

# ホームヘルスケアのための便座内蔵型血圧計測システムの試作

著者	田中 志信, 本井 幸介, 野川 雅道, 山越 健弘, 山越 憲一
雑誌名	生体医工学 : 日本エム・イー学会誌
巻	44
号	3
ページ	467-474
発行年	2006-09-10
URL	<a href="http://hdl.handle.net/2297/14326">http://hdl.handle.net/2297/14326</a>

## ホームヘルスケアのための 便座内蔵型血圧計測システムの試作

田中 志信\*・本井 幸介\*\*\*・野川 雅道\*\*  
山越 健弘\*\*・山越 憲一\*\*

### Development of a Blood Pressure Monitoring System Installed in a Toilet Seat for Use in Home Healthcare

Shinobu TANAKA\*, Kosuke MOTOI\*\*\*, Masamichi NOGAWA\*\*  
Takehiro YAMAKOSHI\*\* and Ken-ichi YAMAKOSHI\*\*

**Abstract** The daily monitoring of health conditions at home is a very important subject not only as an effective scheme for the early diagnosis and treatment of cardiovascular and other diseases, but also for the prevention and control of such diseases. From this point of view, we have been developing a fully automated "non-conscious" monitoring system for home healthcare. In this paper, we describe the structural details of a newly developed blood pressure (BP) measurement system built into a toilet seat and some results obtained using the system. The principle used for BP measurement was the volume-oscillometric method. A reflectance-type photoplethysmographic sensor was installed in an appropriate position on the toilet seat, and it was automatically lifted and lowered using a newly designed helicoid-type actuator. Systolic (SBP) and mean BP (MBP) were obtained using the arterial volume pulsation signal obtained by the sensor. In order to evaluate the accuracy of the BP measurements, simultaneous measurements were carried out using two types of commercially available BP monitors (upper arm and wrist). Simultaneous measurement using an "invasive technique" via catheterization to the right brachial artery was also conducted. From the results obtained (bias[s.d.] for SBP; Upper arm: -1.20[7.90] mmHg, Wrist: 0.44[7.28] mmHg, Invasive: -0.41[4.91] mmHg, bias[s.d.] for MBP; Upper arm: 4.40[6.91] mmHg, Wrist: 5.07[8.04] mmHg, Invasive: 3.68[5.69] mmHg), reasonable accuracy of the present system was clearly demonstrated. This system, which requires no cumbersome procedures for BP measurement such as cuff setting, proper positioning of measuring site and so on, appears to be a useful means for long-term home healthcare monitoring.

**Keywords:** home healthcare, non-invasive blood pressure measurement, volume-oscillometric method.

### 1. はじめに

近年のわが国における急速な少子高齢化により国民医療費は増加の一途を辿っており、医療費削減は国を挙げての急務となっている。そのための施策として、米国「Healthy People 2010」の提言や厚生労働省「健康日本 21」

の基本方針にもあるように「治療型医療から予防型医療への転換」が叫ばれており、「1次予防」すなわち常日頃の健康管理、特に生活習慣病予防の重要性が広く認識されるようになった。

生活習慣病の予防には「体重、血圧、血糖（あるいは尿酸）」の管理が重要とされており、このような背景を受け最近では家庭用血圧計や尿酸チェッカー、体脂肪計のようなヘルスケア用機器が急速に普及してきている。さらに国家規模のプロジェクトとして、このような種々の健康モニタ機器からの計測データを家庭内端末で一括管理し、ネットワークを介して医療機関等にデータ送信することにより、自宅に居ながらにして健康管理・疾病予防の指導が受けられるようなシステムの開発が進められている[1]。しかしこの種の家庭用モニタ機器のほとんどが少なからず計測操作を伴うため、購入（導入）当初は物珍しさから頻繁に使用す

2006年4月7日受付, 2006年7月28日改訂  
Received April 7, 2006; revised July 28, 2006.

\* 金沢大学自然計測応用研究センター

Institute of Nature and Environmental Technology, Kanazawa University

\*\* 金沢大学大学院自然科学研究科

Graduate School of Natural Science and Technology, Kanazawa University

\*\*\* 金沢大学ベンチャー・ビジネス・ラボラトリー

Venture Business Laboratory, Kanazawa University

るものの、しばらくするとその煩わしさから使われなくなってしまふことが往々にしてある。

そこでこの様な問題を解消し月・年オーダーの長期健康モニタを可能にする方法として、日常の生活で一日に一度は必ず利用する家具や調度にセンサ及び計測装置一式を組み込み、被測定者には計測の操作を一切行わせず「知らず知らず」のうちに生体情報を長期にわたり計測・記録する方法(無意識計測法)の開発が進められてきた[2-4]。例えば Ishijima らは浴槽内からの心電図計測[5]や導電性シート電極を用いた睡眠中の心電図・呼吸計測[6]について報告している。睡眠時生体計測については多くの報告があり、呼吸計測に関してはエアマットを利用した方法[7]や磁気センサを用いたもの[8]、画像処理によるもの[9]などが開発されている。また睡眠中の体温と体動をベッド内に設置したサーミスタにより検知するシステムも開発されている[10]。

一方、著者らのグループも従来より無意識生体計測技術

の開発を進めており、その一例としてトイレに組み込んだ高精度体重計により日々の体重変化はもとより、排泄量や排尿速度、さらにはバリスターディオグラムを利用して心拍数をも自動計測するシステムを開発した[11, 12]。そしてこのシステムに加えて前述の浴槽内心電計測及びサーミスタ内蔵ベッドの各システムを統合したヘルスケアホームが試作されている[13]。

本研究ではこの様な研究テーマの一環として、前述の「生活習慣病予防」のための重要計測項目のうちの「血圧」に着目し、これを長期モニタ可能とするためのシステムとして「トイレ便座内蔵型血圧計測システム」を試作し、その計測精度評価を市販血圧計との同時計測実験並びに直接法との同時計測実験により行った。

### 2. 試作システム概要

図1は試作システムの概要図で、同図左上に示すように市販O型便座の裏面に組み込まれており、男性の場合は排

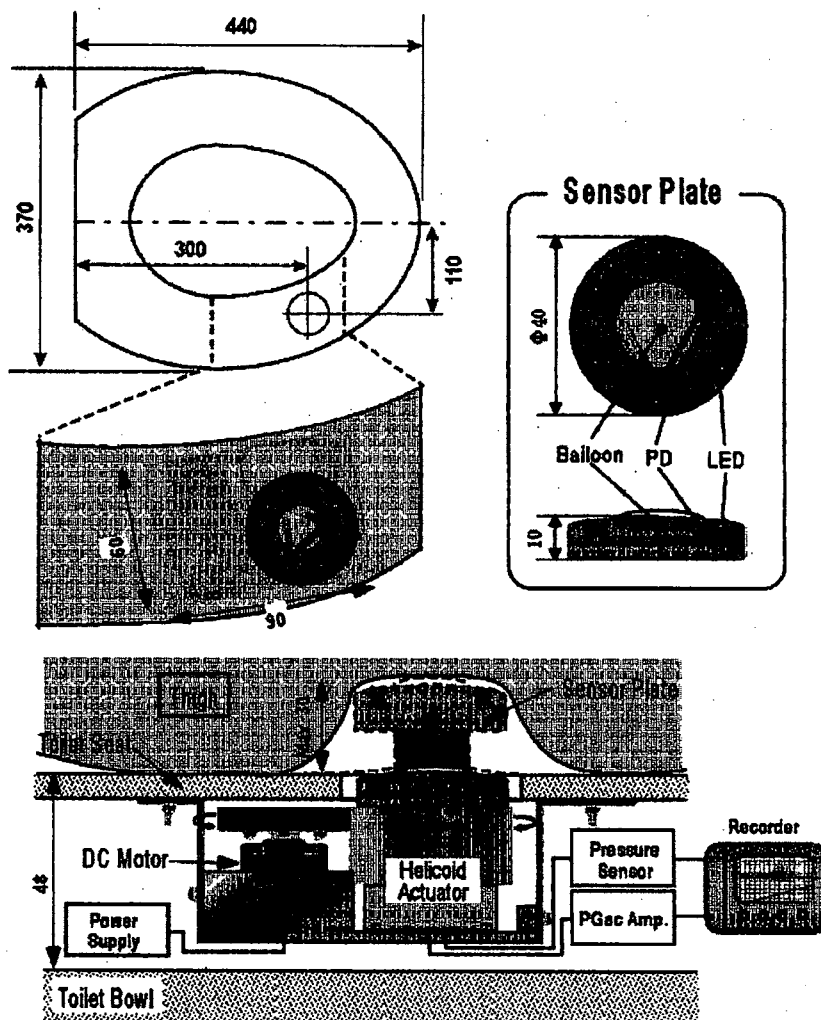


図1 便座内蔵型血圧計測システム概要  
Fig.1 Structural outline of the newly designed blood pressure monitoring system installed in a toilet-seat.

便、女性の場合は排尿または排便の際に血圧測定が可能である。なお血圧計測のタイミングについては、本研究の目的、即ち「長期在宅健康モニタ用」の血圧計測システム開発という観点からは通常レベルの血圧を計測することが重要で、用便中や用便直後の様に大きな血圧変動が予想される期間での測定は避ける必要がある。

血圧の計測原理は容積振動法[14]で、大腿部後面を局所的に加圧しながら反射型光電センサにより容積脈波を計測し、その変化パターンから非侵襲的に最高血圧 (SBP) 及び平均血圧 (MBP) を計測するものである。この様な方法で大腿深部の動脈血管を有効に圧迫し容積脈波を検出可能であることはシミュレーション並びにモデル実験により確認している[15]。なお反射型光電センサの設置位置 (便座中心線から 110 mm, 後端から 300 mm) の決定に際しては健康成人男子 2 名, 女子 1 名を対象に予備実験を行い、便座着座時に再現性良く光電容積脈波が検出可能な場所を選定した。

システム本体は①反射型光電センサ及びバルーン型接触圧センサを備えたセンサプレート, ②センサプレートを上下動させるためのヘリコイド式アクチュエータ及び③アンプ類を含む計測部から成る。センサプレートは塩ビ製 (外径: 40 mm, 厚さ: 10 mm) で反射型光電センサとバルーン型接触圧センサが組み込まれている (図 1 右上参照)。反射型光電センサは光源に近赤外発光ダイオード (LED: TLN102, 東芝, 波長: 940 nm) 6 個, 検出器にフォトダイオード (PD: 1337-16BR, 浜松ホトニクス) 3 個を用いており, 図 1 右上に示す様なセンサ配置とすることにより様々な体格の被験者 (表 1, 2 の身長・体重欄参照) や座り直しなどに対しても安定して光電容積脈波が検出可能である。センサプレート中央には大腿部圧迫圧 (Pc) 検出のためのバルーン型接触圧センサ (AMI3037-2, エイムアイ・テクノ, 外径:  $\phi$ 20 mm, 厚さ: 1 mm) が設置されており, Pc を良好に検出するためにセンサプレート表面の曲率半径を 150 mm としてある。

このセンサプレートは新たに開発したヘリコイド式アクチュエータにより便座表面位置から最大 30 mm の高さまで上下動される。ヘリコイド機構は薄型で大きなストロークが取れることが特徴で, 主にコンパクトカメラの鏡筒や精密 Z 軸ステージなどに用いられている。本システムに適用するに当たっては①便座と便器との隙間に設置できるよう極力薄型とすること, ②大腿部後面を最高血圧以上で圧迫可能な十分なストロークと耐加重性を有していること, そして③上下動に際してセンサプレート自体は回転しないことを条件に設計した。②の具体的な数値については, ストロークは成人男子を対象とした場合で 25 mm 程度, 荷重についてはセンサプレートの面積 (約 13 cm<sup>2</sup>) と最高血圧値 (高めに見積もって 200 mmHg) から最低でも 3.5 kgf 程度の荷重に耐えられる必要がある。この様な条件を考慮して

作製したヘリコイド機構の主な仕様を以下に示す。

外径寸法: 外径 45 mm, 高さ (沈胴時) 33 mm,

材質: 真鍮,

ねじ形状: 二条ねじ, ピッチ: 0.75 mm,

最大ストローク: 30 mm (1 回転あたり 2 mm)

また駆動用モータには高トルクの直流サーボモータ (MES-703, JR-PROPO, トルク: 6.7 kg $\cdot$ cm @ 20rpm) を使用しており 2 mm/sec 前後の任意の速度でセンサプレートを上下動可能である。

反射型光電センサからの光電容積脈波 (PGac) 及び接触圧センサからの Pc の各信号はアナログアンプで増幅後, サンプリング周波数: 100 Hz で A/D 変換 (16 bit) されパーソナルコンピュータに取り込まれ, 容積振動法の原理に則って SBP $\cdot$ MBP が計測される。

### 3. 実験方法

試作システムの血圧計測精度に関する評価実験を以下に示す方法で行った。

#### 3.1 市販血圧計との同時計測実験

被験者は健康成人 21 名 (男性: 18 名, 女性: 3 名, 年齢: 21 ~ 25 歳) で, 実験に先立ち本研究の目的を十分に説明し実験参加への同意を得るとともに, 実験終了後は本実験で得られた結果を本人に通知する旨を伝えた。次にこの内の 11 名に対して市販上腕血圧計 (HEM-904, オムロンヘルスケア, 測定方法: 聴診法), 残り 10 名に対して市販手首血圧計 (HEM-6371T, 同社, 測定方法: オシロメトリック法) を用いて本システムとの同時計測実験を行った。具体的には, 本システムを内蔵した便座に腰掛けた状態, 即ちほぼ椅座位の状態でも右腕あるいは右手首に市販血圧計を装着し, 安静状態で本システム及び市販装置による同時血圧測定を 10 回繰り返し行った。なお市販手首血圧計を用いた実験では手首が心臓位置になるようにして測定を行った。

本システムからの計測信号 (Pc 及び PGac) を前述の条件でパーソナルコンピュータに取り込み大腿部血圧を求めた後, 予め計測しておいた大腿部と心臓位置との水頭圧差から心臓位置に補正した SBP $\cdot$ MBP を求め, これらの値と市販血圧計との比較を行った。

なお使用した市販血圧計では SBP と最低血圧 (DBP) のみが表示され MBP が得られないため, 一般的によく用いられている以下の経験式により MBP を求めた。

$$MBP = DBP + (SBP - DBP) / 3 \quad (1)$$

#### 3.2 直接法との同時計測実験

直接法 (観血的血圧計測法) との同時計測実験を金沢大学医学系研究科等「医の倫理審査委員会」の承認を経て, 以下のようにして行った。被験者は健康成人男性 2 名で, 実験に先立ち本研究の目的を十分に説明し実験参加への同意を得るとともに, 実験終了後は本実験で得られた結果を

本人に通知する旨を伝えた。次に本システムを内蔵した便座に腰掛けた状態、即ちほぼ椅座位の状態です。右腕動脈に 20G 留置針を挿入し、高さをほぼ心臓位置に合わせて設置した血圧トランスデューサ (AP-601G, 日本光電) により観血的動脈圧 (BP<sub>dir</sub>) を計測した。なお計測データは量子化数: 16 bit, サンプリング周波数: 100 Hz の条件でパーソナルコンピュータに取り込み、一心拍中の最高値から観血的最高血圧 (SBP<sub>dir</sub>) を、また一心拍の血圧波形を積分することにより観血的平均血圧 (MBP<sub>dir</sub>) をそれぞれ求めた。これと同時に、本システムを用いて安静時及びハンドグリップ負荷時の大腿部血圧を各々 10 回計測し、前述の水頭圧補正により心臓位置における非観血的最高 (SBP<sub>ind</sub>) 及び平均血圧 (MBP<sub>ind</sub>) を求めた。この時、比較対象とする直接法の値は SBP<sub>ind</sub> 及び MBP<sub>ind</sub> のそれぞれの値を決定した心拍、即ち PGac の脈波振幅最大点 (MAP) 及び脈波消失点 (SEP) の心拍における MBP<sub>dir</sub> 及び SBP<sub>dir</sub> をそれぞれ用いることとした。なおハンドグリップ負荷は血圧レベルを変化させるために加えたもので、動脈圧計測ラインの反対側 (左手) を対象にデジタル握力計 (TKK5101, 竹井機器工業) を用いて Maximum Voluntary Contraction (MVC) の 30 ~ 50% を計測期間中保持するという負荷条件で行った。

4. 結 果

4.1 市販血圧計との同時計測結果

図 2 は市販血圧計との同時計測実験時における Pc 及び PGac の波形記録例である。なお Pc の値については前述の方法で水頭圧補正を行い心臓位置に換算してある。この図より明らかなように Pc の増加に伴い PGac の振幅は徐々に増加し、最大振幅点 (MAP) を経て消失点 (SEP) へ移行するという典型的な脈波振幅変化パターンを示しており、本システムにより容積振動法の原理に則って MBP<sub>ind</sub>, SBP<sub>ind</sub> が計測可能であることが判る。また Pc の値はほぼ直線的に増加しており、今回開発したヘリコイド式アクチ

ュエータにより安定して大腿部圧迫が可能であることが判る。なお図 2 に示されるように SEP 以後も脈波は完全には消失していないが、これは組織内での光の散乱等による影響と考えられ、本実験ではこれまでに得た容積振動法と直接法との比較実験の知見から脈波振幅が MAP の 1/10 以下となる点を SEP の決定基準とした。

表 1 及び表 2 はそれぞれ市販上腕血圧計及び手首血圧計との同時計測実験の結果を被験者毎にまとめたもので、表中の Thigh は本システムで得られた大腿部血圧を心臓位置レベルに変換した値、Upper arm は市販上腕血圧計の計測値、そして Wrist は市販手首血圧計の計測値をそれぞれ示している。この結果より、本システムで得られた MBP・

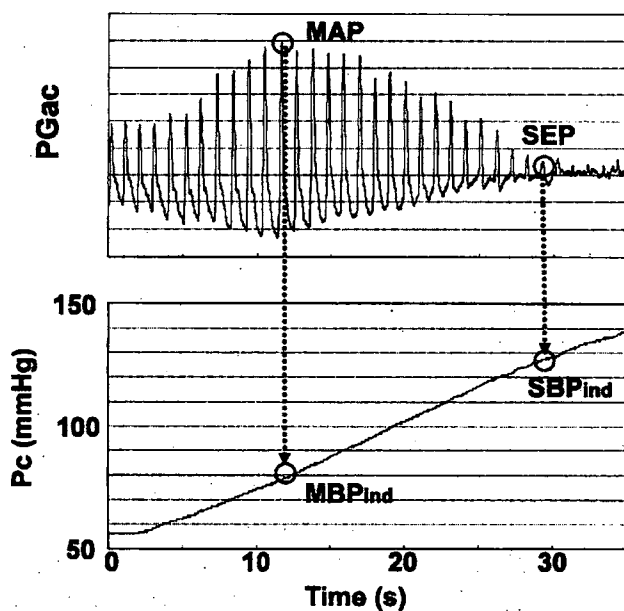


図 2 本システムによる容積振動法実施時の記録波形例。PGac: 光電容積脈波, Pc: 大腿部圧迫圧力 (心臓位置に補正済み)

Fig.2 Typical recording of photoplethysmogram (PGac) and applied pressure (Pc) during blood pressure measurement in thigh.

表 1 本システムと市販上腕血圧計との同時計測実験結果

Thigh: 本システム, Upper arm: 市販上腕血圧計

Table 1 Results of simultaneous blood pressure measurements using the present system (Thigh) and a commercially available upper-arm-type BP monitor (Upper arm).

Subject	Hight (cm)	Weight (kg)	MBP mean (S.D)		MBP mean error	SBP mean (S.D.)		SBP mean error
			Thigh	Upper arm		Thigh	Upper arm	
A	168	63	83(4.4)	88(4.4)	4.3	118(4.2)	123(6.3)	4.2
B	178	61	75(5.7)	78(4.2)	3.1	109(6.1)	103(7.4)	-6.9
C	168	70	79(3.8)	81(2.1)	2.0	109(2.1)	108(1.6)	1.2
D	179	63	79(4.2)	82(2.6)	2.2	123(10.0)	116(3.8)	-8.1
E	172	71	71(4.8)	81(2.6)	9.4	110(4.5)	112(2.2)	1.8
F	176	63	68(4.6)	77(2.9)	7.8	104(7.2)	104(4.4)	-0.2
G	172	71	74(3.4)	82(1.6)	9.0	101(4.7)	110(3.2)	9.5
H	170	65	76(2.2)	84(1.6)	8.4	112(2.6)	111(3.6)	-1.3
I	171	59	74(1.7)	82(2.7)	8.9	119(2.6)	109(3.6)	-9.7
J	173	70	82(2.1)	80(3.5)	-2.4	111(4.0)	111(2.4)	-0.2
K	177	65	84(1.6)	80(2.7)	-4.3	124(1.3)	120(4.3)	-3.5

SBPの平均値は各市販血圧計の値と±10 mmHg程度の誤差範囲で一致しており、標準偏差の値も市販血圧計と同程度であることが判る。

図3はこれらの結果をBland-Altman Plotsとして示したもので、左(Upper arm)が本システムと市販上腕血圧計との比較結果、右(Wrist)が市販手首血圧計との比較結果である。まず差の平均値(即ちバイアス)に着目すると、

SBPの場合Upper arm, Wrist共に±1 mmHg程度でよく一致していることが判る。これに対してMBPでは両者共に+5 mmHg程度の値となっており、本システムにおいてMBPを過小評価する傾向が若干見られる。しかしUpper arm, Wrist両者共にSBP・MBPの各プロットは95%信頼区間(±1.96S.D.)の中にほぼ収まっており、特に強い正や負の相関は見られないことから、本システムは市販装置と

表2 本システムと市販手首血圧計との同時計測実験結果  
Thigh: 本システム, Wrist: 市販手首血圧計

Table 2 Results of simultaneous blood pressure measurements using the present system (Thigh) and a commercially available wrist-type BP monitor (Wrist).

Subject	Hight (cm)	Weight (kg)	MBP mean (S.D)		MBP mean error	SBP mean (S.D.)		SBP mean error
			Thigh	Wrist		Thigh	Wrist	
L	168	62	81(4.9)	82(2.5)	0.7	111 (6.2)	113 (2.0)	0.6
M	163	60	67(8.0)	69(4.1)	1.6	93 (7.3)	94(3.8)	0.9
N	156	56	75 (3.7)	87 (5.5)	12.8	111 (3.0)	112 (3.7)	0.9
O	170	64	77 (2.6)	77 (10.3)	0.0	111 (7.0)	112 (3.7)	1.9
P	175	70	66 (5.2)	82 (3.2)	15.8	99 (7.6)	105 (3.4)	6.2
Q	170	63	80 (2.7)	88 (5.7)	8.3	115 (6.4)	117 (4.5)	1.3
R	175	55	69 (4.1)	72 (2.4)	2.9	103 (2.4)	97 (2.7)	-5.7
S	171	67	88 (2.4)	93 (3.3)	5.3	114 (2.5)	119 (3.8)	4.9
T	168	52	84 (4.2)	79 (5.0)	-4.8	110 (4.7)	105 (4.5)	-5.4
U	173	66	76 (3.4)	84 (1.7)	8.1	113 (4.3)	112 (3.7)	-1.0

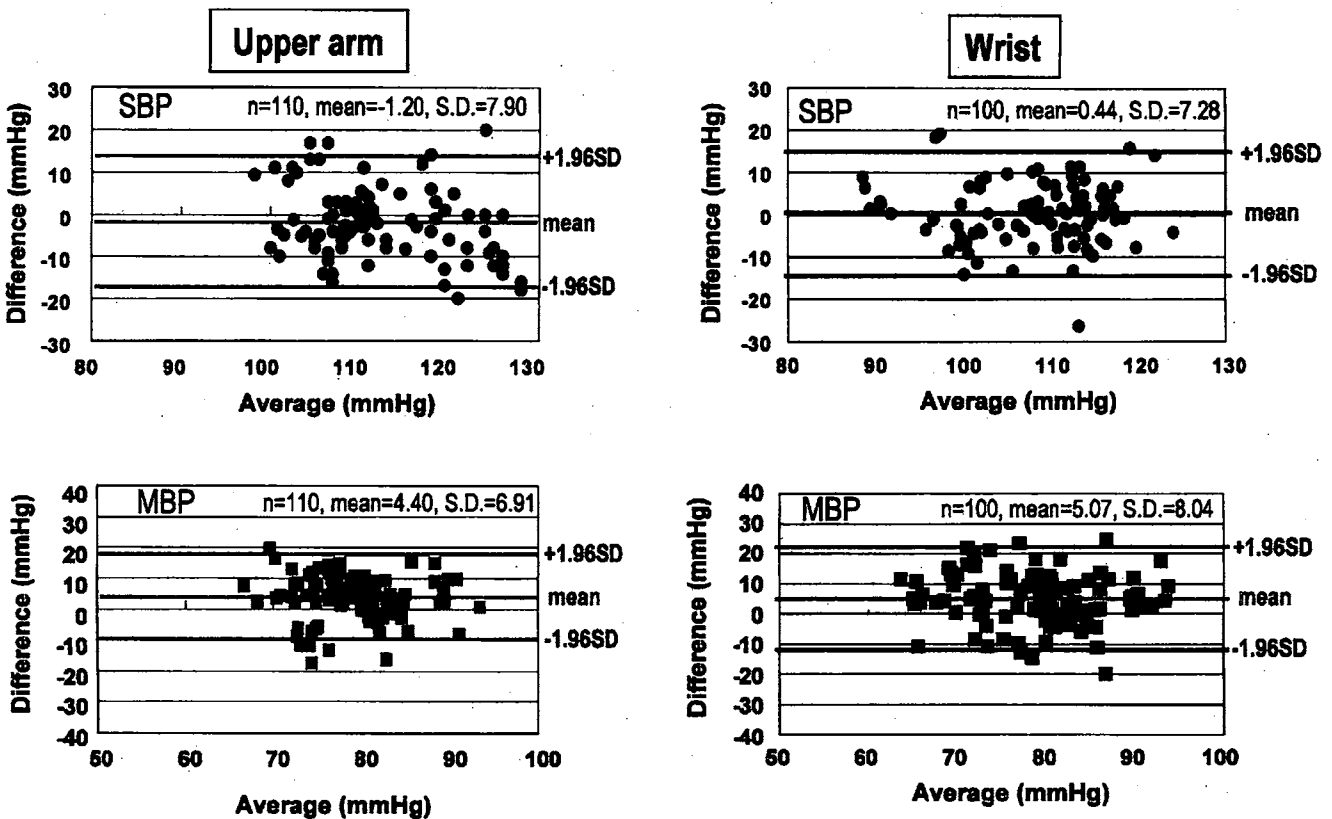


図3 市販血圧計との同時計測結果 (Bland-Altman Plots).

左：上腕血圧計，右：手首血圧計，上段：最高血圧，下段：平均血圧

Fig.3 Bland-Altman plots of BP measured by two types of commercially available BP monitors (upper-arm-type: left, wrist-type: right) and the present system.

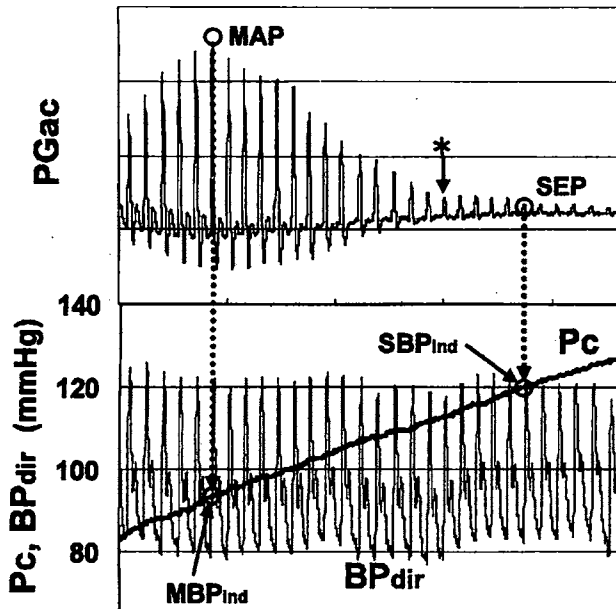


図4 直接法との同時計測時の記録波形例。  
 PGac: 光電容積脈波, Pc: 大腿部圧迫圧力 (心臓位置に補正済み), BPdir: 上腕直接法血圧  
 Fig.4 Typical recording of photoplethysmogram (PGac), applied pressure (Pc) and direct BP (BPdir) during blood pressure measurement in thigh.

ほぼ同程度の計測精度を有しているものと考えられる。

4.2 直接法との同時計測結果

図4は直接法との同時計測実験における結果の一例で、本システムによる容積振動法実施時のPGac, Pc, BPdirの同時記録例である。なおPcについては水頭圧補正済みの値として示してある。この図より明らかなように、PGacは図2と同様に容積振動法実施時の典型的な脈波振幅変化パターンを示しており、MAP・SEPの2点がそれぞれ容易に判定可能である。さらにこれらの時の外圧 (Pc) から得られるMBPind, SBPindの各値が直接法の値と極めて良く一致していることが確認できる。

図5は被験者2名で得られた結果 (本システムによる容積振動法の総実施回数: n=54) を Bland-Altman Plots で示したもので、SBP及びMBPの差の平均値 (バイアス) と標準偏差はそれぞれ  $0.41 \pm 4.91$  mmHg,  $3.68 \pm 5.69$  mmHgである。この結果より、サンプル数が十分とは言えず今後追加実験を要するものの、本システムにより得られた血圧値は観血的な方法で得た血圧値と良く一致し、本システムが十分実用に供し得る血圧計測精度を有しているものと考えられる。

5. 考 察

前述したように著者らのグループは在宅長期健康管理のための「無意識生体情報計測システム開発」の一環として、毎日必ず利用する「トイレスペース」に着目し体重関連指標の自動計測システムを開発してきた[11, 12]。本研究は

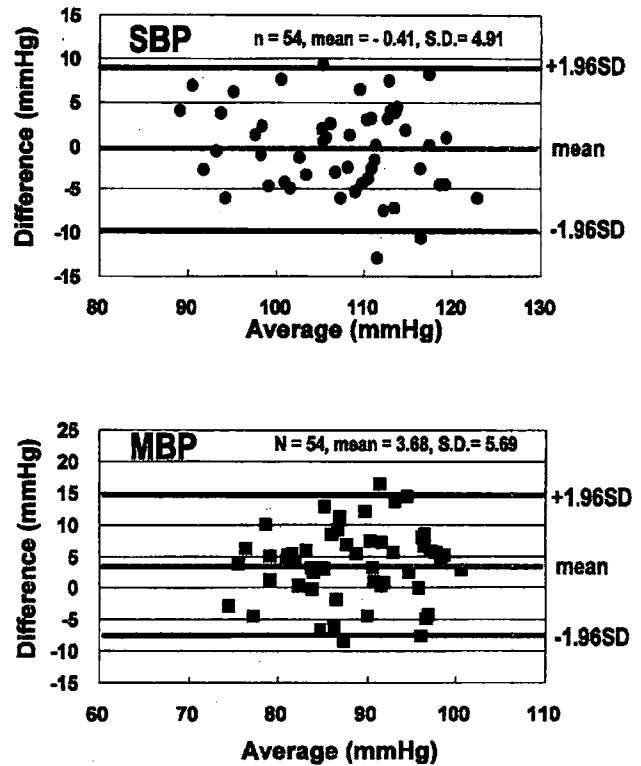


図5 直接法との同時計測結果 (Bland-Altman Plots).  
 上段: 最高血圧, 下段: 平均血圧  
 Fig.5 Bland-Altman plots of BP measured by the invasive method and the present system.

この延長線上にあり、体重と共に生活習慣病予防のために重要な情報である「血圧」をトイレスペースで自動計測するためのシステム開発を目的としている。

在宅健康管理のための情報取得場所としてトイレスペースに着目した例は既にいくつかある。例えば松下電器産業ではショールーム (守口市の同社マルチメディアセンター) 内に「コンセプトモデル」として体脂肪と体重が計測可能なトイレを設置しており、体脂肪はアームレストに設置した電極により計測する。しかし体重については便座に普通に腰掛けた状態 (足が床に付いた状態) では計測できず足を床から一度浮かす必要があり、商品化には至っておらず、現時点では自社ホームページ上にも記載されていない。

一方現在商品化されている例としては大和ハウス工業の「インテリジェントイレ」[16, 17]がある。これはトイレのついでに体重・体脂肪・血圧・尿糖値の4項目を計測可能というものであるが、トイレ便器 (または便座) 自体に組み込まれているのは東陶機器製の尿糖計測システムのみで、体重と体脂肪を計測するためには便器から離れたところにある洗面台の前 (この部分の床面に電子体重計が設置されている) に立ち、電極付アームを握らなければならない。さらに血圧計測に至っては汎用の手首式血圧計が便器横のカウンターに収納されているというだけで、袖をまくってカフを装着するという操作の煩わしさは何等解消され

ていない。これに対して今回著者らが提案した血圧計測法は、種々の解決すべき問題点(後述)はあるものの、カフを巻くなどの煩わしい操作をすることなく便座に座っている最中に自動的に血圧計測が可能であるという点において、長期モニタシステムとしての有用性が大いに期待できる。

本システムの血圧計測精度については測定方法の異なる2種類の市販血圧計、即ち聴診法による上腕血圧計とオシロメトリック法による手首血圧計を対照として同時計測実験を行った。その結果、両者共にSBPの差の平均値については $\pm 1$  mmHg程度という小さな値であったのに対して、MBPの場合 $+5$  mmHg程度の値で若干ながら本システムで過小評価する傾向が見られた。この原因の一つとして市販血圧計の表示値(SBP, MBP)からMBPを推定する方法の問題点が挙げられる。前述したように市販血圧計ではSBPとDBPしか表示されないため、本来はMBPが計測されているはずのオシロメトリック法を利用した市販手首血圧計についても(式1)の実験式を用いてMBPを求めざるを得なかった。しかしこの式はもともと経験的なものであり、得られたMBPの値の信頼性は必ずしも高いとは言えない。

そこで被験者数は2名と少ないものの、血圧計測法として最も信頼性の高い直接法との比較実験を行ったところ、両者の計測値の差の平均値及び標準偏差はJISの規格で定められている基準(誤差平均: $\pm 5$  mmHg, 誤差標準偏差: $\pm 8$  mmHg)以内の値となった(図5参照)。今後は被験者数を増やして当該基準を満足する計測精度を有しているか検証する必要がある。

なお図4のSEPの出現位置について、脈波振幅変化のパターンから類推すると同図中のアスタリスク付近で脈波が消失しSEPになりそうだが、その後4心拍にわたってPGacはほぼ同レベルを維持している。一般にこの様な状況は容積脈波の「消え残り」として捉えられているが、この時のBP<sub>di</sub>波形を見ると呼吸性と思われる血圧上昇が起きている。従ってこの4拍分のPGacは決して「消え残り」ではなく、血圧上昇に伴う血管容積変化を反射型光電センサが正確に捉えているものであると言える。この事はSEPにおけるPcがBP<sub>di</sub>の最高血圧値と極めて良く一致していることから確認できる。

一方、本システムの実用化に向けては解決すべき様々な問題点がある。例えば「試作システム概要」の最初で述べたように計測のタイミングをいつにするかという事もその一つで、用便のために息んでいるような時に計測すべきでないことは明らかである。従って「無意識計測」の主旨にはそぐわないが、便器周辺に測定開始用のスイッチを設け安静時に計測するよう周知する必要がある。厳密には「無意識計測」には該当しないことになるが「測定操作はスタートスイッチを押すだけ」という全自動計測システムにすることは容易に可能であり、長期モニタシステムとして

の有用性が十分期待できる。なお将来的に容積補償法[18]が大腿部に適用可能となれば、用便中を含めその前後の血圧変化が1拍毎に無侵襲計測可能であり、在宅下の健康管理に有用な情報を与えてくれるものと期待できる。

次の課題として「水頭圧補正」が挙げられる。今回の実験では血圧測定に先立って大腿部と心臓位置との水頭圧差をメジャーで計測し補正に用いたが、実用化に際してはこれを自動的に行う必要がある。現在、このための方法として超音波センサを用いた水頭圧自動補正法を検討中であり、測定精度を検証した上でシステムに組み込んでいく予定である。

また家庭に限らず被測定者が複数となる場所では「個人認証」を確実にを行う必要があるが、これについては近年進歩の著しいICタグを用いたRFID(無線個人認証)システムを利用することにより比較的容易に実現可能と考えられる。

一方今回の実験では健常成人のみを対象としており、小中学生の様に成人に比べ著しく体格の異なる者に対する検討は行っていない。しかし本システムの利用目的が「生活習慣病」や「高血圧」の予防が主であることから、その適用範囲を小中学生レベルまで引き下げる必要は少ないと思われる。しかし中学生程度の体格の成人女性や高齢者は決して珍しくないので、センサプレート取り付け位置の再検討を含めより適用体格範囲の広いシステムにしていく必要がある。また性差が計測精度に及ぼす影響については女性被験者が3名と少ないため今回は検討しておらず、これについても今後検討していく必要がある。

## 6. ま と め

以上、在宅健康管理を目的として新たに試作した便座内蔵型血圧計測システムの構造概要と血圧計測精度評価実験の結果について述べた。本システムは日常生活で1日に1度は必ず使用するトイレ便座に組み込まれており、さらに既存の家庭用血圧計に比べカフを巻くなどの面倒な測定操作を必要としないことから、長期血圧モニタに非常に適したシステムと考えられる。またその測定精度は市販血圧計と同程度、あるいは直接法との比較実験結果からはそれ以上であることが示唆され、実用に供し得る十分な性能を有していることが確認された。

今後、水頭圧補正を含めたシステムの全自動化や個人認証システムの導入など、実用化に向けて改良化研究を進めていく予定である。

謝辞 本研究を遂行するにあたり、観血的血圧計測実験にご協力を頂いた金沢大学医学部附属病院丸山美知郎医師に深く感謝いたします。また本研究の一部は文部科学省知的クラスター創成事業(金沢地域)「石川ハイテク・センシング・クラスター構想」により行われたものであり、ここに記して感謝の意を表します。



## 文 献

1. 独立行政法人新エネルギー・産業技術総合開発機構: バイオ・IT 融合機器開発プロジェクト(ホームヘルスケアのための高性能健康測定機器開発) (<http://www.nedo.go.jp/activities/portal/gaiyou/p03009.html>) (URL) [accessed April 3, 2006]
2. 稲田 紘: 生体情報モニタリングの現状. 在宅医療と ME 技術研究報告集. 1 (3): 1-8, 1992.
3. 戸川達男: ホームヘルスマニタリング. エル・エス. ティ学会誌. 5: 117-119, 1993.
4. 山越憲一: 無侵襲, 無拘束, そして無意識計測へ. 精密工学会誌. 62 (11): 1526-1529, 1996.
5. Ishijima M, Togawa T: Observation of electrocardiograms through tap water. Clin Phys & Physiol Meas. 10: 171-175, 1989.
6. Ishijima M: Cardiopulmonary monitoring by textile electrodes without subject-awareness of being monitored. Med & Biol Eng & Comput. 35 (6): 685-690, 1997.
7. Chow P, Nagendra G, Abisheganaden J, Wang YT: Respiratory monitoring using an air-mattress system. Physiol Meas. 21: 345-354, 2000.
8. 斉藤義明, 堀 潤一, 木竜 徹: 磁気センサを用いた無意識呼吸心拍動検出装置の開発. 医用電子と生体工学. 38 (2): 102-110, 2000.
9. 松本佳昭, 中島一樹, 田村俊世, 田中恭治, 田中正吾: 動画像処理を用いた非接触呼吸・体動モニタリング. システム制御情報学会論文誌. 14 (4): 173-179, 2001.
10. Tamura T, Zhou J, Mizukami H, Togawa T: A system for monitoring temperature distribution in bed and its application to the assessment of body movement. Physiol Meas. 14: 33-41, 1993.
11. 大嶋章寛, 山越憲一, 中川原実, 黒田真朗, 川原田淳: トイレを利用した体重関連・心機能情報の在宅無意識計測システム. 電子情報通信学会技術報告. MBE98-95: 15-21, 1998.
12. Yamakoshi K: Unconstrained physiological monitoring in daily living for health care. Frontiers Med Biol Eng. 10 (3): 139-159, 2000.
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. Yamakoshi K, Shimazu H, Shibata M, Kamiya K: New oscillometric method for indirect measurement of systolic and mean arterial pressure in the human finger, Part I & II. Med & Biol Eng & Comput. 20: 307-313 & 314-318, 1982.
15. 五十嵐朗, 中川原実, 諸江輝義, 山越憲一: 血圧・血液酸素飽和度在宅計測. 電子情報通信学会技術報告. MBE93-49: 71-74, 1993.
16. 大和ハウス工業株式会社・総合技術研究所「開発成果を見る」: 在宅健康チェックシステム「インテリジェンストイレ」 ([http://www.daiwahouse.co.jp/lab/kaihatsu\\_3.html](http://www.daiwahouse.co.jp/lab/kaihatsu_3.html)) (URL) [accessed April 3, 2006]
17. 大和ハウスグループ・トピックス(平成 17 年 3 月 28 日): 在宅健康チェックシステム「インテリジェンストイレ」新発売～大和ハウスの「ホームネットワーク技術」と TOTO の「健康チェック技術」の融合 ([http://www.daiwahouse.co.jp/topix/release\\_119.html](http://www.daiwahouse.co.jp/topix/release_119.html)) (URL) [accessed April 3, 2006]
18. Yamakoshi K, Shimazu H, Togawa T: Indirect measurement of instantaneous arterial blood pressure in the human finger by the vascular unloading technique. IEEE Trans. Biomed. Eng. BME-27: 150-155, 1980.

## 田中 志信 (タナカ シノブ)

1980 年早稲田大学工学部応用化学科卒, 1987 年北海道大学大学院工学研究科博士課程修了, 工学博士. 1991 年英国キール大学客員研究員, 1992 年東京医科歯科大助手, 1995 年山形大学助教授, 1998 年金沢大学助教授, 現在に至る. 生体情報の無侵襲・無拘束計測法, 福祉工学, バイオセンサーなどの研究に従事.

日本生体医工学会, 日本機械学会, 計測自動制御学会, 日本バイオマテリアル学会, IEEE, 日本生理人類学会, 化学センサ研究会などに所属.



## 本井 幸介 (モトイ コウスケ)

2001 年金沢大学工学部人間・機械工学科卒業, 2003 年同大学院自然科学研究科機械科学専攻博士前期課程修了, 2005 年同大学院システム創成科学専攻博士後期課程修了, 同年金沢大学ベンチャー・ビジネス・ラボラトリー講師, 現在に至る. 在宅ヘルスケアモニタ, 福祉機器, リハビリテーション患者や高齢者の無拘束姿勢・行動計測システムに関する研究に従事.

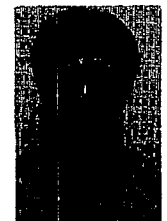
日本生体医工学会, IEEE, ライフサポート学会などに所属.



## 野川 雅道 (ノガワ マサミチ)

1997 年山形大学大学院工学研究科博士後期課程中退, 1997 年山形大学工学部助手, 2000 年金沢大学工学部助手, 現在に至る. 工学修士. 医用・福祉センサ, 治療機器, 生体信号処理などの研究に従事.

日本生体医工学会, IEEE などに所属.



## 山越 健弘 (ヤマコシ タケヒコ)

1998 年室蘭工業大学建設システム工学科卒, 2000 年同大学院修士課程修了. 2006 年福井大学大学院博士課程修了, 工学博士. 2006 年金沢大学大学院自然科学研究科 システム創成科学専攻 信頼性システム工学講座(寄附講座) 特任助教授に就任, 現在に至る. 生体計測と解析, 生体情報の無侵襲・無拘束計測法, 健康・福祉工学などの研究開発に従事.

日本生体医工学会, 日本自動車技術会, IEEE などに所属.



## 山越 憲一 (ヤマコシ ケンイチ)

1970 年早稲田大学工学部機械工学科卒, 1972 年同大学院修士課程修了. 工学博士, 医学博士. 1972 年東京女子医大助手, 1974 年東京医科歯科大助手, 1980 年同大講師, 同年北海道大学助教授, 1987 年オックスフォード大学客員教授, 1994 年金沢大学教授, 2002 年中国大連大学客員教授, 現在に至る. 生体計測と制御, バイオメカニクス, 健康・福祉工学などの研究開発に従事.

日本生体医工学会, 計測自動制御学会, 日本機械学会, 日本人工臓器学会, 国際医用生体工学会議, IEEE などに所属.

