

最適歩行速度と酸素消費量コストの関係については重心の位置エネルギーや運動エネルギーなどの理論的な説明がなされてきたが、ここでは単純なステップ長(漸増速度歩行、 0.66 ± 0.02 m；漸減速度歩行、 0.61 ± 0.03 m)によって統一的に示されている。このステップ長の意味について考察すると次のようになる (Fig.16)。

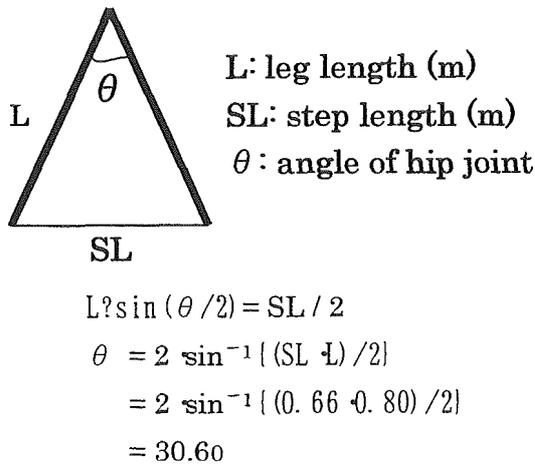


Fig. 16 Scheme of model for estimating optimal angle of hip joint.

Fig.16 は最適歩行速度時のステップ長と脚長の関係を示している。漸増速度歩行を例に計算すると、最適歩行速度時の股関節の角度は 30.6 度となる。また、漸減速度歩行時の股関節開脚角度は 28.2 度なる。7 人の平均は漸増速度歩行時が 30.9 ± 1.4 度、漸減速度歩行時が 28.3 ± 1.7 度となる。酸素消費量コストと股関節角度の関係を Fig.17 に示す。或いは、SL/L 比 (ステップ長/脚長比) が 0.82 ± 0.02 (漸増速度歩行)、 0.75 ± 0.03 (漸減速度歩行) の時に、最適歩行速度になっている (Table 2)。

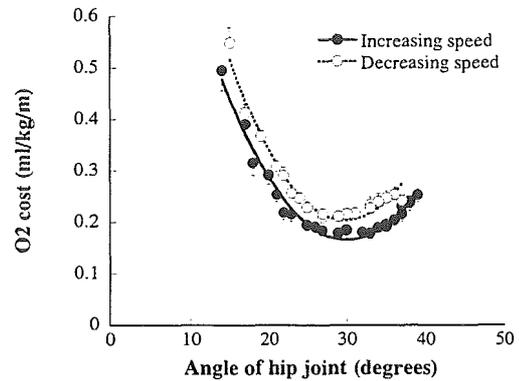


Fig.17 Oxygen uptake per unit weight per unit distance against angle of hip joint.

歩行時のエネルギー消費量は、一般に酸素摂取量から求められる。近年、心拍数の測定が簡便・正確になったこと、また、トレッドミル歩行実験では広い範囲での歩行速度で酸素消費量と心拍数の間に直線関係が認められることから、心拍数をエネルギー消費量の推定に用いる試みがなされている。無拘束心拍モニターを用いたエネルギー消費量の推定は、日常生活の活動状況や生理的・臨床的研究における体力や代謝エネルギー量の評価、そして活動時のストレス評価に有用と考えられている。しかし、本研究では、歩行速度の漸増時と漸減時では酸素消費量-心拍数直線の傾きに違いが認められた。この傾きの違いは、身体活動に対する呼吸器系と循環器系の応答の時間の違いに由来するものである。日常生活では、活動状態が定常であることの方が稀で、運動トレーニングのプログラムを実施している時など特別と言える場合に身体活動負荷の定常性が与えられる。そのため、定常負荷運動で得られた酸素消費量と心拍数の関係式は、一般化させるには注意が必要である。

本研究では、酸素消費量の推定には歩調 (cadence) が有効であることを示した。Cadence は時計があれば正確に測定できるものであり、推定式を用いることで酸素消費量が予測できる点で、汎用性の高い方法と言える。しかし、非定常速度歩行時の酸素消費量-cadence の関係は漸増速度時と漸減速度時でそれぞれ独立であるが、日常生活の歩行では評価の際に両者の平均を用いることも可能である。

***** 実験2 *****

B2. 研究方法

B2.1 対象

被験者は、平均 1 週間に 1 日程度の軽運動 (散歩やラジオ体操など) を行っている比較的健康度、体力の良好な高齢者 7 名 (年齢 72 ± 3, Mean ± SE, range, 62-83 years) を対象とした。研究にあたり、すべての被験者は運動負荷試験に先立ち、問診、安静時心電図検査、血圧、肺機能検査などメディカルチェックを受けた。被験者には実験の目的と内容、また運動の危険性について十分に説明し、文書の同意を得た後に実験を実施した。

B2.2 プロトコール

水中トレッドミル (Aquatrex, Edmund, Co., USA) を用い立位安静 3 分の後、歩行速度 3.0 km/h から歩行を開始し 3 分毎に 0.5 km/h の割合で歩行速度を増加させる多段階漸増負荷運動を症候限界まで施工させた (Fig.2)。室温は 26 度、水温は 30 度とし、水位は安静立位時で被験者の剣状突起レベルとした。プールのサイズは、1.0x1.5x1.5m³

(縦 x 横 x 高さ) で、断熱性が高く水温調節が可能な恒温槽となっているため実験中の水温は一定に保たれた。陸上トレッドミル (Airomill, STM-1500, Nihon Koden, Japan) を用いた実験は、水中歩行実験と同様のプロトコールで行われた。

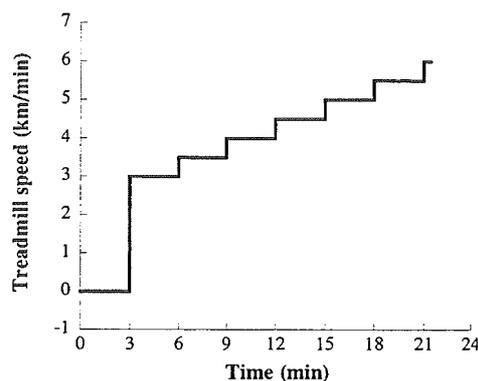


Fig.17 Changes in treadmill speed during walking in water and on land.

B2.3 測定

テレメトリー式心電計による心電図および胸部インピーダンスによる呼吸曲線を FM テープレコーダー (MR-30, Teac, Tokyo) に 1kHz で連続記録した。得られたデータをデータレコーダより再生し、オフラインにてパーソナルコンピュータ (Gateway 2000, P5-150, USA) 上で 1kHz のサンプリング周波数で A/D 変換器 (Dataq Instruments Inc, DI200AC, USA) によりデジタル化した。すべての R 波を fast peak detection algorithm (R 波検出プログラム) にて検出した後、非洞調律 R 波およびアーチファクトを除去し、連続した正常洞調律よりなる全ての R-R 間隔を測定した。得られた 1 拍毎の R-R 間隔時系列データを 3 次のスプライン補間した後、

1Hz で再標本化し、等間隔時系列データを得た。呼吸曲線もこれらと同時相で 1Hz で sampling した。等間隔時系列データに含まれる R-R 間隔高周波成分振幅 (high frequency component, HF: 0.16-0.85 Hz) の経時変化は complex demodulation (CDM) により求めた。統計処理は、three-way analysis of variance for repeated measures を行い、有意水準は $P < 0.05$ とした。

C2&D2. 研究結果及び考察

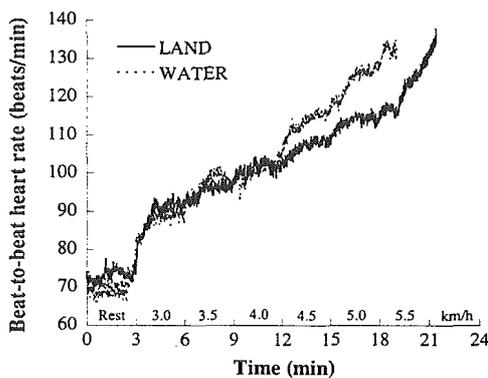


Fig.18 Changes in heart rate at rest and during graded treadmill exercise on land and in water in a representative subject. Treadmill speeds are indicated above the abscissa.

Fig.18 は健常高齢者の陸上トレッドミル歩行と水中トレッドミル歩行における瞬時心拍数変化の一例を示している。歩行は立位安静 3 分の後 3 km/h から始まり 3 分毎に 0.5 km/h 増加する多段階漸増負荷運動である。この被験者の場合、陸上に比べ水中の安静心拍レベルは低い傾向をしめしているが、運動開始と共にその差はなくなり 4.0 km/h まで

は同様の増加を示した。しかし、4.5 km/h 以降では水中歩行の心拍数は陸上歩行の心拍数に比べ急激に増加した。心拍数のピークは同程度であった。

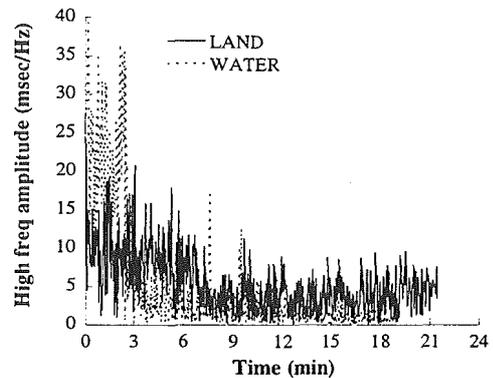


Fig.19 Changes in high-frequency (HF) amplitude of R-R interval variability at rest and during graded treadmill exercise on land and in water in a representative subject.

Fig.19 は同一被験者の R-R 間隔高周波成分 (HF) 振幅の経時変化を示している。安静時の HF 振幅は陸上に比べ水中で高く、運動中は逆に水中に比べ陸上で高い傾向を示した。

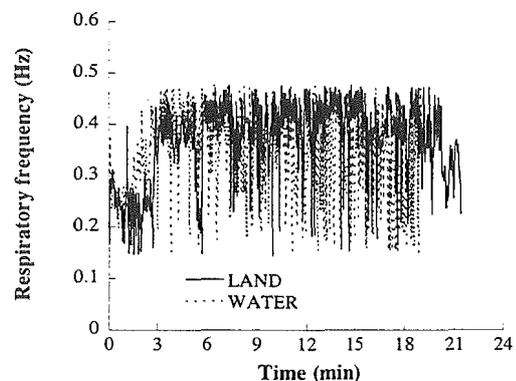


Fig.20 Changes in respiratory frequency at rest and during graded treadmill exercise

on land and in water in a representative subject.

Fig.20 は呼吸曲線のデータから CDM により推定された呼吸周波数の経時変化を示している (被験者は Fig.18 と同じ)。陸上環境と水中環境での呼吸数の変化に大きな差は認められない。

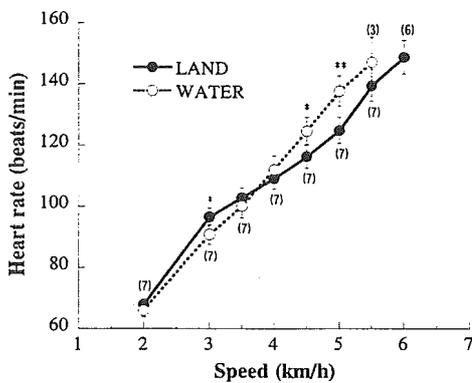


Fig.21 Heart rate at rest and during graded intensity of treadmill exercise on land and in water in seven subjects. Values are mean \pm SE. Numbers (3 and 6) in parentheses indicates numbers of subjects reaching the peak speeds (5.5 km/h in water and 6.0 km/h on land, respectively). * $P < 0.05$ and ** $P < 0.005$ in water compared with land.

Fig.21 は 7 人の健常高齢者の平均と標準誤差を示している。それぞれの被験者の平均値は各 3 分間のステージの最後の 1 分間のデータより求めた。安静時の心拍数には有意な差は認められない (陸上: 68 ± 2 beats/min、水中: 66 ± 2 beats/min)。水中歩行と陸上歩行

共に速度の増加と共に心拍数は増加した。しかし、3.0 km/h では陸上に比べ水中の心拍数は有意に低く、4.5 km/h と 5.0 km/h では陸上に比べ水中の心拍数は有意に高くなった。陸上歩行と水中歩行の心拍数の交点は、 4.0 ± 0.2 km/h で 108 ± 4 beats/min であった。最大心拍数 (peak HR) は、水中歩行が 143 ± 6 beats/min、陸上歩行が 150 ± 2 beats/min であったが有意な差ではなかった。症候限界までの運動時間は、水中歩行の 15.1 ± 0.5 min は陸上歩行の 18.8 ± 0.6 min よりも 20% 有意に短かった。

水中運動では水の抵抗 (drag resistance) が存在する。そのため歩行速度の増加に伴って抵抗が増加するため、同一歩行速度で比較した場合、水中歩行は水に抗する仕事の分だけ陸上歩行よりも運動強度が高くなることから心拍数は高くなると考えられる。その結果、運動時間が短いにもかかわらず水中歩行の心拍数がピークに達した。

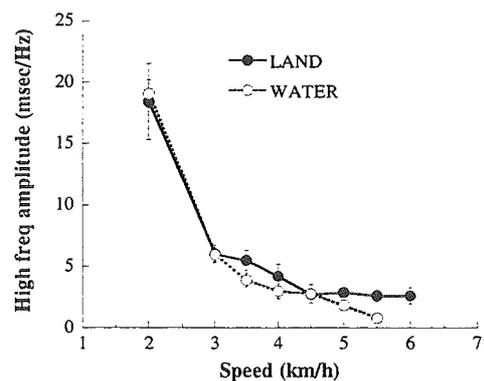


Fig.22 High-frequency amplitude of R-R interval variability at rest and during graded intensity of treadmill exercise on land and in water in seven subjects. Values are mean \pm SE.

HF 振幅の変化については水中歩行と陸上歩行との間に有意な差は認められなかったが、歩行中の HF 振幅は安静時に比べ両環境共に有意に低い値を示した (Fig.22)。

一般に若年者では陸上安静時に比べ水中安静時の心拍数は低いとされている。これは水圧によって下肢に貯留する血液の還流が促進され、交感神経活動の抑制と副交感神経活動の昂進が生じるためである。これら自律神経活動の変化が高齢者にも期待されたが、HF 振幅に差が見られないことから、水浸環境による心臓迷走神経活動の昂進は認められなかったことになる。高齢者では、心臓迷走神経活動の安静レベルが若年者に比べ低下していることが文献に報告されている。高齢者ではこの迷走神経活動予備能の低下が、水浸環境下における迷走神経活動昂進をもたらさなかった原因と解釈できるかも知れない。

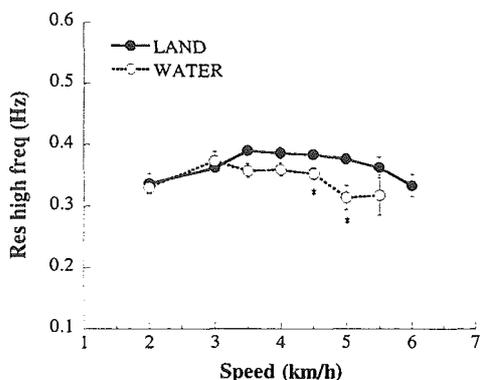


Fig.23 Respiratory frequency at rest and during graded intensity of treadmill exercise on land and in water in seven subjects. Values are mean \pm SE. * $P < 0.05$ in water compared with land.

呼吸周波数 (あるいは呼吸数) の変化につ

いては、4.0 km/h までの歩行では水中と陸上との間に有意な差は認められなかったが、4.5 km/h 以上で両者に僅かではあるが有意な差が認められた (Fig.23)。

Fig.24 は 1 キロメートル進むのに要する心拍数を示している。この単位移動距離当たりの心拍数は、酸素消費量コスト (実験 1 を参照) とアナロジーを為すものである。この値の逆数は、心臓の一回拍出量によって移動できる距離であり、循環機能の効率を示す一つの指標と考えられる。水中環境の有利な点は、水による浮力作用が重力に抗する自重の負担を軽減することである。一方、不利な点は、水の粘性による抵抗である。歩行速度が遅い時には、水の浮力効果が水の抵抗にまさり、単位移動あたりの消費エネルギーは抑えられ、心拍数も抑えられるが、歩行速度が速くなると抵抗が浮力効果にまさり、消費エネルギーと心拍数は共に水中歩行が陸上歩行を超えてしまうとされる。水中安静時には静脈還流は促進されるが、運動中はマッスルポンプによって静脈還流が促進されるため、水中のメリットは相対的に失われてしまう結果になる。

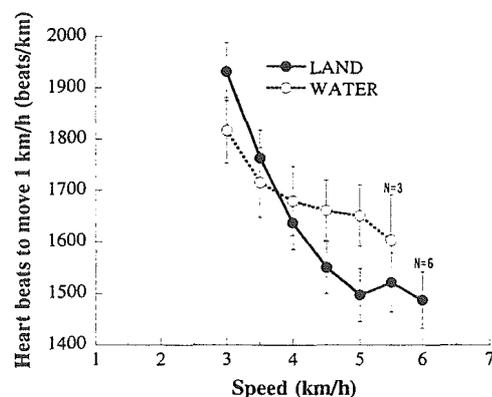


Fig.24 Heart beats per unit distance walked on land and in water in seven

subjects. Values are mean±SE. Numbers (3 and 6) in parentheses indicates numbers of subjects reaching the peak speeds (5.5 km/h in water and 6.0 km/h on land, respectively).

E. 結論 (実験1と実験2)

本研究は日常生活で重要な身体活動である歩行の際の呼吸循環反応と身体活動量—呼吸代謝(分時酸素摂取量)、循環(心拍数)、歩行周期、歩行速度—を無侵襲計測し、高齢者の日常活動モニタリング機器開発に重要な測定パラメータの検討と活動量(ストレス)を含めた評価方法に関する検討を行った。各歩行者が日常利用している好みの歩行速度(=step-length × cadence)は再現性が高いこと、また、酸素消費量、ステップ長、歩行速度がcadenceの1次あるいは2次の関数として表わすことができる。この実験結果から身体活動モニタリングシステムには、歩調(cadence)の正確な測定が歩行活動の評価には重要であると考えられる。また、安静時と身体活動時の自律神経活動の評価方法については、定常・非定常状態を問わず適用可能なcomplex demodulationの有用性が確認された。

F. 研究発表

1. 論文発表

(1) 高橋龍尚、岡田暁宜、早野順一郎、竹島伸生：高齢者の水中運動における心拍数と迷走神経活動の変化
医用電子と生体工学 39(Suppl.): pp.356,

2001

(2) 高橋龍尚、岡田暁宜、早野順一郎、竹島伸生：高齢者の水中歩行運動における循環動態
日本臨床モニター 12(Suppl.): 39, 2001

(3) Tatsuhisa Takahashi, Akiyoshi Okada, Toshiyo Tamura, Yoshimi Miyamoto.: Cardiorespiratory responses to walking and running at an incremental speed of treadmill.
Advances in Experimental Medicine and Biology 499: 363-368, 2001

(4) Tatsuhisa Takahashi, Akiyoshi Okada, Junichiro Hayano, Toshiyo Tamura.: Influence of cool-down exercise on autonomic control of heart rate during recovery from dynamic exercise. Frontiers of Medicine and Biological Engineering (in press)

(5) Tatsuhisa Takahashi, Akiyoshi Okada, Junichiro Hayano, Nobuo Takeshima.: Responses of heart rate and vagus tone to treadmill walking on land and in water in health elderly people. Journal of Aging and Physical Activity (in press)

(6) Tatsuhisa Takahashi, Kouichi Ashikawa, Akiyoshi Okada, Kenichi Yamakoshi.: Hypothetical role of cardiopulmonary baroreflex in bradycardia

during light-intensity leg exercise in an upright position. *Frontiers of Medicine and Biological Engineering* (submitting)

2.学会発表

(1) 高橋龍尚、岡田暁宜、早野順一郎、竹島伸生：高齢者の水中運動における心拍数と迷走神経活動の変化

第40回日本ME学会大会、名古屋、2001

(2) 高橋龍尚、岡田暁宜、早野順一郎、竹島伸生：高齢者の水中歩行運動における循環動態

第12回日本臨床モニター学会総会、東京、2001

(3) 高橋龍尚、岡田暁宜、竹島伸生、早野順一郎、田村俊世：トレッドミル歩行運動における呼吸循環動態

第15回日本エム・イー学会秋季大会（サテライト）、東京、2001

H. 知的所有権の取得状況

1. 特許取得

なし

2. 実用新案登録

なし

3. その他

なし

分担研究報告書

清水孝一
北海道大学大学院
教授

バイタルサインモニタリングシステム

分担研究者 清水 孝一（北海道大学大学院工学研究科 教授）

高齢者とくに独居老人や在宅患者のバイタルサインを日常生活に支障なくモニタリングすることをめざし、バイオテレメトリ技術を基本とする手法を考案した。本手法では、バイタルサインとして指輪型脈波センサにより光電脈波を得る。脈波信号は、指輪から被験者携帯PHS端末へ、PHS端末から家庭内のパソコンシステムへと無線伝送される。これにより、屋内屋外を問わず広域のバイタルサインモニタリングを実現することができる。実験システムを試作し、その特性を解析・評価した。この開発研究をとおり、バイタルサイン常時モニタリングの実現可能性を実証した。

キーワード：高齢者，バイタルサイン，モニタリング，自動監視，PHS，脈波，バイオテレメトリ

A. 研究目的

近年、高齢化の進展に伴い、独居老人や在宅患者のバイタルサインを常時自動監視（以下「モニタリング」）する必要性が高まっている。日常生活の制約を最小限にしつつバイタルサインをモニタリングするには、テレメトリ技術を用いて無拘束的に遠隔計測する手法と、可搬型ロガーにデータを蓄積記録する方法とが考えられる。バイタルサインに生じた異常により緊急時の自動通報を目的とする場合には、リアルタイムモニタリングが可能な前者の方法が必要となる。

テレメトリによるバイタルサインモニタリングは既存技術で十分可能であるが、通常の方法では、計測可能範囲は家屋内程度に限られる¹⁾。しかし在宅高齢者の場合などには、普段は健康であり、外出することも考慮する必要がある。これに対し、家屋内に加え広域の外出範囲

をもカバーする実用的テレメトリ手法は、現在のところ見あたらない²⁾。

またバイタルサインをモニタリングする手法も種々考えられている³⁻⁵⁾。しかし、日常生活に支障なく長時間にわたるリアルタイムモニタリングを可能とする方法で、実用性の高いものも知られていない。

本研究は、このような状況に対し、日常生活で利用可能なバイタルサイン検出技術およびその信号を屋内屋外共通に伝送してモニタリングを実現する技術を新たに開発することを目的とする。

B. 研究方法

1. バイタルサインモニタリングの原理

バイタルサイン常時モニタリングの概要をFig. 1に示す。本手法は、大きく分けて、高齢者のバイタルサインを検出する技術、およびバイ

タルサイン信号を情報処理部へリアルタイム伝送する技術により構成される。前者では、高齢者の脈波を小型軽量のセンサ装置で検出し、電気信号に変換する。後者では、現在普及の著しいPHSを利用してテレメトリシステムを構成し、広域のバイタルサインモニタリングを実現する。

2. 脈波の近距離テレメトリ

本手法は、バイタルサインセンサから被験者の携帯する移動体通信端末への近距離テレメトリ技術、および移動体通信端末から家庭内に設置した信号処理解析用コンピュータへの遠距離テレメトリ技術により構成される。各構成要素技術について概説する。

本研究で用いる脈波テレメトリの概念をFig. 2に示す。光電脈波は、指基部血管内血液の光吸収変化としてとらえられる。受光信号は変調され、FM信号として無線伝送される。

3. 移動体通信による広域テレメトリ

近年の移動体通信技術の進歩は著しく、携帯電話やPHSの広域通信網が全国的に普及している。また、わが国を含めいくつかの国の間では、国境を越えた移動体通信も可能になりつつある。これを利用すれば、被験者の外出にも対応できる広域テレメトリが実現できる。またPHS端末には、屋外では移動体通信端末として、屋内では回線使用料不要な送受信機(コードレスホン)として、両方を同じ端末で使用できる機種がある。これにより、被験者が在宅時には、公衆回線を占有することなくテレメトリが行える。

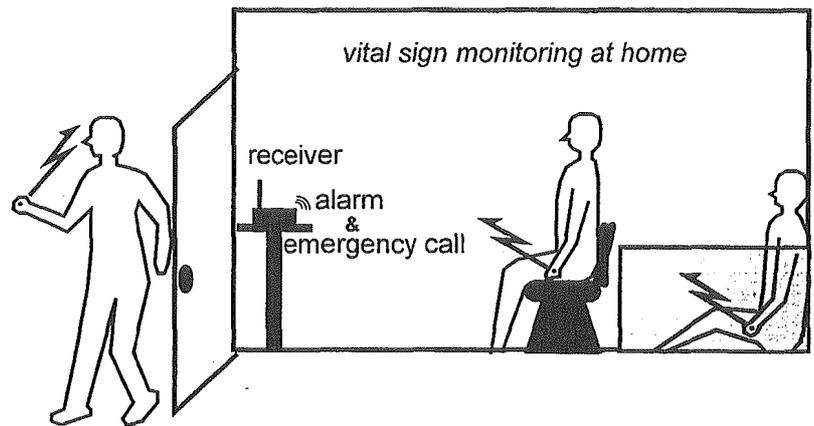


Fig.1 Principle of ambulatory vital sign monitoring

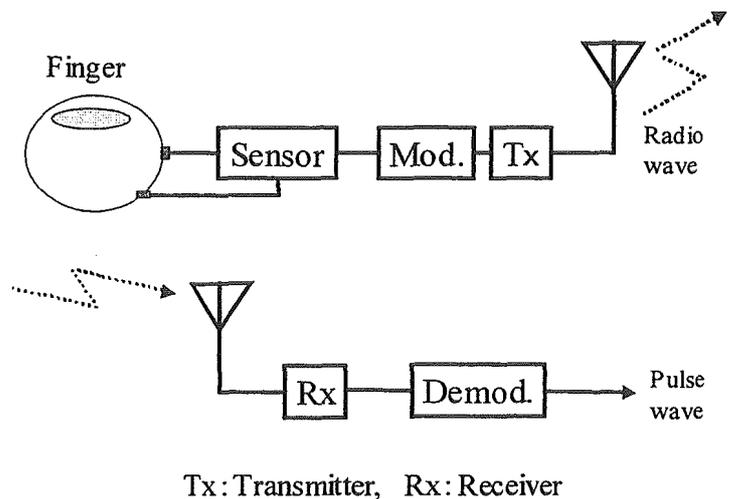


Fig.2 Principle of ring-type pulse wave telemeter.

4. 二段階テレメトリ

高度の無拘束性と広域性という従来技術では拮抗しがちな要求を同時に満たすため、二段階テレメトリ手法を考案した。本手法を実現する具体的システムの概要をFig. 3に示す。このシステムは、対象者に携帯してもらう移動体部分、伝送された生体信号を解析し自動監視を行う固定局部分、およびそれらを結ぶ伝送回線部分より成る。

移動体部分では、対象者から脈波を取得し、携帯するPHS端末にその信号を近距離無線伝送する。PHS端末は、この信号を通信回線を介して固定局へ送信する。固定局側では、受信信号を復調後、コンピュータで処理解析を行い、脈波の状態を診断し続ける。脈波に異常の兆候が発見された時には、その結果をホームドクターや別居家族に自動通報する。PHS端末からの伝送回線としては、対象者が在宅時にはコードレスホン回線を用いる。また屋外では、PHSの公衆回線を利用する。これらの切り替えは、移動体部分の判断により自動的に行われる。

異常診断を被験者の携帯する端末装置で行わせることも考えられる。しかし、本研究では被験者の携帯機器を極力簡素化することと、異常診断を高度にインテリジェント化することを考え、診断や通報指示は固定局側で行わせることにした。

(倫理面への配慮)

本研究は、実験室における理論的検討ならびにデータ伝送システムのハードウェアやソフトウェアの開発が中心であり、ヒトや動物を実験の直接対象とするものではない。研究の最後に、開発した試作システムを用いて脈波テレモニタリングの実験を行ったが、被験者は開発者自身であり、特に倫理的問題のある実験ではなかった。また、研究内容自体にも、何ら倫理面に関する問題はないものと判断された。

C. 研究結果

1. バイタルサイン検出法

これまで、高齢者の日常生活に常時使用可能なバイタルサインセンサーがいくつか提案さ

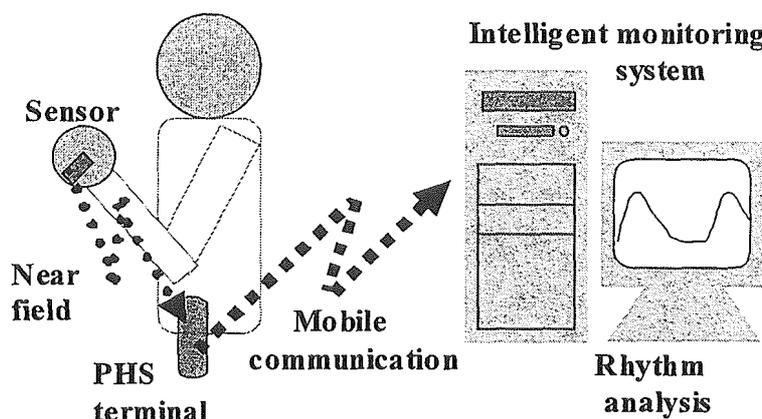


Fig.3 Principle of two-step biotelemetry for vital-sign monitoring.

れてきている¹⁾。それらはそれぞれ有用なもの、体動に影響されない、装着感が少ない、安価な装置で実現できるなどの条件を十分満たすものとはなっていないのが現状である。そこで、これらの諸条件を満たすものとして、指輪型バイタルサインテレメータを考案した。本手法の概略をFig.4に示す。

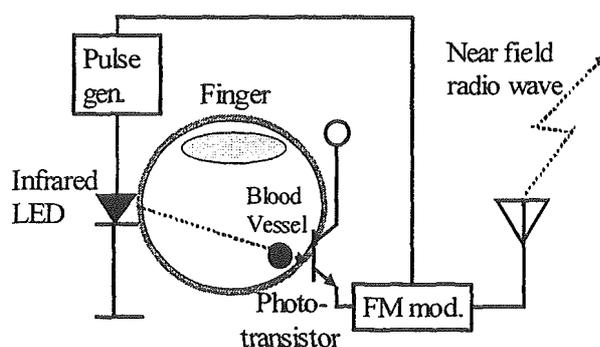


Fig.4 Outline of ring-type pulsewave telemeter.

脈波検出には波長940nmの近赤外光を用いた。この波長は、指の透過性が比較的高く、また主な光ノイズ源である蛍光灯の発光スペクトルから十分に離れている。

本装置では、LED から発せられた光を指の組織を介してフォトトランジスタで受け、受光強度の変化として脈波を検出する。LED とフォトトランジスタは指輪の輪の部分に埋め込まれている。フォトトランジスタには可視光遮断フィルタがつけられており、光ノイズの影響を抑えている。

光電脈波を安定に効率よく検出することは、本手法の有用性を大きく左右する。脈波の検出感度はLEDとフォトダイオードの配置に依存するため、Fig. 5 に示す配置でその依存性を調べた。この図は、左手の指尖方向から手根方向を見た場合の模式図である。LEDとフォトダイオードは、図のように第4指に配置し、それぞれ指の表面に沿って矢印方向に移動させる。 θ および ϕ は、それぞれ手背側の法線および手掌側の法線からの角度を示し、LEDとフォトダイオードは常に指の中心を向いている

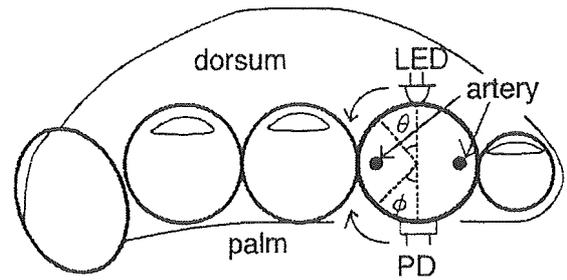


Fig.5 Arrangement of LED and photosensor.

ものとする。

θ および ϕ の変化に伴う脈波強度の測定結果を Fig.6 に示す。図中、縦軸は光電脈波のAC成分の強度である。この結果に見られるように、最も検出強度が高い条件は、 $\theta=50^\circ$ 、 $\phi=90^\circ$ の場合であった。解剖学的に考えると、この配置が、固有掌側指動脈から周囲組織に後方散乱した光を最も有効に検出できるためと考えられる。

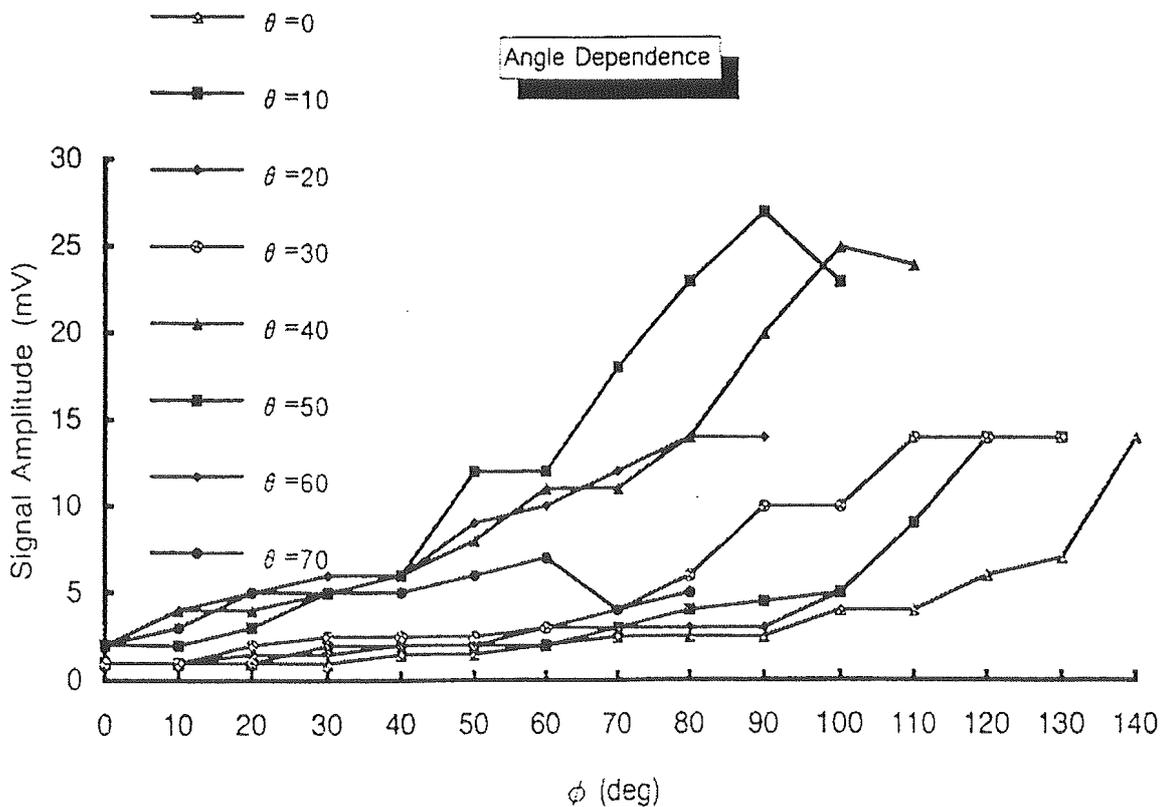


Fig.6 Dependence of received signal on positions of LED and photo-sensor.

2. センサ・送信機の低消費電力化

本システムの送信機は、その目的から小型・軽量化および長寿命化が強く要求される。装置の寸法と重量については電池が大半を占めるため、低消費電力化が重要である。そこで脈波検出のためのLEDをパルス発光させ、さらに高周波電波の送信出力を間欠的に行なうことにより低消費電力化を図った。

LEDの発光時間を減らすためには、デューティ比の小さなパルス発振を必要とするが、これを実現するためにモノマルチバイブレータを用いた発振回路を工夫した。初めに、LEDをパルス発光させた場合のモノマルチ発振回路消費電流の周波数依存性を調べた。その結果、消費電流は発振周波数にほとんど依存しないことがわかった。次に、同じ条件で消費電流のデューティ比依存性を調べた。その結果をFig. 7に示す。

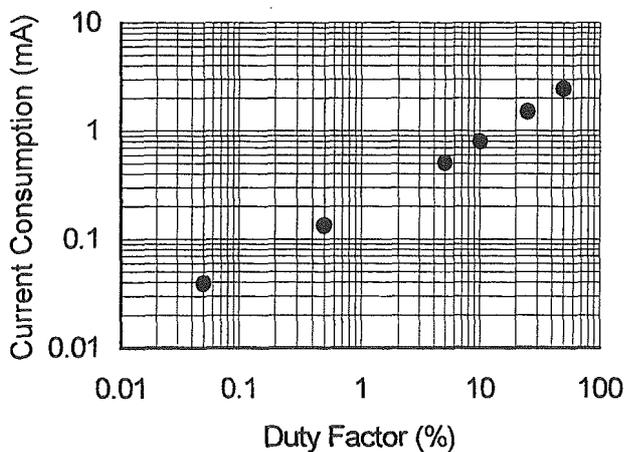


Fig.7 Dependence of current consumption on duty ratio.

消費電流はデューティ比の減少にともない大きく減少することがわかる。例えばデューティ比を50%から0.5%に減少させると消費電流は約1/20に減少する。ここでは後述の条件を考慮し、発光デューティ比は0.18%とした。

発振回路については、モノマルチ発振回路ではなくVCOなど他の回路を使うことも考えられる。しかし他の回路の場合、デューティ比を50%以下にするのが難しいものも多い。またここで用いたモノマルチ発振回路をVCO(TA7555)で発振可能なデューティ比(50%)で駆動し比較しても、消費電流は1/1.7と小さいものであった。

一般に高周波電波の送信には大きな消費電流を要する。脈波を間欠的にサンプリングする以上、サンプリング信号のない期間も含めて電波を送信するのは効率的ではない。そこで、脈波検出用パルスによりFM搬送波を間欠的に発振させ、高周波出力を駆動した。これにより、連続発振時の2.3%にまで消費電流を減らすことができた。

高周波電波の出力段を脈波検出用パルスで駆動する場合、パルス発振周波数が低くなるほどエネルギー消費は低くなる。しかし、異常脈波である頻脈の判断のためには最低限4 Hz程度の信号帯域が必要と考えられる。したがって、本システムの送信機では、モノマルチ発振回路を約8 Hz、デューティ比0.18%でパルス発振させることにした。これにより電波送出時間は230 μ sec.と短くなるが、送信電波の立ち上がり時間はその1/25程度、また信号計測時間はその2/3程度とさらに短いため、実用上の問題はない。送信アンテナはフレキシブルなダイポールアンテナとし、指輪のリング部分に沿って装着した。

このような解析および設計の結果、指輪型センサの消費電力は約0.31mWとなり、コイン型リチウム電池を使用することにより、電池寿命は計算上約2ヶ月、送信機重量7g、伝送距離約8mの性能を得た。試作した指輪型脈波センサの外観をFig. 8に装着状態をFig. 9に示す。

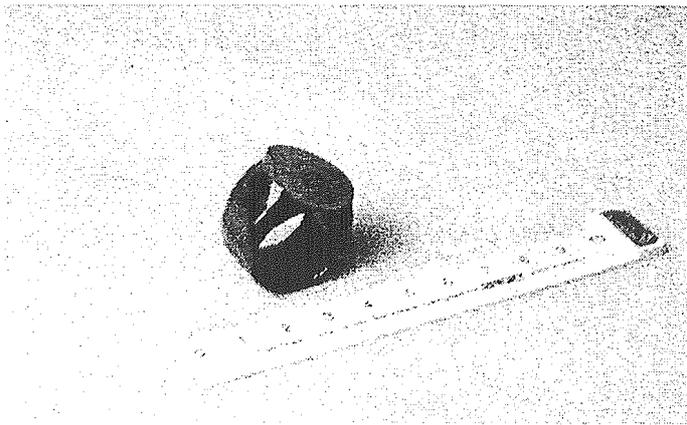


Fig.8 Appearance of ring-type sensor.

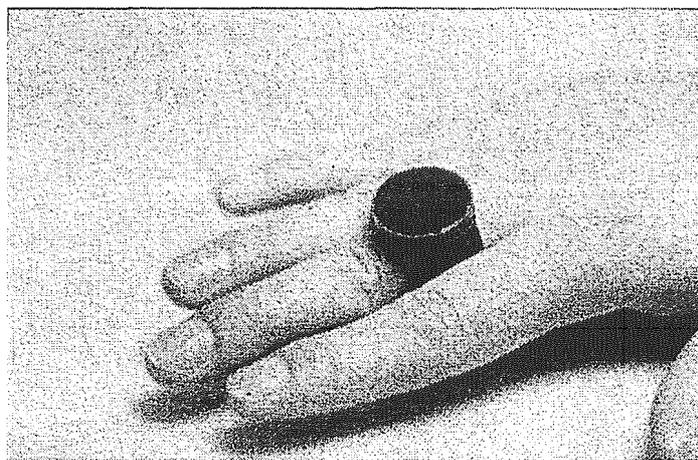


Fig.9 A ring-sensor in wearing position.

3. 広域テレメトリ法

近年の移動体通信技術の進歩は著しく、携帯電話やPHSの広域通信網が全国的に整えられつつある^{6,7)}。これを利用できれば、高齢者の外出にも対処できる広域テレメトリが実現できる。そこで我々は、現在普及の著しいPHSに着目し、これをバイオテレメトリに利用できるようにすることを考えた。PHSは、屋外では移動体通信端末として、屋内では回線使用料の不要な送受信機(コードレスホン)として、両方を同じ端末で使用できる。

上記原理の可能性を調べるため、実験システムを試作した。システムの概略をFig.10に示す。本研究で対象とするバイタルサインは脈波であるが、実験では波形の再現性を考慮して、主に心電図シミュレータからの心電図を利用した。シミュレータからのアナログ心電波形を、PCカード型A/D変換機(KEYENCE, NR-110)を介して、コンピュータ内に取り込んだ。コンピュータが可能なモバイルコンピュータ(東芝, Libretto70)を使用した。コンピュータからの出力は、モデムカード

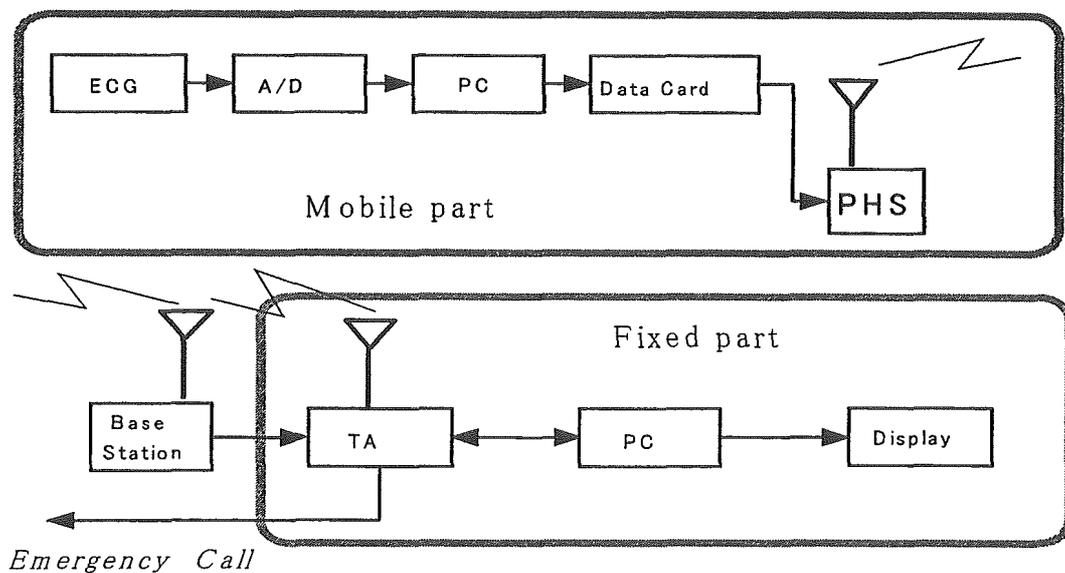


Fig.10 Schematic of experimental system.

(NTT DoCoMo, DC-2P) を介して移動電話回線に接続される。移動局と固定局間の通信には、デジタル通信プロトコルである PIAFS 方式⁹⁾を採用した。通信回線を伝送された信号は、固定局のターミナルアダプタ (NEC, IW60HS DSU, 以下 TA) で受信され、ホストコンピュータに入力される。ホストコンピュータでは、受信信号をリアルタイム処理し、異常を発見次第、緊急モードを発動させるようにした。

信号伝送路は、屋内と屋外の場合に分けられる。屋外の場合、移動局からの信号はまず最寄りの PHS 基地局へ無線伝送される。基地局からは、PHS 接続装置、市内交換機に接続され、デジタル公衆回線網 (ISDN) により固定局の TA に出力される。屋内の場合、移動局からの信号は、直接自宅内の TA に無線伝送される。TA は、屋内での無線通信部と屋外からの ISDN 網接続部の両方を持っており、受信したデータを固定局のホストコンピュータへ出力する。ISDN は、通常 2 回線供給されることから、緊急通報には、もう一方の回線を利用する。これにより、T

A を介して移動局からの信号を受信しながら、同じ TA を介して緊急通報を発することが可能となる。

4. 通信回線瞬断の対策

音声のアナログ通信の場合、回線の瞬断が起こっても、実用上ほとんど問題にならない。これに対し、生体信号のデジタル伝送では、瞬断の影響は無視できず、何らかの対策が必要となる。

本研究では、データ伝送における誤り制御方式の一つである stop and wait ARQ 方式⁹⁾を採用した。この方法は、比較的簡易に高い信頼性が得られる反面、誤りの増加に伴い信号伝送のスループットが急速に悪化するという欠点を有している。しかし、瞬断は通常短時間に限られることから、この欠点は実用上大きな問題とはならないと考えられる。また、送信側、受信側にバッファメモリを設けることにより、瞬断が生じても、受信側では途切れない信号再生が可能となる。

実験システムにこのような瞬断対策を施した場合のテレメトリの結果を Fig. 11 に示す。

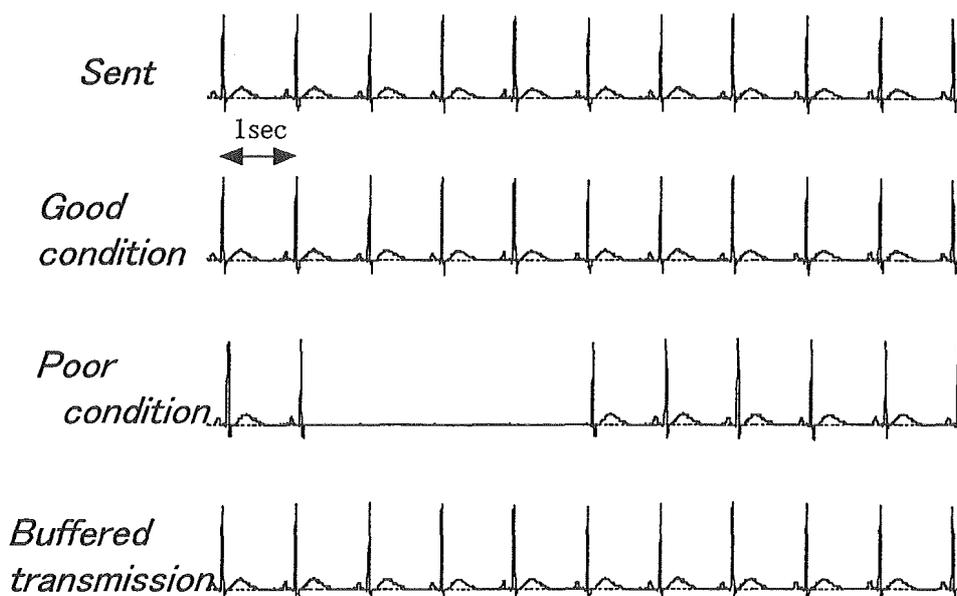


Fig.11 Effectiveness of buffering technique for disconnection of communication link.

回線状況が悪化し数秒にわたる比較的長い瞬断が生じた場合でも、回線状態良好の場合と同様の信号再生が行われることがわかる。

D. 考 察

1. 基礎特性の実験的評価

試作システムの有効性を調べるため、種々の基礎特性評価を行った。これらのうち、代表的なものを示す。

伝送信号品質の評価

二段階テレメトリに基づく本手法では、計測ノイズに加え、変復調の繰り返しによる伝送信号の劣化が予想される。その程度を調べるため、正弦波を基本とする基準信号および実際の脈波信号を伝送し、その信号品質の評価を行った。

固定局コンピュータで再生された脈波信号の一例をFig. 12に示す。拍動周期の解析等には十分な品質の脈波が再生されていることがわかる。

回線切断時の再接続時間

本研究で利用する PHS 回線は、本来音声通信を目的とするものであり、瞬断や短時間の回線断は、通常深刻な問題とはならない。またデータ伝送にしても、回線復帰後の再送で問題ないものがほとんどである。しかし、バイタルサインモニタリングにおいては実時間性の要求が高いことから、回線断線時の再接続時間は大きな問題となり得る。一方、開発したシステムにおいて、屋内外回線の自動切替え機能安定化のためには、一定の待ち時間が必要となる。この他にも、二段階テレメトリ各部における信号処理等で信号伝送の遅れ

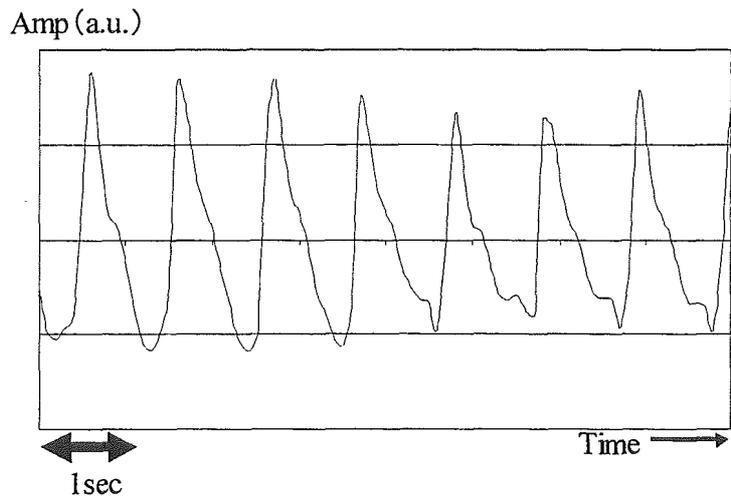


Fig.12 Transmitted pulse shape through total system.

Table1 Time required for connection change and reconnection.

Connection pattern	In→In	In→Out	Out→In	Out→Out
Recovery time (sec)	3.30	9.60	4.80	8.30

が予想される。そこで、被験者が屋内外に移動した際の、トータルシステムの再接続時間を実験的に計測し評価した。

結果をTable 1に示す。これは屋内および屋外での断線時(In→In, Out→Out)および屋内外移動に伴う回線切替時(In→Out, Out→In)の再接続時間を示したものである。前者は5回、後者は20回計測した平均時間である。

どの場合も10秒以内に再接続が完了しており、通常のバイタルサインモニタリングとしては十分な性能と考えられる。

2. システムの動作試験

上記のように、実験室レベルでの基礎特性評価においては、ほぼ良好な動作が確認された。次に実用条件下での動作試験を行った。

実験では、被験者に移動局装置を携帯させ、屋内屋外を歩行させた。歩行経路は、大学校舎から出て大学外の住宅街を歩行し校舎に戻るというものであった。

実験結果を Fig. 13 に示す。これは信号伝送の状態を、バッファリング、正常接続、伝送誤り、回線切断の各状態に分類し、その経時変化を示したものである。屋内から屋外(9分付近)、屋外から屋内(50分付近)への移行時に回線が切れ、すぐに再接続されていることがわかる。また、屋内・屋外共に瞬断現象が見

られるが、実験開始後 18 分付近の場合を除いては、回線断に至っていないことがわかる。また、どの場合にもバッファリング機能が良好に動作していることも見て取れる。受信側の再生信号には、回線断の場合を除き、回線状態悪化の影響は見られなかった。

次に、生体信号に異常が見られた時の本システムの動作を実験的に調べた。実験では、強制的に徐脈を発生させ、受信側の異常検出ならびに緊急通報発生タイミングを調べた。結果を Fig. 14 に示す。システムは、第一の徐

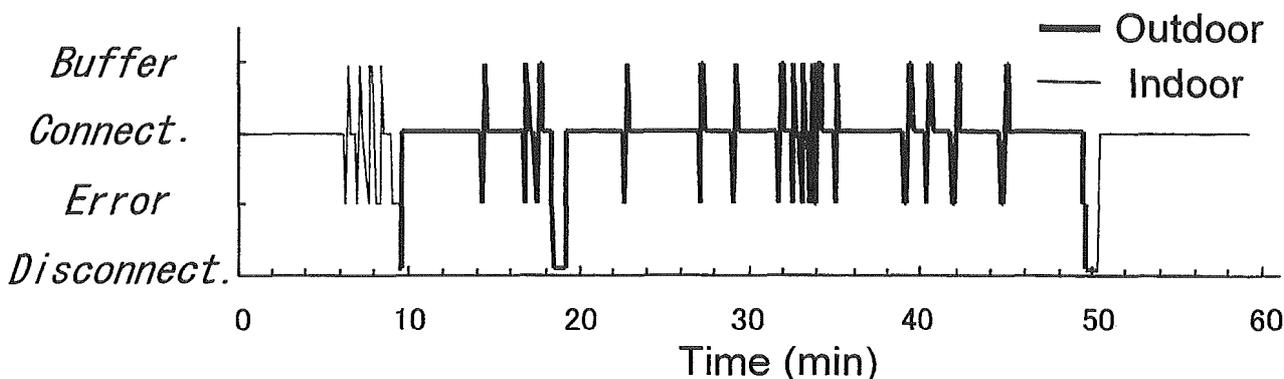


Fig.13 State of channel-connection in indoor-outdoor transition.

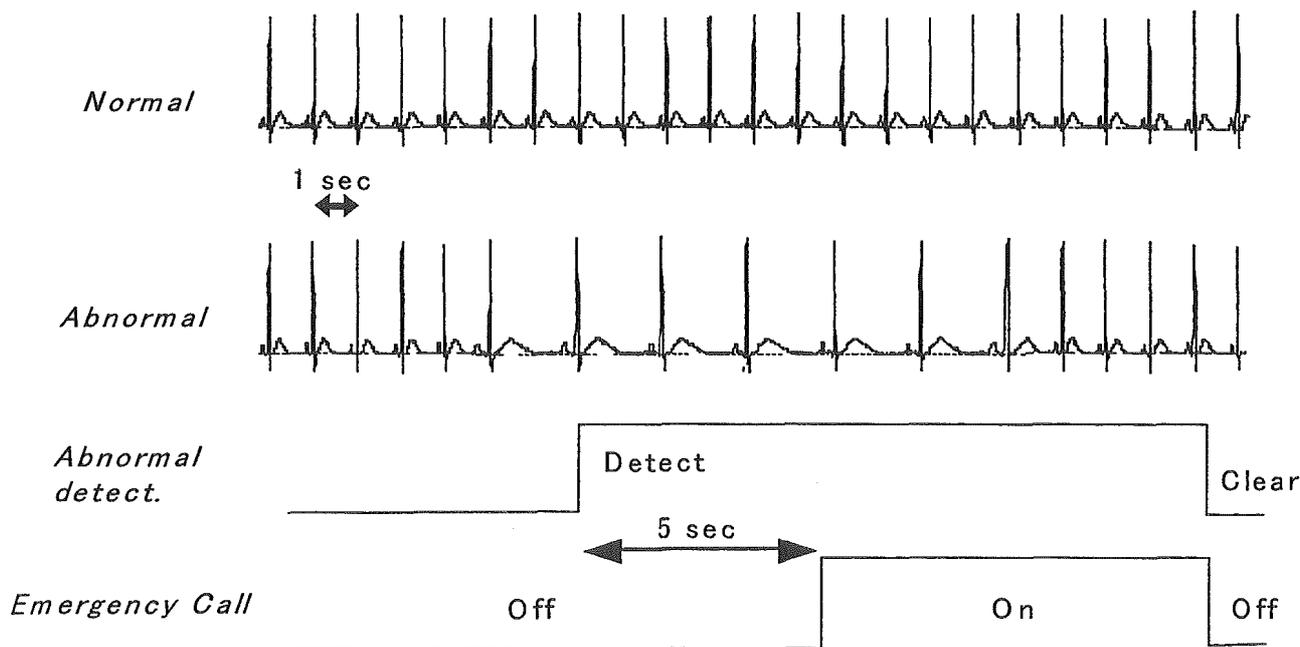


Fig.14 Result of automatic abnormal detection and alarm activation.

脈で異常の可能性を検出し、5 秒間その継続を確認した上で、緊急通報モードに移行した。これらのタイミングや異常検出方法、false alarm の抑制方法などについては、受信側コンピュータ内のソフトウェアを変えることにより柔軟に変更することができる。

これらの結果より、試作した実験システムでも、当初想定した必要に応え、ほぼ実用に耐え得るバイタルサインモニタリングが可能となることが確かめられた。

3. 悪条件下における試験

上記実験をとおり、本システムにより通常考えられる実用条件では問題のない信号伝送が行えることが確かめられた。最後に、実用上想定される種々の悪条件下での動作試験を試みた。実験結果の代表例を以下に示す。

降雪下の信号伝送

PHSで使用する電波の周波数帯は約1.9GHzであり、降雨等による減衰はほぼ問題とはならない。しかし、雪の場合には、帯電した雪片がアンテナ素子周辺を通過する際にノイズの原因となる可能性がある。そこで、降雪時のデータ伝送特性を調べた。晴天時と降雪時の伝送特性の例をFig. 15に示す。これは、送信バッファのデータ蓄積量の経時変化を示したものである。降雪時の場合、晴天時に比べ断線時間が短く蓄積量も少なかったのに対し、回線回復時に蓄積データを解消する時間は2倍近くにも延長しているのがわかる。これは、伝送回線の状態が悪くデータ伝送のスループットが低かったためと考えられる。しかし、解消時間が延長しても、断線時間の半分程度で元の状態に復帰することから、受信バッファにより再生脈波には断線の影響が現れないようにすることができる。

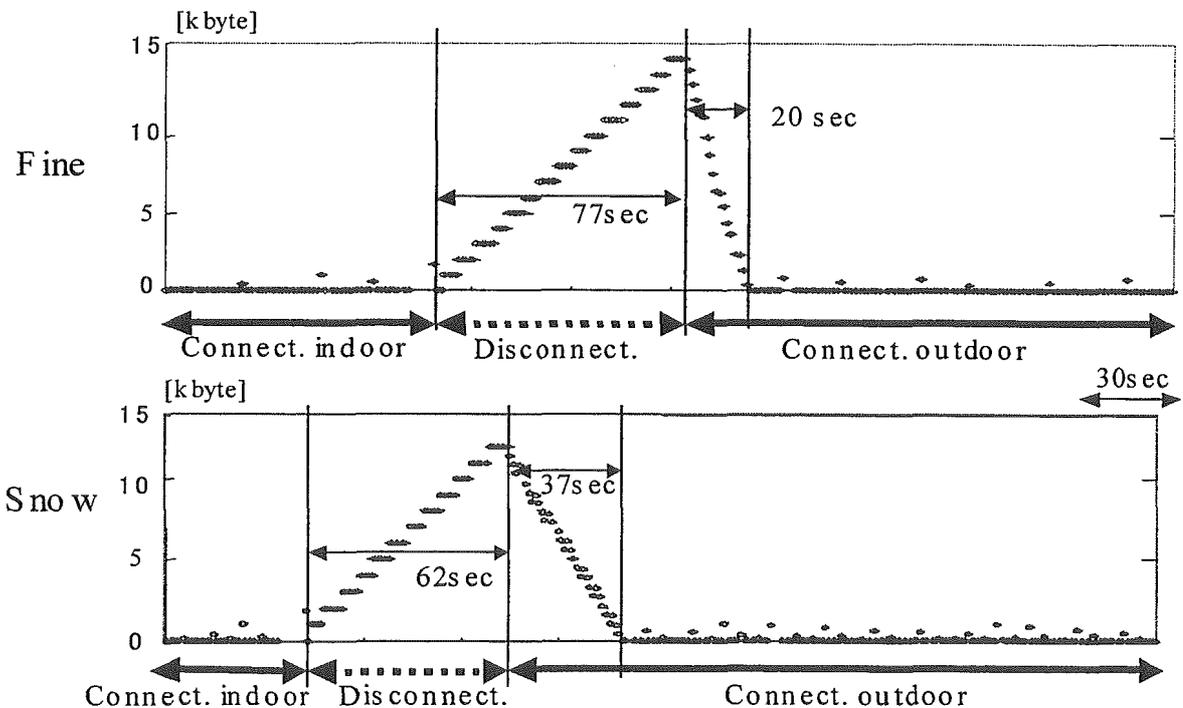


Fig.15 Effect of weather condition on data transmission.

高速移動時の伝送

移動体通信においては、移動体速度の上昇に伴い回線接続が不安定になり回線断の頻度や時間が増加するという問題がある。そこで、歩行速度と乗用車の走行速度での本システムの伝送特性を調べた。

結果をFig. 16に示す。Fig. 15と同様、送信バッファ量の推移を示したものである。歩行時の断線はほとんど瞬断であり、回復時間も短い。これに対し、60km/hの走行中には、回線再接続までに1分近くかかることがある。しかし、回復時間は切断時間の半分程度であり、この場合にも実用上支障はないことが確かめられた。また、このような実験的解析を通し、最低必要なバッファメモリ量は20kbyte程度であることが分かった。これは比較的容易に実現可能なものである。

E. 結論

高齢者の日常生活を妨げることなくそのバイタルサインを常時リアルタイムモニタリングすることをめざし、バイタルサインモニタリングシステムの設計試作を行った。

バイタルサインとして、手指基部で光電脈波を検出し、電波によりPHS端末に近距離無線伝送する。PHS端末は、屋内ではコードレスホンの送信機として、ターミナルアダプタを介しパーソナルコンピュータにバイタルサイン信号を伝送する。屋外では、PHSの公衆回線を利用し、基地局-回線網-ターミナルアダプタを介し、パーソナルコンピュータにバイタルサイン信号を伝送する。これらを実現するハードウェアやソフトウェアを開発し、動作試験を行った。その結果、通常状態では、ほぼリアルタイムの信号伝送を行い得ることが確かめられた。

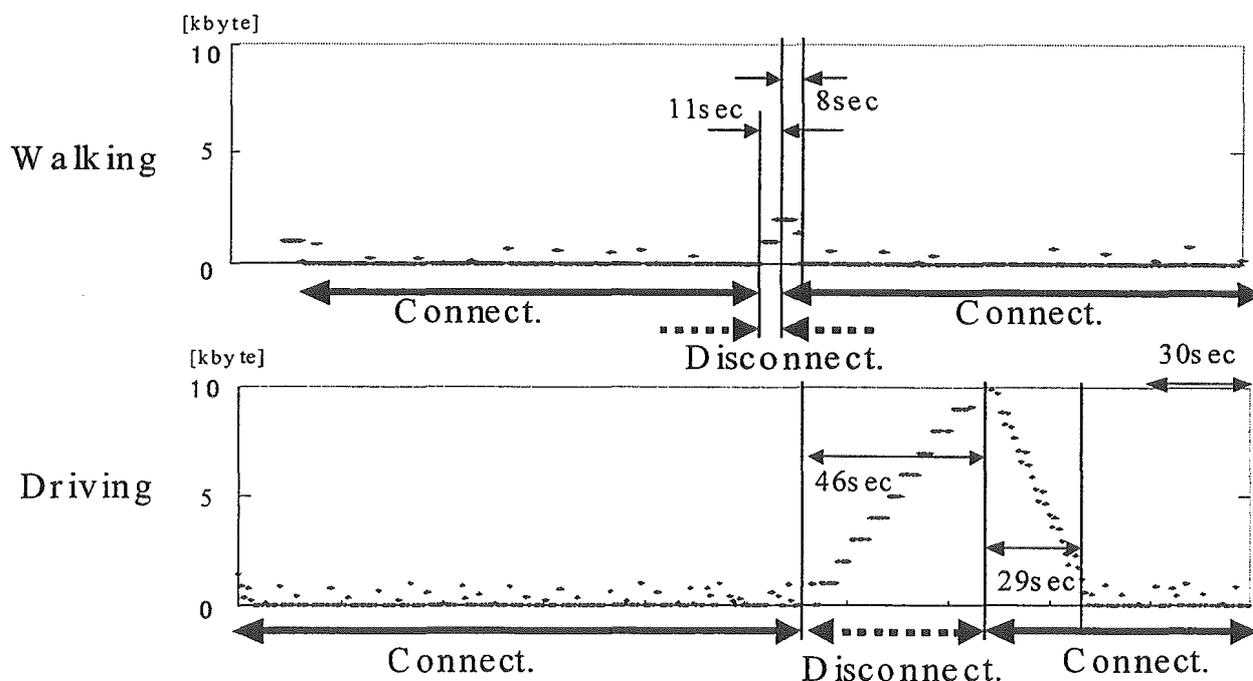


Fig.16 Effect of subject velocity on data transmission.

試作システムの基礎特性を評価した結果、大きな問題と考えられた再接続時間が、10秒以内であることがわかった。また指輪型センサから二種の通信回線を経てパーソナルコンピュータで再生される脈波形は、自動周期解析には十分な品質であることが確かめられた。実用条件下での動作試験および種々の悪条件下での実験をとおし、通常想定される条件下では、ほぼ問題のない動作が可能なが確かめられた。

以上、本研究をとおし、当初目的としたバイタルサインテレモニタリングシステムの考案・開発・基礎試験の目標はほぼ達成されたと考える。今後は、システムの実用性をより高めるため、被験者携帯部分のさらなる小型軽量化、再接続時間の短縮化、バッファリングのための初期遅れ時間の短縮化などを図っていく必要があると考える。

<参考文献>

- 1) K. Ikeda, A. Watanabe and M. Saito : A vital sign sensor for elderly people at home, *Biotelemetry*, 11 : 373-377, 1991.
- 2) 稲田 紘, 若松 秀俊, 山本 博美, 清水 孝一, 鈴木 真, 土肥 健純 : 高齢者に優しい技術, *電子情報通信学会誌*, 80 : 812-821, 1997.
- 3) 清水 孝一, 河村 邦明, 山本 克之 : 徘徊者定位システムの開発, *BME*, 10 : 3-10, 1996.
- 4) 稲田 紘, 堀尾 裕幸 : 在宅医療におけるME技術の応用の現状と課題, *BME*, 7 : 1-7, 1993.
- 5) 松本 博志, 菅原 明彦, 荒井 裕之 : 欧米のHome Health Care Telematic の現状と周辺機器の開発の動向, *BME*, 10 : 11-17, 1996.

- 6) 羽鳥 光俊 : 移動通信の変遷と展望, *電子情報通信学会誌*, 82 : 102-107, 1999.
- 7) 高島 達美 : 移動通信ネットワークの進展, *電子情報通信学会誌*, 82 : 153-160, 1999.
- 8) 後藤 敏, 阪田 史郎 : モバイルコンピューティング教科書, アスキー出版局, 1999.
- 9) 服部昌博 : C言語とデータ通信, 工学図書, 1992.

F. 研究発表

1. 論文発表

- ① 鈴木 崇慎, 清水 孝一, PHSを用いた屋内外共通バイオテレメトリのための基礎的検討, *電子情報通信学会技術研究報告*, MBE98-139 : 99-104, 1999.
- ② Koichi Shimizu, Telemedicine by mobile communication, *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, 18 : 32-44, 1999.
- ③ Koichi Shimizu, Kuniaki Kawamura and Katsuyuki Yamamoto, Location system for dementia wandering, *Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, CD-ROM 4928-92332, 2000.
- ④ Nobuyuki Toya and Koichi Shimizu, Application of spread spectrum technique to IR biotelemetry, *Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, CD-ROM 4906-23080, 2000.
- ⑤ 戸谷 伸之, 清水 孝一, 間接散乱光を用いたスペクトル拡散多重化伝送の基礎特性解析—光バイオテレメトリの多重化をめざして—, *電子情報通信学会論文誌*, J83-B : 780-788, 2000.
- ⑥ 山下 政司, 清水 孝一, 指輪型バイタルサインモニタの試作, *電気学会論文誌*, 120-C : 1130-1134, 2000.