

の細胞膜上には放出された Ach を速やかに分解するためにアセチルコリンエステラーゼ (AchE) が高濃度に存在し、神経伝達をすばやく切る役目を担っている。アルツハイマー病患者の脳の皮質や海馬では AchE 活性が大きく低下していることから、その部分の活性を測定すれば診断ができる。

認知症の早期発見、早期診断のために、もの忘れ外来が多く施設で導入されている。検査のひとつとして、従来の検査紙を利用したものに代わるものとしてタッチパネルを用いた PC による簡易スクリーニングテストが取り入れられている¹⁾。診断内容は、PC からの質問を理解する「即時再認」、今日が何年何月何曜日であるかという「日時の見当識」、初めに聞いた言葉の「遅延再認」、図形を認識できるかの「図形認識」などで構成されている。

脳波 (EEG) や脳磁図 (MEG) を用いた早期診断への試みもある。アルツハイマー病には、デルタ波、シータ波の出現は増加するが、アルファ波、ベータ波の出現は減少する。これは、アルツハイマー病の初期状態で出現することが知られている²⁾。また、頭皮上の電位分布は脳内にある神経細胞の活動についての直接的な情報を含んでいるので、頭皮上の電位分布を利用することができる。皮質内の神経細胞活動が均一であれば、頭皮上の電位分布が一様になる。正常な脳では、その溝内部の向かい合った壁面内にある神経細胞が発生する電流は互いに方向が逆向きで相殺され、EEG には寄与しない。一方、部分的に皮質神経細胞活動が劣化するとその相殺効果が小さくなり、ランダムな方向を持った電流が発生して、これで頭皮上電位分布の滑らかさが失われる。電位分布の滑らかさは、数値で表すと、正常であれば 1 に近く、神経細胞機能の劣化が進むにつれて減少するという³⁾。

MEG も早期診断に用いられ始めている⁴⁾。MEG も EEG と同じように低周波成分信号の増加、高周波成分信号の減少が観察されている。筆者らは、認知メカニズムを解明する目的で、外部刺激に対する各周波数成分の同期がアルツハイマー病で正常と異なること

を観察している⁵⁾。

さらに、アルツハイマー病患者はアミロイド蛋白の蓄積が特徴的な病理像であるので、 β アミロイド蛋白 ($A\beta$) に結合する化合物 (プローブ) を開発し、これを標識して個体に静脈内投与後、PET または SPECT を用いて $A\beta$ の脳内蓄積量および脳内分布画像からアルツハイマー病を診断することができる。この診断法の原理からみてアルツハイマー病の早期、鑑別診断、発症前診断をも可能とすることが確実視されている。すでに FDDNP⁶⁾、PIB⁷⁾ および SB-13⁸⁾ という 3 つのプローブの臨床試験結果が報告されており、ある程度の成績が得られている。さらに、ペンシルベニア大や東北大学において新しいプローブの臨床試験が予定されており、より優れた特性を有するプローブの開発が進んでいる。

眼底による血管診断

加齢に伴う血管の形態変化の観察に、いくつかの新しい試みがある。癌を除けば、虚血性心疾患、脳血管障害が生活習慣病の中心となる。いずれも血管の動脈硬化が背景にあり、その進展を抑えることが予防となる。その目的として眼底観察が考えられる。

眼底血管は「血管を外部から直接観察できる唯一の器官」である。脳と同じような細かい血管が多くある器官であるから、眼底の微細な血管の異常は、脳血管障害のリスクに関連する可能性が高いと考えられる。CT や MRI が脳卒中の発症後の診断機器であるのに対し、眼底血管イメージング機器は発症前にリスクを検知し、予防医療の高度化を支援する。また、眼底血管イメージング機器は小型で操作が簡易であることから、大型で大規模な診断機器に代わって、脳梗塞、脳出血など脳の血管障害の早期診断に向いていると考えられる。

現在、眼底カメラによる血管イメージから、高血圧や糖尿病による循環器への影響を指標化して、疾病の診断支援情報として提示しているところもある。す

に病気を抱えた患者の疾病の診断では眼底カメラのイメージは有用だが、眼底の血管の精密画像が得られることにより、健康状態から疾病に移行が始まる早い段階での診断が可能となる。

動脈硬化を評価する非侵襲的なモニタリング方法として、頸動脈エコー、足首と上腕の血圧の比(ankle brachial index; ABI)、脈波伝搬速度(pulse wave velocity; PWV)、加速度脈波などがある。しかし、それらは完成度の高い手法とはいえず、環境条件に左右されることが多い。眼底血管を観察し、動脈硬化の進展を経時的に評価することができれば、これまでの評価法に比べて、簡便かつ正確な指標になり得ると考えられる。眼底血管評価の現状は、Keith-Wagner (K-W)の分類や Scheie 分類による高血圧変化や動脈硬化性変化の段階評価法であり、主観的な評価となっている。また、糖尿病網膜症の場合には Scott 分類などが用いられている。

眼底血管のより精密な観察には、走査レーザー眼底鏡(scanning laser ophthalmoscope; SLO)や光干渉断層計(optical coherence tomography; OCT)がある。

SLOは微弱なレーザー光を高速走査して眼球内に投影し、眼底からの反射光を光電子増倍管などの高感

度な素子で検出して、画像をTVモニタ上に形成する。光源には半導体レーザーやHe-Neレーザー、またはArレーザーなどが使用される高速と低速の走査の組み合わせにより2次元的な走査が可能であり、またNTSC(National Television System Committee)のTV走査方式に同期させることにより、TVモニタ上にリアルタイムに眼底像を表示することができる。検出系の光路はハーフミラーによって二分割され、わずかにデフォーカスした共焦点開口(スリット)を介して2つの光電検出器で眼底からの光量を検出する。この2つの光検出器の出力信号を加算すれば通常の2次元的な眼底像となり、一方、割算処理によれば、眼底の3次元的な凹凸像を検出して表示することもできる。SLOでは共焦点光学系の導入により、眼底カメラよりも優れた解像力とコントラストを実現可能である。SLOの画像分解能は、光学補償技術を導入することで格段に改善される。AO(adaptive optics)を組み込むことで、角膜や水晶体など眼球による光の波面の乱れを補正し、画像の解像度を向上できる。現在、2 μ mの解像度で視細胞が観察されている⁹⁾。さらに、補償光学の技術を導入してスペックル現象から血行動態を推定することが可能となっている¹⁰⁾。図1は網膜組織の写真で、左から神経組織と表層血管、深層の血管、

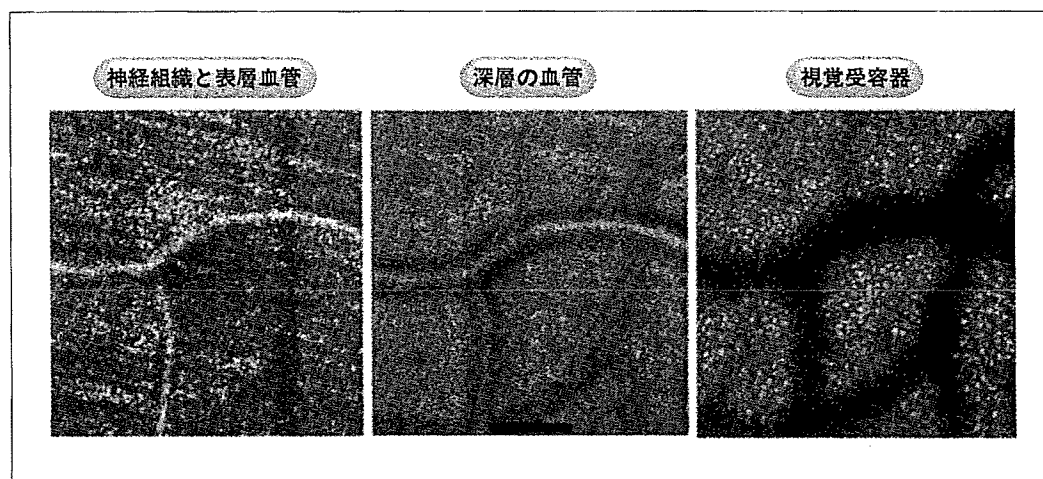


図1. 網膜組織
スケールバー: 100 μ .
(Permission by Professor A. Roorda)

血管，視覚受容器を示している。

OCT は，糖尿病網膜症の検査に有効に使われている。OCT の原理は，近赤外線低干渉ビーム (850 nm) を用いている。OCT 内部のスーパーミネセンスダイオードで発振した低干渉ビームは，ビームスプリッタで2つに分けられ，ひとつは参照鏡に向かい，反射して戻ってくる。これが参照光となる。もうひとつは，測定光として眼内に入ります。測定光は眼底の各層で反射して，それぞれ時間の遅れを伴った異なる強度の反射光として戻ってくる。反射光と参照光はビームスプリッタで再び合流し，検知器に入る。反射光と参照光が重なると干渉現象が起こる。これにより，反射光の強度と時間的ずれが検知される。この情報を空間的位置関係に換算することで，眼底の断層像が得られる。つまり，光検出器で検出された干渉光の強度と参照鏡の位置情報により，生体内組織の深さ方向の断層像が得られる。OCT の垂直方向の解像度は 10~20 μm である。

網膜では，神経線維層，内網状層，外網状層が高反射となり，神経節細胞層，内顆粒層，外顆粒層は低反射となる。図 2 に，OCT による正常網膜の断層写真を示す。中心部がやや薄くなっている。血管の構造ははっきりしないが，大血管と思われる空洞状の低反射域がしばしば観察される。

これら SLO, OCT の技術を統合して，眼底血管の動脈硬化を集団健診レベルで，簡易かつ非侵襲的で精

度の高い経時的な評価ができれば，発症予防法の開発につながる。

生活習慣病を予防するホームヘルスマニタリング

測定される対象者に負担をかけず意識しないで生理量を測定して，生活リズムを長期間にわたって観察することによって生活習慣病の予防，予測につなげようとするシステムが開発されている。膨大かつ複雑な健康情報を解析・活用するホームヘルスケアのための高性能健康測定機器開発として，自らの健康に関心や不安のある人々を対象に，各種の身体・生体情報を日常的かつ統合的に計測可能な健康モニタ機器を開発し，健康モニタ機器により長期間にわたり測定し，データセンターに集積する。その膨大なデータを解析することにより，健康状態を推定し，提示可能なシステムおよび生活習慣病などの疾病の危険を推定し，診断支援を可能とする健康情報解析システム技術の開発を目的としている。さらに，データセンターと家庭とその他の機関などを，安全に統合的に結ぶネットワーク機器のデータプロトコルを統一し，機器相互間の円滑なデータ伝送を保証するインターフェイス機器開発も行っている。データセンターでは，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 電話など

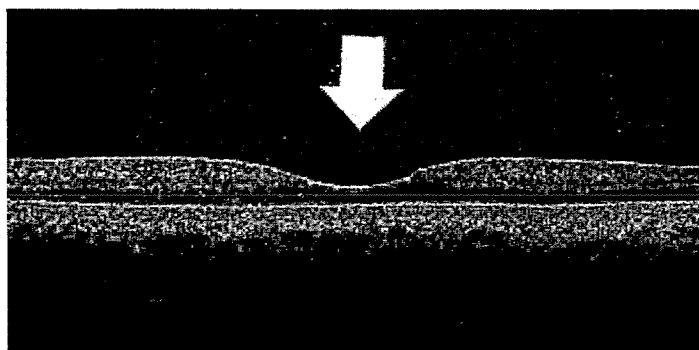


図 2. OCT による正常網膜の断層図

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うえで、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。

機器開発は、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測定機器を埋め込み、測定対象者が家具調度を使用した時にモニタする構造となっている。血圧は最も重要な情報であるが、これまで、無意識に計測できるシステムはほとんど開発されていない。これまでにトイレでの血圧計測¹¹⁾、入浴時の脈波伝搬速度計測からの血圧推定が行われているのみである¹²⁾。前者は、便座に大腿を圧迫するシステムを装着し、光電脈波法で血圧を測定している。後者は、入浴は熱負荷となるので、末梢循環が良好で血管が拡張していると仮定し、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検出することにより、血圧と高い相関があるデータを得ている。

これまでに実用化された計測システムはベッド、浴槽、トイレに装着されている¹³⁾。無意識のうちに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が、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、簡単な睡眠の指標として用いられている¹⁴⁾。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、いびき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¹⁵⁾¹⁶⁾。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¹⁷⁾¹⁸⁾。

睡眠は、生活習慣病と深い関係があると考えられるので、睡眠情報と日中の血圧、心拍数などの生理情報を統合した健康管理システムの構築が重要と考えられる。さらに、無意識に血圧が測定できる機器の開発が望まれる。

日常生活習慣をモニタする方法として、各種物理センサを用いてヒトの行動を見守ろうとする試みもある。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、その他、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。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が¹⁹⁾⁻²⁴⁾、まだまだ実用化には問題が残る。システムを受け入れる社会的基盤、たと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られる。

◎文 献

- 1) 浦上克哉：タッチパネルを用いた痴呆症スクリーニングの意義と有効活用。第19回「大学と科学」公開シンポジウム「アルツハイマー病 治療の可能性を探る」予稿集 39-41, 2004
- 2) Schreiter-Gasser U, Gasser T, Ziegler P: Quantitative EEG analysis in early onset Alzheimer's disease: correlations with severity, clinical characteristics, visual EEG and CCT. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 90: 267-272, 1994
- 3) Musha T, Asada T, Yamashita F, et al: A new EEG method for estimating cortical neuronal impairment that is sensitive to early stage Alzheimer's disease. *Clin Neurophysiol* 113: 1052-1058, 2002
- 4) Berendse HW, Verbunt JPA, Scheltens P, et al: Magnetoencephalographic analysis of cortical activity in Alzheimer's disease: a pilot study. *Clin Neurophysiol* 111: 604-612, 2000
- 5) Kohdabashi A, Sekine M, Higashi Y, et al: Evaluating the entrainment of the alpha rhythm during photic stimulation in control subjects and patients with Alzheimer's diseases. *Proc BEMRF* (in press) 2005

- 6) Shoghi-Jadid K, Small GW, Agdeppa ED, et al : Localization of neurofibrillary tangles and beta-amyloid plaques in the brains of living patients with Alzheimer disease. *Am J Geriatr Psychiatry* 10 : 24-35, 2002
- 7) Klunk WE, Engler H, Nordberg A, et al : Imaging brain amyloid in Alzheimer's disease with Pittsburgh Compound-B. *Ann Neurol* 55 : 306-319, 2004
- 8) Verhoeff NP, Wilson AA, Takeshita S, et al : In-vivo imaging of Alzheimer disease beta-amyloid with [11C] SB-13 PET. *Am J Geriatr Psychiatry* 12 : 584-595, 2004
- 9) <http://vision.berkeley.edu/roordalab>(access on 20, Feb, 2005)
- 10) Roorda A, Romero-Borja F, Donnelly WJ, et al : Adaptive optics scanning laser ophthalmoscopy. *Optics Express* 10 : 405-412, 2002
- 11) 前田剛宏, 大嶋章寛, 岡本明男ほか : トイレを利用した無意識生体情報計測システムの開発研究—トイレ便座を利用した血圧計測法に関する基礎的検討—. *信学技報 MBE* 2000-27 : 41-46, 2000
- 12) 田村俊世, 吉村拓巳, 陳文西, 戸川達男 : 入浴中の脈波伝搬時間と血圧. *医用器材研究所報告* 29 : 104-109, 1995
- 13) Tamura T, Togawa T, Ogawa M, Yoda M : Fully automated health monitoring system in the home. *Med Eng Phys* 20 : 573-579, 1998
- 14) Sadeh A, Hauri PJ, Kripke DF, Lavie P : The role of actigraphy in the evaluation of the sleep disorders. *Sleep* 18 : 288-302, 1995
- 15) 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—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
- 16) Tanaka S, Matsumoto Y, Wakimoto K : Unconstrained and non-invasive measurement of heart-beat and respiration periods using phonocardiographic sensor. *Med Biol Eng Comput* 40 : 246-252, 2002
- 17) 原田達也, 坂田昌子, 飯田豊ほか : 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
- 18) 中島一樹, 山小瀬寛, 樋口昌男ほか : 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
- 19) Celler BG, Earnshaw W, Ilsar ED, et al : Remote monitoring of health status of the elderly at home. A multi-disciplinary project on aging at the University of New South Wales. *Int J Biomed Comput* 40 : 147-155, 1995
- 20) Suzuki R, Ogawa M, Tobimatsu Y, Iwaya T : Time course action analysis of daily life investigation in the Welfare Techno House in Mizusawa. *Telemed J E Health* 7 : 249-259, 2001
- 21) 鈴木亮二, 大竹佐久子, 井筒岳, 岩谷力 : 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
- 22) 南部雅幸, 末永貴俊, 一関紀子ほか : 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
- 23) Ohta S, Nakamoto H, Shinagawa Y, Tanikawa T : A health monitoring system for elderly people living alone. *J Telemed Telecare* 8 : 151-156, 2002
- 24) Matsuoka K : Aware home understanding life activities. Toward a Human-Friendly Assistive Environment. (Zhang D, Mokhtari M eds) IOP press, 2004, pp186-193

水分摂取量管理のための遠隔給水モニタリングシステム

関根 紀子 (正会員)*・南部 雅幸 (正会員)*
末永 貴俊 (非会員)**・田村 俊世 (正会員)***

A telemonitoring system of water supplier for health care

Noriko ICHINOSEKI-SEKINE*, Masayuki NAMBU*,
Takatoshi SUENAGA** and Toshiyo TAMURA***

Abstract

In this study, we developed a telemonitoring system of water supplier to estimation of water intake for health care. This system consists of a automatic water supply measurement system and a remote monitoring system. The automatic water supply measurement system has a thermos bottle, a electric balance and a computer. Subject can drink water from the thermos bottle using his/her cup/glass that subject is used to in daily life. The remote monitoring system consists of a computer and WWW browser. Neither new device nor special procedure is not required for monitoring. We estimated water intake of an elderly diabetic inpatient for three days by using this system. The automatic water supply measurement system set up at a position where the subject could reach it from the bed, because the subject needed assistance for walking. Data was monitored from nurse's station. We obtained the tendency that the volume of water supply increase after awaking and meals. Our results suggested that this system easily provide information of water intake pattern. Moreover, this system was easy to use for both of subject and observers. There is a possibility that this system will not only save nursing time, but also improve clinical care.

Key Words

water supplier, water intake controll, telemonitoring, web-based application

1. はじめに

通常、飲水および食事によって体内に水分を取り込み、自動的に水分電解質平衡が保たれるが、疾患によっては水分摂取量や摂取時刻の管理が必要となる。たとえば、腎機能障害、心疾患¹⁾などでは、水分摂取量と摂取時刻を管理しなければなら

ない場合がある^{1),2)}。一方、自由飲水が可能である場合でも、飲水量を記録しその変化を観察することで、症状の変化をある程度把握することが可能である。たとえば、水分摂取量を把握することは痛風や糖尿病などに効果があるものと考えられている^{3),4)}。さらに、日常生活での飲水量と時間を把握することで、口渇を伴う疾患の早期発見や脱水の予防に役立つ可能性がある。

このように、飲水の量と時刻を把握することは、医療現場において必要であるだけでなく、健康管理や疾患の早期発見にも役立つ可能性があるものと考えられる。しかしながら、医療現場の大半では、水分摂取量を把握するために患者本人もしくは看護師が飲水量を逐一記録しているのが現状である。このような多忙な医療現場での煩雑な計量と記録は、両者に過度の負担を強いるものと推測される。同様に、日常生活において飲水量を計測し正確に記録することも、煩雑で負担となる。

看護・介護を必要とする高齢者の増加に伴い2000年4月に介護保険法⁵⁾が施行され、在宅での看護・介護が受けられる体制が整えられてきた。しかし、相対的な看護・介護者の不足が生

2004年11月25日受理

2005年5月2日最終原稿受理

* 国立長寿医療センター研究所長寿医療工学研究部 愛知県大府市森岡町源吾36-3

* 熊本大学医学部付属病院医療情報経営企画部 熊本県熊本市本荘1-1-1

* 千葉大学工学部 千葉県千葉市稲毛区弥生町1-33

* Department of Gerontechnology, National Center for Geriatrics and Gerontology, Obu, Aichi

* Medical Information Technology and Administration Planning, Kumamoto University Hospital, Kumamoto, Kumamoto

* Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba, Chiba

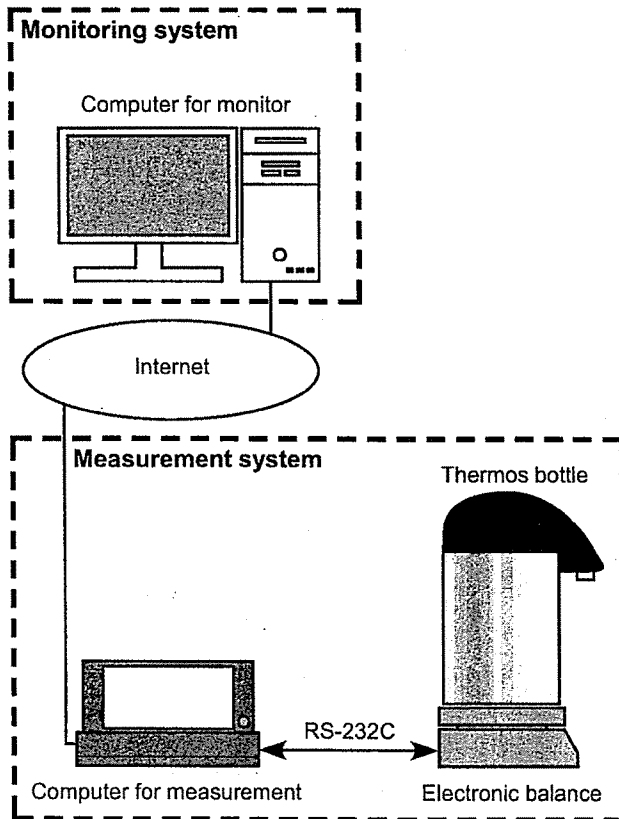


Fig. 1 Schematic diagram of measurement system of water supply.

じており、これらを補うための工学的的手法による看護・介護者の補助システムの開発が進められている^{6)~9)}。しかしながら、これらは在宅医療のための生体情報を病院とやりとりするものや、独居高齢者の生活パターンを見守るためのものが主となっており、飲水量に着目したものは見あたらない。飲水に着目した例としては、インターネットを介して第三者が電気ポットの使用状況を把握可能なシステム¹⁰⁾があげられる。しかしこれは、使用時刻と回数を知り生活を見守るためのものであり、給水量を把握することはできない。

そこで本研究では、給水の時刻と量を自動記録する給水モニタを試作し、臨床評価を行った。本システムは、インターネットを用いて遠隔地で給水量を把握することが可能であり、入院患者の給水量をナースセンターで管理する場合や、在宅での給水量を医師が把握する場合などを想定している。試作にあたっては、使用者が使いやすいシステムを目指し、監視されているという感覚を軽減するために日常使用している魔法瓶や電気ポットを給水に用いることとした。本論文では、はじめに試作した給水自動記録装置およびナースステーションで患者の給水量を遠隔モニタするシステムについて述べる。次に、提案するシステムを用いて高齢入院患者の給水をモニタした結果をもとに、本システムについて検討を行う。

Table 1 Specification of the measurement system of water supply.

項目	形式	仕様
魔法瓶	ABF-30S (象印マホービン株式会社)	容量 3.0L 重量 2.0kg
電子天秤	BX-6200S (島津製作所)	最小表示 0.1g 秤量 6200g 測定精度 $\pm 0.4g$
計測用 コンピュータ	LibrettoSS1000 (東芝)	Pentium233MHz

2. 遠隔給水モニタリングシステム

本システムは、ベッドサイドに設置される給水自動記録装置とナースステーションに設置される遠隔モニタ装置により構成される。本システムの概要を Fig.1 に示す。

2.1 給水自動記録装置

本装置は、給水装置（魔法瓶）、電子天秤および計測用コンピュータで構成される。これらの仕様は Table1 の通りである。

魔法瓶の重量は、電子天秤により連続計測され、5秒毎に計測用コンピュータにより読み出される。重量の変化量をもとに魔法瓶からの給水量が同定される。通常魔法瓶からの給水操作は電動式、手動式を問わず、上部からの圧力が装置全体に加えられるため、この影響が重量の計測値に表れる。したがって、この影響を排除する仕組みを実装しなければならない。本装置では、まず、電子天秤から出力される stable/unstable の信号を検出し、unstable になった時点で、給水操作が開始されたと判断する (Fig.2)。その後 stable になった時点で給水操作が終了したと判断し、給水操作の前後での重量変化分を給水量とする。また、魔法瓶自体に補給された場合、その行為を検出し、魔法瓶からの給水量が負にならないような仕組みを実装する必要がある。この場合も、給水量の同定と同様に stable/unstable の信号を検出する。unstable から stable になった時点で重量が増加していた場合は、魔法瓶への補給が行われたと判断して計測値をクリアし、この時点から給水量の計測を再開する。以上の手順に従い、測定日、時刻、重量が記録される。

2.2 遠隔モニタ装置

本装置は給水自動記録装置による測定結果を遠隔地で集中的にモニタするために設置される。本装置は WWW ブラウザと汎用のコンピュータで構成される。給水自動記録装置の計測用コンピュータと本装置は有線のイーサネットにより相互に接続されている。計測された給水のデータは計測用コンピュータへ一時的に保存される。計測用コンピュータ上では、WWW サーバソフトウェアが実行されており、保存されている計測データに基づき HTML データを作成し、要求に応じてこれを送信することが可能である。

一方、モニタリングを行う看護師は、ナースステーションに

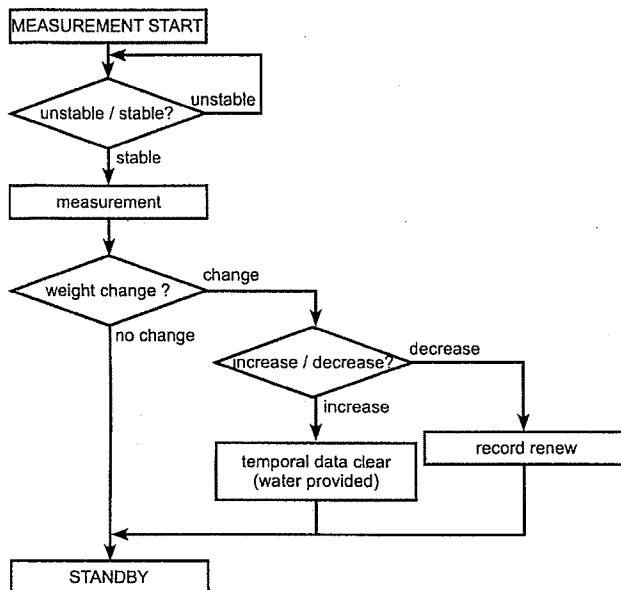


Fig. 2 Flow-chart of supplied water volume detection.

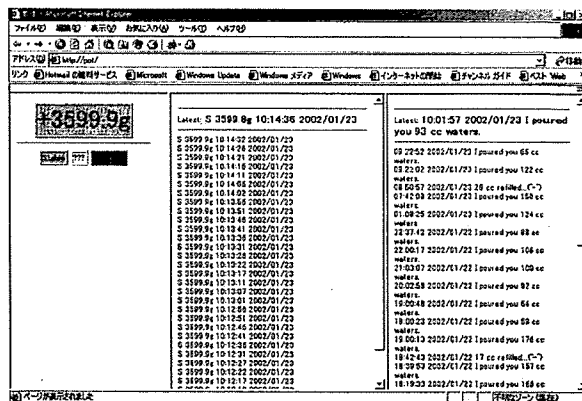


Fig. 3 Screen of the remote monitoring system (snapshot). Total weight of the thermos was shown at the left frame, and the list of time and volume of supplied water were shown at the right frame.

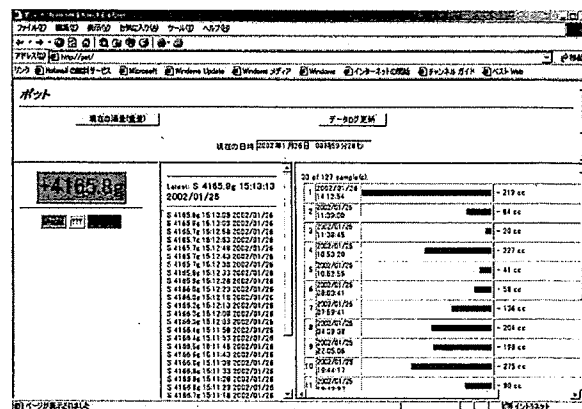


Fig. 4 Volume of supplied water was also shown in bar-graph on the screen of the remote monitoring system (snapshot).

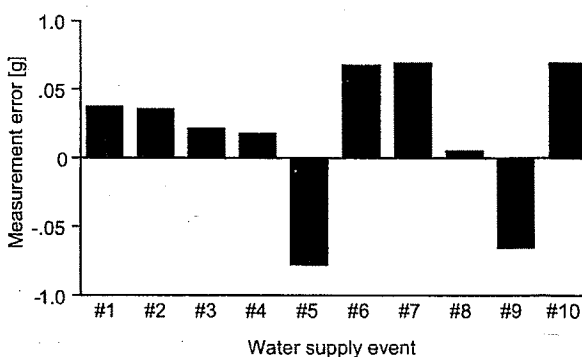


Fig. 5 Accuracy of the system.

設置されたコンピュータ上で WWW ブラウザソフトウェアを実行し、病室に設置された計測用コンピュータの持つ URL にアクセスすることにより、電子天秤の計測値をリアルタイムに確認することが可能である (Fig.3 参照). 給水量モニタのための HTML ドキュメントは JAVA スクリプトを用いて一定の間隔で自動的に更新される。また、給水、補給、水の入れ替えなどのイベントが発生した場合、その内容をメッセージとして表示する。さらに指定した時間内における計測値の変化をグラフとして表示させることも可能である (Fig.4 参照).

2.3 精度評価

魔法瓶からの給水量が正確に測定されているかどうかを評価した。魔法瓶からランダムに飲料水を汲み出し、本装置の測定値と給水量とを比較した。給水量は、精密電子天秤にて測定した。その結果、測定誤差は ±1g 以内であり、これは通常飲水した場合の残滓の量以下と見なすことができる。また、誤検出も見られなかった。このことから、本装置が給水量を正確に測定することが確認できた (Fig.5 参照).

2.4 臨床評価

国立療養所中部病院一般病棟において、本システムの評価を行った。被験者は、84歳の女性高齢糖尿病入院患者1名である。国立療養所中部病院倫理委員会の承認を得たのち、被験者に対し本研究の趣旨および計測に関する説明を行い、研究への参加について書面にて承諾を得た。

計測は3日間行った。被験者が移動の際に車いすまたは杖を使用していることから、ベッドから手の届く場所に自動給水記録装置を設置した。飲水には、容量が200cc程度であり被験者が日常使用している湯飲み茶碗を用いた。一日一回の飲料水の

交換時以外は、被験者が自由に魔法瓶の飲料水を汲み取ることができる。また、設置した病室から30m程度離れたナースステーションにモニタ用コンピュータを設置し、遠隔での給水モ

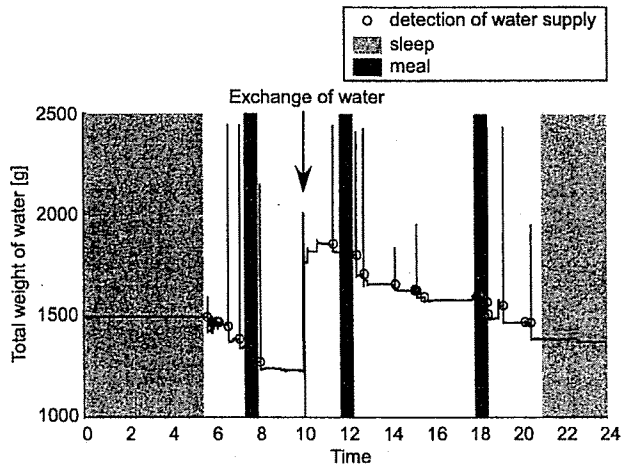


Fig. 6 Time-series of total weight and water supply detection points (second day).

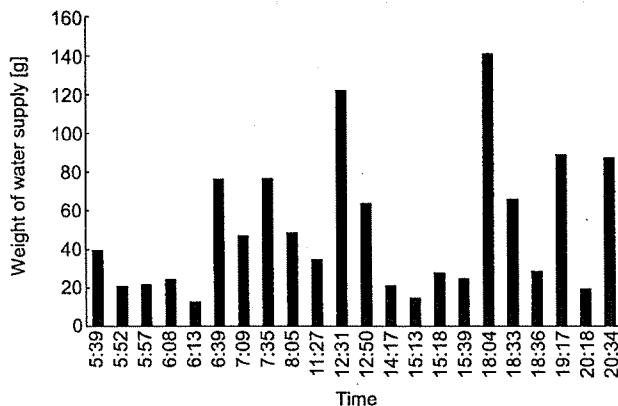


Fig. 7 Amount of water supply (second day).

Table 2 Comments on measurement system of water supply.

看護師	<ul style="list-style-type: none"> ・操作が簡単で良い ・記入漏れがなくて良い ・グラフで表示されるのでわかりやすい
被験者	<ul style="list-style-type: none"> ・操作が簡単で良い ・文字で給水量などを記録する必要がなく、便利 (筆記に時間がかかるため) ・慣れた湯飲みを使うので抵抗感がない ・早朝などに水を飲みたい時に便利

ニタリングを行った。さらに、本システムの使用感について、被験者および看護師に対する聞き取り調査を行った。

3. 結果

計測 2 日目の一日の重量変化を Fig.6 に、給水量と給水時刻を Fig.7 に示す。この一日の給水量は 1105.0g であった。本

研究では手動式の魔法瓶を用いたため、給水時に魔法瓶上部の給水用押し板を押す必要があった。Fig.6 中で急激に重量が増加するのはその結果であると思われる。しかしながらこの影響は本システムの計測アルゴリズムにより自動的に排除され、給水量の測定が正常に行われた。また、午前 10 時頃に重量が急激に減少するのは、魔法瓶の洗浄および飲料水の交換のため、天秤から魔法瓶をはずした時を示している。このような場合も、魔法瓶への補給が行われたと判断され、再び魔法瓶が設置された直後から給水量の計測が再開された。

3 日間とも、就寝中は給水していなかった。給水は、起床、食事、就寝前に集中することがわかった。また、起床後 3 時間の給水量が多く、このときの水分摂取量が多いものと考えられた。本研究の被験者は糖尿病による口渴を訴えており、それを抑えるために口を軽く湿らす程度の飲水を行うことが多かった。本システムが検出した給水回数は 3 日間で 61 回であり、1 回の平均給水量は 52.47 ± 34.69g であった。

本実験では、自動給水記録装置をベッドから手の届く範囲に設置したが、被験者がベッドから移動する際に装置のフレーム部分に引っかかり、寄りかかったりすることがあったため、Fig.6 の飲料水交換後のように重量が小刻みに増加することがあった。

自動給水記録装置の使用感についての聞き取り調査の結果、被験者は本装置を抵抗感なく使用していたことが示された。また、遠隔モニタ装置についても同様に、看護師は抵抗感なく容易に使用していた (Table2)。

4. 考察

遠隔給水モニタリングシステムを試作し、臨床評価を行った。本システムは、専用の装置を使用せずに、利用者が日常使用している魔法瓶や電気ポット、湯飲み茶碗等を用いても、インターネットを介し遠隔地で給水量および給水時刻を把握することが可能である。本論文で述べた臨床評価では、本システムは Fig.8-(a) に示すように、モニタ側と計測側が一对一の関係になっている。実際に運用される際には Fig.8-(b) に示すようにモニタ側と計測側が一对多の関係でシステムを構成し、病棟内の複数の患者もしくは複数戸の在宅患者の給水量を集中してモニタすることが可能である。また、現在はナースステーションにおける集中的モニタを前提としているが、Fig.8-(c),(d) に示すように、モニタ側と計測側が多対一、多対多の関係でシステムを構成し、医師、看護師など、複数の医療スタッフによる分散的モニタなども可能となる。さらに、このようなシステムを構成することで、在宅において給水モニタを行う際に複数の医療スタッフが協力してモニタリングを行うことが可能となり、円滑な在宅モニタリングの運営を行うことができるとともによりよいケアを提供することが期待できる。

現在市販されている電気ポットを用いた在宅高齢者安否確認システムは、操作の頻度が得られるのみで給水量を把握することはできない。かつてアナログ電話回線を用いて給水量を計測

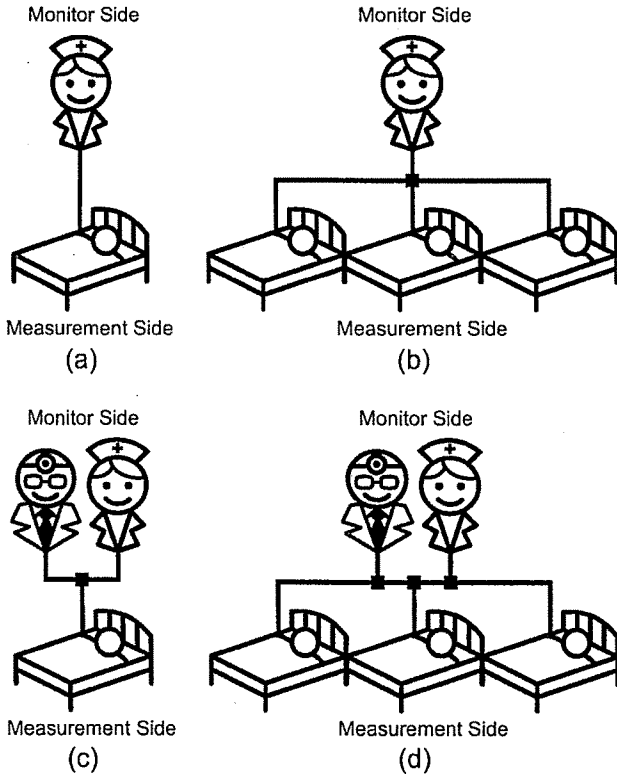


Fig. 8 Connection diagram of the remote monitoring system. (a)Peer to peer, (b)Single monitor and multi subjects, (c)Multi monitor and the single subject, (d)Multi monitors and multi subjects

するシステムの作成が試みられたが、製品化には至っていない。また、市販されているシステムは、携帯電話回線を使用しているため、病院施設で使用することには問題がある。さらに、通信機能が電気ポットに組み込まれており、使用時には電源を投入する必要があるため、沸騰機能が作動し冷水用を使用することはできない。一方、本システムはイーサネットを用いており、医療機器の有無にかかわらず使用することが可能である。通信回線が整備された病棟や居宅では、より簡便な飲水管理が可能となるものと考えられる。また、電子天秤を用いることで、使用する給水機器を自由に選択することが可能となり、夏季には冷水用の魔法瓶、冬季は電気ポットといった使い分けをするなどして使用者のニーズに応えることができる。使用者が行う操作は、給水自動記録装置に魔法瓶や電気ポットを設置するだけであり、高齢者でも無理なく操作することが可能である。さらに、使用者が日常使い慣れた飲水用具を用いることから、使用者に操作上の負担を与えることがない。本実験の聞き取り調査の結果からも、被験者は監視されているとは感じておらず、本装置は使用の際に抵抗感を与えなかったことが示された。

給水をモニタする医師や看護師は、インターネットに接続されたモニタ用コンピュータを操作することで、24時間使用者の給水状況を把握することができる。モニタ用コンピュータは、汎

用のWWWブラウザが搭載されていれば特別な機能は不要であり、医師や看護師が日常使用しているコンピュータをプラットフォームを問わず用いることが可能である¹¹⁾。本実験の聞き取り調査では、看護師からは、モニタリングの際に煩雑な操作が不要で使いやすいとの回答を得た。このことから、看護・介護側にとっても本システムは導入が容易なものと考えられる。さらに、本システムは既存の製品を用いて構成されており、安価で提供することが可能で、病院のみならず在宅への導入が容易であるものとする。飲水記録の記入漏れを防ぐことができるほか、病院および在宅での看護・介護の質を落とすことなくその時間を軽減することができることから、全体的な看護・介護の質の向上が期待できる。また、ブラウザの表示内容は編集することが容易で、使用する環境に合わせたシステムを構築することができるため、状況に応じて携帯電話からのモニタリングも可能となる。さらに、在宅の場合においては、得られた給水のデータなどから、インターネットを介して利用者の活動状態を外部から把握することや、健康状態に関するアドバイスを外部から利用者へ送ることなどが可能となる。しかし、その際にはhttpsプロトコルなどのセキュリティに配慮したデータ転送プロトコルを用いることが望ましいと考えられ、今後の検討課題である。

本研究で行った臨床評価の被験者のように、移動が困難で自由に飲水を行うことができない場合などでは、飲水を控えてしまい脱水症状を引き起こすことがある。しかし、本システムを用いることで、自動的に飲水量を計測しつつ、使用者は任意の時刻に飲水可能となることから、脱水症状の予防に効果があるものとして推測される。その一方で、ベッドから手の届く場所に自動記録装置を設置することは、移動せずに飲水可能になるため日常生活動作 (Activities of daily living, ADL¹²⁾) の低下をまねく恐れがある。しかし、使用者が飲水を我慢しない程度の距離を確保して本装置を設置することで、この問題は回避できるものと考えられる。さらに、設置場所を工夫することで日常生活でリハビリテーションを行うことが可能であり、ADLの向上につながるものとする。このように、使用者の状況に対応した設置場所とすることで、様々な効果が期待できる。

本システムを用いることにより、毎日の給水量および時刻を容易に記録することが可能となる。測定された給水量は使用者の水分摂取量を反映しているものと考えられ、一日の水分摂取量をある程度把握することが可能である。この水分摂取量はリアルタイムで把握可能であることから、水分摂取量を管理する必要がある使用者を対象とした場合、水分摂取量が多い、または少ないなどの助言を即座に使用者に与えることができる。これにより、水分摂取量管理の手間を省くことができるとともに無理のない水分摂取を行うことが期待できるものと考えられる。また、給水状況をもとに、使用者の行動パターンをある程度推定することも可能であるものとして推測される。これらの結果を蓄積することにより、使用者の健康状態の変化を推定することが可能になると期待される。

5. まとめ

遠隔給水モニタリングシステムを試作した。本システムは、使用者が日常用いている魔法瓶や電気ポット、湯飲み茶碗等を用いて、インターネットを介し遠隔地で給水量および給水時刻を把握することが可能である。84歳の女性高齢糖尿病入院患者1名を対象に、本システムの臨床評価を行った結果、給水パターンおよび一日の飲水量をある程度把握することが可能であった。また、本システムは操作が容易で高齢者でも無理なく使用することができるため、病棟および在宅での水分摂取量管理に適しているものと考えられた。さらに、安価で提供できることから、病院や居宅への導入が容易であるものと考えられる。今後は、より正確な測定を行うため、天秤の固定法の改良や、セキュリティに配慮した通信プロトコルの検討などが必要である。

謝 辞

本研究の一部は、厚生労働科学研究費補助金 医療技術評価総合事業 16-医療-030 および長寿医療委託研究費補助金 15 公-4 の補助を受けて行った。また、本研究を行うにあたり、国立療養所中部病院（現 国立長寿医療センター病院）の医師ならびに看護師の皆様、被験者を引き受けてくださいました患者様よりご理解とご協力を頂きました。ここに感謝の意を表します。

参 考 文 献

- 1) 篠山重威, 矢崎義雄編, 循環器疾患最新の治療. 東京: 南江堂, 2000.
- 2) 前田貞亮, 加藤暎一編, 専門医にきく腎臓病の治療. 東京: 中外医学社, 1973.
- 3) 中尾俊之, 岡田知也, 長岡由女, 金澤良枝, 糖尿病透析患者への診療の要点. 腎と透析, 2001, 50(5):731-736.
- 4) 西岡久寿, 高尿酸血症その病態と治療. 東京: 文光堂, 1983.
- 5) 厚生労働省 (監修), 多様な高齢者, 厚生労働白書平成 12 年度版. 東京: ぎょうせい, 2000.
- 6) 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, 2002, 13(4):26-33.
- 7) 田村俊世, 高齢者支援の計測と制御. 計測と制御, 2001, 40(5):331-336.
- 8) 南部雅幸, 中島一樹, 田村俊世, 情報機器を利用した高齢者自立・看護支援. 計測と制御, 2001, 40(5):368-372.
- 9) 三田勝己, 宮治 眞, 早川 富博, 中山間部における高齢者の在宅ケア. 計測と制御, 2001, 40(5):396-399.
- 10) 象印マホービン株式会社, みまもりほっとライン. Available from: <http://www.mimamori.net/index.html>, 2004 年 11 月供覧.
- 11) N. H. Lovell, F. Magrabi, B. G. Celler, K. Huynh, H.

Garsden, Web-Based Acquisition, Storage, and Retrieval of Biomedical Signals. IEEE Eng. in Med. and Biology. 2001, 20(3):38-44.

- 12) 上田敏, 目で見えるリハビリテーション医学第 2 版. 東京: 東京大学出版会, 1994.

携帯電話を用いた医用画像のリアルタイム伝送 —アニメーション GIF による動画伝送の試み—

南部 雅幸[†] 田村 俊世[‡]

[†]大阪電気通信大学医療福祉工学部 〒575-0063 大阪府四條畷市清滝 1130-70
[‡]千葉大学工学部 〒263-8522 千葉県千葉市稲毛区弥生町 1-33
E-mail: [†] nanbu@isc.osakac.ac.jp, [‡] tamurat@faculty.chiba-u.jp

あらまし 救急医療・在宅医療などの現場において、リアルタイムの画像伝送は必要不可欠なものになるうとしている。しかしながら、我が国では携帯電話に比べ PDA など携帯情報端末の普及率が低く、限定されたシステムでの利用にとどまっている。他方、最も普及率の高い携帯端末である携帯電話は、PDA に比べ処理能力の点で劣っているため、基本機能のみでリアルタイムに動画を伝送するためには何らかの工夫が必要となる。本研究では、画像通信の機能を実装していない携帯電話を用い、アニメーション GIF 化した動画の伝送を試みた。その結果、心電図等であれば、ほぼリアルタイムに動画を伝送することが可能となった。

キーワード 在宅医療、携帯電話、心電図、アニメーション GIF

Real-time Transfer of Medical Image using Mobile Phone —Motion Image Transfer using Animated GIF—

Masayuki NAMBU[†] and Toshiyo TAMURA[‡]

[†] Faculty of Biomedical Engineering, Osaka Electro-Communication University,
1130-70 Kiyotaki, Shijonawate-shi, Osaka, 575-0063 Japan

[‡] Faculty of Engineering, Chiba University, 1-33 Yayoi-cho, Inage-ku, Chiba-shi, Chiba, 263-8522 Japan
E-mail: [†] nanbu@isc.osakac.ac.jp, [‡] tamurat@faculty.chiba-u.jp

Abstract ECG or another biomedical information should be browsed in anytime and anywhere. We developed the semi-real-time data transfer system using mobile phone. Proposal system acquires the ECG signal, and the system reconstructs motion image of ECG from acquired data by GIF format. The client can browse the real-time ECG signal if the motion image is downloaded frequently, because this animation will be changed in every five or ten seconds. The multi task function is not supported though almost popular mobile phone has ability to show the animation GIF. However, the time lag will be less than five seconds, because the size of motion image is lower than 10kbytes.

Keyword Home Care, Mobile Phone, ECG, Animated GIF

1. はじめに

1.1. 在宅看護介護支援システム

我が国では高齢者人口の増加とともに、医療費が増加傾向にあり、社会保険制度の破綻が大きな社会問題となっている。この問題に対する施策の一つとして、疾患の早期発見・早期治療およびリハビリテーションの充実などにより、高齢者をいわゆる寝たきり状態にしないいわゆる介護予防が提案されている。また、高齢者の QOL 維持・向上などを目的として、在宅医療の充実などが急務であるとされている[1][2]。一方、看護・介護者の数は相対的に減少傾向にあり、在宅看護介護の充実のためには、何らかの手段により、看護・介護を支援する必要がある。我々は一つの手段として、情報機器による看護・介護支援システムの開発を行っ

てきた[3][4]。在宅看護介護システム実現のためには、基盤となる情報システムの携帯性、通信機能、インターフェースの操作性などが重要であるとされるが、同時に主たる利用者である、在宅看護・介護を必要とする高齢者やその家族が計測機器や計算機システムの室内への実装を忌避するケースが少なからず存在する。したがって利用者の目に触れる部分は可能な限り単一の機器により構成する必要がある。我々は、現在最も普及している携帯端末である携帯電話による看護・介護支援システムの構築を試みた。

1.2. 携帯電話による医療情報システム

本研究により構築するシステムは、看護・介護を受ける在宅患者とその家族、看護・介護者、さらに診断・治療に参事する医師が共通のプラットフォームを用いてシームレスに情報を共有することを前提とする。した

がって、特別な機器やソフトウェアなしに誰にでも容易に利用できなければならない。また、携帯電話をプラットフォームとするため、携帯電話の機種毎に機能が異なり特殊な機器を利用することは困難である。さらに、携帯電話上で利用可能なプログラム実行環境も携帯電話会社や機種間で異なる。したがってできる限り多くの携帯電話システムで利用可能なようにWWWの枠組みの中でシステムを構築する。そのために、主にHTMLにより記述されたインターフェースによりデータの閲覧を行う方式とする。

2. システム構成

2.1. 携帯電話による動画伝送

現在の携帯電話は処理能力の面でPDAに匹敵する機能を有する。しかしながら、音声通信とその制御が基本機能であるため、WWW通信と動画表示を同時に実行することは不可能である。一部の携帯電話には動画によるリアルタイム通信の機能が存在するが、この場合、動画と音声による通信のみの提供でありWWWとは切り離されたものである。また、これとは別に動画の取得と伝送が可能な機種は多く存在するが、単なるファイルの送受信に過ぎず、データの取得・伝送には時間を要するのみならず、ファイルサイズの制限なども存在する。在宅医療では、詳細な診断や高解像度の画像伝送よりも、疾患の兆候を発見するための簡易な健康診断や、緊急時の異常のチェックなどが重要であり、そのためには心電図(ECG)、酸素飽和度、体温などの変化が判断できれば十分である。さらにWWWブラウザからのシームレスな情報アクセスを前提とするため、WWWブラウザから動画像が呼び出せることが条件となる。これらの前提条件を元に、動画伝送の

可能性を検討した結果、最も多くの機種でサポートされている唯一の動画フォーマットとしてアニメーションGIFを採用することとした。

2.2. アニメーションGIFによる心電図伝送

2.1で述べた条件の元、アニメーションGIFを用いて心電図の伝送が可能なシステムを構築した。

図1に示すように、システムの利用者である在宅患者から得られた心電図は一旦在宅内に設置されたサーバに伝送され、設定されたフレームレートに従い2次元画像に変換される。次にあらかじめ設定された時間計測が完了した時点でそれまでに得られた各フレームの2次元画像が結合され、アニメーションGIFフォーマットに変換される。心電図は計測の要求が発生した時点から停止の指示が与えられるまで連続して計測され、WWWサーバには常に最新の心電図(動画)がアップロードされる。診断側ではHTMLからのリンクにより心電図の動画をダウンロード可能である。同様に、利用者である在宅患者自身もデータを確認可能である。一旦再生された心電図は、繰り返し再生されることになるが、キャッシュの有効期間を0としておくことで、更新操作により常に最新の動画を閲覧可能とする。

3. 評価

本システムの機能を評価するために実験を行った。図2に実験システムを示す。まず、シミュレーションで作成した心電図データを用意し、これをD/A変換器経由で出力した。この信号を計測・A/D変換し、サーバに入力した。サーバは、心電図の取り込み、動画の再構成、WWWサーバを兼ねる構成とした。取り込まれた信号はアニメーションGIFフォーマットの動画に再構成され指定されたファイル名で保存された。

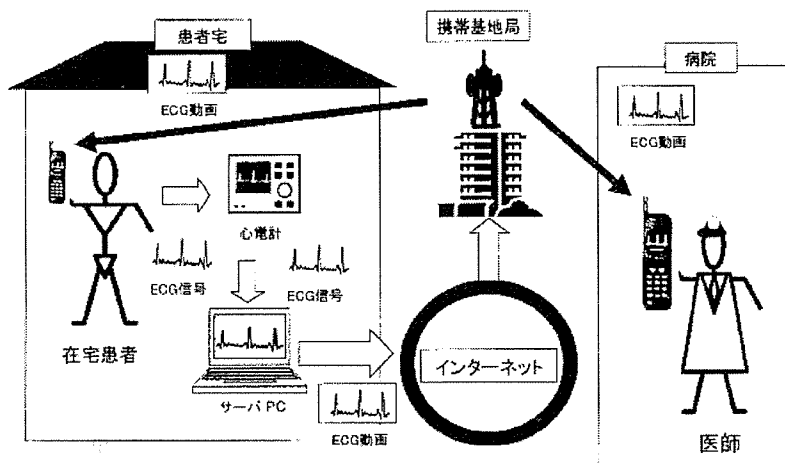


図1 携帯電話による在宅医療支援システム(概念図)

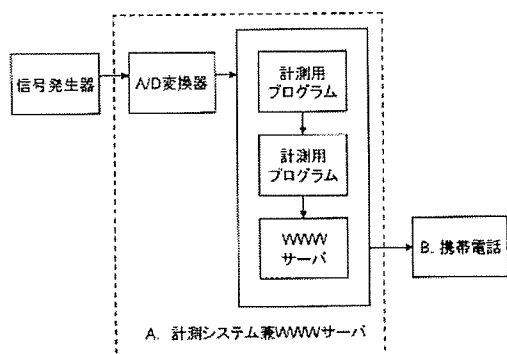


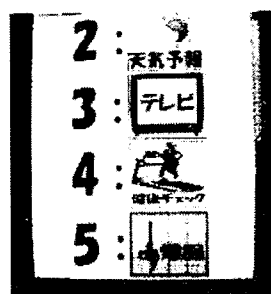
図3 実験システム

以下に実験で使った個々の装置の概要を示す。

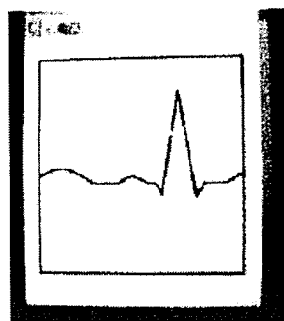
- A. 計測システム 兼 WWW サーバ
 - A-1. PC: ノート型パーソナルコンピュータ (Sony Vaio Type S)
CPU: Pentium M 735 1.6GHz
主記憶: 1GByte
 - A-2. A/D 変換器: USB 接続タイプ
分解能 12ビット
サンプリング周波数: 256 Samples/s
インターフェース: USB1.1
転送速度: フルスピードモード(12Mbps)
- B. 携帯電話システム
 - B-1. 携帯電話: 東芝 A5504T (AU)
通信方式: CDMA One
通信速度: 144kbps
 - B-2. ブラウザソフトウェア:
Openwave Systems Inc, Mobile Browser
Ver.6.2.0.6.2 KDDI-TS27
- C. サーバ側固定通信回線
 - 種別: FTTH 光接続 (ケーオプティコム)
 - 通信速度: 100Mbps
 - 実行速度: 20Mbps (実測値)
- D. 心電図
 - 画像サイズ: 200x120 pixels (白黒 2値)
 - フレームレート: 2 fps
 - 1ファイルあたりの再生時間: 3秒間

4. 結果

図3-(a)に本システムのメニュー画面、図3-(b)に心電図の伝送画面を示す。設定通りに心電図が伝送されることを確認した。本実験で使った機種に限らず、伝送データのファイルサイズは 9k バイトを超えることはできないが、実験で使ったデータにおいて、最大のファイルサイズは 8.99k バイトと 9k バイト以内であった。また、理論上 144kbps で通信した場合、9k



(a)



(b)

図3 在宅医療支援システムの画面

(a) メインメニュー、(b)心電図

バイトのファイルをダウンロードするために必要な時間は 1 秒以内であるが、本実験においてもリンクのボタンを押下した後心電図が表示されるまでの時間は 1 秒以内であった。

5. 考察

5.1. 本システムの効果

本実験ではシミュレーションで作成したホルター心電計の信号を利用した。詳細な診断を実施使用とした場合、12誘導の心電計による計測が必要であり、本装置のような解像度や画面サイズに制限がある表示装置を用いる場合、詳細な診断を行うことは困難である。しかしながら、心電図の R-R 間隔の確認や、不整脈などの異常の発見を行うことは可能である。したがって、在宅医療実施の際の初期診断や、在宅患者の現況確認には十分利用可能である。

5.2. 他方式との比較

携帯電話の機種によっては、動画通信の機能を有するものが市販されている。このタイプの携帯電話を用いて心電図を伝送する場合と比較する。まず、心電図を獲得するシステムが存在するという前提で比較を行う。この場合、心電図を何らかの形式で撮影またはビデオ信号として獲得し受信側のフォーマットに適合す

るよう変換を行い送信することになる。しかしながら、動画通信システムを有する携帯電話システムは、携帯電話のカメラ機能を用いて撮影を行い携帯電話間のみで画像の送受信を行うシステムとなっているため、このカメラで心電計のモニタ画面を撮影することになる。この場合、解像度や光学系、画像データの圧縮などにより視認性の良い心電図が獲得できない場合がある。本システムは、計測データを線画の状態で伝送する。この場合、心電計のモニタと同様の画像が再現されるため視認性が良く、心電図で重要な波形を確認することが容易に可能である。さらに、心電図のみでなく、心拍数、体温、酸素飽和度など、異なるモダリティの情報を同時に動画にエンコードすることで、画像のファイルサイズを変えずに送信可能である。

次に、患者側には何らかの計測装置が設置されていることが前提であるため、アニメーション GIF でなく、多くの携帯電話で再生可能な MPEG-4 で圧縮伝送を行うことが考えられる。この場合、視認性には問題ないが、データのサイズが大きくなること、一旦ダウンロードして再生用のアプリケーションで再生しなければならないことなどから、リアルタイム性が著しく低下する。本システムでは、計測→エンコード→ダウンロードという一連の手順に時間を要するものの、実験の結果からエンコードとダウンロードに要する時間は1秒以下であった。このことから、1回の計測に要する時間+1秒の遅延のみで最新のデータを動画として獲得可能である点で緊急時の状況確認に有利である。同様に、携帯電話で再生可能なアプリケーション実行環境 (Java, BREW) などで専用のアプリケーションを構築するとともに、圧縮された動画をストリーミング配信する方法も考えられるが、この場合も専用のアプリケーションを起動する必要があるシームレスな環境の実現は困難である。また、この場合セキュリティの点で問題が発生することが考えられる。

さらに、これら一般的な動画画像を用いる場合、計測データそのものを別途保存する必要があり、事後に詳細な診断を実施する際に別途データ伝送の手段を用意する必要があるが、本システムでは、エンコード前のデータを同一のサーバに保存することも容易である。

5.3. PDA との比較

携帯端末と言う観点からは、PDA や小型の PC の方が表示機能や通信機能に対する制限が小さく、音声通信を行いつつ画像を確認する機能を提供することも容易である。しかしながら、2005年時点で携帯電話の契約数対人口比で見た普及率が70%超となっている状況に対し、PDAの普及率は10%を大きく下回っており、普及の状況から考えれば携帯電話の方が圧倒的に優位である。今後携帯電話が高機能化することでよりこの

格差は拡大すると考えられる。携帯電話が高機能化すれば、本システムの利点は失われる部分もあるが、アニメーション GIF 以外の動画エンコーディングを利用することも可能であり、WWW 上でシームレスに実行できる点ではその長所は維持可能である。

5.4. 今後の展開

本システムは携帯電話の利用を前提としている。そのためインターネット経由でデータを伝送するよりも、携帯電話通信網の内部で処理できれば通信の秘匿性、通信帯域の確保等の点で有利である。そのためには、直接心電図を携帯電話に取り込むなどの手法が必要となる。現在計測部分は簡易な手法による計測システムが実用化されており[5]、これらの計測装置と Bluetooth など携帯電話で利用可能な外部通信システムと組み合わせることでより携帯性の高いシステムの実現が可能となる。

6. おわりに

在宅看護・介護支援を目的とした携帯電話を用いた医療情報システムを構築した。またアニメーション GIF を用いた動画伝送を提案した。評価実験の結果、本手法により心電図等線画を中心とした動画の伝送が可能であることを確認した。本手法を用いることで、在宅医療の現場への高度な情報提供が可能となる。

謝辞

本研究の一部は厚生労働科学研究費補助金による。

文 献

- [1] H. Asada, P. Shaltis, A. Reisner, S. Rhee, and R.C. Hutchinson, "Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors". IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 22, No. 4, pp28-40, 2003.
- [2] M. Nambu, K. Nakajima, A. Kawarada, T. Tamura, "A System to Monitor Elderly People Remotely, Using the Power Line Network", Proceedings of the 22 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, CD-ROM, TU-Aa-201-3, 2000
- [3] Y. Masuda, M. Sekimoto, M. Nambu, Y. Higashi, T. Fujimoto, K. Chihara, T. Tamura, "An Unconstrained Monitoring System for Home Rehabilitation", IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol.24, No.4, pp43-47, 2005
- [4] M. Nambu, K. Nakajima, A. Kawarada, T. Tamura, "The Automatic Health Monitoring System for Home Health Care", Proceedings of ITAB-IRIS 2000, pp79-82, 2000
- [5] M. Ishijima, "Monitoring of Electrocardiogram in Bed without Utilizing Body Surface Electrodes", IEEE Trans. Biomedical Engineering, Vol. 40, No. 6, pp. 593-594, 1993

Improving the Accuracy of Pedometer Used by the Elderly with the FFT Algorithm

NORIKO ICHINOSEKI-SEKINE¹, YUTAKA KUWAE², YUJI HIGASHI², TOSHIRO FUJIMOTO², MASAKI SEKINE³, and TOSHIYO TAMURA³

¹School of Science and Engineering, Tokyo Denki University, Saitama, JAPAN; ²Fujimoto Hayasuzu Hospital, Miyazaki, JAPAN; and ³Department of Medical System Engineering, Faculty of Engineering, Chiba University, Chiba, JAPAN

ABSTRACT

ICHINOSEKI-SEKINE, N., Y. KUWAE, Y. HIGASHI, T. FUJIMOTO, M. SEKINE, and T. TAMURA. Improving the Accuracy of Pedometer Used by the Elderly with the FFT Algorithm. *Med. Sci. Sports Exerc.*, Vol. 38, No. 9, pp. 1674–1681, 2006. **Purpose:** The aim of this study was to investigate and improve the accuracy of accelerometer-type pedometers used by the elderly with slow walking speeds, with or without gait disorders, who do or do not use a cane. **Methods:** Eighteen subjects walked with a cane (5 males, 13 females; age, 80.9 ± 7.7 yr; height, 148.1 ± 7.7 cm; weight, 51.8 ± 8.8 kg (mean \pm SD); nine had impaired gait), and 31 subjects walked without a cane (7 males, 24 females; age, 80.9 ± 7.7 yr; height, 148.1 ± 7.7 cm; weight, 51.8 ± 8.8 kg; 15 had impaired gait). Subjects walked for approximately 20 m (10 m in each direction and a turning arc) at their own speed. We determined the number of steps by pedometer (PM), by visually counting the actual number of steps (RM), and by the triaxial acceleration signals. The power spectrum of the accelerometer in each direction calculated by fast Fourier transform (FFT) for a 4-s temporal window was normalized with the maximum power of each window. It was composited, and the frequency at maximum power was considered as the cadence. The number of steps taken (FM) was determined by summing all the estimated steps in each window. **Results:** PM was significantly less than the RM ($P < 0.05$), and the error of PM was $53.2 \pm 34.1\%$ of RM. FM did not differ from the RM, and the average error of FM was $-0.7 \pm 7.9\%$ of RM (absolute value: $5.8 \pm 5.3\%$). **Conclusion:** We suggest that our FFT method is suitable for estimating the number of steps during walking in this population. **Key Words:** ACCELERATION, CADENCE, FAST FOURIER TRANSFORM (FFT), NUMBER OF WALK STEPS

Promoting increased physical activity among elderly patients is needed to improve their quality of life (QOL). A physically active lifestyle is known to reduce the risk of various chronic diseases such as coronary artery disease, diabetes mellitus, hypertension, and obesity (2). Likewise, regaining the ability to walk and improving the performance of activities of daily living (ADL) are major goals of rehabilitation in patients with walking disorders (28). However, nearly two thirds of stroke survivors have impaired mobility and assume a sedentary lifestyle (29), which increases the risk for recurrent cardiovascular events and stroke (20–22). Thus, the measurement of physical activity, specifically locomotion,

in the elderly and disabled populations would help identify individuals at risk and would also encourage walking.

A few methods for measuring physical activity include observational measures, self-reporting or diaries, and pedometers. Self-reporting has been used historically but is limited by the difficulty of estimating total daily walking distance (1), variation with scoring procedures (23), and dependence on patients' memory. Because a pedometer is easy to use and relatively inexpensive, this device is widely used to determine daily activity levels (5,27). The pedometer is a simple device that directly measures physical activity (e.g., number of walking steps, distance, time, etc.) and provides immediate feedback to participants and researchers. Pedometers commonly use two methods for counting steps; one is based on the movement of a mechanical pendulum, and the other method uses a piezoresistive accelerometer and a threshold of acceleration signals (17). A mechanical pedometer is inexpensive (the lowest price in Japan is approximately \$1) and is easy to use. Daily walking steps and exercise habits are known to be related to peak oxygen consumption and ventilation (30). The acceleration pedometer can also be inexpensive (approximately \$30–\$300; the standard selling price in Japan is approximately \$50), is easy to use, and is one of the most commonly used types of pedometer. The

Address for correspondence: Noriko Ichinoseki-Sekine, Ph.D., Institute of Health and Sports Sciences, Juntendo University, 1-1 Hiragagakuendai, Inba, Chiba 2701695 Japan; E-mail: n.sekine@iecc.org.
Submitted for publication January 2006.
Accepted for publication April 2006.

0195-9131/06/3809-1674/0

MEDICINE & SCIENCE IN SPORTS & EXERCISE®

Copyright © 2006 by the American College of Sports Medicine

DOI: 10.1249/01.mss.0000227641.68360.c2

TABLE 1. Physical characteristics of subjects (mean \pm SD).

	SC	IC	SN	IN
	N = 9 (male 2, female 7)	N = 9 (male 3, female 6)	N = 16 (male 3, female 13)	N = 15 (male 4, female 11)
Age (yr)	80.7 \pm 9.7	78.1 \pm 6.4	81.5 \pm 9.5	82.0 \pm 4.8
Height (cm)	149.2 \pm 10.1	149.2 \pm 5.9	147.2 \pm 6.4	147.8 \pm 8.8
Weight (kg)	48.2 \pm 9.0	53.0 \pm 7.1	51.7 \pm 8.8	53.3 \pm 9.8
BMI (kg·m ⁻²)	21.5 \pm 2.8	23.7 \pm 1.8	23.8 \pm 3.4	24.3 \pm 3.4

SC, senile gait with cane; IC, impaired gait with cane; SN, senile gait without cane; IN, impaired gait without cane.

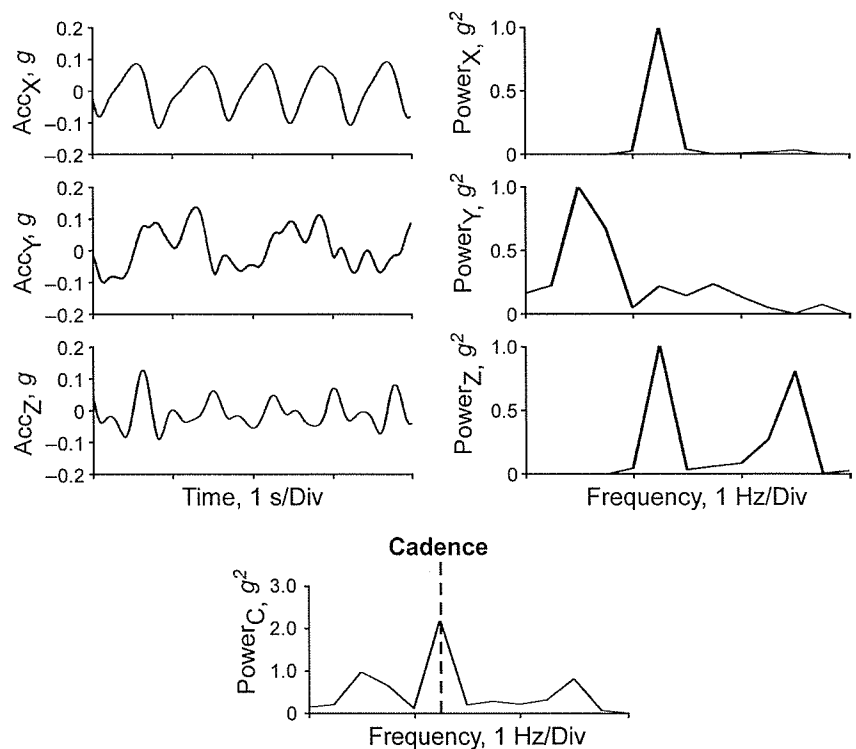
accelerometer output has a good relationship to energy consumption (6,13,19), which is widely accepted as the standard reference for physical activity.

We examined pedometer accuracy in this study because of the increasing interest in using pedometers as a means of promoting increased physical activity (26,27). Several studies have demonstrated substantial variations in the accuracy of pedometers among brands and methods (4,7,14,18,24). In each of these studies, all the pedometers undercounted the number of steps by approximately 50–90% at walking speeds of 50–54 m·min⁻¹ (approximately 3.0–3.2 km·h⁻¹). However, most of the pedometers accurately counted the actual steps at walking speeds faster than 94 m·min⁻¹ (approximately 5.6 km·h⁻¹). At a slow walking speed of 1.0 mph (approximately 27 m·min⁻¹, or 1.6 km·h⁻¹), the acceleration pedometer (with a 56% accuracy rate) was superior to the mechanical pedometer, which indicated 7–20% of the actual number of steps. These studies suggested that pedometers may undercount the number of walking steps in individuals who walk slower than 2 mph (approximately 53 m·min⁻¹, or 3.2 km·h⁻¹).

As indicated above, the accuracy of pedometers that depend on vertical movement is less for subjects who walk slowly. Besides, elderly patients and patients who require rehabilitation training to recover their gait walk slowly (16). In addition, walking aids are often used during gait training to increase stability, reduce the risk of falling, and improve independent walking (2,12). Rehabilitation for improving ADL requires accurate assessment; thus, a pedometer that accurately counts the number of walking steps is a useful device. However, to our knowledge, pedometers are inaccurate when used with patients who have a slow walking speed, have an impaired gait, or use a walking aid such as a cane (9). An ankle-worn accelerometer-based pedometer was found to be accurate in patients with gait disorders caused by conditions such as stroke (16), but this device is expensive (approximately \$1500) and difficult to use compared with conventional pedometers because it requires a computer to operate.

The aim of this study was to assess and improve the accuracy of pedometer counts for people who are receiving gait training and have a slow walking speed, heterogeneity in their gait pattern, or ground reaction force (reaction force upward when foot is on the ground) asymmetry because of aging, gait disorders, or the use of a cane. A step frequency (cadence) obtained from acceleration signals during walking was used to estimate the number of walking steps because vertical movement was considered to be small in this population. The number of steps counted by the pedometer method (PM) and the number of steps estimated by using fast Fourier transform (FFT; FFT method, FM) were compared with

FIGURE 1—Typical examples of the acceleration signals, Acc_X, Acc_Y, Acc_Z, and their normalized power spectrum, power_X, power_Y, and power_Z. The frequency at the maximum power of the composite power spectrum, power_C, was considered as the cadence of each window.



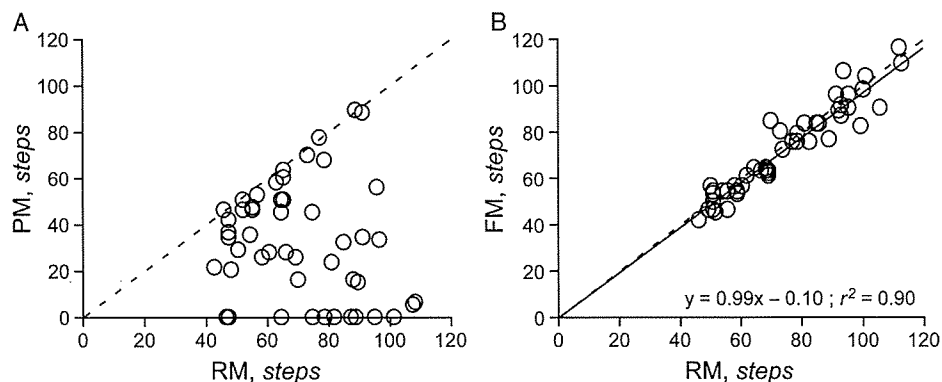


FIGURE 2—Relationship between number of steps counted visually by a physical therapist (RM) and A) number of steps counted by pedometer (PM) and B) number of steps estimated using the FFT algorithm (FM). FM significantly correlated with the actual number of steps ($P < 0.0001$).

the actual number of steps visually counted by a physical therapist (reference method, RM).

METHODS

Subjects. Forty-nine subjects (12 males, 37 females; age, 80.9 ± 7.7 yr; height, 148.1 ± 7.7 cm; weight, 51.8 ± 8.8 kg; BMI, 23.5 ± 3.1 ; mean \pm SD) from the commuting rehabilitation services center at Fujimoto Hayasuzu Hospital, Japan, participated in this study (Table 1). Eighteen subjects walked with a cane (senile gait (SC), $N = 9$; impaired gait (IC), $N = 9$), and 31 subjects walked without a cane (senile gait (SN), $N = 16$; impaired gait (IN), $N = 15$). Senile gait was defined as the gait disturbance that often occurs in the elderly, not originated from diseases. The various gait-impaired subjects suffered from hemiplegia, Parkinson's disease, degenerative joint disease, lumbar spinal canal stenosis, and total knee arthroplasty. There were no major physical differences among the four groups. This study was approved by the ethics committee of Fujimoto Hayasuzu Hospital, and written informed consent was obtained from all subjects.

Measurement system. An acceleration pedometer and an acceleration measurement system were used in this study. The pedometer was a biaxial acceleration pedometer (HJ-720IT, Omron Healthcare Co., Ltd., Kyoto, Japan; size, $73 \times 47 \times 16$ mm; weight, 37 g) based on a threshold of acceleration signals. The acceleration measurement system consisted of an accelerometer device and a telemeter system (WEB-5000, Nihon Kohden Co., Ltd., Tokyo, Japan). The accelerometer device consisted of a triaxial piezo accelerometer (Akebono Brake Industry Co., Ltd., Tokyo, Japan), amplifiers, and low-pass filters (size, $30 \times 40 \times 20$ mm; weight, 20 g; range, ± 2 g; frequency response, 0–100 Hz, cutoff frequency, 50 Hz; $1\text{ g} \approx 9.8\text{ m}\cdot\text{s}^{-2}$). We recorded raw acceleration signals in the anteroposterior (x), lateral (y), and vertical (z) directions. The accelerometer outputs were digitized and recorded at a sampling rate of 128 Hz.

Experimental design. We recorded height and weight measurements for the subjects before testing. Subjects walked for approximately 20 m (10 m in each direction and a turning arc) at their own speed. After the accelerometer

device was calibrated by measuring the outputs under a controlled inclination (10), the device was fixed on an acrylic plate that had two slits for a waist belt. Using an elastic waist belt, the accelerometer device was attached to the back of the lumbosacral region of the vertebral column of the subject, which was close to the subject's center of gravity. The pedometer was also attached to the right dorsal region by the same waist belt. We determined the number of steps counted by the pedometer (PM), the actual number of steps visually counted by a physical therapist using a hand-tally counter (RM), and the raw triaxial acceleration signals for the entire walking period. The walking time for the 10-m leg of the route was also measured by a stopwatch.

Estimation of the number of steps using FFT. We estimated the number of steps using the power spectrum of the raw acceleration signals for the three directions (FM, Fig. 1). The power spectrum of each direction in the range of 0.5–3.0 Hz was calculated by FFT for a temporal window that contained 512 samples (4 s each) of the signal. It was normalized with the maximum power of each window, and the normalized power spectrums of the three directions were composited. We considered the frequency at the maximum power in the composite power spectrum as the cadence, and the number of steps at the window were estimated by multiplying the cadence and 4-s window length. This process was repeated in the next nonoverlapping temporal window. Finally, the number of steps of the whole walking period was obtained by summing all the estimated number of steps in each window. This estimation procedure was performed on MATLAB, Version 6.0 (MathWorks, Inc., Natick, MA).

TABLE 2. RM, PM, FM, and walking speed (mean \pm SD).

	SC ($N = 9$)	IC ($N = 9$)	SN ($N = 16$)	IN ($N = 15$)
Number of steps (steps)				
RM	80.3 \pm 14.5	78.3 \pm 19.1	74.2 \pm 17.5	69.0 \pm 21.3
PM	33.0 \pm 18.6**	26.7 \pm 28.1**	36.9 \pm 27.5**	30.4 \pm 23.5**
FM	81.4 \pm 13.5	78.6 \pm 21.1	72.1 \pm 18.7	68.7 \pm 21.6
Walking speed (m \cdot min $^{-1}$)	35.0 \pm 11.5	33.0 \pm 12.8	44.1 \pm 11.2	41.2 \pm 7.2

SC, senile gait with cane; IC, impaired gait with cane; SN, senile gait without cane; IN, impaired gait without cane; RM, number of steps counted visually by a physical therapist; PM, number of steps counted by pedometer; FM, number of steps estimated using the FFT algorithm. ** $P < 0.01$ vs RM.

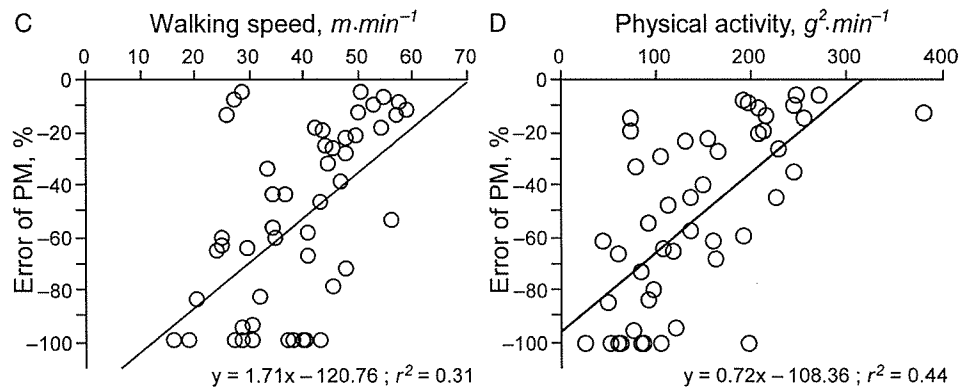


FIGURE 3—Relationship between the error of PM (% RM) and C) walking speed and D) physical activity in the vertical direction. The error of PM was significantly correlated with the walking speed and physical activity ($P < 0.0001$).

Data analysis and statistics. The errors of PM or FM (%) were defined as $100 \times (\text{PM or FM} - \text{RM})/\text{RM}$. To assess the relationship between the physical activity and counting step ability, the power of the raw acceleration signal (P) associated with the physical activity (19) was estimated by the following equation:

$$P = \|x(n) - \bar{x}\|_2^2$$

where $x(n)$ is the raw acceleration signal and \bar{x} is the mean of $x(n)$. We defined the power of entire walking period per minute as the physical activity.

We compared the error of FM to the error of PM. One-way analysis of variance (ANOVA) was used to analyze differences among the four groups classified by walking condition, and differences between two errors were evaluated by paired or nonpaired t -test. Significant F -values were followed up with Scheffe's *post hoc* test. Correlation analysis was used to quantify the association between values. A value of $P < 0.05$ was considered statistically significant, and statistical analysis was performed using StatView, Version 5.0 (SAS Institute Inc., Cary, NC).

RESULTS

The walking speed for the 10-m leg of the route and RM during the 20-m out-and-back course in this study were $39.5 \pm 11.1 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ (approximately $2.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$; range: $16.6\text{--}59.5 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$, approximately $1.3\text{--}3.6 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$)

and 74.5 ± 18.5 steps (range: 46–113 steps), respectively. The number of walking steps of all subjects was undercounted by the pedometer and did not correlate significantly (Fig. 2A). There was no significant difference between the RM and FM for all the subjects. Under the walking condition, there was no significant difference across SC, IC, SN, and IN subjects in RM, FM, and walking speed (Table 2). However, there were significant differences between the RM and PM in each group.

The pedometer produced values that were more than 90% of RM in four subjects (well-counted subjects) and that differed by 100% in 10 subjects (uncounted subjects (SC), $N = 1$; IC, $N = 3$; SN, $N = 3$; IN, $N = 3$). The average error of PM for all the subjects was $-53.2 \pm 34.1\%$ of the RM (range: -5.4 to -100%) and significantly correlated with the walking speed ($r = 0.56$, $P < 0.01$) and triaxial physical activities (anteroposterior: $r = 0.66$; lateral: $r = 0.58$; vertical: $r = 0.68$, $P < 0.01$; Fig. 3). The average of the error of PM in the four groups was more than -40% (Fig. 4). There was no significant difference among the errors of PM in the four groups, SC, IC, SN, and SN. The error of PM showed a significant correlation ($r = 0.58$, $P < 0.05$) with the walking speed in the SN group but not in the other three groups. In contrast, the errors of PM in the SC, IC, and SN groups were significantly correlated with the physical activity in the vertical direction (SC: $r = 0.83$; IC: $r = 0.79$; SN: $r = 0.71$; $P < 0.01$). When all the subjects were divided into two groups based on an average walking speed of $40 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ (approximately $2.4 \text{ km}\cdot\text{h}^{-1}$), significant

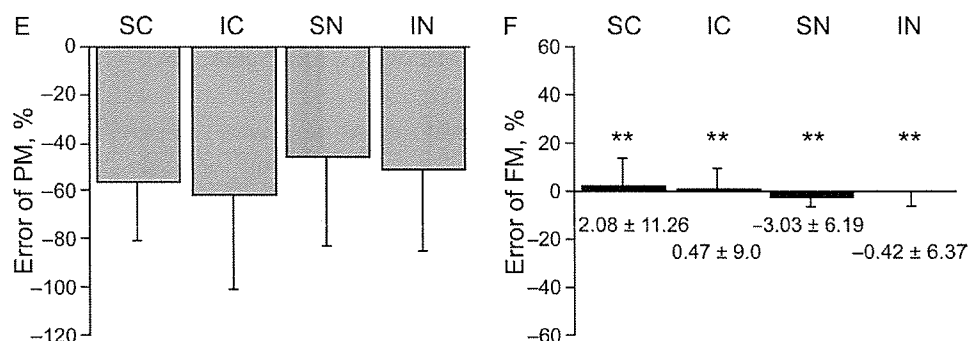


FIGURE 4—The errors of PM (% RM) (E) and the error of FM (F) for senile gait with cane (SC), impaired gait with cane (IC), senile gait without cane (SN), and impaired gait without cane (IN). ** $P < 0.01$ vs the errors of PM within the same group.

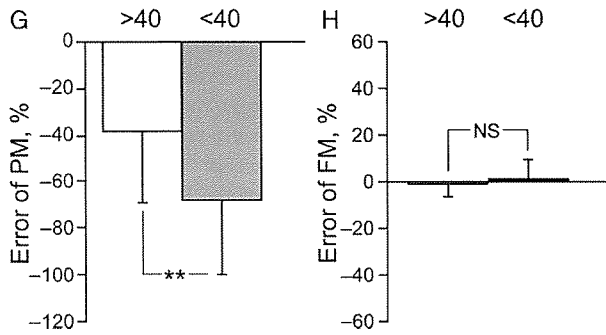


FIGURE 5—Effect of speed on the error of PM (% RM) (G) and the error of FM (H). > 40, greater than 40 $\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$ average walking speed group, $N = 26$; < 40, less than 40 $\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$ average walking speed group, $N = 23$. ** $P < 0.01$; NS: not significant.

differences in the errors of PM between the fast (> 40 $\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$, $N = 26$) and slow (< 40 $\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$, $N = 23$) groups were observed (Fig. 5).

The average physical activities for all the subjects were $76.7 \pm 31.4 \text{ g}^2\cdot\text{min}^{-1}$ in x, $87.3 \pm 48.4 \text{ g}^2\cdot\text{min}^{-1}$ in y, and $139.0 \pm 76.9 \text{ g}^2\cdot\text{min}^{-1}$ in z directions. There was no significant difference among the four groups in the average value of physical activity. The average value of FM in this study was 74.0 ± 19.3 steps and did not differ from the RM, but did significantly differ from PM ($P < 0.01$). Additionally, there was no significant difference between the FM and RM in any group (Table 2). The FM was significantly correlated with the RM ($r = 0.95$, $P < 0.01$, Fig. 2B). The average error of FM was $-0.7 \pm 7.9\%$ of RM (the average absolute value of the error of FM was $5.8 \pm 5.3\%$); this was significantly negative when correlated with the physical activity in the anteroposterior ($r = -0.30$, $P < 0.05$) and vertical ($r = -0.35$, $P < 0.05$) directions, but was not correlated with the walking speed (Fig. 6). The errors of FM for the four groups were significantly different from the errors of PM ($P < 0.01$; Fig. 4). The errors of FM between the fast and slow groups did not differ significantly (Fig. 5).

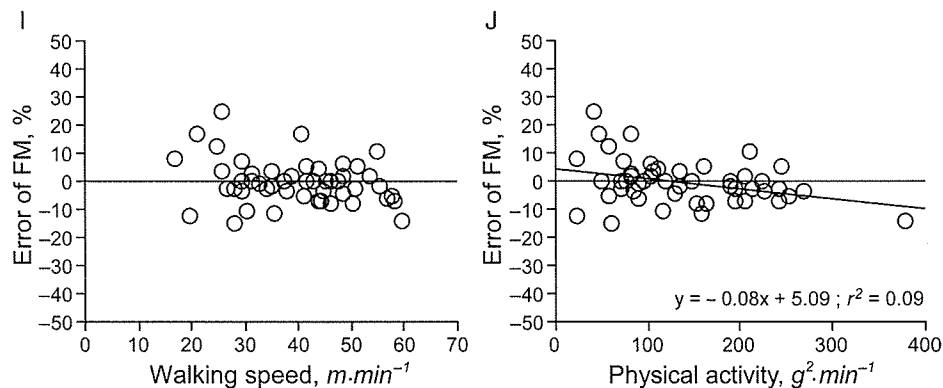


FIGURE 6—Relationship between the error of FM and (I) walking speed and (J) physical activity in the vertical direction. The error of FM was significantly correlated with the physical activity ($P < 0.05$).

DISCUSSION

Le Masurier and Tudor-Locke et al. (15) examined two different types of pedometers at five different treadmill speeds and found that the magnitude of the error might not be an important hindrance to the assessment of healthy adults. However, they noted that the magnitude of the error would be a problem when monitoring elderly people with slow walking speeds. In a recent study, several pedometers were tested in self-selected speed experiments in healthy adults, and the average walking speed was approximately $96 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ (24). Most of the pedometers showed poor accuracies under low walking speeds in previous studies (7,15). In this study, the walking speed was extremely slow compared with previous studies; the average walking speed was $39.5 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$ and ranged from 16.6 to $59.5 \text{ m}\cdot\text{min}^{-1}$. Our results supported the results of previous studies because the pedometer underestimated the number of steps; the error of PM was highly correlated with the walking speed, which means that the error of PM increases with decreases in the walking speed. Several reports only examined the pedometers on straight walking courses or treadmills (8); however, in this study, our walking course included out-and-back segments and a turning arc. Thus, there was a time period before a steady walking rate was reached. Moreover, our subjects included patients with gait disorders and/or those who required the use of a cane during walking. Therefore, the experimental design in this study is considered to represent a very severe situation for the evaluation of pedometer.

Under the conditions of this study, the acceleration-type pedometer could not count the number of steps accurately. There were 10 uncounted subjects who were distributed over the four groups. Significant difference was not observed among the four groups with regard to the error of PM; thus, using a cane and having an impaired gait did not effect the accuracy of the pedometer in this study. Figure 7 shows typical examples of the raw acceleration signals in the three directions. The black line represents a