

シリコンチューブ型空気圧方式による在宅環境における生体情報センシング

河西, 良拓 / KAWANISHI, Yoshihiro

(発行年 / Year)

2009-03-24

(学位授与年月日 / Date of Granted)

2009-03-24

(学位名 / Degree Name)

修士(工学)

(学位授与機関 / Degree Grantor)

法政大学 (Hosei University)

修士論文

シリコンチューブ型空気圧方式による
在宅環境における生体情報センシング

2008 年度

法政大学大学院工学研究科
システム工学専攻修士課程
07R6114

河西 良拓

指導教員 渡辺嘉二郎 教授

Bio-information Monitoring in Home by Pneumatic Method of applying silicon tube

Kawanishi Yoshihiro

Abstract

In this paper, the new pneumatic method, which applies silicon tubes instead of the air mattress, is proposed. We consider that we make use of the bio-signal from the system that we proposed for the health care of every day and correspondence in emergency. This time, we presume the Sleep Stage by using the bio-signal from sensing devices for flooring and Tatami environment and measure the change of human's heart-beat in bathtub by using it from sensing device for bath environment and compare heart-beat signal when human is defecating with it when human isn't defecating by using it from sensing device for toilet environment.

In the Sleep Stage experiment, We saw the feature of sleep of the human. In bath experiment, the system that we proposed could measure the feature of heart-beat of human in the water over 40°C. In toilet experiment, the system that we proposed could measure the disorder of heart-beat signal generated when human is defecating.

Key Words : *Bio-information Monitoring, Pneumatic Method, flooring, Tatami, bath, toilet*

目次

第 1 章 はじめに	4
1.1 研究背景	4
1.2 従来の在宅用生体計測の研究とその問題点	4
1.3 研究目的	4
第 2 章 シリコンチューブ型空気圧方式を用いた生体計測システム	5
2.1 シリコンチューブ型空気圧方式	5
2.2 フローリング, 畳, 浴槽, トイレのためのセンシングデバイス	6
第 3 章 生活雑音レベルと心拍, 呼吸信号の S/N 比	8
3.1 実験方法と被験者	8
3.2 S/N 比の定義	9
3.3 結果と考察	11
第 4 章 提案する生体計測システムから得られた信号の活用法の模索	27
4.1 睡眠者の睡眠段階の推定	27
4.2 入浴者の入浴時の心拍数の変化の検出	31
4.3 トイレ内のヒトの有無の判別と排便時と非排便時の心拍信号の比較	34
4.3.1 トイレ内のヒトの有無の判別	34
4.3.2 排便時と非排便時の心拍信号の比較	40
第 5 章 まとめ	42
付録 本研究で用いたセンサやフィルタ回路	43
・センサ	43
・フィルタ回路	44
参考文献	45
研究業績	47
謝辞	48

第1章 はじめに

1.1 研究背景

高齢社会を迎えた日本において、高齢者が健康を維持／増進し、活力の溢れる生活をおくれる社会を構築することは重要な課題である。これに伴い、厚生労働省は高齢者の保険健康の増進に関する支援事業に対し、補助制度を設けるなどの対策を講じている[1]。

在宅環境での様々な生活空間(リビング、ダイニング、和室、寝室、風呂、トイレなど)において、生体情報を適宜センシングし、その情報を基に日々の健康を管理することは、上記課題解決の一助となる。特に、寝室、風呂、トイレなどプライバシーが重視される場所においては、人の目が届きにくいいため、緊急時の発見が遅れる場合がある[2]。このため、生体情報をセンシングし、コンピュータシステムにより生命の安否を自動的に管理することは、健康管理のためだけでなく緊急時の対応という観点からも意義がある。

1.2 従来の在宅用生体計測の研究とその問題点

在宅において、生体情報をセンシングするシステムは、日常的に使用されることを想定する必要がある。このため、使用者に対し、計測されていることを意識させない無拘束、無侵襲性や、設定や手入れなどが少なくすむように、システムのメンテナンス性が高いこと、計測機器そのものの価格、設置・維持費用が低いことが重要である。

このような問題に鑑み、在宅環境において人間の生体情報をセンシングすることを目的とした研究が多数行われている。浴槽内に電極を設置して心拍、呼吸、血流を取得する研究[3]-[5]、トイレに光電心拍計や高精度体重計を設置して体重、排泄量、排泄速度、脈拍数を計測する研究[6]、ベッド上で心音センサを用いて心拍、呼吸を計測する研究[7]、CCD カメラを用いて呼吸をモニタする研究[8]などや、これらの機能を統合し、ベッド、浴槽、トイレにおいて、心拍、呼吸、イビキ、体重、血圧を計測する研究[9]、[10]が取り組まれている。また、我々もこれまで、エアマット型の空気圧方式を用いて、睡眠時の心拍、呼吸、イビキ、体動を無拘束、無侵襲で計測する方法を提案してきた[11]、[12]。

しかし、エアマット型の空気圧方式には、長時間使用するとエアマット内の空気が漏れるため感度が低下し、定期的に空気を入れる必要があるため、メンテナンス性の問題、浴槽内に電極を設置する方式やトイレに光電心拍計などを設置する方式では、ユーザに感電の心配などの心理的圧迫を与える恐れや、高価な装置を用意する必要があるなど、心理的な面や経済的な面で問題があった。また、これらの機能を統合し、ベッド、浴槽、トイレにおいて、心拍、呼吸、イビキ、体重、血圧を計測する研究では、各環境によってセンサや信号処理部分が異なるため、各環境に対応した計測システムを用意しなければならず、汎用性の面で問題があった。

1.3 研究目的

本研究では、上記の問題を解決するためエアマットの代わりにシリコンチューブを用いた空気圧方式を提案する。フローリング、畳、浴槽、トイレの環境において、心拍、呼吸を計測するシステムを考え、各環境において生活雑音に対する S/N 比を検討する。また、

提案したシステムから得られた信号を日々の健康管理や、緊急時の早期発見・対応に活かすことを考える。

第2章 シリコンチューブ型空気圧方式を用いた生体計測システム

我々が提案したシリコンチューブ型空気圧方式を用いた生体計測システムについて紹介する。

2.1 シリコンチューブ型空気圧方式

まずシリコンチューブ型空気圧方式について紹介する。**Fig.1**にその構成を示す。板にシリコンチューブの半径程度の溝を掘り、片端を密閉したシリコンチューブを溝に敷く。その上に平板で蓋をすると、シリコンチューブを半分程度つぶす。密閉していないシリコンチューブの片端に超高感度圧力センサを接続する。平板の上にヒトが存在すると、脈動や呼吸にともなう肺胸郭系および横隔膜運動による振動がシリコンチューブに伝播する。この振動によるシリコンチューブ内の空気圧の変化を超高感度圧力センサで計測する。

計測された圧力信号には心拍、呼吸などの生体情報が含まれているので、アナログバンドパスフィルタで周波数ごとに分離する。

シリコンチューブは塩化ビニル製などのチューブに比べて弾性率が低く、長期間上から加重がかかっても塑性変形しにくいいため感度が低下しない。また、この方式は適用する環境対し、チューブの長さや設置方法をフレキシブルに変えることができるため、各環境に対応した計測システムを統合する方式やエアマット型の空気圧方式に比べて汎用性が高い。

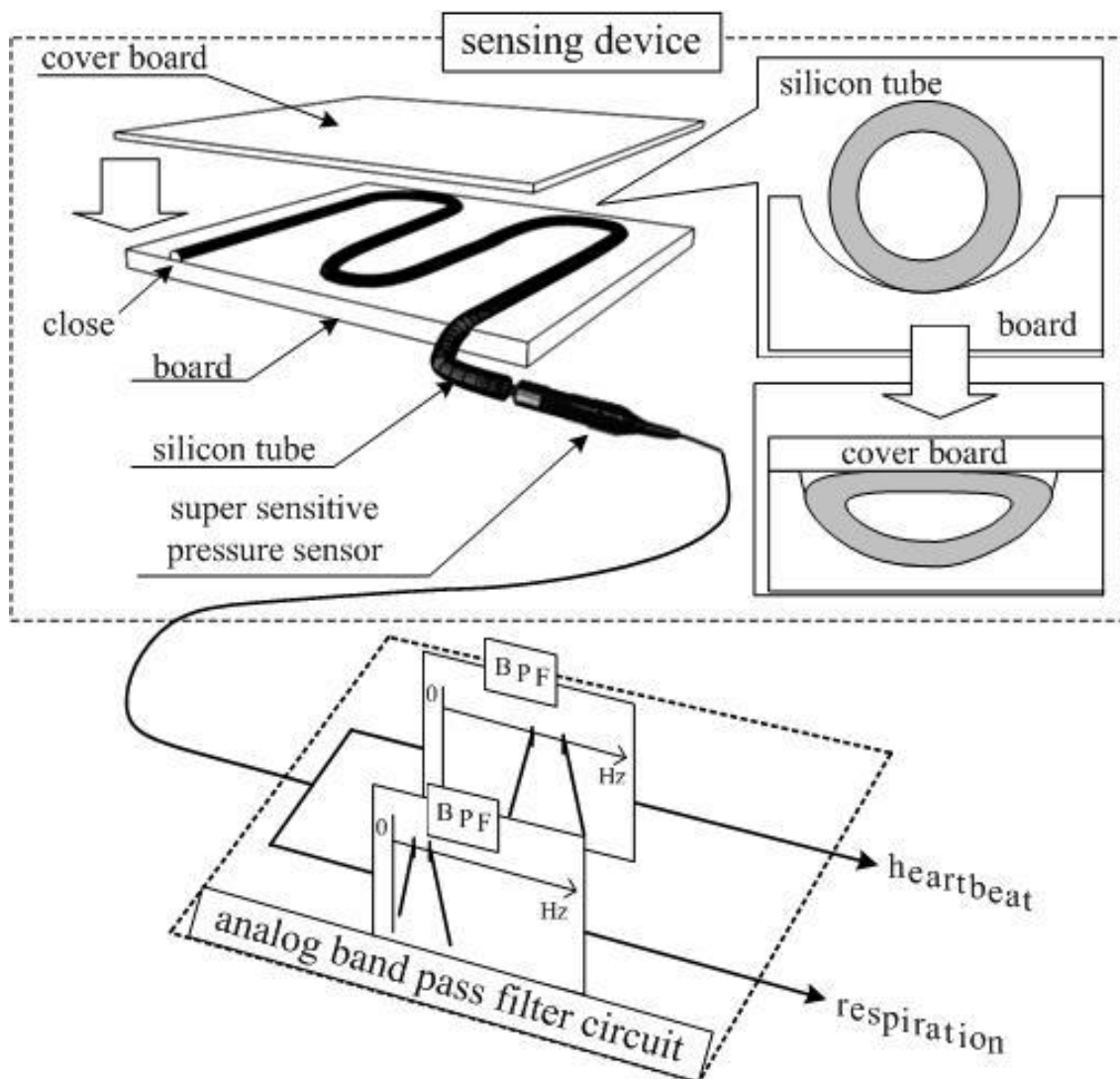


Fig.1 Schematic diagram of silicon tube type pneumatic method

2.2 フローリング，畳，浴槽，トイレのためのセンシングデバイス

Fig.2 に Fig.1 の原理をベースとしたフローリング，畳，浴槽，トイレ用のセンシングデバイスについて紹介する（センサ部やフィルタ回路部については付録を参照）。

フローリング用のセンシングデバイスは，Fig.2(a)に示すように，540mm×640mm×30mmのフローリング板に Fig.1 のような溝をもうけ，シリコンチューブ（十川産業株式会社，SS4×7，外径 7mm，内径 4mm）を設置する．これを厚さ 3mm のアクリル板で挟み，中の様子を見ることができるようにした．また，様々な大きさの部屋に対応できるよう複数のフローリング用センシングデバイスをチューブコネクタで連結できるようにした．

畳用のセンシングデバイスは，Fig.2 (b)に示すように，畳の中にシリコンチューブを設置する．使用する畳の中には 3 層の畳床があり，2 層目の畳床に Fig.1 のような溝をもうけ，シリコンチューブを配置する．その後，1 層目の畳床で挟み，再び畳を縫い合わせる．また，

様々な大きさの部屋に対応できるように、畳用センシングデバイス一つの大きさは半畳とし複数の畳用センシングデバイスをチューブコネクタで連結できるようにした。

浴槽用のセンシングデバイスは Fig.2(c)に示すように、バスマットを上下に分割し、下のバスマットにシリコンチューブを設置するための溝を掘りシリコンチューブを設置する。上のバスマットを張り合わせ、分割した部分から水が入らないように防水のゴムで周囲を囲む。

トイレ用のセンシングデバイスは、Fig.2(d)に示すように、発泡スチロールに溝を掘り、チューブを配置する。これを便器の両サイドに 2 つ設置する。トイレ用のセンシングデバイスでは、便座をおろすことで、Fig.1 における平板の蓋の役割を果たす。

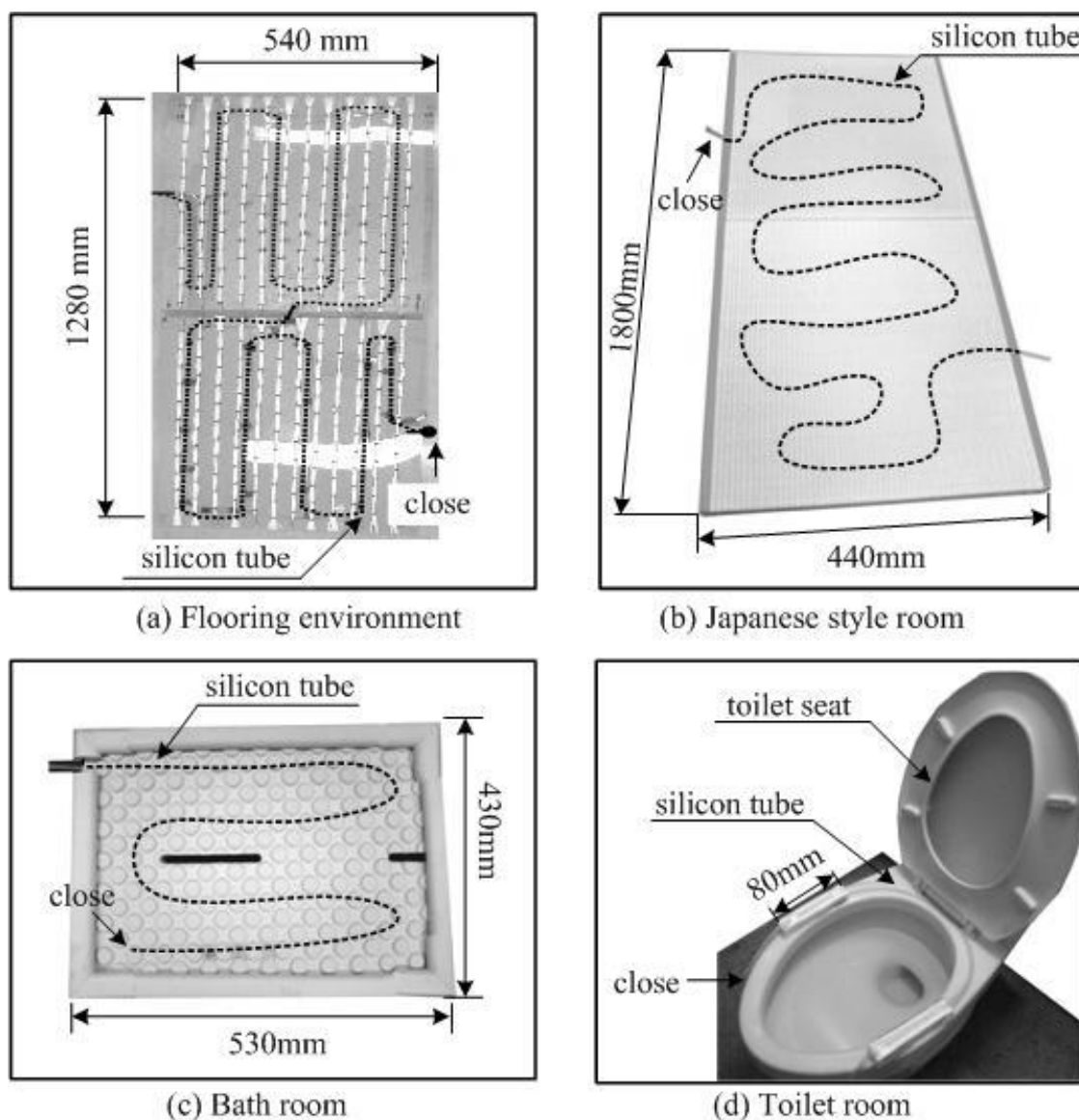


Fig.2 Sensing devices for each environments

第3章 生活雑音レベルと心拍、呼吸信号の S/N 比

3.1 実験方法と被験者

Fig.2 のセンシングデバイスをフローリング、畳、浴槽、トイレの各場所に設置し、心拍、呼吸を計測する。計測中に環境雑音を加え、その雑音の大きさに伴って心拍、呼吸信号の S/N 比がどのように変化するかを検討する。

フローリングでの計測条件は、Fig.2(a)のセンシングデバイス上で、被験者に「仰向けで横になる」、「座る」、「フローリング上にベッドを設置しその上に仰向けで横になる」の姿勢をとってもらう。「フローリング上にベッドを設置しその上に仰向けで横になる」では、ベッドの接地部分にフローリング用デバイスを設置し、その上に寝てもらう。

畳での計測条件は、Fig.2(b)のセンシングデバイス上で、被験者に「仰向けで横になる」、「座る」の姿勢をとってもらう。

浴槽での計測条件は、Fig.2(c)のセンシングデバイスを、「浴槽の壁面（被験者の背中）に設置した場合」と、「浴槽の底面（被験者の臀部の下）に設置した場合」を考える。センシングデバイスを浴槽の壁面に設置する場合、被験者が浴槽の壁にもたれた時に最も体重がかかる位置にセンシングデバイスを設置する。浴槽内の水位は、「浴槽の壁面に設置した場合」においてセンシングデバイス全体が水没するような高さに設定しておく。なお、「浴槽の底面に設置した場合」の水を流入する前の水位は、「浴槽の壁面に設置した場合」の水を流入する前の水位と同じ高さとする。

トイレでの計測条件について、今回考える便器は洋式とする。和式の便器はしゃがんだ時の腰や膝への負担が大きく高齢者には向かないと考えられる。Fig.2(d)のセンシングデバイスをトイレに設置し、便座を下ろして座ってもらう。

上記の各条件で、センシングデバイスのシリコンチューブを Fig.1 のように、圧力センサに接続し、フィルタにより心拍、呼吸信号に分離する。分離した各信号は、サンプリング間隔 0.01 秒で A/D 変換し PC に取り込む。また、被験者には心拍のリファレンスとしてパルスオキシメータを耳たぶに、呼吸のリファレンスとしてストレインゲージを腹部に設置する。

フローリング、畳、トイレにおける環境雑音として、センシングデバイスから 2m 離れた位置で足踏みをして振動を与える。この振動の大きさを普通に歩く程度の足踏みから走るような強い足踏みまで 4 段階の強さで与える。振動の大きさはセンシングデバイスに設置した加速度センサ（日立金属株式会社製：RF-H48C-O）を用いて計測し、出力信号の二乗平均平方根（RMS）を雑音の強さとする。

浴槽における環境雑音として、蛇口から水を出し浴槽の中に流入させる。その時の流入速度を 0ml/s, 50ml/s, 100ml/s, 150ml/s, 200ml/s と変化させる。

被験者は 24 歳の健常男性とし、インフォームドコンセントを得た上で実験を行った。

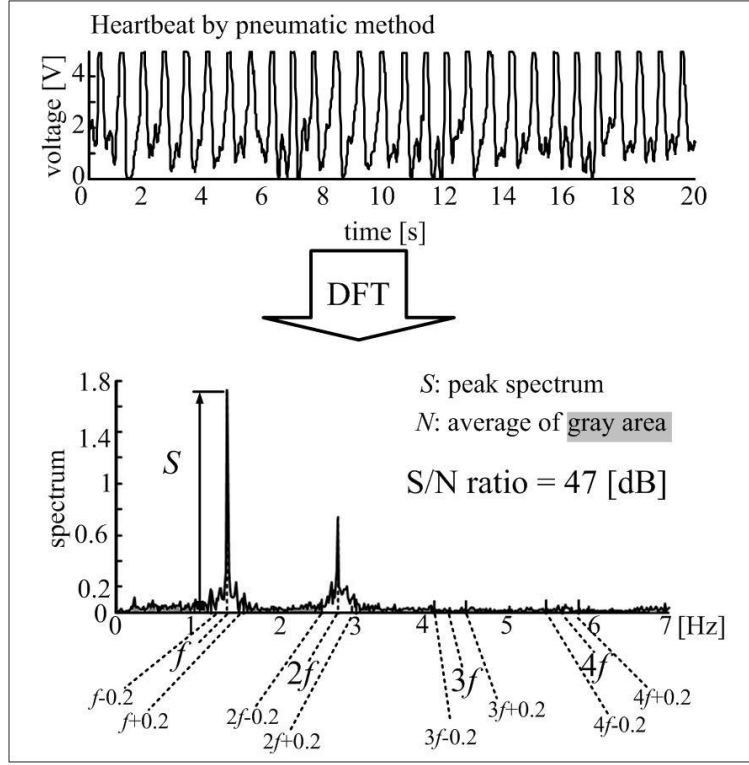
3.2 S/N 比の定義

計測された心拍，呼吸信号の信頼性は S/N 比により評価する(**Fig.3**). S/N 比は，まず 20 秒間ごとの心拍，パルスオキシメータ，呼吸，呼吸リファレンスの各信号に対し DFT 処理を行う．そして心拍，呼吸の周波数波形において，各リファレンスのスペクトルのピークの周波数におけるスペクトル値を信号 S, 各リファレンスのピーク周波数と 5Hz までの高調波の各周波数において，それぞれ $\pm 0.2\text{Hz}$ を除いた周波数に対するスペクトルの平均値をノイズ N とし，式(1)で定義する．

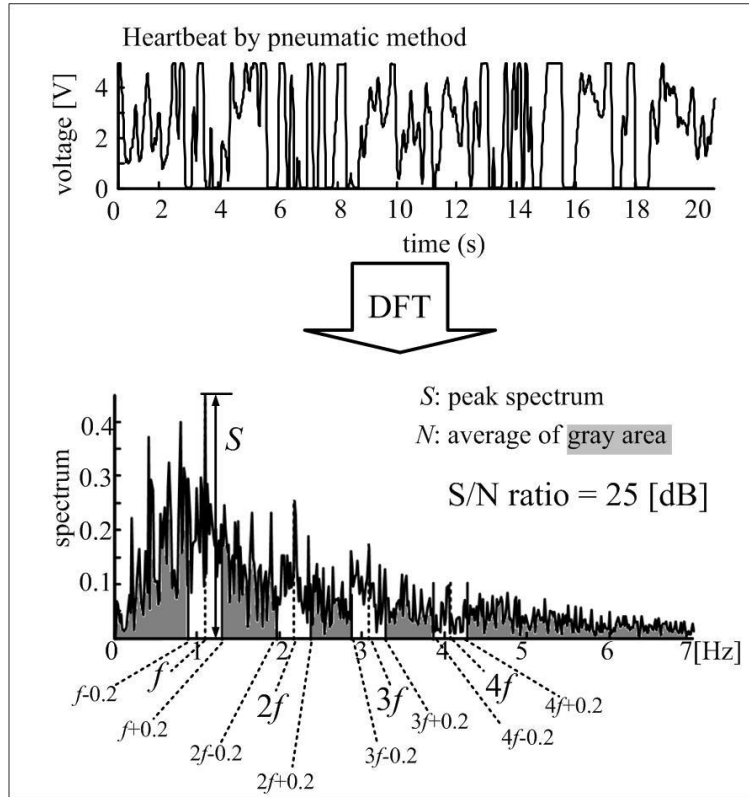
$$S / N_{\text{ratio}} = 20 \log_{10} \frac{S}{N} \quad (1)$$

Fig.3(a)に示すように，雑音が少なく心拍や呼吸の一拍一拍が確認できる場合は，S は大きな値となり，逆に N は小さな値になる．この時，(1)式から求める S/N 比は大きな値になる．一方，Fig.3(b)に示すように，雑音が多い場合 S は小さな値となり，N は大きな値になる．この時，(1)式から求める S/N 比は小さな値になる．S/N 比の値が小さいと，DFT のピーク周波数から 20 秒間の平均心拍数，平均呼吸数は読み取れるが，心拍，呼吸の一拍一拍は読み取ることができない．

環境雑音として加える振動の強さまたは流水速度の大きさごとに，上記の S/N 比を各被験者において 10 回求め，平均と標準偏差を求める．



(a) Example of high S/N ratio case



(b) Example of low S/N ratio case

Fig.3 Definition of S/N ratio

3.3 結果と考察

・フローリング

Fig.4, Fig.5, Fig.6 に環境雑音のない状態で、**Fig.2(a)**のセンシングデバイスを用いて、被験者が「仰向けで横になる」、「座る」、「フローリング上にベッドを設置しその上に仰向けで横になる」の各条件で、空気圧方式により計測した心拍信号、呼吸信号、パルスオキシメータ、ストレーンゲージ(呼吸リファレンス)の波形を記す。

Fig.4 の心拍信号の S/N 比は 32dB で、2 秒～5 秒にかけてノイズ成分が強く、R-R 間隔を読み取ることは難しいが、その他の時間帯では R-R 間隔を読み取ることができる。

Fig.5 における心拍信号の S/N 比は 31dB で、ところどころリファレンスと一致している部分はあるが、全体的にノイズ成分が大きく、R-R 間隔を正確に読み取ることは難しい。しかし、DFT による解析では、心拍信号とリファレンスのピーク周波数は一致していたため、20 秒間の平均心拍数は読み取ることができる。

Fig.6 における心拍信号の S/N 比は 38dB で、リファレンスの心拍信号と同じ R-R 間隔を確認することができる。

また、呼吸波形は、**Fig.4, Fig.5, Fig.6** において、それぞれ 47dB, 49dB, 46dB と全体的に心拍信号に比べて高く、呼吸リファレンスの波形と同期していることが確認できる。

以上より、S/N 比が 30dB 代後半では波形全体において心拍、呼吸信号とも一拍一拍を確認することができ、逆に 30dB 代前半では DFT による解析から 20 秒間の平均心拍数を求めることはできても、波形全体において一拍一拍を正確に読み取ることは難しい ということがわかる。

Fig.7, Fig.8, Fig.9 に、心拍、呼吸信号において、振動の RMS の大きさに伴う S/N 比の平均値の変化を示す。全体的に呼吸信号の方が心拍信号より S/N 比が高く、**Fig.7, Fig.8, Fig.9** においてそれぞれ RMS が 0.03G, 0.05G, 0.01G 以下であれば、心拍、呼吸とも S/N 比は 30dB 以上となる。

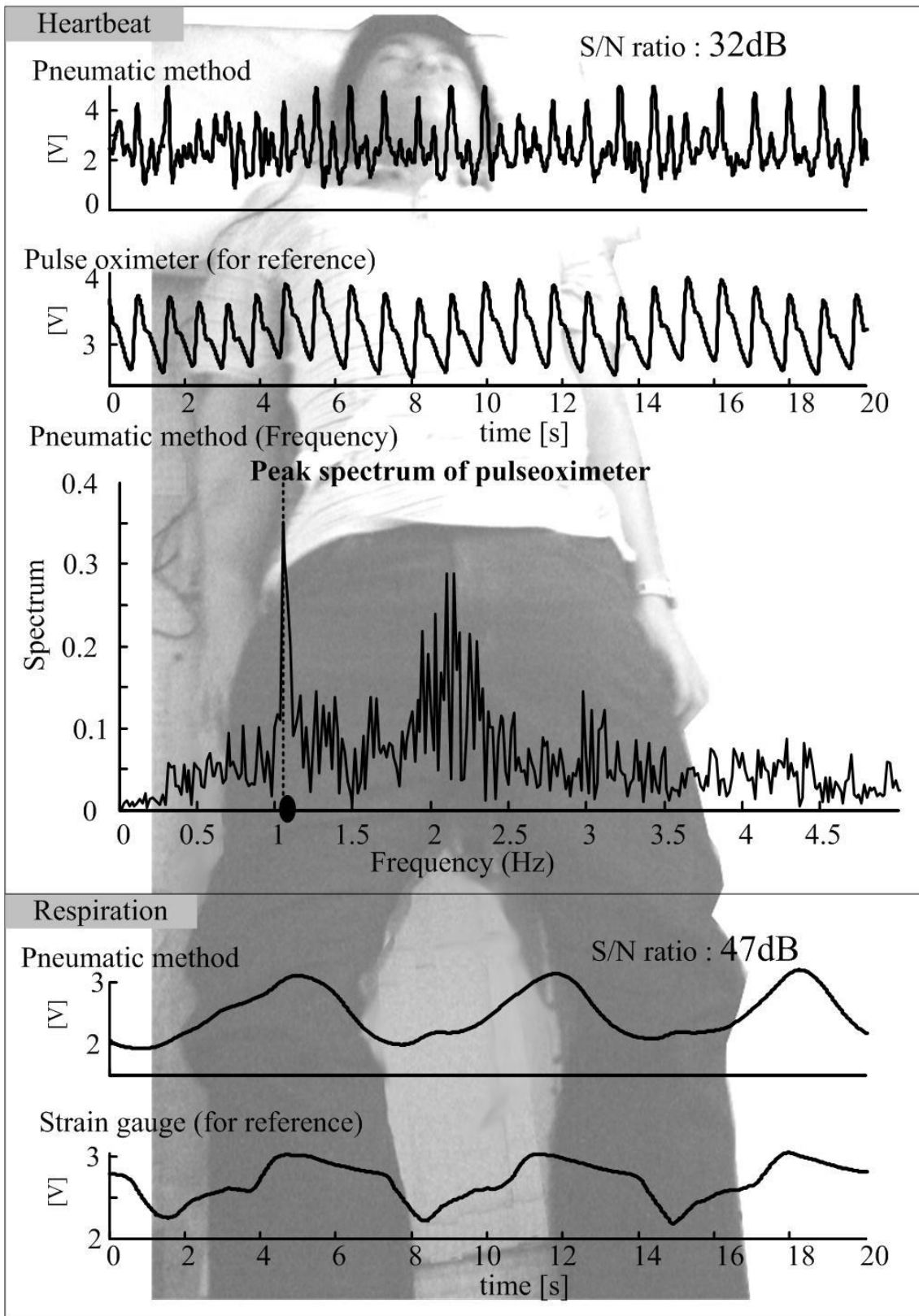


Fig.4 Heartbeat and respiration measured by sensing device for flooring

(Dorsal position on the flooring)

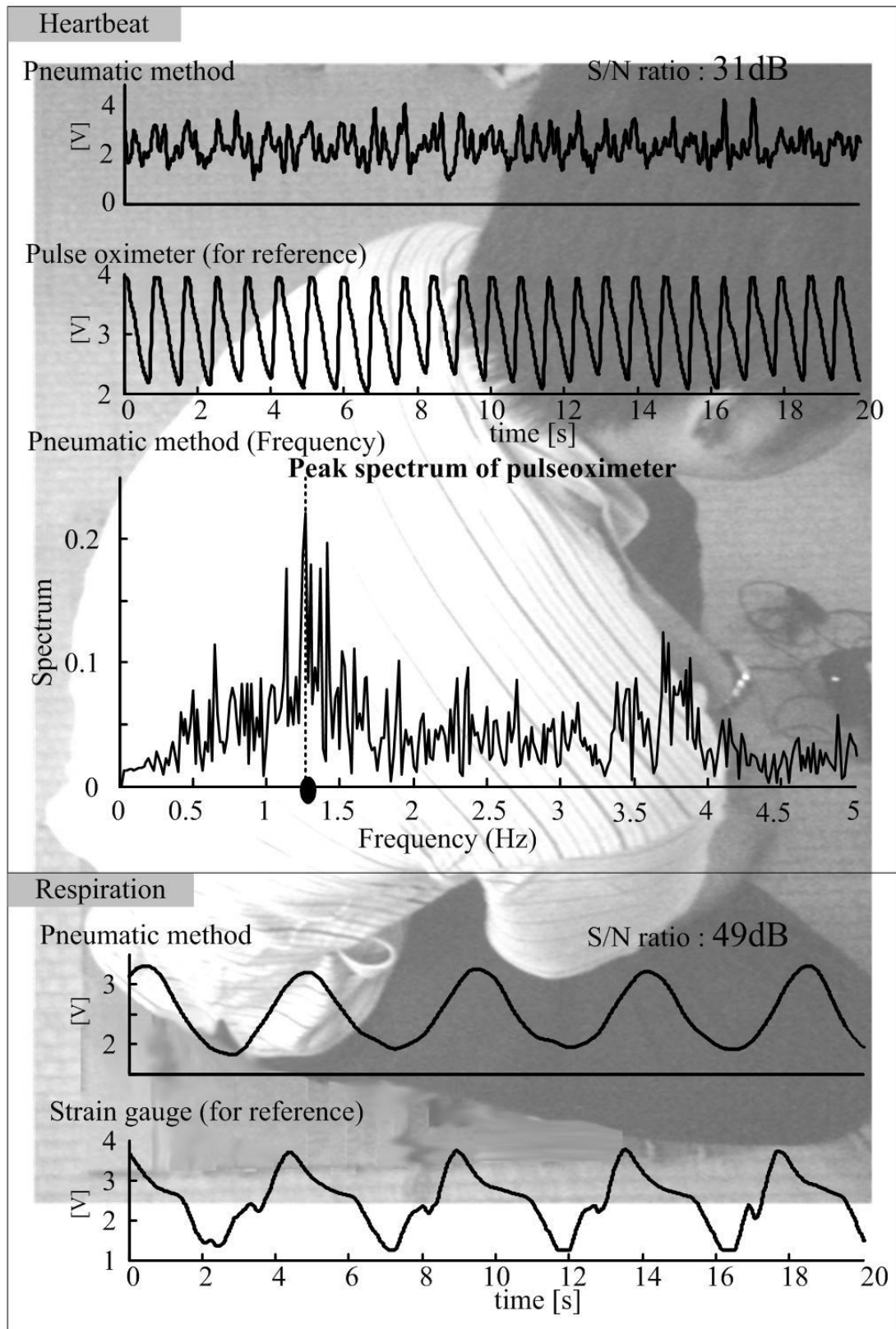


Fig.5 Heartbeat and respiration measured by sensing device for flooring
(Sitting down with his legs crossed on the flooring)

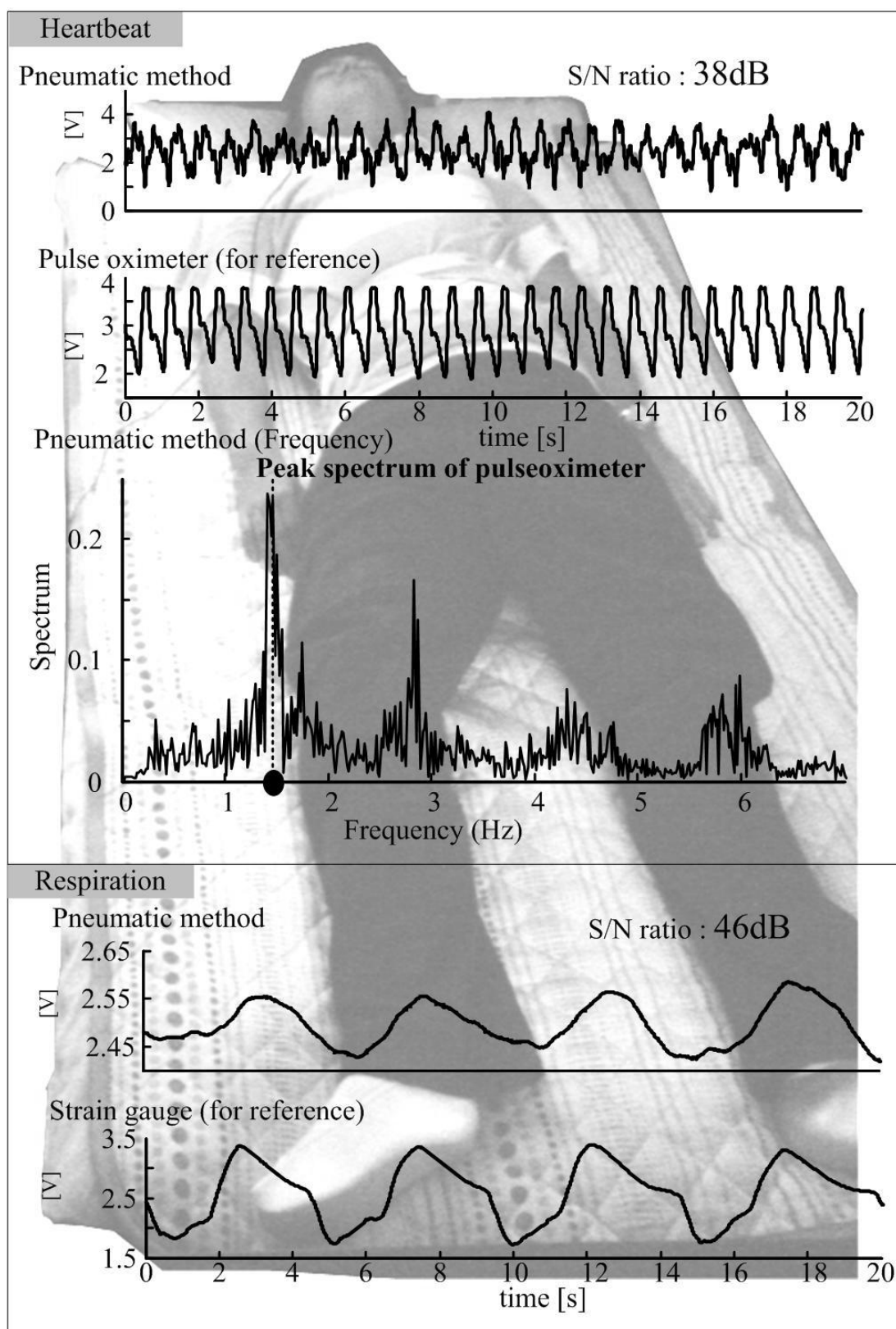


Fig.6 Heartbeat and respiration measured by sensing device for flooring

(Dorsal position on bed set upped on the flooring)

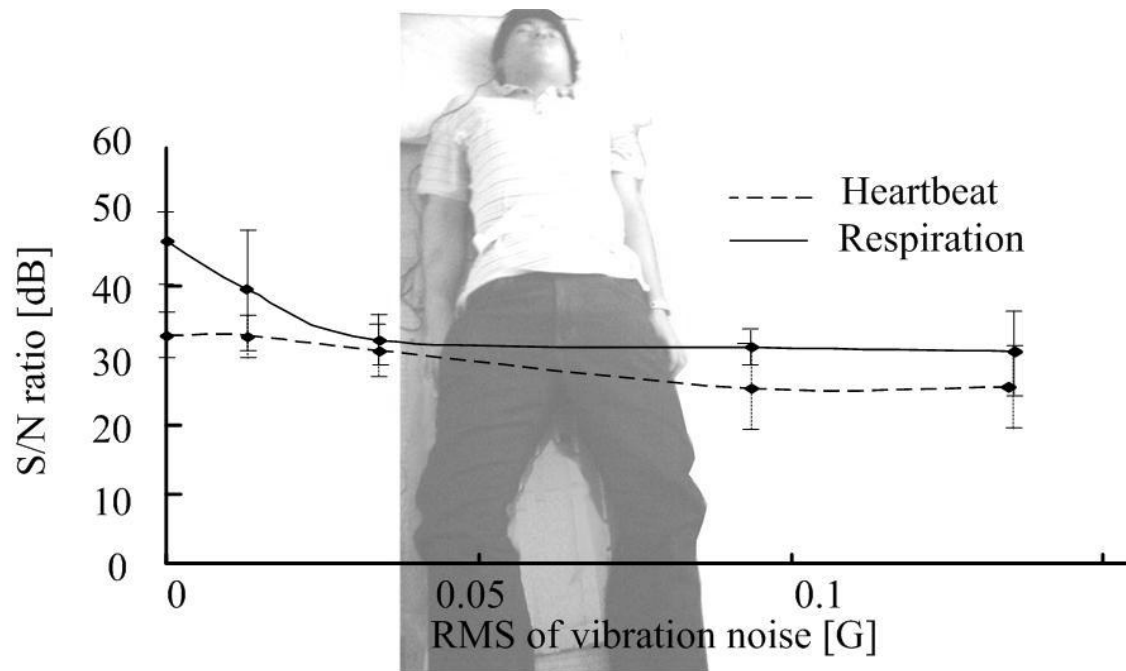


Fig.7 Relation with S/N ratio and environment noise on the flooring
(Dorsal position on the flooring)

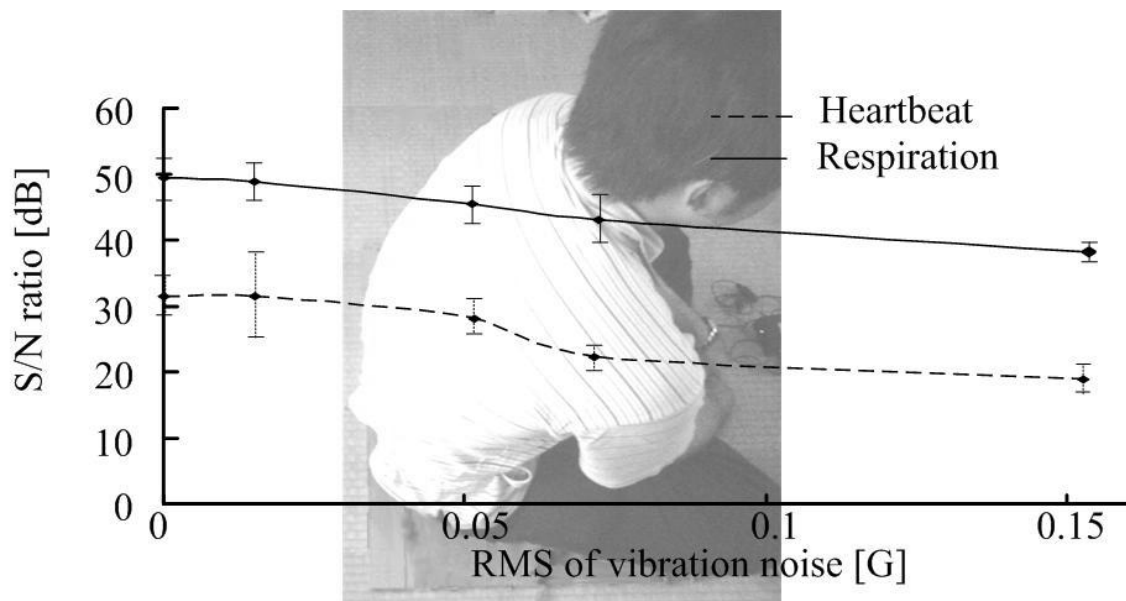


Fig.8 Relation with S/N ratio and environment noise on the flooring
(Sitting down with his legs crossed on the flooring)

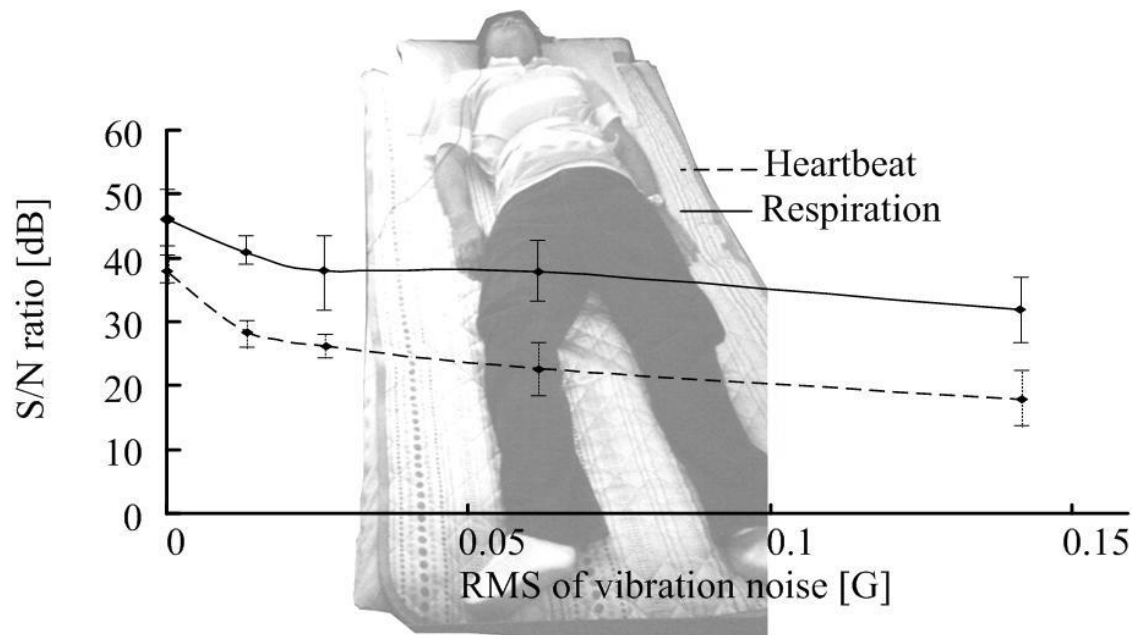


Fig.9 Relation with S/N ratio and environment noise on the flooring
(Dorsal position on bed set upped on the flooring)

・畳

Fig.10, Fig.11 に環境雑音のない状態で, Fig.2(b)のセンシングデバイスを用いて, 被験者が「仰向けで横になる」, 「座る」の各条件で, 空気圧方式により計測した心拍信号, 呼吸信号, パルスオキシメータ, ストレインゲージの波形を記す.

Fig.10 では, 心拍, 呼吸信号の S/N 比はそれぞれ 41dB, 45dB と比較的高く, どちらも一拍一拍を確認することができる.

Fig.11 のでは, 呼吸信号の S/N 比は 50dB と高いが, 心拍信号は 28dB と低く R-R 間隔を読み取ることは難しい. Fig.5 や Fig.11 に示すように, 座った状態ではフローリング, 畳のいずれの場合も, 呼吸信号の S/N 比は高いが, 心拍信号の S/N 比は仰向け状態に比べて低いことがわかる. その原因として, 「座った状態」は, 「仰向けで横になった状態」に比べて身体とセンシングデバイス (フローリングや畳) との接触面積が小さく, 計測した信号の中に含まれる心拍の成分が非常に小さいことが考えられる.

Fig.12, Fig.13 に, 心拍, 呼吸信号において, 振動の RMS の大きさに伴う S/N 比の平均値の変化を示す.

Fig.12 の「仰向けで横になった状態」では, 心拍信号の S/N 比は Fig.7, Fig.8 の心拍信号の S/N 比と比べて高く, RMS が 0.09G 以下であれば S/N 比は 30dB 以上となる.

一方, Fig.13 の「座った状態」では, 心拍信号の S/N 比は全体的に低く, 雑音を加えていない状態でも 30dB を下回っている.

呼吸信号の S/N 比は Fig.12, Fig.13 とともに高く, Fig.12 では振動が 0.15G 以下, Fig.13 で

は振動が 0.25G 以下であれば, S/N 比は 35dB 以上となっている.

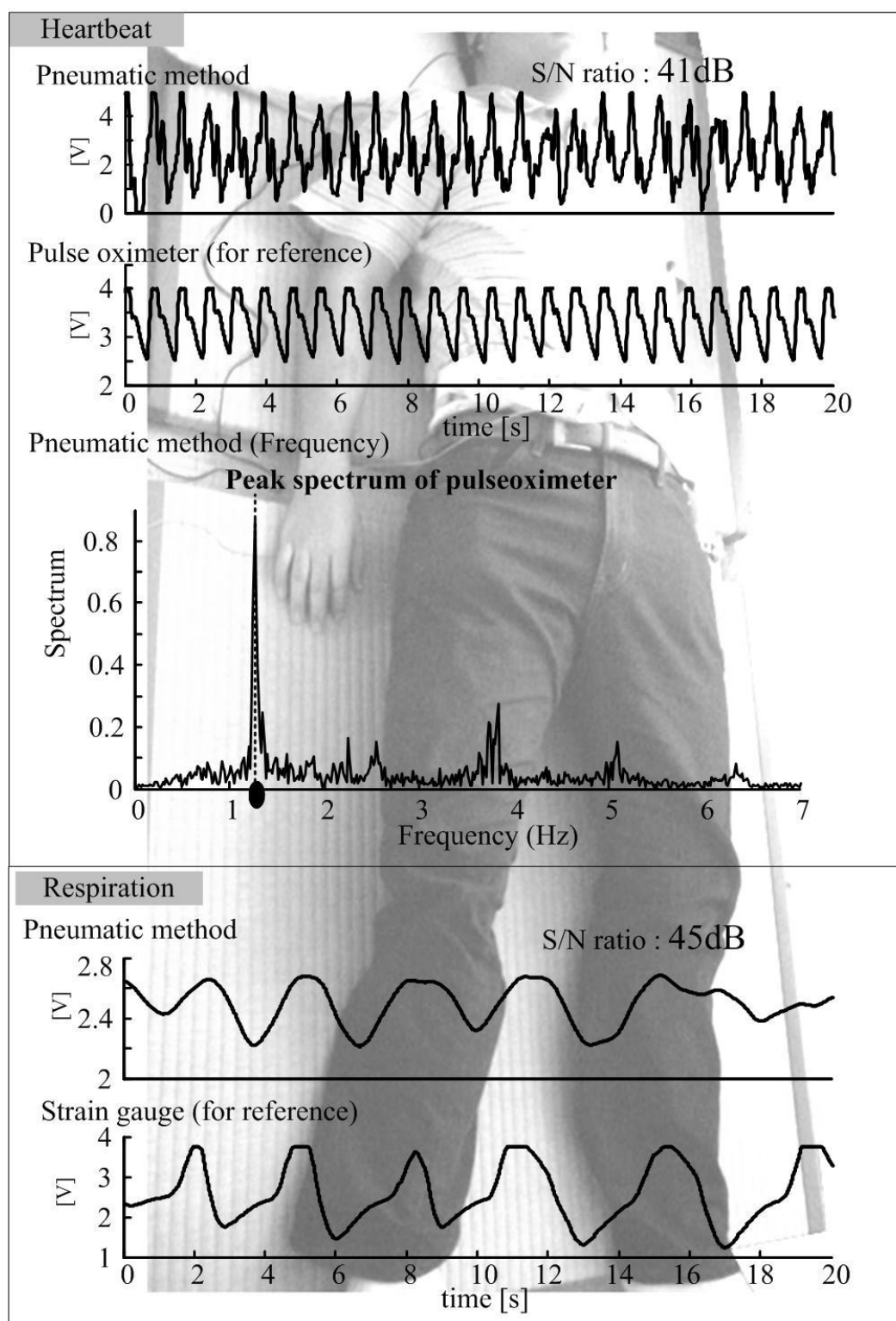


Fig.10 Heartbeat and respiration measured by sensing device for tatami
(Dorsal position on the tatami)

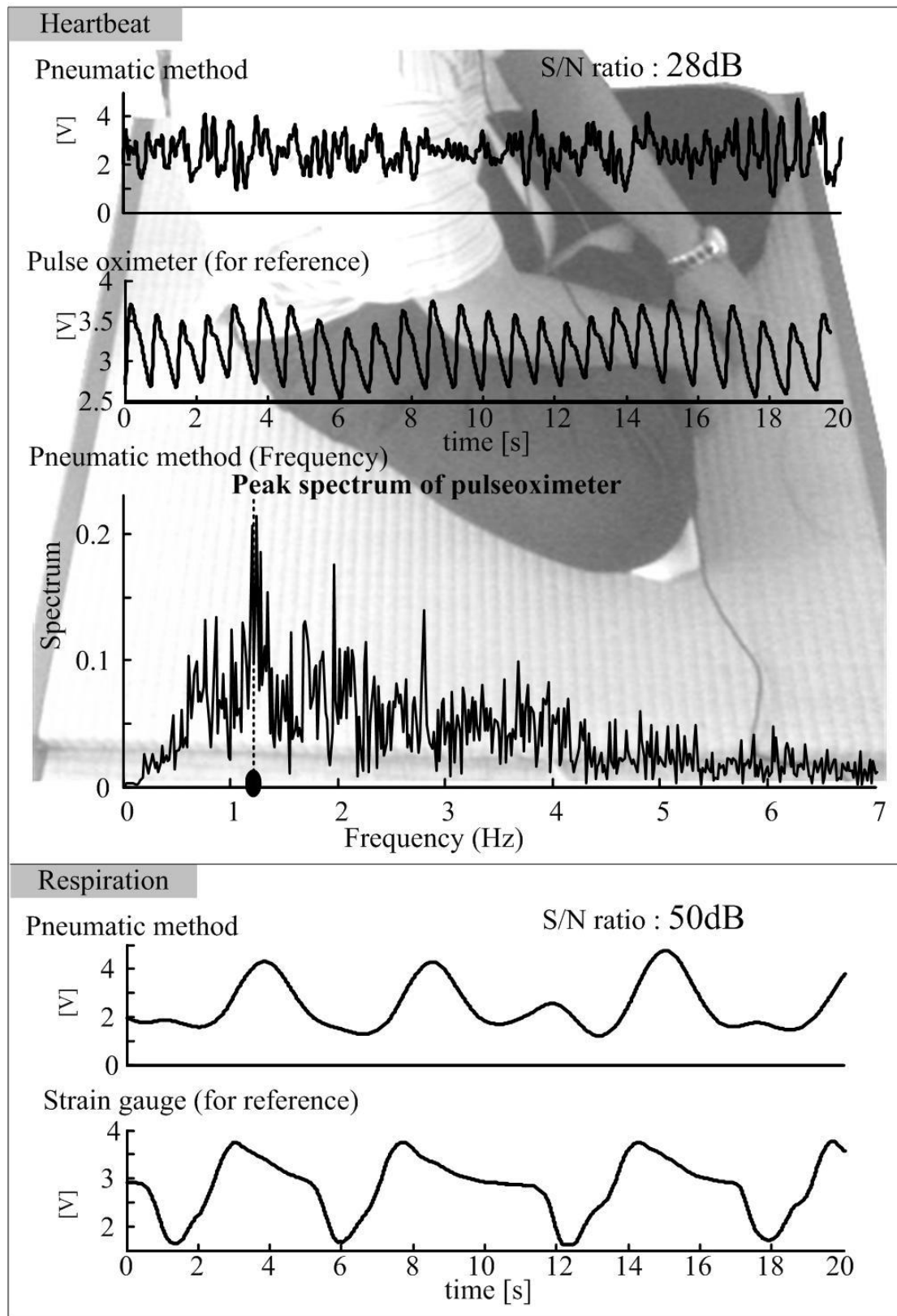


Fig.11 Heartbeat and respiration measured by sensing device for tatami
(Sitting down with his legs crossed on the tatami)

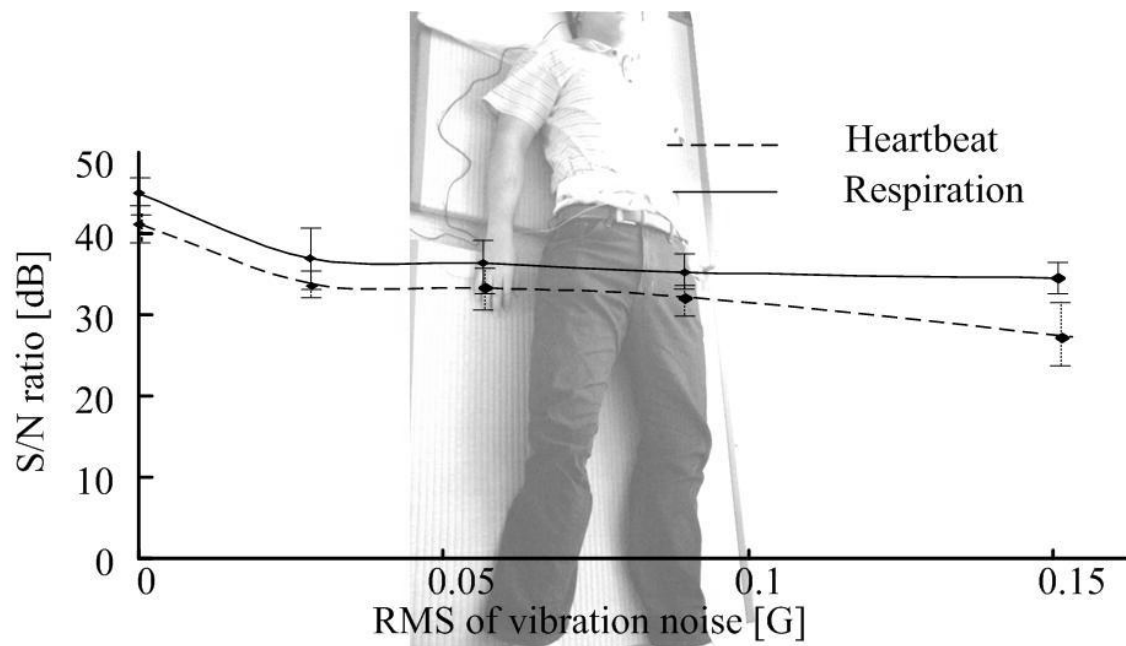


Fig.12 Relation with S/N ratio and environment noise on the tatami
(Dorsal position on the tatami)

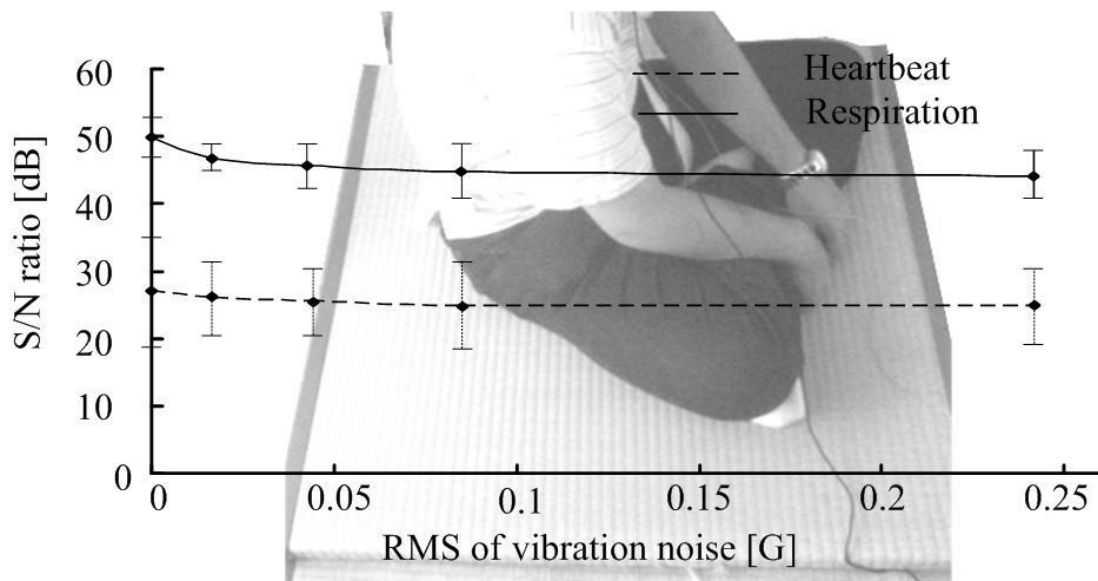


Fig.13 Relation with S/N ratio and environment noise on the tatami
(Sitting down with his legs crossed on the tatami)

・浴槽

Fig.14, Fig.15 に環境雑音のない状態における, **Fig.2(c)**のセンシングデバイスを「被験者の背中に設置した場合」と「被験者の臀部の下に設置した場合」の心拍信号, 呼吸信号, パルスオキシメータ, ストレインゲージの波形を記す.

心拍の S/N 比は, **Fig.14, Fig.15** とも 35dB, 36dB と同程度であった. しかし, 臀部の下に設置した方が, 背中に設置した場合に比べて波形の振幅が大きいことがわかる. その理由として臀部の下に設置した方が, 背中に設置した場合に比べてセンシングデバイスに加わる体重が大きいことが考えられる.

Fig.16, Fig.17 に, 浴槽内に流入した水の流速の増加に伴う S/N 比の平均値の変化を示す.

Fig.16, Fig.17 より, 「被験者の背中に設置した場合」, 「被験者の臀部の下に設置した場合」の両条件において, 心拍, 呼吸ともに流水速度が 100ml/s 以下であれば 30dB 以上となる.

また, 呼吸の S/N 比においては, 「被験者の背中に設置した場合」では, 水の流入速度が大きくなるにつれて S/N 比は減少しているが, 「被験者の臀部の下に設置した場合」では, 流入速度が 100ml/s までは S/N 比の平均値は 45dB で一定であった. その理由として, 「被験者の臀部の下に設置した場合」の方が「被験者の背中に設置した場合」に比べて, センシングデバイスが水面から深い位置にあったため水流の影響を受けにくかったことが考えられる.

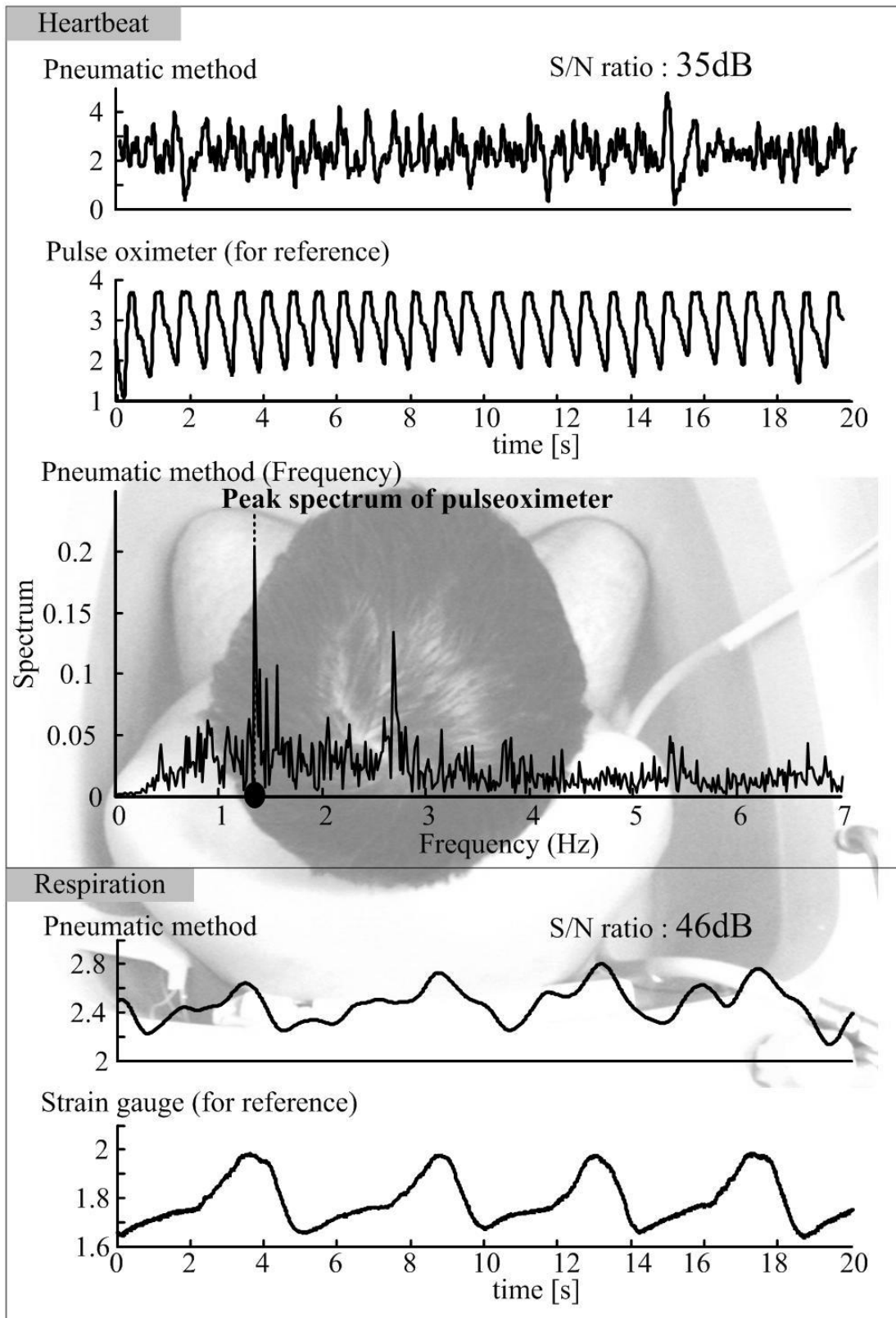


Fig.14 Heartbeat and respiration measured by sensing device for bath
(Sensing device for bath is set up in his back)

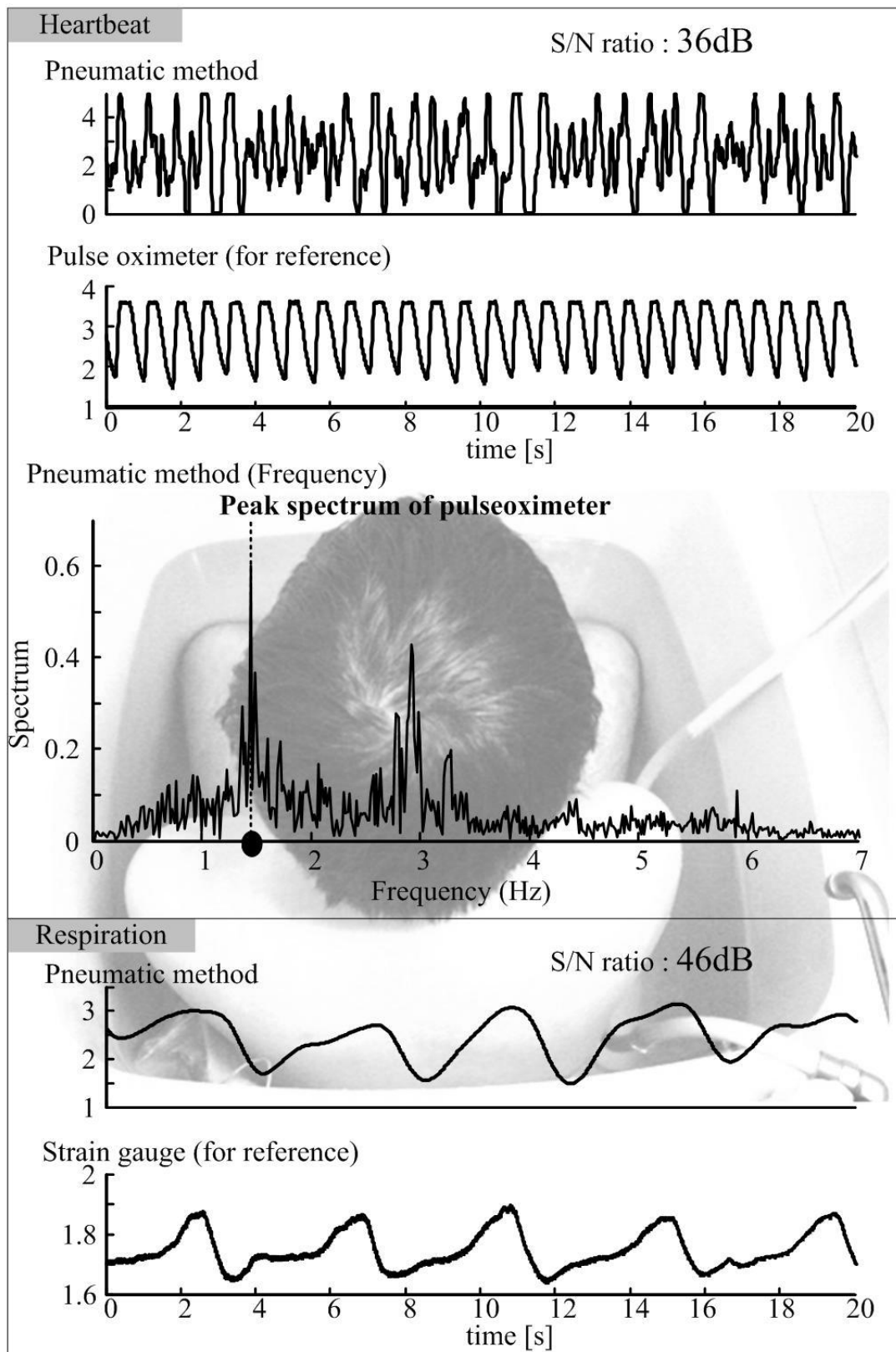


Fig.15 Heartbeat and respiration measured by sensing device for bath
(Sensing device for bath is set up under his hip)

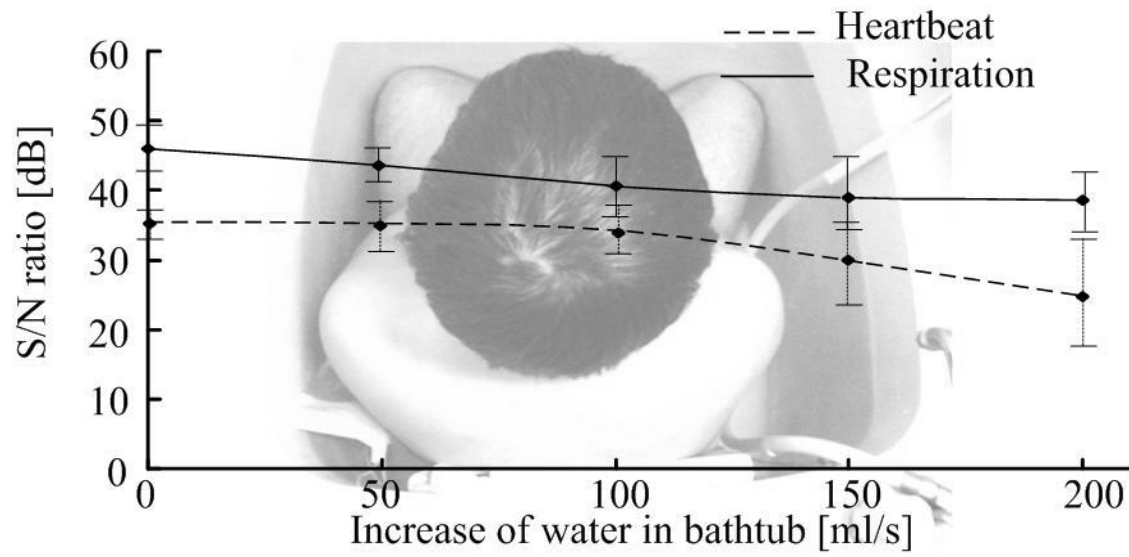


Fig.16 Relation with S/N ratio and environment noise in the bathtub
(Sensing device for bath is set up in his back)

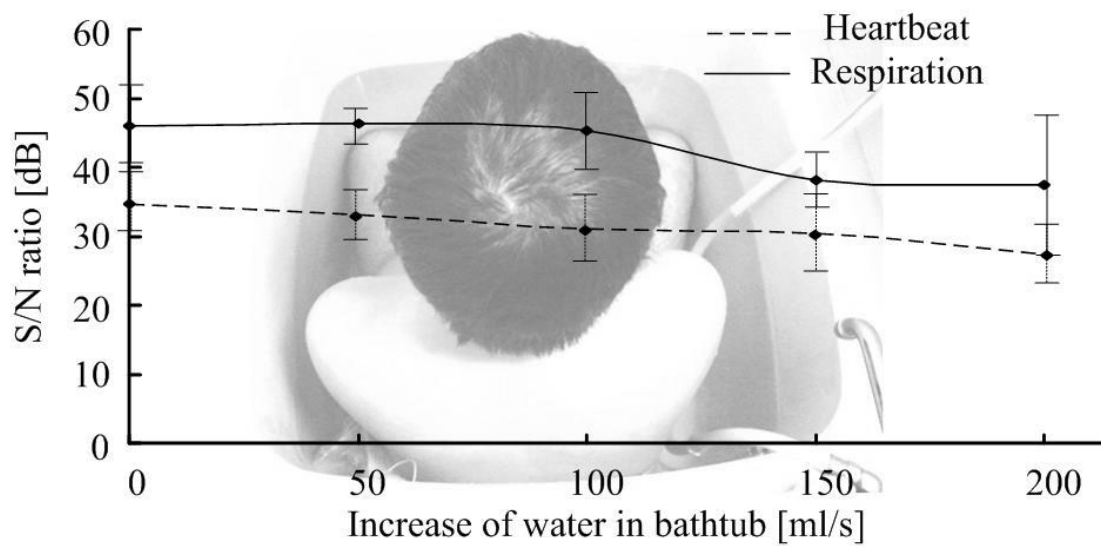


Fig.17 Relation with S/N ratio and environment noise in the bathtub
(Sensing device for bath is set up under his hip)

・トイレ

Fig.18 に環境雑音のない状態で，Fig.2(d)のセンシングデバイスを用いて計測した心拍信号，呼吸信号，パルスオキシメータ，ストレインゲージの波形を記す．Fig.18 の心拍信号の S/N 比は 40dB と高く，時系列の波形を見てもリファレンスとほぼ一致した R-R 間隔を確認できる．また，呼吸信号の S/N 比も 48dB と高く，時系列の波形を見ても一回一回の呼吸を確認できる．

Fig.19 に，心拍，呼吸信号において，振動の RMS の大きさにともなう S/N 比の変化を示す．心拍，呼吸とも振動加速度の RMS が 0.01G 以下であれば，S/N 比は 30dB 以上となる．呼吸の S/N 比は，心拍に比べて振動に強く 40dB 後半を維持しており，振動加速度の RMS が 0.02G 付近においてもあまり減衰しない．

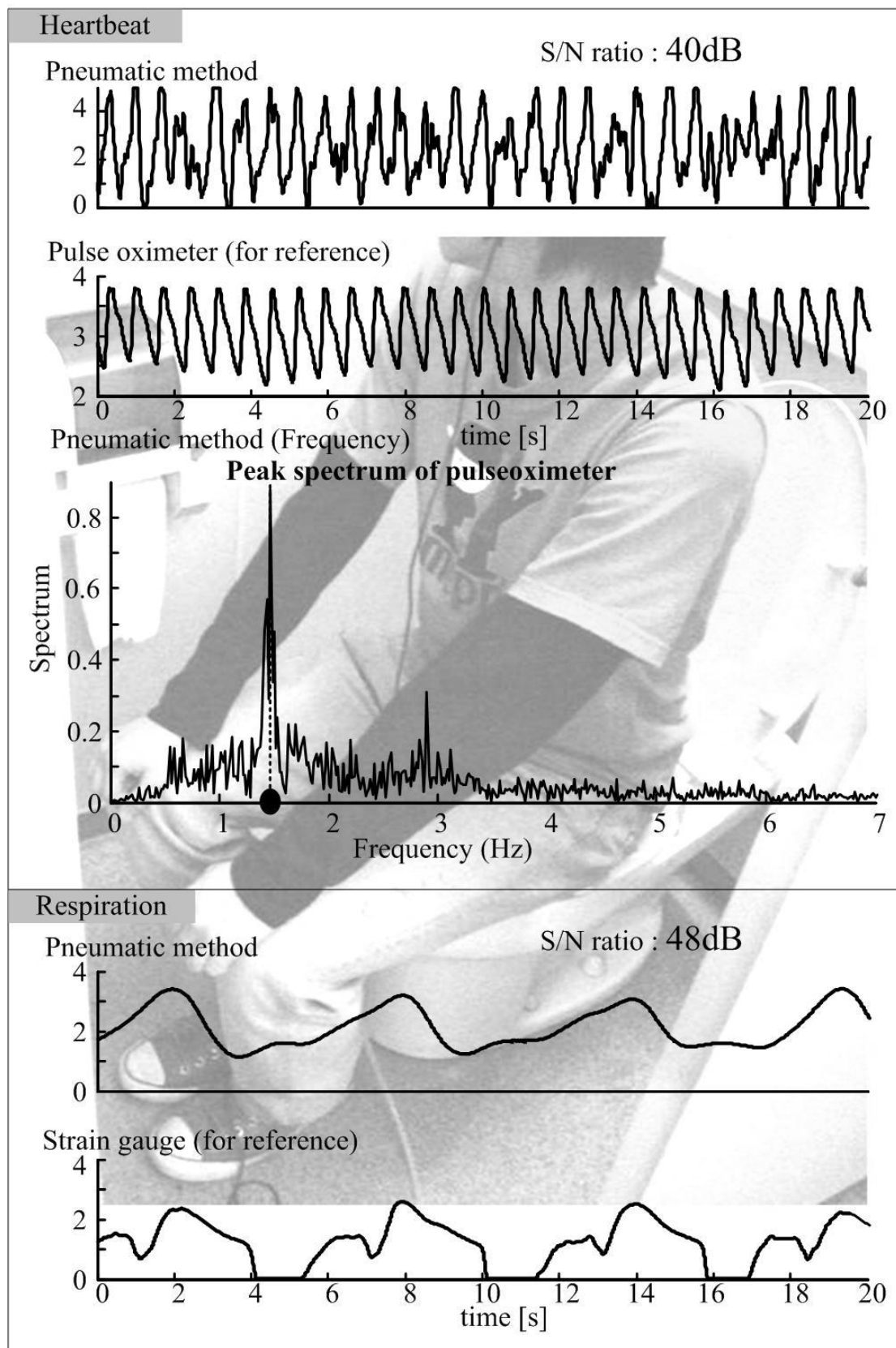


Fig.18 Heartbeat and respiration measured by sensing device for toilet

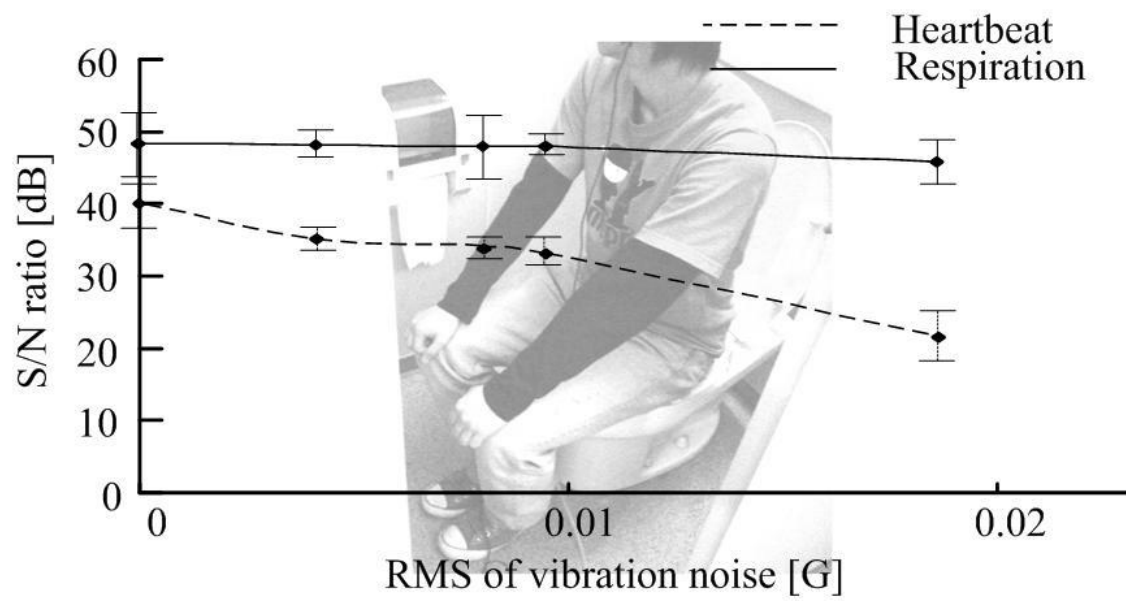


Fig.19 Relation with S/N ratio and environment noise on the toilet

第4章 提案する生体計測システムから得られた信号の活用法の模索

第1章で述べたとおり，本研究では Fig.2 の生体計測システムから得られた信号を，日々の健康管理や緊急時の早期発見・対応に活かすことを考えている．本章では，我々の提案する生体計測システムから得られた信号を，日々の健康管理や緊急時の早期発見・対応に活かすことを考える．これに対し我々は，フローリング，畳用のセンシングデバイスを用いた「睡眠者の睡眠段階の推定」，浴槽用のセンシングデバイスを用いた「入浴時の心拍数の変化の検出」，トイレ用のセンシングデバイスを用いた「トイレ内のヒトの有無の判別」と「排便時と非排便時の心拍信号の比較」を行う．

4.1 睡眠者の睡眠段階の推定

睡眠はヒトにとって人生の約 1/3 を占める休息，安らぎの時間であり，脳と身体の疲労を回復するための重要な役割を持つ．しかし，加齢に伴い，良質の睡眠をとることが難しくなり，睡眠が脳と身体の疲労を回復する役割を果たさなくなると，健康の維持・増進が困難になる．在宅で日々の睡眠段階の推移をモニタすることは，睡眠障害など睡眠に関する疾病の予防となり，健康の維持・増進につながる[13]．

現在，睡眠の状態を把握するための国際基準として R-K 法が用いられている．この方法は脳波，眼球運動，顎筋電をもとにして，睡眠の状態を「覚醒」，「REM」，「Non-REM1」，「Non-REM2」，「Non-REM3」，「Non-REM4」の6段階に分類するものである[14]．しかし，この方法は脳波，眼球運動，顎筋電を計測するための電極を，頭部，まぶた，顎に貼り付ける必要があるため，拘束性が高い．また，装置が大規模で高価であるため，個人が日々在宅で使用することが難しい．

これに対し本研究室では，過去にエアマット型空気圧方式から得られた心拍，呼吸，いき，体動信号から睡眠者の睡眠段階を推定する方法を提案してきた[15]-[17]．

・睡眠段階推定方法

今回用いる睡眠段階推定方法は，過去に提案された方法のうち，「空気圧方式で計測した睡眠中の心拍，ノイズ信号から，REM 睡眠を表す指標 REM stage index および，覚醒，Non-REM 睡眠の深さを表す指標 sleep depth index を求め，この2つの指標をもとに，健常者の年齢と各睡眠段階の出現率の関係を考慮することで，睡眠状態を1分ごとに R-K 法と同様に6段階の睡眠に分類する方法」を用いる．

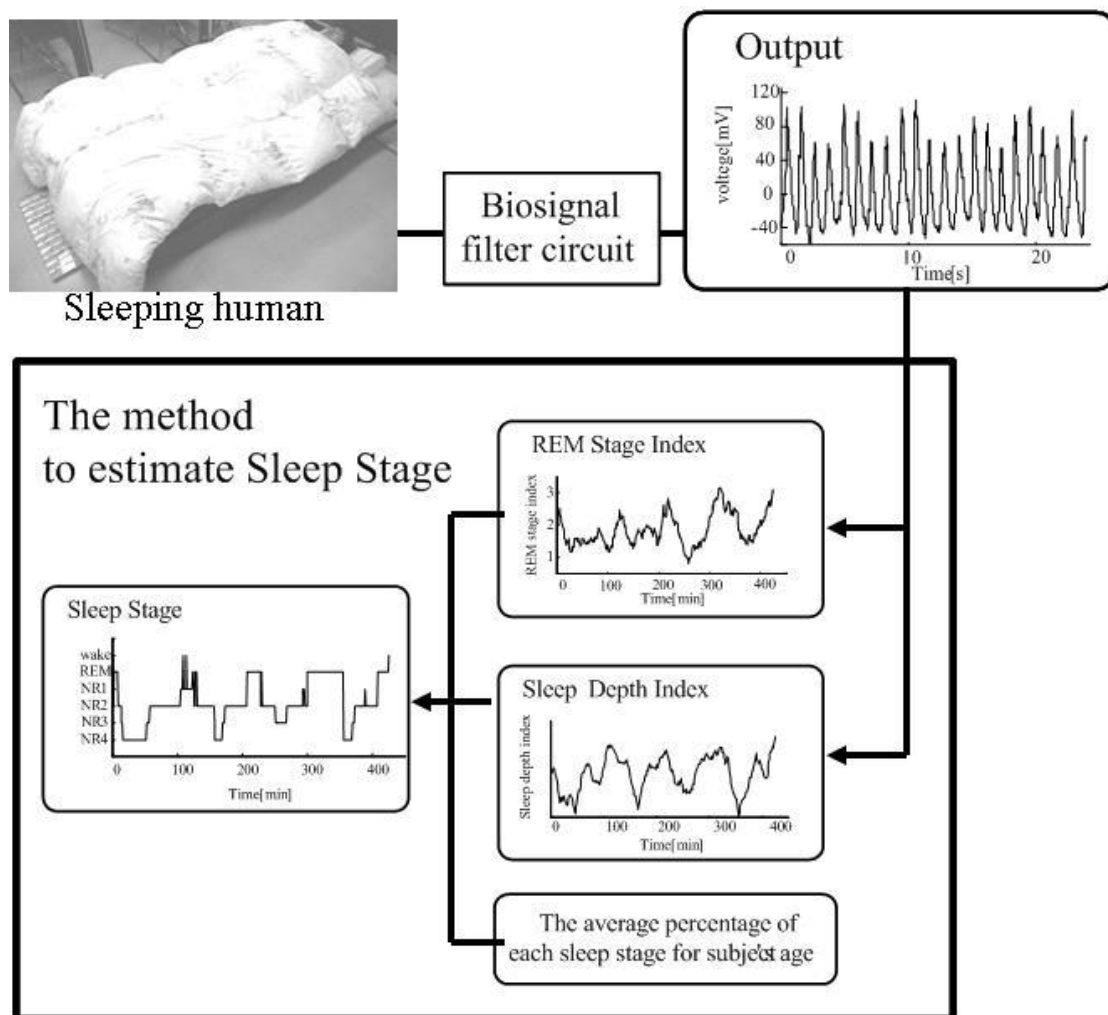


Fig.20 Schematic diagram of the method to estimate Sleep Stage

・実験方法と被験者

被験者は健康な成人男性(24 歳)である。この被験者に、Fig.2 のセンシングデバイスのうち「フローリング用センシングデバイス」、「畳用センシングデバイス」と「フローリング用センシングデバイス上に設置したベッド」でそれぞれ一晩眠ってもらう。「フローリング用センシングデバイス」の場合はフローリング用センシングデバイスの上、「畳用センシングデバイス」の場合は畳用センシングデバイスの上、「フローリング用センシングデバイス上に設置したベッド」の場合は Fig.6 のようにフローリング用センシングデバイスの上に設置したベッドの上にそれぞれ布団を敷き、その上に寝ってもらう。

計測で得られた心拍、ノイズ信号に対して上記の睡眠段階推定法を適用する。結果の評価について、一般的なヒトの眠りの特徴として以下のことが挙げられる[18]。

- ①ヒトが睡眠に入ると、まず Non-REM4 が表れる.
- ②入眠から約 90～100 分後に REM 睡眠が表れる.
- ③REM 睡眠が終わると再び Non-REM 睡眠が表れる.
- ④REM 睡眠終了から約 90～100 分後に再び REM 睡眠が表れる.
- ⑤ ③と④のサイクルを繰り返しながら、Non-REM 睡眠の段階が浅く、
かつ REM 睡眠の時間帯が長くなっていく(覚醒に向けて睡眠が全体的に浅くなっていく).

得られた睡眠判定結果から以上のことが確認できれば、Fig.2 のセンシングデバイスから睡眠者の睡眠段階の推定ができたものとする.

・結果

Fig.21 に、被験者に「フローリング用センシングデバイス」で一晩寝てもらった時に計測した心拍信号に対して上記の睡眠段階推定法を適用した結果を示す. Fig.21 からヒトの眠りの特徴である「入眠後に表れる Non-REM4」や「約 90～100 分周期の REM 睡眠」, 「時間の経過に伴う浅い睡眠の割合の増加」が確認できる.

Fig.22 に、被験者に「畳用センシングデバイス」で一晩寝てもらった時に計測した心拍信号に対して上記の睡眠段階推定法を適用した結果を示す. Fig.22 からヒトの眠りの特徴である「入眠後に表れる Non-REM4」や「約 90～100 分周期の REM 睡眠」が確認できる.

Fig.23 に、被験者に「フローリング用センシングデバイス上に設置したベッド」で一晩寝てもらった時に計測した心拍信号に対して上記の睡眠段階推定法を適用した結果を示す. Fig.23 からヒトの眠りの特徴である「入眠後に表れる Non-REM4」や「約 90～100 分周期の REM 睡眠」, 「時間の経過に伴う浅い睡眠の割合の増加」が確認できる.

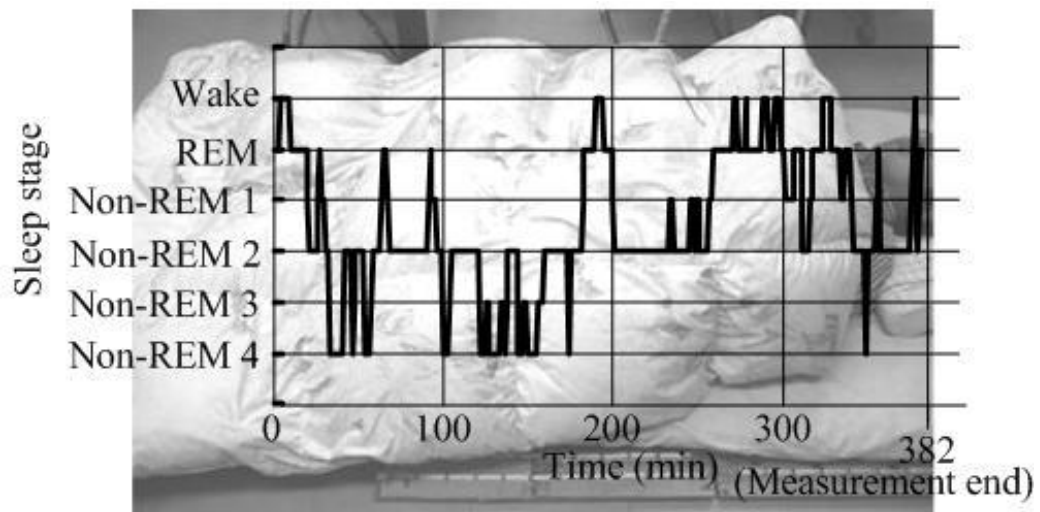


Fig.21 The Sleep Stage of flooring

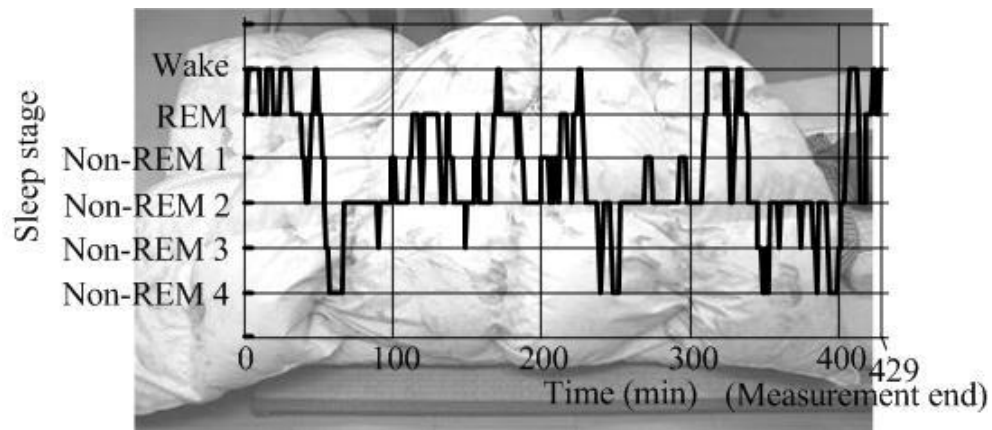


Fig.22 The Sleep Stage of tatami

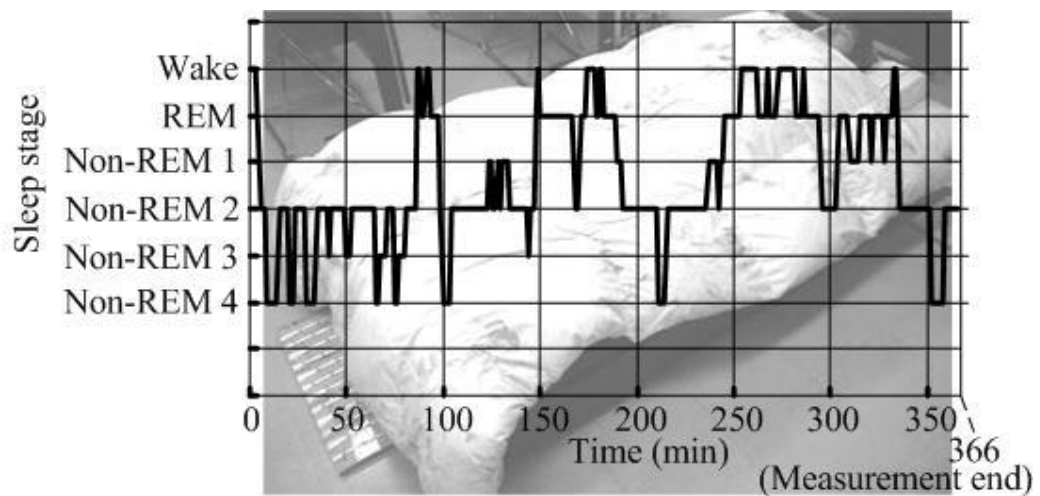


Fig.23 The Sleep Stage of bed

4.2 入浴者の入浴時の心拍数の変化の検出

入浴は、身体を清潔にするだけでなく抹消循環の促進によって新陳代謝を活性化し、爽快感を与える、日本人には欠かすことのできない生活習慣の一つである。しかし近年、中壮年や高齢者にかけて 65 歳以上の高齢者の入浴中の死亡事故が急速に増加しており、大きな社会問題となっている。

入浴中の死亡事故の原因で多いものとして心疾患や脳血管障害など「循環器系の異常」が挙げられる。そこでここでは、入浴中に Fig.2(c)のセンシングデバイスで生体計測を行い、そこから得られた心拍信号から心拍数を求め、下記の「水温と入浴者の血行動態との関係」を見ることができるかを確かめる。

・水温と入浴者の血行動態との関係

入浴の身体に与える影響の一つとして「温熱効果」がある。これは水温によって身体内部の温度(深部体温)の変化が異なるというものである。

一般的に、水温が 38℃までは深部体温はほとんど変化せず、40℃の湯に 10 分浸かっていると 0.5℃程度、43℃では 10 分間で 1.5～3℃の上昇が見られ、深部体温は湯の温度が高い程短時間に急激に上昇することが知られている[19]-[21]。

また、深部体温の変化と共に血行動態の変化が発生する。一般的に水温が 35～39℃では血圧や心拍数などの血行動態の変化はほとんどないが、40℃を超えると血圧や心拍数が急激に上昇する。これは 40℃超の水温による深部体温の上昇により、視床下部などの脳内体温調節中枢が刺激され強い交感神経緊張作用が発生するためである。これにより脳出血、くも膜下出血、危険な不整脈、冠動脈の攣縮による狭心症発作、意識障害による溺没などが発生し、死につながる危険性が生じる[22]-[24]。

・実験方法と被験者

被験者は健康な成人男性(23 歳)である。この被験者に Fig.1(c)のセンシングデバイスが設置された浴槽で入浴してもらい、その時の被験者の心拍信号を計測する。10 秒ごとの心拍信号の周期から心拍数(bpm)を求め、その変化を観察する。センシングデバイスは浴槽の底面(被験者の臀部の下)に設置する。また水面の高さは被験者が浴槽に入った時、水面が被験者の心臓の位置にくるように設定する。お湯の温度は高温(45℃)とぬるま湯(35℃)の 2 パターンとし、心拍信号のリファレンスとしてパルスオキシメータを用いる。

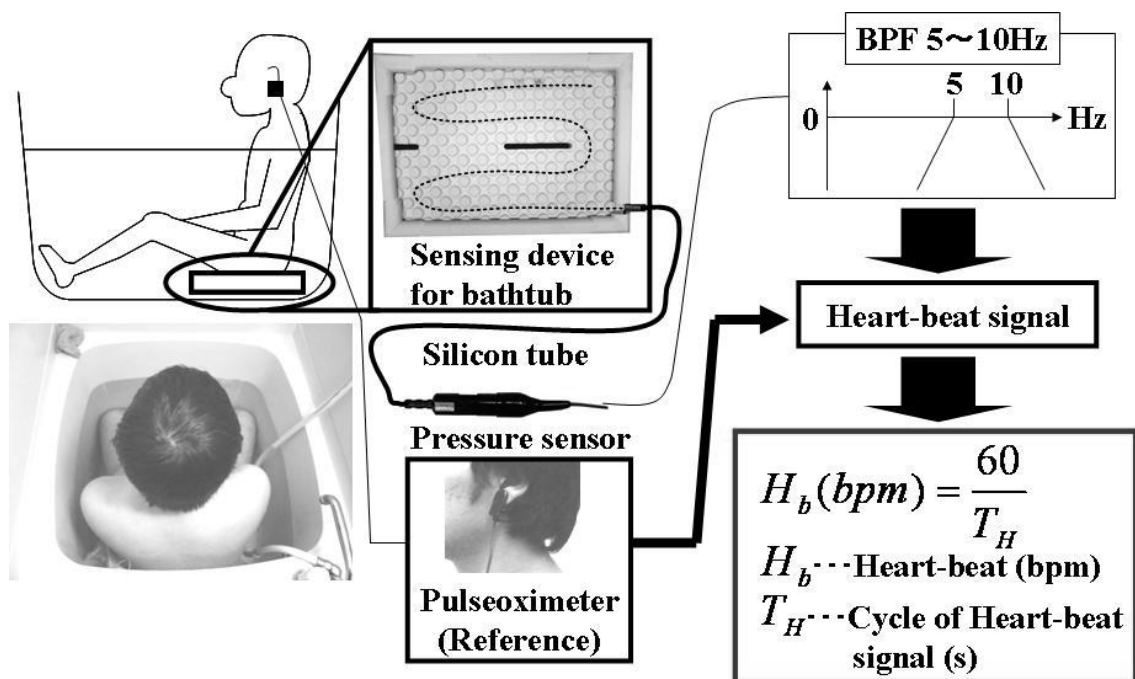


Fig.24 Schematic diagram of bath experiment

・結果

Fig.25 に高温計測における空気圧型生体計測システムの信号から求めた心拍数とパルスオキシメータの信号から求めた心拍数の推移, **Fig.26** に高温計測とぬるま湯計測の各場合における空気圧型生体計測システムの信号から求めた心拍数の推移を示す.

Fig.25 より, 空気圧型生体計測システムの信号から求めた心拍数とパルスオキシメータの信号から求めた心拍数の推移がほぼ一致していることがわかる. また Fig.26 では, 水温 35℃では計測開始から心拍数がほとんど変化していないのに対し, 水温 45℃では計測開始から心拍数が増加し始め, 計測開始 220 秒後には約 40bpm も増加していることがわかる.

また, 各計測終了直後に被験者の体調を確認したところ, 35℃では計測前との変化はなかったが, 45℃では「心臓がバクバクいっているのがわかる, 頭がぼんやりする」という状態だった.

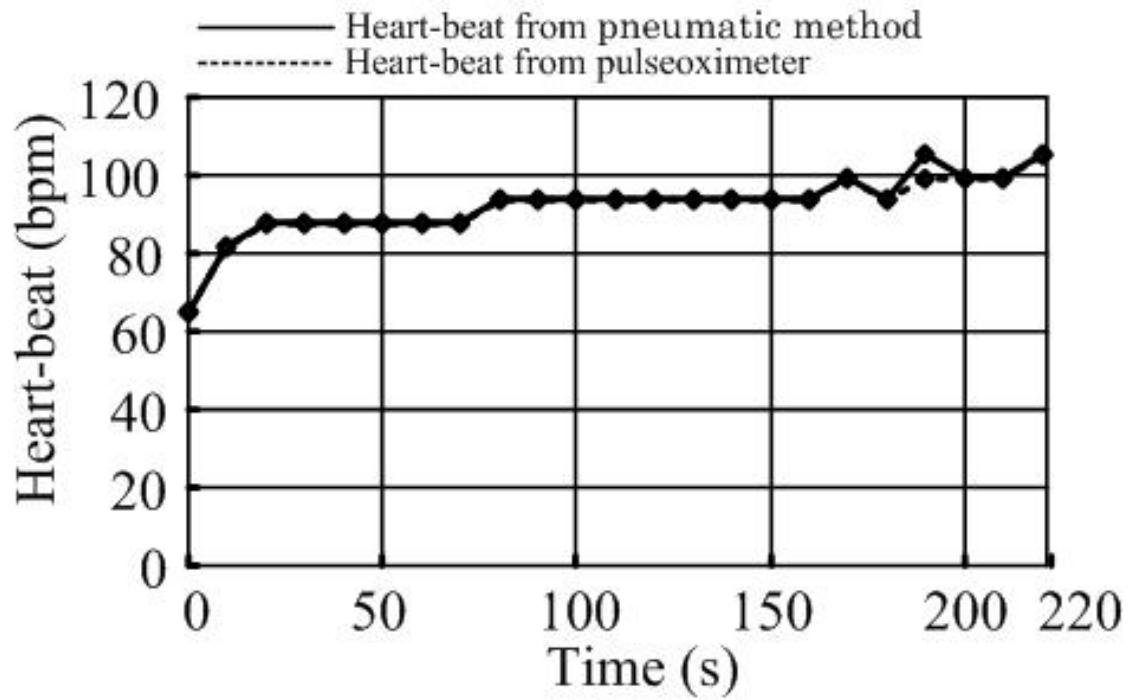


Fig.25 Heart-beat from pneumatic method and pulseoximeter
(the temperature of water is 45°C)

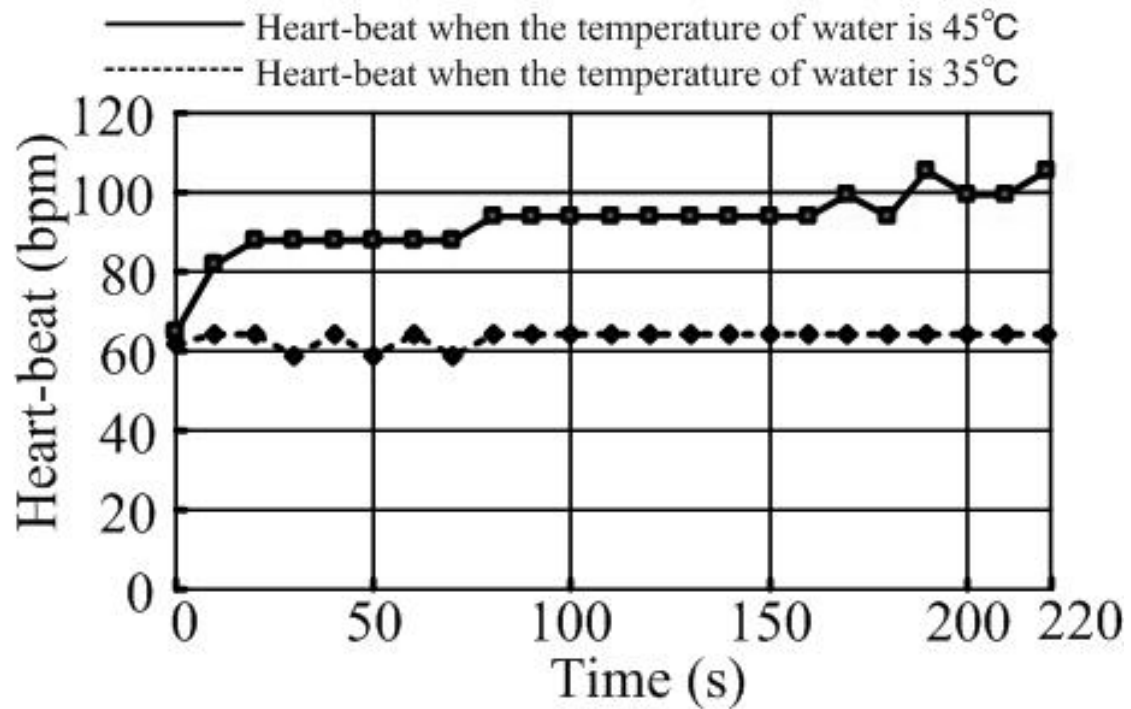


Fig.26 Heart-beat when the temperature of water is 45°C and when the temperature of water is 35°C

4.3 トイレ内のヒトの有無の判別と排便時と非排便時の心拍信号の比較

日常生活において「入浴中」とともに突然死が起こる可能性が高い状況として「排便中」がある。トイレはプライバシーが重視される場所であり、また日本家屋では居間や寝室など人の多い所から離れた場所に位置している場合が多く、人の目が届きにくい。

そこでここでは「トイレ内のヒトの有無の判別」と「排便時と非排便時の心拍信号の比較」を行う。「トイレ内のヒトの有無の判別」ではマハラノビスの距離を用いた判別分析により、ヒトの有無の判別を行う。「排便時と非排便時の心拍信号の比較」では、排便時と非排便時で心拍信号に違いがあるかどうかを観察する。

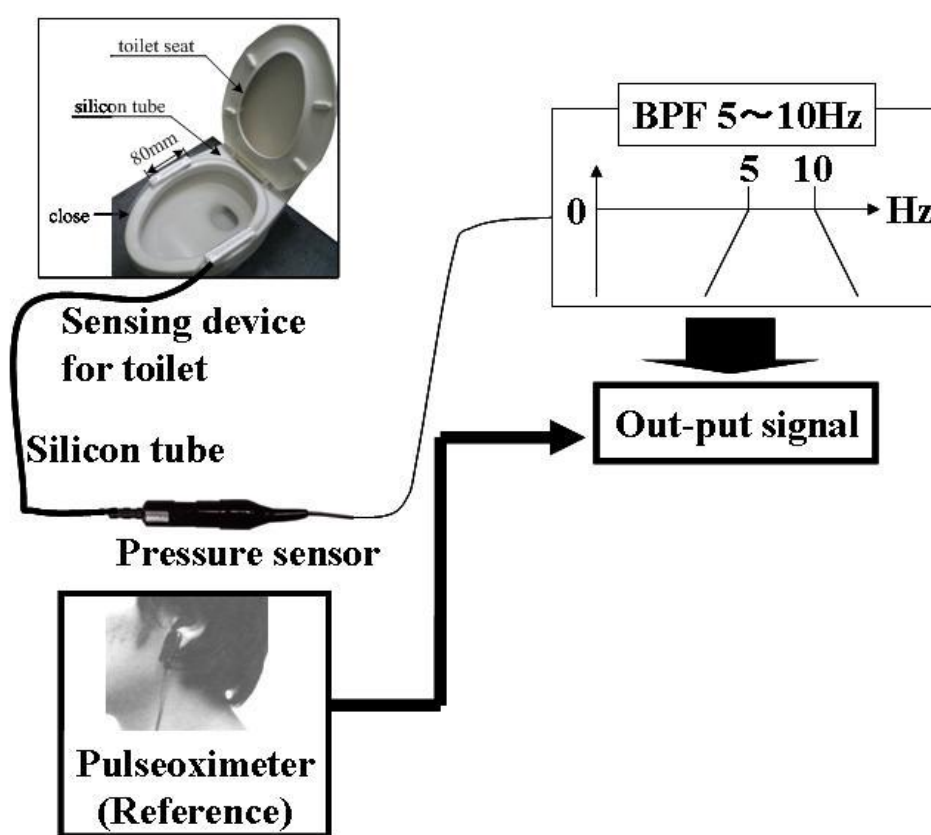


Fig.27 Schematic diagram of toilet experiment

4.3.1 トイレ内のヒトの有無の判別

・実験方法と被験者

計測に使用する便器は洋式便器である。この便器に Fig.2(c)のセンシングデバイスを設置する。まず、ヒトがいない状態で計測を行う。計測時のサンプリング点数は 256 点、サンプリング時間は 0.01 秒とし、計測時間は 5 分間とする。その後、被験者(23 歳の成人男性)が便座に座った状態で同様に計測を行う。

ヒトの有無の判別には「有人と無人では出力信号の振幅が異なる」という特徴を用いる。

得られた信号の RMS(二乗平均平方根)を求め、マハラノビスの距離を用いた判別分析により、ヒトの有無の判別を行う。

・マハラノビスの距離を用いた判別分析

分類したい資料 x の平均値を x_m ，資料を構成する各個体を x_i とおく。この時資料 x の従う分布は正規分布であると仮定する。しかし、同じ平均値 x_m でも標準偏差(グラフの形)によって、ある個体 x_i が発生する確率は異なる(Fig.28)。

※正規分布・・・ $x=x_m$ の発生する確率が最も高く、そこから離れるにつれて発生確率が急激に小さくなる分布

そこで、平均値からの物理的な距離だけでなく標準偏差の違いをも考慮した”確率的な”距離を「マハラノビスの距離」といい式(2)で表される。

$$D = \frac{|x_i - x_m|}{\sigma} \quad (2)$$

※ σ ・・・資料 x の標準偏差

このマハラノビスの距離の大小により、ある個体 x_i が2つのグループ P , Q のどちらに属するかを判別することができる。資料 x 中のある個体 x_i に対し、2つのグループ P , Q の平均値 x_p , x_q とそのマハラノビスの距離をそれぞれ D_p , D_q とおくと、以下の関係が成り立つ。

$D_p < D_q$ ならば 個体 x_i はグループ P に属する

$D_p > D_q$ ならば 個体 x_i はグループ Q に属する

以上のことを利用し、有人計測で得られたデータ中のある個体 x_{YU_i} に対し、有人計測で得られたデータの平均値 x_{YU} ，無人計測で得られたデータの平均値 x_{MU} とのマハラノビスの距離 $D_{YU_YU_i}$, $D_{YU_MU_i}$ を求めてその大小を比較し、

$D_{YU_MU_i} > D_{YU_YU_i}$ ならば x_{YU_i} は「有人」

$D_{YU_MU_i} < D_{YU_YU_i}$ ならば x_{YU_i} は「無人」

と判別する．また，無人計測で得られたデータ中の個体 x_{MU_i} に対しても同様に，

$D_{MU_MU_i} > D_{MU_YU_i}$ ならば x_{MU_i} は「有人」

$D_{MU_MU_i} < D_{MU_YU_i}$ ならば x_{MU_i} は「無人」

と判別する．ここで，無人計測で得られたデータ中のある個体 x_{MU_i} に対し，有人計測で得られたデータの平均値 x_{YU} ，無人計測で得られたデータの平均値 x_{MU} とのマハラノビスの距離をそれぞれ $D_{MU_YU_i}$ ， $D_{MU_MU_i}$ とする(**Fig.29**).

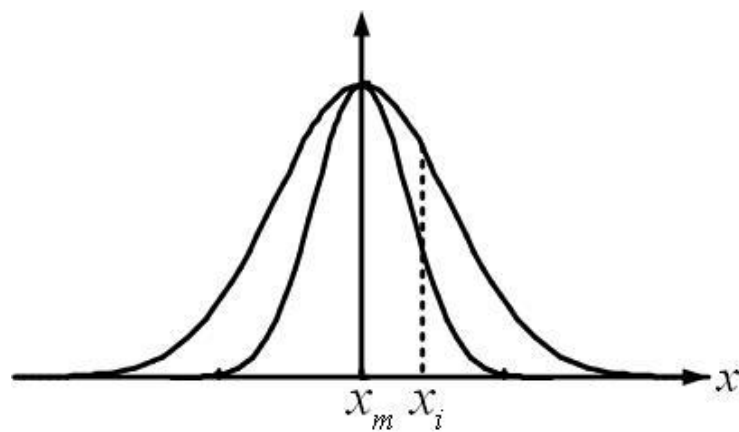


Fig.28 The graph of normal distribution

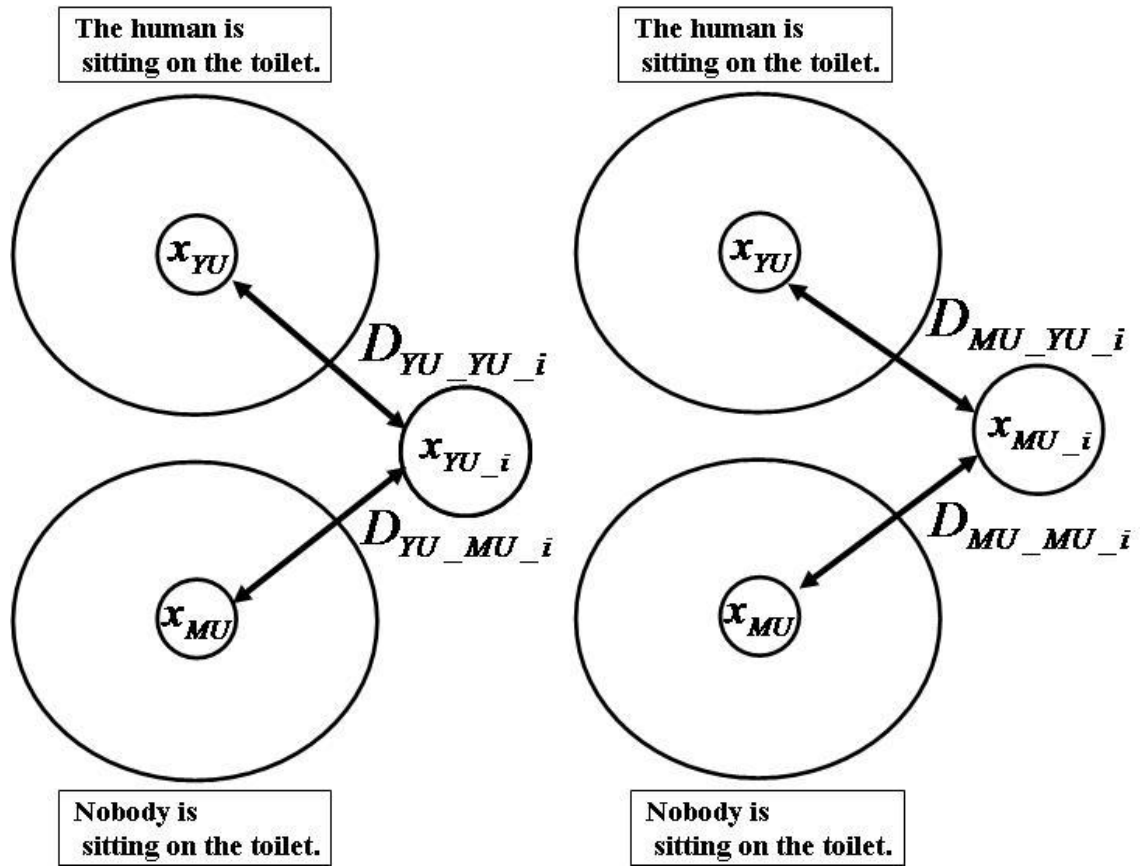


Fig.29 Mahalanobis distance

・結果

Fig.30 に $D_{YU_YU_i}$, $D_{YU_MU_i}$, Fig.31 に $D_{MU_YU_i}$, $D_{MU_MU_i}$ を示す. 各図の下のグラフは上のグラフの一部を拡大したものである. Fig.30 より全ての時間において $D_{YU_YU_i} < D_{YU_MU_i}$ が成り立っており, 有人計測で得られたデータは全て「有人」と判別されていることがわかる. また, Fig.31 より全ての時間において $D_{MU_MU_i} < D_{MU_YU_i}$ が成り立っており, 無人計測で得られたデータは全て「無人」と判別されていることがわかる.

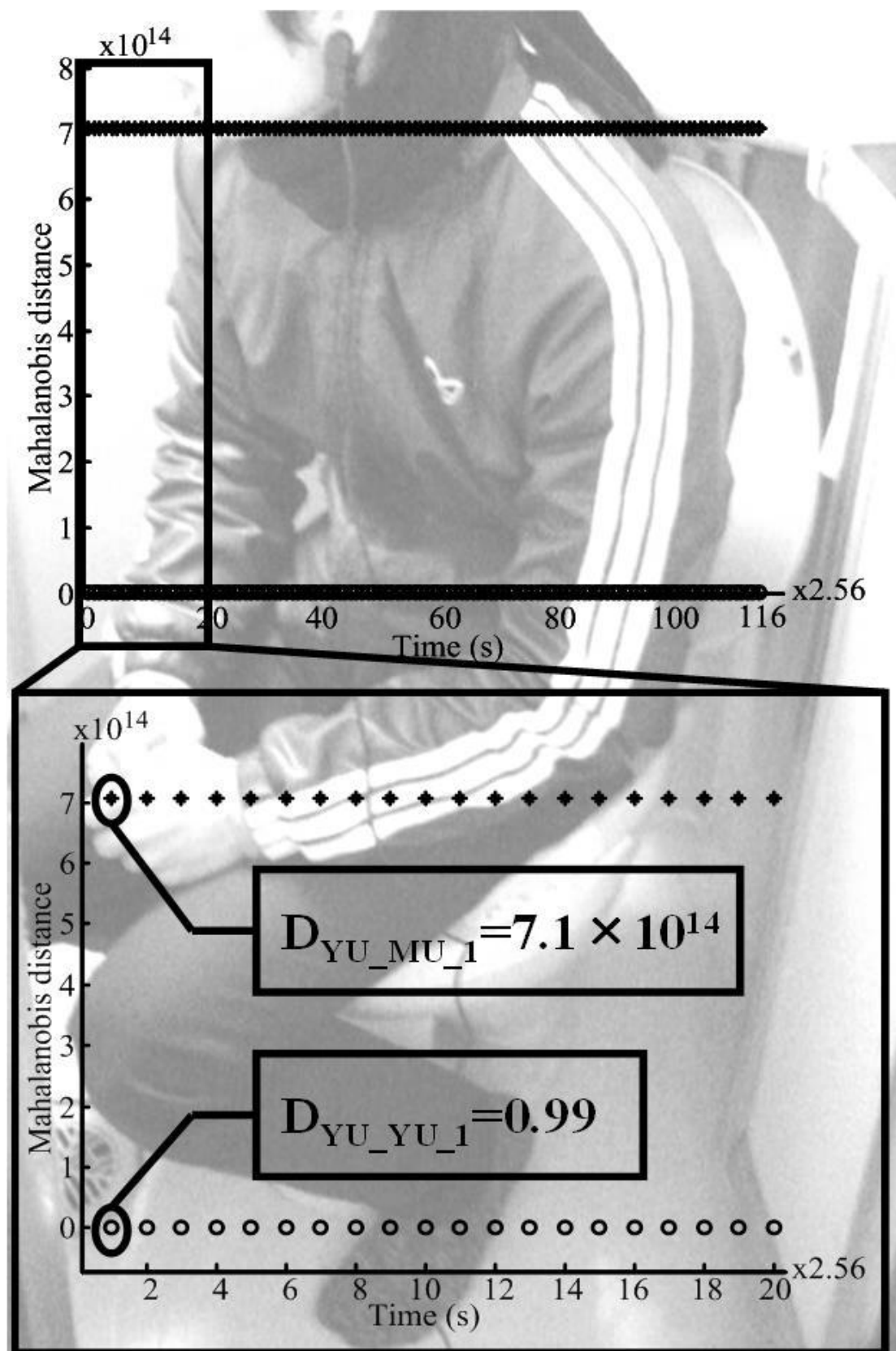


Fig.30 The result of the situation that human existed in toilet

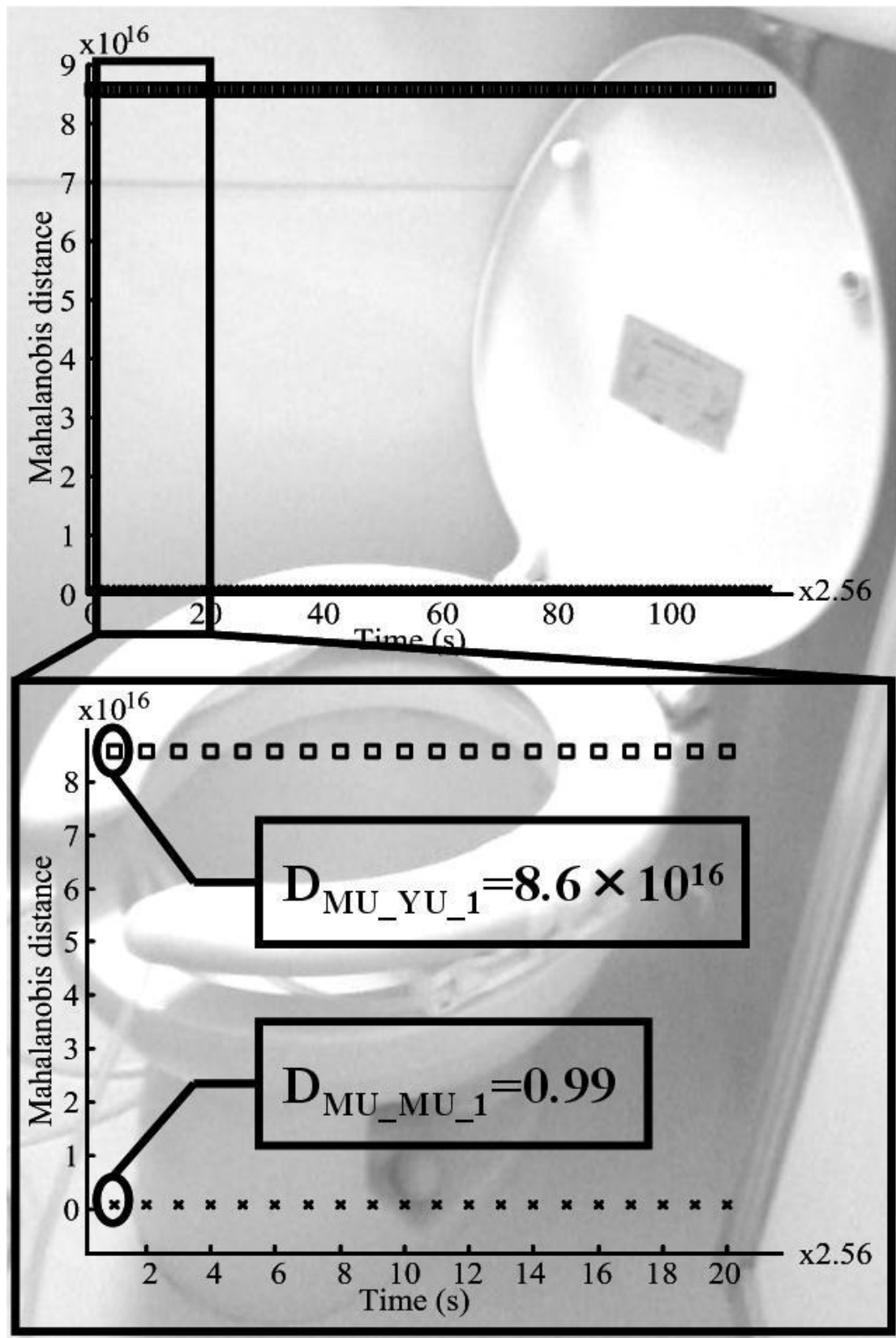


Fig.31 The result of the situation that human didn't exist in toilet

4.3.2 排便時と非排便時の心拍信号の比較

・被験者および実験方法

「ヒトの有無の判別」の時と同様に Fig.2(d)のセンシングデバイスを設置し、この便器で生体計測を行いながら排便（大便）を行う。被験者は 24 歳の男性である。また、心拍信号のリファレンスとしてパルスオキシメータを用いる。

・結果と考察

Fig.32 に結果を示す。図の上のグラフは非排便時、下のグラフは排便時のものである。非排便時には空気圧方式、パルスオキシメータの信号ともほぼ一定の周期であるのに対し、排便時には空気圧方式、パルスオキシメータの信号とも信号は大きく乱れていることがわかる。

排便時の心拍信号の乱れの原因として、交感神経の活性化や「いきみ」による血行動態の急激な変化が考えられる。排便時は、交感神経の活性化によって心拍数や血圧が上昇したり、「いきみ」によって数十秒の間に心拍数や血圧が大きく変動する。これにより脳出血、くも膜下出血、危険な不整脈、冠動脈の攣縮による狭心症発作などが発生し、死につながるという事故が発生している[25]-[28]。

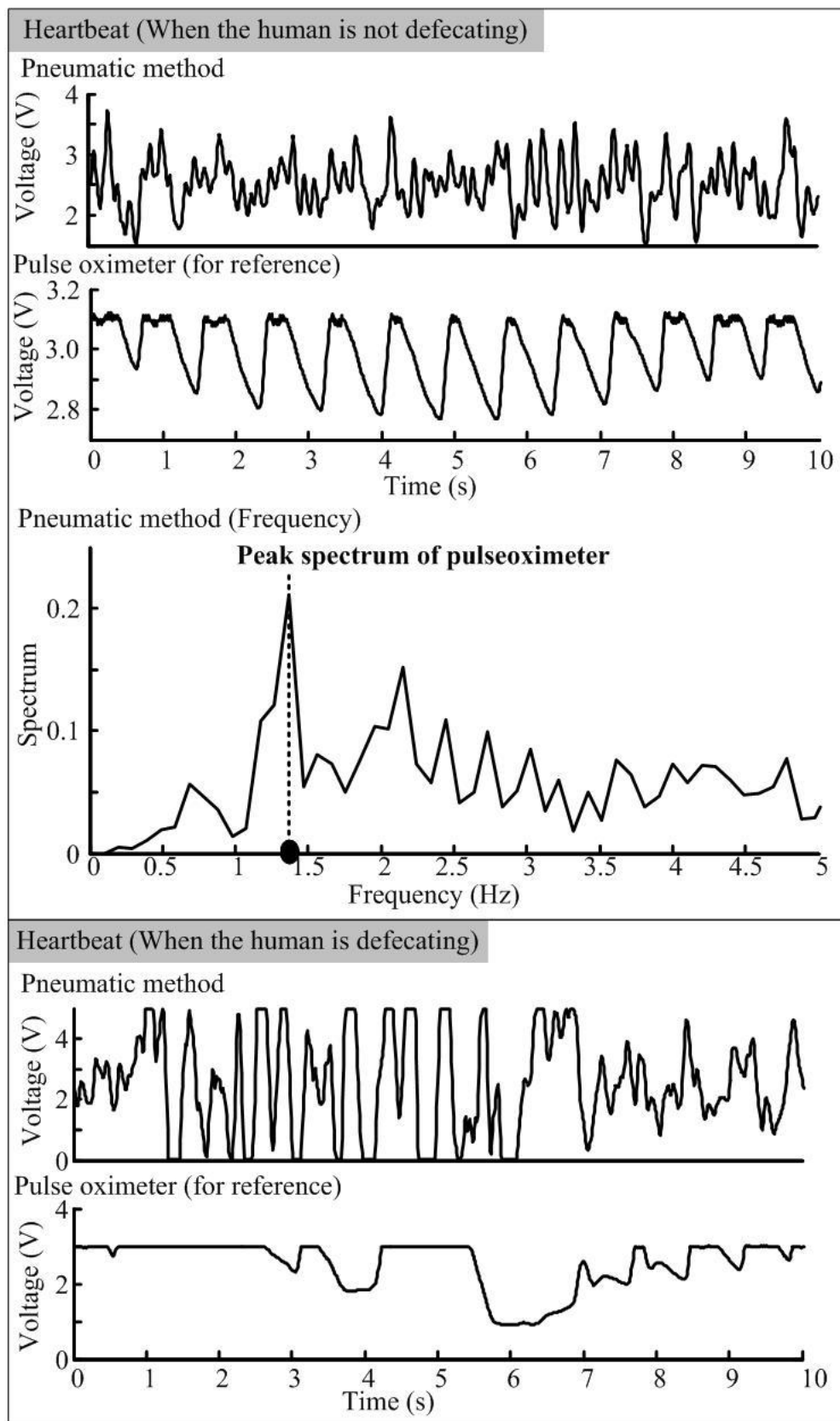


Fig.32 The result of defecation experiment

第5章 まとめ

本論では、在宅環境において、ヒトの心拍、呼吸を計測するためのセンシングデバイスとして、シリコンチューブを用いた空気圧方式を提案した。提案した方法をもとに、フローリング、畳、浴槽、トイレ用のセンシングデバイスをそれぞれ作成し心拍、呼吸を計測した。在宅における生活雑音として、フローリング、畳、トイレでは、足踏みにより $0.01G \sim 0.15G$ 程度の加速度振動を加え、心拍、呼吸信号を計測し S/N 比を比較した。また、浴槽内では、水の流入を生活雑音とし、流入量を 50ml/s , 100ml/s , 150ml/s , 200ml/s として心拍、呼吸信号の S/N 比を比較した。

S/N 比が 30dB より高ければ、計測した波形から心拍、呼吸とも一拍一拍を読み取ることができるが、 30dB を下回ると、DFT により平均周期は読み取れるが、一拍一拍を読み取れることは難しくなる。フローリング、トイレにおいては、 $0.01G$ 以下(普通に歩く程度)、畳では $0.09G$ 以下(少し強めに歩く程度)、浴槽では 100ml/s 以下であれば、心拍、呼吸とも 30dB 程度の精度で計測でき、波形から一拍一拍を確認することができた。

また、上記の結果を踏まえ、生体計測システムから得られた信号の日々の健康管理や緊急時の早期発見・対応への活用法の模索の一環として、フローリング、畳用のセンシングデバイスから得られた心拍信号を用いた「睡眠者の睡眠段階の推定」、浴槽用のセンシングデバイスを用いた「入浴時の心拍数の変化の検出」、トイレ用センシングデバイスを用いた「ヒトの有無の判別」、「排便時と非排便時の心拍信号の比較」を行った。

「フローリング、畳用のセンシングデバイスから得られた心拍信号を用いた睡眠者の睡眠段階の推定」では、「フローリング用センシングデバイス」、「畳用センシングデバイス」、「フローリング用センシングデバイス上に設置したベッド」のいずれの結果においても「入眠後の Non-REM4」、「約 $90 \sim 100$ 分周期の浅い眠り」が確認できた。特に「フローリング用センシングデバイス」、「フローリング用センシングデバイス上に設置したベッド」では、これに加えて「時間の経過に伴う浅い眠りの増加」も確認することができ、一般的なヒトの眠りの特徴とおおよそ合致した。「浴槽用のセンシングデバイスを用いた入浴時の心拍数の変化の検出」では、「ヒトが水温 40°C 超の水に浸かった際に発生する心拍数の急激な上昇」を検出でき、水温と入浴者の血行動態との関係を確認することができた。「トイレ用センシングデバイスを用いたヒトの有無の判別」では、マハラノビスの距離を用いた判別分析により、有人計測で得られたデータは全て「有人」、無人計測で得られたデータは全て「無人」と判別された。「排便時と非排便時の心拍信号の比較」では、交感神経の活性の高まりや「いきみ」によるものと思われる排便時の心拍信号の乱れを検出することができた。

付録 本研究で用いたセンサやフィルタ回路

・センサ

本研究で用いたセンサは，先端が可撓性のチューブからなる受圧部の後端に超低周波エレクトレットコンデンサマイクロフォンを感圧素子として設け，人間の心拍・呼吸などの微小な圧力を検出できる高感度センサである．その仕様を **Table 1** に示し，**Fig.33** に外観図，**Fig.34** に内部の回路図，**Fig.35** に周波数特性をそれぞれ示す．

Table 1 Electrical Specifications

Sensitivity	-25dBv(56mVrms)+3.5dB at 20Hz
Rated pressure deviation	4.47Pa(104dBspl)
Impedance	0.8k Ω +30% at 20Hz
Operating voltage	3V(2V~9V)
Current consumption	1mA max
Maximum pressure	19.8Pa(117dBspl) at 20Hz
Break-down pressure	49KPa(0.5Kgf/cm ²)(187.8dBspl)
Operating temp. range	-10℃~60℃

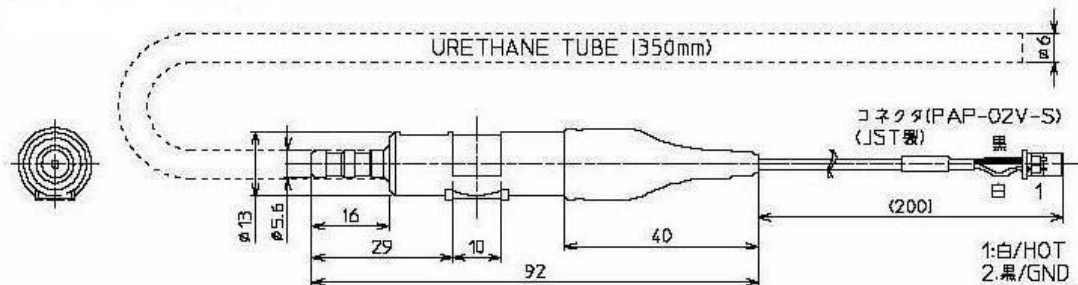


Fig.33 Schematic diagram of pressure sensor

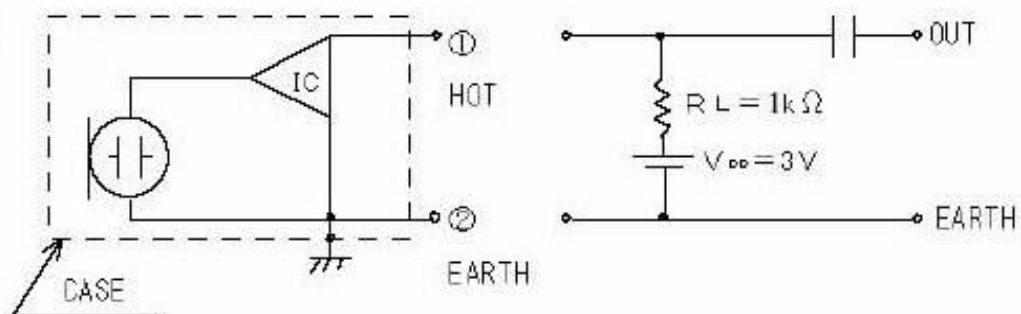


Fig.34 circuit diagram

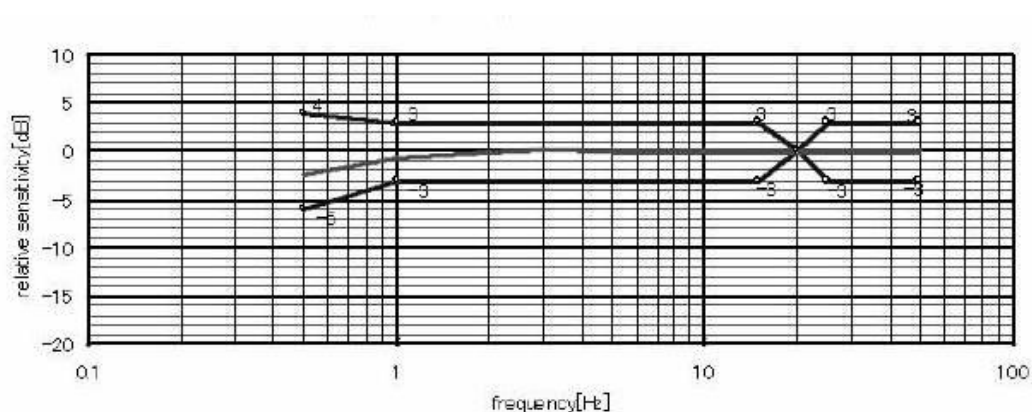


Fig.35 Frequency response and mask

・フィルタ回路

本研究で用いたフィルタ回路(株式会社ジェピコ製エアマット型健康・睡眠モニタリングシステム)は、心拍検出には遮断周波数 5~15Hz 程度のバンドパスフィルタ、呼吸検出には遮断周波数 0.1~0.5Hz 程度のバンドパスフィルタ、いびき・体動検出には遮断周波数 100~500Hz 程度のバンドパスフィルタを使用している。(Fig.36)

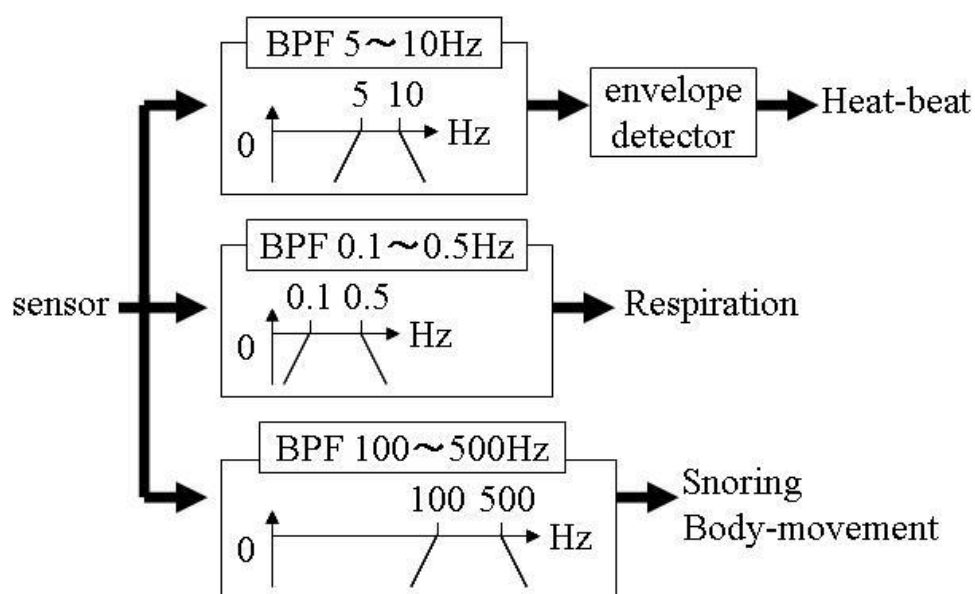


Fig.36 Schematic diagram of Measurement circuit

参考文献

- 1) 厚生労働省老健局：平成20年度老人保健健康増進等事業国庫補助協議要領，(2008)
- 2) 舟山，山口：高齢者の入浴中の死亡，保健婦雑誌，**46-1**，54/59 (1990)
- 3) 吉村，田村，中島，三池，戸川：入浴中の心拍数・血流の測定とその評価，信学技法報，**93**，29/34，(1993)
- 4) 小川，田村，依田，戸川：在宅健康管理のための浴槽内心電図自動計測システムの開発，信学技法報，**97**，23/26，(1997)
- 5) 小川，田村，庄司，太田，木村，戸川：在宅健康モニタリングのための入浴時の無拘束な光電心拍および呼吸数計測の試み，信学技法報，**99**，37/40，(1999)
- 6) 大嶋，山越，中川原，黒田，川原田：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，信学技法報，**98**，15/21，(1998)
- 7) 田中，松本：心音センサを用いた心拍および呼吸の無拘束計測，Dynamics and Design Conference，**2001**，32，(2001)
- 8) 中島 真人：非接触無拘束呼吸モニタリング装置の開発と応用，計測と制御，**44-3**，(2005)
- 9) 大江，窪田，本井，野川，田中，根本：在宅ヘルスケアのための無意識自動生体情報計測システムの開発研究，信学技法報，**106**，9/12，(2006)
- 10) 田中，本井，五十嵐，上野，麻野井，田中，根本，山越：全自動生体情報計測システムの開発と医療支援への応用，信学技法報，**106**，9/12，(2007)
- 11) 渡辺，渡辺：エアマット型無拘束生体計測の実用化研究，計測自動制御学会論文集，**36-11**，894/900 (2000)
- 12) K.Watanabe, T.Watanabe, H.Watanabe, H.Ando, T.Ishikawa, and K.Kobayashi：Noninvasive Measurement of Heartbeat, Respiration, Snoring and Body Movement of a Subject in Bed via a Pneumatic Method, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, **52-12**, (2005)
- 13) 栗原，渡辺，田中：無拘束生体計測による睡眠指標と睡眠段階の推定法，生体医工学，**45-3**，216/224 (2007)
- 14) Rechtschaffen A, Kales A：A manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stage of Human Subjects, Public Health Service U.S. Government Printing Office Washington D.C., 1968.
- 15) 栗原，渡辺，山崎，田中：心拍と体動信号による睡眠指標，計測自動制御学会論文集，**43-11**，1022/1029 (2007)
- 16) 栗原，渡辺，田中：睡眠段階遷移方程式と睡眠段階出現率の推定，計測自動制御学会，**44-2**，124/132 (2008)
- 17) 栗原，渡辺，小林，田中：睡眠時における心拍の相互情報量によるデルタ波出現率の推定，電気学会論文誌C，**128-10**，1550/1556 (2008)
- 18) 家具の山新グループ:あなたの眠りは大丈夫?

- 19) 大道, 大城戸, 岩崎 : 入浴時の生理反応-水温が体温・心拍数・酸素摂取量与える影響-, 体育の科学 7, **502-509**, 1984
- 20) 美和, 岩瀬, 小出, 他 : 入浴時の水温が循環動態と体温調節に及ぼす影響, 総合リハ 26, **355-361**, 1998
- 21) 吉村, 田村, 中島, 他 : 入浴モニタ開発のための測定パラメータの決定の研究, 医用電子と生体工学 33(1), **1-6**, 1995
- 22) 桑島 : 寒冷期における中高年者の入浴中の事故-循環動態の面から-, 日本警事新報 3996 : **1-5**, 2000
- 23) 大塚, 石井, 大森, 他 : 入浴中の心電図記録と心拍変動, 循環科学 19 (2), **76-79**, 1999
- 24) Nagasawa Y, Komori S, Sato M et al. : Effects of hot bath immersion on autonomic activity and hemodynamics — comparison of the elderly patients and the healthy young, Jpn Circ J 65, **587-592**, 2001
- 25) 山科 : 専門医がやさしく教える心臓病, **148-149**, PHP 研究所, (1997)
- 26) 田辺 他 : 不安定狭心症患者における日常動作時の ST-T 変化 -Holter 法による検討を中心に-, 心電図三 : 六一, (1983)
- 27) 田辺 : 日常動作とバイタルサイン, 看護 Mook No.7, (1983)
- 28) 田辺 著, 細田, 岸田 編 : 無症候性虚血性心疾患の診断-Holter 心電図所見による鑑別, 「無症候性虚血性心疾と心筋虚血」, 羊土社, **38**

研究業績

[論文]

- 1) 栗原陽介, 河西良拓, 渡辺嘉二郎, 小林一行, 田中博 : フローリング, 畳の上および浴槽, トイレ内における生活者の生体情報モニタリング, 計測自動制御学会論文集
[投稿論文 査読通過確認 掲載は未定]

[国際会議]

- 1) Yoshihiro Kawanishi, Kouta Aizawa,, Kajiro Watanabe : Measurement of Heart-beat of Train Operators, SICE Annual Conference in Takamatsu, **pp.31** (2007)

謝辞

本研究をすすめるにあたり，渡辺嘉二郎教授，小林一行准教授，栗原陽介先輩には適切な御指導と助言を頂き心より感謝致します．渡辺教授，小林准教授，栗原先輩には様々なアドバイスや提案を頂き，自分が疑問に思ったことに対して丁寧に教えて下さいました．また，高松での発表や論文の投稿など大きなチャンスを与えて頂きありがとうございました．

本研究は株式会社ジェピコ様のご協力があって，初めてかなうものでした．取締役の中村哲夫さんには社会人としての自覚を数々教えていただき，岡田卓也さんにはお忙しい中計測機器の貸出・返却や多くのアドバイスをいただくなど大変お世話になりました．また，会社のほうへお邪魔させていただいたことで学生でありながら大変貴重な体験をさせていただきました．

研究室の皆様にも大変お世話になりました．研究では，見澤圭吾君，相澤耕太君，増山康介君，立川宏樹君をはじめ，長時間の実験に多くの方が協力してくださりそのお陰でこの論文を書くことができました．そして他にも多くを理解・共有し合うと共に支えあうことのできた研究室の仲間たちがいたからこそ，ここまで到達することができました．

最後になりましたが，不自由なく大学生活を送らせてくれた富山県の家族・親戚の皆様には感謝いたします．

2009 年 2 月 26 日