

博士（工学）学位論文

マイクロ波ドップラーレーダを用いた生命信号検知システムの開発と
臨床応用に関する研究

2020年3月

後藤 眞二

目次：

第1章 緒論	1
第2章 生命信号探査用各種レーダに関する基礎研究	4
2.1 基礎となる Maxwell 方程式	4
2.2 瓦礫などでの減衰とレーダ断面積	6
2.3 マイクロ波ドップラーレーダ (MDR) による生存者探査装置について	8
2.3.1 MDR による生存者探査装置の概要及び原理	8
2.3.2 挿入型アンテナと不要波キャンセル回路	11
2.3.3 壁透過検出実験結果	11
2.3.4 関連特許および配備状況	18
2.3.5 MDR による生存者探査装置まとめ	18
2.4 パルスドップラーシステムについて	18
2.4.1 パルスドップラーシステムによる生存者の2次元位置決め技術の検討	18
2.4.2 パルスドップラーシステムによるラボ実験	22
2.4.3 パルスドップラーシステムについて まとめ	27
2.5 FMCW 方式による生存者探査レーダについて	28
2.5.1 FMCW 方式による生存者探査レーダの理論的研究	28
2.5.2 FMCW 方式による生存者探査レーダの理論的研究 まとめ	32
2.6 アレイアンテナパルスシステムについて	32
2.6.1 アレイアンテナを用いた生存者3次元位置決めに関する基礎的検討	33
2.6.2 2次元に展開する複数アンテナによる雑音低減、位置決め基礎的検討	34
2.6.3 使用したパルスレーダ送受信機	37
2.6.4 生存者3次元位置推定法と SNR 改善の理論的検討	41
2.6.5 生存者3次元位置推定法と SNR 改善 ラボ実験	47
2.6.6 アレイアンテナパルスシステムまとめ	50
第3章 MDR の医療応用への実験室における研究	51
3.1 医療用アイソレーションユニットへの応用について	51
3.1.1 医療用アイソレーションユニットに適用する非接触バイタルサインモニタリングシステムに関する研究	51
3.1.2 アイソレーションユニット用非接触バイタルサインモニタリングシステムの構成	52

3. 1. 3	アイソレーションユニット内バイタルサイン計測実験	53
3. 1. 4	アイソレーションユニット内バイタルサイン計測実験結果	53
3. 1. 5	医療用アイソレーションユニットに適用する非接触バイタルサインモニタリングシステムに関する研究 考察とまとめ	57
3. 2	副交感神経賦活化診断への応用について	58
3. 2. 1	MDR を用いた満腹時の副交感神経賦活化診断に関する研究	58
3. 2. 2	副交感神経賦活化診断実験に用いたシステムと方法	59
3. 2. 3	MDR 用いた満腹時の副交感神経賦活化診断に関する研究実験結果と考察	60
3. 3	ストレス診断への応用について	62
3. 3. 1	10GHzMDR による非接触 V(T)/T(I)変動計測を用いたストレスモニタリングの新手法の研究：ストレス音源による V(T)/T(I)変動計測	62
3. 3. 2	ストレス音源による V(T)/T(I)変動計測 方法	62
3. 3. 3	ストレス音源による V(T)/T(I)変動計測 結果	64
3. 3. 4	10GHzMDR による非接触 V(T)/T(I)変動計測を用いたストレスモニタリングの新手法の研究：ストレス音源による V(T)/T(I)変動計測に関する考察	66
第4章 MDR の臨床応用に関する研究 臨床研究による睡眠時無呼吸症候群の検出、アーチファクト除去法の開発		67
4. 1	MDR による睡眠時非接触呼吸計測法と CO ₂ センサとの比較による睡眠時無呼吸検出可能性の検討	67
4. 2	MDR モジュールによる呼吸計測方法	67
4. 2. 1	実験に用いたシステムについて	67
4. 2. 2	MDR モジュールによる呼吸運動の計測原理	68
4. 2. 3	MDR を用いた呼吸計測波形とポリソムノグラフで取得した呼吸波形の比較検討（基礎的検討）	69
4. 2. 4	被験者のベッド上での位置ずれへの対応（基礎的検討）	70
4. 3	MDR による睡眠時非接触呼吸計測法と CO ₂ センサとの比較による睡眠時無呼吸検出可能性検討 臨床研究	73
4. 3. 1	臨床研究の概要と方法、CO ₂ センサとの比較	73
4. 3. 2	実験結果データにおける呼吸運動停止などの代表的な異常イベントの検出例	74
4. 4	CO ₂ センサとの比較 臨床研究の結果	77
4. 5	MDR による睡眠時非接触呼吸計測法と CO ₂ センサとの比較による睡眠時無呼吸検出可能性検討 考察	77

4. 6	SASスクリーニングのためのSpO ₂ とMDRとの同時計測による比較に関する研究	79
4. 7	SpO ₂ 計測との同時計測による比較に関する研究の方法	79
4. 7. 1	臨床研究の対象	79
4. 7. 2	使用したシステム	80
4. 8	SpO ₂ 計測との同時計測による比較に関する臨床研究 結果	80
4. 8. 1	SpO ₂ 計測器とレーダによる計測波形	80
4. 8. 2	イベント拾い上げの比較	83
4. 9	SASスクリーニングのためのSpO ₂ とMDRとの同時計測による比較に関する研究 考察	87
4. 10	SASスクリーニングに関するMDRとポリソムノグラフとの比較による研究	88
4. 11	ポリソムノグラフとの比較による研究 方法	
4. 11. 1	体位変換がレーダ計測に与える影響の検討(予備的検討)	88
4. 11. 2	レーダとPSG、SpO ₂ の比較のための臨床研究の方法	90
4. 11. 3	イベントの検出基準について	91
4. 11. 4	レーダイベント、PSGイベント、SpO ₂ イベントの一致判定法および感度計算の方法	91
4. 12	基礎検討結果とPSGとの比較 臨床研究結果	
4. 12. 1	基礎検討の結果	92
4. 12. 2	PSGとの比較 臨床研究の結果	94
4. 13	SASスクリーニングに関するMDRとPSGとの比較 考察	96
4. 14	SASスクリーニングに関するMDRとPSGとの比較 結論	98
4. 15	臨床研究データを用いた呼吸低下スレッショルド自動最適化(アーチファクト除去)とReceiver Operating Characteristic(ROC)解析を用いた評価に関する研究	99
4. 16	アーチファクト除去に関する研究方法	
4. 16. 1	システム設定	100
4. 16. 2	呼吸異常検出閾値の最適化	101
4. 16. 3	臨床研究とK値の最適化	103
4. 17	臨床研究とK値最適化 結果	104
4. 18	臨床研究データを用いた呼吸低下スレッショルド自動最適化(アーチファクト除去)とROC解析を用いた評価に関する研究 考察	106
4. 19	臨床研究データを用いた呼吸低下スレッショルド自動最適化(アーチファクト除去)とROC解析を用いた評価に関する研究 結論	107
第5章 結論		109
謝辞		111
参考文献		112

図一覽	118
表一覽	122
関連特許一覽、公的助成一覽	123

第1章 緒論

マイクロ波ドップラーレーダ（Microwave Doppler Radar : MDR）を用いて人の呼吸や心拍を計測する研究の発端は、1995年1月17日午前5時46分に発生した阪神・淡路大震災であった。6,434人も震災による犠牲者は社会に衝撃を与えた。犠牲者の大半およそ80%が家屋の倒壊による圧死、または窒息死と言われている。特に神戸市内においては家屋倒壊による犠牲者はおよそ2,400人であったが、そのうち2,221人は地震発生から14分以内に死亡したと検案されている。しかしながら、当日正午までの死亡者は63人、当日午後12時までの死亡者は12人、翌日以降の死亡者が10人、死亡時期不明が110人とされており[1]、かなりの数の被災者が救助を待ちながら亡くなったものと考えられる。当時、瓦礫内にいる肉親を捜してくれるよう叫ぶ人、ここには知り合いがいたはずと近所の人々がほとんど素手で捜索する様子などが報道された。

この時点では、このような大規模災害現場で効率的に被災者を探索する手法がほとんど開発されておらず、わずかに育成されていた救助犬の活躍が大きく報じられた。よく知られているように、阪神・淡路大震災においては3頭の日本で訓練された災害救助犬が投入され探索の実績をあげた。また、一般的にその嗅覚による探策能力は極めて高く、訓練によって生死の判断もできるという優れた性能がある。しかしながら、嗅覚の「慣れ」や疲労による集中力の低下を防ぐため20~30分稼働後交代、合計稼働時間数時間/日といった制約があり、かつ救助犬の訓練、飼育に時間と手間がかかり、一気に多くの救助犬を災害現場に投入するという運用は不可能であった。これ以後、災害救助犬の育成はもちろんのこと、生存者探索機器の開発または既存の探索機器の応用研究が行われることとなった。

開発を検討された機器は、電波式、音波・振動式、ガス検知式、画像検知式などの生存者探査装置類であった。これら探査装置のうちマイクロ波を用いた電波式生存者探査装置、特にアンテナを瓦礫内に挿入可能とした機器を考案し、開発に携わった。

電波式生存者探査装置は、倒壊した家屋や瓦礫など生存者が存在する可能性のある領域に電磁波を送信し、その反射波の解析から生存者の呼吸、体の動き、呼びかけに対する応答を検出する。使用される電磁波は単一周波数連続波、無変調パルス波、連続波を切り出したパルス波、連続的に周波数変調を施した連続波などである。電波式生存者探査装置においては次章以降でみるように、瓦礫や倒壊家屋表面での強い反射に対する処理、倒壊家屋中や瓦礫中での電磁波の大きな減衰、被災者からの微細な反射信号に対して大きな外乱となる周辺作業や救助者からの信号の除去などが課題である。

これら課題に対して、

- Lバンドの準マイクロ波帯単一周波数連続波を使用して位相干渉法により被災者の微小な

呼吸を検出すること。

- ・電波法に準拠し合法的に使用できる帯域の電波を使用すること。
- ・挿入型アンテナを備えたシステムを開発すること。
- ・不要波キャンセル回路を設けること。

の対応を考案し、荒井（当時電気通信大学教授）らと共同でレスキュー隊が使用可能な実用機を開発した [2]。

この実用機の詳細は次章に記述するが、この研究開発を契機に、先述の各種電波を用いた生存者探査装置の基礎研究にも携わることとなった。これらの詳細は第2章の各節のテーマである。はじめに連続波をパルス状に切り出して距離分解能を持たせ2次元的に生存者位置を特定できるもののプロトタイプ機を開発した。パルスドップラーシステムと呼ばれるこのシステムでは、送信波パワーのわずかな部分しか探査に使用されておらず感度不足を感じ、さらに連続波を連続変調した FMCW（Frequency Modulated Continuous Wave）レーダについての基礎的研究を行った。

パルスドップラーシステムも FMCW システムも電波法上は準拠困難で実用性に疑問はあるが災害時という特殊な環境での使用が許可されることも想定しての研究であった。一方、地中レーダという概念があり、地中方向に電波を放射する場合は空中への漏洩電波が電波法でいう微弱局以下であれば、どのような型式の電波であろうと地中レーダに使用することができる。この領域ではパルス、短チャープ、FMCW などの電波が使用されており、実販売もされている。そこで、パルスレーダを用いた地面方向にのみ電波を放射するアレイアンテナシステムを開発し、3次元での生存者探査、位置表示に関する研究を行い、プロトタイプ化、実験室での検証を行った。特にアレイアンテナを用いた場合の S/N 比改善効果についても検討し、試算を行い、実験結果とあわせて記述した。

第3章では、第2章の研究を基礎に医療分野への応用研究を行った。被災者探索用の機器は瓦礫の中、多種多様の障害物内や障害物の先の人の呼吸を検出しようというもので、レーダシステムは大掛かり、重く、高価なものであった。医療応用の分野では瓦礫中のような極限的な環境の想定は不要で、ベッドマット、アイソレーター、毛布、布団などを透過して計測すればよい。そのため、アンテナシステムの簡易化、送受一体型小型 MDR モジュールの採用が可能であった。実際の医療現場で容易に使用できるスタンドアローン式の機器を想定して研究開発が行われた。そして、それらの方向は近年のバスの運転時の注意力低下による事故、日中の意識レベル低下をもたらす睡眠時無呼吸症候群のチェックなどの需要に合致するものと認識された。従来は心電計などを装着しなければならなかった心拍変動指標や呼吸数などが非接触手段である MDR によって計測可能であることがこれらの研究のなかで示された。レーダ計測による LF/HF 比によって副交感神経系の亢進が推定できること、レー

ダ計測による $V(T)/T(I)$ 比によってストレス状態が推定できることも第3章の研究によってあきらかとなった。

第4章ではさらに進んでこのレーダ計測を、様々な疾患のうち、特に睡眠時無呼吸症候群 (SAS) スクリーニングに応用するべく、臨床研究を行った。最初に福山中央病院における二酸化炭素モニターと MDR による呼吸計測について比較研究した。二酸化炭素濃度が呼吸運動低下のために低下するというイベントとレーダ計測によって呼吸が低下しているという事実が観測された。続いて関東中央病院での経皮膚的動脈血酸素飽和度測定器 (SpO₂ 測定器 : SpO₂) と同時の MDR 計測による睡眠時呼吸障害検出に関して研究をつづけた。さらに、東名厚木病院での一時入院によるポリソムノグラフ (PSG) 診断と MDR の同時計測による検出結果を比較する研究を行い、その結果を検討した。体動によるアーチファクトの影響があり、specificity の低さが問題となった。本研究のまとめの研究はこの specificity の低さを克服するためのアーチファクト除去の研究となった。その方法として無呼吸・低呼吸の判定基準を総睡眠時間における呼吸振幅の平均から決定する方法を考案し、臨床データに適用した。この手法の有効性を判定するため、Receiver Operating Characteristics (ROC) 解析を用いて評価した。これらの臨床研究によって、レーダ計測の大きな課題である、体動というアーチファクトの回避、低減が可能になったと考えている。

第5章は全体の結論を記述している。

第2章 生命信号探査用各種レーダに関する基礎研究

2.1 基礎となる Maxwell 方程式

電波の挙動は Maxwell 方程式によって記述される。以下空間中の Maxwell 方程式の解について記述する。第2章第1節では、電流の j と区別するため虚数単位は i とする。(第6節では虚数単位を j としている。)

$$\nabla \cdot E = \frac{\rho}{\epsilon_0} \quad (2-1)$$

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (2-2)$$

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (2-3)$$

$$c^2 \nabla \times B = \frac{j}{\epsilon_0} + \frac{\partial E}{\partial t} \quad (2-4)$$

ϵ_0 は真空の誘電率 (F/m)、 c は真空中の光速 (m/s)。 ρ は電荷密度 (C/m^3)、 j は電流密度 (A/m^2)。ここでスカラーポテンシャル ϕ とベクトルポテンシャル A (ベクトルである) を次のように規定し導入する。

$$E = -\nabla \phi - \frac{\partial A}{\partial t} \quad (2-5)$$

$$B = \nabla \times A \quad (2-6)$$

上記 ϕ と A を用い、かつローレンツゲージ式 (2-7) を採用する。

$$\nabla \cdot A = -\frac{1}{c^2} \frac{\partial \rho}{\partial t} \quad (2-7)$$

これらから、以下のポテンシャルに関する2式を得る。

$$\nabla^2 A - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 A}{\partial t^2} = -\frac{j}{\epsilon_0 c^2} \quad (2-8)$$

$$\nabla^2 \phi - \frac{1}{c^2} \frac{\partial^2 \phi}{\partial t^2} = -\frac{\rho}{\epsilon_0} \quad (2-9)$$

これらの方程式はベクトル A の成分である、 A_x, A_y, A_z の3個の関数およびスカラー関数である ϕ に関する同じ形の4つの方程式に帰着する。その方程式は良く知られた3次元波動方程式であって、波動関数の線形和がその解である。

周知のごとく、これら A および ϕ はつぎのように求められる。

$$A(r_1, t) = \int \frac{j(r_0, t - \frac{r_{0 \rightarrow 1}}{c})}{4\pi\epsilon_0 c^2 r_{0 \rightarrow 1}} dV_0 \quad (2-10)$$

$$\phi(r_1, t) = \int \frac{\rho(r_0, t - \frac{r_{0 \rightarrow 1}}{c})}{4\pi\epsilon_0 r_{0 \rightarrow 1}} dV_0 \quad (2-11)$$

積分によって計算された A および ϕ を式 (2-5)、式 (2-6) に代入すれば E 場, B 場が計算される。

なお r_0 は原点、 r_1 は観測点を表す。 $r_{0 \rightarrow 1}$ は原点から観測点までの距離。 V_0 は原点付近で電流の存在する小さい閉空間。

生存者探査においてはアンテナ前方せいぜい 10m 程度の距離が問題であり、使用するアンテナサイズは直径 8cm 程度と十分に小さいので、微小な双極子がなす場を想定するのが妥当であろうと考えられる。いま原点に波長より十分短い長さ ℓ の電線があり、電流 j が流れている。 j は時間とともに $j e^{i\omega t}$ のように振動するとする。いま簡略化のため $j=1$ とし電流を $e^{i\omega t}$ とする。

この場合の A を求める。波長に対して十分に ℓ が短いとしたので電流は長さ ℓ の電線上いたるところで同一時間において均一となっていると近似し、電流の方向は z 軸上方に向かっているとする。 e_k は z 軸の単位ベクトル。ベクトルポテンシャルは z 方向しか存在しない。

$$A(r_1, t) = \frac{e^{i\omega(t - \frac{r_1}{c})}}{4\pi\epsilon_0 c^2 r_1} e_k \quad (2-12)$$

$$r_1 = \sqrt{x_1^2 + y_1^2 + z_1^2} \quad (2-13)$$

式 (2-12) から式 (2-6) を使って B が計算できる。 A_x, A_y, A_z のうち 0 でないのは A_z

のみであるから、 $\nabla \times A$ の要素のうち 0 でないものは $B_x = \frac{\partial A_z}{\partial y}$ と $B_y = -\frac{\partial A_z}{\partial x}$ のみである。ま

ず B_x からみると結果は次式となる。

$$B_x = \frac{\partial A_z}{\partial y} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0 c^2} \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{e^{i\omega(t - \frac{r}{c})}}{r} \right) = \frac{e^{i\omega(t - \frac{r}{c})}}{4\pi\epsilon_0 c^2} \left(-\frac{1}{r^2} - \frac{i\omega}{cr} \right) \frac{y}{r} \quad (2-14)$$

B_y も同様に

$$B_y = -\frac{\partial A_z}{\partial x} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0 c^2} \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{e^{i\omega(t - \frac{r}{c})}}{r} \right) = \frac{e^{i\omega(t - \frac{r}{c})}}{4\pi\epsilon_0 c^2} \left(\frac{1}{r^2} + \frac{i\omega}{cr} \right) \frac{x}{r} \quad (2-15)$$

$\frac{y}{r}$ および $\frac{x}{r}$ の比は r が変化しても一定であるから、 B 場には r^2 に反比例して減衰する項と r に反比例して減衰する項があることが分かる。また、 z 面において同心円状の等高線をなしている。 E 場は式 (2-7) を用いて $\nabla \cdot A$ から $\frac{\partial \phi}{\partial t}$ を計算し、 t で積分し、 $\frac{\partial A}{\partial t}$ を計算し式

(2-5) を用いればよい。まず $\frac{\partial \phi}{\partial t}$ を求めるために $\nabla \cdot A$ を計算する。 $-c^2 \nabla \cdot A$ が $\frac{\partial \phi}{\partial t}$ で

ある。 A には z 成分しかないので次式が $\frac{\partial \phi}{\partial t}$ を表す。

$$-c^2 \nabla \cdot A = \frac{\partial A_z}{\partial z} = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{e^{i\omega(t-\frac{r}{c})}}{r} \right) = \frac{e^{i\omega(t-\frac{r}{c})}}{4\pi\epsilon_0} \left(-\frac{1}{r^2} - \frac{i\omega}{cr} \right) \frac{z}{r} \quad (2-16)$$

右辺を t で積分すると時間の項は $e^{i\omega t}$ にのみ含まれている。よって式 (2-16) の両辺を単純に $i\omega$ で割れば ϕ が求められる。その結果を示せば、

$$\phi = \frac{e^{i\omega(t-\frac{r}{c})}}{4\pi\epsilon_0} \left(-\frac{1}{i\omega r^2} - \frac{1}{cr} \right) \frac{z}{r} \quad (2-17)$$

$\frac{\partial A}{\partial t}$ も z 成分しかなく時間微分の被積分関数は $e^{i\omega t}$ のみであるから式 (2-12) に $i\omega$ を掛ければよい。結果を示すと

$$\frac{\partial A_z}{\partial t} = \frac{i\omega e^{i\omega(t-\frac{r}{c})}}{4\pi\epsilon_0 c^2} \quad (2-18)$$

次に式 (2-17) の $\text{grad } \phi$ を計算すれば双極子場が計算できる。

2. 2 瓦礫などでの減衰とレーダ断面積

ここまで光速についてはすべて自由空間での値を用いた。瓦礫などの中では空間があり、さまざまな媒質があるので等方性や等質性を仮定することはできないばかりか、災害現場は千差万別であり、そのため、厳密に個々の瓦礫場などの誘電率や透磁率を想定することはできない。しかしながらコンクリート壁の先に被災者が閉じ込められた場合の救助のため、コンクリート壁をどの程度透過するかを検討することは重要である。

竹野らの研究[3]では 2.45GHz 帯域を使用した場合 1cm あたり 20% から 25% 減衰するとしており、吉野らの研究[4]では 1GHz 帯域で 15cm 厚さの軽量鉄筋コンクリートで 13dB の減

衰があるとしている。0.8¹⁵を計算して dB に換算すると-14.5dB となるので、これらの研究はほぼ一致しており、おおむね 1cm あたり 1dB の透過減衰が発生すると考えてよい。また、これらの減衰は片道の減衰であり、壁の向こう側での検知では往復でその倍の減衰があることに留意する。簡素化と計算の容易化のため、球面波を仮定したレーダによる探知可能距離と人体のレーダ断面積の見積もりをしておく必要がある。呼吸によって動く範囲は 0.1m×0.1m が最大であると考えられ、さらにレーダ電波は必ず垂直に入射するとは限らずレーダの中心軸からの傾き θ に対して $\cos \theta$ で反射量が変わると想定する。人体の背面であっても十分検知が可能であることが実験によって確かめられている（第3章）ので、結局 θ は $\pm \frac{\pi}{2}$ の範囲のいずれかの値をとる。この平均を実効値平均と考えて 0.71 とする。レーダ断面積にこの平均を掛け合わせて実効断面積とする。

レーダ断面積 σ は

$$\sigma_0 = \frac{4\pi S^2}{\lambda^2} \times 0.71 \quad (2-19)$$

周波数は 1215MHz とし、 $\lambda=0.247\text{m}$ 、 S は 0.01m^2 とすると、レーダ断面積は 0.014m^2 と計算される。よく知られたレーダ方程式は次式である。

$$P_r = \frac{P_t G^2 \lambda^2 \sigma_0}{(4\pi)^3 R^4} \quad (2-20)$$

P_t は 40mW、距離 5m、アンテナのゲインは 5 とする。その条件での受信電力は $6.88 \times 10^{-10}[\text{W}]$ であり、dBm 換算で、-61.6dBm である。この受信電力は自由空間での減衰を前提としている。このほかにたとえば 20cm コンクリート壁の透過を考えると前述のようにさらに 40dB の減衰が加わるので、受信電力は-100dBm 以下となる。この状態で呼吸を検出できる性能が電波式探査装置には求められる。また、前述[2]の探査装置がこの性能を十分満たしていることを第2章3節3項に示す。

2. 3 マイクロ波ドップラーレーダ (MDR) による生存者探査装置について

2. 3. 1 MDRによる生存者探査装置の概要および原理

電波法で災害時の生存者探査用として規定された唯一の周波数である1215.1MHzの単一周波数ドップラーレーダを荒井らと共同で研究し開発した。(商標名 Life Detector) 以下にその概要と原理を示す。

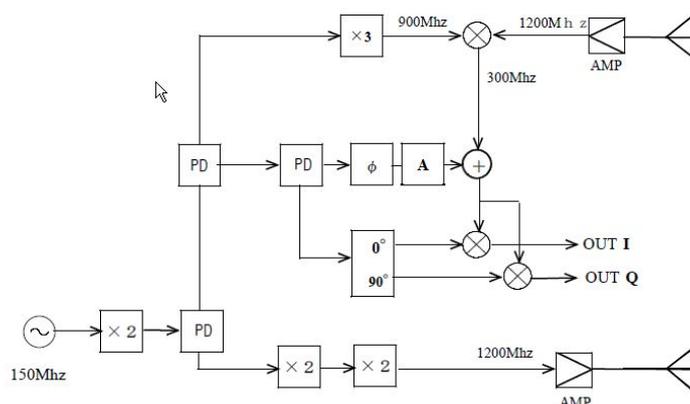


図2. 1 ライフディテクターブロック図



図2. 2 ライフディテクターの写真

図2.1に電波式生存者探査装置のブロック図を示し図2.2に実機の写真を示す。感度を上げるためにヘテロダイン式直交検波を行っている。源発振器は高精度で安定化したXCOが最適である。不必要な位相ノイズを発生させないため、LO周波数もRF周波数も源発振器から逡倍して発生させる。検波回路の飽和を防ぐため「不要波キャンセル回路」が設けられている。これは瓦礫などの対象エリアからの反射波のうち静止物からの反射波の総和を送信波の位相と振幅を調整することによってキャンセルするものである。この回路によって、不要波をキャンセルするため、検波段に入力する電力量を激減させることができ、静止物体以外からの変動する反射波の増幅率を高めることができる。

ここで検出原理を示す。送信波を $e_t = a_t \cos \omega_0 t$ とすると受信される信号は $e_r = a_r \cos \omega_0(t - \tau)$ で表すことができる。各変数は下記とする。

a_t, a_r	: 定数		
ω_0	: 角周波数(rad)	$\omega_0 = 2\pi f_0$	f_0 は1215.1Mhz
t	: 時間(sec)		
τ	: 物標までの往復に電波が要する時間(sec)	$\tau = \frac{2R}{v}$	(2-21)
R	: 物標までの片道距離 (m)		
v	: 電波の速度(m/sec)		

受信信号をヘテロダイン検波のためダウンコンバートしており、得られた IF 信号は次のようになる。 ω は IF 角周波数であり、 $\omega = 2\pi \times 303 \times 10^6$ である。

$$e_d = a_d \cos \omega(t - \tau) \quad : e_d \quad \text{IF信号} \quad a_d \quad \text{その振幅} \quad (2-22)$$

この信号に検波用 Local 信号 303MHz、したがって角周波数 ω の信号を掛け合わせる。

その際位相が 90 度ずれた 2 種類の信号を用いる。一方はコサイン信号で e_c とする。他方はサイン信号で e_s とする。振幅は正規化する。

$$e_d e_c = a_d \cos \omega(t - \tau) \cos \omega t = \frac{1}{2} a_d \{ \cos \omega(2t - \tau) + \cos \omega \tau \} \quad (2-23)$$

$$e_d e_s = a_d \cos \omega(t - \tau) \sin \omega t = \frac{1}{2} a_d \{ \sin \omega(2t - \tau) + \sin \omega \tau \}$$

式 (2-23) をみるとどちらの最右辺第一項も IF 周波数の 2 倍になっている。そこでこの信号を IF 信号程度をカットオフ周波数とする LPF に通すと第一項が消えて第二項のみが残る。

$$LPF\left[\frac{1}{2} a_d \{ \cos \omega(2t - \tau) + \cos \omega \tau \}\right] \approx \frac{1}{2} a_d \cos \omega \tau \quad (2-24)$$

$$LPF\left[\frac{1}{2} a_d \{ \sin \omega(2t - \tau) + \sin \omega \tau \}\right] \approx \frac{1}{2} a_d \sin \omega \tau$$

しかしながら実際の探査においては物標以外の多くの物体からの反射波も受信される。このシステムの目的は生存者からの反射波を抽出しそのなかの呼吸による変位を検出することであるが、このままでは多くの物体からの反射波に物標 (本論文における生存者) からの反射波が埋もれてしまう。検波出力の増幅において他の物体からの反射波出力の影響が大きいため、増幅器が瞬時に飽和する。また、その他の物体からの反射波は想定している使用場

所である倒壊家屋の中では、生存者からの反射波のような位相の変化がない。それらの和は周波数が同一かつさまざまな位相の電波を含んでいるがこれらは次のようにまとめることができる。

$$\begin{aligned}
 \text{物体 1} \quad a_1 e_1 &= a_1 \cos(\omega t - \theta_1) = \cos \omega t \cdot a_1 \cos \theta_1 + \sin \omega t \cdot a_1 \sin \theta_1 \\
 \text{物体 2} \quad a_2 e_2 &= a_2 \cos(\omega t - \theta_2) = \cos \omega t \cdot a_2 \cos \theta_2 + \sin \omega t \cdot a_2 \sin \theta_2 \\
 \text{物体 3} \quad a_3 e_3 &= a_3 \cos(\omega t - \theta_3) = \cos \omega t \cdot a_3 \cos \theta_3 + \sin \omega t \cdot a_3 \sin \theta_3 \\
 &\quad \cdot \\
 &\quad \cdot \\
 \text{物体 n} \quad a_n e_n &= a_n \cos(\omega t - \theta_n) = \cos \omega t \cdot a_n \cos \theta_n + \sin \omega t \cdot a_n \sin \theta_n
 \end{aligned}$$

全ての物体についての受信波加算結果 $= \cos \omega t \cdot \sum_1^n a_n \cdot \cos \theta_n + \sin \omega t \cdot \sum_1^n a_n \cdot \sin \theta_n$

それぞれ総和を A, B と置く。A, B は定数である。

$$\text{総和} = A \cos \omega t + B \sin \omega t = \sqrt{A^2 + B^2} \left(\frac{A}{\sqrt{A^2 + B^2}} \cos \omega t + \frac{B}{\sqrt{A^2 + B^2}} \sin \omega t \right)$$

ここで $\frac{A}{\sqrt{A^2 + B^2}} = \cos \theta$, $\frac{B}{\sqrt{A^2 + B^2}} = \sin \theta$ と置くと

$$\text{総和} = \sqrt{A^2 + B^2} (\cos \omega t \cdot \cos \theta + \sin \omega t \cdot \sin \theta) = \sqrt{A^2 + B^2} \cdot \cos(\omega t - \theta) \quad (2-25)$$

式(2-25)は静止した多くの反射体からの反射波をひとまとめにしたものであるから、Local 信号である $\cos \omega t$ の振幅を減衰器によって変え、移相器によって位相をずらしてちょうど逆位相同振幅になるようにして式(2-24)の信号に加算すると不要物体からの大きな反射波による出力を除くことができる。これが不要波キャンセル回路の原理である。なお、このキャンセルはその環境ごとに行う必要がある。

また、生存者からの信号はキャンセルされた反射波と違い、時間的に常に動くため瞬時的にキャンセルされても直後に再発生する。検波後の信号全体の電力が小さく絞られるため爾後大きな増幅率を適用することができる。

こうして生存者の動きによって変位する信号のみが取り出された。その信号は $\cos \omega t$ という形をもっている。そこで検討すると、次のように分解できる。

$$\omega \tau = \omega \cdot \frac{2(R_0 + r)}{v} = \frac{2\omega R_0}{v} + \frac{2\omega r}{v} \quad (2-26)$$

R_0 は変位の平均位置で定数である。 r は呼吸によるわずかな変位量を表す。

そこで式(2-26)の右辺第一項を改めて ω_0 とおき直し、第二項を mr とおき直す。ここで

$m = \frac{2\omega}{v}$ である。それを式(2-24)右辺に適用すると次のような計算から生存者の呼吸にともなう変位が検出できる。

$$\text{検波後出力} = \frac{1}{2} a_d \cos \omega \tau = \frac{1}{2} a_d \cos(\omega_0 + mr) \approx \frac{1}{2} a_d \{\cos \omega_0 - mr \cdot \sin \omega_0\} \quad (2-27)$$

式(2-27)をHPFに通せば式(2-27)最右辺の第一項はDC成分なので消去することができ、結局、最終検波出力 $= -(a_r m \frac{1}{2} \sin \omega_0) \cdot r$ であり、変位 r に比例して出力されることが分かる。なお、 r 以外はすべて定数である。なお、 a_r はHPF後の信号振幅である。

2.3.2 挿入型アンテナと不要波キャンセル回路

Life Detectorの特徴の一つが挿入型アンテナを有することである。たとえばコンクリート壁の内部に閉じ込められている生存者を探査する場合、窓などにわずかな挿入可能スペースがあれば前述の通り、コンクリート壁の1dB/cm片道の減衰を防ぐことができる。通常のコンクリート建造物では普通、壁厚は20cm程度あるから壁の外部からの探査では往復40dBの減衰を必然的に受ける。箱形のアンテナや平面形状のアンテナではたとえ隙間があっても挿入は不可能であるから、挿入可能型のアンテナを有することは実探査に有用である。

前述の通り、固定反射体からの反射波のキャンセル回路を有することも重要な特徴である。通常、生存者からの反射信号は非常に小さいものと想定しなければならないが、固定反射体からの強い反射波があると、それだけで受信回路の増幅器が飽和する可能性がある。この回路によって強い固定反射体からの信号を除去できるので、非常に小さな信号でも十分に増幅することができる。

2.3.3 壁透過検出実験結果

検出可能性の議論の項で述べたとおり、5mの距離で空間中の条件下で受信電力は-60dBm程度であった。約20cmの鉄筋コンクリート越しであればさらに往復で40dB程度減衰するはずである。そこで開発機の検出限界がその程度であるか実験を行った。実験場の

見取り図 2. 3 と実験結果を以下に示す。使用機器 LifeDetector LD-3 周波数 1215.1MHz、出力 40mW、電源は本体内蔵電源、本体とアンテナは 10m の高周波同軸ケーブルにて接続。使用アンテナ：平面对応型アンテナ—エレメントはパッチアンテナによる送信アンテナと受信アンテナ分離型：本体内蔵 SD カードに表示波形を記録：被験者は椅子に座り正面を向いた状態で静止している：透過コンクリート厚さ 18cm：以下に見取り図（図 2. 3 と実験時の写真(図 2. 4～図 2. 7)と結果(図 2. 8～図 2. 14)を示す。実験場は旧神奈川県産業技術センター（現神奈川県立産業技術総合研究所）2階倉庫である。いずれも被験者の呼吸が検出されている。

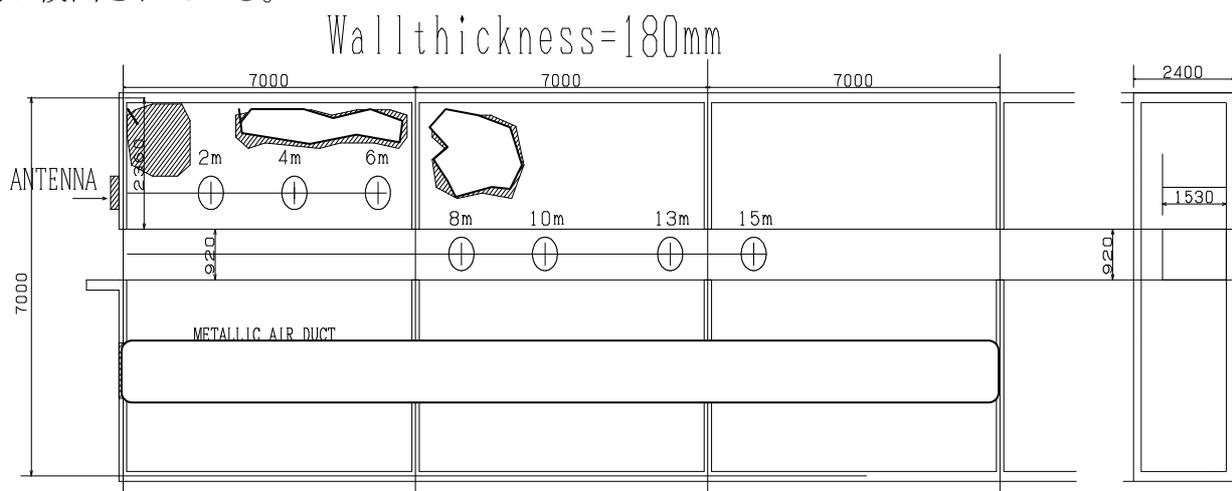


図 2. 3 壁透過実験サイト図面

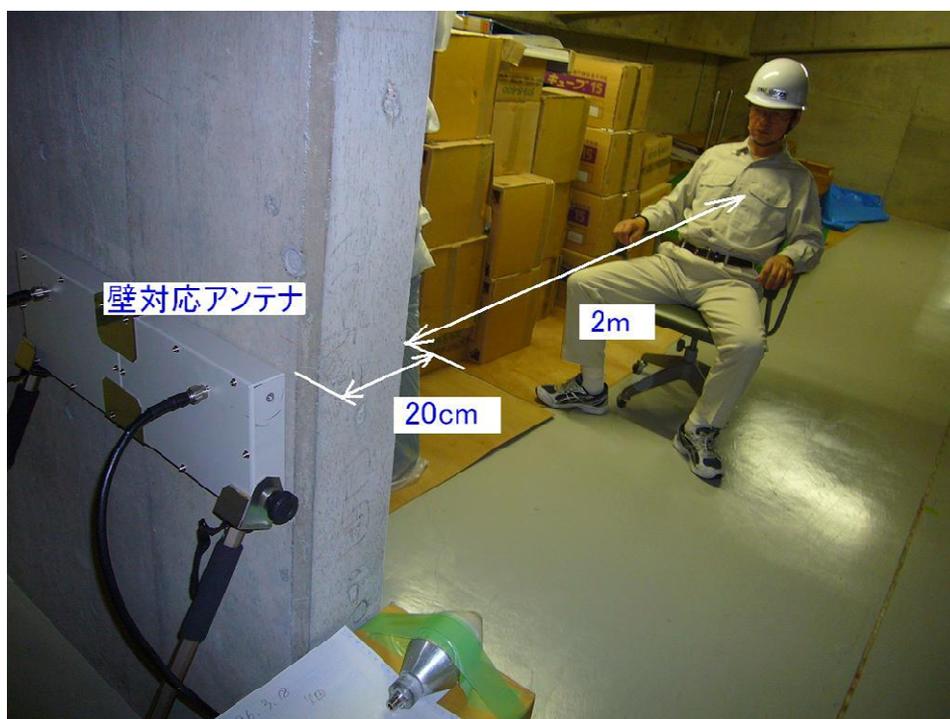


図 2. 4 実験写真、距離 2m

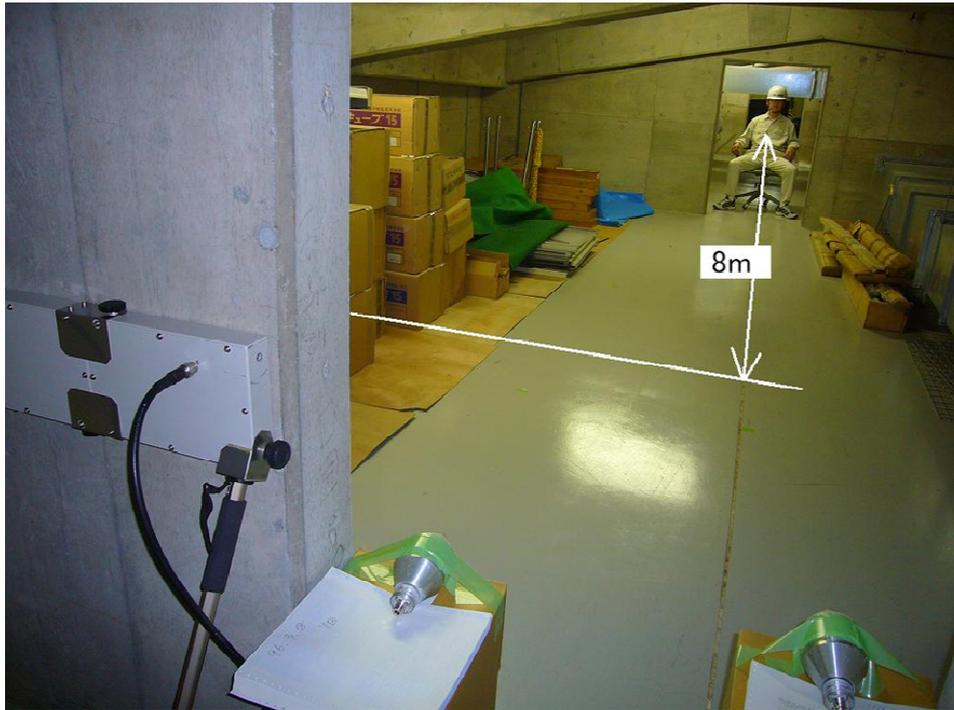


図 2. 5 実験写真、距離 8m



図 2. 6 実験写真、距離 10m

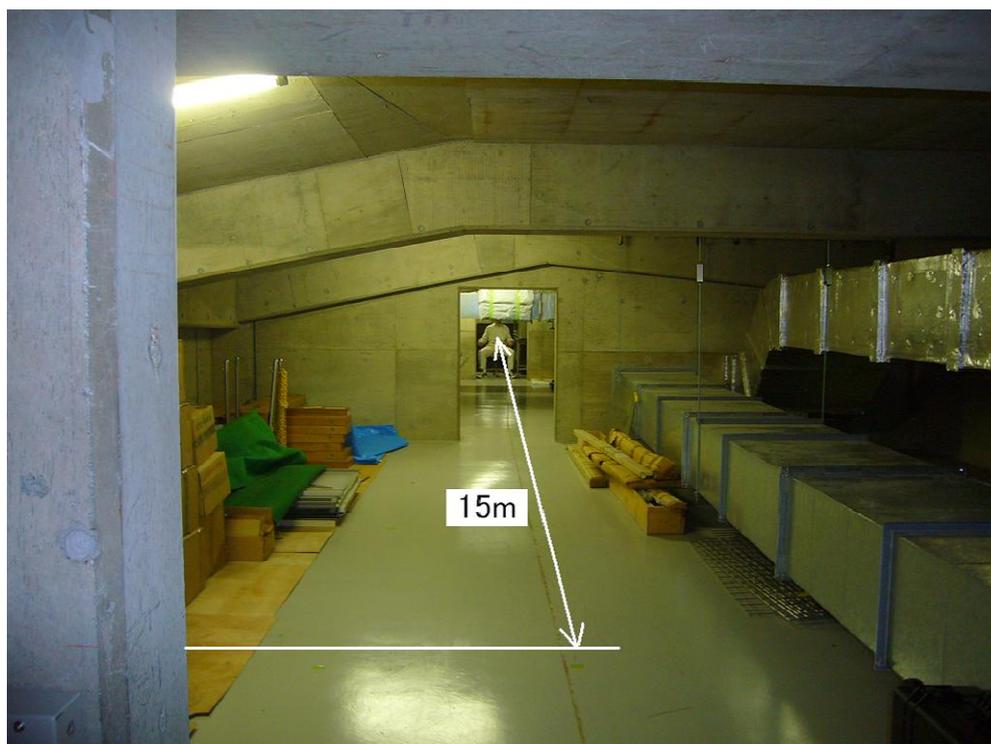


図 2. 7 実験写真、距離 15m

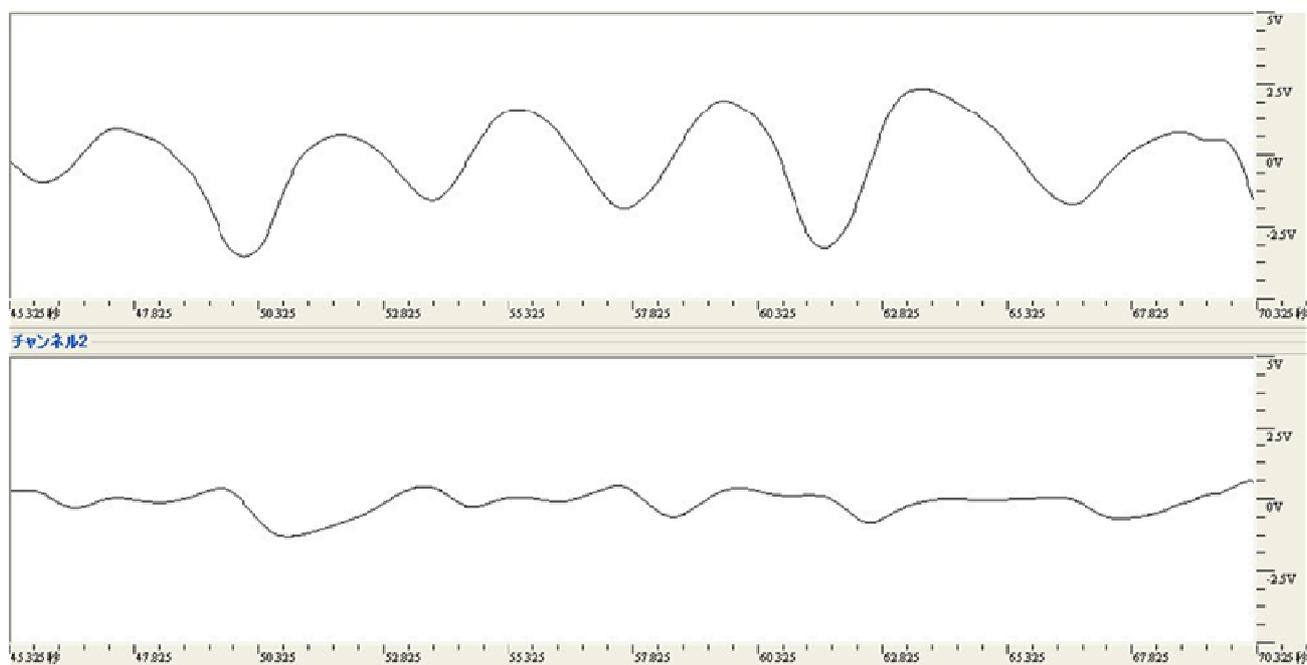


図 2. 8 実験結果、距離 2m、ゲイン 2 波形は被験者の呼吸を表している。
上段が I 出力、下段が Q 出力

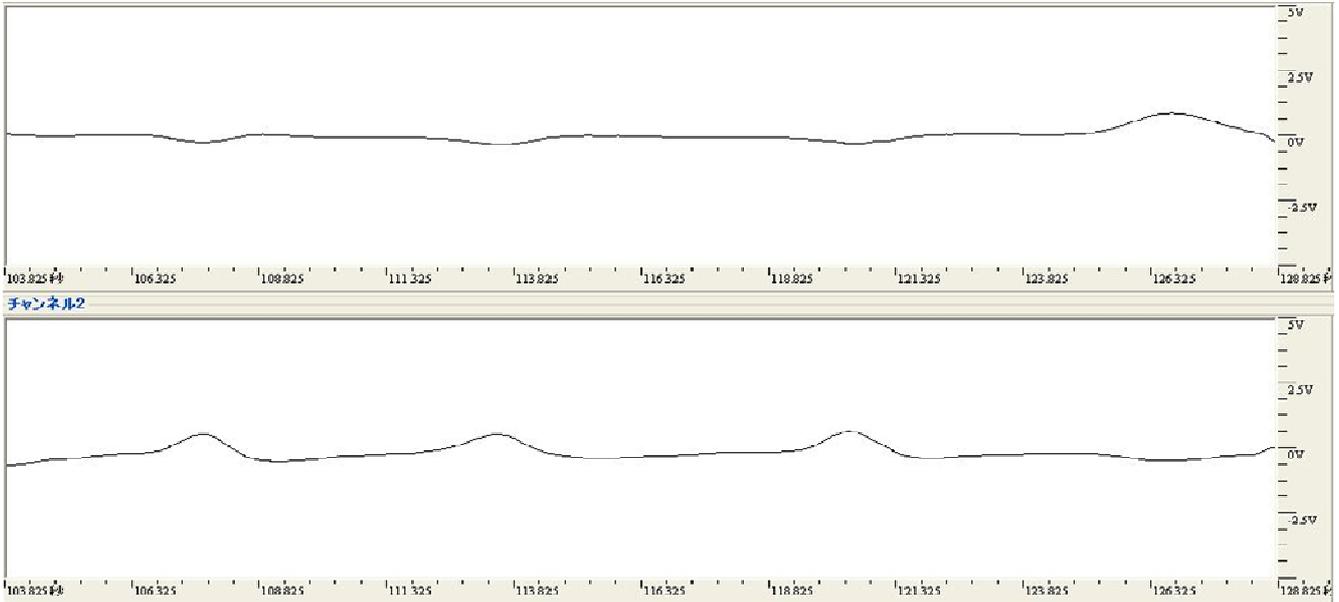


図 2. 9 実験結果、距離 4m、ゲイン 2 波形は被験者の呼吸を表している。
上段が I 出力、下段が Q 出力

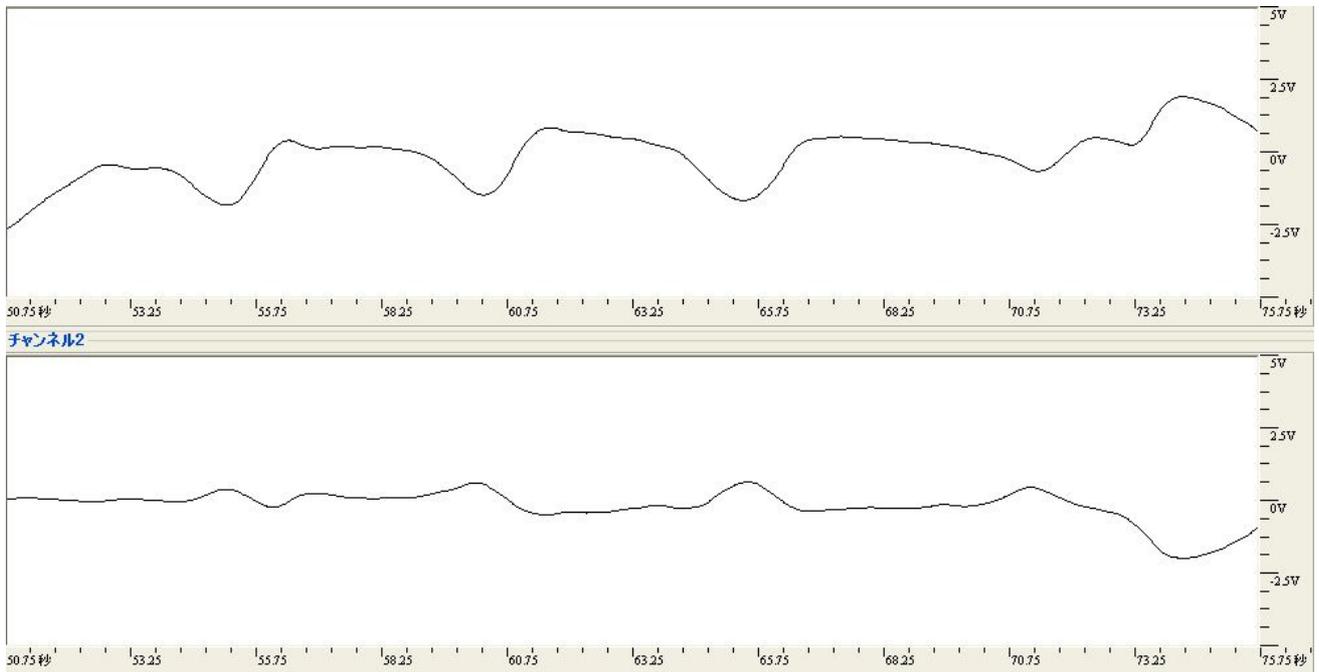


図 2. 10 実験結果、距離 6m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。
上段が I 出力、下段が Q 出力

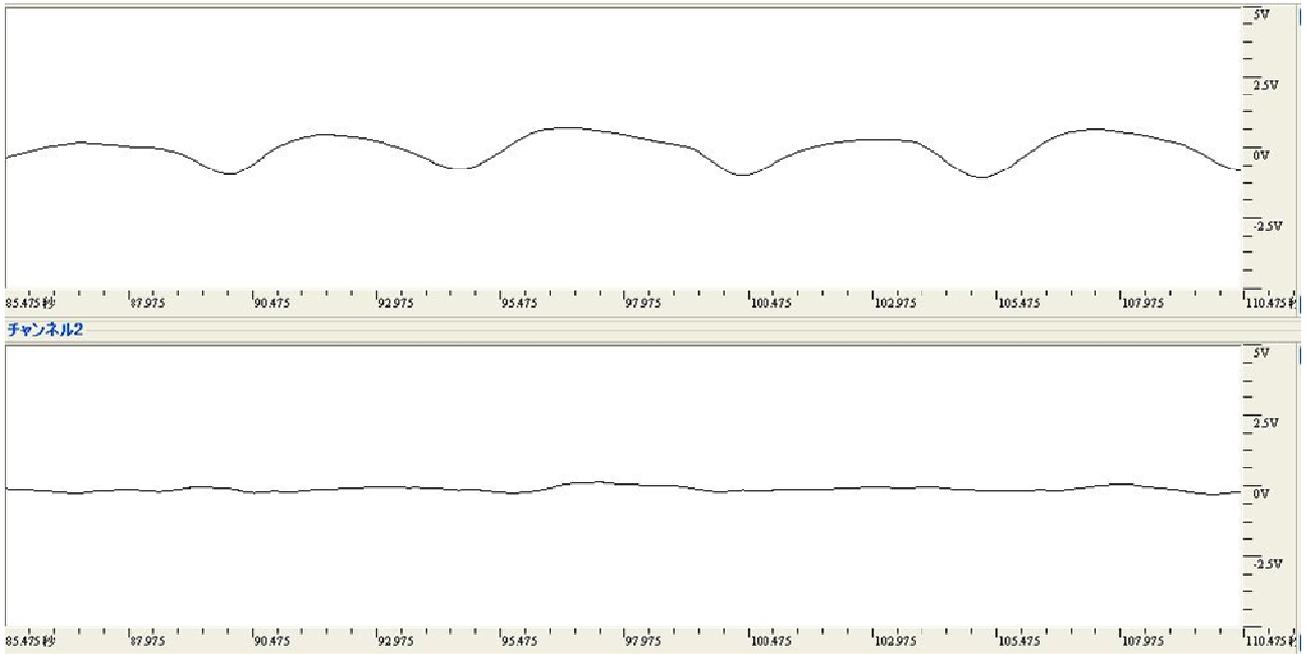


図2. 1 1 実験結果、距離 8m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。
上段が I 出力、下段が Q 出力

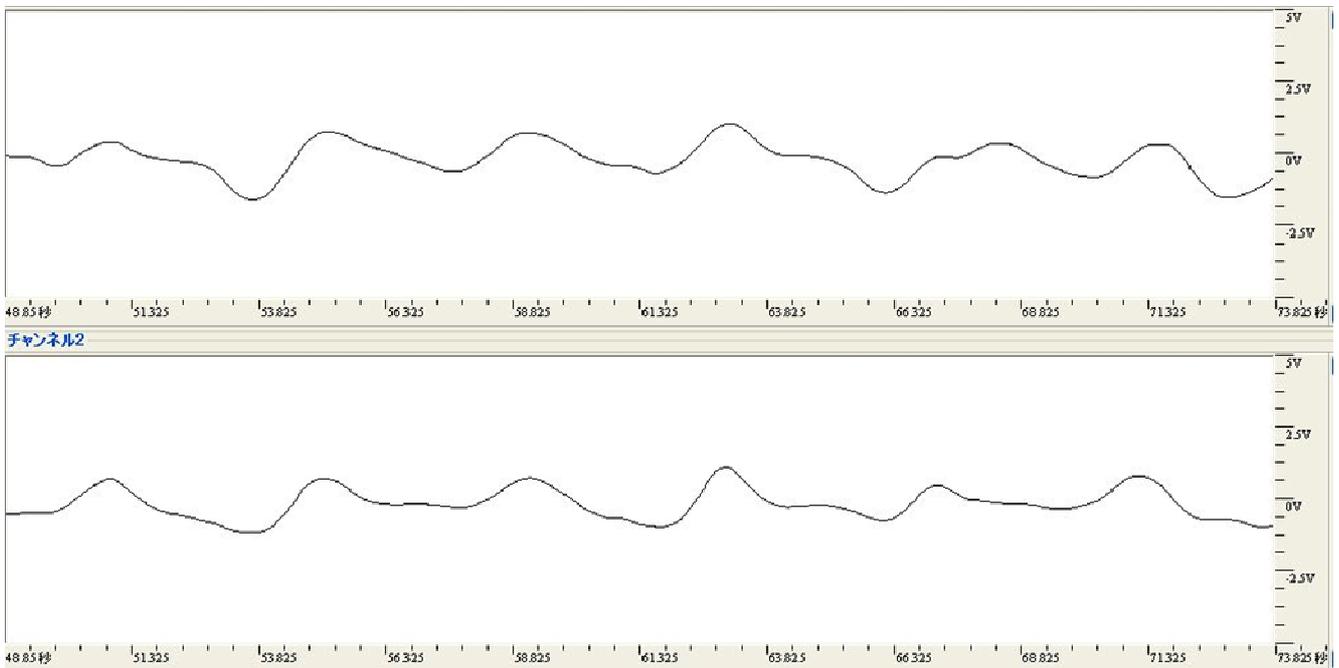


図2. 1 2 実験結果、距離 10m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。
上段が I 出力、下段が Q 出力

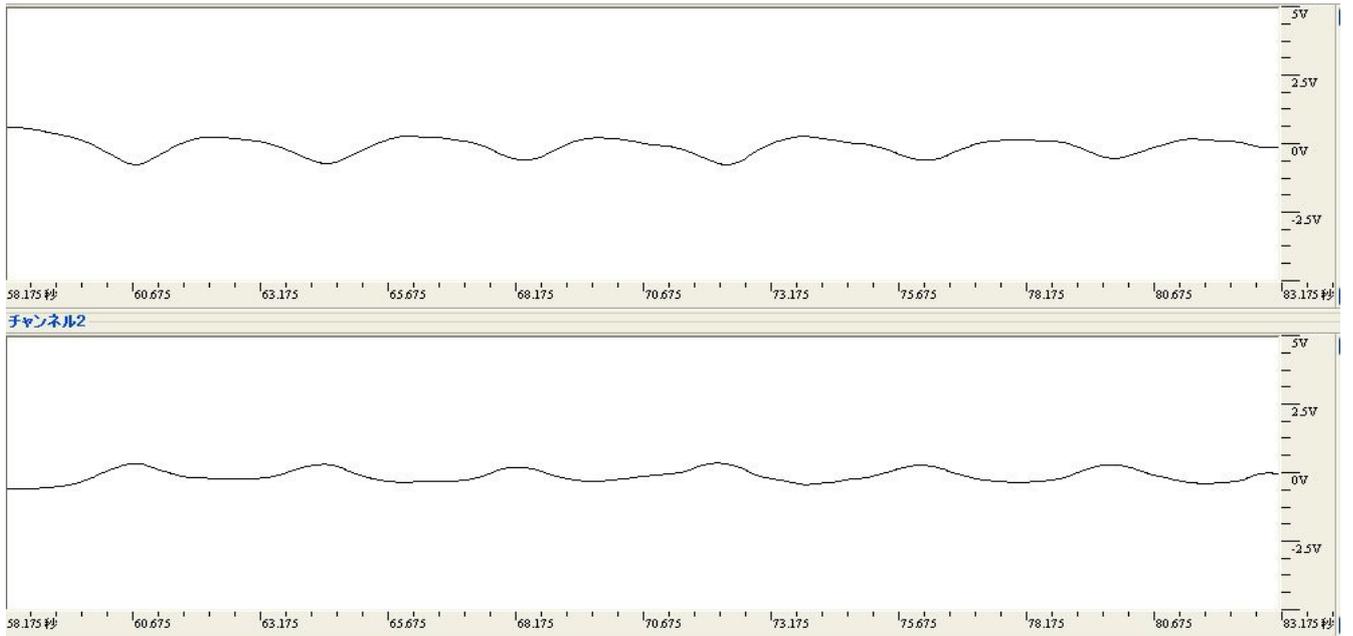


図2. 1 3 実験結果、距離 13m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。 上段が I 出力、下段が Q 出力

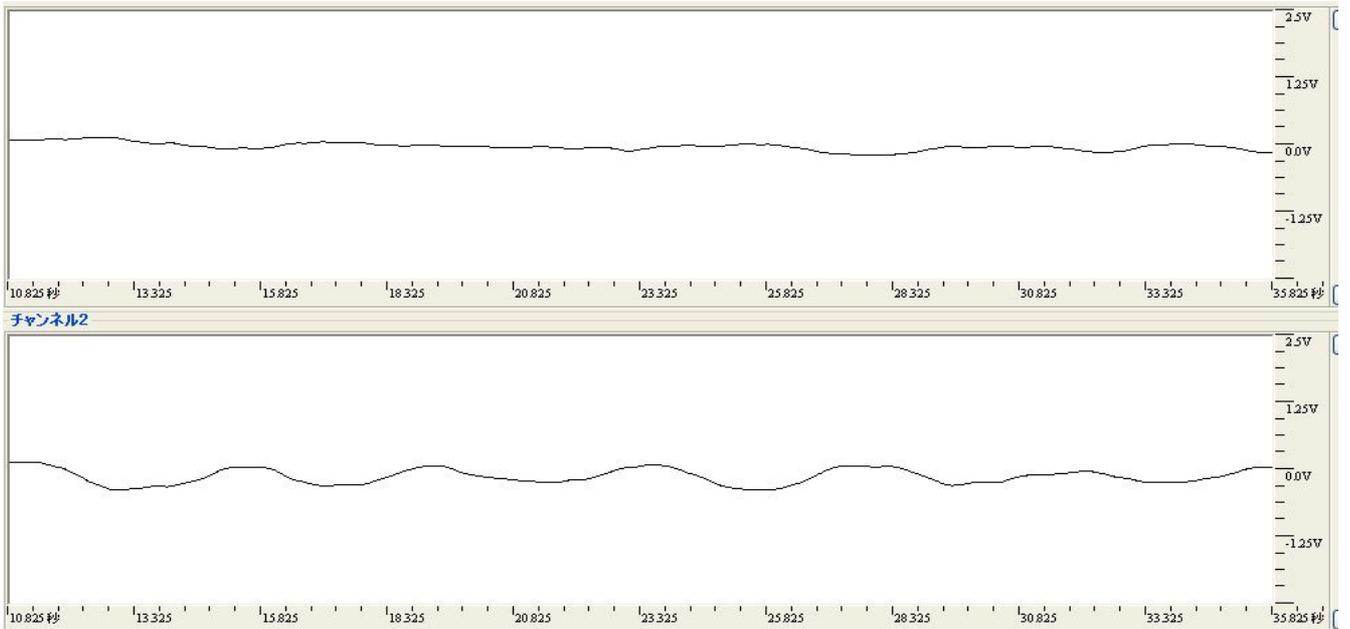


図2. 1 4 実験結果、距離 15m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。 上段が I 出力、下段が Q 出力

2m と 4m の場合はゲイン 2 であり、その他はゲイン 3 である。ゲイン 2 と 3 では増幅度に 15dB の違いがある。また、15m の縦軸は 2 倍拡大してある。これらの結果から 15m まで呼吸が計測可能であることが示されている。

なお、I,Q の両出力を表示しているのは、単独では式 (2-27) にみられるように $\sin\omega_0$ と

いう項が変位 r に乗算されており、 ω_0 の値によっては係数が小さくなることによって変位の検出が困難になることを防ぐためである。I と Q に自乗和を計算するとこの ω_0 による距離依存性は振幅の面ではなくなるが、検出電圧が 0 をまたぐときにプラス側に折り返され周波数が倍になる可能性がありその方法もとりえない。

2. 3. 4 関連特許および配備状況

以下に本研究の結果が実用レベルであることを示すため、登録された特許およびレスキュー隊に採用され配備された状況を記す。

後藤、荒井：運動物体検知装置、特許第 3700954 号

後藤：埋没生命体探知方法および装置 特許第 3767837 号

後藤：埋没生命体探査装置 特許第 3998333 号

- ・消防ハイパーレスキュー隊 8 隊
- ・海上保安庁 1 管区
- ・警察機動隊・救助隊 16 隊
- ・韓国ナショナルレスキュー 1 隊
- ・その他韓国救助隊 3 隊
- ・中国消防救助隊 54 隊
- ・セントルシア（日本 ODA JICS） 1 隊

上記は 2019 年 3 月時点での配備数である。

2. 3. 5 MDR による生存者探査装置 まとめ

災害時の埋没生存者探査装置に関する研究を行い、1215.1MHz の単一周波数を用いた生存者探査装置を開発した。瓦礫に挿入するアンテナ、不要波キャンセル回路に特徴があり、実験によってもその高感度が示された。消防、警察などの関係者から評価をされ、海外にまでマーケティングの範囲を広げている。なお、本機は 2005 年第 22 回神奈川県工業技術開発大賞、大賞受賞技術となった。

2. 4 パルスドップラーシステムについて

2. 4. 1 パルスドップラーシステムによる生存者の 2 次元位置決め技術の検討

2. 3 で述べた MDR は、非常に高感度であるが、距離分解能を持たないため、信号の強度以外に距離を推定するすべを持たない。そこで、距離推定可能な生存者探査機の実験室レベルの理論的研究を行なった。

はじめに検討したのは、パルスドップラーシステムと呼ばれるシステムで、連続波を短い

時間幅に切りだしパルス化した電波を用いるものでパルスが放射されて対象物に反射されて戻って来るまでの時間によって距離を計測し、パルスのキャリアと参照信号の位相差から呼吸のような微小な変位を検出するシステムである。パルスが戻って来る時間はたとえば距離 3m の位置にある物標であれば自由空間中で往復 $\frac{6}{3 \times 10^8} = 2 \times 10^{-8}$ 秒すなわち 20ns であり、

非常に短い。反射信号から距離を知るためには反射信号を極めて高速にサンプリングしなければならないが、1ns 以下でのサンプリングをしようとするだけで極めて高価な回路となってしまう災害救助の目的には合致しない。そこで高速サンプリングは実時間で行うのではなく、パルスの繰り返しごとに少しずつずらしながら行う方式を用いた。さらに、連続波を切り出すための高速スイッチ回路の開発が不可避であったが、PIN ダイオードによる 2 段スイッチによって課題を解決した。

まず、等価高速サンプリングについて記す。図 2. 1 5 に示すごとく 5MHz と 50Hz を積算したものと 90 度移相後積算したもので減算をおこなう。結果は周知の三角関数の和の演算となり、5,000,050Hz の信号が生成される。

$\cos \omega t \cdot \cos \Delta \omega t - \sin \omega t \cdot \sin \Delta \omega t = \cos(\omega + \Delta \omega)t$ の演算を回路で行う。この信号ともとの 5MHz の信号を用いて前述の高速スイッチ回路を駆動し次のようなタイミングで送信と受信波の検波を行う。図 2. 1 7 に示したように、5MHz+50Hz の信号でスイッチ回路を駆動し 10ns の幅に連続波を切り出して送信波とする。同時に 5MHz の信号で 10ns 幅に連続波を切り出した信号を検波用のリファレンス信号として用いる。5MHz+50Hz の信号と 5MHz の信号を同時にスタートさせるとリファレンス信号の位置は図の ΔT ずつパルス発射のたびにずれ

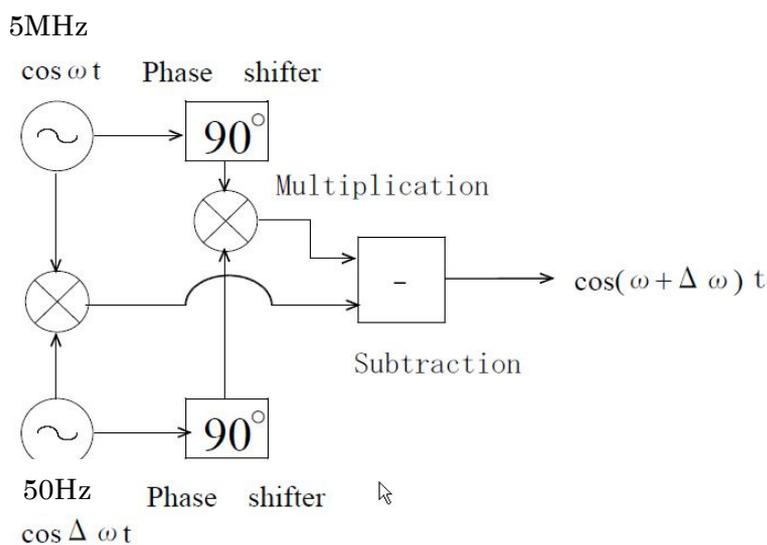


図 2. 1 5 サンプリングパルス発生回路

ていく。このずれはアンテナの近傍から次第に遠方へ向かって時間軸をスキャンしていくことになる。一回ずつのずれ時間差は

$$\frac{1}{5 \times 10^6} - \frac{1}{5 \times 10^6 + 50} = 1.99998 \times 10^{-12} \quad (2-28)$$

式(2-28)より約2psずつずれていくので十分な分解能が得られる。その様子を図2.16に示す。パルスドップラーシステムを以下のように設計した。ブロック図を図2.17に示す。

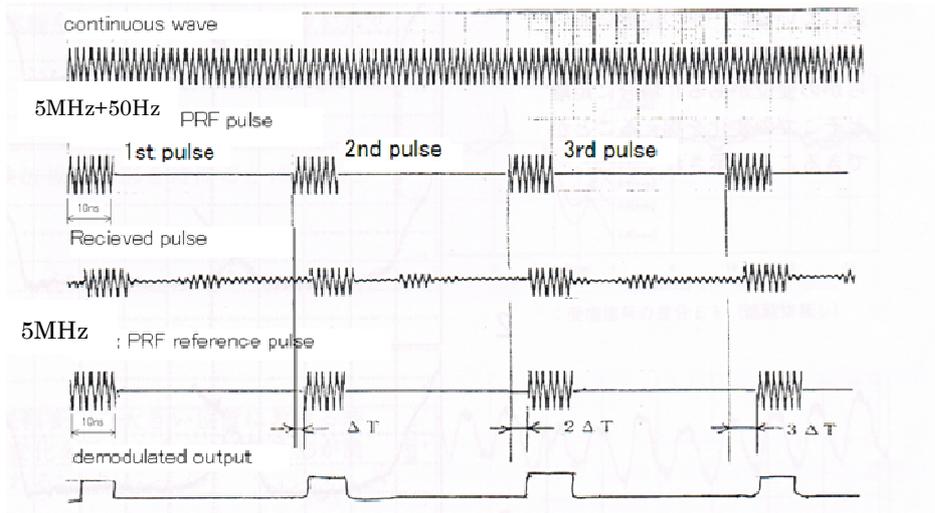


図2.16 パルスドップラーシステムタイミングチャート

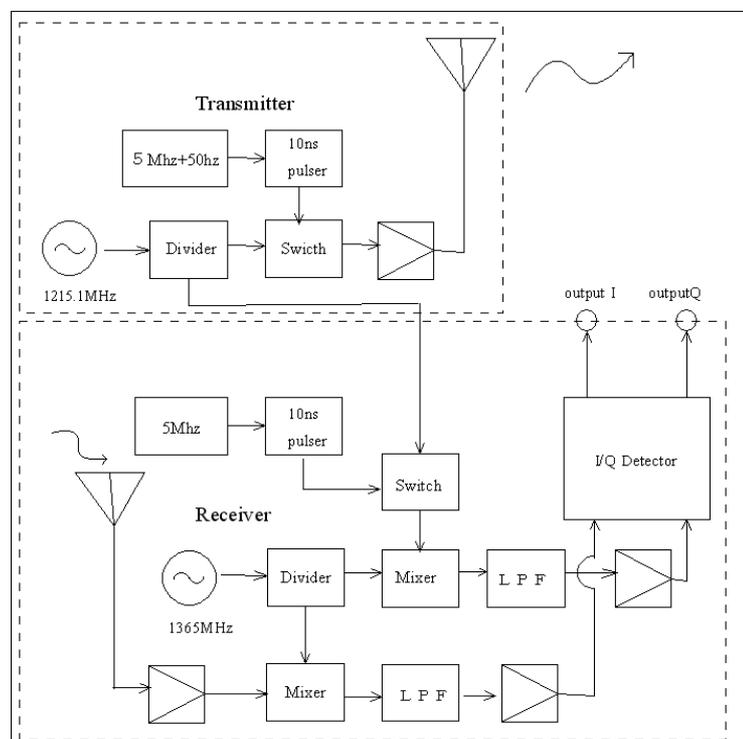


図2.17 試作パルスドップラーシステムブロック図

このシステムによって生成された 1215.1MHz 信号をキャリアとするパルス信号の観測波形は図 2. 18 のようになった。

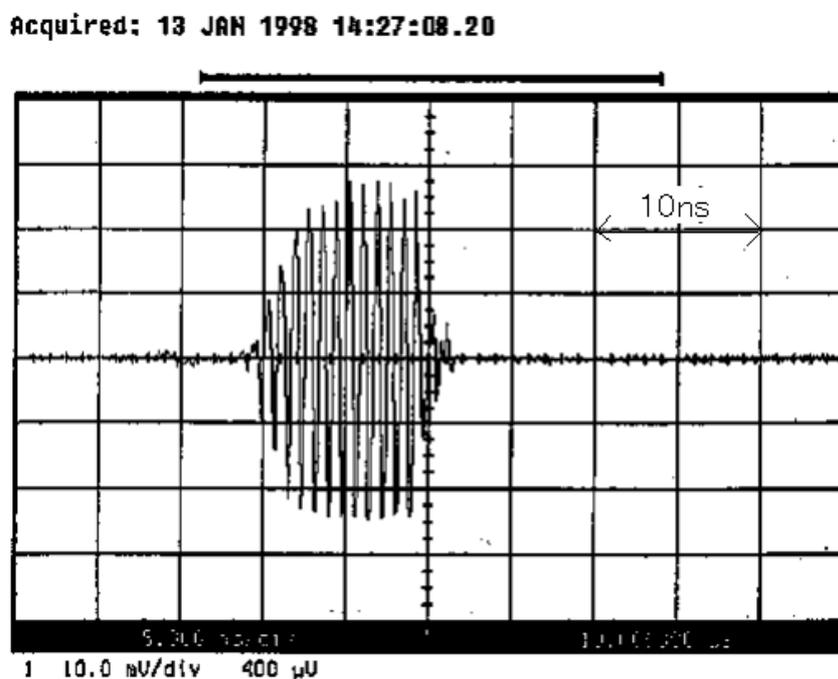


図 2. 18 試作パルスドップラーシステム送信波形

試作機のパルス形状はパルス立ち上がりにやや鈍りが見えるものの、生存者探査時の距離分解能はそれほど厳しく要求されないと考えられるので使用可能と考え、後の実験でその判断が確かめられた。図 2. 19 に試作機外観を示す。



図 2. 19 試作パルスドップラーシステム写真

2. 4. 2 パルスドップラーシステムによるラボ実験

このシステムによる、遮蔽物のない自由空間中に室内前方約 3.5m の位置に被験者が椅子に座っている場合の生波形を図 2. 20 に示す。図 2. 20 において 0m 付近に大きな受信信号があるがこれは送信アンテナから受信アンテナに至る直達波で大きな振幅を持つ。また、予想以上に呼吸による波形変化が小さく、そのままでは距離軸上のどの位置に生存者の呼吸が現れているのか判断が難しかった。そこで、直達波をはじめ生存者以外からの反射波は移相変化などの変位をしないことを利用して、たとえば 100 パルス分の平均値から現在の受信波の瞬時値を減算するという処理を施すこととした。

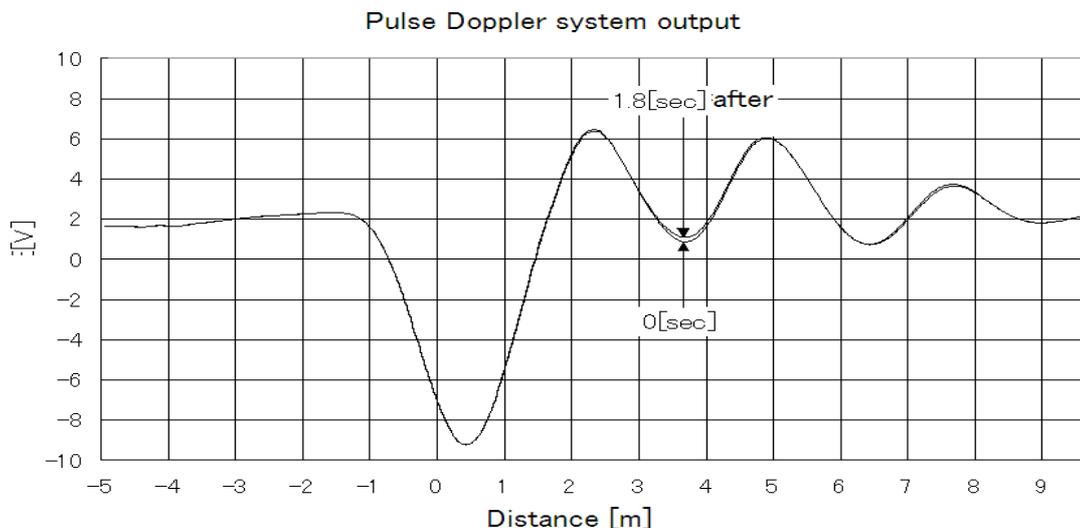


図 2. 20 パルスドップラーシステムの典型的出力波形 被験者まで 3.5m

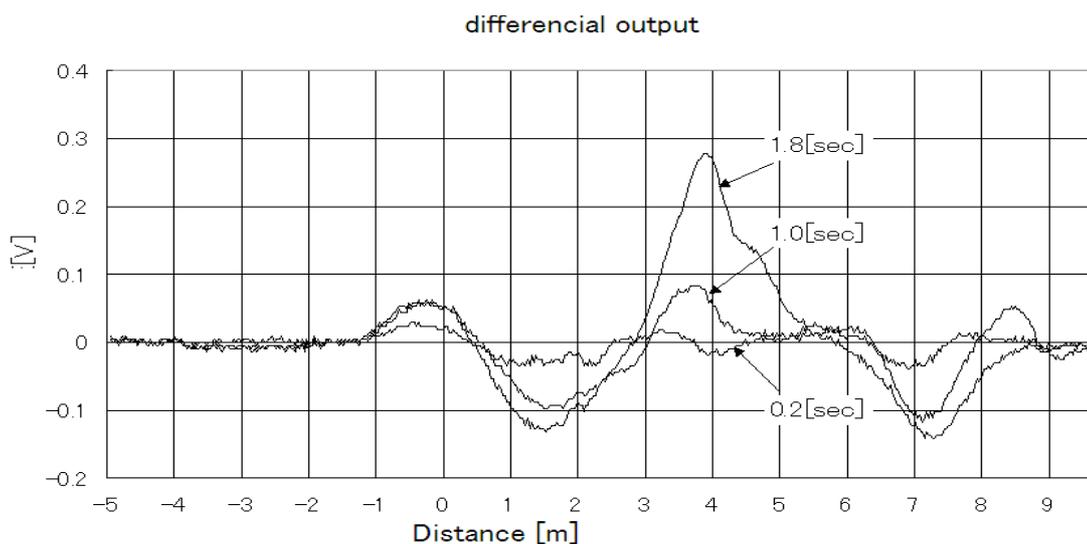


図 2. 21 時間差分出力チャート 被験者まで 3.5m

平均値との差分を計算した結果を図 2. 2 1 に示す。4m より少し近いところに時間軸に対して大きく変化する部分を読み取れる。その位置での時系列変化を抽出すると、図 2. 2 2, 2. 2 3 のようになり、呼吸が検出できていることが分かる。

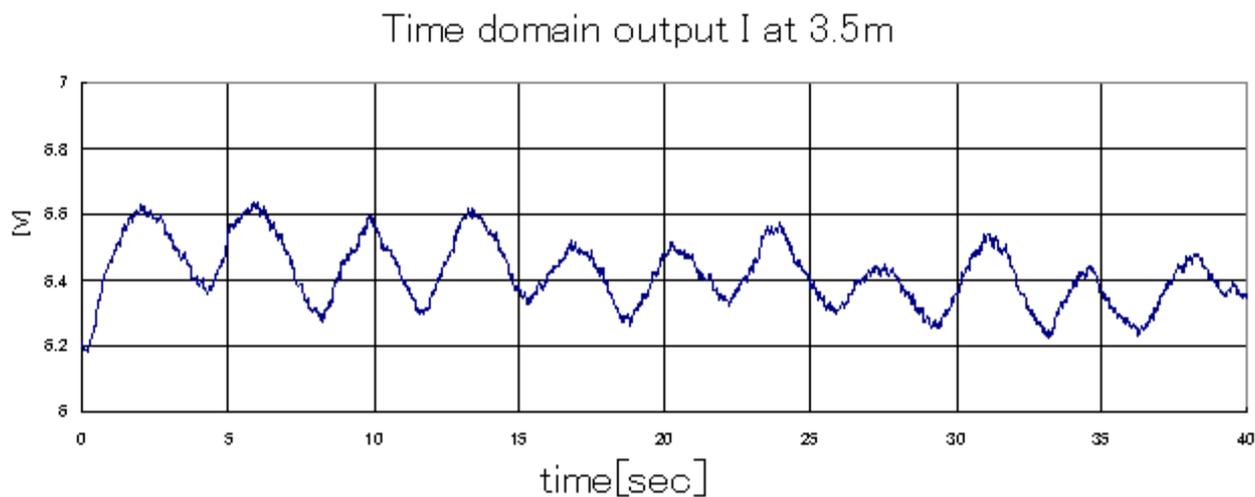


図 2. 2 2 3.5m位置での I 出力時系列波形。被験者の呼吸運動を示している。

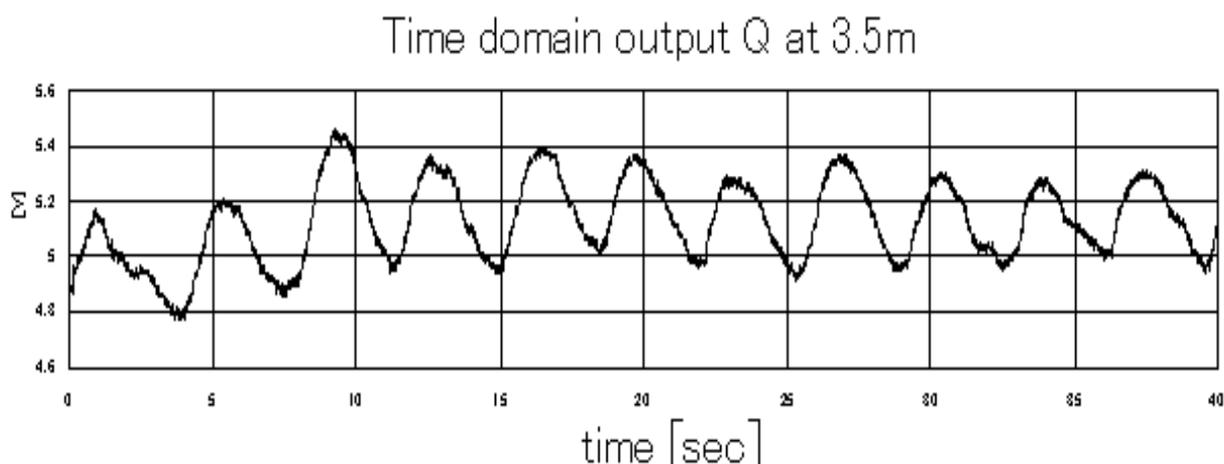


図 2. 2 3 3.5m 位置での Q 出力時系列波形。被験者の呼吸運動を示している。

そこで、模擬瓦礫の実験場でどの程度呼吸や位置が検出できるのか実験を行った。その際、呼吸による周波数と位置が判別できるようになるよう、周波数—距離マッピングをいう方策を考案した。以下、実験場の設定状況とその結果を示す。図 2. 2 4 が実験場の概略であり、図 2. 2 5 が誰もいない場合の周波数—距離マッピングの結果である。E1 は I 出力、E2 は Q 出力である。さらに、被験者がいる場合を図 2. 2 6 に示す。0.3Hz のスペクトルが被験者の位置に現れている。また、図 2. 2 7 にパワースペクトル最大の位置での時間軸波形を示す。確かに呼吸の波形であることが分かる。周波数—距離マッピングの手法によって生存

者までの距離とその場所で変位がある場合の周波数が示される。呼吸周波数のスペクトルのピークを自動的に検出する方法を付加すれば生存者位置を 2 次元で表示できる。

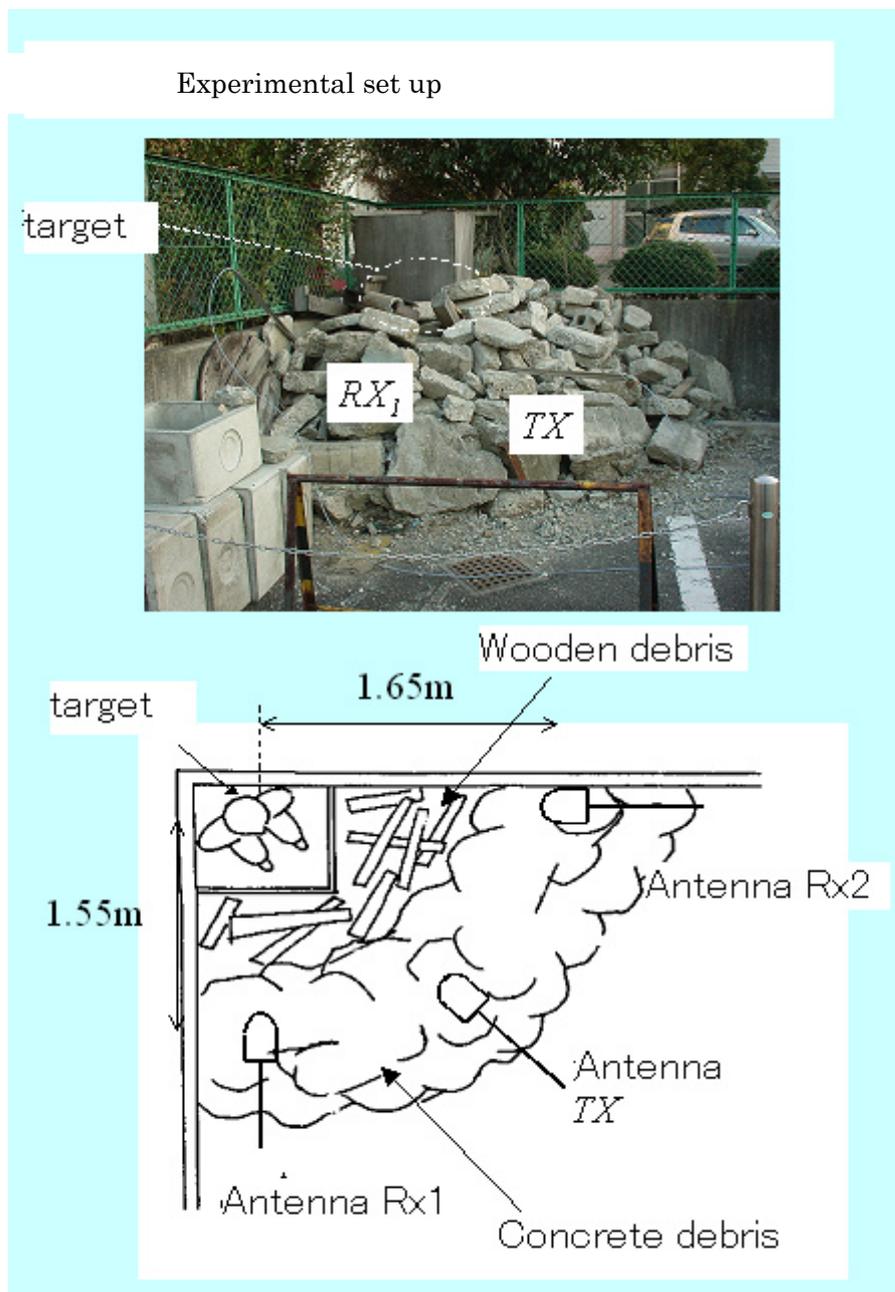


図 2. 2 4 実験場配置図 (パルスドップラーシステム)

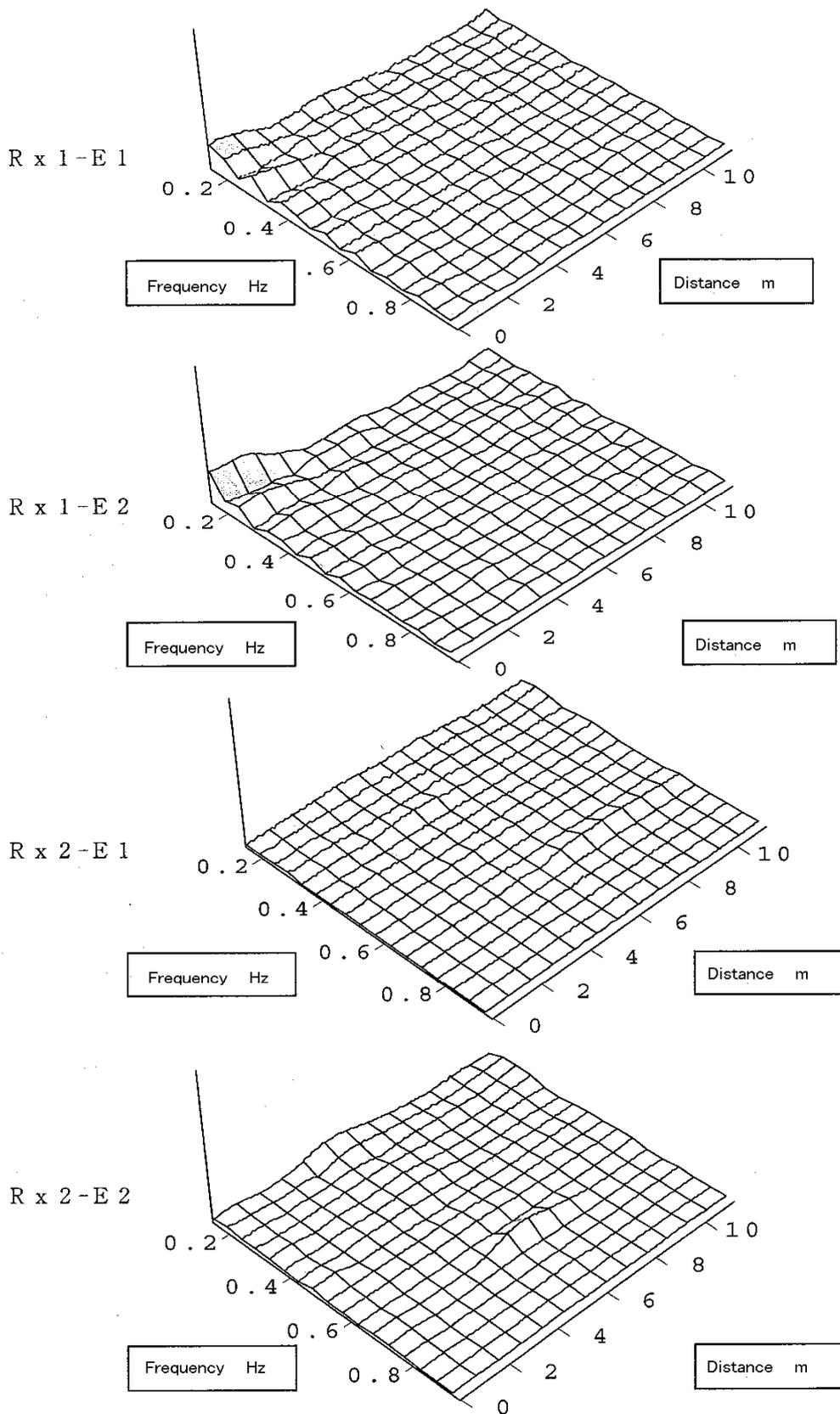


図 2. 25 周波数・距離マッピング図 無人の場合

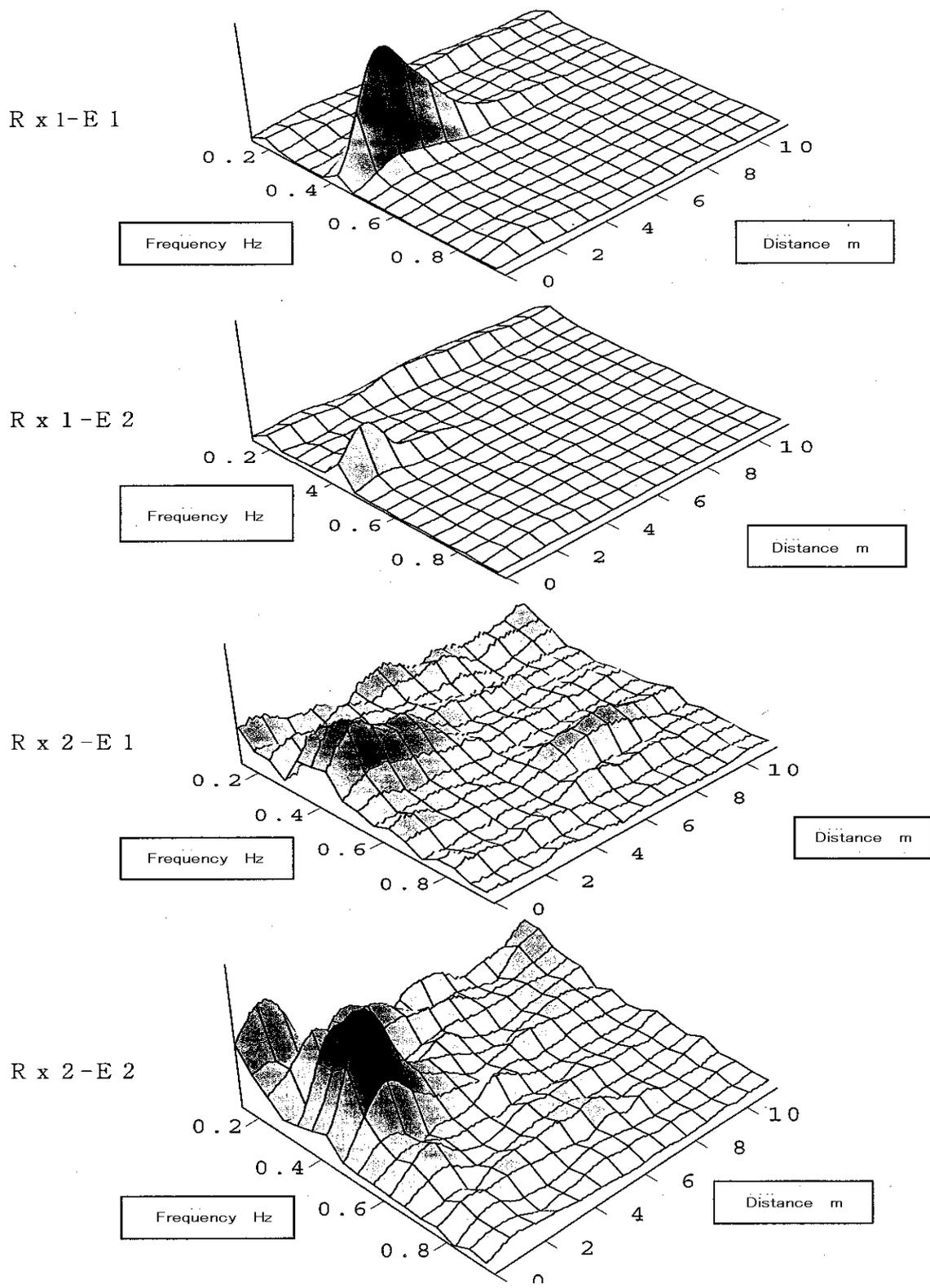


図2. 26 周波数・距離マッピング図 被験者一人存在の場合

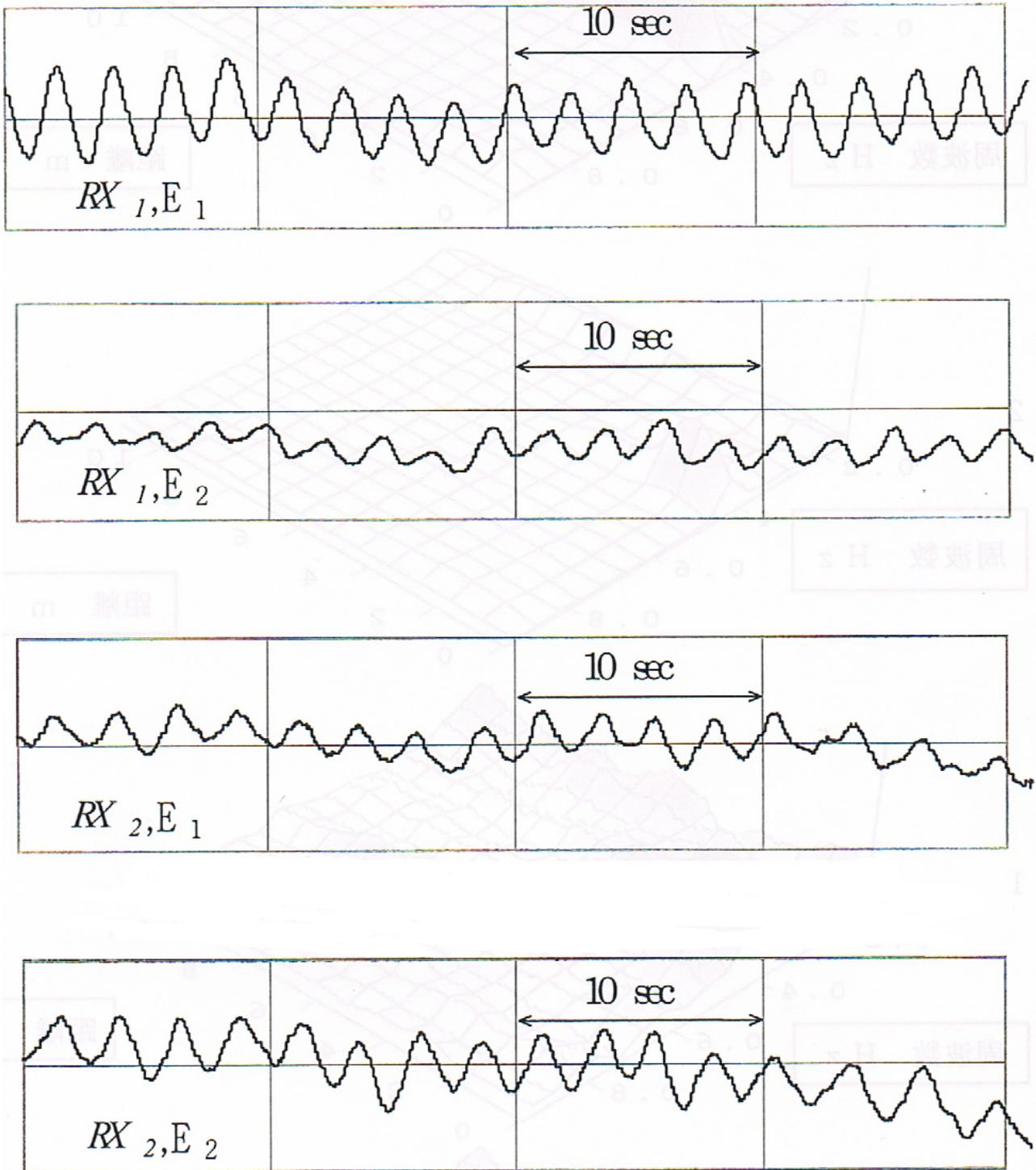


図2. 27 最大スペクトルの場所での時系列波形

2. 4. 3 パルスドップラーシステムについて まとめ

生存者探査に使用されてきた、1215.1MHzの連続波を高周波用高速スイッチで切り出してパルス化し、等価高速サンプリング方式によって検波することによって、パルスドップラ

レーダシステムを構築した。試作機によって、埋没生存者の呼吸検出実験を行い、周波数—距離マッピングの手法によって距離と呼吸信号を同時に表示することができた。

この研究は神奈川県による「災害時の救援技術の高度化」研究（1997年～2002年）において電気通信大学荒井郁男教授と共同で行われた。

2. 5 FMCW 方式生存者探査レーダについて

2. 5. 1 FMCW 方式による生存者探査レーダの理論的研究

パルスドップラーシステムによって生存者探査システムを構築できることが分かったがさらに高感度のシステムを構築するために、FMCW レーダシステムの試作検討も行った。FMCW レーダでは連続波を連続的に変調しており、パルスシステムと違い電波出力のほとんどすべてを生存者探索に活用できるという大きなメリットがあるが、その広帯域性ゆえに、現状の電波法では許容されない。しかしながら、理論的に探究しておくことは重要であるので、ラボレベルでの検討を行った。

FMCW レーダにおいてはほぼ直線的に周波数を変化させた電波を送信波とする。この現に送信している信号と反射された受信波を掛け合わせてビート信号を得、その周波数解析を行う。一般的にはスペクトルに複数のピークが現れるが各周波数の複素スペクトルから位相変化を計測する。もしここに呼吸の周波数（おおむね 0.2~0.4Hz）程度の周期的変位がある場合、そのスペクトルの周波数が示す距離のところに生存者がいると考えられる。

本研究では原理検討を行い、試作機を製作した。次式にレーダ分野で良く知られた距離分解能と帯域幅の関係をしめす。

$$\Delta R = \frac{v}{2B} \quad (2-29)$$

ただし、 B は帯域幅、 v は光速、 ΔR は距離分解能。1m の距離分解能を求めるとすると帯域幅は 150MHz 必要になる。十分な距離分解能を得ようとするこのように広い帯域幅を必要とする。もっと周波数の高いところならば、この帯域が確保できるところもあるが、その場合は透過性が著しく劣化してこの種のレーダの目的に合致しない。実用化のためには、現状のシステム以上のなんらかのイノベーションが必要である。

まず、FMCW レーダの原理を図 2. 28 によって示す。

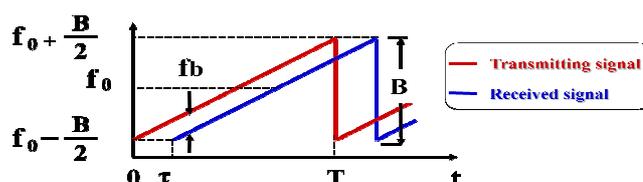


図 2. 28 FMCW レーダの原理図

ただし、送信信号： $\cos\varphi(t)$

受信信号： $A \cdot \cos\varphi(t - \tau)$

ここで $\omega(t) = 2\pi\left(\frac{B}{T}t + f_0\right)$, $\varphi(t) = \int_0^t \omega(t)dt = 2\pi\left(\frac{B}{2T}t^2 + f_0t\right) + \varphi_0$ (2-30)

f_0 は原発振周波数、 B は周波数変調帯域幅、 t は時間、 T は変調繰り返し周期、 $\varphi(t)$ は送信周波数、 $\omega(t)$ は変調周波数。

図2. 28に示すように、送信波は $f_0 - \frac{B}{2}$ から $f_0 + \frac{B}{2}$ まで周波数がほぼ直線的に変化するよう変調された信号が用いられる。時刻0から t に至るまで周波数変化は直線的、したがって1次変化するの、時刻 t に至る電波の繰り返し数の総数は $f_0 - \frac{B}{2}$ から時刻 t に至る $\omega(t)$ の積分となる。これが送信信号の $\varphi(\omega)$ となる。送信波である $\cos\varphi(t)$ と受信波である $A\cos\varphi(t - \tau)$ とを掛け算器に導き、さらに LPF を通すと次のようになる。

$$E(t) = LPF[\cos\varphi(t) \cdot A\cos\varphi(t - \tau)] \cong \frac{A}{2}\cos(\varphi(t) - \varphi(t - \tau))$$

$\cos(\varphi(t) + \varphi(t - \tau))$ の項は周波数が約2倍になるためLPFで除去される。

$$\begin{aligned} &= \frac{A}{2}\cos\left(2\pi\left(\frac{B}{2T}t^2 + f_0t\right) + \varphi_0 - 2\pi\left(\frac{B}{2T}(t - \tau)^2 + f_0(t - \tau)\right) - \varphi_0\right) \\ &= \frac{A}{2}\cos\left(2\pi\left(\frac{B}{T}t\tau - \frac{B}{2T}\tau^2\right) + f_0\tau\right) \quad \frac{B}{2T}\tau^2 \ll \frac{B}{T}t \quad \text{から} \\ &\cong \frac{A}{2}\cos\left(2\pi\frac{B\tau}{T}t + 2\pi f_0\tau\right) \end{aligned}$$

(2-31)

ここで (2-31) の最下段をみると、ビート周波数は $\frac{B\tau}{T}$ であり、 τ の変化によって位相が変位することが分かる。この遅延時間の中心位置を τ_0 として書き直すと $\tau = \tau_0 \pm \Delta\tau$ とすることができる。呼吸による変位を中心から 3mm ずつとすると

$$\Delta\tau = \frac{0.003}{3 \times 10^8} = 1 \times 10^{-11} [\text{s}] \quad (2-32)$$

となる。これから

$$2\pi f_0 \Delta\tau = 2\pi \times 1.2 \times 10^9 \times 10^{-11} = 0.075398 \text{ (rad)} \quad (2-33)$$

であり角度換算で 4.32 度である。往復で 8.64 度であるから十分に呼吸検出が可能であると考えられる。

図 2. 29 に FMCW レーダシステムのブロック図を示す。FM 信号は電圧制御発振器と鋸歯状波生成装置によって、生成することができる。実際には、PC によってコントロールした D/A コンバータによって制御電圧を出力、出力周波数を直線的にするための補正の上、電圧制御発振器に入力した。

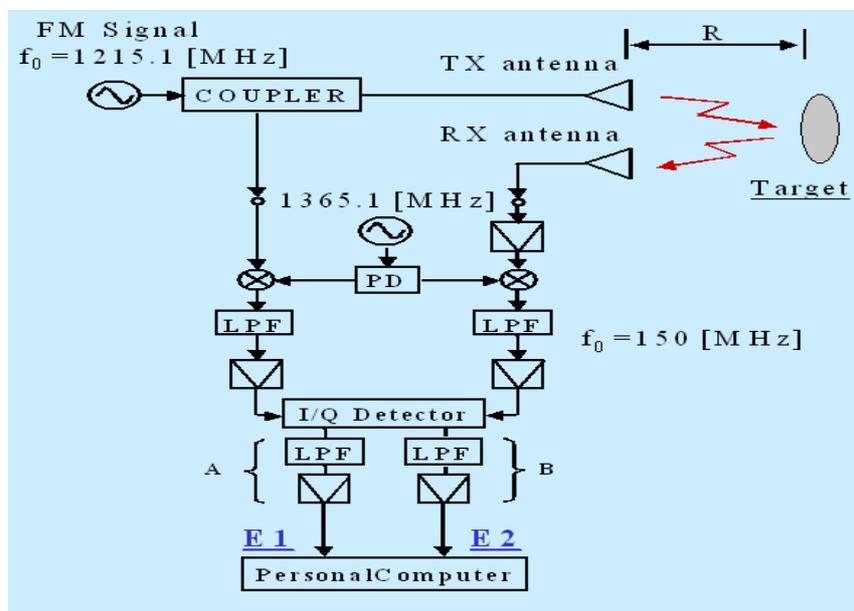


図 2. 29 FMCW レーダブロック図。PC 制御された D/A コンバータによって出力される制御電圧によって電圧制御発振器が駆動され、FM 信号が生成される。

試作装置を用いて、ラボ内での距離と呼吸の検出実験を行った。実験条件は下記の通りである。中心周波数 $f_0 = 1215\text{MHz}$ 、掃引周波数幅 $B = 154\text{MHz}$ 、掃引周期 $T = 0.1\text{sec}$ Target までの距離 2m、実験場写真を図 2. 30 に示す。

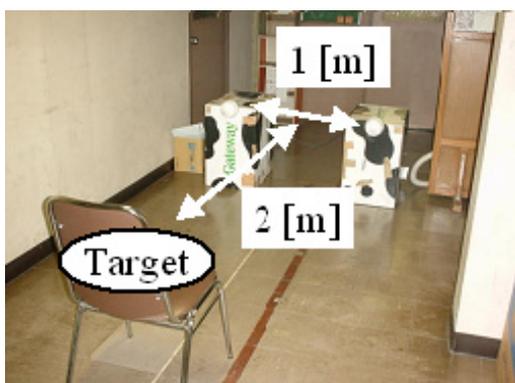


図 2. 30 FMCW レーダ実験場写真

その時に観測されたビート信号を図 2. 31 に、ビート信号のスペクトルを図 2. 32 に、

スペクトルのピークでの位相変化の検出結果を図 2. 3 3 に示す。この条件下では呼吸信号はビート信号の 110Hz 信号の位相変化としてとらえられている。その位相変化は図 2. 3 3 に示す通り 0.25Hz 程度の呼吸による被験者の体表面の動きを反映している。

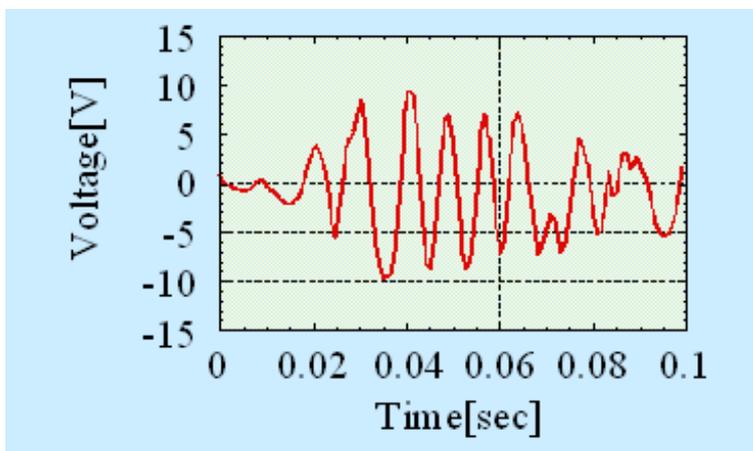


図 2. 3 1 FMCW レーダが発生するビート信号

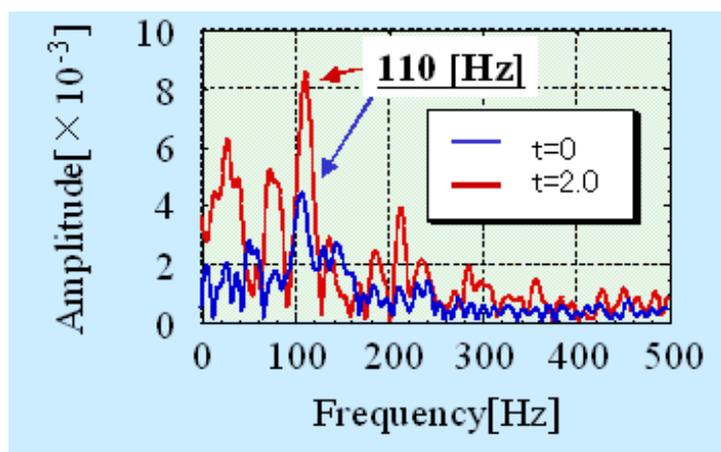


図 2. 3 2 ビート信号のスペクトラム解析チャート

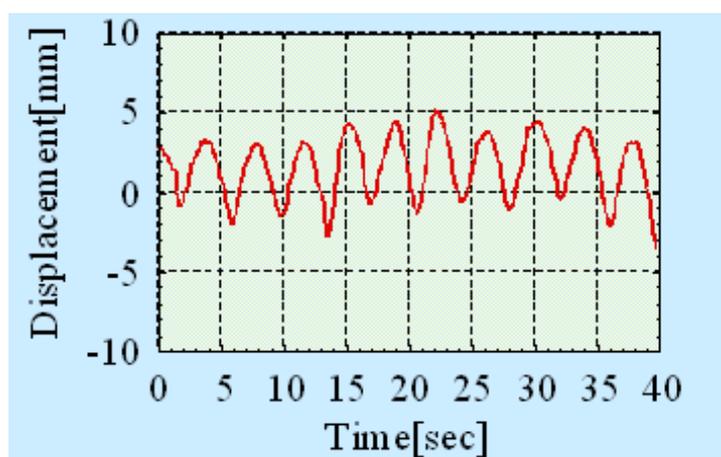


図 2. 3 3 呼吸による変位検出チャート

2. 5. 2 FMCW 方式による生存者探査レーダの理論的研究 まとめ

以上によって、FMCW レーダシステムによって送信波と受信波のビート信号のフーリエ変換により現れるスペクトル中の、時間により変位する部分の呼吸の周波数帯域の信号を検出することによって、生存者の存在と生存者までの距離を知ることができることを示した。なお、本研究も神奈川県による産学公共共同研究「災害の救援技術の高度化研究」（1997年～2002年）で行われた。

2. 6 アレイアンテナパルスシステムについて

2. 6. 1 アレイアンテナを用いた生存者3次元位置決めに関する基礎的検討

これまで述べてきたように、生存者探査を目的とした実用レーダを研究開発してきた。それは生存者の呼吸による周期的な動きを捉えるCWドプラーレーダであり[5],[6]生存者の有無を検知するもの[7]である。生存者の位置を特定するためのパルスドプラーレーダやFMCWレーダについてもこれまで述べたように、基礎研究を行ってきた。

これらの研究以外にも、Wu and Huangはパルスレーダを用いて、障害物の後方に存在する生存者を反射波の位相変化を検出することで探知できると報告している[8]。また、Ahmad et al[9]は障害物後方を映像化するいわゆるwall-through imagingのためのビームフォーミングについて報告している。Maaref et al[10]は位置の特定が可能なFMCWレーダを用いて建築物中の生存者の探査について試みている。日本の電波法への準拠という観点では地中レーダというカテゴリーに合致させることが合理的な手法であるが、秋山らは、UWBパルスレーダを用いた地中レーダ式の探査装置を研究している。その研究に加わり、送受計5つのアンテナからなるレーダシステムを構築し、呼吸変動の周期性を利用して、SNRの低い受信信号から生存者の呼吸変動を検出する手法を提案し、実験によって被験者の呼吸を検知した[11]。また、2次元的に並べた複数のアンテナで得られた信号から被験者の位置を特定するために、事前に取得されたデータとの相関を計算する手法を提案し、実験を行って被験者の位置を特定した[12]。しかし、瓦礫の状態によっては実際に測定される受信波と事前取得データが大きく異なる場合があり、その場合では正しく生存者の位置を測定できないという問題があった[13]。そこで、本基礎研究では、複数のアンテナを用いて受信される瓦礫内からの反射信号から、生存者の呼吸を検出して、その3次元的な位置を推定するレーダシステムについて検討した。

本システムでは、安定してその存在位置を正確に推定するために遅延相関型のレーダ方式を採用している。さらに、呼吸による微小な位相変化を検出するため、時間軸サンプリングの非線形性の補正を行った。さらに、SNRの低い受信信号から位置を特定するため、相関演算を用いたビームフォーミングを考案した。

本手法の有効性を確認するために、地上 3m、縦横 4mの室内実験塔を構築し、施設上部から被験者に向けて電波を送受し、提案手法の有効性を確認した。この大きさの空間に閉じ込められているとした被験者の有無と 3次元的な位置の特定に要する計算時間は 10分程度であった。

この実験において、生存者の呼吸に伴う周期的な運動によって、受信波の振幅と位相も周期的に変化する。従って、受信波から、呼吸の周波数で変動する成分を取り出すことで生存者からの信号のみを取り出すことができる。また、呼吸周波数は通常 0.2Hz~0.5Hzの範囲で変動することが実験的に求められており[10]その周波数の範囲の変動成分を取り出すことで、他の機械振動と区別することができる。図 2. 3 4 に実験場のイメージを示す。図 2. 3 5 にシステム全体のブロック図を示す。

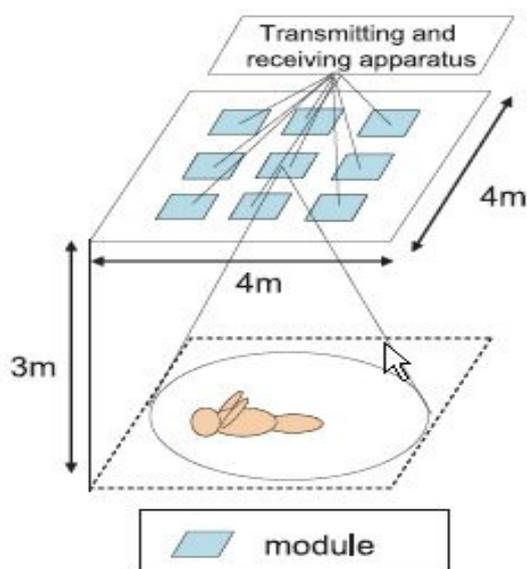


図 2. 3 4 アレイアンテナを装備したパルスレーダシステムイメージ図

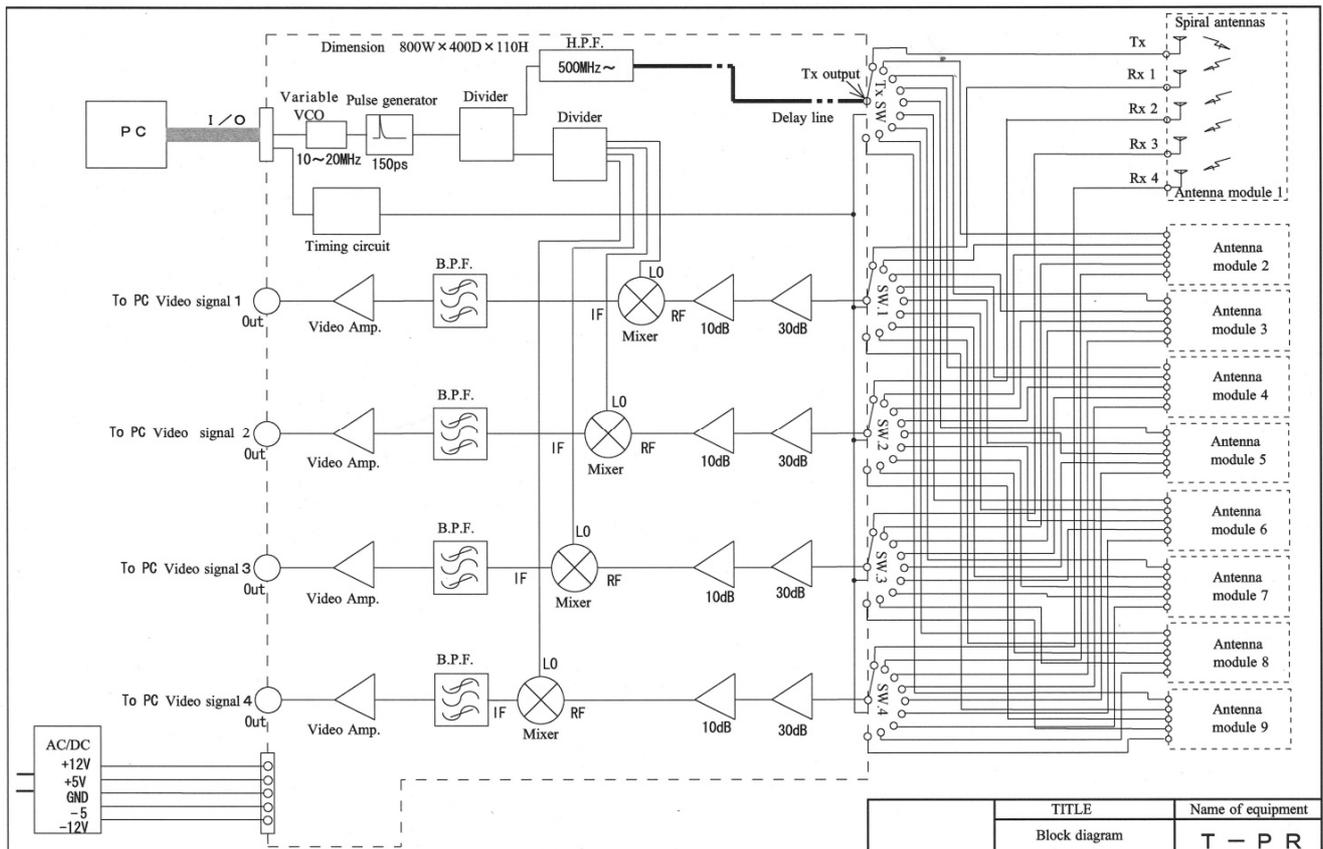


図 2. 3 5 9 個のアンテナモジュールを装備したパルスレーダシステムブロック図

2. 6. 2 2次元に展開する複数アンテナによる雑音低減、位置決めのための基礎的検討

本研究では図 2. 3 4 に示すように複数のアンテナを瓦礫上に展開して、瓦礫下からの反射波を受信する。生命反応があり、周期的に変動する物体が存在すると、それぞれのアンテナで受信された信号も同じように周期的に変動する成分を有する。パルスレーダではパルス波を繰り返し送信して、その反射波を受信する。受信波の遅延時間がアンテナから被測定対象までの距離に比例する。被測定対象が周期的に変動していれば、受信波の振幅と位相も周期的に変動する。そこで、パルス波を繰り返し送信して得られた、それぞれの受信信号を時系列に並べて、同一の遅れ時間、すなわち同一の距離からの反射波の複素振幅をサンプリングすると、パルス繰り返し周期と同一の時間間隔でサンプリングされた複素信号となる。この時系列複素信号を離散フーリエ変換することによってスペクトルを求めると、その周波数成分によって信号を弁別できる。すなわち、サンプリングされた信号の時間遅れ、すなわちその距離における生存者の有無を検出できることになる。このとき、それぞれのアンテナの位置が波長に比べて大きく離れていなければ、それぞれのアンテナでの受信波のスペクトルは同じような分布となる。一方、生存者の存在しない場合は、それぞれのアンテナでの受信波のスペクトルは一致しない。したがって、スペクトルを乗算すれば生存者の呼吸変動に相

当する周波数成分が増大し、それ以外の周波数成分は低下する。

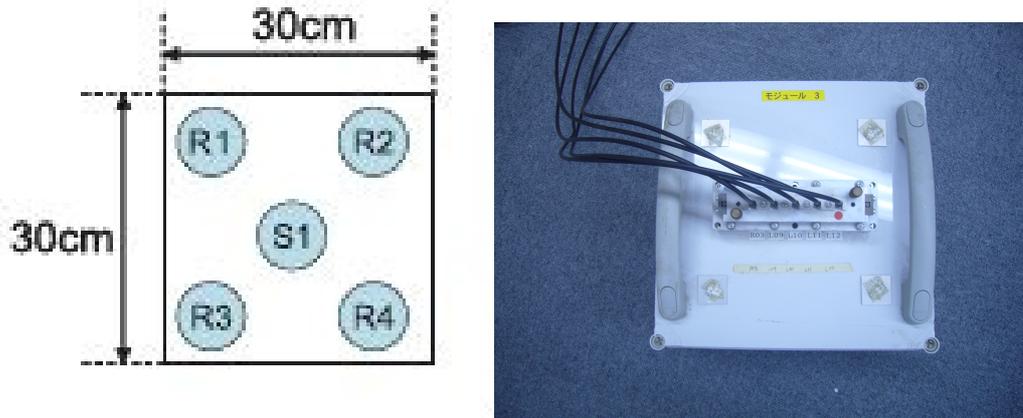


図2. 36 アンテナモジュールの写真、1個の送信アンテナと4個の受信アンテナ

呼吸周波数の検出感度や、位置測定精度を向上させるためには、アンテナを多く展開することが好ましいが、レスキュー現場までの運搬や移動を考慮すると、あまり多くすることは難しい。そこで、本研究では、図2. 36のように送信アンテナを中心に1つ、そしてその周囲に受信アンテナを4つ配置した構成をひとつのモジュール内に組み込み、このモジュールを9個用いることとした。ひとつのモジュールに組み込まれた4つの受信アンテナは主に、信号対クラッタ比を改善するために用いられる[10]。アンテナは、450MHzから8.0GHzまでの帯域幅を有したもので、スパイラルアンテナとした。送信アンテナと受信アンテナは円偏波の偏波方向の異なるものを用いて反射波をより効率よく受信するとともに直接波によるカップリングの影響を減少させる。モジュール内のアンテナ上部の空間は電波吸収体で満たされているため、下部方向のみについて電波が送受信される。このスパイラルアンテナのリターンロスを図2. 37に示す。800MHz以上では広帯域な特性を持っており、パルス伝送に十分な性能がある。また個々のアンテナのアンテナパターンを図2. 38に示す。送受信アンテナ間距離3m、700MHz～4GHzの校正アンテナを使用し、神奈川県産業技術センター電波暗室にて測定した。半値幅は片側50°程度である。瓦礫の性状、形状は千差万別であり、生存者位置は予知不能であるから、指向性の緩やかなアンテナが適しているが、このアンテナでは片側50°程度の半値幅なのでこの用途に使用可能であると考えられる。



図 2. 37 使用したスパイラルアンテナのリターンロス (0.2~8.0GHz)

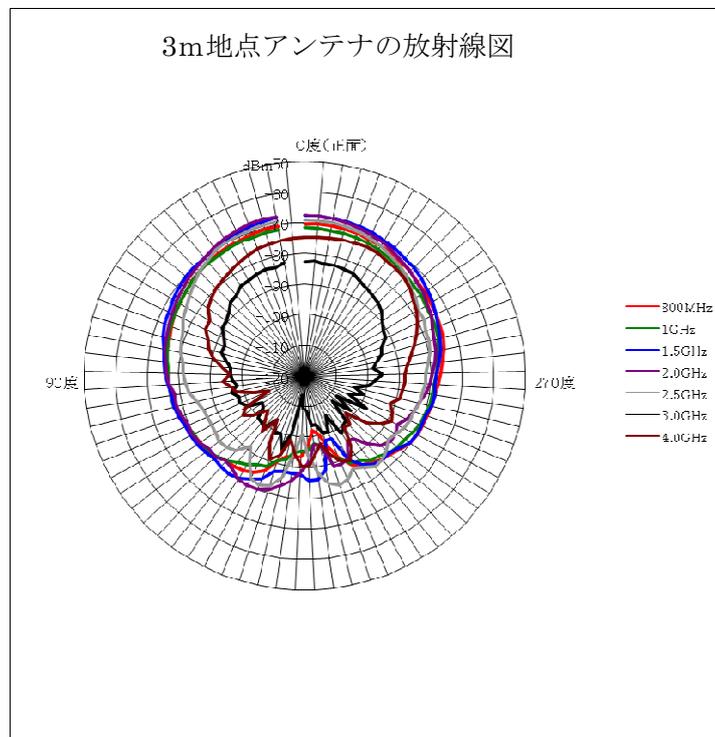


図 2. 38 スパイラルアンテナのアンテナパターン

2. 6. 3 使用したパルスレーダ送受信機

レーダ送受信機は9個の送信アンテナを切り替えるスイッチと36個の受信アンテナを高速に切り替える高周波スイッチ、電波を送信するための高周波パルス発生回路、受信信号を増幅する高周波増幅器、パルス発生のタイミングを制御するための電圧制御型発振器

(Voltage Controlled Oscillator: VCO)、受信信号を低速のAD変換器でサンプリングするための遅延線と相関器からなる。図2. 35はこのレーダ送受信機のブロック図を示している。このレーダ送受信機はノート型コンピュータ (Panasonic CF-Y8) に挿入されるカード型信号入出力器 (National Instruments DAQcard NI-6062E) でレーダの制御および受信信号の取得が行われる。

高周波パルス発生回路と送信用アンテナの切替スイッチは高周波ケーブルで結ばれ、受信信号は遅延線を介して、高周波パルス発生回路から分岐されたLocal信号として相関器に入力される。相関器出力はアンテナで受信された高周波信号を低周波に変換した信号となっているため、低速のAD変換器でデジタル信号に変換することができる。AD変換によって取得する受信信号の最長の遅れ時間は、測定しようとする生存者の最大距離によって決まる。本研究では、最大距離を5mと考えると、取得される反射波の最大遅れ時間を50nsとした。この50nsを周期とする発信周波数は20MHzであるので、VCOは10MHzから20MHzの周波数の範囲で出力が変化するものを用いた。このVCOへの制御信号に対する応答周波数の変化を図2. 39に示した。遅延相関型レーダシステムの特徴は、1個のパルスジェネレータによって生成したパルス波形を送信および相関検波に使用することであり、二つのパルスジェネレータを使うシステムと比較すると原理的に検波時の不要ノイズが小さいこと、低コストで安定して受信波形を等価サンプリングできることにメリットがある。VCOへの線形な制御信号はエクセルで演算したものを通信を介して信号入出力器のDA変換器で出力した。

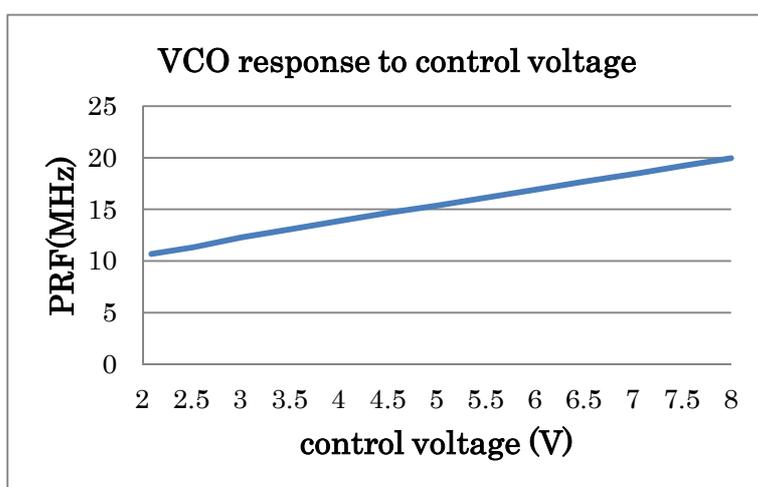


図2. 39 VCOのコントロール電圧に対する周波数応答チャート

9個のモジュールには、それぞれ4個の受信アンテナが内蔵されているので、4個の受信アンテナで受信された信号は図2. 35に示すように、相関出力としてアナログ入力4チャンネルのAD変換器に接続される。モジュールの切替えは、入力9チャンネル、出力1チャンネルの高周波スイッチ4個で行われる。制御用コンピュータからの信号によって、36個の受信アンテナは各モジュール内の4個のアンテナ毎に切り替えられる。この4つのスイッチの出力とAD変換器の4つの入力チャンネル間には増幅器が接続され、信号を約40dB増幅する。送信用パルス出力回路は入力1チャンネル、出力9チャンネルのマニュアルスイッチが接続されて、送信アンテナ手動でもを切り替えられるようになっている。個々のアンテナによって受信された信号はそれぞれ512サンプル、12ビットのデジタルデータとしてコンピュータのメモリに転送され、すべてのモジュールについての受信波、すなわち36個の受信信号は、約1秒で取得される。

送信アンテナに入力されるパルス波形を図2. 40に示す。波形は20dBのアッテネータを挿入して計測されている。パルス幅は200ps以下であることが分かる。

距離分解能 R_{res} はパルス幅から概算され、

$$R_{res} = \frac{c\tau}{2} \tag{2-34}$$

c は光速 単位はm/sec、 τ はパルス幅 単位はsec。

の関係がある。式(2-34)から距離分解能は約3cmとなり、十分な距離分解能を持つことが分かる。

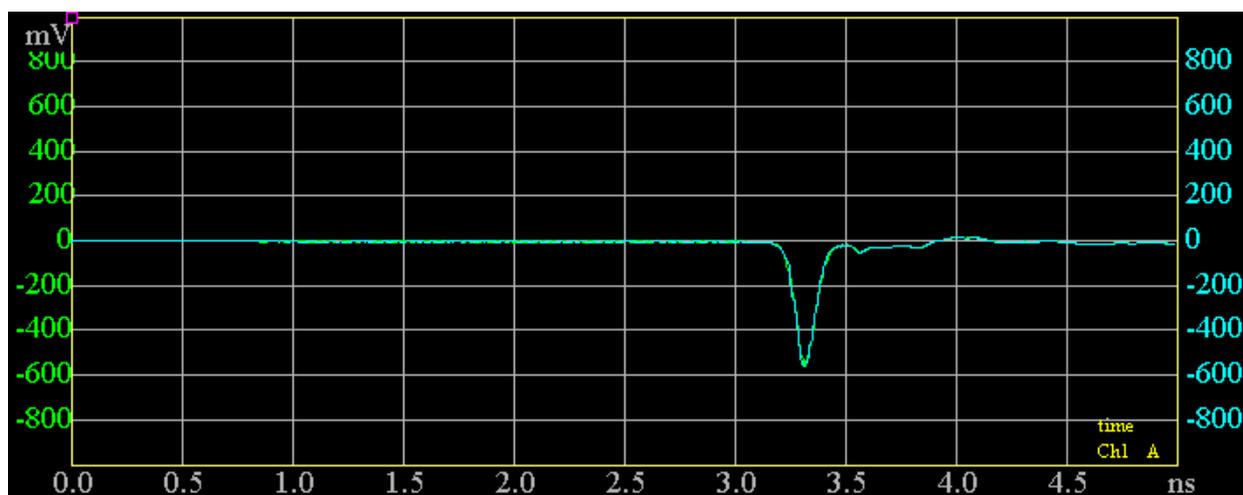


図2. 40 20dB アッテネーターを通したパルス波形

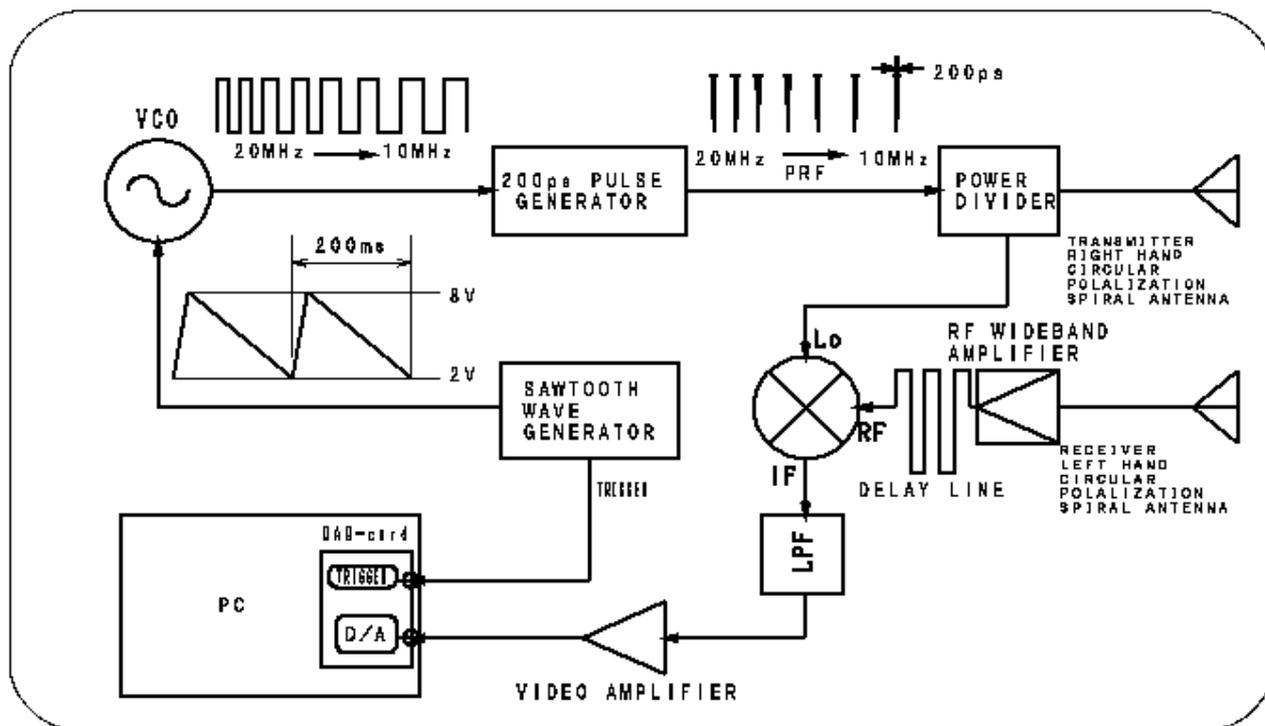


図 2. 4 1 単一チャンネル遅延相関型パルスレーダ、各部の典型的波形

本研究では荒井らによって報告されている遅延相関型のレーダシステム[14],[15],[16]を使用した。VCOの制御電圧を直線的に変化させる簡易な遅延相関型レーダにおいてはレーダ受信波の等価サンプリング位置が実距離に対して等間隔ではないという問題があるが、距離計測に厳密性を求められない条件下では近似的に等間隔とみなして使用されている。しかしながら本研究においては9つのモジュールの受信信号の遅れ時間の違いから生存者位置を検知しようとしているのであり、近似ではなく厳密な距離計測が要求される。そこで、受信信号に対してサンプリング波形が等時間間隔となるような補正を行った。

遅延相関型の1チャンネルレーダシステムのブロック図を図 2. 4 1 に示す。受信信号を遅延線によって遅延させて供給しているのが特徴であり、各部の波形の概略を示している。制御系の中心であるVCOは図 2. 3 9 のように制御電圧に対して発振周波数はほぼ直線的に変化し、発振周波数がそのままPRF (Pulse Repeating Frequency) となる。

前述のとおりPRFが直線的に変化した場合、IPP (Inter Pulse Period) は直線的にではなく周波数に反比例して変化する。3種類のPRFにおけるタイミングを図 2. 4 2 に示す。 τ_1 は回路の遅延であり、 τ_0 は遅延線による遅延時間である。もし物標が動かなければ、 $\tau_0 + \tau$ は一定である。他方、検波ポイントはPRFに依存して変動する。結果として、本システムは受信波の50nsポイントから100nsポイントまでを掃引するシステムとなっている。検波ポイン

トは図の通りである。本レーダシステムのvideo信号は周波数の逆数間隔でサンプリングされたデータとなっており、実際の距離軸上に乗ったデータではない。そこで、データ収録システムによって得られたデータを距離軸に再配置する。再配置は以下のように行う。

VCOの上限周波数を f_H (MHz)とし、低周波数側に周波数掃引を行い下限周波数は f_L (MHz)とする。データをまさに集録している時のコントロール電圧をV、その時のPRFを f (MHz)とする。またその時のvideo信号の瞬時値を $s(f)$ とする。ここで図2. 39に示した電圧と周波数の関係を直線近似した式(2-39)を用いてVCOコントロール電圧Vから f を求める。式(2-40)に f を代入し、計算された t_f によって $s(f)$ を $(t_f, s(f))$ なるデータペアとする。ただし、 $0 < V \leq 8$ (単位V)

$$f = 1.5598V + 7.5408 \tag{2-35}$$

$$t_f = \frac{f_H - f}{f_H f \times 10^6} \tag{2-36}$$

さらに、横軸としての t 軸上に t_f 値に基づいて観測点をならべ縦軸を $s(f)$ とすれば、 f_H 発生時刻を0とする時間軸波形となる。ただし、 $21\text{MHz} \geq f_H > f_L \geq 10\text{MHz}$ である。

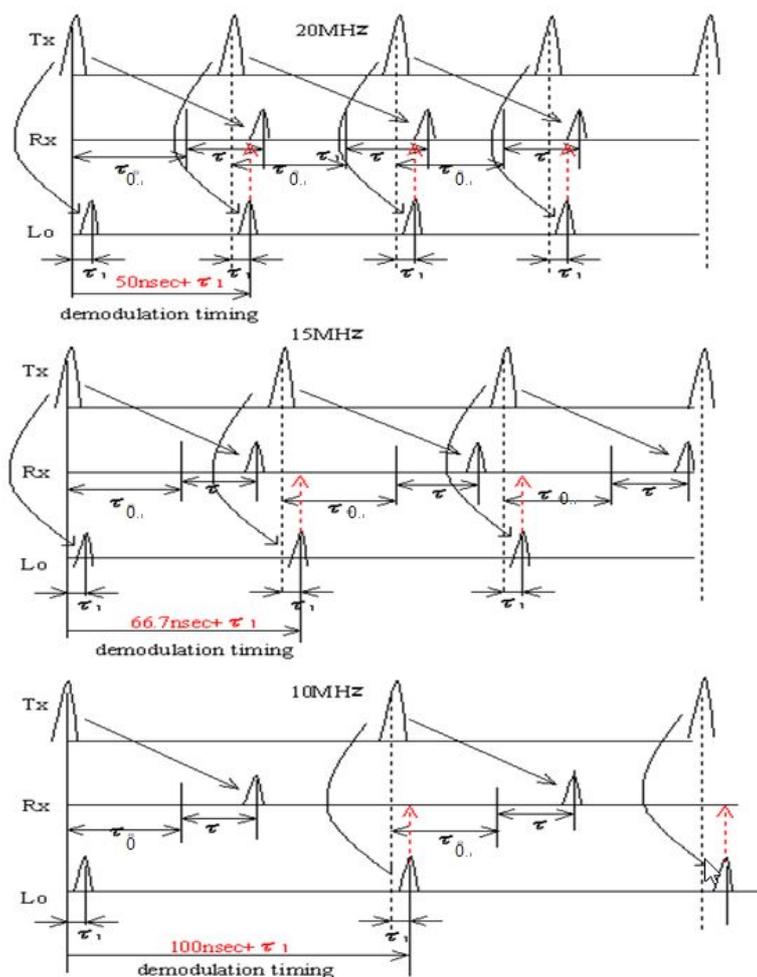


図2. 42 遅延相関型レーダのタイミングチャート

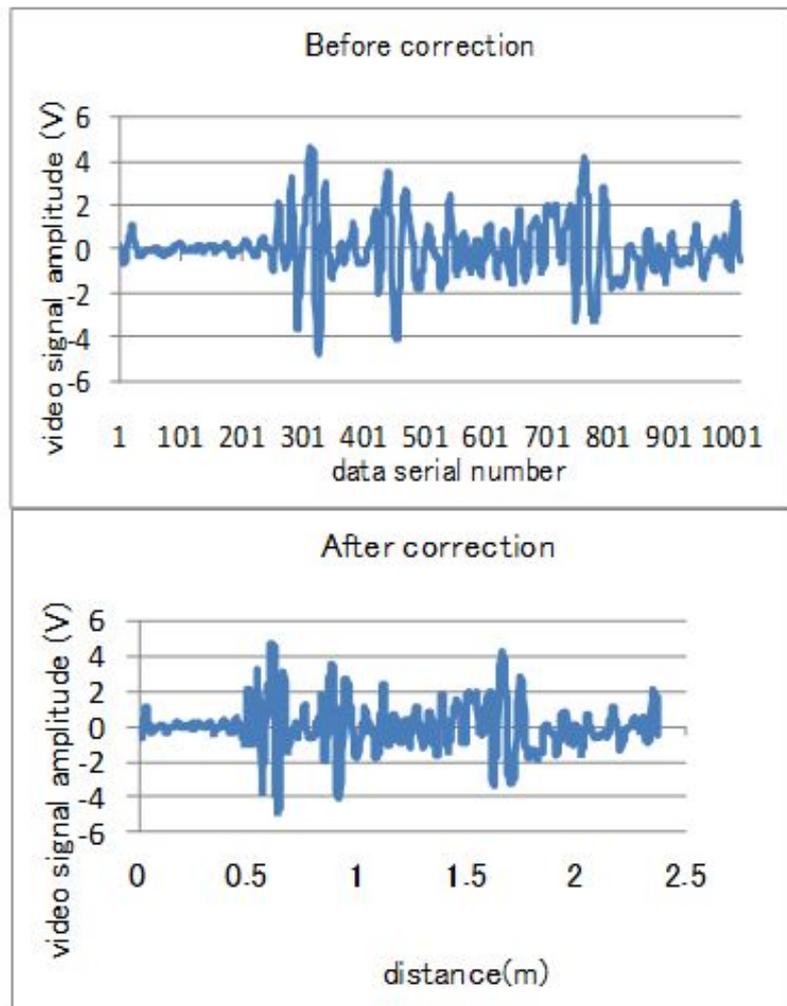


図2. 4 3 遅延時間補正の例。(距離計算のために比誘電率 ϵ_r は1.0と仮定している。)

本補正法による観測波形の補正例を図2. 4 3に示す。同一のスケールでみて、波形が全体に左により、かつ右側に向かってデータの間隔が広がっていることがわかる。

2. 6. 4 生存者3次元位置推定法とSNR改善の理論的検討

生存者を3次的に位置決めしようとする際の問題点は、不均一な媒質中を電波が伝搬する際に受ける、電波の位相歪みの影響であり、もうひとつは、アレイアンテナを含めた装置全体の小型軽量化である。瓦礫中にはさまざまな比誘電率の媒質が存在する。比誘電率は土砂、木材で2~3、コンクリートで6~9であり、それらの媒質中をランダムに進む電波において位相ひずみは極めて大きいと考えられる。また、災害出動を想定した場合、アンテナの総数を可能な限り抑える必要がある。

そこで、まず、アレイアンテナによる位置特定法として一般的に用いられている、位相補

償後コヒーレントに加算するビームフォーミング方式の信号対雑音比 (SNR) の改善効果について考える。いま、アレイアンテナの存在する平面と生存者が大気中に図 2. 3 4 のように配置されていて、ひとつの送信アンテナから正弦波を送波したときに複数のアンテナで受信される信号を位相補償後コヒーレントに加算して、ビームフォーミングを行う。このときの出力信号 E_s は次式で表される。第 2 章第 1 節では虚数単位の i を使用しているが、本節では添え字の i との混同を避けるために虚数単位は j を使っている。

$$E_s = \sum_{i=0}^{M-1} E_i W_i \quad (2-37)$$

ここで、 E_i は i 番目のアンテナで受信される信号、 W_i はビームフォーミングを行うために受信信号の位相を補償する項である。 M はアンテナの総数である。位相補償項が実際の生存者までの距離に対応する位相遅れと一致する場合は、

$$E_i W_i = |E_i W_i| e^{j\phi_0} \quad (2-38)$$

と表され、それぞれのアンテナの位置に依存しない位相 ϕ_0 の項と振幅 (絶対値) の積で表される。したがって、出力信号 E_s は、式 (2-38) を式 (2-37) に代入して、次式となる。

$$E_s = e^{j\phi_0} \sum_{i=0}^{M-1} |E_i W_i| \quad (2-39)$$

この出力信号の電力は、

$$|E_s|^2 = \left[\sum_{i=0}^{M-1} |E_i W_i| \right]^2 \quad (2-40)$$

と表される。このとき、すべてのアンテナの SNR が同じであれば、出力信号 E_s の SNR は、

$$(S/N)_s = \sqrt{M} (S/N) \quad (2-41)$$

となり、アンテナの総数 M の平方根に比例して改善する。

しかし、アンテナと生存者の間に瓦礫が介在する場合は、電波が瓦礫を伝搬する際に受ける位相歪みによって、式 (2-38) は、

$$E_i W_i = |E_i W_i| e^{j(\phi_0 + \phi_i)} \quad (2-42)$$

となる。ここで、 ϕ_i は i 番目のアンテナで受信される信号がうける位相歪みを表す。瓦礫の

分布は不均一であり、かつその分布をあらかじめ知ることは困難であるので、位相歪みはアンテナの位置に依存してランダムに変動する一種の雑音と考えることができる。この信号に対して、コヒーレントなビームフォーミングを行った場合の出力は、

$$E_s = e^{j\phi_0} \sum_{i=0}^{M-1} |E_i W_i| e^{j\phi_i} \quad (2-43)$$

と表され、位相歪みを含んだ項の総和となる。したがって、出力信号の電力は、次式のように位相歪みを含まない場合の電力、式(2-40)に比べて小さくなる。

$$|E_s|^2 = \left| \sum_{i=0}^{M-1} |E_i W_i| e^{j\phi_i} \right|^2 < \left[\sum_{i=0}^{M-1} |E_i W_i| \right]^2 \quad (2-44)$$

つまり、この場合のSNRは

$$(S/N)_s < \sqrt{M}(S/N) \quad (2-45)$$

となる。このように、瓦礫下の生存者を探査する場合には、コヒーレント加算によるビームフォーミングでは、SNRの改善効果は小さいことがわかる。

次に、すべてのアンテナで受信された信号を乗算した出力信号 E_m を考える。すなわち、

$$\begin{aligned} E_m &= \prod_{i=0}^{M-1} E_i W_i \\ &= \prod_{i=0}^{M-1} |E_i W_i| e^{j(\phi_0 + \phi_i)} \\ &= \exp \left\{ j \left(M\phi_0 + \sum_{i=0}^{M-1} \phi_i \right) \right\} \prod_{i=0}^{M-1} |E_i W_i| \end{aligned} \quad (2-46)$$

と表せる。したがって、出力信号の電力は、

$$|E_m|^2 = \prod_{i=0}^{M-1} |E_i W_i|^2 \quad (2-47)$$

と表され、位相歪み ϕ_i を含む項は消去される。しかし、雑音電力も信号電力と同様に乗算されるので、SNRは、それぞれのアンテナのSNRの積で表されることになる。つまり、それぞれのSNRが1より大きければ、乗算出力信号 E_m のSNRは改善されるが、1以下であると、SNRは低下する [17]。いま、すべてのアンテナのSNRが一定であるとすれば、出力信号 E_m のSNRは、

$$(S/N)_m = (S/N)^M \quad (2-48)$$

となる。ここで、乗算方式と加算方式のSNRを比較する。そこで、まず、乗算方式のSNR

が加算方式のSNRを超える臨界値を計算する。アンテナの総数とSNRの臨界値は、式（2-45）と式（2-48）から、

$$(S/N)^M = \sqrt{M}(S/N) \quad (2-49)$$

を満足する。式（2-49）を解くと、次のような関係式を得る。

$$(S/N) = M^{1/2(M-1)} \quad (2-50)$$

アンテナの総数 M を2から100の間で変化させた場合の、式（2-50）で表されるSNRの臨界値をプロットしたものが図2.44である。同図より、乗算方式が有利となるSNRはアンテナが2個のとき、3.0dBであるが、アンテナの総数が増大するにつれて急激に低下し、10個を超えると1dBを切ることがわかる。

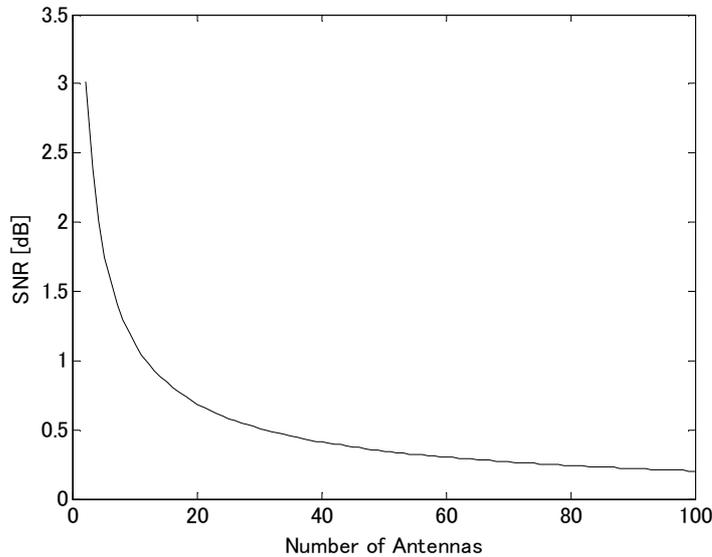


図2.44 アンテナ数とSNRの臨界値の関係

前述のように本研究で開発しようとしているレスキュー用のレーダは、アンテナの総数はなるべく少なくする必要があるため、アンテナ総数が少ない場合のSNRの改善を考察することは重要である。図2.45はアンテナのSNR=1.0dBとしたときの総数に対する出力信号のSNRを加算方式と乗算方式で比較したものである。同図より、アンテナ総数が10を超えると、乗算方式の方が、SNRの改善が優れていることがわかる。

一方、SNRが1以下の場合では、乗算方式よりも加算方式が優れているが、電波が瓦礫を伝搬する際に受ける位相歪みの影響により、SNRの改善は式（2-45）よりも低下することになる。また、アンテナの総数が少ないときは、加算方式のSNRの改善は小さいので、

優位性はさらに低いと考えられる。これらの考察から本研究では、乗算方式を採用した。本研究で開発した36個の受信アレイアンテナにおけるSNRの改善を図2. 4 6に示す。SNRが約0.5dB以上となると、乗算方式が優れており、出力信号のSNRは20dB以上を確保できることがわかる。

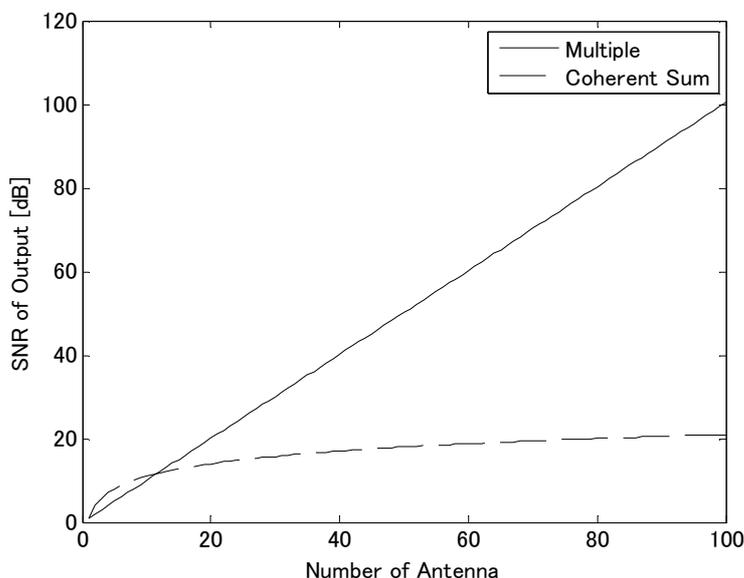


図2. 4 5 アンテナ総数と出力のSNRの関係。(各アンテナのSNRは1.0と仮定する。)

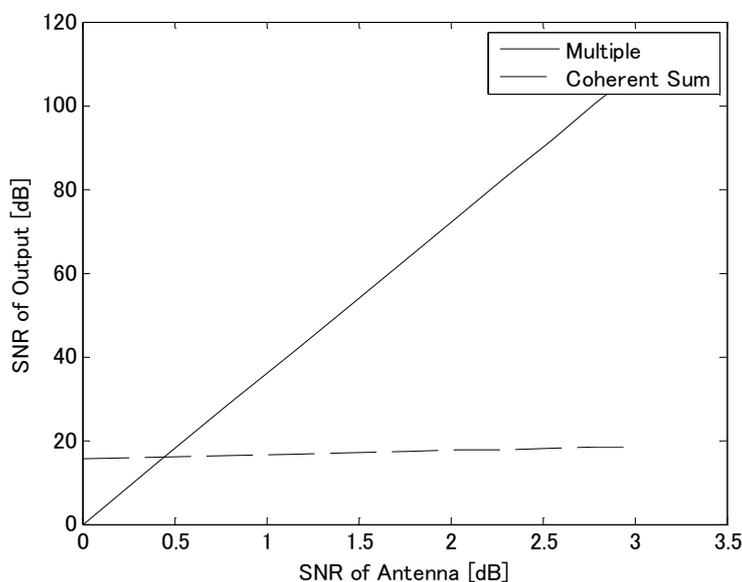


図2. 4 6 アンテナSNRと出力信号SNRの関係、36個のアンテナの場合

次に、位置の検出精度について考察する。コヒーレントに加算する方式では、アレイアンテナを構成するそれぞれのアンテナの位置によって受信電波の位相が π 異なるときに加算出

力の電力は低下することを利用してビームを形成するため、検出位置精度は半波長が基本となる。一方、乗算方式では式(2-47)のように出力信号の絶対値をとるため、位相情報はなくなり、位相補償によるビーム形成はできない。そこで、パルスエコー方式を採用すると、各アンテナでの受信波に対して送信パルス長以上の時間遅れが生じれば、乗算出力信号の電力低下を用いてビームを形成することができるが、検出位置精度は加算方式に比べると劣化する。本研究では生存者の位置特定を目的としているため、検出位置精度は1m程度あれば十分であると考えられる。一般にパルスエコー方式の距離分解能はパルス長の2分の1と考えられているので、パルス長は2mが必要な値となる。つまり、乗算方式は、分解能を犠牲にしてSNRを改善する方式と考えることができる。

呼吸による胸部の変位を検出する災害時救出用近距離レーダの周波数は、1215.1MHzが使われている。この波長は大気中で、約24cmであるので、1.2GHzを含む周波数帯域のパルス長が約2m以下(1.2GHzで波長の8倍程度以下)のパルス波を用いることになる。さて、乗算出力からの位置測定法は次のように行なう。受信アンテナごとのデータを前節で述べたような遅延時間間隔の補正を行った後、直交検波によってIQ信号を計算する。直交検波は、ソフトウェアで行い、1.2GHzの正弦波と余弦波を受信信号に乗算した後、直流を中心とするハニング窓を周波数領域で乗算することによって実現した。36個のアンテナで受信される信号をすべてコンピュータのメモリへ取り込むために1秒要するので、結果としてサンプリング周波数1[Hz]でI/Q信号を時系列に取得することになる。この信号は、遅延時間(等価サンプリング周波数約50ps、アンテナからの距離に対応)と反射波を繰り返し受信する時間(サンプリング周波数約1Hz)という2次元の複素関数となる。これら2つの時間を区別するため、前者を遅延時間または距離、後者を繰り返し時間と呼ぶことにする。計算された2次元複素関数は、MTI(Moving Target Indicator)フィルタによってクラッタ成分を取り除いた後、FFTによってスペクトルを計算する。このような処理によって計算された信号は、距離と周波数の2次元関数となる。ひとつのモジュールに内蔵されている4個のアンテナについては、同一地点での受信波と考えて、4つのスペクトルの距離を移動せずにそのまま乗算する。それを、そのモジュールの中心を座標とする位置で得られた距離対スペクトルマップとする。被験者の呼吸を測定した例を図2.47に示す。アンテナからの距離3.0m付近において0.2~0.3Hzで変動する成分が観察される。この周波数は呼吸周波数に対応する。

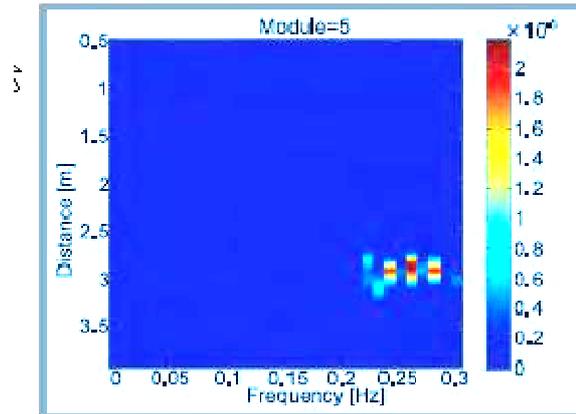


図 2. 4 7 距離-スペクトルマッピングの一例

瓦礫上に展開された9個のモジュールで得られた受信信号から、上述の処理によって9つの距離スペクトルマップが計算される。これらのマップから生存者の位置を推定するために、探査を行う3次元空間を格子状に分割して、各格子点についての呼吸周波数の成分を計算する。各格子点での送信アンテナ-生存者-受信アンテナという電波の伝搬経路長が異なるので、その経路長に対応する時間遅れを式(2-51)によって計算する。

$$\tau_i = \frac{d_{Tx} + d_i}{c} \quad (2-51)$$

ただし、 d_{Tx} は候補点と送信アンテナ間の距離、 d_i は候補点と*i*番目のモジュール間の距離、 c は光速である。なお、各モジュール内に4つのアンテナの位置については、前述のとおり計算を簡略化するためモジュールの中心位置で代表させた。

それぞれのモジュールの距離対スペクトルマップは、式(2-51)から求めた*i*番目のモジュールの遅れ時間 τ_i だけ推移させた後、すべて乗算される。この乗算後のスペクトルマップについて、呼吸周波数を0.2Hz~0.5Hzと考えると、この周波数帯域のデータを加算する。さらに、電波が瓦礫等を透過する際に受ける位相変化を考慮して、 $\tau_i \pm \Delta\tau$ の範囲について、乗算された値を加算した。すなわち、式(2-51)で与えられる値を*x*番目の格子点における生存者の存在する可能性を表す指標とした。これを生存度分布とする。

$$v_x = \sum_{j=1}^M \sum_{k=1}^N \prod_{i=1}^9 a_{ijk} \quad (2-52)$$

ここで、 a_{ijk} は*i*番目のモジュールの距離対スペクトルマップを表し、 N と M はそれぞれ周波数方向に加算するデータの数と遅延時間(距離)方向に加算するデータの数を表す。

2. 6. 5 生存者3次元位置推定法とSNR改善ラボ実験

図2.48にテストサイトの全体像を示す。4階にアンテナを展開した。

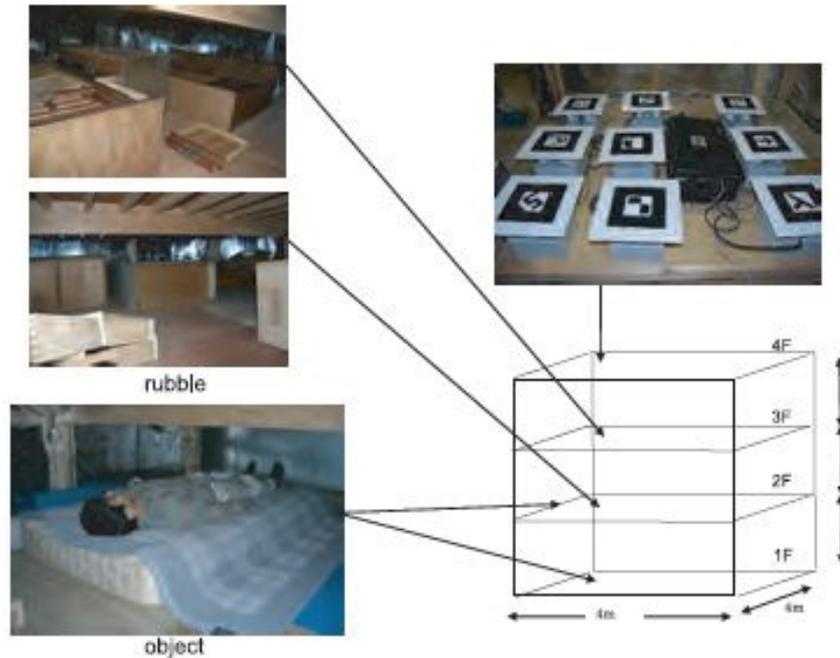


図2.48 テストサイトの写真。(このタワーの寸法は幅4m奥行き4m高さ3mであり、壊れた家屋をシミュレートしており、木製である。)

アレイアンテナの長さは縦2m、横2mである。2階と3階には写真に示すように木製家具、木材を配置して災害現場を模擬した。探査領域において、高さ方向に50cmごとの平面を考え、各平面上に8cm×8cmの格子点を設定した。アンテナモジュールは2m×2mの平面に置かれており、その下2m×2m×5mの3次元空間の生存度分布を計算した。図2.49の右側は、モジュール5の3m下に被験者がいるときの生存度分布である。また、被験者とモジュールの位置関係を図2.49の左に示す。実際の被験者の位置と、生存度分布のピーク値(図中赤い領域)の位置が一致していることがわかる。

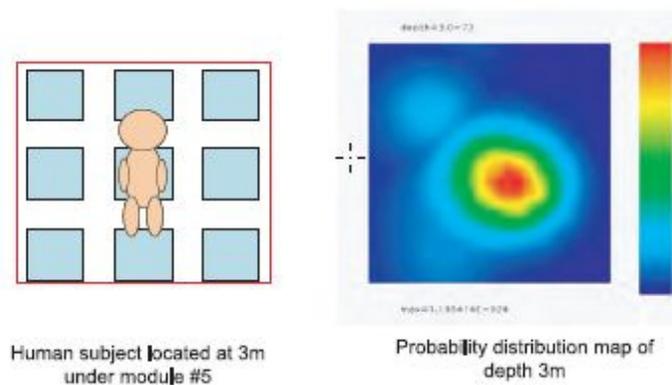


図2.49 被験者はモジュール5の下に横たわっている。距離は3mである。

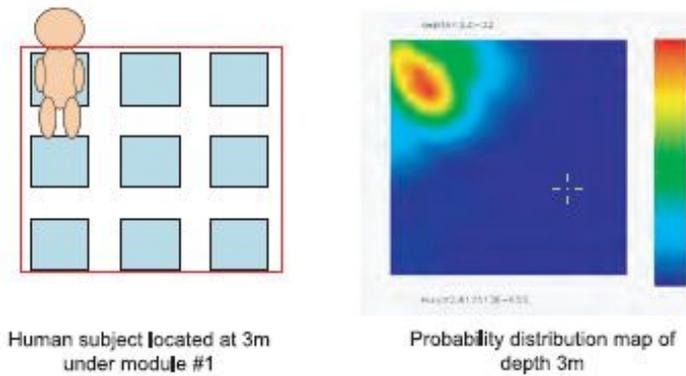


図2. 50 被験者はモジュール1の下に横たわっている。距離は3mである

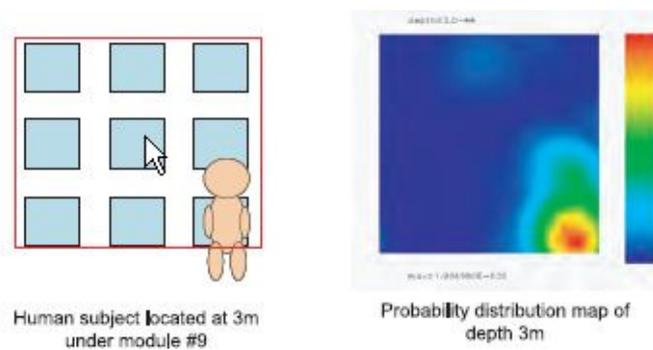


図2. 51 被験者はモジュール9の下に横たわっている。距離は3mである。

さらに、生存者位置を変えて行った実験の結果を図2. 50、図2. 51に示す。これらの実験ではそれぞれの図の左に示した被験者の位置と、生存度分布のピーク値の位置がよく一致していることがわかる。実際の現場では、瓦礫の下に生存者が1人だけとは限らない。そこで、瓦礫の下に生存者が同時に2人いるときにその位置を特定できるかどうかについて調べた。図2. 52と図2. 53は被験者の位置とその平面での生存度分布を示したものである。図2. 52では、アンテナからの距離2mおよび3mの距離において被験者がそれぞれひとりずつ存在する場合である。被験者の位置と生存度分布のピークの位置が一致していることがわかる。図2. 53はモジュール下2mおよび2.5mの距離において、それぞれ被験者の位置と生存度分布のピーク位置が一致していることがわかる。

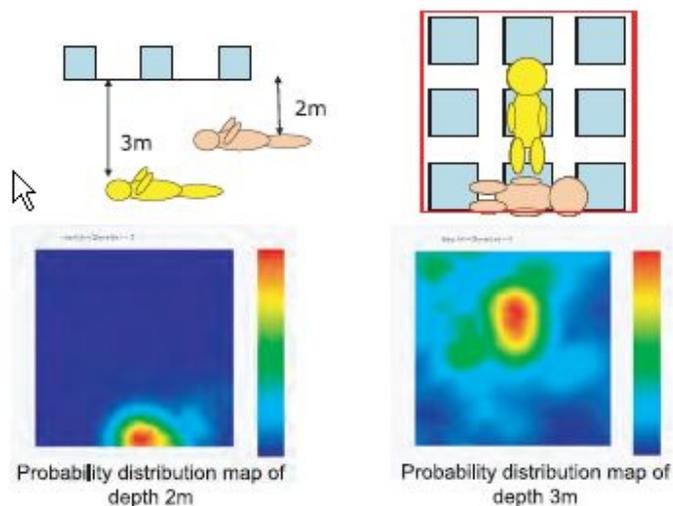


図 2. 5 2 被験者 1 はモジュール 8 の下 2m に被験者 2 はモジュール 5 の下 3m にいる。

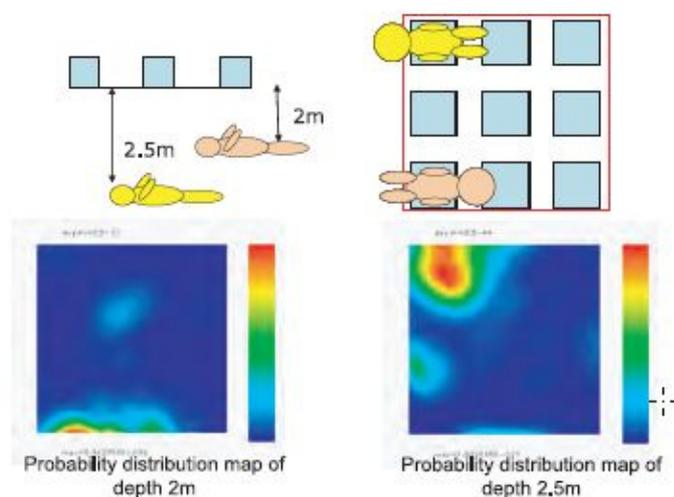


図 2. 5 3 被験者 1 はモジュールの下 2m に被験者 2 はモジュール 1 の下 2.5m にいる。

2. 6. 6 アレイアンテナパルスシステムまとめ

本基礎的研究では、2次元アレイアンテナを搭載した遅延相関型パルスレーダシステムによって構成した生存者探索用レーダシステムについて検討し、探索領域内の生存度分布を表示することによって生存者の位置を特定する方法を研究した。実際に構築した実験システムを用いて、ラボ実験を行い、 $2\text{m} \times 2\text{m}$ 高さ3mの範囲で、被験者位置を3次的に推定することができた。

第3章 MDRの医療応用への実験室における研究

3.1 医療用アイソレーションユニットへの応用について

3.1.1 医療用アイソレーションユニットに適用する非接触バイタルサインモニタリングシステムに関する研究

2002年から2003年にアジアを中心に流行した「重症急性呼吸器症候群（SARS）」においては最終的に8,098症例と774死亡例が報告された（WHO）。とくに医療従事者の感染例は1707症例で21%を占める[18]。医療従事者は患者の治療中に感染したものであり、これを契機に急速に患者を隔離、搬送、治療できるアイソレーターと呼ばれる機器が配備された。アイソレーターには通常点滴や輸血、酸素吸入システムなどが装備されているが、患者のバイタルサインを計測するシステムは装備されていない。

そこで、第2章までの基礎的研究のもとに、アイソレーションユニット（Casualty Care System, CCS™）内の患者のバイタルサインをアイソレーションユニットの外部から、生化学汚染環境下で、患者に触れることなく計測するために、心拍数と呼吸数を同時に計測できるMDRを使用した非接触バイタルサインモニタリングシステムを開発した。CCSは、感染性病原体や有毒化学物質にさらされた患者を激甚災害時や爾後に汚染や再感染を防ぎつつ搬送するためのものである。

CCSには複数の通気性のある反応性ラミネートが使用され、化学物質と病原体の汚染を24時間防御している。この反応性ラミネートは酸素と二酸化炭素は通過させるので、CCS内の二酸化炭素濃度を増加させず、ウイルスや有害化学物質の浸透を防いでいる。また、このCCSには2系統の点滴ラインと呼吸用チューブが医療用インターフェイスとして装備されている。CCS内部の気圧はおかれた条件に応じて大気圧より低い気圧または高い気圧に維持することができる。患者自身が汚染されている場合は陰圧にし、外気が汚染されている場合は陽圧にする。原子力災害の際には、CCSは内部を陽圧にすることによって患者を大気中の浮遊放射能物質による2次被ばくから防護することができると考えられる。

松井ら[19],[20]は、大量出血によるショックや毒物による汚染にさらされた対象の病態生理学的診断を行うために、大量出血状態や毒物汚染された実験動物の心拍数、呼吸数モニターを非接触で行う方法について報告している。

本研究の目的はCCS内部にいるヒトのバイタルサイン計測において、その非接触モニタリングシステムが有用であることを示すことにある。また、本研究において呼気中の二酸化炭素濃度および一酸化炭素濃度もリアルタイムで呼気ガス分析計によって計測した。外傷性損傷は血中の一酸化炭素ヘモグロビン（CO-Hb）濃度を増加させる[21],[22]が、呼気中の一酸化炭素濃度と血中の一酸化炭素ヘモグロビン濃度には相関があることが知られており、ま

た、呼気中の二酸化炭素濃度は動脈血の pH を決定する要因である動脈中の二酸化炭素分圧と相関があるからである[23]。

3. 1. 2 アイソレーションユニット用非接触バイタルサインモニタリングシステムの構成

非接触モニタリングシステムは MDR (株式会社 タウ技研製 LDR-1)と分析記録計 (横河電機製 AR1199A)によって構成される。図 3.1 にシステムを示す。

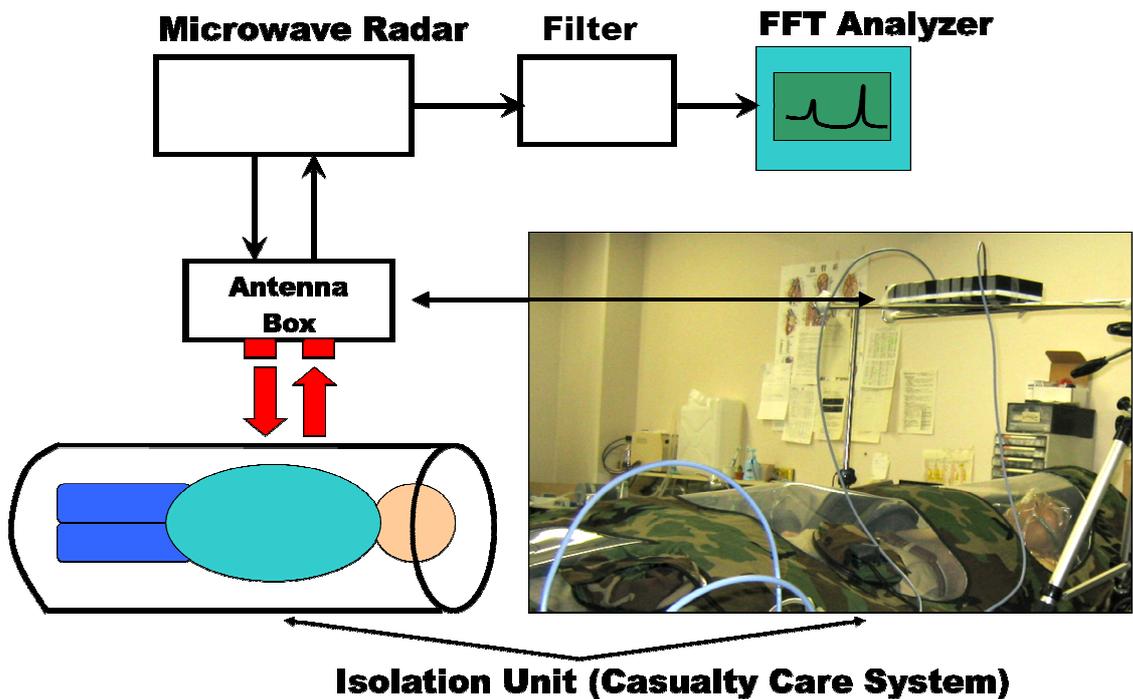


図 3. 1 医療用アイソレーションユニット上に設置された実験用装置

MDR として災害時の生存者探査用レーダと呼ばれる 1 周波数連続波タイプのものを用いている。本論文第 2 章 4 節に述べたとおり、心拍による体表の変位や呼吸による体表の変位をマイクロ波の位相差で検出するように設計されており、そのため原発振器の信号を逡倍することにより、局部発振信号や送信信号を生成しており極めて安定的に呼吸などの微小変位を計測することができる。また、不要波キャンセル回路により固定反射物からの大きな反射波を打ち消し、対象となる微小な変位を検出できる[6], [24],[25], [26]。

さらに本研究では上記の非接触バイタルサイン計測のほかに、呼気ガス分析計 (Carbolyzer™ mBA-2000、株式会社 タイヨウ製) によってリアルタイムで呼気中の一酸化炭素および二酸化炭素濃度を計測した。被験者の自発呼吸による呼気を呼吸マスクとチ

ューブによって収集した。呼気ガスのサンプリングレートは 200ml/min であった。

収集された CO および CO₂ 濃度はそれぞれ定電位電解法および非分散型赤外線分析法により測定される。測定された CO および CO₂ 濃度は 1 秒ごとにコンピュータに記録される。また、マスクの排気部の呼気ガスの温度を熱電対で計測した。同時にこの熱電対は呼吸数を計測するセンサとしても利用されている。

3. 1. 3 アイソレーションユニット内バイタルサイン計測実験

本実験においては 8 名の健常な男性被験者を対象とした。対象の年齢は 30 歳から 48 歳までであった。またこの実験の期間中 CCS 内は陽圧に保たれた。送、受信用の二つのマイクロストリップアンテナ（直径 70mm、中心周波数 1215MHz、リターンロス-10dB 以下の帯域幅 70MHz）は図 3. 1 に示すように、CCS の表面から 30cm 離して設置されたアンテナボックス（37×15×5cm）上に固定されている。心拍による変位は微小であるため、心拍による体表変位を明瞭に観測するためには、体表からの距離は 50cm 以下でなければならない。

マイクロ波レーダのアナログ出力は分析記録計に入力される。呼吸周波数のスペクトルと心拍による変位の周波数によるスペクトルを検出するためにハニング窓を用いた高速フーリエ変換（Fast Fourier Transform : FFT）を分析記録計上で実行する。FFT は時間軸波形を周波数軸に分解し、それぞれのパワースペクトルを計算する。

心拍による変位計測のために心拍検出用にはアナログ信号をハイパスフィルタにより処理をした。呼吸計測用にはハイパスフィルタを用いなかった。

非接触計測と比較するために、ECG（福田電子製 DS520）によって心拍数を計測し、呼吸数は ECG 計測電極間のインピーダンス変動から測定し記録した。

量的なデータは[平均値±SD]と表している。また、相関係数は元データに対する最小自乗近似の近似の良さを示している。統計的分析は StatView (ver 4.11)ソフトウェアによって行った。また、実験実施計画は倫理委員会によって承認された。

3. 1. 4 アイソレーションユニット内バイタルサイン計測実験結果

ハイパスフィルタを通した後の検出波形においては図 3. 2 の(a)に示すような早い振動の波形が観測された。これは、ヒトの胸付近の心拍による変動が反映したものである。一方、ハイパスフィルタを通さない場合はゆっくりとした周期的変動が観測された。これはヒトの胸付近の呼吸による変動が反映したものであり、波形を図 3. 2 (b)に示す。

ハイパスフィルタを通した場合の FFT のパワースペクトルは 1.39Hz（83 拍/分）にピークが見られ心拍数に対応している。図 3. 3 (a)に FFT 結果を示している。ハイパスフィルタは 0.4Hz 以下の信号を抑圧していることが分かる。0.8Hz 周辺にいくつかの連続したピー

クがあるが、その周波数の低さから心拍由来の成分ではないようである。このとき比較用に計測した ECG による計測で、この被験者の場合 1.43Hz (86 拍/分) が観測された。マイクロ波レーダによって計測された心拍数はほぼ ECG 計測と一致した。8 人の被験者平均 63.6 ± 14.4 (拍/分) であった。

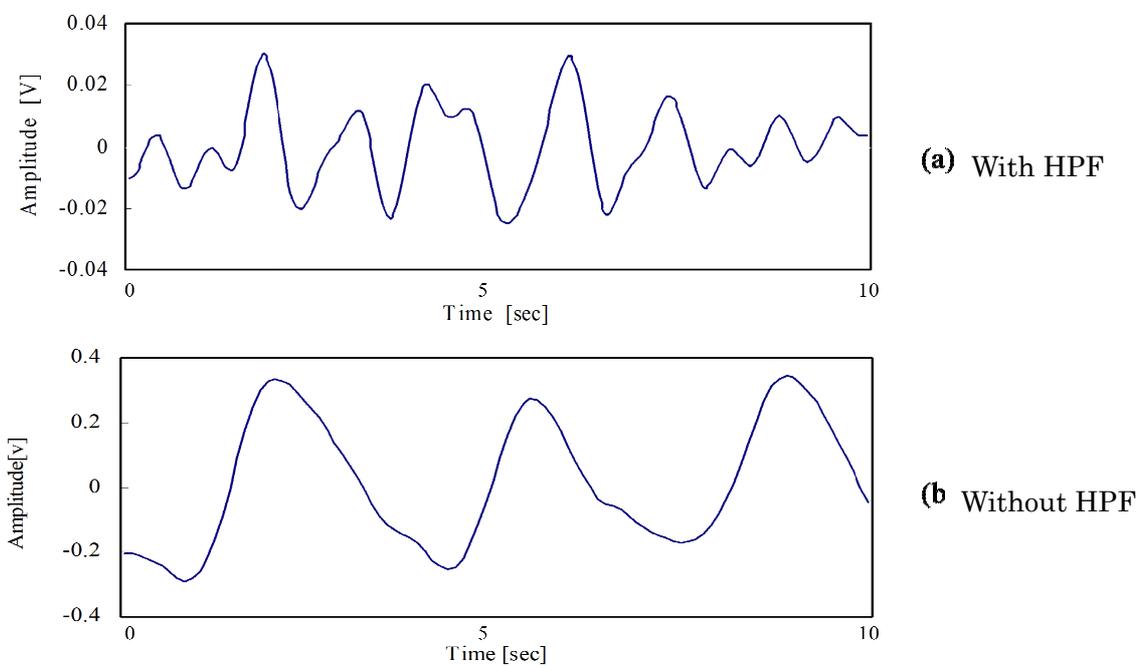


図 3. 2 観測された出力信号のハイパスフィルタのある(a)なし(b)の波形

ハイパスフィルタを用いない場合、FFT のパワースペクトルにおいて呼吸のスペクトルが支配的であった。この場合のスペクトルは 0.27Hz (16 回/分) であり、図 3. 3 の(b)に示す。ECG 電極間のインピーダンス変化から検出された呼吸周波数はこの被験者の場合 0.25Hz (15 回/分) であった。マイクロ波レーダによって計測された呼吸数と ECG 電極間のインピーダンス変動によって計測された呼吸数はほぼ一致している。

8 人の被験者の計測では、呼吸のマイクロ波レーダの計測結果は平均 17.1 ± 1.7 (回/分) であった。図 3. 4 はマイクロ波レーダによって計測された呼吸数と ECG によって計測された呼吸数の相関を(a)に示し、マイクロ波レーダによって計測された心拍数と ECG によって計測された心拍数の相関を(b)に示す。心拍数においては $r = 0.98$ $p < 0.01$ であり、呼吸数においては $r = 0.86$, $p < 0.01$ であった。

図 3. 5 はマイクロ波レーダによって計測された呼吸数と熱電対による呼吸の直接計測との間の相関を示している。

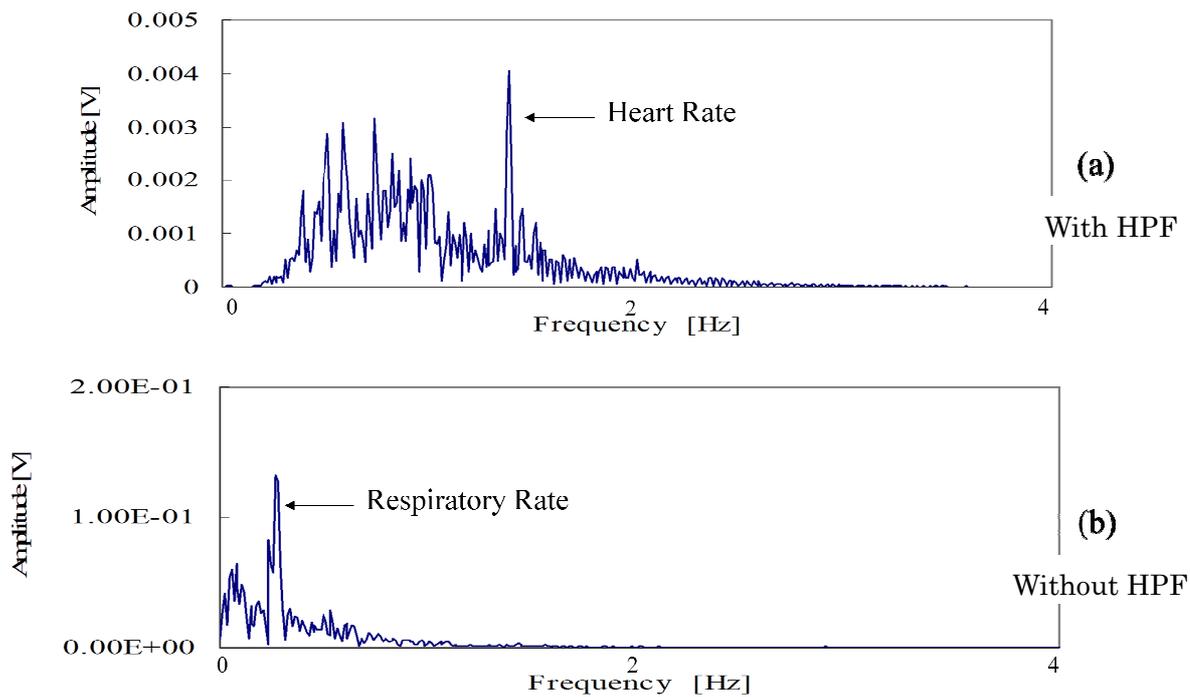


Figure 3

図 3. 3 図 3. 2 の信号の FFT 解析結果

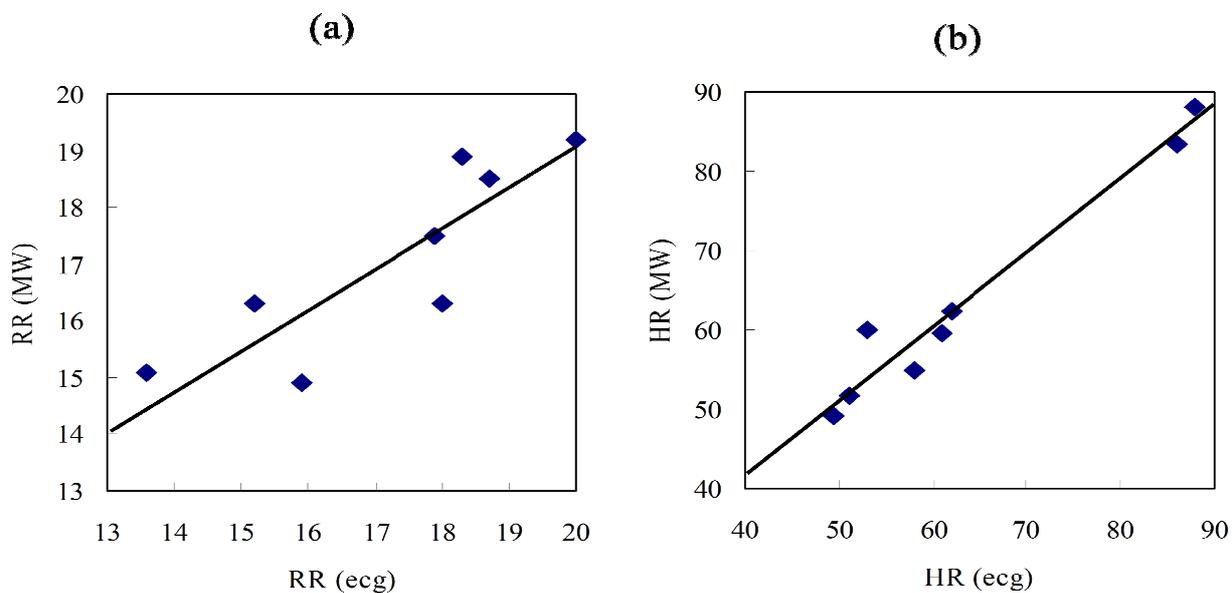


図 3. 4 マイクロ波レーダと ECG 計測による呼吸数と心拍数の相関

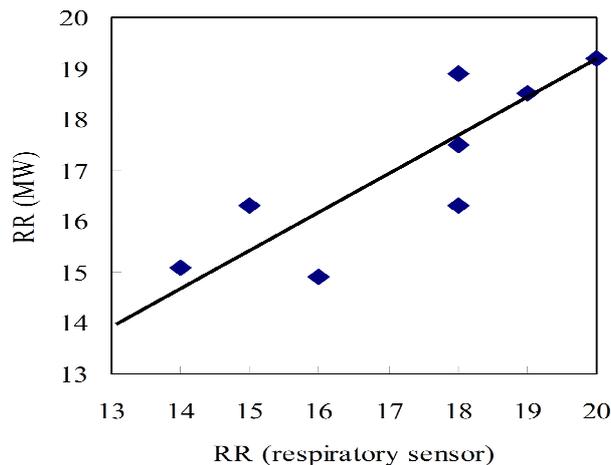


図3. 5 マイクロ波レーダと呼吸センサによる呼吸数計測の相関

呼吸マスクを被験者に装着すると、一酸化炭素濃度および二酸化炭素濃度は5分間で一定値に到達した。図3. 6にその観測結果を示す。8人の被験者において一定値に到達後の一酸化炭素濃度の平均は $3.8 \pm 4.3\text{ppm}$ であり、二酸化炭素濃度の平均は $2.9 \pm 0.4\%$ であった。呼吸マスクの排気部で計測した呼気ガス温度は被験者の吸気、呼気のたびに変動した。変動波形を図3. 7に示す。8人の被験者の呼気温度の平均は $31.8 \pm 1.7^\circ\text{C}$ であった。呼気ガスの温度は体温と強い相関があり ($r = 0.78, p < 0.05$)、健常な被験者の体温の方が呼気よりも平均で $4.5 \pm 1.3^\circ\text{C}$ 高かった。

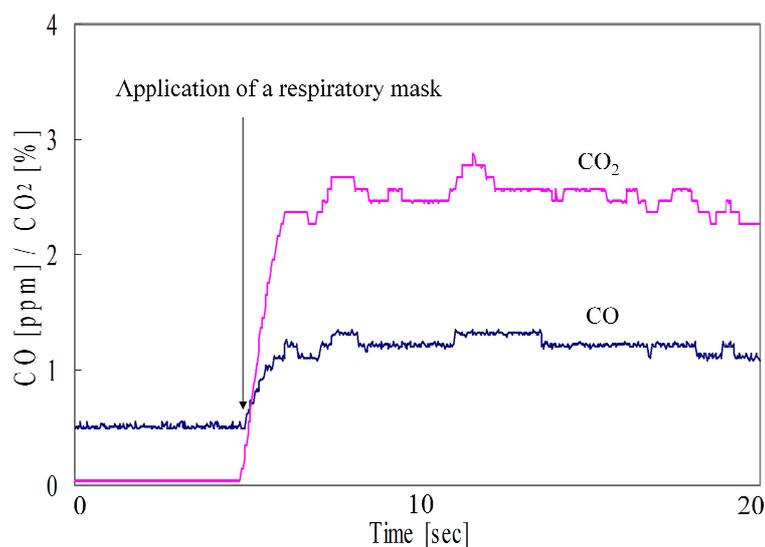


図3. 6 一酸化炭素および二酸化炭素濃度の時間変化

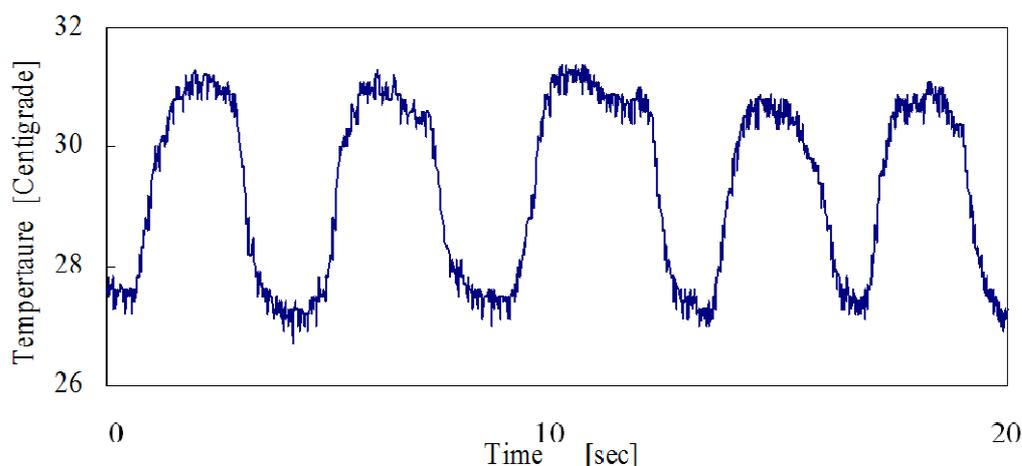


図 3. 7 呼気ガス温度の時間軸変動

3. 1. 5 医療用アイソレーションユニットに適用する非接触バイタルサインモニタリングシステムに関する研究 考察とまとめ

3. 1で述べたごとく、松井らは、動物実験において非接触での心拍数、呼吸数の計測によって対照群と血液減少群とを線形判別関数によって分離することができることを報告しており、したがって、本研究のシステムを用いれば患者に触れることなく患者の血液減少状態をモニタ可能であることを示している。

前述の松井らの研究では非接触計測によって血液減少群と判別された群は代謝性アシドーシスと低体温を発症した。大量出血に起因する代謝性アシドーシスと低体温の組み合わせは外傷性患者の場合によくあるケースである[27],[28],[29]。よって、本研究における非接触モニタリングシステムは電極を使うことなく患者の心拍数、呼吸数を計測し、前述の線形判別関数を適用することによって血液減少状態を判別し、血中の酸-塩基バランスの乱れを知ることができる。

また、呼気を観測することによって、患者の生化学的状态を知ることができる。たとえば、本研究における呼気モニタリングシステムはリアルタイムで呼気中の一酸化炭素濃度を計測できるが、その呼気中の一酸化炭素濃度と血中の一酸化炭素ヘモグロビン濃度とは相関があり、患者の状态の重要な指標となる。

ヘムオキシゲナーゼ酵素の生成物にはビリルビンおよび一酸化炭素ヘモグロビンが含まれるが、これらは生化学的ストレス状態に対する防御効果を有する。ヘムオキシゲナーゼ1酵素は酸化ストレスが発生すると生成が促進され、結果として一酸化炭素ヘモグロビンが出血性のショック状態の患者ではそうではない患者に比べて増加する。出血性ショック状態

の患者（収縮期血圧<90mmHg）からのサンプル中一酸化炭素ヘモグロビンレベルはショックには至らない患者（収縮期血圧>90mmHg）からのサンプル中の一酸化炭素ヘモグロビンレベルに比べて著しく高いことが知られている。

さらに、本システムにおいて動脈血 pH を決定する呼吸ファクターである動脈血の二酸化炭素分圧と相関がある呼気中の二酸化炭素濃度もモニタすることができる。すでに報告されているように、代謝性アシドーシスの緩和が長期出血による低血圧状態からの回復に必須である。重篤な代謝性アシドーシスの緩和には血流の復活と、効果に異論もあるが、重炭酸ナトリウムの早急な投与が必要である[30]。

本研究のモニタリングシステムでは、呼気温度をもモニタしている。呼気温度は間接的な体温情報を与える。低体温はアシドーシスとともに受傷患者の致命的状態を示す兆候であると認識されるようになり、また、死亡例を増加させる要因でもあると認識されるようになった。

このようなシステムはたとえば大規模災害時に有害化学物質や病原体の二次汚染を防ぎながら、CCS のようなアイソレーターユニットの外部から衣類の除去も必要とせず、除染以前に患者の状態を把握し、CCS の点滴ラインからなにを投与すべきか病院搬送以前に判断することができるなど、将来有用になると考えられる。

3. 2 副交感神経賦活化診断への応用について

3. 2. 1 MDR を用いた満腹時の副交感神経賦活化診断に関する研究

被験者に装置を装着するなどの負荷を与えずストレスによる交感神経の賦活化を観測する手法を開発するために、松井らは MDR モジュールを用いて非接触で被験者にストレスを与える音を聞かせ、その際に生じる交感神経賦活化の測定法をすでに報告している[31]。

最近の研究において、副交感神経の賦活化が車両の運転中に引き起こされる人為的ミスの原因であることが示唆されている[32],[33],[34]。池田らはブルガダ型心電図を持つ患者群中の特にハイリスクなグループを特定するための満腹テストと呼ばれる診断法の可能性について評価している[35]。ブルガダ症候群の患者群においては自立神経系の失調や高い副交感神経の賦活化は心室細動の原因となる。

そこでヒューマンエラーの原因となりうる副交感神経系の賦活化を観測するために、24GHz 小型 MDR モジュールによって被験者に触れることなく、満腹状態によってもたらされる副交感神経系の賦活化を観測した。食物の摂取は副交感神経を賦活化する。

3. 2. 2 副交感神経賦活化診断実験に用いたシステムと方法

心拍変動指標 (HRV) の周波数変換後のパワースペクトルは自律神経の賦活状態を示す指標であることが分かってきている。長時間に亘り電極を取り付けて行う HRV 観測は被験者に大きな負荷を与えるので、本研究においては椅子の背面に設置された 24GHz 小型 MDR モジュールにより椅子背部を透して、電極を装着させることなく、満腹状態における HRV を計測し、副交感神経系の賦活状態を観測した。MDR の出力は図 3. 8 のごとく、コントロールユニットを介してコンピュータに転送される。

24GHz 小型 MDR モジュールは (株) タウ技研製であり、出力は 10mW である。長方形の小型ケース (8×5×3cm) 内に内蔵されており、マイクロ波発振器とアンテナが一体化されたものである。

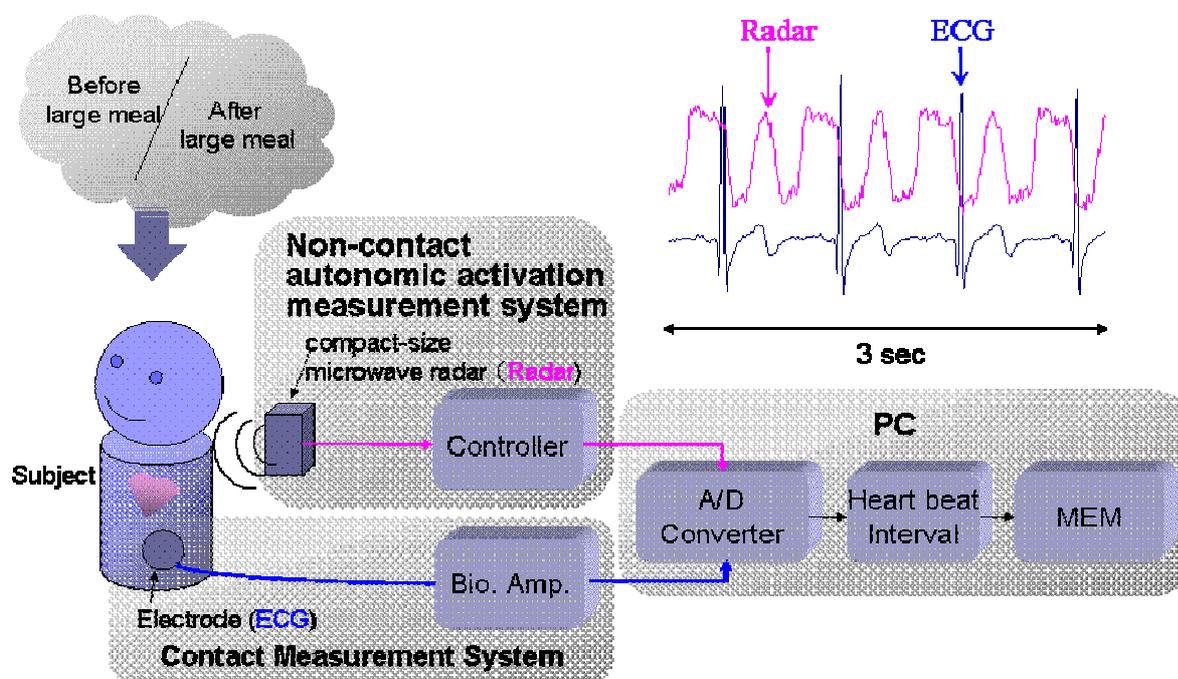


図 3. 8 非接触自律神経活性化測定、実験設備

MDR 出力のピーク間を計測して汎用解析ソフトウェアである Bimutas II (キッセイコムテック製) を使用して心拍間隔を測定した。その心拍間隔から最大エントロピー法によるソフトウェアである MemCalc (GMS 製) によって HRV の HF 成分のスペクトラムを計算した。HF 成分は HRV の周波数解析によって得られる 0.15~0.4Hz の間のスペクトル成分である。

HF 成分は副交感神経系自律神経の賦活化を示す指標として評価される。参照データとして従来型の電極を取り付けて計測する ECG 計測を同時に行った。

被験者は7人の健常な男子でありその平均年齢は 23 ± 1 歳であった。すべての被験者は食べられる限りたっぷりの昼食と飲料水を摂取した。食事は4個から5個の普通サイズハンバーガーと炭酸飲料であった。被験者はこれらの食事を20分以内に摂取し終わるように実験の主催者から要請した。

3. 2. 3 MDR を用いた満腹時の副交感神経賦活化診断に関する研究 実験結果と考察

たっぷりの食事前10分と食後10分に被験者が椅子に座っている状態でMDRによる非接触計測が行われた。時間に関する心拍数変動パターンは非接触のMDR計測とECG計測でほぼ同様であった。結果を図3. 9に示す。

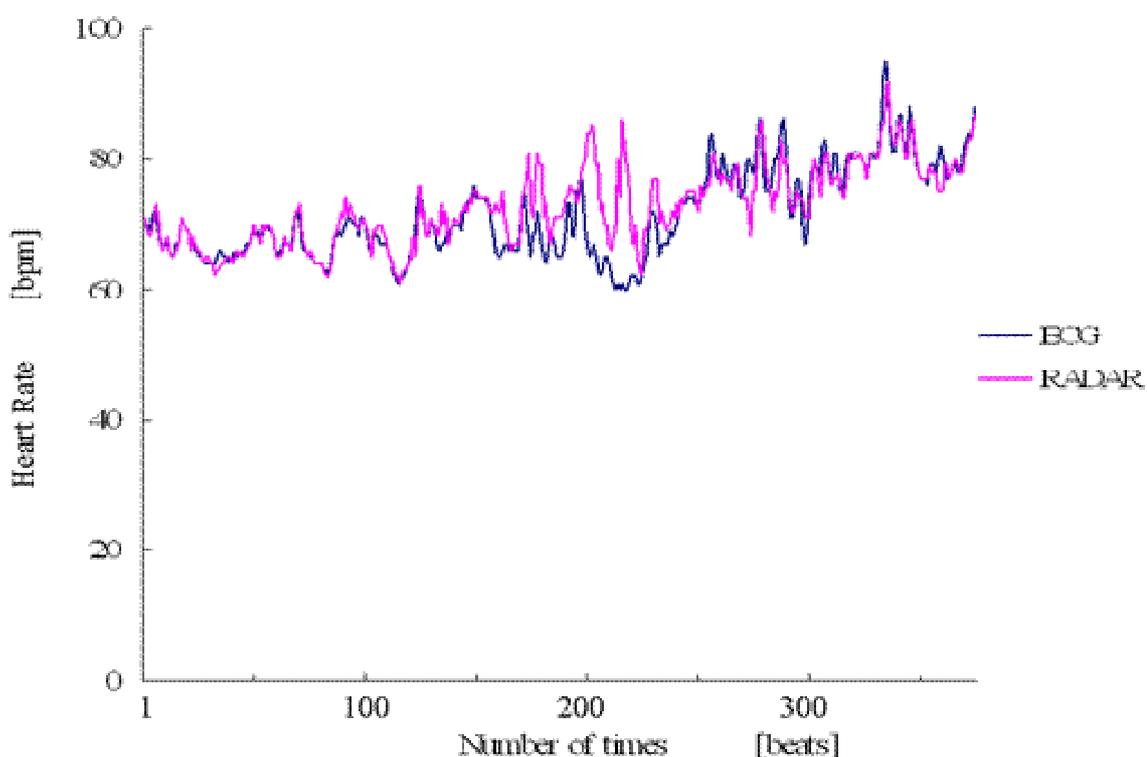


図3. 9 時間軸心拍数変動パターン

MDR計測とECG計測の僅かな不一致はレーダの空間分解能の限界に起因するものと考えられ、図3. 8にみられるごとく、MDR出力はECGのR波に比べて広い波形をもっていることから理解できる。満腹状態の前後でのHFの変化はMDRによる計測とECGによる計測では同様であった。満腹状態はHFを著しく増大させた。MDRでは $HF\ 1,026 \pm 510[ms^2]$ から $HF\ 1,893 \pm 613[ms^2]$ ($p < 0.05$) へと増大し、ECG計測では $HF\ 922 \pm 628[ms^2]$ から $HF\ 1,861 \pm 940[ms^2]$ ($p < 0.05$) へと増大した。グラフを図3. 10に示す。

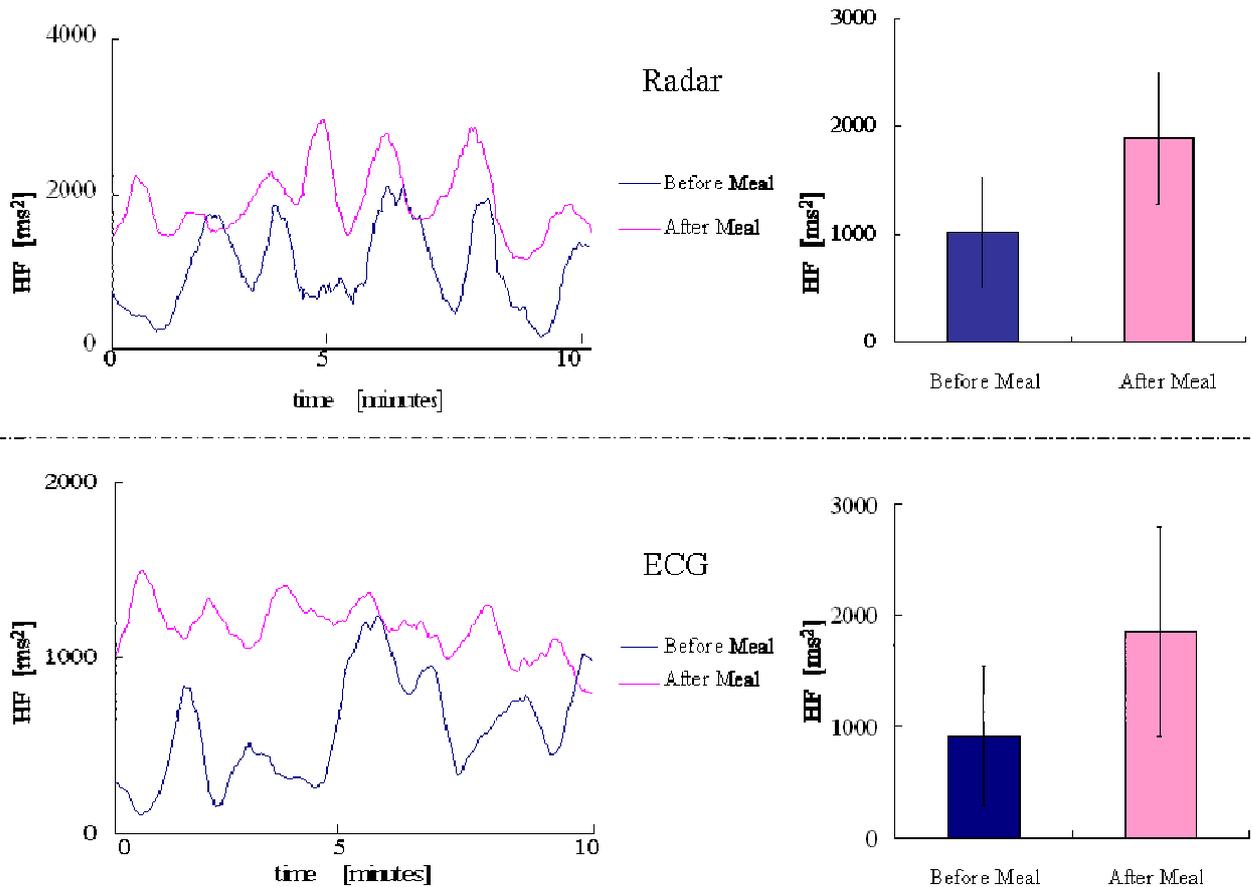


図3. 10 非接触計測（レーダ）と接触計測（ECG）：ともに食前と食後ではHF変化は同様であった。満腹状態になると非接触（レーダ）計測ではHFは $p < 0.05$ において $1,026 \pm 510[\text{ms}^2]$ から $1,893 \pm 613[\text{ms}^2]$ に増加し、接触（ECG）計測では同じく $p < 0.05$ において、 $922 \pm 628[\text{ms}^2]$ から $1,861 \pm 940[\text{ms}^2]$ に増加した。

満腹によって誘起された副交感神経の賦活化が被験者に触れることなく、かつ電極を使用することなく観測できたと言える。このような提案手法によれば、たとえば自動車の運転中や装置類の操作中の副交感神経系の賦活化の観測、したがって注意力の低下や眠気などの観測に、将来大いに期待できる。また、提案手法によれば被験者に何の負荷も与えずに、日常的に副交感神経系の賦活化を観測することができるので、人為的ミスに起因する事故を減少させること寄与できる可能性がある。

3. 3 ストレス診断への応用について

3. 3. 1 10GHzMDR による非接触 V(T)/T(I)変動計測を用いたストレスモニタリングの新手法の研究：ストレス音源による V(T)/T(I)変動計測

我々は職業環境の中で日々ストレスに晒されている。積極的なストレスレベルの評価は職場内の肉体的、精神的健康を維持するためのストレスコントロールの上でますます重要となっている。ストレスレベルの計測システムにとって、計測に影響する可能性のある肉体的や精神的負荷を与えず簡単で非侵襲な方法によってストレスレベルを計測できることが極めて重要である。このため、出力 7mW、10GHz の MDR を用いた V(T)/T(I)比（一回換気量呼気時間比）変動を計測する非接触ストレスモニタリングシステムを開発した。先行研究によって呼吸流量を示す V (T)/T(I)比はストレス負荷によって増大することが明らかにされている [36],[37]。

システムの有効性を評価するため、本研究では 8 名の被験者（23±1 歳）の参加のもと不快なストレス音源による V(T)/T(I)変化を調査した。このシステムは被験者から 50cm の距離に置かれているが、これは松井らがストレスモニタリングのために心拍数変動を計測したシステム（MDR 計測）の計測可能距離を上回っている。松井らのシステムの計測可能距離は対象が脈波による体表面のわずかな変動であるためせいぜい 5cm 程度であった [19],[20],[38],[39]。

非接触によるより長い距離からのストレスモニタリングシステムは職場での簡単かつ迅速なストレスモニタリングを可能にする。そしてこれらのシステムは、ハイデマンド、ハイリスクな職業に就く人々のように、仕事に関連するストレスに晒されている人々の、肉体的精神的健康を守るために利用可能である。

3. 3. 2 ストレス音源による V(T)/T(I)変動計測方法

非接触呼吸パターン計測のためのシステムを考案した。本システムは LabVIEW で書かれたデータ処理プログラムを実装した PC、A/D 変換器、MDR のコントロールユニット、および小型 10GHzMDR（株式会社タウ技研製）からなっている。（図 3. 1 1）このシステムでは被験者の体幹の呼吸による変位を計測するため、MDR は 10GHz 帯、7mW 出力のマイクロ波を放射している。このレーダは直径 9cm、高さ 5cm の円筒内に置かれ、発信器とアンテナが一体のモジュールによって構成されている。10GHz 帯 MDR のアナログ出力はコントローラーを介し A/D 変換後 PC に送られ計測プログラムによってリアルタイム表示され、解析されるようになっている。また、計測プログラムには呼吸計測のために 0.1~0.5Hz のバンドパスフィルターも実装されており、バックグラウンドノイズを除去している。このフィルター後のレーダ波形から呼吸波形を抽出している。

また、予備実験として、スパイロメーター（HI105、チェスト株式会社製）と 10GHzMDR の呼吸波形を比較し、レーダ波形から換気量を計算する線形近似方程式を求めるため、22 歳から 24 歳までの健常な被験者（ 23 ± 1 歳）8 名について両方の計測器で同時に呼吸波形を計測した。その後、最小自乗法により線形近似方程式の係数を決定した。これらの計測の結果、どちらの計測法によっても、図 3. 1 2 に示すような互いに類似した変動を示す波形が得られた。近似方程式によりそれぞれの呼吸の換気量である $V(T)$ はレーダ波形の Peak to Peak 値によって計算された。吸気時間 $T(I)$ は呼吸波形の上昇時間から求めた。計測プログラムは実時間で呼吸ごとに変化する $V(T)/T(I)$ 値を表示可能とした。

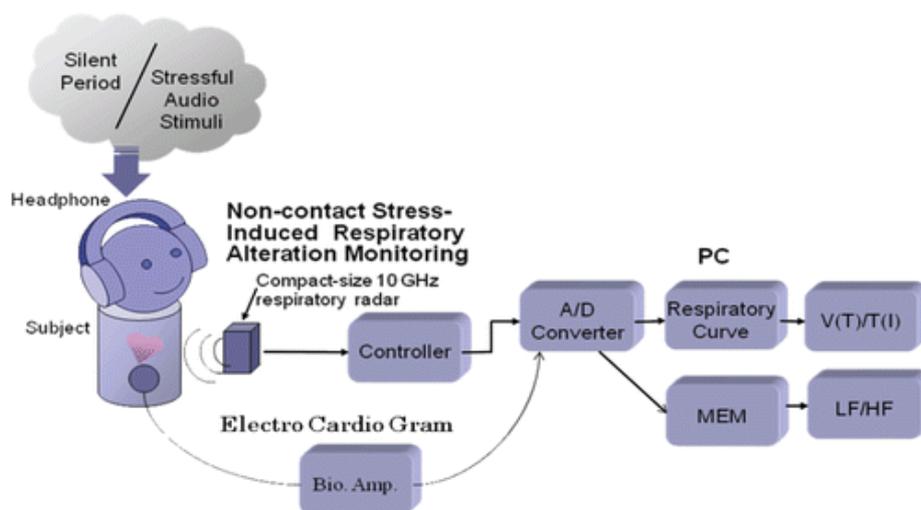


図 3. 1 1 ストレスモニタリングのための非接触呼吸パラメータ測定システムの概略図

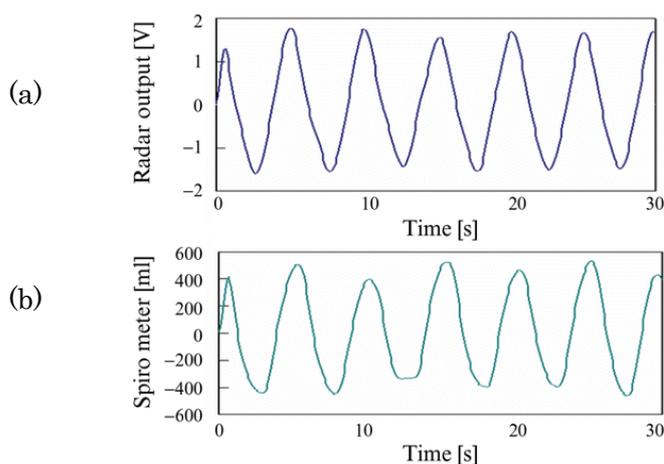


図 3. 1 2 被験者の呼吸波形 レーダ計測(a)とスパイロメーター(b).

(実験前にあらかじめレーダとスパイロメーターで計測された。レーダ計測とスパイロメーター計測の波形は同様の变化波形となった。)

図3. 1 1に示してあるように椅子に着座した被験者の前腹部の前50cmのところに小型10GHzMDRを設置し8名の被験者にヘッドホンを装着した状態で計測した。実験ではヘッドホンを介して120秒の無音時間に続く120秒間、95デシベルの音圧で周波数2,102Hzと2,130Hzをミックスしたサイン波形の音刺激を与えた。レーダ計測との比較のために最大エントロピー法を用いたMemCalcソフトウェア(株式会社ジー・エム・エス製)を用いて同時に計測した心電計データから交感神経系の活動を反映する[40],[41],[42] LF/HF値を計算した。得られた数値データはすべて平均±分散値の形で標記し、統計分析にはStatMate III(株式会社アトムス製)を用いた。

これらの研究は研究安全倫理委員会による承認のもと行われた。

3. 3. 3 ストレス音源によるV(T)/T(I)変動計測 結果

8名の被験者に対する予備実験の結果、レーダ出力 V_{radar} から被験者の呼吸換気量 V_{subject} を推計する次のような線形近似法方程式を得た。

$$V_{\text{subject}}[\text{ml}] = 269[\text{mlV}^{-1}] \times V_{\text{radar}}[\text{V}] + 0.9[\text{ml}] \quad (3-1)$$

この方程式によって呼吸換気量V(T)をレーダ出力[V]から計算した。

レーダ計測によるV(T)/T(I)は平均 $826 \pm 384 \text{ml/s}$ であった。

音刺激下ではV(T)/T(I)の平均は $1,227 \pm 704 \text{ml/s}$ であり、 $p < 0.05$ の検定において明らかに無音状態より高かった。(図3. 1 3(a)) また、呼吸ごとのV(T)/T(I)変動を緩和するため、30秒ごとの移動平均を採用した。(Av30(V(t)/T(I)) 図3. 1 3(b))

LF/HF比は交感神経・副交感神経系のバランスを示しているが、図3. 1 3(c)に見られるように音刺激を与えている間にピークが現れている。心拍変動の低周波部分であるLF(0.04-0.15Hz)のスペクトル強度は主として交感神経系の活性を示し高周波部分HF(0.15-0.4Hz)のそれは主として副交感神経系の活性を示している。心電計によって計測されたLF/HF比の平均は音刺激時と無音時を比較すると音刺激時に大きく増大している。

(図3. 1 3(c) 無音時 2.3 ± 2.4 、音刺激時 3.9 ± 4.3 $p < 0.05$)

結論として、30秒ごとの移動平均を行ったAv30(V(t)/T(I))の値は交感神経・副交感神経バランスを表すLF/HF比の上昇につれて増加したことが確認できた。

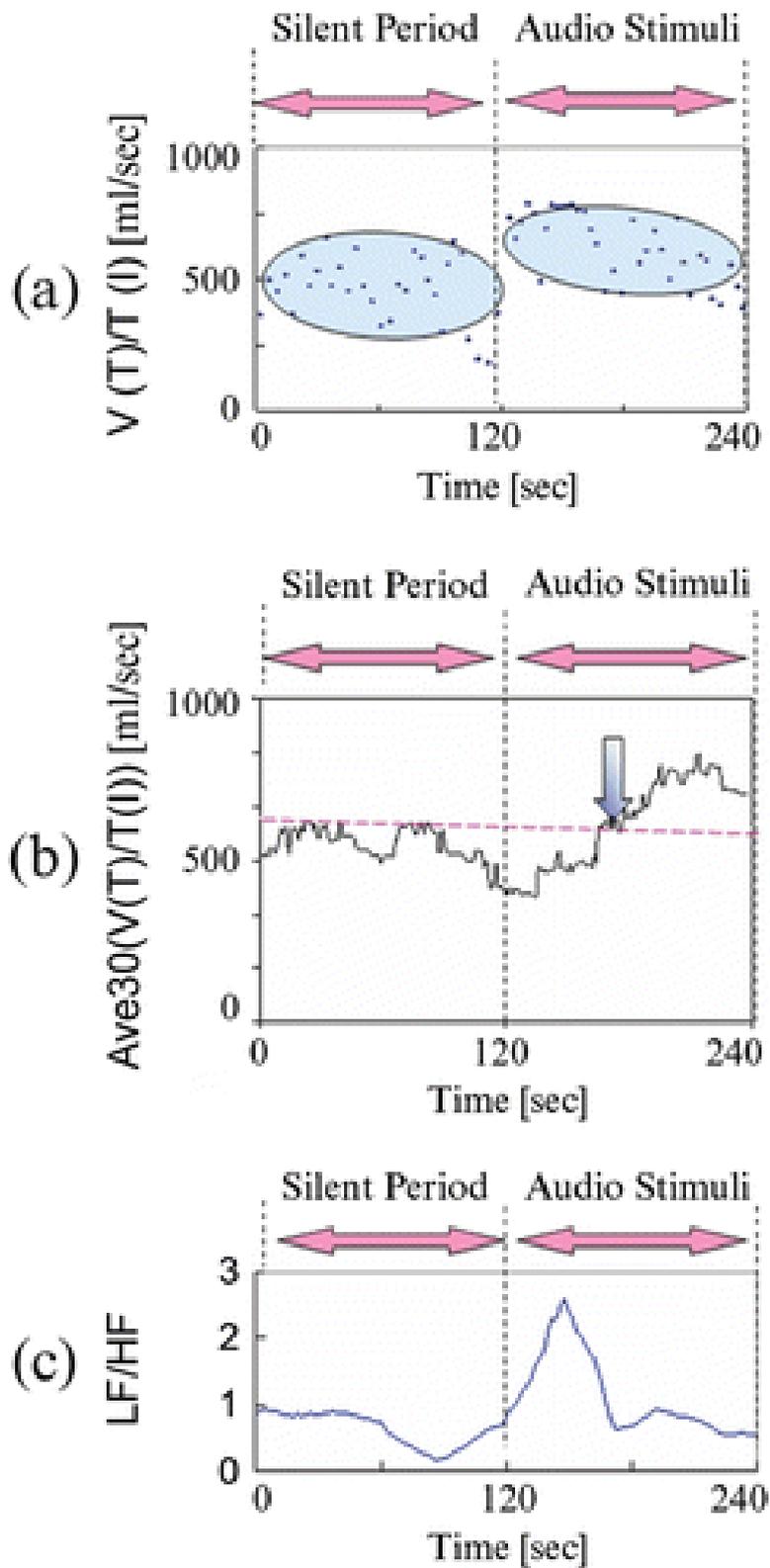


図3. 13 実験結果

(レーダ計測も ECG 計測も音刺激ののち、高いストレス状態をさし示した。)

3. 3. 4 10GHzMDR による非接触 V(T)/T(I)変動計測を用いたストレスモニタリングの新手法の研究：ストレス音源による V(T)/T(I)変動計測に関する考察

我々は日常の労働環境において日々ストレス要因に晒されている。先行研究[43]によれば労働における人間工学的要素やハイデマンドな仕事が主要なストレス要因である。また、外傷性ストレス障害による健康被害の問題も広く報じられている[44]。諸事業所は職業由来のストレスによる肉体的、精神的な悪影響に対処することを迫られており、積極的にストレスレベルを評価する必要性が高まっている。

このような必要性に対処するため、7mW 出力の 10GHzMDR を用いた呼吸の V(T)/T(I)値変動を計測する非接触ストレスモニタリングシステムを開発した。このシステムのプローブ（レーダアンテナ）は完全非接触で被験者の胴体腹部から 50cm 離れた位置に設置されている。

不快音による音刺激の区間では、呼吸ごとの変動にもかかわらず、無音区間に比べて V(T)/T(I)値の平均はきわめて大きくなった。また、V(T)/T(I)値の 30 秒間の移動平均である Ave30(V(T)/T(I)値は音刺激後緩やかな上昇を示した。非接触で求められた Ave(V(t)/T(I)値が呼吸につれて変動するかしないかは、ストレスによる呼吸変動を示す指標とすることができる。レーダによって計測された V(T)/T(I)値はスパイロメーターによる V(T)/T(I)値と直接の対応はないが、ストレスモニタリングにおける V(T)/T(I)値の変動はその絶対値よりストレスによる相対的変化がより重要である。

提案システムは松井らの先行研究により開発した心拍数変動を計測してストレス状態をモニタリングするシステムにくらべ測定する際のセンサ人体間距離を長くすることを可能にした。それは、モニタする対象者に不快感を与えず簡単かつ迅速にストレス状態のモニタリングを可能にする。また提案したシステムはハイデマンドな職業やハイリスクな職業に就く人々の非接触ストレスモニタリングを将来実現できる。そして、提案システムは様々な職場環境における身体的、精神的健康維持のための有効な手段となりうると考えている。

第4章 MDR の臨床応用に関する研究 臨床研究による睡眠時無呼吸症候群の検出、アーチファクト除去法の開発

4. 1 MDRによる睡眠時非接触呼吸計測法とCO₂センサとの比較による睡眠時無呼吸検出可能性の検討

これまでMDRを用いた様々な条件下での人のバイタルサイン計測について論じてきた。本章では、その臨床分野への応用、特に睡眠時無呼吸症候群（SAS）の医師による診断の前の産業界、各家庭などにおけるスクリーニングへの応用について論じる。

SASは勤労者の調査において有病率2.5%との報告があり[45]、肥満、高血圧、心臓疾患などと合併して健康管理上も重要な問題であることがここ20年ほどの間に認識されるようになった。睡眠時無呼吸症候群の場合その最終診断はポリソムノグラム（PSG）によるが、設備が大掛かりであること、多数の電極などを装着する必要があるなど病院以外での使用は困難である。

また、鼻に装着するサーミスタを利用した呼吸センサやCO₂センサを用いた計測器も存在するがいずれも身体に装着するタイプであり、ディスプレイ製品などが必要である。睡眠時のデータを採取する場合、身体装着物がないことが望ましい。装着物がないものとして、エアバッグなどを被験者の下に敷くもの[46] 圧電ポリマーであるポリフッ化ビニリデンフィルム（PVDF）を被験者の下に敷くもの[47]などが報告されている。これらは非侵襲であっても、被験者とセンサが接触するタイプのものであり、汚れ、破損などのおそれがある。このほかに非接触による赤外線センサを用いた呼吸計測が提案[48]されているが、大気中に放出された呼気による検出のため間接計測となる欠点がある。

松井、後藤らはマイクロ波による完全に非接触での診断装置を提案しており[49],[50]、アイソレーター中の患者の呼吸心拍計測（第3章）や、椅子に座った被験者の呼吸心拍計測（第3章）などが報告されている。また、香川らは[51],[52]、呼吸心拍計測に2つのマイクロ波レーダを用いるとレーダの不検知域の発生を防止できることを報告している。本研究では、これらの研究成果を踏まえ、SASスクリーニングや呼吸疾患スクリーニングのためにMDRを用いることを検討し、実際に被験者に適用した場合の実例を示し、レーダ計測によって呼吸停止や周期性呼吸のような異常呼吸が計測可能であることを示す。

4. 2 MDR モジュールによる呼吸計測方法

4. 2. 1 実験に用いたシステムについて

図4.1はシステム全体の写真であって、2個の黒色長方形プローブ（寸法50×75×26mm 質量200g 株式会社タウ技研製）内にレーダセンサが内蔵されている。



図4. 1 マイクロ波レーダシステム 黒色、直方体が 24GHz レーダモジュールである。

白色のケース内に電源、専用アナログ信号処理用アンプ、専用濾波フィルター（いずれも株式会社タウ技研製）が内蔵され、PC カードスロットに内蔵された A/D 変換などを実行するデータ収録カード NI-6024E（ナショナルインスツルメンツ製）に信号が導かれ、A/D 変換後 PC に取り込まれ表示、記録される。本システムでは周波数 24GHz 帯、ホモダイナミック直交検波出力を持ち、高周波出力約 8mW 一般社団法人電波産業会の移動体検知用マイクロ波レーダ規格である ARIB STD-T73 準拠のマイクロ波レーダモジュールを用いている。なお、この臨床研究において約 10cm 厚のマットを介することにより、被験者の電波被ばくはこの帯域かつ一般環境での電波防護指針である $1\text{mW}/\text{cm}^2$ を十分に下回る。

4. 2. 2 MDR モジュールによる呼吸運動の計測原理

本呼吸センサシステムはマイクロ波を用いたドップラーセンサとしての回路構成がされている。すなわち、現に送信しているマイクロ波と送信後対象物によって反射されてくる電波を回路上で干渉させ、その位相差を計測する。運動しない物体はどの距離にあろうとも位相が変化しない。呼吸する生体からの反射信号の位相はわずかながら連続的に変化している。この変化する部分をよく知られた電波の直交検波法によって抽出し、位相変化が増加する方向であるか減少する方向であるかを判断する。本システムでは直観的なわかり易さのために、この位相を角度で表わし、それが増加する場合を吸気、減少する場合を呼気のように表示している。本研究におけるレーダ計測結果の表示はすべてこの位相変化量を上記方法で表示している。

4. 2. 3 MDR を用いた呼吸計測波形とポリソムノグラフで取得した呼吸波形との比較検討（基礎的検討）

MDR と呼吸計測の標準である PSG 計測との比較をおこなった。被験者はいずれも首都大学東京システムデザイン学部の学生ボランティアである。MDR は前述のタウ技研製を用い、PSG は日本光電製 PSG-1100 を用いた。被験者にはフロー鼻カニューレを装着させ、さらにマイクロ波センサが設置されたベッド上で安静にし、呼吸を計測した。実験状況の写真を図 4. 2 に示す。センサは被験者の腸骨上端と第 10 肋骨下端の間で、体幹の中心線から左右に 20cm 程度の位置でベッドとマットの間に設置した。同時計測の結果例と 10 例（全員男性、年齢 24.4 ± 4.0 歳）について呼吸数をカウントした結果の集計を図 4. 3 および図 4. 4 に示す。いずれも MDR と PSG 計測の結果に大きな齟齬がないことがわかる。



図 4. 2 PSG とレーダによる呼吸数計測予備実験の設備と計測の様子

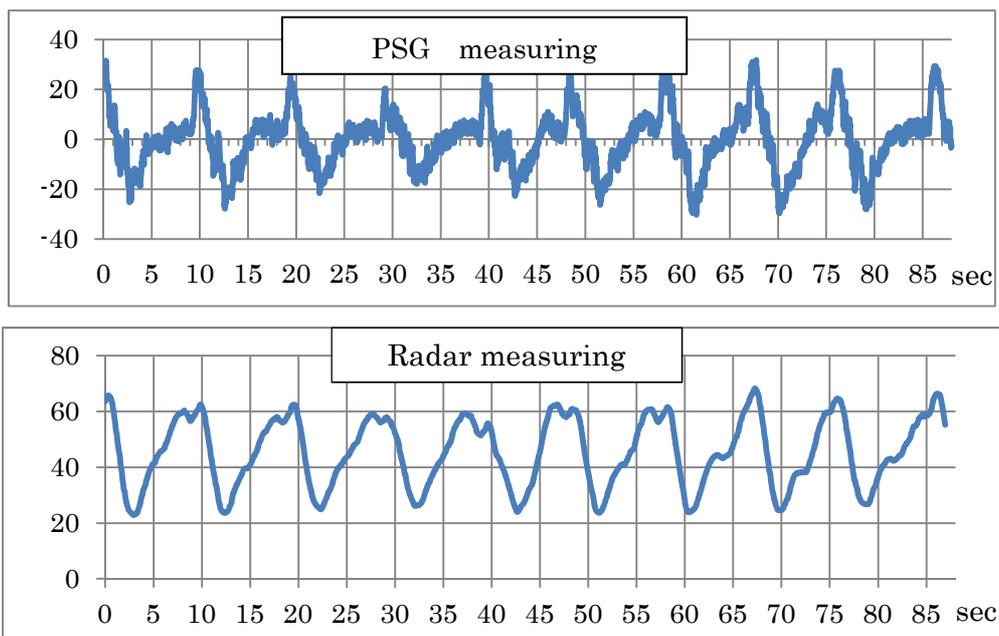


図4. 3 PSG（鼻カニューレ）計測と MDR 計測の比較

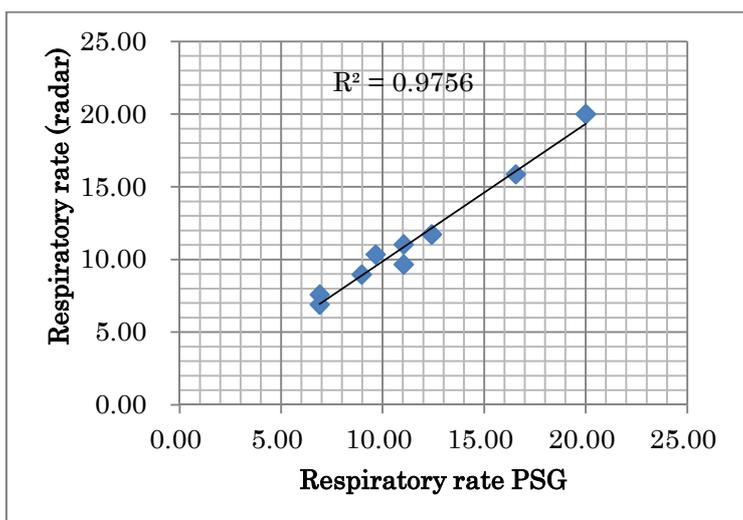


図4. 4 PSG での呼吸数計測とレーダでの呼吸数計測の相関
（よい一致が得られている。）

4. 2. 4 被験者のベッド上での位置ずれへの対応（基礎的検討）

1 個のレーダセンサをベッドとマットの間に設置した場合のベッド表面での電波の電力分布は図4. 5 のようになる。センサが直線偏波であるため偏波面を同一にしたホーンアンテナ（アンテナゲイン 17.3dBi）をマット上において 10cm 間隔で計測した。計測においては Agilent E4407B スペクトラムアナライザを用い、10 回平均をとって値を読み取った。マットレスの厚みは約 10cm で 100%ポリエステル製スポンジである。

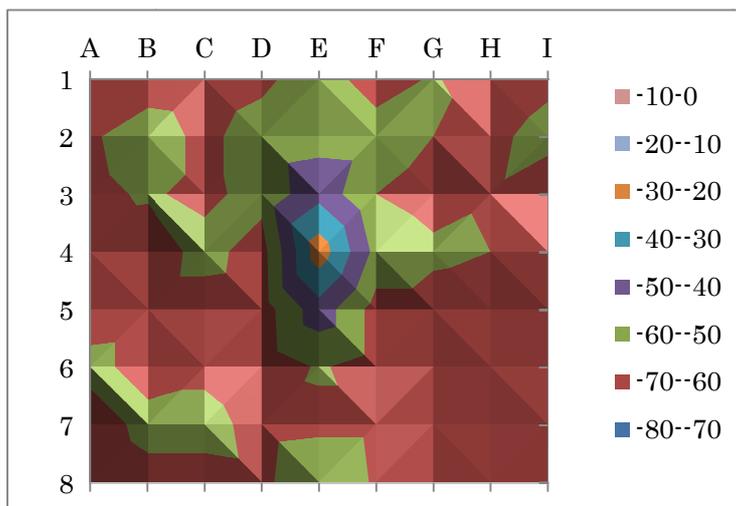


図4.5 中心にレーダセンサを置いた場合のマットレス上で計測した電力分布 センサは4-Eの位置に置かれている。単位はdBmである。

この結果から中心から両側10cm程度を超えると電力が急激に減少していることがわかる。したがってレーダセンサを1個だけ使用した場合に被験者の位置によって呼吸計測が困難となることが想定される。そこで被験者の位置にかかわらず計測可能とするために、レーダセンサを2つ使用している。位置は前述の通り、被験者体幹の中心線から左右に20cmで腸骨上端と第10肋骨下端の間である。

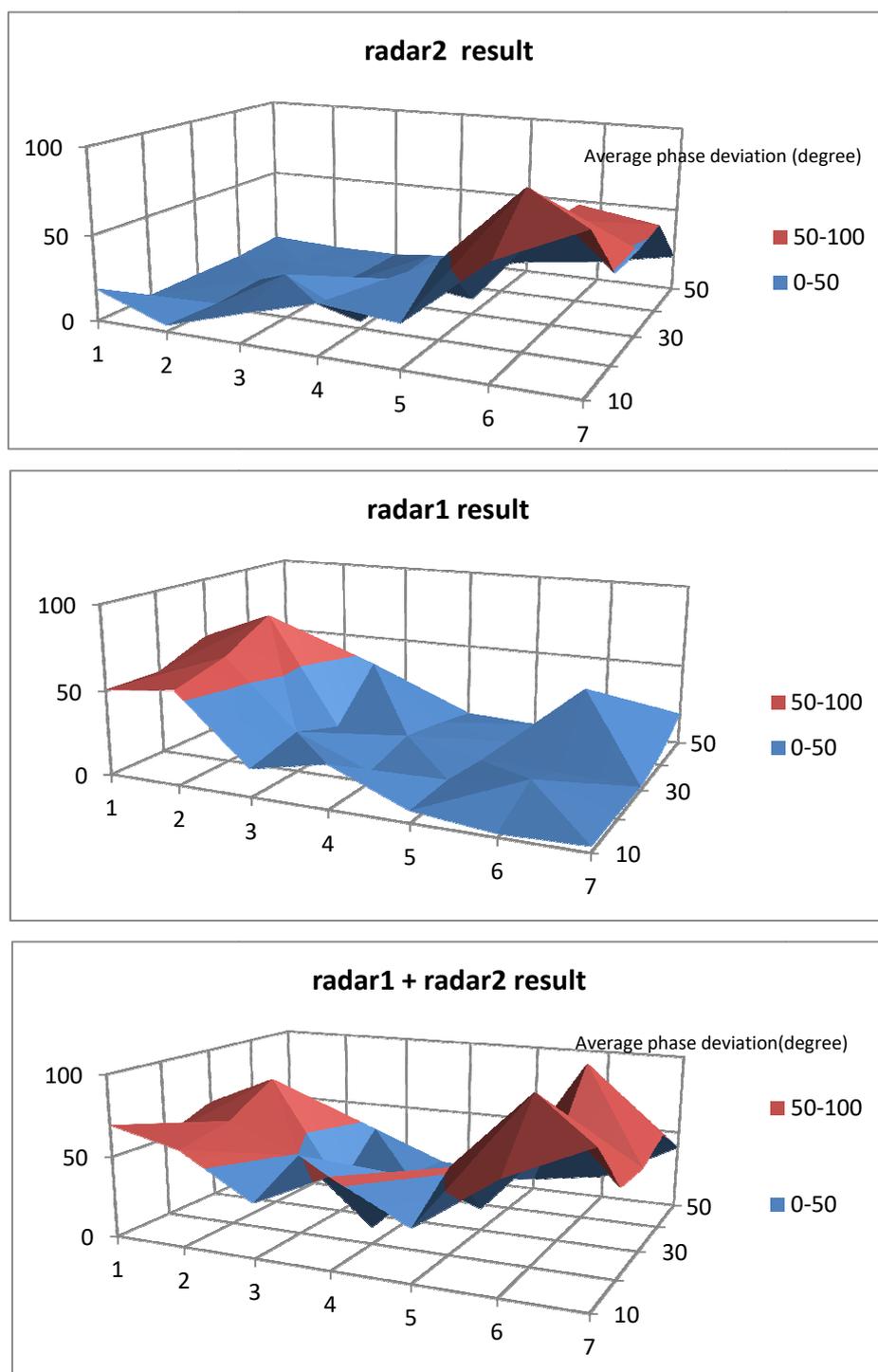


図4. 6 二つのレーダセンサによる不感帯減少効果比較
(上の二つの図がそれぞれ単一センサの場合。一番下が二つのレーダの場合。)

図4. 6に左右のセンサで計測した同一被験者の呼吸振幅（位相 単位 度）の平均値とその和を示す。グラフの1区画は10cm四方である。1個のセンサではベッド上で被験者位置が離れてしまうと検出振幅が小さくなるが、2個のセンサを用いた場合は相互に補完しど

の位置でも十分な振幅が得られることがわかる。

4. 3 MDRによる睡眠時非接触呼吸計測法とCO₂センサとの比較による睡眠時無呼吸検出可能性検討 臨床研究

4. 3. 1 臨床研究の概要と方法、CO₂センサとの比較

2012年2月から4月にかけて医療法人健応会福山中央病院にて、同病院倫理委員会審査の上、被験者の同意を得、臨床データを取得した。図4. 1のシステムを用い、センサはベッドマットの下でベッド中心線から20cm程度の位置のところ、かつ被験者の第10肋骨下端から腸骨上端にあたる位置の2か所に2個のセンサを配置して行った。図4. 7に概略位置を示す。

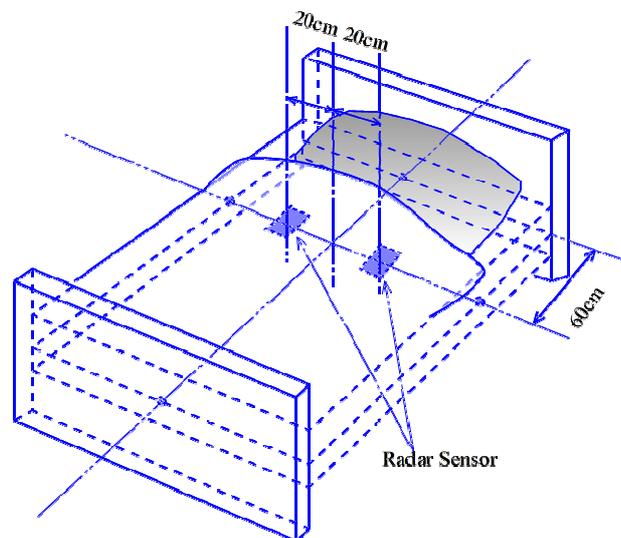


図4. 7 ベッドのマット下のセンサ位置図

すべての臨床研究において、被験者が眠った場合のデータを採取した。また、参照データとして従来型の終末期呼気炭酸ガス濃度 (ETCO₂) センサ (日本光電製 WEC-7301) を用いて同時モニタリングした。

この臨床研究は、34歳から76歳の男女6例 (男性5:女性1、年齢65.0±14.2歳) の被験者の睡眠時呼吸を計測してレーダセンサが適用可能かを確かめるためのものである。レーダセンサによる計測法は新しい計測法であり、レーダ波形からの呼吸状態の評価基準が定められないため、CO₂センサが確実に異常を検知している場合にレーダセンサがどのような波形を示しているかを評価し在来型センサとレーダセンサがどの程度一致しているかを検討する。その際、明らかな呼吸異常個所を選択するため、CO₂センサ波形のうち次の定義に一致した個所を呼吸異常個所とした。また、それがレーダセンサによって検知されているかどうかの判断基準は以下に定義した。

CO₂センサによる異常個所の定義：

呼吸停止や低換気があった場合に典型的には ETCO₂ が一旦低下し[53]、その後 ETCO₂ が上昇・呼吸が早くなるという現象に着目して、その二つの現象が同時に起きている場合をイベント発生とする。ETCO₂ 低下のみでは、顔の動き、風の影響などの要因もありうるからである。また、個人によって平均の ETCO₂ 濃度が異なり、その変動も個人によって差がある。今回の比較は CO₂ センサとレーダセンサの比較にポイントがあるので、各被験者に対して、ETCO₂ 濃度の下限を設定した。この下限を下回ることをイベントの条件とする。また呼吸数については ETCO₂ 低下イベント発生後 1 分間のうちに CO₂ センサ計測による呼吸数が 10%以上増加することを基準とした。

レーダセンサによる異常個所の定義：

レーダ波形の所見としては呼吸運動が停止または低下している波形、周期的呼吸運動の波形、呼吸周波数の低下波形の 3 事象が CO₂ センサによる ETCO₂ 低下イベント時刻の前 1 分以内にある場合を、異常ありとした。1 分前までを検討するのは ETCO₂ 変化イベントがレーダ計測より遅れるからである。

4. 3. 2 実験結果データにおける呼吸停止などの代表的な異常イベントの検出例

高齢女性の健常者（68 歳）のデータを以下に示す。図 4. 8 は呼吸の継続と停止状況を示す 2 分間のデータを示している。正常な呼吸状態から体動や寝返りとともにほぼ呼吸停止状態となり、その後、頻呼吸となっているのが明瞭にとらえられている。この波形では、ETCO₂ 値が呼吸停止後遅れて下がり同じく呼吸数も遅れて上昇している。前記 CO₂ センサによる異常イベントの基準を満たし、レーダセンサによる検出基準も満たしている例である。

次に健常であるが、家族から SAS の疑いありと言われている高齢男性（71 歳）のデータを示す。図 4. 9 は呼吸の波形を詳しく見るために、1 分間のデータを示し、図 4. 10 は呼吸運動の状況を前後の関係からも見るために、3 分間のデータを示す。

図 4. 9 は安定した呼吸運動の時の波形でグラフが上昇する場合は吸気、下降する場合は呼気である。このようにレーダセンサではリアルタイムで呼吸運動の細部が観察できると考えられる。また、図 4. 9 の下部グラフはこのような安定した呼吸の場合には ETCO₂ もまた、当然ながら安定していることを示している。図 4. 10 は周期性呼吸が出現した時のデータを示す。CO₂ センサにおいても ETCO₂ 値が遅れて下降し、呼吸にともなって遅れて上昇している状態を読み取ることができる。ETCO₂ 下降、呼吸数増加の遅れはおよそ 20 秒程度であり、レーダ波形との相関が読み取れる。

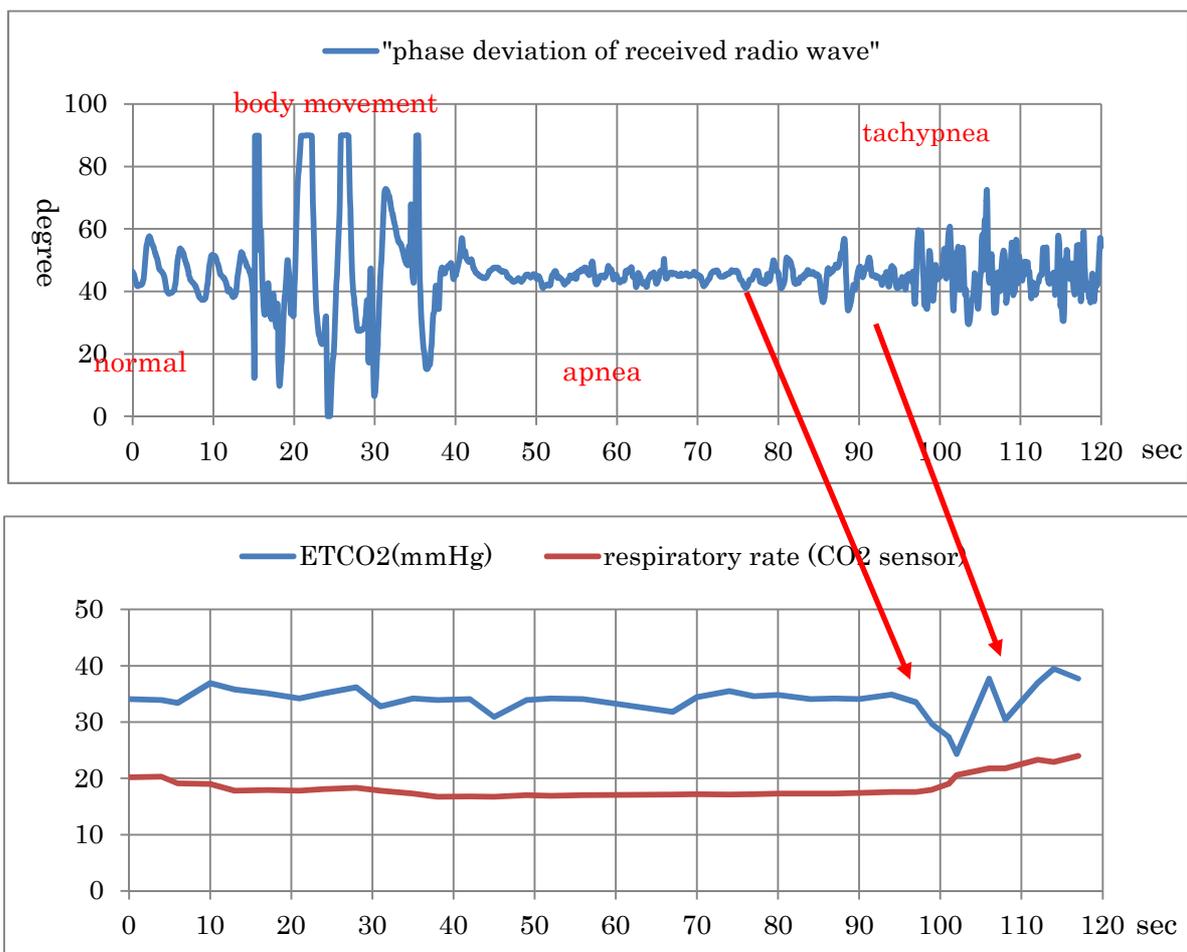


図4. 8 68歳女性 呼吸停止発現時波形

周期的な呼吸の際に周期的に ETCO_2 が低下し呼吸数も変動していることを示している。矢印は呼吸が停止または低下したことをレーダが検知し、遅れて ETCO_2 に影響があらわれていることを示している。

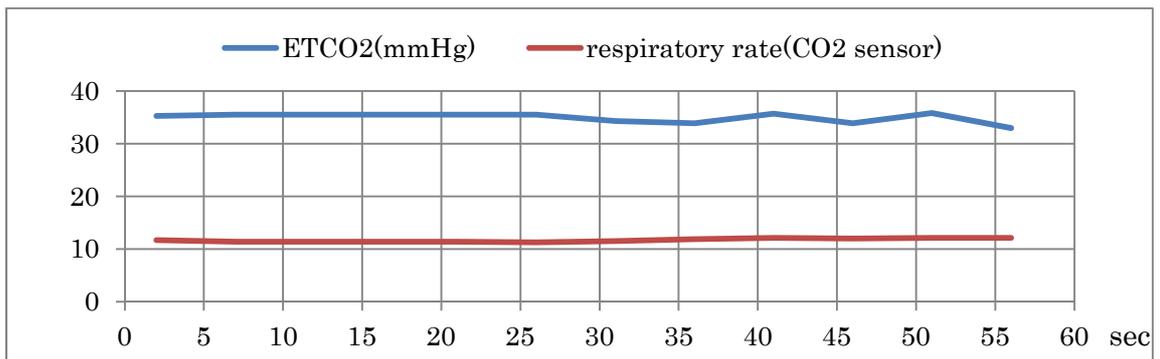
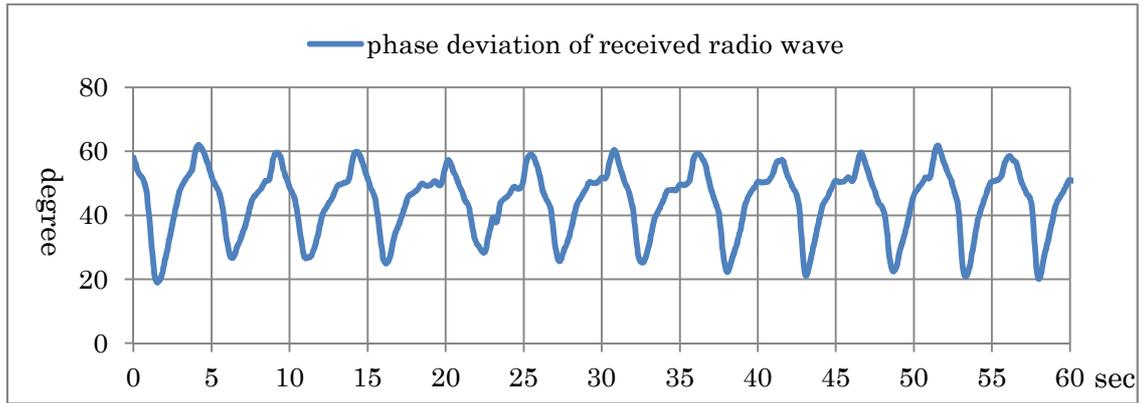


図 4. 9 71 歳男性 測定結果 正常部分

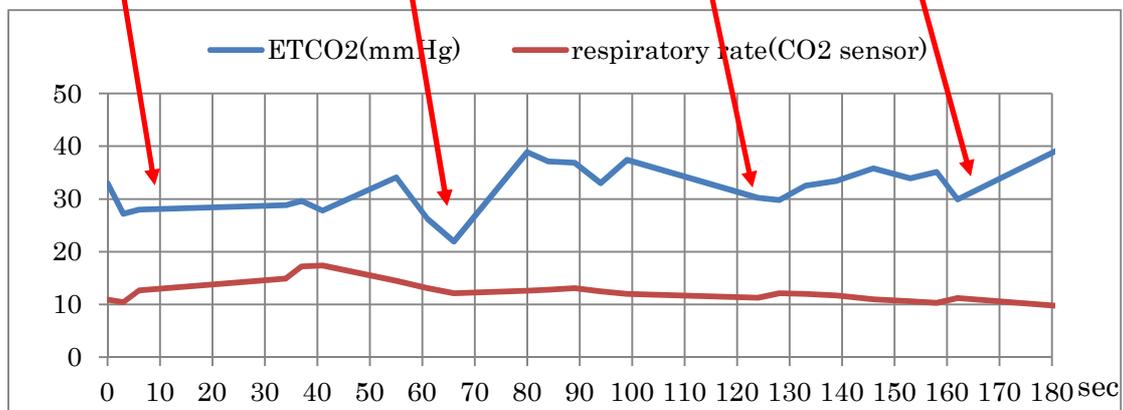
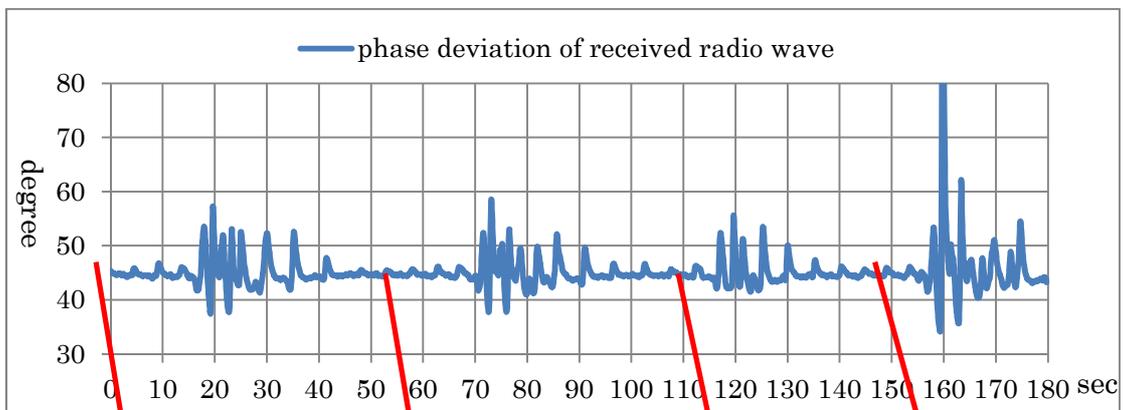


図 4. 10 周期的呼吸発生時の波形 71 歳 健常男性

4. 4 CO₂センサとの比較 臨床研究の結果

上記2例のような呼吸異常をCO₂センサによるデータから抽出し、その場合のレーダ波形を上記判定基準で判定した結果が表4. 1である。

この結果から、総イベント数36に対して、レーダによる異常個所検出と一致している場合は32でほとんどの場合でレーダによる検出と一致した。被験者番号2の場合にCO₂センサとレーダセンサの一致が見られなかったが、人工呼吸器の影響が考えられる。また、データ検討の過程で、ETCO₂が上記の基準まで低下しているにもかかわらず呼吸数が10%以上変動しないケースが19例見られた。呼吸数カウントが平均化されているため明瞭に現れなかったことが考えられるが、むしろ、これは定義したCO₂センサによる異常検出基準は呼吸異常のすべてを網羅するものではなく、呼吸異常中の状態のよくない部分、より明らかな呼吸異常を選び出すことになっていることを示していると考えられる。実際に図4. 10の例においても3回の呼吸異常と見られる事象に対して、CO₂センサ側はこの基準では1回しか異常基準に該当していない。

4. 5 MDRによる睡眠時非接触呼吸計測法とCO₂センサとの比較による睡眠時無呼吸検出可能性検討 考察

臨床研究の結果からCO₂センサによって明らかな呼吸停止や換気量低下と判断できるイベントにおいて、MDRによる計測でも36イベント中32イベントで呼吸運動の異常が検出されている。これはこの分野においてレーダセンサを適用できる必要条件が満たされる可能性が高いことを示している。

レーダセンサは前述の通り、ベッド床板とマット間に位置しており、被験者とは直接触れていない。また、受信波の位相変位量というパラメータを用いることにより、呼吸運動の体表面変位の相対波形をリアルタイムで観測することができる。これらの利点のあるセンサであるから、今後はレーダセンサ適用の十分条件であるレーダ波形から呼吸異常状態の推定が可能であるかどうかという研究を積み重ね実用に向け研究を進めたい。そのためには、さらに臨床データを収集し、データベース化する必要がある。

さらに、2つのレーダを用いることでベッド上の被験者位置の変化にかかわらず呼吸のレーダ計測が可能であったが、体動のある場合には呼吸計測はできない。体動であることを判断可能な指標を検討し、時系列データから体動部分を削除する方向で現在検討を進めている。また、図4. 3で示されたようにレーダ計測によって呼気・吸気の時間間隔がPSGと大きな齟齬なく観測できることが示されているが、これらは呼気・吸気の比率（I E比）も計測可能であることを示している。

表 4. 1 レーダ計測と ETCO₂ 計測による呼吸異常イベント検出の比較表

No.	Age	male / female	Diagnosis	Average respiratory rate measured by ETCO ₂	Duration (min.)	Criteria ETCO ₂ lower limit and respiratory ratio deviation	ETCO ₂ Event number	Agree with radar measurement	No
1	71	male	healthy	34.3mmHg 12.5/min	144	Less than 20mmHg 10%/1min.	7	7	0
2	67	male	artificial respirator	38.9mmHg 19.5/min	197	Less than 20mmHg 10%/1min.	2	0	2
3	74	male	respiratory disorder	28.8mmHg 19.8/min	93	Less than 20mmHg 10%/1min.	7	7	0
4	76	male	acute pneumonia	17.9mmHg 20/min	69	Less than 1/2average 10%/1min.	6	5	1
5	68	female	healthy	37.2mmHg 16.0/min	62	Less than 30mmHg 10%/1min.	3	3	0
6	34	male	healthy	42.8mmHg 18.1/min	35	Less than 30mmHg 10%/1min.	11	10	1

4.6 SAS スクリーニングのための SpO₂ と MDR との同時計測による比較に関する研究

前節においては MDR が睡眠時呼吸計測に有効であるか、呼吸異常を検出可能であるかを検討し ETCO₂ 計測で検出した呼吸異常と MDR 計測による呼吸異常が一致することを見出した。本節ではさらにすでに広く使用されている SpO₂ 計測器を基準として、実際の医療現場で行われる睡眠時無呼吸症候群 (SAS) のスクリーニングと同時にレーダ計測をしてその使用可能性を検討する。

SAS の有病率は周知のように Young らの報告では無呼吸—低呼吸指数(AHI)が 5 以上で昼間の眠気がある人を SAS と定義した場合 30 歳以上の男性の 4%、女性の 2%とされている[54]。更に彼らは AHI が 5 以上の人の割合は男性で 24%、女性で 9%であったと報告している。日本人での有病率の大規模研究報告はないが、欧米とそれほど変わらないのではないかと推定されている[55],[56]。松下らも勤労者 1128 人を対象とした調査において有病率 2.6%との報告をしている[45]。SAS は高血圧症、心不全、心房細動、冠動脈疾患など心血管疾患[57]、脳血管障害[58]に高頻度に合併し、かつ、それらの発症や進展、予後に関与していることが明らかになり、健康管理上重要な問題と認識されている。

SAS の診断にはポリソムノグラムが必要であるが、すべての症例で施行するわけにはいかず、まず 1 次スクリーニングとしてパルスオキシメーター、鼻気流測定や胸腹壁運動などを組み合わせた簡易診断装置を用いることが広く行われている。

MDR 計測[49],[50],[52],[59],は被験者に全く触れることなく呼吸や心拍による体表面の動きを非接触で検出し、計測することが可能な手段であり、その臨床応用開発が期待されている。パルスオキシメーターは指先のカフとリストバンドなど被験者への接触部分によりわずかではあるが人体を束縛するが、MDR は全く非接触であることから、計測結果がもしほぼ同等であれば、パルスオキシメーターの代替や併用に有用性があると考えられる。本研究では SAS スクリーニングに実際に使用されているパルスオキシメーターによる血中酸素飽和度 (SpO₂) 計測とマイクロ波計測とを比較検討することを目的とした。

4.7 SpO₂ 計測との同時計測による比較に関する研究の方法

4.7.1 臨床研究の対象

本研究の被験者は 2012 年 7 月から 9 月の期間に関東中央病院に宿泊して人間ドックを受診した 20 名(男性 17 名、女性 3 名)であり、年齢は 40 から 60 歳、平均 54.6±5.3 歳 (平均±SD) であった。全例 SAS モニタリングをオプション検査として選択した人たちで、その中から SAS の有無とは一切無関係に任意にボランティアとして参加し、また低酸素血症をきたす器質的心肺疾患は有していなかった。本研究は関東中央病院倫理委員会の承認を得て、すべての被験者に趣旨を説明した上で文書同意を得て実施した。

4. 7. 2 使用したシステム

第4章2節のMDRシステムを使用した。図4. 1に示している。

また、センサ配置も同様で、図4. 7に示している。

マイクロ波は送信アンテナから発射され、ケースの樹脂層、マットと敷布団を透過し人体脇腹周辺で反射され同一ルートを戻り受信アンテナによって受信される。

同時計測を行った機器はSASスクリーニングシステム(SAS-2100、(株)テイジン社製)で、フィンガープローブTL-601Tを用いた。本装置とSAS-2100は時間軸を合わせて比較できるように設定した。

4. 8 SpO₂計測との同時計測による比較に関する臨床研究 結果

4. 8. 1 SpO₂計測器とMDRによる計測波形

以下のすべての図でレーダ計測結果が上側で、そのうち上段はレーダ1による波形、下段はレーダ2による波形である。被験者の体の位置によってレーダ電波の方向と身体の変位方向が異なるため振幅に大小が発生することがあるが、受信強度、増幅器のゲインによる振幅の違いは演算の過程で取り除かれている。レーダ計測の結果は送信波を基準としたときの受信波の位相変化を45°を中心を示している。下側はSAS-2100の計測結果でSpO₂のパーセント表示を上段、心拍数を下段に表わす。SAS-2100の計測結果は1秒ごとの心拍数とSpO₂(%)がデータとして保存されているのに対し、レーダデータは1秒間に20個のデータが保存されている。

図4. 1 1に被験者3の正常呼吸時の波形を示す。呼吸波形、SpO₂値、心拍数ともに安定している。図4. 1 2には呼吸停止の典型例、図4. 1 3に周期的呼吸の典型例を例示する。図4. 1 4は呼吸振幅の低下時と呼吸停止時のSpO₂の変化を表す波形である。図の左部分では呼吸振幅が低下したため、緩やかにSpO₂が低下しているが、図の右部分では呼吸が停止したため急激にSpO₂が低下している様子がわかる。

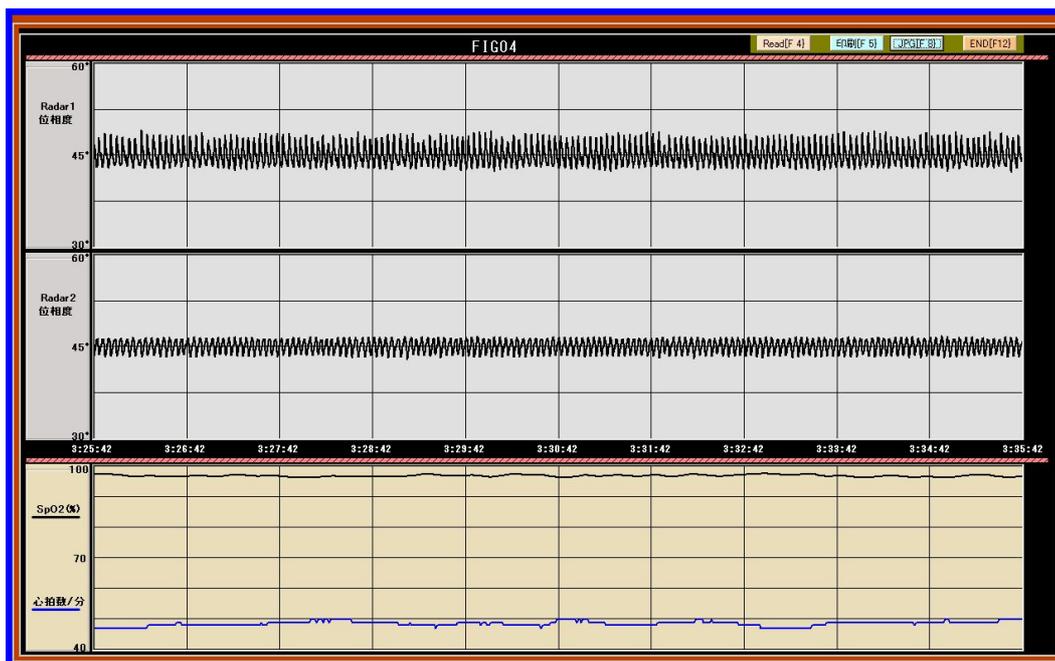


図 4. 1 1 被験者 3 正常呼吸時波形

被験者 3 の正常呼吸時の計測結果 呼吸波形、SpO₂とも安定している。SpO₂計測のグラフは上部が SpO₂(%)であり、下部が心拍数 (回/分) である。

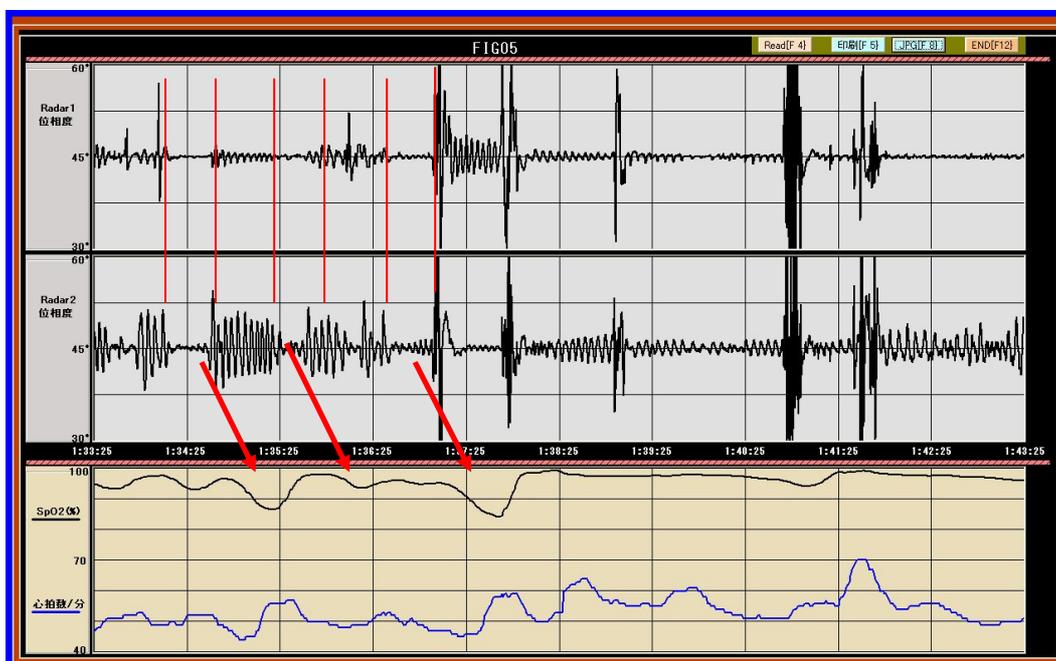


図 4. 1 2 被験者 3 (59 歳男性) の呼吸異常波形

どちらのレーダでも呼吸が検出できない区間がある。その区間を補助線で示している。

下部のチャートは SpO₂ グラフで時間軸を同じにしてあり、体表の動きに遅れて SpO₂ が変化する様子を矢印で示している。

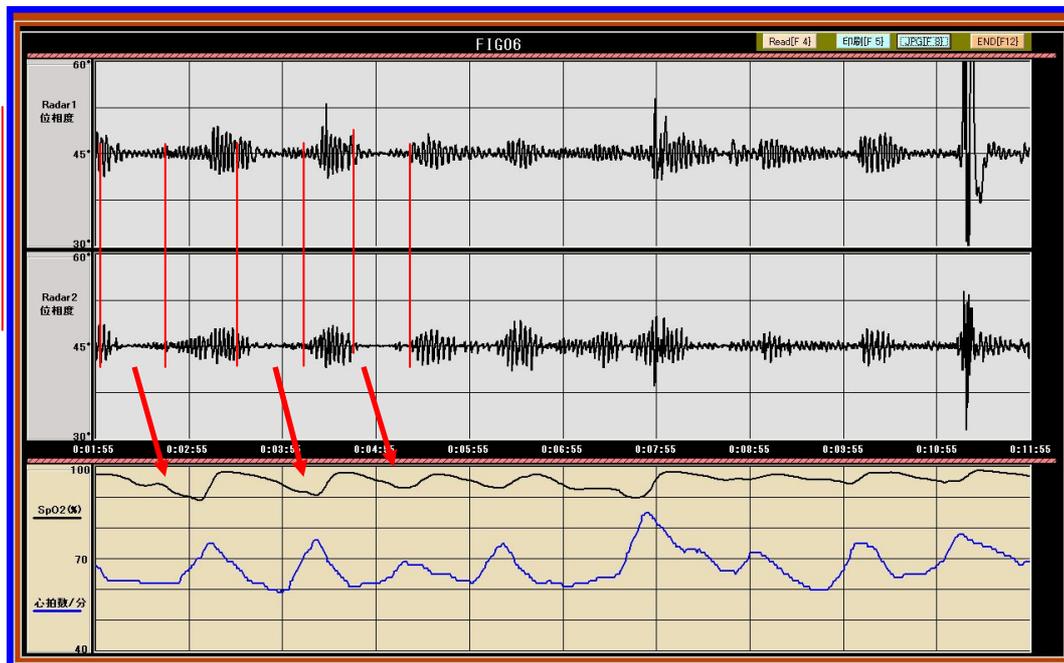


図 4. 1 3 被験者 8 (51 歳男性) の呼吸異常波形

呼吸の振幅が徐々に大きくなりその後、徐々に小さくなる。SpO₂ もそれにつれて変動していることが明瞭に読み取れる。

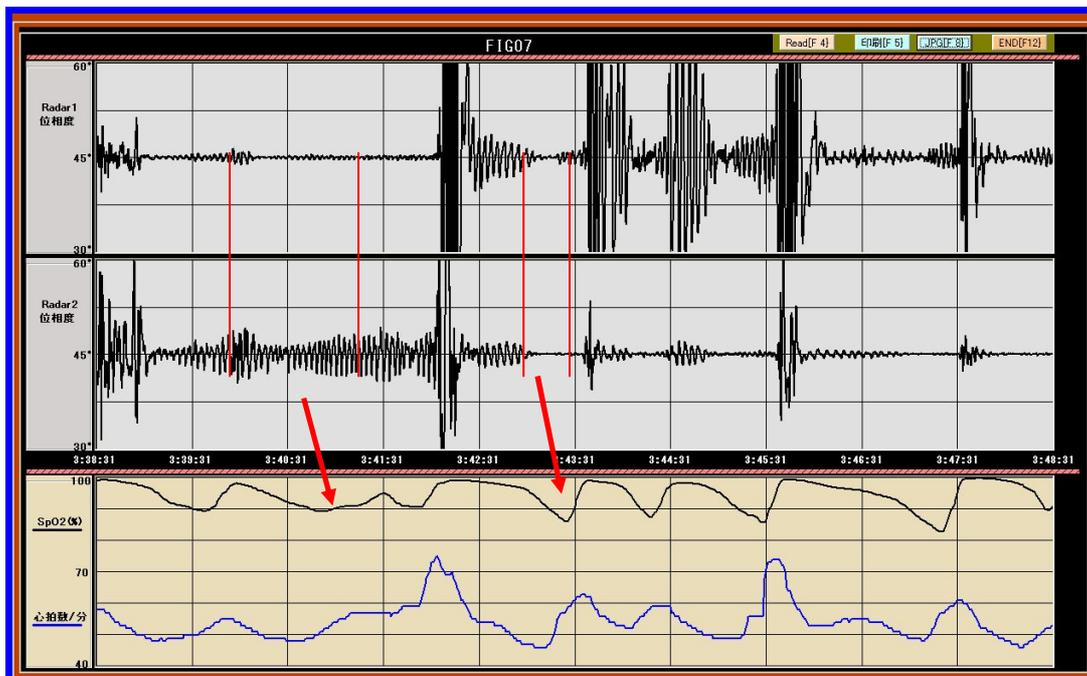


図 4. 1 4 被験者 5 (53 歳男性) の呼吸異常波形

呼吸振幅の低下によって SpO₂ が緩やかに低下していく様子が左側に示されている。その後続く呼吸停止も記録されている。呼吸低下でゆっくり SpO₂ 低下がもたらされ、呼吸停止が急激な SpO₂ 低下をもたらしていることも読み取ることができる。

4. 8. 2 イベントの拾いあげの比較

すでに一般に広く臨床使用されているスクリーニング器に対してレーダ計測法が同等の検出能力を有するかどうかを調べるために SAS-2100 で SpO₂ 値が 90% 以下となった時に、レーダ側で異常を示しているかどうかを確認した。被験者のデータの時間軸に沿って SpO₂ 90% 以下のすべてのイベントを抽出し、その時のレーダセンサ側データの SpO₂ 低下イベントの直前一分以内に呼吸停止、周期的呼吸、呼吸振幅の低下（寝返りなどによる体位変更がないのに振幅が 1/2 以下）という現象がみられた場合に「合致している」と定義した。これらをすべて集計し、SpO₂ 計測とレーダ計測の合致度を計算した（表 4. 2）。20 例中 6 例では SpO₂ が 90% 以下に低下するイベントは発生しなかった。他の 14 症例で低 SpO₂ イベントは全部で 377 回観察され、そのうちレーダ装置との合致回数は 343 であり合致率は 91.0% であった。

さらに、SpO₂ 値には個人差があり、その絶対値だけではなく、ベースラインからの低下度合いを評価することも重要である。そのため、各個人ごとの睡眠時の全時間にわたる SpO₂ の平均をベースラインと見立て、そこから 5% 以上低下したイベント、3% から 5% の低下のイベントを別に抽出しそのレーダ計測との合致を調べた。（表 4. 3）SpO₂ が 90% 以下となったときをイベントとして抽出した際には 6 例で該当イベントが見られなかったが、各個人ごとのベースラインからの 5% 以上の低下では 1 例を除く 19 例で、3% から 5% の低下では 20 例すべてにイベントの発生が見られた。すべての被験者の 5% 以上の低下イベント数は 444 回でそのうちレーダ計測と 422 回（95.0%）合致し、3% 以上低下したすべてのイベント総数 1036 回に対して合致数は 938 回（90.5%）であった。

4. 9 SAS スクリーニングのための SpO₂ と MDR との同時計測による比較に関する研究考察

今回の検討結果では従来器が検出した呼吸異常に伴う SpO₂ 低下イベントのうちおよそ 90% はレーダセンサで検出可能であった。それは、SpO₂=90% という個人のベースライン値に依存しない閾値を用いた時も、個人別のベースライン値から 3% 低値あるいは 5% 低値という閾値を用いた場合も同様であった。しかしながら、残り約 10% 程度は不合致でありその主たる要因として、1. 換気が停止ないしは低下しているが、呼吸努力により体表が大きく動いている場合、2. 換気が停止ないし低下しているが寝返りなどの体の大きな動き

表 4. 2 SpO₂計測とレーダ計測の一致度集計表

Subject	Age Sex	Duration hour	SpO ₂ <90% event number	Total event duration (sec)	Event duration(sec)			Radar event number Agree or not		Ratio %
					Max	Min	Ave	yes	no	
1	60M	8	19	240	25	1	13	17	2	89.5
2	57M	5	80	1844	95	1	23	72	8	90.0
3	59M	8	8	146	26	5	18	8	0	100.0
4	50M	7	0	-	-	-	-	-	-	-
5	53M	8	40	579	39	1	14	36	4	90.0
6	53F	8	0	-						
7	46M	8	1	2	2	2	2	0	1	0.0
8	51M	8	11	129	25	1	12	10	1	90.9
9	40M	5.5	40	511	45	2	13	33	7	82.5
10	59F	8	50	589	148	1	12	48	2	96.0
11	58F	8	0	-	-	-	-	-	-	-
12	55M	8	1	1	1	1	1	1	0	100.0
13	52M	8	29	498	39	1	17	25	3	86.2
14	55M	8	0	-	-	-	-	-	-	-
15	59M	6	0	-	-	-	-	-	-	-
16	60M	8	0	-	-	-	-	-	-	-
17	60M	8	10	99	20	1	10	10	0	100.0
18	59M	7	72	848	40	1	12	69	3	95.8
19	52M	7	3	56	21	15	19	1	2	33.3
20	53M	8	13	211	30	3	16	13	0	100.0
Total	-	-	377	5753	-	-	-	343	34	91.0

があり、換気の停止ないし低下の検知ができていない場合、の2点が考えられる。

個人別の閾値を用いた場合で、合致率の低かったものから順に3例を取ってみると、合致率はそれぞれ68.8%、76.7%、80.0%であって年齢は52,40,53歳であった。これらの3例で上記の1点目の事象が多く見られた。比較的若年であることから、呼吸努力など体動が活発であることが原因していることが示唆される。この問題を解決するためには今後の研究により換気されている場合と換気されていない場合のそれぞれの特徴的な波形を解析することにより判別する方法を検討する必要がある。たとえば、レーダにより腹部と胸部の変位を別々に計測してみるという方法が考えられ、今後実験にて確認する。

一方2点目の問題はレーダ計測の場合、避けることのできない欠点であり、自動的なデータ解析の際にこれらの寝返りや起床などの大きな動きの箇所は除かねばならず、レーダによる呼吸計測では一定の不観測時間が必ず含まれることになる。データの全自動判定を行う場合の除外方法としては、体表の微小時間ごとの変位量の絶対値を一定時間加算した値をパラメータとして呼吸運動のみの際の値に対して余裕をもった閾値を設定することで、寝返り、起床などの動きをデータから削除する範囲を知ることができる。図4. 15に寝返りの際のチャートを示す。単純に変位量を符号付きで加算するだけでは図にみられるように減少方向への変位が加算されないため、変位量の絶対値をとる必要がある。積算変位量が一定の大きさ以上になった時のデータを削除することによって、それ以外のデータでの呼吸数や振幅の自動判定が可能となると考えられる。

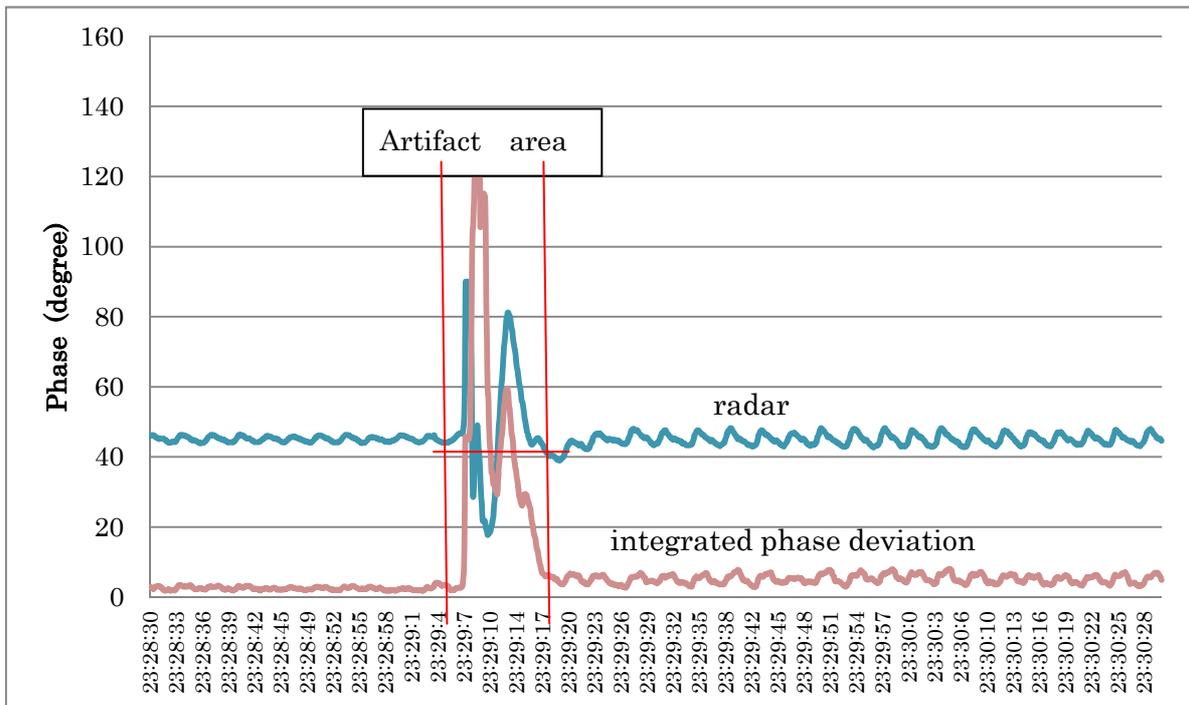


図4. 15 データ切り取りの一例

毎分の積算変位量（度）は寝返りなどの部分ではきわめて大きくなる。ここに閾値を設けてその間レーダデータを削除または無視することによって呼吸数や呼吸の態様などを判定することができる。図4. 15はデータ切り取り方法の一例を示している。

寝返りなどがない条件下であればレーダ計測の波形から呼吸数計測と心拍数の同時計測も可能である。現状の SpO_2 計測では呼吸数はそのままでは計算できないため、レーダ計測の併用は大きな利点になると考えられる。現在 SpO_2 計測器を用いて行われている SAS のスクリーニングに対して、レーダ計測は全く被験者に測定器具を取り付ける必要がないという利点もあることから、スクリーニングの代替器としてあるいは SpO_2 計測器と併用することでより快適な、より情報量の多いスクリーニングを行うことが可能であると考えられる。本研究では SpO_2 計測を基準としてレーダ計測結果との合致性を判定することを目的としたが、本研究によってレーダ計測波形のみから呼吸の態様を判断することが可能であると期待でき、多くのレーダ計測データを収集し、データベース化することを計画している。同時に前述の通り、体動によるアーチファクト除去の研究も必須である。

表 4. 3 SpO₂ の低下区分による集計表

Subject	Baseline SpO ₂	Age/Sex	duration (h)	SpO ₂ decline	number events	total event time	event time (sec)			agree with radar	ratio	Total event number	agree with radar	ratio (%)
							Max	Min	Ave					
1	95%	60M	8	5%<	19	417	33	10	21.9	18	94.7	40	37	92.5
				3-5%	21	200	19	1	9.5	19	90.5			
2	95%	57M	5	5%<	80	2193	184	3	27.4	71	88.8	104	89	85.6
				3-5%	24	247	45	1	10.3	18	75			
3	97%	59M	8	5%<	15	474	43	21	31.6	15	100	27	26	96.3
				3-5%	12	150	29	2	12.5	11	91.7			
4	96%	50M	7	5%<	0	0	0	0	0	-	14	12	85.7	
				3-5%	14	163	27	2	11.6	12				85.7
5	96%	53M	8	5%<	57	1514	92	9	26.6	55	96.5	99	92	92.9
				3-5%	42	524	68	1	12.5	37	88.1			
6	96%	53F	8	5%<	4	75	27	12	18.8	4	100	30	24	80
				3-5%	26	371	56	3	14.3	20	76			
7	96%	46M	8	5%<	7	206	73	12	29.4	7	100	38	35	92.1
				3-5%	31	387	33	1	12.5	28	90.3			
8	95%	51M	8	5%<	11	292	46	18	26.5	11	100	47	45	95.7
				3-5%	36	291	24	1	8.1	34	94.4			
9	95%	40M	5.5	5%<	40	963	57	8	24.1	33	82.5	90	69	76.7
				3-5%	50	548	41	1	11	36	72			
10	94%	59F	8	5%<	21	636	75	8	30.3	21	100	110	100	90.9
				3-5%	89	832	34	1	9.3	79	88.8			
11	98%	58F	8	5%<	2	34	19	15	17	2	100	16	16	100
				3-5%	14	114	13	2	8.1	14	100			
12	97%	55M	8	5%<	1	76	76	76	76	1	100	5	5	100
				3-5%	4	81	49	4	20.3	4	100			
13	97%	52M	8	5%<	47	1545	53	17	32.9	46	97.9	77	76	98.7
				3-5%	30	497	32	4	16.6	30	100			
14	98%	55M	8	5%<	5	144	34	20	28.8	5	100	21	19	90.5
				3-5%	16	177	22	3	11.1	14	87.5			
15	98%	59M	6	5%<	3	60	23	15	20	3	100	22	22	100
				3-5%	19	194	19	1	10.2	19	100			
16	97%	60M	8	5%<	4	118	33	21	29.5	4	100	16	14	87.5
				3-5%	12	136	29	2	11.3	10	83.3			
17	96%	60M	8	5%<	14	420	121	14	30	13	92.9	42	36	85.7
				3-5%	28	446	105	5	15.9	23	82.1			
18	96%	59M	7	5%<	84	1804	63	9	21.5	83	98.8	155	151	97.4
				3-5%	71	621	28	1	8.7	68	95			
19	97%	52M	7	5%<	5	136	36	16	27.2	5	100	32	22	68.8
				3-5%	27	245	18	2	9.1	17	63.00%			
20	97%	53M	8	5%<	25	884	224	13	35.4	25	100	51	48	94.1
				3-5%	26	282	32	2	10.8	23	88.5			
total				5%<	444					422	95	1036	938	90.5
				3-5%	592					516	87.2			

4. 1 0 SAS スクリーニングに関する MDR とポリソムノグラフとの比較による研究

前節までの研究において、MDR による睡眠時無呼吸症候群（SAS）のスクリーニングの可能性について研究をすすめ[60],[61]、十分な可能性があることを確認してきた。簡単にまとめておくと、これまでの臨床研究ではレーダシステムと ETCO₂ 測定器、SpO₂ 測定器の同時計測によってレーダ計測の評価を行ってきた。ETCO₂ 測定器との比較では、無呼吸・低呼吸によって ETCO₂ が上昇する前の ETCO₂ 低下イベント[53]とレーダ計測で検出した呼吸低下イベント(レーダイイベント)が 88.9%一致した[60]。また、SpO₂ との比較では SpO₂ の 3%以上の低下イベント (SpO₂ イベント) とレーダイイベントが 78.5%一致した[61]。

そこで本研究においてはレーダ計測の基礎検討を追加し、レーダによって検出した距離変化波形が呼吸波形と一致することを鼻カニューレによる気流測定波形との比較によって再確認し、さらに、健常者を対象に睡眠時姿勢がレーダ計測結果に与える影響を調べ、また体位変換時の波形とその対策について研究する。さらに、臨床計測を行い、ポリソムノグラフ (PSG) によって得られた無呼吸 (Apnea) または低呼吸 (Hypopnea) イベント (PSG イベント) に対する感度をレーダイイベントと SpO₂ イベントからそれぞれ求め、感度を比較する。

PSG 検査は SAS の確定診断が可能な装置であり、PSG イベントが 1 時間あたり何回発生するかの指標 (AHI) によって SAS の有無あるいはその重症度の判定が行われている。

臨床研究は、神奈川県厚木市の社会医療法人社団三思会東名厚木病院倫理委員会の承認を受け、また個々の被験者の文書による了承を得たうえで、PSG 検査とレーダ計測を同時に行い検討した。

これまでもレーダを使った呼吸計測の研究が知られており[49],[50],[59]、睡眠時無呼吸症候群のスクリーニングに関する研究[62],[63]も行われているが、レーダによる呼吸波形のみから SAS のスクリーニングを行おうとする研究は本研究以外にはみられない。

本研究において、基礎検討において体位が変わっても呼吸計測可能であることが示され、臨床研究結果から PSG イベントに対するレーダイイベントの感度は全体の 75.6%であった。レーダ計測特有の体動によるノイズ (アーチファクト) の除去をすすめ判定基準を改善する必要はあるが、レーダ計測が SAS のスクリーニングに適用可能性ありとの結論が得られた。

4. 1 1 ポリソムノグラフとの比較による研究方法

4. 1 1. 1. 体位変換がレーダ計測に与える影響の検討(予備的検討)

体位変換がレーダ計測に与える影響の検討のため、株式会社タウ技研 (横浜市都筑区) 内において合計 10 名の健常者 (男性 8 名、女性 2 名、51~66 歳平均年齢 60.3±1.3 歳) にベッド上で、仰臥位、側臥位、腹臥位の三種類の体位を取らせ MDR による呼吸計測を行った。

同時に比較データとして鼻カニューレによる直接呼吸気流計測を行った。MDR システムは図 4. 1 6 の Microwave Vital-sign Measurement system (略称 MVM : 株式会社タウ技研製) を使用した。レーダの諸元を表 4. 4 に示す。鼻カニューレによる計測には日本光電製 PSG-1100 を用いた。

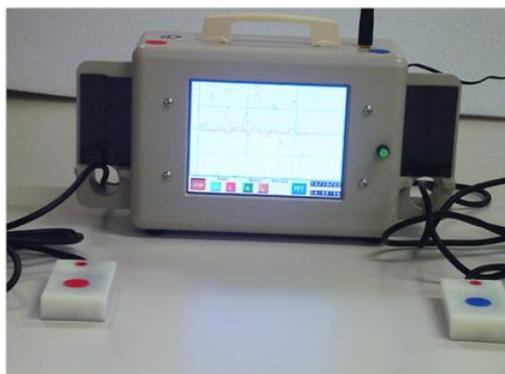


図 4. 1 6 臨床研究に使用したマイクロ波レーダシステム

本体前の 2 個の白色直方体がレーダセンサ (MDR) であり、15×40×74mm (厚さ×幅×長さ) である。

表 4. 4 レーダシステムの主な仕様

Frequency	10.525GHz
Output power (EIRP)	10.1dBm
Sensor dimension	15×40×74(mm)
Antenna gain	5dBi
Main unit dimension	80×200×244

MDR の配置は被験者の肩位置から下肢方向に 30cm、体幹の中央線から左右に 20cm の位置を目安として行った (図 4. 1 7)。計測においては被験者ごとに一姿勢につき 5 分以上にわたってレーダおよび PSG-1100 で同時計測した。測定データはレーダと PSG-1100 で検出した呼吸の周期情報を比較しレーダの出力波形が呼吸波形に一致することとその感度を検証することとした。レーダと PSG ではサンプリングレートが異なるためまずデータを 10Hz のサンプリングレートにそろえ同一時刻から 2048 ポイントデータ (204.8 秒間) を高速フーリエ変換 (FFT) し、信号の周波数解析を行った。その期間において最大パワーを示した周波数を呼吸周波数とした。結果は 4. 1 2. 1 項に記載する。

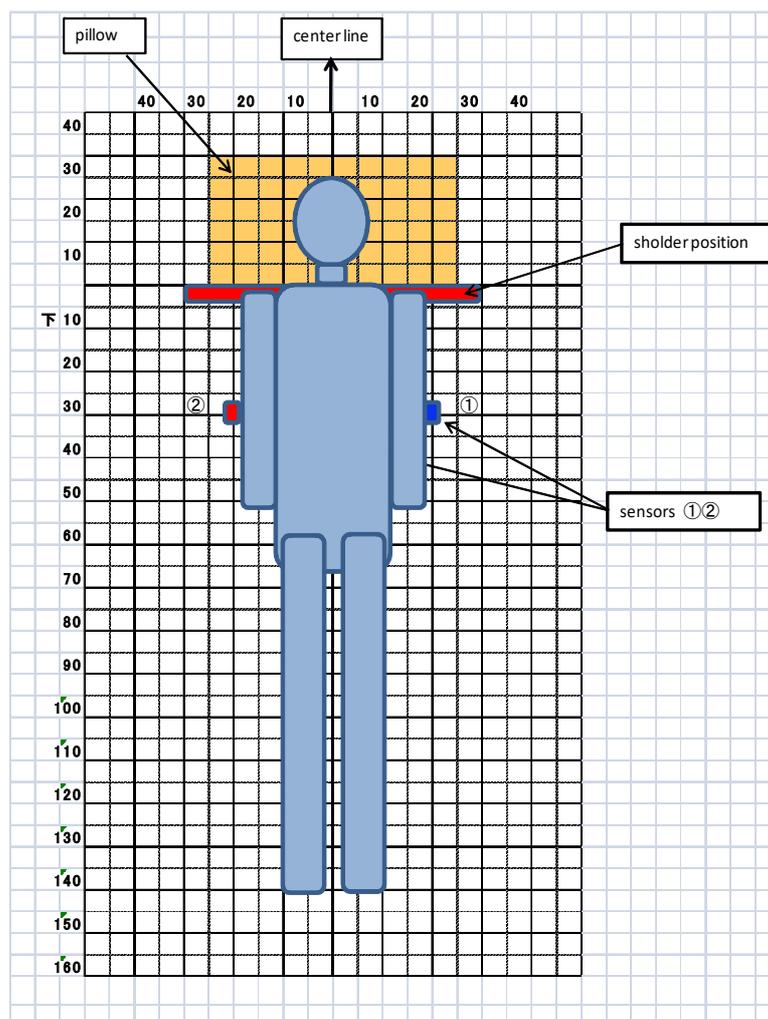


図4. 17 レーダセンサの設置位置

4. 11. 2 レーダと PSG、SpO₂ の比較のための臨床研究の方法

臨床研究は、社会医療法人社団三思会東名厚木病院において倫理委員会の許可のもと、2014年5月から9月の期間、SASの疑いのある被験者が医師の指示で受検するポリソムノグラフ（PSG）検査の際に本人の文書による了解を得たうえで、図4. 16のレーダを設置し同時計測を行った。被験者への PSG 器具の装着はつねに臨床検査技師が行った。被験者数は20名で、内訳は男性16名、女性4名、年齢35歳から67歳、平均49.8±10.1歳であった。PSGはスリープウォッチャーEシリーズ（COMPUMEDICS Limited（Australia）製を用いた。PSGの測定項目はO1,O2,C3,C4などの脳波、左右の眼電図、心電図、気流、心拍数、動脈血酸素飽和度などであった。

データ解析は帝人ファーマ株式会社に委託し、その結果をEDF形式で保存した。レーダの配置は前記健常者計測の場合と同様に図4. 17に示す位置とした。レーダのデータはメインユニットから無線データ伝送によってラップトップPCに伝送し、CSV形式で保存

した。 4. 1 1. 1 項と同様にレーダの 2 系列のデータのうちピークパワーの大きな方を採用し、サンプリングレートをそろえたうえで同じ期間を解析した。

4. 1 1. 3 イベントの検出基準について

レーダイベントの検出は以下の基準で行った。

- ①5 秒ごとに計算した呼吸振幅を「振幅」とした。さらに、この「振幅」が位相角で 10 度を超えている場合は呼吸以外の動きとみなして、10 度を超えている期間中常に 10 度に固定し、寝返りなどの影響を抑圧した。
- ②15 秒間の上記「振幅」の平均値を計算する。15 秒間としたのは平均計算に少なくとも 3 波形以上含むようにするとともに移動平均効果による早い周期のノイズ除去のためである。
- ③ある時点の 15 秒「以前」と「以後」で②の平均値を比較し、「以前」データを「以後」データで除した値が 2 を超える場合にレーダイベント発生とした。

PSG イベントの決定は以下の通りである。

- ①PSG の解析結果のレポートに記載された Apnea イベントと Hypopnea イベントの開始時刻、継続時間をテキストデータから読み出し、すべてをエクセル上で時系列に並べて PSG イベントの開始時刻、継続時間とした。
- ②PSG 測定は多くの症例でレーダ計測より長時間計測していた。比較には PSG とレーダが同時計測している間のデータのみを用いた。

SpO₂ イベントは以下のように決定した。

- ①PSG の解析結果レポートに記載された SpO₂ 値がベースラインより 3 %以上低下をした時刻から 3 %ラインまで回復した時刻をすべてエクセル上で時系列に並べて SpO₂ イベントの開始時刻, 終了時刻とした。
- ②PSG イベントと同様に SpO₂ イベントもレーダと同時計測している間のみ比較した。

4. 1 1. 4 レーダイベント、PSG イベント、SpO₂ イベントの一致判定法および感度計算の方法

検出：レーダイベントの前後 30 秒間に PSG イベントが発生している場合にレーダイベントにより PSG イベントが検出されたとした。また SpO₂ イベントは無呼吸や呼吸低下に遅れて発生するので、PSG イベントの後 1 分以内に SpO₂ イベントがある場合に検出したとした。検出区間を 1 分以内としたのは、予備的に 8 名の健常者に任意のタイミング（事前の深呼吸のような準備をさせず、息こらえの開始をランダムにした。）で無呼吸テストを行った結果、すべての被験者において 1 分以内に 4%以上の低下を示したので、3%を閾値と

すれば確実にイベントを検出できると考えたからである。

感度の計算：PSG イベントの SpO₂ イベント感度は PSG イベントと一致した SpO₂ イベント数を PSG イベント数で除した値とし、レーダイベント感度は PSG イベントと一致したレーダイベント数を PSG イベント数で除した値とした。イベント検出と感度はオフラインでソフトウェアによる自動計算により行った。

陽性的中率の計算：PSG イベントと一致したレーダイベント数をレーダイベント数で除した値をレーダイベントの陽性的中率、同様に PSG イベントと一致する SpO₂ イベント数を SpO₂ イベント数で除した値を SpO₂ イベントの陽性的中率とした。

なお、これら研究に使用したレーダは特定小電力無線機器として技術基準適合証明を取得しており、この周波数帯の電波被ばく防護基準を十分下回る電力密度のもとで行われた。

4. 1 2 基礎検討結果と PSG との比較 臨床研究結果

4. 1 2. 1 基礎検討の結果

図 4. 20 に体位変換の影響を検討したデータ例を示す（被験者男女各 1 名）。仰臥位と側臥位がほぼ同様な波形で伏臥位がやや振幅が大きいという結果であった。仰臥位、側臥位の場合で位相変化は概ね±2°の範囲に収まり、伏臥位で±5°の範囲に収まる程度である。被験者 1（男性）の体位変換時の波形を図 4. 19 に示す。振幅は大きく±25°を超える幅で当然ながら一部は振り切れるほどの波形となっている。

被験者 2（女性）の仰臥位安静状態における PSG-1100 とレーダにより得られた呼吸波形のパワースペクトルを比較し図 4. 20 に示す。得られた二つのパワースペクトルは概ね一致した。特に最大のピークを示す周波数は 0.3Hz 前後で一致した。なお、標準的な呼吸周波数は 0.3Hz 前後でありこれとも一致した。さらに、全被験者においても同様な結果がえられた。全被験者と全姿勢について PSG-1100 とレーダで測定した呼吸波形の最大パワーを示す周波数を毎分の呼吸数に換算し、PSG によるデータを横軸にレーダによるデータを縦軸にした散布図を図 4. 21 に示す。図 4. 21 に示す通り回帰式は

$y = 0.9779x$ であり、R² 値は 0.93 であった。これらの結果により、安静状態におけるレーダ計測の波形は概ね呼吸波形示すと判断した。

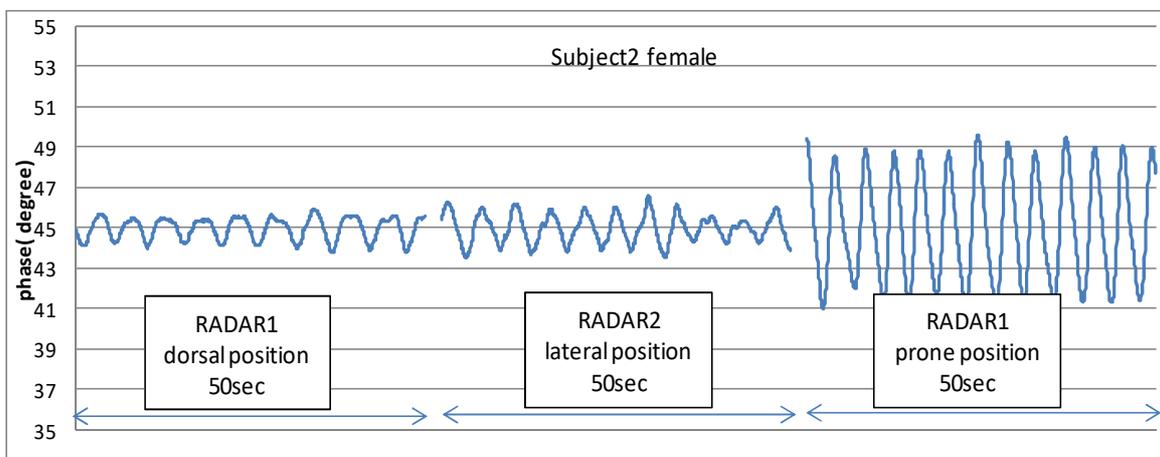
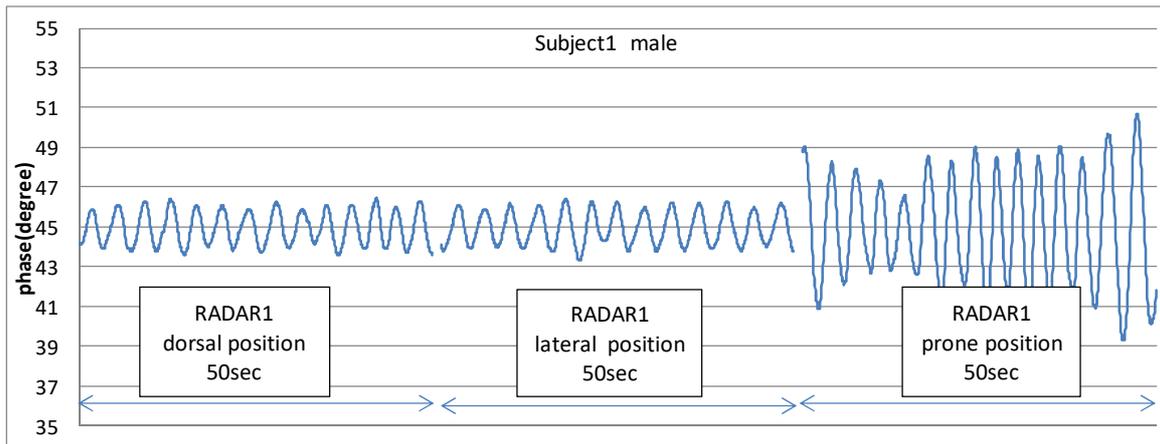


図 4. 1 8 計測された 3 姿勢での呼吸波形 上被験者 1 (男性)、下被験者 2 (女性)

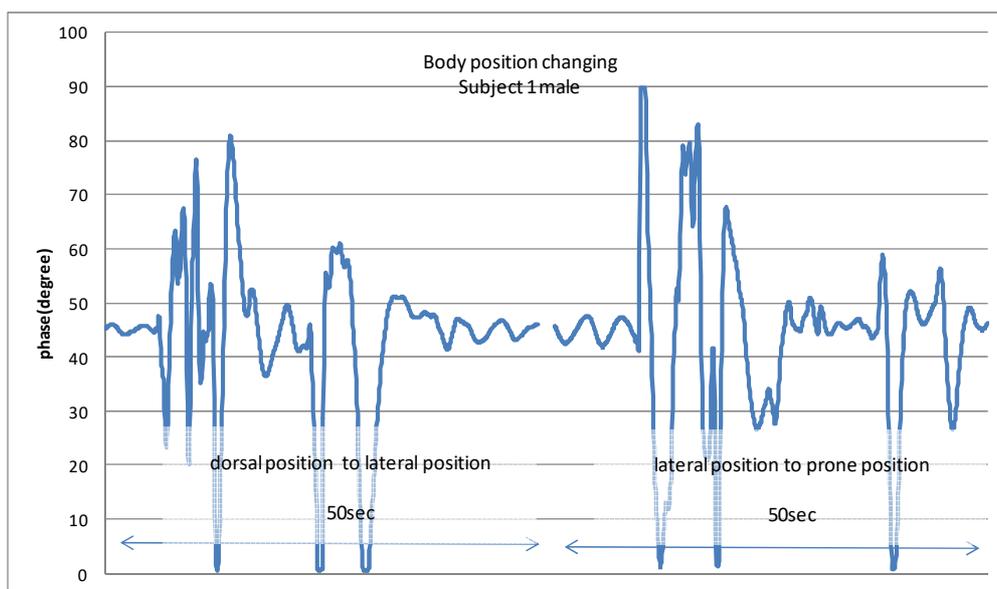


図 4. 1 9 被験者 1 (男性) 体位変換時の波形

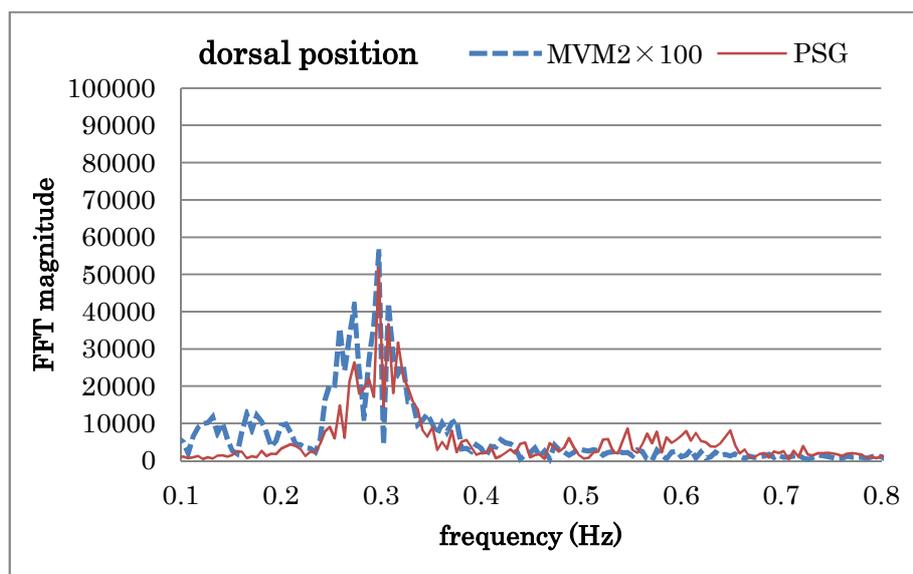


図4. 20 被験者2（女性）の仰臥位 呼吸計測結果 スペクトル比較

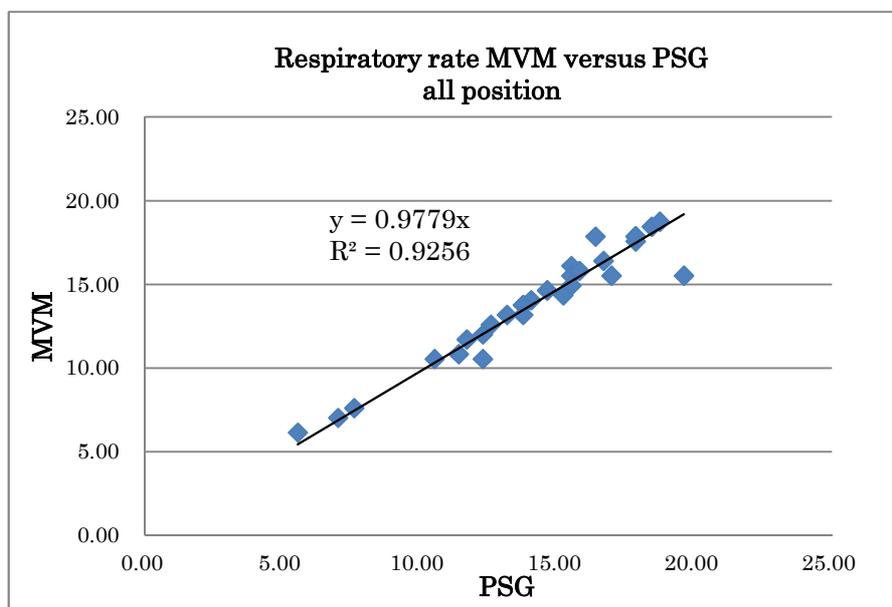


図4. 21 全被験者、全姿勢比較グラフ 横軸が PSG 検出呼吸数、縦軸が MVM 検出呼吸数

4. 1 2. 2 PSG との比較 臨床研究の結果

レーダイベントの検出結果を図4. 22～図4. 24に示す。図4. 22においてはある時点の前後15秒間の振幅によってレーダイベントを計算しているため、160秒付近と180秒付近にあるような短い呼吸の低下、あるいは60秒ごろにあるような比較的長い時間に亘って呼吸振幅は低下しているように見えるが基準まで低下しない、などによりイベントが検出されていない区間も示されている。図4. 23にイベントのない期間の波形を示す。図4.

24にレーダイベントの誤検出結果を示す。PSG イベントが発生していない区間であるが、レーダイベントが検出されている。表4.5にPSG イベントとレーダイベント、およびSpO₂ イベントを比較した結果を示す。レーダイベントの感度は最高を示した症例で97.5%、同じく最低で17.2%であり、平均では75.6%を示した。最も低い感度を示した例ではSpO₂ イベント数も少なくレーダイベントの多くが呼吸異常によらず、体動などによる誤レーダイベント（PSG イベントと一致しないイベント）であると思われる。レーダイベントが最高の感度を示した例ではSpO₂ イベント数も被験者中最大であった。一方PSG イベントを基準としたSpO₂ イベントの感度は平均32.9%であった。表4.5の項目“Event PSG”はPSG イベント数であり、“Agree with Radar”、“Agree with SpO₂”の各項目はそれぞれレーダイベントとPSG イベントの、SpO₂ イベントとPSG イベントの一致数(Yes)と不一致数(No)を示す。一致の判断は前述の通りレーダイベントの前後30秒間にPSG イベントの有無、SpO₂ イベントの前1分以内におけるPSG イベントの有無で行った。“Sensitivity”の項はそれぞれ、レーダイベントとSpO₂ イベントの感度を示す。また、それぞれの右端の項(PPV)はレーダ計測、SpO₂ 計測によって検出されたイベントの陽性的中率を示す。

PSG 計測は8時間を超えて行われたが、すべてのイベントはPSG とレーダの同時計測を行った8時間分を集計した。全PSG イベント数は3,716回、全レーダイベントは4,780回、全SpO₂ イベント数は2,477回であった。PSG イベントを基準とするレーダイベントとSpO₂ イベントの感度はレーダイベントが75.6%、SpO₂ イベントが32.9%であった。表示のPSG Diagnosisの項はPSGによる判定、S:重症 M:中程度 L:軽症を表している。20名の被験者のうちPSGによる判定では6名がAHI \geq 30の重症であり、11名が15 \leq AHI<30の中程度、3名が5 \leq AHI<15の軽症であった。

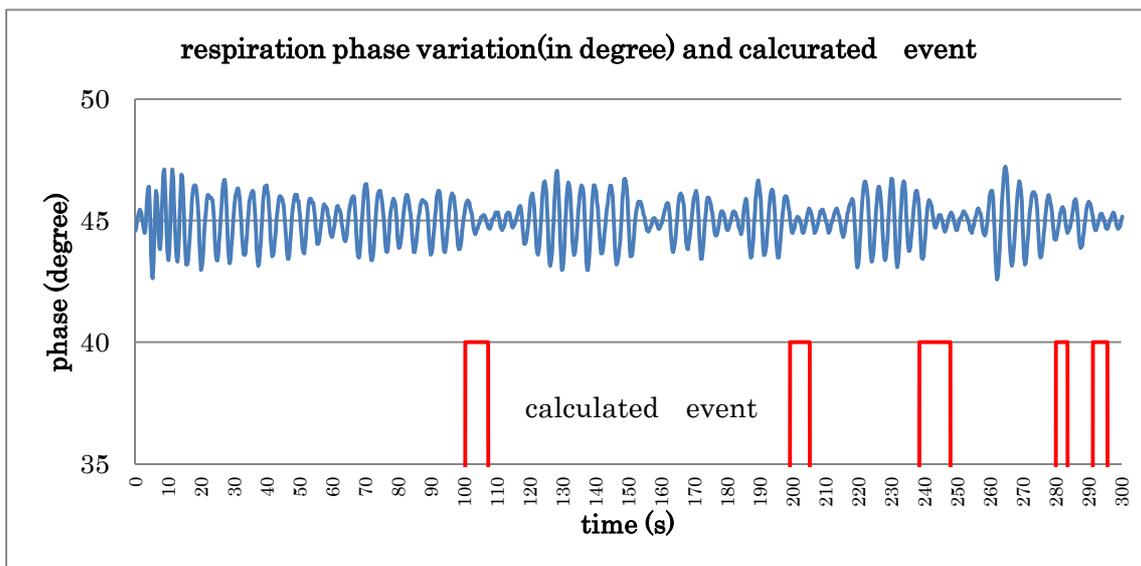


図4. 22 レーダによる呼吸計測とレーダイベントの検出例（被験者6）

ある時点の前後 15 秒間の振幅によってレーダイイベントを計算しているため、160 秒付近と 180 秒付近のような短い呼吸の低下ではレーダイイベントは検出しない。また、60 秒ごろのように呼吸振幅は低下しているように見えるが、基準まで低下しないため、レーダイイベントが検出されていない箇所もみられる。

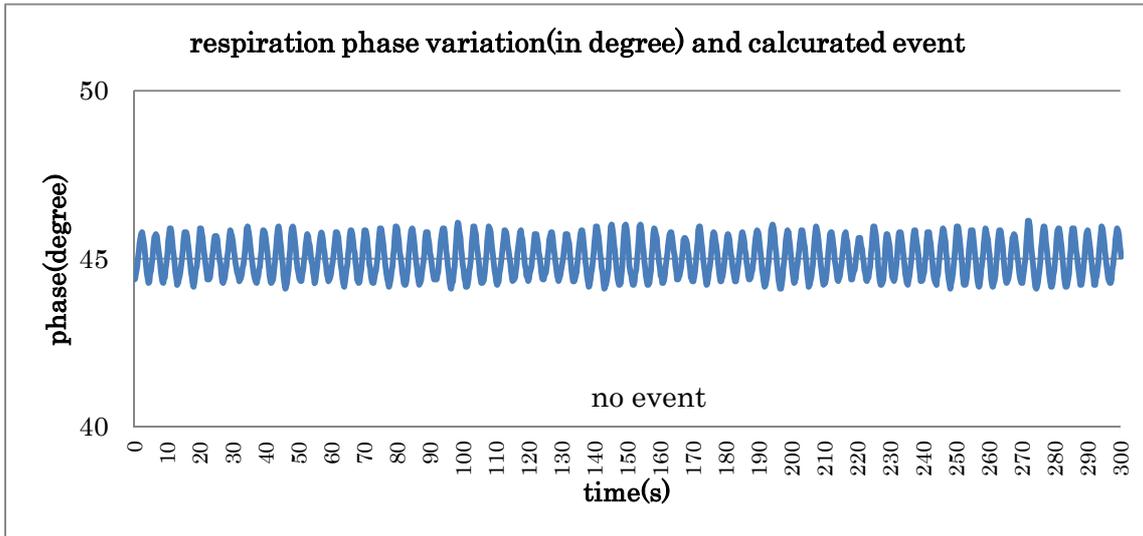


図4. 23 同じ被験者のレーダイイベントのないときの波形（被験者6）

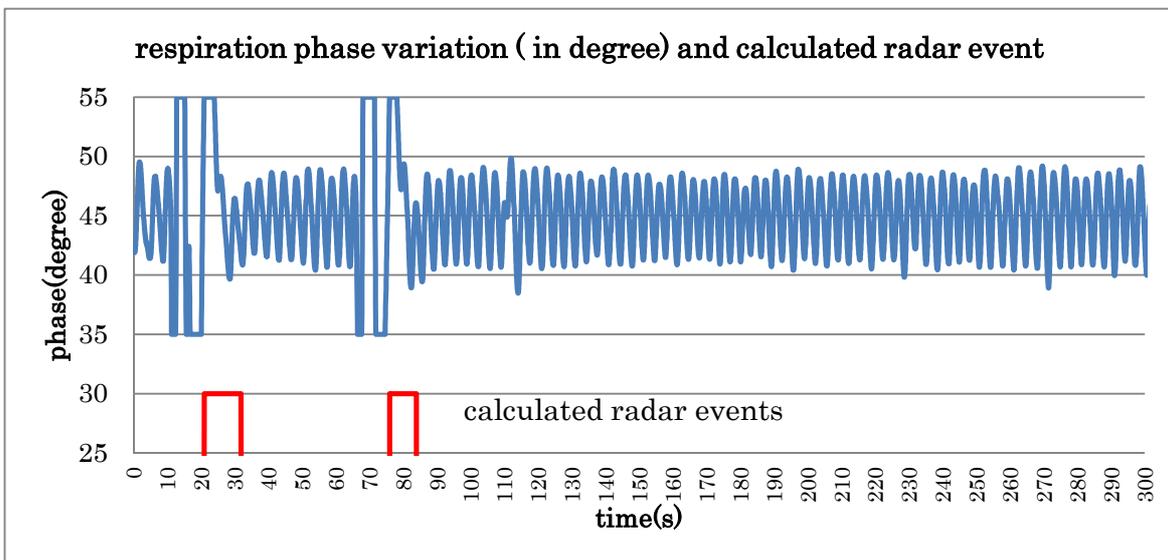


図4. 24 レーダイイベント誤検出例（被験者10）

4. 13 SAS スクリーニングに関する MDR と PSG との比較 考察

イベント数と感度について：SpO₂ イベント数は PSG イベント数に比べ少ない（32.9%）が、発生した SpO₂ イベントは高い陽性的中率（88.0%）を示した。一方、レーダイイベントの感度は 75.6%であったが、呼吸異常以外でも誤レーダイイベントが発生していると考えられ

た。陽性的中率は58.8%を示した。そこでレーダイイベントについてPSGによる重症度診断結果別でみると、重症者：レーダイイベントは陽性的中率81.1%を示し、同様に中程度48.3%、軽度18.7%と軽症者ほど陽性的中率が低い。これは、重症者の方が真の呼吸異常によるレーダイイベントが多くなるためと考えられ、軽症者においては誤レーダイイベントの発生率が高いことを示す。誤レーダイイベントの抑圧がPSGイベントとの感度、陽性的中率向上に有効であると考えられる。また、図4.25に示すように患者ごとのレーダイイベント数とPSGイベント数との相関をとるとある程度の正の相関を読み取ることができる。図4.26は比較のためにSpO₂イベントとPSGイベントとの相関をみたグラフである。SpO₂イベントではレーダイイベントに比べ直線近似に対するR²値はやや小さいが近似直線の切片はほぼ原点付近にあり、PSGイベントの少ないところではSpO₂イベントも少なくなっている。一方レーダイイベントはPSGイベントとのある程度の相関は認められるがPSGイベントの少ない被験者に対してもある程度のオフセットを持った回数となっており、軽症者のふるい分けのためにはそのオフセットを除去する必要がある。

以上の考察から、レーダイイベントによるPSGイベントのスクリーニングは一定の可能性があるが4.12.3項の①,②,③で示した定義では、図4.24のように体動と思われる動きで誤レーダイイベントが発生しており、誤イベント除去が不十分と思われる。今後、呼吸低下比率、短時間フーリエ変換などによる一定区間内の支配的周波数などをパラメータとしてオフライン研究をすすめ、誤イベント除去のためにイベント定義の最適値を決定する必要がある。

体位による感度変化について、仰臥位、側臥位では呼吸による体幹の変化を背後、または側面から計測しているのに対して、伏臥位では最も動く胸部または腹部の変位を計測しているため、図4.18のような振幅差が生まれるものと考えられる。腹部についてもベッドやマットに圧迫された状態での変位であるから、人が直立または座位をとる場合の腹部の変位より抑圧されていると考えられる。このため、寝返りの前後で体位が変わった場合には呼吸振幅が変化する可能性があることになる。

また、本研究は医師の指示による本診断のためのPSG計測と同時計測した結果でありすべての被験者がSASであるとの診断を受けており母集団に偏りがある。SASの有病率はAHI>5かつ昼間の強い眠気を伴うものとした場合、30歳以上の男性で4%、女性で2%との報告があり[54]、それに近い比率で構成した母集団での臨床研究が必要である。

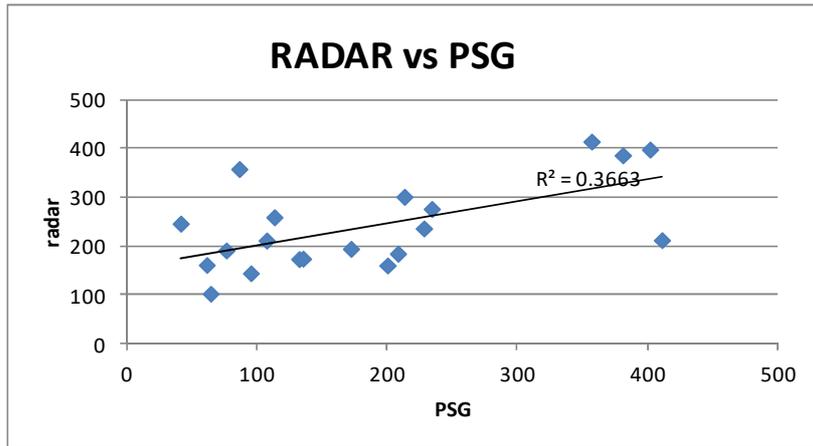


図 4. 2 5 レーダイベントと PSG イベントの相関

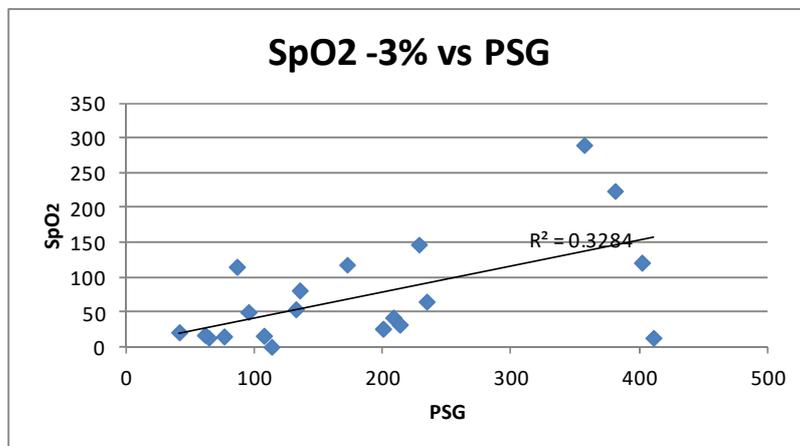


図 4. 2 6 SpO₂ -3%イベントと PSG イベントの相関

4. 1 4 SAS スクリーニングに関する MDR と PSG との比較

レーダ計測は非接触・非束縛であり SAS スクリーニング用の呼吸運動検出器として、またさまざまな呼吸疾患患者のモニタリングに有用であると考えられるので、今後、誤レーダイベントの除去によって感度、陽性的中率の改善に努めたい。また、数パーセント程度の有病率の集団に対する臨床研究を続け実用化を進めスクリーニング可能性の検証を行いたい。本研究は神奈川県のプロジェクト、「平成 25 年度かながわ成長産業イノベーション事業」による助成金によって実現した。

表 4. 5 PSG イベントとレーダイイベントの比較

太字部は PSG 診断で重症とされた被験者。 S:重症、M:中程度、L:軽症 PPV: Positive Predictive Value 陽性的中率

Subject	Event PSG	Duration H	PSG Diagnosis	Agree with Radar		Sensitivity (%)	Total radar events	PPV (%)	Agree with SpO2		Sensitivity (%)	Total SpO2 events	PPV (%)
				Yes	No				Yes	No			
				1	172				8	M			
2	357	8	S	348	9	97.5	414	84.1	283	74	79.3	290	97.6
3	113	8	M	77	36	68.1	259	29.7	0	113	0.0	0	-
4	234	8	S	194	40	82.9	276	70.3	57	177	24.4	65	87.7
5	132	8	M	102	30	77.3	173	59.0	36	96	27.3	54	66.7
6	402	8	S	365	37	90.8	398	91.7	121	281	30.1	121	100.0
7	411	8	S	188	223	45.7	212	88.7	12	399	2.9	13	92.3
8	95	8	M	74	21	77.9	144	51.4	41	54	43.2	50	82.0
9	381	8	S	344	37	90.3	386	89.1	214	167	56.2	224	95.5
10	64	8	L	11	53	17.2	102	10.8	9	55	14.1	13	69.2
11	200	8	M	107	93	53.5	160	66.9	16	184	8.0	26	61.5
12	208	8	M	164	44	78.8	184	89.1	37	171	17.8	42	88.1
13	76	8	M	67	9	88.2	191	35.1	15	61	19.7	15	100.0
14	86	8	M	69	17	80.2	358	19.3	79	7	91.9	115	68.7
15	41	8	L	31	10	75.6	246	12.6	12	29	29.3	21	57.1
16	135	8	M	99	36	73.3	174	56.9	65	70	48.1	81	80.2
17	213	8	S	172	41	80.8	301	57.1	32	181	15.0	32	100.0
18	107	8	M	85	22	79.4	211	40.3	14	93	13.1	16	87.5
19	61	8	L	53	8	86.9	161	32.9	16	45	26.2	17	94.1
20	228	8	M	157	71	68.9	236	66.5	143	85	62.7	147	97.3
Total	3,716			2,810	906	75.6	4,780	58.8	1,285	2,431	32.9	1,460	88.0

4. 15 臨床研究データを用いた呼吸低下スレッシュホールド自動最適化（アーチファクト除去）と Receiver Operating Characteristic (ROC) 解析を用いた評価に関する研究

第4章1節から14節においてMDRを用いたSASスクリーニングの研究を行ってきた。15節以降では、アーチファクト除去とスクリーニング判定の精度向上のための研究を行った。これ以前の研究では呼吸異常の判定にあたって、計測されている呼吸振幅がその直前との比較で相対値が二分の一以下になる場合と規定してきた。それはレーダ計測では睡眠姿勢、ドップラーセンサのアンテナ軸と人体のなす角などによって計測値が変わってくるため、ベースラインを設定してそれに対する比率で判定するという通常SpO₂計測などで行われている手法をとりえないからであった。

当研究では、毎30秒ごとの相対振幅の減少を一つの指標としつつ、これまで体動による

疑似イベントの除去が不十分で、specificity の低下を招いていたことを改善する。

すでにいくつかのグループで体動による影響を除去する試みが行われている [59],[62],[64]。

L.Anishenko らは、Toeplitz matrix を用いたラボ内でのげっ歯類の呼吸計測における体動の影響除去法を提案している [65]。M. Baboli らはこのための PSG と組み合わせたレーダモニタリングシステムを提案している [66]。L. Zhang らは deep learning を用いた睡眠ステージ分類を提案しているが、対象はラボ内の数例にすぎない [67]。

Z T. Beattie らはベッドの各足に設置したロードセルによる計測において PSG 判定でのカットオフを $AHI > 30$ とした時に 100% の sensitivity と 97% の specificity を達成しているが、ソフトウェアなどによる自動判定ではなく人による判定が介在している [68]。体動によるノイズ除去のために追加の生体情報を用いることも考えられるが [64],[59],[62]、この目的を単一のシステムで実現できているものは現時点で存在しない。

そこでスタンドアロンシステムによる体動除去手法開発を目指すこととした。

被験者の全睡眠時間をベースとして算出される閾値を用いた体動の影響除去の手法を提案する。

4. 1 6 アーチファクト除去に関する研究方法

4. 1 6. 1 システム設定

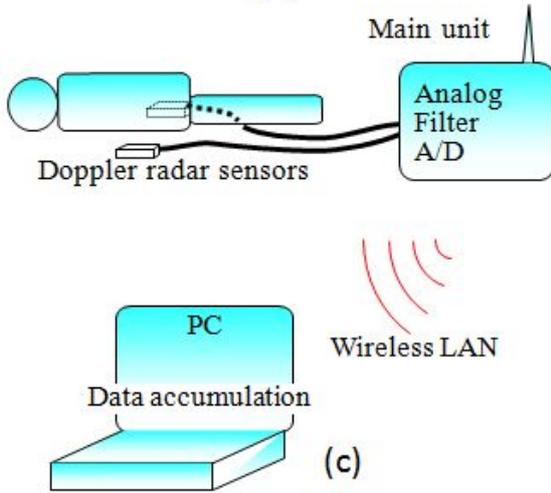
被験者の姿勢変化に対応するため、2つの MDR を使用し、少なくとも 1 個の MDR が被験者の呼吸を計測できるようにしている。

レーダシステムはタウ技研製（横浜市）であり、発振素子は専用に開発された新日本無線製 NJR4169 である。システムの設定は図 4. 2 7 (a) に示している。

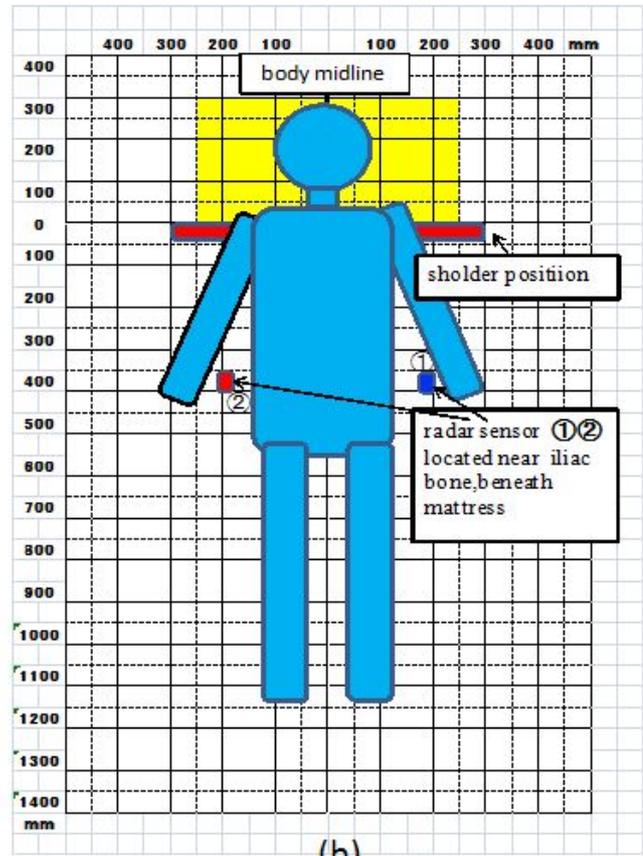
MDR の仕様は (a) 送信周波数 10.525GHz、(b) 送信出力はおよそ 10mW、アンテナゲインは 5dBi である。ホモダイン直交検波 [5],[25] を用いて受信波は検波され I 出力と Q 出力がもたらされる。さらにこれらの出力はアナログバンドパスフィルタに入力され、位相ノイズ除去と振幅調整が同時に行われる。MDR はマットレスの下で被験者の体の中央線から左右それぞれ 20cm かつ腸骨の少し上に配置されている。図 4. 2 7 (b) が配置図である。MDR からの信号はフィルタ後 20Hz 周期でデジタル化され、ワイアレス LAN を介して PC に転送され、CSV ファイルとして保存される。図 4. 2 7 (c) に示している。データ収集後 Microsoft Excel により呼吸異常検出演算を行う。保存データは 0.05 秒ごとのタイムスタンプつきで保存され総データ数は 8 時間睡眠で 576,000 個である。



(a)



(c)



(b)

図4. 27 デュアルドップラーレーダシステム

(a)メインユニットの写真 (b)センサーは被験者の体幹中心ラインから左右20cmの位置かつ腸骨の近くに配置されている。(c)呼吸計測システムの概略図

4. 1 6. 2 呼吸異常検出閾値の最適化

無呼吸および低呼吸 (SAHS) を高い sensitivity と specificity で検出するため、新しい SAHS 閾値の自動最適化ツールを開発した。

具体的データ処理過程を以下に示す。

直交検波後の出力 E_I (in-phase output) および E_Q (quadrature output) を用いて受信データ中の呼吸に伴う位相変化を計算する。計算は式 (4-1) に示す。

$$\theta(t) = \text{atan}\left(\frac{E_Q}{E_I}\right) \cdot 180/\pi \quad (4-1)$$

アンプおよびフィルタは DC5V で駆動されているため、中央値の 2.5V がアンプおよびフィルタの中央値であり式 (4-1) の出力は 45° を中心に周期的変化を示す。それら計算された位相変化から 5 秒ごとの呼吸振幅を $m(t)$ とし下記式 (4-2) によって計算する。

ここで $\Delta t = 0.05s$ である。

$$m(t) = \{ \text{Max}[\theta(t), \theta(t + \Delta t), \dots, \theta(t + 5)] - \text{Min}[\theta(t), \theta(t + \Delta t), \dots, \theta(t + 5)] \} \quad (4-2)$$

式(4-2)中のMax[]とMin[]はそれぞれカッコ内の最大値と最小値を抽出する関数である。

ここで3個の $m(t)$ を用いて $M(t)$ 、 $M(t-15)$ を計算する。

$$M(t) = \frac{m(t) + m(t+5) + m(t+10)}{3} \quad (4-3)$$

$$M(t-15) = \frac{m(t-15) + m(t-10) + m(t-5)}{3} \quad (4-4)$$

そこでイベントマーカである $E(t)$ を下記計算式で計算する

$$\text{IF } \frac{M(t-15)}{M(t)} \geq 2 \text{ AND } \{ \text{Max}[m(t), m(t+5), m(t+10), m(t-5), m(t-10), m(t-15)] < \mu \}$$

$$E(t) = 1 \text{ else } E(t) = 0 \quad (4-5)$$

ここで μ は以下の式(4-6)によって計算されたものである。 L は計測したすべてのデータ数を表す。およそ $L=576,000$ である。

$$\mu = K \cdot \frac{1}{L} \cdot \sum_{n=0}^{L-1} m(0 + n \cdot \Delta t) \quad (4-6)$$

式(4-6)は μ が K という係数をもったすべての時間にわたる呼吸振幅の平均値であることを示している。 K はこの後の議論のなかで重要な位置を占める係数である。

$E(t)$ は30秒ごとに計算され、データとして保存されている。 $E(t)=1$ でイベント発生としている。 $E(t)$ はそれぞれレーダ1およびレーダ2ごとに計算されるが、2つのデータを統合するために論理和を用いる。式(4-7)に示す。どちらかのレーダがイベントを出力している場合をイベントありとする。

$$E(t)_{\text{MERGED}} = E(t)_{\text{RADAR1}} \cup E(t)_{\text{RADAR2}}. \quad (4-7)$$

そして $E(t)_{\text{MERGED}}$ が1の場合にSAHSイベント発生とした。

式(4-5)中に使われている $\frac{M(t-15)}{M(t)} \geq 2$ という基準は American Academy of Sleep

Medicine (AASM), による $\text{AHI}_{\text{Chicago}}$ 基準に基づいている。それはエアフローの50%を超える低下、3%超、10秒以上の酸素飽和度の低下または覚醒という基準であるが、本システ

ムにおいては呼吸振幅のみを計測しているため、このうちのアフローの 50%を超える低下のところのみを採用した。もちろんレーダ計測では被験者の体表の変位を計測しているがそれは気流との一対一の対応があるわけではないので、AASM2012 基準である呼吸振幅の無呼吸と低呼吸の、それぞれ 30%低下、90%低下という基準を用いることができなかった。レーダ計測ではレーダ軸と被験者の角度、距離、姿勢によって計測値が変わってくるからである。以降 K や μ を用いて SAHS イベント検出の最適閾値を検討する。

4. 1 6. 3 臨床研究と K 値の最適化

提案するシステムを用いて 27 人の被験者（年齢平均 49 ± 12 歳、男性 22 名、女性 5 名）が SAHS の一晩の入院検査を受ける際に書面による同意を得たうえで同時計測を行った。

実施期間は 2014 年 2 月および 3 月、2015 年 3 月であった。

被験者はポリソムノグラフ（PSG：Sleep Watcher E シリーズ COMPUMEDICS Ltd., 製 データ処理：帝人ファーマ）による計測と本システムによる計測を受けた。なお、この PSG は AASM2012 基準で SAHS を判定する。

これらの臨床研究は東名厚木病院（神奈川県厚木市）の倫理委員会の承認のもと実施された。また、すべての計測時間は 8 時間であった。

臨床データの評価に ROC 解析を用いた。最適の K 値を決定するために、 K 値を 0.25 から 1.75 まで 0.25 刻みで変化させそれぞれの条件下で $E(t)_{MERGED}$ を計算し結果を表 4. 6 にまとめた。

さらに、PSG 計測による AHI を基準として $AHI \geq 30$ の場合を正しく診断できるかを統計処理ソフトウェア R (R version 3.3.3. and ROCR 1.0-5 library) を用いて解析した。その結果 $K=1$ の場合に最良の結果が得られ、良好な sensitivity と specificity が得られるようシステムの SAHS 検出プロトコルに適用した。各 K 値による比較表を図 4. 28 に示す。

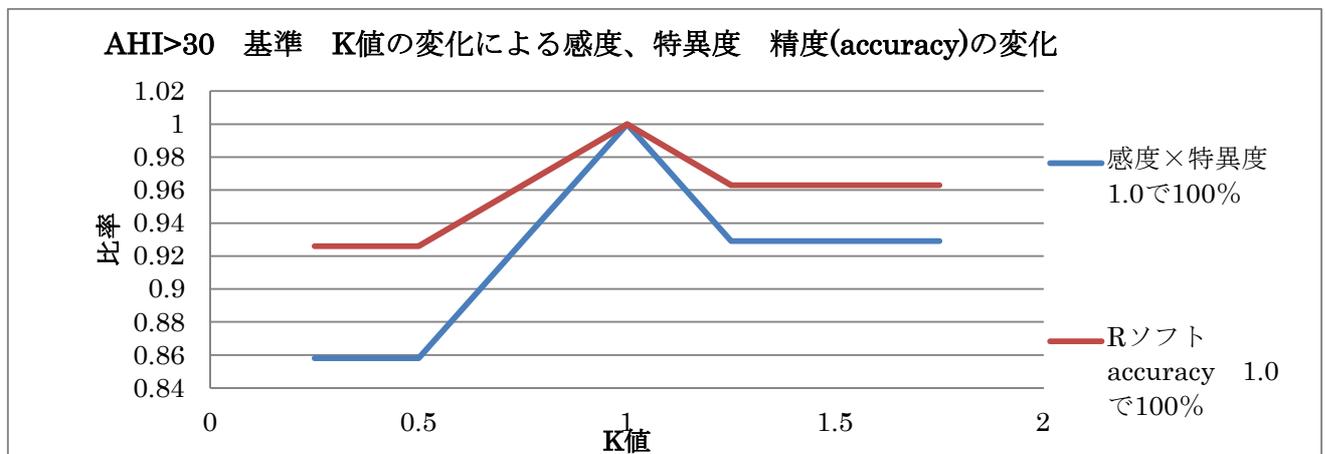


図 4. 28 K 値の変化による感度、特異度、accuracy の変化

4. 17 臨床研究と K 値最適化 結果

正常呼吸の状態の代表例を図4. 28に示す。このケースでは SAHS イベントが検出されておらず、常に $E(t)=0$ である。図4. 29に強い体動を伴った被験者の $K=1$ による最適化後と以前のデータを示している。最適化以前では体動ごとにイベントが発生しているが、最適化後ではすべてキャンセルされている。図4. 30には SAHS イベントの発生と体動による疑似イベントの発生がみられているが、最適化後では疑似イベントのみが除去され SAHS イベントは依然として検出され続けている。

このような結果から本システムによる体動によるノイズの除去が成果を上げていると考えられる。

表4. 6 レーダで検出された低呼吸イベント数

Participant	AHI by PSG	average amplitude(degree)		Number of radar detected events corresponding to K value							Before optimizing
		radar1	radar2	$K=0.25$	$K=0.5$	$K=0.75$	$K=1.0$	$K=1.25$	$K=1.5$	$K=1.75$	
1	8.3	5.8	4.8	4	17	48	65	75	92	108	161
2	12.0	7.9	7.1	25	46	62	74	76	80	83	102
3	14.0	6.3	5.6	22	56	80	100	120	137	155	246
4	15.6	4.5	4.9	10	43	65	85	106	121	129	144
5	15.6	4.2	2.5	24	62	99	122	138	156	167	211
6	19.2	3.3	5.3	16	49	82	107	124	145	149	174
7	20.0	8.2	5.9	23	62	90	118	131	163	172	191
8	20.2	2.9	2.4	6	29	71	112	141	152	161	173
9	21.8	4.8	4.8	26	69	95	111	136	163	189	259
10	26.0	4.8	2.7	21	57	79	90	104	118	122	160
11	26.0	3.3	3.8	7	60	105	159	198	240	260	358
12	28.5	4.7	3.8	21	61	88	114	140	160	170	184
13	29.2	3.5	3.5	49	105	142	160	182	192	204	236
14	29.9	3.0	2.5	6	55	105	137	158	175	189	194
15	37.7	7.0	6.7	60	126	169	199	233	264	285	301
16	39.2	7.5	6.2	76	257	399	501	567	612	651	744
17	39.6	16.2	19.1	54	152	235	320	383	421	460	466
18	39.6	10.9	12.9	113	296	424	512	575	619	663	673
19	43.2	7.9	3.9	14	57	114	162	190	207	221	276
20	47.6	5.0	11.7	63	173	268	335	377	431	455	497
21	59.5	6.3	5.9	28	85	162	234	284	321	349	398
22	59.5	5.1	8.3	56	148	221	269	308	333	350	386
23	64.0	3.9	4.0	65	197	314	358	381	389	405	414
24	67.5	12.4	17.5	94	220	313	416	500	555	615	584
25	68.1	9.0	11.6	33	117	161	189	213	233	244	212
26	71.4	13.0	9.7	178	402	562	687	761	828	878	936
27	99.2	12.1	11.0	136	266	368	456	503	537	559	595

列 2: PSG によって診断された無呼吸・低呼吸指標.

列 3 および 4: レーダ計測された呼吸振幅の平均値

列 5 ~11: 各 K 値に対応するレーダイベントの数

列 12: 提案プロトコルを適用前のレーダイベント数

K の最適値を求めるための ROC 解析の結果を示す。表4. 6 の結果のそれぞれの場合に PSG による AHI を基準として $AHI \geq 15$ および $AHI \geq 30$ をカットオフとした場合の sensitivity と specificity を計算したところ $K=1$ の場合にのみ, sensitivity=100%、

specificity=100%が得られた。図4. 3 1に ROC チャートを示す。上段左のチャート(a)が AHI \geq 30 をカットオフとした場合で最適化後であり、下段左(c)が同じデータの最適化前で AHI \geq 30 をカットオフとした場合のチャートである。上段右(b)のチャートは AHI \geq 15 をカットオフとした場合で最適化後、下段右(d)は同じく AHI \geq 15 をカットオフとした場合の最適化前のチャートである。

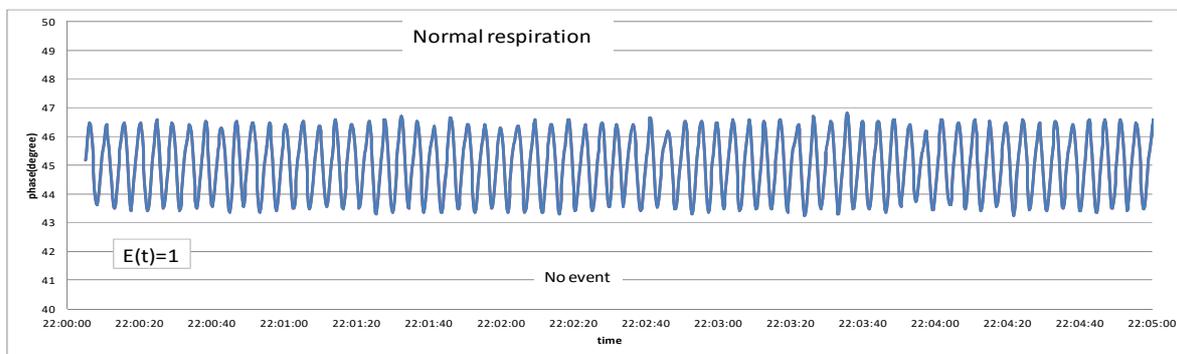


図4. 2 9 AHI14 の被験者の正常呼吸時の代表的サンプル

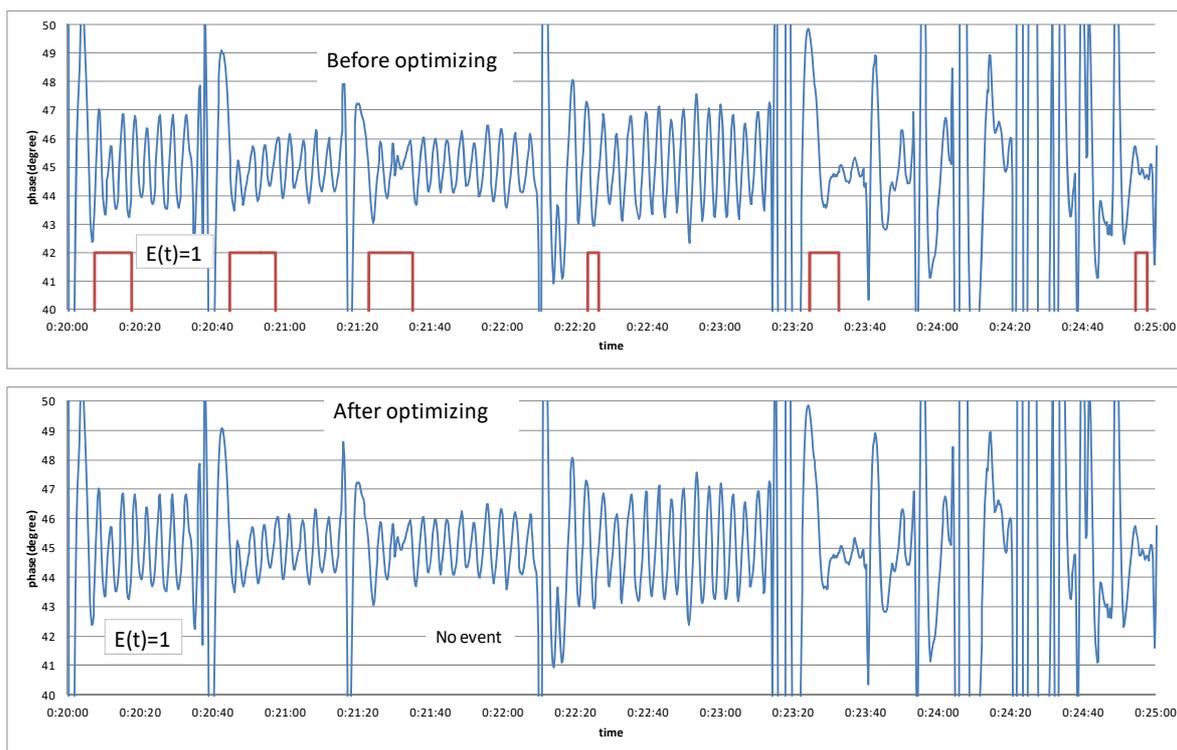


図4. 3 0 代表的な体動ノイズのサンプル、最適化前と後の違い。最適化後では体動様のノイズが除去されている。AHI14 の被験者。

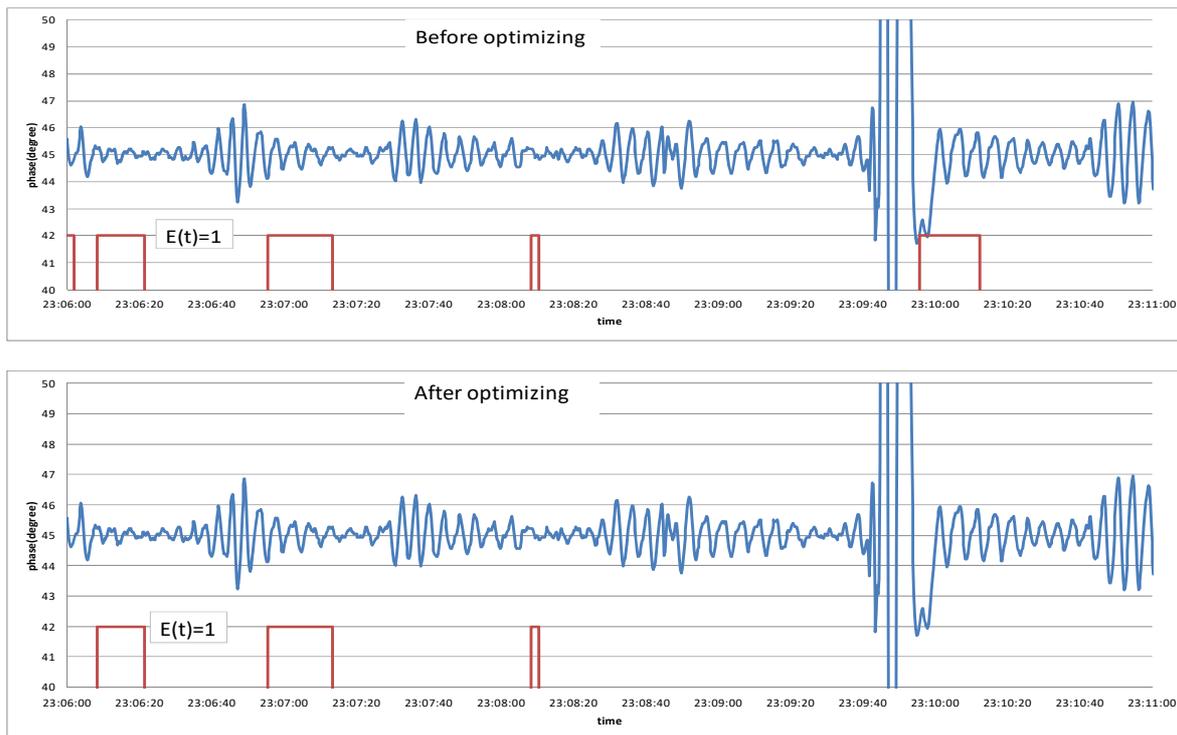


図4.3.1 低呼吸と体動がともに一人の被験者にあらわれた波形。最適化後体動様のイベントのみ除去されている。AHI=14の被験者

チャート(a)の場合は前述の通り sensitivity=100%、specificity=100% であったが、最適化以前のチャート(c)ではそれぞれ 92%と 93%であった。また、最適化後の結果からレーダ検出の SAHS イベントと PSG 検出の SAHS イベントの比はおおむね 2:3 であり、PSG による AHI の 2/3 がレーダによるイベント数となっている。

また表4.6には個々の被験者の呼吸振幅の検出値の平均が計算されまとめられている。レーダ1、2ごとに平均は計算され収録されている。また、K値が増加するに伴いイベント数が増える傾向があるが、必ずしも比例関係ではなく、イベント数の頭打ちがみられる。PSGによるAHIと個々の被験者ごとの振幅の平均値にはレーダ1で $r=0.51$ 、レーダ2では $r=0.52$ の弱い相関がみられる。

4.18 臨床研究データを用いた呼吸低下スレッシュホールド自動最適化（アーチファクト除去）とROC解析を用いた評価に関する研究 考察

本研究では、無呼吸低呼吸閾値の自動最適化に基づく体動アーチファクトの除去のための独立型スクリーニングシステムを開発することを目的とした。特に、我々は睡眠の全期間についての平均呼吸振幅を計算したが、以前の研究は、呼吸が安定した状態である睡眠データの少量のサンプルから得られた平均値をベースラインとしてきた。しかしながら、得られる

値が睡眠段階、覚醒、および姿勢の変化によって必ずしも安定しないので、個々の被験者のベースライン値を決定する方法は問題がある。香川らは[63] 本研究と同じく振幅変化に関するデータを利用し、無呼吸と低呼吸のしきい値をそれぞれベースラインの20%と70%に設定した。個々のベースラインを決定するために40秒の正常振幅の部分を利用している。この方法を利用して彼らが達成した(AHI) >30をカットオフとしてROC解析を行った結果、SAHSの重症度を予測するsensitivityとspecificityの値はそれぞれ90%と79%であった。しかしながら、本自動最適化方法は、sensitivity 100%およびspecificity100%を達成した。(図4. 3 1) 本研究は、総睡眠時間の平均を計算するというより安定した測定値を基準とすることによってアーチファクト除去の効果が高いことを示していると考えられる。

さらに、我々はROC分析によって最適なK値を決定したが、その値は想定したものより小さいものだった。それは異常呼吸などの変化は正常呼吸時と比べて比較的小さい変化であること、そして体の動きによって引き起こされたアーチファクトは比較的振幅の大きなスパイクを生み出すことを示唆していると考えている。

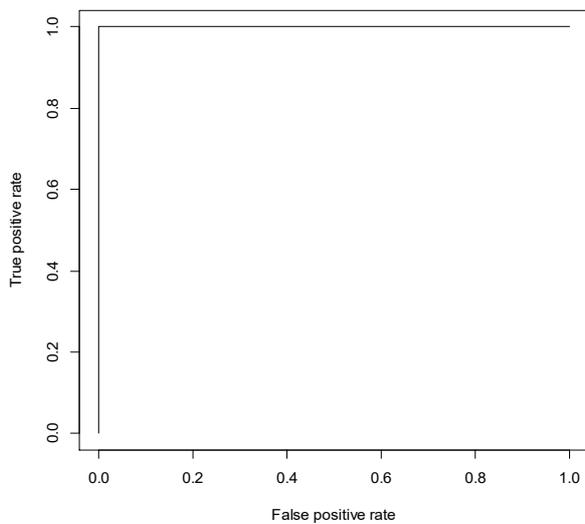
しかしながら、本研究はN=27での結果であり、この効果の根底にある機序を推定するために、より多くの被験者によるさらなる研究が必要である。

また、現時点での研究においても当初の目的とした単独でのアーチファクト除去の道が開けると考えられる。

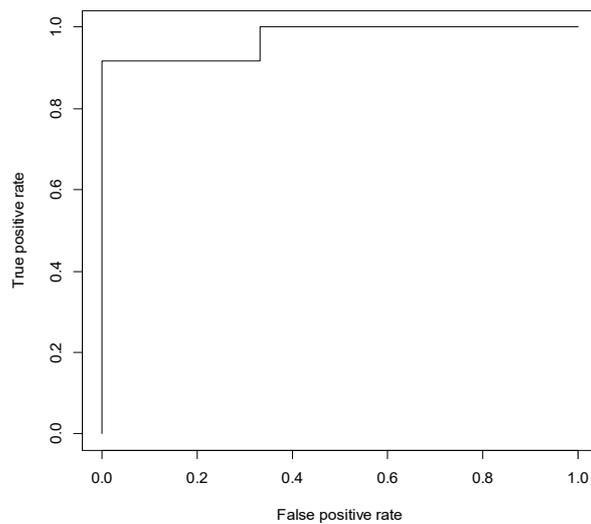
4. 1 9 臨床研究データを用いた呼吸低下スレッシュホールド自動最適化（アーチファクト除去）とROC解析を用いた評価に関する研究 結論

本研究の結果、睡眠中の呼吸の測定はSAHS 閾値自動最適化を備えたレーダベースのシステムを使用して達成できることを示している。さらに、我々の研究結果は、本システムのような非侵襲的、独立型、そして非接触型の測定が、患者の家庭やより多様な臨床現場でのSAHSのスクリーニングに使用できることを示している。

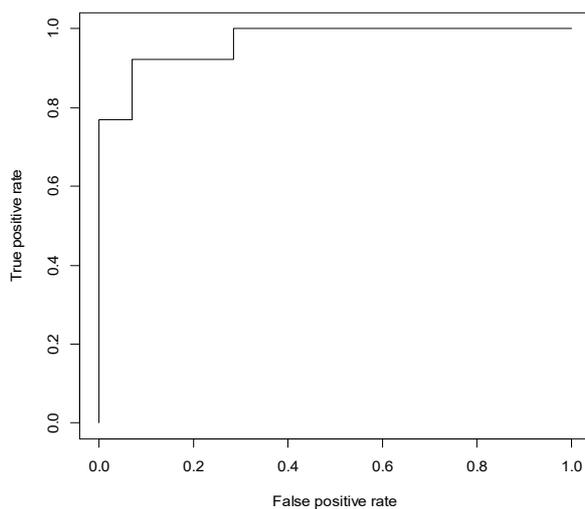
そのような装置は、SAHSおよび他の睡眠障害に関連する重篤な合併症の発生率を減少させ、そして睡眠障害を早期発見し医療費を減少に貢献できると考えられる。



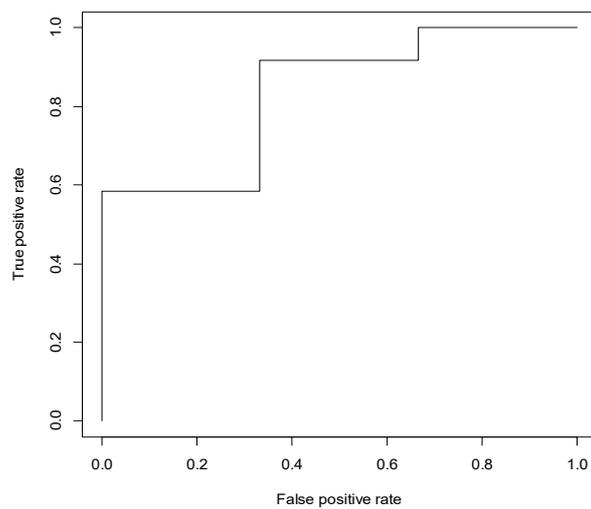
(a) $K=1.0$ AHI>30 positive.



(b) $K=1.0$ AHI>15 positive.



(c) Before optimizing. AHI>30 positive.



(d) Before optimizing. AHI>15 positive.

図4. 3 2 $K=1.0$ の場合の ROC 曲線。(a)は AHI>30 をポジティブとしたときの最適化後の曲線。(b)は AHI>15 をポジティブとしたときの最適化後の曲線。(c)は AHI>30 をポジティブとした時で最適化前の曲線。(d)は AHI>15 をポジティブとした時の最適化前の曲線。すべてのチャートは R ソフトウェアで作成した。

本研究の一部はかながわ成長産業イノベーション事業（2013年から2015年）、さがみロボット産業特区実証事業（2016年から2017年）による助成を受けて行われた。

第5章 結論

第2章において、電波による生命反応探知の研究を行った。瓦礫外からの探索では外乱要因が大きいこと、瓦礫による大きな減衰を受けることを考慮し、挿入式のアンテナを備え不要波キャンセル回路を装備した極めて高感度の探査機の開発に成功した。このシステムは単一周波数連続波を用いた MDR であり、距離分解能はないが、微小な変位に対して極めて高い感度を持っている。実験では、18cm 鉄筋コンクリート壁の先において開口部があれば 2 部屋目、15m の距離まで探査可能であることがわかり、十分な実用性をもっていることが示された。このシステムに関連した特許は3件成立しており、実配備は国内のみならず海外でも進んでいる。今後、災害時の被災者救援に寄与していくことが期待できる。

さらに進んで、パルスドップラー方式の電波式生存者探査装置によって被災者の位置を検出する研究を行った。パルスドップラー方式ではパルス受信の遅延時間で距離を知り、その信号の位相比較によって呼吸運動を知る。これらを実現するための回路を開発し、実証試験を行った。さらに、表示法として、周波数-距離マッピングの手法を提案し、本システムによって明瞭に被災者の呼吸周波数と被災者までの距離が示されることが実験によって示された。パルスドップラー方式では探査に寄与する送信電力の平均はパルスであるがゆえに非常に小さい。そこで先述の MDR のように探査に寄与する送信電力の平均が連続波ドップラーレーダと等しいが、距離分解能をもつ、FMCW 方式のレーダシステムによる生存者探査の研究も行った。FMCW レーダにおいては被災者への距離は送信波と受信波のビート信号周波数によって距離を知り、その複素スペクトルから計算した位相によって、呼吸運動を知る。これらの回路と実証機を試作し、室内実験によって、被災者までの距離計測が可能であること、呼吸が検出できることを示した。

さらに、パルスレーダによって生存者の呼吸を探知し、3次元マップの中に表示をするという生存者探査装置の研究も行った。この研究では、遅延相関型レーダとアレイアンテナを用いて瓦礫下部の生存度分布という値を計算し、呼吸周波数が認められればその位置を明瞭に3次元的に示すことができるシステムを完成させた。その際、従来から行われてきたコヒーレントな加算式ビームフォーミング法に対して、位相はランダムなまま時間軸のみをずらすスペクトル積算法を考案し、大きな SNR 改善効果があることを見出し、システムに組み込んだ。実験によって、深さ 3m までの木造ヤグラでは 2 名の被験者の位置をそれぞれ立体的に分離し表示できることを示した。

第3章では、こうした非接触計測の医療応用面での研究をも進めた。

MDR によって、アイソレーターの外側から呼吸や心拍をモニタできることを示したが、これらは単にバイタルサインが計測できるということにとどまらず、大災害時の外傷性失血

状態におけるショック状態か否かを診断可能であることを示し、他のたとえば呼気ガスのCO₂計測などと組み合わせれば、代謝性アシドーシスの診断にも有用であることが示された。さらに、同じく応用研究において、椅子の背部から心拍間隔の計測に成功し、非接触でHRVを計算可能であることを示した。本研究では満腹の食事の前後にHF増加が非接触で計測可能であり、従来法の計測結果とほぼ同様であることを示した。同じく非接触レーダ計測による不快な音刺激 V(T)/T(I)変動から 30 秒移動平均値である Ave30(V(T)/T(I))を計算し、Ave30(V(T)/T(I))の安定性がストレスモニタリング上の指標となり得ることを示した。

このことは今後単に自動車や装置類の運転の安全性に寄与するばかりでなく、ストレス診断のような方面での応用も考えられ、今後の重要な研究分野であると考えられる。

第4章においては、小型MDRモジュールを使用した臨床応用の分野としてSASのスクリーニングへ小型MDR計測を適用する研究を行っている。

福山中央病院での臨床研究においてはMDRによる呼吸計測が二酸化炭素濃度モニタによる睡眠時無呼吸イベントを検出可能であることを示し、以降の応用へ進むこととなった。

関東中央病院での臨床研究においては、検査入院による8時間の睡眠時SpO₂計測とMDR同時計測を行い、SpO₂計測による睡眠時無呼吸イベントとMDRによる無呼吸イベントの比較を行った。その結果MDR計測とSpO₂計測には相関関係があるもののsensitivityにおいては成果が得られたものの、specificityにおいては不十分と思われた。

東名厚木病院での臨床研究においては、SAS診断のゴールドスタンダードであるポリソムノグラム(PSG)との比較を行い、関東中央病院での臨床研究の検討を深め、特にspecificity低下の原因は体動によるアーチファクトであることが明白となり、次の研究につながる事となった。

東名厚木病院での臨床研究は神奈川県などの支援も得て2年度にわたり継続した。試行錯誤を経て、アーチファクト除去法を確立した。それは、睡眠時間の全体における各被験者の呼吸振幅の平均値をベースとするSAHSイベント検出閾値を設定するという方法である。これによってPSG検査と一対一の対応ではないがROC解析によって最良の場合sensitivity 100%、specificity 100%という結果が得られた。今後はこの結果をさらに臨床研究に応用し、実用化を進めてゆく所存である。

謝辞

この論文をまとめるにあたり主査を引き受けていただいた松井岳巳教授には常に適切かつありがたい叱咤の声をいただきました。松井先生の叱咤激励がなければこの論文をまとめることはできなかったと思います。深く感謝いたします。松井研究室の先輩、後輩の学生のみなさんには実験などを通じて多大なご協力をいただきました。ありがとうございます。

また、かつての在籍時に貴重なご助言をいただきました首都大学東京システムデザイン研究科の諸先生方、特に電気通信大学に移られた孫光鎬先生に感謝の意を表します。

本論文第2章6節1項から6項の研究においては、秋山いわき湘南工科大学教授（当時、現同志社大学教授）から多大なご指導をいただきました。秋山先生のご指導がなければこの研究をまとめることはできなかったと思います。ここに深く感謝の意を表します。第2章6節1項から6項の研究は2006年度～2008年度消防庁消防防災科学技術研究推進制度による援助を受けて行われたことをここに記しておきます。

また、こうした研究に携わるようになったのは電気通信大学荒井郁男名誉教授と共同で行った生存者探査装置研究開発がその契機です。ここに荒井名誉教授に深く感謝の意を表します。

また、株式会社タウ技研の各位には特に本論文をまとめる段階においては多大なご協力をいただきました。深く感謝の意を表します。

最後に本論文は家族の協力がなければまとめることができませんでした。妻春恵、長女友子、次女結子に深く感謝します。

参考文献

- 1)西村明儒：兵庫県監察医による死体検案結果より．土木学会関西支部阪神大震災調査研究委員会中間報告会講演集 1996;pp.187-192
- 2)後藤,荒井：運動物体検知装置 特許第3700954号
- 3)竹野,田林,西尾ら:寿命制御コンクリート開発のための実規模コンクリートへのマイクロ波照射実験. 電子情報通信学会信学技報 2003 SPS2002-13,
- 4)吉野,遠藤：環境推定のための一般建築材料の透過反射特性に関する実験的検討、大成建設技術センター報 2005 第38号
- 5) Chen KM, Huang Y, Zhang J, Norman A: Microwave life-detection systems for searching human subjects under earthquake rubble or behind barrier. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2000;vol.27:pp.105-114
- 6) Chuang HR, Chen YF, Chen KM: Automatic clutter-canceller for microwave life-detection system. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement 1991; vol.40:pp.747-750
- 7) Bugaev AS, Chapursky VV, Ivashov SI, Razevig VV: Through wall sensing of human breathing and heart beating by monochromatic radar. Proceeding of GPR 2004;vol.1:pp.291-294
- 8) Wu CW, Huang ZY: Using the phase change of a reflected microwave to detect a human subject behind a barrier. IEEE Transactions on Biomedical Engineering 2008;vol.55,No.1:pp.267-272
- 9) Ahmad F, Zhang Y, Moeness, Amin MG: Three-dimensional wideband beamforming for imaging through a single wall. IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing 2008;vol.5,No.2:pp.176-179
- 10) Maaref N, Millot P, Pichot C, Picon O: A study of UWB FM-CW radar for the detection of human beings in motion inside a building. IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing 2009;vol.47,No.5:pp.1297-1300
- 11) Akiyama I, Yoshizumi N, Ohya A, Aoki Y, Matsuno F: Search for survivors buried in rubble by rescue radar with array antennas extraction of respiratory fluctuation. Proceeding of the 2007 IEEE International Workshop on Safety, Security and Rescue Robotics 2007;1/6
- 12) Takeuchi T, Uematsu Y, Saito H, Aoki Y, Ohya A, Matsuno F, Akiyama I: Measurement of survivor location for rescue radar system by using two dimensional array antenna. Proceedings of the IEEE International Workshop on Safety, Security and Rescue Robotics 2008;1/6

- 13) Takeuchi T, Saito H, Yoshizumi N, Ohya A, Aoki Y, Matsuno F, Akiyama I: Rescue radar system with array antennas. The 34th Annual Conference of the IEEE 2008;
- 14) 荒井郁男,富沢良行,鈴木務: 遅延相関を用いたパルス圧縮地中レーダー. 電子情報通信学会, 宇宙・航行エレクトロニクス研究会資料 1992;SANE92-26:pp.23-30
- 15) Arai I, Tomizawa Y, Hirose M : Pulse compression subsurface radar.IEICE Transactions on Communications 2000; vol.E83-B, No.9:pp.1930-1937
- 16) 富澤良行,荒井郁男: 遅延相関器を用いたチャープ信号パルス圧縮地中レーダー. 電子情報通信学会論文誌 2000;Vol.J83-B,No.1:pp.113-120
- 17) 関根松夫:レーダー信号処理技術、電子情報通信学会（東京）1991:pp267-270
- 18) WHOホームページ https://www.who.int/csr/sars/country/table2004_04_21/en/
- 19) Matsui T, Ishizuka T, Takase B, Ishihara M, Kikuchi M: Non-contact determination of vital sign alterations in hypovolemic states induced by massive hemorrhage, an experimental attempt to monitor the condition of injured persons behind barriers or under disaster rubble. Medical & Biological Engineering & Computing 2004; vol.42:pp.807-811
- 20) Matsui T, Hagiwara K, Ishizuka T, Takase B, Ishihara M, Kikuchi M: A novel method to prevent secondary exposure of medical and rescue personnel to toxic materials under biochemical hazard conditions using microwave radar and infrared thermography. IEEE Transaction on Biomedical Engineering 2004;vol.51, No.12:pp2184-2188
- 21) Yasuda H, Yamaya M, Yanai M, Ohru T, Sasaki H: Increased blood carboxyhemoglobin concentrations in inflammatory pulmonary diseases. Thorax 2002; vol.57:pp.779-783
- 22) Moncure M, Brathwaite CE, Samaha E, Marburger R, Ross SE: Carboxyhemoglobin elevation in trauma victims. Journal of Trauma and Injury 1999; vol.46:pp.424-427
- 23) Takano Y, Sakamoto O, Kiyofuji C, Ito K: A comparison of the end-tidal CO₂ measured by portable capnometer and the arterial PCO₂ in spontaneously breathing patients. Respiratory Medicine 2003;vol.97:pp.476-481
- 24) Kikuchi M, Ishihara M, Matsui T, Sato S, Ashida H, Ishizuka T: Biomedical engineering contribution to defending the homeland, technological and biomedical initiatives being taken in Japan to counter bioterrorism. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine 2004;vol.23:pp.175-186
- 25) Arai I,: Survivor search radar system for persons trapped under earthquake rubble. Taipei Asia-Pacific Microwave Conference 2001; WE3D

- 26) Chen KM, Misra D, Wang H, Chuang HR, Postow E: An x-band microwave life-detection system. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering* 1986; vol.33:pp.697-702
- 27) Dunham CM, Belzberg H, Lyles R, Weireter L, Skurdal D, Sullivan G, Esposito T, Namini M: The rapid infusion system, a superior method for the resuscitation of hypovolemic trauma patients. *Resuscitation* 1991;vol.21: pp.207-227
- 28) Deakin CD: Early fluid resuscitation in haemorrhagic shock. *European Journal of Emergency Medicine* 1994;vol.1:pp.83-85
- 29) Lynn M, Jeroukhimov I, Klein Y, Martinowitz U: Updates in the management of severe coagulopathy in trauma patients. *Intensive Care Medicine* 2002;Suppl 2: S pp.241-247
- 30) Willcox N, Oakley P: Survival with an arterial pH of 6.57 following major trauma with exsanguinating haemorrhage associated with traumatic amputation. *Resuscitation* 2002;vol.53:pp.217-221
- 31) Suzuki S, Matsui T, Imuta H, Uenoyama M, Yura H, Ishihara M, Kawakami M: A novel autonomic activation measurement method for stress monitoring ,non-contact measurement of heart rate variability using a compact microwave radar. *Medical & Biological Engineering & Computing* 2008;vol.46:pp.709-714
- 32) Michail E, Kokonozi A, Chouvarda I, Maglaveras N: EEG and HRV markers of sleepiness and loss of control during car driving. *Conference Proceedings IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* 2008;pp.2566-2569.
- 33) Osaka M, Murata H, Fuwamoto Y, Nanba S, Sakai K, Katoh T: Application of heart rate variability analysis to electrocardiogram recorded outside the driver's awareness from an automobile steering wheel. *Circulation Journal* 2008;vol.72:pp.1867-1873
- 34) Sato S, Taoda K, Kawamura M, Wakaba K, Fukuchi Y, Nishiyama K: Heart rate variability during long truck driving work. *Journal of Human Ergology (Tokyo)* 2001;vol.30:pp.235-240
- 35) Ikeda T, Abe A, Yusu S: The full stomach test as a novel diagnostic technique for identifying patients at risk of Brugada syndrome. *Journal of Cardiovascular Electrophysiology* 2006;vol.17:pp.602-607
- 36) Danuser B, Moser D, Vitale-Sethre T, Hirsig R, Krueger H: Performance in a complex task and breathing under odor exposure. *Human Factors* 2003;vol.45:pp.549-562

- 37) Masaoka Y, Homma I: Expiratory time determined by individual anxiety levels in humans. *Journal of Applied Physiology* 1999;vol.86:pp.1329-1336
- 38) Matsui T, Hakozaki Y, Suzuki S, Usui T, Kato T, Hasegawa K, Sugiyama Y, Sugamata M, Abe S: A novel screening method for influenza patients using a newly developed non-contact screening system. *Journal of Infection* 2010;vol.60:pp.271-277
- 39) Suzuki S, Matsui T, Imuta H, Uenoyama M, Yura H, Ishihara M, Kawakami M: A novel autonomic activation measurement method for stress monitoring: non-contact measurement of heart rate variability using a compact microwave radar. *Medical and Biological Engineering and Computing* 2008;vol.46:pp.709-714
- 40) Perini, R, Veicsteinas A.: Heart rate variability and autonomic activity at rest and during exercise in various physiological conditions. *European Journal of Applied Physiology* 2003;vol.90:pp.317-325
- 41) Ruediger H, Seibt R, Scheuch K, Krause M, Alam S: Sympathetic and parasympathetic activation in heart rate variability in male hypertensive patients under mental stress. *Journal of Human Hypertension* 2004;vol.18:pp.307-315
- 42) Tuininga YS, Crijns HJ, Brouwer J, Van den Berg MP, Man in't Veld AJ, Mulder G, Lie KI: Evaluation of importance of central effects of atenolol and metoprolol measured by heart rate variability during mental performance tasks, physical exercise, and daily life in stable postinfarct patients. *Circulation* 1995;vol.92:pp.3415-3423
- 43) 渡邊美寿津:製造業におけるストレスとその対策. *産業衛生学雑誌* 2003;第4巻:pp.1-6.
- 44) Regehr C, LeBlanc V, Jelley RB, Barath I, Daciuk J: Previous trauma exposure and PTSD symptoms as predictors of subjective and biological response to stress. *Canadian Journal of Psychiatry* 2007;vol.52:pp.75-683
- 45) 松下兼広,榊原博樹:勤労者の睡眠呼吸障害および睡眠時無呼吸症候群の病率調査.*産業衛生学雑誌* 2006;48巻:p.509
- 46) 栗原陽介,渡辺嘉二郎,田中博:無拘束生体計測による睡眠指標と睡眠段階推定法.*生体医工学* 2007;vol.45,No.3:pp.216-224

- 47) 王鋒,田中真美,長南征二: PVDF 圧電ポリマーを用いた睡眠時呼吸心拍の無拘束無侵襲計測 (センサの基本原理と動作確認) .日本 AEM 学会誌 2001;vol.9,No.3:pp.80-85
- 48) 香川高等工業専門学校: 睡眠状態の判定方法およびシステム. 特願 2008-014866
- 49) Matsui T, Gotoh S, Arai I, Hattori H, Fujita M, Obara K, Mtsuoka K, Nakamura S, Takase B, Ishihara M, Kikuchi M:
Noncontact vital sign monitoring system for isolation unit (casualty care system). Military Medicine 2006;vol.171,No.7:pp.639-643
- 50) Gotoh S, Suzuki S, Imuta H, Kagawa M, Badarch Z, Matsui T:
Non-contact determination of parasympathetic activation induced by a full stomach using microwave radar.
Medical & Biological Engineering & Computing 2009;vol.47,No.9:pp.1017-1019
- 51) 香川正幸, 吉田悠鳥, 久保田将之, 栗田明, 松井岳巳:
マイクロ波レーダーを用いた就寝中高齢者向け呼吸心拍計測の精度向上—動的ドップラーチャンネル選択機能による体位変化への対応. 医療情報学 2012;vol.31,No.1: pp.25-36
- 52) 香川正幸, 吉田悠鳥, 鈴木哲, 栗田明, 松井岳巳:
2つのマイクロ波レーダーを用いた就寝時高齢者見守りシステム—呼吸・心拍の非接触計における体動対策. 医療情報学 2011;vol.30,No.2: pp.85-94
- 53) Magnan A, Philip-Joet F, Rey M:
End-tidal CO₂ Analysis in Sleep Apnea Syndrome. CHEST 1993;vol.103,No.1:pp129-131
- 54) Young T, Palta M, Dempsey J, Skatrud J, Weber S, Bdr S: The occurrence of sleep-disordered breathing among middle-aged adults. The New England Journal of Medicine 1993;vol.328:pp.1230-1235
- 55) 睡眠呼吸障害研究会編:成人の睡眠時無呼吸症候群—診断と治療のためのガイドライン. メディカルレビュー社 疫学 2011;p.3
- 56) 榎原博樹:睡眠時無呼吸症候群の診断と治療. 日本人の疫学. 日本内科学会誌 2004;vol. 93: pp.1069-1076
- 57) Shahar E, Whitney CW, Redline S, Lee ET, Newman AB, Nieto FJ, O'Connor GT, Boland LL, Schwartz JE, Samet JM: Sleep-disordered breathing and cardiovascular disease: cross-sectional results of the Sleep Heart Health Study. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine 2001; vol.163: pp.19-25
- 58) Arzt M, Young T, Finn L, Skatrud JB, Bradley TD: Association of Sleep-disordered breathing and the occurrence of stroke. American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine 2005;

vol.172: pp.1447-1451

- 59) Kagawa M, Yoshida Y, Kubota M, Kurita A, Matsui T: Non-contact heart rate monitoring method for elderly people in bed with random body motions using 24 GHz dual radars located beneath the mattress in clinical settings.
Journal of Medical Engineering & Technology 2012;vol.36:pp.344-350
- 60) 後藤眞二,松井岳巳,山下宏治,大森隆史,辻和彦,西本豊,常盤美和,小野裕実: マイクロ波レーダーセンサーによる睡眠時非接触呼吸計測法と睡眠時無呼吸症候群など睡眠時呼吸疾患スクリーニングへの応用可能性検討. 医療機器学 2014;vol.84,No.3:pp.317-324
- 61) 後藤眞二,松井岳巳,小島正久,山下宏治,坂本芳雄:睡眠時無呼吸症候群非接触一次スクリーニング器開発のための臨床研究報告. ライフサポート 2014;vol.26,No.4:pp.126-131
- 62) Kagawa M, Ueki K, Kurita A, Tojima H, Matsui T: Noncontact screening system with two microwave radars for the diagnosis of sleep apnea-hypopnea syndrome. Conference Proceeding of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society 2013:pp.2052-2055
- 63) Kagawa M, Ueki K, Kurita A, Tojima H, Matsui T: Non-contact screening system with two microwave radars in the diagnosis of sleep apnea-hypopnea syndrome. Studies in Health Technology and Informatics 2013;vol.192:pp.263-267
- 64) Kagawa M, Tojima H, Matsui T: Non-contact diagnostic system for sleep apnea-hypopnea syndrome based on amplitude and phase analysis of thoracic and abdominal Doppler radars. Medical & Biological Engineering & Computing 2016; vol.54,No.5: pp.789-798
- 65) Anishchenko L, Gennarelli G, Tataraidze A, Gaysina E, Soldovieri F, Ivashov S: Evaluation of rodents' respiratory activity using a bioradar, IET Radar, Sonar & Navigation 2015;vol. 9,No. 9;pp.1296-1302
- 66) Baboli M, Singh A, Soll B, Boric-Lubecke O, Lubecke VM: Good night: Sleep monitoring using a physiological radar monitoring system integrated with a polysomnography system. IEEE Microwave Magazine 2015;vol.16;pp.34-41
- 67) Zhang L, Xiong J, Zhao JH, Hong H, Zhu HX, Li C: Sleep stages classification by CW Doppler radar using bagged trees algorithm. 2017 IEEE Radar Conference (RadarConf), Seattle, WA, 2017;pp.0788-0791
- 68) Beattie ZT, Hayes TL, Guilleminault C, Hagen CC: Accurate scoring of the apnea-hypopnea index using a simple non-contact breathing sensor. Journal of sleep research 2013;vol.22,No. 3:pp.356-362

図一覧

- 図 2. 1 ライフディテクターブロック図
- 図 2. 2 ライフディテクターの写真
- 図 2. 3 壁透過実験サイト図面
- 図 2. 4 実験写真、距離 2m
- 図 2. 5 実験写真、距離 8m
- 図 2. 6 実験写真、距離 10m
- 図 2. 7 実験写真、距離 15m
- 図 2. 8 実験結果、距離 2m、ゲイン 2 波形は被験者の呼吸を表している。上段が I 出力、下段が Q 出力
- 図 2. 9 実験結果、距離 4m、ゲイン 2 波形は被験者の呼吸を表している。上段が I 出力、下段が Q 出力
- 図 2. 10 実験結果、距離 6m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。上段が I 出力、下段が Q 出力
- 図 2. 11 実験結果、距離 8m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。上段が I 出力、下段が Q 出力
- 図 2. 12 実験結果、距離 10m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。上段が I 出力、下段が Q 出力
- 図 2. 13 実験結果、距離 13m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。上段が I 出力、下段が Q 出力
- 図 2. 14 実験結果、距離 15m、ゲイン 3 波形は被験者の呼吸を表している。上段が I 出力、下段が Q 出力
- 図 2. 15 サンプリングパルス発生回路
- 図 2. 16 パルスドップラーシステムタイミングチャート
- 図 2. 17 試作パルスドップラーシステムブロック図
- 図 2. 18 試作パルスドップラーシステム送信波形
- 図 2. 19 試作パルスドップラーシステム写真
- 図 2. 20 パルスドップラーシステムの典型的出力波形 被験者まで 3.5m
- 図 2. 21 時間差分出力チャート 被験者まで 3.5m
- 図 2. 22 3.5m位置での I 出力時系列波形。被験者の呼吸運動を示している。
- 図 2. 23 3.5m 位置での Q 出力時系列波形。被験者の呼吸運動を示している。
- 図 2. 24 実験場配置図 (パルスドップラーシステム)
- 図 2. 25 周波数・距離マッピング図 無人の場合
- 図 2. 26 周波数・距離マ

ッピング図 被験者一人存在の場合

図 2. 27 最大スペクトルの場所での時系列波形

図 2. 28 FMCW レーダの原理図

図 2. 29 FMCW レーダブロック図。PC 制御された D/A コンバーターによって出力される制御電圧によって電圧制御発振器が駆動され、FM 信号が生成される。

図 2. 30 FMCW レーダ実験場写真

図 2. 31 FMCW レーダが発生するビート信号

図 2. 32 ビート信号のスペクトラム解析チャート

図 2. 33 呼吸による変位検出チャート

図 2. 34 アレイアンテナを装備したパルスレーダシステムイメージ図

図 2. 35 9 個のアンテナモジュールを装備したパルスレーダシステムブロック図

図 2. 36 アンテナモジュールの写真、1 個の送信アンテナと 4 個の受信アンテナ

図 2. 37 使用したスパイラルアンテナのリターンロス (0.2~8.0GHz)

図 2. 38 スパイラルアンテナのアンテナパターン

図 2. 39 VCO のコントロール電圧に対する周波数応答チャート

図 2. 40 20dB アッテネーターを通したパルス波形

図 2. 41 単一チャンネル遅延相関型パルスレーダ、各部の典型的波形

図 2. 42 遅延相関型レーダのタイミングチャート

図 2. 43 遅延時間補正の例。(距離計算のために比誘電率 ϵ_r は 1.0 と仮定している。)

図 2. 44 アンテナ数と SNR の臨界値の関係

図 2. 45 アンテナ総数と出力の SNR の関係。(各アンテナの SNR は 1.0 と仮定する。)

図 2. 46 アンテナ SNR と出力信号 SNR の関係、36 個のアンテナの場合

図 2. 47 距離-スペクトルマッピングの一例

図 2. 48 テストサイトの写真。(このタワーの寸法は幅 4m 奥行き 4m 高さ 3m であり、壊れた家屋をシミュレートしており、木製である。)

図 2. 49 被験者はモジュール 5 の下に横たわっている。距離は 3m である。

図 2. 50 被験者はモジュール 1 の下に横たわっている。距離は 3m である。

図 2. 51 被験者はモジュール 9 の下に横たわっている。距離は 3m である。

図 2. 52 被験者 1 はモジュール 8 の下 2m に被験者 2 はモジュール 5 の下 3m にいる。

図 2. 53 被験者 1 はモジュールの下 2m に被験者 2 はモジュール 1 の下 2.5m にいる。

図 3. 1 医療用アイソレーションユニット上に設置された実験用装置

図 3. 2 観測された出力信号のハイパスフィルタのある(a)なし(b)の波形

図 3. 3 図 3. 2 の信号の FFT 解析結果

- 図 3. 4 マイクロ波レーダと ECG 計測による呼吸数と心拍数の相関
- 図 3. 5 マイクロ波レーダと呼吸センサによる呼吸数計測の相関
- 図 3. 6 一酸化炭素および二酸化炭素濃度の時間変化
- 図 3. 7 呼気ガス温度の時間軸変動
- 図 3. 8 非接触自律神経活性化測定、実験設備
- 図 3. 9 時間軸心拍数変動パターン
- 図 3. 10 非接触計測（レーダ）と接触計測（ECG）：ともに食前と食後では HF 変化は同様であった。満腹状態になると非接触（レーダ）計測では HF は $p < 0.05$ において $1,026 \pm 510[\text{ms}^2]$ から $1,893 \pm 613[\text{ms}^2]$ に増加し、接触（ECG）計測では同じく $p < 0.05$ において、 $922 \pm 628[\text{ms}^2]$ から $1,861 \pm 940[\text{ms}^2]$ に増加した。）
- 図 3. 11 ストレスモニタリングのための非接触呼吸パラメータ測定システムの概略図
- 図 3. 12 被験者の呼吸波形 レーダ計測(a)とスパイロメーター(b).
 （実験前にあらかじめレーダとスパイロメーターで計測された。レーダ計測とスパイロメーター計測の波形は同様の变化波形となった。）
- 図 3. 13 実験結果。
 （レーダ計測も ECG 計測も音刺激ののち、高いストレス状態をさし示した）
- 図 4. 1 マイクロ波レーダシステム。黒色、直方体が 24GHz レーダモジュールである。
- 図 4. 2 PSG とレーダによる呼吸数計測予備実験の設備と計測の様子
- 図 4. 3 PSG（鼻カニューレ）計測と MDR 計測の比較
- 図 4. 4 PSG での呼吸数計測とレーダでの呼吸数計測の相関 よい一致が得られている。
- 図 4. 5 中心にレーダセンサを置いた場合のマットレス上で計測した電力分布 センサは 4-E の位置に置かれている。単位は dBm である。
- 図 4. 6 二つのレーダセンサによる不感帯減少効果比較
 （上の二つの図がそれぞれ単一センサの場合。一番下が二つのレーダの場合。）
- 図 4. 7 ベッドのマット下のセンサ位置図
- 図 4. 8 68 歳女性 呼吸停止発現時波形
- 図 4. 9 71 歳男性 測定結果 正常部分
- 図 4. 10 周期的呼吸発生時の波形 71 歳 健常男性
- 図 4. 11 被験者 3 正常呼吸時波形
- 図 4. 12 被験者 3（59 歳男性）の呼吸異常波形
- 図 4. 13 被験者 8（51 歳男性）の呼吸異常波形
- 図 4. 14 被験者 5（53 歳男性）の呼吸異常波形
- 図 4. 15 データ切り取りの一例

- 図 4. 1 6 臨床研究に使用したマイクロ波レーダシステム
- 図 4. 1 7 レーダセンサの設置位置
- 図 4. 1 8 計測された 3 姿勢での呼吸波形 上被験者 1 (男性)、下被験者 2 (女性)
- 図 4. 1 9 被験者 1 (男性) 体位変換時の波形
- 図 4. 2 0 被験者 2 (女性) の仰臥位 呼吸計測結果 スペクトル比較
- 図 4. 2 1 全被験者、全姿勢比較グラフ 横軸が PSG 検出呼吸数、縦軸が MVM 検出呼吸数
- 図 4. 2 2 レーダによる呼吸計測とレーダイベントの検出例 (被験者 6)
- 図 4. 2 3 同じ被験者のレーダイベントのないときの波形 (被験者 6)
- 図 4. 2 4 レーダイベント誤検出例 (被験者 10)
- 図 4. 2 5 レーダイベントと PSG イベントの相関
- 図 4. 2 6 SpO₂ -3% イベントと PSG イベントの相関
- 図 4. 2 7 デュアルドップラーレーダシステム
 (a)メインユニットの写真(b)センサーは被験者の体幹中心ラインから左右 20cm の位置かつ腸骨の近くに配置されている。(c)呼吸計測システムの概略図
- 図 4. 2 8 K 値の変化による感度、特異度、accuracy の変化
- 図 4. 2 9 AHI14 の被験者の正常呼吸時の代表的サンプル
- 図 4. 3 0 代表的な体動ノイズのサンプル、最適化前と後の違い。最適化後では体動様のノイズが除去されている。AHI14 の被験者。
- 図 4. 3 1 低呼吸と体動がともに一人の被験者にあらわれた波形。最適化後体動様のイベントのみ除去されている。AHI=14 の被験者
- 図 4. 3 2 K=1.0 の場合の ROC 曲線。(a)は AHI>30 をポジティブとしたときの最適化後の曲線。(b)は AHI>15 をポジティブとしたときの最適化後の曲線。(c)は AHI>30 をポジティブとした時で最適化前の曲線。(d)は AHI>15 をポジティブとした時の最適化前の曲線。すべてのチャートは R ソフトウェアで作成した。

表一覧

表 4. 1 レーダ計測と ETCO₂ 計測による呼吸異常イベント検出の比較表

表 4. 2 SpO₂ 計測とレーダ計測の一致度集計表

表 4. 3 SpO₂ の低下区分による集計表

表 4. 4 レーダシステムの主な仕様

表 4. 5 PSG イベントとレーダイイベントの比較 太字部は PSG 診断で重症とされた被験者。 S:重症、M:中程度、L:軽症 PPV : Positive Predictive Value 陽性的中率

表 4. 6 レーダで検出された低呼吸イベント数

関連特許一覧

1	非接触ストレス評価システム および非接触ストレス評価方 法並びにそのプログラム	5843090 (平 27. 11. 27)	公立大学法人首都大学東 京 株式会社タウ技研 株式会社オカムラ	片寄智之, 松井岳巳, <u>後藤眞二</u> , 沼直樹, 山田忠幸, 井沢晶一, 浅田春之, 高橋卓也
2	寝床看護システム	5456599 (平 26. 1. 17)	株式会社立山システム研 究所 株式会社タウ技研	佐藤知正, 久保肇, 池谷薫, <u>後藤眞二</u>
3	非接触診断装置	4962947 (平 24. 4. 6)	株式会社タウ技研 公立大学法人首都大学東 京	<u>後藤眞二</u> , 松井岳巳
4	埋没生命体探査装置	3998333 (平 19. 8. 17)	株式会社タウ技研	<u>後藤眞二</u>
6	不審者検知システム	3887674 (平 18. 12. 8)	株式会社菱食 大和電機工業株式会社 株式会社タウ技研	<u>後藤眞二</u> , 荒井郁男, 長塚正幸
7	埋没生命体探知方法及び装置	3767837 (平 18. 2. 10)	株式会社タウ技研	<u>後藤眞二</u> , 高橋昭雄
8	探知システムおよび認識用タ グ	3763454 (平 18. 1. 27)	株式会社タウ技研 株式会社菱食 大和電気工業株式会社	<u>後藤眞二</u> , 荒井郁男, 長塚正幸, 小林一夫
9	運動物体探知装置	3700954 (平 17. 7. 22)	株式会社タウ技研	<u>後藤眞二</u> , 高橋昭雄, 荒井郁男

公的助成一覧

「災害時の救援技術の高度化研究」(1997年～2002年) 神奈川県

「戦略的基盤技術高度化研究」(2011年) 経済産業省

「かながわ成長産業イノベーション事業」(2013年～2015年) 神奈川県

「さがみロボット産業特区重点プロジェクト」(2016年～2017年) 神奈川県