



Title	赤外散乱光を用いた光バイオテレメトリに関する研究
Author(s)	工藤, 信樹
Citation	北海道大学. 博士(工学) 甲第2360号
Issue Date	1987-03-25
Doc URL	<a href="http://hdl.handle.net/2115/32638">http://hdl.handle.net/2115/32638</a>
Type	theses (doctoral)
File Information	2360.pdf



[Instructions for use](#)

博士論文

赤外散乱光を用いた

光バイオテレメトリに関する研究

北海道大学大学院 工学研究科

生体工学専攻（博士課程）

工藤信樹

昭和 62年 3月

北海道大学応用電気研究所

メディカルテレメータ部門

## 目 次

第1章 序 論	1
1-1 本論文の目的	1
1-2 本論文の構成	4
第2章 背 景	7
2-1 バイオテレメトリ	7
2-1-1 バイオテレメトリシステムの構成	7
2-1-2 バイオテレメトリの応用分野	10
2-1-3 バイオテレメトリの要素技術	16
2-2 光通信	27
2-2-1 光ファイバ通信	30
2-2-2 空間伝搬光による通信	32
2-2-3 散乱光通信	36
2-3 光バイオテレメトリ	49
2-3-1 像情報のテレメトリ	50
2-3-2 像情報以外の情報のテレメトリ	52
第3章 光バイオテレメトリの方法	62
3-1 経皮光バイオテレメトリ	64
3-2 間接光バイオテレメトリ	66

第4章	光バイオテレメトリの可能性	69
4-1	皮膚の透過散乱特性	70
	4-1-1 実験	70
	4-1-2 結果および検討	74
4-2	背景光の影響の除去	79
	4-2-1 フィルタリング	79
	4-2-2 光差動回路	85
4-3	壁面の反射散乱特性	88
	4-3-1 実験	88
	4-3-2 結果および検討	89
4-4	間接伝搬光の有用性	91
	4-4-1 実験	91
	4-4-2 結果および検討	95
4-5	多チャンネル化と同時通信方式	105
	4-5-1 多チャンネル化	106
	4-5-2 同時通信方式	108
第5章	間接光シミュレーション	116
5-1	シミュレーションの意義	116
5-2	シミュレーションの特徴	119
	5-2-1 仮想光源の配置	119
	5-2-2 送受可逆の理	123
5-3	アルゴリズム	133
5-4	シミュレーションの妥当性に関する検討	142
	5-4-1 シミュレーション	142
	5-4-2 実測	142
	5-4-3 実測とシミュレーションとの比較	146

5-5	送受光装置の配置	148	
5-5-1	受光装置の配置	148	
5-5-2	窓の影響	154	
第6章	受光シミュレーション		161
6-1	集光系	163	
6-1-1	シミュレーションの方法	164	
6-1-2	結果および検討	167	
6-2	受光装置の指向性最適化	172	
6-2-1	シミュレーションの方法	173	
6-2-2	結果および検討	174	
第7章	経皮光バイオテレメトリ		182
7-1	経皮光バイオテレメトリシステム	182	
7-2	システム的设计	184	
7-3	システムの構成	190	
7-3-1	送光装置	190	
7-3-2	受信装置	205	
7-4	動物実験	216	
7-4-1	送信装置の植え込み	216	
7-4-2	心電図伝送実験	221	
7-5	経皮光伝送の応用に関する検討	225	
第8章	間接光バイオテレメトリ		227
8-1	間接光バイオテレメトリシステム	227	
8-2	システム的设计	230	

8-3	システムの構成	233
8-3-1	送信システム	234
8-3-2	受信システム	244
8-4	基礎実験 = 間接光の分布 =	254
8-4-1	室内における間接光の分布	254
8-4-2	廊下における間接光の分布	257
8-4-3	病院内における使用	258
8-5	応用実験 = 無拘束計測 =	264
8-5-1	有線計測との比較	264
8-5-2	運動被験者への適用	265
8-6	臨床応用に関する考察	272
第9章 結 論		274
謝 辞		279
参考文献		280
著者の発表文献リスト		287

# 第 1 章 序 論

## 1-1 本論文の目的

『測定対象から離れた場所で測定値の読み取り、または記録を行う測定法』<sup>1)</sup>すなわちテレメトリの工学的分野での実用化は、1927年にアメリカの鉄道会社で電力の合理的配電を行うため、電気機関車と変電所間の電力授受の状況をモニタしたことに始まる<sup>2)</sup>。

医学の分野でのテレメトリ、すなわちバイオテレメトリ<sup>3)</sup>は、弦線検流計 (string galvanometer) を用いて心電学の基礎を確立した W. Einthoven が、臨床における心電図の実用化を開始して、心電図を有線で遠隔計測したことに始まる。その後、バイオテレメトリは電子工学、なかでも通信工学と密接な関係を保ちながら発達し、その応用範囲を広げてきた。

現在、バイオテレメトリは、常に変化し活動していることが本来の姿である生体からの情報を、その状態をなるべく乱さずに計測する手法として、臨床の場は勿論、スポーツ医学や野生動物の生態系の観測など多くの分野において欠くことのできない技術とされている。

古くから医学の分野で盛んに行われてきた生体の写真撮影は、生体表面形状という生体情報を無拘束・非接触で遠隔計測するという意味において、光学的手法を応用したバイオテレメトリの一手法と考えることができる。さらに1960年のレーザーの出現以来、光学的手法は様々な分野において応用が試みられ、現在急速な進歩を遂げつつある通信への応用以外にも、ホログラフィ、パター

ン情報処理等新たな応用技術が次々と開発されてきている。このような新手法や周辺技術はバイオテレメトリの分野にも応用され、従来の電波を搬送波とするバイオテレメトリの応用範囲を大きく拡大し、画期的変化をもたらしつつある。

空間伝搬光を搬送波として情報伝送を行う方法は、電磁環境との非干渉性、計測の安全性、広帯域伝送の可能性、さらには電波法の規制を受けないことなどバイオテレメトリにおいてさまざまな特長を有する<sup>4)</sup>。このことから、自由に移動する生体からの無拘束計測を目指し、これを実現する試みがなされてきている<sup>5,6)</sup>。しかし、それらの多くは直接伝搬光を利用するものであり、伝送路遮断など実用上の問題が多く、無拘束計測への応用に関しては従来の電波によるテレメトリを越えるものとはなり得なかった。これに対し、散乱光などの間接伝搬光を搬送波とする光バイオテレメトリは、原理上直接光の持つ制約を解消するものであり大きな将来性が期待される。しかし、従来の技術水準はこの目的に十分なものではなく、特に従来の光電素子では出力、感度が共に不十分であり未だ実用化が行われていないのが現状である。

一方電波法の改正に伴い、現在臨床の場で日常的に使用されている電波を搬送波としたテレメトリ装置の出力が規制され、性能が大きく低下することが予想されており<sup>7)</sup>、光を搬送波とするバイオテレメトリの実用化が急務の課題とされている。

本論文では、このような背景のもとで、散乱光を搬送波として使用する2種類のバイオテレメトリの手法、すなわち

#### i) 経皮光バイオテレメトリ

発光素子を体内に植え込み、皮膚を透過してきた光を搬送波として体内情報の体外への取り出しを行う手法



ii) 間接光バイオテレメトリ

閉空間内において、壁、床、天井から反射散乱してくる光を搬送波とすることにより、無拘束計測を実現する手法

を提案し、これらの新手法の実現例の開発を通して、電波によるバイオテレメトリを光に置き換えると言う方法論的改革の可能性を実証することを最大の目的とする。

## 1-2 本論文の構成

本論文は9章からなる。以下その内容を概説する。

第2章では、まず本研究の背景として、光バイオテレメトリの基礎となる学問分野であるバイオテレメトリと光通信につき、その歴史と現状について述べる。次に、光学的手法をバイオテレメトリに応用することによる利点を明らかにし、現在までに行われてきた光バイオテレメトリの方法について述べる。

第3章では、本論文で提案する2種類の光バイオテレメトリの方法、すなわち経皮光バイオテレメトリと間接光バイオテレメトリの方法について述べる。

第4章では、本論文で提案する光バイオテレメトリの実現可能性を明らかにするために行ったいくつかの基礎的実験について述べる。

4-1節では、光による経皮信号伝送の可能性を明らかにするために行った皮膚の透過散乱特性の計測結果について述べる。

4-2節では、散乱光通信システムにおいてその実用性を大きく左右する問題である太陽光や照明光の除去の方法について検討を行い、電気的フィルタおよび光学的フィルタによる背景光除去の効果と限界について述べる。さらに、新しい背景光除去の方法である光差動回路を用いた背景光低減法の提案を行う。

4-3節では、一般的な壁の反射散乱特性の測定を行った結果について述べ、室内壁面の光学的基礎特性を明らかにする。

4-4節では、実際の室内において光バイオテレメトリを模擬した状況を設定し、間接光強度の測定を行った結果について述べ、間接光通信の可能性を明らかにする。

4-5節では、散乱光バイオテレメトリにおいて使用される多チャンネル化の方法について述べる。さらに、同一の室内に複数の送信装置がある場合に、同

時通信を実現する通信方式について概観し、簡便な同時通信方式として、副搬送波周波数の違いに着目して同時通信を実現する方法について述べる。

第5章では、閉空間内における間接光のふるまいを計算するために開発したシミュレーションの方法について述べる。従来報告されている方法では、計算時間の問題から直接光と1回反射光までしか計算されていなかった。これに対し本シミュレーションでは、計算量を減少させるために壁面上への仮想光源の配置、送受可逆の理の応用を行っており、高次の反射光を容易に計算できるという特長を持つ。次に、計算結果と実測結果との比較を通して、シミュレーションの手法の妥当性を明らかにする。その後、受光装置の配置場所、送光装置の高さ、方向、窓の有無などの条件を変えてシミュレーションを行い、これらの変化が間接光の強度分布に与える影響について検討を行う。

第6章では、光バイオテレメトリに用いる受光装置に関して2種類の検討を行った結果について述べる。

6-1節では、レンズを用いた集光系の指向性を求めるために開発したシミュレーションの方法について述べる。つぎに、このシミュレーションを用いて受光系の効率を求め、間接光バイオテレメトリにおける集光系応用の得失について検討を行なう。

6-2節では、間接光バイオテレメトリに使用する受光装置に求められる指向性について考察し、これに従ってシミュレーションの手法により受光装置の指向性の最適化を行った例について述べる。

第7章では、以上の基礎的検討をふまえて開発した経皮光バイオテレメトリシステムについて述べる。開発した送光装置は、1c h. の皮下心電図を伝送する植え込み型バイオテレメトリ装置であり、体内植え込み後の寿命を延ばすために体外からコントロール可能なスイッチを装備している。試作装置を実際

にラットに植え込み心電図を伝送する実験について述べ、体内から体外への情報取得に十分な透過光量が得られること、ラットの姿勢変化に対して安定なバイオテレメトリが実現されることを示し、経皮光バイオテレメトリの手法の有効性を明らかにする。章のまとめとして、経皮光バイオテレメトリのこれからの応用可能な分野について検討を行う。

第8章では、以上の検討をもとに実際に試作した間接光バイオテレメトリシステムについて述べる。開発したシステムは、3ch.の心電図と、1ch.の体温情報を時分割多重伝送するものである。変調方式はPIM/IMであり、光パルスの幅を細くすることにより送光装置の消費電力を小さく抑えている。送光装置の光出力は、パルスON時約1Wであり、連続100時間程度の使用が可能である。次に、試作したシステムを実際の部屋、廊下、検査室などで使用し、間接光分布の測定を行なった結果について述べ、間接光バイオテレメトリの有効性を明らかにする。さらに室内を自由に移動する運動被験者からの心電図、体温の無拘束計測を通して、間接光バイオテレメトリの実用性の検証を行う。章のまとめとして、間接光バイオテレメトリの臨床応用に関する検討を行う。

第9章では、本論文で述べた内容に関する総合的な検討を行い、バイオテレメトリに対する光の応用が、単なる電波の代用ではなく、光の特長を生かした新しいバイオテレメトリの分野を開く方法論的な改革をもたらすものであることを明らかにする。

## 第 2 章 背 景

### 2-1 バイオテレメトリ

生体情報の電気計測が始められた当初から、測定した信号を被測定者から離れた場所に伝送し、生体信号のモニタや記録を行いたいという要求が存在していたと考えられる。これは、生体の計測にとってテレメトリの持つ特長がただ単に便利な手法を提供するものではなく、次に述べるように必要不可欠なものであるということを考えると容易に納得される。すなわち、バイオテレメトリの対象が生体であることから、次のような特長がある。

- i) 信号源である生体は、常に活動している状態が自然の状態であること
- ii) 生体の状態は常に変化しているため、常に活動している被験者からの連続的な計測が必要とされる場合が多い
- iii) 計測が生体に与える影響は、物理的なものに限らず、精神的なものが生体に重大な影響を与えることがある

従って、生体に心理的あるいは物理的影響を与えることが少なく、自由な活動を束縛することが少ない生体計測を実現し得るテレメトリ技術の応用は、生体計測にとって本質的に必要不可欠なものと考えられる。

#### 2-1-1 バイオテレメトリシステムの構成

このような経緯でバイオテレメトリの分野が発達してきたことから、バイオ

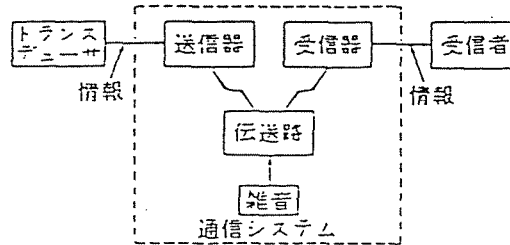


図 2 - 1 バイオテレメトリシステムの構成

テレメトリのシステムは通常のテレメトリの方法すなわち一般の電気通信システムと深い関わりを持つ。バイオテレメトリシステムの一般的な構成を図 2 - 1 に示す。

各種のトランスデューサから取得された生体信号は、電気的な信号に変換された後送信装置に送られる。この電気的信号は、送信装置において信号伝送に適した形に変調される。生体信号が 1 種類だけではなく複数ある場合においては、この段階で多重化を行う必要がある。送信装置を出た信号は、伝送路を経て受信装置に伝えられる。システムの設計においては、各々の応用例においてテレメトリ装置に要求される条件、例えば送信装置の消費電力や、伝送距離を明らかにしておく必要がある。伝送路を伝搬した後、受信装置において復調を行うことにより送信信号が再生される。

バイオテレメトリシステムの取り扱う生体情報としては表 2 - 1 のようなパラメータがある。これらのうちよく測定項目として取り上げられるのは、心電図、呼吸数、体温、脳波、血圧などである。

表 2-1 人体の生理学的パラメータと安静時および  
最大運動状態でのその周波数および振幅範囲

パラメータ	周波数 Hz	振 幅
体温 ℃	DC-0.1	36-43
胃のpH	DC-0.1	3-13
換気量 ℓ/min	DC-0.1	3-280
酸素摂取量 ℓ/min	DC-0.1	0.2-7
胃電気曲線 $\mu V$	DC-0.6	0-10, 10-350
皮膚電位	DC-1	
胃腸内圧 Torr	DC-4	1-7
食道圧	DC-4	
心拍出量 ℓ/min	DC-4	3-50
酸素摂取量(1呼吸)mℓ	DC-4	0-20, 0-500
一回換気量 ℓ	DC-4	0-0.1, 0-4
呼気・血中 PCO <sub>2</sub> Torr	DC-20	0-50
呼気・血中 PO <sub>2</sub> Torr	DC-20	80-160
呼気中 H <sub>2</sub> O %	DC-20	0-100
呼吸気温度 ℃	DC-20	-40-100
呼吸気流量速 ℓ/min	DC-20	0-20, 0-600
変位(歩行)	DC-20	
速度(歩行) m/sec	DC-20	0, 0-20
力(歩行) kp	DC-20	0-300
血流速 m/sec	DC-100	0 to-0.3, 0 to+3
血圧 Torr	DC-100	50-400
加速度 g	DC-100	0, 0-100
換気数 l/min	0.05-2	3-10, 6-120
心拍数 l/min	0.5-4	30-120, 70-210
眼球電位図 (EOG) $\mu V$	0.1-20	0-50
キネト・カーディオ・グラム(KCG)	5-50	
網膜電図 $\mu V$	0.1-100	0-200
心電図 (ECG) mV	0.1-100	0-0.75 to 4
脳波 (EEG) $\mu V$	0.1-100 (2000)	0-10 to 75
心音図	5-200	
筋電図 mV	50-2000	0-0.1 to 4

これらのパラメータの多くはここに示した上限値よりも高い周波数成分を有する(例えばガス組成測定における呼気と吸気との間のトランジェントの場合など)。上記の値はあくまでも説明のためのものと考えられたい。最大振幅値は安静時と運動中では異なるので両方の場合を記してある。例えば呼吸気量は安静時 0~0.1 ℓ、運動中 0~4 ℓである。

## 2-1-2 バイオテレメトリの応用分野

バイオテレメトリはいろいろな分野における生体計測に応用されており、そのシステムには種々の厳しい条件が付加される場合が少なくない。そしてその条件は、応用対象により様々に異なっている。例えば、送信装置と受信装置の間に存在する伝送路にしても、数mmの皮膚を介して生体情報を取り出す場合から、通信衛星を介した伝送まで要求の幅は広い。

これら様々な応用に対して開発された高度に専門化されたシステムを、一つの側面から分類することは難しい。そこで本章では、医学的見地からの分類としてバイオテレメトリの応用に着目した分類と、工学的見地からの分類として伝送方式に着目した分類を行ない、現在まで行われてきたバイオテレメトリについて概観すると共に、バイオテレメトリの現状と問題点を明らかにする。本節では先ず、医学的な見地からの分類としてバイオテレメトリの応用に関する分類を行う。

バイオテレメトリを、医学的見地から分類した結果を表2-2に示す。

表2-2 バイオテレメトリが応用される分野

患者監視  
体内情報の計測  
医用カプセル  
リハビリテーション  
スポーツ医学  
エコロジー  
医用データ通信



### (1) 患者監視

患者を昼夜問わず監視することは、患者の状態を常時把握する意味で重要である。特に生死を争うような入院患者においては、患者の状態をできるだけ正確にしかも刻々と変化する状況を把握し、適切な治療を施すことが要求される。テレメトリを応用することにより、この要求に答えるような患者監視を行うことが可能となる。緊急を要する重症患者としては、術後患者、心筋梗塞患者、呼吸疾患患者、脳梗塞患者などがある。現在このようなシステムは、病院の組織が専門化するにつれてCCU (Coronary care Unit)、ICU (Intensive Care Unit) として発展してきている。

図2-2にICUの一例を示す。生体情報の種類としては、生命に即時に関わる循環器と呼吸器の管理に重点がおかれている。現状では、循環に関してはECG、心拍数、血圧、体温が、呼吸に関しては、呼吸数が監視されている程度である<sup>8)</sup>。

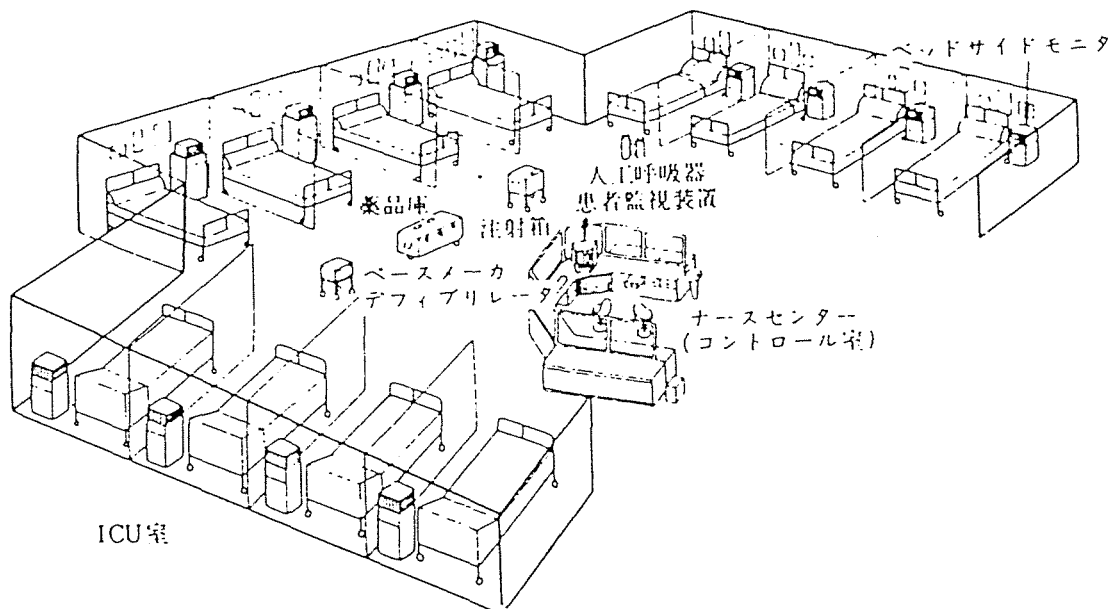


図2-2 ICUシステム

産科領域においては、分娩管理に分娩監視装置が必須の物となってきた。分娩管理において一般には、胎児心拍数と子宮収縮曲線が測定されるが、これに際して産婦はリード線によりベット上に長時間拘束される。これを解消するためにテレメトリの手法が導入され、分娩時におけるテレメトリ装置の利用はすでに一般化している<sup>9)</sup>。また、電話回線を用いた産婦の在宅管理に関する研究も進められている<sup>10)</sup>。

### (2) 植え込み型テレメトリ装置による体内情報の測定

植え込み型テレメトリ装置の応用は大きく2つに分けられる。その一つは動物実験において、なるべく自然な状態での行動、心身反応、薬理的、生理的反応などを測定する場合である。体内への完全植え込み型のテレメトリ装置を用いることにより全く無拘束での行動や、それに伴う生体现象の変化を測定することができるので、極めて有用な動物実験を行うことが可能となる。この場合、テレメトリ可能な伝送距離は、ケージ内などの短距離<sup>11)</sup>から、後に述べる野生動物のエコロジーへの応用で必要となる長距離<sup>12)</sup>まで様々である。

もう一つの応用としては、人間を対象とした応用が挙げられる。この場合のテレメトリ装置応用の目的は、主として体内深部情報の経皮取得であり、先の場合のような無拘束計測は要求されないことが多いため伝搬距離はほとんど問題とならない。このようなテレメトリの例としては、股関節にかかる荷重を測定するために開発されたシステム<sup>13)</sup>などが挙げられる。このほかにも、血流、血管内圧の伝送<sup>14)</sup>など、体外からの取得が不可能または困難な生体信号の測定が行われている。

### (3) 医用カプセル

生体内からのテレメトリのうち特に消化管内の諸量を無線で計測する装置を医用カプセル（以下カプセルと称す）と呼ぶ。カプセルによる測定の特長としては、

- i) 導線、ゴム管の到達し得ない消化管深部の測定も可能
- ii) 小型のカプセルを飲み込むだけで送信装置を体内に取り込むことができるため、患者の苦痛が軽減される
- iii) 連続、リアルタイム計測が可能
- iv) 自動化が容易で検査の省力化が可能

などが挙げられる。現在までに、pH、圧力、温度、出血部位検知、酸素分圧、炭酸ガス分圧、塩素イオン、活動部位、放射線検知をするカプセルが開発されている。これらのうち、pH、圧力、温度に関しては既に臨床面での応用が進められている。

#### (4) リハビリテーション

人間の運動機能が障害を受けその一部が失われた場合、失われた機能と全く同じ機能を持つ人工の機器を作るのは困難であるため、補助機器を用いて障害前の状態に近づけるべく訓練が必要となる。この訓練を効率的に行うため、また運動機能の客観的な評価を行うためには、テレメトリ装置を使用して、観測されているという意識を被験者からできる限り除去した自然の状態における観測データを得る必要がある。

例えば、歩行分析を行うためには、

- i) 各関節の運動角、角速度、角加速度
- ii) 体幹の代表点の位置
- iii) 床反力
- iv) 内部応力
- v) 筋電位

など多くの情報の同時測定が必要とされ、種々の無拘束計測法が開発されている。

#### (5) スポーツ医学

スポーツ医学では、運動時における生体の生理的変量および身体の動作としての物理的変量についての正しいデータを得ることが最も基本的で重要な課題である。テレメトリによるデータ収集方法は、他の方法と比較して次のような特長を持つ。

- i) スポーツをしている者の自然な動きを妨げない
- ii) 生理的変量と物理的変量とを同期させて得ることができる
- iii) 無線伝送により、距離的、空間的な制限を受けることが少ない
- iv) 自由に運動している複数の者からのデータの同時計測が行われる

現在まで報告されているスポーツへのテレメトリの応用例としては、Masterのtwo step test（踏台昇降）、水泳、馬術競技、短距離走などを行っている被験者からの心電図や筋電図の伝送がある。この他にも生理的情報として、体温、呼吸流量、酸素摂取量、血圧、呼吸数などの信号がテレメトリにより測定されている。また、運動中の体の動きに伴う物理的変量として力、加速度、関節角度などの測定も行われている。

スポーツ医学に応用されるテレメトリシステムに特に要求される事項としては、被験者の体の動きが他の応用に比較して格段に激しいことから、送信装置が小型軽量であること、耐震動特性が優れていることが挙げられる。また信号を取得する電極やトランスデューサの体への安定な装着も重要な問題となっている。

## (6) エコロジー

動物体を無拘束のままに自由に運動可能な状態におき、長時間連続的に測定を行うには、テレメータが必要不可欠である。送信装置を体内に植え込む場合にはもちろん、体外に装着する場合にも動物体になんら生理的悪影響を与えないものでなければならない。

これらの領域では、行動の異なった多種の動物を取り扱い、また種々の情報を集めるために、既製のトランスミッタでは目的に合致せず、自作されることが多い。従って、より小型化されたトランスミッタと新しいトランスデューサの開発、データ解析の自動化などが問題となっている。

## (7) 医用データ通信

他の目的（例えば N T T の有する公衆回線網など）で作られた伝送リンクを利用して遠隔地に生体情報を伝送する試みが行われている。電話を用いて生体情報を伝送することによる患者監視は、広い地域に分散した患者を管理するうえで有用性が高い。このようなテレメトリを応用することにより、例えば近くに循環器病や心臓外科の専門医がいない地区の患者の生体情報を電話伝送して専門医の判断を得ることが可能となり、身体条件や交通事情により専門医の所へ通いがたい場合なども同様のサービスを受けることが可能となる。

従来、電話を用いた場合にはアナログ信号を伝送することが圧倒的に多く、このような例としては、心電図を伝送してコンピュータ解析を行う例、産科領域における胎児心拍信号、子宮収縮信号の伝送などが行われている<sup>8)・9)</sup>。また人工ペースメーカ植え込み患者のアフタケア、人工弁機能判定にも応用されている。

また、電話以外の通信網を用いた例としては、災害の発生により交通や通信が途絶したり、航行中の船舶で乗組員が負傷した場合を想定して、医療情報を通信衛星を介して伝送する実験も行われている<sup>15)</sup>。

最近では、コンピュータによる情報処理が広く行われるようになり、伝送さ

れる信号の質が高まるにつれ、医用データ通信の持つ意味は大きく拡大されつつあり、病院情報処理や医学情報提供などへの応用も行われている。このような医用ネットワークは、これからの医療において大きな意味を持つようになっていくと考えられる。

### 2-1-3 バイオテレメトリの要素技術

様々な応用の局面における様々な要求に従い、様々な種類のテレメトリ装置の考案、試作が行われてきている。バイオテレメトリにおいて特長的な伝送方式としては、

- i) 体内情報の体外への伝送
- ii) 無拘束計測
- iii) 遠距離伝送

の3つが挙げられる。ここでは、これら3つの伝送方式に関し、これを実現するために考案されてきた工学的な要素技術に関して概観し、実際に開発されたシステムのいくつかについて述べる。

#### (1) 体内信号の体外への伝送

体内信号を体外で取得するために従来用いられてきた方法は、大きくトランスデューサが体内に置かれるものと、体外に置かれるものとに分けることができる。前者は、体内深部の信号源のそばに直接トランスデューサを置いてそこから有線もしくは無線で信号伝送を行うものであり、後者は体内深部からの信号を皮膚と組織を介して測定する、もしくは信号に起源を持つ皮膚表面での2次的な変化を測定するものである。ここでは前者の方法、特に無線で体内信号を体外に伝送するものに関し、応用される工学的な技術について述べる。

無線により、体内の信号を経皮伝送するテレメトリ装置としては、医用カプセルと体内植え込み型のテレメトリ装置が挙げられる。

#### ★カプセル

生体からのテレメトリの内、電子装置を経口的に飲み込み、消化管内の諸量を経口で計測する装置を一般に医用カプセルと呼ぶ。カプセルが開発された当時は、電子回路を構成する素子が大きかったこと、電源となる電池が大型であり特性も良くなかったため使用が困難であったことから、いろいろな工夫を凝らしたカプセルが考案された。その代表例として、トランスデューサで得られた信号自体を電源とする無電池カプセル<sup>16,17)</sup>、外部から送られてくる電波を電源とするエコーカプセルなどが挙げられる。これらのカプセルでは、何れも1石の簡易な回路構成で複雑な機能が実現されている。また、カプセルは経口的に嚥下してから排拙されるまでの間信号の伝送が可能であれば良いことから、電池を電源とするカプセルも盛んに研究が行われた<sup>18,19)</sup>。

しかし最近では、電子工学の急速な進歩による電子回路素子の小型化、低消費電力化に加え、高性能な小型電池の開発が進められたこともあり、高度な通信を行う送信装置が、カプセルに納まる大きさで実現されるようになってきている。例えば図2-3のブロックダイアグラムに示すような構成で、多チャンネルの信号（pH：ガラス電極、pH：ISFET、酸化還元電位、温度：サーミスタ）を時分割多重して伝送するカプセルの開発が行われている。電子回路は、専用開発したLSI1個とハイブリットICで構成されている<sup>20)</sup>。

#### ★植え込み型テレメトリ

外科手術で体内に電子装置を植え込み、無線で体内信号の伝送を行う植え込み型テレメトリ装置では、植え込み手術が生体に与える影響が大きく、電源の供給方法が大きな問題となる。電源の供給方法としては、1次電池を内蔵しこれを電源とする方法と、外部から供給する方法の2種類がある。生体電池の研

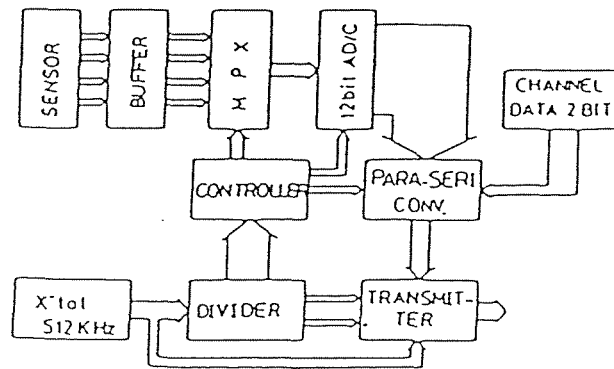


図 2-3 マルチテレメトリシステムのブロックダイアグラム

究も行われているが、起電力が小さく実用には至っていない。また、原子力電池は、1970年ペースメーカーの電源として臨床応用もされたが、放射性物質の安全性に関する研究が遅れており普及には至っていない。

一次電池を用いる限りその寿命は有限であるが、数年以下の比較的短期間の使用には、電源回路が簡単で、小型にできる、設計が容易などの利点がある。また、必要なときにのみ植え込み装置のスイッチをON、それ以外ときにはOFFとすることにより、不要な電力消費を減らして装置の寿命を延ばすとともに装置を小型化する方法も広く行われている<sup>21)</sup>。

外部からの供給方式としては、体外から電波、光などを生体に加え、これを体内に植え込んだコイル、アンテナ、受光素子等で受信した後、安定化する方法が一般的である<sup>11)、12)</sup>。また、誘導的に供給された電力を蓄える2次電池を装置に内蔵し、外部供給方式の欠点である電源の不安定性を解消する試みを行ったものも開発されている<sup>14)</sup>。

変調方式としては、一般的なFM/FM方式を用いるものが多い。また植え込み型送信装置においても多チャンネル化の要求が出始め、副搬送波周波数を多重化する方法、時分割多重化する方法などが使用されている。カプセルでもそ



うであったように、植え込み型送信装置においても電子回路のIC、LSI化が盛んに進められ、送信システムの多機能化、低消費電力化が実現されている。これに伴い、通信のデジタル化も進められている<sup>22)</sup>。

植え込み型テレメトリシステムの例として、人体に対して使用された例について述べる。MITのCarlsonおよびMannらは、標準型の人工股関節のボール状の部分の内部をくり抜き、ここに14個の応力センサを半球全部に配置して超小型の送信システムと共に封入し、これを通常的人工股関節と全く同じ状態で患者に適用している。植え込み部分である人工股関節と回路部分の外見を図2-4に示す<sup>23)</sup>。人工股関節置換手術回復後、歩行中の関節部分の応力分布を測定し、人工関節設計上の貴重な資料を得ている。このシステムは、14チャンネルの応力信号と、同期、校正信号が加えられた16チャンネルの信号をPAM/IM方式で多重変調、伝送を行うものである。電源供給は外部供給方式であり、100KHzの高周波電磁界を用いて供給される電力により装置が駆動される。



図2-4 植え込み形テレメトリの人体への応用

(股関節加重の計測のため人工股関節内にテレメトリ装置を入れる)

植え込み型テレメトリシステム、医用カプセルともに、要求される伝送距離はその応用によって大きく異なる。例えば、エコロジーへの応用において動物に植え込み、動物の所在地などを伝送する場合には、数K mの伝送距離が必要となる場合もあるし、皮膚厚さ数ミリメートルを伝送可能であれば良い場合もある。人間に応用される場合には、後者の形での応用がほとんどである。

## (2) 無拘束計測

生体は基本的に活動している状態が自然な状態であることから、自由に動き回る生体から無拘束で生体情報の計測を行う技術は、バイオテレメトリの重要な要素の一つである。このようなテレメトリは、スポーツ医学、エコロジー、リハビリテーションなどの分野で必要とされ、広く実用されていることは先に述べた。最近では、手術室、回復室、ICU、CCUなどで、患者の監視装置としても広く使われている。この場合には、測定対象の自由を妨げないという特長の外に、電源として電池を用いることから患者を電撃から保護できること、コードを必要としないためベット周囲が整頓されることから、安全性が高められることなどの利点が得られる。

伝送媒体としては電波を用いる場合が一般的であるが、水中など電波の減衰が大きい場でテレメトリを行う必要がある場合には、超音波などの圧力波を用いる方法も報告されている。また最近では、光通信の急速な進歩を背景にバイオテレメトリに対して数多くのさまざまな特長を持っている光を伝送媒体として使用する方法も報告されるようになってきている。

無拘束テレメトリにおいても、送信信号の多チャンネル化が進められている。電波を搬送波とするテレメトリ装置では、多チャンネル化を実現する方法として、現在主として使われている周波数多重方式と、今後の普及が予想される時分割多重方式とがある。

周波数多重を行うテレメトリシステムのブロックダイヤグラムの1例を図2-5に示す。多チャンネルの生体信号は、低周波増幅回路で増幅された後、それ

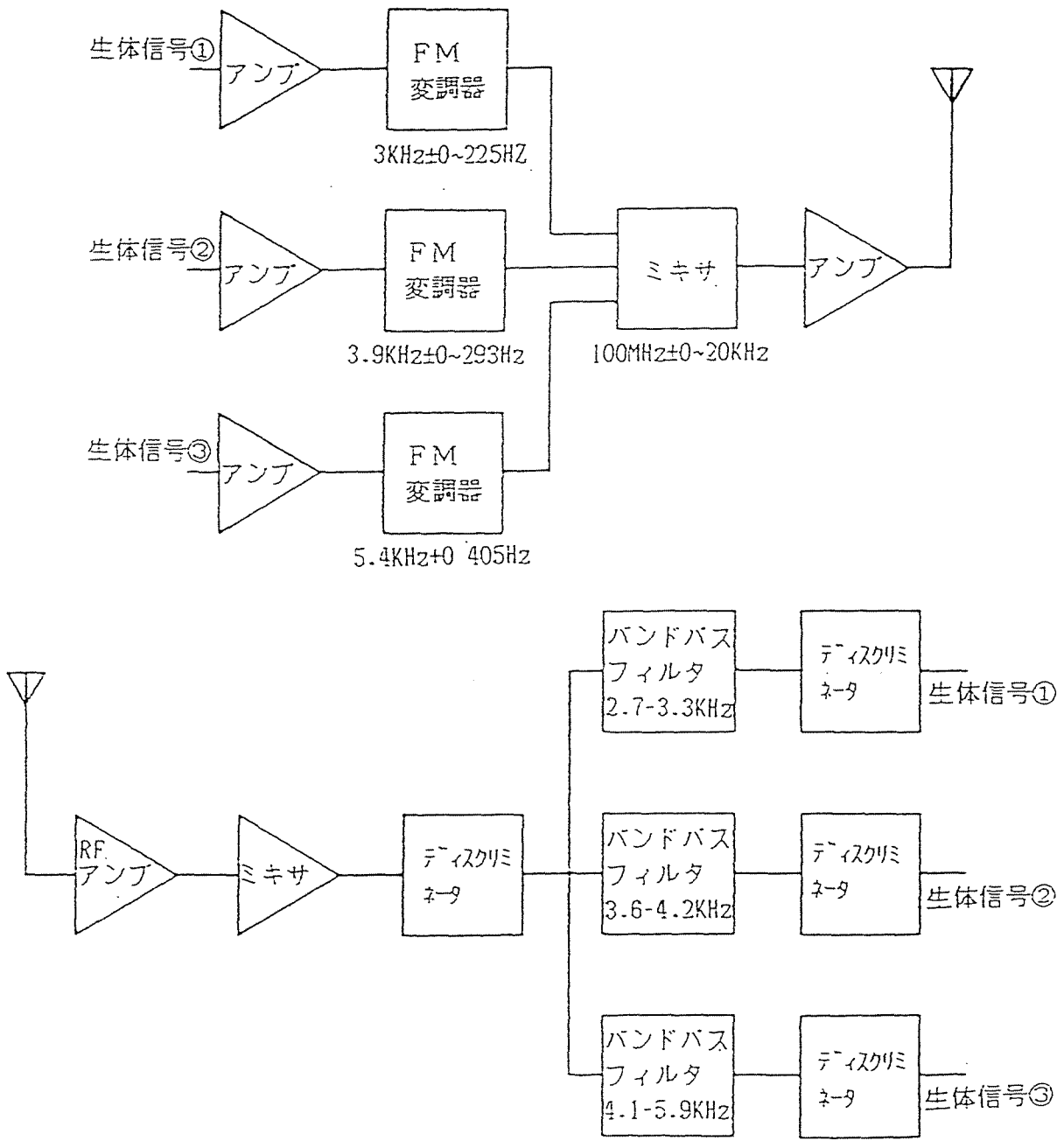


図 2-5 周波数分割方式多チャネルテレメータの構成

それ周波数の異なる副搬送波をFM変調する。これらの信号を加え合わせ、さらに100MHzの搬送波を周波数変調、増幅した後アンテナから送信する。受信側では、アンテナで受信した出力を高周波増幅した後ディスクリミネータで副搬送波を取り出す。その後バンドパスフィルタにより副搬送波を分離し再びディスクリミネータによって元の生体信号が再生される。この変調方式を、FM/FM方式と呼ぶ。市販のテレメトリ装置では、主搬送波のスペクトルを狭くし、通信のチャンネルを増やすことができるFM/AM方式を用いる場合も多い<sup>24)</sup>。

集積化技術の発展により複雑な電子回路も小型、低消費電力で実現することが可能となったことから、今後は時分割多重伝送を行うシステムも多くなることが予想される。最近では、トランシーバ等においてもマイクロプロセッサが載るようになり、その機能が大きく広げられつつある。このような通信がバイオテレメトリに應用されれば、バイオテレメトリの持つ能力が大きく広げられ、現在よりももっと広い範囲での應用が進められて行くものと考えられる。

#### ★問題点

無線を用いるテレメトリで、現在一番大きな問題となっていることは、使用周波数帯域に強い国際的な制約が加えられていることである。バイオテレメトリに与えられている周波数は、13.56MHz, 27.12MHz, 40.68MHzなどであり、送信機から500m離れたところで200 $\mu$ V/m以下の出力まで出すことができる。しかしこの周波数帯は、ラジコン、ラジオマイク、さらには高周波ミシンや乾燥機などの高周波利用設備との共用であるため、混信等の干渉を受ける恐れが大きい。このような理由もあって、現在まで開発されているテレメトリ装置は、電波法で言う微弱電波すなわち100m離れたところで15 $\mu$ V/m以下の出力であるものがほとんどである。この範囲内であれば、免許の必要がなく自由に運用できるため、医用テレメトリ以外にも、コードレス電話、ワイヤレスマイク、家庭用リモコン、OA機器間のデー

タ伝送などに広く使われている。

近年この微弱電波と、警視庁、消防庁など公共無線との混信が問題となり始め、電波法の改正が行われようとしている。改正の答申案と、現在の許容値を、表 2-3 に示す。

実際に答申案に沿った出力のテレメトリ装置を試作し、心電図伝送を行った結果が報告されている<sup>7)</sup>。新規制基準に沿ったテレメトリ装置を試作し、これを用いて送信機と受信機との間隔を変えて、電界強度値の測定を行った結果を表 2-4 に示す。その結果、VHF帯、UHF帯両方において答申案仕様の装置の電界強度がかなり低いことが分かった。波形の伝送においては、現行仕様のシステムが、測定を行った最大距離である送受信間隔 25 m で良好な伝送が行われたのに対し、答申案仕様のものは、送信機が受信機から VHF で 3 m 以上、UHF では 20 cm 以上離れると良好な心電図波形が得られないことがわかった。

以上の結果より答申案が認可された場合には、臨床の場での電波による心電図テレメトリの使用は実質上不可能となることが予想される。現在の医療では、医用テレメトリが欠かすことのできないものになっているため、電波を用いた送受信装置の改良は勿論、電波以外の伝送媒体すなわち、超音波、赤外線などの利用に関する検討が急務となっている。

表 2-3 微弱電波機器の電界強度の許容値

	現 行	答 申 案
322メガヘルツ未満	15マイクロボルト以下	500マイクロボルト以下
322メガヘルツ以上 ～10メガヘルツ未満	1マイクロボルト以下	35マイクロボルト以下
発信点から測定点までの距離	100メートル	3メートル

表 2 - 4 各送信機の電界強度

(m)	VHF 帯		UHF 帯	
	現行 132.23 MHz (dB)	答申案仕様 136.21 MHz (dB)	現行 402.265 MHz (dB)	答申案仕様 403.375 MHz (dB)
1	64	38	53	7
2	64	29	66	6
3	58	27	62	—
4	63	35	55	—
5	55	28	57	—
6	53	28	59	—
7	48	30	57	—
8	57	24	58	—
9	53	31	49	—
10	52	25	53	—
15	48	18	43	—
25	21	—	24	—

### (3) 遠距離伝送

今や日本全国、どこへ行っても電話がない場所はなくなった。さらに昭和47年から一般の加入者回線が音声以外の信号の情報伝送のために開放されたことから、心電図などの医学情報を家庭や開業医の電話機から病院に送ることが可能となった。遠距離伝送に使われる伝送路は、電話回線が主であるがこの外にも通信衛星を利用した実験例などが報告されている。ここでは、通信衛星を利用した例を示す。実験を行ったシステムを図2-6に示す<sup>15)</sup>。静岡県清水港に停泊中の船舶上の医師からX線写真、患部の映像、心音、呼吸数などの医療情報を有線で車載型地球局（アンテナ1mφ）へ送り、これを赤道上約36000mの静止型実用通信衛星CS-2を介して東京の可搬型地球局（アンテナ2mφ）で受信し、その情報を元に専門医が患者の状態を判定するなど医療情報の交換を行った。実験結果として、かなりの診断ができるとの判断が医師によ

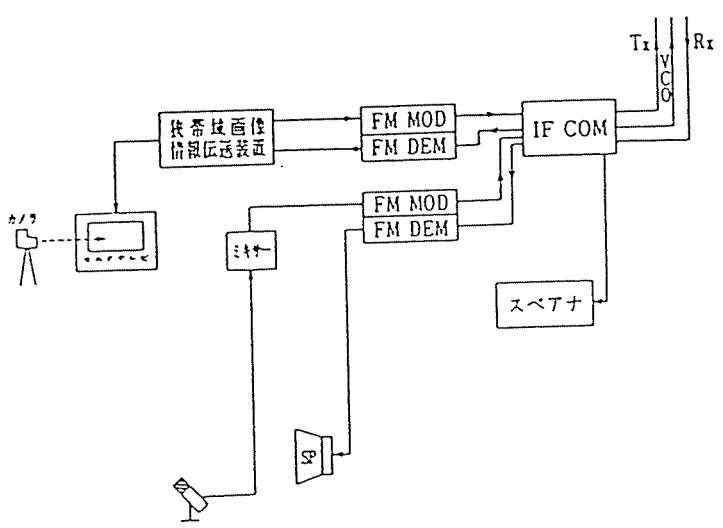
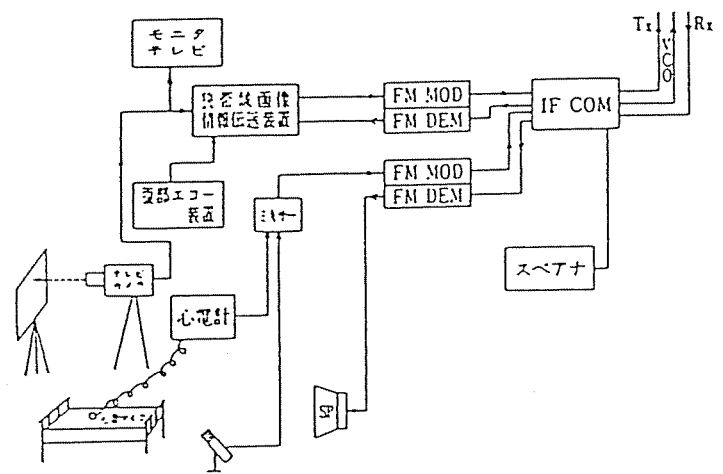
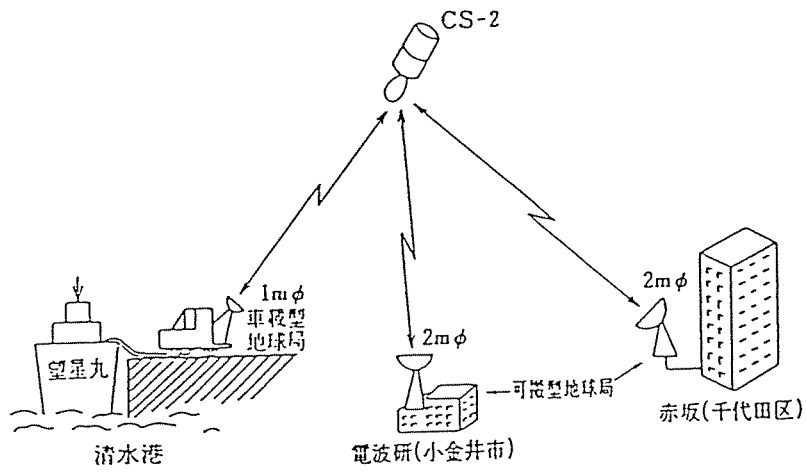


図 2 - 6 衛生利用救急医療通信実験システム

りなされたが、動画像が好ましいという要望があり、衛星通信の特長を生かすためにもさらなる検討の必要があることが指摘された。



## 2-2 光通信

光を通信に用いるという発想は、かなり古くから昼間ののろしや夜間の灯火通信等で実現されてきている。しかし、これらの方法は情報量が少なく、また天候に左右され易いこともあって、その後に広く行われるようになった無線通信の陰に隠れて、細々と行われていたに過ぎなかった。

このような目視による光通信と一線を画する方法として、電話を発明した Bell は、1880年、図2-7に示すようなフォトンと呼ばれる装置を試作している<sup>25)</sup>。

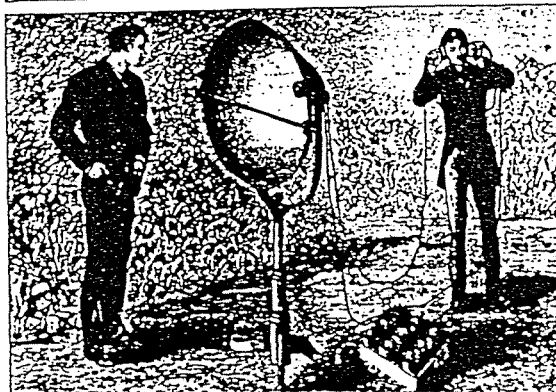
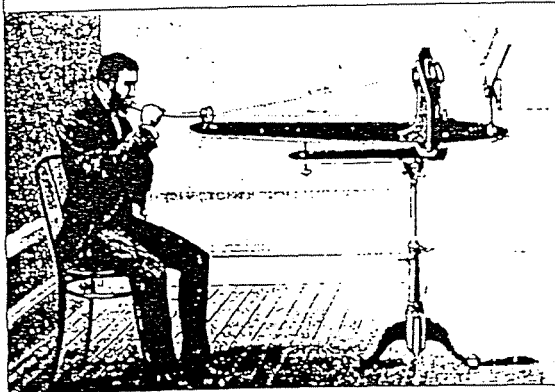
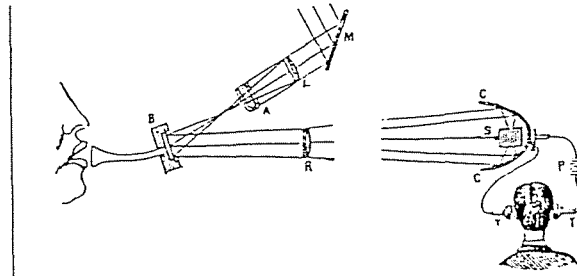
送信側では、太陽もしくは強力な光源からの光が第1の鏡で反射され、レンズを通ったのち第2の鏡に集光される。ゴム管の先のマウスピースに口を当てて発声すると、反対側の鏡が振動、変形して光が反射する方向が変化する。すなわち第2のレンズの方向に向かう光の強度が変調されることになる。変調光は第2のレンズにより平行ビームになり、空間を伝搬していく。伝搬してきた光をパラボラ鏡で集光し、焦点に置かれたセレン光導電素子により光-電気変換することにより音声信号が再現される。

この装置による最大伝送距離は、光源として太陽光を用いた場合に213m、アーク灯を用いた場合に数Km程度であった。

わが国でも、この種の光通信が1930~1932年に盛んに研究され、芝の日本電気株式会社と丸の内東京日日新聞社との間3.6Kmで、明瞭に会話できたという実験結果が報告されている<sup>26)</sup>。

しかしこの段階では、光源に関しては変調速度の遅さやビームの広がり、伝送路に関しては雨、霧、スモッグなど、天候変化による減衰率不安定性などの問題が解決されず特殊な用途以外に実用は困難であったため、空間伝搬光通信方式は広く実用されるにはいたらなかった。

この光通信が再び研究者の関心を引くようになったきっかけは、1960年にMaimanがルビーレーザーの開発に成功し、コヒーレントで強力な光の発



*The Photophone of Alexander Graham Bell, patented in 1880, was designed to transmit voice communications over a beam of light. A schematic of the process is shown in Bell's patent drawing (top). At the transmitting end of this version (center), sunlight was bounced from a reflector through a lens to a mechanism that vibrated in response to speech, causing the light beam to vary in intensity. At the receiving end (bottom), a selenium photodetector translated these variations into electric current to recreate speech through a telephone receiver.*

図 2-7 Bell の実験システム

振が可能となったことである。レーザの開発により、時間的にも空間的にも位相の揃った光の発振が可能となり、光を”周波数の高い電磁波”と考えることができるようになった。これにより光ビームの広がりも顕著に改善され、また変調速度についても超高速変調が期待され大容量通信への道が開かれたことから、空間伝搬による光通信は再び脚光を浴びるようになった。

レーザの開発により先に挙げた光源に関する問題はほぼ解決されたが、伝搬路に関する問題はやはり解決されず、光の空間伝搬による通信方式を一般の公衆通信に使うのは無理であると考えられた。そのため、新しい伝送路に関する検討が盛んに行われ、誘電体薄膜導波路、レンズ列、反射鏡列、ガスレンズ列など各種伝送路が検討された。しかしこれらの伝送路では、気象による光の減衰の問題はなくなるがそれ以外の問題、例えば地震、地殻変動、自動車などによる振動などが問題となり、いずれの方式においても実用の域に達するのは困難な状況であった。

光ファイバのアイデアはかなり古くからあり、1965年には川上-西沢によってグレーデッドインデックス型ファイバの原理が提案されていた。<sup>70)</sup>

1970年コーニング社が、損失が小さく(20 dB/Km)上に挙げた従来の伝送路の問題点を原理的に持たない伝送路である石英光ファイバを発表した。同じ年、ベル研究所の林らによるダブルヘテロ(DH)構造の発明によって半導体レーザの常温連続発振に成功したこともあって、光ファイバ通信方式に関する研究が一躍脚光を浴び、集中的かつ大規模な研究が行われた。

1970年以降の光ファイバ伝送方式の研究の進展は非常に早いテンポで進んだ。コーニング社の発表後間もなく、光スペクトル上の損失の谷が0.8  $\mu\text{m}$ にあることが示され、この波長帯における光ファイバの損失は、1972年に7 dB/Km、1973年に2.5 dB/Kmにまで低減された。しかし光ファイバの低損失域はもっと長波長側にあるのではないかという予測や研究がなされ、1976年には波長1.3  $\mu\text{m}$ で損失が0.5 dB/Kmとなるファイバが報告された。そして、1980年には、損失最低値は、1.6  $\mu\text{m}$ 近

傍で0.2 dB/Kmであることなどが報告され、石英を主成分とする光ファイバの理論限界に近い損失値が得られるようになってきている。

また光ファイバに関する研究だけではなく、光通信に不可欠な素子である発光ダイオード、レーザダイオード、フォトダイオード、アバランシェフォトダイオードなどに関しても盛んな研究が行われ、性能の改善が急速に進められてきている。

本節では、光通信を伝送方式により

- i) 光ファイバ通信
- ii) 空間伝搬光通信
- iii) 散乱光通信

の3つに分類して、各々の方式が持つ特長を明らかにし、その特長を生かした応用例について述べる。

### 2-2-1 光ファイバ通信

先の光通信の歴史で述べたように、光ファイバは1970年の低損失ファイバの開発以来、常に光通信に関する研究の最先端にあり、周辺研究の牽引車となってきた。この状態は、現在も大きくは変化していない。

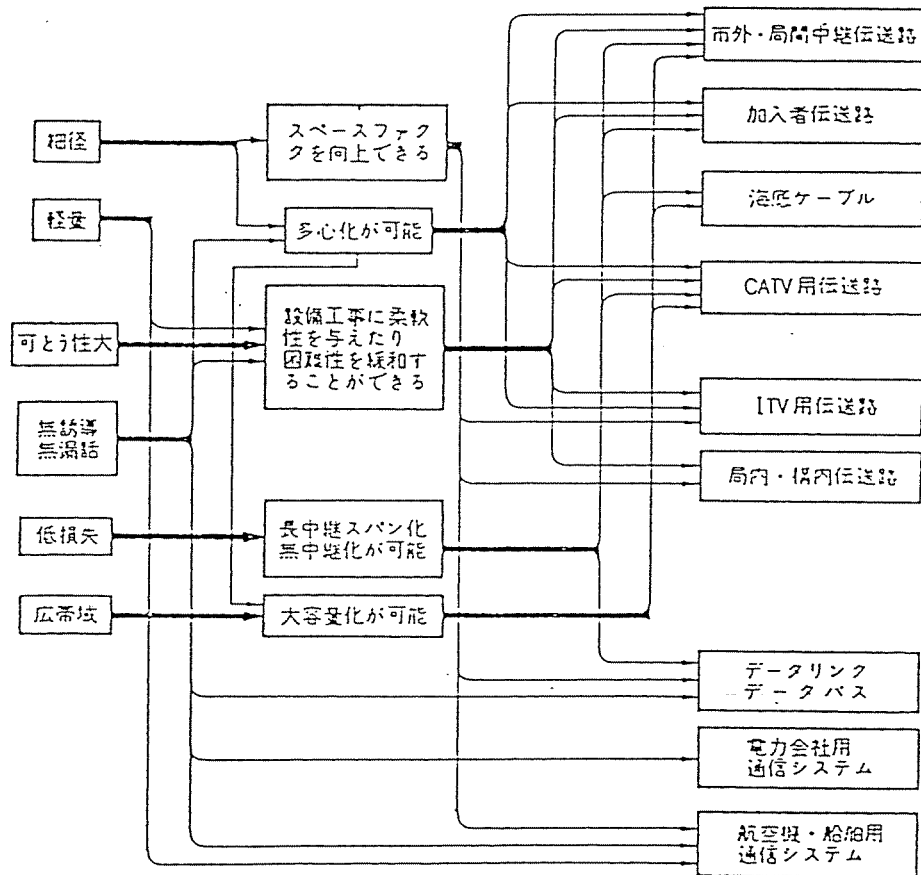
光ファイバは、光通信の伝搬路として次のような特長を持つ。

- i) 無誘導・無漏話
- ii) 広帯域
- iii) 低損失
- iv) 金属線に比べ細径軽量で可とう性大

この内、i), ii)には光の持つ基本的な特徴である電磁界との非干渉性、電磁波としての周波数の高さが反映され、ii), iii), iv)には、ファイバ自体が持つ特長が反映されている。これらの特長からもたらされる効果と、それらを生かした適応分野との関係を表2-5に示す<sup>27)</sup>。光ファイバ伝送方式は、公衆通信用として多くの利点を持つが、それ以外にも種々の適用分野があることがわかる。

また、最近では、光通信技術の新たな展開の一つとして、従来十分な応用が行われていなかった光のコヒーレンシを利用したコヒーレント光通信に関する検討が行われるようになってきている。

表2-5 光ファイバケーブル伝送方式の適用の可能性



## 2-2-2 空間伝搬光による通信

細く絞ったレーザ光を伝送媒体として、大気や宇宙空間を通信チャネルとして利用する自由空間通信方式は、先に述べた光の本質的な特長の他に次にまとめるような特長を持つ。

- i) 半導体レーザやフォトダイオードなど、小型軽量の光部品が使用できるため、ケーブルの敷設が困難な場所や、多くの費用が必要となる場合などにおいて光伝送路の構成および変更が容易である
- ii) レーザを用いた光ビームの指向性が鋭いので、空間的に高密度の回線が構成できる
- iii) 自由空間においては、伝送速度を制限する要因が少ないため、広帯域情報の伝送が可能

一方この通信方式の欠点としては、光ファイバを伝送路とした場合と比較して、大気を伝搬路としていることに起因する

- i) 天候の影響を受ける
- ii) 減衰率が大きく、わずかではあってもビームの広がり避けられないことから遠距離伝送が難しい

などの点が挙げられる。これらの空間伝搬光通信の持つ特徴を、光ファイバ通信と対比してまとめた結果を表 2-6 に示す<sup>28)</sup>。

空間伝搬光通信の実用を考える場合、欠点の一番の原因である伝送空間の特性を良く知る必要がある。このような要求に答えるため、NTT横須賀電気通信研究所では、空間伝搬による光通信方式の可能性を検討するために必要な資

表 2-6 空間伝送方式とファイバ伝送方式の比較

	光空間伝送方式	光ファイバ伝送方式
建設	データ伝送を行なう2点間は自由空間で、その間は見通しであれば、何ら施工の必要がなく、極めて経済的。河川、道路、公共施設の横断には最適。	データ伝送の2点間にファイバケーブルの敷設が必要であり、要。建柱、埋め込みなどの工事が必要。河川、道路の横断困難。
移設	見通しがきくとどこでも移設可能。可搬移動通信として有効。	大幅な位置変更にはファイバの撤去、再敷設が必要。固定通信のみに使用。
回線設置の社会的条件	誰でも何日でも何処でも簡単に伝送路の開設が可能。	伝送路の開設には官庁、共架の場合、電力会社、公社などに届け出、許可などが必要。
保守	送光器、受光器の位置が限定されているので保守が容易。年1~2回程度のレンズ面の清掃必要。	ファイバケーブルの保守、点検
信頼性	霧、雨、雪等の気象条件、空間の障害物の影響大、信頼性やや低。	気象変化に影響されない。
伝送距離	短距離	長距離

料として、霧、煙霧、スモッグ、雨等による減衰量と、従来から気象観測データの蓄積のある視程との関係を求め、視程から減衰量を求める半実験式を導出している<sup>29)</sup>。それによれば、通常悪視程においては、視程をV (K m) とすれば、減衰量X (dB/K m) は次式で与えられる。

$$X = \frac{13}{V} \quad (\text{dB/K m}) \quad (2-1)$$

視程とは、大気の混濁の程度を表す尺度の1つであるが、明確な定義はない。ここでは、視程を次のように定義している。「ある方向の視程とは、昼間の場合、その方向の空を背景とした黒ずんだ目標（厳密には完全黒色）を認めることのできる最大距離をいう」 夜間の視程は、明るさの分かった集光されない光源を認めることのできる限界の距離を測定し、これを昼間の視程に換算する。

この関係式並びに日本各地の過去の気象データに基づく視程の累積分布を用いて、光の減衰量に関する確率分布を得、空間伝搬光通信の年間不稼働率が計算できる。その結果、ある程度の遮断が容認できる応用に対し、目的にあったシステムを構成して、空間伝送の特長を生かした光通信が行われるようになってきている。例として、札幌で空間伝搬光通信を行う場合を考えてみると、通信が不可能となる年間確率が0.1%以下となるようにするためには、148 dB/Km程度の減衰マージンを確保すれば良いということがわかる。

また、大気を持つ減衰率は、図2-8に示すような波長依存性を持つ<sup>30)</sup>。このデータは晴天時における海面からの垂直方向への光の透過率であり、大気中の浮遊物による散乱と吸収による全損失を表している。図からわかるように大気には、減衰率が小さい大気の窓と呼ばれる波長が存在しており、空間伝搬光通信システムでは、この窓に対応する波長の光を用いることが多い。

一般的な空間伝搬光通信装置の構成を図2-9に示す<sup>31)</sup>。発光素子としては、高速変調が可能で、ビームの広がりを小さくすることが可能な半導体レーザを用いているものが多い。その発光波長としては、上に述べた大気の窓に当たる波長である890nmもしくは1300nm付近の光を用いていることが多い。送光側の最終段には発光源からの光をコリメイトするための光学系が付加され

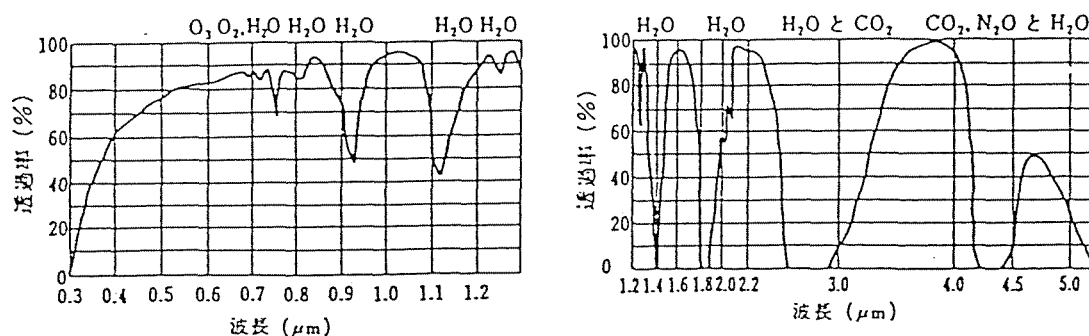


図2-8 大気中の光ビーム伝搬特性



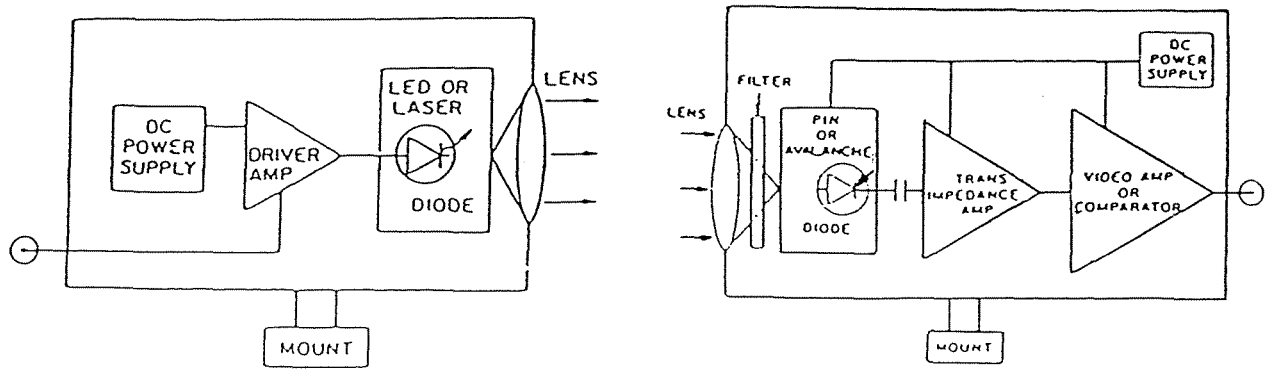


図 2-9 一般的な空間伝搬光通信システム

ており、受光側では、空間伝搬にともなう散乱により広がったビームを再集束させるための光学系や、必要に応じ背景光の影響を除去するための光学的フィルタが付加される。受光素子としては、フォトダイオードや、アバランシェフォトダイオードなどの固体受光素子が用いられており、送受光装置共に小型化されている。

一般に送受光素子の直線性が悪いことから、高品質のアナログ信号伝送を行う場合には、あらかじめPCM、PPM、PIM、PFMなどのパルス信号に変換した後に発光素子を強度変調するPM/IM (Pulse Modulation/Intensity Modulation) などの変調方式が用いられている。従来、CATVへの応用等テレビ信号を伝送する場合には、送受光装置の周波数特性の限界から、ベースバンド信号でそのまま変調する方式、あるいはベースバンド信号を10MHz付近を中心周波数とする周波数変調を行う方式が用いられてきた。しかし最近では、100MHz以上の帯域を持ちかつ高出力のLEDの開発が進められ、VHF帯テレビ信号波で発光素子を直接IMするシステムも報告されている<sup>32)</sup>。

### 2-2-3 散乱光通信

自由空間を伝送媒体として使用する空間伝搬光通信の手軽さに加えて、細く絞ったビーム光ではなく、多方向に散乱していく光を用いることによって、送光装置側、または受光装置側、もしくは両方が移動した場合にも通信が途切れずに情報伝送が可能となる。このような散乱光を用いた空間伝搬光通信方式をここでは、散乱光通信と呼ぶ。

散乱光通信では、発光素子を出た信号光は多方向に拡散するために、受信側で受光される信号光は非常に微弱となる。それゆえ長距離の情報伝送には向かず、現在行われている応用は室内等、短距離間での情報伝送に限られている。

散乱光通信では、基本的に送光装置と受光装置とを結ぶ直接光伝搬路が確保された状態で見通し間通信を行うが、送光装置もしくは受光装置の移動により見通し間が確保されない状態も起こり得る。このように、通常の散乱光通信システムでは、送受光装置の位置や障害物の存在によっては、通信が遮断される可能性が常にあるため、その応用範囲は限られている。

現在、散乱光通信を応用した例としては、テレビやステレオなど家電製品のリモートコントローラ、音声や、音楽の伝送、計算機のデータ伝送などに応用した例が報告されている。本節では、これら散乱光通信を実際に応用したシステムについて概観し、方式の持つ特長と、限界を明らかにする。

#### (1) リモートコントローラ

散乱光通信の最も身近な応用例としては、テレビやステレオなどのリモートコントロール装置が挙げられる。この応用では、必要なときにのみ通信路が確保できればよいこと、通信が失敗した場合にも使用者が通信路が確保できるように送信装置を動かし再度送信すればこと足りることなどの特徴が散乱光通信の持つ伝搬路の不安定性を補い、散乱光通信の代表的な応用例となっている。

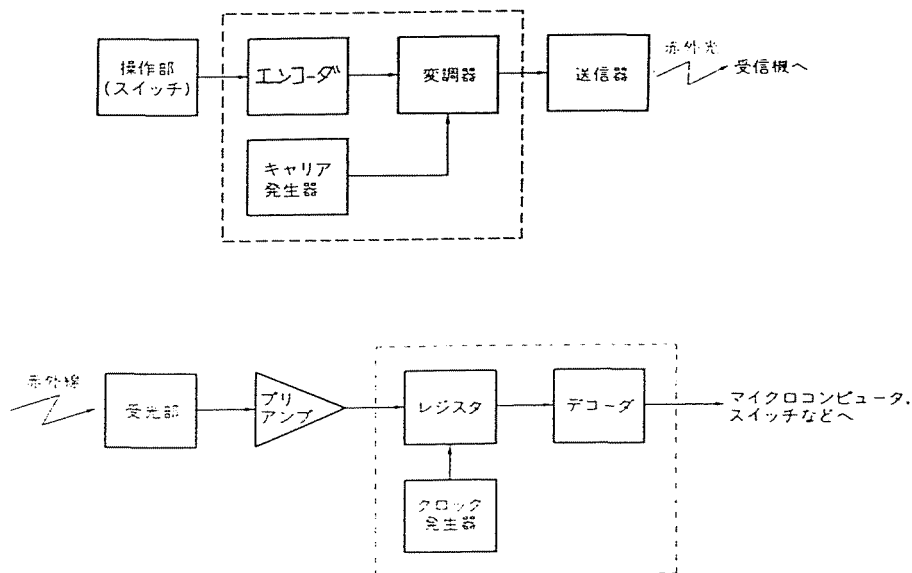


図 2 - 1 0 赤外線リモートコントローラの構成

代表的な赤外線リモートコントローラの構成を図 2 - 1 0 に示す<sup>33)</sup>。送信側では、操作部からの信号をエンコードしてキャリアパルスを A S K (Amplitude shift keying) 変調し、LED から光パルスとして送信する。エンコード用の回路は完全に L S I 化されている。空間を伝搬してきた赤外光パルスは、受光部で電気信号に変換され、プリアンプでロジックレベルに増幅される。その後信号はレジスタにラッチされた後、デコードされて出力される。受光側の回路においてもブロック図の点線に囲まれた部分が L S I 化されており、送受光装置ともに、小型、低消費電力化が図られている。出力される命令は、4 × 8 のキーマトリクスを接続して選択し、2 4 命令は単発信号、8 命令はキーを押している間、連続してその命令が出力される連続信号となっている。実際の送信波形として、キー 1 8 を押したときの送信波形を図 2 - 1 1 に示す。図に示すように、コードビットとキー入力をエンコードしたデータビットからなる 1 6 ビットのシリアルデータを 2 回繰り返して送信している。キャリア波形には 3 8 K H z のパルス列を用いており、1 ビットの波形の中に 8 0 個程度のパルスが含まれている。このようなキャリア波形は、多くの基本波成分を含み受光装置側でバンドパスフィルタを通し、信号

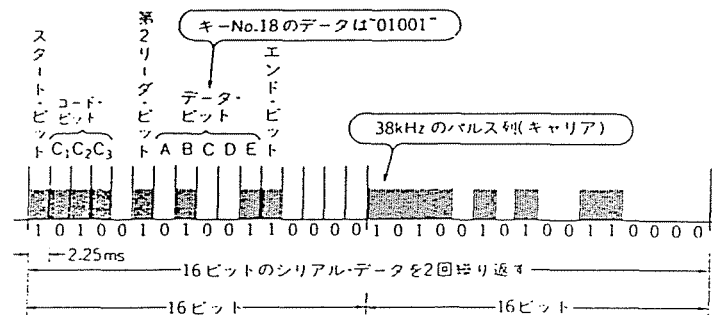


図 2 - 1 1 キー 1 8 を 押 し た と き の 送 信 波 形

波成分のみを取り出すことにより、C/N (Carrier to Noise Ratio) の改善、背景光の影響の除去が行われる。

発光素子としてはLEDを2個並列にして用いており、パルスON時300mAの電流で駆動している。このような光パルス電流波形を用いた場合には、信号伝送時のduty ratioが大きくなり、その結果として消費電力が大きくなる。しかし、リモートコントローラへの応用では電源として電池が用いられるものの、信号が間欠的にしか送信されないため、信号伝送時の消費電流がある程度大きくても送信装置の寿命は充分確保される。

## (2) 音声、音楽の伝送

散乱光通信を応用した通信として、音声や、音楽を伝送するシステムもいくつか報告されている。この種のシステムは、一般的に送信装置側は固定されており消費電力の問題がないため、大きな出力の光信号を送出することが可能である。受光装置側は、見通し間伝搬路が確保されている範囲内で移動が可能であり、直接伝搬光受光により信号の伝送が行われる。

ここではこのようなシステムの例として、聴覚障害者または高齢難聴者のためにテレビの音声を伝送するシステムと、聴覚障害者学級で使用するために開

発された音声伝送システムについて述べる。

★聴覚障害者に対する赤外散乱光によるテレビ音声の伝送システム<sup>34, 35)</sup>

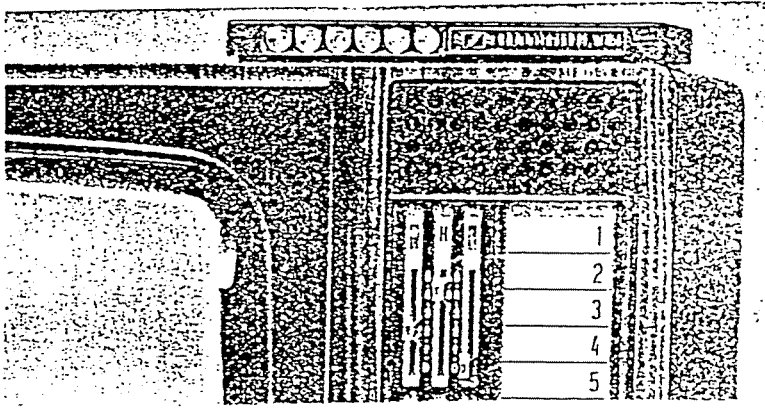
送受信装置は、図2-12に示すように小型化されている。送信装置側では、光信号出力を大きくするため、LEDを6個用いている。また、この装置を使用している人はテレビの前方に居るはずなので、テレビの前方の限られた範囲に受光装置があるときにのみ受信が可能であれば良く、LEDの光放射角はそれほど広くする必要はない。

★聴覚障害者学級で用いる音声伝送システム<sup>34, 35)</sup>

聴覚障害児の学校で使用するために作られた音声伝送システムの送信装置を図2-13(a), (b)に、受光装置を身につけた子供達の様子を同図(c)に示す。この場合には子供達が、教室内をある程度自由に動けるように、送信装置の出力を大きくする必要があるので、多くのLEDを使用し光出力の増大を図っている。

この2つのシステムは、共に送光装置側が固定された状態で使用されるものであり、システムで消費される電力が問題とならないため、送光装置の光出力をかなり大きくできる。それゆえこの種のシステムの変調方式としては、発光素子の光出力を、正弦波等の連続波で強度変調する方式が多く用いられている。このような変調方式を使用した場合には、従来の電波による情報伝送システムと同じアプローチの仕方で送信信号の多チャンネル化、同時通信化を実現することができる。

このような応用においては、光通信が電波法の規制を受けず自由な運用ができること、学校の教室等隣合う部屋において複数のシステムを用いる場合においても相互のシステム間の干渉を起こすことがないなど、光を用いた通信の持つ特長が生かされる。

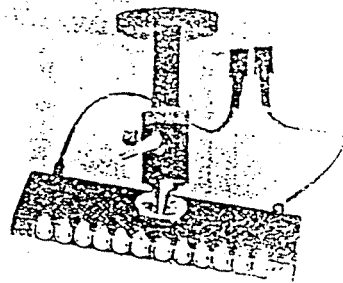


(a)

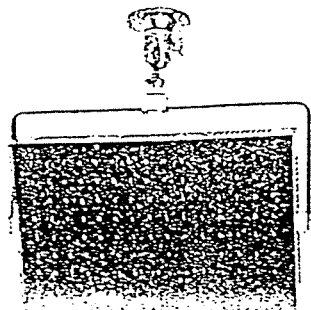


(b)

図 2-12 テレビ音声の伝送システム



(a)



(b)



(c)

図 2-13 聴覚障害者学級で用いる音声伝送システム

(a) 部屋の隅、天井付近に置かれた赤外発光装置  
 (b) 大部屋用高出力送光装置 (c) 受光装置を身につけた子供達の様子

### (3) データ伝送

最近では、ローカルエリアネットワークを基本としたオフィスオートメーションの導入と同時に、パーソナルコンピュータを初めとするデータ端末の小型化、パーソナル化が急速に進み、計算機端末のポータブル化が強く望まれるようになってきている。

このような状況の下では、増加しつつあるオフィス内端末とホスト計算機とを結ぶ信号線が、端末の移動に際し大きな障害となることが予想される。これを解決する手段として、小型のワイヤレス接続装置の開発が進められており、その方法の1つとして赤外光による散乱光通信が注目されつつある<sup>36)</sup>。

この分野での散乱光通信の応用のメリットとしては、広帯域伝送が可能であること、電波法の制限を受けない自由な運用ができることに加えて、一般に計算機の付近は計算機自体から発生する大きな電磁的ノイズが存在することから、電磁界との非干渉性が生かされる。この特性を生かし、散乱光通信は計算機本体とキーボード間の通信などにも応用されている。

#### ★室内でのデータ通信システム

ホストコンピュータと端末とのデータ通信に散乱光を用いてデータの送受信を行うシステムがGfellerらにより報告されている<sup>37)、38)</sup>。

図2-14にその模式図を示す。本システムは、天井におかれたトランスポンダと室内におかれる端末間で双方向のデータ伝送を行うものである。通信を制御するコントローラ、ホストコンピュータと、トランスポンダとは有線で結ばれ、散乱光はトランスポンダと端末間の通信の搬送波として用いられる。

送光装置の変調方式としては、PSK (Phase Shift Keying) / IM (Intensity Modulation) を用いている。発光素子は正弦波で強度変調されるため、送光素子の消費する電力は大きい。

通信を双方向化するため、アップリンクとダウンリンクにおいて信号光を変

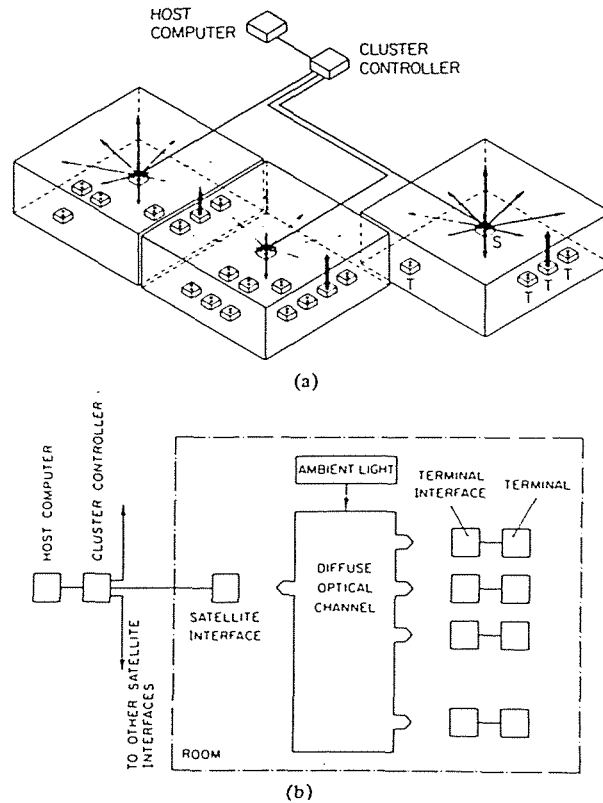


図 2-14 散乱光を搬送波としたデータコミュニケーションシステム  
 (a) システムの模式図 (b) システムの構成<sup>37)</sup>

調する周波数を変えている。通信を双方向化することにより、高度な制御のもとでのインテリジェント通信が可能となり、複数の端末とホストコンピュータとの間での同時通信が実現されている。

背景光除去の手段としては、電気的及び光学的フィルタを用いている。このシステムでは、先に述べたように副搬送波として正弦波を用いているため、受光側で副搬送波の周波数を中心周波数とするバンドパスフィルタを用いることにより、背景光ノイズの除去及びC/Nの改善が図られる。受光装置は、可視光を遮断する光学的フィルタで作られたケースの中に入れられており、これによっても背景光の除去が行われている。

試作されたトランスポンダの外見を図 2-15 に示す<sup>37)</sup>。トランスポンダの



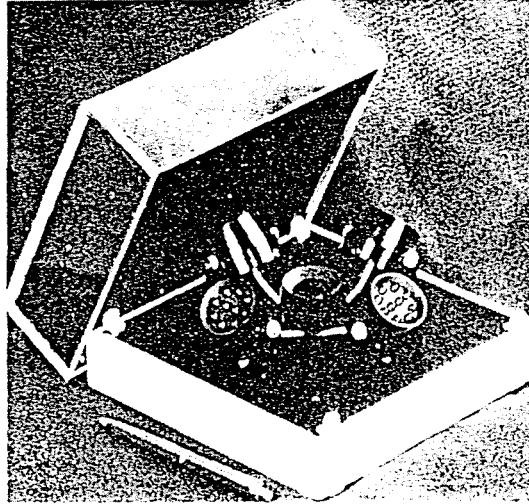


図 2-15 トランスポンダの外観<sup>37)</sup>

平均光出力は200～300 mWで、その通信距離は50 m以内である。

Gfellerらは、壁面で反射、散乱された光、すなわち間接伝搬光の有用性を指摘している。間接光に関し検討を行うために、閉空間内における間接光のふるまいを知るためのシミュレーションの開発を行っているが、そのシミュレーションにおいては直接光と1回反射光しか考慮に入れられていないため、間接光の有用性やふるまいに関する検討には不十分な部分が残されている。

★オフィス内通信用ワイヤレスモデム<sup>39)</sup>

南らは、オフィス内におかれる端末の数の急増に伴う信号ケーブルの増加の対策として散乱光を搬送波とした汎用ワイヤレスモデムを試作し、その方式に関する検討を行っている。

試作したワイヤレスモデムは、汎用とするためにCCITT勧告に従ったモ

デムインターフェースを内蔵している。データ伝送速度は192Kbit/sで、全2重モード可能、サービスエリア半径は10mである。

全2重モードの通信を可能とするため、変調方式としてはFSK/IMを用いている。発光素子に非線形性があることから、受光装置側での電気的フィルタによる完全な分離と、自分自身が送出した信号光の再受光を考慮し、アップリンクでは1.5MHz、ダウンリンクでは10MHzの搬送波を用いている。

南らは、信号光の伝搬形式を図2-16に示すように拡散伝搬方式と直接伝搬方式、そして、反射を利用した伝搬方式の3つのタイプに分類している。南らは、拡散伝搬方式が

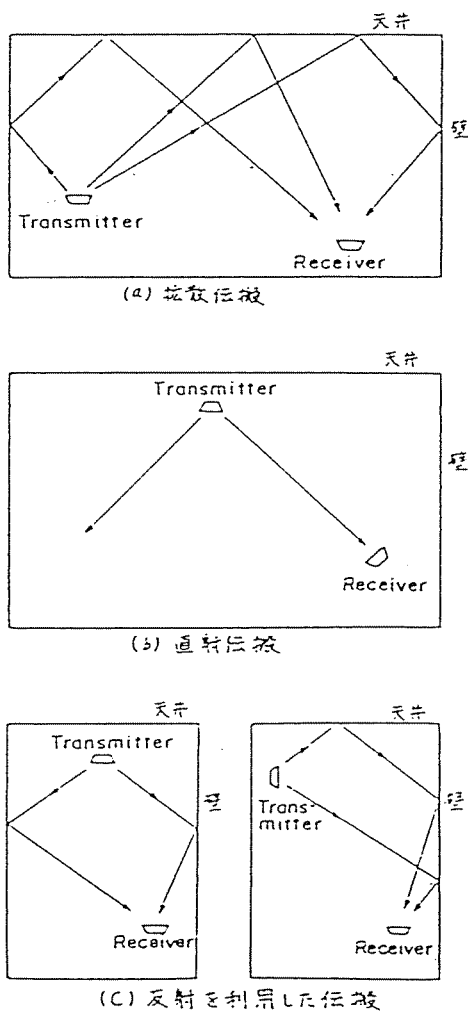


図2-16 光の空間伝搬形式<sup>39)</sup>

- i) 送受光装置間の直接光伝搬路を確保する必要がない
- ii) 送受光装置間のアライメントを取る必要がない

などの利点を持つが、逆に

- i) 壁面からの反射光の強度が、壁面の材質に大きく依存する
- ii) 受光装置の最適配置場所は、部屋の中心から1、2 m下がった所と予想されるが、実用上そのような場所を受光装置が占めることはオフィスの美観上好ましくない

などの欠点を持つという理由から、直接伝搬方式もしくは反射を利用した伝搬方式が望ましいとしている。しかし、一般のオフィスの壁面は明るい色に塗られていることが多く、また一部が暗い色であっても、その他の部分が明るければそれほど大きな影響を与えない（5-5節、シミュレーション窓の影響参照）ことから、間接伝搬方式にとって大きな問題とはならないと考えられる。南らの述べている受光装置の最適配置場所に関しては、その根拠が明らかとされていない。間接光は、閉空間内で反射散乱を繰り返し、かなり複雑なふるまいをすると予想されるため、間接光通信における送受光装置配置の最適化の問題に関しては、慎重な検討が必要であると思われる。

南らが、開発したシステムの外観を図2-17(a)に示す。システムの使用形態としては、図2-18に示すような方法を想定しており、このようなシステムを同一の室内で複数台使用することを考慮し、ターミナルの指向性をある程度鋭く設定している。

#### ★データ転送装置のレストランへの応用

赤外光を使った双方向のデータ転送装置を三洋電気とサントリーレストランシステムが開発、レストランに応用した<sup>40)</sup>。システムの構成を図2-19に示

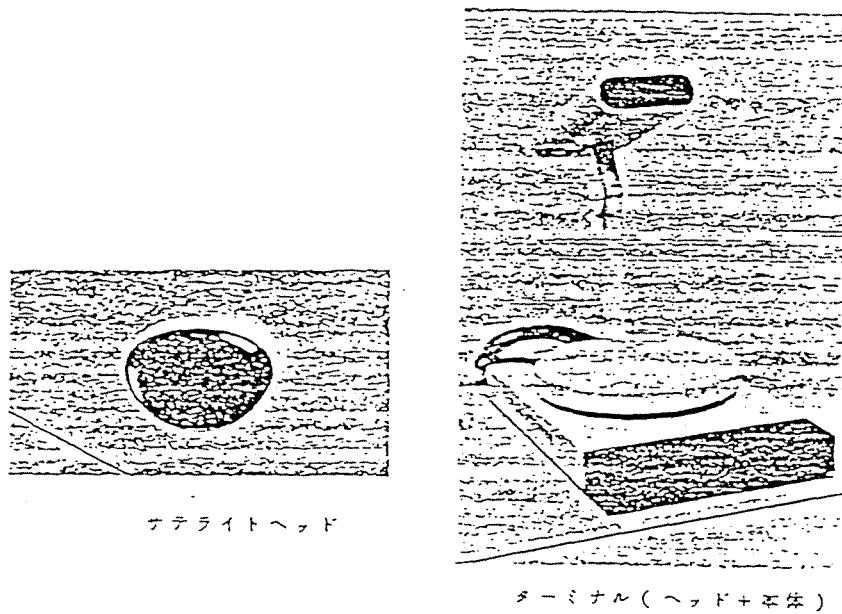


図 2-17 光モデムシステムの外觀<sup>39)</sup>

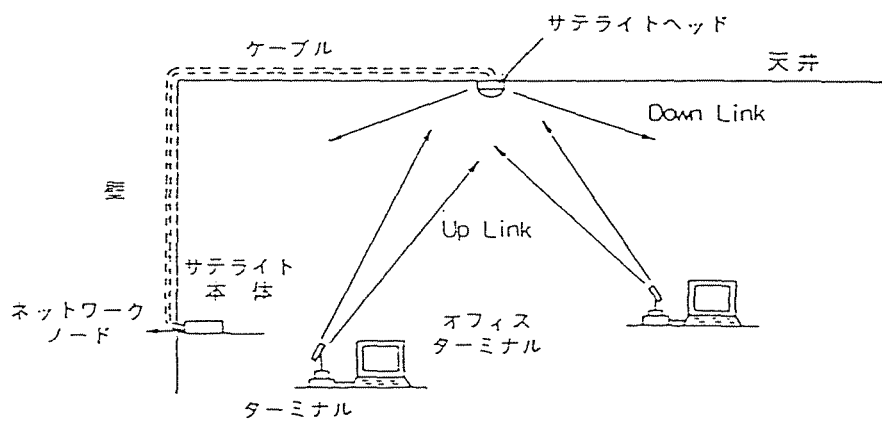


図 2-18 光ワイヤレスモデムの使用形態<sup>39)</sup>

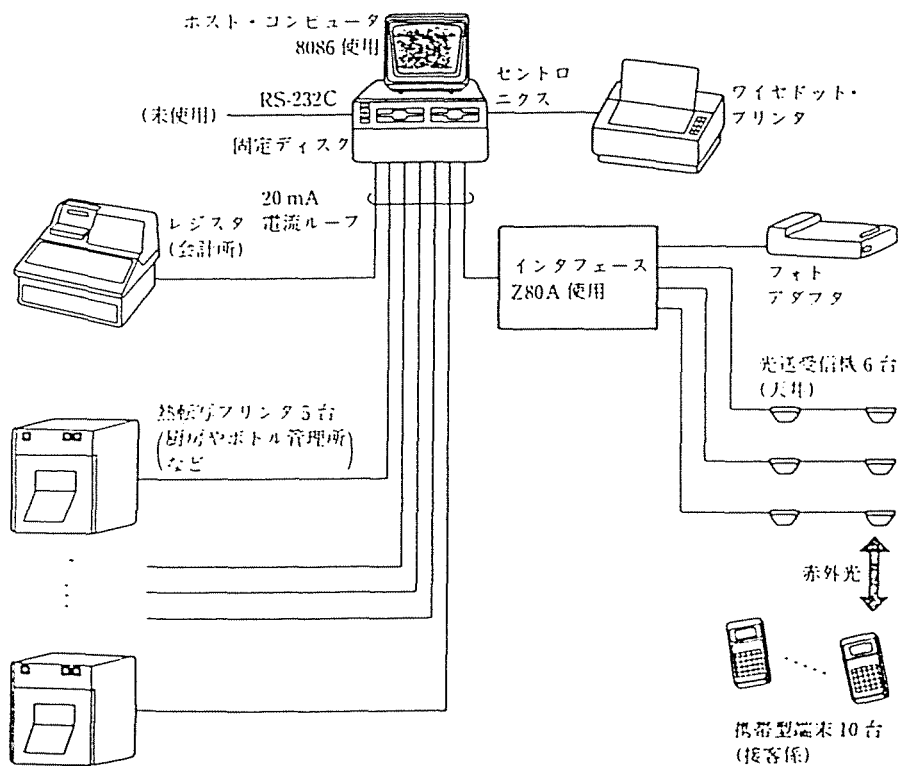


図 2-19 レストランに応用した赤外光空間伝搬データ伝送装置<sup>48)</sup>

す。客席で接客係が赤外光を発する携帯型端末を操作する。天井には送受光装置が取り付けられており、有線を介してホストコンピュータにつながれている。

伝送方式は、半2重方式である。天井に取り付けられた送受光装置が携帯用端末をポーリングし、送信したい携帯用端末があった場合にはそれを受け付け、その後その端末が回線を占有して通信を行う。送信側からのデータ伝送が、間欠的であるためにこのような伝送方式の採用が可能となっている。変調方式は、ASKを用いており、キャリアパルス列の周波数は50KHzである。受光側では50KHzのバンドパスフィルタを用いることによりC/Nの向上と背景光の除去を図っている。この方式では、信号伝送時の消費電流は大きい。先に述べたように端末からの信号伝送は、テレビなどのリモートコントロールと

同様間欠的であるので、大きな問題とはならない。

信号光の伝送方式としては、基本的に直接光伝搬を用いている。

以上、散乱光通信を応用した通信システムのいくつかの例について述べ、そこで使われている変調方式、信号光の伝搬方式などについて概観してきた。その結果、光ファイバ通信の急速な進歩に付随した送受光素子の発達により、散乱光通信の応用範囲は確実に広がっていることが確認された。しかしその応用のされ方を見ると、散乱光通信方式が、従来の電波を応用した通信のように成熟した技術ではなく、応用される事例の持つ特徴を巧妙に生かして、散乱光通信が現在持っている欠点を吸収していることがわかる。あるいは、散乱光通信の持つ欠点を吸収できるような事例に散乱光通信を応用しているといった方が正確かも知れない。

現在、散乱光通信の持っている欠点の一つとして、発光素子の効率の低さが挙げられる。これにより、散乱光通信に使われている送信装置は、据置型もしくは間欠的な送信をするものに限られている。特に、双方向通信や、複数の送信装置からの信号伝送を行う場合には従来の電波による通信で用いられている周波数多重などの方式が簡単には使えず、発光素子の光強度を正弦波変調することによる送信側での消費電力の増加や、発光素子の非線形性による周波数多重時の搬送波間隔の増大などの好ましくない影響が現れている。

しかし、ここで述べた例にもみられるように、送受光素子の性能の改善と共に、デジタル技術の積極的な応用によって、光の持つさまざまな特長を生かした散乱光通信は、徐々にその能力と応用範囲を確実に拡大しつつあるといえよう。

### 2-3 光バイオテレメトリ

1960年代、レーザの出現以来、さまざまな分野への光学的手法の応用が試みられてきた。その結果、急速な進歩を遂げた通信への応用以外にも、ホログラフィ、パターン情報処理等多くの分野において新しい応用技術が次々と開発されている。

このような光技術の応用の実用化は、バイオテレメトリの分野にも大きなインパクトを与えており、Radio telemetryという言葉に対してOptical telemetryあるいは、光バイオテレメトリという用語が生まれてもおかしくない状況がすでに存在していると考えられる。

光をバイオテレメトリに応用することの利点としては、次のようなことが考えられる。

- i) 電気、X線、化学薬品を用いた測定に比べて、測定対象に及ぼす心理的、物理的影響が少ない
- ii) 光の直進性から、非接触・無拘束の情報伝送が可能である。とりわけ像情報のテレメトリは、光学的手法が最もその特長を発揮する分野である
- iii) 送信情報量が大きく、広帯域で、特にパターン情報の伝送に適している
- iv) 電波法の規制を受けず自由な運用ができる
- v) 電磁環境から干渉を受けず、また干渉を与えない。また、その遮蔽も電磁波に比べてはるかに容易である

光バイオテレメトリは、測定する情報の種類によって、像情報のテレメトリとそれ以外の情報の2種類に分けられる。本節では、この分類に従って光を応用したバイオテレメトリの方法について述べる。

## 2-3-1 像情報のテレメトリ

像情報のテレメトリの一つとして、我々が古くから用いてきた生体の写真撮影が挙げられる。生体からの反射光を2次元の像情報として捕らえる生体写真撮影は、被験者の動きを非接触・無拘束で測定する重要な手法である。特に眼球は、透明に近いことから、古くから体内情報を取り出すための窓として利用されてきており、眼底写真などの像情報の取得が広く臨床で行われている。像情報の測定においては、単に肉眼でみられる像情報と同じ物ではなく、さらに新しい情報を付け加えた像を得る試みが盛んに行われてきている。

### (1) モアレトポグラフィ<sup>41)</sup>

生体表面にモアレ縞を発生させ写真撮影することにより、非接触で測定対象の等高線画像を得ることができる。モアレトポグラフィの例を図2-20に示す。図の白黒の線が、測定対象の体表面の等高線図になっている。臨床への応用として、人間の左右対象パターン認識能力の良さを利用し、脊柱側弯症のスクリーニング等に実用化されている。

モアレ法は、1970年頃から、現在に至るまでも盛んに研究が行われており、モアレ法により直接観測される等高線図が一般に等間隔ではないため、これを補正する方法、斜めに撮影されてしまったモアレ画像から等高線を復元する方法<sup>42)</sup>、フェーズロックの手法を用いてモアレ縞の自動追跡を行う方法<sup>43)</sup>など多くの検討が報告されている。

また最近では、計算機をモアレ縞発生のためのシステムに組み込み、凹凸面の判定、任意の方向から見た等高線の発生など、処理の多機能化が図られている<sup>44)</sup>。

このほかにも、モアレ法と同様三角測量法の原理に基づく生体の3次元計測法として、ステレオ写真法、光切断法、パターン投影法などが考案され研究が





図 2-20 モアレトポグラフィ

行われている。全般的な傾向として計算機の応用により測定系のハードや測定条件に対する要求が緩和され、より自由度の高い計測が行われるようになってきている。最近では、単眼視による形状計測に関する研究も盛んに行われている<sup>45)</sup>。

## (2) ホログラフィ

レーザの実用化によりコヒーレントな光源が使えるようになり、ホログラフィの技術は大きな進歩をとげた。ホログラフィのバイオテレメトリへの応用に

は、3次元の生体情報の記録、測定、およびホログラフィ干渉を利用した生体表面の微小変位の解析などがある。すなわち、従来の写真撮影法は全て2次元に投影した像の遠隔測定であったが、ホログラフィでは、2次元面に3次元情報を記録できるということを生かした応用が進められるようになっている。

ホログラフィにより非常に短い時間間隔をおいて2重露光した3次元像情報を得、干渉パターンを発生させることにより生体の微小な変位を測定するホログラフィ干渉法がある。これにより、生体の比較的高速な現象の1つである発声時の喉の振動を測定した例も報告されている<sup>46)</sup>。図2-21にこの方法を実現する撮影システムを、同図(b)に女性声楽家が各々446 Hz, 450 Hz, 668 Hzを発声したときに得られた干渉パターンを示す。この測定により、共振室の位置、振動の伝わりかたなどの情報が得られている。

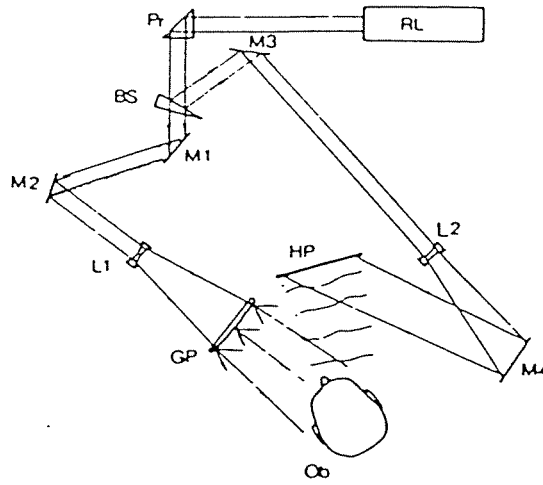
### (3) サーモグラフィ

物体の表面から放射される赤外光を捕らえ、その線量を分布として表現する方法は、リモートセンシング技術として発達してきた。この技術を生体の表面に応用し、体表から放射される赤外光のエネルギー量を計測することにより、体表面の温度を無拘束で計測することが可能となる。一般の医用サーモグラフィでは、温度測定位置をスキャンすることにより、体表の温度の分布を表す画面が得られるようになっている。

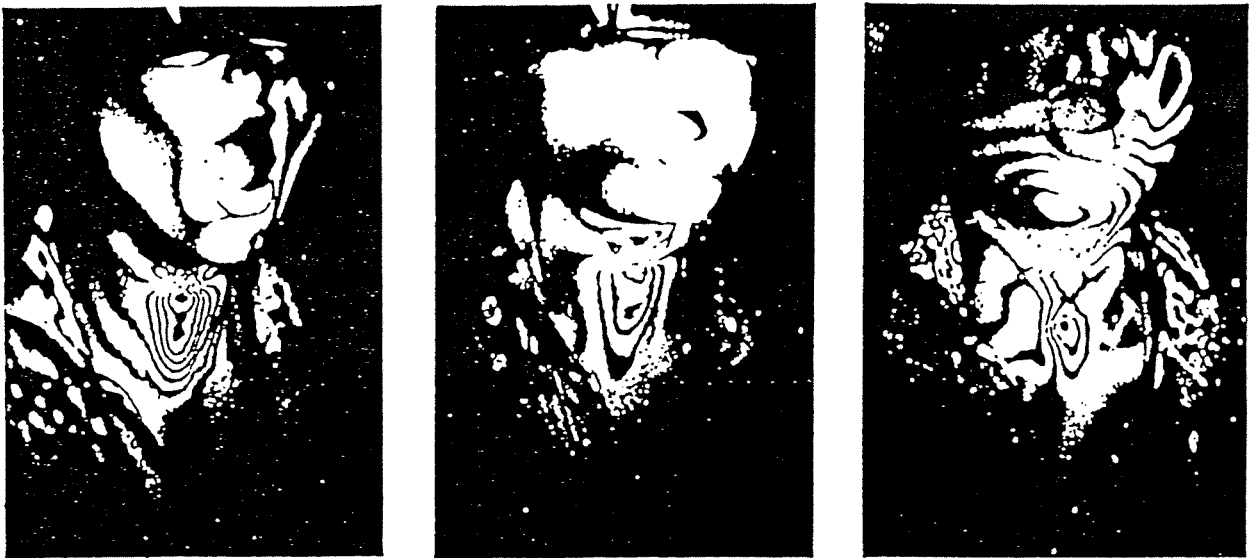
サーモグラフィは、体表温の変化を生ずると考えられる疾患の診断に用いられ、表2-7に示すような臨床応用の分野が考えられている<sup>47)</sup>。

### 2-3-2 像情報以外の情報のテレメトリ

像情報以外の情報のテレメトリに関しても、光の持つ特長を積極的に生かした方法が数多く開発されてきている。ここでは、その方法を光自身がプローブもしくはトランスデューサとしての働きを兼ねる場合と、なんらかのトランス



(a) Schematic diagram of the holographic system: *RL*, ruby laser; *Pr*, prism; *BS*, beam splitter; *M1*, *M2*, *M3*, and *M4*, mirrors; *L1* and *L2*, negative lenses; *GP*, ground glass plate; *Ob*, object; *HP*, photosensitive plate.



(b)

図 2-21 ホログラフィイ干渉法

(a) 原理図 (b) 発声中の干渉パターン

表 2 - 7 医用サーモグラフィの臨床応用領域

---

<ol style="list-style-type: none"> <li>1. 血管系の異常によって血流の異常があると考えられる疾病             <ol style="list-style-type: none"> <li>a. 血行障害（四肢の動脈閉塞，神経反射異常による血行障害，振動工具による血管運動神経の異常など）</li> <li>b. 血管の奇形（動脈瘤，動静脈瘤，静脈瘤）</li> <li>c. 血行障害による関連疾病の推定（脳軟化症の脳血行状態推定）</li> </ol> </li> <li>2. 血流および代謝率の増加が何らかの原因でおこると考えられる疾病             <ol style="list-style-type: none"> <li>a. 炎症の診断と治療効果の判定（虫垂炎，関節炎，多くの膠原病の診断と治療）</li> <li>b. 代謝率の増加が想像されるもの（多くの悪性腫瘍，とくに体表に近い乳癌，甲状腺癌の鑑別診断）</li> </ol> </li> <li>3. 血流の存在を確認するための方法論として 移植組織の生着状況（腎移植，皮膚移植，皮膚管の生着可否の判定など）</li> <li>4. 熱不活性物質の発見のため 多くの良性腫瘍，異物の検索</li> <li>5. 体表温を生体の神経内分泌系の表現方法として使用する利用方法 麻酔薬による神経ブロックの効果判定，多くの神経疾患の重症度判定，振動障害の程度の判定，内分泌系の診断（乳汁分泌量と乳房温の計測）など</li> <li>6. 体表温に影響ある薬剤の効果判定 血管拡張剤，収縮剤，美容薬品など</li> </ol>
--

---

デューサにより取得した情報を伝送する搬送波として用いられる場合とに分類し、その各々の方法について述べる。

#### （1）光による生体情報の検出と非接触・無拘束計測

生体情報の検出に用いられる方法の代表的な例としては、レーザー光が散乱体の運動によりドプラ効果を受けることを利用したレーザドプラ速度計や、測定対象に光を照射し、反射光または透過光強度を調べることにより、測定対象の状態を知る分光法などが挙げられる。

レーザドプラ速度計は、被測定量が測定による影響をほとんど受けないという利点を持ち、血流量、血流速などの測定に広く用いられている。その例としては、古くから情報の取り出し口として用いられてきた眼球における血流速を求める方法<sup>48)</sup>や、レーザー光を皮膚面上に照射して、皮下1.5mm程度の深さ

の毛細血管中を流れる赤血球からの散乱光におけるドップラシフトを測定する方法<sup>49)</sup>が報告されている。また、非常に細径である光ファイバを血管内に導入して、血管内を流れる赤血球によるドップラシフトを直接計測する方法<sup>50)</sup>も用いられている。

生体組織により反射され、もしくは透過した光によりその組織に関する情報を得る方法としては、2色光を眼底に入射し各波長に対する反射率を測定することにより眼底血液の酸素飽和度を知る方法<sup>51)</sup>、生体内に投与した蛍光染料などからの反射スペクトルを光ファイバで導き、肝機能の測定をする方法<sup>52)</sup>などが報告されている。また強力なレーザ光を用いて、肺、乳房、頭部などを照射し、その透過光から体内情報を得るトランスイルミネーション法<sup>53)</sup>、さらにこれを発展させた光CT<sup>54)</sup>の方法が報告されている。

また、生体情報の検出に光を用いた非接触・無拘束計測法の主な例としては、生体の運動、変位の測定が挙げられる。被験者の下肢にLEDを装着して歩行状態の映像記録を行い、LEDの動きを追うことにより運動機能の解析を行う方法や、体表面にレーザ光のスポットを照射し、そのスポットの動きを測定することにより体表面の微少な変位を測定する方法<sup>55)</sup>が報告されている。前者の方法においては、LEDから散乱してくる光を撮影することにより無拘束計測が実現され、後者の方法においては光を変位計測のためのプローブとして用いているため、非接触計測が実現されている。

## (2) 光を搬送波として用いるテレメトリ

生体信号を適当なトランスデューサを用いて取得した後、搬送波として光を用い、生体情報により搬送波を変調して信号伝送を行うテレメトリの方法について述べる。

通信工学の立場から見た場合には、このような信号伝送手法の構成は従来の信号伝送の方法と大きな違いはない。しかし信号源が生体であること、伝送する信号の性格、光の持つバイオテレメトリに対する適性などから、特徴ある応

用例が報告されている。

また、2-1節で述べたように、電波法の改正により現在臨床の場で用いられている無線によるテレメトリ装置の実用性が大きく後退する可能性があることから、ここで述べるようなテレメトリの手法の持つ意味は大きくなって行くものと考えられる。

バイオテレメトリは先に述べたように大きく次の3つのカテゴリーに分けられる。第1は、生体内から生体外への情報伝送、第2は無拘束状態での生体計測、第3は遠隔地への生体情報の伝送である。ここでは、この分類に従って現在まで行われてきた光バイオテレメトリの方法とその特長について述べ、現状の把握を行う。

#### ★生体内から生体外への情報伝送

生体内から、情報を光を搬送波として取り出す方法としては、光ファイバカテーテルを用いたものが報告されている<sup>56,57)</sup>。これは生体信号により、液晶などを変化させ体外から導入した光を変調し、その変調光を再び光ファイバで取り出すものである。また、光ファイバを介して体内に導入した光をフォトセルにより光-電気変換し、この電力で体内信号を増幅、周波数変調する回路を動作させ、その出力により光学素子を変調するシステムも報告されている<sup>58)</sup>。このような方式を採用することにより、従来の電気を用いた計測において問題であった、漏れ電流によるショック発生の可能性が原理的に無くなるという特長が得られる。

また、発光素子を皮下浅く植え込み、それを体内の情報で変調して、体外から変調光をモニタする方法が報告されている<sup>59)</sup>。そのブロック図と概念図を図2-22に示す。体外から電波により体内に植込んだコイルに電力を供給し、この電力により発光素子を点灯する。

この手法は、体内に植え込んだ他の装置の動作のモニタをする手法として提

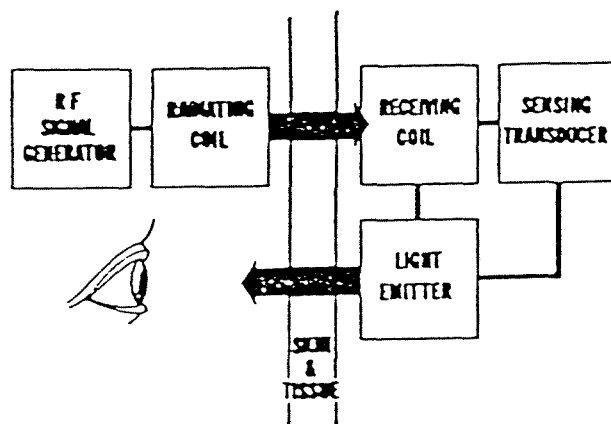


図 2-2-2 体内植え込みシステムのブロック図

案されたが、これを発展させて、目的とする生体信号を電気信号に変換するトランスデューサを用いて光に変調を加えれば、種々の体内信号を体外でモニタすることが可能となる。また、さらに皮膚を透過した光が、ある程度の強度を持っていれば、2-2章で述べた散乱光通信の特長を生かしたテレメトリシステムを実現することが可能となると考えられる。このような手法の持つ特長に関しては、次で述べる。

★無拘束生体計測

無拘束計測は、生体計測の最重要課題の一つである。光を搬送波とした無拘束計測では、2-2節で述べた散乱光通信の応用が考えられる。散乱光通信をバイオテレメトリに応用することにより生じる利点として、以下に述べる4つの事項が挙げられる。

- i) 最近の病院では、多くの電子機器が使われるようになってきている。バイオテレメトリで扱う信号は、直接生命に関わるような場合が多いこと

から、これらの装置と干渉を起こすことは極力避けなければならない。  
光は、原理的に電磁環境と干渉しないことから、これらの装置に障害を与えたり、逆に障害を受けたりすることがない。

ii) CCU, ICUなどで、電波によるバイオテレメトリを行った場合には、電波の反射にもとづく干渉に起因する通信不能位置、dead spotが発生する。散乱光による通信では、このような問題を生じない。

iii) 手術場などで使われる場合にも、生体に電気ショックを与える恐れがない。

iv) 光は、電波に比べて遮蔽が容易であるため、複数の送受信システムを狭い範囲内で同時に使用することが可能となる。

i) に述べた電磁環境との非干渉性を生かした応用として、手術中における患者の7チャンネルのモニタ装置に散乱光通信を用いた例が報告されている。最近の手術場においては、電気メスなど大電力を扱う機器が使われており、大きな電磁ノイズを発生しているが、光通信を用いれば、このようなノイズの影響を受けない。また、伝送路を光を搬送波としてアイソレートすることにより漏れ電流による電気ショックの可能性を少なくすることができる。

室内を自由に移動する被験者から無拘束テレメトリを行うシステムとして、教室内で通常の動作をする複数の児童から呼吸数、EEG, EMG、論理反応時間等の情報のテレメトリを行うシステムが報告されている<sup>5)</sup>。多重化の方法としては、周波数多重を用いており、10人の児童に対してそれぞれ3chを割り当てる構成になっている。発光素子はヘアーネットにより頭頂部に固定されていて、これから放射され、教室天井に固定された受光装置により直接受光される光を搬送波としている。また運動機能解析の目的で、直線上を移動する被験者から光を搬送波としてテレメトリを行う方法も報告されている<sup>6)</sup>。被験者の移動が一直線上に限られていることから、直接伝搬光もしくは1回反射光を凹面鏡を用いて信号光を集光し伝送距離を拡大している。



る。

以上2つのシステムにおいては、散乱光を搬送波とすることにより被験者のある程度の動きに関しては、直接伝搬光の受光が可能である限り、通信が可能である。しかし直接光伝搬路が遮断された場合には、光の直進性により通信が不可能となる。これに対し、室内など閉空間内で散乱光通信を行う場合には、壁、床、天井で反射散乱を繰り返した後に受光素子に入射する間接伝搬光もテレメトリに応用可能であることを指摘した報告も行われている<sup>60)</sup>。

この報告では、室内における間接光強度の強度をいくつかの場合について測定を行って、間接伝搬光を搬送波とする手法の基本的な可能性に関して検討を行っている。Kimmichの提案しているマルチチャネル光テレメトリシステムのブロック図を図2-23に示す<sup>60)</sup>。このシステムでは、時分割による多重化を行っており、1つの室内に同時にいくつかの送信装置が存在する場合には、通信を双方向化する必要があることを指摘している。

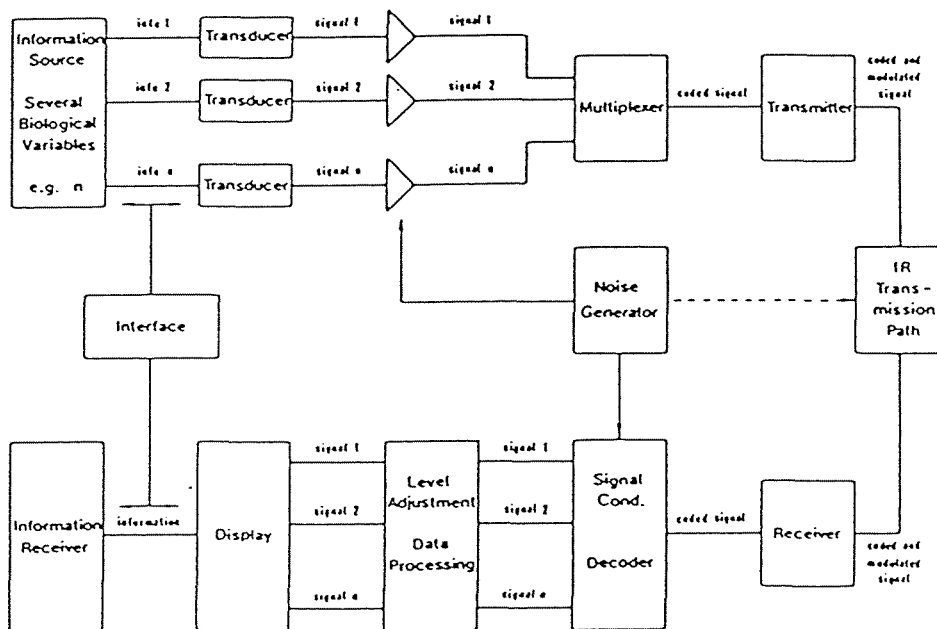


図2-23 マルチチャネル光テレメトリシステムのブロック図

### ★遠距離伝送

光を搬送波とした長距離伝送においては、光ファイバの使用や空間伝搬光通信の利用が考えられる。光ファイバを用いた場合には、一般の光通信と同様広帯域信号伝送の可能性などの特長が生かされる。空間伝搬光通信の応用においては、通信路設定の容易さなどが生かされる。Gravensteinらにより、空間伝搬光通信を利用した遠隔医療システムが報告されている<sup>61)</sup>。報告されたシステムは、図2-24に示すように約1マイル離れた病院間をHe-Neレーザで結ぶものであり、ECG、音声情報、カラー画像情報を空間伝送する。マイクロ波などを用いた場合と比較して、電磁雑音、マイクロ波障害等の影響や、電波法の規制を受けないこと、設備の簡易さ、諸コストの低さなどをこの方式の特長として挙げている。降雪下でも伝搬路は確保されたが、濃い霧の場合にはその影響を受け易いことを報告している。

以上、光の持つ特長を生かした光バイオテレメトリの方法について述べた。従来、光学的な手法の応用は像情報のテレメトリに関するものが主体であったが、光学技術の進歩特に光通信とその周辺技術の急速な発展により、バイオテレメトリの分野内においても、光の応用される範囲の拡大が進められてきている。光を搬送波とする通信、なかでも光を用いて無拘束通信を行おうとする試みは、バイオテレメトリにおける無拘束計測の必要性から、新しい形態の光通信が必要とされており、今後の検討が必要な分野であると考えられる。

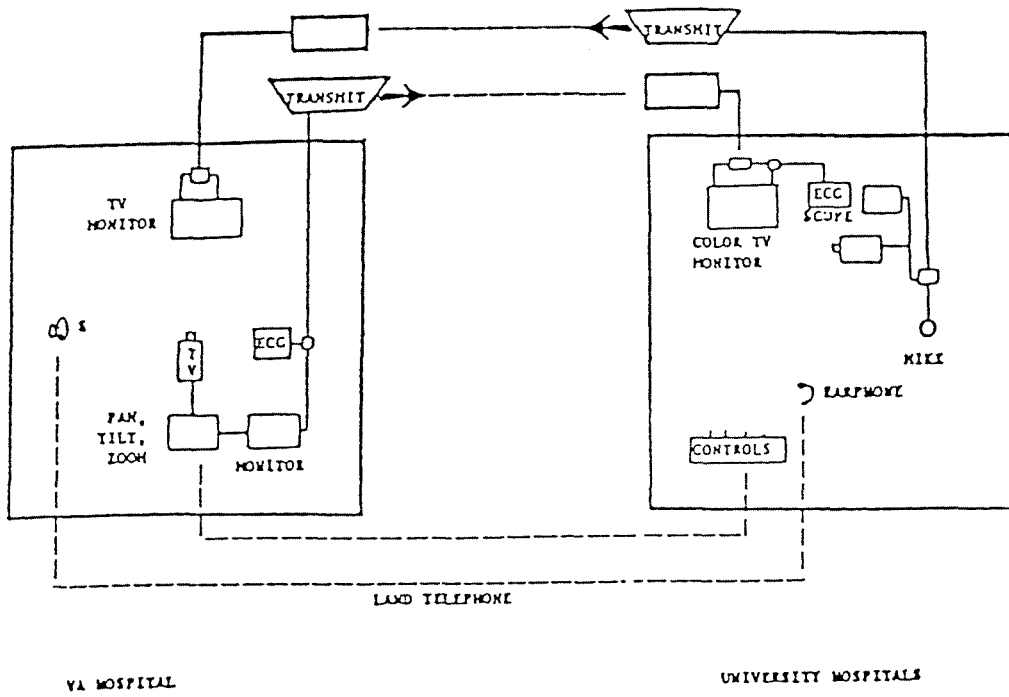


図 2 - 2 4 遠距離空間伝搬光通信による光バイオテレメトリ

### 第 3 章 光バイオテレメトリの方法

前章では、バイオテレメトリと光通信の歴史と現状を明らかにし、光バイオテレメトリの有用性について述べた。ここでは、本論文の目的の中心である、光バイオテレメトリの新手法の提案を行う。

光学的手法をバイオテレメトリへ応用することによってもたらされる有利さは、特に像情報の処理において発揮されてきた。また光を、トランスデューサあるいはプローブとして用いて非接触計測を行う方法も、盛んな研究が進められている。その一方、自由に移動する生体からの無拘束計測を目指し、空間伝搬光を搬送波として情報伝送を行う試みもなされてきてはいるが、それらは主に直接伝搬光を利用するものであり伝送路遮断など実用上の問題が多く、従来の電波によるテレメトリを越えるものとはなり得なかった。これに対し、散乱光などの間接伝搬光を搬送波とする光バイオテレメトリは、原理上直接光の持つ制約を解消するものであり大きな将来性が期待される。しかし、従来の技術水準はこの目的を実現するのに十分なものではなく、特に従来の光電素子では出力、感度が共に不十分であり顧みられることが少なかった。しかし最近では、光通信とその周辺技術の急速な進歩にともない、光電素子の性能が急速に進歩したことも手伝って、従来は応用が不可能であった分野においても、光を搬送波とする新しい形の通信が使用されるようになってきている。しかしこれらの応用は、新しい形の通信が抱えている限界が問題とならない範囲で使用されているのであり、このような光通信が万能であるという訳ではない。

光を搬送波としたバイオテレメトリは、2-3節で述べた多くの特長を持つことから、バイオテレメトリに対する光通信の応用に関する検討が盛んに行わ

れるようになってきているが、無拘束計測への応用に関しては、解決されるべき問題が残されており、未だ十分な活用が行われていないのが現状である。

本章では、本論文で提案する 2 種類の方法すなわち

- i) 発光素子を体内に植え込み、皮膚を透過してきた光を搬送波として体内情報の体外への取り出しを行う手法
- ii) 閉空間内において、壁、床、天井から反射散乱してくる光を搬送波とすることにより、無拘束計測を実現する手法

に関して詳しく述べる。

### 3-1 経皮光バイオテレメトリ

本論文で提案する経皮光バイオテレメトリの手法は、生体情報の取得－変調－送光、受光－復調－信号出力の各プロセスからなる。本手法を実現するシステムの原理を図3-1に示す。

生体情報の取得から送光までを行う送光装置は皮下に植え込まれる。センサやトランスデューサにより変調された光は、皮膚を透過し、空間に拡散放射される。受光装置は受光素子により得られた光信号を光－電気変換および復調し、データ出力装置に出力する。

以上の手法により体内信号の経皮取得が行われ、また、皮膚からの透過光を離れたところでモニタすることにより非接触、無拘束のバイオテレメトリが実現される。

この手法の実現に関しては、皮膚の透過散乱特性が重大な問題となる。これにより、体内に植え込む発光素子の出力が制限を受け、最終的には、植え込み装置の大きさ、寿命が決定されるからである。これに関しては、4-1節においてマウスの皮膚の透過特性の実測を行い、経皮光バイオテレメトリの手法の可能性および有用性に関する検討を行う。

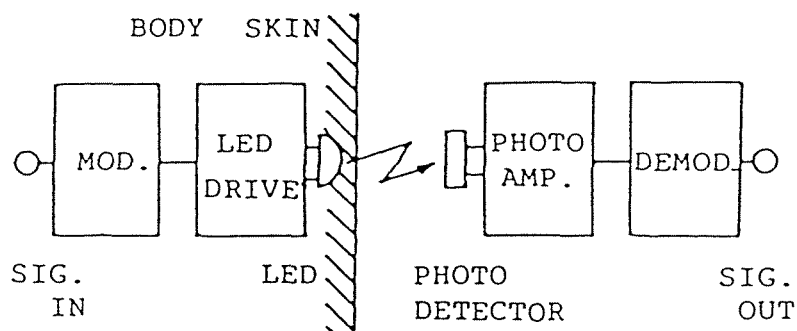


図3-1 経皮光バイオテレメトリシステムの原理図

散乱光を搬送波としてテレメトリを行う場合、受光装置は常に多方向から入射する光を受光する必要があると考えられる。それゆえ、テレメトリを行う室内に窓があり照明が行われている場合には、信号光だけでなく太陽光や照明光などの背景光も同時に受光装置に入射する。散乱光通信においては、送光装置を出た信号光のうち受光装置に入射するものは極くわずかであり、信号光強度が小さいことから背景光の除去が重要な問題となる。そこで、4-2節では、背景光除去の方法に関し検討を行う。

経皮光バイオテレメトリにおいては、皮膚の透過に伴う光の減衰があること、装置が植え込み型であることから消費電力を低く抑えるということが、非常に重要な問題である。このように送光出力の増加が望めないことから、受光装置の感度を向上させる工夫が必要となる。そこで、6-1節では受光装置の感度向上の方法の一つとして、レンズによる信号光の集光に関する検討をおこなう。光学的な受動素子であるレンズの使用は、受光装置の電氣的な特性に影響を与えることなく受光素子に入射する信号光強度を増加させるため、非常に有用性の高い方法であると考えられる。レンズを用いた集光系の特性の評価の方法としては、ray-tracing法を用いる。

第7章では、以上の基礎的検討を行った上で、経皮光バイオテレメトリシステムの設計、試作を行う。さらにラットへの試作システムの植え込みおよび皮下心電図の伝送実験を行い、経皮光バイオテレメトリの手法の実用性および有用性を明らかにする。

### 3-2 間接光バイオテレメトリ

本論文で提案する間接光バイオテレメトリの手法は、生体情報の取得－多重化および変調－送光、受光－分離および復調－信号出力の各プロセスからなる。本手法の原理を図3-2に、模式図を図3-3に示す。

生体情報の取得から送光までを行う送光装置は、被験者の体表に装着される。センサやトランスデューサで取得された信号は、多重化された後、送光器において光の強度に変換され、空間に放射される。送光器は、信号光を広い方向に放射するように設計され、放射された信号光のほとんどは、壁、床、天井に入射し、そこで反射散乱されて空間に再放射される。これを繰り返すことにより、信号光は室内に均一性良く分布するようになる。受光側では、この間接伝搬光を受光し、光－電気変換および分離復調し、データ出力装置に出力する。

以上の手法により、模式図に示したように被験者が自由に移動した場合にも安定な無拘束テレメトリが可能となる。また、間接光を搬送波とすることにより、直接光伝搬路が遮断された場合においても間接伝搬路を経由した信号光が受光装置に入射し、生体信号の伝送が行われる。

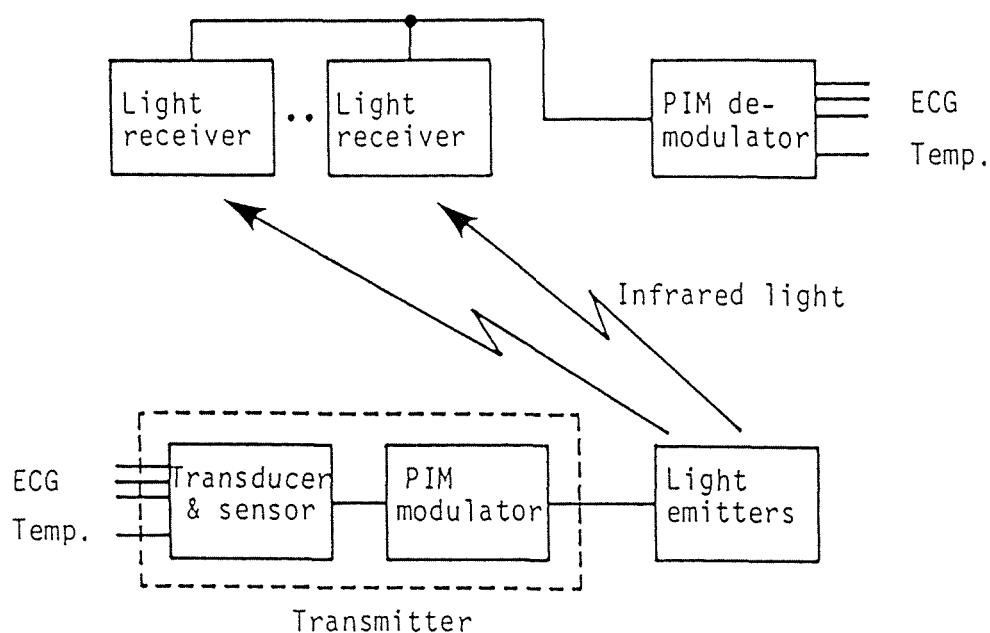


図3-2 間接光バイオテレメトリの原理



本手法と従来から行われてきた散乱光通信との違いは、室内壁面での反射散乱光を積極的に搬送波として利用することにより、これによりバイオテレメトリにおいて重要な意味を持つ無拘束計測が実現される。受光装置に入射する間接光の強度は、周囲の壁面の反射散乱特性に大きく影響を受ける。そこで、4-3節では、壁面の基礎的な光学特性を明らかにするために、壁の反射散乱特性の実測を行い、間接光利用の可能性について検討を行う。

また4-4節では、実際のバイオテレメトリの状況を考慮した条件のもとで、間接光バイオテレメトリ装置を模擬した送受光装置を用いて間接光強度の測定を行い、間接光バイオテレメトリの有用性に関する検討を行う。

間接光バイオテレメトリの臨床での使用を考えた場合には、送光装置の多チャンネル化は当然として、同一室内にある複数の送信装置からの同時通信ができることが必須の条件となる。以前報告された、散乱光を用いた通信システムでは、送信側が据置型のものがほとんどであり送信装置の消費電力の大きさが問題とならなかったため、送信側の光出力を変調する副搬送波に連続的な正弦波を用いて周波数多重することにより、同時通信を可能としていた。これに対し、無拘束計測が望まれるバイオテレメトリへの応用に際しては、送信側の消費電

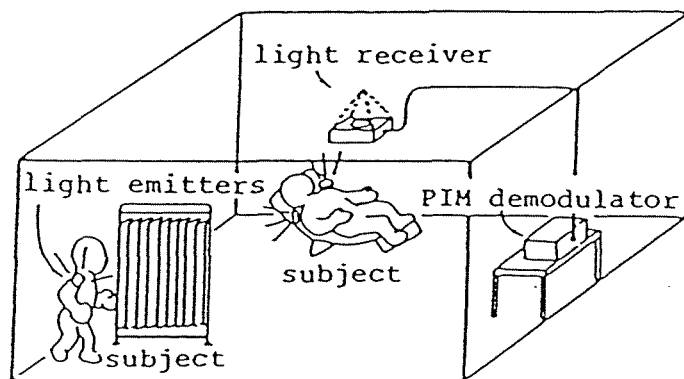


図3-3 間接光バイオテレメトリの模式図

力に制限があるため、このような方法で同時通信を実現することは不適當である。そこで4-5節においては、消費電力の小さい多チャンネル化の方法について述べると共に、間接光バイオテレメトリに適した同時通信の方法について検討を行う。

間接光バイオテレメトリにおいては、間接光の安定な受光が最大の問題である。被験者が自由に移動した場合の受光信号光の安定性は、送受光装置の配置および指向性に大きく依存する。室内における間接光のふるまいは、壁面における反射散乱の繰り返しを含むため、非常に複雑となっていることが予想される。それゆえ、どのような送受光装置の配置にすれば被験者が室内で自由な活動をしたときにも安定な間接光の受光ができるかということ直観的に判断することは難しい。第5章では、閉空間内における間接光のふるまいを求めるシミュレーションの手法を提案し、これを用いて送受光装置の配置の方法に関する検討を行う。また、窓の影響、部屋の大きさの影響についても検討を行う。

また第6章においては、間接光の安定な受光を目標とし、受光装置の指向性の最適化を行うシミュレーションの方法について述べ、その結果について検討を行う。

第8章では、以上に述べた基礎的検討を行った上で、間接光バイオテレメトリシステムの設計試作を行う。さらに試作した装置を用いて実際の部屋、廊下、病院内における間接光の強度の測定を行い、試作システムの性能の確認を行うと共に、間接光バイオテレメトリの実用性の確認を行う。また、運動被験者からの心電図伝送を行い計測の無拘束性の確認を行う。

## 第4章 光バイオテレメトリの可能性

本章では、本論文で提案する光バイオテレメトリの実現可能性を明らかにするために行ったいくつかの実験について述べる。

4-1節では、光による経皮信号伝送の可能性を明らかにするために行った皮膚の透過散乱特性の計測結果について述べる。

4-2節では、散乱光通信システムにおいてその実用性を大きく左右する問題である太陽光や照明光の除去の方法について検討を行い、電気的フィルタおよび光学的フィルタによる背景光除去の効果と限界について述べる。さらに、新しい背景光除去の方法である光差動回路を用いた背景光除去方法の提案を行う。

4-3節では、一般的な壁の反射散乱特性の測定を行った結果について述べ、室内壁面の光学的基礎特性を明らかにする。

4-4節では、実際の室内において光テレメトリを模擬した状況を設定し、間接光強度の測定を行った結果について述べ、間接光通信の可能性を明らかにする。

4-5節では、散乱光バイオテレメトリにおいて使用される多チャンネル化の方法について述べる。さらに、同一の室内に複数の送信装置がある場合に、同時通信を実現する通信方式について概観し、簡便な同時通信方式として、副搬送波周波数の違いに着目して同時通信を実現する方法について述べる。

## 4-1 皮膚の透過散乱特性

3-1節で述べた経皮光テレメトリの手法の実現の可否は、皮膚の透過特性に大きく依存している。本節では、光を搬送波として、体内情報を皮膚を介して体外に取り出す手法の可能性を検証することを目的として、マウスの皮膚の赤外光に対する透過特性を測定する実験を行った結果について述べる。

### 4-1-1 実験

体内にLEDを植え込み、体外に透過散乱してくる信号の強度、指向性のパターンを測定する実験を行った。図4-1に実験の模式図を示す。実験に用いたマウスは、約10週令の雄でICRマウス、エーテル蒸気吸入により麻酔死させた後、腹部皮膚を切開し、透明ビニール膜で覆ったLEDを体内に挿入する。そののちLEDを発光させ、LEDの光軸方向に対し $-80^{\circ}$ ~ $80^{\circ}$ まで $10^{\circ}$ 度おきの各方向において、皮膚と体毛を透過散乱し体外に散乱してくる光強度を測定した。透過光強度は、30kHzの光パルス列を送信して得られ

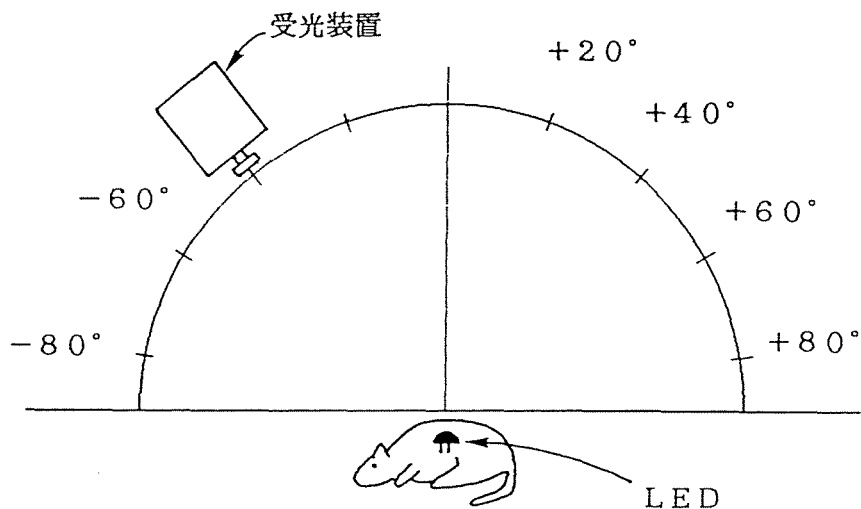
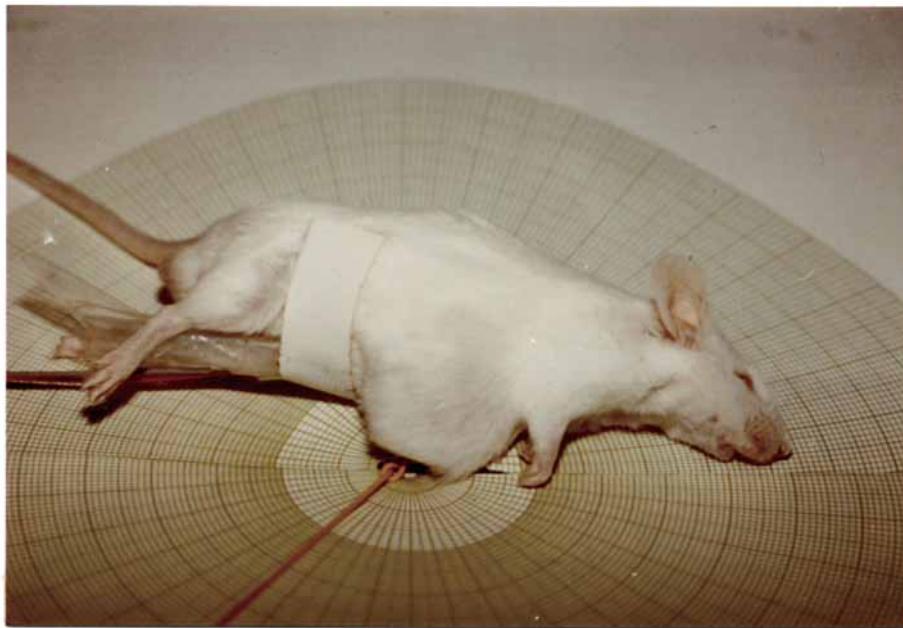
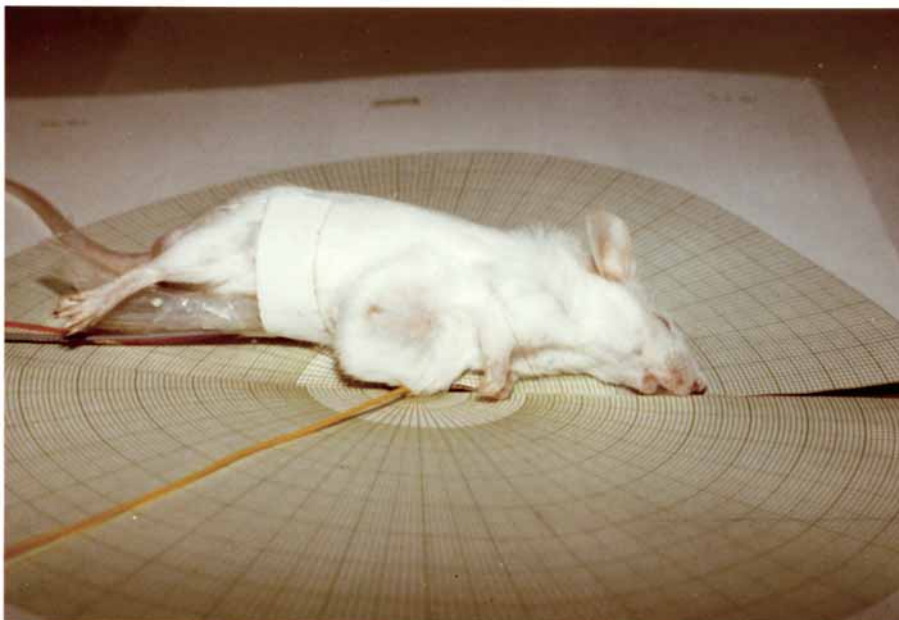


図4-1 マウス皮膚の透過散乱特性の特性の測定



( a ) 皮膚と体毛の透過散乱特性の測定



( b ) 皮膚のみの透過散乱特性の測定

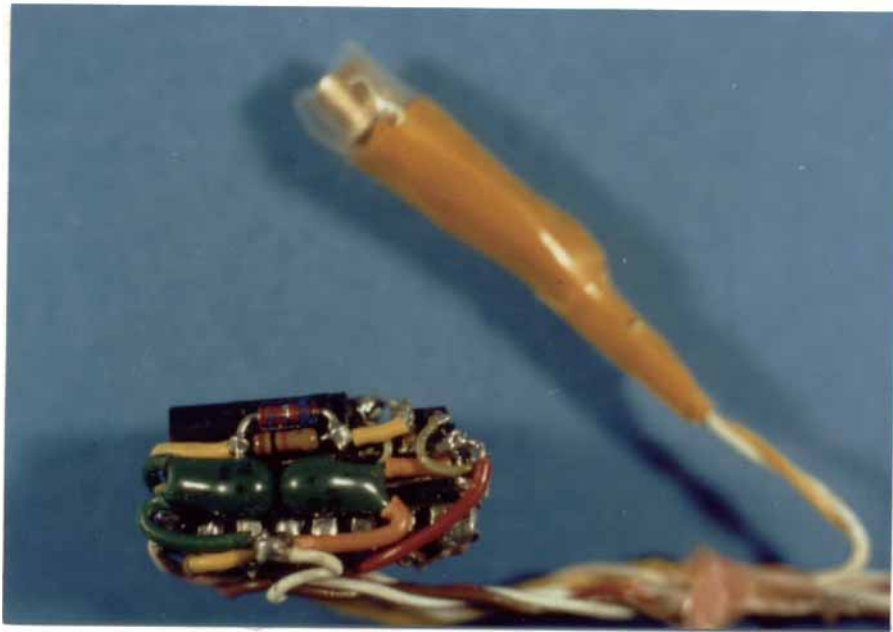
図4-2 実験時のマウスの様子

た透過散乱光をフォトダイオードで受光し、光-電気変換後の電圧振幅で評価した。受光装置のダイナミックレンジを越える光入力に対しては、NDフィルタ (Neutral Density Filter) を受光装置の前に挿入し、測定を行った。

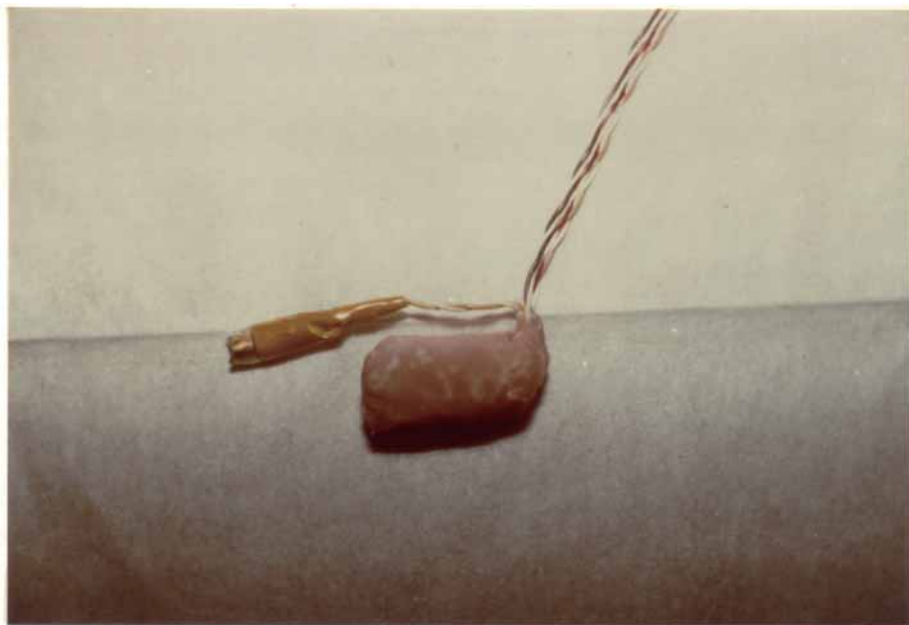
次に、植え込まれたLED付近の皮膚表面の体毛を除き、皮膚のみの透過散乱特性の測定を行った。その後さらに腹膜を切開して腹腔内にLEDを挿入し体腔の中心部で発光させ、腹膜、皮膚、体毛の全てを透過散乱して体外に透過してくる光強度の測定を行った。

図4-2(a)に、体毛および皮膚の透過特性を測定しているときのマウスの様子、同図(b)に皮膚のみの透過率を測定しているときの様子を示す。

次に、実際にマウス体内に送光装置を植え込み、模擬生体信号を伝送することによって皮膚透過散乱による信号光強度を最大伝送距離およびS/Nで評価する実験を行った。前の実験と同様に、麻酔死させたICRマウス(25週令、雄)の体内に、図4-3に示す小型化した送光装置(電子回路のみ。電源、模擬生体信号は、外部から供給)を植え込んで、先の実験と同様皮膚のみ、皮膚+体毛、皮膚+体毛+腹膜を透過散乱させた際の最大伝送距離の測定および受信信号の評価を行った。図4-4に装置を体内に植え込み、切開創を閉じた後の様子を示す。測定に用いた受光装置はPINフォトダイオード(S1223-01)を6個並列にしたものであり、光学系による集光等の操作は行っていない。



( a ) P F M 心 電 図 送 信 装 置 の 回 路 の 外 観



( b ) 防 水 コー ティ ン グ 後

図 4 - 3 小 型 送 光 装 置

( 電 子 回 路 の み 。 電 源 、 模 擬 生 体 信 号 は 外 部 か ら 供 給 )



図4-4 小型送光装置を腹腔内に挿入した後のマウスの外見

#### 4-1-2 結果および検討

マウスの皮膚の透過散乱特性の測定結果を図4-5に示す。同図(a)は、実験に用いたLED(HLP60RGD:発光波長890nm)の自由空間における発光パターンである。同図(b)は、マウス体内にLEDを挿入した際の各方向における透過光の強度をリニアスケールでプロットしたものであり、図中の数字は、同図(a)の放射光強度最大値に対する透過光の正面方向への放射光強度の百分率を表す。

##### (1) 皮膚のみを透過した場合

この場合には、透過率最大方向で61%と高い透過率を示している。透過光は、皮膚透過に伴う減衰と同時に強い散乱を受けており、自由空間でのLED放射パターンの1st lobeは消え、その代わりに正面方向に指向性が現れている。2nd lobeと1st nullもかろうじて識別が可能な程



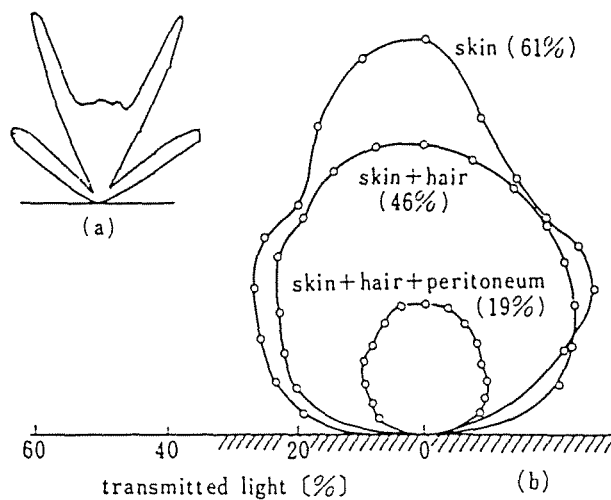


図 4 - 5 皮膚の透過散乱特性

度まで平滑化されている。このような指向性の変化から、皮膚の光学特性は単純に Beer の法則に基づく均一物質に対する減衰のモデルでは取り扱えないことが確認された。

### (2) 体毛および皮膚を透過した場合

LED のもつ自由空間での特徴的な放射パターンは、ほとんど平滑化され、完全散乱体に近いパターンになっている。皮膚のみを透過散乱した場合と比べると、正面方向の強度は  $2/3$  強に減衰しているが、体毛透過によりさらに強い散乱を受けているため、正面方向以外では皮膚のみの場合とほぼ同程度の透過光強度が得られる。

このように単一指向性に近い散乱特性が得られたことは、移動する生体からのテレメトリにおいて、姿勢変化等に伴う発光素子の指向性の変化による受信信号光強度の変化を少なくする上でむしろ望ましい結果であると考えられる。

### (3) 体毛、皮膚および腹膜を透過した場合

透過散乱光の放射パターンは、体毛および皮膚を透過させた場合の放射パタ

ーンとほとんど相似で、単一指向性に近いパターンになっている。ここでみられるように、LEDを腹腔内に挿入しても最大20%近い透過率が得られるということから、ある程度深部まで発光素子を植え込んでも、光による生体情報の経皮取得が可能であるということが示される。

次にマウス体内に送光装置を植え込み、模擬生体情報の経皮伝送を行った。模擬伝送波形には、他の実験で記録してあった猫の心電図を使用した。実験に使用した送光装置の変調方式はPFM (Pulse Frequency Modulation) であり、自由空間中における最大伝送距離は3.9mであった。

送光装置を皮下に植え込み、皮膚のみを透過した光を搬送波とした場合、最大伝送距離は2.4m、皮膚および体毛を透過させた場合には2.2mに短縮された。さらに皮膚、体毛および腹膜を透過させた場合でも1.1mの最大伝送距離が得られた。図4-6に模擬心電図を経皮伝送した結果を示す。同図(a)は伝送波形(送信側入力波形)、(b)は1.1mの距離を介して皮膚、体毛および腹膜を透過して経皮伝送を行った結果、(c)は最大伝送距離をわずかに越えた場合の伝送結果である。

変調方式として、信号光強度の変動に強いPFMを用いていることから、(b)の波形においても信号光の減衰に伴う信号波形の品質の劣化はとくに見られなかった。(c)の場合には受信パルス列の数カ所にパルスの欠落がおき、復調波形に針状のノイズが現れている。しかし、この場合にも波形の基本的な情報は保存されており、心電図信号の概略の解読は可能であった。

このようにして、発光素子を腹腔内に植え込んだ場合においても、光を搬送波とした生体情報の経皮伝送が可能なこと、また受光装置が体表から1~2m程度離れた場所にあっても信号の経皮伝送が可能なことから、被験者の短距離の移動および姿勢の変化に対しても安定なテレメトリが行えることの可能性が示された。



図 4 - 6 模擬心電図の伝送

( a ) 送信信号 ( 送光装置入力 ) ( b ) 受信された心電図波形

( c ) 最大伝送距離をわずかに越えた場合の受信波形

上述の 2 種の実験では、共に麻酔死させたマウスの皮膚を実験対象としたため、皮膚下の毛細血管中の血流の有無などの影響により、皮膚の光学特性が実際に生きているマウスと異なっている可能性がある。しかし本測定においては、死後 1 時間以内に実験を行っているので、血液の変質、偏り等皮膚の光学的特性に影響を与えるような変化はまだ起こっていないと考えられる。

図 4 - 7 に、腹腔内に LED を挿入し発光させたときに、体外に透過してくる光の様子を暗視カメラにより観察した様子を示す。全体的に明るく見えるのは撮影のため懐中電灯で全体を照明しているためであり、マウス腹部に明るく見えるのが LED から放射された不可視光である。体腔深部からの発光が体外に十分透過していること、また透過にともない強い散乱を受けるため、体表で

の発光面積（発光スポット）が大きくなり、広い方向に光を放射していることなどがわかる。

また、人の皮膚においては透過率が最大となる波長帯は、 $1\mu\text{m}$ 付近であることが確認されている<sup>62)</sup>。



図4-7 皮膚透過した赤外光を暗視カメラで見た様子

## 4-2 背景光の影響の除去

空間伝搬光を搬送波とする通信を室内で行う場合には、微弱な信号と共に強度の大きい背景光も同時に受光される。受光側ではこれらの背景光を除去し、信号光のみを取り出す必要がある。本節では、背景光の除去を行う2種類の方法、すなわち信号光と背景光のスペクトルの違いに着目してフィルタリングを行う方法と光差動回路を用いる方法について述べる。

### 4-2-1 フィルタリング

信号光と背景光のスペクトルの違いにより2者の分離を行うフィルタリングとしては、光の段階で信号光と背景光の発光波長の違いに着目する光学的フィルタリングと、光-電気変換を行った後の波形、すなわち光を強度変調している副搬送波波形の持つスペクトルの違いに着目する電氣的フィルタリングの2種類が考えられる。

#### (1) 光学的フィルタリング

図4-8に太陽光、タングステン光の発光波長分布を、図4-9に各種蛍光

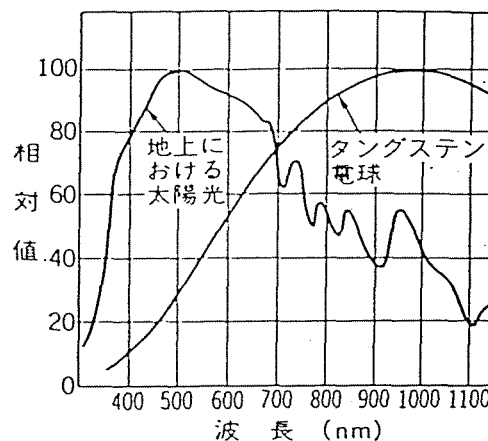


図4-8 タングステン電球と太陽光の発光スペクトル

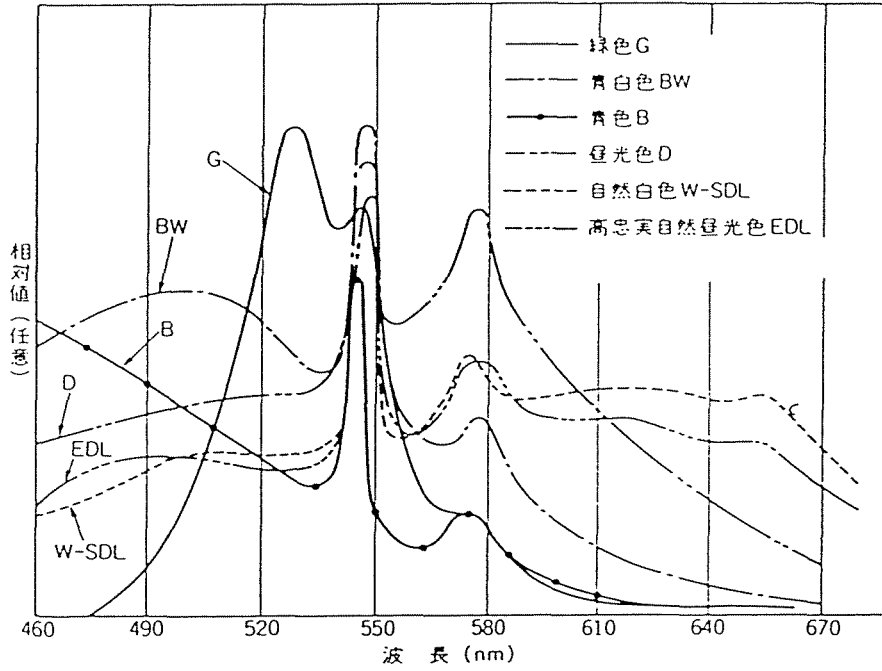


図 4 - 9 各種蛍光灯の発光波長分布

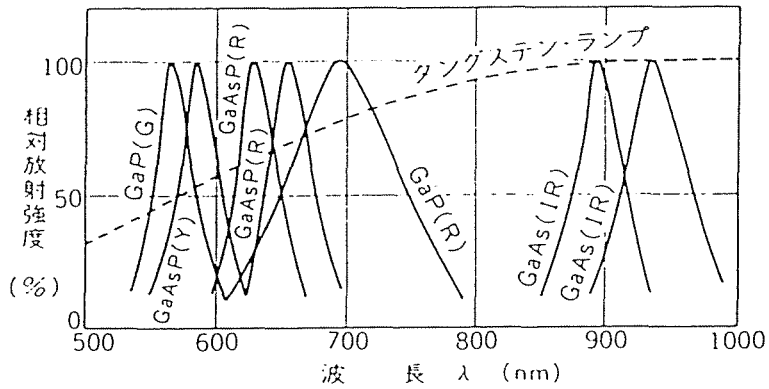


図 4 - 10 一般的なLEDの発光波長

灯の発光波長分布を、図4-10に一般的なLEDの発光波長を示す。図にあるように、太陽光とタングステン光の発光波長は非常に広い範囲に分布しており、図4-10に示したLEDの発光波長域とも重複しているため、光学的フィルタにより太陽光の影響を完全に除去することはできない。しかし信号光のスペクトルが存在しない波長帯域の光を遮断するような光学フィルタを用いる

ことにより信号のC/Nを向上させること、また強度の高い太陽光により受光装置が飽和してしまうことを防ぐことは可能である。

蛍光灯は、一般に図4-9に示したように波長800nm以上の光をほとんど含まないといわれている。それゆえ発光波長800nm以上の発光素子を用いた場合には、ロングパスフィルタやバンドパスフィルタを用いることにより背景光である蛍光灯の影響を除去することができる。しかし、最近では蛍光灯の発光波長を太陽光に近づける努力がなされており、従来のものに比べ長波長帯での発光出力が増強された蛍光管が開発されてきているため、注意が必要である。

## (2) 電氣的フィルタリング

光学的フィルタを通過した光は、受光素子に入射し光-電気変換され、光を強度変調していた副搬送波形が再生される。光-電気変換が線形変換であり、かつ副搬送波の持つスペクトルと背景光の発光波形の持つスペクトルに違いがあれば、電氣的フィルタによる背景光の除去が可能である。

太陽光は信号光に比べ強度の時間的な変動が非常に遅いことから、電氣的なハイパスフィルタにより簡単に取り除くことができる。ただし、先にも述べたように太陽光は信号光および照明光に比較して強度が大きいので受光素子を飽和させることがないように配慮する必要がある。

現在、最も一般的な照明光としては、タングステン灯と蛍光灯が考えられる。以下各々の光について、信号光との分離の方法を考える。

### ★タングステン灯

タングステン灯の発光波形は図4-11に示すようにほぼ正弦波と見なせるような波形である。この波形をFFTアナライザにより周波数解析した結果(測定範囲は、4Hzから10kHz)を図4-12(a)に示す。波形のスペクトルは、発光波形の基本波成分である100Hzの周波数のみに集中してい

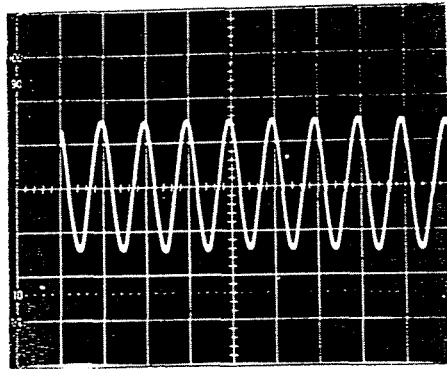
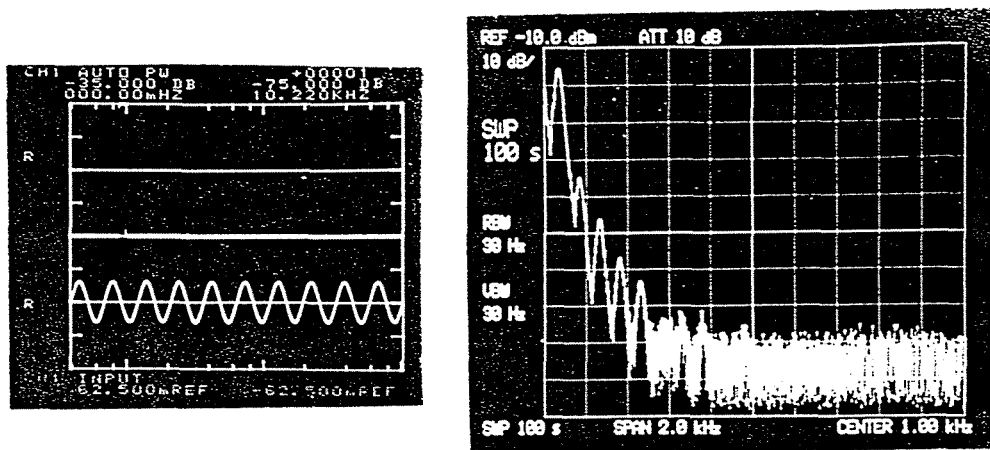


図4-11 タングステン灯の発光波形



(a) FFTアナライザ (b) スペクトルアナライザ

図4-12 タングステン灯の発光波形のスペクトル

ることがわかる。さらにスペクトラムアナライザを用いてタングステン灯のスペクトル分布を測定した結果を同図(b)、(測定範囲は50 Hzから2 KHz)に示す。

タングステン光の場合、発光周波数の高調波のスペクトルの大きさは急速に減衰していること、1 KHz以上のタングステン光のスペクトルが、測定系のノイズスペクトルとほとんど同一であることから、ここでの応用においては1



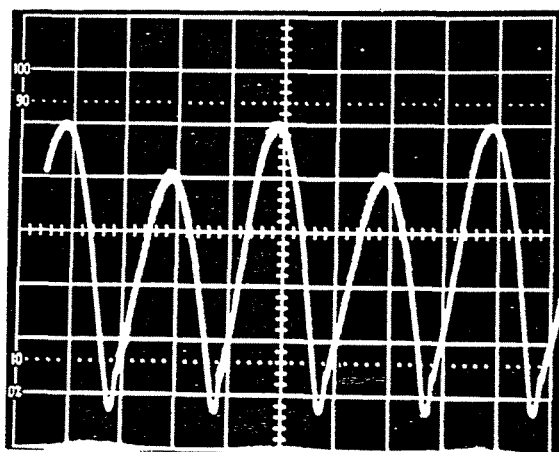
KHz以上の周波数成分はほとんど無視できるものと考えられる。

以上、タングステン光の発光波形のスペクトルは200Hz程度以上の周波数成分をほとんど持っていないことが示された。それゆえ、光-電気変換の線形性が保証されていれば、200Hz以上のスペクトルを持つような信号波を用い、それ以下の周波数の信号を電氣的ハイパスフィルタでカットすることによりタングステン光のような背景光の影響を除去することが可能である。

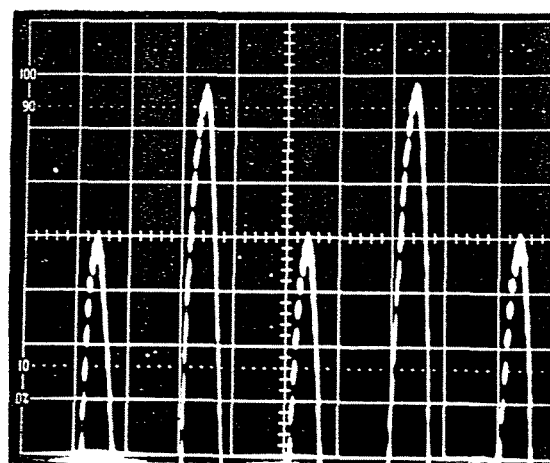
光-電気変換が非線形である場合、すなわち受光される光の強度（信号光+背景光）により光-電気変換の効率が変化する場合には、発光波形と背景光のスペクトルに違いがあっても、背景光強度の変化に従い信号波形の振幅が変化するため単純な電氣的フィルタでは背景光の影響が除去できなくなる可能性がある。タングステン灯光に関しては、光学フィルタによる除去があまり期待できないので、光-電気変換の線形性の良さが重要な問題となる。

#### ★ 蛍光灯

蛍光灯の発光波形を図4-13(a)、(b)に示す。同図(a)に示したように蛍光灯の発光波形は、タングステン光と比較して高い周波数成分を含む波形をしている。この波形の振幅をさらに拡大した波形を同図(b)に示す。



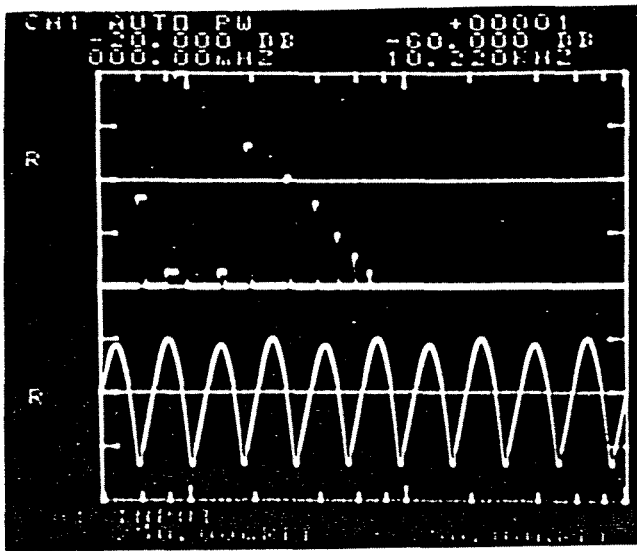
(a) 蛍光灯発光波形



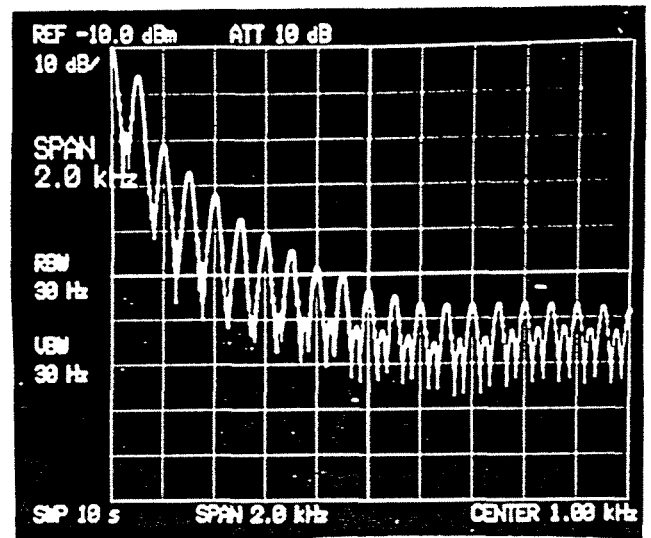
(b) 拡大図

図4-13 蛍光灯発光波形

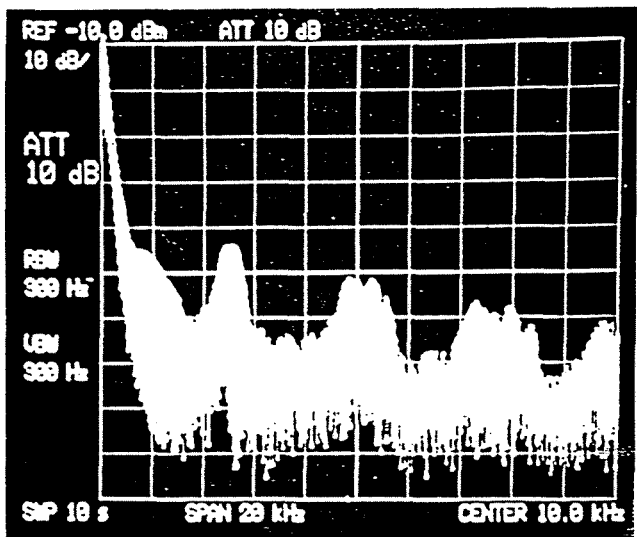
蛍光灯の発光波形が、蛍光管内の放電現象に由来すると思われる高い周波数成分を含んでいることがわかる。この波形のスペクトルを、FFTアナライザ（測定範囲4Hzから10kHz）を用いて測定した結果を図4-14（a）に示す。これより、蛍光灯の発光波形においても、やはり基本波成分である100Hzのスペクトルが最も大きいことがわかる。しかしそれ以外にも基本周波数成分に比べ強度は小さいが、300Hz、600Hz等の位置に顕著なスペ



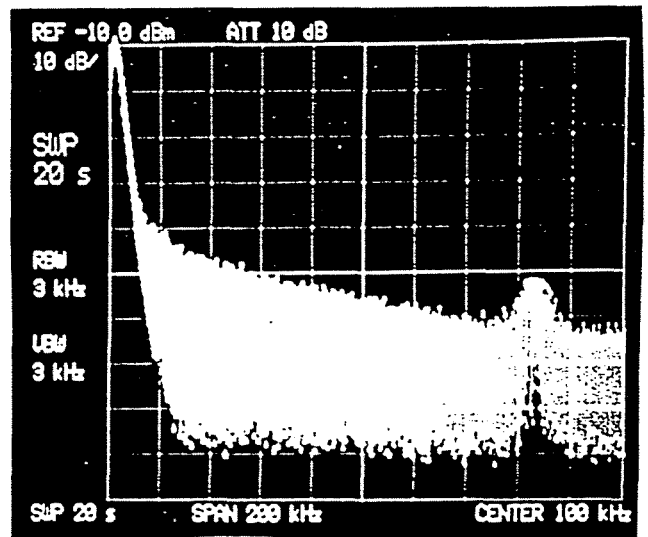
(a) 4Hz~10kHz (FFT)



(b) 50Hz~2kHz (スペアナ)



(c) 50Hz~20kHz (スペアナ)



(d) 50Hz~200kHz (スペアナ)

図4-14 蛍光灯発光波形のスペクトル

クトル成分が現れている。このように基本波成分よりも高い成分について更に広い周波数範囲で検討を行うために、スペクトルアナライザを用いて測定を行った結果を同図 (b)、(c)、(d) に示す。おのこの測定範囲は、50 Hz から 2 KHz、50 Hz から 20 KHz、50 Hz から 200 KHz である。同図 (b) に示したように、蛍光灯の発光波形は多くの高調波成分を含んでおり、そのスペクトルの大きさは、タングステン光の場合のように急速に減衰するのではなく、(c) に見られるように、波打ちながら徐々に減衰していく。とくに (d) で見られるように、高調波のスペクトルは 3 dB / 100 KHz 程度の割合でゆっくりと減衰していることがわかる。

以上の測定により蛍光灯のスペクトルが非常に広い範囲に分布していることが示された。それゆえ、蛍光灯の影響を電気的なフィルタによって完全に除去することはできない。しかし、送信信号の副搬送波として占有帯域の狭い波形を用い、受信側でそれに従ったバンドパスフィルタを用いることにより蛍光灯を含む背景光成分のパワーを減少させ、C/N を改善することは可能である。

#### 4-2-2 光差動回路

光テレメトリシステムで採用する変調方式によっては、上述のフィルタリング処理では背景光の除去が十分に行われられない場合も考えられる。ここでは、フィルタリングと異なる方法として、光差動回路を用いることにより背景光の影響を減衰させる方法について述べる。

フィルタリングによる背景光の除去の方法においては、信号光と背景光の光の波長もしくは光の強度を変調している副搬送波の周波数の違いに基づいて背景光の分離を行った。ここで述べる光差動回路を用いる方法では、受光装置の空間的配置の違いに基づく信号光と背景光の入射強度の違いを利用して背景光の分離を行う。

本方法の概念図を図 4-15 に示す。光-電気変換回路 I には、背景光と信

号光（この例では、パルス波形）が同時に入射し、その出力として同図（a）に示すような波形が得られる。光-電気変換回路Ⅱでは、信号光が入射しにくく、かつ背景光が十分大きく受光できるような位置に配置することにより、その出力として同図（b）に示すような、ほとんど信号成分が含まれていない波形が得られる。光-電気変換回路Ⅱのゲインを適当に調節してⅠの出力から差し引くことにより、背景光の除去が行われる。

図4-16に、実際に光差動回路による背景光の除去を行った結果を示す。（a）は、電気的フィルタ（遮断周波数200Hzのハイパスフィルタ）のみを使用した場合の受光波形、（b）は電気的フィルタと光差動回路を併用して背景光の除去を行った結果である。（a）において基線ドリフトとして現れている背景光（蛍光灯）の影響が、（b）において除去されているのがわかる。

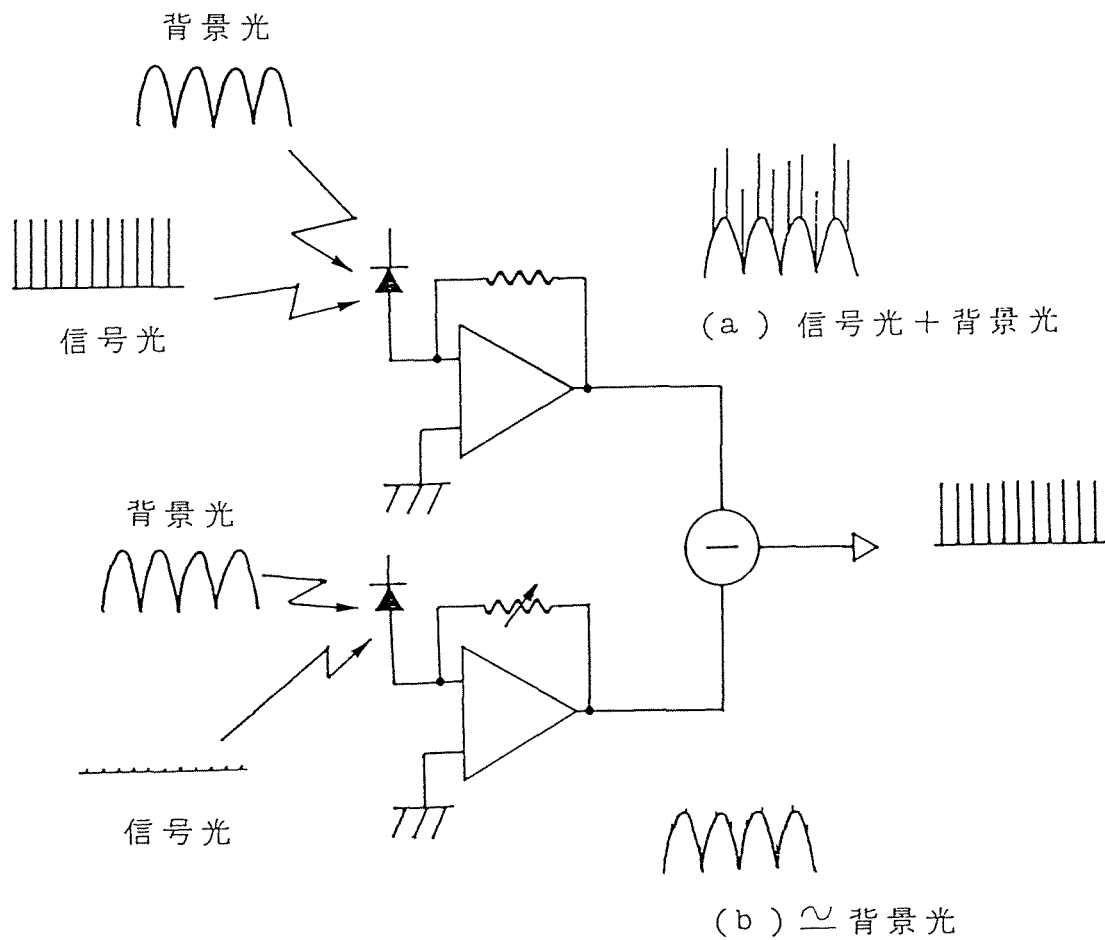


図4-15 光差動回路による背景光除去

光差動回路を用いた背景光の除去が正しく行われるための条件として、光—電気変換が線形であること、2つの受光素子を違う位置においた場合、背景光の大きさは変化しても波形自体は相似であることの2つが挙げられる。この条件が満たされ、間接光のみを受光することができれば、本方法を用いることにより、信号光の電力を全く減少させることなく背景光を除去することが可能となる。しかし、信号成分を全く含まない出力を加算しているため、背景光以外のノイズ、例えば受光素子のノイズ、その後の増幅回路のノイズは $\sqrt{2}$ 倍に増加する。

第7章、第8章において報告するように、受光装置の配置に多少配慮し、照明光や、太陽光が、受光素子に直接入射しないような配置を取れば、光学および電氣的フィルタの使用により背景光の影響は問題にならない程度に除去が可能であった。それゆえ、実際に試作したシステムでは光差動による背景光の除去は行わなかった。

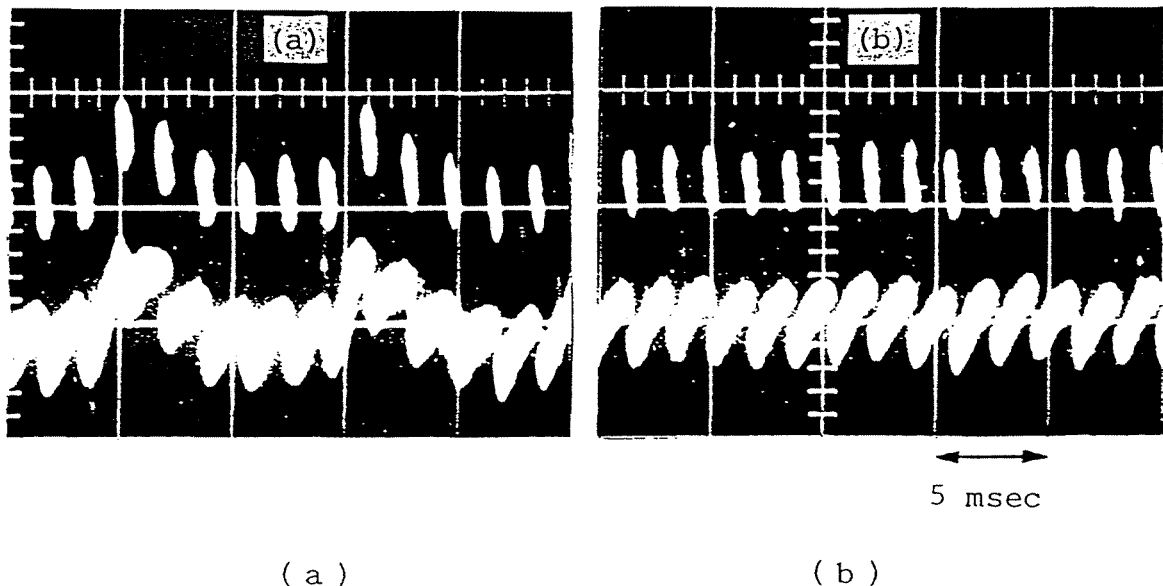


図4-16 光差動回路による背景光除去の実際

(a) 電氣的フィルタのみ、(b) 電氣的フィルタと光差動回路の組合せ

### 4-3 壁面の反射散乱特性

光は、従来よりテレメトリに盛んに用いられてきている電波と比較して、波長が非常に短いという特長を持つ。電波を搬送波とするテレメトリシステムでは送信装置と受光装置との間に障害物あった場合でも、その大きさが波長の大きさ以下であれば情報の送信が遮断されない。現在、臨床の場で使われているテレメトリシステムで用いられている周波数帯は数百MHz（波長数十cmから数m）であることから、人間や小さな家具等は通信にほとんど影響を与えないと考えられる。これに対し光は波長が非常に短いことから、送信装置と受光装置との間の直接光伝搬路が遮断された場合には情報伝送が完全に遮断されてしまう。

室内を自由に移動する被験者から光を搬送波としてテレメトリを行なう場合、直接光伝搬路を常時確保して見通し内通信をしようとすることは被験者の動きを大きく束縛することになり実用的ではない。それゆえ送光装置を出て、壁、床、天井に入射し反射散乱を繰り返した光、すなわち間接伝搬光を搬送波とすることができれば光テレメトリの持つ実用性は大きく広げられる。

本節では、間接伝搬光の情報伝送への応用可能性について基礎的検討を行うために壁面の反射散乱特性に関する検討を行った結果について述べる。

#### 4-3-1 実験

光テレメトリにおける間接光利用の可能性を確認するため、壁面（一般的なクリーム色の壁用水性塗料を塗布した粗面）の反射散乱特性を測定した。実験の様子を図4-17に示す。壁面の法線方向に対し、 $0^\circ$ 、 $20^\circ$ 、 $40^\circ$ 、 $60^\circ$ 、 $80^\circ$ の方向から近赤外光（波長 $890\text{nm}$ ）を入射したときの各々の場合について、反射散乱光の放射強度を $-80^\circ$ から $+80^\circ$ の範囲で測定した。

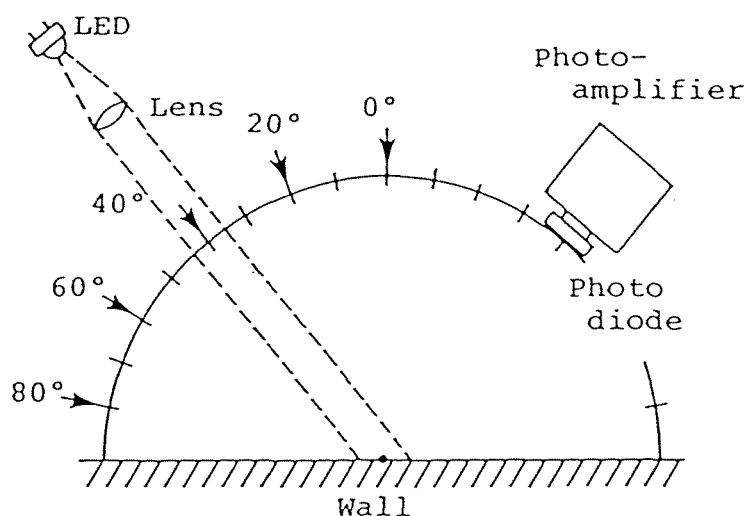


図4-17 壁面の反射散乱特性の実験

#### 4-3-2 結果および検討

図4-18に測定の結果を示す。図中の矢印と数字は光ビームの入射方向を示し、各曲線はそれぞれの方向から光ビームを入射した場合の、壁面からの反射散乱光強度の角度依存性、すなわち壁面の散乱パターンを示す。壁面に入射した光ビームは、そこで強い散乱を受け広い方向に向かって反射されていくことが分かる。L a m b e r tの散乱則によれば、完全散乱体に光を入射した場合には、光の入射方向に関わらずその散乱パターンは真円になる。実験の結果においても、光ビームの入射方向の変化による散乱パターンの変化はそれほど大きくなく、いずれの場合においても反射光は広い方向に向かって放射されていく。光ビームの壁面への入射角度が浅くなるに従い、散乱パターンは徐々に扁平な形になっていく。これは、壁面が散乱特性だけではなく反射特性をも合わせ持っているため、光ビームの入射方向が変化するとそれぞれ鏡面反射の反射方向に指向性が生じ、これが散乱パターンと重畳された結果、図4-18に示したような散乱パターンが測定されたと考えられることができる。

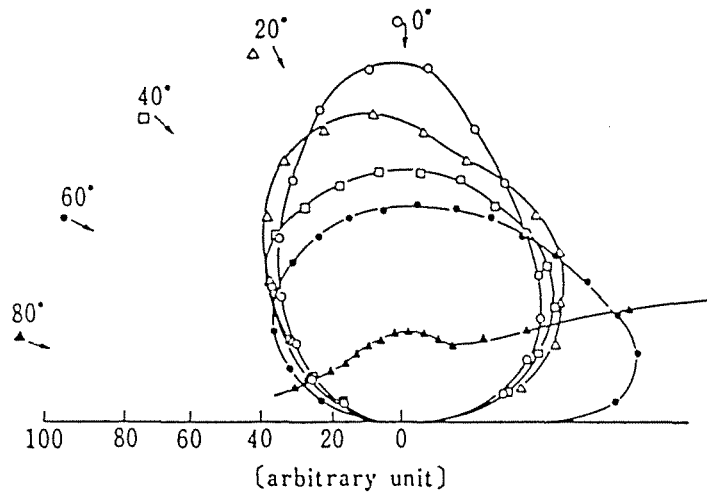


図4-18 壁面の反射散乱特性

0° の方向から光を入射した場合、放射強度に対する同方向への散乱光の放射強度の比は1/60程度であった。この値を、壁面が完全散乱体であると仮定して計算すると、壁面の反射率（反射散乱光放射束/入射光放射束）は約60%となる。このことは、数次の間接光までテレメトリに応用可能な強度範囲にあることを示している。またこのような強い散乱特性により、局所的な発光も壁面での反射散乱を繰り返すことにより、室内に一様に拡散していくことが予想される。

以上の実験より、閉空間内での光テレメトリにおける間接伝搬光利用の基本的可能性が示された。



#### 4-4 間接伝搬光の有用性

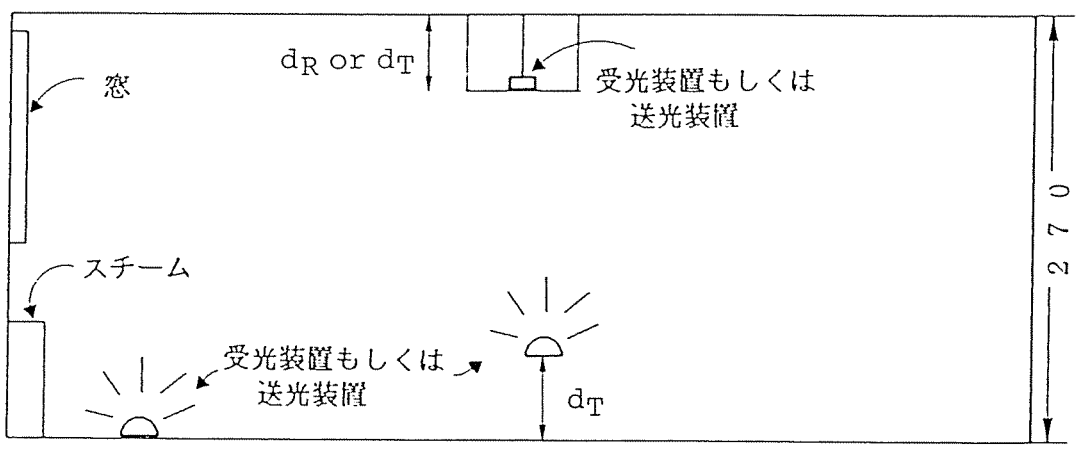
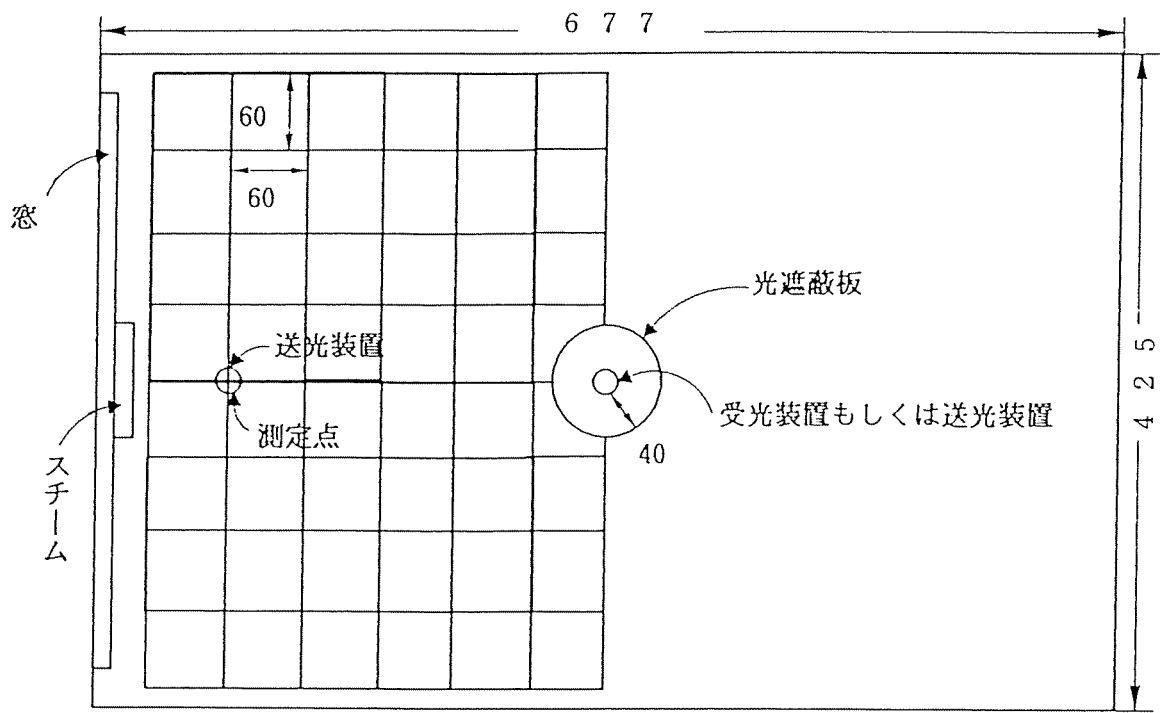
室内を自由に移動する被験者から光を搬送波としてテレメトリを行なう場合、直接光伝搬路を常時確保して見通し内通信をしようとする事は、被験者の動きを大きく束縛することになり実用的ではない。それゆえ送光装置を出て、壁、床、天井で反射散乱を繰り返した後に受光される光、すなわち間接伝搬光を搬送波とすることができれば無拘束計測が可能となり、光テレメトリの持つ有用性は大きく広げられることが予想される。

前節では、一般的な壁面の反射散乱特性の測定を通じて、光テレメトリに対する間接伝搬光の応用の基本的な可能性を指摘した。本節では、間接伝搬光の有用性をさらに明らかにするために、実際の室内において、散乱光通信のいろいろな状況を模擬した送受光装置の配置の下で間接光強度の測定を行ない、間接伝搬光の実際的な有用性に関して検討を行った結果について述べる。

##### 4-4-1 実験

本節で述べる実験は、すべて同一の部屋を用いて行った。部屋の大きさは、図4-19に示すように長さ6.4m、幅4.2m、高さ2.7mの直方体で、家具等は置いていない。天井は淡黄色のジプトン、床面は暗緑色のピータイル張りであり、壁は淡黄色の水性塗料を塗布してある。

測定に使用した送光装置の外見と仕様を図4-20に示す。発光波長940nm、発光出力20mW（定格、順方向電流100mA時）の発光ダイオードを104個、白色プラスチックの半球に放射状に埋め込み、全体として半球面に光を放射する点光源と考えられるような指向性を得ている。パルスON時、LED1個当りの駆動電流は200mA、光出力は約40mWであり、計約4Wの光出力を得ている。光パルス幅は10 $\mu$ s、パルス周波数は3kHzで、平均光出力は0.12W、消費電力は3.75Wである。



[cm]

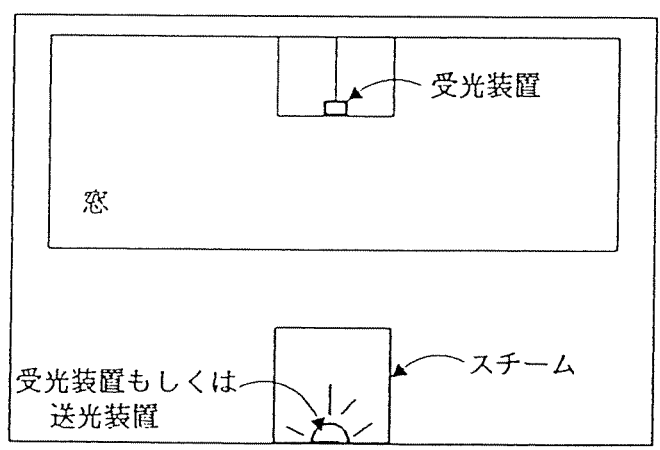
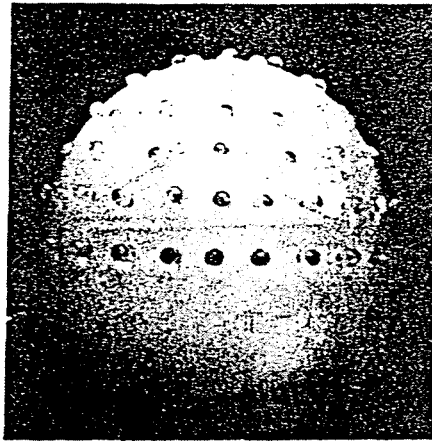


図4-19 送受光装置の配置と測定点



発光素子	LED
	104 個
発光波長	940 nm
出力（パルスON時）	約 4 w
パルス幅	10 $\mu$ sec

図4-20 実験に用いた送光装置の外見と仕様

受光装置には、United Detector Technology社のPhotometerを用い、受光信号光の平均値を測定した。受光装置の指向特性は、ほぼcosine特性である。

#### (1) アップリンク

バイオテレメトリに用いられる通信としては、各被験者の持つテレメータ装置から中央への生体情報の伝送（アップリンク）と、中央から各テレメータ装置へのコントロール信号などの伝送（ダウンリンク）の2種類が考えられる。始めに、一般的なバイオテレメトリの形態を模擬した送受光装置の配置として、図4-21（a）に示すように送光装置を取り付けた被験者が室内を動き回った場合に、室内に固定された受光装置に入射する信号光強度を測定する実験を行った。これは、病室内で自由な活動をする患者の生体信号を無拘束計測し、患者の集中監視を行うような応用例を想定した送受光装置の配置である。

送光装置の移動する位置として、実験を行った部屋の対称性を考慮し、図4

－ 19 に示したように床の半面上に  $7 \times 6$  点の測定点を設定した。また受光装置は、間接光のみを受光するような配置として、図 4－21 (a) に示すような配置、すなわち受光面を上向きにして天井の中央から吊り下げる配置とした。送光装置からの直接光が受光装置に入射することを完全に防止するため、半径 0.4 m の光遮蔽板を天井から吊り下げ、受光装置はその上に乗せられている。天井と受光装置の間隔  $d_r$  は、0.3 m と 0.6 m の 2 通り設定した。送光装置は、床面上にあるとした。

### (2) ダウンリンク

次に、図 4－22 (a) に示すように送光装置と受光装置を入れ換えた場合、すなわち受光装置を持った被験者が室内を動き回った場合に、室内に固定された送光装置から受光装置に入射する信号光強度を測定する実験を行った。先のアップリンクとこのダウンリンクとを組み合わせることにより、通信を双方向化することができる。測定点の設定等は、先の実験と同じであり、送光装置は、光遮蔽板の上に置かれている。天井と送光装置の間隔  $d_r$  は 0.3 m と 0.6 m の 2 通り設定し、受光素子は床面上にあるとした。

### (3) 受光装置の高さ

より実際に近い配置について検討を行うため、上述のダウンリンク信号伝送において、図 4－23 (a) に示すように受光装置を床面上から 1 m の高さによって移動させた場合について、受光装置に入射する信号光の強度を測定する実験を行った。これは、患者への受光装置の取り付け方として、肩に取り付けることを想定した実験である。天井と送光装置の間隔は 0.3 m とし、他の実験条件はダウンリンクの実験と同一である。

### (4) 直接光の強度

直接伝搬光と間接伝搬光の強度の違いに関し大まかな検討を行うため、上述

のダウンリンク信号伝送において、図4-24(a)に示すように送光装置を天井の中央に発光方向を下に向けて設置した場合について、床面上に置いた受光装置に入射する信号光の強度を測定する実験を行った。

#### (5) 直接光伝搬路遮断の影響

実際の室内で光テレメトリを行う場合には、家具や他の人間によって直接光伝搬路が遮断されることを常に考慮に入れなければならないのは前述の通りである。そこで、人間が直接光伝搬路を横切った場合の信号光の減衰を測定する実験を行った。

実験のようすを図4-25(a)に示す。送光装置と受光装置は、部屋の2等分面中に配置し、ついで（高さ1.8m、幅0.6m）を直接光伝搬路に入れた場合、すなわち間接光のみが受光される場合と、入れない場合すなわち直接光と間接光両方が受光される場合の受光信号光強度を測定した。

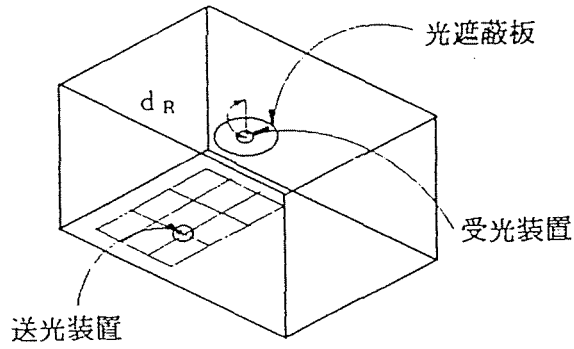
### 4-4-2 結果および検討

ここでは前項で述べた5つの実験の結果を示し、それに対する考察を行う。

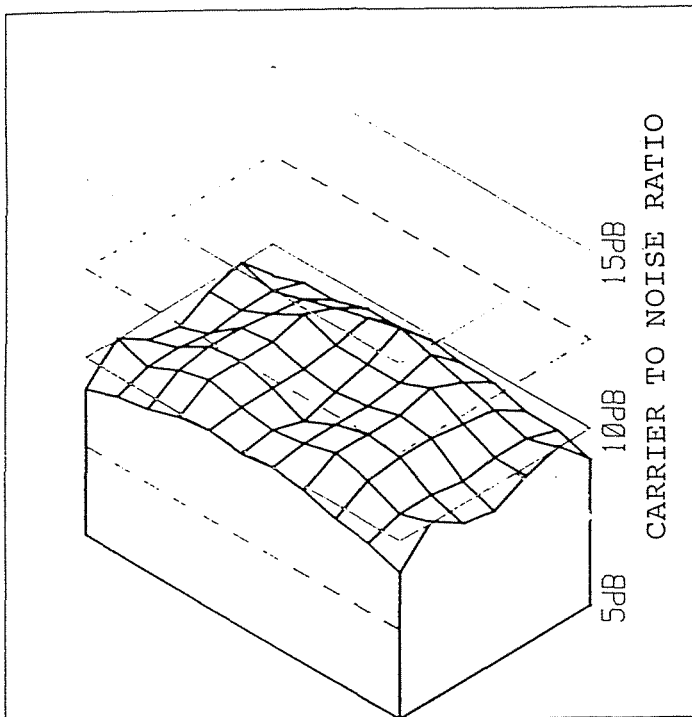
(1)の実験結果の図では、床面上に設定した測定点に送光装置を置いた場合に天井より吊り下げた受光装置に入射した信号光強度を、その測定点からの高さとして表示している。部屋の対称性を考慮して測定は部屋の半面にのみについて行っているため、実験結果の図では片側の測定結果を折り返して表示している。

(2)～(4)の実験結果の図では、受光装置を測定点に置いたときに、受光される信号光強度をその測定点からの高さとして表示している。

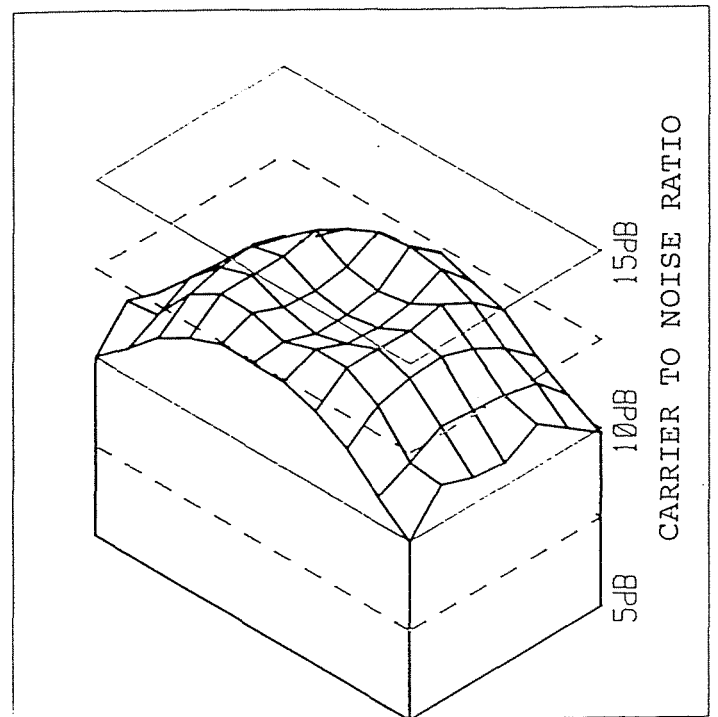
縦軸のスケールとしては、(1)～(4)共に、後に第7、8章で述べる通信の受光装置のノイズレベルを用い、C/N (carrier to noise ratio) を用いて表示してある。



( a ) 送受光装置の配置



( b )  $d_R = 0.3 \text{ m}$



( c )  $d_R = 0.6 \text{ m}$

図4-21 間接光の分布 I = アップリンク =

( 1 ) アップリンク

アップリンク信号伝送を模擬して実験を行った結果を図4-21 ( b )、( c ) に示す。

天井と受光装置の間隔  $d_R$  が  $0.3 \text{ m}$  の場合 ( 図4-21 ( b ) )、送光装置の位置が変化しても受光される間接光強度はほとんど変化せず、非常に一様性の良い間接光分布が得られている。C/Nは、最悪値で  $8.9 \text{ dB}$ 、最良値で

10.4 dB程度の値が得られた。 $d_R = 0.6$  mの場合(同図(c))にはC/N最悪値は9.8 dB、最良値は13.0 dBであり0.3 mの場合に比べ若干大きいものの非常に一様性の良い間接光分布が得られている。

両結果に共通して見られる、送信装置が部屋の中央部にきた場合の受光信号光強度の減少は、光遮蔽板を受光装置の下に置いたことの影響であり、間接光伝搬の本質的な原因によるものではないと考えられる。

$d_R = 0.6$  mの場合には、 $d_R = 0.3$  mの場合に比べて、全体的に2~3 dB程度C/Nが向上している。この原因は次のように考えられる。 $d_R$ が小さい場合(0.3 m)には、受光装置が受光装置正面の天井の比較的狭い範囲を見込んでいるため、送光装置が部屋の周辺部にある場合には、高次の反射光(反射散乱を繰り返した回数が多い光)のみが受光されていると考えられる。送光装置が部屋の中央部にある場合には、受光装置が見込んでいる範囲が主に照明され、受光強度が大きくなるはずであるが、この実験では光遮蔽板を用いているため、この場合にも受光装置が見込んでいる部分が照明されない。その結果、この場合にも高次の反射光のみが受光されていることになり全体的に間接光の分布の一様性が良くなったと考えられる。

これに対し、 $d_R$ が0.6 mの場合に周辺部でC/Nが向上しているのは、先の場合よりも受光装置の見込む天井の面積が広いことから、送光装置が周辺部にある場合にも比較的次数の低い間接光、例えば送光装置を出て天井で1回反射した光を受光できるようになっているためと考えられる。

高次の間接光を受光することは、送光装置が移動した場合にも安定な信号光強度を得るための重要な条件ではあるが、ここに示したように、低次の間接光をも見込むことができるような広い指向性を持つ受光装置の指向性およびその配置を考えることも無拘束テレメトリ実現のための重要な問題である。

特に送光装置が天井に向けて置かれる場合には、送光装置からの直接光が主に入射する天井の光学特性は重要であり、散乱特性の強い天井は、等価的に受

光装置の指向性を拡大する役割を果たしていると考えられる。

受光装置の指向性に関する検討は、第6章2節で行っている。

以上、間接光のみを受光した場合にも、この程度のC/Nが得られていること、被験者の位置の変化に対する受光信号光強度の変化が非常に小さく、姿勢の変化に対しても安定な信号の受信が期待されることなどから、間接伝搬光を搬送波とする無拘束テレメトリの手法が十分な実現可能性を持つことが実験を通して示された。

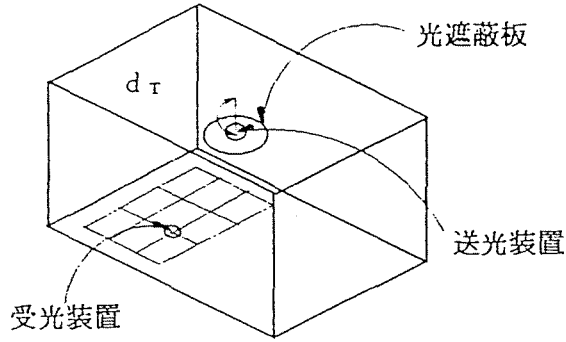
## (2) ダウンリンク

ダウンリンクの信号伝送を模擬した実験の結果を、図4-22(b), (c)に示す。前項で述べたのと本質的には同様な結果であり、このような送受光装置の配置においても十分な強度を持つ間接光が安定に受光されている。これにより、間接光を搬送波とした場合にも通信の双方向化が可能であることが示された。

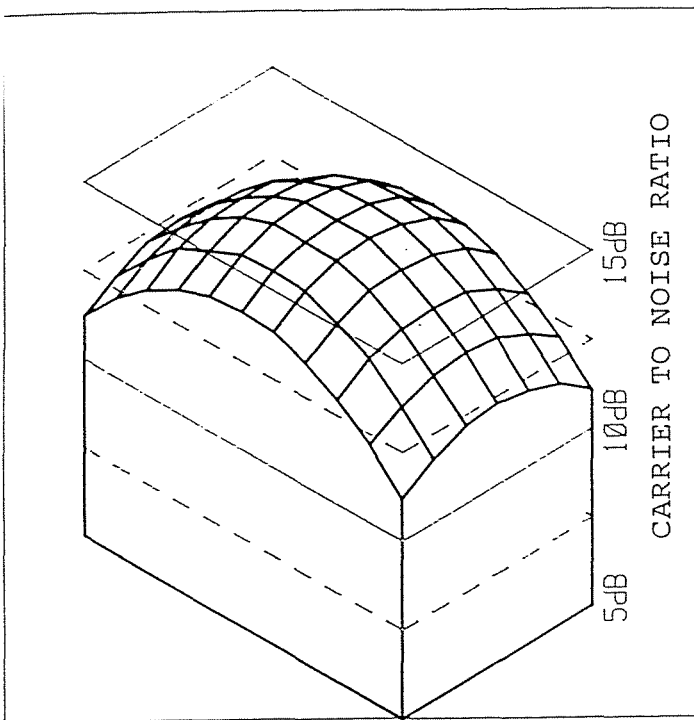
通信の双方向化は、今後のテレメトリシステムの多機能化への流れを考えた場合には必要不可欠な技術であると考えられる。双方向通信の応用例としては、時分割多重方式による、同一室内に存在する複数の送信装置からの同時伝送、患者へのアラーム信号送信による一種のバイオフィードバックなどが考えられる。現在盛んに実用化が進められているLAN(Local Area Network)で用いられている高度な光通信技術を光バイオテレメトリに応用することができれば、バイオテレメトリの持つ有用性が飛躍的に向上し、現在のテレメトリの応用範囲にとらわれない、新しい応用へと展開することが期待され、通信の双方向化がそのbreak throughのきっかけになるものとも考えられる。

またこの配置では、(1)の実験と送受光装置の位置が入れ替わっているに

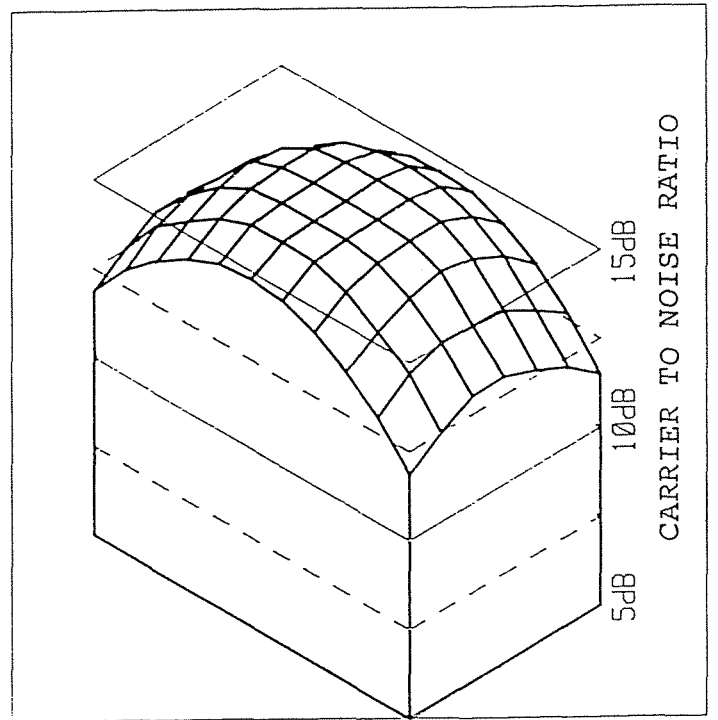




( a ) 送受光装置の配置



( b )  $d_r = 0.3 \text{ m}$



( c )  $d_r = 0.6 \text{ m}$

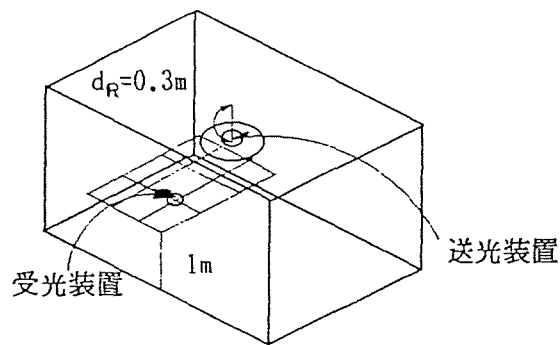
図4-22 間接光の分布Ⅱ =ダウンリンク=

も関わらず、測定結果は良く一致しており、 $d_r$ を変えた場合の間接光の分布の変化の傾向も全く一致している。この結果より、送受光装置の位置を交換した場合にも、電磁波理論における送受可逆の理に対応するなんらかの可逆性が成り立っていることが推測される。ただこの配置においては、光遮蔽板の影響を余り受けておらず、先の実験で見られた中央部での信号光の減少は少ない。これは、送受光装置の指向性の違いに基づくと考えられ、閉空間内における散

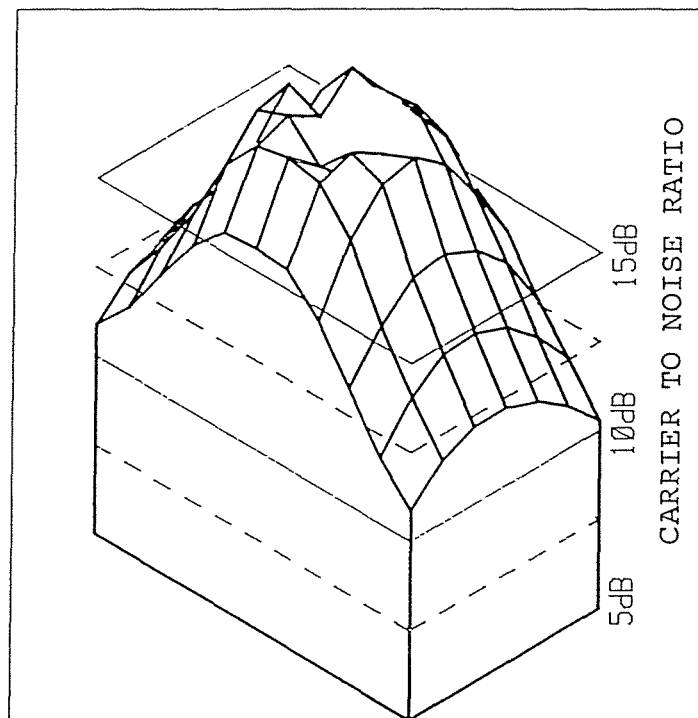
乱光通信においては、アンテナ理論における送受可逆の理と全く同様には考えられないことを示唆している。散乱光通信におけ送受可逆の理に関し、第5章2節において詳しい検討を行っている。

(3) 受光装置の高さ

ダウンリンクの配置 ( $d_R = 0.3 \text{ m}$ ) において、受光装置の高さを  $1.0 \text{ m}$



(a) 送受光装置の配置



(b) 受光装置高さ  $1 \text{ m}$

図4-23 間接光の分布Ⅲ =ダウンリンク=

として同様の実験を行った結果を図4-23(b)に示す。図4-22(b)の結果と比較すると、受光装置が部屋中央にきた場合には受光強度が増加しているが、部屋の周辺部に受光装置が来た場合にはかえって受光強度が減少していることがわかる。これは受光装置の位置が高くなったことにより、受光装置が見込む壁面および天井の面積すなわち送光装置からの直接光が入射する面積が減少し、中央部に信号光が集中したためであると考えられる。

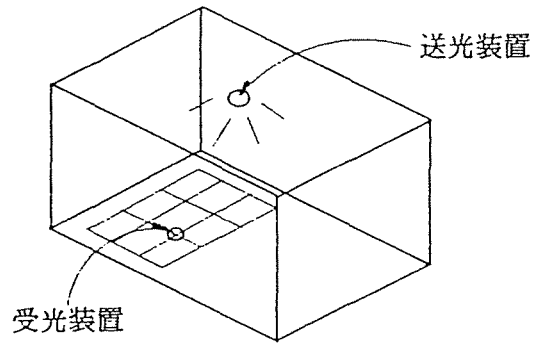
#### (4) 直接光の強度

送光装置を発光方向を下向きにして天井の中央に取り付けた場合に受光される信号光強度の測定結果を図4-24(b)に示す。この場合は図4-22(b)に示した結果と比較して、部屋の周辺部で2.1 dB、中央部で4.6 dB程度信号光強度が大きくなっている。しかし先の実験では周辺部に受光装置がきた場合に受光された光は、間接光であるのに対し、この実験では、直接光が多く含まれており、安定な受光を約束する間接光の割合は少ないと考えられる。この結果より、送光装置、受光装置の指向性を拡大し、より多くの間接光を受光するためには、壁面での反射散乱を積極的に利用する図4-21、図4-22に示したような配置の方が有利であると考えられる。

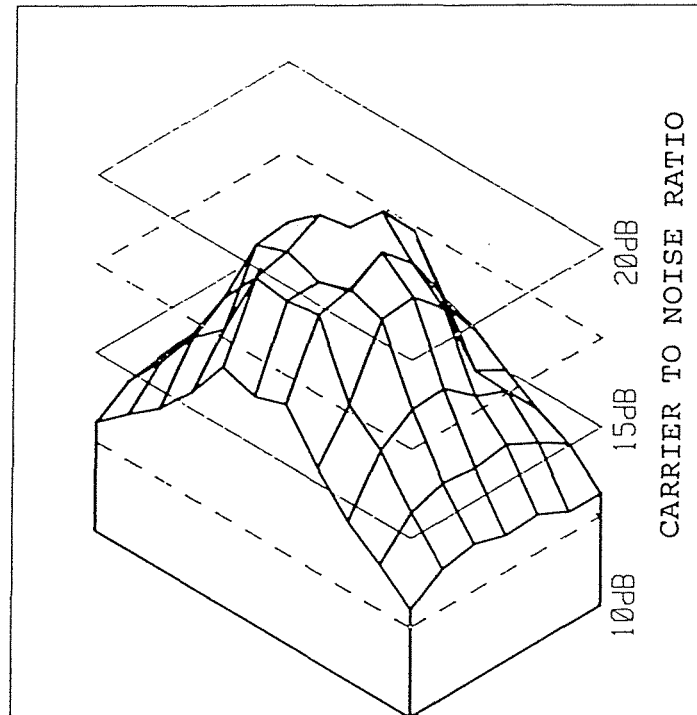
#### (5) 直接光伝搬路遮断の影響

人間や、家具により直接光伝搬路が遮断されることを模擬して行った実験の結果を図4-25(b)に示す。

グラフの縦軸は、直接光伝搬路を遮断した場合に受光される間接光の強度を直接光伝搬路を遮断していない場合に受光される光強度で規格化した値であり、受光装置に入射する信号光に占める間接光の比率を表す。横軸は部屋の短辺方向における送光装置、受光装置およびついたての位置を表す。測定は、送光装置と壁面の間隔 $d_r$ をパラメータとして、壁とついたての間隔 $d_s$ を変化させて間接光の占める比率を測定した。



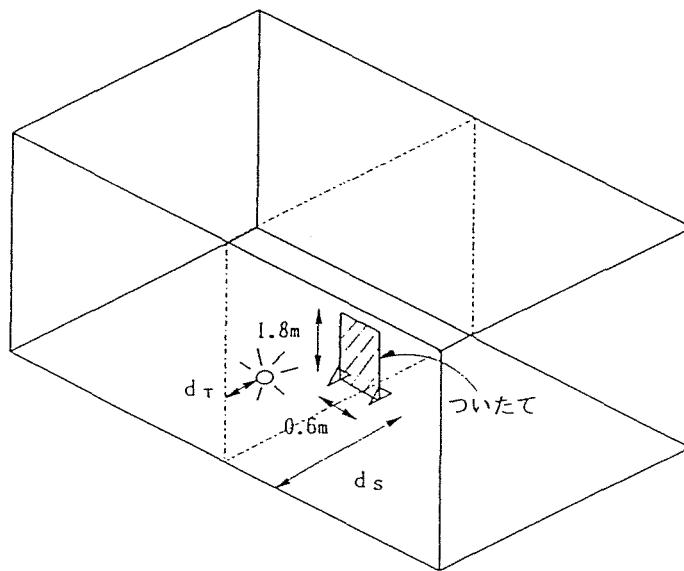
( a ) 送受光装置の配置



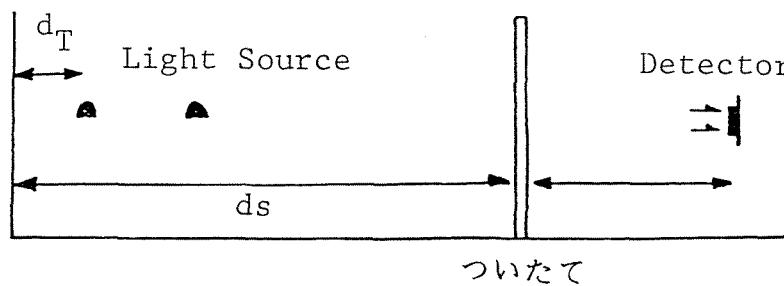
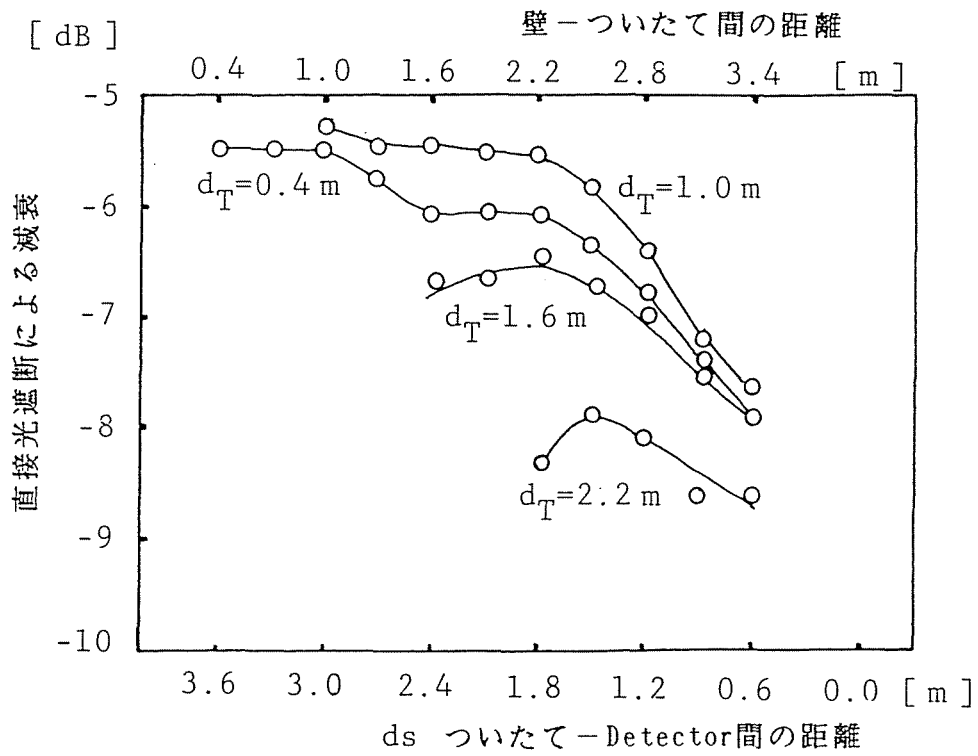
( b ) 直接光の受光

図4-24 間接光の分布IV =ダウンリンク=

$d_r = 0.4 \text{ m}$ ,  $1.0 \text{ m}$ の場合には、ついたてが送光装置のすぐ前に ( $d_r = d_s$ となる場所、受光装置側) にあり、直接光伝搬路を遮断している場合に間接光の占める比率がもっとも大きく、ついたての位置が受光装置側に近づくに伴ない、間接光の占める比率は単調に減少する。これは、送光装置が壁の付近におかれている場合には、壁が送光装置により強く照明されていることから、壁を経由して直接、もしくはさらに反射散乱を繰り返した後に受光装置に入射



(a) 実験の様子



(b) 実験の結果

図4-25 直接光伝搬路遮断の影響

するという経路を通る光の強度が大きいと考えられる。ついでに受光装置に近づくに伴い間接光の占める比率が大きくなるのは、ついでに受光装置に対して張る立体角が大きくなり、そのぶん信号光により照明されている壁面を見込む立体角が減少したためと考えられる。

また、 $d_r$ が1 mの時に、 $d_r$ が0.4 mの場合よりも受光光量に占める間接光の占める比率が大きくなるのは、送光装置が壁から離れることにより、壁が照明される面積が広がり、より広い間接光伝搬路が確保されるためと考えられる。

$d_r$ が1.6 m、2.2 mの場合には、ついでに位置の変化に伴う間接光の占める比率の変化は単調減少とはならず、あるピークを持つ。この場合には送光装置が部屋の中央付近にあり信号光が室内に一様性良く分布していることから、受光装置、および送光装置から見たついでにの立体角が等しくなる位置において、間接光伝搬の担い手である、送受光装置が共に見込むことのできる壁面の面積が最大となるためと考えられる。なお、ピークの位置が送光装置と受光装置の間にならないのは、送受光装置の指向性が異なっているためである。また、全体的な傾向として $d_r$ が大きくなり部屋の中間に近づくにつれて間接光の占める比率が小さくなるのは、送受光装置の間隔が小さくなり直接光の強度が大きくなるためであり、間接光の強度が小さくなるためではない。

以上、実際の使用を模擬した5種類の送受光装置の配置を設定し、間接光の強度を測定した。その結果、間接光のみでも充分通信が可能な程度の信号光強度が得られることがわかった。また、その信号光強度は送光装置もしくは受光装置が移動した場合にも安定であることから、間接光を搬送波とした無拘束計測の可能性が示された。

#### 4-5 多チャンネル化と同時通信方式

散乱光テレメトリ装置を臨床へ応用（例えば、多チャンネル心電図の無拘束計測等）する場合、以下に挙げる2つの機能を実現することが第一の課題となる。

- i) 多チャンネルの生体情報の伝送
- ii) 複数の送信装置からの同時通信

従来から用いられてきた電波を搬送波としたテレメトリシステムでは、これらの機能を実現するために、次に示すような変調方式を用いている。

i) 多チャンネル化 信号を、副搬送波の段階で周波数多重化し、その後副搬送波で、主搬送波を振幅変調するFM/A M変調方式もしくは主搬送波を周波数変調するFM/F M変調方式を用いる

ii) 同時通信 FM/A M変調方式やFM/F M変調方式での主搬送波の周波数を変えることによる周波数多重方式を用いる

散乱光テレメトリでは光を多方向に放射することから、受光される信号光は送信側で送出したものの内のごく一部分であるため、光ファイバ通信、光ビーム通信などに比べてかなり大きな光出力が要求される。現在最も一般的に使用されている発光素子、LED (Light Emission Diode) の効率は10数%程度、LD (Laser Diode) ではこれより低い値であり、電波のアンテナにおける効率の値に比べるとかなり低い。従って、信号伝送の主搬送波として連続波を用いる場合には発光素子に連続して大きな電流を流す必要があるため、送信装置の消費電力がかなり大きくなる。この条件は、テレメトリシステムの応用範囲を厳しく制限する。特に携帯型のテレメトリ装置では電池での使用が前提となるため、連続波を搬送波とする変調方式の

使用はほとんど不可能である。それゆえ光テレメトリシステムにおいて、上記の多チャンネル化、同時通信を実現する場合には、従来とは違う変調方式を用いる必要がある。

そこで本節では、光バイオテレメトリに適した多チャンネル化および同時通信方式に関する検討を行う。

#### 4-5-1 多チャンネル化

主搬送波として連続波が実用的でないということから、光通信の変調方式としてはパルス変調方式が用いられる場合が多い。光パルス列を搬送波とした通信方式を多チャンネル化の方法に着目して分類した結果を図4-26に示す。パルス変調方式は、大きくアナログパルス変調と、デジタルパルス変調方式とに分類される。アナログパルス変調とは、パルスの高さ、間隔、幅、周波数などのアナログ量に信号を変調する方式を、デジタルパルス変調方式とは、信号を2値もしくは多値信号にデジタル化し、これによりパルスの有無、もしくはパルスの波高値を変調する方式をいう。

アナログパルス変調方式では、多チャンネル信号の多重化の方法として、周波数多重(図4-26(a))と時分割多重(同図(b)、(c))が使われている。アナログパルス変調方式で用いられる主な変調方式としてはPPM(Pulse Position Modulation), PWM(Pulse Width Modulation), パルス化FM, PFM(Pulse Frequency Modulation), PIM(Pulse Interval Modulation)などが挙げられる。各々の変調方式の実際の波形を図4-27に示す<sup>64)</sup>。デジタルパルス変調方式で多チャンネル化を行う場合には、時分割多重方式を用いるのが一般的である。変調方式としては、PCM(Pulse Code Modulation)、PCM/PPMなどが挙げられる。



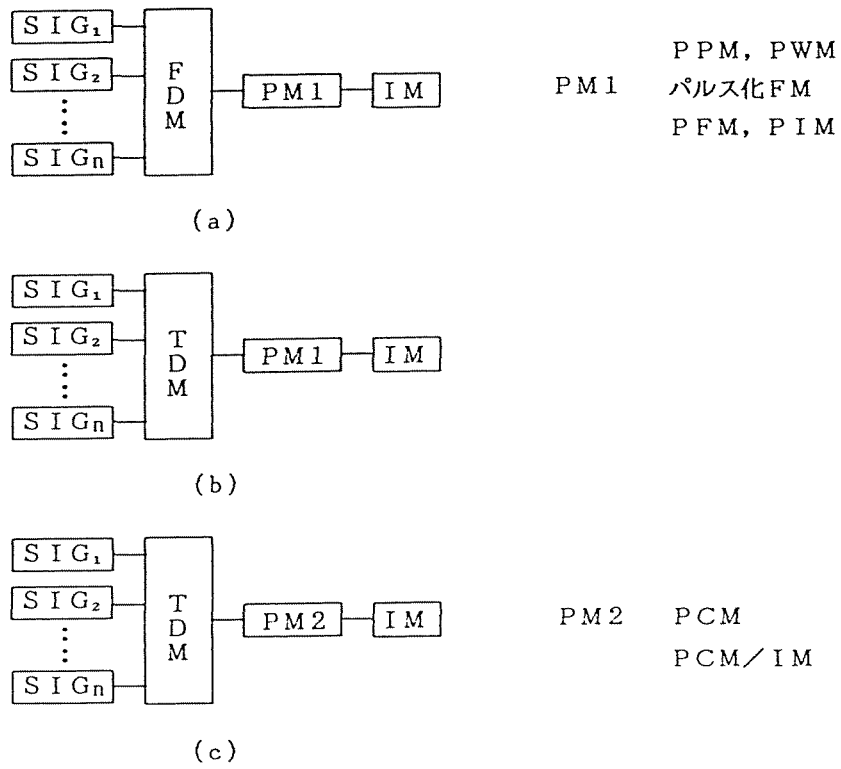


図4-26 散乱光通信の多チャンネル化方式

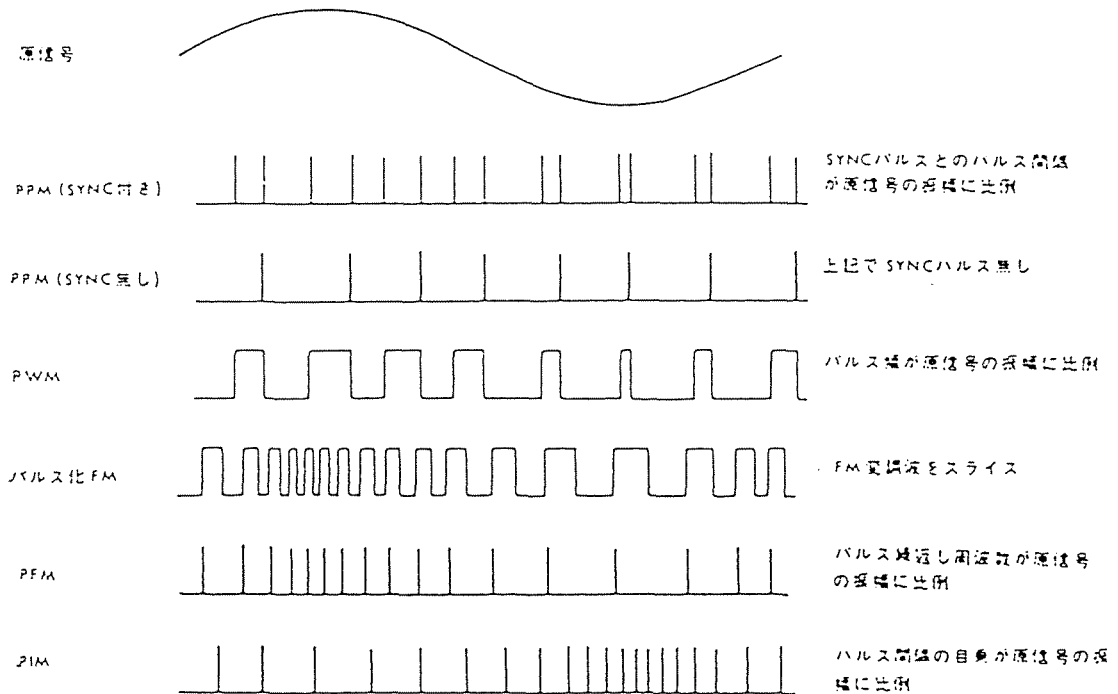


図4-27 パルス変調方式

先に述べたように散乱光テレメトリシステムにおいては、送信装置の消費電力を極力小さくすることが重要な問題となる。図4-26(a)の方式では、信号の多重化に周波数変調を用いているためPMに入力される信号の周波数が高くなり、これに伴ってパルス出力の周波数も高くなる。最終出力である光のパルス幅は、発光素子の帯域および受光側の光-電気変換回路の持つ帯域により制限を受け、無制限に細くすることはできないことからパルス周波数の増加は、直接発光素子の強度変調(IM: Intensity Modulation)段での消費電力の増加につながる。また(c)の方式でも、符号化によりパルス出力の周波数が高くなることから消費電力が大きくなる。それゆえ散乱光テレメトリの変調方式としては、(b)に示した変調システムが適していると考えられる。この方式によれば、出力されるパルス周波数は各信号チャンネルをサンプルする周波数にチャンネル数を乗じ、チャンネル同期パルスを加えた周波数となり、他の方式よりも小さな値となる。

(b)の方式で用いられる変調方式の中でも、パルス幅に情報を含まないためパルス幅を細くすることができるPPM、PFM、PIMを用いることにより、送信装置の消費電力をさらに少なくすることが可能である。

以上の検討の結果より、本論文第7章で述べる経皮光テレメトリシステムではPFMを、第8章で述べる4チャンネル信号を多重伝送する間接光テレメトリシステムでは、4チャンネルの信号を時分割多重し、そののちPIMを行っている。

#### 4-5-2 同時通信方式

ここでは、同一の室内に存在する複数の送信装置からの同時通信を連続波を用いなくて実現する通信方式に関して検討を行う。

一般に、光通信における多重伝送の方法としては、

- i) 空間分割多重
- ii) 波長多重
- iii) 時分割多重
- iv) 周波数多重

の4つの方法が考えられる。

#### (1) 空間分割多重

光ファイバ通信や光ビーム通信においては、空間的に信号伝送路を多重することによる同時通信が可能である。しかし間接光テレメトリでは信号光が室内に一様性良く分布するため、空間的な多重化は不適當である。

#### (2) 波長多重

波長多重方式は、波長の異なる複数の光信号を用いる多重化方法である。送信装置毎に発光波長の異なる発光素子を用い、受信装置側で光学フィルタにより信号光を分離することにより複数の送光装置からの同時伝送が実現される。この方式を散乱光通信に応用する場合の問題点としては、近赤外域で異なる発光波長を持つ発光素子の種類が少ないこと、LEDは一般に単色性が悪いため多重する波長の間隔を大きくしなければならないことなどが挙げられる。また受信側の問題としては、信号光分離のために干渉フィルタなどを用いた場合、フィルタの特性が光の入射方向に依存するため、様々な方向から入射する間接光に対しては、十分な分離ができなくなる可能性があることなどが挙げられる。

#### (3) 時分割多重

複数の低速な信号を時間軸上で多重化する時分割多重方式を複数の送光装置からの同時通信に応用する場合には、複数の送信装置と受信装置の間で同期を取る必要がある。そのためには通信を双方向化する必要があり、通信の制御が

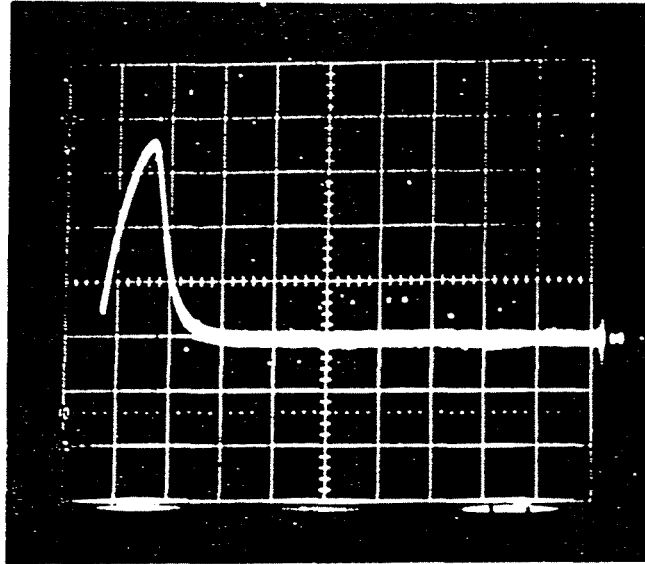
複雑となるため回路も複雑となる。しかし最近では、デジタル通信方式の一般化と共に、これらの機能を実現する回路もLSI化が進められるようになってきており、テレメトリ装置に使われる程度に一般化する日もそれほど遠くはないと考えられる。最近、盛んに行われるようになってきている光ローカルエリアネットワークにおいて使われている高度通信方式をバイオテレメトリに適用することができれば、バイオテレメトリの使用形態をも変えてしまうような大きな変革が起こることも考えられる。

#### (4) 周波数多重

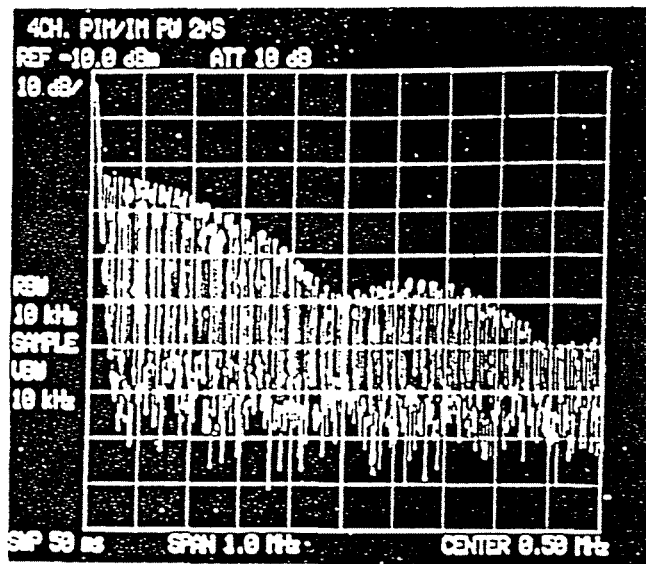
光を変調する周波数を変えて周波数多重を行い同時通信を実現する方法は、連続波を使えないことから、散乱光通信に応用することが難しい。特に、消費電流を減少させるために幅の狭い光パルスを用いた場合には、そのスペクトルが広い周波数範囲に分布するため周波数多重方式は応用が難しい。その実例として、8章で報告する間接光テレメトリシステムで採用した送光波形と、そのスペクトルを図4-28に示す。このシステムで用いているパルスの周波数は、2.8KHz、パルス幅は $2\mu\text{s}$ である。このパルス波形のスペクトルは、DC~1MHzの間の広い範囲に分布している。

しかし、何らかの方法で発光波形のスペクトルを狭帯域化することができれば、周波数多重も不可能ではない。以下、キャリアパルス列のスペクトルを狭帯域化する試みとして、キャリアパルスをパルスバーストに置き換えた場合についてそのスペクトルを計算し、周波数多重による同時通信方式の可能性について検討を行った結果について述べる。

ここでは、先に例示したような一つのパルスがある周期を持って繰り返されるような波形ではなく、図4-29に示すようなパルスバーストが繰り返される波形を仮定して計算を行った。パルス波形は、図4-29(a)に示すように正確な矩形波と、より現実に近い矩形パルスがなまった波形として、同図



(a) 4 ch. PIM/IMテレメトリ装置で使したキャリアパルス波形



(b) キャリアパルス列のスペクトル

図4-28 実際の光テレメトリシステムのキャリアパルスとスペクトル

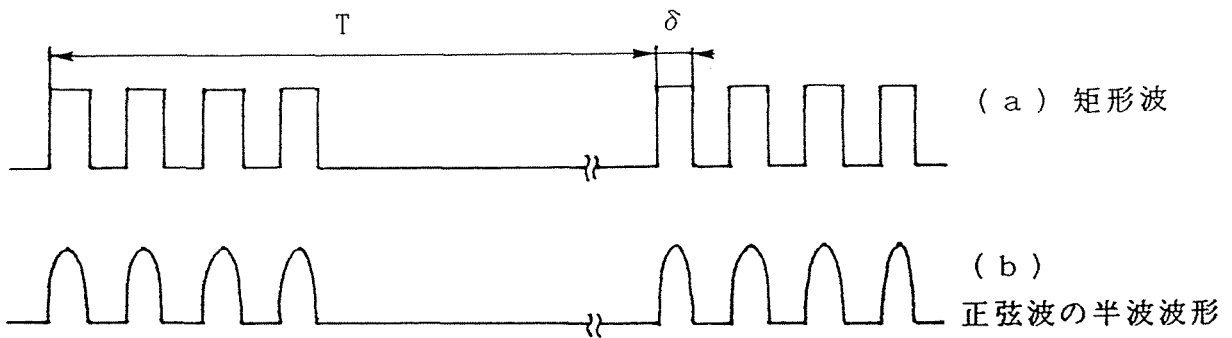


図4-29 光パルスバースト内のパルス波形

(b) に示す正弦波の半波波形の2種類を仮定した。

このパルスを、1、2、4、8個並べたパルスバースト波形をフーリエ展開した結果は次式で表される。

《矩形波》

1 pulse

$$f(t) = \frac{A\delta}{T} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \text{Sa}\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) e^{-j\omega_0 t} \quad (4-1)$$

2 pulses

$$f(t) = \frac{A\delta}{T} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \text{Sa}\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) \cos\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) e^{-j\omega_0\delta} e^{-j\omega_0 t} \quad (4-2)$$

4 pulses

$$f(t) = \frac{A\delta}{T} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \text{Sa}\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) \cos\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) \cos(n\omega_0\delta) \cdot e^{-j3\omega_0\delta} e^{-j\omega_0 t} \quad (4-3)$$

8 pulses

$$f(t) = \frac{A\delta}{T} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \text{Sa}\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) \cos\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) \cos(n\omega_0\delta) \cdot \cos(2n\omega_0\delta) e^{-j6\omega_0\delta} e^{-j\omega_0 t} \quad (4-4)$$

《正弦波半波》

1 pulse

$$f(t) = \frac{2A\delta}{\pi T} \sum_{n=-\infty}^{\infty} \frac{1}{\left(1 - \frac{n\omega_0\delta}{\pi}\right) \left(1 + \frac{n\omega_0\delta}{\pi}\right)} \cos\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) e^{-j\omega_0 t} \quad (4-5)$$

2 pulses

$$f(t) = \frac{2A\delta}{\pi T} \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} \frac{1}{\left(1 - \frac{n\omega_0\delta}{\pi}\right) \left(1 + \frac{n\omega_0\delta}{\pi}\right)} \cos\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) \cdot \cos(n\omega_0\delta) e^{-jn\omega_0\delta} e^{-j\omega_0 t} \quad (4-6)$$

4 pulses

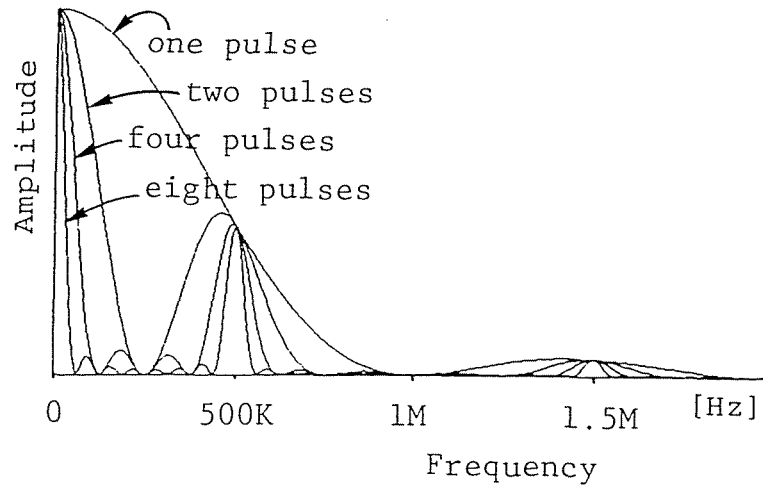
$$f(t) = \frac{2A\delta}{\pi T} \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} \frac{1}{\left(1 - \frac{n\omega_0\delta}{\pi}\right) \left(1 + \frac{n\omega_0\delta}{\pi}\right)} \cos\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) \cdot \cos(n\omega_0\delta) \cos(2n\omega_0\delta) e^{-j3n\omega_0\delta} e^{-j\omega_0 t} \quad (4-7)$$

8 pulses

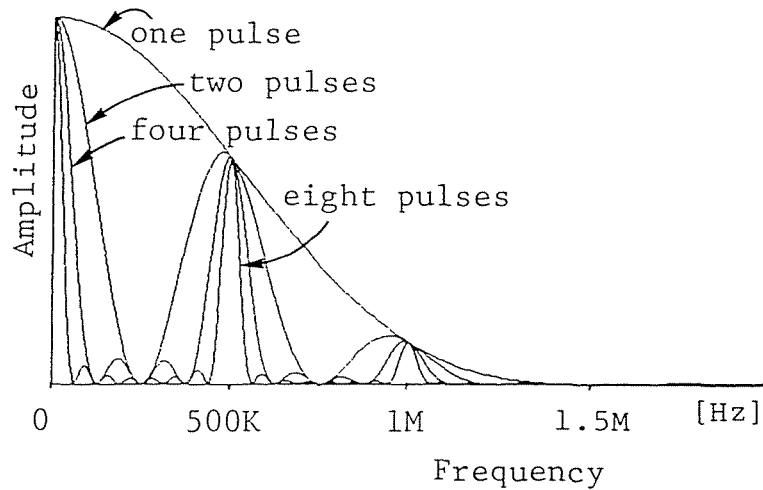
$$f(t) = \frac{2A\delta}{\pi T} \sum_{n=-\infty}^{n=\infty} \frac{1}{\left(1 - \frac{n\omega_0\delta}{\pi}\right) \left(1 + \frac{n\omega_0\delta}{\pi}\right)} \cos\left(\frac{n\omega_0\delta}{2}\right) \cdot \cos(n\omega_0\delta) \cos(2n\omega_0\delta) \cos(4n\omega_0\delta) e^{-j6n\omega_0\delta} e^{-j\omega_0 t} \quad (4-8)$$

上式を計算し、各パルスバースト波の持つスペクトルをグラフ化した結果を図4-30(a), (b)に示す。(a)は矩形波の場合、(b)は正弦半波の場合の計算結果である。ただし、 $\delta = 1 \mu s$ 、 $T_0 = 100 ms$  ( $f_0 = 10 KHz$ )としており、送信波形のパルスバーストに含まれるパルスが増えた場合には、パルス1個の持つ電力を小さくしパルス列の持つ全電力は等しくなるように設定した。また実際の計算結果では、 $f_0$ おきにディスクリートにスペクトルが現れるが、グラフではスペクトルの包絡線のみを表示している。

両パルス波形に共通した傾向として、パルスバーストに含まれるパルスの個数が多くなるにつれて各波形の持つスペクトルは、個々のパルス波形の基本波



( a ) 矩形波パルスバースト波のスペクトル



( b ) 正弦波半波パルスバーストのスペクトル

図4-30 パルスバースト波のスペクトルの計算値

成分 ( 5 0 0 K H z ) および高調波成分に集中してくる。矩形波の場合には、3次高調波が現れ、2次高調波は現れない。正弦半波の場合には、2次高調波が現れ、3次高調波は現れない。パルスバーストを8個のパルスで構成した場合には、基本波成分の占める帯域は125KHz程度に狭帯域化される。それゆえ、1個のパルスの幅を変化させることにより、スペクトルの集中する周波数を変えれば、パルス波形を用いても周波数多重による同時通信の実現が可能



であると考えられる。但しこの場合、変調信号である生体信号の影響は、その信号帯域が一般に数百ヘルツと小さいことから無視している。

周波数多重方式による多重化可能な送光装置の数は、以上の検討より3～4チャンネル程度であり、大病院などでの応用には向かない。しかし、回路構成は時分割多重を行うものに比べて非常に単純であり、また双方向通信とする必要もないなどの特長を有しているため、応用によっては利用価値のある方法であると考えられる。

## 第5章 間接光シミュレーション

### 5-1 シミュレーションの意義

従来、バイオテレメトリは、主として電氣的信号を介して有線もしくは無線で行なわれてきた。最近では急速な発展をとげてきた光通信技術を背景としてバイオテレメトリの分野に対する光学的手法の応用が盛んに進められてきている。

光通信の分野においては、安価な半導体光電素子の開発が進められ、比較的狭い閉空間内において、多方向に散乱していく光を搬送波とする新しい光通信方式が試みられるようになってきている。この散乱光通信方式は発光素子を出て直接受光素子に入射する直接伝播光を用いる方式と、一旦壁等に入射し、反射・散乱を繰り返した後に受光される間接伝播光を用いる方式とに分けられる。直接伝播光による通信は、家電製品のリモートコントロールやパーソナルコンピュータの本体とキーボード間のデータ伝送、オフィス内の端末と計算機間でのデータ伝送などへの応用が報告されている。しかし、この方式は見通し内通信を前提としており、直接光伝播路が遮断された場合には通信が不能となるため、その応用範囲は限定されてしまう。

閉空間における空間伝播光通信では、信号光は壁面において反射する度に強い散乱を受け、空間に一様性良く分布することが予想される。しかし、その強度は直接伝播光に比較して低いことから、間接伝播光の通信への応用を試みた例は少ない。

運動負荷中の生体の諸機能や、生理的なパラメータなどのテレメトリを行なう場合には、被験者に拘束を与えずに測定を行なうことが重要視される。そこ

で、間接伝播光を搬送波とすることができれば、無拘束で移動する生体からも常に安定なテレメトリが実現できることから、閉空間内における間接伝播光のふるまいを知ることが非常に重要な問題となる。

この問題に関しては、以前ホスト計算機と端末間でデータ伝送を行なうシステムの開発に際し、直接光（1次光）と1回反射光（2次光）を考慮に入れたシミュレーションによる理論的検討が行なわれている<sup>37)</sup>。しかし実際の室内の壁面材は、通常0.6以上の反射率を持ち<sup>37)</sup>、反射を繰り返すことによって閉空間内における信号光の一様性が増していくと考えられることから、さらに高次の間接光に対する検討が重要である。このような認識に立ち、上述の方法とは異なった手法で高次の間接光をも考慮に入れた閉空間内における間接光のふるまい、具体的には、図5-1に示すようなテレメトリシステムにおいて、送光装置を取り付けた被験者が室内を動き回った場合に、室内の適当な場所に取り付けられた受光装置に入射する信号光の強度を求めるアルゴリズム<sup>9,10)</sup>を開発した。

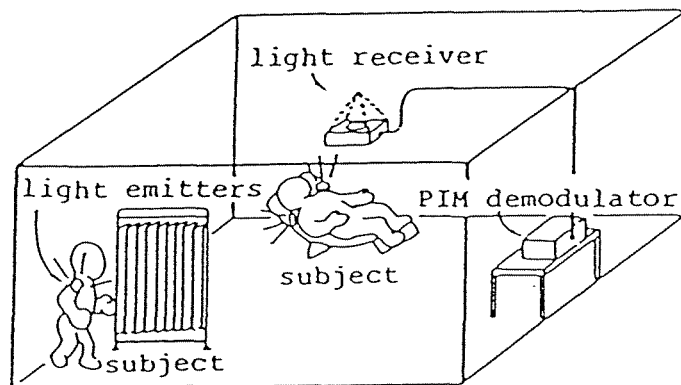


図5-1 間接光バイオテレメトリシステム

本章の構成は以下の通りである。5-1節では、間接光シミュレーションの意義について述べた。5-2節では、シミュレーションのアルゴリズムの特徴について述べ、5-3節では、シミュレーションの具体的な方法について説明する。さらに5-4節では、室内における受光量を実測することにより、シミュレーションの有効性について検討を行なった結果について述べる。

5-5節、5-6節では、本シミュレーションの応用の例として間接光パイオテレメトリにおいて非常に重要な問題である受光装置、送光装置の配置の最適化を目指して行った解析の結果について述べる。

## 5-2 シミュレーションの特徴

本シミュレーションは、以前 F. R. G f e l l e r らによって報告された方法<sup>37)</sup>と比較して、次の2点に代表される特徴を持つ。

- i) 仮想光源の配置
- ii) 送受可逆の理の応用

本節では、この2つの特徴について述べる。

### 5-2-1 仮想光源の配置

室内の信号光強度の分布を、特に間接光に注目してシミュレーションを行なう場合には、壁面での反射・散乱を数学的に記述する必要がある。高次の間接光の計算が困難である理由は、直接光が1つの伝播路しか持たないのに対し、複数回の反射を経た間接光は、無数の光伝播路を持つことにある。以前 F. R. G f e l l e r らにより報告されている方法では、まず壁をいくつかの微小面素に分割しその面素における光の入射および散乱を考えている。図5-2に示

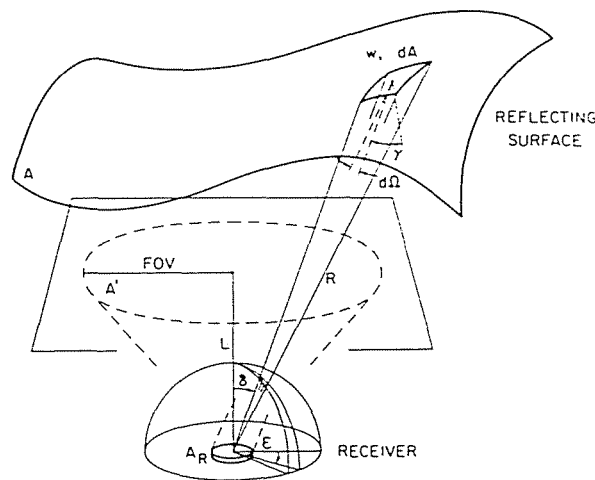


図5-2 散乱面を出た後に受光される間接光のパワー<sup>37)</sup>

すようなモデルを考えたとき、ある面素  $dA$  を經由して、受光される 1 回反射光の強度は、次式で与えられる<sup>37)</sup>。

$$dP_R = W \frac{A_R}{R_2^2 \pi} \cos \gamma \cos \delta_i \text{rect}(\delta_i) dA \quad (5-1)$$

$$\text{where } \text{rect}(\gamma_i) = \begin{cases} 1, & \text{if } |\delta_i| \leq \text{FOV} \\ 0, & \text{if } |\delta_i| > \text{FOV} \end{cases}$$

FOV Field of view of optical receiver

これを全面素に関して積分することにより 1 回反射光の総受光量が求められる。

$$P_R = \sum_{\text{source}} \frac{n+1}{2\pi^2} P_s \int_{\text{cavity walls}} \rho \cos \alpha_i \cos \beta \cos \gamma \cdot \cos \delta_i \text{rect}(\delta_i) \frac{A_R}{R_1^2 R_2^2} dA \quad (5-2)$$

図 5-2 からわかるとうり、この計算においては、様々な経路をたどる間接光の光路に従って、計算を行っている。この方法をそのまま拡張して 2 回反射光成分を求めるためには、壁面が完全散乱体に近い光学特性を持つことから、面素で 1 回反射した光それぞれについて、他の全面素への入射を考えなければならぬので、計算量が、膨大なものになる。いま、面素の個数を  $N$  個とおき、面素における 1 回の反射・散乱を計算するのに必要な時間を  $t$  とおくと 1 回反射光を計算するのに必要な時間は  $Nt$ 、 $m$  回反射光まで計算するのに必要な時間は、 $N^m t$  で与えられる。この様に、反射の回数が増えると共に、計算時間は  $N$  のべき上で増加していくことから、F. R. G f e l l e r らの報告においては、直接光成分と、1 回反射光成分までしか計算に入れられていない<sup>37)</sup>。

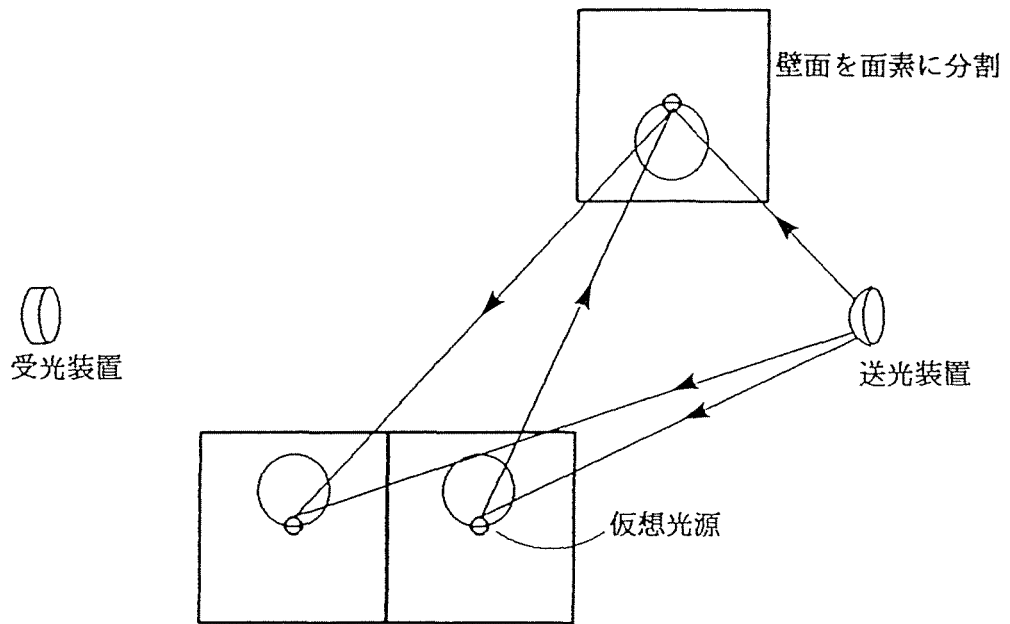
しかし、実際の室内の壁面材は、通常0.6以上の反射率を持つことから、1回以上の反射・散乱をおこなった間接光も通信に十分応用可能な強度範囲にあると考えられる。それゆえ、今回考案したシミュレーションでは、間接光の寄与を表す仮想光源を各面素に配置することにより高次の間接光の計算を容易にしている。

本方法の基本的な考え方の模式図を図5-3に示す。間接的に受光装置に入射する光は、見方を変えると、壁面自体がぼんやりと光っていると考えることができる。この様子をシミュレートするものとして面素自体が仮想的な光源を持つと考え、仮想光源の大きさを計算する。いったん仮想光源の大きさが全面素について求められた後には、送光装置および仮想光源からの直接照明を計算するだけで間接光の影響を含めた受光装置への入射光量が求められる。このような考え方で間接光の計算を行う場合、送光装置の位置が変化すると、仮想光源の分布が変わるため、その値を計算し直さなければならないが、送光装置の位置が固定されていて受光装置が動き回る場合には、仮想光源の値を計算し直す必要がない。

本シミュレーションでは、仮想光源の強さを計算するため、面素の持つ反射・散乱光のパターンが入射光の入射角度によって変化しないという仮定を置いている。完全散乱体は、このような条件を満たすが、反射特性の強い材質は、光の入射方向に応じた方向に反射光のピークが現れるためこのような条件を満たさない。しかし、一般的には反射特性よりも、散乱特性の方がかなり強いということ、また間接光は、様々な方向から壁面に入射するため入射方向に依存する反射光のピークも平均化されてしまうと考えられることなどから、このような仮定は十分現実的な仮定であると考えられる。仮想光源の実際の求め方については、次節で述べる。

本シミュレーションでは、仮想光源の大きさは、1回反射光成分、2回反射光成分、・・・、 $m$ 回反射光成分というように別々に求められ、 $n$ 回目の反射光

① 仮想光源の大きさを計算



② 送光装置及び仮想光源から受光装置に入射する光量を計算

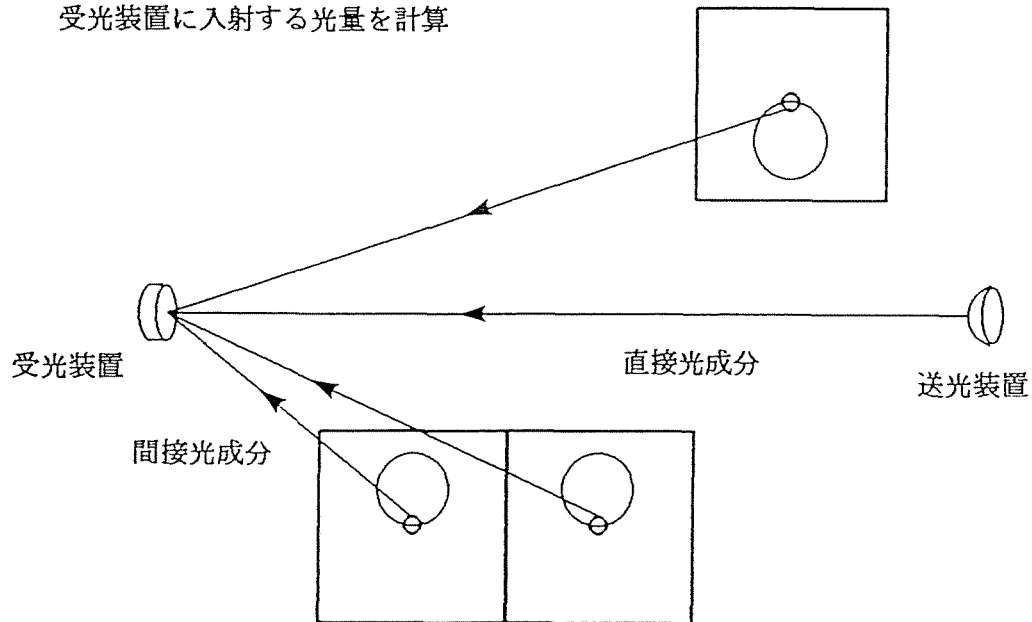


図5-3 シミュレーションの基本的な考え方



の成分の計算結果から、 $n + 1$  回目の反射光の成分が帰納的に求められる。面素の分割数を  $N$ 、面素における 1 回の反射・散乱を計算するのに必要な時間を  $t$  と置くと、本シミュレーションにより  $m$  回目の反射光成分まで計算するのに必要な時間は、 $m N^2 t$  で与えられる。F. R. G f e l l e r らによる方法を用いる場合、計算に必要な時間は  $N^m t$  で表されることから、高次光の計算に対して本方法の方が計算時間の点で優れていることがわかる。

### 5-2-2 送受可逆の理

一般的な室内に使用される壁面材は、多くの場合反射性よりも散乱性が強く、壁面に入射した信号光は多方向に発散する。このため局所的な発光も、何度か反射・散乱を繰り返し伝搬するうちに室内全域に広がる。それゆえ、送光装置の位置が変わった場合には、それに伴って広い範囲における面素の持つ仮想光源の分布が変わってしまうため、これをその都度計算しなおす必要がある。本シミュレーションの興味の対象は、送信側が移動した場合に受光装置に入射する信号光強度を求めることであるから、送光装置の位置が変わる度に全面素の持つ仮想光源の強度を求める計算を繰り返さなければならず、その計算量は膨大なものとなる。本シミュレーションでは、計算量を減少させるために、電波の分野で一般的に成立する送受可逆の理を応用している。

アンテナ理論における送受可逆の理とは、受信パターンと送信パターンが相似であり、利得も等しいことをいう。この関係より、図 5-4 に示すようなアンテナ系においては、アンテナ A にある出力の送信装置を接続し送信をしたときにアンテナ B において受信される電力は、アンテナ B にこれと同じ出力の送信装置をつけた場合にアンテナ A において受信される電力に等しくなる。この関係が間接光テレメトリのシステムにおいても同様に成り立てば、図 5-5 ( a ) に示すように、送受光装置がある位置に置かれた場合に受光装置に入射する信号光強度は、図 5-5 ( b ) のように送受光装置の位置が入れ換えられた

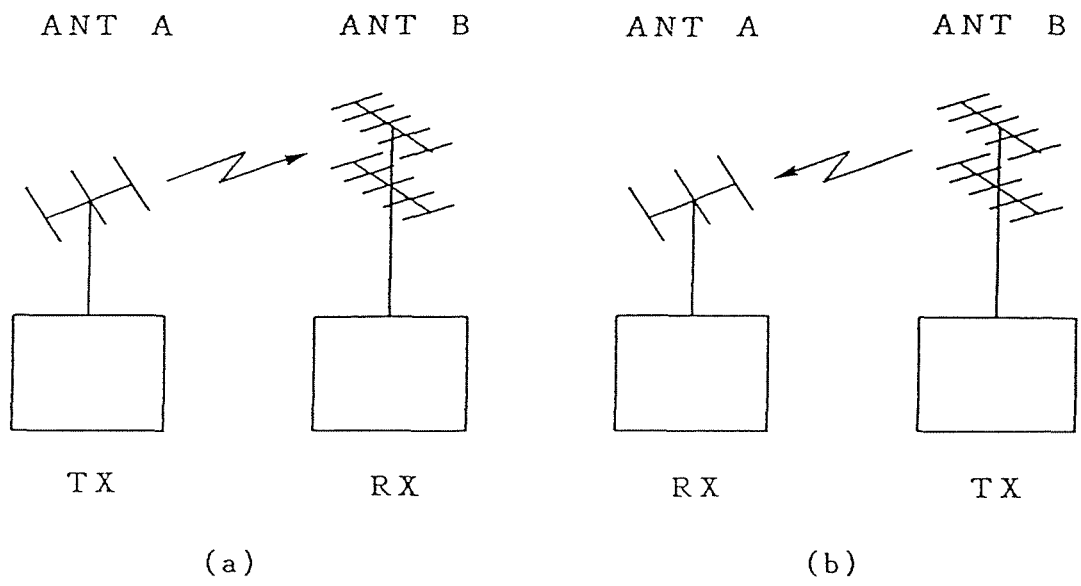


図5-4 アンテナ理論における送受可逆の理  
 (a)と(b)の場合で受信される電力は等しい

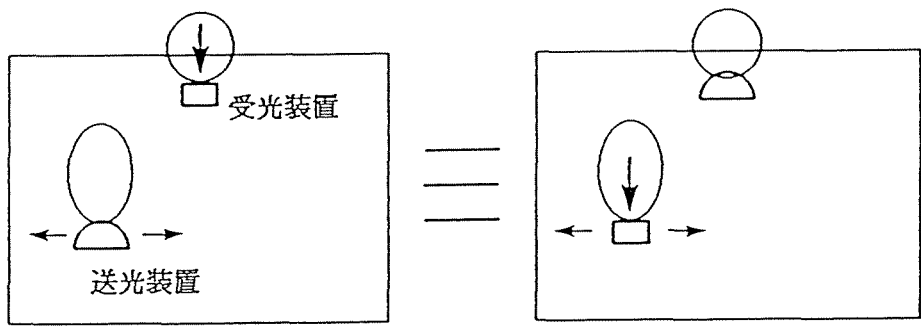


図5-5 間接光通信における送受可逆の理

場合に、受光装置に入射する信号光強度に等しいことになる。この関係を拡張すると、本シミュレーションの興味の対象である送光装置が室内を移動した場合に、固定された受光装置に入射する信号光強度の分布と、送光装置が固定されていて受光装置が動き回る場合に受光される信号光強度の分布が等しくなる。先に述べたように、送光装置がいろいろな場所に動く場合には、各々の位置に

関して仮想光源を計算しなおさなければならないが、後者の場合には、一度だけ仮想光源を求めれば、後は光源からの直接照明を考えるのみでよいため計算量を大幅に減少することができる。

アンテナ理論における送受可逆の理が成立する系と間接光テレメトリシステムは次の2点において異なる。

- i) アンテナは送受共用できかつその指向性および利得は等しいが、光電素子ではこの関係が成り立たない。
- ii) 間接光テレメトリシステムでは、壁面での反射・散乱に基づく間接伝播を考慮する必要がある。

以下、上記2点について、間接光テレメトリの系においても送受可逆の理が成り立つかどうかについて検討を行った結果について述べる。

(1) i)の条件に関して

本シミュレーションでは、送受光装置の指向性を自由に設定できることから、図5-5に示すように送受光装置の指向性を交換して設定することにより、アンテナと同様に考えることができる。

(2) ii)の条件に関して

室内で散乱光通信を行う場合、発光素子を出た光の大部分は壁面に入射し、数回の反射・散乱を繰り返した後受光される。例として図5-6(a)に示す光路について考えると、この光路を通して受光される信号光の強度は次式で与えられる。

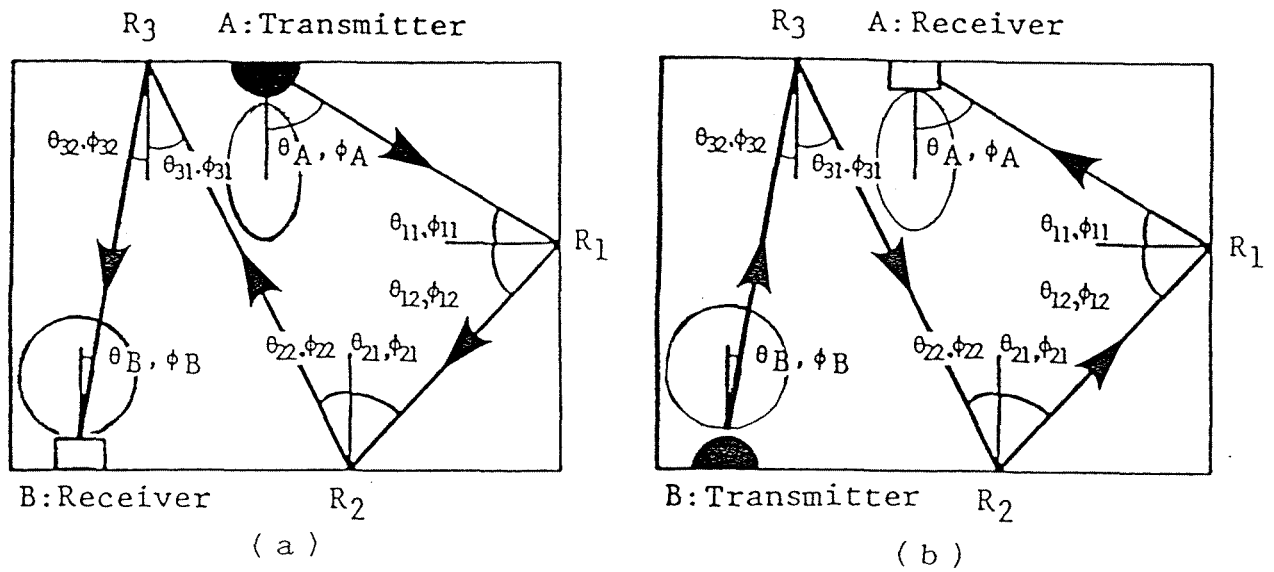


図 5 - 6 間接伝搬光の光路の例

$$P_{AB} = P_{TX} G_A(n_A) R_1(n_{11}, n_{12}) \cdot R_2(n_{21}, n_{22}) R_3(n_{31}, n_{32}) G_B(n_B) \quad (5-3)$$

Where  $P_{AB}$  : received power density,

$G_A, G_B$  : gain functions of light emitter and receiver,

$R_i(n_1, n_2)$  : reflection & scattering characteristics of wall surface,

$n_1$  : direction of incident light,

$n_2$  : direction of reflected light,

$P_{TX}$  : transmitted power.

次に、i)の条件を考慮にいれて図5-6 (b)に示すように点Aに指向性利得  $G_A$ の受光装置を、点Bに指向性利得  $G_B$ の送光装置を配置した場合、同じ光路を逆に辿った信号強度は(5-4)式で表される。

$$P_{BA} = P_{TX} G_B(n_B) R_3(n_{32}, n_{31}) \cdot R_2(n_{22}, n_{21}) R_1(n_{12}, n_{11}) G_A(n_A) \quad (5-4)$$

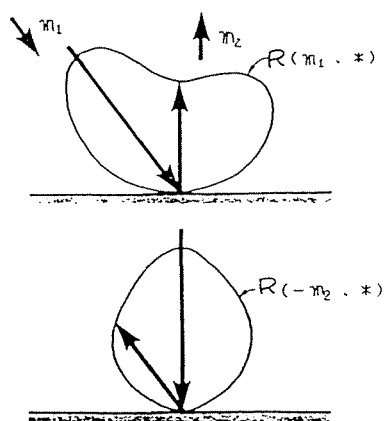
(5-3) 式と (5-4) 式より、間接光テレメトリを行う系においても送受可逆の理が成り立つためには、壁面における反射・散乱を表す関数  $R_i$  において図 5-7 に示すような条件すなわち (5-5) 式が成り立つ必要があるということがわかる。

$$R_i(n_{i1}, n_{i2}) = R_i(n_{i2}, n_{i1}) \quad (5-5)$$

特徴的な反射・散乱の例について考えてみる。図 5-8 (a) に示すような鏡面反射は、明らかに (5-5) 式を満たす。また、同図 (b) に示すような完全散乱体に対しても (5-5) 式は明らかに成り立つ。

実際の室内の壁面は、一般に鏡面というよりは粗さの異なった粗面と考えられる。粗面は一般に複雑な反射・散乱特性を示すが、粗面の反射・散乱特性を、鏡面反射と完全散乱の重畳した特性と考えることができれば、粗面に対しても (5-5) 式が成り立つことになり、送受可逆の理が成り立つことになる。

この仮説を確かめるために、実際の壁面材について反射・散乱特性の測定を行った。実験の方法と結果について以下に述べる。



$$R(n_1, n_2) = R(n_2, n_1)$$

図 5-7 送受可逆の理が成立するための条件 (R: 壁の反射散乱特性、 $n$ : 方向ベクトル)

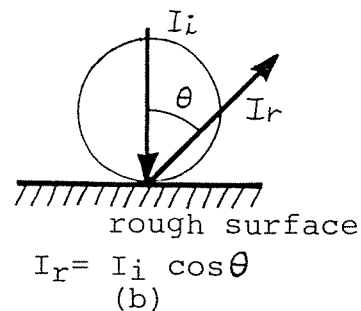
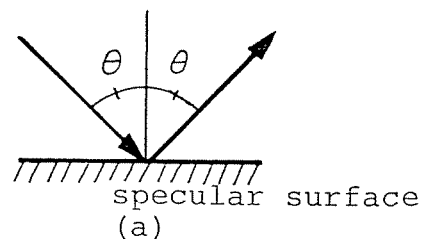


図 5-8 特徴的な反射の例

### ★実験方法

実際の壁面材に関し(5-5)式が成立するかどうかを確認するために、2種類のサンプルについて $R(0^\circ, \theta)$ および $R(\theta, 0^\circ)$ 、 $R(30^\circ, \theta)$ および $R(\theta, 30^\circ)$ の測定を行った。実験装置を図5-9に示す。光源には、He-Neレーザを用い、凹レンズでビームを広げ、サンプルを均一に照明するようにした。受光装置側では、指向性を鋭くするために凸レンズとピンホールを使った配置としている。実験システムで使用した照明法では、広い面を均一に照明することが困難であること、また受光装置の指向性を十分鋭くすることが難しいことなどの理由から、サンプルは、直径5mmの小さな円盤状とした。図5-9(a)は、光の入射方向を $0^\circ$ に固定した場合にサンプルで反射・散乱される光強度の角度依存性を測定するための実験装置の模式図であり、同図(b)は、サンプルを照明する光の入射方向を変化させた場合に、 $0^\circ$ の位置に固定した受光装置でサンプルから出射してくる光強度の角度依存性を測定する実験装置の模式図である。

(5-3)式を完全に証明するためには、全ての入射角と出射角の組合せについて実験を行わなければならないが、実験の量が膨大になるため、代表的な例としてどちらか一方の角が $0^\circ$ と $30^\circ$ の場合について実験を行った。

### ★結果および検討

石膏をサンプルとして実験を行った結果を図5-10に示す。同図(a)は、 $R(0^\circ, \theta)$ および $R(\theta, 0^\circ)$ すなわち入射方向および出射方向を $0^\circ$ に固定した場合の反射・散乱特性を測定した結果であり、同図(b)は $R(30^\circ, \theta)$ および $R(\theta, 30^\circ)$ を測定した結果である。図中の矢印は、受光装置もしくは送光装置を固定した方向を示す。石膏の反射・散乱特性は完全散乱体に非常に近いが、(a)の場合は正面方向に、(b)の場合には送受光装置を固定した方向に小さなピークが現れている。これより、石膏は完全な散乱体とは見なせず、わずかな反射特性をも合わせ持っていると考えること

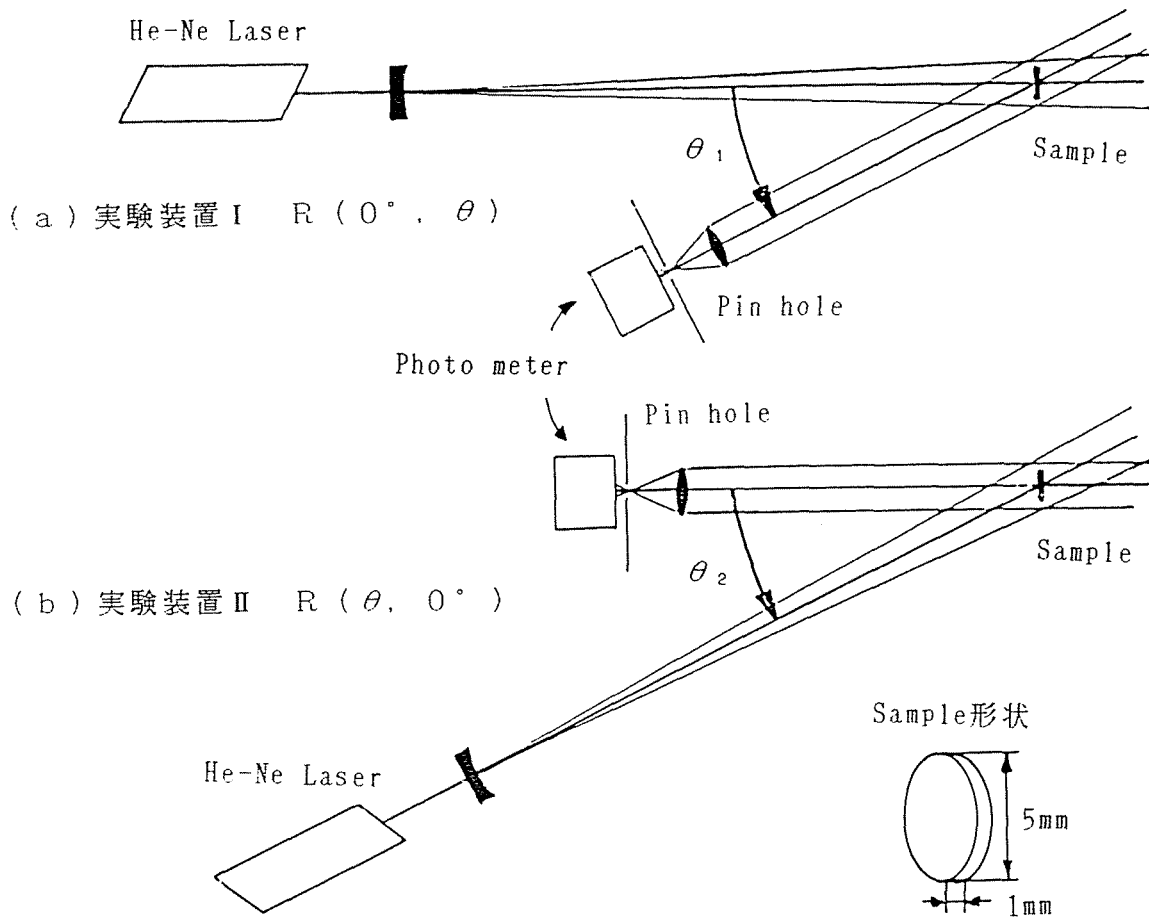
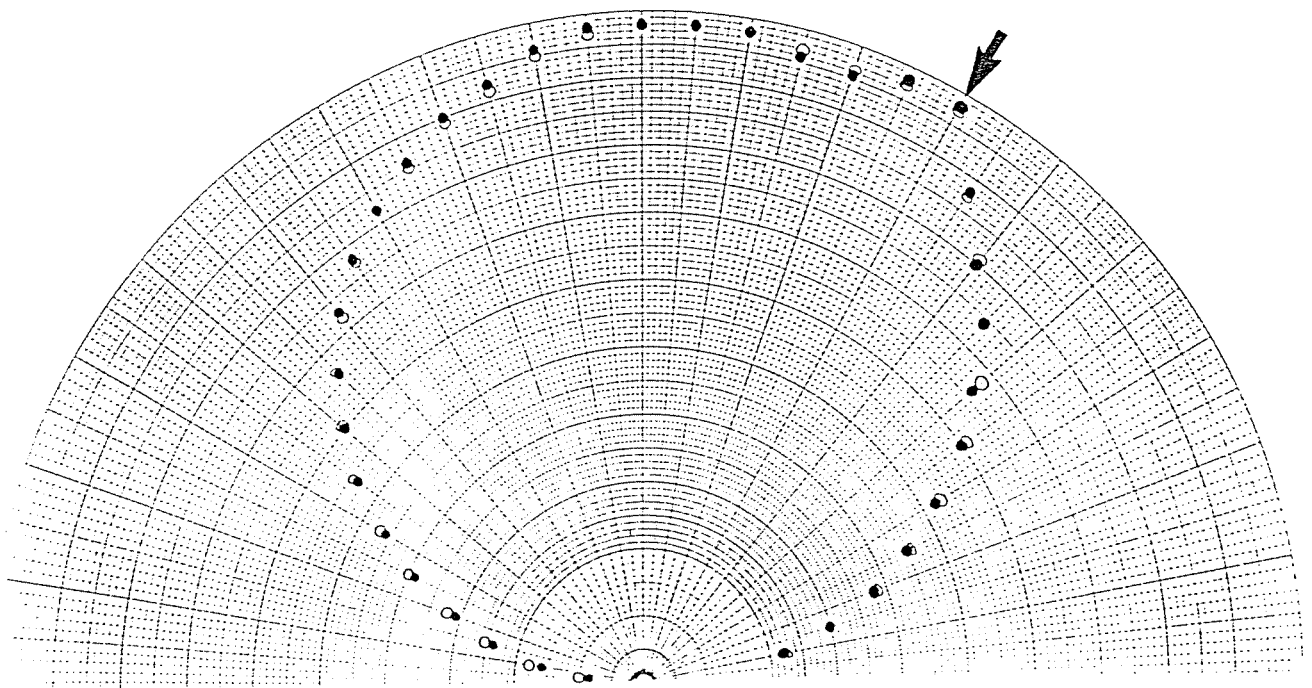
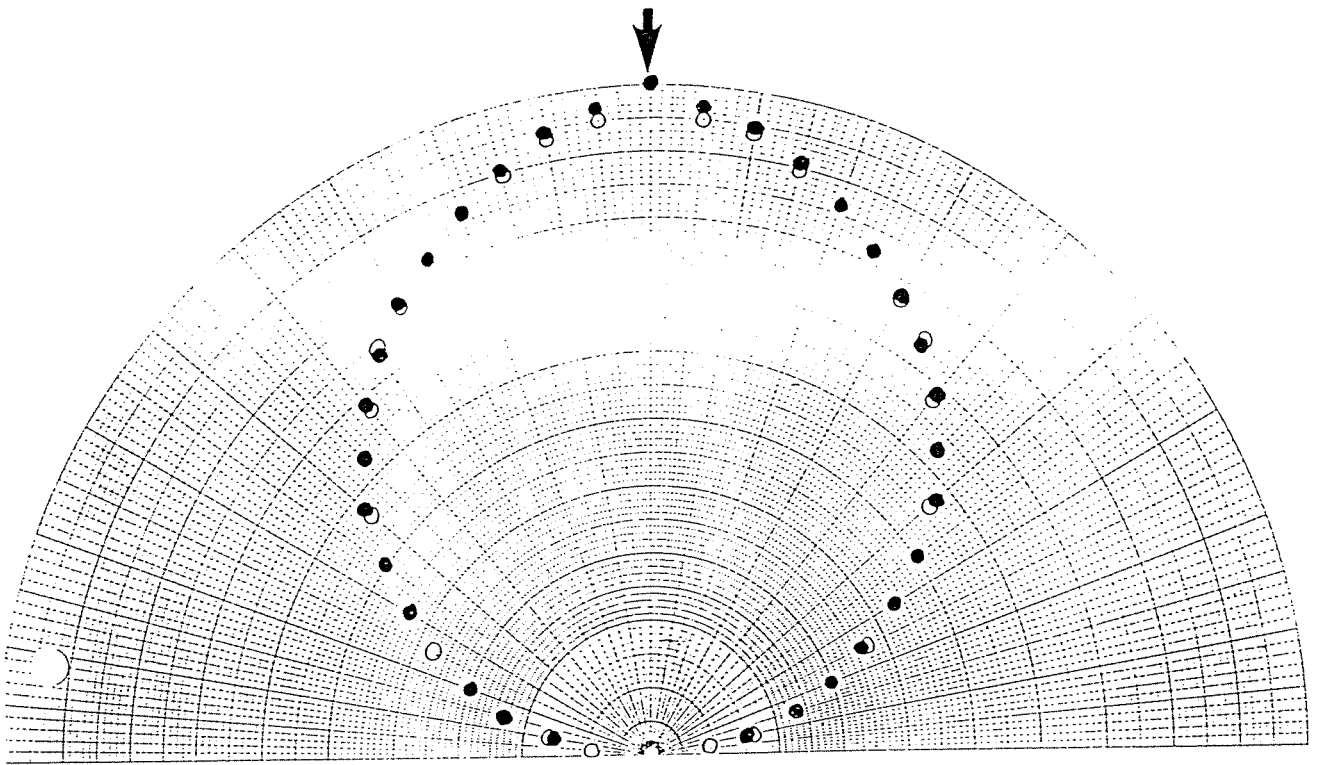


図5-9 壁の反射散乱特性の可逆性確認のための実験

ができるが、 $R(0^\circ, \theta)$ と $R(\theta, 0^\circ)$ 、 $R(30^\circ, \theta)$ と $R(\theta, 30^\circ)$ は非常によく一致しており、実際の壁面材においても反射・散乱特性の可逆性が成り立っていることがわかる。

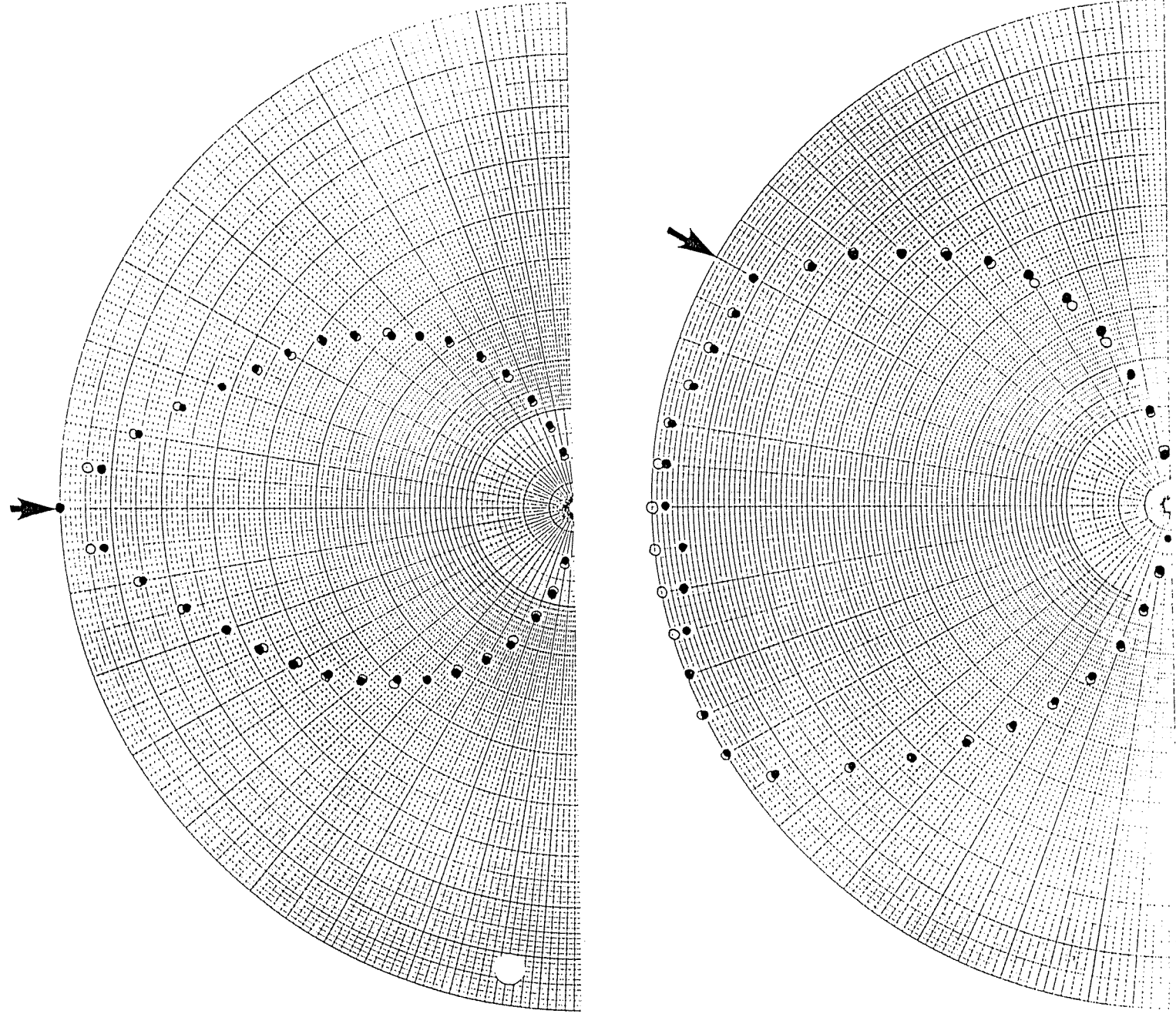
次に、サンプルとして艶のあるペイントを石膏に塗布したものを用い、同様な実験を行った結果を図5-11に示す。この場合には石膏の場合よりも強く反射特性が現れている。しかしこの場合においても、 $R(0^\circ, \theta)$ と $R(\theta, 0^\circ)$ 、 $R(30^\circ, \theta)$ と $R(\theta, 30^\circ)$ はよく一致している。



(a)  $R(0^\circ, \theta)$  —○— と  $R(\theta, 0^\circ)$  —●—  
 (b)  $R(30^\circ, \theta)$  —○— と  $R(\theta, 30^\circ)$  —●—

図5-10 実験結果I (Sample: 石膏)





- (a)  $R(0^\circ, \theta)$  —○— と  $R(\theta, 0^\circ)$  —●—
- (b)  $R(30^\circ, \theta)$  —○— と  $R(\theta, 30^\circ)$  —●—

図5-11 実験結果Ⅱ (Sample: つやのあるペイントを塗布した壁面)

以上の検討より、間接光テレメトリのシステムは通常のアナテナ系と i), ii) の点において異なっているが、壁面がある条件を満たしている場合（一般の壁面はこの条件をほぼ満たしている）には同様に送受可逆の理が成り立つことが示された。それゆえ、次節で述べるシミュレーションでは、送受可逆の理を用いて計算量の減少を図ることができる。

### 5-3 アルゴリズム

本節では、間接光シミュレーションの処理の流れについて述べる。本シミュレーションの目的は、先にも述べたように、図5-1に示すような光テレメトリにおいて、送光装置がいろいろな場所に移動した場合に受光装置に入射する光量を求めることである。送光装置の位置が移動する場合には、そのたびに全面素の仮想光源の大きさを計算し直す必要がある。この計算は莫大な量となるため、本シミュレーションでは、送受可逆の理を利用して計算量を減少させている。それゆえ、本節で説明するシミュレーションは、受光装置と送光装置の位置を交換した条件、すなわち送光装置が天井に固定されており、受光装置が動き回る場合に、受光装置に入射する信号光量を求めている。ただし、送受可逆の理を用いるため、送受光装置の指向性は交換して設定し、壁面は完全散乱体であると仮定している。

シミュレーションの処理の流れは、大きく次の2つの段階に分けられる。

- i) 送光装置により照明される壁面の明るさを計算。間接光の影響を表わす仮想光源の大きさを計算。 (1) ~ (3)
- ii) 室内空間中に置かれた受光装置が、送光装置および面素上の仮想光源によって直接照らされる明るさを計算。 (4)

図5-12にi)の手続きのフローチャートを示し、以下にこれらの手続きについて説明する。

#### (1) シミュレーションの条件の入力

送受光装置の位置、指向性、部屋の寸法等を入力する。後に送受可逆の理により送受光装置を交換するため、送受光装置の指向性は交換して設定する。壁

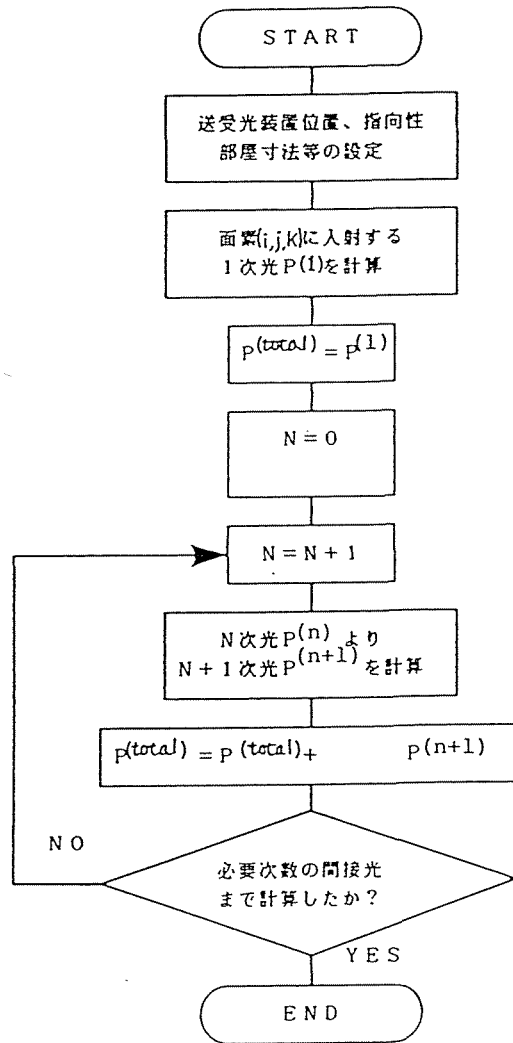


図5-12 仮想光源を求める手続き

面は完全散乱体と相似な指向性を持つものとし、反射率（反射光量／入射光量）を  $ref$  とする。計算では、各壁面を  $10 \times 10$  程度の面素に分割し（ $i, j, k$ ）で表わす（ $i, j$  は壁面内の面素を指定、 $k$  は壁面を指定）。以下、壁面への入射光および反射光はこの面素単位で考える。

## （2）1次の仮想光源の計算

各面素が、送光装置に対して張る立体角  $\Omega_{ij,k}$  を計算する（図5-13（a）参照）。これに発光素子の指向性パターンを乗じることにより、面素に入射す

る光量が求められる。同図5-13(a)に示すように送光装置が半球状の指向性を持つ点光源であると仮定した場合、面素(i, j, k)に入射する光量 $P^{(1)}_{ijk}$ は(5-4)式で計算される。

$$\begin{aligned}
 P^{(1)}_{ijk} &= \frac{OP}{2\pi} \Omega_{ijk} && (\Omega_{ijk} > 0) \\
 &= 0 && (\Omega_{ijk} \leq 0)
 \end{aligned}
 \tag{5-4}$$

where OP: optical output of light emitter

これを全面素について繰り返す。以上の操作により1次の仮想光源が求められる。この仮想光源により受光装置が照明される成分は、壁で1回反射した後に受光される間接光の成分を表す。この意味から、以下この仮想光源を1次の仮想光源と呼ぶ。

### (3) 高次の仮想光源の計算

N次の仮想光源 $P^{(n)}_{ijk}$ よりN+1次の仮想光源 $P^{(n+1)}_{ijk}$ を計算する(図5-13(b)参照)。N次の仮想光源とは、これが受光装置を照明する成分が、壁面でN回反射した後に受光装置に入射する間接光成分を表すような光源である。計算の手続きは、次の3段階よりなる。

- ① 全面素の中央にN次の入射光量 $\times \text{ref}$ に等しい光出力の仮想光源を設定する。
- ② 1つのN次の仮想光源に関し、他の各面素が張る立体角をすべて計算する。得られた立体角に仮想光源の存在する面素のある壁面の指向性を乗じ、各面素の受光量とする。
- ③ ②をN次の全仮想光源について繰り返す。

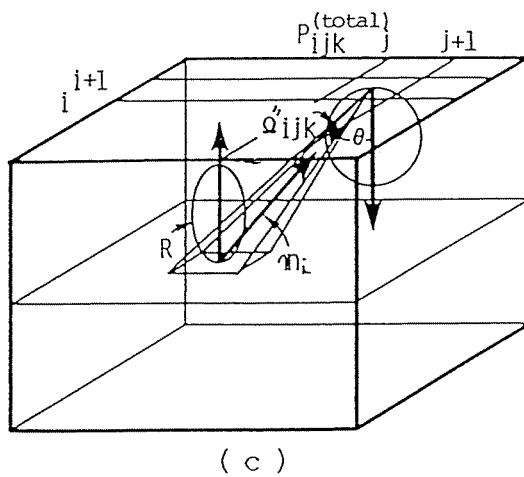
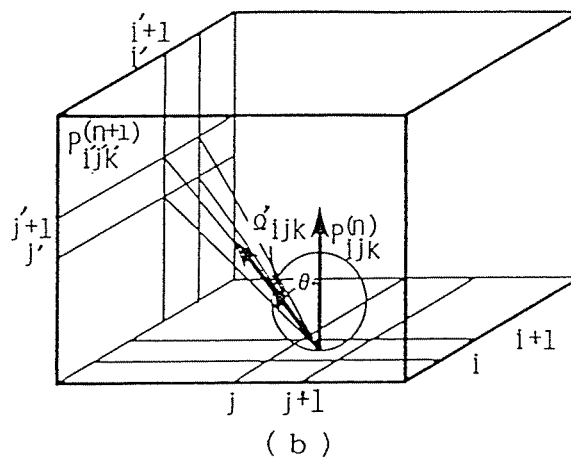
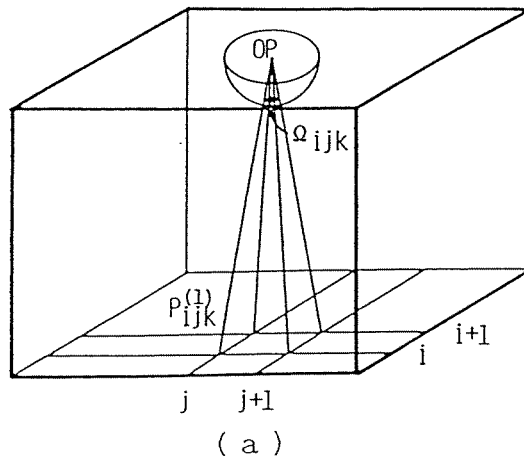


図5-13 間接光シミュレーション

( a ) 1次仮想光源の計算、( b ) 高次仮想光源の計算

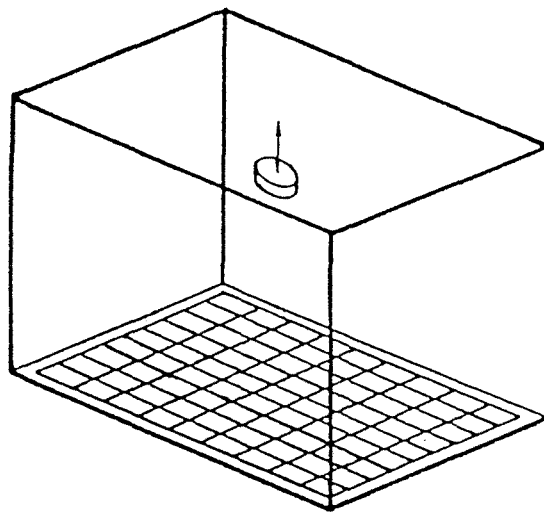
( c ) 空間中の受光装置に入射する光量の計算

以上の手続きにより得られる面素 ( i , j , k ) に入射する N + 1 次の仮想光源の強さは ( 5 - 7 ) 式で計算される。

$$P_{ijk}^{(n+1)} = \frac{1}{\pi} \sum_i \sum_j \sum_k \Omega_{ijk}' P_{ijk}^{(n)} \cos \theta_{ref} \quad (5-7)$$

以上の手続き ( ① ~ ③ ) により、N 次の仮想光源の分布から、N + 1 次の仮想光源の分布が得られる。この手続きを繰り返すことにより、必要な次数までの間接光を計算することが可能となる。

実際に、図 5 - 1 4 に示すような条件を設定して、仮想光源の分布の計算を行った結果を図 5 - 1 5 に示す。送光装置は、単一指向性を持っており、放射された信号光がより広い方向へ散乱するよう天井の中央から 0.6 m 下方の位



送光装置の光出力 1 W  
 受光面積 100mm<sup>2</sup>  
 送受光装置の指向性  
 共にCOSINE特性  
 壁の反射率 0.7  
 散乱特性 Lambert's law  
 に従う  
 部屋の寸法 W6.4xL4.2xH2.7

図 5 - 1 4 シミュレーションの条件

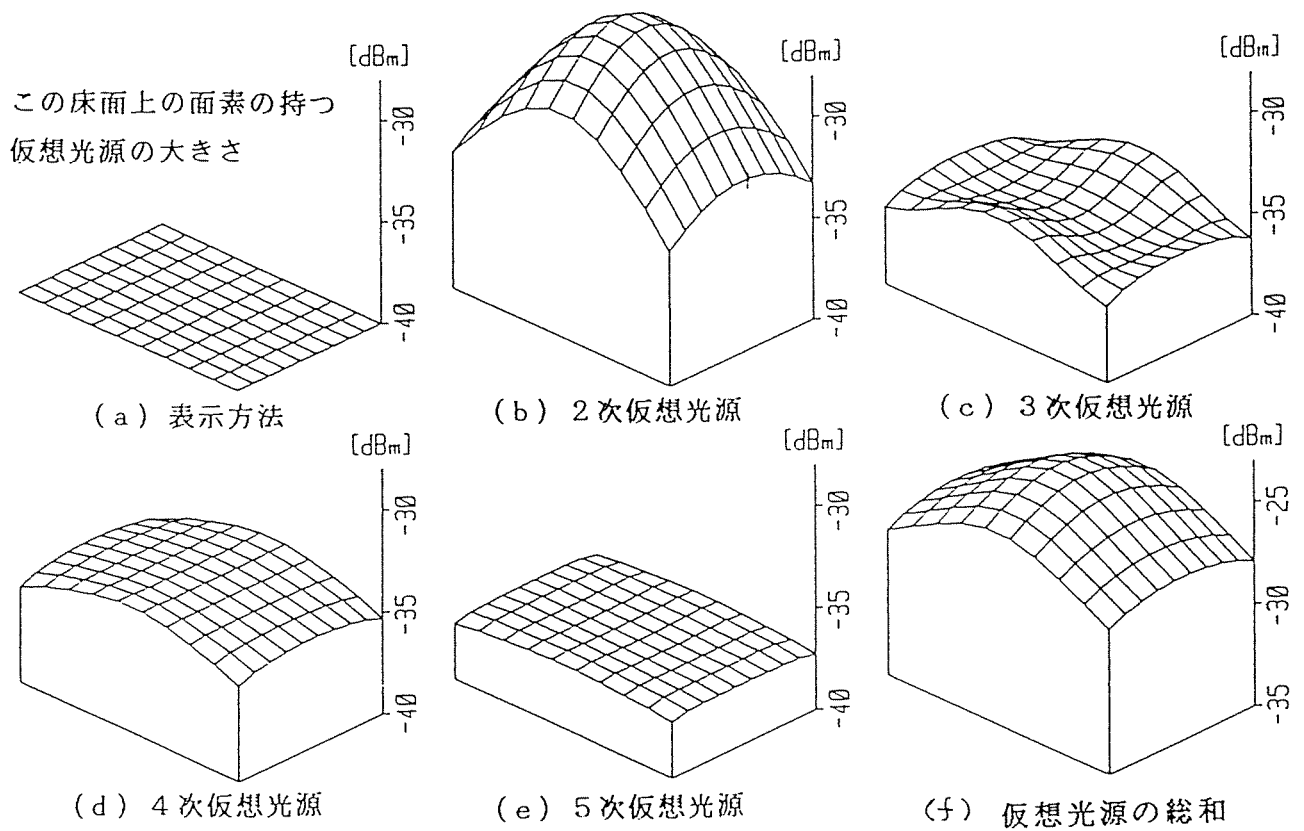


図5-15 床面上における仮想光源の大きさ



置に上向きに吊り下げられた形に設定する。壁面は全て完全散乱体と相似な散乱特性を示すものとし、反射率を0.7とする。仮想光源は、全壁面上の面素について求められるが、ここでは、床面上の面素の持つ仮想光源の強さのみを表示している。同図(a)にシミュレーション結果の表示方法を示す。床面をX-Y平面にとり、床面上の仮想光源の強度を面素の中心からのZ軸方向への高さとして3次元表示してある。(b)~(e)に2次仮想光源から5次仮想光源までの計算結果を示す。送光装置をこのように配置した場合には、床面上の面素は、1次の仮想光源を持たない。仮想光源の次数が大きくなるにつれ、壁面で強い散乱を受ける回数が増え、仮想光源強度の分布の一様性が改善されるのがわかる。4次の仮想光源は、3次の仮想光源に比べ、壁面での反射・散乱の回数が1回多く、損失が大きいかかわらず、その大きさは増加している。これは、他の壁面に偏在していた3次の仮想光源が、床面を照明したためと考えられる。5次より高次の仮想光源の強度分布は、壁面での反射・散乱により、面素の位置によらずほぼ一定となり、その光量は、反射損失により等比級数的に減少する。そこで、ここでは5次仮想光源まで計算を行い、以降は無限等比級数の和を求めることにより最終的な仮想光源の大きさを求めている。その結果を(f)に示す。

#### (4) 仮想光源が受光装置を照明する明るさ

室内空間中に置かれた受光装置が送光装置と1次から無限次の仮想光源すべてを加え合わせた大きさの仮想光源により照らされる明るさを計算する(図5-13(c)参照)。先に述べたように、本シミュレーションでは間接伝播光を面素上の仮想光源の発光として表現している。それゆえ、受光装置に入射する間接伝播光を含めた信号光強度は、送光装置自体および仮想光源が受光装置を直接的に照明する光強度を計算することによって求められる。すなわち、(5-8)式に示すように実際の送光装置と壁面上の仮想光源に対して受光装置が張る立体角を計算し、これに壁面の反射・散乱特性および受光装置の指向特

性を乗じることにより、空間中に置かれた受光素子に入射する光量が求められる。

$$P^{(RX)} = \frac{1}{\pi} \sum_i \sum_j \sum_k \Omega_{ijk} P_{ijk}^{(total)} R(n_i) \cos \theta_i$$

(5-8)

(  $\Omega_{ijk} > 0$  )

(  $\Omega_{ijk} \leq 0$  )

where  $R(n_i)$  : directivity of light receiver  
 $n_i$  : incident angle of light

実際に計算を行った結果を図5-16に示す。受光装置が移動する面（空間中で床面からの高さが一定の仮想平面）をX-Y平面にとり、その平面上に図

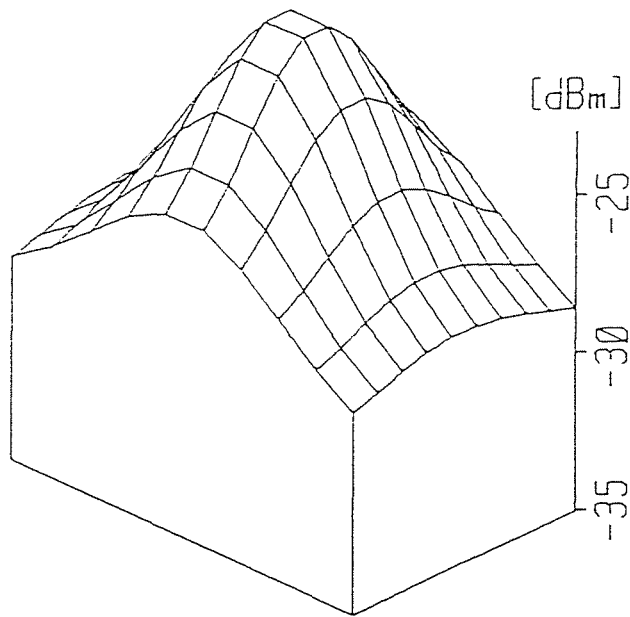


図5-16 空間中にある受光装置が仮想光源によって照明される明るさ

上に図のような格子を設定する。ある格子点上に受光装置を配置した時にそこに入射する信号光強度を、格子点からのZ軸方向への高さとして3次元表示している。計算は、受光装置の高さを1.5 mとし、その他の条件は先の計算条件と同一とした。

以上の手続きにより、送光装置が固定され、受光素子が室内を動き回る場合に受光素子に入射する信号光強度を、高次の間接光の影響をも考慮に入れて計算することができた。そしてこの結果は、送受可逆の理より、実際に知りたい情報すなわち受光装置が固定されており、送光装置をつけた被験者が室内を歩き回るときに、受光装置に入射する信号光の強度のシミュレーション結果となっている。

## 5-4 シミュレーションの妥当性に関する検討

本節では、シミュレーションの有効性を確認するためにシミュレーションと実測との比較を行なった結果について述べる。

### 5-4-1 シミュレーション

閉空間内の床面上に半球状に光を放射する送光装置を配置した時に、単一指向性の受光装置に入射する信号光強度を求めるシミュレーションを行なった。シミュレーションに用いた条件を図5-17に示す。

### 5-4-2 実測

実験を行なった室内の様子を図5-18に示す。実験条件をシミュレーションに近づけるために、家具は固定されている物以外室外に出し、窓はベニヤ板で覆い散乱性の壁とした。測定は対称性を考慮し部屋の半面について行ない、床面に30cm間隔で格子状に測定点を設定した。

測定に使用した送光装置の外見を図5-19に示す。シミュレーションの条件と同じく半球状に光を放射するように、104個の赤外発光ダイオードをプラスチックの半球に放射状に埋め込んである。送光装置の平均出力はLEDの公称出力の総和から約0.12Wとした。実験に用いた受光装置は、United Detector Technology社のPhotometer/Radiometer (UDT-111A)で、受光面積は1cm<sup>2</sup>である。受光装置の位置はシミュレーションと同じであるが、直接光の入射を極力遮断するため、半径40cmの光遮蔽板を受光装置の下に取りつけた。

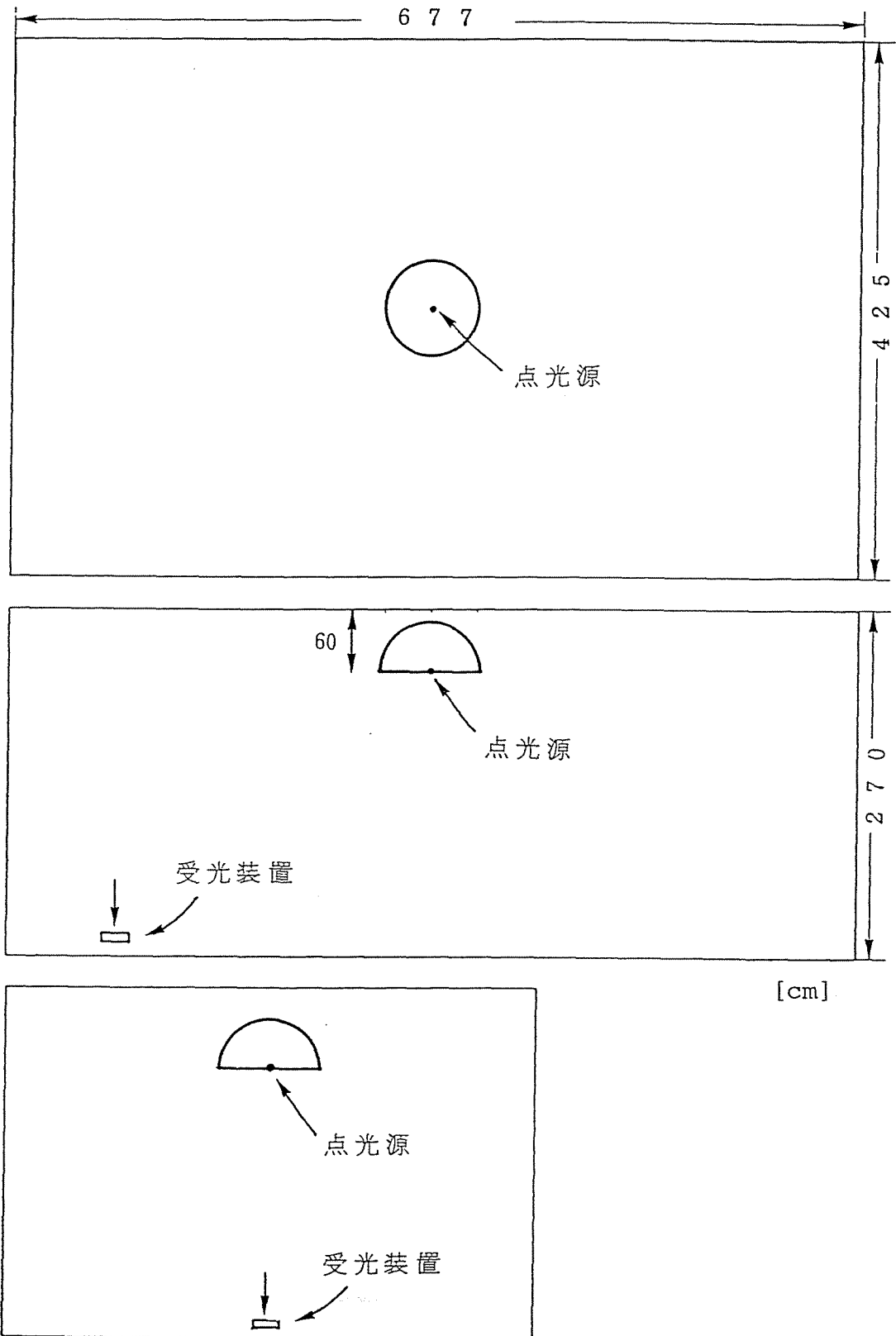


図5-17 シミュレーションの条件に用いた部屋の寸法と送受光装置の配置

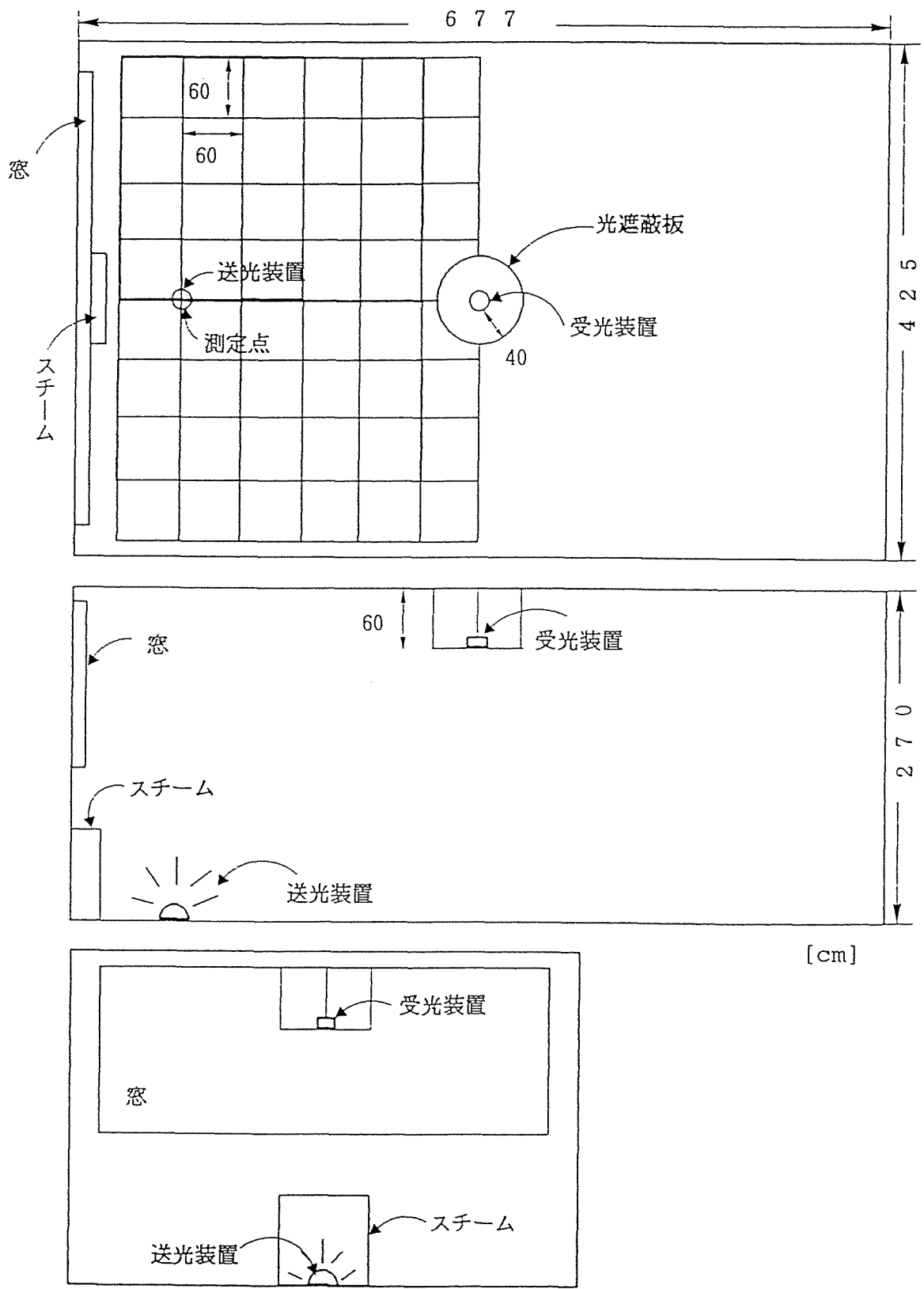


図5-18 実験を行った室内の様子

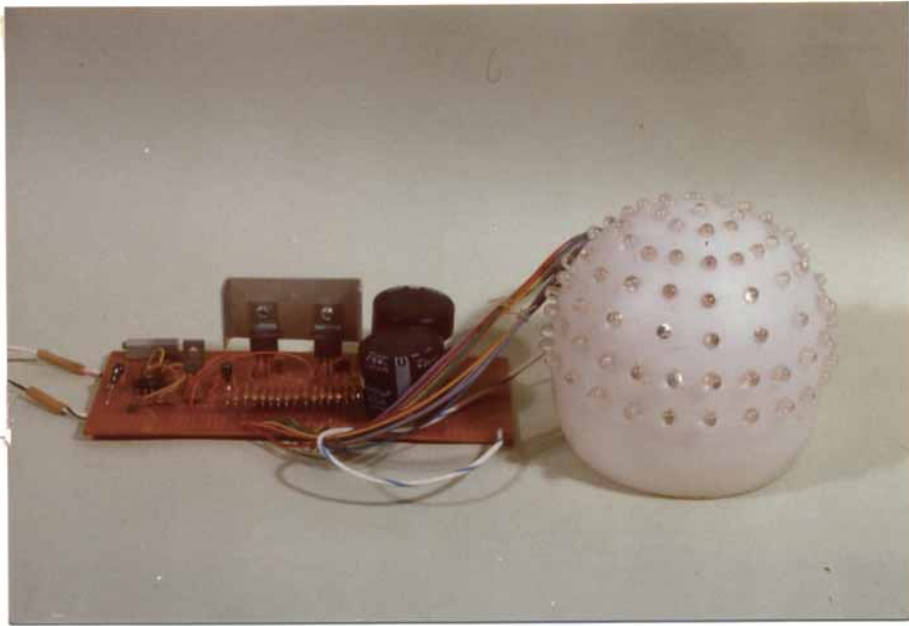


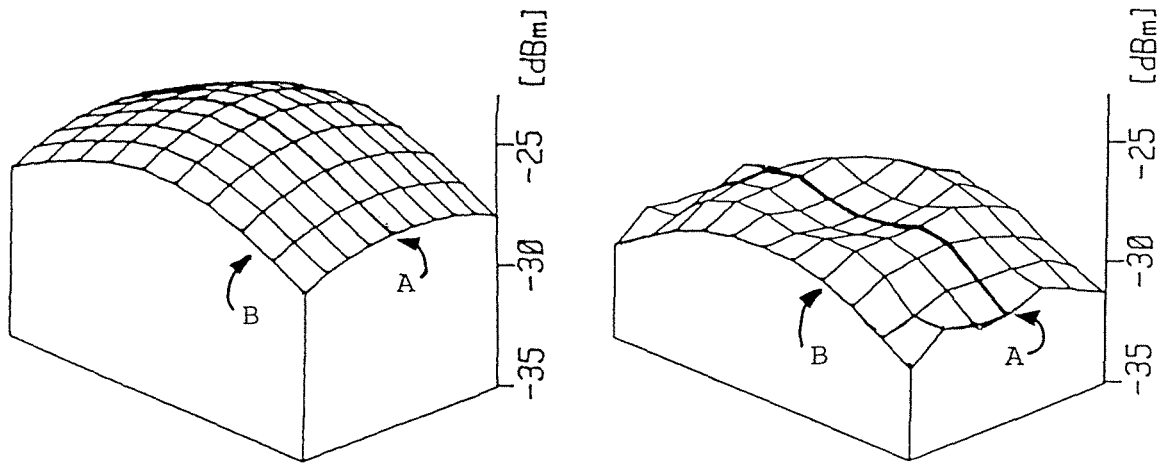
図 5 - 1 9 実験に用いた送光装置の外観

### 5-4-3 実測とシミュレーションとの比較

シミュレーションの結果を図5-20(a)に、実測の結果を同図(b)に示す。実験の結果の縦軸は、実測値を送光装置の平均出力を1Wに換算した場合の間接光強度であり、部屋の半面での測定結果を折り返して表示している。実測の結果では、部屋の中央に送光装置がある場合、光遮蔽板の影響により受光信号光量が減少している。しかし、それを除いては全体的な間接光分布の傾向は良く一致している。

図5-21は、図5-20の線分AおよびB上に送光装置がある場合のみについて表示した結果である。実線はシミュレーションによる理論値を、破線(○、△)は実測値を示している。計算値と実測値の受光量の絶対値を比較すると、全体的に計算値の方が3dB程度大きくなっているが、その変化の傾向は非常によく一致している。前者の理由として、使用した発光装置の実出力の測定が難しいことから、送光装置の出力として前述のような推定値を用いたことなどが考えられる。すなわち、LEDを埋め込んだプラスチックによる出力の吸収などを考慮に入れず、発光ダイオード単体の公称出力に個数を乗じて発光装置の出力としたことなどが原因と思われる。これを考慮に入れ、送光装置の実出力が3.2dB小さかったと仮定して先の受光量(○、△)を換算し直した結果を同図の●および▲で示す。線分A上、床の中央付近に送光装置がある場合には、上述のように光遮蔽板の影響により受光光量が減少し、シミュレーションの結果と差が現われている。しかしそれ以外の部分においては、シミュレーションの結果と実測の結果は良く一致しており、本シミュレーションが閉空間内における間接光のふるまいを良く反映していることがわかる。





(a) シミュレーションの結果

(b) 実測結果

図5-20 シミュレーションと実測の比較 I

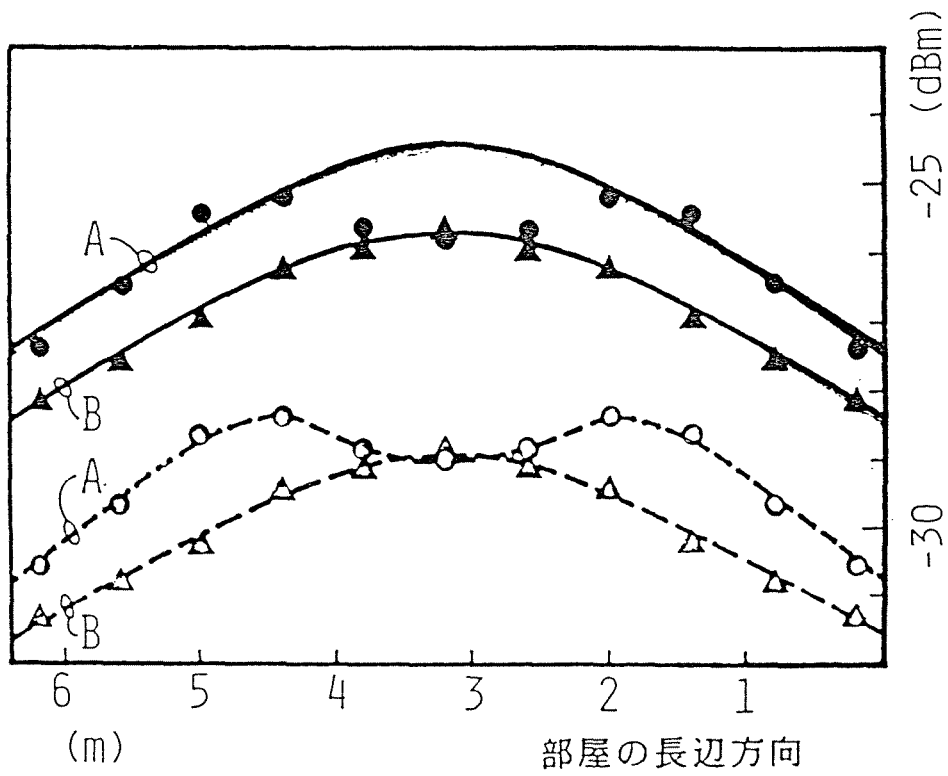


図5-21 シミュレーションと実測との比較 II

— 計算値  
 - - - 測定値

## 5-5 送受光装置の配置に関する検討

間接光通信においては、いかにして間接光を安定に、かつより多く受光するかということが最大の問題となる。閉空間内における間接伝搬光のふるまいは、壁面での反射散乱の繰り返しを含み光路が複雑であることから、直接光の場合などに比較して直観的に理解することが容易ではない。

本節では、前節で開発したシミュレーションの応用として、送光装置、受光装置、部屋の状況などを変えた場合について間接光強度の室内分布を計算し、送受光装置の配置場所に関する検討を通して、実際のテレメトリシステムを設計する場合の送受光装置の配置決定や送光装置の送信出力を決めるための参考とする。

### 5-5-1 受光装置の配置

#### (1) 受光装置の配置

受光装置の配置について考える場合、受光装置が1個の場合には、床の中央と天井の中央を結ぶ線上に配置するのが良いことは、容易に理解される。この直線上への配置の仕方について検討を行うため、図5-22に示すような2種類の受光装置の配置の方式、すなわち

#### i) 天井の中央に受光面を床面に向けた配置

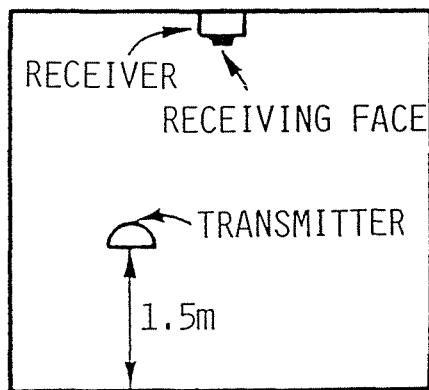
(ARRANGEMENT A)

#### ii) 天井の中央から0.6m下がったところに受光面を天井に向けて吊り下げた配置

(ARRANGEMENT B)

を設定してシミュレーションを行った。

ARRANGEMENT A



ARRANGEMENT B

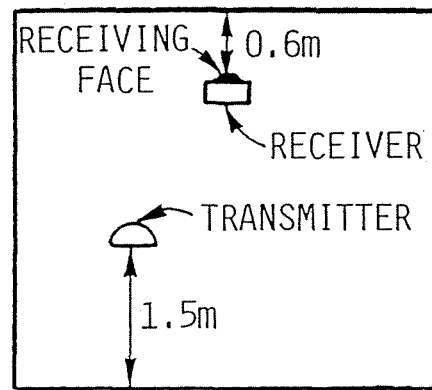


図5-22 シミュレーションの条件

シミュレーションでは、送光装置の出力が1Wでコサイン特性を持つ送光装置を肩（高さ1.5m）に装着した被験者が、幅6.4m、長さ4.2m、高さ2.7mの室内を移動した場合に、受光面積100mm<sup>2</sup>、コサイン特性の指向性を持つ受光素子に入射する光量を求めた。なお、壁面の散乱特性は、L a m b e r tの法則に従うものとし、反射率（出射光の全光量／入射光の全光量）を0.7とした。間接光の次数は、無限次まで考慮に入れている。

送光装置の配置としては、被験者の自由な動きを妨げず、装着感が少ない装着方法であり、かつ送光装置を出た光が広い範囲に広がる配置が望ましいことから、両肩に送光装置の指向性を上向きにして装着するものとして計算を行った。

本シミュレーションの方法を用いて計算を行った結果を図5-23に示す。同図（a）は、受光装置を天井の中央部に受光面を床面に向けて配置を行った結果である。直接光をも受光している（a）の結果においては、送光装置が受光装置の近くに来る場合に受光強度が急激に増加する。受光装置が天井を向いている場合にも同様の傾向がみられるが、その程度は先の場合に比べて大きくはない。また最小の受光強度は、受光装置を下に向けた場合で-27.0 dBm、天井を向けた場合で-28.6 dBmであり、受光装置を下に向けた

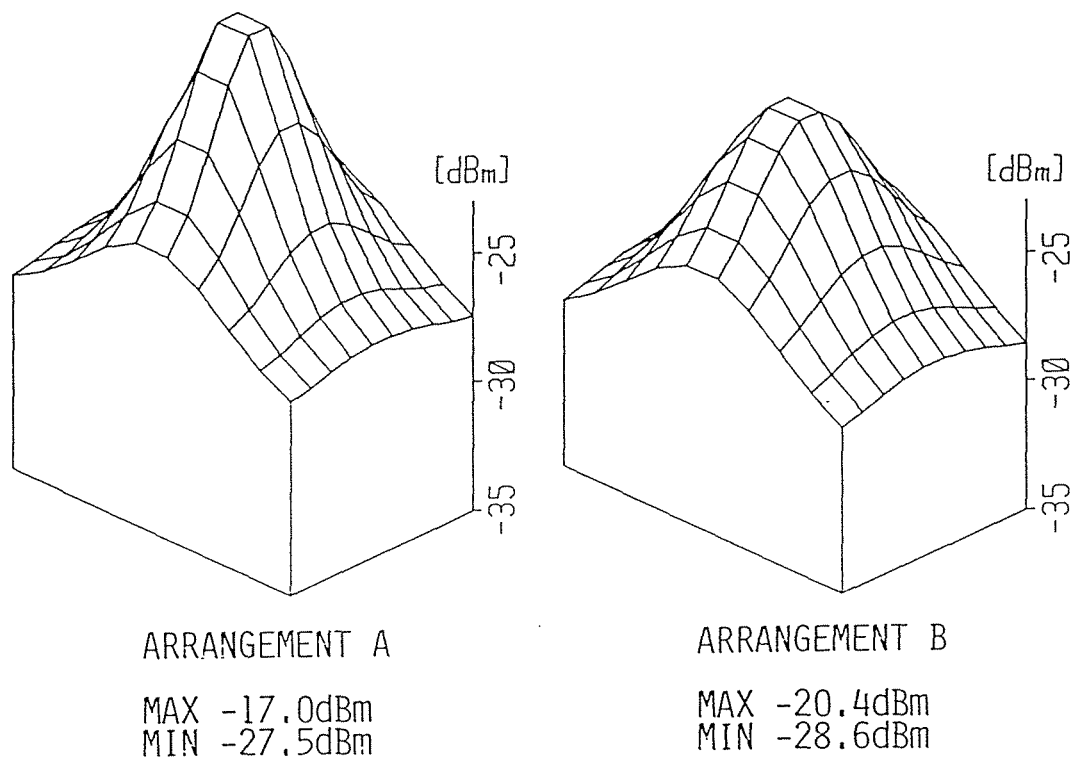


図5-23 シミュレーションの結果I (送光装置の高さ1.5m)

場合の方が受光強度が大きいものの1dB程度の差しか見られなかった。

2つの受光装置の配置に関し、

- i) 受光装置を下に向けた場合には、障害物により容易に遮断され得る直接光成分が含まれているのに対し、受光装置を天井に向けた場合には、受光装置に入射する光はすべて壁の上部もしくは天井で反射散乱した光であること。
- ii) 受光装置を下に向けた場合には受光素子は主に床面を見込み、床面上には家具がおかれ、人間の体が動き回っているのに対し、天井付近には通常障害物がなく安定な間接光伝搬路が確保されていること。
- iii) 両配置において、最小の受光量の差が1dB程度しかないこと。

などを考慮すると、間接光を安定に受光する必要がある間接光テレメトリにおいては、受光装置を天井に向けて配置する方が適していると考えられる。

### (2) 送光装置の高さの影響 (子供の場合)

図5-24に、被験者が子供である場合を想定して、送光装置の高さを変えて同様のシミュレーションを行った結果を示す。受光装置の配置、シミュレーションの他の条件は先の場合と同一であり、送光装置の高さだけを0.9mに変更して計算を行った。この場合には、受光装置の配置に関わらず、全体的に入射光強度が増加している。受光装置を床面に向けた場合には、1.1dB、天井に向けた場合には、1.0dBだけ最小受光光量が増加している。

受光装置を床に向けた場合には、送光装置の高さが低くなることにより送光装置に対して受光装置が張る立体角が増加することによる信号光強度の増加が含まれている。受光装置が天井を向いている場合に受光光量が増加する理由としては、以下に述べるような間接光分布の均一化が考えられる。

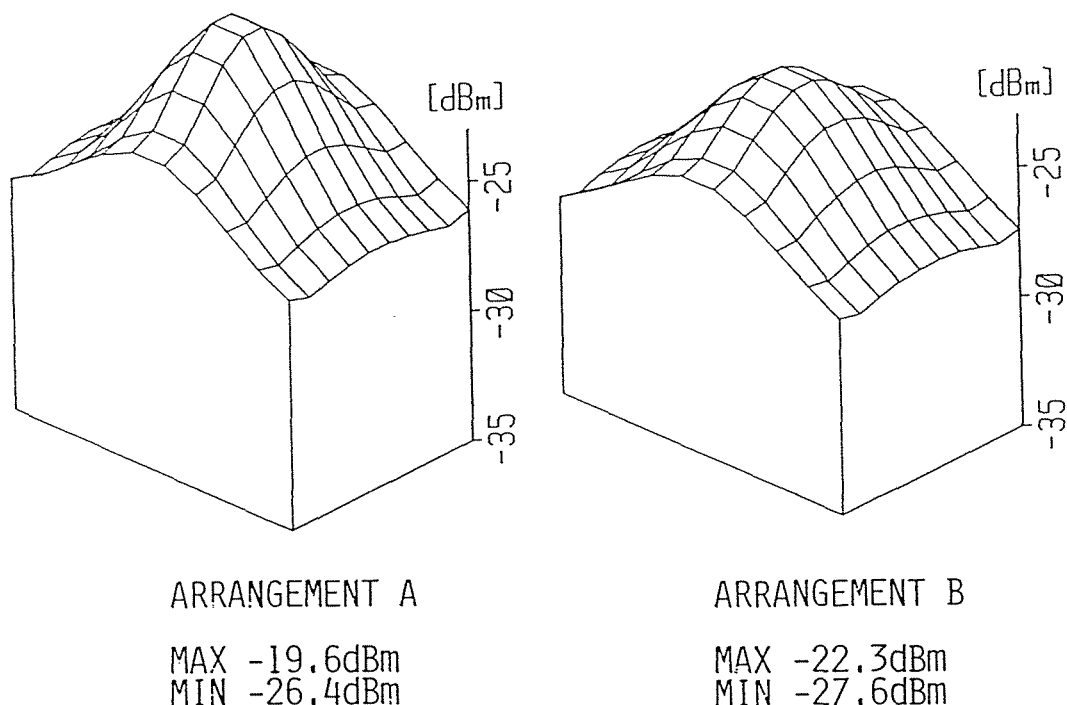


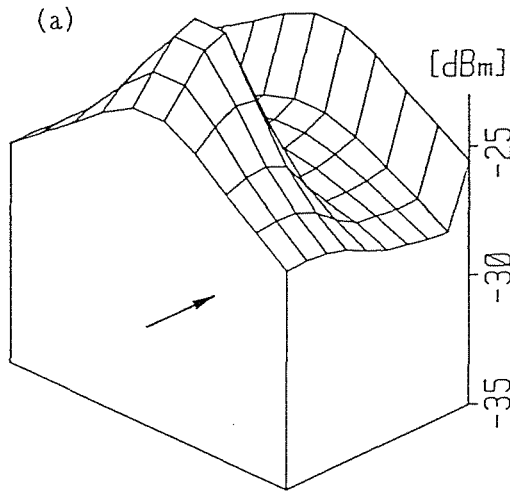
図5-24 シミュレーションの結果Ⅱ (送光装置の高さ0.9m)

この結果より、送光装置を床面に近づけることにより、間接光の分布の一様性が良くなっていることがわかる。これは、送光装置が上方のみに光を放射する指向特性を持つことから、送光装置を床面に近づけることにより、送光装置を出た直接光が入射する壁面の面積が拡大されるためであると考えられる。このことから、直接光が入射する壁面の面積が、より一様性の高い間接光分布を得るための一つの指標となることが考えられる。

### (3) 被験者の姿勢変化の影響

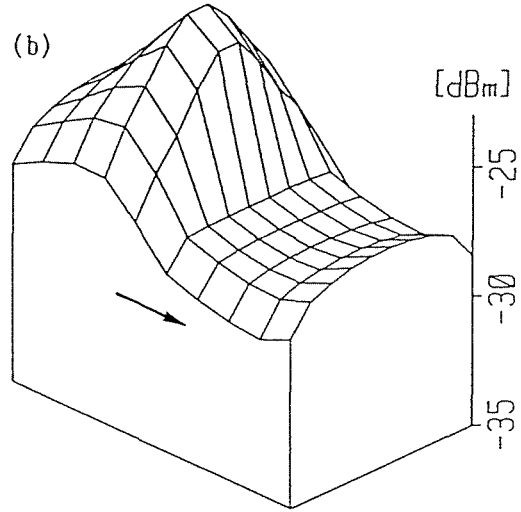
送光装置を取り付けた被験者が姿勢を変えた場合を想定して、シミュレーションの手法を用いて計算を行った結果を図5-25に示す。受光装置の配置、その他の条件は図5-22に示したものと同一であり、送光装置の指向性だけを図5-25に示すように部屋の長辺に向けた場合、および短辺に向けた場合についてシミュレーションを行った結果である。同図(a)、(b)は受光装置の配置Aの場合について、(c)、(d)は受光装置の配置Bについて計算を行った結果である。この結果を見ると、受光装置の配置の違いによる間接光強度分布の形の大きな違いはみられない。特に、受光装置が床面を見込んでいる場合で直接光が入射しない位置(図5-25(a)、(c)の長辺向き奥半面および(b)、(d)の長辺向き手前半面)においては、受光される間接光強度は受光装置が天井を見込んでいる場合とほとんど同一な分布であり、数値的には、0.2 dBしか違いがなかった。

このように、被験者が姿勢を変化させ送光装置が壁面を向いた場合にも、受光装置に入射する間接光強度は、異なる受光装置の配置を用いた場合にもほとんど同一となることが示された。従って、天井付近の空間が障害物による影響を受けにくいことを考慮にいれると、間接光通信に用いられる受光装置の配置としては天井を見込む配置(A RR A N G E M E N T B)が適していると考えられる。



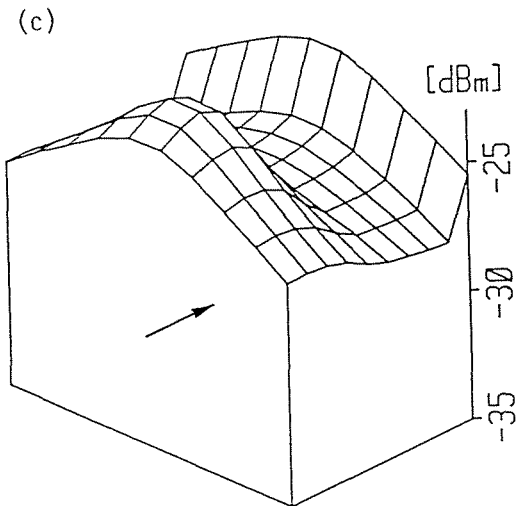
ARRANGEMENT A

MAX -20.6dBm  
MIN -28.0dBm



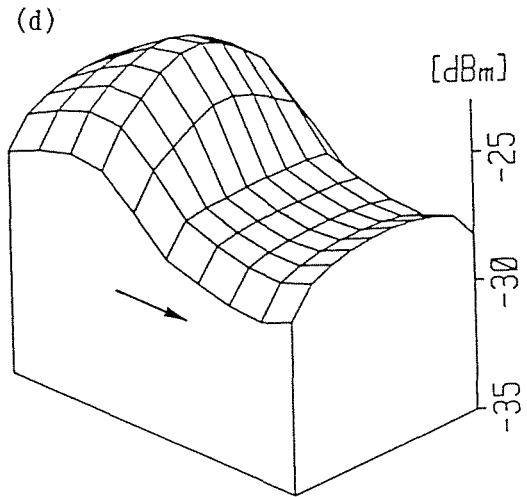
ARRANGEMENT A

MAX -20.6dBm  
MIN -29.0dBm



ARRANGEMENT B

MAX -22.5dBm  
MIN -27.8dBm



ARRANGEMENT B

MAX -22.5dBm  
MIN -28.8dBm

図5-25 シミュレーションの結果Ⅲ（送光装置を横方向に向ける）

(a)、(b):ARRANGEMENT A, (c), (d):ARRANGEMENT B

## 5-5-2 窓の影響

本節では、窓の存在が間接光の分布に与える影響について検討を行った結果について述べる。シミュレーションに用いた部屋は図5-26に示すように幅6.4m、長さ4.2m、高さ2.7mの大きさであり、部屋の一面に高さ0.8mから2.6mの高さまで、幅6.4mの大きさの開放した窓があると仮定して、この範囲内に入射した光は全く反射されないものとした。その他の条件、受光装置の配置などは、図5-22の場合と同じである。

### (1) 受光装置の配置

図5-26の条件のもとで計算を行った結果を図5-27に示す。室内にこのような窓があいている場合には、窓がない場合に比べて、送光装置が窓側にきた場合、それぞれ3.1dB、2.9dBだけ受光される光強度が減少している。間接光テレメトリにおいては、信号光を反射散乱する壁面が大きな意味を持つと考えられるが、壁の一面にこのように大きな窓があった場合においてもほかの壁における反射が期待されるため、最悪の条件でも3dB程度の減衰

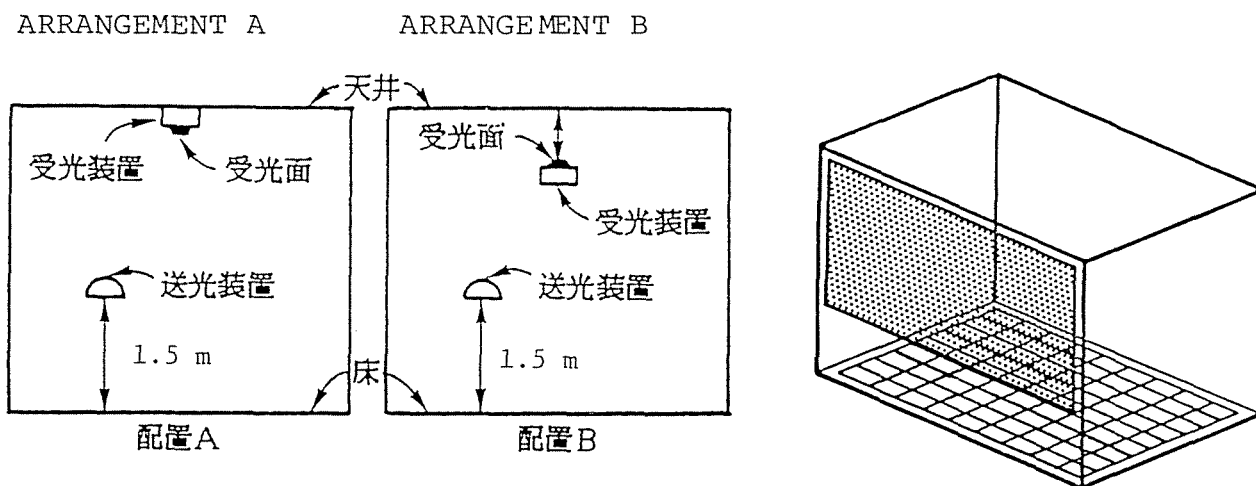


図5-26 シミュレーションの条件 (窓がある場合)



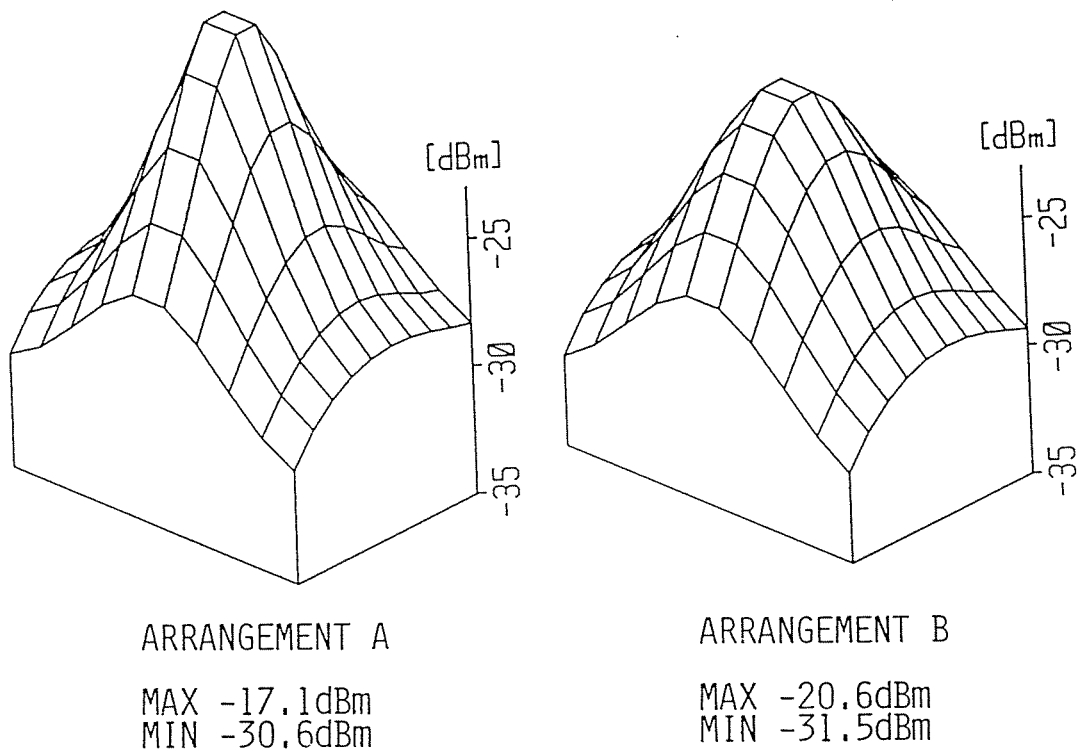


図5-27 シミュレーションの結果Ⅳ（窓の影響）

に留まっているものと考えられる。受光装置の配置による最小受光強度の差は、この場合にも小さく、受光装置が天井を向いた場合に1.1dB小さくなるだけであった。

#### （2）送光装置の高さの影響（子供の場合）

第5-28図に、被験者が子供であった場合を想定して、送光装置の高さを変えて同様のシミュレーションを行った結果を示す。受光装置の配置、シミュレーションの他の条件は（1）の場合と同一であり、送光装置の高さだけを0.9mに変更して計算を行った。

送光装置の高さの影響は、基本的には窓の有無にかかわらず、全体的に最強部と再弱部の差が小さくより一様な分布となり、最小受光強度が送光装置の高さが0.9mの場合、窓の開いていない場合に比べ1dB程度増加するという形で現れている。

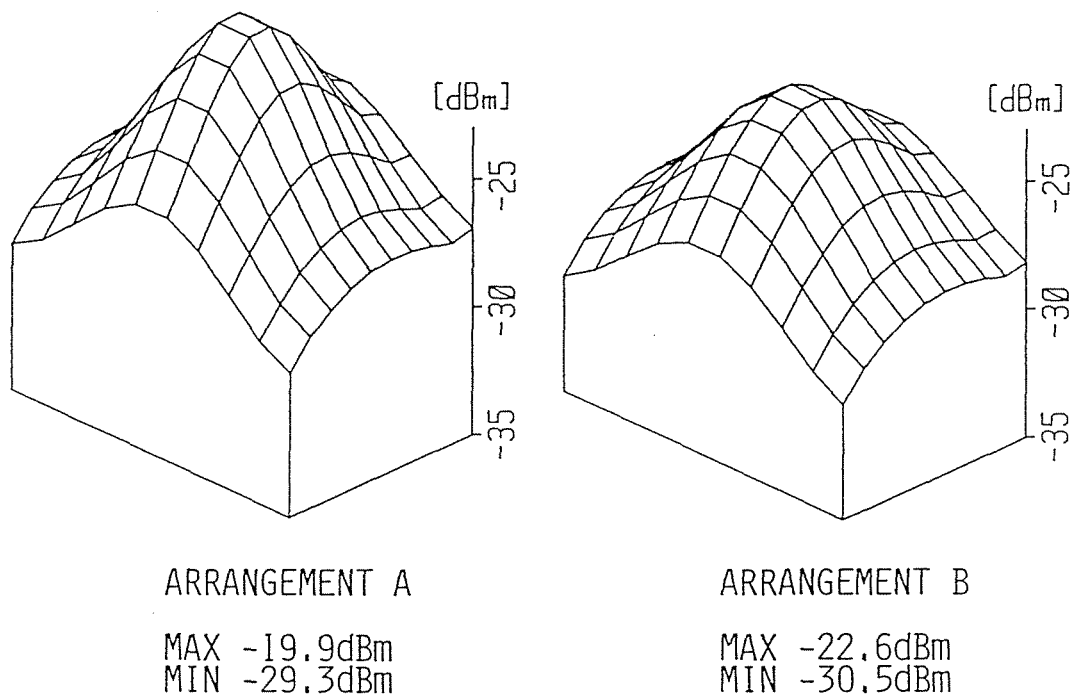


図5-28 シミュレーションの結果V (送光装置高さ0.9m)

### (3) 被験者の姿勢変化の影響

窓のある場合における被験者の姿勢変化の影響についてシミュレーションを行った結果を図5-29(a)～(f)に示す。受光装置の配置、その他の条件は図5に示したものと同一であり、送光装置の指向性だけを図5-29に示すように部屋の長辺向き(窓側)の場合、短辺向きの場合、および長辺向き(壁側)の場合についてシミュレーションを行っている。

送光装置を壁面に向けた場合(図5-29(b), (c), (e), (f))における間接光分布は基本的に窓のない場合と同一であり、窓の影響は送光装置が窓の付近にきた時に受光装置に入射する光強度が若干減少するという形で現れている。これに対し、送光装置が窓の方向を向いた場合には送光装置が窓に近づくにつれて受光光量は急激に減少する。なお、この現象は受光装置の配置方法にかかわらず現れている。これらの結果より、均一な間接光の分布を得

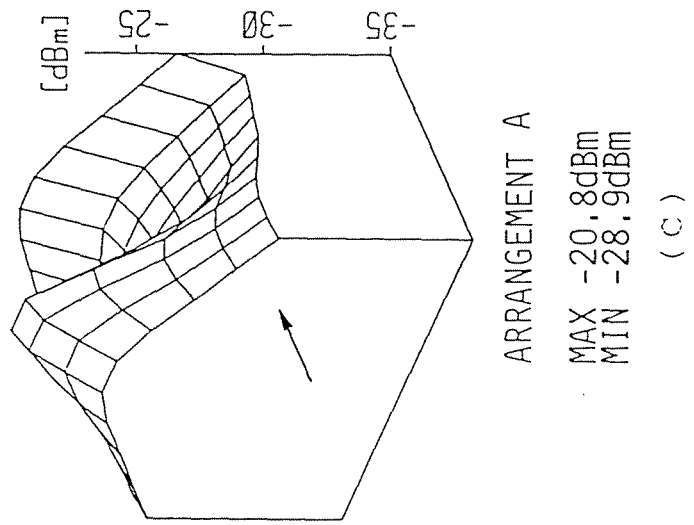
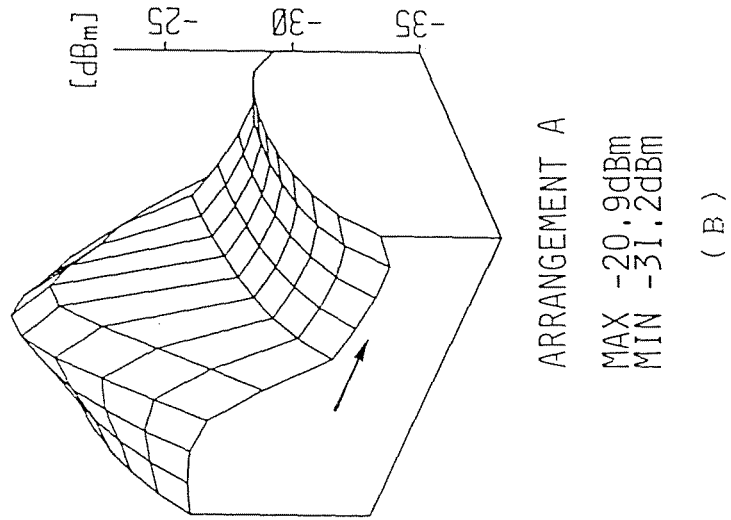
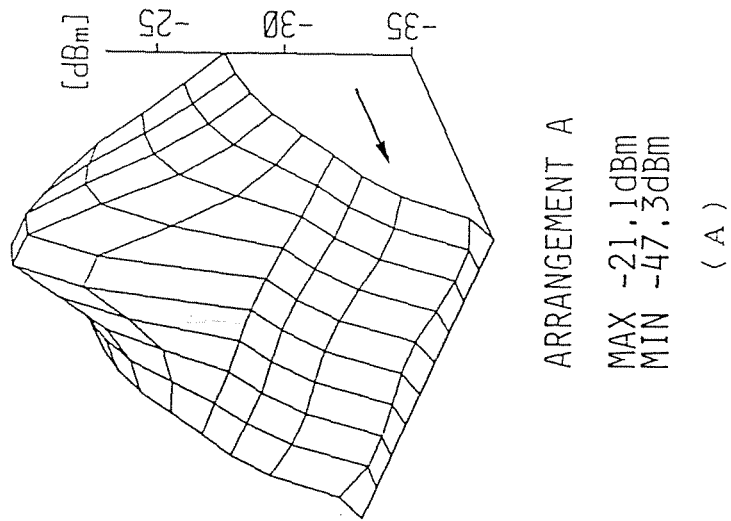
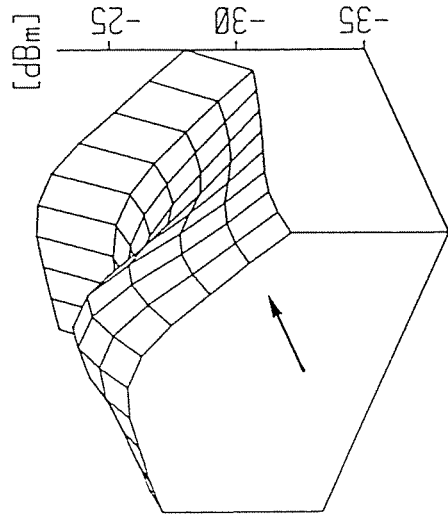


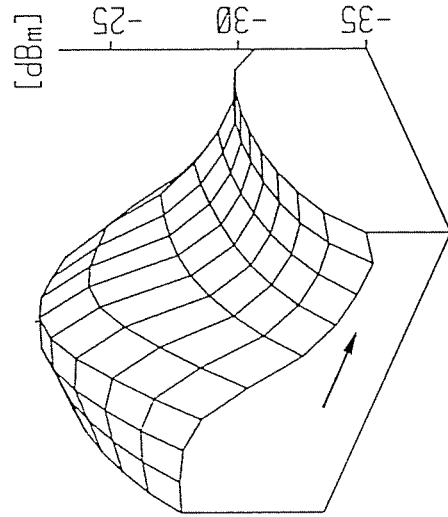
図 5 - 2 9 シミュレーションの結果 VI (送光装置を横に向ける)



ARRANGEMENT B

MAX -24.0dBm  
MIN -30.3dBm

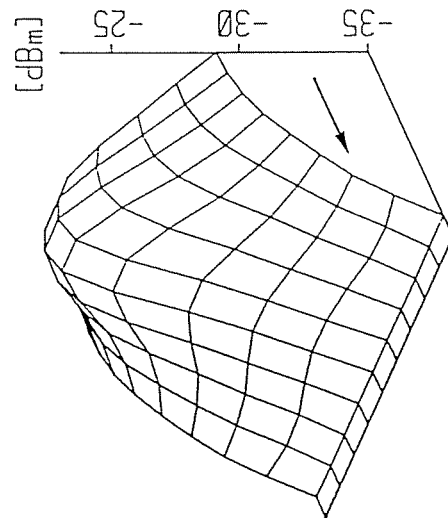
( F )



ARRANGEMENT B

MAX -24.1dBm  
MIN -32.5dBm

( E )



ARRANGEMENT B

MAX -24.4dBm  
MIN -48.9dBm

( D )

図 5 - 2 9 シミュレーションの結果 VI (送光装置を横に向ける)

るためには送光装置を出た直接光が、どれだけ広い範囲に広がるかということが特に重要であり、ここで計算を行った場合のように、直接光が窓から室外に出ていってしまう場合には、室内に留まる信号光の光量が絶対的に少なくなるため通信が不能になるということがわかる。

また、実際の臨床の場での使用を考えると、送光装置を取り付けた被験者が窓のそばに立った場合にはそれほど大きな受光信号光強度の変化はないが、窓から体を乗り出したりする場合には、通信が不可能になることが考えられる。しかし、被験者に複数の送光装置を取り付け、その指向性の方向に配慮して、全ての送光装置が同時に窓の方向を向かないようにしておけば、このような問題を回避することが可能である。

以上、間接光のふるまいを定量的に知ることを目的として、閉空間における間接光の強度分布を計算するシミュレーションの方法を考案した。以前報告されている間接光の強度を計算するシミュレーションの方法では、送光装置から受光装置に直接入射する光と、送光装置を出た後壁面で1回反射した後に受光装置に入射する光強度しか計算することができなかった。これに対し、ここで提案した方法では、必要な次数の間接光まで、比較的短い時間で計算することが可能である。また、5～6次光以降の間接光の強度分布は、壁の反射散乱特性により、ほとんど一様と考えられる分布となり、壁の損失により一様に減衰していくことから、等比級数を用いることにより近似的に無限次の間接光のまで考慮に入れることが可能である。

次に、シミュレーションの結果の妥当性について検討を行うために、シミュレーションの結果と実測の結果の比較を行い、両者の傾向が良く一致することを示し、本シミュレーションの妥当性を確認した。

さらに、2種類の送光装置の配置の方法を設定し、本シミュレーションを用いて間接光の分布を計算することにより、間接光テレメトリにおいては、天井の中央直下に受光面を上向きにして送光装置を吊り下げる配置の仕方が、間接

光をより安定に受光するために適した配置であることを明らかにした。また、間接光の分布は、送光装置の高さや送光装置の指向性の変化に対しても充分安定であることが示された。さらに窓の存在が間接光の分布に与える影響に関して検討を行った。その結果、被験者が通常の姿勢を取っている場合には、窓の存在による信号光の減衰は3 dB程度であり、間接光通信に対して大きな影響を与えないことが確認された。

本シミュレーションの手法により、従来直感に頼っていた送受光装置の配置の問題に対して、定量的な検討を行うことが可能となった。本シミュレーションを用いた間接光の分布に関する検討は、送受光装置の配置に関する検討を行う場合や、散乱光通信システムを設計する上で送光装置に必要な発光出力を決定する場合などにおいて、重要な指針を与えるものと考えられる。

## 第6章 受光シミュレーション

送光装置を出た後に、壁面で反射、散乱を繰り返すことにより室内に拡散して行く間接光をより多く、かつ安定に受光することは、間接光テレメトリにおいて最も基本的な問題である。しかしこの問題に対する検討は、現在まで十分に行われてきているとは言い難く、実用に即した検討が望まれている。第5章では、この問題に対する1つの回答として閉空間内における間接光のふるまいをシミュレートすることにより、送光装置および受光装置の位置の最適化を目指して検討を行った結果について述べた。本章では、第5章のシミュレーションとは異なった視点に立った間接光受光のシミュレーションの手法を提案し、これを用いて、間接光をより多く、より安定に受光するための検討を行った結果について述べる。

6-1節では光学の分野において最も古くから使われてきており、かつ最も基本的な光学素子であるレンズの間接光テレメトリへの応用として、レンズを用いた集光系に関し、シミュレーションの手法を用いた検討を行う。さらに間接光テレメトリにおける、レンズを用いた集光系の得失に関して考察する。

6-2節では、第5章のシミュレーションで設定した送光装置の位置に関する条件を見直し、送光装置が室内のあらゆる場所に移動する可能性があるという新しい条件を設定し、この場合には、各壁面が持つ間接光強度の送光装置の位置に関する平均値が全面素に関して等しくなるという条件の基でシミュレーションを行った結果について述べる。そしてこの条件のもとで、すなわち送光装置が自由に動き回った場合に、より多くの面素を均一に見込む指向性が受光

装置の最適な指向性であるという指針に従って受光装置の指向性の最適化を行なう。



## 6-1 集光系

半導体受光素子を用いた光電気変換回路においては、一般的に受光素子で発生するノイズに比較してオペアンプで発生するノイズが大きい。それゆえ、受光素子の受光面積を増やすなどしてより多くの信号光を受光することにより  $C/N$  (carrier to noise ratio) を改善することができる。しかし、フォトダイオードは、受光面積を増やすと接合容量が大きくなり光-電気変換回路の周波数帯域幅が狭められてしまうため、受光面積はあまり大きくすることはできない。受光面積を増加させるもう一つの方法として、光学素子を用いて信号光を集光する方法が考えられる。

光学系を応用することによる利点をまとめると、次のようになる。

### i) $C/N$ の向上

集光を行った場合には、電子回路で発生するノイズの量は変わらずに受光信号光が増加するため、 $C/N$  が改善される。但し、光学的なノイズに対する  $C/N$  は改善されない。

### ii) 周波数特性が劣化しない

レンズ等の使用は、電子回路の性能には全く影響を与えない。

しかし、集光による受光面積の増加は、ある方向から入射する光のみに対する見かけ上のものであり、それ以外の方向から入射する光に対する見かけ上の面積は、かえって小さくなる。それゆえ、光学系による集光が一概に有効であるとはいえない。本節では、間接光テレメトリの受光装置に対する集光系応用の得失について考えるために、まずレンズを用いた集光系の指向性を求めるシミュレーションの手法について述べる。次に、シミュレーションを用いて集光系の効率について検討を行い、間接光テレメトリへの集光系の応用の得失に関する考察を行う。

## 6-1-1 シミュレーションの方法

指向性を計算するためには、光軸に対して種々の方向から入射してくる光線について検討を行わなければならないため、近軸近似の成り立つ光線（光軸に十分近く、光軸と成す角度が十分小さい光線）に対してのみ成立するガウス光学の原理を使うことはできない。それゆえ、ray tracing法、すなわちある光学面における位置と入射角を与えられた光線一本一本について Snellの法則を用いて出射角を求め、次の光学面における光線の位置と角度を計算し、これを繰り返す手法を用いた。

光学系の指向性を計算する方法の概略を図6-1に示す。ここでは、1個の平凸レンズと受光面からなる基本的な受光系についてシミュレーションを行った。例として用いたレンズは、MELLESGRILLOT社の Plano Convex Lens (01LPX041)である。このレンズのプロファイルを図6-2に示す。

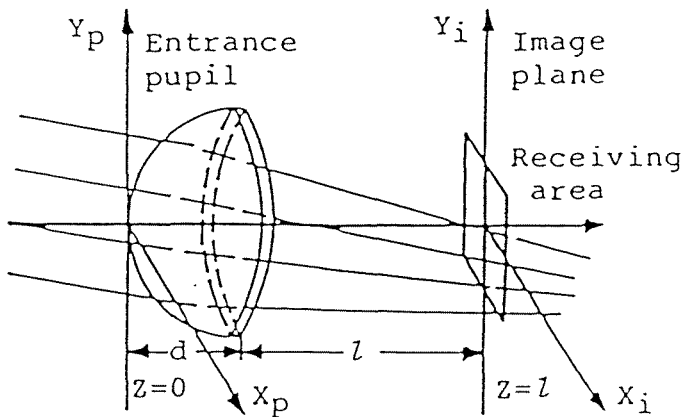


図6-1 レイトレーシングを行った光学系

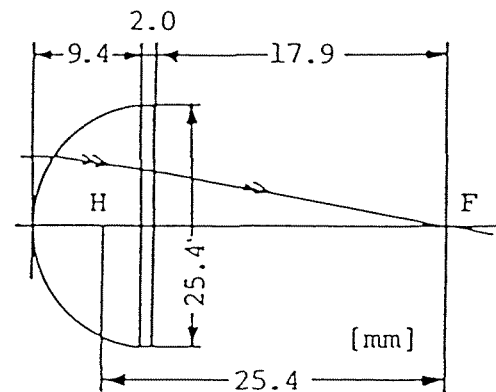


図6-2 シミュレーションに用いたレンズの寸法

まず、光軸に対し角度 $\theta$ で一様な放射強度の平行光が入射してきた場合を想定する。この状態をシミュレートするものとして、ray tracingで扱えるように、一定の密度で光線が分布していると考え。その後、レンズ面に入射するもののみをentrance pupil (図6-1参照)上に選び出す。 $\theta = 30^\circ$ の場合について実際にentrance pupil上に光線の配置を行った例を図6-3に示す。

次に、これらの光線一本一本についてray tracingを行い、光学面出端面 ( $z = d$ )における各光線の位置および出射角度を求める。出射後、光線は自由空間中を直進するだけなのでさまざまなしについて簡単に光線の位置を計算することができる。このようにして、 $L = 2.8\text{ mm}$ および $L = 8.6\text{ mm}$ の場合について、image plane上での光線の位置を求めた結果を図6-4、図6-5に示す。各図の(a)において斜線を施した正方形は、受光素子の受光面があると仮定した範囲を示しており、(b)は(a)の正方形の部分を拡大して光線の位置をプロットした結果である。すなわち、 $L = 2.8\text{ mm}$ の場合には、光ビームはあまり集束されなく、比較的大きなかたまりと

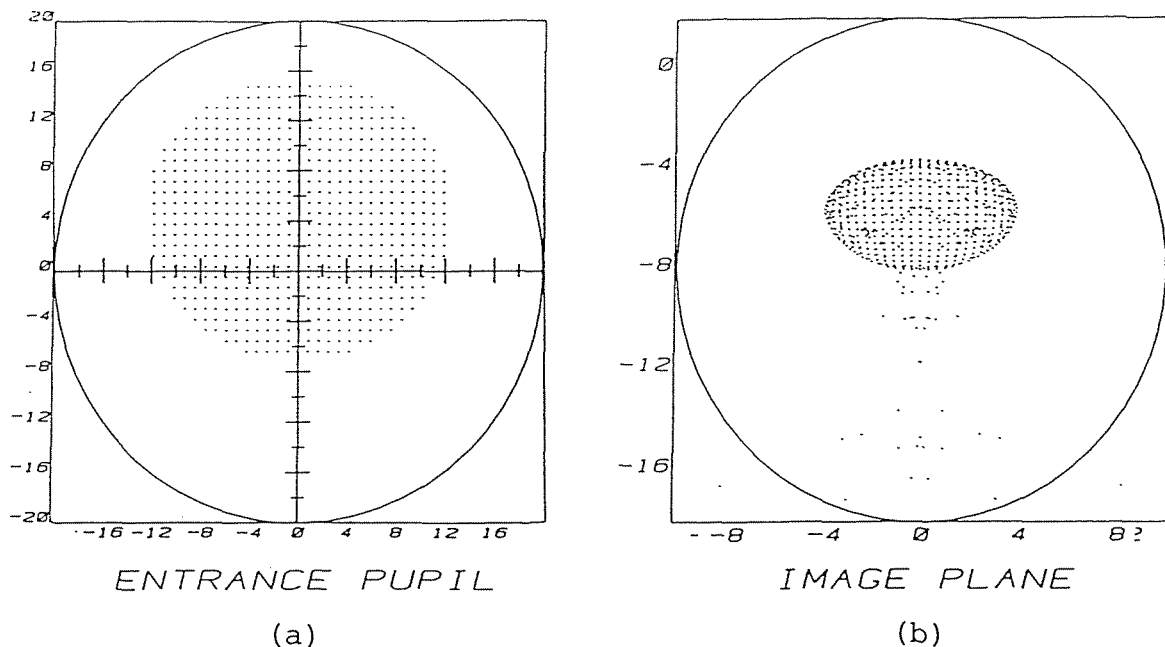
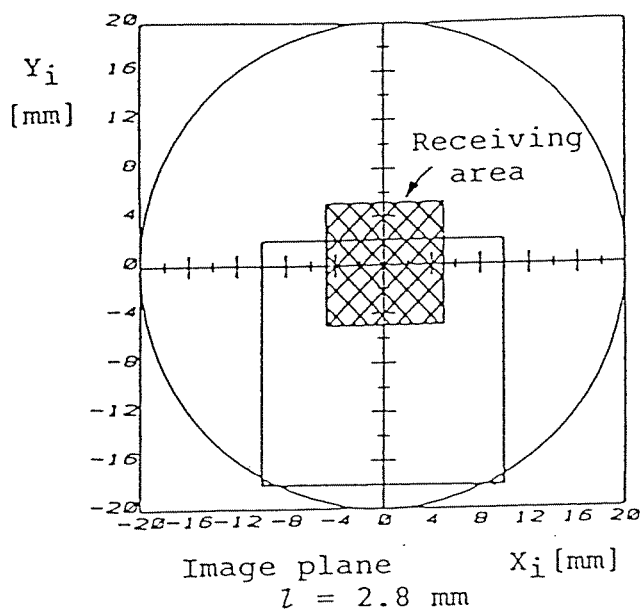
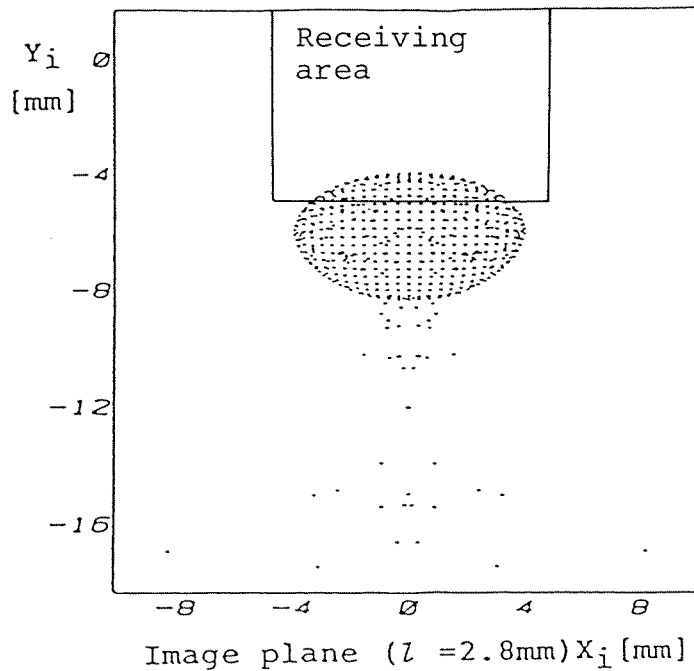


図6-3 入射瞳上への光線の配置 ( $\theta = 30^\circ$ )

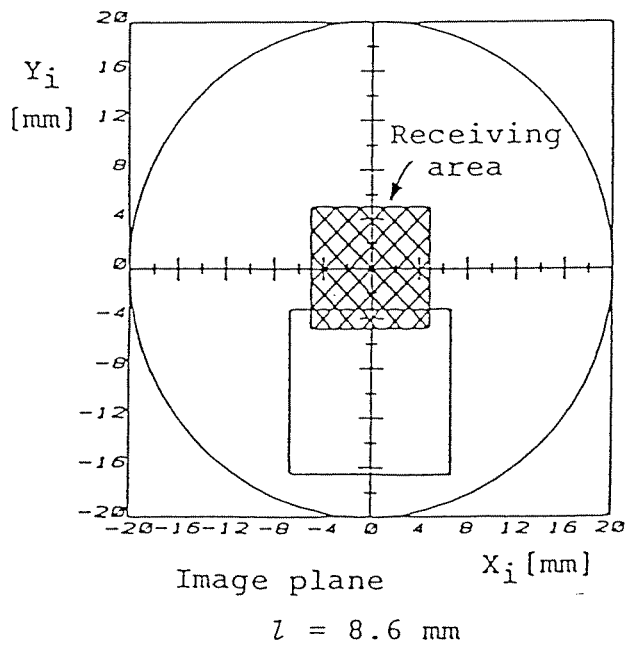


(a)

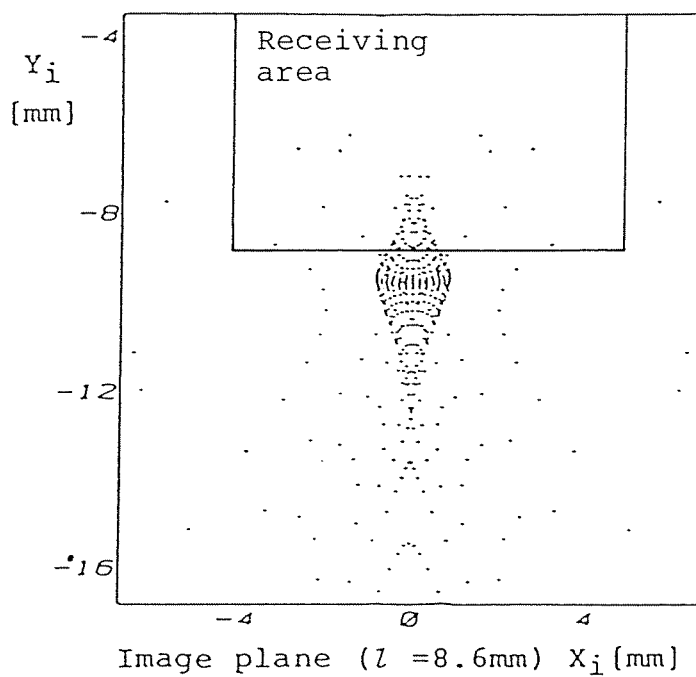


(b)

図6-4 レイトレーシングの結果 I



(a)



(b)

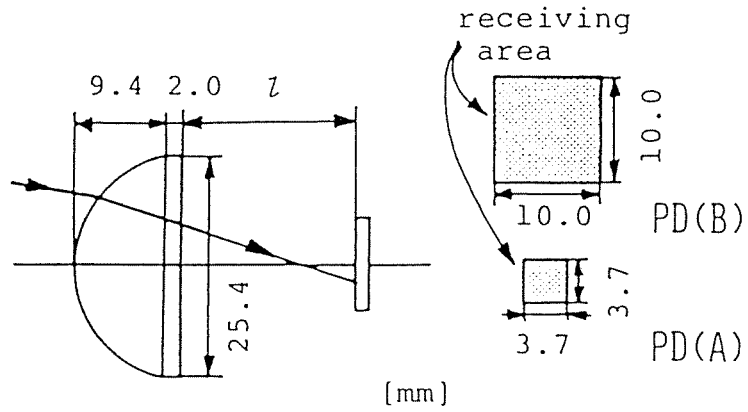
図6-5 レイトレーシングの結果 II

なっているが、その1/3程度が受光素子に入射している。これに対して、 $L = 8.6 \text{ mm}$ の場合には、光ビームはレンズによりかなり小さく集束されているが受光素子に入射するものはほとんど無い。

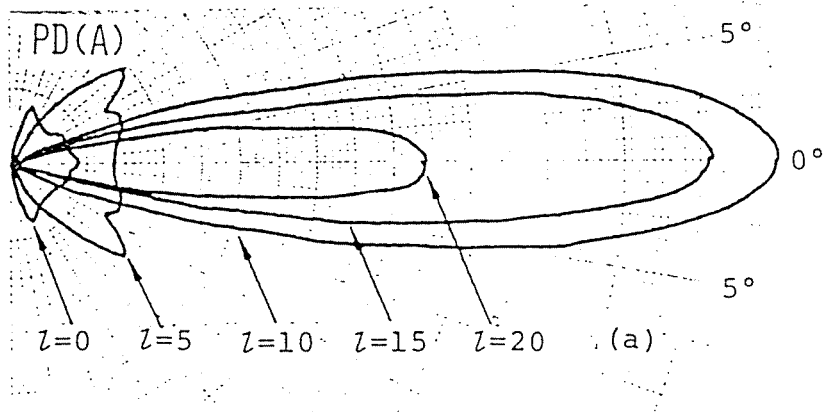
いろいろな $L$ について、*image plane*上での光線の位置を計算により求め、受光面の存在する範囲内に入った光線の本数を計数することにより、ある角度 $\theta$ から平行光が入射して来た場合において、レンズの後端から $L$ だけ離れた所に受光素子を置いた場合の受光感度がシミュレートされる。この手続きをいろいろな $L$ について繰り返し、結果をまとめることで光学系を用いて集光を行う受光装置の指向性が求められる。

#### 6-1-2 結果および検討

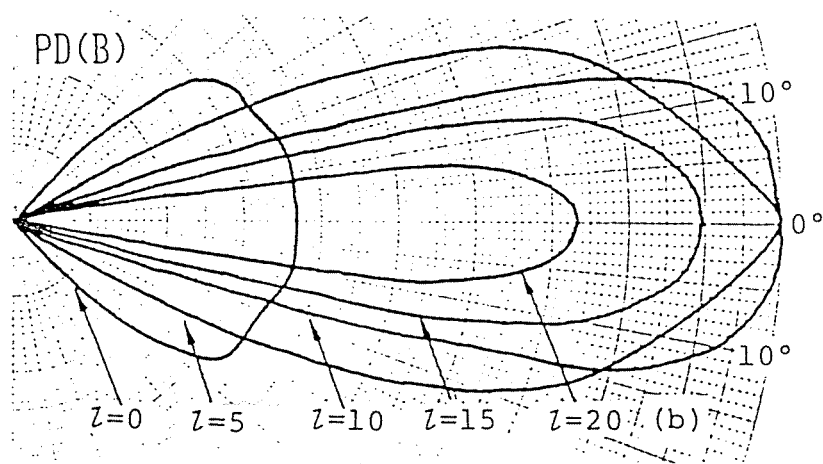
前節に示したレンズに対し、受光素子としてフォトダイオードS1223-01を使った場合およびS1723を使った場合について前記シミュレーションを行った結果を図6-6に示す。このグラフは、レンズの後端と受光素子の間の距離 $L$ をいろいろに変えたときの受光装置の指向性を計算した結果を表している。例えばS1723を用いた場合には、 $L = 0 \text{ mm}$ のとき、すなわちレンズ後端に受光素子の受光面が接触するように置かれている場合に、 $\pm 40^\circ$ 程度の受光角を持ち、感度はレンズの無いときに比べ正面方向で2倍強の感度を持つということを示している。受光面をこの位置から少しづつ後ろにずらして行くとともに、受光角は次第に鋭くなっていくが、正面方向における感度は大きくなっていく。しかし、 $L$ がある範囲を越えると、受光角の減少と共に受光感度も減少していく。この原因は、 $L$ が $0 \text{ mm}$ から増加して行くと、次第に光は集束されてゆき光の密度が大きくなるため、光のスポットが受光面内に入ったときの感度は高くなるが、さらに $L$ が大きくなると一度集束した光が再び発散してゆき、光の密度が小さくなって、受光角内でも受光される光量が減少するためである。



( a ) 集光系



( b ) シミュレーションの結果 ( PD ( A ) )



( c ) シミュレーションの結果 ( PD ( B ) )

図6-6 シミュレーションを行った集光系とシミュレーションの結果

このように、受光素子の位置をレンズの後端面から徐々に後ろにずらしていくと、受光角は単調に減少し、最大受光感度はある最適値でピークを持つ。それゆえ、間接光テレメトリの受光装置に求められる特性、すなわちより広い方向から入射する光に対してより強い感度を持つような特性（これを以下集光系の効率と呼ぶ）を、受光素子の位置をパラメータとして最適化することが可能であると考えられる。

このような考え方にに基づき、先に述べた集光系の指向性を求めるシミュレーションを応用して集光系の効率の最適化をおこなった。

具体的には、受光素子の面積を一定として、レンズの面積をさまざまに変化させた集光系について先のシミュレーションを用いて指向性の計算を行い、さらに求めた指向性のパターンの面積を計算し、この値を集光系の効率と定義した。

計算の結果を図6-7に示す。図中x軸は、レンズの焦点距離で規格化した

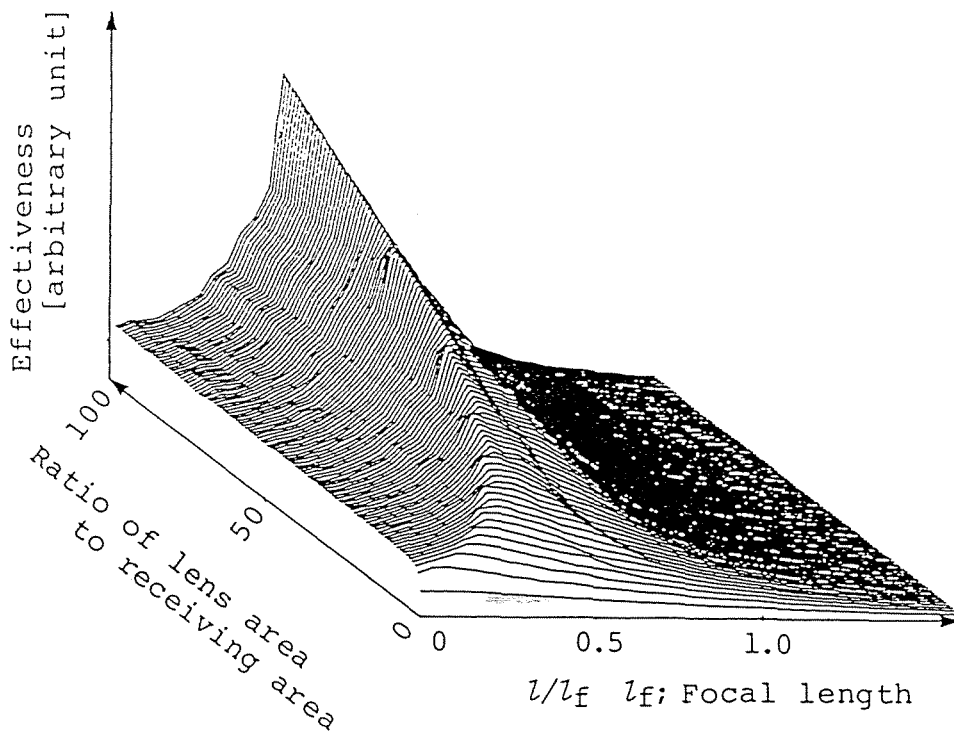


図6-7 集光系の効率

レンズ後端面から受光素子までの距離、 $y$ 軸はレンズの口径面積と受光素子の受光面積との比、 $z$ 軸が集光系の効率を示している。計算の条件は、先に述べた集光系の指向性を求めるシミュレーションで用いた条件と同一である。レンズは図6-2に示したものと相似なものを仮定し、その口径を5.6mm(レンズ面積/受光素子面積=1)から56.4mm(レンズ面積/受光素子面積=100)まで変化させた。計算では、受光装置に入射する光の密度を一定としている。それゆえレンズの面積が大きくなった場合には、レンズに入射する全光量も増加している。

レンズの面積が無限大になった場合を考えると、レンズに垂直な方向から光が入射し、受光素子が焦点に置かれている場合にのみ受光装置に無限大の光が入射し、それ以外の場合には有限な光量しか受光されない。それゆえ、レンズの面積が無限大の時、効率が最大となる受光素子の位置は、焦点の位置となる。計算の結果では、レンズの口径面積が大きくなるに従って集光系の効率が最大となる受光素子の位置がレンズ焦点に漸近しており、この事実と良く一致している。

口径の小さいレンズを用いた場合、すなわちレンズと受光素子の面積比が小さい場合には、効率が最大となる受光素子の位置は、レンズの後端面に接近してくる。この場合には、レンズと受光素子の面積比が小さいため、集光の効率は小さく、集光効率の変化の割合も小さい。しかし、集光効率最大となる条件における指向性は比較的広い。

大口径のレンズを用いた場合、効率が最大となる条件に受光装置をおいた場合、集光系の指向性はかなり狭くなる。この場合にも受光素子の位置を動かすことにより、ある程度指向性を広げることが可能であるが、その場合には、集光系の効率が低下するため、大口径のレンズを使用する意味がなくなり、これよりも口径の小さいレンズを効率最大となる条件で使用することと同等な効果しか得られない。それゆえ、ここで考えた集光の効率よりも、受光装置の指向



性の広さが優先される応用においては、大口径のレンズを用いた集光系のメリットはなくなる。

しかし、間接光テレメトリにおいては、局所的な位置における発光も、壁面での反射散乱を繰り返すことにより一様性良く室内全体に拡散していくと考えられる。間接光の拡散がよい場合には、送光装置が室内を自由に動き回った場合にも、信号光は壁面に一様性良く分布するため、受光装置は、ある狭い範囲の壁面だけを見込んでいるだけで、安定な強度の信号光を受光することが可能である。このような場合には、大口径のレンズを用い、ここで述べた方法で集光効率を最適化した集光系は、受光装置の感度向上に対して重要な意味を持つ。

実際の室内においては、室内に存在する障害物の影響により、送光装置の位置によっては、信号光が十分拡散せず一部に閉じ込められてしまうようなことが往々にして起きる。このような場合には間接光の分布の不均一性を補う意味で、広い指向性を持つ受光装置を用いなければ、信号光の安定な受光が不可能となるため、レンズによる集光の効率を上げることよりは受光装置の指向性を広くすることが優先される。このような場合、すなわち受光素子自体の持つ指向性を狭めたくない場合には、レンズによる集光はむしろ行わない方が得策である。

## 6-2 受光装置の指向性最適化

本節では、第5章で行ったシミュレーションの考え方とは異なった考え方で送光装置の位置を捉えて受光装置の最適化を行う方法について述べる。

第5章で述べたシミュレーションでは、送光装置を装着した被験者が実際に移動する場所すなわち送光装置の存在する場所1点1点を設定して繰り返し計算を行った。このシミュレーションは、第5章で検討を行ったように十分精度の高い結果が得られるが、送光装置が存在する可能性のある全ての点において、被験者が取り得る全ての姿勢に関する計算を繰り返すことは、シミュレーションに要する計算時間の面から考えて実際的ではない。そこで、送光装置の存在する位置を個別に設定せず、全ての場所に等しい確率で存在すると考えて受光装置に入射する間接光を求めるシミュレーションの手法を考案し、受光装置の指向性に関する検討を行った。

本シミュレーションでは、送光装置は室内のすべての場所に存在する可能性があり、その指向性もすべての方向を向いている可能性があるという捉え方をしている。間接光は信号光が反射散乱を繰り返すことにより室内により広く拡散して行くが、その分布は完全に一様になるのではなく、送光装置の位置に依存した分布をする。それゆえ送光装置がここでおいた仮定に従って動き回った場合に安定な強度の信号光を受光するための最適な受光装置の特性とは、室内の全ての壁面を一様な感度で見込むような指向性であると考えられる。

本節では、まず受光装置の指向性を計算するために開発したシミュレーションの方法について述べ、次にこのような考え方に従って受光装置の指向性の最適化を行った例について述べる。

## 6-2-1 シミュレーションの方法

本シミュレーションによる感度計算の考え方を図6-8に示す。本シミュレーションでは、室内の壁面を $20 \times 20$ の面素に分割し、各々の面素に対する感度を計算し、その感度がなるべく一様になるような受光装置自体の指向性を求めることにより受光装置の指向性の最適化を行っている。

各面素に対する感度の計算法を以下に示す。

まず各面素の中央に仮想光源が配置されていると考える（壁面は完全散乱体であると仮定し、その指向性はLambertの法則に従うものとする）。この仮想光源（発光出力  $OP$ ）を出た光のうち、受光素子に入射する光量  $P_{ijk}$ （ $i, j, k$ は、面素を指定する添え字）は、次式で計算される。

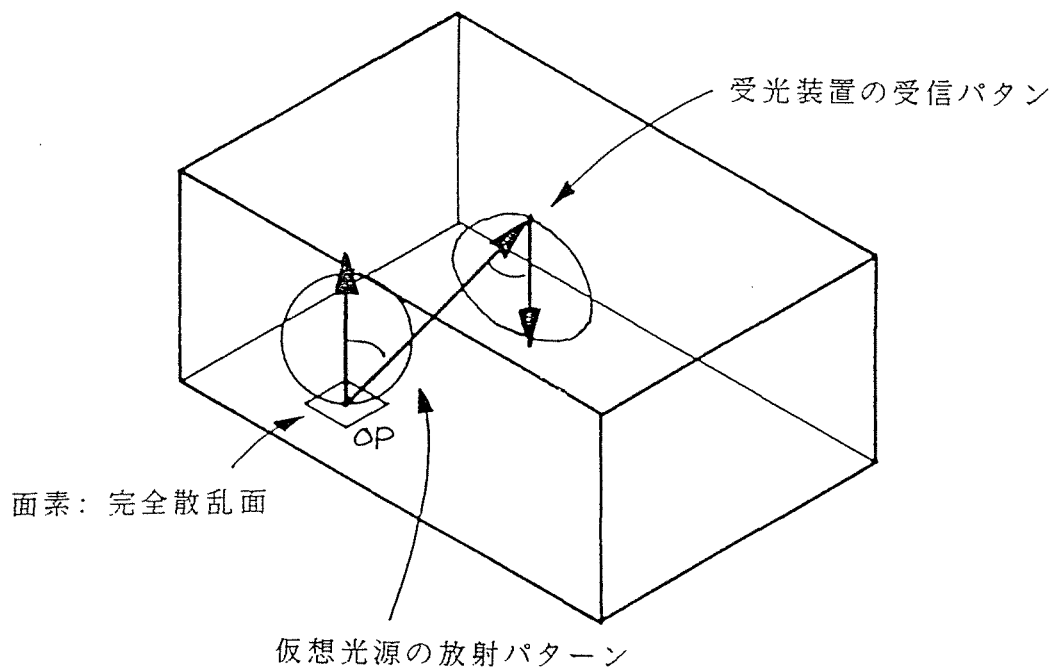


図6-8 シミュレーションの方法

$$P_{ijk} = \frac{2}{\pi} OP S(n_i) \cos \theta \frac{1}{r^2} \quad (6-1)$$

where  $S(n)$  : directivity of receiver device

$n_i$  : direction of pixel

$r$  : distance between receiver and pixel

すべての面素に対して、仮想光源の大きさを等しいと仮定すると、計算した入射光量は、それぞれの面素に対する受光装置の感度を表している。この計算を全面素について繰り返すことにより、受光装置が各面素を見込む感度の分布、すなわち指向性が計算される。ここで求められる指向性は、単に受光素子のみを考慮にいたした指向性ではなく、それに加えて部屋の寸法や反射特性、受光素子の取り付け位置などを考慮にいたした指向性である。それゆえ、受光装置の配置を色々に変えて計算を繰り返すことにより部屋の大きさや形に固有な受光装置の指向性や位置の最適化を行うことが可能となる。

### 6-2-2 結果および検討

前節で述べた方法により計算を行った結果について述べる。計算に用いた条件を図6-9に示す。ここで計算を行った例では、受光装置の位置は天井の中央に固定し、その指向性を変化させた場合について、受光素子に入射する信号光強度を計算している。受光装置としては、図6-9に示すような2素子から成るものを想定し、素子間の開角 $\theta$ を変化させることにより指向性を変化させている。

図6-10は、受光素子間の開角 $\theta$ を横軸とし、受光素子に入射する信号光強度を縦軸としてシミュレーション結果をプロットしたものである。図中totalは、全面素、全壁面について和を取った結果、壁1、壁2、床面は各々に属す

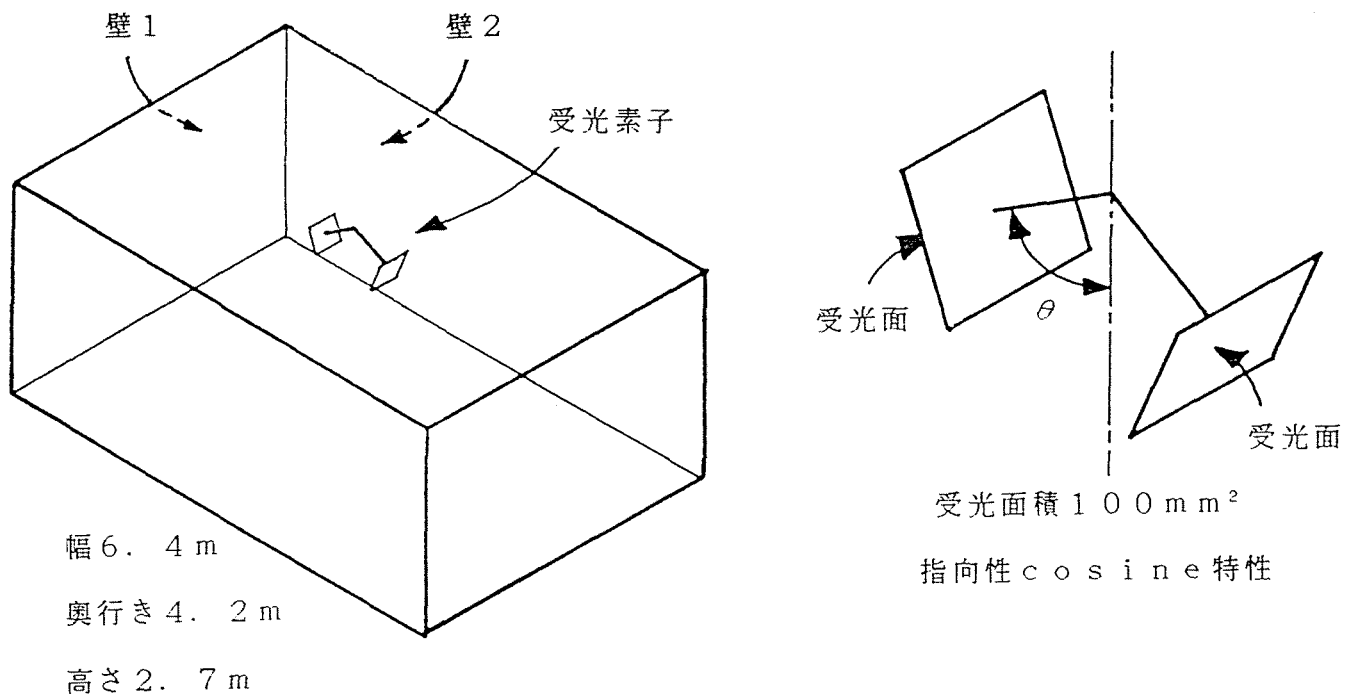


図 6 - 9 最適化実行例

る全面素について和を取った結果である。

この結果を見ると、 $\theta = 0^\circ$  の時に total は最大になり、 $\theta$  の増加に従い単調減少することがわかる。しかし先にも述べたように、間接光テレメトリにおいては、受光光量の大きさよりも、より多くの面素からの信号光を受光できる広い指向性が望まれる。

そこで、次に受光装置の指向性に関し検討を行うために、面素の座標を X、Y 平面とし、各面素の持つ仮想光源を出て受光装置に入射する光パワーを各面素からの高さとして 3 次元表示した。その結果を図 6 - 11 ~ 14 に示す。

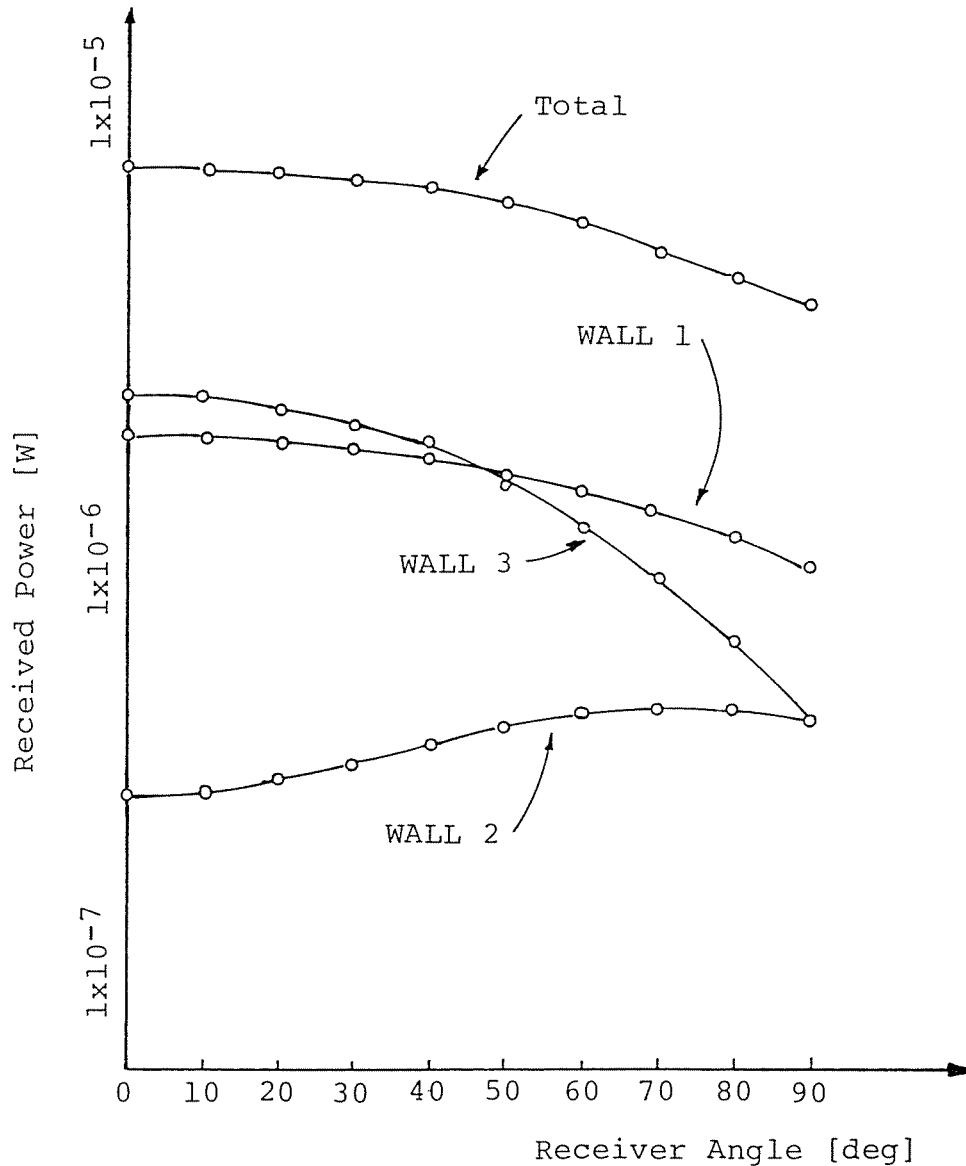


図6-10 受光素子角度 $\theta$ に対する各面の総受光量の変化

★壁1について

壁1は横長の壁であるため、中央と周辺部との強度差が大きい。壁の上部の面素の方が受光装置との距離は短くなるが、受光装置を見込む角度が浅くなる。それゆえ、壁の天井に接する辺から少し下がった位置に指向性のピークが現れている。 $\theta$ を $0^\circ$ から大きくしていくに従い、天井付近の面素からの入射が増え $\theta = 40^\circ$ のとき、壁の4隅に位置する面素から入射する信号光がほぼ等し

くなる。さらに $\theta$ を大きくしていくと、両方の受光装置から見えにくい部分が壁の中央に生じてくる。

★壁2について

$\theta = 0^\circ$  の時、壁の上辺と下辺から入射する光量の差が大きい。 $\theta$ を大きくしていくと次第に上辺から入射する光量は増加し下辺から入射する光量は減少する。 $\theta = 40^\circ$  のとき、上辺の値と下辺の値がほぼ等しくなる。

★床面について

$\theta = 0^\circ$  から $40^\circ$  くらいまで、入射光量は僅かずつ減少するが、指向性のパターンはほとんど変化しない。 $\theta$ を大きくしていくと、両方の受光素子から見えにくい部分が中央に生じ、中央部の面素と受光装置間の距離が短いことと相殺して、指向性パターンの均一性が良くなる。さらに $\theta$ を大きくすると中央部からの信号光がほとんど受光できなくなる。

★天井について

ここで示した計算では、受光装置は天井に取り付けられていると考えているため、天井の面素を出た光は受光装置に入射しない。

次に、さらに感度の分布の様子を明らかにするため、 $\theta$ をパラメータとして各面素に対する受光装置の感度の度数分布を調べた。その結果を図6-15に示す。横軸は各面素に対する受光装置の感度を、縦軸はある感度の範囲にある面素の数を示す。

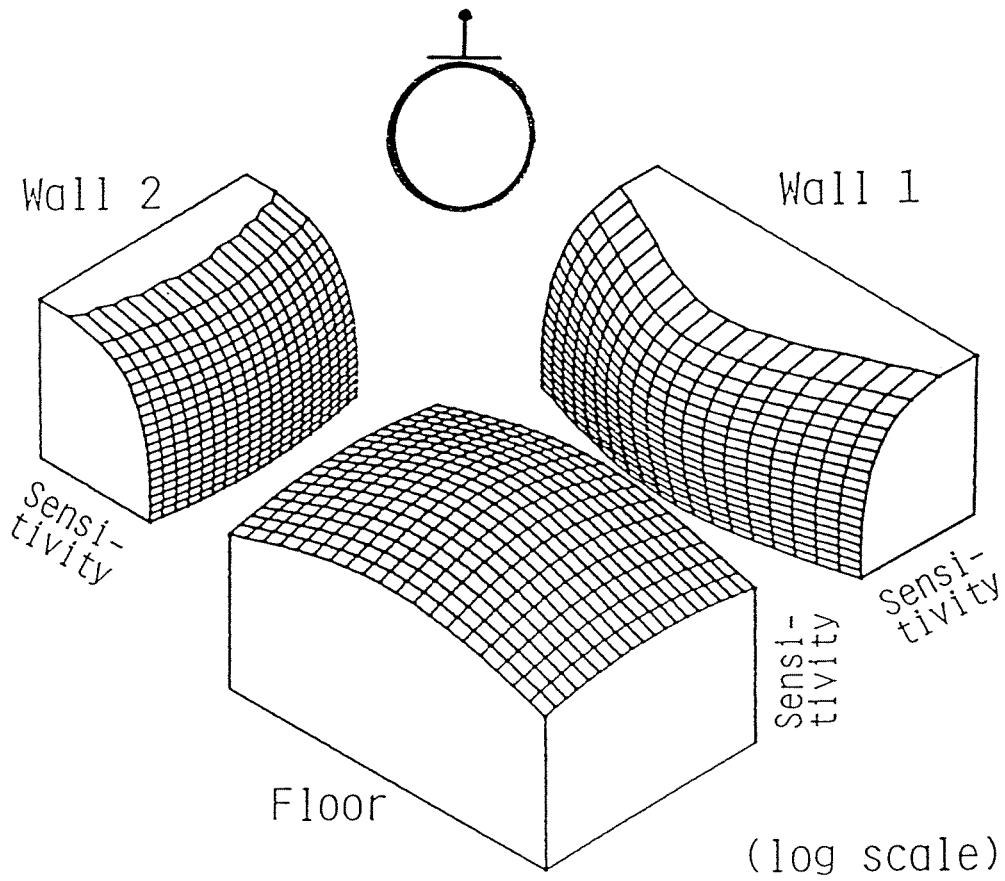


図 6 - 1 1 部屋の形状を考慮に入れた受光装置の指向性 ( $\theta = 0^\circ$ )

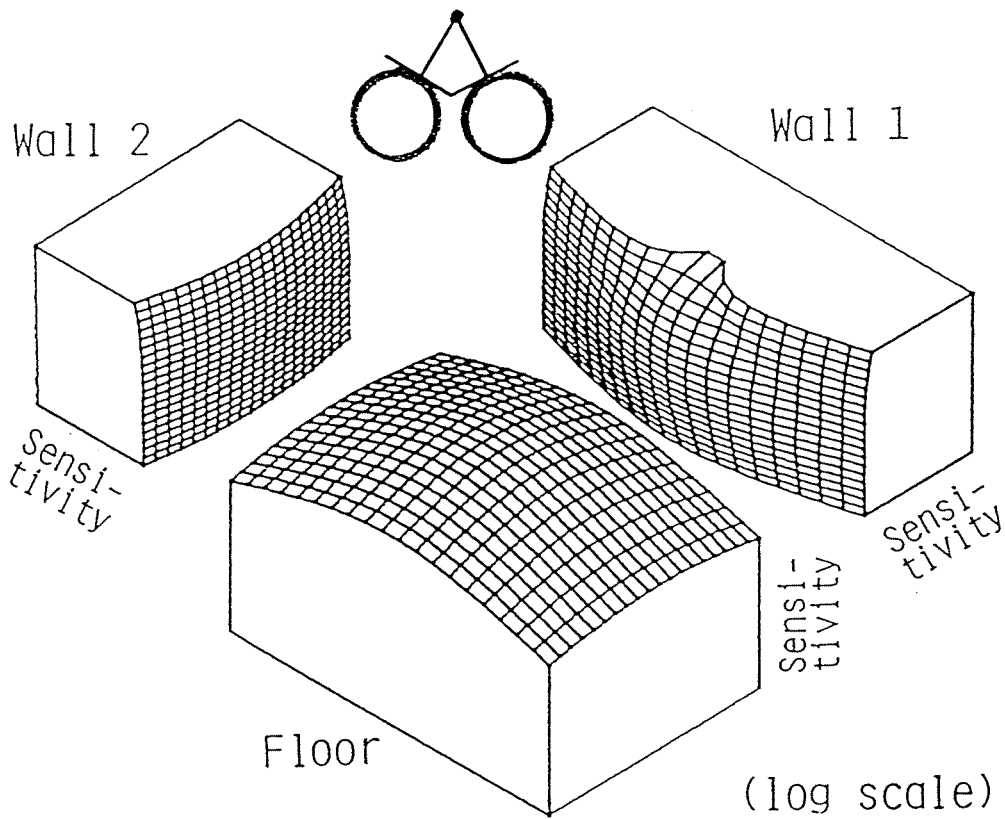


図 6 - 1 2 部屋の形状を考慮に入れた受光装置の指向性 ( $\theta = 30^\circ$ )



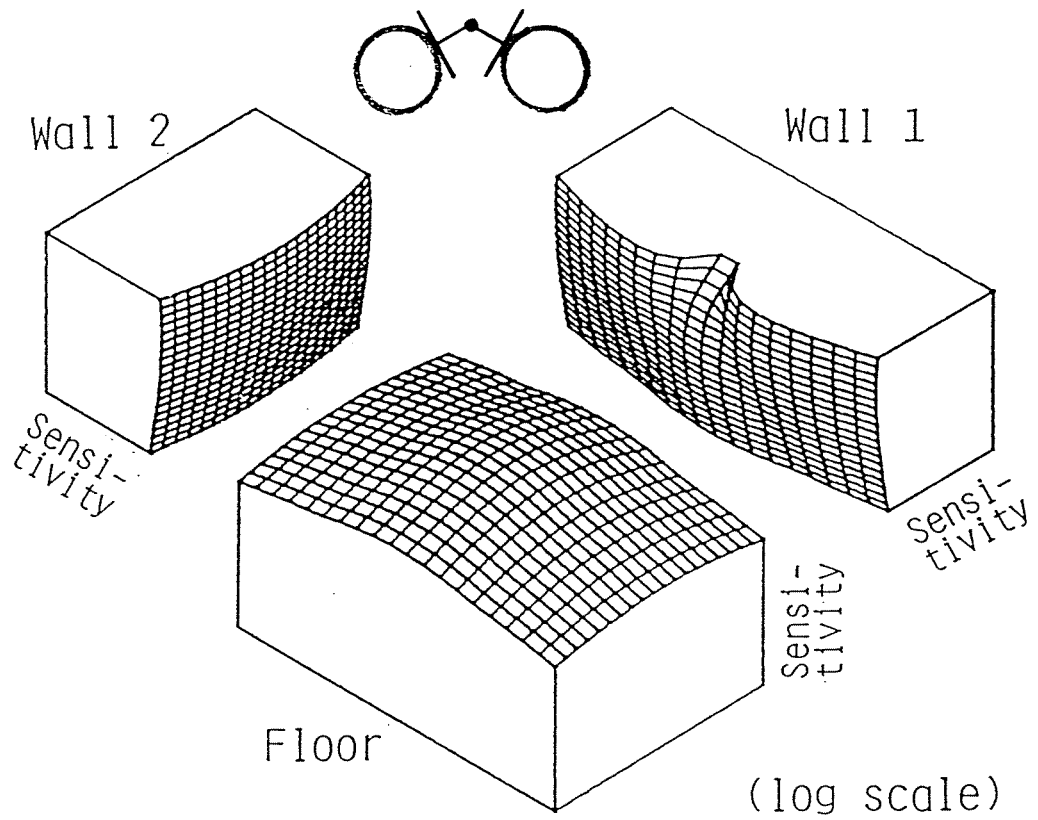


図 6 - 1 3 部屋の形状を考慮に入れた受光装置の指向性 ( $\theta = 60^\circ$ )

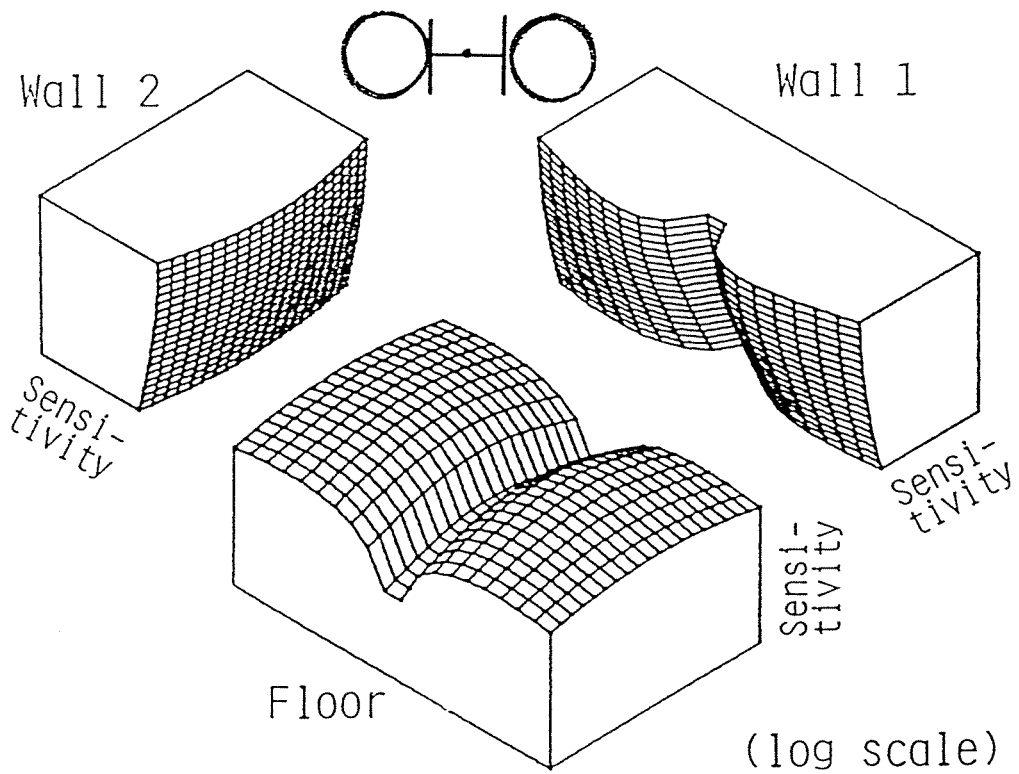


図 6 - 1 4 部屋の形状を考慮に入れた受光装置の指向性 ( $\theta = 90^\circ$ )

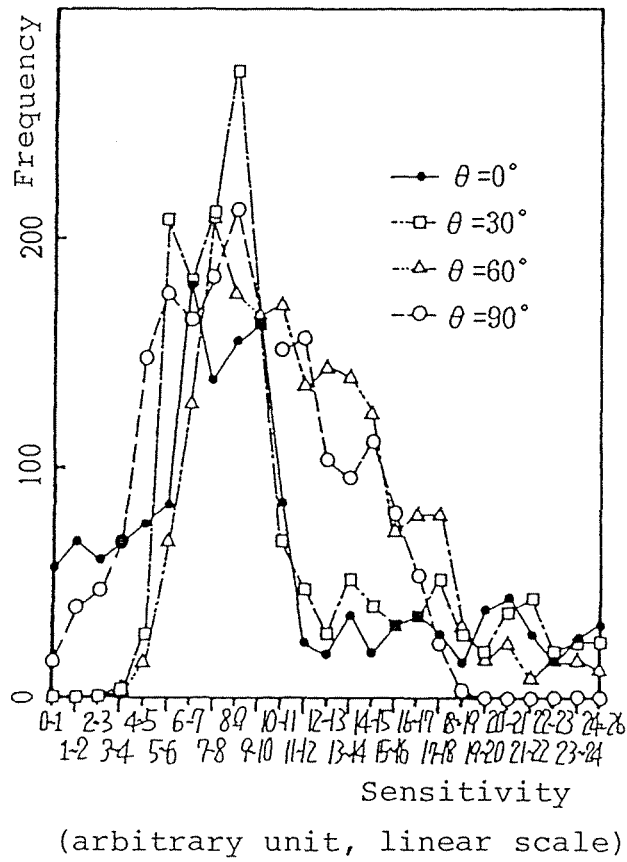


図6-15 受光装置感度の度数分布

より多くの面素から、より多くの信号光を受光するためには、光量の小さい面素の数が少なれば良く、図6-15のグラフにおいては、度数分布の立ち上がりのいき値が大きいほど良いことになる。ここで示した条件では、 $\theta = 60^\circ$  の時に立ち上がりのいき値が最も大きくなりかつ急峻になっていること、すなわち受光装置からみて死角となる面素が最も小さくなるということが明らかとなった。

以上、部屋の形状を考慮にいたした受光装置の指向性を求めるシミュレーションの方法を考案し、それを用いた指向性の最適化の一例を示した。本方法によれば、部屋の寸法や窓の存在など部屋の構造の変化に応じた最適な受光装置の指向性の設計が可能になると思われる。

## 第 7 章 経皮光バイオテレメトリ

### 7-1 経皮光バイオテレメトリシステム

本章では、3-2 節で提案した、バイオテレメトリの新手法である経皮光バイオテレメトリを実現するシステムについて述べる。

本手法のブロック図を図 7-1 に示す。本手法では、皮下に植え込んだ発光素子の光出力を体内情報で変調し、体外へ透過・拡散してくる変調信号光を離れたところで捕らえることにより、体内から体外への生体情報の取り出しと近距離テレメトリを同時に行う。

4-1 節では、経皮光バイオテレメトリを実現する上で最も基本的な問題である皮膚の近赤外光に対する透過性に関して検討を行うため、マウスの皮膚の透過拡散特性の測定を行った。その結果、皮膚の赤外光に対する透過性は非常に高く、体腔内に発光素子を植え込んだ場合にも最大 20% 程度の透過率が得られることが確認された。また、皮膚を透過することにより信号光は強い拡散

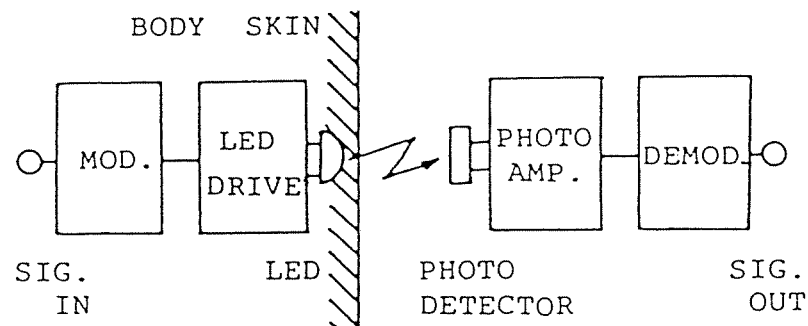


図 7-1 経皮光バイオテレメトリシステムのブロックダイアグラム

を受けさまざまな方向に放射された。この特性により、送信装置を植え込んだマウスが動き回った場合にもテレメトリが行えることが期待された。

本章では、実際にラットの体内に植え込むことを前提とした経皮光バイオテレメトリシステムの設計および試作を通じて、現在の技術レベルにおける植え込み型経皮光バイオテレメトリシステムの実現可能性に関する問題、すなわち変調方式、必要とされる送信装置の発光出力、送信装置の大きさ、電源の方式と装置の寿命等の問題に関して検討を行なった結果について報告する。また、試作したシステムの試用を通じて、経皮光バイオテレメトリの手法の実用性に関する検討を行う。

本章の構成は以下の通りである。7-2節では、経皮光バイオテレメトリシステムを設計するにあたりシステムが満足すべき条件を設定し、これを考慮にいたしたシステム設計の指針について述べる。7-3節では、前節で述べた設計指針に従って開発したラット植え込み用皮下心電図経皮伝送システムの構成について述べる。7-4節では、実際にラットにテレメトリ装置を植え込むにあたり、電極の配置および電極の種類について検討を行った結果について述べる。次にテレメトリ装置をラットに植え込んで、心電図の経皮光伝送を行った結果について述べる。7-5節では、経皮光バイオテレメトリシステムの設計・開発・実用を通して得られた知見について述べ、将来の経皮光伝送の応用に関し考察を加える。

## 7-2 システムの設計

本手法を実現するシステムを開発するにあたり、システムの満たすべき条件を次のように設定した。

### i) 非接触・無拘束計測を行えること

バイオテレメトリを行う際に、ケーブルやワイヤで被測定者が測定装置につながれているということは、実用上の制約が大きいばかりでなく、得られるデータも準安静時の生体情報に限られてしまう。有線のテレメトリでは、実用上必要とされることの多い日常生活下での生体計測が難しいという欠点は免れることができない。

また、長期間に渡り慢性的なテレメトリを行う場合には、ケーブルでつながれていることにより、被測定者が心理的・物理的な影響を受け、生理学的なパラメータが変化してしまうこともあるため、試作するテレメータ装置は、非接触・無拘束測定を行うものであることが望まれる。

### ii) 測定対象に知覚できない伝送媒体を用いる。

現在までの所、無拘束・非接触という見地から、情報の伝送媒体に電波を用いた無線のバイオテレメトリが主流となっている。電波の代わりに散乱光を用いた場合、可視光を使うと測定対象に心理的・物理的な影響を与えることが考えられる。それゆえ、不可視光を伝送媒体に使う必要がある。

### iii) 移動物体から数 m の範囲で情報伝送を行う。

今回目標としたのは、室内程度の範囲を移動する生体からのテレメータリングである。この様な狭い範囲で電波を搬送波とするテレメータ装置を複数台使用する場合には送信機間の混信が問題となる。しかし光を用いた場合、遮へいが容易であるという特長からこのような問題は生じない。

iv) 生体情報を送信する。

生体には自らが電気信号を発生している無数の神経細胞や筋肉細胞があるので、これらの活動は直接電気信号として計測することができる。その例としては、心電図、心磁図、脳波、筋電図等が挙げられる。他方、生体中には、電気信号ではないが、臨床応用などに価値の高い信号が少なくない。その例としては、臓器の変位、圧力（血圧、心内圧、脳内圧等）、温度（体温、臓器温度等）などの物理的変量、さらに水素イオン濃度、 $O_2$ 量、 $CO_2$ 量、尿素量等の化学的変量がある。

これらの体内情報の大部分は、数KHzの信号帯域で送信が可能である。それゆえ、システムは最大で数KHzの帯域の信号を送信できることが望まれる。

v) 低消費電力

本手法は、送信装置を体内に植え込むことにより体内から体外への生体信号の取り出しを行うものである。送信装置は、体内に植え込まれるため、一度植え込んだ後長期間に渡ってテレメトリが行えることが望まれる。

電池内臓型のテレメトリ装置の寿命は、ほとんどの場合送信装置の電源の容量によって決定されるため、植え込み型テレメータ装置では、さまざまな電源の供給方法が考えられている。

本装置では、発光素子の駆動に比較的大きな電力を必要とするため、電源には一次電池を用いた。それゆえ、限られた電池の容量でより長寿命とするため、送信装置の消費電力は極力小さく抑える必要がある。

以上述べてきた条件を満たす光バイオテレメトリを行うシステムを設計するにあたり、伝送媒体とする光の波長および変調方法を次のように決定した。

i) 伝送媒体には近赤外光を用いる。

光を用いた経皮のバイオテレメトリを考える際には、皮膚の透過・散乱特性が大きな問題となる。4-1節で述べたように哺乳類の皮膚の透過率は、近赤外領域において最大となる。

また最近の光電子技術の発展にともない、近赤外領域における光電素子（発光素子、受光素子）の高性能化、すなわち高速、高能率、高出力化が進められ、その入手も比較的容易になってきている。これらの理由から、伝送媒体には近赤外光を用いることとした。

ii) 変調方式は、パルス変調とする。

テレメトリに使われる変調方式として、振幅変調、周波数変調、パルス変調などがあげられる。

振幅変調方式は回路構成が簡単なので小型化しやすいが、被験者の移動等による受信信号の強度の変化や、周囲の背景光がそのまま雑音として受信されてしまう。また、消費電力の面から言っても、発光素子に定常的に電流を流しておかなければならないため不利となる。しかし振幅変調波の占める周波数帯域が狭いので周波数多重をするには適している。

周波数変調方式は、振幅変調に比べて回路構成は多少複雑になるが、送信側の移動等による信号光の強度変化には強い。しかし振幅変調と同様に、発光素子に電流を定常的に流しておかなければならないので、電流消費が大きい。

パルス変調は、振幅変調、周波数変調に比べて回路構成は複雑となるが、周波数分割多重に加えて、時分割多重を行うことができる。信号は、“1”、“0”のみであるから、信号光の強度変化に強い。

パルス変調を用いて、生体信号のようなアナログ信号を伝送する伝送方式としては、

① アナログ信号をいったん符号化器によりPCM信号に変換したのちにその信号で発光素子の出力を強度変調するいわゆるPCM-IM方式



② アナログ信号を例えばパルス周波数変調器 ( P F M Modulator ) 等のようなパルス変調器で変調し、この変調パルスで発光素子の出力を強度変調する方式

などが考えられる。

①の方式は、高品質の伝送が可能であるが、送受信装置の構成が複雑となり、被験者に装着する送信装置の大型化につながってしまうこと、送信パルス列のビットレートがサンプル周波数に比べて非常に高くなってしまふこと等の理由から、現在の所光テレメトリではあまり使われていない。②の方式は、伝送品質の点では先の方式よりも不利な面があるが、パルス変調器や復調器も小型にでき、送信パルス周波数も信号のサンプル周波数に近い値まで下げることが可能である。以上の観点から、光を使ったバイオテレメトリにおいては②の方式が適していると考えられる。

②の方式すなわちアナログ信号を伝送するパルス変調方式の例を図7-2に示す。各変調方式のうち、サンプル間隔が一定である P P M (パルス位置変調) と P W M (パルス幅変調) は、時分割多重伝送も可能であるが、変復調装置の回路規模や S / N の点で他形式のものより少し劣ると思われる。これに対し、パルス化 F M や P I M (パルス間隔変調)、 P F M (パルス周波数変調) は、比較的簡易な回路で変復調回路を実現できるという長所がある。特に、 P P M、 P I M、 P F M においては、パルスの幅に情報が含まれていないため、 L E D を短時間パルスで点灯することができる。それゆえ、送信装置の消費電力を大幅に減らすことが可能となる。

この様な利点から、本システムでは、アナログ信号をパルス変調で送信し、しかも消費電力の小さい P F M 方式を用いることとした。

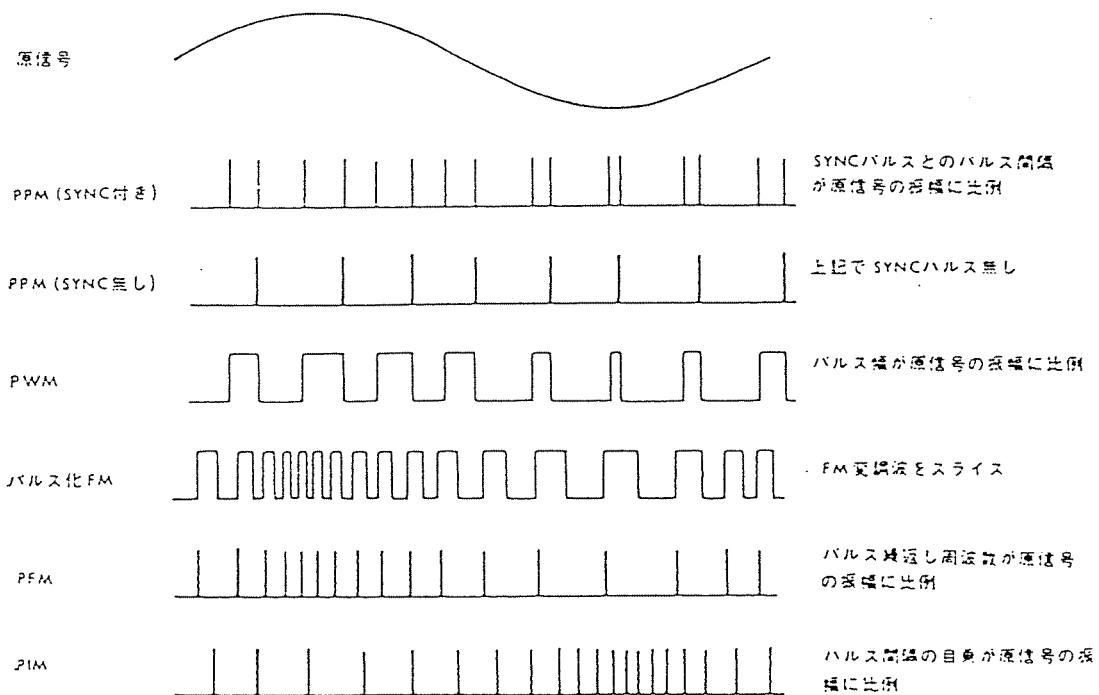


図7-2 パルス変調方式の例

iii) リモートコントロール可能な電源スイッチを取り付ける

植え込み型送信装置に要求される事項として、植え込みの対象に異物感を与えないように小型であること、また一度植え込んだ後は、長期間に渡って使用が可能であることの2つがあげられる。一次電池を電源とした植え込み型テレメータ装置では、これを実現するために消費電力を小さくすること、および電源の容量をできるだけ大きくすることが望まれる。

最近では、半導体薄膜技術の進歩により、回路部分のLSI化を行った植え込み型テレメトリ装置が発表されるようになってきている。それゆえ最近では植え込み型テレメータ装置に占める回路部分の体積が減少し、送信装置の全体積のうち、電池の占める割合が増える傾向にある。従って若干の回路を付加することによる不利さよりも、電池の体積を減少させる有利さの方がはるかに大きなものとなる。そこで、我々の試作したシステムでは、外部から皮膚を介し

源のON-OFFをコントロールできるようなスイッチを送信装置に組み込み、信号の送信が必要なときにのみ電源をONとすることにより送信装置の小型化と長寿命化を実現している。

### 7-3 システムの構成

本システムは、ラットの皮下心電図を、皮膚透過光を搬送波として体外に伝送するものである。本節では、送信装置および受信装置の構成について述べる。

#### 7-3-1 送信装置

開発を行った経皮光テレメトリシステムのブロック図を図7-3に示す。送信装置では、生体信号の取得、変調および送光を行う。送光部の回路設計を行う上で、装置の小型・長寿命化を実現するため、次のような点に留意した。

- i) 変調方式として PFM / IM (Pulse Frequency Modulation/Intensity Modulation) を採用。
- ii) 回路部品に電力消費の小さい素子を使用。

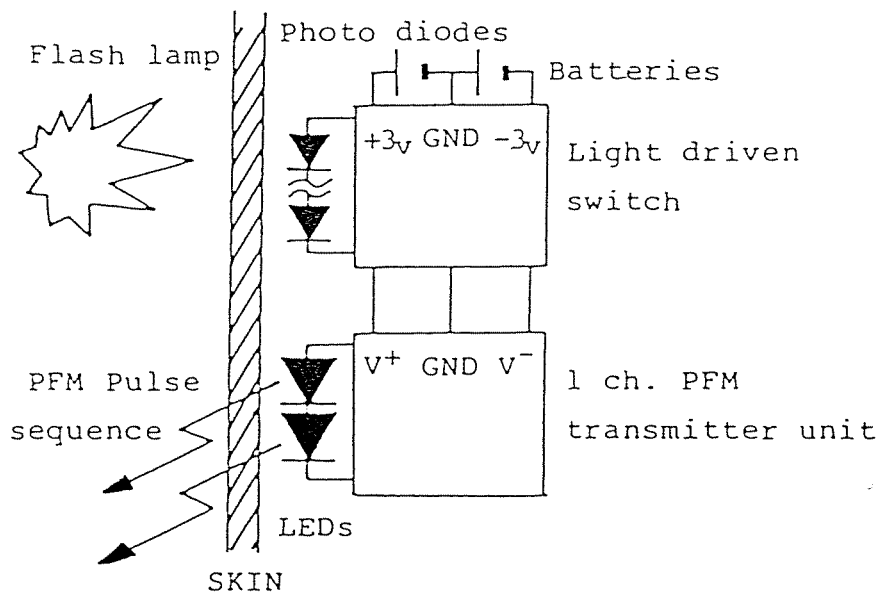


図7-3 経皮光テレメトリ装置のブロック図

iii)外部から皮膚を介して電源のON, OFFをコントロールするスイッチを組み込む。

PFM/IMとすることにより、測定対象の移動に伴う受信信号強度の変化の影響を受けにくい通信が行われる。また、PFMでは、パルスの立ち上がりの位置にのみ情報が含まれているので、パルスの幅を細くすることにより送信装置の消費電力を大幅に減少させることができる。すなわち、発光時には、250mAの大電流を必要とする高出力LEDを使いながら、LEDでの平均消費電流を数ミリアンペアのオーダーにすることができる。しかし、送光側で細かいパルスを用いたことで、受光側では広帯域な受光信号の光-電気変換および増幅を行う必要がある。

回路部品に関しては、能動部品にCMOSを使用するなどして消費電力をできるだけ小さく抑えるようにしている。さらに、信号の伝送が必要なおきのみ植え込んだ送信装置の電源をONすることにより、送信装置の寿命の延長を図っている。

送信装置は、1号機から、3号機まで3台試作をおこなった。各々の電子回路は、ほぼ同じであるが、電極、電子回路部品、電池等が異なっている。

1号機の外観を図7-4に示す。心電図用の電極として、脳波用皿電極を用いており、生体信号の送信は、植え込み後常時連続して行われる。そのため、電源として容量の大きいリチウム電池(160mAh)を2個使用している。

2号機の外観を図7-5に示す。心電図電極として、植え込み用電極であるコルチコ電極を用いている。本装置では、送信装置の小型・長寿命化を実現するため、皮下に植え込んだ送信装置の電源を体外から経皮でコントロールするためのスイッチを組み込んでいる。電源として、容量35mAhのリチウム電池を2個用いている。

3号機の外観を図7-6に示す。この装置では、心電図のプリアンプが差動



图 7 - 4 送信装置 1 号機

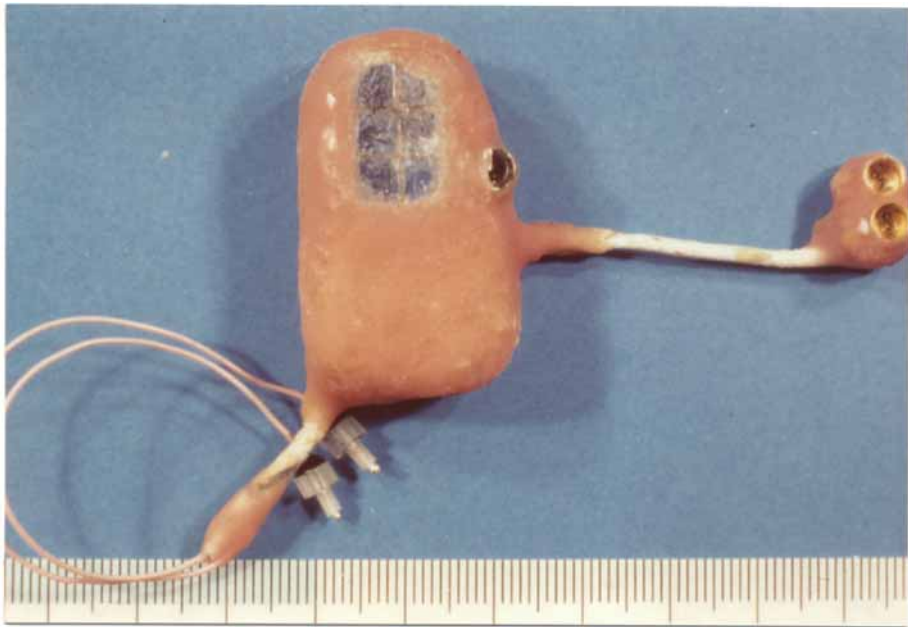


图 7 - 5 送信装置 2 号機

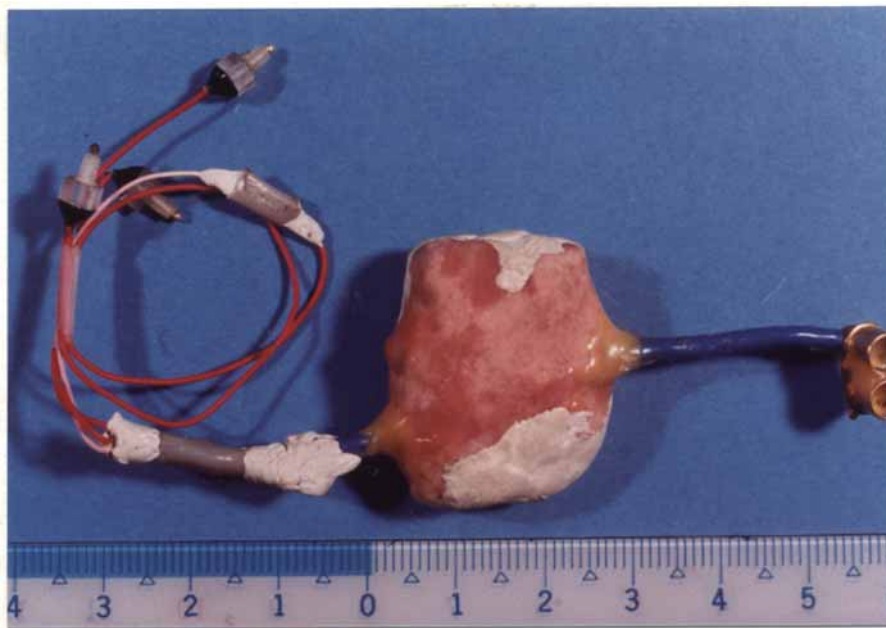
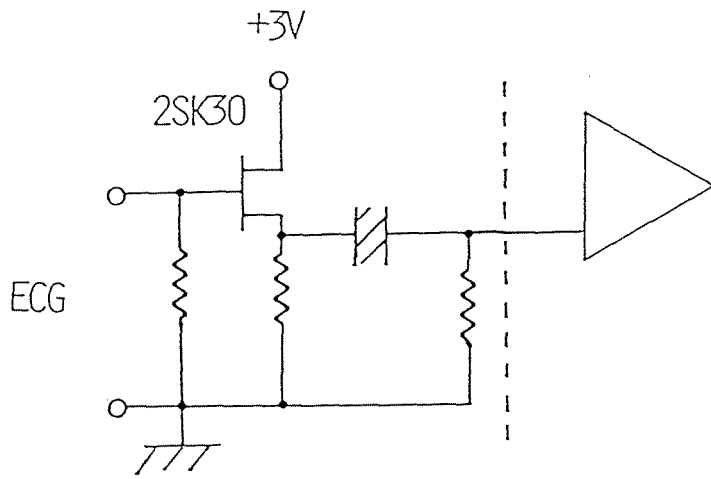


図 7 - 6 送信装置 3号機

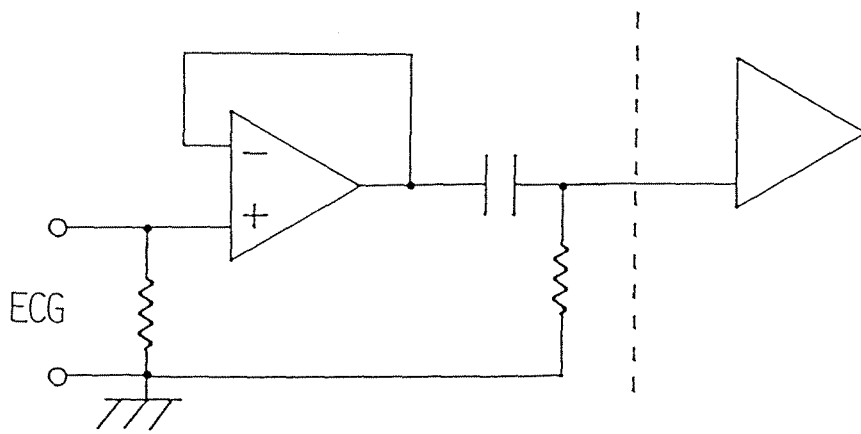
入力となっている。その他に関しては 2号機と全く同じであるが小型の電子部品を使うことにより全体の小型化が図られている。

#### ( 1 ) 送信部

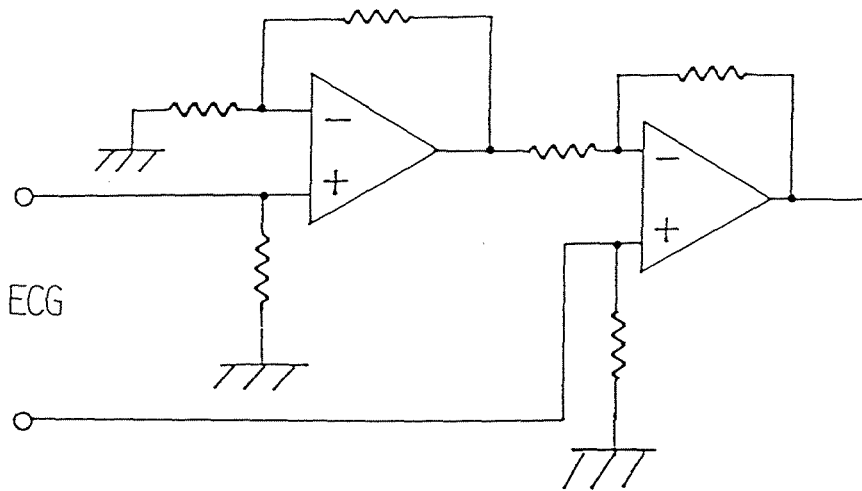
各々の送信装置で使用した回路について述べる。各装置は、同じ回路を使用している部分が多く、以下の説明でも特にことわりがないものは、各送信装置に共通するものである。1、2、3号機各々のプリアンプの回路図を図 7 - 7 に示す。電極により取得された心電図信号は、1号機では F E T のゲートに、2号機では、オペアンプの非反転入力端子に入力され、高入力インピーダンスを確保している。3号機では、オペアンプを用いてインストルメンテーションアンプを構成し、高入力インピーダンスの差動増幅を行っている。心電図信号はこの後、遮断周波数 0. 01 ~ 200 H z のバンドパスフィルタを通りさらに増幅される。



(a) Transmitter No. 1



(b) Transmitter No. 2



(c) Transmitter No. 3

図 7-7 各種プリアンプの回路図



各送信装置で使用した変調部および発光素子の駆動部の回路図を図7-8に、変調のタイムチャートを図7-9に示す。

変調回路に入力された信号(図7-9(a))は、VCO(ICM7555)の変調入力レベルに合うようにレベルシフトされVCOに入力され、VCOの出力として周波数変調されたパルス列が得られる(同図(b))。更にこのパルス列をCR回路で微分して細いパルス列を得る(同図(c))。この信号をダーリントン回路で電流増幅し、250mAの大電流によりLEDをパルス点灯

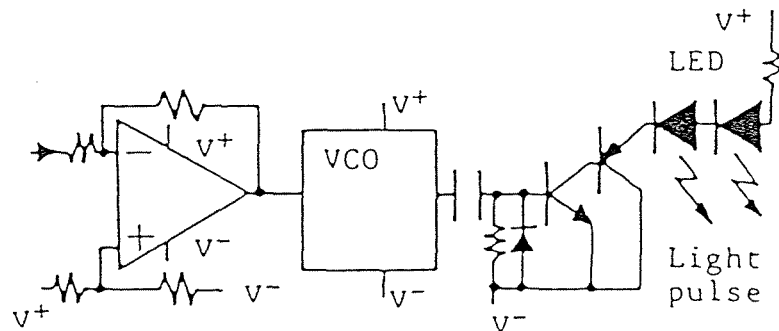


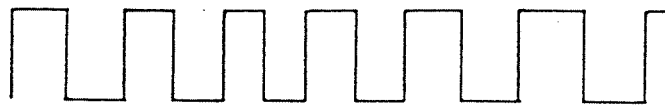
図7-8 PFM変調部およびLED駆動回路

する。信号帯域は100Hz、無信号時のパルス列の周波数は470Hz、デューティレシオは0.05%である。

後に示すように、LEDには周波数特性の優れたものを使用しているため、周波数の高いパルス列の送光が可能である。PFMでは、出力パルス列の最低周波数の1/2の帯域を持つ信号まで送信できるので、VCOの発信中心周波数を大きくすることにより信号帯域を広げることができ、様々な信号の送信が可能である。



(a) VCO (7555) Modulation input



(b) VCO output



(c) Differentiated wave form

図7-9 PFM送信機のタイムチャート

★発光素子

光通信に応用可能な発光素子として、発光ダイオード (LED; Light Emitting Diode) とレーザダイオード (LD: Laser Diode)、およびヘリウムネオンレーザ等があげられる。植え込み型テレメトリ装置への応用を考えた場合には、装置の小型・低消費電力化という制約があるため、半導体発光素子が使われることが多い。

レーザダイオードは出力がコヒーレント光であること、高速変調が可能であること等の利点を持っているが、市販されているものはまだ光出力が小さいこ



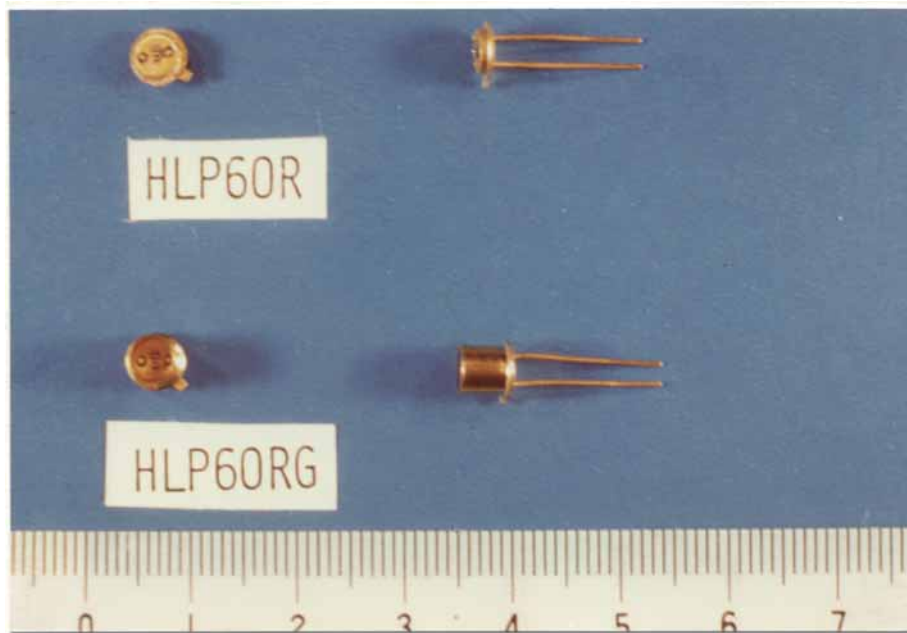


図 7 - 1 0 LEDの外形

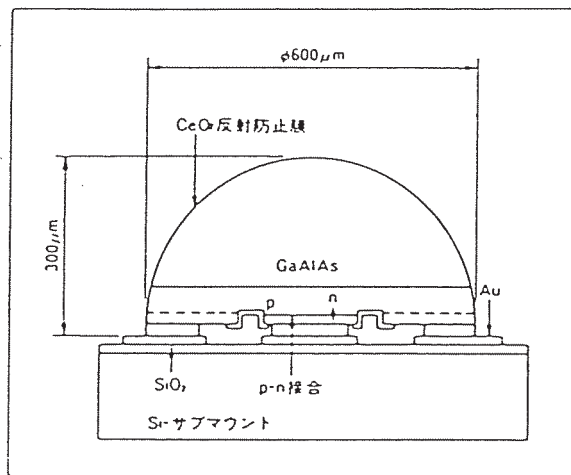


図 7 - 1 1 発光チップの構造

また、スペクトルの半値幅が、いずれの発光中心波長においても  $30\text{nm}$  と狭く単色性に優れており、光の波長多重への応用も期待される。パルス電流駆動に対する光出力の応答時間は立ち上がり、立ち下がり時間共に  $12\text{ns}$  と高

速であり周波数の高いパルス列の送出、広帯域の信号伝送が可能である。

今回、送光装置に用いたLEDは、劣悪な環境下でも使えるように、発光チップがガラスキャップ封止されている。これによりLEDの発光出力は、チップ自身の発光出力の半分程度となり、発光パターンも図7-12に示すような特徴的なパターンを示す。

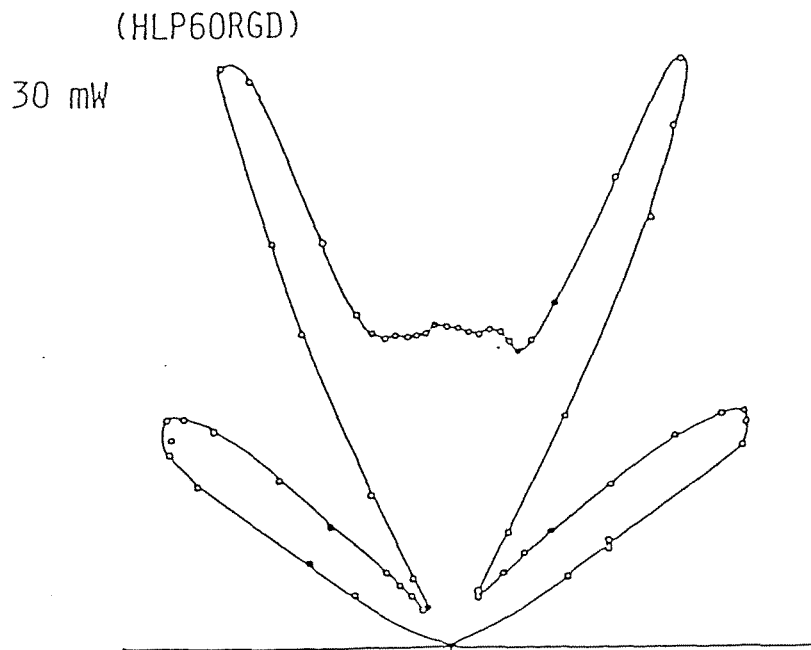


図7-12 LEDの発光パターン

## (2) 光スイッチ部

2号機、3号機に装備した光スイッチの回路図を図7-13に示す。この回路は外部からの光トリガにより、ONとOFFの状態を反転、保持するモノステーブル動作を行う。体外からの光トリガには、カメラ用のストロボを用いる。トリガ光の受光には、フォトダイオードを6個直列にしたものを用い、1~10kΩ程度の抵抗を付加して電圧動作させる。フォトダイオードは、十分飽和させると0.6V程度の電圧を発生するので、6個直列にすることによりCMOSのしきい値電圧以上のトリガ電圧を得ている。(電源電圧は±3V)

フォトダイオードの負荷抵抗RL値により、フォトダイオード出力電圧が飽和する光量および周波数応答特性が変化する。負荷抵抗の値は、通常背景光

の強度では小さな電圧しか発生しないよう、かつストロボ光では十分飽和するような値に設定する。フォトダイオードの周波数特性は、上の範囲の負荷抵抗においてストロボ光受光には十分であった。また、光スイッチの受光感度は、送光部の送出する光パルスに対しては十分低く、これによる誤動作はなかった。

光スイッチ回路の回路動作は次の通りである。（図7-13参照）

フォトダイオードにおいて光-電気変換されたトリガ信号は、太陽光や蛍光灯など低周波外乱光による誤動作を防ぐよう、ハイパスフィルタを通る。フィルタの出力がC-MOSの入力しきい値を越えた場合にフリップフロップの状態が反転する。アナログスイッチはこのフリップフロップの出力でコントロールされる。2個並列にしたアナログスイッチのON抵抗は約300Ω、OFF抵抗は100MΩ以上である。

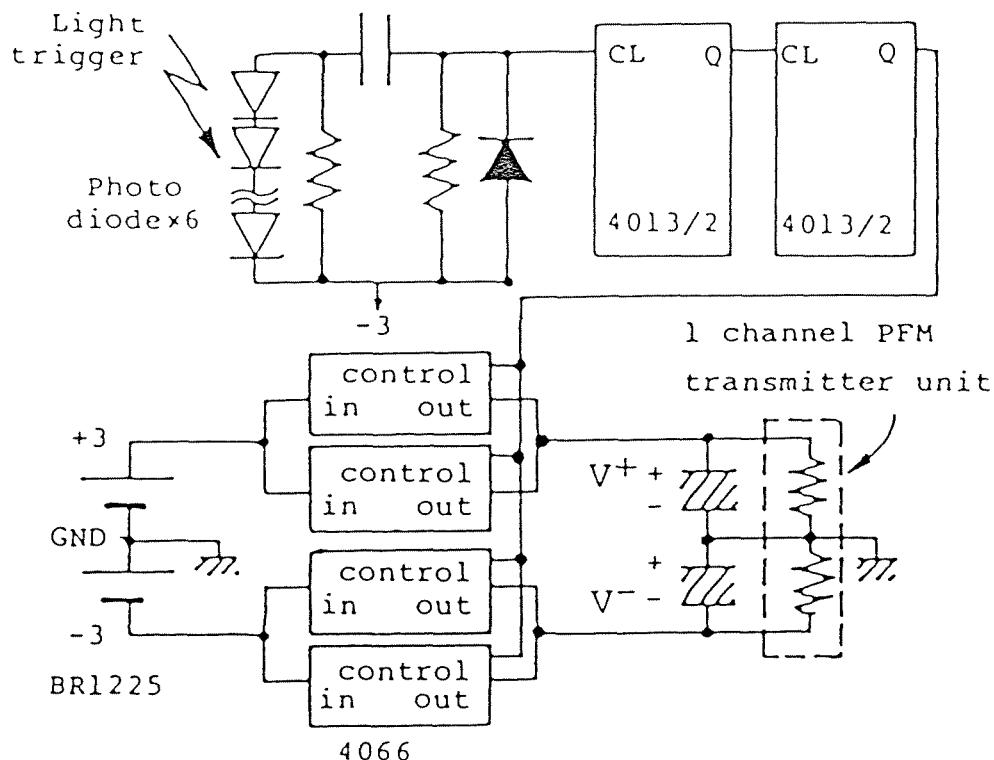


図7-13 光スイッチの回路図

フリップフロップ、アナログスイッチには、ともにC-MOS ICを用い、かつ受光素子に能動素子を用いたため、簡易で待機時の消費電力が極めて小さい光スイッチが実現された。光スイッチを装備した送信装置を実際にラットの皮下に植え込み、ガイドナンバー25のストロボにブラックフィルタ (Long pass filter, cut off  $\lambda = 80.0 \text{ nm}$ ) を取り付け、不可視光パルスで光スイッチを駆動した場合、ラットの皮膚から5 cm以内の範囲でコントロールが可能であった。

### (3) 実装

送信装置は、実験動物の体内に植え込まれることから、小型であり、かつ体液等の侵入に対し、堅牢でなければならない。

試作した3種類の送信装置の内部の様子を図7-14~16に示す。

1号機は、おもな電子回路部品として、FET1個、8ピンDIPICを2個、タンタルコンデンサを3個使っている。電子部品は総て基板の上に置かれ、ビニール線で配線を行った後、樹脂モールドされている。この基板をコイン型のリチウム電池の上に置き、シリコンゴムで防水及び応力吸収加工した後、歯科用セメント (Repairsin) でコーティングしている。

2号機では、主な電子回路部品として、2個の8ピンDIPICを2個、16ピンDIPICを2個、タンタルコンデンサを3個用いている。DIPIC同士を、瞬間接着剤で接着し、そののちビニール線で配線を行っている。抵抗、コンデンサは、ほとんどチップ素子を用いている。電池ケースは、アクリル板を削り出して作成した。装置は、機械的な応力を吸収するようにポリウレタン発泡材で被覆した後に、生体調和材料である歯科用セメントでコーティングした。

3号機では、主な電子回路として、2個の8ピンDIPICを2個、16ピンミニフラットICを2個、タンタルコンデンサを3個用いている。また、配線材としてフレキシブル基板を多用した。これにより電池ケースや光スイッチ

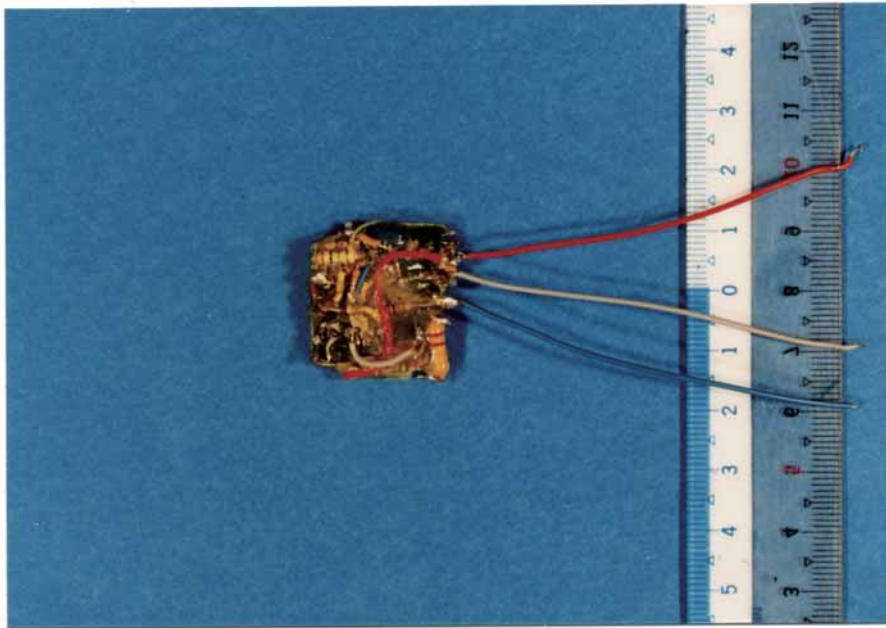


図 7 - 1 4 送信装置の内部の様子  
( 1 号機 )

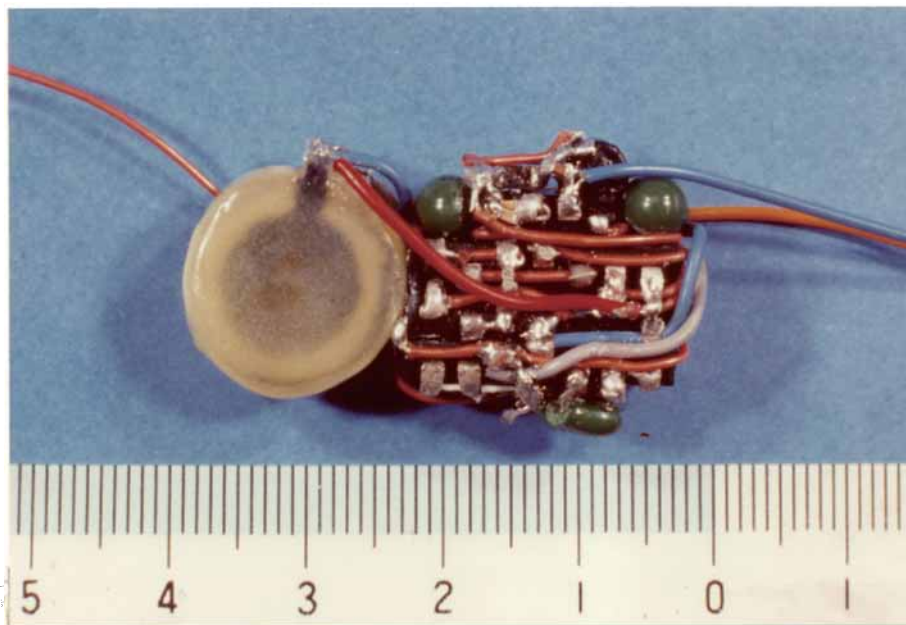


図 7 - 1 5 送信装置の内部の様子  
( 2 号機 )



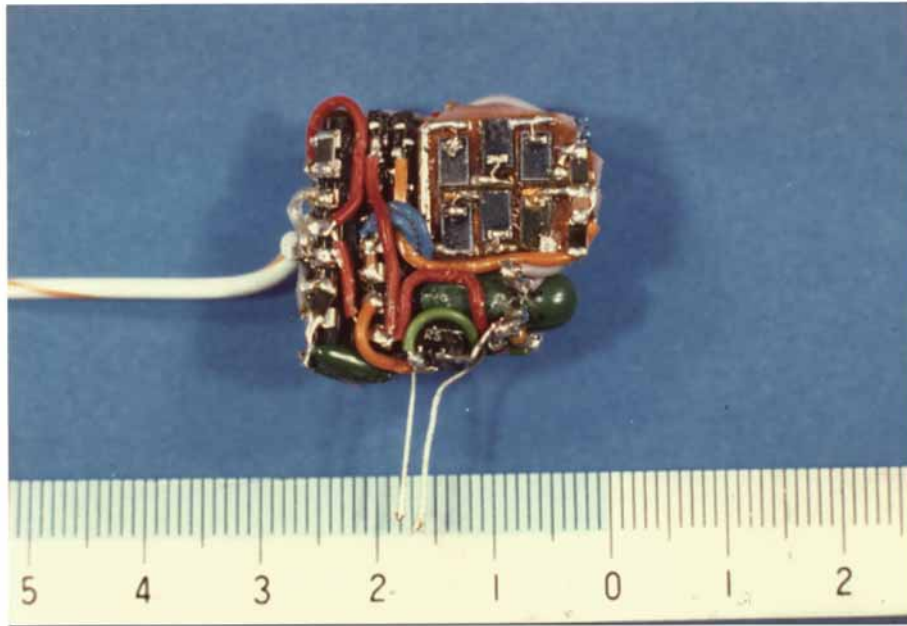


図 7 - 1 6 送信装置の内部の様子  
( 3 号機 )

用受光素子などは、2号機の物と同じであるが、全体の寸法は小さくなっている。

試作した植え込み型送信装置の仕様を表 7 - 2 に示す。

表 7-2 植え込み型テレメトリ装置の仕様

	1号機	2号機	3号機
変調方式	P F M パルス周波数変調		
信号帯域	0.1~100Hz 心電図伝送用		
入力換算ノイズ	15 $\mu$ V	35 $\mu$ V	30 $\mu$ V
入力抵抗	1M $\Omega$	10M $\Omega$	1M $\Omega$
パルス周波数	600Hz	430Hz	430Hz
パルス幅	0.5 $\mu$ s	1 $\mu$ s	1 $\mu$ s
消費電力	0.37mA	0.26mA	0.3mA
(スイッチOFF時)	( >>1 $\mu$ A )		
電源	コイン型リチウムバッテリー		
	160mAh $\times$ 2	35mAh $\times$ 2	35mAh $\times$ 2
寸法	30 $\times$ 30 $\times$ 20	40 $\times$ 25 $\times$ 15	30 $\times$ 25 $\times$ 13
重量	20.0g	16.6g	13.0g

### 7-3-2 受信装置

受信装置は、信号光の受光および光-電気変換を行う受光部と、P F M信号の復調を行う復調部より構成される。

#### (1) 受光部

受光部に要求される事項として、次の3つがあげられる。

i) 微弱光検出が行えること。

送信装置を出て皮膚を透過した光は、多方向に広がって行くので、受光側に到達する信号光は非常に微弱である。それゆえ、受光回路では微弱光検出を行う必要がある。

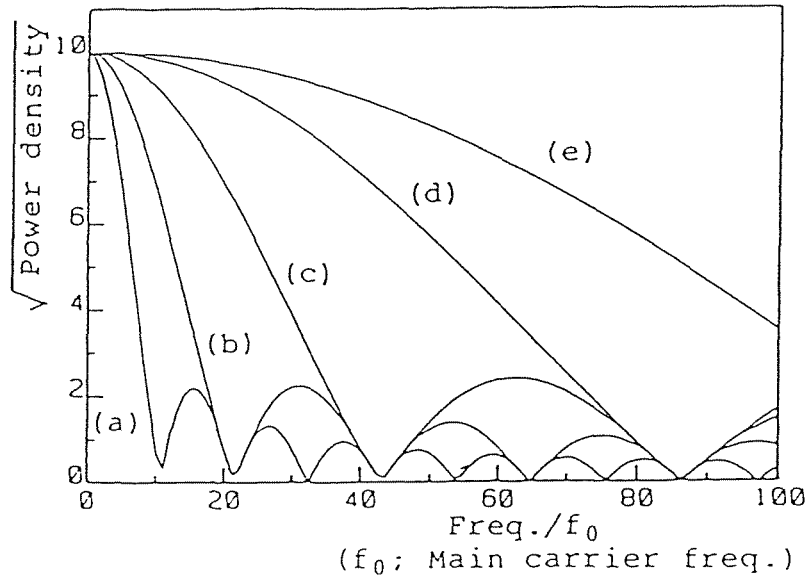
ii) ダイナミックレンジの広い光電気変換が行えること。

受光装置には、微弱な信号光と同時に、強度の大きい太陽光や照明光等の背景光も入射している。これらの背景光から信号光を取り出すためには、ダイナミックレンジの広い光電気変換を行う必要がある。

iii) 広帯域な光電気変換が行えること。

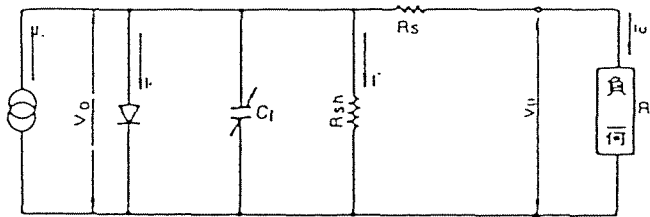
先に述べたように、送光側では消費電力を小さくするために、`duty ratio`の小さい光パルスで信号を送信している。`duty ratio`の小さいパルス列は、図7-17に示すように高い周波数成分を含むため、広帯域な光電気変換を行う必要がある。

これら3つの条件を満たすべく、次に述べるような光電気変換回路を構成した。



(a) Duty ratio is 9.3%, (b) 4.7%  
 (c) 2.3%, (d) 1.2%, (e) 0.8%.

図7-17 パルス列のパワースペクトル



- |                           |                    |
|---------------------------|--------------------|
| $I_L$ : 入射光による発生電流(光量に比例) | $R_s$ : 直列抵抗       |
| $I_D$ : ダイオード電流           | $I'$ : 並列抵抗電流      |
| $C_j$ : 接合容量              | $V_D$ : ダイオード両側の電圧 |
| $R_{sh}$ : 並列抵抗           | $I_o$ : 出力電流       |
| $I_s$ : フォトダイオードの逆方向飽和電流  | $V_o$ : 出力電圧       |

図7-18 フォトダイオードの等価回路

★受光素子

受光素子は、大きく光電放出素子、光導電素子、光起電力素子の3つに分けられる。今回は、取り扱いの容易さ、ダイナミックレンジの広さ、周波数特性の良さ等に着目し、光起電力素子に分類されるフォトダイオードを使用した。

一般的なフォトダイオードの等価回路を図7-18に示す。フォトダイオード

ドのスイッチング時間は、P層、N層に蓄積された電荷をどれだけ速く外部に流すことができるかによって決められ、この値は、接合容量 $C_j$ 、負荷抵抗 $R_L$ 、直列抵抗 $R_s$ を用い次式で表される。

$$t_r = 2.2 C_j (R_L + R_s) \quad (7-1)$$

通常、 $R_L \gg R_s$ となるため、(7-1)は次のように考えても問題はない。

$$t_r = 2.2 C_j R_L \quad (7-2)$$

この式から、広帯域な光電気変換をするためには、 $C_j$ 、 $R_L$ を小さくする必要があることが分かる。

接合容量 $C_j$ は、受光面積 $A$ に比例し、フォトダイオードに印加する逆バイアス $V_R$ と基板材料の比抵抗 $\rho$ の平方根に反比例する。

$$C_j \propto A / \sqrt{V_R \rho} \quad (7-3)$$

それゆえ、フォトダイオードに逆バイアスを印加して用いることにより、受光素子の広帯域化が図られる。

また、フォトダイオードの負荷抵抗を小さくすることにより広帯域の光電気変換を実現することができる。それゆえ、光電気変換回路として図7-19に示すような回路を用いた場合、その周波数特性およびフォトダイオードから見込んだ負荷抵抗は、オペアンプの電圧ゲインを $A(\omega)$ 、フォトダイオードの等価回路における直列抵抗 $R_s = 0$ 、並列抵抗 $R_{sh} \rightarrow \infty$ と置くと、次式で表される。

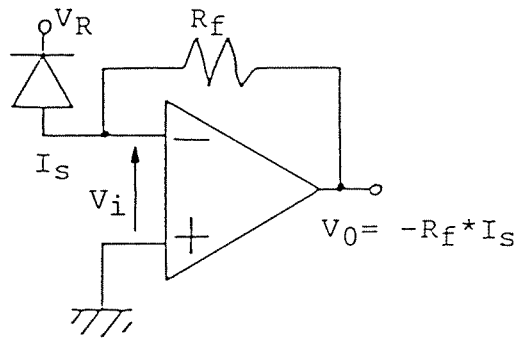


図 7 - 1 9 光電気変換回路

$$\frac{v_o}{I_s} = \frac{R_f A(\omega)}{1 - A(\omega) + j\omega C_j R_f} \quad (7-4)$$

$$\frac{v_i}{I_s} = \frac{A(\omega)}{1 - A(\omega) + j\omega C_j R_f} \quad (7-5)$$

$A(\omega)$  は、通常十分大きいため、フォトダイオードから見た負荷抵抗は十分小さくなり、受光回路の周波数特性が改善される。周波数  $\omega$  が大きくなると  $A(\omega)$  が小さくなり、 $v_o / I_s$  は小さくなる。同時に、フォトダイオードから見た負荷抵抗も大きくなり、フォトダイオード自体の周波数応答性が劣下するため、光電気変換のトータルのゲインは急速に低下する。

図 7 - 1 8 の等価回路で  $R_L = 0$ 、 $v_o = 0$  と置いて、フォトダイオードの両端子を短絡し、電流モードで動作させたときの出力電流は、次式で表される。

$$I_{sh} = I_L - I_s \left( \exp \frac{q (I_{sh} R_s)}{kT} - 1 \right) - \frac{I_{sh} R_s}{R_{sh}} \quad (7-6)$$

ここで、第 2 項、第 3 項は  $R_s$  が数  $\Omega$ 、 $R_{sh}$  が  $10^7 \sim 10^{11} \Omega$  であることから、 $I_{sh}$  のかなり広い範囲に渡って無視することができる。即ち、フォトダイ

オードを電流モードで動作させるときには、広い光強度範囲に渡って直線性のよい光電気変換が可能であることがわかる。受光素子自体のダイナミックレンジは $10^8$ 程度得られる。

### ★光－電気変換回路

試作した受光装置では、 $C_j$ を小さくするために基板抵抗の高いPINフォトダイオードに20～30Vの逆電圧を印加して使用している。実際に用いたフォトダイオードの仕様を表7-3に、外見を図7-20に示す。

### ★ノイズ

図7-19に示した光－電気変換回路で発生するノイズは、フォトダイオードで発生するノイズと、オペアンプで発生するノイズの2つに分けられる。

表7-3 フォトダイオードの仕様

型名	外形寸法 図 窓材	受光面		分光感度		特性 (at 25°C)			
		サイズ (mm)	有効面積 (mm <sup>2</sup> )	波長範囲 (nm)	ピーク 波長 (nm)	放射感度 Typ.		短絡電流 100/x Ish	
						ピーク (A/W)	(A/W)	Min. ( $\mu$ A)	Typ. ( $\mu$ A)
S1723	Ⓣ/R	10 x 10	100	400~1150	900±50	0.6	0.3 (633nm)	65	80
S2744	Ⓣ/R	10 x 20	200	320~1060	900±50	0.6	0.25 (480nm)	130	160

特性 (25°C)								最大定格				型名
暗電流 $I_d$		暗電流の 温度係数 Typ. (Times/°C)	結合容量 $C_j$ Typ. (pF)	立上り 時間 $t_r$ Typ. (ns)	カットオフ 周波数 $f_c$ Typ. (MHz)	NEP Typ. (W/Hz <sup>1/2</sup> )	$D^*$ Typ. (cmHz <sup>1/2</sup> /W)	最大 逆電圧 $V_R$ max. (V)	最大 電流 $I$ max. (mA)	保証温度範囲		
Typ. (nA)	Max. (nA)									動作 (°C)	保存 (°C)	
—	100 ( $V_R=30V$ )	1.15	70 ( $V_R=30V$ )	15 ( $V_R=30V$ )	—	$2 \times 10^{-14}$ ( $V_R=30V$ )	$5 \times 10^{12}$ ( $V_R=30V$ )	50	5	-20 ~ +60	-20 ~ +80	S1723
5 ( $V_R=30V$ )	10 ( $V_R=30V$ )	1.15	150 ( $V_R=30V$ )	30 ( $V_R=30V$ )	15 ( $V_R=30V$ )	$2 \times 10^{-14}$ ( $V_R=30V$ )	$5 \times 10^{12}$ ( $V_R=30V$ )	50	2	-20 ~ +60	-20 ~ +80	S2744

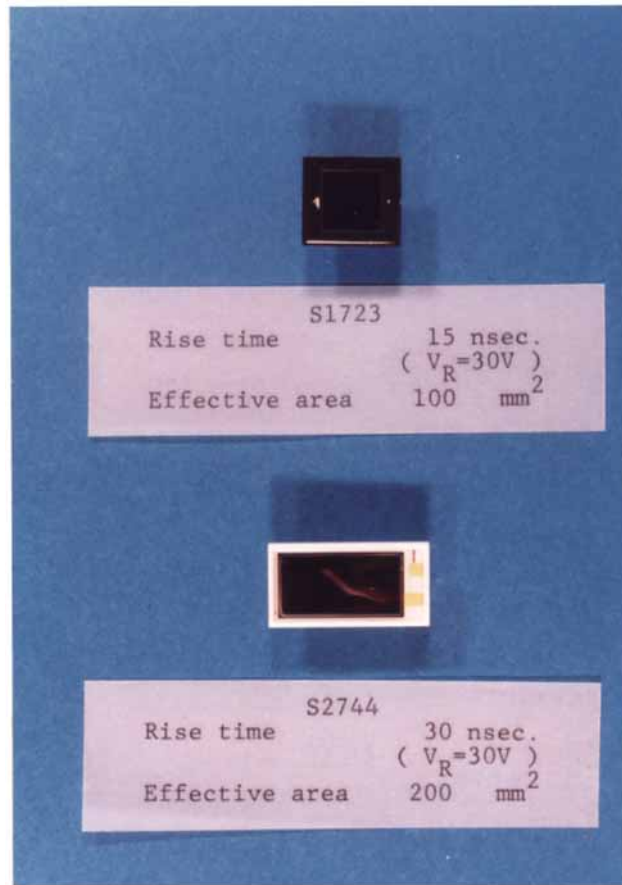


図7-20 フォトダイオードの外見

・フォトダイオードで発生するノイズ

フォトダイオードでは、並列抵抗による熱雑音が発生しており、逆バイアスを印加して用いる場合には、更に暗電流と信号電流によるショット雑音が発生している。これらのノイズは次式で与えられ、バイアスを印加した場合には、ショットノイズが支配的になる。

$$i_j = \sqrt{4kTB/R_{sh}} \quad (7-7)$$

$$i_s = \sqrt{2qIB} \quad (7-8)$$

k: Boltzmann's constant

T: temperature of element

B: band width



q : electric charge of electron

I : signal current and dark current

・ オペアンプで発生するノイズ

図7-18に示した回路では、フォトダイオードの並列抵抗が大きいので、電圧ゲインはほとんどなく、電流ゲインが $10^5 \sim 10^6$ と大きい。それゆえ、アンプで発生するノイズでは、電流性のものが支配的になっているため、オペアンプは電流ノイズの小さいFET入力のものを用いる。

実際に、光-電気変換回路で発生しているノイズの測定を行った結果を次に示す。フォトダイオードは、表7-3に示した2種類を使用し、オペアンプには、LH0032C (National semiconductor ; FET入力)を用いた。

各々の受光素子を用いた場合の光-電気変換回路の周波数特性を図7-21に示す。S1723を用いた回路、S2744を用いた回路共にゲインが3dB低下する周波数は300kHzである。S2744では、受光面積がS1723の2倍の $200\text{mm}^2$ となっているため、素子の接合容量も約2倍の150pFとなっている。しかし、光-電気変換回路自体の周波数特性は、ほとんど変化せず、同じ帯域幅が確保されている。これは、 $C_j R_f$ による周波数特性の低下よりもアンプ自体の周波数特性 $A(\omega)$ の低下の方が全体の周波数特性に大きく影響しているためと考えられる。

つぎに、光-電気変換回路の出力雑音のスペクトルを測定した結果を図7-22、23に示す。測定は、暗室内で受光素子に光が入射しない状態で行った。図7-22は、DC~100kHzまでの成分についてFFTアナライザによりスペクトル解析を行った結果、図7-23は10kHz~1MHzの成分について、スペクトルアナライザを用いてスペクトル解析を行った結果である。これを見ると、DC~500kHzの範囲において、S2744を用いた場合

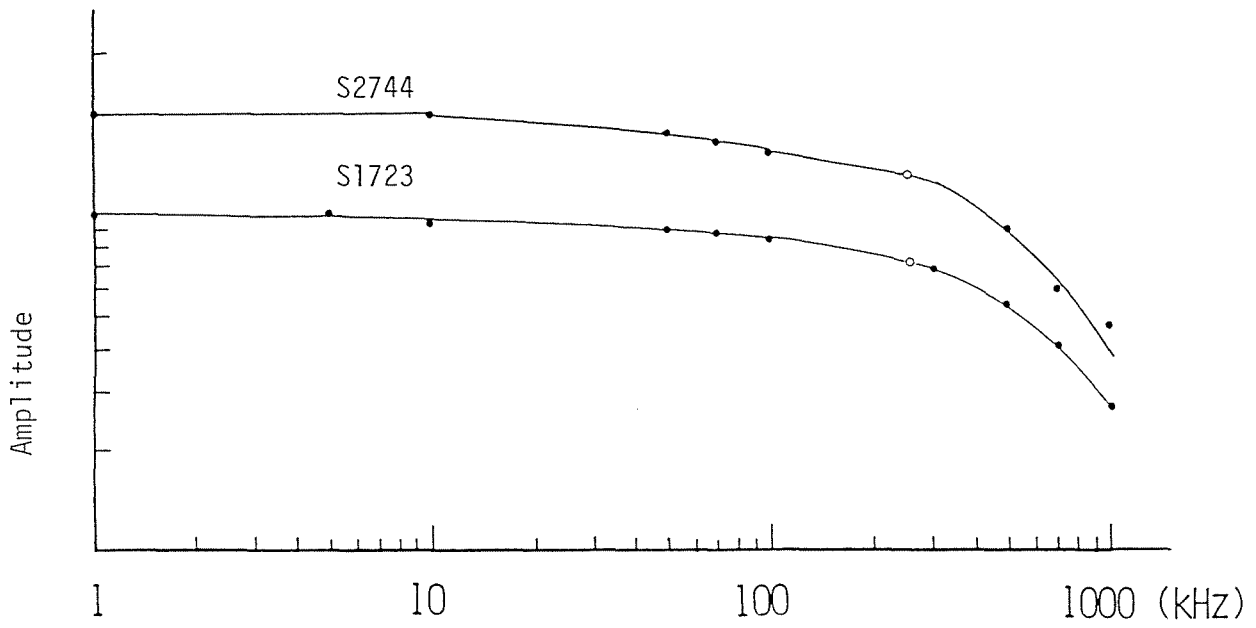


図 7 - 2 1 光電気変換回路の周波数特性 Frequency

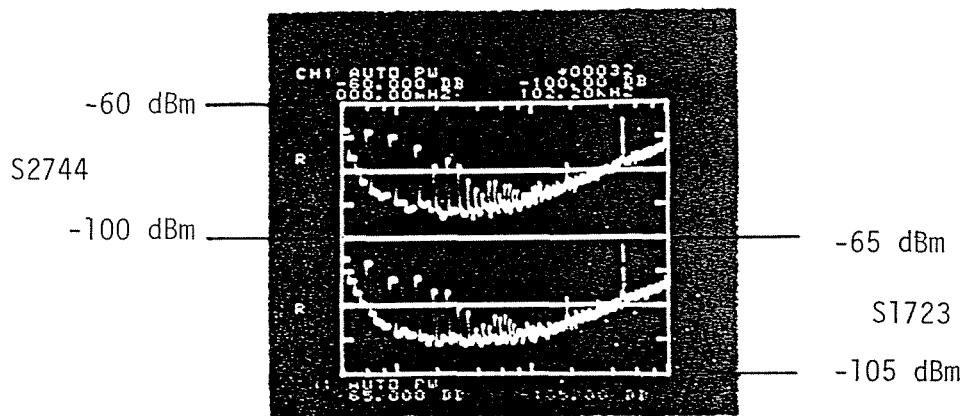


図 7 - 2 2 光電気変換回路の出力雑音のスペクトラム

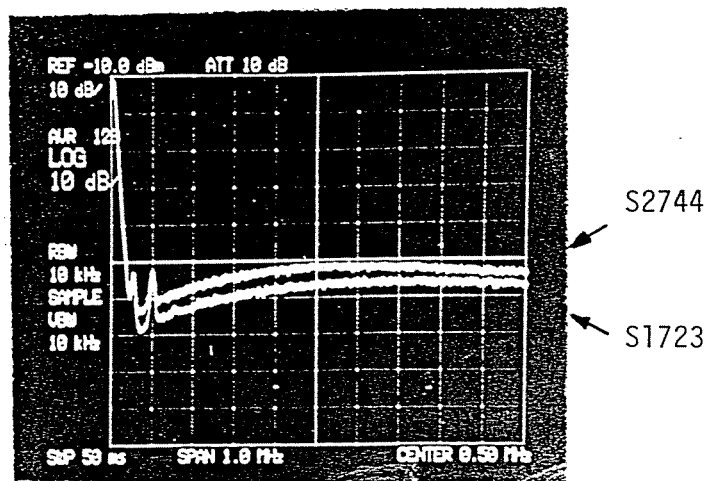


図 7-23 光電気変換回路の出力雑音のスペクトラム

には S 1 7 2 3 を用いた場合に比較し、5~6 dB ノイズレベルが上昇していることがわかる。受光面積が 2 倍になることによる入射信号光の増加は 3 dB であるから、S 2 7 4 4 を用いた光-電気変換回路では、S 1 7 2 3 を用いた回路に比べて C/N が約 3 dB 劣下することがわかった。それゆえ、今回試作した受光部では、受光素子として S 1 7 2 3 を用いている。

## (2) 復調回路

光電変換回路において再生された PFM パルス列は、復調回路に入力される。タイムチャートを図 7-24 に、PFM 復調回路図を図 7-25 に示す。

PFM パルス列 (a) は、モノステーブルマルチバイブレータに入力され、出力 Q (b) が得られる。この信号の Low は、後のサンプルホールドのための時間である。出力が、High となっている期間ランプジェネレータを動作させることにより (c) の波形を得る。(c) の三角波のピーク値をサンプル、ホールドすることにより波形 (e) を得る。PFM パルス列のパルス間隔に送信信号の情報が変調されており、これは PFM パルス間隔から一定幅の時間を取り除いた (b) の波形においても保存されている。ランプジェネレータによ

りパルス幅信号は振幅信号に変換され、これをサンプルホールドすることにより、送信信号である心電図が再生される。この信号は、図に示すように階段状の信号であり、高い周波数成分を含むため、送信信号成分のみを取り出すためにローパスフィルタを通し、適当な振幅に増幅して最終的な出力（i）を得る。

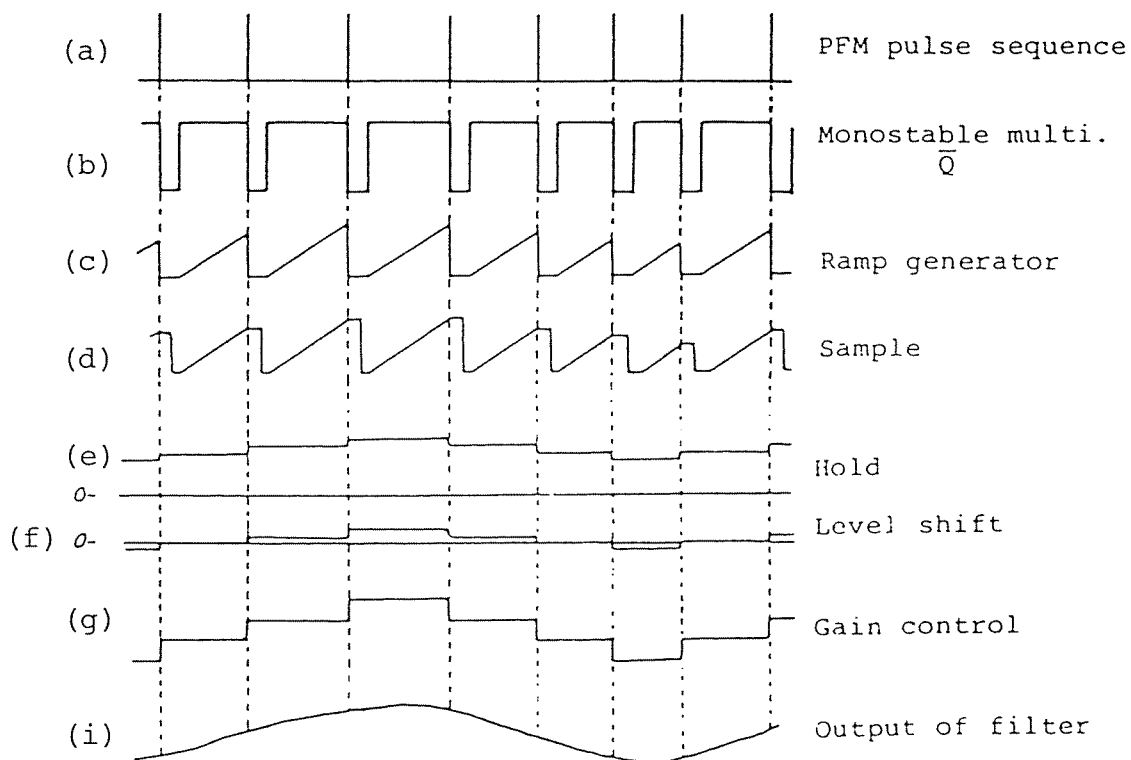


図 7 - 2 4 PFM復調のタイムチャート

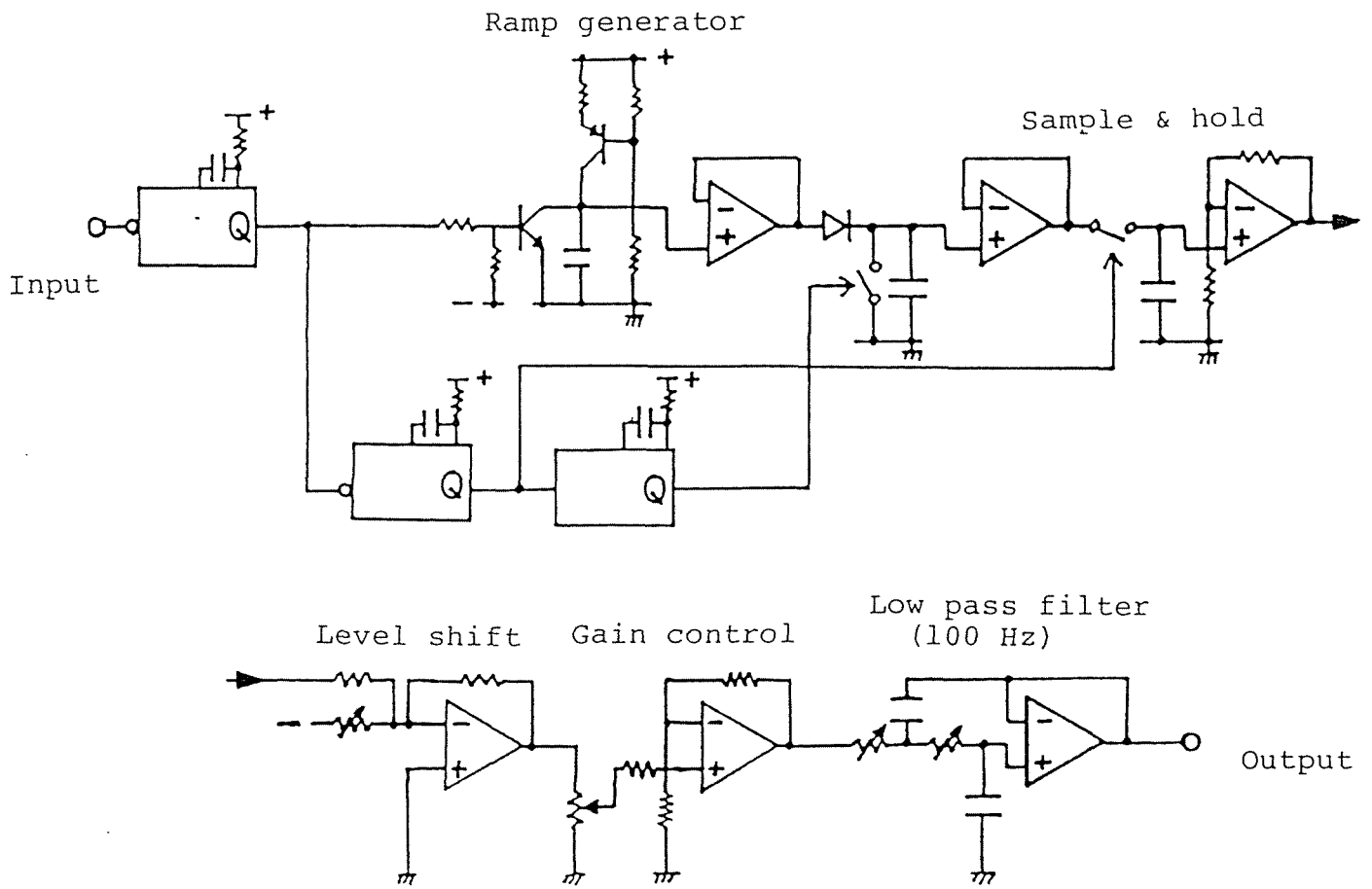


图 7-25 PFM 復調回路图

## 7-4 動物実験

ここでは、以上述べてきた送信装置と受信装置を用いて、実際に実験動物の心電図伝送を行った結果について述べる。実験には、比較的体が大きく入手が容易なラットを用いた。

### 7-4-1 送信装置の植え込み

送信装置の植え込みを行ったラットは、Sparague Dawley rat (体長 41 cm、うち尾長 17 cm、体重 400 g) である。感染の可能性を減らすため、また将来の長期テレメトリ実験を目指して、送信装置はすべて皮下に植え込むこととした。

#### (1) 電極の位置

送信装置の植え込み実験に先立って、心電図電極の配置を決定するため、体内での心電図信号の振幅の測定を行った。その結果を図 7-26 に示す。

測定は、A (B)、と A' (B') からの信号を差動増幅し、不関電極は後肢つけね部 (C) に装着した。この測定の結果、A-A 間での振幅が最も大きかったため、電極は両体側前肢つけね部におくこととした。この電極配置は、1号機から3号機まですべて同一である。

#### (2) 送信装置の配置

送信装置の配置の様子を図 7-27 に示す。1, 2号機では、送信装置本体は体側部、LEDは頸部背側、電極は両体側前肢つけね部の皮下に、3号機では本体が小型になったことから、送信装置本体は頸部に、LEDは背部に、電極は1, 2号機と同様両体側前肢つけね部の皮下に植え込んだ。

LEDは光軸を上向きにした状態で植え込み、固定した。LEDを出た信号

光は皮膚を透過し、さらに体毛によりより拡散され外部に広がっていく。

### (3) 植え込み手術

以上の検討を行った上でラットに対し、送信装置の植え込み手術を行った。感染を防ぐために切開部周辺は術前に剃毛する。麻酔薬には、ネンブタールを用い、術前に0.5～1ml、術中覚醒してきた場合には、適宜0.1～0.2ml程度腹腔内に注射した。麻酔下で体側真皮を3～4cmに渡って切開し、送信装置、電極、発光素子を皮下に置いた後、切開創を絹糸で縫合した。その後、イソジンで切開創の消毒をし、化膿止めのため切開創の周辺および切開創内部に抗生物質溶液を注入した。植え込み手術の様子を図7-28に、2号機を植え込み後数日経過したラットの外見を図7-29に、3号機を植え込んだ直後のラットの様子を図7-30に示す。

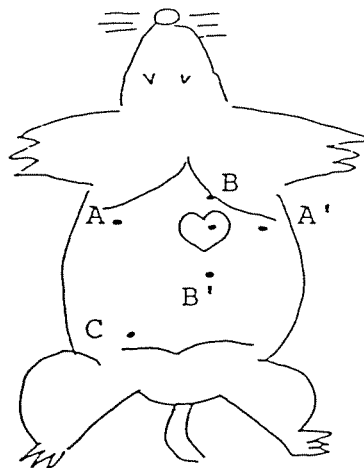


図7-26 心電図電極の配置の決定

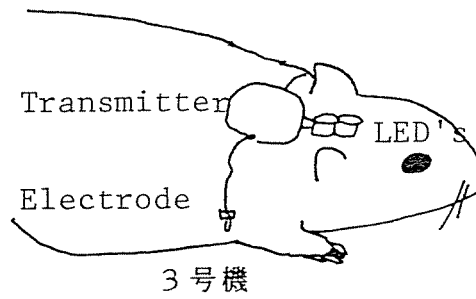
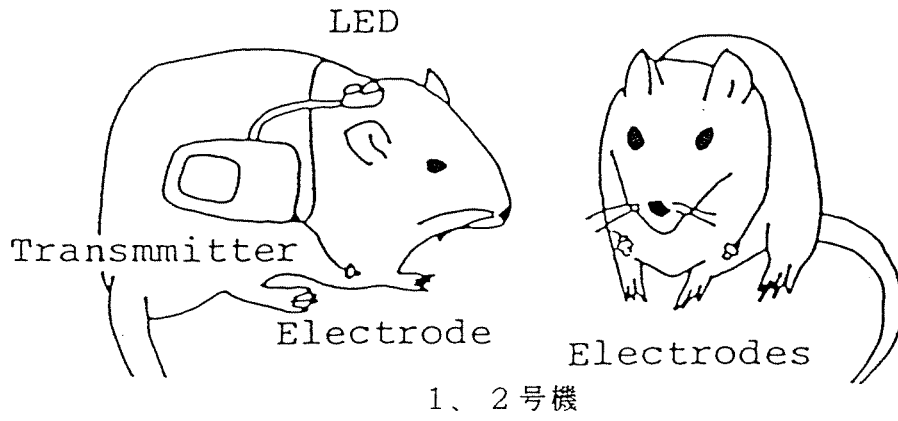


図7-27 送信装置, LEDの配置の様子



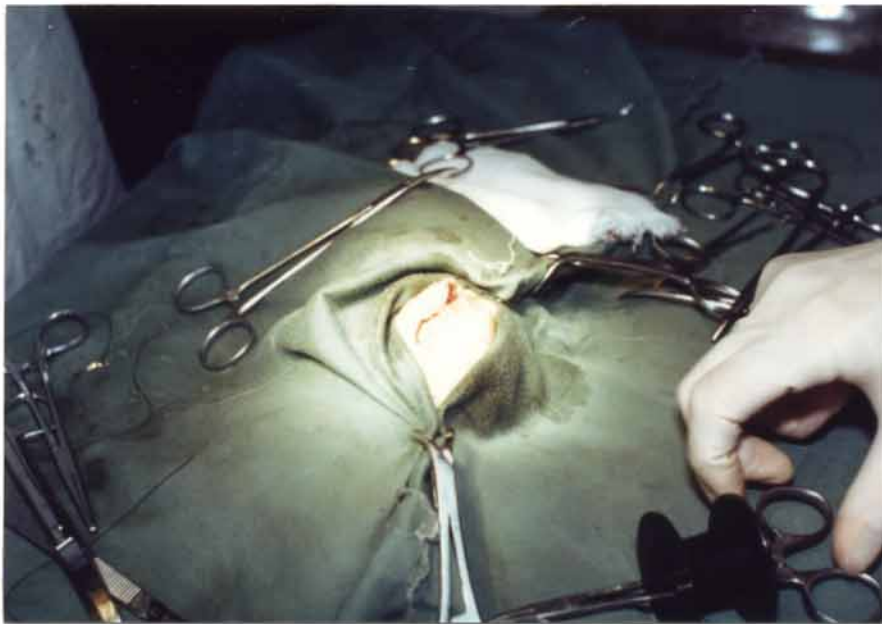


図 7 - 2 8 手術の様子



図7-29 1号機の植え込み手術後ラットの様子



図7-30 3号機植え込み手術直後のラットの様子

## 7-4-2 心電図伝送実験

送信装置を植え込んだラットと受信装置を図7-31に示した位置に配置し、ラットの皮下心電図の伝送実験を行った。

### (1) 伝送波形

以下に1～3号機を植え込んで得られた心電図波形を示す。各々の送信装置で使用した電極とプリアンプの回路を表7-4に示す。

#### ★ 1号機

1号機を植え込んで得られた心電図信号を図7-32に示す。取得した心電図には、R波以外は明確に現れておらず、呼吸動作に由来すると思われる周期の大きな基線の変動が現れている。また、この装置で用いた皿電極ではラットの動き、姿勢の変化により、心電図の振幅が小さくなるもしくは全く得られなくなることも度々観察された。この主な原因としては、体組織と電極間の接触抵抗の変動が考えられる。脳波用皿電極は、電極面の面積が大きいため接触抵抗の変化が大きく現れ、ラットの動作に伴う心電図の基線変動が生じたものと思われる。

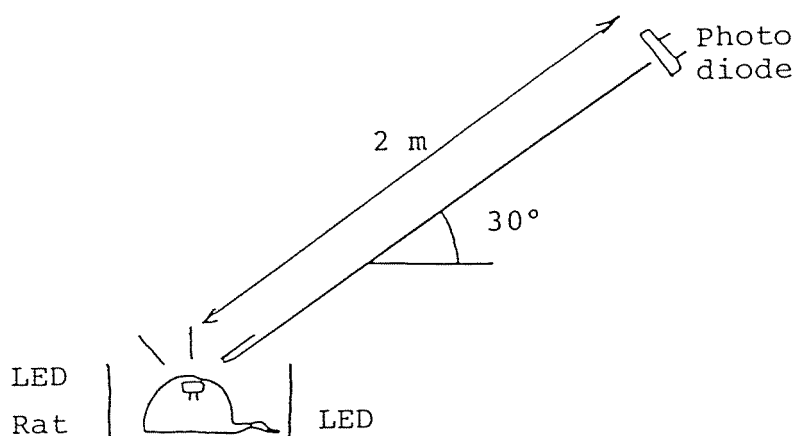
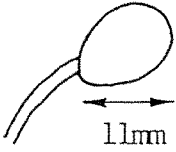
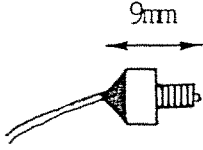
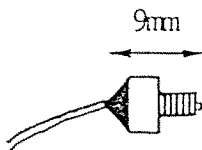
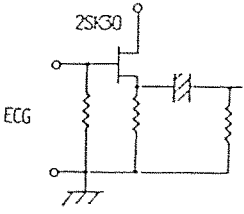
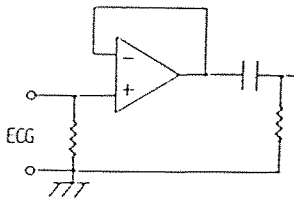
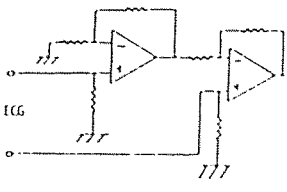


図7-31 ラットからの心電図伝送

表 7-4 電極およびプリアンプ回路

	1号機	2号機	3号機
電極	脳波用皿電極 	コルチコ電極 	コルチコ電極 
プリアンプ	FET入力 		差動入力 

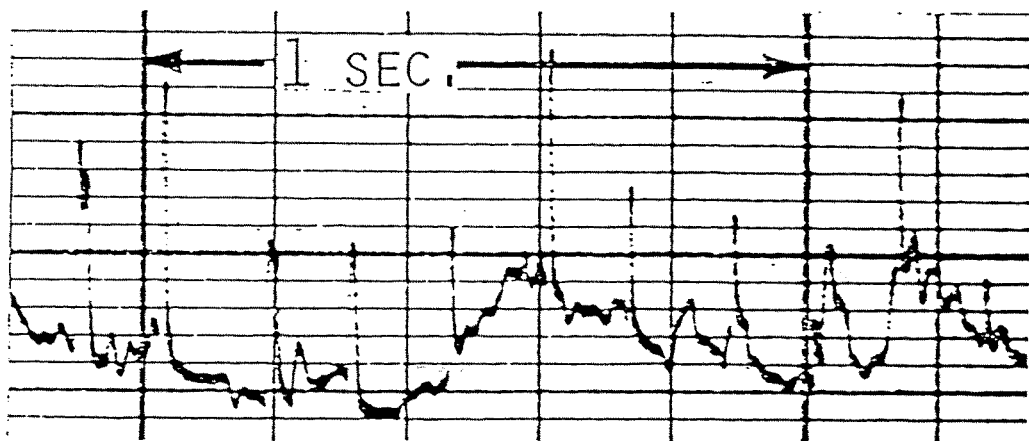


図 7-32 1号機で得られた心電図信号

### ★ 2号機

2号機を植え込んで得られた心電図信号を図7-33に示す。呼吸動作などにもなう電極の接触インピーダンス変化に起因すると思われる基線のドリフトが見られるが、皿電極の場合のように波形自体が得られなくなってしまうことはなく、QRSコンプレックスは明確に現れている。しかし、全体的にノイズレベルが大きく、P波およびS波、T波はノイズに埋もれてしまっている。

コルチコ電極を用いた本機においては、1号機に見られた心電図が全く送信されなくなるという現象はみられず、ラットの動きによるアーティファクトは基線の変動となって現れるだけであった。

また、本機を植え込んだラットを植え込み3日後に解剖した所、コルチコ電極の周りの組織の再生が始まっており、電極はよく固定されていた。

### ★ 3号機

3号機を植え込んで得られた心電図信号を図7-34に示す。R波の先端が分裂しているが信号伝送品質は非常によい。これは、プリアンプのゲインを適正にしたことと、入力を差動入力にしたことに起因する改善であると考えられる。R波の分裂の原因は、電極の位置に起因するものと考えられる。

### (2) 伝送距離等

ラットはマウスに比べて大型で皮膚も厚いため4-1節で測定したマウスの皮膚よりも皮膚の透過率が低いと思われる。しかし集光等を行っていない受光素子のみの簡易な受信装置によっても、見通し間において3m程度の最大伝送距離が得られた。また、ケージの中でラットが多少動き回った場合にも、安定した信号伝送が行われた。さらに、ラット体内の発光源から1m程度の距離内に壁や人体などの散乱性の物体が存在すれば、直接光伝搬路を遮断しても間接光によりテレメトリが可能であった。

背景光の影響に関しては、それら外乱の光源と受光素子が正対しないかぎり、

窓からの太陽光入射や蛍光灯による照明があっても経皮光テレメトリの実用上問題とならないことが確認された。

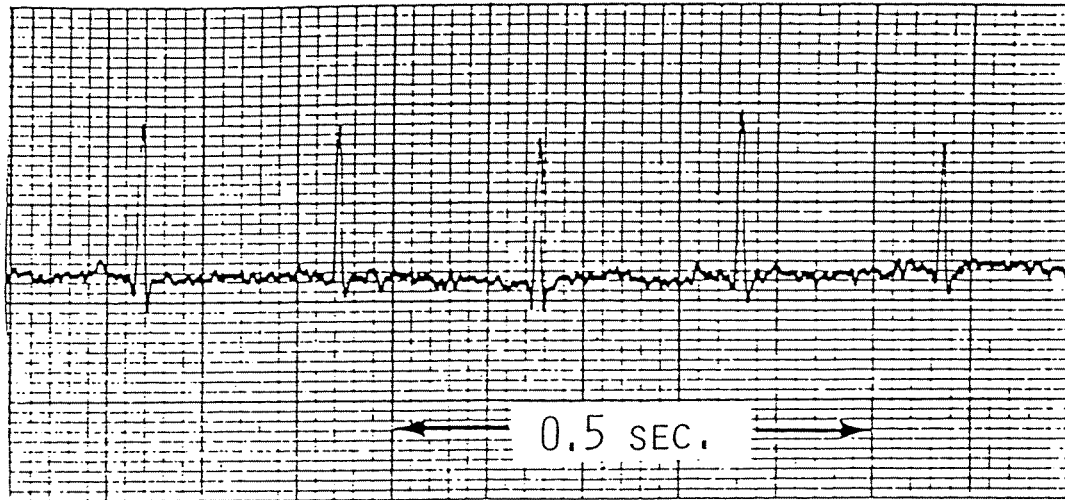


図 7 - 3 3 2号機で得られた心電図信号

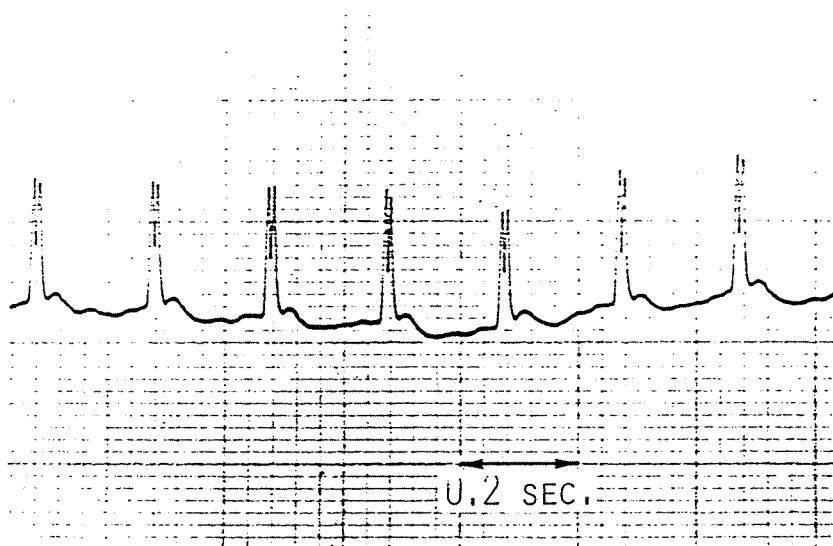


図 7 - 3 4 3号機で得られた心電図信号

## 7-5 経皮光伝送の応用に関する検討

以上、本節では、第3章で提案した光バイオテレメトリという新手法開発の一環として、光による体内信号の体外への取り出しと、室内程度の範囲内での無拘束測定を目的として開発した、経皮光バイオテレメトリシステムについて述べた。

その結果、体外に透過してくる光を搬送波とする情報伝送が十分可能であることがわかった。試作した装置では、ラットと受光装置との間に障害物がない場合には最大3 m程度まで伝送が可能であった。また透過光は、皮膚や体毛により強い散乱を受けているため、ラットがケージの中で多少動き回った場合にも安定な信号伝送が可能であった。

ラット体内の発光源から1 m程度の距離内に壁や人体などの散乱性の物体が存在すれば、そこからの散乱光のみを搬送波としてテレメトリを行うことが可能であった。しかしこのような間接散乱光は、それほど強度の大きなものではなく、ラットが壁の付近にいて、受光装置がその壁を見込んでいる場合など、ある程度限定された状況下でのみ直接伝搬路を遮断しても通信が可能であった。送信装置が室内程度の広さの中を大きく動き回った場合においても、間接光のみによる通信を可能とするためには本試作システムよりも出力の大きな発光源が必要になると考えられる。

最近では、半導体製造技術の進歩により比較的使用個数の少ない特殊用途のICやLSIの作成が容易となり、バイオテレメトリの分野においても盛んに使用され、装置の多機能化および小型化が急速に進められてきている。この様な動きにともない、従来人間に対しては使われることが少なかった植え込み型の電子装置の開発も、心臓ペースメーカを初めとして盛んに行われるようになってきている。人間への電子装置の植え込みにおいては、何よりも先に生体に対する安全性が問題となる。実際、ペースメーカにおいては、電磁雑音による

誤動作に対する対策が大きな問題になっている。また、従来の電波によるテレメータ装置の場合には装置を植え込んだ付近の組織が長期間高周波電界に曝露されることになる。これに対し光は、電磁干渉を起こさない、生体に対し電氣的ショックを与えない、光の生体に対する安全性等、電波と比較して多くの特長を持つ。

それゆえ、本章でその実現可能性について検討を行った経皮透過光による情報伝送は、今後いろいろな場面での応用が考えられる。



## 第 8 章 間接光バイオテレメトリ

### 8-1 間接光バイオテレメトリシステム

本章では、3-1 節で述べた光バイオテレメトリの新技术法である間接光バイオテレメトリを実現するシステムについて述べる。

本手法の概念図を図 8-1 に示す。本手法は、室内のような閉空間内を自由に移動する被験者から、近赤外光を搬送波として無拘束計測を行おうとするものである。生体情報によって変調された信号光は、被験者に装着された送信装置から多方向に向かって放射され、広く室内に拡散していく。被験者の自由な動きにより直接伝搬路が遮断された場合にも、間接伝搬路を経由した信号光が受光装置に入射し情報伝送が行われるため、無拘束の光バイオテレメトリが可能となる。

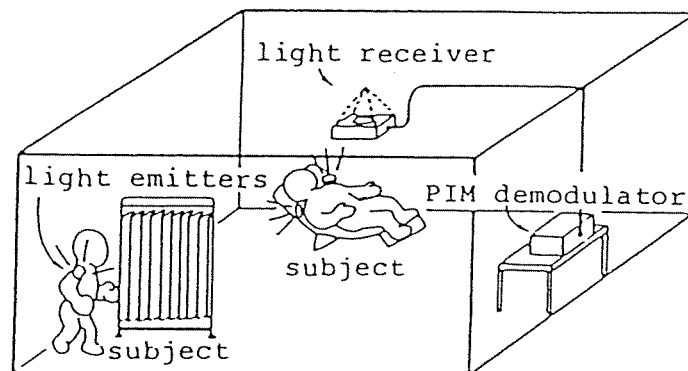


図 8-1 間接光バイオテレメトリの概念図

間接光バイオテレメトリは、直接伝搬光を搬送波とする散乱光通信の弱点である見通し伝搬路遮断による通信の途絶の問題を回避し、光による情報伝送の持つ能力を拡大する手法として、非常に重要な意味を持っている。

4-3節では、この間接光バイオテレメトリの基本的な可能性を示すために室内壁面の光学的特性を測定し、その壁面が60%程度の反射率を持つこと、また他の文献によれば石膏壁は、ほとんど100%に近い反射率が得られること、また一般的な壁面が強い散乱特性を示し、入射してきた光を広い方向に向けて散乱させること等を確認した。壁面がこのような特性を示すことにより、局所的な発光も、壁面で反射散乱を繰り返すことにより部屋全体に拡散していくと考えられることから、以上の検討により間接光バイオテレメトリの基本的な可能性が示された。

また、4-4節では間接光バイオテレメトリの状況を模擬した実験を実際の室内において行い、いろいろな状況下で情報伝送が可能な程度の間接光強度が得られることが確認された。

本章では以上の検討をふまえ、実際の臨床の場での実用を目指した間接光バイオテレメトリシステムの設計にあたり、変調方式、多重化方式、必要とされる発光装置の出力等に関して検討を行なった結果について述べる。さらにこれらの検討を通して得られた知見をもとに実際に試作を行ったテレメトリシステムについて報告する。また試作したシステムの臨床の場での使用を通じて間接光バイオテレメトリの臨床の場における有用性について検討を行う。

本章の構成は、以下の通りである。8-2節では、間接光バイオテレメトリシステムを設計するに当たり、システムが満足すべき条件を設定し、これを考慮にいたしたシステム設計の指針について述べる。8-3節では、前節で設定した設計指針に従って開発した、間接光を搬送波として4チャンネルの生体信号を

無拘束で計測するシステムの構成について述べる。8-4節では、試作したシステムを用いて、一般的な室内、廊下および病院内において間接光バイオテレメトリを行い、その際受光素子に入射する間接光強度をもとにして、システムの有用性について検討を行った結果について述べる。8-5節では、運動中の被験者からのテレメトリ実験を通じて、間接光バイオテレメトリの無拘束性に関する検討を行なった結果について述べる。最後に、8-6節では、間接光バイオテレメトリを実際の臨床に応用する場合に考えられる問題について考察する。

## 8-2 システムの設計

本手法を実現するシステムを開発するに当たり、システムの満たすべき条件を以下のように設定した。

i) 室内を自由に移動する被験者から無拘束でテレメトリが行なえること。  
バイオテレメトリを行う際に、無拘束性は重要なファクターとなる。特に、日常生活中に突発的な発作、例えば心筋拘束などを引き起こす可能性のある患者に対しては、日常の生活をなるべく拘束せずに心電図を連続計測することが望まれる。また、運動負荷中における計測への応用、スポーツ医学への応用、さらにはリハビリテーション医学における応用などに対して、計測の無拘束性は必要不可欠な条件である。

ii) 心電図（標準肢誘導もしくは胸部誘導）3 c h. と体温 1 c h. の同時リアルタイム計測が行なえること。

最近では、心電図理論の発達と共に特殊誘導が重要視されるようになり心機能について総合的判断を下す場合には、同時に取得する心電図の誘導数が増えてきている。しかし、連続的なモニタを行う場合には、必要な情報が良く現れるいくつかの誘導を伝送すれば十分実用になると考えられる。体温の測定精度は、35～40°Cの範囲において0.1°C以下であることが望ましい。

iii) システムはできるだけ小形軽量であること。特に被験者に装着される送信機や送光器は被験者の自由な運動を妨げることがないこと。

計測の無拘束性ということを拡張して考えると、被験者に取り付けられるテレメトリシステムはその大きさ、重さに関して被験者の自由な動作を拘束するようなものであってはならない。

iV) 電源には電池を用いるため、電力消費が小さいこと。

テレメトリシステムの臨床応用を考えると、慢性的なモニタリング等の応用に対しては数日、スポーツ医学、リハビリ医学等短期間の応用に対しては数時間程度電池寿命が持続することが望まれる。

これらの要求を満たすため試作したシステムでは以下の方針を採用した。

i) 搬送波には近赤外線散乱光を用いる。

近赤外光は不可視光であるため、テレメトリを行なう際に被験者に心理的、物理的影響を与えることがない。

間接光バイオテレメトリシステムにおいては、前章で述べた植え込み型テレメトリシステムよりもかなり大きな光出力を持つ送光システムが必要であると考えられる。それゆえ本システムでは、出力はそれほど大きくないが、安価で一般に広く使われているLEDを多数個用いることとした。

ii) 変調方式はアナログパルス変調とする。

変調方式は信号光の強度変化に強いパルス変調を用いることにし、パルス幅を細くすることによって消費電力を小さくすることのできるパルス間隔変調方式(PIM)を採用した。ここでは4チャンネル多重伝送を実現するため、PDM/PIM変調方式を用いた。

アナログパルス変調を用いて、1台の送光システムで複数の信号光を多重化する方法としては、あらかじめ周波数多重した信号をパルス変調する方式と、時分割多重を行う方式が考えられる。前者の方式では、周波数多重を行うため信号周波数が自体が高くなる。これに伴って搬送波である光パルス列の周波数もかなり高くなるため、送信システムの消費電力が大きくなってしまう。これに対し時分割多重方式では、チャンネル同期のためのパルスを見れば、チャンネル数にサンプル周波数を乗じた周波数の光パルスで送信すれば良いため、消

費電力が小さくおさえられる。

iii)送信システムの小型化を目指し、回路素子ならびに部品の小形化に努めた。

時分割変調方式を行う場合、その回路は一般的にかなり複雑となるが、本システムでは、土田等によって提案された回路<sup>6)</sup>を基に部品点数の少ない回路を用いて変調部を小型化した。特に、重要な前置増幅部には厚膜回路を使用し、システムの信頼性を高めるとともに小形軽量化を図った。

iv) 光パルスのduty ratioを小さく抑えることにより、消費電力を極力低く抑えた。電池にはエネルギー密度の高いリチウム電池を使用し、小形軽量化を考慮しつつ長時間の連続使用に耐えられるよう留意した。

多数個のLEDを並列接続して光出力を大きくする必要があるため、無制限に速いパルスでLEDを駆動することはできない。試作システムでは、光パルスの幅をなるべく狭くするとともに、チャンネル同期のための特別なパルスを必要としない変調方式を用いて光パルスの周波数を低くし、送信システムの消費電力を小さくしている。

### 8-3 システムの構成

試作したシステムのブロック図を、図8-2 に、全体の外観を図8-3 に示す。

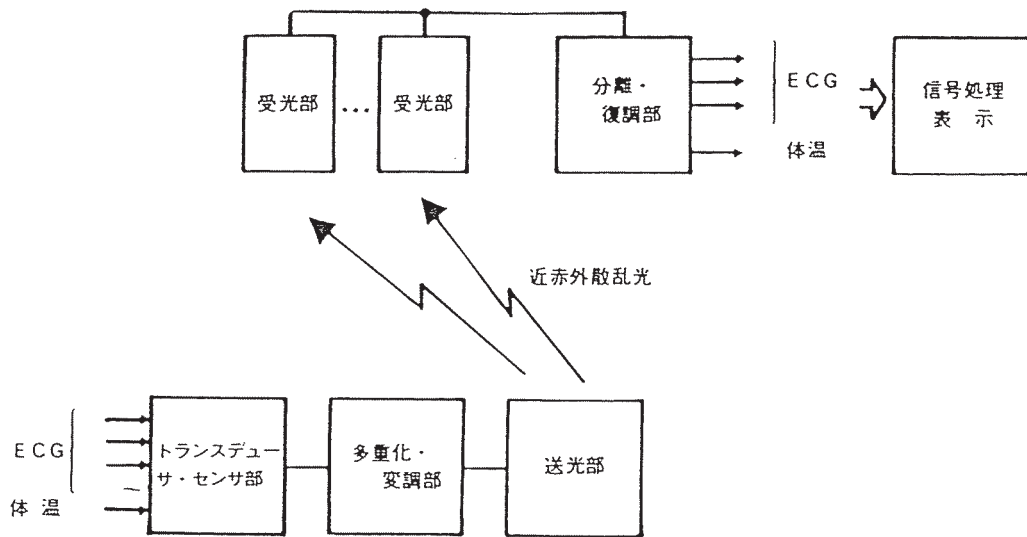


図8-2 間接光バイオテレメトリシステムの構成



図8-3 間接光バイオテレメトリシステムの外見

本装置は大別して送信システム、受信システムから構成されており、それぞれ生体信号の収集および送信、信号の受信、表示、記録等を行う。

### 8-3-1 送信システム

送信システムの外観を図8-4に示す。本システムはさらに、センサ、トランスデューサ部、送光部に細分される。試作装置では、体表に装着した心電図電極とサーミスタにより、心電図および体温を電気信号として収集する。

変調部では、センサ、トランスデューサ部で得られた信号の強弱をパルスの間隔に対応させるPIM (Pulse interval Modulation) 方式を採用した。また、心電図3チャンネルおよび体温1チャンネルの計4チャンネルの信号を多重化する方法として時分割多重方式を用いた。

送光部は、多重化、変調部で得られた信号を発光ダイオードの輝度変化に変換し情報を光信号として送り出す部分である。発光部は両肩に配置された計80



図8-4 間接光バイオテレメトリ送光装置の外観



個の発光ダイオードにより構成される。これらのうち変調多重化部および送信システムの電源は、他の部分を合わせても胸ポケットに入る程度の小形ケースに收容されており、胸面に配置されたセンサ、トランスデューサからの信号を受け、両肩の送光部を駆動する。各部の接続には、体表に沿わせた柔軟なケーブルを使用し、被験者の動きを制限しないよう留意した。

(1) センサ・トランスデューサ部

本装置では心電図3チャンネルを取得できるように関電極3個、不関電極1個、計4個を用いる。心電図テレメトリに際しては、電極数が少なく体動による筋電図などの雑音の混入のない誘導法が要求される。そこで標準肢誘導心電図を測定する場合には、図8-5(a)に示すようなネットワークを用い、同図(b)に示す位置に電極を配置する。また胸部誘導心電図を測定する場合には、図8-6(a)に示すようなネットワークを用い、同図(b)に示す位置に電極を配置することにより $V_1, V_4, V_6$ の心電図が得られる。

前置増幅器には、小形・低雑音であるとともに高い信頼性を持つことが要求される。そのため、前置増幅器には厚膜回路を採用した。製作した厚膜回路の回路図を図8-7に、その外見を図8-8(a)、送光装置に組み込んだ時の

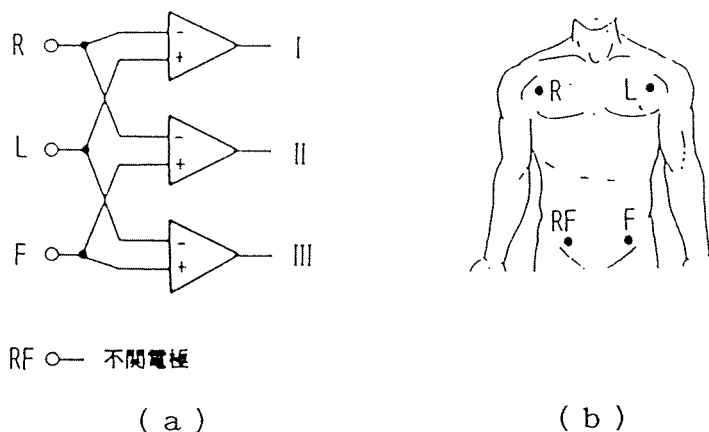


図8-5 標準肢誘導近似心電図計測 (a) 入力結線方式  
(b) 電極位置 (各電極は、胴体前面四肢付け根付近に装着)

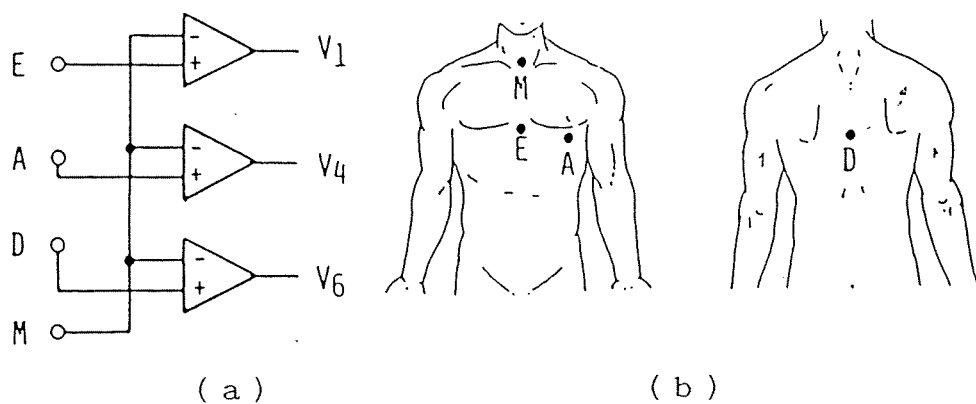


図 8 - 6 胸部誘導近似心電図計測

( a ) 入力結線方式

( b ) 電極位置 (  $V_1 \doteq E - M$ ,  $V_2 \doteq A - M$ ,  $V_3 \doteq D - M$  )

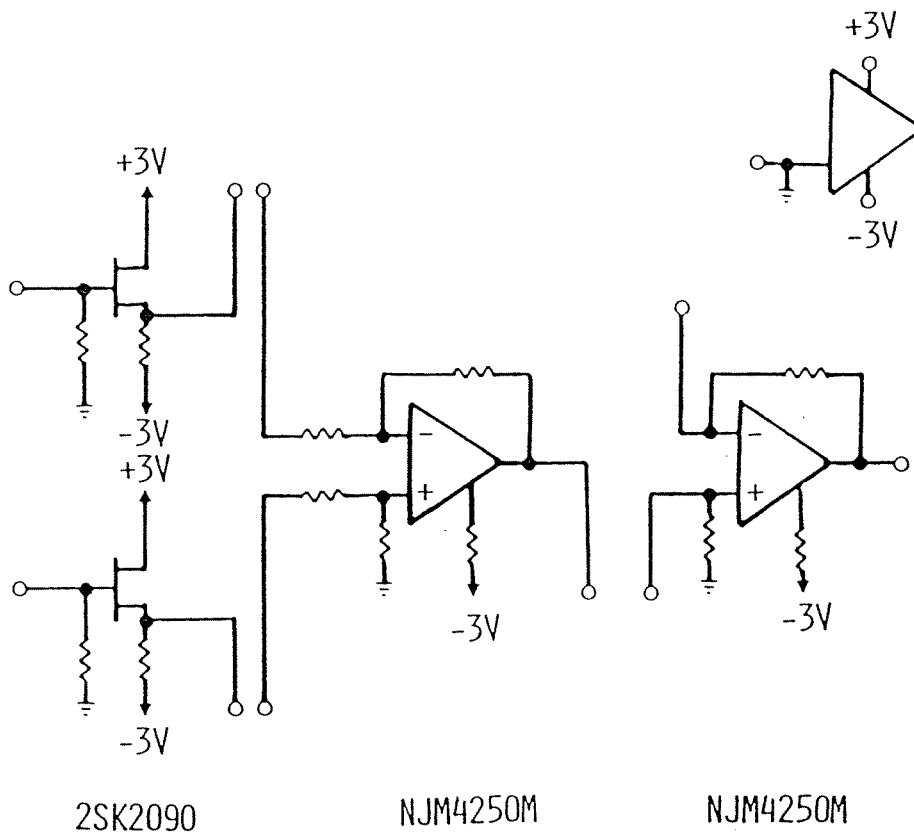
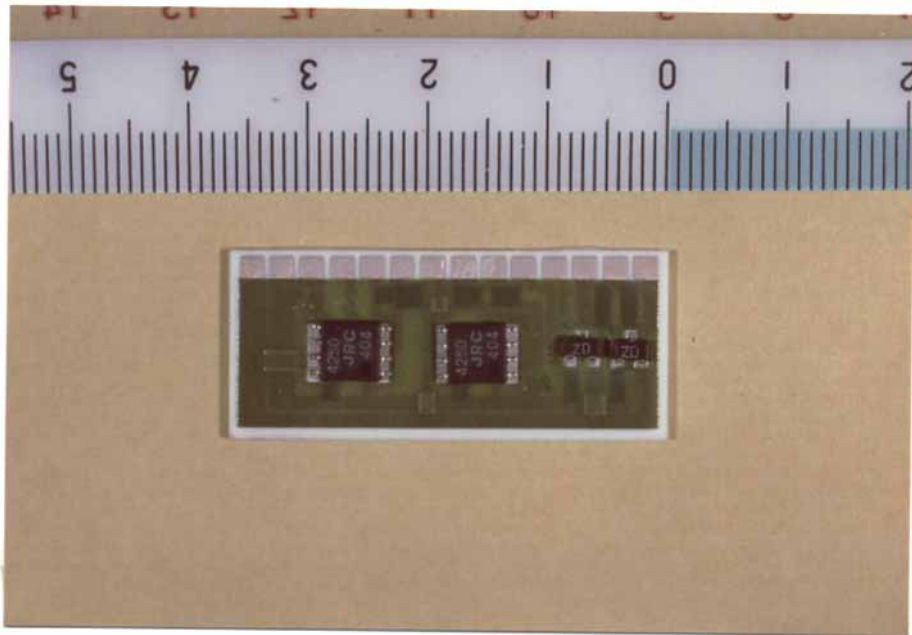
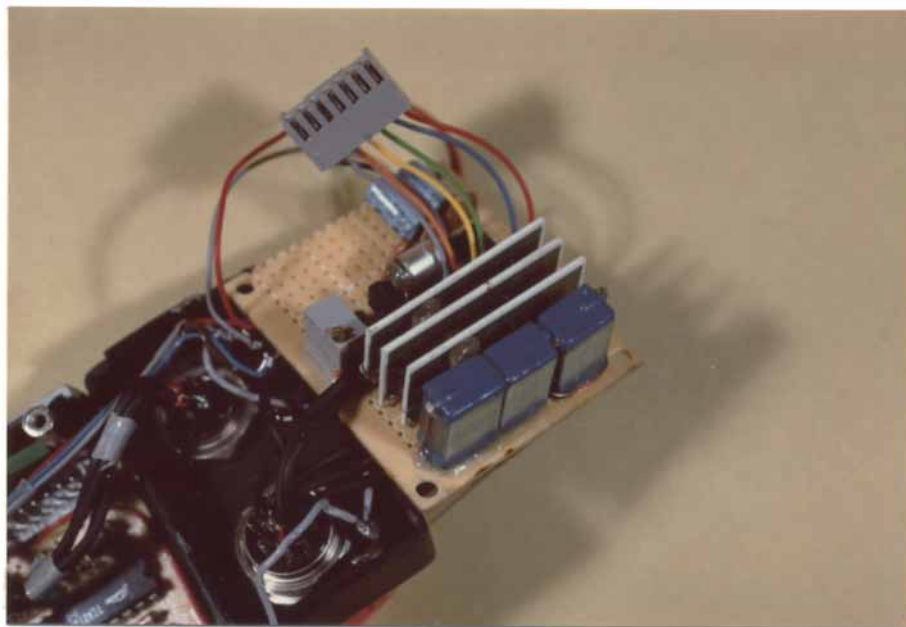


図 8 - 7 試作した厚膜回路による前置増幅器の回路



( a ) 1 c h . E C G プリアンプ



( b ) 送光装置に組み込んだセンサトランスデューサ部

図 8 - 8 センサトランスデューサ部

様子を同図（b）に示す。素子間の配線を行なう導体パターンおよびほとんどの受動素子が厚膜技術によりセラミック基板表面上に焼き込まれているため、回路の小形化・低雑音化・高信頼性が同時に実現されている。ICなど、その他の能動素子にも小形のものを使用し、極力小形軽量化、消費電力の低下、信頼性の向上が図られている。

体温測定のための温度センサとしては、温度変化に伴い抵抗値の変化するサーミスタを用いた。サーミスタは高感度（ $-4\%/^{\circ}\text{C}$ 程度）であり、小形で消費電力の少ない素子である。しかし一般にサーミスタは、温度変化に対する抵抗値の変化が直線的ではないため、回路等により補正をすることにより直線の良い温度－電気信号変換を行う方法が多く報告されている<sup>66,67)</sup>。しかしサーミスタの特性自体かなりのばらつきを持つため、破損や消耗により素子を交換した場合には再度補正が必要となるなど、臨床での使用には問題も多い。そこでここでは、直線性ならびに素子の互換性の保証されている素子（プレジジョンサーミスタ44202、YSI社製）を用いた。体温測定回路を図8-9に示す。

この回路では、サーミスタの両端にツェナーダイオードで安定化した電圧を

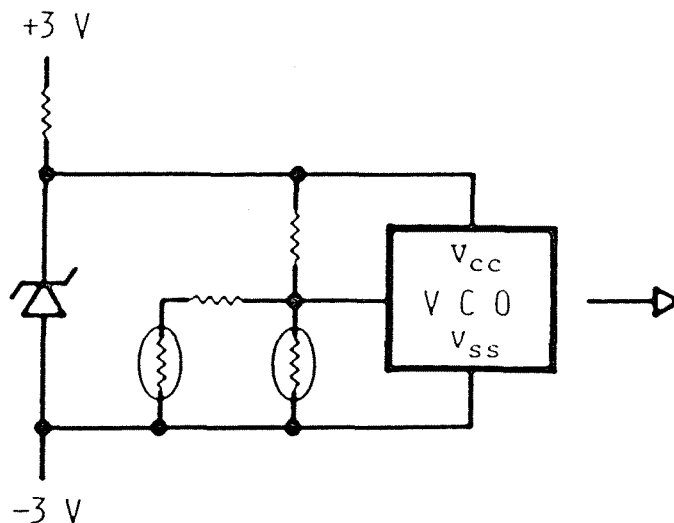


図8-9 体温測定回路

印加し、まずサーミスタの抵抗変化を電圧変化に変換する。この電圧を用いて発振回路の発信周波数を変調することにより、体温変化を矩形波列の周波数変化に変換している。

## (2) 多重化・変調部

多重化・変調部のブロック図を図8-10に、そのシグナルチャートを図8-11に示す。前置増幅器の出力(ECG)3チャンネルのうちの2チャンネル、また残りの1チャンネル(A)と温度一周波数変換回路の出力(体温)1チャンネル(B)を、それぞれ時分割多重する(C、D)。この多重化された電位に対応して、パルスの幅を変化させることにより(E)のようなPDM信号が得られる。PDM信号のままでは発光出力における消費電力が大きくなるためPDMパルス列の立ち上がりと立ち下がり両方で単安定発振回路を駆動し、(G)のようなPIM信号に変換する。こうすることにより4チャンネル信号の多重化とともに送光装置の低消費電力化が図られる。その変調同期信号には、先のPDM信号をフリップフロップにより分周した波形(F)がもちいられる。

電位信号とパルス間隔の関係を図8-12に示す。図に示すように心電図信号には1Vのオフセット電圧を加え、また体温信号は-3V、-0.5V間で変化させる。これにより体温チャンネルのPIM信号は常に他の心電図チャンネルの2倍程度の間隔を持つことになる。受信側では、他の心電図3チャンネルと異なるこのパルス間隔に着目して、チャンネルの識別・分離を行なう。

変調信号の平均周波数は2.6kHz、各チャンネルのサンプリング周波数は600~700Hz、パルス幅は2μsである。

センサ・トランスデューサ部および、多重化・変調部の電源にはコイン形リチウム電池(容量160mAh)を2個用いている。消費電流は、1.5mAであることから100時間以上の連続動作が可能である。多重化・変調部の回路の外見を図8-13示す。変調部の回路は、土田らによって提案された回路<sup>65)</sup>を一部変更して使用している。本装置では、一般的に回路が複雑となりがち

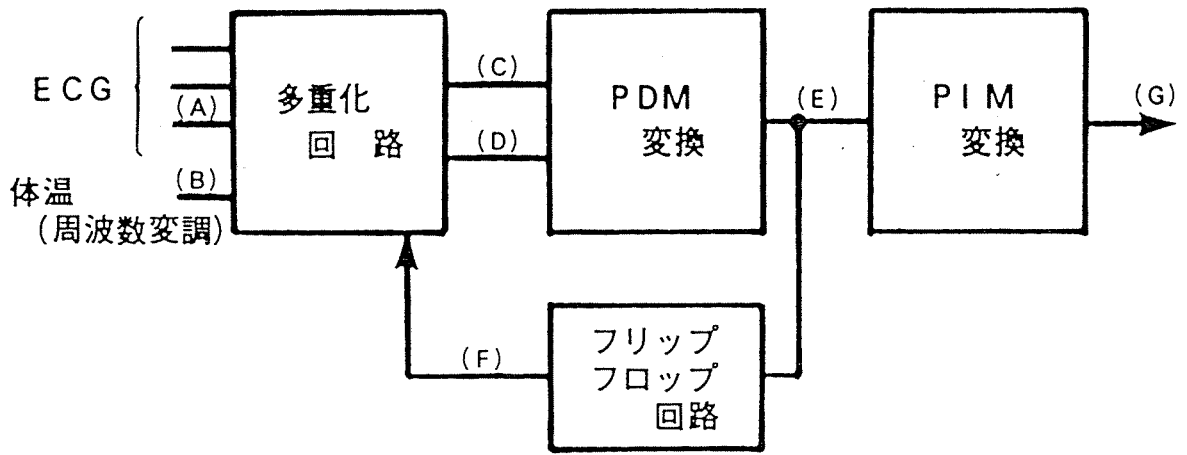


図 8 - 1 0 多重化変調部の構成

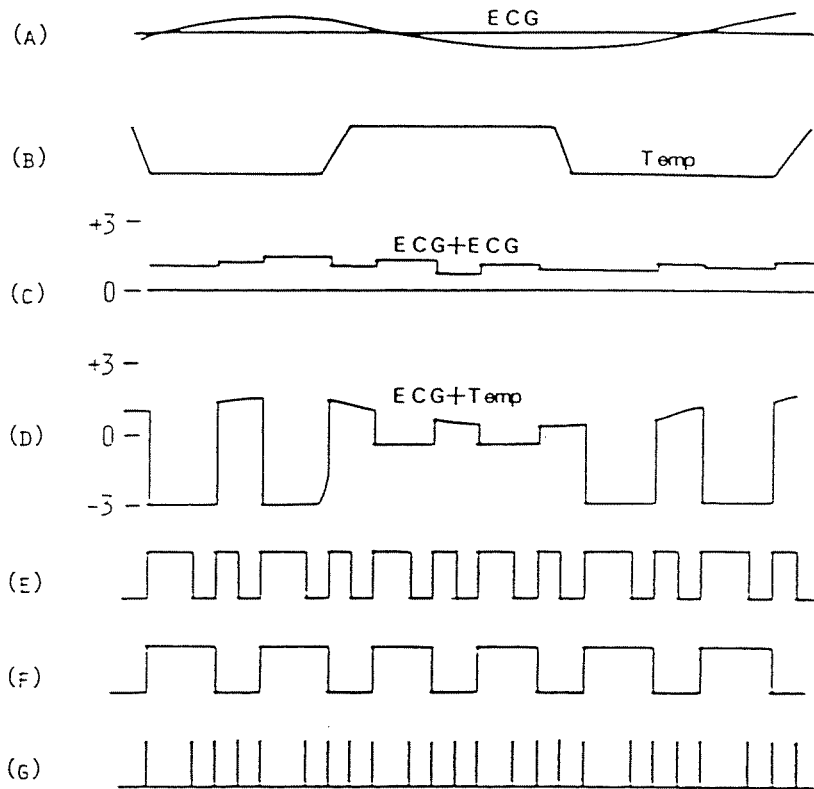


図 8 - 1 1 多重化変調部のタイムチャート

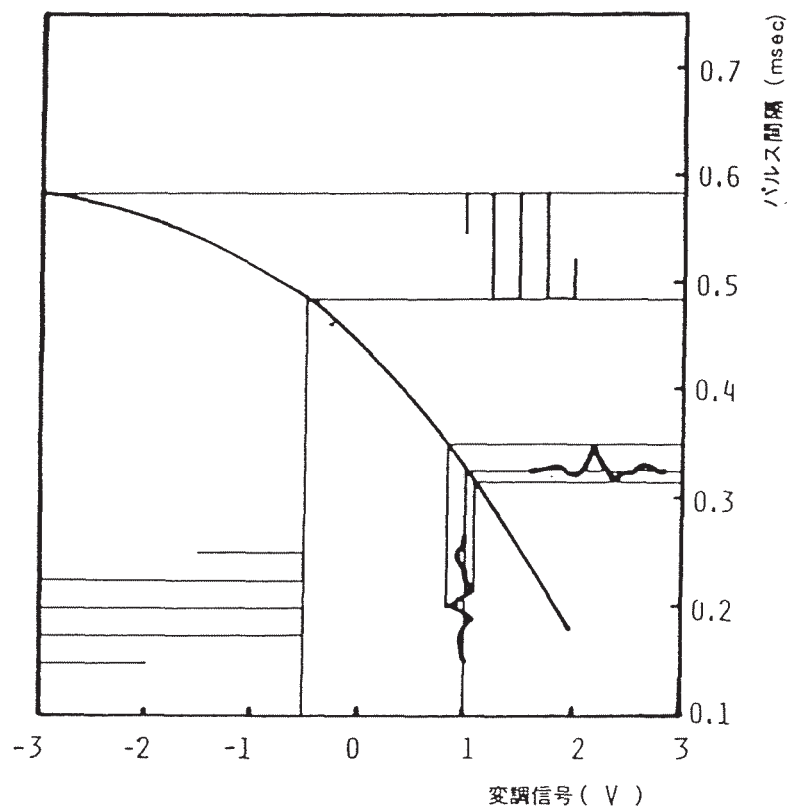


図 8 - 1 2 変調信号とパルス間隔の関係

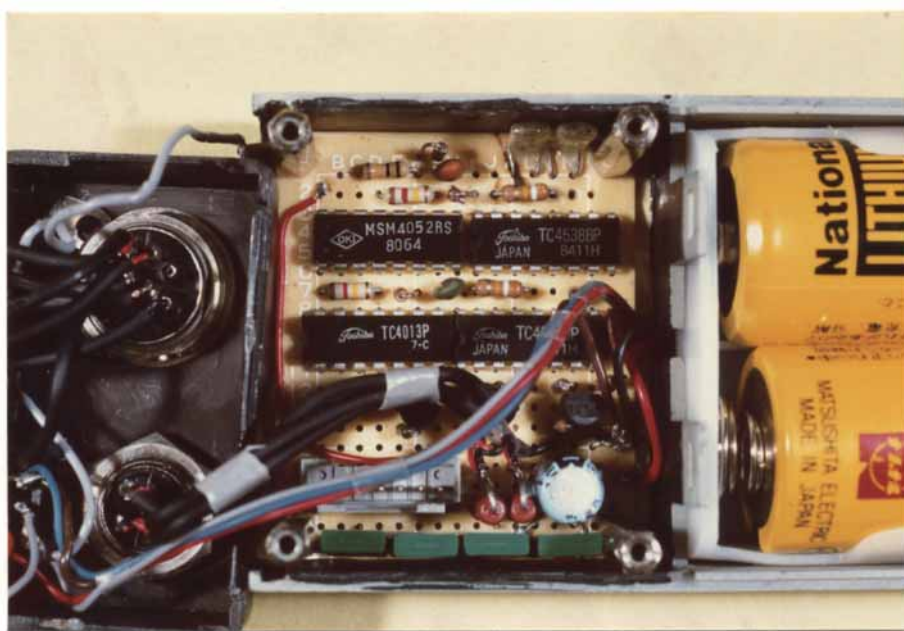


図 8 - 1 3 多重化変調部およびLED駆動部の回路

な時分割多重方式を使用しているにも関わらず、僅か4個の汎用C-MOS ICで変調回路が構成されている。

### (3) 送光部

送光部では、多重化・変調部で得られたPIMパルス列が発光素子の輝度変化に変換される。間接光テレメトリにおいては、前章で述べた植え込み型テレメトリシステムよりもかなり大きな光出力が必要であると考えられる。それゆえ送光部には、出力はそれほど大きくないが、安価で一般に広く使われている近赤外発光ダイオード(EL-1L1 発光波長940nm)を80個用いている。パルスON時1個のLEDに流れる電流は50mA、全電流は2A、1個の光出力は約15mW、全発光出力は約1Wである。

室内において間接光テレメトリを行なう場合には信号光が広い範囲に均一に放射されることが望ましい。それゆえ送光部は、図8-4に示したように、前後および左右方向に曲率を持ったものとなっている。

送光部では、パルスON時に瞬間的に大電流が消費されるため、送信システムの他の部分と電源を共有すると、それらの回路にノイズが混入するなど悪影響をおよぼす可能性がある。そこで、前述のコイン形電池に加え、送光用のリチウム電池(容量5AH)を別に装備した。送光部の平均消費電力は20mAであるから、100時間以上の連続動作が十分可能である。図8-14に送信装置の電源部の様子を示す。電池のためのスペースが、送信装置全体の半分以上を占めている。それゆえ、検査室での使用やスポーツ医学、リハビリテーション医学への応用のように、装置の使用が比較的短時間である場合には、容量の小さい電池を用いることにより装置の更なる小型化が可能である。

図8-15に、標準肢誘導近似の電極配置をした被験者と、送信システムの装着状態を示す。図に見られるように、送信装置は腰部のベルトに簡単に固定



できるものとなっている。

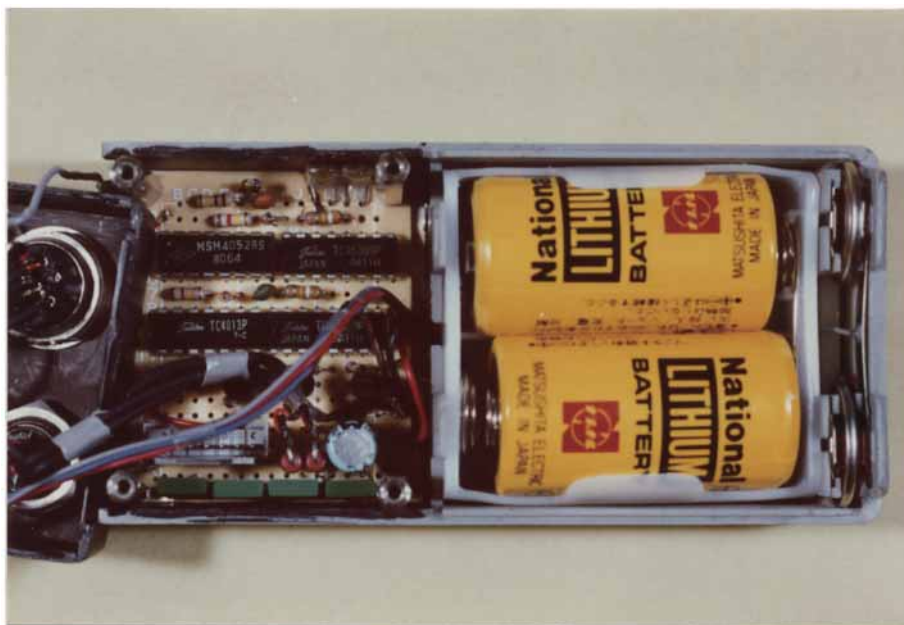


図8-14 送光装置の電源

大きな円筒形の電池はLED駆動用、コイン電池は回路用

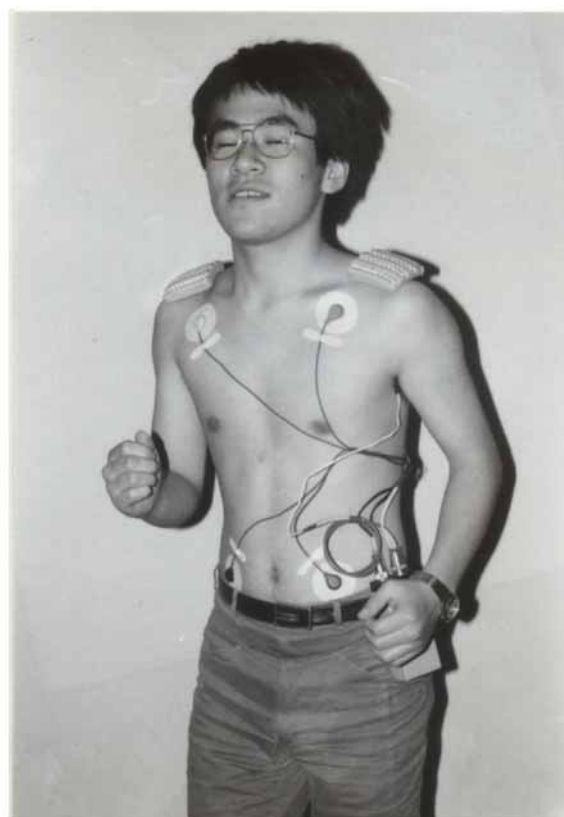


図8-15 被験者が送光装置を取り付けた様子

### 8-3-2 受信システム

受信システムは、受光部、分離、復調部に分けられる。受信システムの外観を図8-16に示す。

受光部は、光信号を受光し、光-電気変換を行ない、PIMパルス列を再生する。受光回路は、電磁シールドや光学的フィルタ・電氣的フィルタにより、周囲の電磁ノイズおよび光ノイズ（外乱光）から保護されている。受光部は、小形の金属ケースに収納されており、必要に応じて複数個を天井や壁に配置することができる。

分離、復調部は、時分割多重された信号を分離し、パルス間隔に変調された信号を復調する。

#### (1) 受光部

受光部のブロック図を図8-17に示す。散乱光通信では、広範囲に散乱された光信号を搬送波とするため、受光部においては微弱な信号光の検出を行な



図8-16 受光装置の外見

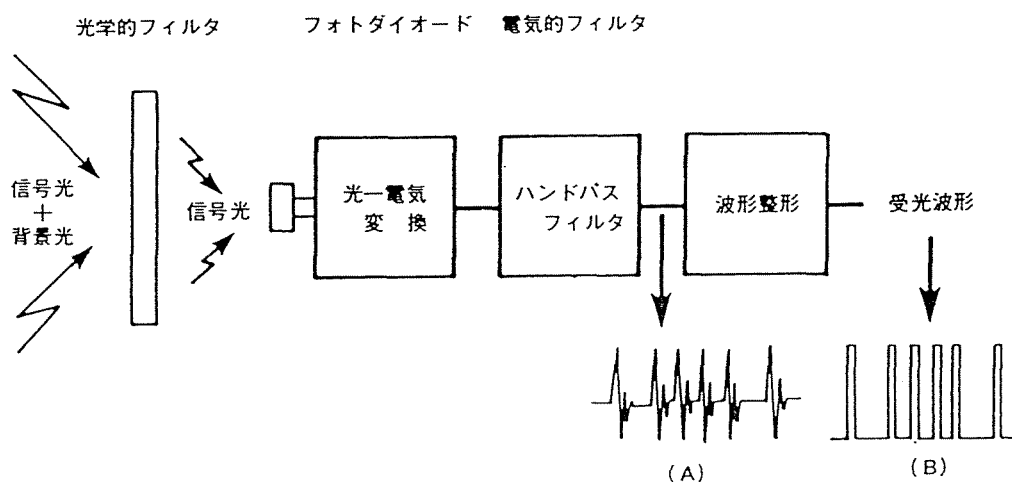


図 8 - 1 7 受光部の構成

う必要がある。また、受光部には信号光に比べて非常に強度の大きい背景光（太陽光・室内照明光）も同時に入射しているため、ダイナミックレンジの広い増幅が必要となる。本装置で使用した光-電気変換回路は基本的には、経皮光バイオテレメトリシステムで用いたものと同じであり、オペアンプによる光-電気変換回路と、1 KHz ~ 300 KHz の通過帯域を持つバンドパスフィルタからなる。

室内で散乱光通信を行なう際には受光側で信号光と背景光を分離する必要がある。試作した受光部では、信号光と背景光の波長および発光周波数の違いに着目し、光学的フィルタと電気的フィルタの2種類のフィルタを用いた。

★ 光学的フィルタ

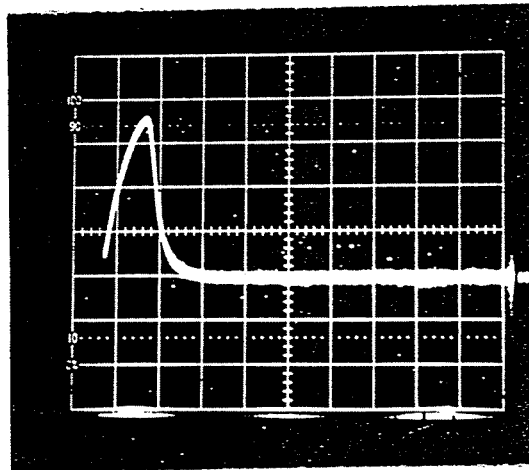
光学的フィルタとしては、ブラックフィルタと呼ばれるロングパスフィルタもしくは干渉フィルタの応用が考えられる。干渉フィルタは、バンドパスフィルタであることから、より効率の良い背景光の除去が期待される。しかし、本システムでは、以下に示したような干渉フィルタの特性から、光学的フィルタとして遮断波長 800 nm のブラックフィルタを用いている。

- i) 透過域における透過率がブラックフィルタに比べて大きい  
(ブラックフィルタで90%、干渉フィルタで50%程度)
- ii) 信号光の入射方向が変わると、通過波長帯が変化する  
間接光通信の受光装置は、いろいろな方向から入射する信号光を受光する必要がある。
- iii) 受光素子(シリコンフォトダイオード)の感度波長帯が1.2  $\mu\text{m}$ 程度までであり、それ以上波長の長い光に対しては感度を持たない

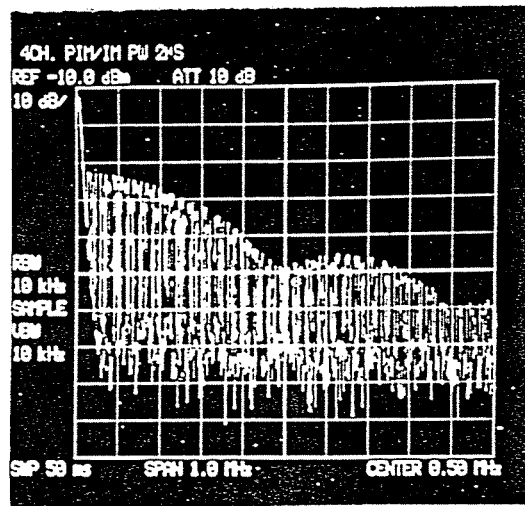
太陽光は強度が大きく、広い波長範囲の光を含む。それゆえ、太陽光が、受光装置に直接入射すると、光-電気変換回路は確実に飽和する。それゆえ、受光装置の配置においては、太陽光が直接入射する可能性がないような場所を選ぶ必要がある。

#### ★電氣的フィルタ

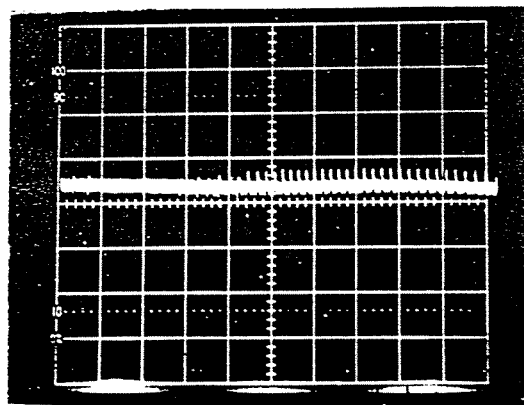
本システムでは送光システムの消費電力を小さくするために、図8-18 (a)に示すように幅2  $\mu\text{s}$ の細いパルスを用いていることから、発光波形の持つスペクトルは同図(b)に示すようにDC~1MHz程度まで広い範囲に分布している。4-2節で述べたように、現在最も一般的な照明である蛍光灯の発光波形のスペクトルの主要成分は1kHz以下の帯域に存在するが、それ以外にも200kHz程度までの広い範囲に分布する広帯域雑音成分をも含む。受信側では、信号成分をなるべく失わないようにして、蛍光灯雑音の主要成分と、アンプの広域ノイズをおとすために、遮断周波数1kHz~300kHzの透過帯域を持つバンドパスフィルタを用いている。1kHz以上の帯域にも広がっている蛍光灯のスペクトルは信号光の帯域自体と重なりあっていることから、電氣的フィルタリングでは完全に除去することはできない。それゆえ受光部の出力には、図8-18(c)に示すような背景光の影響によるノイズが



( a ) 光キャリアパルス波形 ( パルス幅  $2 \mu s$ 、繰り返し周波数  $2.8 \text{ KHz}$  )



( b ) ( a ) の波形のスペクトル



( c ) バンドパスフィルタ後の波形

図 8-18 キャリア波形のスペクトルと蛍光灯の影響

現れ、システムのC/Nを劣下させる。しかし受光素子の配置に配慮し、蛍光灯からの直接光が受光素子に入射しないようにすれば、一般に蛍光灯によるノイズは光-電気変換回路のノイズにマスクされ、システムのC/Nを劣下させることはない。蛍光灯の発光波形の持つスペクトルについては、4-2節に詳しい。

以上、試作したシステムでは、受光器を太陽に正対させるなどしてフォトダイオードを飽和させない限り、上に述べた2種類のフィルタリングにより背景光の影響は問題とならないところまで抑えることができるということが確認された。窓があり、蛍光灯によって照明されている診療室や検査室内での使用においても問題となるべき点は見られなかった。

このようにして得られた信号波形は、光-電気変換回路およびバンドパスフィルタを通過するため、図8-17(a)のように歪んだ波形となる。最後にこれを波形整形回路に通して、同図(b)に示すような送信パルス列が再現される。

受光器は部屋の大きさ等に合わせて5個まで増設が可能である。

## (2) 分離・復調部

分離・復調部のブロック図を図8-19に、シグナルチャートを図8-20に示す。受光器から得られたPIM信号(A)はフリップフロップ回路によりPDM信号に復元される(B、C)。フリップフロップ回路の出力QおよびQを積分することにより、第1、第3チャンネル(E)および第2、第4チャンネル(D)の情報を持つ鋸歯状波が得られる。(E)の波形のピーク値をサンプルホールドすることにより、第1チャンネルと第3チャンネルを時分割多重した信号(G)が得られる。同様に(D)の信号をサンプルホールドすることにより第2、第4チャンネルの信号が得られる。これらを分離回路(デマルチプレクサ)

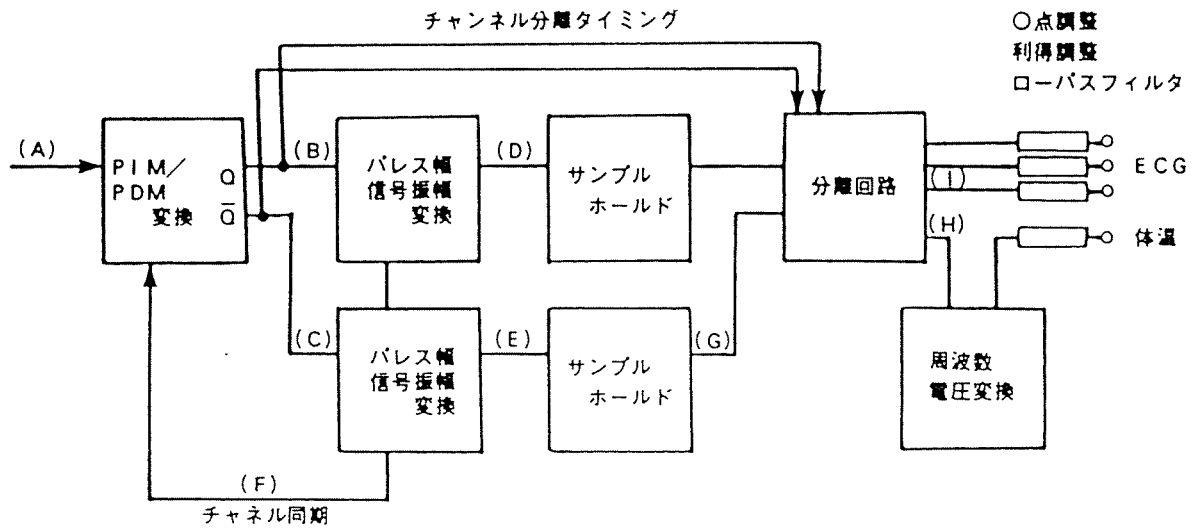


図 8 - 1 9 分離復調部の構成

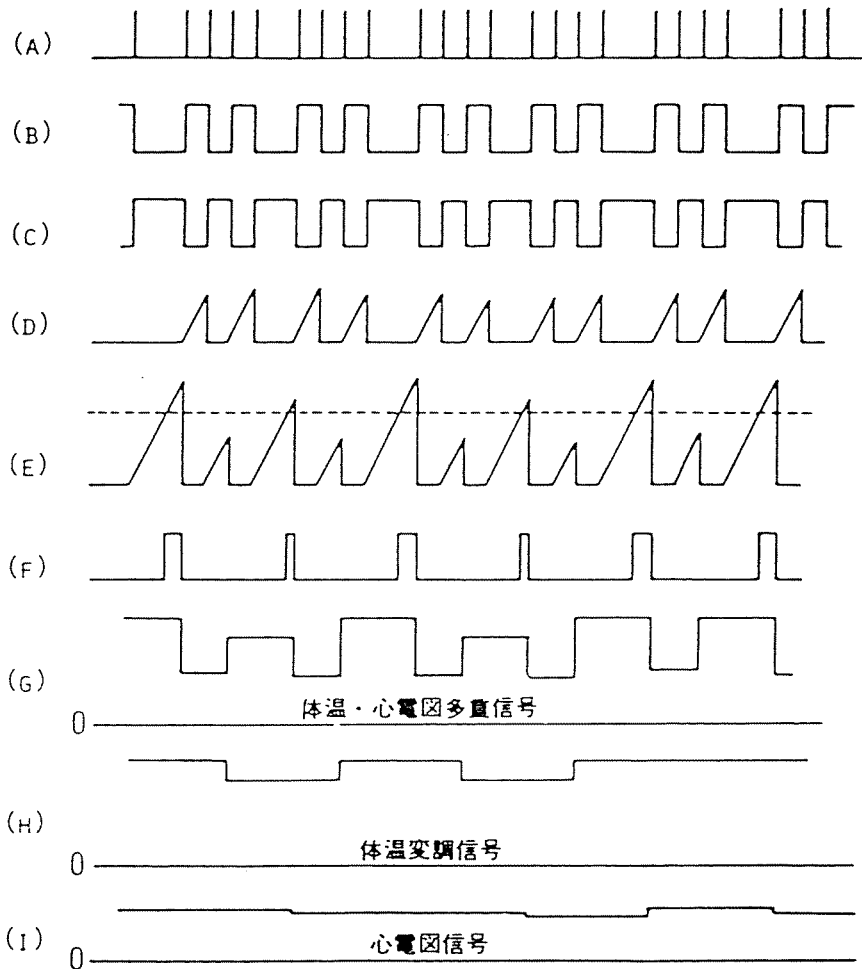


図 8 - 2 0 分離復調部のタイムチャート

に入力し、心電図3チャンネル、体温1チャンネルの4チャンネルの信号に分離する。体温については、(H)の階段波形を波形整形して矩形波とした後に、周波数－電圧変換を行ない、体温変化を電圧変化として復調する。また心電図チャンネルについては、得られた階段状の波形(I)をローパスフィルタに通すことにより送信心電図が再生される。

本方法のように、パルスの順序に従って4チャンネルを区別する場合、雑音等によって受信パルスが欠落したり、付加されたりすると、チャンネルの同定に誤りを生じる可能性がある。この問題に対処するため、ここでは(2)項で述べたように、体温チャンネルのパルス間隔を心電図チャンネルの2倍程度に設定して、フレーム信号にしている。復調の際には、このフレーム信号は信号(D)、(E)の中で振幅の大きな鋸歯状波として識別される。そこで(D)、(E)の波形において波高値がある設定値を越えた場合を検出し、チャンネル同期パルス(F)をフリップフロップ回路に対して送ることにより、チャンネル間の混信のない正確な分離再生が行なわれる。

本システムの仕様を表8-1に示す。

### (3) 赤外光の安全性

散乱光テレメトリを行う場合、送信光出力のうち受光装置に入射する信号光はごくわずかであるため、光ファイバ通信や光ビーム通信に比べ送信側の光出力が大きくなる。また、空間伝搬光を搬送波とし、信号光が送信装置の周囲にいる人間の皮膚や目に入射することになるため、信号光の生体に関する安全性が問題となる。

生体の構成物質は、基底状態と最低の励起状態とのエネルギーの差が通常2000 nm程度の波長に相当し、これより長波長側にある光は、生体構成物質の化学的構造を変化させることがなく、その影響は、熱的影響に限られている。それゆえ、光テレメトリで使用する強度の光は、生体に関して重大な影響を与えることはないと考えられる。



表 8 - 1 間接光バイオテレメトリシステムの仕様

心電図チャンネル

チャンネル数： 3 (標準肢誘導もしくは胸部誘導)  
信号帯域幅： 0.05—100Hz (フィルタにより0.05—20Hz に変更可)  
変調の非線形性： 4 %以内  
入力抵抗 : 1 M $\Omega$ 以上 (標準肢誘導の場合)  
2 M $\Omega$ 以上 (胸部誘導の場合)  
総合利得 46dB

体温チャンネル

チャンネル数： 1  
測定範囲 : 0—42°C  
トランスデューサ：プレシジョンサーミスタ  
周波数変換感度 : 2.36Hz/°C  
時定数： 10%—90%変化に0.42sec/°C

送信機

変調方式 : 4チャンネル、PDM/PI M/IM方式  
パルス間隔： 体温チャンネル、平均0.6msec  
心電図チャンネル、平均0.3msec  
パルス周波数： 2.6kHz  
パルス幅 : 2  $\mu$ sec  
回路用電源： コイン形リチウム電池 (160mAh) 2個  
回路消費電力： 1.5mA  
発光素子駆動電源： 円筒形リチウム電池 (5 AH) 2個  
発光素子消費電流： 20mA  
寸法、重量： 縦36 $\text{mm}$ 、横60 $\text{mm}$ 、高さ138 $\text{mm}$ 、350g  
(うち発光素子駆動用電池が縦26 $\text{mm}$ 、横52 $\text{mm}$ 、高さ50 $\text{mm}$ 、94gを占める)

送光器

発光素子： 近赤外発光ダイオード 80個 (光電子社製EL-1L1)  
発光波長： 940 nm  
光出力 (パルスON時) : 約1W  
寸法、重量： 縦90 $\text{mm}$ 、横80 $\text{mm}$ 、厚さ18 $\text{mm}$ 、85g

受光器

受光素子： PIN フォトダイオード (浜松フォトニクス製S1723)  
光学フィルタ透過域： 800nm以上で90%以上透過  
寸法、重量： 縦100 $\text{mm}$ 、横120 $\text{mm}$ 、高さ50 $\text{mm}$ 、450g

受信機

受光機を5個まで接続可能  
寸法、重量： 縦260 $\text{mm}$ 、横320 $\text{mm}$ 、高さ110 $\text{mm}$ 、2.8kg

レーザ光の場合には、出力光の平行度が高く、レンズ等で集光をした場合にエネルギー密度が非常に大きくなることなどから、ANSIによるレーザ光の安全性に関する基準が設けられている。これに対し、本システムで用いているLEDなどの光源に対しては、少なくとも、光テレメトリに應用される強度範囲の光に対しては、それに対応するような規制は設けられていない。

そこで、我々の日常生活において常時眼に入射している太陽光の強度を測定し、これとLEDの強度を比較することにより、本システムで使われている強度の光の安全性に関する検討を行った。

#### ★ 実験

LEDの出力光強度の測定は、試作した間接光バイオテレメトリシステムを用い、送光部を2個並べ、これから0.5m離れたところでの平均光強度およびピーク光強度をオプティカルパワーマルチメータ（アドバンテスト、TQ8215）を用いて測定した。

太陽光の強度については、太陽からの直接光を受光した場合、室内から窓の外を見込んだ場合、部屋内部の壁を見込んだ場合などについて、400nm～1050nmの全波長成分の強度の積分値を測定した。受光面積は100mm<sup>2</sup>である。

#### ★ 結果

測定の結果を表8-2に示す。発光装置の出力のピーク値は、-9.3 dBmであった。この強度は、天気の良い日に室内の壁面を見た場合の明るさに対応する。赤外光が生体に与える作用としては、熱的な変化が主であることから、平均値パワーを測定したところ、-31 dBmであり、これは夜間の室内壁の明るさよりもさらに10 dB小さい値だった。太陽光は生体に対して影響を与えやすい光を含んでいるが、ここで用いている発光素子は、主に熱的な効果しか持たないと考えられていることから<sup>68)</sup>、発光装置が生体に与える影響

は、日常的に我々の目に入射する太陽光や照明光の効果よりも小さいと考えられる。

以上の検討より、我々は、間接光通信に使われる程度であれば、その搬送波である光が生体に与える影響は問題とはならないと判断した。

表 8 - 2 送光装置と日常的な背景光の強度

	朝	昼(晴れ)	昼(曇り)	夜	LED
直接光	+13	+16	+6	-15	Average -31
間接光	+3	+5	-2	--	
室内壁	-7	-10	-15	-20	Peak -9
単位 dBm					

## 8-4 基礎実験 = 間接光の分布 =

第5章においては、シミュレーションの手法を用いて、室内において間接光バイオテレメトリを行った場合の間接光の分布について検討を行った。先に指摘したように、シミュレーションは送受光装置をいろいろな場所においた場合について受光される信号光量を計算することができるため、単純な構造の室内について、実際に実験を行わずに種々のパラメータを変化させた解析が容易に行い得るという点で優れている。しかし、実際に開発を行った装置を、実際の臨床の場において使う場合を考えると、シミュレーションでは十分な考慮ができない部分が出てくる。

例えば、シミュレーションでは壁面を完全散乱体もしくは窓のように反射率ゼロの吸収体と考えているが、実際には、一般の病院等を考えると床面は反射率が小さく、散乱性の弱いピータイルが張られている場合が多い。部屋の形状もかなり複雑であり、様々な反射率を持つ家具が置かれている。また、送受光装置の指向性も実際にはかなり複雑となっている。

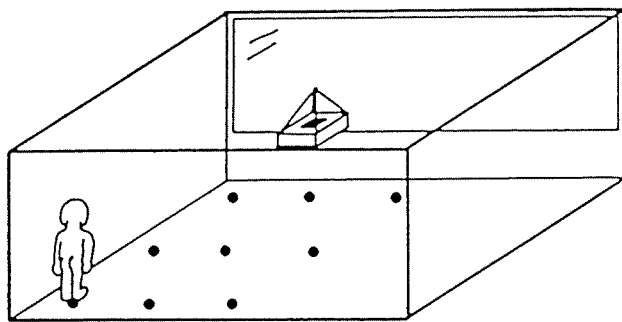
このような種々雑多な条件を考慮に入れてシミュレーションを行うことは、実際的ではない。

そこで、試作した間接光バイオテレメトリシステムを用いて、実際に一般的な室内と廊下、さらに臨床での使用を考慮し病院の検査室において間接伝搬光の強度の実測を行った。本節では、測定の結果について報告し、試作したシステムの性能について検討を行う。

### 8-4-1 室内における間接光分布

#### (1) 実験の方法

図8-21に示すような縦6.4m、横4.2m、高さ2.7mで、一方の壁に高さ0.8mから2.6mまで幅6.3mの大きな窓のある室内において間



ROOM WITH WINDOW  
 ROOM:W6.4xL4.2xH2.7  
 WINDOW:W6.0xH0.8-2.7

9 MEASURING POINTS

図8-21 実験を行った部屋と測定点

接光分布の測定を行った。受光装置は天井の中央から真下に0.6m下がったところに、受光面を上向きにして配置し、間接伝搬光のみを受光するようにした。

部屋の形が左右対称であることから、測定点は同図に示してあるように部屋の半面に9点設定した。

送光装置の位置(H T)を測定のパラメータとし、送光装置を子供および大人に装着した場合を想定して各々0.9mおよび1.5mとした。

## (2) 実験結果および検討

室内光強度分布の測定結果の表記方法を図8-22に、結果を図8-23に示す。図中のベクトルの向きは、送光装置を取り付けた被験者の向きを、長さは背景光がない状態での受光装置の雑音で規格化した信号光強度を示す。

図8-20のD点において、H t = 1.5mの時C / Nが9.3dBとなる以外、全ての測定において10dB以上のC / Nが得られている。この程度のC / Nにおける信号の伝送品質は十分高く、この程度の大きさの室内においては、1個の受光装置による間接光のみの受光で安定したテレメトリが実現できることが実験を通じ確認されている。

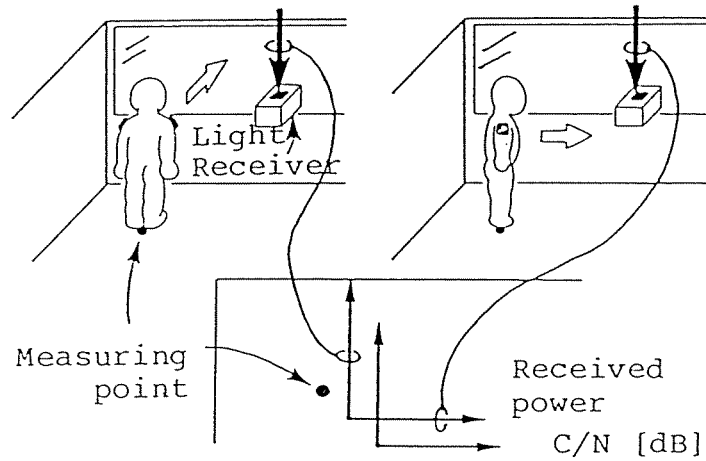


図8-22 結果の表記法

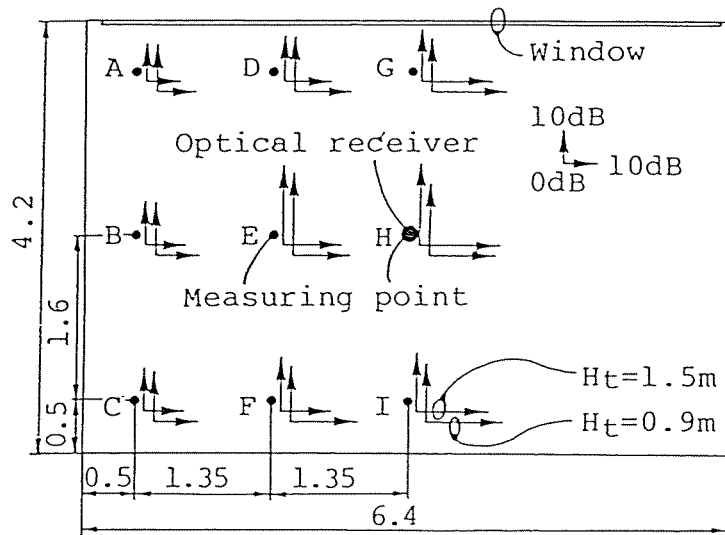


図8-23 室内における間接光強度の測定結果

受信光量最大／最小の比は、上方照射の場合で20～30、側方照射の場合で2～4程度であり、後者の一様性が良い。これはシミュレーションの結果に一致している。しかし、高次間接光の寄与が大きいC点では、照射方式による差は小さく、被験者の姿勢に対し大きな自由度が保証されている。

## 8-4-2 廊下における間接光の分布

### (1) 実験

図8-24に示すような幅2.2m、高さ2.7m、長さ30mの廊下において間接光の分布を測定する実験を行った。測定点は、同図に示したように12点設定した。

### (2) 実験結果および検討

測定を行った結果を図8-25に示す。この場合には、C/Nが10dB以下になる距離が3~4mであることが示された。この結果より本装置の場合、廊下における受光装置は6~8mおきに設置すれば良く、これは現在臨床で使用されているFMテレメータのアンテナ間隔距離と比べても十分実用可能な条件であることが確かめられた。

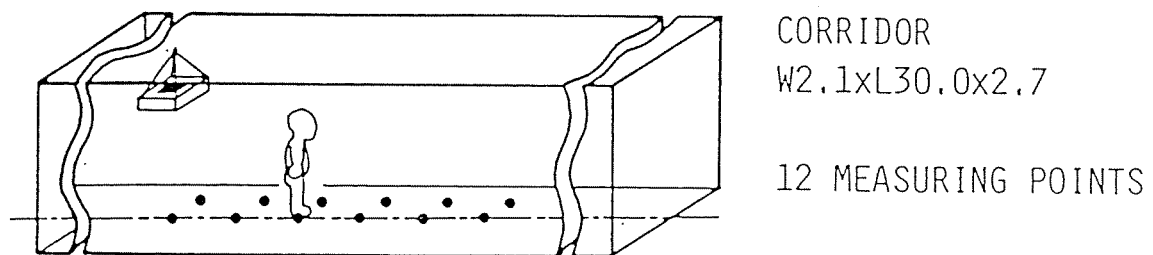


図8-24 実験を行った廊下と測定点

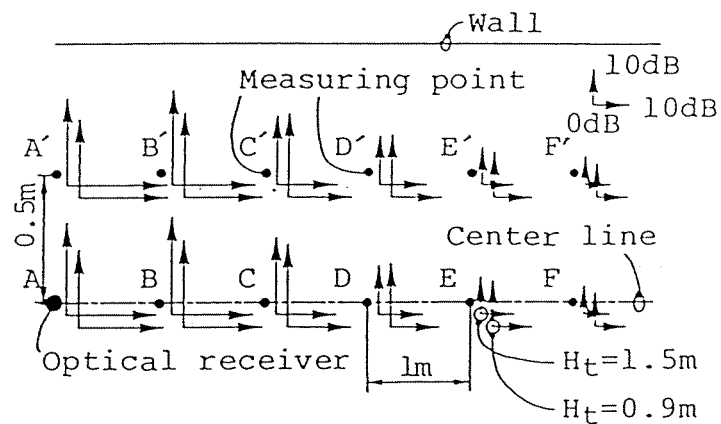


図8-25 廊下における間接光強度の測定結果

### 8-4-3 病院内における使用

病院内での使用を通じ、臨床応用における種々の悪条件を模擬した実験を行った。実験は病院内の主として心電図検査室（縦5.6m、横10.8m、高さ2.6m）で行った。受光装置は図8-26に示すように天井中央から30cm下に受光面を上向きにして固定し、間接光のみを受信することとした。その結果、被験者が部屋内のいずれの位置で、考え得るいかなる姿勢を取った場合においても十分な信号光強度（ $C/N = 7\text{ dB}$ 以上）が得られた。

図8-27に、実験を行った心電図検査室と隣の部屋との間の出入口に被験者が立ったときの様子と、そのときの受光キャリア波形を示す。椅子に座った被験者の周囲に医師や検査者、他の被験者が立ちはだかった場合（図8-28）受光される信号光の減衰は、1~2dB程度であった。被験者が完全にベットの下に入り込んだ場合（図8-29）、送光器の上から白衣を着た場合（図8-30）、さらに被験者の周りをカーテンで遮った場合（図8-31）等の悪条件下であっても、間接光を搬送波として安定なテレメトリを行い得ることを確認した。

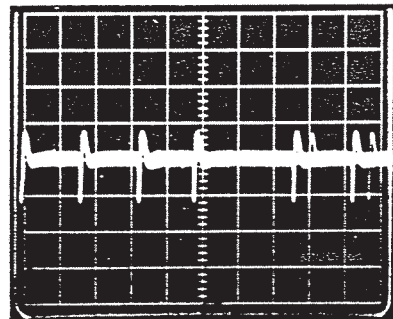
さらに、ICU内にいる被験者からも、ガラス窓のカーテンの隙間を通して、もしくはカーテンを透過して隣接するナースステーションで信号受信が可能であることが確認された（図8-32）。また、トイレの天井に受光装置を取り付け、大使用小部屋内に被験者が入った場合（図8-33）においても十分安定なテレメトリが実現された。

また、壁の状態に関しても、暗幕などの光吸収材で全面を覆わない限り、窓や黒板があっても大きな影響を与えないことがわかった。





図8-26 受光装置の配置の様子



(a) 被験者の様子

(b) キャリア波形

図8-27 部屋の隅に被験者が移動した場合

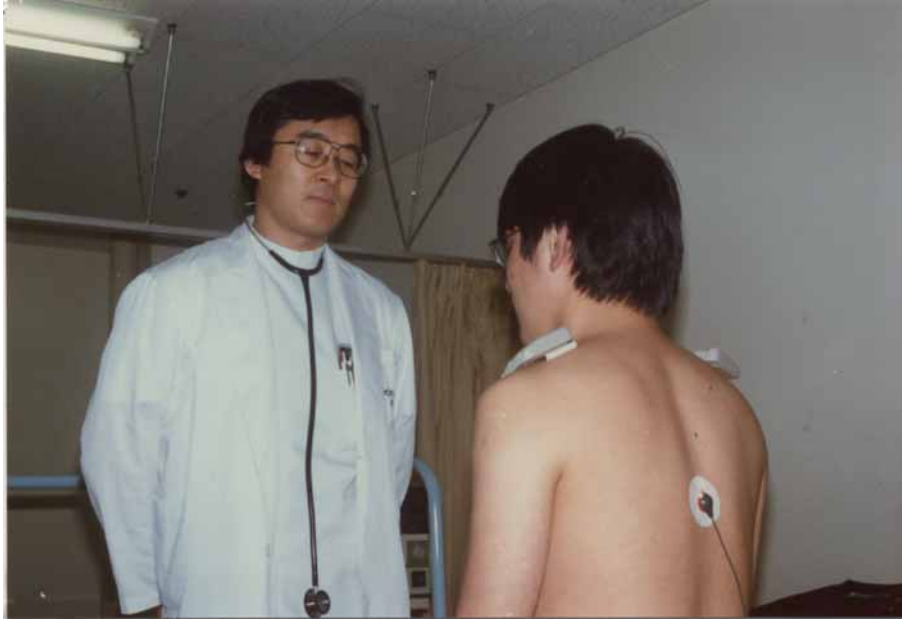
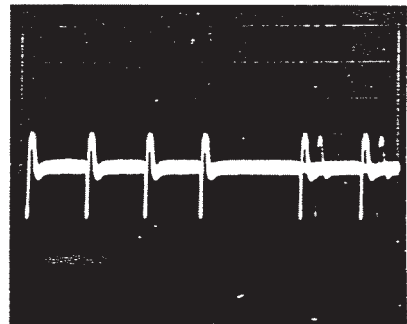


図 8 - 2 8 人間による直接光伝搬路遮断の影響



( a ) 被験者の様子



( b ) キャリア波形

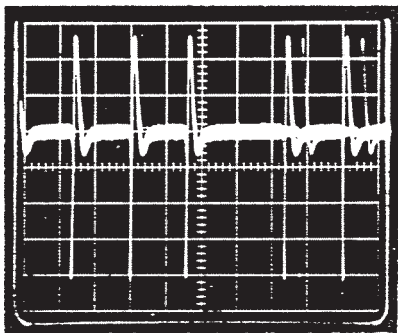
図 8 - 2 9 悪条件化での光テレメトリ



( a ) 被験者の様子



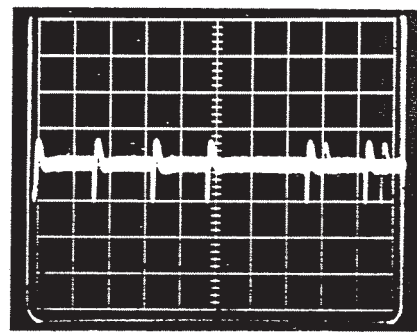
( a ) 被験者の様子



( b ) キャリア波形

図 8 - 3 0

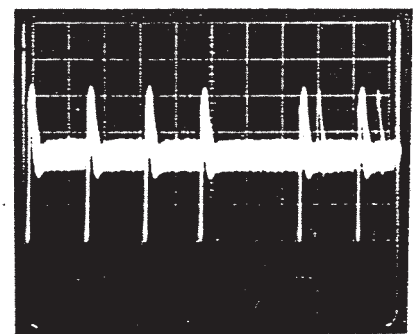
白衣の影響



( b ) キャリア波形

図 8 - 3 1

カーテンによる遮断



(a) 被験者の様子

(b) キャリア波形

図8-32 ICUからのガラスごしのテレメトリ



図8-33 トイレ個室内の被験者からの光テレメトリ

## 8-5 応用実験 =無拘束計測=

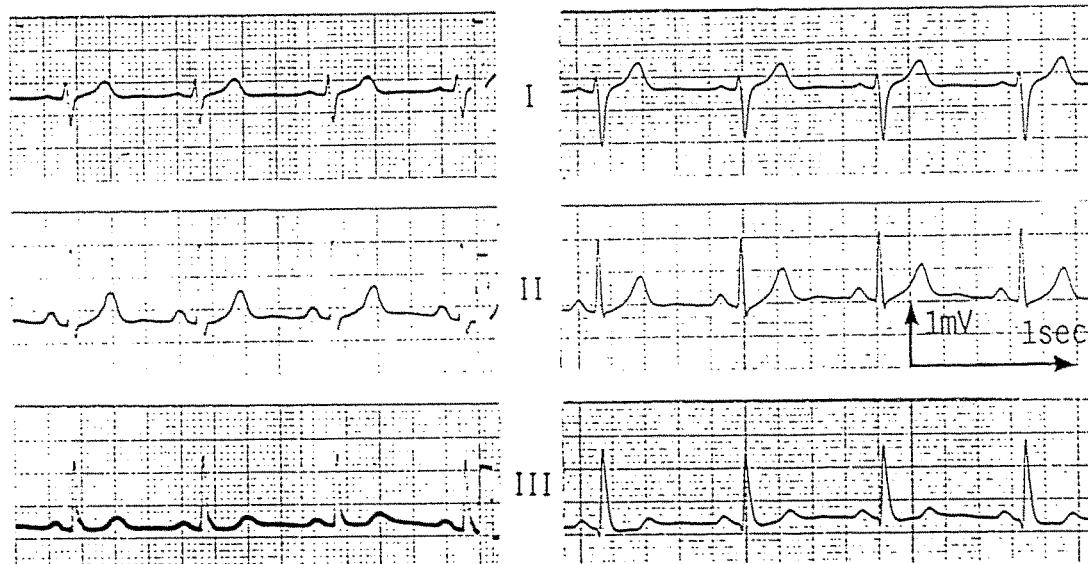
### 8-5-1 有線計測との比較

開発したシステムが正しく動作していること、また得られる生体情報の品質が良好なものであることを確認するため、市販の有線の心電計や医用体温計による測定結果との比較を行なった。実験は、正常成人男性の四肢に心電図電極を装着し、仰臥位安静状態にて心電図の計測を行なった。

図8-34に、間接光テレメトリによって得られた波形と、有線の心電計により得られた波形との比較を示す。同時計測ではないため、若干の違いはあるが、同様の心電波形が得られていることがわかる。信号品質も、市販の心電計に比べ劣るものではないことが示されている。

体温チャンネルの正確さを確認するため、時間軸を遅くして記録した結果を図8-35に示す。皮膚、粘膜、液体のように、センサに密着した部分の温度が変化する場合、 $35^{\circ}\text{C}$ 程度の変化に1分を要しないで追従することが示されている。

#### \*標準肢誘導近似



(a) 市販心電計による有線計測

(b) 間接光テレメトリ

図8-34 有線計測との比較

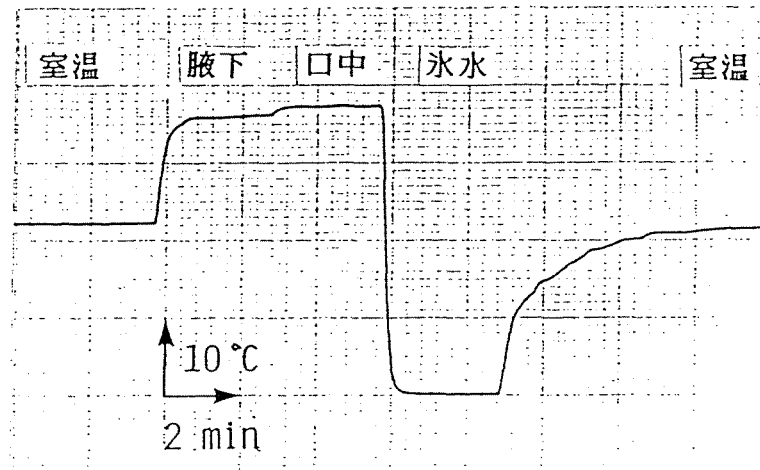


図 8 - 3 5 温度情報の伝送例

#### 8-5-2 運動被験者への適用

間接光バイオテレメトリシステムを用い、運動被験者への適用を試みた。心電図に関しては、標準肢誘導近似および単極胸部誘導近似の二種類についてテレメトリ実験を行なった。

##### (1) 標準肢誘導心電図のテレメトリ

図 8-5 示した電極配置で標準肢誘導近似心電図の測定を行った。手首や足首に電極を装着して本来の標準肢誘導心電図を計測することもできるが、運動の制約や不要な筋電図の混入を避けるため、図に示すような配置で行なった。測定は縦 6 m、横 6 m、高さ 3 m 程の窓のある室内で、蛍光灯点灯下で行なった。

図 8-36 に (a) は安静座位から、急に起立位に姿勢を変えた場合の心電図の測定例を示す。姿勢変化の瞬間 1~2 秒の筋電図の混入が見られるが、その前後では安定した計測が行なわれているのがわかる。

図 8-37 に、運動負荷試験を模擬し踏み台昇降を行なった場合の測定結果を示す。同図 (a) は昇降開始直後、同図 (b) は 30 秒経過後、昇降運動を

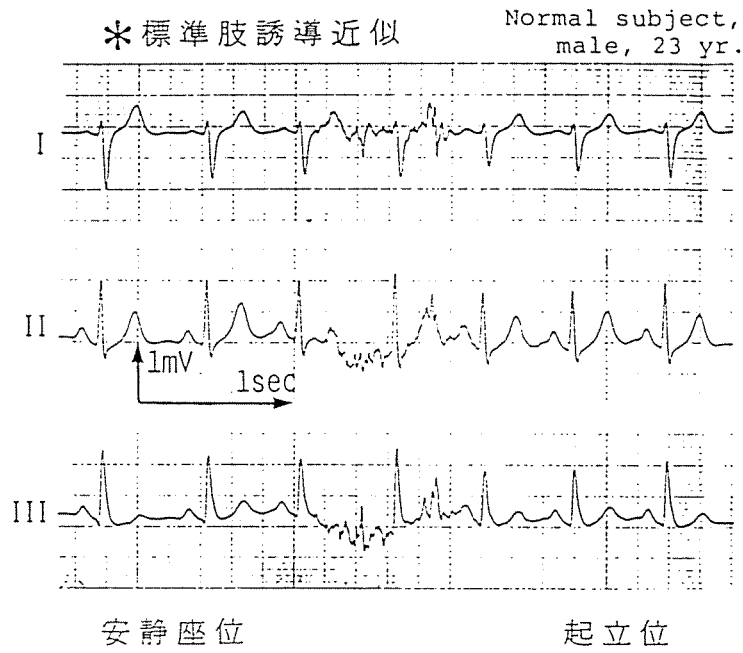


図8-36 姿勢変化の影響（標準肢誘導心電図）

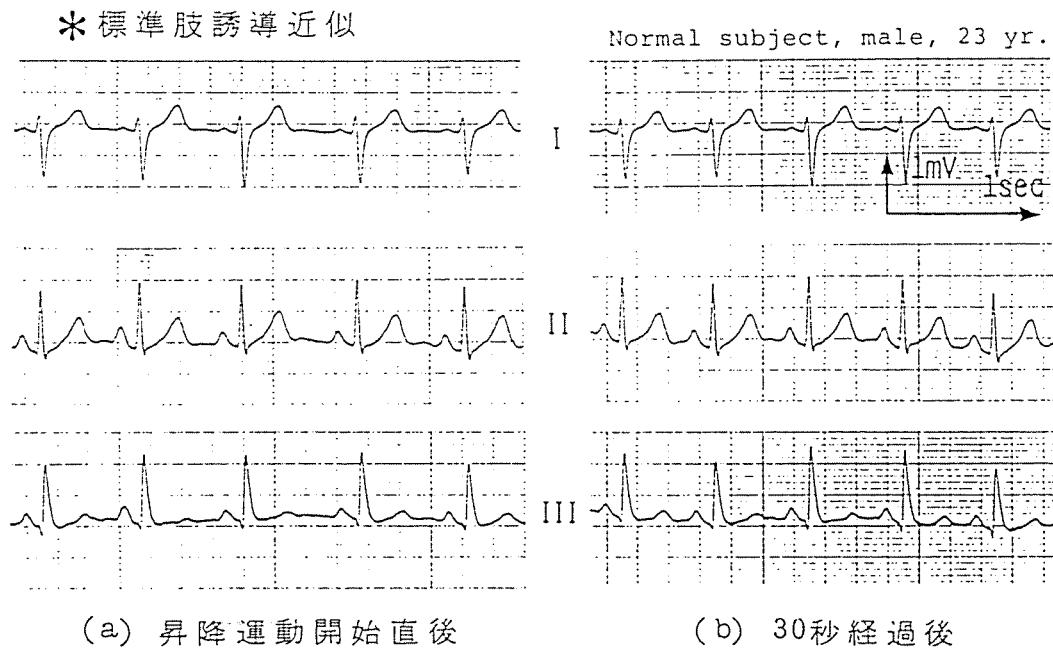


図8-37 踏台昇降中のテレメトリ（標準肢誘導心電図）



継続中の結果である。この場合には、送光装置は一定の場所で指向性を様々な方向に変化させていると考えられる。体動に伴った変化のほとんど見られない良好な計測が行なわれている。

次に、被験者が室内を移動する場合について実験を行なった。図8-38 (a) に歩行の影響、同図 (b) にジョギングの影響を示す。歩行は成人の通常の歩速 (4~5 Km/H)、ジョギングは、激しい上下運動を伴う軽度の走行 (8~10 Km/H) の程度とした。どちらの場合も、筋電図の混入や体動に伴う基線ドリフトの少ない良好な計測が行なわれているのがわかる。II、III誘導の波形、特にS-T休止期のDCレベルには、激しいからだの動きに同期した波形の変化がみられる。また、筋電図の混入がわずかに見られるが、波形の判読には問題とならない程度である。この場合には、送光装置の指向性の変化と共にその位置も変化しているが、安定なテレメトリが実現されている。

ここまで見てきたように、体動に伴う基線ドリフトは、実用上ほとんど問題とならない程度に抑えられている。これは、ハイパスフィルタのような信号処理を行なったためではなく電極と胸面間の接触インピーダンスや送信機能の安定性に由来すると考えられる。この事実を確認するため、生理的に基線変動を生じる深呼吸をした場合につき、テレメトリ実験を行なった。その結果を図8-39に示す。図に見られるように、深呼吸に伴った特有の基線変動が得られ、本システムが生理的情報を正しくとらえていることが確認された。

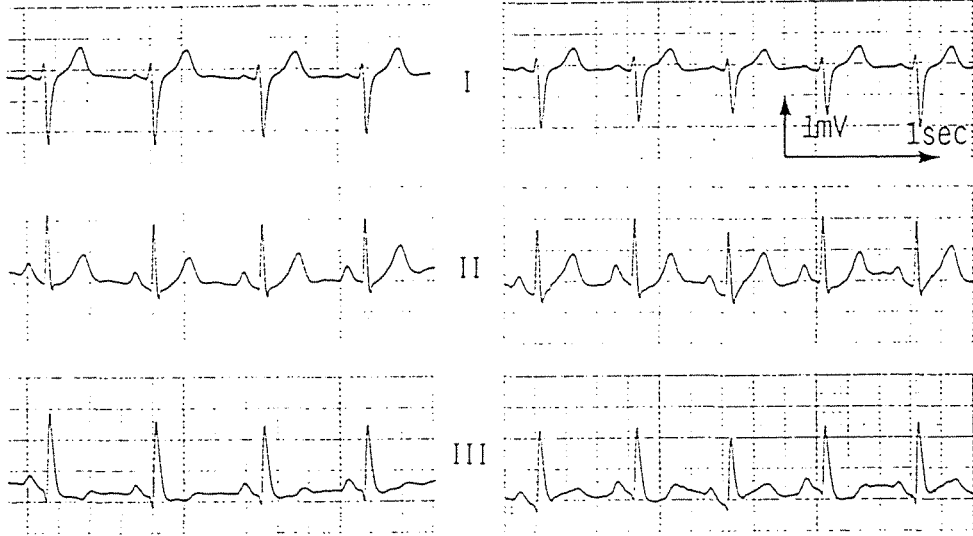
## (2) 単極胸部誘導心電図のテレメトリ

図8-6に示した電極配置で単極胸部誘導近似心電図の測定を行った。この配置はテレメトリのために開発されたもの<sup>69)</sup>であり、胸部誘導のうち $V_1$ 、 $V_4$ 、 $V_6$ に相当する波形を得ることができる。誘導方法の違いを除いては、実験条件は前節と同様である。

図8-40に姿勢変化の影響を示す。床面からの高さ30cm程度の低いベッドに仰臥している状態から立ち上がった場合である。立ち上がりの動作にと

\*標準肢誘導近似

Normal subject, male, 23 yr.



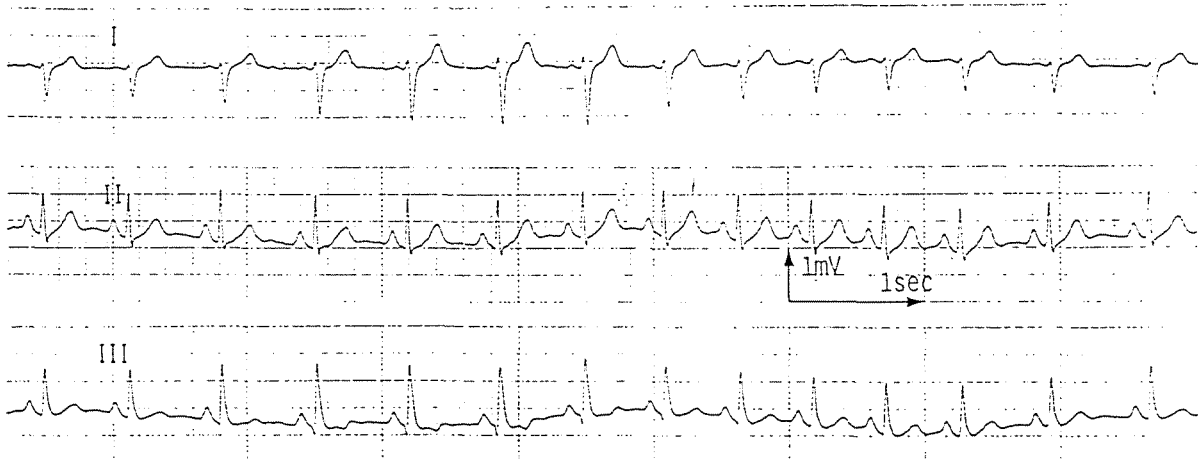
(a) 歩行中

(b) ジョギング中

図8-38 移動中の被験者からのテレメトリ  
(標準肢誘導心電図)

\*標準肢誘導近似

Normal subject, male, 23 yr.



呼気

吸気

呼気

図8-39 深呼吸時のテレメトリ  
(標準肢誘導心電図)

\*胸部誘導近似

Normal subject, male, 23 yr.

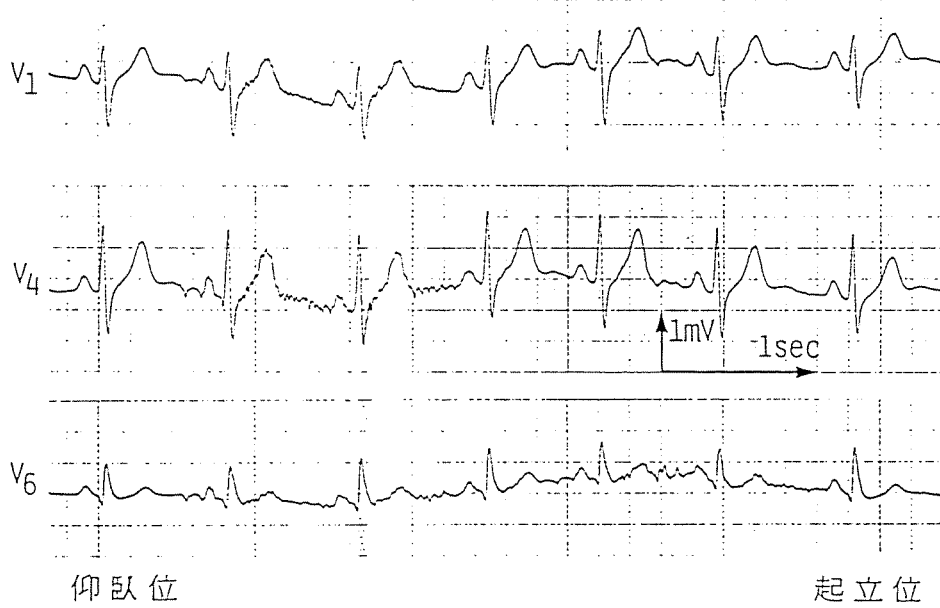
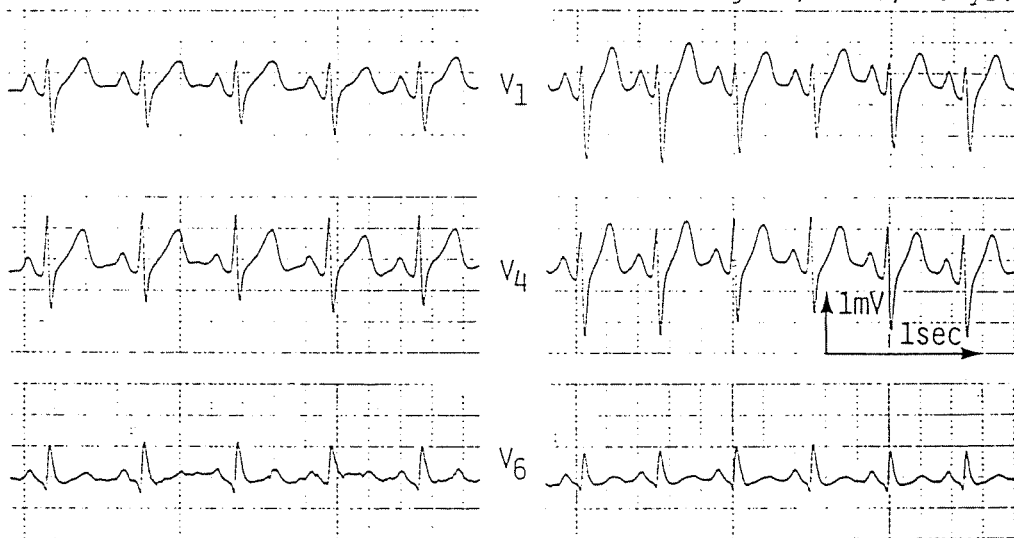


図8-40 姿勢変化の影響（標準肢誘導心電図）

\*胸部誘導近似

Normal subject, male, 23 yr.



(a) 昇降運動開始後1分、

(b) 昇降をやめ、静止

昇降速度を早める

図8-41 踏台昇降中のテレメトリ

(胸部誘導心電図)

もない緊張する部位が変わるため $V_1$ 、 $V_4$ 、 $V_6$ の波形の別々の時刻に筋電図の混入が見られる。

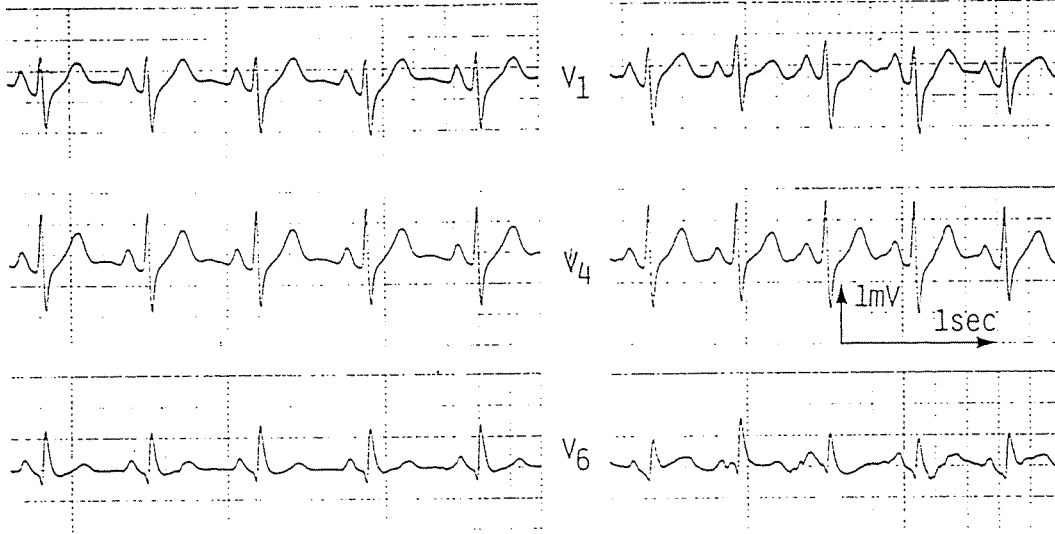
図8-41に、踏み台昇降を行なった場合の測定結果を示す。同図(a)は昇降開始直後、比較的ゆっくり(1秒間に約1回)と昇降をくり返している時、同図(b)は昇降をやめ静止した時のものである。いずれの場合も、 $V_1$ と $V_4$ にあっては安定した波形が得られている。 $V_6$ は電極間の距離が大きいためか、踏台昇降中には筋電図の混入による波形の乱れが見られるが、波形の基本的な形は十分認識できる。運動を止めた場合に、被験者は激しい呼吸動作をしているが、その影響はほとんど現れていない。これらの結果より、本方法が運動負荷試験における胸部誘導心電図の計測にも有効であることが確認された。

次に、被験者が室内を移動する場合の計測結果を示す。図8-42(a)は歩行の場合、同図(b)はジョギングの場合である。速度等実験条件は、標準肢誘導の場合と同様である。歩行の場合には、 $V_1$ 、 $V_4$ 、 $V_6$ すべて良好な波形が得られている。ジョギングの場合、 $V_1$ 、 $V_4$ においては、体の動きに同期したS-T波形の変動がみられているが筋電図の混入は見られない。 $V_6$ には若干筋電図の混入がみられる程度である。

これらの結果より、胸部誘導心電図のテレメトリに対しても、ほとんどの場合本手法が有効であることが確認された。

\* 胸部誘導近似

Normal subject, male, 23 yr.



(a) 歩行中

(b) ジョギング中

図8-42 移動中の被験者からのテレメトリ

(胸部誘導心電図)

## 8-6 臨床応用に関する考察

基礎実験、応用実験を通し、間接光によるテレメトリの実用化の可能性が示された。本節では、このシステムを臨床に応用する場合に考えられる問題について考察する。

医療の分野において、生体から得られる種々の情報の質や量が、患者に対して施される医療の有効性を大きく左右することは想像に難くない。生体情報、例えば心電図や脳波を測定しようとする場合、患者は測定器に縛りつけられ自由な運動ができないのが普通である。そこで患者に無線送信機を装着し、自由に運動したり移動したりしている状態で心電図などを離れた位置から計測する方法が考案された。これが生体遠隔計測（バイオテレメトリ）である。このような利点から、無線電波によるバイオテレメトリが諸方面で用いられるようになり、一般病院でも入院患者の集中監視などに広く使われている。しかし現在までのところ、これらのバイオテレメトリは無線電波を用いたものがほとんどであって多くの制約を伴い、その利用には限界がある。例えば、電波は他の電気機器からの雑音を受けやすく、また他の電気電子機器に妨害を与えることから、電波法によりその使用には厳しい制約が加えられ自由に用いることができない。特に病院のように直接生命に関わる所で、しかも多様な電気電子機器が用いられている現場での電波の使用には問題が多く、十分にバイオテレメトリの特徴を生かしきれていないのが現状である。

これに対し本システムは、情報の伝送媒体を電波から光に転換するという根本的変革により、これらの問題を解決した。また光を用いることにより、新たに多くの有用性を生み出すことができた。例えば、光は電波に比べて伝え得る情報量が桁違いに大きいことから、多種類の生体情報を同時にリアルタイムで計測することができることなどである。本システムの使用により、自由な動作中の被験者や種々の運動負荷を課した被験者からの多元生体情報計測が可能

となる。これにより臨床検査、予後監視、スポーツ医学、予防医学等の分野において、新たに有用な知見が得られるものと考えられる。

今後、臨床応用において次のような課題が考えられる。

(1) 心電図や体温に限らず、血圧、呼吸数、心音、脳波のような生体情報も遠隔計測できるようにする。

(2) チャネル数を増やし、12誘導心電図や更に多種類の生体情報を遠隔計測できるようにする。

(3) 計測を行なう部屋の形状や大きさに対して最適な受光器の数や配置の関係を明らかにする。この解析により、現在送光器に多数取り付けられている発光素子の数を大幅に減少させることができる。

(4) 送信機、送光器をさらに小形軽量化にする。ここで開発した装置は、100時間以上の長期連続計測にも耐えられるよう、大容量の電源電池を使用しているため、送信機の体積と重量の半分以上を電池が占めている。もし数時間毎に電池の交換が可能な場合には、コイン電池の使用により、送信機を現在の半分程度に小形軽量化できる。また、電子回路部を集積化することにより、さらに小形化を図ることができる。

## 第 9 章 結 論

バイオテレメトリは、生体計測のための必要不可欠な技術として広い分野において盛んに応用されてきている。しかし、その中にはいくつかの本質的な欠点を内包しており、バイオテレメトリの応用範囲が広がるにつれて、その欠点も指摘されるようになってきている。その欠点の多くは、搬送波として電気的な信号を使用していることに起因している。

空間伝搬光を搬送波として情報伝送を行う方法は、電磁環境との非干渉性、計測の安全性、広帯域伝送の可能性、さらには、電波法の規制を受けないことなどバイオテレメトリにおいてさまざまな特長を有する。このことから、自由に移動する生体からの無拘束計測を目指し、これを実現する試みもなされてきてはいる。しかしそれらは主に直接伝搬光を利用するものであり、実用上の問題が多く、無拘束計測への応用に関しては従来電波によるテレメトリを越えるものとはなり得ていなかった。

本論文はこのような背景のもとで、散乱光を搬送波として使用する 2 種類のバイオテレメトリの手法、すなわち

- i) 経皮光バイオテレメトリ
- ii) 間接光バイオテレメトリ

を提案し、これらの新手法の実現例の開発を通して、バイオテレメトリの搬送波として従来用いられてきた電波を光に置き換えるという方法論的改革の可能性に関する検討を行ったものである。



本研究を通して得られた結果を各章ごとにまとめ、結論とする。

#### (1) 第4章について

第4章では、本論文で提案する光バイオテレメトリを実現する手法の可能性を明らかにするために、マウスの皮膚透過性の測定、背景光の除去の方法、壁面の反射散乱特性の測定、間接光テレメトリを模擬した条件下での間接光強度の測定、多チャンネル化と同時通信方式に関する検討を行った。

#### マウス皮膚の透過性

近赤外光のマウスの皮膚透過性に関する検討を行った。その結果、皮下に発光素子を植え込んだ場合においても、最大40%以上の透過光強度が得られた。また、発光素子を腹腔内に挿入しても最大20%近い透過率が得られることから、ある程度深部まで発光素子を植え込んでも、光による生体情報の経皮取得が可能であるということが確認された。

#### 背景光の除去の方法

背景光の除去を行う方法として、信号光と背景光のスペクトルの違いに着目してフィルタリングを行う方法と光差動回路を用いる方法について述べた。その結果、電氣的フィルタおよび光学的フィルタの使用により、背景光の影響の大部分は除去が可能であることが明らかとなった。しかし蛍光灯の発光波形の持つ広帯域ノイズや、長波長帯の光出力が増強された蛍光管が用いられている場合には、除去されない背景光ノイズが問題となることがある。このような場合には、光差動回路による背景光の除去が有効であった。

#### 壁面の反射散乱特性の測定

間接伝搬光の情報伝送への応用可能性について基礎的検討を行うために、壁面の反射散乱特性に関する検討を行った。その結果、数次の間接光までテレメ

トリに応用可能な強度範囲にあることが確認された。それゆえ、局所的な発光も壁面での反射散乱を繰り返すことにより、室内に一様に拡散していくことが予想され、間接光によるテレメトリの可能性が示された。

#### 間接伝搬光の有用性

実際の使用状況を模擬した5種類の送受光装置の配置を設定し、間接光の強度を測定した。その結果、間接光のみでも充分通信が可能な程度の信号光強度が得られることがわかった。また、その信号光強度は送光装置もしくは受光装置が移動する場合にも安定であることから、間接光を搬送波とした無拘束計測の可能性が示された。

#### 同時通信方式

散乱光通信における多重化と同時通信の方式について検討を行い、同時通信の方法として副搬送波のスペクトルの違いに着目して周波数多重を行う方式を提案した。

#### (2) 第5章について

間接光のふるまいを定量的に知ることを目的として、閉空間における間接光の強度分布を計算するシミュレーションの方法を考案し、その妥当性に関し検討を行った。次に、本シミュレーションの応用として受光装置の配置、送光装置の高さ、方向を変えて計算を行い、間接光分布の変化を見た。さらに、窓の影響について検討を行ない、何れの場合にも安定な間接光強度が得られることが明らかとなった。本シミュレーションの手法を用いることにより、従来直感に頼っていた送受光装置の配置の問題に対して、定量的な検討を行うことが可能となった。

### (3) 第6章について

第6章では、第5章のシミュレーションとは異なった視点に立つ間接光受光のシミュレーションの手法を提案し、これを用いて、間接光をより多く、より安定に受光するための検討を行った。

#### 集光系

レンズを用いた集光系について、その指向性を計算するシミュレーションの方法を考案し、これを用いて間接光通信における集光系の得失に関する検討を行った。その結果、信号光の入射する方向がある程度決っている場合には集光系は有効であるが、受光装置に広い指向特性が求められる場合には、レンズによる集光はむしろ行わない方が得策であることが示された。

#### 受光装置の指向性最適化

ここでは、間接光テレメトリに用いられる受光装置の指向性の最適化を行うシミュレーションの手法の開発を行った。さらに、この方法の実用性を示す一例として2素子より成る受光装置の指向性の最適化を行った。

### (4) 第7章について

第7章では、3-2節で提案したバイオテレメトリの新手法である経皮光バイオテレメトリを実現するシステムについて述べた。試作したシステムは、ラットに植え込み皮下心電図の伝送を行うものであり、植え込み後の装置の寿命を延ばすよう、体外から体内へ透過する光でコントロール可能な電源スイッチを装備している。

装置をラットに植え込んだ実験の結果、体外に透過してくる光を搬送波とする情報伝送が十分可能であることがわかった。試作した装置では、ラットと受光装置との間に障害物がない場合には最大3 m程度まで伝送が可能であった。また透過光は、皮膚や体毛により強い散乱を受けているため、ラットがケージ

の中で多少動き回った場合にも安定な信号伝送が可能であった。また、ラット体内の発光源から1 m程度の距離内に壁や人体などの散乱性の物体が存在すれば、そこからの散乱光のみを搬送波としてテレメトリを行うことが可能であった。

#### (5) 第8章について

第8章では、以上の検討をもとに実際に試作した間接光バイオテレメトリシステムについて述べた。試作したシステムは、心電図3 ch.と、体温1 ch.の情報を時分割多重伝送するものである。変調方式はPIM/IMであり、光パルスの幅を細くすることにより送光装置の消費電力を小さく抑え、連続100時間程度の使用を可能としている。試作したシステムを実際の部屋、廊下、検査室等で使用し、間接光の分布の測定を行なったところ、被験者の位置の変化に対し、受光装置に入射する間接光強度は安定であり、間接光通信の有用性が示された。さらに室内を移動する運動被験者からの心電図、体温の無拘束計測を行い、この場合においても充分品質の良い心電図伝送が行えることが確認された。

以上、本論文で行った検討の結果より、光を搬送波としたテレメトリが、従来の無線によるテレメトリに比べ劣るものではないことが確認された。さらに、光を応用することにより、様々な新しい特長が付加されることが示された。

これらの結果より、バイオテレメトリに対する光の応用が単なる電波の代用ではなく、光の特長を生かした新しいバイオテレメトリの分野を開く方法論的な改革をもたらすものであることが示された。

## 謝 辞

本研究を行うにあたって、終始有益な御指導、御助言を賜った北海道大学応用電気研究所メディカルテレメータ部門 松本伍良教授に感謝する。また本論文をまとめるにあたり、御指導、御討論いただいた応用電気研究所感覚情報工学部門 星宮 望教授、工学部生体工学専攻生体システム工学講座 三上智久教授、工学部電子工学科電波伝送工学講座 伊藤精彦教授に深く感謝する。

また、当部門においては、日々常に新しいものに対する啓蒙をしていただいた栗城真也助教授に深く感謝する。また、直接御指導、御討論をいただき、折りにふれて御激励をいただいた清水孝一助手に感謝する。電子回路制作等において貴重な御援助をいただいた土田義和技官、日頃いろいろな場において御討論いただいた小西 哉元助手に感謝する。また日頃、雑事にわたり御世話いただき常に明るい雰囲気を作って下さった山崎朋子事務補助員に感謝する。

メディカルテレメータ部門諸兄には、日常細事にわたり御助言、御討論をいただき、かつ楽しく過ごさせていただいた。修士課程小林圭三君には、実験や討論の場において多大な御協力をいただいた。特に本論文をまとめるに当たっては、諸兄もしくは卒業された方々により何物にも代えがたい励ましと御協力をいただいた。心から感謝する。

最後に、本研究はこれら関係各位の御協力があってはじめて成し得たものであることを付記し、あらためて感謝の意を表する。

## 【 参 考 文 献 】

- 1) 玉虫文一、富山小太郎、小谷正雄、安藤鋭郎、高橋秀俊、久保亮五、長倉三郎、井上 敏：理化学辞典、p. 163、岩波書店 (1971)
- 2) 大井克彦：テレメータリング、日刊工業新聞社 (1959)
- 3) 松本伍良：バイオテレメトリ、医用電子と生体工学、18、7、pp. 463-467 (1980)
- 4) 清水孝一：光バイオテレメトリ、医用電子と生体工学、18、7、pp. 493-498 (1980)
- 5) K. Bretz : Multi-channel biotelemetry using infrared ray signal transmission, 6th international symposium on biotelemetry in Leuven Belgium (1981)
- 6) 高橋 誠、V. Poliak : アヴァランシェフォトダイオードを用いた赤外線による遠隔計測、医用電子と生体工学、22、2、pp. 55-56 (1984)
- 7) 渡辺 敏、広瀬 稔：テレメータの有効性と限界、新医療、12、5、pp. 27-31 (1985)
- 8) 瓜谷富三：わかりやすいME、産報出版 (1983)
- 9) 穂垣正暢、竹内康人：産婦人科系のバイオテレメトリ (B) 胎児信号のバイオテレメトリ、医用電子と生体工学、18、7、pp. 57-63 (1980)
- 10) 街風善雄、藤井英雄、稲富道治、福田 昭、五十嵐実：産婦人科系のバイオテレメトリ (A) 胎児情報の伝送システムについて、医用電子と生体工学、18、7、pp. 53-56 (1980)

- 1 1 ) B.Hansen, K.Aabo, J.Bojsen : An implantable, externally powered radiotelemetric system for long term ECG and heart rate monitoring, Biotelemetry and patient monitoring, 9, pp.227-238 (1982)
- 1 2 ) M.Soma, A.Nakamura : The design of satellite-links transmitter for migratory study of dolphins, Proc. 9th Int. Symp. on biotelemetry (1986)
- 1 3 ) J.F.Boreham, K.L.Markolf, J.Willis : Biotelemetry from total hip replacement prosthesis, Biotelemetry IV, pp.195-198 (1978)
- 1 4 ) T.B.Fryer, et al. : A multichannel implantable telemetry system for flow, pressure, and ECG measurements, J. Appl. Physiol., 32, 2, pp.318-326 (1975)
- 1 5 ) 青木和之、乙部祐一：衛星利用救急医療通信実験について、電気通信時報、2、pp. 58-65 (1985)
- 1 6 ) 村田程夫、池上一郎、小畑 清：無電池式pH測定医用カプセルの精度と問題点、医用電子と生体工学、9、4、p. 284 (1971)
- 1 7 ) 村田程夫、池上一郎、小畑 清：2現象測定医用カプセル、医用電子と生体工学、8、4、pp. 295 (1970)
- 1 8 ) 須磨幸三他：pH測定用ラジオカプセルの胃分泌機能検査への応用、医用電子と生体工学、1、pp. 227-229 (1963)
- 1 9 ) 河井啓三他：Sb電極pH測定用ラジオカプセルの精度について、医用電子と生体工学、6、pp. 481-485 (1968)
- 2 0 ) 木下英太、竹内 肇：専用LSIを用いたテレメータ式マイクロマルチセンサシステム、第2回医用精密工学シンポジウム論文集、pp. 105-111 (1983)
- 2 1 ) A.Santic, S Vamvakas, and M. Neuman : Micro electronic switches for implanted instrumentation, IEEE Trans. BME-29, 8, pp.583-589

- (1982)
- 2 2 ) H. P. Kimmich H. J. B. Ijsenbrandt : Personal PDM/PCM biotelemetry system, Proc. 2nd. Int. Symp. on biotelemetry, pp.2-4 (1972)
- 2 3 ) H. E. Carlson, R. W. Mann, W. H. Harris : A radio telemetry device for monitoring cartilage surface pressure in the human hip, IEEE Trans., BME-21, 4, pp.257-264 (1974)
- 2 4 ) Polygraph system RM-6000 Plug-in Unit カタログ、日本光電
- 2 5 ) J. Hecht: Victorian experiments and optical communication, IEEE Spectrum, 22, 2, pp.58-65 (1985)
- 2 6 ) 阪本捷房: 光通信今昔、電子通信学会誌、61、6、p. 610 (1978)
- 2 7 ) 小口文一: 今後の無線通信と光通信、電子通信学会誌、60、5、pp. 500-508 (1977)
- 2 8 ) 高橋章、森藤素良: 光空間伝送によるデータ伝送、電子通信学会技術研究報告、EMCJ-82, 29, pp. 45-52 (1982)
- 2 9 ) 森田和夫、吉田不二夫: 大気中伝搬における光波の減衰特性、電気通信研究実用化報告、18、5、pp. 1165-1185 (1969)
- 3 0 ) 柳井久義: 光通信ハンドブック、朝倉書店、p. 590 (1982)
- 3 1 ) D. B. Medved: Line of sight optical communications, Electro. Opt. Syst. Des., 10, 11, pp.78-81 (1978)
- 3 2 ) 小山 敏他、VHF帯直接変調方式による光空間伝送、テレビジョン学会技術報告、RES2、3、pp. 35-40 (1982)
- 3 3 ) 鈴木雅臣: トランジスタ技術、2月号, pp. 420-424 (1985)
- 3 4 ) H. H. Griese: Sound transmission with infrared light for the hearing impaired =part 1=, *Zhoerggerate Akust*, 17, 4, pp.142-149 (1978)



- 35) H.H.Griese: Sound transmission with infrared light for the hearing impaired =part 2=, *Zhoerggerate Akust*, 17, 5, pp.176-180 (1978)
- 36) 日経エレクトロニクス: 室内用の赤外光空間伝搬伝送装置の開発が活発に、9月26日号、pp. 97-102 (1983)
- 37) F.R.Gfeller & U.Bapst: Wireless in-house data transmission via diffused infrared radiation, *Proc. IEEE*, 67, 11, pp.1474-1486 (1979)
- 38) 日経エレクトロニクス: NEレポート、無指向性通信を使う屋内でのデータ通信システム、11月9日号、pp. 92-95 (1981)
- 39) 南 隆敏、矢野健次郎、森川 久、峠 隆、オフィス内通信用光ワイヤレスモデム、電子通信学会技術研究報告、CS82、83、pp. 57-64 (1982)
- 40) 日経エレクトロニクス: 赤外光を使ったデータ転送装置をレストランに応用、6月2日号、pp. 86-87 (1986)
- 41) H. Takasaki : Moire topography, *Appl. Opt.*, 9, 6, pp.1467-1472 (1970)
- 42) A.T.Andonian : Correction for rigid body motion in Moire topography, *Appl. Opt.*, 21, 7, pp.1253-1258 (1982)
- 43) D.T.Moore, B.E.Truxax : Phase-locked Moire fringe analysis for automated contouring of diffuse surface, *Appl. Opt.*, 18 , 1, pp.91-96 (1979)
- 44) 橋場 聡他: ズームレンズを用いた生体計測用TV系モアレトポグラフィシステムと画像処理、第22回ME学会全国大会、医用電子と生体工学特別号21巻、J31 (1983)
- 45) 藤田博之、清水孝一、松本伍良: 三次元形状の非接触計測、電子通信学会技術研究報告、MBE85-41, pp. 9-16 (1986)

- 46) R. Pawluczyk, et.al.: Holographic investigation of skin vibrations, Appl. Opt., 21, 5, pp.759-765 (1982)
- 47) 尾上守夫編: 医用画像処理、朝倉書店、pp. 451-459 (1982)
- 48) C.E.Riva, G.T.Feke, B.Eberli, V.Benary: Bidirectional LDV system for absolute measurement of blood speed in retinal vessels, Appl. Opt., 18, pp.2301-2306 (1979)
- 49) D.Warkins, G.A.Holloway: An instrument to measure cutaneous blood flow using the doppler shift of laser light, IEEE Trans. BME, BME-25, pp. 28-33 (1978)
- 50) T.Tanaka, G.B.Benedek: Measurement of the velocity of blood flow (in vivo) using a fiber optic catheter and optical mixing spectroscopy, Appl. Opt., 14, pp. 189-196 (1975)
- 51) L.Reynolds, C.Johnson, A.Ishimaru: Diffuse reflectance from a finite blood medium: Application to the modeling of fiber optic catheters, Appl. Opt., 15, pp. 2059-2067 (1976)
- 52) 佐藤信紘、七里元亮、鎌田武信、阿部 裕: 臓器反射スペクトル解析による臓器の機能診断、医用電子と生体工学、17、7、pp. 538-644 (1979)
- 53) L.Goldman: Biomedical laser technology: a challenge to the engineer, Bio-med. Eng., 6, pp.22-24 (1971)
- 54) 田村 守、石川智久、荒木隆一郎: 生体組織の分光測定法—光CTスキャナー、生体物理、23、4、pp. 51-54 (1983)
- 55) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良: 光ビームによる体表面変位の非接触計測の試み、電子通信学会技術研究報告、MBE86、31、pp. 71-78 (1986)
- 56) W.B.Spillman Jr., and R.A.Soref: Hybrid fiber sensors using

- liquid-crystal light modulators and piezoceramics transducers,  
Appl. Opt., 21, 5, pp.2696-2702 (1982)
- 57) 星野 洋、宇都宮敏夫：液晶光学変調器を用いた光結合生体計測システム、医用電子と生体工学、20、pp. 36-40 (1982)
- 58) S.Fedel, M.A.Afromowitz, and R.A.Sigelmann ; Micropower pulse frequency modulation for use in an optically isolated catheter system, IEEE Trans., BME-29, pp.549-551 (1982)
- 59) G.D.Summers : Transducers for bioimplantable telemetry systems, IEEE Trans., IECI-17, pp.144-150 (1970)
- 60) H.P.Kimmich : Biotelemetry, based on optical transmission, Biotelemetry and patient monitoring, 9, 3, pp.129-143 (1982)
- 61) J.S.Gravenstein, L.Berzinia-Moettus, A.Regan, Y.Pao : Laser Mediated telemedicine in Anesthesia, Anesthesia and Analgesia, 53, 4, pp.605-609 (1974)
- 62) J.D.Hardy, H.T.Hammel, D.Murgatroyd : Spectral transmittance of excised human skin, J.Appl.Physiol., 9, 2, pp.257-264 (1956)
- 63) トランジスタ技術、1986年4月号
- 64) 米田悦吾、三木哲也、鷺尾 誠、関本泰夫、通研技報(研究実用化報告)  
28、9、pp. 1846-1866 (1979)
- 65) 土田義一、清水孝一、栗城真也、松本伍良：光を用いた2チャンネル PDM/PPMテレメータシステム、電気四学会北海道支部連合大会論文集、No. 172 (1982)
- 66) M.Ikeuchi, T.Furukawa, G.Matsumoto : A linear temperature-to-frequency converter, IEEE Trans., IM-24, pp.233-235 (1975)
- 67) A.A.Khan, R.S.Gupta : A linear thermister-based temperature-to-frequency converter using a delay network, IEEE Trans., IM-34, 1, pp.85-86 (1985)

- 68) 久保田広、浮田祐吉、会田軍太夫：光学技術ハンドブック、  
pp. 780-784 (1968)
- 69) 檜田良精、臨床検査機器 [1]、p. 93、コロナ社 (1973)
- 70) S. Kawakami, J. Nishizawa : Propagation loss in a distributed beam  
wave guide, Proc. IEEE, 53, 12, p.2148 (1965)

## 【 発表文献リスト 】

昭和62年 2月現在

### [ I ] 原著論文

- (1-1) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：散乱光による経皮バイオテレメトリの基礎的研究、医用電子と生体工学、23-3、194/198 (Jun. 1985)
- (1-1') Nobuki KUDO, Koichi SHIMIZU, Goro MATSUMOTO: Fundamental study on transcutaneous biotelemetry using diffused light, *Frontiers of Medical and Biological Engineering* (ME学会英文誌)、掲載予定
- (1-2) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：間接伝播光によるバイオテレメトリ、医用電子と生体工学、掲載予定
- (1-3) Nobuki KUDO, Koichi SHIMIZU, Goro Matsumoto: Optical biotelemetry using indirect light transmission, *Biotelemetry* 9 (in print)

### [ II ] 研究会資料

- (2-1) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：赤外線散乱光を用いた光バイオテレメトリ、電子通信学会技術研究報告、MBE82-44、7/14 (Nov. 1982)
- (2-2) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：経皮・光バイオテレメトリシステムの開発、電子通信学会技術研究報告、MBE83-69、15/22 (Jan. 1984)
- (2-3) 松本伍良、工藤信樹：メディカルエレクトロニクスとハイブリットIC：第1回マイクロエレクトロニクスシンポジウム招待講演、(Jul. 1985)
- (2-4) 工藤信樹、清水孝一、土田義和、松本伍良：間接光による無拘束テレメトリシステムの開発、電子通信学会技術研究報告、MBE85-38、37/44 (Oct. 1985)

- (2-5) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：閉空間における間接光強度分布のシミュレーションー間接光通信のバイオテレメトリへの応用ー、電子通信学会技術研究報告、CS86-3、17/24 (May. 1986)
- (2-6) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームによる体表面変位の非接触計測の試み、電子通信学会技術研究報告、MBE86-31、71/78 (Jul. 1986)
- (2-7) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームを用いた体表面変位の非接触計測法の応用、電子通信学会技術研究報告、発表予定 (Mar. 1987)

### [ Ⅲ ] 学会講演

#### (A) 全国大会

- (3-1) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：赤外線散乱光を用いた光バイオテレメトリー経皮生体情報伝送の基礎的検討ー、昭和57年電子通信学会 光・電波部門全国大会、No. 217 (Aug. 1982)
- (3-2) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：赤外線散乱光を用いた光バイオテレメトリ：Ⅲー経皮テレメトリシステムの試作・改良ー、第22回日本ME学会大会M-39p (Apr. 1983)
- (3-3) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：赤外線散乱光を用いた光バイオテレメトリ：Ⅳー実験動物による経皮テレメトリシステムの实用試験ー、昭和58年電子通信学会 情報・システム部門全国大会、No. 217 (Sep. 1983)
- (3-4) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：赤外線散乱光を用いた光バイオテレメトリ：Ⅵー集光系に関する検討および改良ー、第23回日本ME学会大会、9-1-8 (Apr. 1984)
- (3-5) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：散乱光を用いた無拘束生体計測における間接光の有用性、昭和59年電子通信学会 光・電波部門全国大会、No. 237 (Oct. 1983)

- (3-6) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：間接光による無拘束テレメトリシステムの開発、第24回日本ME学会大会、7-16-7 (Jul. 1985)
- (3-7) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：散乱光によるバイテレメトリのための室内光強度分布のシミュレーション：Ⅲ、昭和61年電気通信学会総合全国大会、No.2666、p.7-172 (Mar. 1986)
- (3-8) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、太田俊郎、松本伍良：光ビームを用いた体表微小変位の非接触計測：Ⅱ～脈波検出の可能性～、昭和61年電子通信学会総合全国大会、No.2665、p.7-171 (Mar. 1986)
- (3-9) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：間接光テレメトリシステムの光学系に関する検討、第25回日本ME学会大会、1-PB-6、p.231 (Apr. 1986)
- (3-10) 清水孝一、工藤信樹、松本伍良：間接光テレメトリ－実用化のための基礎的検討、第25回日本ME学会大会、1-E-3、p.115 (Apr. 1986)
- (3-11) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームを用いた体表微小変位の非接触計測～脈波および胸壁面運動検出への応用～、第25回日本ME学会大会、1-E-10、p.122 (Apr. 1986)
- (3-12) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：間接伝播光による光バイオテレメトリ、昭和61年電子通信学会 光・電波部門全国大会、S6-4、pp.2-348/349 (Sep. 1986)
- (3-13) 清水孝一、工藤信樹、小田切久恵、松本伍良：光技術のバイオテレメトリへの応用、昭和61年電子通信学会 光・電波部門全国大会、S6-3、pp.2-346/347 (Sep. 1986)
- (3-14) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームによる体表面変位の非接触計測、昭和61年電子通信学会光・電波部門全国大会、S6-5、pp.2-350/251 (Sep. 1986)
- (3-15) 清水孝一、工藤信樹、松本伍良：光テレメトリの臨床応用のための基礎的検討、第26回日本ME学会全国大会、発表予定

- (3-16) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームを用いた体表面微小変位の非接触計測Ⅲ、第26回日本ME学会全国大会、発表予定
- (B) 支部大会
- (3-17) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：赤外線散乱光を用いた光バイオテレメトリ：Ⅱ－実用化へ向けてのシステムの改良－、昭和57年電気四学会北海道支部連合大会、No.90、p.103 (Oct. 1982)
- (3-18) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：赤外線散乱光を用いた光バイオテレメトリ：Ⅴ－経皮光スイッチの採用－、昭和58年電気四学会北海道支部連合大会、No.130、p.151 (Oct. 1983)
- (3-19) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：散乱光によるバイテレメトリのための室内光強度分布のシミュレーション、昭和59年電気関係学会北海道支部連合大会、No.98、p.112 (Sep. 1984)
- (3-20) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームを用いた生体体表微小変位の測定－心拍動検出の可能性－、第24回日本ME学会北海道支部大会、No.4 (Sep. 1985)
- (3-21) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：散乱光によるバイテレメトリのための室内光強度分布のシミュレーション：Ⅱ、昭和60年電気関係学会北海道支部連合大会、No.49、p.56 (Sep. 1985)
- (3-22) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームを用いた胸壁面の微小運動計測～心拍動モニタの試み～、昭和60年電気関係学会北海道支部連合大会、No.51、p.58 (Sep. 1985)
- (3-23) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームを用いた生体体表微小変位の非接触計測：Ⅲ－接触計測法との比較－、第25回日本ME学会北海道支部大会、No.13 (Sep. 1986)
- (3-24) 工藤信樹、清水孝一、松本伍良：間接光テレメトリのための受光装置の指向性に関する検討、昭和61年電気関係学会北海道支部連合大会、No.154、p.179 (Aug. 1986)



(3-25) 小林圭三、工藤信樹、清水孝一、松本伍良：光ビームによる新生児胸壁面  
変位の検出、昭和61年電気関係学会北海道支部連合大会、No.153、p.178  
(Aug. 1986)