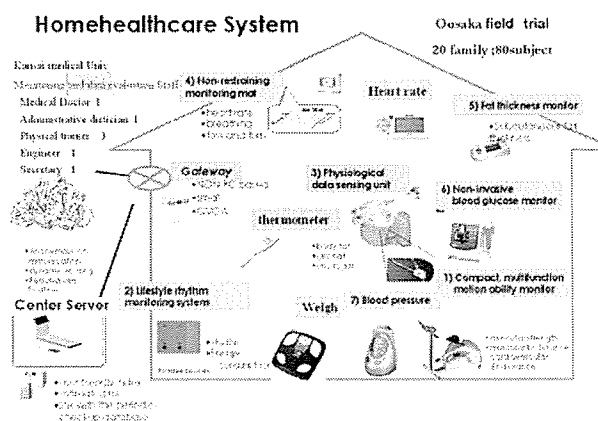


Fig. 1. Schematic diagram of the home health care system.

Table 1. Summary of this study. Measurement time and subjects

Measurement items	Body weight	Body pressure	Physical activity	Life rhythms	Urine sugar	Pedo meter
# of subjects	80	80	24	22	80	22
# of record >100	34	27	12	21	29	8
> 200	9	12	10	20	19	0

A) Change in blood pressure with exercise

Figure 2 shows the time course of the blood pressure data for a subject at risk of heart failure. The intervention staff prescribed medicine to control the systolic pressure from January to March. During this time, the subject continued to walk and exercise. Figure 3 shows the estimated calorie expenditure during 30 minutes on the motion monitor and the patient's state of exertion for January (the constant load equaled 50% of the aerobic threshold). Figure 4 shows the number of steps walked each day as measured by the lifestyle rhythm monitor. The subject walked about 5,000 steps every day and reduced weight, as shown in Fig. 5.

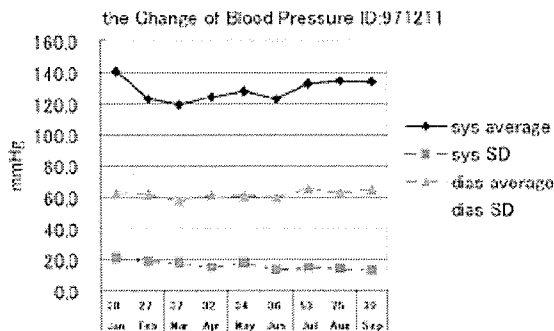


Fig. 2. Temporal changes in the average blood pressure

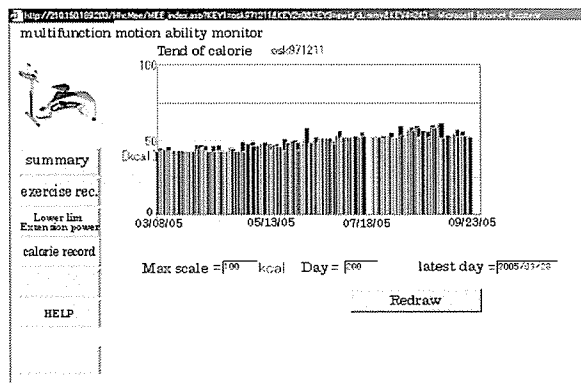


Fig. 3. Temporal changes in the energy expenditure based on physical activity

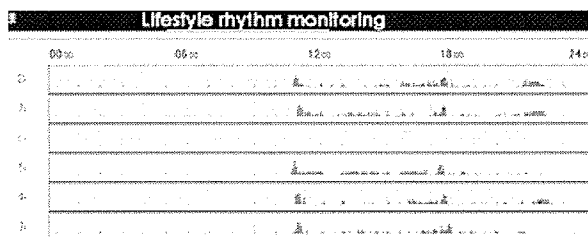


Fig. 4. Temporal changes in the number of steps walked.

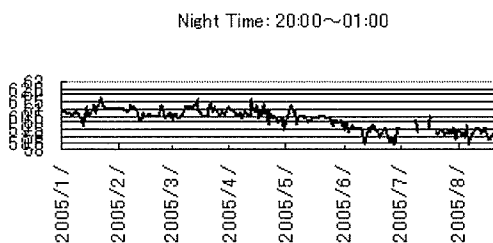


Fig. 5. Diurnal changes in body weight

B) Body weight analysis

Figure 6 shows the difference in body weight between morning and night for one month. The daily difference was about 3 kg. Based on the data in Fig. 6, the intervention staff had to regulate the times of measurement. The staff concluded that the subject controlled his weight successfully.

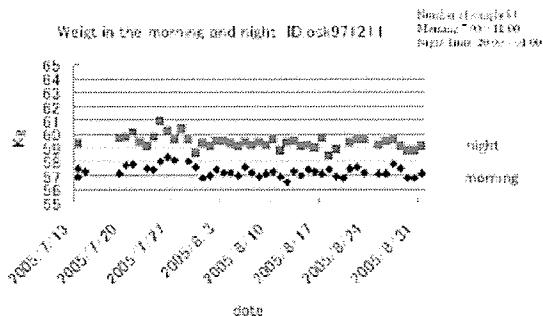


Fig. 6. Changes in body weight in the morning and at night.

C) Blood pressure

Despite the subject's efforts, the average systolic blood pressure gradually increased starting in August. A detailed analysis will be conducted. Figure 6 shows the highest and lowest systolic and diastolic pressures during each day. The data show that the systolic pressure remained low, while the difference between the systolic and diastolic pressures increased gradually. Table 2 indicates that the difference occurred in the morning. In Fig. 6 the lowest value of systolic pressure maintained the high normal (130-139 mmHg) in WHO standards but, the highest value of one showed grade-3 hypertension (above 180 mmHg). The same tendency was found another subject shown in Fig.7.

Table 2. Average blood pressures in the morning and at night

	In the morning	In the evening
# of samples	84	202
Systolic	136.8	128.1
Diastolic	68.1	61.1

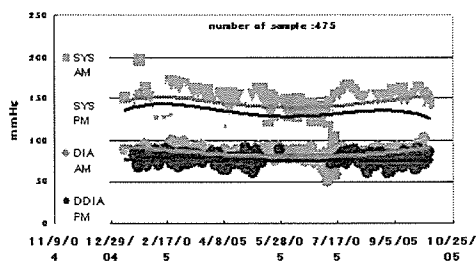


Fig. 7. Seasonal changes in Blood Pressure: at subject

D) Risk control

Figures 8 and 9 show the heart-related risks associated with exercise. The heart rate in Fig. 8 shows it to be 40% higher than usual during exercise. Figure 9 shows an irregular rhythm in his heartbeat. The ability of 30 min exercise in this subject increased from 4.1 to 6.2 kcal show in Fig.3 and also the body weight was reduced at 3 kg (5.1% of bodyweight ratio).

As the process of prescribing exercise includes workload as watt, the level of anaerobic threshold (AT) changed from 28(50% of AT) to 43 watt (60% of AT) in June. Further Figure 10 shows that average resting heart rate before exercise is almost same as the one during sleep.

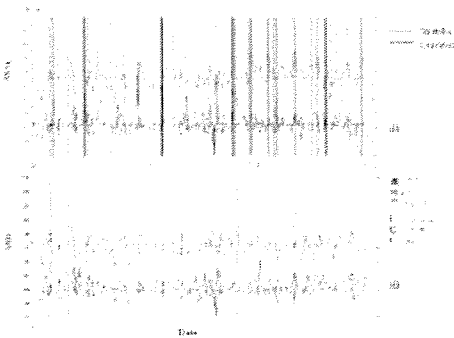


Fig.8 Temporal changes in the systolic and diastolic blood pressures

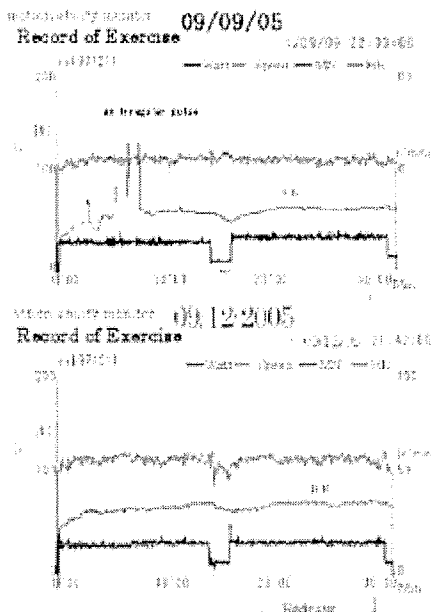


Fig. 9. A typical example of heart-related risk due to exercise

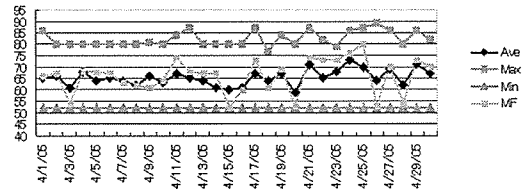


Fig. 10 Changes in heart rate during sleep

IV. Discussion

Home health care monitoring was conducted successfully and without great difficulty, although there were several interventions by physicians and paramedical staff. The data were transmitted from private homes to a data-collation center.

The volume of stored data was huge. The types of data differed, *i.e.*, some were continuous functions, and others were intermittent input values. The intervention staff had to revise the measurement protocol several times and this process is continuing. Nevertheless, the staff was acutely aware that the various types of data allowed for more precise intervention. The number and variety of interventions interfered with the subject's lifestyle, and he thus sought to avoid risk by developing his own strategies and methods in this regard.

From the results, we need to solve two physiological phenomenon; . the systolic pressure changes with season and the prescription of exercise with anaerobic threshold. The changes in systolic pressure are sometime critical. We must be clear during long-term monitoring of blood pressure. In addition we changes anaerobic threshold from 50 % AT to 60 % AT during experimental stage.

In general, heart rate in normal subject did not change at 80% of AT level because of the heart ate reserve. However, the patient with chronic diseases observed large variance at 60 % of AT. Such subject, we propose Karvonen method rather than maximum anaerobic heart rate.

The Karvonen formula is similar to the percentage of maximal heart rate. The difference is that the Karvonen formula incorporates the resting heart rate. Resting heart rate is the rate that your heart beats when at rest. The Karvonen formula is maximum heart rate - resting heart rate x desired intensity + resting heart rate.

Further study is needed the relationship between heart rate and blood pressure.

Acknowledgment

This research was conducted in close collaboration with the developers of the equipment used by the Home Healthcare Model Verification Project. The Ministry of

Economy, Trade and Industry (METI) implemented this study. The New Energy and Industrial Technology Development Organization (NEDO) has given its continued proactive support for developing the medical devices in order to promote R&D. The Technology Research Association of Medical and Welfare Apparatus (TRAMWA) has established a development committee composed of members of academia and industry. The author thanks them all.

REFERENCES

- [1] I. Mizukura, "Health Check Analysis Using Data Mining System KNODIAS." 37th Japanese Society for Medical and Biological Engineering, pp. 61-74, 1998.
- [2] M. Yanoura, "Development and Evaluation of Workplace Blood Pressure Measurement and Monitoring System." Japanese Journal of Occupational Medicine and Traumatology 50: 365-373, 2002.
- [3] T. Okuda, "The Net Working Rate of Blood Pressure Measurement Network System in 3 Years." Journal of Occupational Health 42: 577, 2000.
- [4] Fletcher GF, Balady GJ, Amsterdam EA, et al: Exercise standards for testing and training :a statement for healthcare professionals from American Heart Association. Circulation 104:1694-1740, 2001