

救急医療 のための 機器システム

— 循環と呼吸の管理 —

若松 秀俊 著



共立出版

救急医療のための機器システム

救急医療のための機器システム

—循環と呼吸の管理—

Machinery System for Emergency Medicine

—Management of Circulation and Breathing—

若松 秀俊

共立出版株式会社

まえがき

呼吸と循環は言うまでもなく生命維持に直接的に関与している。それまで、全く何の異常もなかった人が不慮の事故によってこの部分に障害を受ければ、直ちに生命の危険に曝される。救急医療や救急看護では循環・呼吸の確保が絶対的必要条件であり、最も基本的な医療措置である。手術時や麻酔時の状態維持にあっても同様に不可欠であり、医療の根幹をなす重要事項である。その管理の不備は短時間であっても急激な不可逆の変化を引き起こす危険性、すなわち、死や植物状態を引き起こしたりすることは別にしても、その後の患者の生活・人生の質に及ぼす影響の大きさは、はかり知れないものがある。救急患者の搬入時や入院患者の急変時には、観察・判断・処置が必要である。死に直面にした患者に対する医療機関と医療従事者の迅速で正確な処置の実施は重要である。とくに、気道の確保、静脈の確保などの基本手技と救急器具、救急薬の使い方、緊急検査は極めて重要である。ここでは、こうした、救急医療、呼吸器学、蘇生医学、術後の管理に焦点をあてた循環・呼吸管理総合システムによる医療について、基礎的な原理・技術と必要な機器・システムを総合的に関連づけて解説する。

救急医療と医療機器システムは広範囲にわたるので、限定して論じることはできないが、本書は循環・呼吸管理システムによる総合的な医療を生体の計測制御システムの観点から統一的に捉え、実践とその評価を行うための医療の基礎的知識を与えるものである。その理由は、救急医療のみならず、医療の根幹をなす生命の維持に最も影響力が大きい、循環・呼吸管理に関するすべての操作と対応する処置が誤りなく速やかに行い得ることが医療全般について肝要であることにある。

以下、循環・呼吸に焦点を当てて、用いられる計測制御の原理とそれを用いた計測制御システムとそのための既存の方法のみならず、新しい原理に基づいた開発途上の機器や技術を採り上げる。それを通して臨床医学にとって重要な生体諸現象の法則と計測技術、目的に合致した医用機器の設計・構成・機能およびそのシステム化による現場での高度な使用上の安全性の確保と技術的發展性について述べる。

本書の序章では、医療における救急医療の役割と必要性および救急救命の特殊性に関して述べる。以下、第1章では、従来から用いられている基本センサの原理、第2章では、最新の半導体や化合物を用いたセンサ、第3章では体温、深部体温、心音、心電、心磁、脈波、血液成分、血流速の測定など循環に関する基本生理量の測定装置について述べる。第4章では肺機能検査、呼吸モニタ、呼気ガス濃度の測定、循環ガスモニタなど呼吸に関する基本生理量の測定装置について述べる。続いて、第5章では実際の筋電計、電気・磁気刺激装置、脳電計、脳磁計、基礎代謝量測定、電気眼振計、皮膚電気反射計、平衡機能計による生体の活動度・反応に関する生理量の測定について説明し、第6章では除細動器、輸液ポンプ、持続注入ポンプ、酸素流量計、低圧持続吸引器、電気吸引器、酸素テント、加湿器、浄水器などの治療システムについて述べる。第7章では機械的換気システム、換気モード、緊急用補助呼吸装置、人工心肺システム、気泡型人工肺、膜型人工肺、血液浄化装置、心臓ペースメーカ、補助循環装置、大動脈内バルーンポンピング、静脈-動脈バイパス、体外人工心臓、血液加温器などの生命維持装置の解説を行う。これらを受けて、第8章では人工呼吸自動制御システム、麻酔管理システム、呼吸管理と循環による麻酔制御、麻酔深度の監視、麻酔深度の判定論理、循環による体温制御などの生体機能制御について、またそのための方法論について言及する。第9章では実際に即して、手術室、電気メス、マイクロ波メス、レーザメス、冷凍メス、超音波メス、手術台と無影灯、治療室、病室、ICU、患者監視装置、痰吸引器、ブランケット保温器、患者の生活、電動式ベッド、訓練機、エアマット、衛生管理、消毒法、加熱滅菌、ガス滅菌法、放射線照射滅菌、バイオクリーンルーム、滅菌病院設備と関連機器を採り上げる。第10章では、最近の研究成果に基づいた体表面画像、サーモグラフィ、モアレ・トポグラフィ、内視鏡法、電磁波応用、可視化、デジタルX線影像法、ホログラフィ、X線CT、ポジトロンCT、核磁気共鳴装置、超音波画像可視化、パルス放射法による画像技術、超音波ホログラフィ超音波CT、超音波顕微鏡などによる画像計測と内部可視化について解説する。最後の第11章では医療技術と医療機器、医療機器の電氣的障害、医療従事者と患者の両者にとっての医療機器の意味、救急輸送と救急医療情報システム、遠隔救急医療の必要性など医療技術を支える概念的技術とその将来について述べる。本書をまとめるに当たり数多くの著書・論文を参考にさせていた。この場を借りて、著者ならびに関係各位に深く感謝の意を表する。

なお、本書はできる限り、統一的に救急医療に関連して解説したつもりではあるが、この分野の学問的な性質上、部分的に羅列的にならざるを得ないこともあり、必ずしも、十分に意を尽くすことができなかつたことを反省している。是非とも読者のご批判、ご教示を賜らんことを心より願っている。

著者

目 次

図表目次	9
序 章 救急時のための医工学	12
1 救急時の命の支え	12
2 生命維持機構の安定化	12
3 障害の所見	13
第 1 章 計測を支える基本センサ	14
1.1 誘導電極	14
1.2 電極型溶存成分センサ	17
1.2.1 起電力測定型	17
1.2.2 電流測定型	18
1.3 圧力・変位変換	19
1.3.1 ストレインゲージ	19
1.3.2 差動トランス	20
1.3.3 光ファイバーセンサ	21
1.4 気流速度・流量変換	22
1.4.1 熱線式流速計	22
1.4.2 差圧式流速計	23
1.5 振動・音響センサ	24
1.5.1 電磁誘導起電力型	24
1.5.2 圧電素子型	24
1.6 ガスセンサ	25
1.6.1 熱伝導度型センサ	25
1.6.2 赤外線吸収ガスセンサ	26
1.7 熱・温度変換	27
1.7.1 熱電対	27
1.7.2 サーミスタ温度計	28
1.7.3 熱放射センサ	29
1.7.4 焦電効果温度センサ	29
1.7.5 トランジスタ温度計	30
1.7.6 水晶温度計	31
1.8 光電子放出効果	32
1.8.1 光電管	32
1.8.2 光電子増倍管	32
1.8.3 ガイガーミュラー計数管	33
第 2 章 基礎計測を支える半導体センサ	34
2.1 光エネルギー変換	34
2.2 光起電力効果	35
2.2.1 単結晶シリコン太陽電池セル	36
2.2.2 アモルファスシリコン太陽電池	36
2.2.3 CdS フォトセル	36
2.2.4 フォトダイオード	37

2.2.5	pin フォトダイオード	38
2.2.6	アバランシェフォトダイオード	38
2.2.7	フォトトランジスタ	39
2.3	光導電効果センサ	39
2.4	電気-光変換	40
2.5	半導体赤外線センサ	40
2.5.1	近赤外線センサ	41
2.5.2	中赤外線センサ	41
2.5.3	遠赤外線センサ	42
2.6	半導体磁気センサ	43
2.6.1	ホールセンサ	43
2.6.2	磁気抵抗センサ	43
2.6.3	超伝導量子干渉デバイス	44
2.7	半導体圧力センサ	45
2.8	半導体放射線センサ	46
2.8.1	pn 接合型 α 線センサ	46
2.8.2	ショットキー障壁型 α 線センサ	46
2.8.3	Li ドリフト Ge センサ	47
2.8.4	シンチレータ	48
2.9	半導体イメージセンサ	48
2.9.1	CMOS センサ画像	48
2.9.2	CCD 画像センサ	49
2.9.3	XY 走査センサ	49
2.9.4	赤外線画像センサ	51
2.9.5	高感度アバランシェ増倍型撮像管	52
2.10	半導体位置センサ	52
2.11	半導体ガスセンサ	53
2.11.1	電気抵抗式センサ	54
2.11.2	直接電位測定型センサ	54
2.11.3	固体電解質センサ	55
第 3 章	循環に関する基本生理量の測定装置	58
3.1	血圧計	58
3.1.1	非観血式血圧計	58
3.1.2	観血式血圧計	60
3.2	浸透圧計	61
3.3	電子体温計	62
3.3.1	直接体温計	62
3.3.2	深部体温計	62
3.4	心音計	63
3.5	心電計・心磁計	63
3.5.1	長時間心電図記録装置	65
3.5.2	ベクトル心電計	65
3.5.3	テレメータ心電計	66
3.5.4	心臓駆出量の測定	67
3.6	脈波計	67
3.6.1	容量脈波計	67
3.6.2	容積脈波計	68
3.7	血液成分検査	68

救急医療のための機器システム

3.7.1 電極型測定器.....	69
3.7.2 酵素センサ.....	69
3.7.3 複合電界効果トランジスタ.....	70
3.8 血流速の測定.....	71
3.8.1 電磁血流計.....	71
3.8.2 超音波ドプラ血流計.....	71
第4章 呼吸に関する基本生理量の測定装置.....	73
4.1 呼吸性能の測定.....	73
4.2 肺機能検査.....	74
4.2.1 ライトレスピレータ.....	74
4.2.2 流量計.....	74
4.2.3 ニューモタコグラフ式換気量計.....	74
4.2.4 残気量測定.....	74
4.3 呼吸モニタ.....	75
4.3.1 温度変化式呼吸モニタ.....	75
4.3.2 インダクタンス式呼吸モニタ.....	75
4.3.3 インピーダンス式呼吸モニタ.....	75
4.3.4 食道内圧測定用ゴムバルーン.....	75
4.4 呼気ガス濃度の測定.....	76
4.4.1 ガスクロマトグラフィ.....	76
4.4.2 質量分析計.....	77
4.5 循環ガスモニタ.....	77
4.5.1 酸素モニタ.....	77
4.5.2 パルスオキシメータ.....	78
第5章 生体の活動度・反応に関する測定.....	79
5.1 筋電計.....	79
5.2 電気・磁気刺激装置.....	79
5.2.1 電気刺激装置.....	79
5.2.2 磁気刺激装置.....	80
5.3 脳電計・脳磁計.....	80
5.3.1 脳電計.....	80
5.3.2 脳磁計.....	81
5.4 基礎代謝量測定.....	82
5.5 電気眼振計.....	82
5.6 皮膚電気反射計.....	83
5.7 平衡機能計.....	83
第6章 治療システム.....	85
6.1 除細動器.....	85
6.2 輸液ポンプ.....	86
6.3 持続注入ポンプ.....	86
6.4 酸素流量計.....	87
6.5 低圧持続吸引器.....	87
6.6 電気吸引器.....	88
6.7 酸素テント.....	88
6.8 ネブライザー.....	89
6.9 浄水器.....	89

救急医療のための機器システム

7.1 機械的換気システム	91
7.1.1 陽圧式換気	91
7.1.2 陰圧式換気	92
7.2 換気の方法	92
7.2.1 強制呼吸のモード	92
7.2.2 補助呼吸のモード	93
7.2.3 その他の換気	93
7.3 人工心肺システム	94
7.3.2 気泡型人工肺	97
7.3.3 膜型人工肺	97
7.4 血液浄化装置	98
7.5 心臓刺激装置	99
7.6 補助循環装置	101
7.6.1 大動脈内バルーンポンピング	101
7.6.2 静脈-動脈	102
7.6.3 体外人工心臓	103
7.6.4 血液加温器	103
第8章 生体機能制御システム	105
8.1 人工呼吸制御システム	105
8.1.1 適応極配置制御法	106
8.1.2 ファジィ制御法	107
8.2 脳圧制御と管理	107
8.3 麻酔管理システム	108
8.3.1 呼吸による麻酔管理	108
8.3.2 循環による麻酔管理	109
8.3.3 麻酔深度の監視と判定	110
8.3.4 麻酔深度適応制御	111
8.4 体温制御と管理	112
8.4.1 表面冷却による脳温制御	112
8.4.2 脳温制御時の全身管理	113
8.4.3 血液冷却による制御	114
第9章 病院設備と関連機器	116
9.1 手術室	116
9.1.1 電気メス	116
9.1.2 マイクロ波メス	117
9.1.3 レーザメス	117
9.1.4 冷凍メス	118
9.1.5 超音波メス	119
9.1.6 手術台と无影灯	119
9.2 治療室と病室	120
9.2.1 集中治療看護監視施設	120
9.2.2 患者監視装置	120
9.3 患者の生活	121
9.3.1 電動式ベッド	121
9.3.2 訓練機	121
9.3.3 エアマットとブランケット保温器	122
9.4 衛生管理	122
9.4.1 消毒法	123

救急医療のための機器システム

9.4.2 加熱滅菌.....	123
9.4.3 ガス滅菌法.....	124
9.4.4 放射線照射滅菌.....	124
9.4.5 バイオクリーンルームと滅菌.....	124
第 10 章 画像計測と内部可視化.....	126
10.1 体表面画像.....	126
10.1.1 サーモグラフィ.....	126
10.1.2 モアレ・トポグラフィ.....	127
10.2 内視鏡法.....	127
10.3 電磁波応用可視化.....	128
10.3.1 デジタル X 線影像法.....	128
10.3.2 シンチグラム.....	129
10.3.3 ホログラフィ.....	129
10.3.4 X 線 C T.....	130
10.3.5 核磁気共鳴装置.....	131
10.4 超音波画像可視化.....	133
10.4.1 パルス放射法による画像技術.....	133
10.4.2 超音波 C T.....	134
10.4.3 超音波顕微鏡.....	134
10.5 核医学映像装置.....	135
10.5.1 陽電子放射断層撮像法.....	135
10.5.2 シングルフォトン ECT.....	136
第 11 章 医療技術を支える医療機器.....	137
11.1 医療技術と医療機器.....	137
11.2 医療機器と誘導障害.....	137
11.3 医療従事者にとっての医療機器.....	138
11.4 患者にとっての医療機器.....	138
11.5 救急輸送と救急医療情報システム.....	138
11.6 遠隔救急医療の必要性.....	139
あとがき.....	141
文献.....	142

図表目次

図 1	電解質中での電極の分極の様子.....	15
図 2	銀・塩化銀の境界で行われる化学変化.....	15
図 3	生体電気信号の測定と増幅.....	16
図 4	電極と増幅器.....	16
図 5	PHセンサの原理.....	17
図 6	炭酸ガス電極.....	18
図 7	酸素（過酸化水素）電極.....	19
図 8	ストレインゲージの外観.....	20
図 9	差動トランスによる変位測定と原理.....	21
図 10	外部測定量による光ファイバーの特性変化センサ.....	22
図 11	光ファイバーを組み合わせた圧力測定センサ.....	22
図 12	熱線式流速計.....	22
図 13	差圧式呼吸流量計.....	24
図 14	振動・音響センサ.....	24
図 15	圧電素子の原理.....	25
図 16	熱伝導度型ガスセンサの測定原理.....	26
図 17	非分散型赤外線吸収ガスセンサ.....	27
図 18	熱電対温度計の原理.....	28
図 19	サーミスタの外観とブリッジ回路を用いた温度計.....	29
図 20	サーミスタの温度特性の例.....	29
図 21	焦電センサの原理と焦電係数の温度特性.....	30
図 22	焦電型赤外線センサ.....	30
図 23	トランジスタをセンサとした温度計.....	31
図 24	水晶の特性と水晶温度計センサ.....	31
図 25	光電管の原理.....	32
図 26	光電子増倍管.....	33
図 27	ガイガーミュラー計数管.....	33
図 28	エネルギー準位の推移.....	34
図 29	光起電力の原理.....	35
図 30	太陽電池の構造.....	36
図 31	CdS フォトセルの構造.....	37
図 32	拡散形 pn 結合フォトダイオードの構造.....	37
図 33	pin フォトダイオードの構造.....	38
図 34	雪崩現象による光電流の検出.....	39
図 35	フォトトランジスタ.....	39
図 36	光伝導効果による電気抵抗変化素子.....	40
図 37	発光ダイオードの構造.....	40
図 38	Hudson による光の波長分類.....	41
図 39	InSb 中赤外線センサの冷却用真空容器.....	42
図 40	n ⁺ p 形 InSb 赤外線センサの構造.....	42
図 41	Hg _x Cd _{1-x} Te の成分比 X とエネルギーギャップ.....	43
図 42	ホールセンサの原理.....	43
図 43	磁気抵抗センサ.....	44
図 44	dc-SQUID 磁力計の回路構成.....	45
図 45	ダイオード圧力センサ.....	45
図 46	α線半導体放射線センサの構造.....	46
図 47	ショットキー障壁型 α線センサ.....	47
図 48	Ge(Li) β線センサの種類.....	47
図 49	シンチレータの適合範囲.....	48
図 50	MOS キャパシタと CCD 電荷転送の原理.....	49
図 51	MOS 形 XY スキャニングセンサ.....	50

救急医療のための機器システム

図 52	電荷注入デバイス	50
図 53	Si 密着型ライン光センサの一部	51
図 54	ハイブリッド形 IRCCD の例	51
図 55	モノリシック形 IRCCD	51
図 56	Pt-Si ショットキー障壁形モノリシック IRCCD	52
図 57	高感度アバランシェ増倍型撮像管	52
図 58	半導体位置センサ	53
図 59	ガスセンサの動作原理	54
図 60	表面吸着を利用したガスセンサと実際の測定回路	54
図 61	Pd-MOSFET ガスセンサ	55
図 62	Pd/TiO ₂ ダイオード型ガスセンサの原理	55
図 63	ストレインゲージ型血圧計と圧電素子型血圧計	61
図 64	浸透圧計の動作原理	62
図 65	深部体温計の構成とプローブの構成	63
図 66	心音図用マイクロホンの構造	63
図 67	変調直記方式心音記録計の構成	63
図 68	胸部に装着する誘導電極の位置	64
図 69	心電誘導用電極	64
図 70	長時間心電図記録装置	65
図 71	ベクトル心電計の測定原理	66
図 72	テレメータ心電計の構成	66
図 73	インピーダンスカルジオグラフィ	67
図 74	光電式容量脈波計透過式（左）と反射式（右）	68
図 75	容積脈波計の原理	68
図 76	グルコース酵素センサ	69
図 77	イオン感受性センサによる測定	70
図 78	電磁血流計	71
図 79	超音波ドプラ血流量計	72
図 80	換気力学測定装置総合構成図	74
図 81	ライトレスピレータ	74
図 82	インダクタンス式呼吸モニタ	75
図 83	食道内圧測定用ゴムバルーン	76
図 84	ガスクロマトグラフィによるガス成分分析	76
図 85	質量分析計の構造	77
図 86	経皮形酸素モニタ	78
図 87	パルスオキシメータ	78
図 88	筋電計構成のブロックダイアグラム	79
図 89	脳電計の構成ブロックダイアグラム	80
図 90	磁気による各種生理量の測定	82
図 91	眼球の運動の測定と電極位置	83
図 92	ブリッジボックスを用いた GSR の測定	83
図 93	平衡機能計	84
図 94	除細動器の概略と電極パドルの使用例	86
図 95	輸液ポンプの動作と使用法	86
図 96	シリンジ注入ポンプ	87
図 97	持続吸引器の使用の様子	87
図 98	胸腔持続吸引の様子	88
図 99	電気吸引器の原理	88
図 100	酸素テント使用時の様子	89
図 101	超音波ネブライザー	89
図 102	石英蒸留器	90
図 103	呼吸調節システムの概要	91
図 104	換気モードによる気道内圧変化	93
図 105	呼吸循環補助装置と遠隔操作システム	94
図 106	人工肺使用時の体外補助循環	95

救急医療のための機器システム

図 107	人工肺使用体外循環	96
図 108	送血用ローラ型ポンプ	96
図 109	気泡型人工肺	97
図 110	膜型人工肺	98
図 111	人工透析システム	99
図 112	中空糸形型透析器の構造	99
図 113	心臓ペースメーカー	100
図 114	大動脈内バルーンポンピング	102
図 115	V-A バイパスの回路構成	103
図 116	体外補助人工心臓の装着	103
図 117	血液加温器	104
図 118	人工呼吸の概念図	105
図 119	電子装置が組み込まれた人工呼吸制御装置の外観	106
図 120	適応極配置制御系のブロック線図	107
図 121	ファジィ制御による呼吸制御	107
図 122	頭蓋内圧のシステム制御	108
図 123	フローセン気化器	109
図 124	麻酔回路の例	109
図 125	麻酔時の監視情報	110
図 126	麻酔制御の基本的アプローチ	111
図 127	脳波による麻酔深度管理	111
図 128	非侵襲脳温度制御の概念図	112
図 129	脳低温のための自動制御による脳温制御	113
図 130	脳低温のための表面冷却自動制御システム	113
図 131	低体温における生体反応と全身総合管理	114
図 132	血液冷却による脳温制御	115
図 133	電気メスを用いた手術	117
図 134	マイクロ波メス	117
図 135	レーザメス	118
図 136	冷凍メスプローブの構造	118
図 137	超音波メス	119
図 138	電動式ベッドの構造	121
図 139	歩行補助器	122
図 140	エアマットの構造と使用法	122
図 141	高圧蒸気滅菌システムの例	123
図 142	酸化エチレンガス滅菌システムの例	124
図 143	赤外線センサによるサーモグラフィの原理	127
図 144	モアレ縞による画像生成の原理	127
図 145	内視鏡の構造	128
図 146	X線影像装置	129
図 147	ホログラムによる三次元画像再現	130
図 148	X線CTの撮像原理	131
図 149	MRI動作原理	132
図 150	MRI装置の基本構成	132
図 151	超音波画像	134
図 152	ポジトロンCTの原理	135
図 153	シングルフォトンECT	136
図 154	患者からみた救急遠隔医療システム	140
図 155	通信ネットワークを用いた遠隔救急医療の概念図	141

序章 救急時のための医工学

1 救急時の命の支え

我々が救急医療という言葉を用いるときに、一体「どんなこと」を期待するのであろうか。おそらく、一致して「生命の安全への復帰の保証」であろう。医療には一般の目からいえば、「慢性的病状」と「急性的病状」からの復帰への対応がある。どちらも重要である。しかし何といたっても「救急時」の患者への対応が最も肝要であろう。本書ではここに焦点をあて、これに不可欠な医療機器やシステムがどのような観点から準備されされているかを考えてみる。救急時には患者から見て、医療従事者の自分への対応に大きな不安が伴う。というのは、この時には、自分の意志と要望を正確に伝えられない可能性があるからである。本当に自分のために医療が必要なのは生命に関わる緊急時で、しかも助けてくれる人が傍らにいない場合である。誰かが居れば何とか医療機関に連絡なり手配してもらえる。緊急でなければ、医療は通常の設定の整った医療機関を選び、別枠で行えばよい。ところが突発的な傷病で特に生命の危険を伴う重大な状況になれば、医師を即座に呼びだし、「自分のためにだけ」、当面優先的にいろいろ救命措置を施して欲しいと思うはずである。

一見、これは患者の身勝手のように見えるが、実は医療の原点はここにあると見ている。勿論、医療従事者個人に対して、これを求めるものではなく医療従事者総体に求めているのである。急を要さないけがや病気については、設備が時には十分ではないこともあるが、幸いなことに通常は一応の対応ができる体制にある。医療はそのような歴史的発展の道を歩んできた。したがって、

「慢性的病状からの救出」を願う医療は別の角度から考えるべきである。一方、救急時の医療従事者の対処は、救急・急変の所見の判断と素早い処置である。救急時には、損傷や疾患による苦痛や疼痛の軽減と呼吸循環動態の確保が最も要求される。とくに患者の心理や生理に与える影響が大きい呼吸の苦痛を軽減することが重要である。

2 生命維持機構の安定化

救急患者で真っ先にチェックすべきことが自発呼吸の有無で胸郭の動き、口腔の気流の視診と聴診による呼吸音である。呼吸停止時には、緊急に自発呼吸の回復か人工換気を要する。そのための気道確保や気管内挿管での付随的な口腔内清浄化が必要である。また、循環動態の把握が緊要である。とくに心不全に移行しつつある場合の循環を確保するための処置、外出血が循環動態に影響している時の頸動脈・大腿動脈での拍動の観察や、出血点の鉗子による止血の緊急処置は重要である。呼吸系では異常呼吸か努力呼吸かの原因究明の判断とそのための検査が必要である。循環系では血液

型、末梢血、動脈血液ガス、電解質、心電図、髄液検査、また排泄物検査や血糖値検査が必要である。また傷害や疾患の程度によっては患者の状態を悪化させない非侵襲画像検査も必要である。このように緊急検査による病態把握、原因疾患の診断により、全身所見の評価を併せて病態疾患の重症度と緊急性を判定する。実際には、救急・急変患者は意識障害または意識低下があり、複数の箇所の障害が同時に起こるのが普通なので、全身所見の評価は困難であることが少なくない。従って、救急時の生理情報の見方と直接生理的測定が困難な意識の判定が重要である。

3 障害の所見

意識障害の所見は瞳孔不同、共同偏視、対光反射、四肢麻痺、昏睡状態にある¹。また、頭部疾患患者の脳ヘルニア症状、髄膜炎やクモ膜下出血時などの髄膜刺激症状が重要な所見である。呼吸障害については皮膚のチアノーゼ、胸部の異常運動、気管支内異物、気管支の閉塞、胸腔内液貯留が見られるし、呼吸音の異常には湿性・乾性ラ音（副雑音）も重要な所見である。循環障害については血圧低下による頸静脈怒張、障害によるカテコールアミン過剰分泌に起因する血管収縮、さらに皮膚温低下、三拍子音（奔馬調律）などの心音変調がある。また、急性腹症としての腹腔内の気体充満、液体の貯留による腹部膨満がある。すなわち腹部打診で鼓音から空気の充満、濁音なら液体貯留が推測される。腹膜刺激症状として圧痛、圧迫を除去時の反跳痛、軽い接触で腹壁の筋肉硬直のような異常所見が見られる。これには、消化管破裂や腹腔内臓器の絞扼性変化による阻血状態が推測される。急性腹症では腸蠕動が停止して、腸雑音が低下または消失する。機能異常としては軟部組織の損傷、四肢骨盤損傷、血行障害は変形、腫脹、動脈拍動消失を伴う。この場合に、放置しておくとう出血性ショック、腎障害、呼吸障害を引き起こす可能性がある。このように、救急医療で本質的に重要で不可欠の知見と処置には数えればきりがないのであるが、ここでは循環呼吸に限定して叙述し、詳細は他の成書に譲ることとする。

本書では、呼吸、脈拍、血圧、体温などバイタルサインの測定は、救急医療に限らず、医学では最も基本的生理情報であり、これらの基本と原理を解説する。ところで、多くの医用機器は種々のセンサ、デバイス処理機構の組み合わせからなる完結したシステムである。したがって、直接的に生理情報を担う信号を検知する従来のセンサや最新の半導体センサ²と応用デバイスについて述べ、さらにそれらの組み合わせとして構成されている高度な医用機器について、その応用と環境を含めた治療のシステムを概観する。

¹ 高血圧、動脈硬化や糖尿病などの危険因子を有した患者の脳卒中たとえば、脳内血管破裂による脳出血、脳血管の閉塞による脳梗塞（脳血栓、脳塞栓）、およびクモ膜下出血のときに、また、糖尿病性昏睡、糖尿病治療中の低血糖性昏睡や、肝不全から引き起こされる肝性昏睡時に意識障害が発症する。昏睡体位により舌や嘔吐物などによる気道を閉塞を防ぐ応急処置がとられる。

² 検出器(detector)、変換器(transducer)を含めてセンサと呼ぶことが多い。

第1章 計測を支える基本センサ

従来から用いられているセンサは計測の原理を理解する上で基本的であり、生体現象の物理・化学的特性を捉えることのできる基本的変換素子である。電極は構造が最も簡単なセンサの中の一つであり、生体信号の誘導によく使われるが、物理化学的性質から計測にあたって、使用上注意しなければならないことが種々みられる。本章では、溶液の中で発生する起電力や電流を測定する電極型溶存成分センサの基本的原理について述べる。次に圧力と変位の測定素子と原理について、さらに呼吸や循環を念頭に置いた流体流速・流量変換の原理、振動や音響の電磁誘導型や圧電素子による変換の原理、熱伝導と赤外線吸収ガスセンサによる成分の測定と種々の原理に基づく熱・温度変換と最後に光電子放出効果を用いた古典的方法を述べる。

1.1 誘導電極

細胞液などの電解質中では電極の化学的性質として電荷の授受が行われ分極電圧が発生する³。電解質中での正負の電荷の発生と蓄積により電極界面に電荷が分布し、電気二重層が発生する。それにより測定信号の周波数に依存した分極電圧が発生するので、測定時には無信号時の電圧レベルであるべき基線が動揺する。というのは電気二重層は静電容量として作用し、この静電容量が生体電気信号の周波数によって影響された形で変化するためである⁴。図1は電極が電解質と接したときに電解質内でのイオンの分布による電位勾配が生じていることを示す。

分極電圧の発生による基線の動揺を避けるには電極表面状態の安定化すなわち不分極化が必要である。このための電極として、銀・塩化銀、亜鉛・硫酸亜鉛、水銀・塩化水銀の組み合わせが使われている。その理由は電極金属と電解質溶液の両者に共通なイオンを介在させ、電極と電解質界面での電流による電極反応を可逆的にすることにある。すなわち、銀・塩化銀電極ではAgClを媒介にして電荷が授受されるので、図2に示す可逆反応が成立する⁵。したがって電荷やイオンが蓄積されず、電極の分極を回避することができる。これが不分極電極の原理である。亜鉛・硫酸亜鉛(Zn-ZnSO₄)、水銀・塩化水銀(Hg-Hg₂Cl₂)の場合も同様に考えられる。

³ 金属と電解質溶液は酸化還元反応により電圧を生じ、“電極が電池の状態にある”ことを示している。

⁴ このように周波数に依存する特性を周波数特性という。

⁵ 境界面に蓄積したイオンが増減し分極電圧が変動するので、電極金属と電解質溶液に共通なイオンをもった化学物質を介在させて境界面を横断する電流によって発生する電極反応を可逆的にする。不分極電極の条件として①酸化体が単純で陰イオンと変化しにくい難溶性塩をなすことと②電極そのものが電解質中で自然溶解しないことがあげられる。生体用誘導電極は、多くの場合に、銀・塩化銀焼結体からなり、電極・皮膚間のノイズ発生にも効果がある。分極電圧は200～300μVでFe-Ni電極の数mVよりずっと小さい。

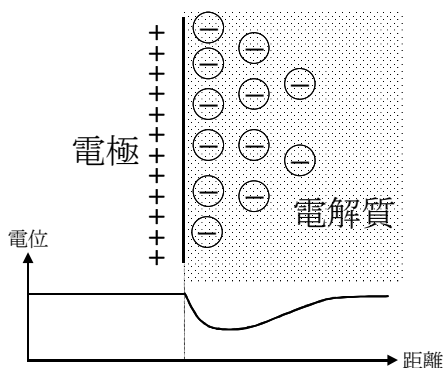


図 1 電解質中での電極の分極の様子

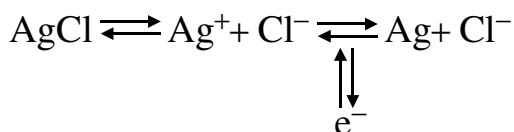


図 2 銀・塩化銀の境界で行われる化学変化

ところで、実際の測定では、誘導される信号波が微弱なことが多いので、周波数の非常に低い範囲まで一様に増幅する直流増幅器が必要である。電極のインピーダンスが一般に高く、増幅度の周波数依存性による歪があるので、これを打ち消すには増幅器を高入力インピーダンスにすれば良い⁶。電極の装着では接触状態の安定化がノイズの低減に不可欠である。このために電極用ペーストが使われる。増幅器にとっては、比較的電極インピーダンスが小さいAg-AgCl電極が優れている。増幅器の入力インピーダンスは入力漏れ電流の程度を示しており、漏れが小さいほど入力インピーダンスは大きい⁷。その他増幅器については入力感度、増幅度、出力インピーダンス⁸、出力レベルを考慮する必要がある。

⁶ 電極インピーダンスの周波数依存性により、信号の各周波数成分が異なる割合で影響を受けるので、増幅器の周波数特性が十分であっても出力波形が歪む。しかも電極インピーダンスが大きいとき、増幅器の入力電圧は小さくなり、ノイズの影響を受ける。これを防ぐために電極インピーダンスが小さいことが望ましいが、インピーダンスを小さくすることは難しいので増幅器側の入力インピーダンスを大きくする方法がとられる。

⁷ 交流に対する回路抵抗をいう。これも周波数によって変化する。

⁸ 出力インピーダンスが小さいと次段の増幅器などに影響を与えない。

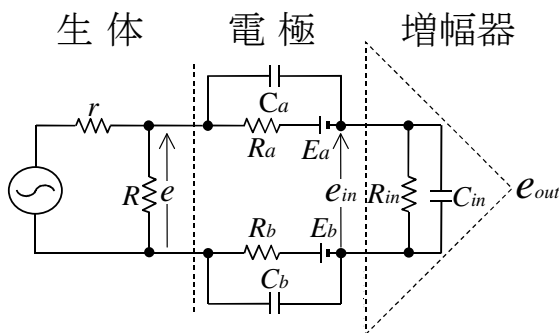


図 3 生体電気信号の測定と増幅

生体は、図 3 に示すように細胞などに象徴される化学電池としての電源と抵抗容量からなると解釈できる。電極については異物との接触時に電圧が発生する。増幅器についてはインピーダンスを並列回路として考えてある。実際に使われている電極にはガラス電極、金属電極がある。前者については、塩化カリウム溶液を充填したもの⁹、後者については皿、コロジオン、針、スピン、KM式などがある¹⁰。生体に装着した電極を近似等価回路で図 4 のように表すことができる。増幅器側の抵抗 R_{input} に加わる入力電圧 V_{input} は電極電気抵抗 R 、電気二重層の静電容量 C を用いて以下のように示すことができる。ただし、電極に発生する電圧と増幅器の容量を省略して表現してある。

$$V_{input} = \frac{1}{1 + \frac{R/R_{input}}{1 + j\omega CR}} V_{signal}$$

この式より $R_{input} \gg R$ であれば振幅も位相も周波数による影響を受けないことがわかる。

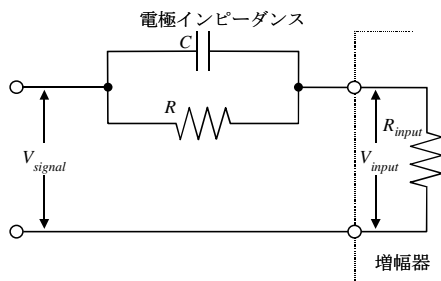


図 4 電極と増幅器

⁹ 充填に KCl を用いるのが pH 電極。PCO₂ 電極では NaHCO₃、NH₄ 電極では NH₄Cl を充填する。

¹⁰ 3.5 心電計・心磁計 図 69 および 4.3.1 脳電計 表 3 を参照

1.2 電極型溶存成分センサ

イオンや生化学物質に選択的に感応したり透過する量または反応生成物の量を電気的に測定する。このような原理に基づく電極には大別して起電力測定型と電流測定型がある。

1.2.1 起電力測定型

代表的な起電力測定型(potentiometry)の電極はpH電極と溶存炭酸ガス $p\text{CO}_2$ 電極である。

A イオン選択性 pH 電極

この電極は水素イオンに対して透過性をもつガラス薄膜の内外に発生する電位差を不分極性のカロメル比較電極($\text{Hg-Hg}_2\text{Cl}_2$)と組み合わせて、2つの電極間の電位差として測定するものである。ガラス薄膜の電位差が薄膜の両面に接する液のpHに比例することがその測定原理である。すなわち、ガラス薄膜を通して水素イオンが拡散するときの電位差は $E = 2.303 \frac{RT}{F} \log \frac{c_2}{c_1}$ ¹¹ で与えられることによる。この電極はガラス薄膜でできているのでインピーダンスが大きく約300MΩで、出力は常温で60mV/pHである。最近ではISFETを用いた固体のpHセンサが使われている¹²。

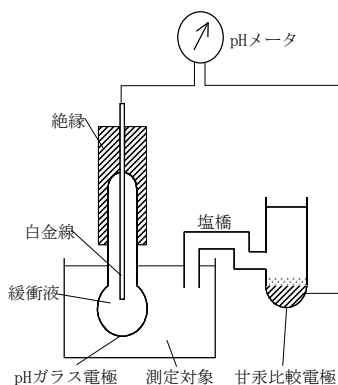


図5 PHセンサの原理

B 種々のイオン選択性電極

pH電極と同じ化学原理に基づいた電極は、イオン選択膜、内部電極、内部電解質溶液からなる。例えば、 Na^+ 、 K^+ の濃度が選択的に測定できる特殊ガラス膜製のpNa電極、pK電極が実用化されている¹³。また、陰イオンの選択的透過が可能な特殊ガラスも開発され、陽イオンのみならず、塩素イオン Cl^- 、炭酸水素イオン HCO_3^- の濃度の測

¹¹ R は気体定数、 T は絶対温度、 F はファラデー定数、 c_1 、 c_2 は膜の内外における水素イオンの活性濃度である。

¹² 3.6.3 複合電界効果トランジスタ A イオン感受性電界効果トランジスタ の項を参照

¹³ pNa電極においてはガラスの成分に珪酸アルミニウムが添加されている。pK電極ではバリノマイシンを多孔膜に添加している。

定も可能になった。これらのイオン選択性電極は他の化学反応などと組み合わせることにより種々の化学物質の定量が可能で、臨床検査において重要な役割を演じている。

C pCO₂電極

発明者の名に因んで **Severinghaus 電極** と呼ばれている。図 1.6 に示すように、構造的にはガラス電極を炭酸ガス透過性膜で覆ったものである。膜の内外の溶存炭酸ガス濃度が平衡状態になったときに、膜の内側の水素イオン濃度が $\text{pH} = k \log_{10}[\text{pCO}_2]$ で表せる。これより pCO₂ が求められる。ただし平衡に達する時間が長いので、応答の整定には 1 分以上要する¹⁴。

D NH₄⁺電極

動作原理は pCO₂電極と同様である。内部電解液を NH₄Cl とすると膜の内側の水素イオン濃度が $\text{pH} = k \log_{10}[\text{NH}_4^+]$ となりアンモニウムイオン濃度が測定できる¹⁵。

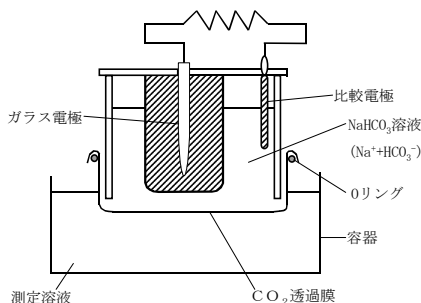


図 6 炭酸ガス電極

1.2.2 電流測定型

電流測定型 (**Amperometry**) と呼ばれる電極では、酸素電極(**Clark 電極**)が代表的なものである。この電極の構造を図 1.7 に示す。外部から電極電位を強制的に与えることにより、電極における電荷移動を伴う化学反応 (還元酸化反応) が生じる。これに伴う電圧の関数として電流変化を表したものが電流電位曲線 (**Current-potential curve**) であり、これを利用した測定法¹⁶である。

A pO₂電極

白金電極と銀電極 (比較電極) の間に $-0.4 \sim -0.9\text{V}$ を加えると酸素が白金電極表面で還元され、酸素濃度に比例したポーラログラフィ電流が生じる¹⁷。これより酸素濃度が算出できる。ポリエチレン、プロピレンまたはテフロン膜を通して拡散した酸素による

¹⁴ 最終的に落ち着く値のこと。最終値の 90% に達する時間を整定時間という。

¹⁵ 肝機能障害時には意識障害が現れ、ついには昏睡状態に陥り、死亡することもある。その原因となる脳に運ばれる有毒なアンモニウムイオン濃度の測定に使う。

¹⁶ 実際には分極電圧を一定に保って酸素分圧に比例する電流を測定する。

¹⁷ ポーラログラフィ電流とは被酸化性または還元性の試料 (ここでは酸素) を含む溶液に分極性の微小電極と非分極性の対極を浸し、この両電極に電圧を加えたとき、電解により生じる電流のことで、これを測定して電流-電圧曲線を得る。電解電流の大きさが試料濃度に比例する。

電気伝導度の変化を検出する。酸素電極の支持体としてはガラスや樹脂を用いる。電極は白金，比較電極には銀・塩化銀電極を用いる。これらの電極はリン酸バッファ入りの KCl 水溶液に浸す。保水剤としてグリセロールが添加されることもある。電極の反応を早くするためには膜と電極の間の水溶液を極力少なくする。膜により直接試料と電極とが接しないのでこの電極は汚染されないだけでなく，膜はイオンを透過させる必要がないので，試料が必ずしも溶液状でなくてもこの電極による酸素濃度の測定が可能である。発生する電流は 1 torr O₂ あたり 10pA 程度である。電極間電圧の方向により酸素電極，過酸化水素電極と呼ぶ。

B pH₂O₂ 電極

白金電極と銀電極（比較電極）の間に +0.6～+0.7V を加えると過酸化水素が白金電極で酸化されるため過酸化水素濃度に比例したポーラログラフィ電流が流れる。これより過酸化水素濃度が算出できる。

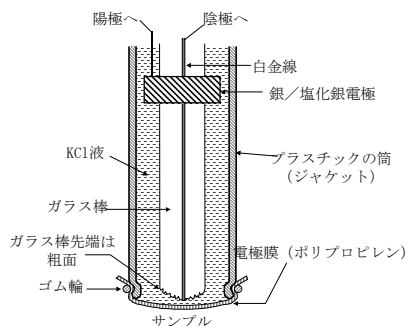


図 7 酸素（過酸化水素）電極

これらの電極の応用例として，グルコースオキシダーゼ法¹⁸による糖の測定がある。その場合に化学反応に使用された O₂ または反応の結果発生した H₂O₂ 濃度を測り，糖の濃度を算出する。他にもコレステロールや尿素などが同様の方法で計測される。

1.3 圧力・変位変換

1.3.1 ストレインゲージ

ひずみによって電気抵抗が変化する特性を用いたセンサを Strain gauge とよび，図 8 のような形で用いて圧力や変位を測定する。電気抵抗の変化が僅かなので図 10 のようなブリッジ回路¹⁹を用いて平衡点からのズレを利用した測定を行う。電気抵抗の変化は金属線に与えた張力により伸長し，断面積が小さくなり抵抗値が増加することによる。

¹⁸ 詳細は 3.6.2 「酵素センサ」の項を参照

¹⁹ 直流回路についてならホイートストンブリッジである。ブリッジの要素に用いれば，平衡点を維持する調整によって正確な測定が可能である。

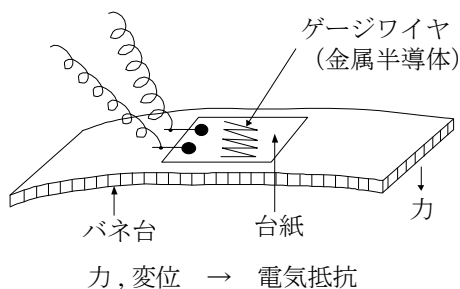


図 8 ストレインゲージの外観

このときの感度 G は $G = \frac{\Delta R/R}{\Delta l/l}$ で与えられる。ただし、 R は抵抗値、 l は長さである。金属ゲージでは G は 2 を超えることはない。抵抗線の材料には銅・ニッケル合金が使用される。現在、約 10 倍の高感度の半導体がゲージ材料に用いられることが多い²⁰。

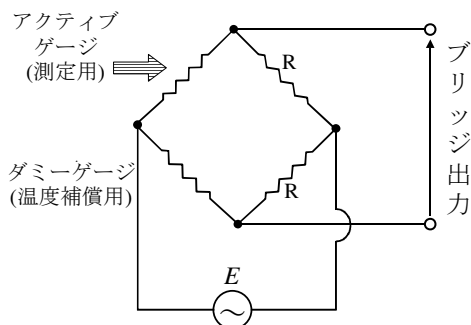


図 9 ブリッジ回路によるストレインゲージ変位測定

1.3.2 差動トランス

トランスによる誘導起電力の差を鉄心の変位の関数として測定する。図のように鉄心の変位により巻線のインダクタンスが変化する。鉄心が中位にあるときには特性が逆方向きの 2 つの 2 次巻線に誘起される電圧が互いに打ち消しあう。鉄心が変位するとインダクタンスの違いにより誘起電圧が不均衡になり出力される。起電力に関して両方向に全く同じ特性でバランスのとれた設計であれば、同図右に示したように、両方向の誘導特性の差をとることにより入出力の直線性が保たれる。ストレインゲージのように、差圧計などの受圧膜の変位や直接機械的変位を測定し電気信号に変えるのに用

²⁰ ブリッジ回路に構成されたストレインゲージを貼り付けたものをロードセルと言う。その他の圧力センサについては、静電容量型センサがある。これは楕歯状の固定電極と可動電極が対向しており、加速度等により電極間隔が変化するのを、静電容量変化で検出する。この静電容量を決めるのは電極の間隔とその厚さの比である。

いられる。

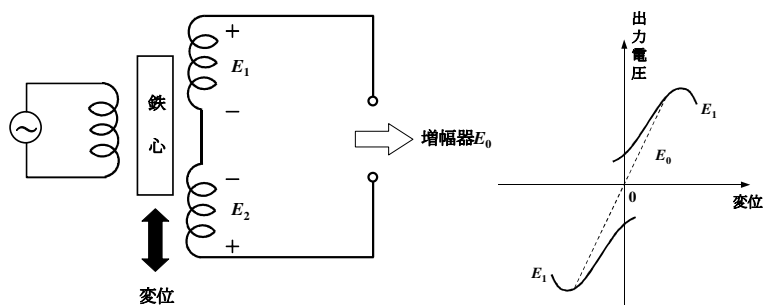


図 9 差動トランスによる変位測定と原理

1.3.3 光ファイバーセンサ

図1.11に示すように、ファイバーにより繊維内の光は全反射により伝送される。繊維が曲がっても、その曲率半径が繊維の直径に較べて極めて大きいので、表面に出ることがない。 -0.2dB/km の低損失²¹大容量の伝送路を構成できる。また、耐火、耐水、耐腐食の性質や電気絶縁性に優れ、しかも無誘導性で電磁雑音の影響を受けず、軽量、柔軟性に富む。

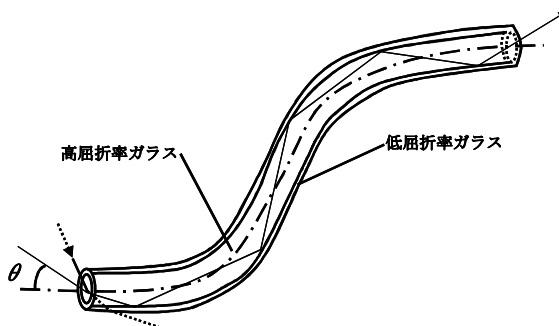


図 11 光ファイバーの原理図

光ファイバーセンサには伝送特性が歪・電界・磁界・圧力により変化する性質を利用したセンサ素子型とトランスデューサを組み合わせる光伝送路として用いるセンサ伝送路型がある。光の強度、位相、周波数、偏波、伝搬方向の変化の性質を利用して、光ファイバーをセンサとして用いる。図11はその例である。また、図12は半透明鏡を通過したレーザ光が、圧力を受けて光特性が変化した液晶からの反射光が変化する様子を示す。この変化が検出され、圧力として記録される。

²¹ 15km の伝送で光エネルギーが 1/2 になる。

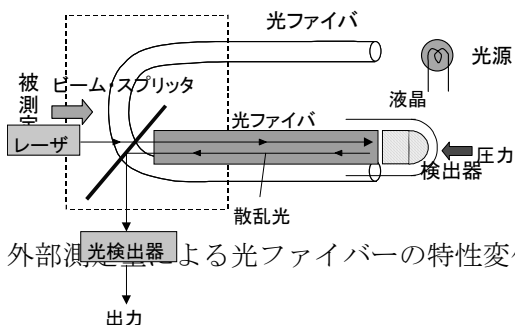


図 11 光ファイバーを組み合わせた圧力測定センサ

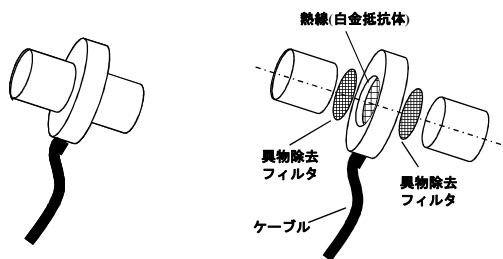
光応用計測は非接触計測可能で、電磁雑音に強く、防爆計測、遠隔計測、高感度計測、3次元計測に広く応用が可能であることが特徴である。

1.4 気流速度・流量変換²²

呼吸気量の時間関数を呼吸流量図(pneumotachogram)という。呼吸気流計の測定結果より作成される。

1.4.1 熱線式流速計

流量を計測するために、それぞれの流体特性・計測目的・要求精度等、目的に合った種々の方法がある。医療では、気流による熱線の温度降下を利用したものが気流計として一般に用いられている。サーミスタ熱線式流速計は原理的には温度変化を抵抗変化として測定するものである。図13は熱線として白金抵抗体を用いた流速計である。流量は流速に断面積を乗じて求める。



²² 3.1 肺機能検査を参照

1.4.2 差圧式流速計

二点間の流体に関する抵抗による圧力降下分を測定して流速を求める計測器を差圧気流計または差圧流量計とよぶ。そのうち、金属の網目スクリーンを用いたものが *Silvermann-Lilly* 型、金属細管を並列に多数並べたものが *Fleisch* 型である²³。これらの原理を示したのが図1.15である。なお、気流計には、流速計と組み合わせて気流を測定する可変容量型、差動トランス型、圧電方式²⁴、ストレインゲージ方式がある。

差圧式流量計でよく使われるのはオリフィスをはじめとして、ベンチュリ、フローノズル、ピトー管など様々である。その原理はベルヌーイの定理による流体のエネルギー保存則²⁵である。呼吸流量の測定では、その性能が高いのがアニューバ流量検出器²⁶である。アニューバセンサ部の断面には流れの圧力（動圧）を検出する小さな穴がある。また、反対側の部分にも、流れの圧力（静圧）検出のための小さな穴が開いている。このセンサの周りに流体が流れるとき、高さを同一とするとベルヌーイの定理により、

$$\frac{V_1^2}{2g} + \frac{P_1}{\gamma} = \frac{V_2^2}{2g} + \frac{P_2}{\gamma} \quad \text{である。}$$

流体は、検出する穴に衝突して、流速 V_1 がゼロとなるので、流速 V_2 は $V_2 = \{2g(P_1 - P_2)\}^{1/2} / \gamma$ となる。つまり、圧力 P_1 と P_2 の差がわかれば、流速 V_2 が計算できる。これに配管の断面積をかけることにより、流量が計算できる²⁷。

²³ *Fleisch* 型流量計はハーゲン-ポアズイユの法則が成立する形状である。流量が半径の4乗および長さあたりの圧力差によって $Q = (\pi a^4 / 8\eta) \cdot (\Delta P / l)$ のように決定される。ただし Q は流量、 a は管の半径、 η は粘性、 ΔP は圧力差、 l は管の長さである。

²⁴ 1.5.2 圧電素子型を参照

²⁵ 「流体が持っているエネルギーがどの場所でも等しい」こと。エネルギーは、形が変化することであっても、新たに創出されたり、消滅することはないという原理である。圧縮性と粘性が無い理想流体の定常流においては、 P : 圧力 V : 流速 Z : 基準面からの高さ、 γ : 流体の比重量 g : 重力加速度 $v^2/2g + P/\gamma + z = \text{一定}$ が成り立つ。配管上のある場所で、径が小さくなり、流速 V が上昇し、そのエネルギーが高くなった状態では、圧力が小さくなる。逆に、流速が小さくなれば圧力が高くなる。圧力の差（差圧）から流量がわかる。

²⁶ アニューバ流量計は、菱形棒状や丸形状の差圧検出器を流路に挿入し、内部で発生する差圧により流量を測定する方式である。検出端のアニューバは流れを絞る構造ではないので、圧力損失はオリフィスに比べ100分の1以下に低減できる。左右対象なセンサにより幅広い流体に適用できる。また、1台で正逆流量を再現性よく測定可能である。

²⁷ 実際に流量を計測しようとする場合、理想流体の定常流ではないので、ベルヌーイの定理が成立しない。正確な流量計測は、この理論流量を補正する係数（流量係数）をかけるが、他に、流体の物性値にもとづく補正も必要である。気体であれば、温度上昇や圧力の下降とともに膨張するからである。

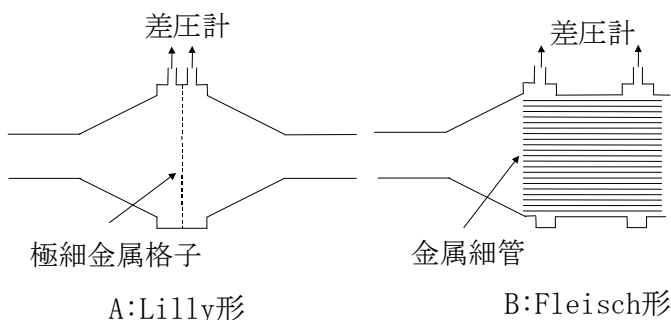


図 13 差圧式呼吸流量計

1.5 振動・音響センサ

救急時には呼吸気流音，血管壁の振動，消化器官の運動や心臓拍動などの様子は重要である。これらの音を聞くために速度型と加速度型の聴診器が使われる。前者は変化の速度に比例した電磁誘導起電力を用いて電気信号に変えるものである。後者は振動に対して静止部分に対する相対的な運動を出力するもので地震計と同じ原理で動作するものである。これらの原理を図的に説明したものが図1.16である。

1.5.1 電磁誘導起電力型

電磁誘導(electromagnetic induction) の法則により，磁界とコイル間の振動に伴う相対運動の速度に比例した起電力を測定するものである。起電力はマグネットのつくる磁界の強さに比例する。

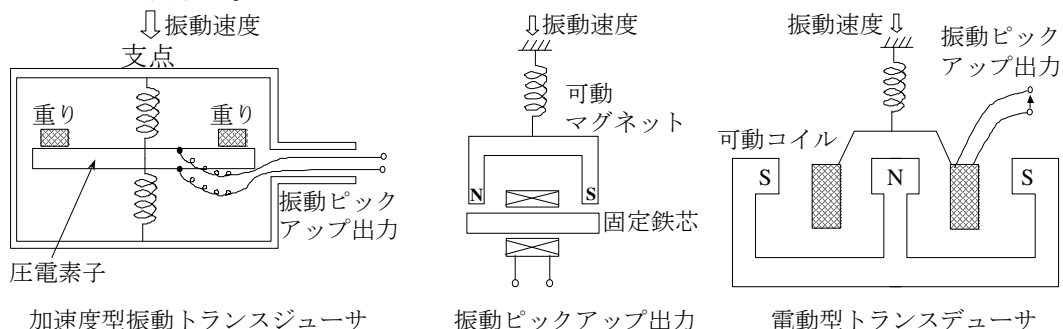


図 14 振動・音響センサ

1.5.2 圧電素子型

振動入力に対して慣性により相対的な静止部分に対する可動部分の運動を圧電素子により電圧出力する。音響電気変換に使われる。その原理は，水晶，ロッシェル塩，

チタン酸バリウムなどの強誘電体(ferroelectrics)²⁸などの誘電体に圧力や張力を加えると分極が生じて、表面に電荷が集まることにある。結晶固体中のイオンの位置が平衡状態からずれることにより発生する電気をピエゾ電気といい、この現象をピエゾ圧電効果 (piezoelectric effect)という²⁹。逆に電界を加えると伸縮して機械的応力を生じる。これを逆圧電効果（電歪効果）といい、水晶機械振動子、超音波振動子はその例である。図 1.16 に示すようなこの素子の原理の応用例として、心音測定用のマイクロフォン³⁰がある。

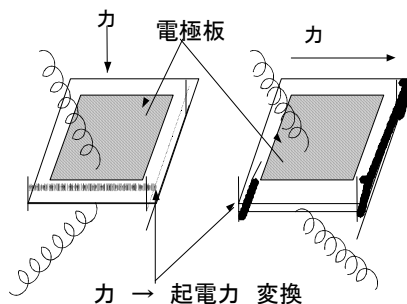


図 15 圧電素子の原理

圧電素子に用いられる結晶には LiNbO_3 , LiTaO_3 などがある。薄膜としては ZnO がある。圧電セラミックとしては PZT(ジルコン酸鉛とチタン酸鉛の固溶体： $\text{Pb}(\text{Zr,Ti})\text{O}_3$ ，チタン酸鉛(PbTiO_3))が常温で主として使われる。また、圧電高分子膜としてポリフッ化ビニリデン (PVDF) がある。

1.6 ガスセンサ

1.6.1 熱伝導度型センサ

気体の種類によって熱伝導率が異なることを利用してガス分析を行う。表1.1は空気を基準とする比熱伝導率である。金属線を一定電流で加熱すると気体成分によって定まる冷却率に対応した平衡温度に達する。これにより気体成分が抵抗値に変換されたとみなせる。従って、図1.18のように、ブリッジを構成して電圧または電流で出力し、測定結果を得る。最初に、ガスクロマトグラフィ³¹を用いて、試料ガスの成分を空間的にまた時間的に分離し、順次このセンサに送り、多成分分析を行うことができる。

²⁸ 外部電界によって自発分極の方向を変えるもの。

²⁹ ガスの点火装置にピエゾ圧電効果が使われる。また、岩盤の鉱物の中の石英や水晶など化学的には酸素と珪素の結晶が外力によって歪むと、酸素の原子が偏る方はマイナス極に、珪素が偏る部分はプラス極になりこの鉱物は静電気を帯びる。岩盤が破壊される前に、地中の岩盤に含まれている石英が歪んで生じる電気を観測することによって地震予知が可能という仮説がある。

³⁰ 3.1.1 非観血的血圧計 を参照

³¹ 一般に気体や液体を分離する方法の総称をクロマトグラフィという。詳細は4.3.1 ガスクロマトグラフィを参照。

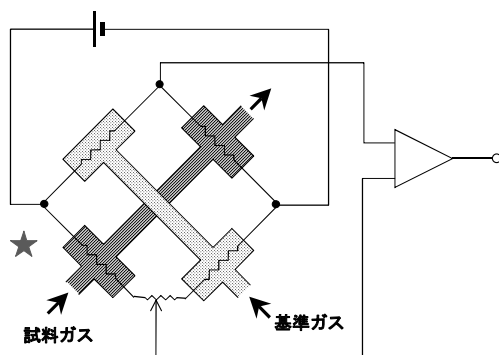


図 16 熱伝導度型ガスセンサの測定原理

表 1 空気の熱伝導率を 1.00 としたときの気体の比熱伝導率

気 体	比熱伝導率 (空気基準)
水 素 H ₂	7.01
メ タ ン CH ₄	1.296
酸 素 O ₂	1.030
窒 素 N ₂	1.003
一酸化炭素 CO	0.975
アンモニア NH ₃	0.970
アセチレン C ₂ H ₂	0.777
アルゴン Ar	0.685
二酸化炭素 CO ₂	0.616
二酸化硫黄 SO ₂	0.344
塩 素 Cl ₂	0.323

1.6.2 赤外線吸収ガスセンサ

多くの気体は赤外領域に固有の吸収スペクトルをもつ。気体分子の量に比例して特定波長域の赤外線を吸収する。この性質を用いたのが、図 1.19 に示した赤外線吸収ガスセンサである。選択性に優れ、高感度、高速応答である。赤外線吸収のスペクトルは分子振動数に同調した波長の光を吸収するために起こる³²。分子振動は量子論による不連続のエネルギーレベルをもつ。物質中に含まれている分子に光を照射すると、エネルギー準位の差に相当する振動数 ν のエネルギーの光のみを吸収し、基底状態から励起状態のエネルギー準位へと遷移する。分子の種類と結合状態により固有の振動数の吸収スペクトルをもつ。赤外線吸収の吸光度とガス種との結びつきでは、ガス濃度の演算が Lambert-Beer 則に従って、初期光量と吸光後の光量の関数であり、これが

³² 分子中の2つの原子の結合ではそれぞれ質量をもつ原子が分子結合で結び付けられ伸縮運動を行っていると考えられる。このとき、分子の調和振動子の振動から吸収帯のエネルギーが生じることが想定できる。バネの単振動運動の周期 T は、 $T = 2\pi\sqrt{m/k}$ となり、振動数は $1/T$ である。ここで、 k は力定数、 μ は換算質量、結合している原子質量を m_1, m_2 とすると $\mu = m_1 m_2 / (m_1 + m_2)$ として、 m を μ に置き換えればよい。実際の分子では結合している2つの原子のそれぞれの原子雲は、化学結合の収縮過程で原子核の接近を制限し、エネルギーバリアを生じる。一方、化学結合の伸長過程では伸長のエネルギーレベルが解離エネルギーに達すれば、化学結合が壊れる。

一般的な吸光分析法の基礎となっている。

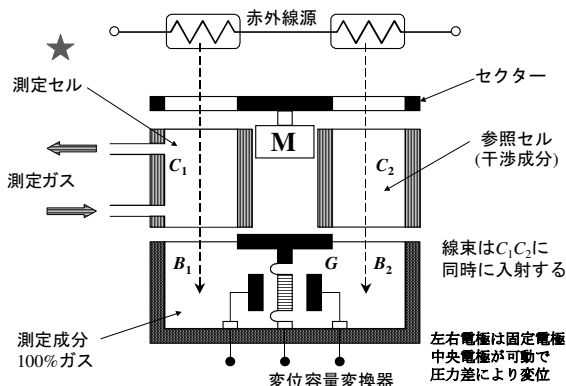


図 17 非分散型赤外線吸収ガスセンサ

1.7 熱・温度変換

体液の酸塩基，浸透圧のバランスとともに，適正な体温は生化学反応を秩序正しく進行させるために不可欠な内部環境の指標のひとつであり，体表面の分布が局所異常を反映することが多い。臨床的にも体温測定は重要である。

1.7.1 熱電対

2種類の金属を貼り合わせたものを熱電対(thermocouple)という。図1.20のように、両端に温度差を与えると起電力が発生する性質を用いたものである。これをゼーベック効果(Seebeck effect)という。この場合，接触部以外の中間点の温度に起電力は無関係である。産業用には高温センサとして用いられることが多い。注射針に組み込むような極めて微小な刺入式センサも開発されている。

熱電対は2種の金属を張り合わせて作るが表2のような組み合わせがある。銅-コンスタンタン熱電対の場合に，測定範囲は30～40℃の場合に感度が42μV/℃である。鉄-コンスタンタンは低温用である。鉄-ニッケル熱電対も使われている。ところで，異なった金属の接合面を電流が流れると熱の発生または吸収が起こる。この熱量は電流に比例する。これをペルチェ効果(Peltier effect)という。これはゼーベック効果と逆の物理現象である。また，導体内に温度勾配があると電流の方向により熱の発生または吸収が生じる。これをトムソン効果(Thomson effect)という。これらの原理を応用すれば，熱量や温度測定が可能である。

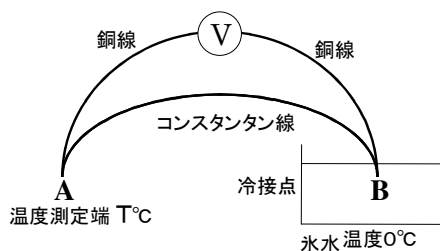


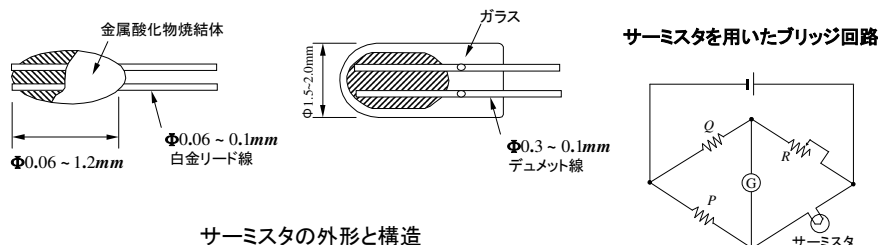
図 18 熱電対温度計の原理

表 2 熱電対の物性

金属	線径	最高使用温度
白金・ロジウム	0.5mm	1600°C
クロメル・アルメル	0.65-3.2mm	1200°C
クロメル・コンスタンタン	0.5-3.2mm	800°C
鉄・コンスタンタン	0.5-3.2mm	800°C
銅・コンスタンタン	0.5-1.6mm	350°C

1.7.2 サーマスタ温度計

サーミスタ(Thermistor)はThermally sensitive resistor の略語である。温度の上昇により抵抗値が減少する負の温度係数をもち³³，しかも通常の物質に比較して絶対値の変化が10倍の感度をもつ。ブリッジ回路³⁴などを用いて抵抗変化を測定し温度を算出する。酸化半導体セラミックスのような，抵抗の温度変化が著しく大きい抵抗体がサーミスタとして使われる。一般に，マンガン，ニッケル，コバルト，鉄，銅などの金属酸化物を混合し，ビード状やディスク状に加工し高温焼結して作る。医用では小型、高速応答性、安定性を確保するため、樹脂モールド被覆型、ガラス被覆ビード型が使われる。これを図1.21(a)に模式的に示した。実際に使用するときは、ブリッジ回路の要素として平衡状態の抵抗値から温度を求める。この様子を図1.21(b)に示した。なお、サーミスタの温度特製は図1.22に示す。



³³ 正の温度特性をもつものもある。図 1.22 を参照。

³⁴ ブリッジの電圧の平衡条件から精密に変化を算出できる。

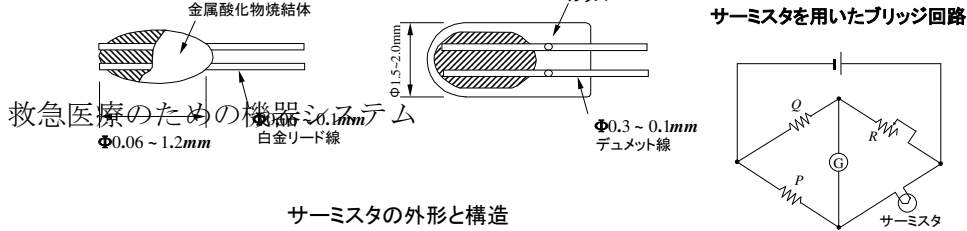


図 19 サーミスタの外観とブリッジ回路を用いた温度計

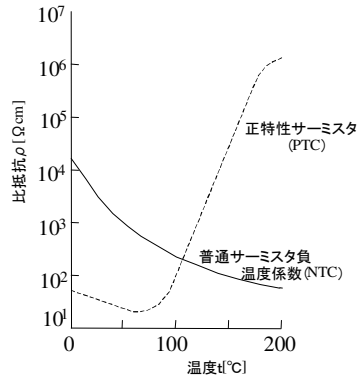


図 20 サーミスタの温度特性の例

1.7.3 熱放射センサ

赤外線放射を吸収体に熱として吸収する性質，すなわち ステファン・ボルツマン (Stefan-Boltzman) 法則³⁵を直接利用して温度を算出するものである。この場合，熱吸収は放射エネルギーの波長に無関係である。Ge と In-Sb のフィルタを組み込んだサーミスタボロメータ (Bolometer)³⁶により自然に放射されている赤外線 (2~20 μm) 量を非接触で測定できる。

1.7.4 焦電効果温度センサ

圧電材料の一部は応力を加えなくとも温度変化で表面に電荷が誘起される。これを焦電効果 (Pyroelectric effect) という。PZT チタン酸ジルコン酸鉛 PbTiO_3 ，タンタル酸リチウム LiTaO_3 などのセラミック材料である強誘電体が温度変化によって自発分極を起こす。これを電圧として取り出すことにより温度変化を測定できる。

³⁵ 放射熱量は放射体と受射体の絶対温度の4乗の差に比例することをいう。

³⁶ Bolometer はブリッジ回路を用いて，測温抵抗体薄膜の赤外線による抵抗変化を検出するものである。
2.112.5 半導体赤外線センサを参照

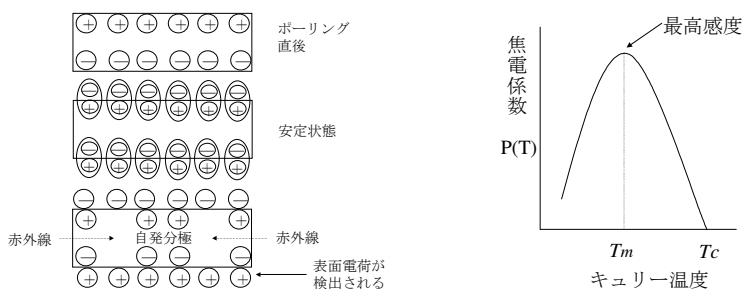


図 21 焦電センサの原理と焦電係数の温度特性

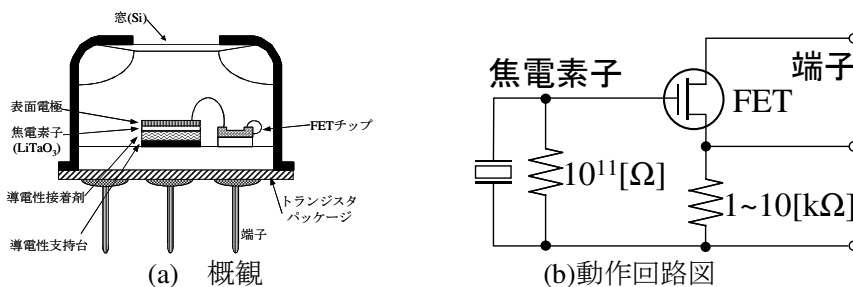


図 22 焦電型赤外線センサ

赤外光の広い波長範囲で使用できるのが特徴である。図1.23(a)の左図は電子の移動による分布の偏りから縁辺に電位差が生じることを示す。同図(b)はその分極の感度が温度によって異なり、あるところで最大となり、やがて消失することを示す。焦電素子に予め外部から高電圧を印加し双極子の配向を揃える。これをポーリング(poling)という。この状態で放置して表面電荷を除去する。その後赤外線を照射し温度を上げて自発分極を起こして、見かけ上の電荷を観測する。

1.7.5 トランジスタ温度計

トランジスタの特性が温度によって変化する。この性質を積極的に利用した温度計を構成できる。これはベース・エミッタ間電圧の温度特性変化を用いたもので、その原理を示す回路は以下のようなものである。

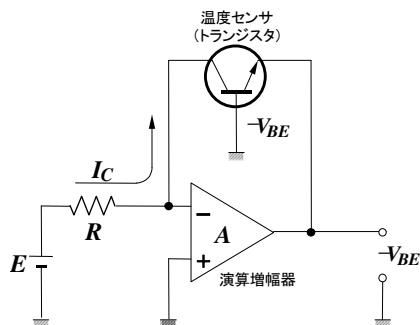


図 23 トランジスタをセンサとした温度計

トランジスタの特性変動が演算増幅器³⁷のフィードバック量に変換され、これが出力に現れる。これより、温度変化を逆算する。IC チップ内に組み込むことにより回路内の温度センサとしても用いられる。図 1.24 はこの原理によるセンサと増幅器を一括したデバイスとしての概観と回路図を示したものである。

1.7.6 水晶温度計

水晶振動子(Crystal resonator)は L, C, R の直並列回路で近似できる結晶である。これがインダクタンス L の性質を示す範囲で発振回路に使用すると L の変化に対して発振周波数の変化が少なく安定な出力が得られる。この性質が時計や通信機、電子計算機などタイミングに従って動作する機器やシステムに使われる。図1.25には、水晶の等価回路とその周波数特性および温度計センサとしての使用例を示す。

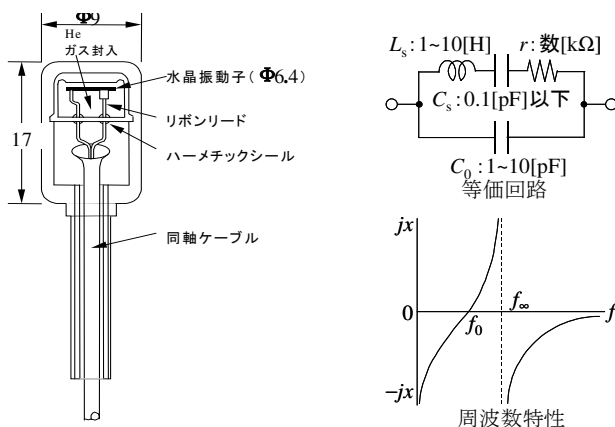


図 24 水晶の特性と水晶温度計センサ

³⁷ 理想的には入力インピーダンスが無限大である差動増幅器である。直流増幅器がこれによって画期的な進歩を示した。

ところで、特定の切り出し角度に従った水晶の固有振動数は温度に正比例して変化する。これを利用して温度測定装置を構成できる。温度を周波数に直接変換するので、 10^{-3}°C に近い分解能が実用化されている。

この他に常温では強磁性体セラミックスのフェライト($\text{Mn} \cdot \text{Cu}$, $\text{Mn} \cdot \text{Zn}$) がキュリー温度を越えると相転移により、磁気特性が急変する。この特性を利用して一定温度を超えると動作するスイッチとして実用化されている。

1.8 光電子放出効果

陰極に照射した光エネルギーによる励起電子の放出を利用した電子管³⁸がある。光量に比例した光電電流を得る。代表的なものに光電管、光電子増倍管、ガイガーミュラー計数管がある。

1.8.1 光電管

歴史的には多用された電子管で、これを利用した代表的なものは音声を光に変え、フィルムに焼き付けたトーキーと呼ばれた映画である。映写時には、光を電気信号に変え増幅して音声とする。その動作原理は、図1.26に示すようにアルカリ金属に光子が当たると光電子が発生することである。入射光量と陽極電流の直線性に優れた真空式は感度に劣る。一方、ガス封入式では、感度にやや優れているが、線形性の保たれない光電管がある。分光感度特性は、受光材料で決まるが、可視光線で感度が高く波長域の広い Sb-K-Na-Cs や近赤外線用の GaAs の化合物が代表的なものである。

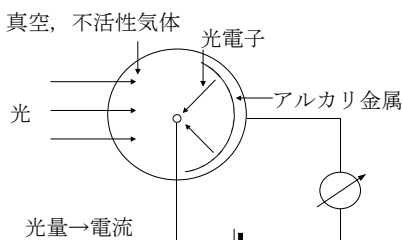


図 25 光電管の原理

1.8.2 光電子増倍管

光子エネルギーによって放出された電子にエネルギーを付加し、さらに金属面に衝突させ、電子を放出させる。Photomulと呼ばれる。放出された電子を2次電子とよび、放出の繰り返しのよって微弱な光子を結果的に増倍する。これにより、感度が飛躍的に増加する。図1.27は光電子が加速電圧により、その数が増大することを示している。

³⁸ 一般に、整流、増幅などに用いられた真空管や、テレビジョンの画面に使うブラウン管が代表的なものである。前者は大電力用を除いて、トランジスタに置き換わり、後者も徐々に液晶などに置き換りつつある。

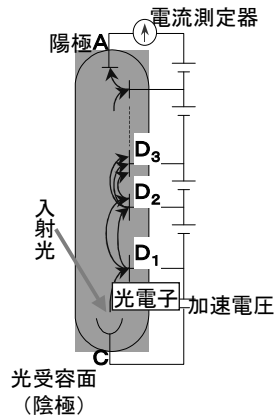


図 26 光電子増倍管

1.8.3 ガイガーミュラー計数管

放射線によって管内気体が電離することによって導電性が変化する。この性質を用いて、放射線量に比例した電流を得る計数管である。管内気体には不活性ガスとエチルアルコールなどが用いられる。図1.29はその原理図である。

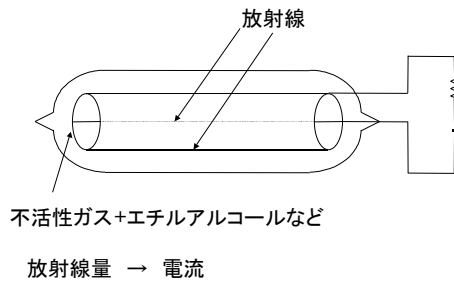


図 27 ガイガーミュラー計数管

第2章 基礎計測を支える半導体センサ

近年の半導体材料の飛躍的進展により、生体に適合性の優れた高性能のセンサが次々と開発されている。具体的には高感度、高速応答など性能が高度化されて、機能性を備えたものがある。たとえば直接的画像化を可能とした知能化されたもの、点から面への計測空間パターンを確保するもの、さらにこれらを組み合わせたニューラルネットワーク、ファジィ技術などによる人の五感に近いシステムの基礎となるものがあげられる。ここではエネルギー変換を基礎とした、光、放射線、磁気などの測定のためのセンサについて重点的に述べる。

2.1 光エネルギー変換

光電素子はエネルギー準位の遷移特性により、 h をプランク定数、 ν を振動数とするとき、 $E=h\nu$ なる波長感度特性をもつ。この性質を利用して、光子エネルギーにより素子内部の伝導電子のエネルギー状態を変える。図 29 は光子によりキャリアである電子と正孔が励起される様子を示している³⁹。

半導体や金属のような結晶中では原子配列の周期性から電子や正孔のエネルギー順位は幅のある帯状になる。このうち原子最外殻の電子の取り得るエネルギー帯を価電子帯という。価電子帯の電子が熱や光など外部エネルギーにより励起され電気伝導に寄与する自由電子になる。この電子が取り得る帯構造のエネルギー幅を伝導帯という。これらのエネルギー帯は互いに分離して、例えば珪素 Si では電子の取り得るエネルギー準位が存在しないので、禁制帯（エネルギーギャップ）とよぶ。光技術と電子技術を合体させたこの分野の学問をオプトエレクトロニクスという。1950 年代の半導体光検出器、60 年代のレーザー技術、70 年代の光ファイバーがこの分野の重要な支柱になっている。

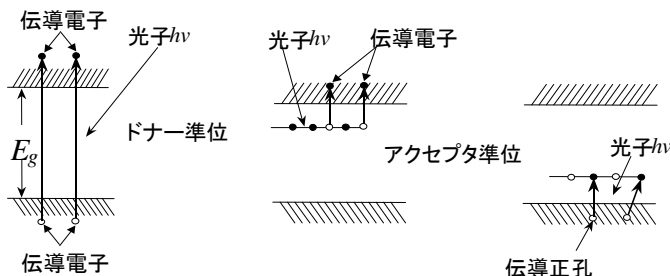


図 28 エネルギー準位の推移

³⁹ 価電子帯の電子は光や熱エネルギーに励起されて自由電子になる。このエネルギー帯を伝導帯という。真性半導体では両者の間にエネルギー準位が存在しないために電子の存在できない禁制帯がある。n 形不純物半導体ではドナー準位が伝導帯に近いので常温でもドナーが電離して伝導帯に自由電子が多数供給される。p 形不純物半導体ではアクセプタ準位が価電子帯に近いので常温でも価電子帯に正孔が多数供給される。

以下、急速に発展した光エネルギーの利用技術について述べる。動作原理の特徴によって光起電力、光伝導効果、光電子放出のように分類される。

2.2 光起電力効果

可視光線の照射エネルギーにより、半導体の pn 接合部に発生した電子(-)と正孔(+)の対から起電力が発生する⁴⁰。接合面で電子は n 形へ、正孔は p 形へと引き寄せられ、n 領域には電子が、p 領域には正孔が集まるからである。したがって、両方の電極に導線を接続すれば電子が n 形から p 形に、正孔は p 形から n 形に移動し電流が取り出せる⁴¹。これを積極的に活用して光エネルギーを電気エネルギーに変えるのが図 2.2 に示す原理で動作する太陽電池である。材料については Si, GaAs, CdS, CdTe, InP で分類される。さらに、結晶質と非結晶質に分類され、構造については接合型、非接合型、薄膜型などに分類される。太陽光のうち利用できるのは、電子を動かす力のある大きなエネルギーの光だけで、この光の波長は、単結晶シリコンの場合、0.35~1.1 μm である。

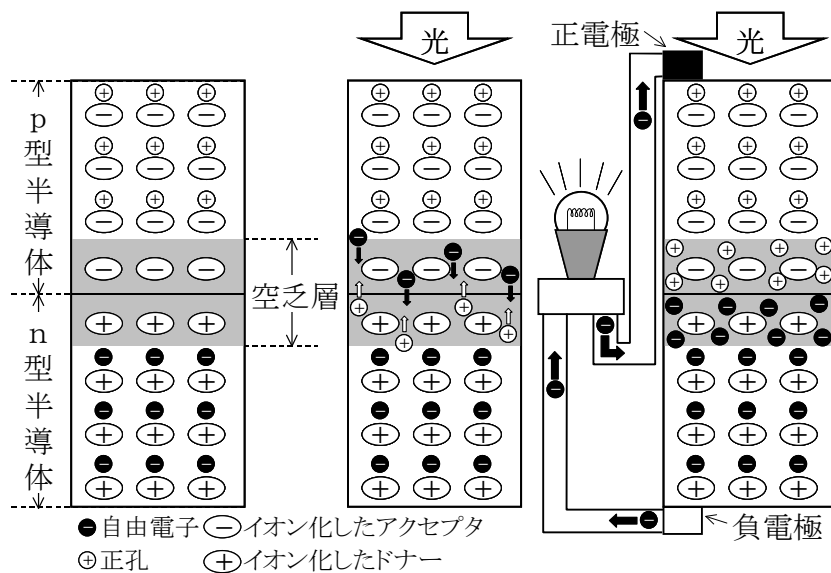


図 29 光起電力の原理

⁴⁰物質を構成する原子は核とその周囲に電子を備えている。半導体では何らかの刺激により核と電子の結合力が弱まり、自由電子として動き回るようになる。太陽電池の場合、光エネルギーの刺激で自由電子になる。電子が離れるとその場所は (+) の性質をもつ正孔になり、電子とのペア (対) が生じる。

⁴¹1種類の半導体では、電子は時間が経過すると正孔と結合してしまう。その寿命をライフタイムという。しかしながら、p形半導体とn形半導体を接合すると、その接合面付近には電子の動きを方向づける電位差が生じ、電子はn形半導体に、正孔はp形半導体を集まる。一般にこの接合は、拡散、イオン注入、気相・液相エビタキシャル結晶成長などの技術によって製作する。接合部ではキャリアの移動により電氣的障壁が生じる。

2.2.1 単結晶シリコン太陽電池セル

図2.3のように、N形とP形のシリコンを接合させ、それぞれに電極をつけ、表面に、太陽光を吸収しやすいように反射防止膜をつける。このようなセル構造にもさまざまな改良が加えられ、変換効率を高めている。使用目的によって種々のものが提案されている。

セルの中の温度が上がると効率が下がるので、p形シリコンとP電極の間に反射層 (BSR) を置くことによって発電に不要な、温度上昇に関与する赤外光がセルに入らないようにしたBSR型 (宇宙用)、p形シリコンとP電極の間にP形シリコンの性質をより強くもたせたP+型拡散層を置くことによって、電子の方向をよりPN接合部に向け、発電の効率を上げたBSF型 (地上・宇宙用) がある。BSRとBSFを組み合わせたBSFR型 (宇宙用)、シリコン表面に小さなピラミッド型の凹凸をつけ、光を吸収する面を増やした、TEX/BSF型 (地上用) が現在は主流で、さらに TEX/BSF型に反射層をつけたBLACK型 (宇宙用) も使用されている⁴²。

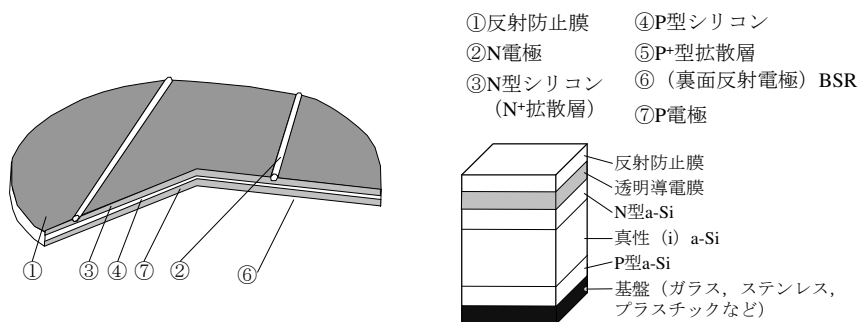


図 30 太陽電池の構造

2.2.2 アモルファスシリコン太陽電池

太陽電池には、pn接合構造以外にもさまざまな構造がある。アモルファスシリコン太陽電池 (amorphous 非晶質) では、pin構造やそれらを積み重ねた多層積層構造が用いられる。このように真性半導体i層を組み入れた3層構造では、電子と正孔の発生がほとんど真性半導体層(i)で行われ、その中の電界の作用により、効率よくp形、n形の両層に振り分けることができる。

2.2.3 CdS フォトセル

このセルはCaSeなどと共に人間の眼の視感度特性に類似している窒素センサである。したがって、カメラの露出計や照度計によく使われる。代表的なセル構造を図2.4に示す。セラミックの薄い基盤上に多結晶のCdSを焼結し、真空蒸着で電極を取り付けた構造をもち、可視および近赤外線領域で用いられる。Ca多結晶のものは高感度であるが応答が遅く、Ca単結晶のものは感度は劣るが応答が速い。

⁴² 詳細は、他の成書を参照。

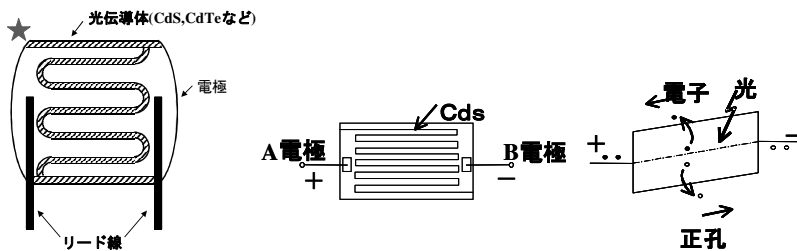


図 31 CdS フォトセルの構造

2.2.4 フォトダイオード

光励起によって生じた光電流をそのまま検出する受光装置で、シリコンpn接合光ダイオードが最も広く用いられている。これはn形シリコン単結晶の表面にp形の不純物を浸透させ、pn接合を精製したものである。光をp層から入射するn層基板構造のダイオードになっており、 $0.4\sim 1.1\ \mu\text{m}$ の波長範囲に感度をもつ。フォトダイオードは光量と、発生する電流量の比が安定しているため、精度を必要とする光センサの受光素子として使用される。この場合、逆バイアス⁴³で使用されるのでフォトダイオードの出力電流が小さい。この原理が図33に示されている。小さな暗電流⁴⁴であれば高感度センサを得ることができる。

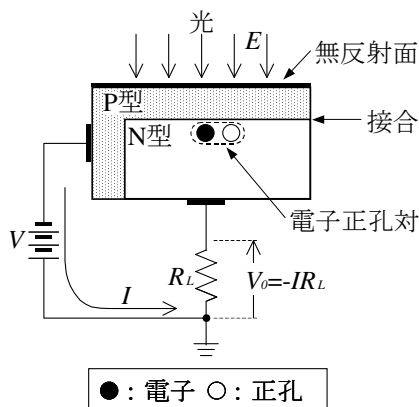


図 32 拡散形 pn 結合フォトダイオードの構造

⁴³ダイオードで、電流を通しにくい方向（逆方向）に電圧を印加すること。逆方向電圧で使う半導体に、バリキャップとよばれる可変容量ダイオード(variable capacitance diode)がある。センサではないが逆方向電圧によりダイオードのPN接合の空乏層の厚みが変わるので、静電容量（接合容量）が変化する。可変容量コンデンサとして、機械的な部分がないので信頼性が高く用途が広い。

⁴⁴ 熱エネルギーによる電子-正孔対の発生に基づくもの。

2.2.5 pin フォトダイオード

pn接合ダイオードの p と n 領域の間に i (intrinsic:真性半導体) 領域を挟んだ図2.6に示すような構造のダイオードである。光が電子-正孔対の発生に関わる受光領域が大きく、接合部に等価的に現れる障壁容量が小さいので受光素子として使われる。i層はキャリアが少なく抵抗の大きい構造であり、動作時には逆バイアス電圧をかける。p層側の電極から入射した光はp層を通過しi層内で電子と正孔を生じる。これらのキャリアは電界により、それぞれ負極と正極に向かって移動し電流となる。i層内の電界による応答の高速性が特徴である。

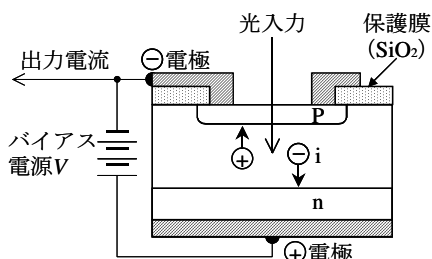


図 33 pin フォトダイオードの構造

2.2.6 アバランシェフォトダイオード

Avalanche Photodiode (APD) は光を電気信号に変換する光半導体素子の一種である。一方向のみに電流を良く通す性質を持っている一般のダイオードの使用法とは異なり、APD では、大きな逆バイアス電圧をかけて使用する。この状態で光を照射すると、光を吸収した電子が励起されて、強い電界より高いエネルギーを得て、この電子が移動する際に他の電子を励起する。この現象が繰り返されることによって電子なだれを引き起こし、電気信号が増幅される。図 35 に APD の原理を示す。空乏領域の一部に強力な電界を作り、吸収光子によって作られた一次キャリアはこの電界によって加速され、運動エネルギーを得る。この高速のキャリアは中性の原子と衝突して、電子を価電子帯から伝導帯へ移動させ、電子と正孔の二次キャリアを作る。二次キャリアはさらに新しいキャリアを作り、これが次々に連続して起こる⁴⁵。

⁴⁵ pin フォトダイオード、アバランシェフォトダイオードの最小検出感度は、光照射のない場合の逆方向飽和電流 I_s によって決まる。このためには、結晶性の良い基盤またはエネルギーギャップ E_g の大きな材料を使う。

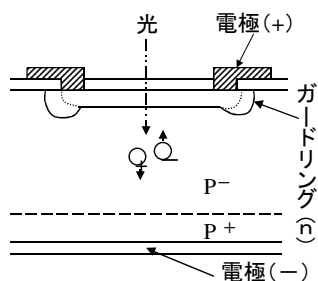


図 34 雪崩現象による光電流の検出

2.2.7 フォトトランジスタ

トランジスタ増幅作用を利用して微弱な光電流を検出する高感度光センサである。PD(フォトダイオード)が光を受けて発生する電流は小さいので、信号として使用するには電流を増幅する必要がある。トランジスタ増幅回路が組み合わされた構造の受光素子でその増幅回路をフォトダイオードと同じチップ上に作ったものが図 2.8 に示すフォトトランジスタである。この増幅された電流がコレクタ電流 I_c である。さらに増幅率を上げるためにフォトダーリントン構造があるが、応答速度が遅くなるなどの欠点もある。このトランジスタは単体で、光センサとしては使用することはあまりないが、後述の LED などの発光素子と組み合わせられる受光素子としては一般的なものである。

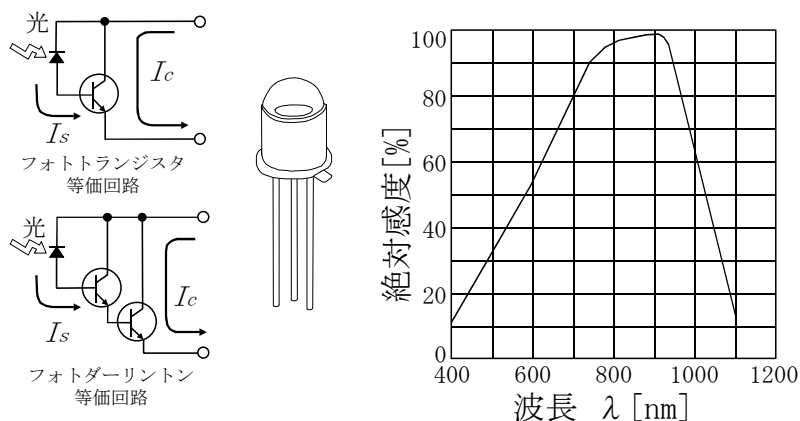


図 35 フォトトランジスタ

2.3 光導電効果センサ

光エネルギー励起による電子-正孔対の生成があると電気伝導度が増加する。外部から電圧をかけ電流を流し、変化分より光の強さを知ることができる。この性質を利用したものに CdS, CdSe, PbS, PbSe による素子がある。この構造を示したのが図 2.9 である。

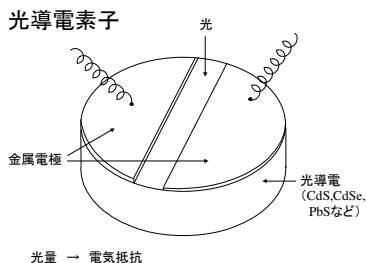


図 36 光伝導効果による電気抵抗変化素子

2.4 電気-光変換

pn 接合に順方向電流が存在すると接合部近傍で正孔と電子が再結合して電氣的に中和される。このとき、エネルギーを電磁波の形で放出する。再結合に伴うエネルギーの過剰分は光子に引き渡される。GaAs などの化合物半導体がこれにあたる。可視光(赤, 黄, 緑, 青)発光のための半導体は発光ダイオード(Light emitting diode)と呼ばれ、ディスプレイやパイロットに使われる。また赤外光(0.7~1.5 μm)のための半導体は光通信に用いられる。その構造は図 2.10 のようである。感電からの保護のために、入出力回路の絶縁にフォトカプラの発光部として採用され、医用機器の使用上の安全を図っている⁴⁶。この技術は医療の安全上、重要であり応用範囲が広い。

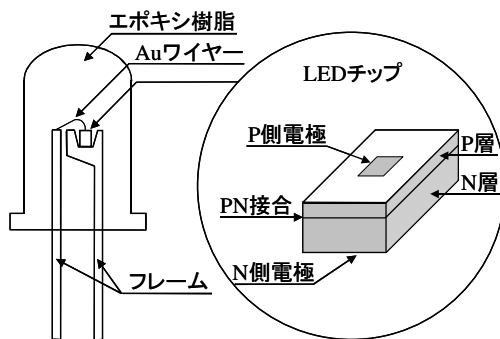


図 37 発光ダイオードの構造

2.5 半導体赤外線センサ

太陽光をプリズムで分光している時に、偶然に赤色光の外側に物体の温度を高める目に見えない光が天文学者ハーシェル(英)によって1800年に発見された。赤外線の設定された分類はないが、図2.11に示すハドソンによる分類表をもとにセンサの分類を行う。

⁴⁶ コンピュータの入出力と測定機器の結合に使われている。

0.4	0.8	3.0	6.0	1,000	波長 [μm]
可視光	近赤外	中赤外	遠赤外	電波	

図 38 Hudson による光の波長分類

2.5.1 近赤外線センサ

PbSセンサは室温では、エネルギーギャップ E_g が 0.42eV ⁴⁷で、遮断波長⁴⁸が $2.9\mu\text{m}$ である。室温で使用可能な上に取り扱いが簡単である⁴⁹。多結晶のものは高感度であるが応答が遅く、単結晶のものは感度は劣るが応答が速い。近赤外線が、物質を透過しやすいが物質の組成に影響を受け易い。このセンサは自動水栓やセキュリティ用として使われ、テレビなどのリモコン装置などのほかに自動ドアなどにも利用されている。可視光線が通過できない物質に投射された近赤外線は、物質の内部まで入り込み、物質の成分から影響を受け、内部の情報が反映されて減衰しながらも物質の外に出てくる。すなわち、近赤外線は、物質の内部まで到達し、物質の成分の影響を反映するので、高水分の生体などの成分を安全に非接触で短時間で計測可能な機器の構成に応用できる。

2.5.2 中赤外線センサ

さらに波長の長い赤外線検出にはエネルギーギャップ E_g の小さい金属間化合物であるInSb、三元化合物HgCdTe、PbSnTeが使われる。 E_g を下げるとその値は熱振動のノイズから影響を受けるので、センサとしては液体窒素で冷却して熱雑音を抑える。図2.12はこのための冷却用真空装置である。

図2.13に示す n^+p InSbセンサは液体窒素 $77\text{K}(-196^\circ\text{C})$ でエネルギーギャップが 0.23eV 、遮断波長 $5.5\mu\text{m}$ である。集光窓材には $8\mu\text{m}$ までの赤外線を透過させる人工サファイアを用いる。この赤外線は、強い透過力を持つ一方で、水分によって、過大な影響を受けるので、水分を多く含む対象の検査には必ずしも適しない。したがって、機械や建造物の検査に用いられている。その他 200°C 周囲の温度を対象とした非接触計測に適しており、産業用として広く用いられている。

⁴⁷ エネルギーの単位で electron volt (電子ボルト)という。1V の電位差がある自由空間内で電子1つが得るエネルギーを1eV という。1eV= $1.602 \times 10^{-19}\text{J}$ である。

⁴⁸ これ以上の波長の電磁波には反応しないこと。

⁴⁹ C_6S 、 C_6Se は可視および近赤外域で高感度である。分光感度特性のピークが赤外線側に移行したものにPb、PbSe、InSbがある。

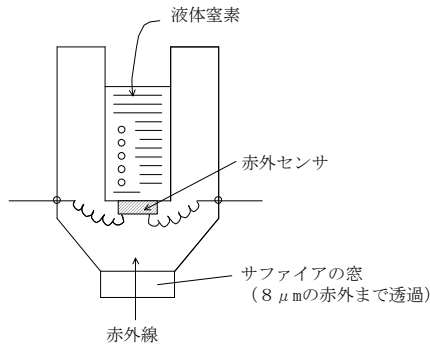


図 39 InSb中赤外線センサの冷却用真空容器

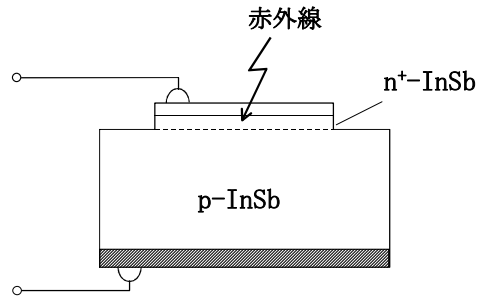


図 40 n⁺p形 InSb赤外線センサの構造

2.5.3 遠赤外線センサ

8~14 μm に大気によって吸収の少ない赤外線領域がある。この遠赤外線を使って炭酸ガスレーザー(10.6 μm)による光通信、宇宙の遠隔測定が行われている。10 μm 波帯の遠赤外線を扱う温度の感知に、 $\text{Hg}_{1-x}\text{Cd}_x\text{Te}$ センサが使われる。液体窒素77°K の環境で使用する。集光窓材には反射防止膜付きのGeを用いる。X = 0.20の時、エネルギーギャップが0.09eVで遮断波長14 μm である。図2.14は、 HgCdTe の成分比x により異なるエネルギーギャップとスペクトル応答の様子を示したものである。

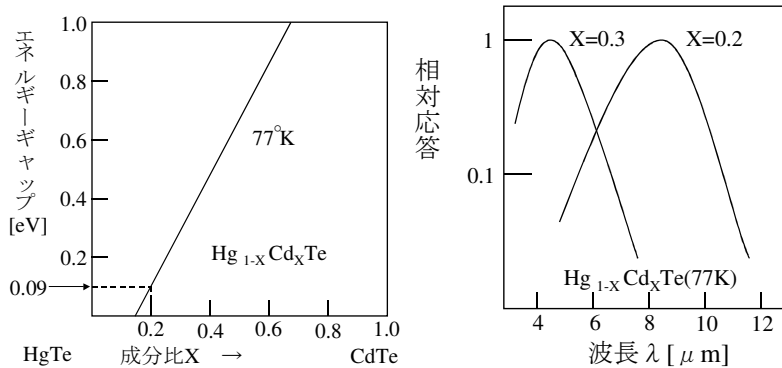


図 41 Hg_xCd_{1-x} Te の成分比 X とエネルギーギャップ

2.6 半導体磁気センサ

2.6.1 ホールセンサ

半導体に互いに直交するように電流用と電圧用の電極対を備える。これらの2つ

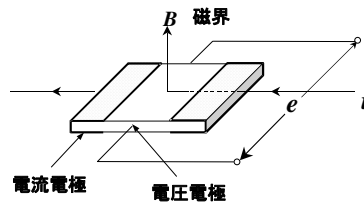


図 42 ホールセンサの原理

の電極対に直交して磁界を与えると電流に比例した電圧が図 2.14 に示したように電圧用電極対に現れる。これをホール効果(Hall effect)とよび磁界の強さを電圧に変換して測定することができる⁵⁰。

2.6.2 磁気抵抗⁵¹センサ

電子や正孔が磁界のなかで進路が曲げられ走行距離が延長して抵抗が増加する現象を利用したものである。抵抗の増加は磁界の変化に対して2乗特性を示す。これに、図43のように、短絡電極を電流方向に直角に挿入すると、その部分だけホール電界がなくなり、そのためのキャリア偏向量が増加して磁気抵抗効果が増す。

⁵⁰ 1879 年に Hall により発見された物理現象。このように、半導体材料がそのまま単独で用いられる場合にバルク素子という。

⁵¹ 電気回路に対応する磁気回路の抵抗のことで magnetic reluctance とよぶ。この逆数は magnetic permeance とよぶ。

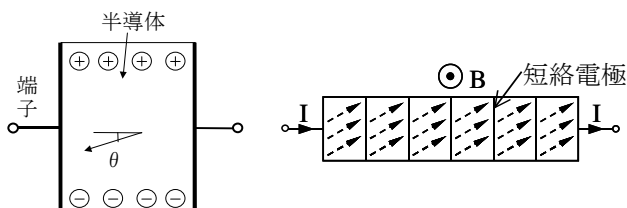


図 43 磁気抵抗センサ

2.6.3 超伝導量子干渉デバイス

このデバイスは SQUID(Super Conducting Quantum Interface Device)の略語で使われることが多い。多くの金属、金属化合物では超低温で異常な状態に相転移を起し直流抵抗を失う。これを超伝導現象という。この現象が起こる温度は物質固有であり、臨界温度という。外部から一定以上の磁界をかけると超伝導が破れる。この性質に基づいて、ジョセフソン効果⁵²を利用した超伝導量子干渉素子による磁力計は 10^{-15} [T]程度の微弱な磁界⁵³を高感度で測定できる⁵⁴。この方法で、生体内の活動電流に伴う微弱な磁界の変化が 1970 年頃から測定されてきた。最近では S/N 比⁵⁵のよい dc.SQUID が良く用いられる。図 2.16 から分かるように、帰還によりこの SQUID リング内の磁束が変化しないようにしてある。2 個の接合部をもつ SQUID リングには、臨界電流より大きなバイアス電流 I_b を流す。このときリングは超伝導が破れ常伝導になり、接合部に電圧が発生する。バイアス電流を一定にしたとき、外部磁界により常伝導になる電流が異なるので、常伝導転換後の電流はリング接合部の発生電圧を変える。これが外部磁界の関数になるので、この電圧から磁界の強さが逆算できる。なお、外部磁界の発生源から離れたところで測定可能であることが本方法の特徴である。

⁵² 2 個の超伝導体間で電子対をトンネル通過させると特異な現象が生じる。2 つの位相の異なる電子の波動が障壁部分で混合する。このため、特別な電流電圧特性が見られる。

⁵³ 磁界の強さの単位でテスラ [T] とよぶ。

⁵⁴ 他に、磁気変調 (フラックス・ゲート) 型磁気センサと呼ばれる角型特性の B-H カーブをもつコアを使用した非常に高感度なセンサがある。

⁵⁵ Signal/Noise の頭文字で表したもので信号の雑音に対する相対的な値を示す。

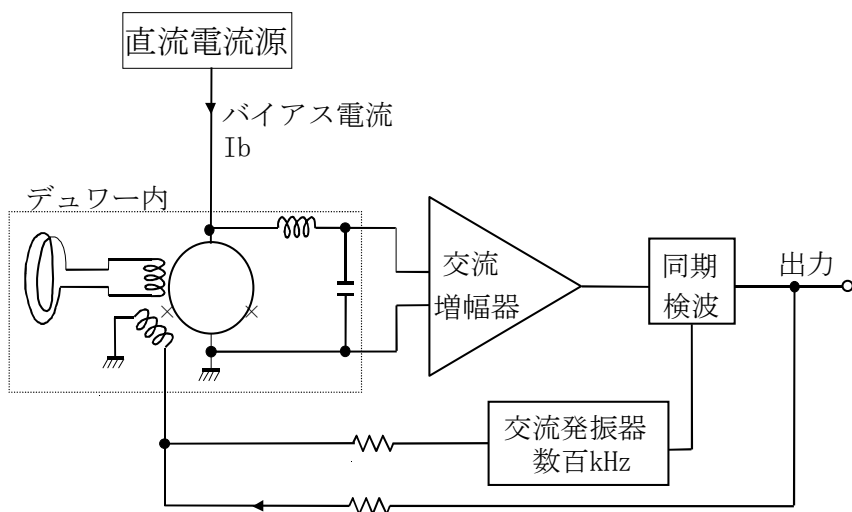


図 44 dc-SQUID 磁力計の回路構成

2.7 半導体圧力センサ

圧力の印加によってダイオードの抵抗が変化することを利用した図2.17のような圧力センサ (pressure sensor) がある。既存の圧力センサが機械的な動きを電気信号に変換するのに対して、このセンサはシリコンチップ内の圧力を感知する振動体（高濃度銅含有シリコン）を使用しており、機械タイプよりも感度、直線性、信頼性に優れている。また、軽量で小型なので、応用は広範囲にわたる。半導体圧力センサはデジタル血圧計用の医療分野にのみではなく、圧力炊飯器、洗濯機、掃除機などの家庭電化製品、空気調和圧力メータ、ガス圧力メータ、高度計、ピエゾメータなどにも適用されている。

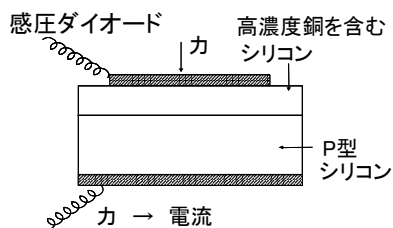


図 45 ダイオード圧力センサ

また、堅牢で簡便に衝撃圧を電気抵抗の変化により測定するセンサに感圧導電ゴム、タッチセンサがある。ドアの開閉、銀行、駅の切符などの販売、タッチパネルなどに応用されている。

2.8 半導体放射線センサ

原子核の崩壊には α 、 β 、 γ 崩壊の3種類ある。放射線吸収時に生じるpn接合部のエネルギーの状態変化を利用してこれらを測定する⁵⁶。

表 3 半導体放射線センサの材料特性

HgI ₂ ⁵	4.5	10 ⁻⁶	10 ⁻⁶
CdTe ⁶	4.33	10 ⁻⁶	—
CsI ²	4.5	10 ⁻⁸	10 ⁻⁸
Si	3.61	—	—
Ge	5.08	—	—
材料	[eV]	電子 正孔	
	仕事関数M	差φ (e)	

Wは仕事関数⁵⁷

2.8.1 pn接合型 α 線センサ

ヘリウム Heの原子核である α 線が放出される現象を α 崩壊という。これを測定するために、高純度のp形シリコンの表面に薄いn層を熱拡散により作りpn構造にする。接合部の空乏層に α 線が入射すると、図2.18のように、この領域で吸収されて信号を発生する。3.5eVの α 線が吸収されるとすれば、1個の α 線で約10⁶個の電子-正孔対が生成する。これを用いて、 α 線量を測定できる。

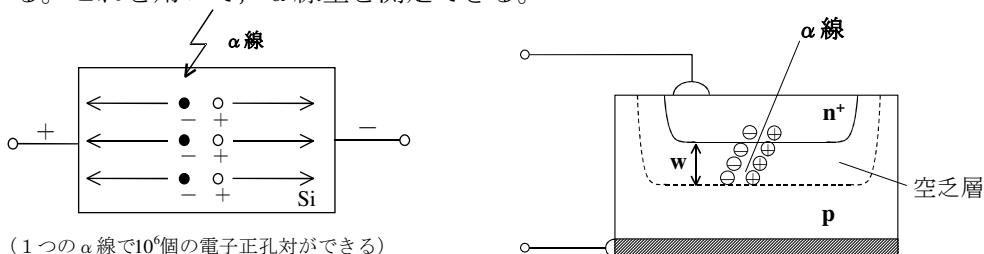


図 46 α 線半導体放射線センサの構造

2.8.2 ショットキー障壁型 α 線センサ

金属と半導体の接触部, 例えば ゴールドAuと n形シリコンの接触部で半導体から金属に電子の移動が生じて空乏層ができる。 α 線をゴールド膜を通して入射させ、そのエネルギーを空乏層で吸収させれば電子-正孔対が発生する。これを利用して、 α 線量を測定する。図2.20はその原理を示す。

⁵⁶ 放射線で生成したキャリアの電子と正孔が再結合ですぐ消滅しないためには、キャリア濃度が小さく、生成領域の抵抗値が十分大きい必要がある。半導体センサのなかでキャリア濃度の少ない領域を形成するには高純度・高抵抗の基盤 Si を用いる。また接合を形成し逆方向バイアスで空乏層を十分大きくする。

⁵⁷ 半導体中で電子-正孔一對を生成するのに必要なエネルギーを W 値といい、Si で 3.61eV、Ge で 2.98eV である。金属の場合も、金属内の自由電子が周囲のイオンや電子の束縛を受けているので、金属外に取り出す仕事量が不可欠である。すなわち半導体や金属からの電子放出に必要な外部からのエネルギーをいう。

⁵⁸ Schottky barrier 金属と半導体の接触部に生じるエネルギー障壁

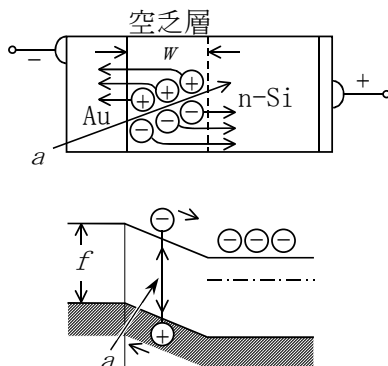


図 47 ショットキー障壁型 α 線センサ

2.8.3 Li ドリフト Ge センサ

このセンサは β 線および γ 線用である。 β 線では飛程が長いので空乏層の代わりに、i層 (Intrinsic layer) 真性半導体領域を作り、pin構造にして吸収体積を大きくしたセンサである。ゲルマニウム Ge またはリチウム Li をシリコン Si に浸透させたものが使われている。常時液体窒素で冷却し、使用時にはpinの形を整えるために 0°C とし、再び冷却して逆バイアスを加えて、図2.20 に従って使用する。

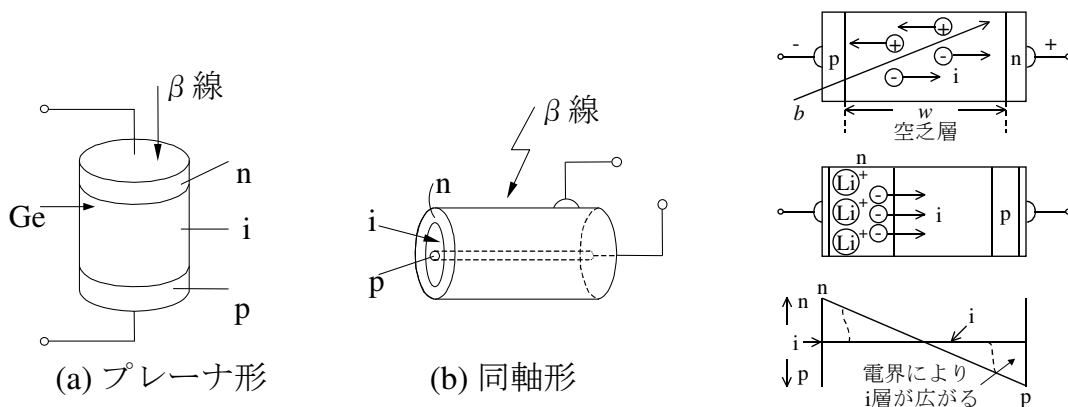


図 48 Ge(Li) β 線センサの種類

Ge(Li)センサで常時液体窒素による冷却が必要で使用に不便であるが、常温で使用できるエネルギーギャップの大きい化合物半導体 γ 線センサがある。それは GaAs センサである。すなわち、Au/GaAs ショットキー障壁形のセンサであり、高純度の GaAs を相エ

2.9.2 CCD 画像センサ

基盤の目のように配置したフォトダイオードからの出力を MOS キャパシタにより電荷として取り出したものが画像データになる。電位差をつくり電荷を保持可能な電位井戸(potential well)⁶¹を組み合わせて、電荷を転送できるようにしたものを電荷結合デバイス CCD (charge coupled device)という。CMOS センサとは、画像データを読み出し方式が大きく異なる。2次元の総画素数の分だけ電荷を垂直・水平レジスタを用いてバケツリレーのように読み出し、最後に一種のコンデンサ (Floating diffusion) で電圧に変え増幅する。転送原理的は、図 52 に示すように A, B, C の 3 電極を 1 組にして位相を遅らせてパルス電圧を加えると A 電極の電荷が順次転送されるような画像センサが構成できる。ビデオカメラやデジタルカメラによく使われている。

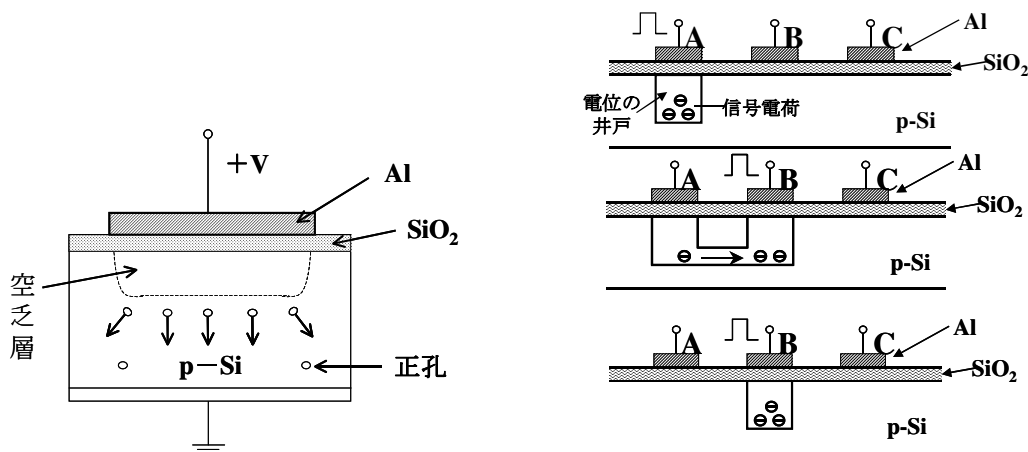


図 50 MOS キャパシタと CCD 電荷転送の原理

信号電荷を一定時間蓄えて、転送された画像情報を時系列的に取り出す。なお、実用上、光センサ、メモリ、シフトレジスタを組み合わせ、デジタル量として出力するインターライン転送形やフレーム転送形 CCDがある。

2.9.3 XY 走査センサ

センサを X Y 平面状に並べて、X Y 軸の交差した番地の出力信号を取り出す画像センサ配列である。

A MOS 型 XY 走査センサ

フォトダイオードと信号出力の MOS-FET を一画素(pixel)とし、これを基盤の目のように並べた走査型センサである。この様子を図 2.25 に示す。

⁶¹ M(Al), O(SiO₂), S(p-Si)で Al-gate に正電圧を印加すると半導体中の正孔が排除され、空乏層が生じ電子が注入されると保持される。これを電位井戸という。

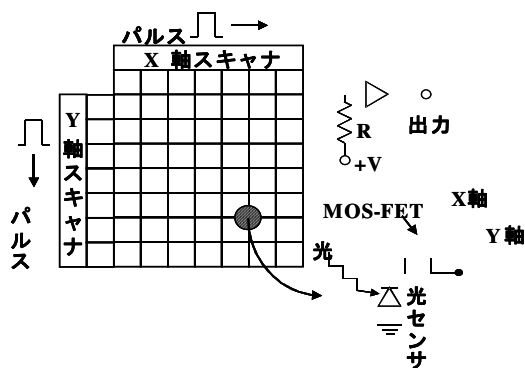


図 51 MOS形XYスキヤニングセンサ

B 電荷注入デバイス

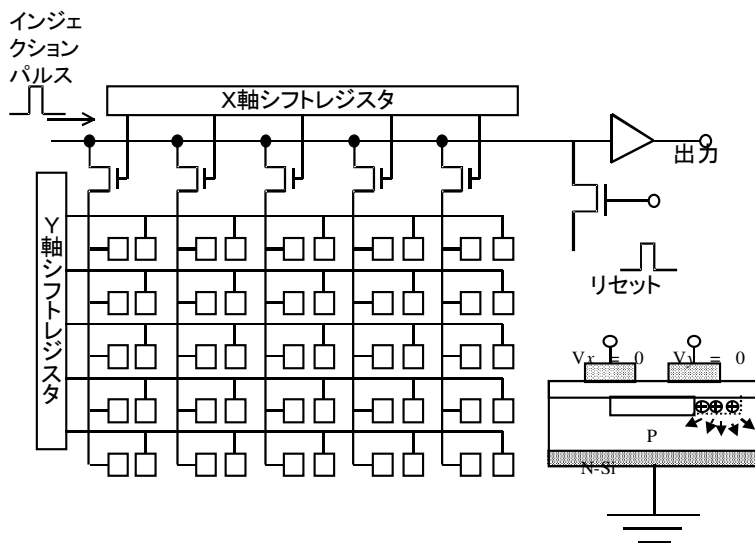


図 52 電荷注入デバイス

X,Y 軸のラインに繋がった二つの光センサの MOS-キャパシタを 1 画素とする。2つのキャパシタ間で信号をやりとりして信号を保持する。その画素が読み出しパルスによりアクセスされると、両キャパシタが高位電位となり、XY スキヤナーで指定されたセンサの光信号の電荷が出力される。これを電荷注入デバイス CID(Charge injection device) とよぶ。

C ラインセンサ

アモルファスSi薄膜と透明電極とのショットキー障壁ダイオードの光センサアレイが図48である。読みとりスイッチとシフトレジスタにより素子の信号を順次出力する。ライン状に並べた光一次元センサとして自動改札、複写機、券売機などに用いられて

いる。

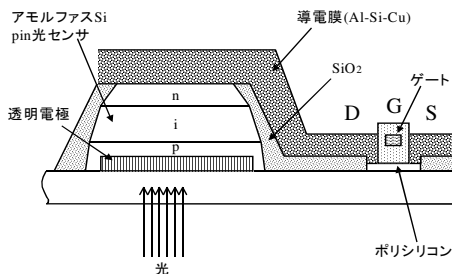


図 53 Si 密着型ライン光センサの一部

2.9.4 赤外線画像センサ

赤外線 CCD (Infrared CCD) にはハイブリッド形(Hybrid IRCCD)、モノリシック形(monolithic IRCCD) センサなどが実用化されている。センサアレイには中赤外線用センサ n^+p InSb, 遠赤外線用センサ HgCdTe を用いて, 画像処理には Si-CCD を用いる。図 2.28 はサンドイッチ形にしたハイブリッド形である。

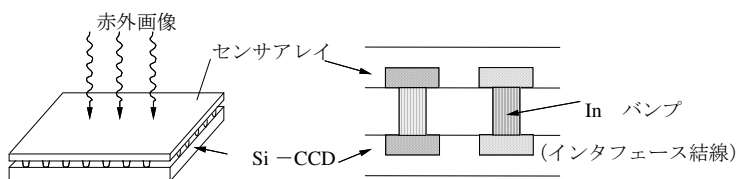


図 54 ハイブリッド形 IRCCD の例

シリコン基板上にセンサアレイと CCD を同時に製作したものが図 2.23 に示すモノリシック形センサである。

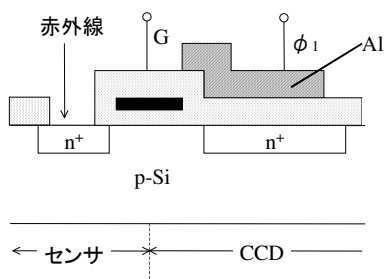


図 55 モノリシック形 IRCCD

この形の場合に Si は赤外線に透明でセンサとしては感度が低い。一方、InSb、HgCdTe では CCD の製作が困難である。しかし Pt-Si ショットキー障壁型 IRCCD は実用化されている。白金 Pt と p 型 Si の接触によるもので、電位障壁 0.23eV の正孔をキャリアとしたものである。この動作原理を図 2.30 に示す。

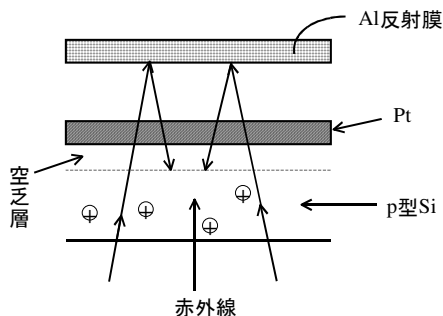


図 56 Pt-Si ショットキー障壁形モノリシック IRCCD

2.9.5 高感度アバランシェ増倍型撮像管

各所でよく使われてきた CCD に替わる感度と画質の高度化を同時に満たす撮像管が種々の分野で強く望まれていた。これに直結するアモルファスセレン(A-Se)光電変換膜の動作原理が 1985 年に谷岡により発見され、超高感度で高画質のアバランシェ増倍型の HARP (High-gain Avalanche Rushing Amorphous Photoconductor) が初めて開発された。図 2.25 がその原理を表している。ターゲットの基本構造は A-Se, CeO_2 , Sb_2S_3 の層からなる。実用上は, As を加えて A-Se の結晶化を抑制し, LiF を加えて Se 膜の CeO_2 界面付近の電界制御を行っている。なお, Te は赤色増感材として使用されている。この撮像管は夜間緊急報道, 夜行性動物, オーロラ, 深海探査, 微小血管などの弱光の環境の中での撮影を可能にし, 次世代 X 線診断システムや, 眼科手術などに威力を発揮している。

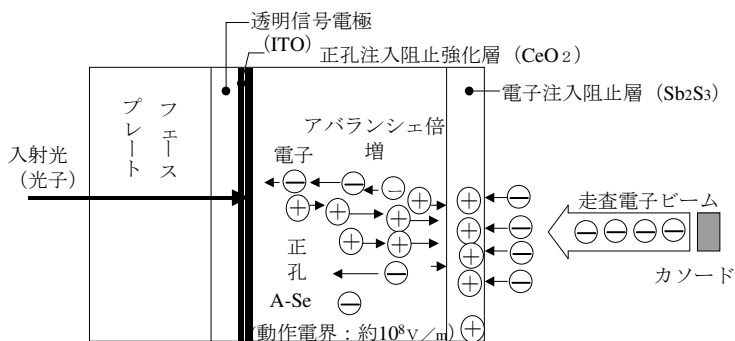


図 57 高感度アバランシェ増倍型撮像管(NHK 技術研究所谷岡氏による)

2.10 半導体位置センサ

PSD (Position Sensitive Device) は精密計測用光近接センサとして用いられる。反射光の強度による物体検出とは異なり, 反射光の位置変位をもとに対象物体までの距離を三角測量方式で検出する。シリコンフォトダイオードを用いた位置検出を行うので

分解能および応答性に優れている。この構造と等価回路を図 2.32 示す。

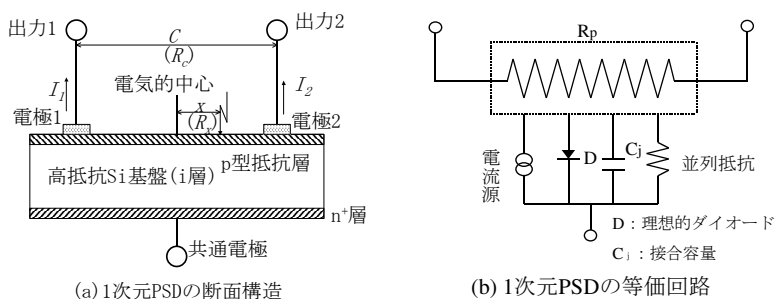


図 58 半導体位置センサ

2.11 半導体ガスセンサ

酸化錫を主成分とする金属酸化物半導体は最もよく使われる汎用ガスセンサである。金属酸化物半導体酸化錫に酸素を吸着すると酸素の電子親和力により自由電子を捕捉してポテンシャル障壁を形成し、電気抵抗が増大する。可燃性ガスのような還元性ガスに触れると吸着酸素が減少し、ポテンシャル障壁が減少してセンサの抵抗が減少する。すなわち、表面に吸着した還元性ガスと酸化物半導体の間で電子授受が行われ、電気抵抗が小さくなる。図2.33にその原理を図示する。

すなわち、この半導体は還元性の N_2O や CO の吸着により、酸素が減少すると電気伝導度が変化する性質を利用したガスセンサである。吸着反応はセンサ素子温度と酸化錫を主成分とする金属酸化物半導体の構成に依存する。これが金属酸化物半導体の性質である。

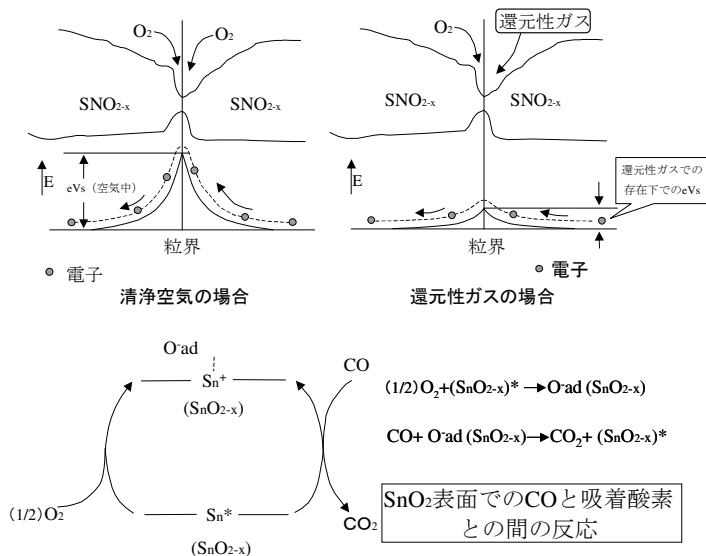


図 59 ガスセンサの動作原理

2.11.1 電気抵抗式センサ

ガスとの接触により電気抵抗が変化する。SnO系とZnO系センサが代表的である。構造も原理も簡単である。これを示したのが図2.28である。実際に作り方によって、焼結体素子、薄膜素子、傍熱型厚膜素子、多重型素子、集積型厚膜素子⁶²などが挙げられる。

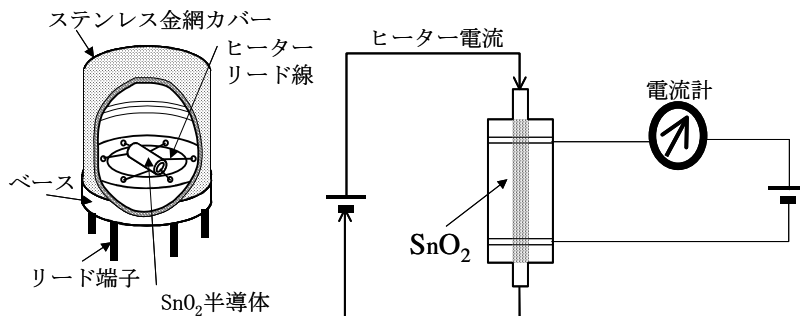


図 60 表面吸着を利用したガスセンサと実際の測定回路

2.11.2 直接電位測定型センサ

A FET型ガスセンサ

電界効果トランジスタ (FET) のゲートに 100ÅのパラジウムPd を用いた低濃度の水素に感応するセンサがある。このMOSFETがLundströmによって発表されて以来、種々のガス感応膜が研究されている。Pd の代わりに有機ポリマーを感応膜としたFETセンサも提案されている。

薄くしたゲートSiO₂に薄いPdを密着させたMOSFETで水素ガスの検出が可能である。ゲートとドレインを短絡した状態でドレイン電流を生じさせるソースドレイン間の電圧V_Dが水素に接触することにより変化する。これはPd上で解離した水素がPd/SiO₂界面まで拡散して仕事関数を減少させることが理由とされている。

図2.29はMOSFET型ガスセンサの構造を示す。

⁶² 詳細については、他の成書を参照。

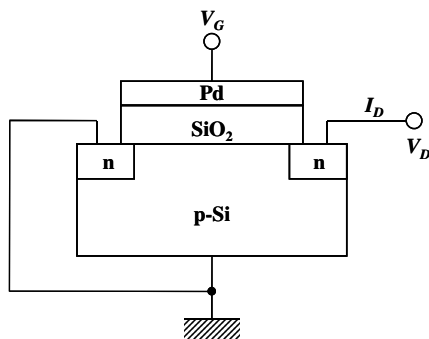


図 61 Pd-MOSFET ガスセンサ

B ダイオード型ガスセンサ

金属・半導体接合ダイオード(Pd/TiO₂)の整流特性が気相雰囲気により変化することを利用したセンサである。その構造は図2.30のようである。界面でのショットキー障壁が高いが、水素存在下で酸素が失われるとPdの仕事関数が低下する。

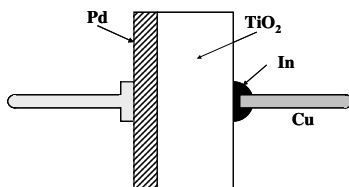


図 62 Pd/TiO₂ ダイオード型ガスセンサの原理

InをドーピングしたTiO₂上にPdを蒸着したPd/TiO₂ダイオード素子では順方向にバイアスを加えたときの電流は周囲の水素濃度の増大とともに増加する。一定バイアス電圧下での電流または一定電流を与えるバイアス電圧から水素濃度を知る。水素存在下吸着酸素が失われるとPdの仕事関数が低下しショットキー障壁が小さくなる。

この他に同様の原理で水素濃度検出可能なセンサが提案されている。

2.11.3 固体電解質センサ

伝導性の高いカチオン（陽イオン）またはアニオン（陰イオン）の材料を固体電解質として用いる。これを隔膜として図2.31のような電気化学セルを作れば、高いガス選択性センサをつくることができる。

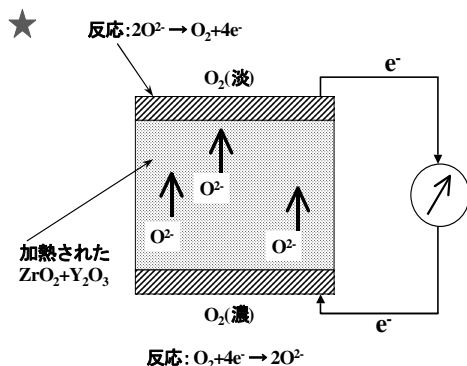


図 63 固体電解質センサ

A 濃淡電池型ガスセンサ

代表的なものは図3.32に示すようなジルコニア酸素センサである。ジルコニア磁器にイットリアを添加した固体電解質の両面に多孔白金電極を取り付けたものである。両面で酸素分圧が異なると酸素イオンが移動する。その結果電池が形成され、両電極間に起電力が得られる。このセンサは出力電圧と酸素濃度に直線的な関係がないのが欠点である。

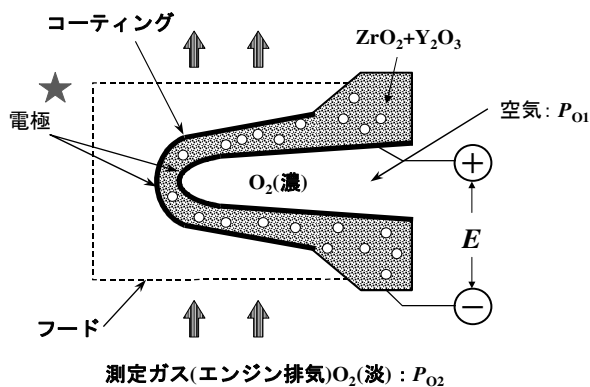


図 64 濃淡電池型ガスセンサ

B 混成電位型ガスセンサ

気相の平衡化が困難な場合、安定化ジルコニアと酸化物電極を組み合わせた図2.33のような混成電位型ガスセンサが水素H₂と一酸化炭素COのための測定に使われている。前者についてはZnOが、後者についてはMn₂O₃が優れている。また、安定化ジルコニアディスクを用いた酸化物電極MgOを組み合わせたガスセンサがSO₂の測定に有効である。

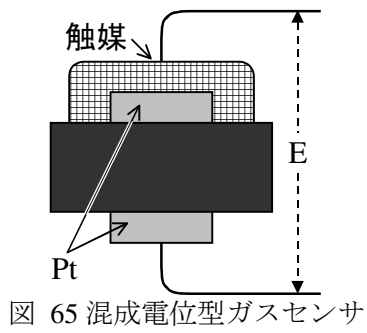


図 65 混成電位型ガスセンサ

第3章 循環に関する基本生理量の測定装置

循環器を構成するシステムの役目は体外から取り入れた酸素や栄養物の各組織・各器官への運搬とこれらの中で新たに産生されたホルモン、二酸化炭素、不要物質の運搬を司る。緊急時には呼吸とともに生命の維持に直接的な影響を及ぼす重要な系統である。主たる構成要素の心臓、血管、リンパ官などの働きを精確に把握するために、必要な生体情報の検出して、種々の診断と治療に役立てる。このために、種々の物理・化学的センサに演算機構なども組み入れた測定装置が医療現場で使用されている。以下に、体温、深部体温、心音 心電、心磁、脈波、血液成分、血流速の測定など循環に関する基本生理量の測定装置について述べる。

3.1 血圧計

血圧は心臓の活動度の監視に最もよく用いられている。血圧は心拍出量と末梢血管抵抗で決まる。収縮期と拡張期の血圧とその差を表す脈圧を循環機能の指標とする。心臓のポンプ機能としての収縮力、血液量に関する情報、末梢血管抵抗、疾患の発見や重症度の診断に重要な情報をもたらす、経過、治療の効果、予後の判定の手掛かりとなり得る。測定方法に観血式と非観血式の2種類がある。血管内にカテーテルやセンサなどを挿入して、侵襲的に血圧を測定するものが観血式であり、皮膚の上から非侵襲的に血圧を測定するものが非観血式である。家庭用でも臨床用でも、連続測定以外は非観血式血圧測定が普通である。

3.1.1 非観血式血圧計

A 聴診法

圧力計、カフ帯、聴診器を使う。水銀圧力計に接続したカフ帯を上腕に巻き、ゴム球で空気を送り込む。収縮期血圧より約 30mmHg 高い値までカフ圧を上昇させて動脈を閉鎖し、下流側への血流を遮断する。その後、2~3mmHg/sec の速度でカフ圧を減圧させる。これをリバロッチ(Riva-Rocci)式と呼び、図 3.1 に示すような方法で血圧測定を行う。カフ圧が収縮期血圧よりも下がると動脈が瞬間的に開放され、血流が拍動に伴う動脈の開閉に合わせて断続的に発生する。この時に発生する音をコロトコフ音⁶³という。この音はカフ圧が拡張期血圧を下回るまで続く。カフの下流側動脈上に密着させた聴診器でコロトコフ音を聴取し、血圧を測定する。コロトコフ音が聞こえ始める時点のカフ圧が最高血圧であり、消滅時点が最低血圧であると判定する。手動式では水銀柱型、アネロイド型血圧計が一般的で、カフ・聴診器を用いる。

⁶³ カフ末梢側の動脈上で聴診音として出現・消失する血管性雑音で 1905 年に Korotkoff が見出した。カフ圧の減圧に従って第 1 点 (スナップ音) が収縮期圧、次に第 2 (雑音)、3 (殴打音)、4 点 (被覆音) で音量・音質が変わり、音の消失する第 5 点 が拡張期圧を示す。

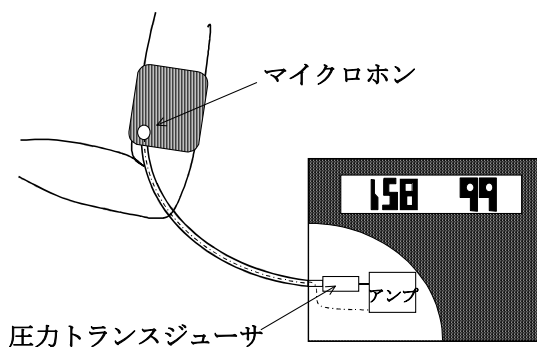


図 66 リバ-ロッチ式の自動血圧計

なお、円筒状のカフ帯に上腕を差し入れて、スイッチを押すだけで測定可能な全自動電子血圧計が実用化されている。この場合にもカフを巻きこれを加圧して血圧を測定する。自動化されたこの血圧計では、カフの加圧は内蔵ポンプで行うのが一般的である。聴診器の代わりに圧電素子型マイクロフォン⁶⁴を用いて、最低血圧、最高血圧、脈拍、コロトコフ音の発生と消滅を採取するので、図3.1のような計測器はマイクロフォン式血圧計と称している。

B 脈波法

非観血的に脈波から血圧を求めるオシロメトリック法がある。カフ帯で動脈を圧迫するとカフ帯下部の動脈の拍動によりカフ内圧に振動現象がみられる。この方法ではいったん上腕動脈の閉鎖を行い、その後カフ圧を徐々に減圧した時、この振幅を観測して血圧を測定する。すなわち、カフ内に生ずる空気振動（オシレーション）から測定した最高・平均血圧をもとに、ほぼ、最低血圧=(平均血圧×3—最高血圧)/2 で算出する。

その原理的はコロトコフ音、オシレーション、橈骨動脈の脈拍の開始時と圧力の関係によるものである。カフ圧を下げてきたとき、振幅が急増するが、これら三者がほぼ同圧、同時点で起こることが知られている。このときが最高血圧に相当する値を与える。さらに圧力が下がり、オシレーションの振幅が最大になるこの時点が平均血圧に相当する。振動のパターンを脈拍数や血圧波形を考慮して、コンピュータ処理により最低血圧を求める必要があるので、その値はソフトウェアに依存する。この方法は現在よく使われており、その原理と模式的構造をそれぞれ、図 3.2 と図 3.3 に示す。

⁶⁴ 1.5 振動・音響センサを参照。

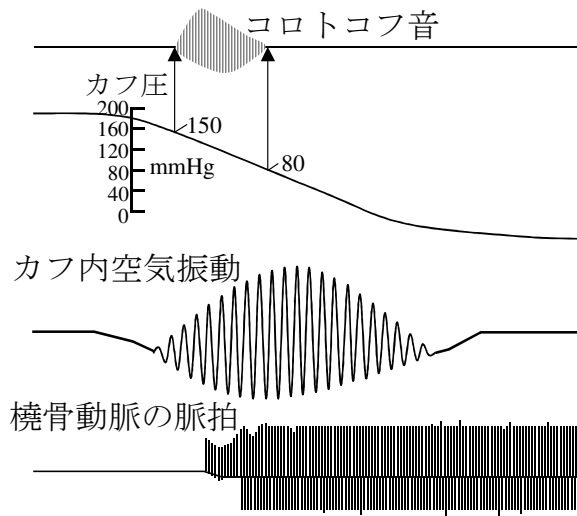


図 67 オシロメトリック式の原理 (心音とカフ圧)

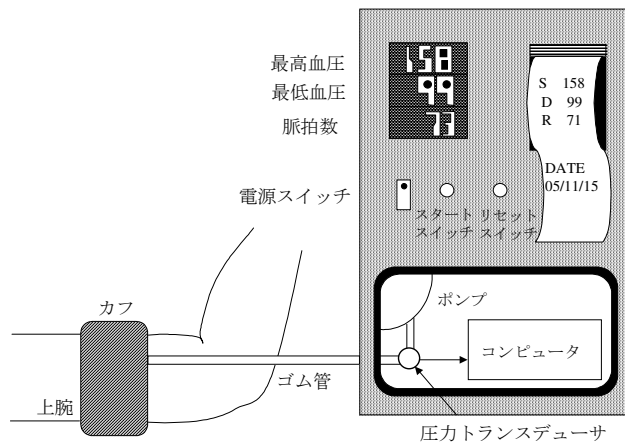


図 68 オシロメトリック式血圧計の構造

3.1.2 観血式血圧計

観血式血圧測定では動脈血管に直接カテーテルの一端を挿入し、他端を圧力センサに接続する。ベッドサイドモニターで直接使われることが多い。カテーテルの内部が生理食塩水などの液体で満たされていれば、管の中を圧力が伝わるので血管内の圧力を

伝達できる。したがって、他端に備えたストレンゲージ圧カトランスデューサ⁶⁵によってこれを電気信号に変えて波形など信号処理した後に、最高血圧、最低血圧などが求められる。最近ではディスプレイ型の図 3.4 のようなストレンゲージセンサと圧電センサを臨床現場で使用している。ディスプレイ型は滅菌済みで即座に使えるので、感染症対策にも有効である。

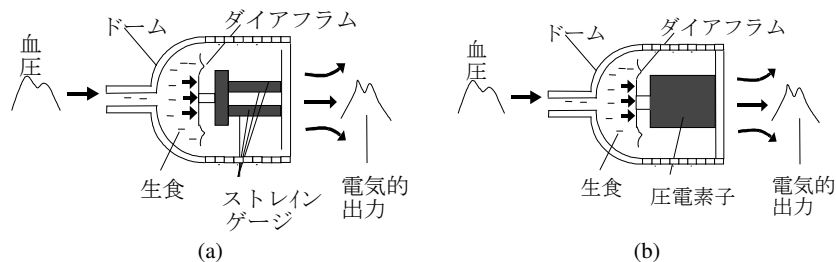


図 63 ストレンゲージ型血圧計と圧電素子型血圧計

動脈圧測定には通常エラストカテーテル，中心静脈圧には CVP カテーテル，肺動脈圧にはスワンガンツカテーテルを挿入する。

3.2 浸透圧計

不揮発性の溶質を溶かした溶液では溶質濃度に比例して蒸気圧降下が大きい。蒸気相を冷却すれば溶媒蒸気が過飽和になり液相になる。この温度を露点といい、飽和蒸気圧で決まる。したがって、露点の降下度により溶液の濃度に依存する蒸気圧降下度が分かる。この方法を蒸気圧降下法とよぶ。その原理を図 3.5 に示す。同図(a)のような測定室内に濾紙にしみこませた試料を密閉し、同図(b)に示す原理に従って以下のように測定する。測定室内の試料より水蒸気が蒸発し平衡に達する(A～B～C : T₁)。次に熱電対のペルチェ効果により露点まで温度を下げると薄水膜が生ずる(C～D)。通電を停止すると温度上昇により蒸発し気相になり、露点に達し露が消えるまで温度が一定になる(E～F : T₂)。T₁ - T₂ は測定室内の蒸気圧に比例するので浸透圧既知の標準液で計器を事前に校正しておけば、浸透圧が測定できる。一連の温度変化の計測、冷却などの操作はすべて浸透圧計が自動的に行う。

⁶⁵ 薄い弾性板あるいは膜で片側を大気圧（または標準圧）とし、他側に計測対象の圧を作用させる。弾性板のたわみまたはひずみをストレンゲージまたは圧電素子で検出できる。またステンレス板のダイアフラムが用いられているが最近ではシリコンも用いられている。

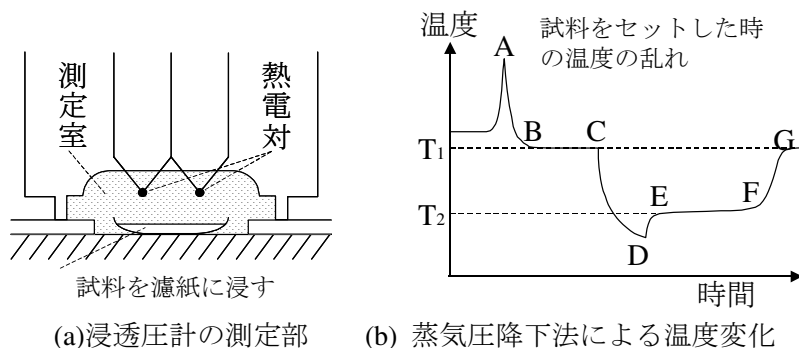


図 64 浸透圧計の動作原理

3.3 電子体温計

体温を測るおもな装置としては水銀体温計と電子体温計がある。このうち電子体温計には水銀体温計と同じ実測式と、一定周期で測定した温度の時間的変化を求め統計的な測定結果をもとに予測して平衡温度を表示する予測式がある。サーミスタまたは熱伝対の物理的性質を利用した温度計が水銀体温計に替わってよく使われる。最近では温度感度が高く、扱いやすいサーミスタが使用されている。

3.3.1 直接体温計

測定部に直接接触して用いる体温計では、その先端を熱の良導体で被覆し、速く平衡に達するようにする。一次遅れの特性を利用して整定値を計算する⁶⁶。これには腋下用・舌下用体温計がある。また、潤滑剤を塗布した延長プローブが組み込まれている延長プローブ型もある。直腸温用は麻酔時など肛門で固定して用いる。また、食道温用は食道聴診器用バルーンカテーテルと一緒に用いることが多い。皮膚温用の場合は皮膚表面温度を測定するために先端感温部にスポンジがついており、絆創膏で固定できる。その他、腋下温用、膀胱温用などもある。

3.3.2 深部体温計

1970年頃に開発された方式であり、体表面からの熱の放散を見かけ上なくする方法による。すなわち、体内部から体表面への熱流を零として、体表面と体深部を熱平衡状態にする。この状態で体表面温度を測れば、深部と同じ温度を計測できる。この体温計は図3.6のように、2つの温度センサとヒータからなる。断熱材を挟んで2つのセンサをセットし、一方が体表面温度を、他方でヒータ温度を測る。2つの温度センサの温度差が0に近づくようにヒータの温度を上げる。ヒータで加熱したサーミスタの温度が深部温度と等しくなったところで熱流の平衡が保たれるので、このときの温度が深部体温と考えられる。この深部体温計は外気温の影響が少なく、刺針を用いたりせず非侵襲的に深部温度を測定できる。深部体温は相対的な血液分布を反映するので、身体の内側の血行様子を長時間にわたって観測する場合に使われる。

⁶⁶応答の形が時定数とで決まるので、最終（整定）値は途中までの値と所要時間から計算で求められる。

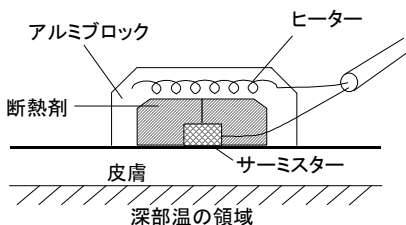


図 65 深部体温計の構成とプローブの構成

3.4 心音計

マイクロホンを用いて機械的振動を電気的信号に変え、心音図(Phonocardiogram)として記録する。心臓の微細な血行状態を表す 20~600Hz の音を聴くものである。長音(心雑音)と短音(心音)により、血流に伴う弁膜の振動の様相を知る。心音マイクロホンとして電磁形、圧電形、可変容量型⁶⁷マイクロフォンが用いられている。臨床所見に近づけるための心音フィルタ⁶⁸や増幅度 110dB 以下の増幅器を用いてその結果を記録する。図 3.7、図 3.8 にその測定原理と記録計の構成を示す。

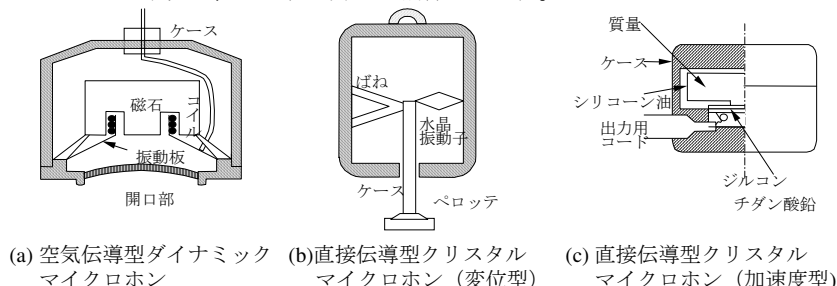


図 66 心音図用マイクロホンの構成

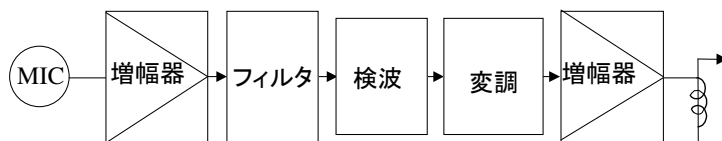


図 67 変調直記方式心音記録計の構成

3.5 心電計・心磁計

心電計は心臓の興奮により生まれる微弱な電位の時間変化を、身体表面あるいは身体内部に設けた電極に図 3.9 に記した場所から誘導し記録するものである。すなわち、心

⁶⁷ 空乏層の領域の変化が蓄積電荷量に対する距離とみなせることによって、等価的に容量変化とみる。

⁶⁸ 心音、心雑音が 1,000Hz 以下の成分からなるので、目的に応じて三種類の帯域を用いている。

臓の活動状況である心筋の興奮伝導の時間経過状況を四肢および胸壁から導出記録する装置である。臨床用心電計は JIS T1202～1984 の規格に従ったものである。拍動ごとに、周波数が 50Hz～100kHz の 1.5mV 程度の活動電位変化が生じる。この信号導出と心電計は心疾患の診断に不可欠である。心臓の不規則な拍動を不整脈とよぶ。心筋梗塞では

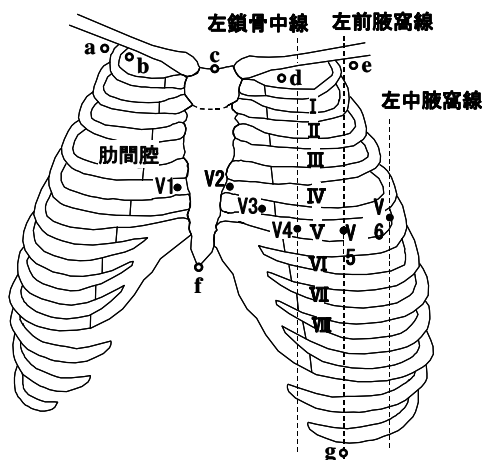


図 68 胸部に装着する誘導電極の位置

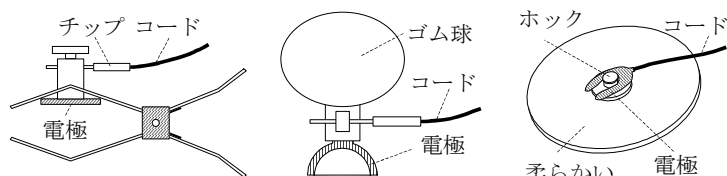


図 69 心電誘導用電極

心電図の S-T 部分に変化が生じる。誘導電極としては、通常は銀・塩化銀を用いる。誘導法には双極四肢誘導、単極四肢誘導、単極胸部誘導⁶⁹がある。自動解析装置による

⁶⁹ 単極誘導では不関電極に対する電位差を測定する。胸部誘導はWilsonの中心電極を不関電極としたときのV1～V6の各電極電圧を測定するものである。双極誘導では電極間の差を誘導するので同位相のノイズを除くことができる。詳しくは他の成書を参照。第II誘導(g-b間電圧, a: 接地)は、標準の誘導で、一般に用いられている。心臓を下から眺めている誘導法なので、全壁や側壁に虚血を有する場合には、この誘導では変化が捉え難い。

MCL1誘導(1-e間電圧, a: 接地)はP波の波形が観察し易く、不整脈の判定で、特に脚ブロックや心室期外収縮の起源の判定などが容易な胸部誘導のV1波形に近似する。このことから、R波よりS波が大となり、通常のQRS波形とは上下が逆の形を示す。MCL5誘導(5-d間電圧, a: 接地)は、心筋虚血に伴うSTやT波の変化を捉える場合に適している。NASA誘導(f-c間電圧, e: 接地)は筋電図の混入が最も少ない誘導法である。波形はV2に近似し、MCL1と同様に不整脈判定に役立つ。

高速解析が可能で、予測される疾病を指摘できるの心電計が臨床で使用されている。心電導出用電極には、図 3.10 のような、はさみ式（四肢）、吸着式胸部ディスポ（小児）式が一般的である。

3.5.1 長時間心電図記録装置

不整脈や狭心症は予測し得ない時に出現する。これを調べるために、24 時間以上にわたって連続測定する必要がある。1961 年に N.J.Holter が開発したもので、ambulatory ECG(Electrocardiogram)という。ホルタ心電計は長時間心電図を記録する装置であり、24 時間以上の記録を図 3.11 に従って双極誘導する。記録後に再生解析装置に入力することによって、6 分程度で高速解析できる。解析で得られる内容は、実時間心電図記録、心拍数連続経過（トレンド）グラフ、心室不整脈、上室性不整脈、異常波別トレンドグラフおよびその合計トレンドグラフなどである。

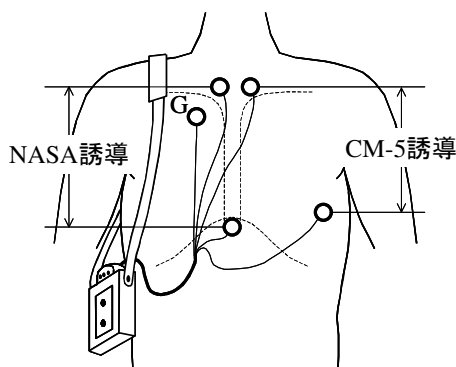
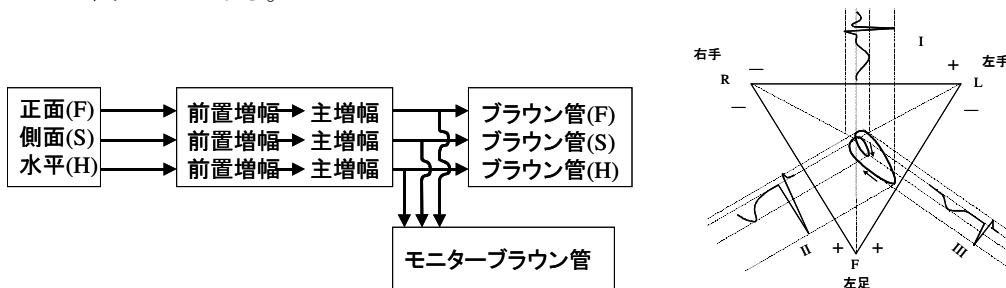


図 70 長時間心電図記録装置

3.5.2 ベクトル心電計

フランクの誘導法に従って7カ所から誘導した電圧をベクトルの的に組み合わせて、左右、前後、水平3方向のからの電位変化に合成してブラウン管オシロスコープに同時に描くことにより、立体的な心起電力の空間的变化が記録できる。時間の経過にしたがって記録した平面状の通常のスカラー心電図とともに表示する。この原理を示したのが図 3.12 である。



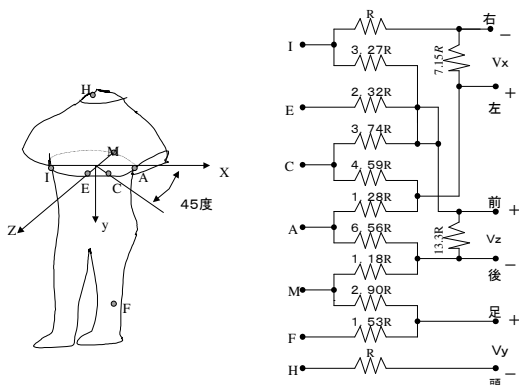


図 71 ベクトル心電計の測定原理

3.5.3 テレメータ心電計

遠隔地からの心電図の伝送と監視により、負荷心電図、薬剤効果、遠隔医療、継続的な心電監視に使われる。脳波、筋電図などのバイタルサインの伝送も一緒に行われることがある。心電図テレメータは図 3.13 の説明のように送信機と受信機で構成され、その特徴は安全で小型軽量であり、コード類による束縛感がなく、携帯が可能なことである。送信機のアンテナは心電図の誘導コードをアンテナとして兼用することが認められている。有線式の場合に比べ、配線工事が不必要となる。欠点として、雑音が入りやすい点と多くのテレメータを同時に用いる場合、混信の怖れがあり、周波数割当管理が必要なことである。変調方式はこれまで主にアナログ周波数変調方式が使われていたが、最近ではデジタル変調方式が主流となっている。

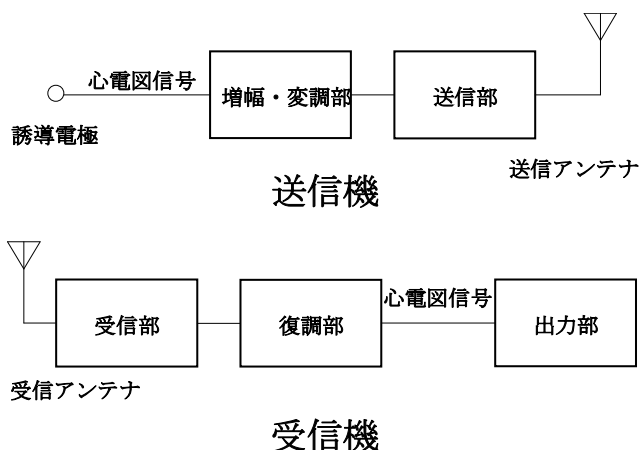


図 72 テレメータ心電計の構成

3.5.4 心臓駆出量の測定

図 3.14 に示す、インピーダンスカルジオグラフィ (ICG : Impedance Cardiography) と呼ばれる方法による。拍出量の変動と共に心臓内の動脈血と静脈血の容量が変化して胸部のインピーダンスも変化する。これを指標として拍出量をできるだけ大きくするようにペースメーカを配置することが行われている。心臓の外側から電流を与えて、これより内側で電圧を測定しインピーダンスを算出する。その原理を示したのが図 3.14 である。

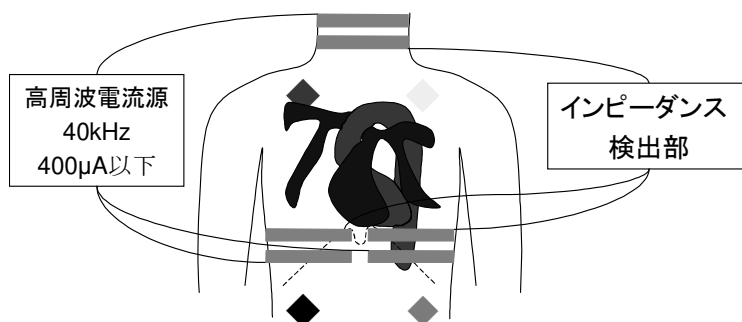


図 73 インピーダンスカルジオグラフィ (東京医科歯科大川良氏の提供)

3.6 脈波計

脈波とは血液が心臓の収縮により大動脈に押し出された時に発生した血管内の圧力変化が抹消方向に伝わって行く波動のことである。この波動による血管の容量変化を捉えたものが容量脈波であり、血管内の圧力変化を捉えたものが圧脈波である。臨床的には心臓の機械的現象の変化過程を示す心尖拍動図、頸動脈波、頸静脈波などの脈波を検出する。検出器は光吸収型検出器と伝導型容積変化検出器とに分類される。前者に光電脈波計、後者に容積脈波計がある。脈波そのものの診断は波形の変曲点の位置による診断が中心であり、微妙な変曲点の診断には脈波波形を微分処理する手法がある。脈波を 1 回微分した波形は速度脈波であり、2 回微分した波形は加速度脈波である。加速度脈波にはいくつかの山や谷が現れるが、波高比や波形から循環器の評価ができる。通常、脈波は心電図や心音図などと同時に記録・表示し、循環器機能の診断に使用している⁷⁰。

3.6.1 容量脈波計

容量脈波の検出には透過式と反射式の光学的技法が用いられる。この原理を図 3.15 に示した。透過式は発光部と受光部の間に測定部位を挟む方式で、測定部位は指尖部、耳朶に限られる。反射式は測定部位に貼り付ける方式であり、任意の測定部位を選ぶことができる。血中ヘモグロビンは、ある波長帯の光に強い吸収スペクトルをもっている。この波長帯の光を照射した時の生体の透過光や反射光は、血管の容量変動に伴

⁷⁰ 心電図、心音図、脈波図を同時に描いたものを心機図(mechanocardiogram)とよぶ。

うへモグロビン量に応じて変化するので、この透過光や反射光の強度を電気信号に変えて脈波を検出する。発光部はヘモグロビンの吸収スペクトルに対応した近赤外波長で発光波長帯域の狭い発光ダイオード(LED)を用いる。受光部はフォトダイオードやフォトトランジスタが用いられて、寿命、応答性にすぐれ小型化されている。



図 74 光電式容量脈波計透過式 (左) と反射式 (右)

3.6.2 容積脈波計

圧電素子により容積変化の圧脈波を測定するものであり、動脈上に圧電センサを押し付け非観血的に脈波信号を読取る方式による。正確な測定のために、圧電センサを動脈直上部に正しく押圧する手段を必要とする。図 3.16 がこの様子を示している。

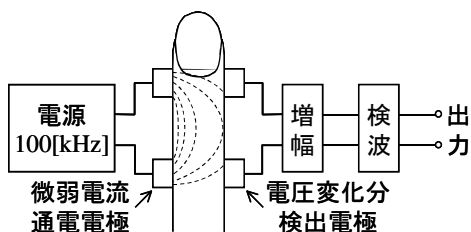


図 75 容積脈波計の原理

3.7 血液成分検査

電解質の濃度や酸塩基平衡の維持のために、血液成分を把握する必要がある。溶存物質を連続検出するためのセンサが開発されている。バイオセンサは、生物機能に由来する特異性の高い分子識別機構をモデルとした化学センサである。生体では被測定物質とレセプタ物質の特異的親和性による識別を行っており、この原理を用いて測定しているからである。酵素センサ、微生物センサ、免疫センサ、オルガネラセンサ⁷¹などが提案されている。代謝物質の検出による方法が主流である。マイクロバイオセンサのように分子識別機構を用いた小型高感度で生体親和性のあるセンサを用いて装置の小型化と測定の迅速化が可能である。これにより連続測定と生体物質の自動分析が期待できるだけでなく、緊急または臨床治療に盛んに使われることが予想される。

⁷¹ 抗原または抗体を固定化した膜電位の変化を利用するのが免疫センサである。分子識別素子として細胞内の小器官、オルガネラを利用する。詳しくは他の成書を参照。

3.7.1 電極型測定器

種々の酵素と組み合わせ、反応の結果生じた $[H^+]$, CO_2 , $[NH_4^+]$ を測定して、生体試料中の基質を選択的に定量計測できる。

例えば、尿素をウレアーゼを用いて反応させ、尿素 $\longrightarrow 2NH_3+H_2CO_3$ とする。

その結果生じる CO_2 , NH_4^+ を pCO_2 電極, pNH_4^+ 電極を用いて測定し、もとの尿素を定量する。同様に、アミノ酸オキシダーゼを用いてアミノ酸を酸化し、このときの pCO_2 電極, pNH_4^+ 電極の結果からアミノ酸が算出定量できる。

また、ペニシリンをペニシリナーゼを用いて反応させ、変化した水素イオン濃度を pH 電極を用いて測定し、その結果からもとのペニシリン量が算出できる。

3.7.2 酵素センサ

膜に固定化した酵素の触媒作用を用いる。生成あるいは消費された物質を検出する。グルコースの測定ではグルコースオキシダーゼを用いてグルコースを酸化させた時に O_2 の消費量と H_2O_2 の生成量を測定し、これから元のグルコースを算出する。この原理でグルコース酵素センサが最初に構成されたのは1967年で、Updike と Hicks による。これを契機にバイオセンサの研究が盛んになった。この原理を模式的に図3.17に示す。

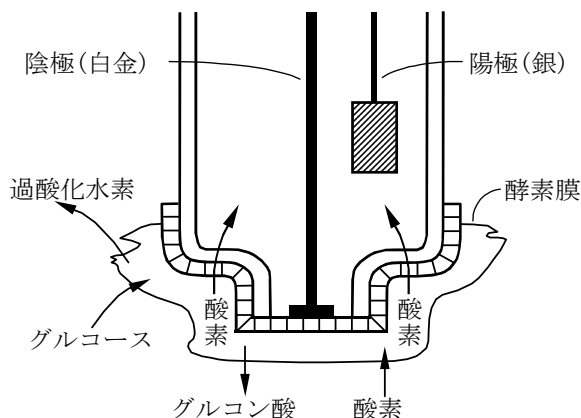


図 76 グルコース酵素センサ

具体的には、酸素電極 (pO_2 電極) または過酸化水素電極 (pH_2O_2 電極) を用いて $C_6H_{12}O_6+O_2+H_2O \longrightarrow$ グルコン酸+ H_2O_2 に従って、消費された O_2 または H_2O_2 を測定し、グルコースを間接的に定量する。

グルコースオキシダーゼをポリアクリルアミドゲルを用いて固定化した酸素通過用高分子膜と酸素電極からなるセンサである。

同様に、尿酸の測定をウリカーゼと pO_2 電極を用いて、尿酸+ $2 H_2O_2+ O_2 \longrightarrow$ アラントイン+ CO_2 として行える。

また、コレステロールをコレステロールオキシダーゼと pO_2 電極または pH_2O_2 電極を用いて以下の化学反応をもとに定量できる。



3.7.3 複合電界効果トランジスタ

A イオン感受性電界効果トランジスタ

これは半導体の加工技術により製作できるISFET(Ion Sensitive Field Effect Transistor)と呼ばれる複合電界効果トランジスタである。図3.18に示すように、電界効果トランジスタの動作原理を利用したセンサなので、入力インピーダンスが大きく出力インピーダンスが小さい、しかも高い応答速度の性質がある。超小型化可能なのでカテーテルに装着して生体内に挿入できる。ゲート絶縁材料の選択により、例えば、窒化シリコンやアルミナを用いたpHセンサや $\text{Na}_2\text{O}-\text{Al}_2\text{O}_3-\text{SiO}_2$ 薄膜(NASガラス)を用いたpNa, pKセンサが開発されている。現時点では信頼性, 安定性, 再現性に問題がある。

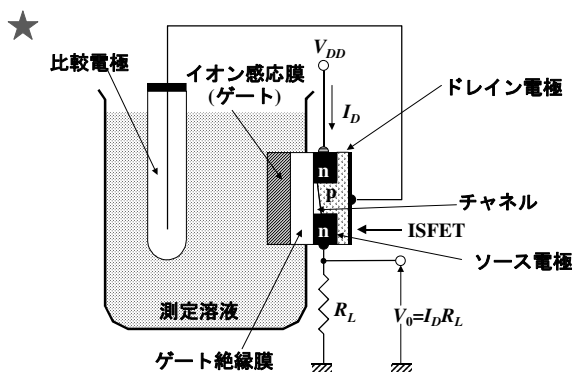


図 77 イオン感受性センサによる測定

B 酵素固定化電界効果トランジスタ

酵素の固定技術を利用してFETのゲートに酵素を固定する。アセチルセルロース被覆のセンサを酵素固定化 ISFET という。酵素部分で化学反応が起こると、この部分の電位変化, すなわちゲート電圧が変化するので、これをドレインの電圧変化として測定できる。たとえば、ダイヤモンド電解質溶液ゲートのFETのチャネル(ダイヤモンド)表面をアミノ基で化学修飾して、pH感性表面を作製し、アミノ基の一部を用いた架橋法によって、グルコースオキシダーゼの固定化を行ったものがある。基質は酵素の触媒作用による反応後にプロトンイオンの増減で表面近傍の溶液のpH値が変化する。それをpH感性表面で検出する。基質濃度に換算して、尿素および糖の感度はそれぞれ30mV/decadeと20mV/decadeであり、生体適合性のある炭素系材料では初めてのトランジスタ型バイオセンサとして期待が大きい。

3.8 血流速の測定

3.8.1 電磁血流計

ファラデーの電磁誘導法則を応用したものである。血流には血球などのもつイオンの移動がある。すなわち電流が生じていると考えられる。したがって、磁界をかけると、磁力線に直角な方向の血管壁の間に血流速に比例した電位差が発生する。発生電圧は微弱なのでこれを増幅する。ただしプローブを血管に装着するために、血管を露出する必要があるのが非侵襲でないのが欠点である。応答性に優れているが血管径によって起電力が異なることも難点である。

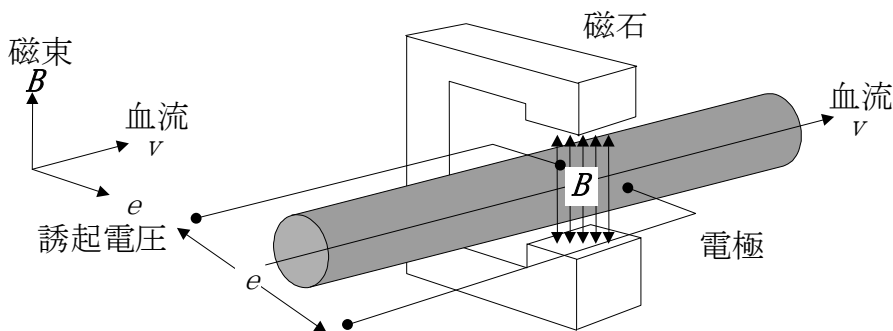


図 78 電磁血流計

3.8.2 超音波ドプラ血流計

超音波を血管にあて、その中を動く赤血球からの反射波の周波数を測定する。この反射波の周波数はドプラ効果により、赤血球の流速に比例して入射周波数とは異なって観測される。この差をドプラ偏位といい、これを利用して血液の流れの状態を知る方法をドプラ法という。

反射波のドプラ偏位は fd [Hz] を音源の周波数 f [Hz]、流速 v cm/m 音速 C [cm/s] 発射音ビームと血管のなす角を θ として、 $fd=2(fv/c)\cos\theta$ [Hz] であるから、数 Hz～数百 Hz の流速に比例したうなり（ビート）が得られる。

反射波の検出感度が良ければ発信子を血管に直接接触させなくとも皮膚の表面から非観血的に測定可能であること、そしてパルス状の超音波を使えば、狭い空間の血流を測定でき、血管内の流速分布を計測できるなどの利点がある。実際に、パルス放射した超音波の反射点距離に応じた時間と反射体の移動速度に比例した周波数変化分を利用したパルス・ドプラ効果をもとに、位置に依存した流速や流量の測定により、血管の狭窄・閉塞の診断が行われている。ドプラ信号の発生部を二次

元にすれば，脈管像を得る。造影剤を必要とせず，放射線被曝もないのが特徴である。

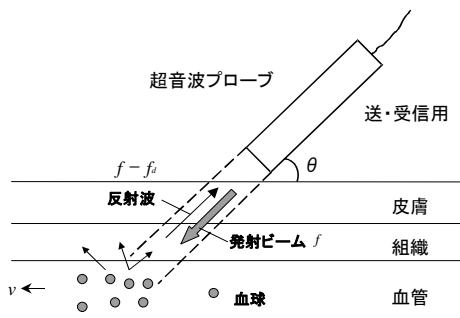


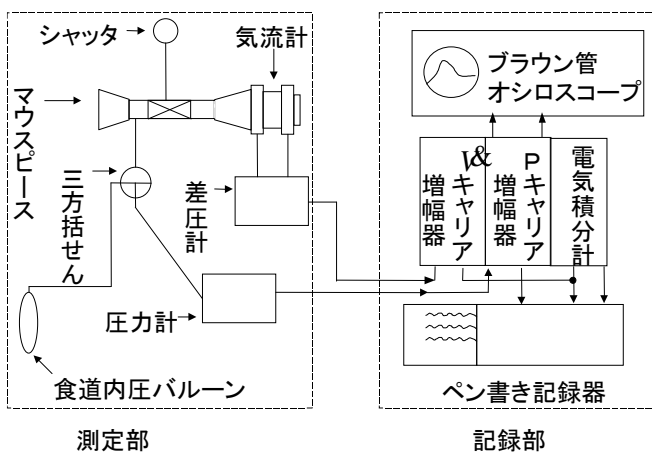
図 79 超音波ドプラ血流量計

第4章 呼吸に関する基本生理量の測定装置

呼吸筋の伸縮による呼吸運動と肺機能には密接な関係がある。これらは、呼吸筋の能力、肺弾性や粘性抵抗などの物性に依存しているので、関連する生理量を総合的な計測システムによって測定することにより、全体的な特性が分かる。なお、これらの装置はその操作、性能など生命に直結するので、精確な測定を保証するための保守や点検も併せて考慮できるように、その特性を把握することが肝要である。以下に、肺機能検査、呼吸モニタ、呼気ガス濃度の測定、循環ガスモニタなど呼吸に関する基本生理量の測定装置と方法について述べる。

4.1 呼吸性能の測定

呼吸状態の指標として呼吸率⁷²、呼吸数⁷³、一回換気量⁷⁴、コンプライアンス⁷⁵、一秒率⁷⁶などの測定だけでなく基礎的な胸腔内圧⁷⁷、肺内圧、呼吸気量、呼吸気流速度をも含めて総合的に同時連続測定する。呼吸気量、呼吸気流速度、肺弾性抵抗に関する力学量を連続的に測定する呼吸流量計は気流計、差圧計、圧力計、シャッター、積分器、増幅器、ブラウン管オシロスコープ、記録計器、直流増幅器、表示装置、記録計などからなる⁷⁸。これを図4.1に示した。



⁷² 単位時間当たりの呼吸量で、呼吸の速さに依存する。

⁷³ 1分間の換気数で健康成人では12~18回/分である。

⁷⁴ 安静換気サイクルで吸入・呼出するガス量で、健康成人では400~600ml。

⁷⁵ 肺と胸郭の弾性収縮力に抗した「肺の拡がり易さ」をいう。1cm H₂O 圧力をかけた時の気体の種類を体積とともに数的に表示する。成人男子 50 ml/cm H₂O, 成人女子 30~40 ml/cm H₂O 程度である。肺の病変（肺炎、気管支炎、肺水腫など）でコンプライアンスが低下する。

⁷⁶ 努力肺活量は最大吸気位から可能な限り速い呼出を行ったときの肺活量である。このときの呼出時間曲線は重要である。最初の1秒間での呼出量（一秒量）と全体量である努力肺活量の比を一秒率という。気道閉塞の程度の指標として再現性がよい。なお、このときの呼出時間曲線も重要である。

⁷⁷ 胸壁の内部の空間の圧力で、食道内圧で間接的に知る。4.3.4「食道内圧測定用ゴムバルーン」参照

⁷⁸ Pneumotachograph は、呼吸気の瞬間的流れを測定する機器である。1.4.気流速度・流量変換 を参照。

図 80 換気力学測定装置総合構成図

以下では、個々の肺機能測定と呼吸状態のモニタリングに分けて説明する。

4.2 肺機能検査

4.2.1 ライトレスピレータ

内部にある金属の羽をガス流量に比例した速さで回転させる。この回転数が歯車か磁気によって計数され、これが指針表示またはデジタル表示される。通常は呼気量を測るので、逆転しない構造になっている。これらを図4.2に示す。

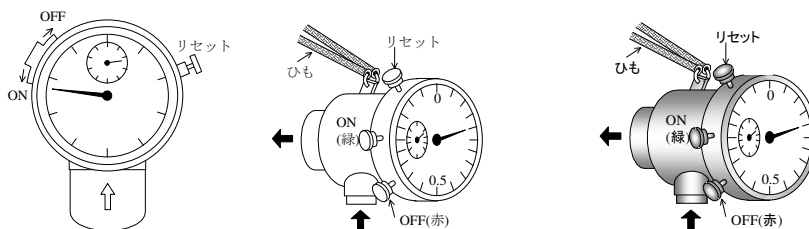


図 81 ライトレスピレータ

4.2.2 流量計

加熱した金属線に呼吸ガス流が当たると熱が奪われ、ガス量に比例した温度降下が起こる。この温度降下を利用して流速を測定する。センサ内の熱線と保護メッシュの単純構造からなるので、呼吸時の抵抗が小さいのが特徴である⁷⁹。なお、気流抵抗を測定してベルヌーイの定理から気体流速を算出する方法もある。呼気ガスの向きを正、吸気ガスの向きを負とする。流量は流速の積分量として算出する。

4.2.3 ニューモタコグラフ式換気量計

プラスチック膜の切り込みが気流によって動き、流路のオリフィス径が変化して流量に比例した圧力降下が起こる。これを差圧トランスデューサで測定する。1回換気量、分時換気量、換気回数の測定に使われる。

4.2.4 残気量測定

最大限呼出時に肺に残っている肺気量を残気量という。安静呼吸時の呼吸終末時の肺内気量を機能的残気量という。N₂ガス希釈法や体プレチスモグラフ (body plethysmograph)⁸⁰による測定方法がある。病院では恒量式ヘリウム閉鎖回路方式によって死腔量も同時に算出できる。

⁷⁹ 1.4.1 熱線式流速計と 1.4.2 差圧式流速計を参照

⁸⁰ plethysmograph は増加量の記録を意味する。

4.3 呼吸モニタ

4.3.1 温度変化式呼吸モニタ

呼吸時の温度変化をサーミスタにより検出し、これより呼吸の様子を定性的に知る。

4.3.2 インダクタンス式呼吸モニタ

導電性溶液で満たした伸縮ベルトの呼吸による胸郭腹部の伸縮で生じる抵抗変化を測定する方法がある。これとは別に肺にベルトを巻き付け、呼吸による胸部および腹部の動きを監視する。ベルトの伸縮によって内蔵のコイルのインダクタンスが変化する。動きのパターンにより換気障害の種類を判別する。なお、この機能は睡眠時の無呼吸疾患のモニタ⁸¹として使われている。その様子を示したのが図4.3である。

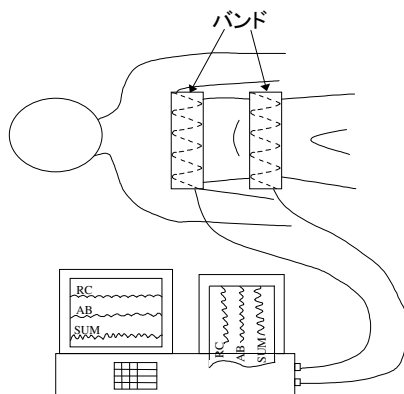


図 82 インダクタンス式呼吸モニタ

4.3.3 インピーダンス式呼吸モニタ

心電用電極間に微小な高周波電流を通して電極間のインピーダンスの変化を測定することにより呼吸波形を記録することができる。インピーダンスは換気量の変化にともなう。これを記録したものがインピーダンスニューモグラム (impedance pneumogram) である。呼気時には空気量が増加した状態にあるのでインピーダンスが増加し、吸気時には空気量が減少した状態でインピーダンスは減少する。無呼吸時にはアラームを発する。心電図と呼吸が同時に測定できるのでベッドサイドモニタとして多用されている。

4.3.4 食道内圧測定用ゴムバルーン

図4.4に示す構造のバルーン付きカテーテルに抵抗線ひずみ圧力計を用いて食道内圧が測定できるので、食道内圧変化に反映された胸腔内圧変化も測定できる。

⁸¹ 睡眠中の鼻腔の気流を測る方法がよく使われる。

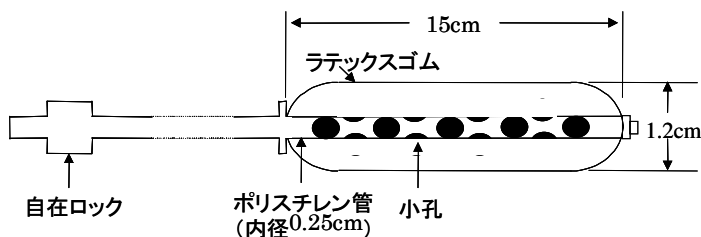


図 83 食道内圧測定用ゴムバルーン

4.4 呼気ガス濃度の測定

人工呼吸時の吸入酸素，呼気炭酸ガス濃度や麻酔時の麻酔ガス濃度の測定は重要な生命維持の基本である。以下に、関連ある気体ガス分析器を挙げる。

4.4.1 ガスクロマトグラフィ

キャリアガスと分離管（カラム）により試料の成分を時間的に分離する。キャリアガスは試料と反応しない H_2 、 He 、 N_2 、 Ar とともに一定流量が流される。さらにサンプリングバルブが開かれ短時間、試料ガスが送られる。カラム内で大きな表面積をもつ固定相とその相に接して流れる流体との間に分離成分が特異的に保持される。この移動差を利用して成分分離する。すなわち、移動相が気体とともに試料が固定相を通過する間に固定相の吸着力や固定相液体の配分係数の違いを利用して分離していく⁸²。二種類のガス、A、Bが時間の経過につれ分離される様子を図75に示す。

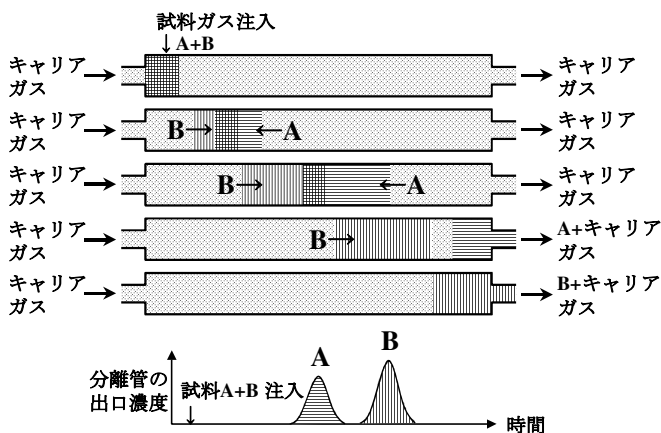


図 84 ガスクロマトグラフィによるガス成分分析

⁸² カラム内部には吸着性モレキュラーシーブなどの充填剤、あるいは試料溶解のためのシリコンオイルなどの充填剤を詰める。試料成分のカラムの通過時間は充填剤との化学親和力、溶解度などの差異により違っているのでキャリアガスの通過過程で中の混在成分が分離される。

4.4.2 質量分析計

Mass spectrometer という。検出対象のガスをイオン化して電界と磁界を作用させると質量と電荷の比によって空間的に分離できる。一定の電界で加速されたイオンが一様な磁界を通過するとき、その質量が小さいほど高速で、その軌道も曲げられる。これを利用して質量スペクトルを得る。図4.6は高い分解能を保証した二重収束扇型の質量分析計(Double-focusing magnetic sector mass spectrometer)である。他にイオンの飛行時間の違いを利用した分析計も使用されている。

ガスクロマトグラフまたは質量分析計を用いて、試料ガスの成分を空間的に時間的に分離し、順次、熱伝導式センサ・赤外線ガスセンサ⁸³に送り、多成分分析を行うことができる。この方法を用いて、炭酸ガスの分析や酸素ガスの定量化が可能である。酸素ガス分析には磁気式や固体電解質ジルコニア⁸⁴、グロー放電式が使われる。

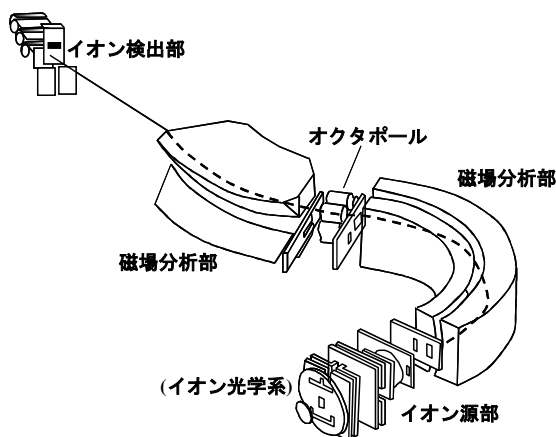


図 85 質量分析計の構造

4.5 循環ガスモニタ

血液に溶けている酸素や炭酸ガス濃度すなわち溶存ガス分析による血液ガス測定にはイオン濃度、反応生成物濃度を電気に変換する化学センサが使用されている。前述の $p\text{CO}_2$ 、 $p\text{O}_2$ 、 $p\text{H}_2\text{O}_2$ の測定法の他に、以下の非侵襲法がよく使われている。

4.5.1 酸素モニタ

1969年 Huch らや Lubbers らのグループは $42.5\sim 45^\circ\text{C}$ に皮膚を加温すると血管の拡張や脂質細胞の変化で皮膚の酸素の透過度と拡散が増大する性質を用いて組織

⁸³ 1.6 ガスセンサ を参照

⁸⁴ 2.10 半導体ガスセンサ を参照

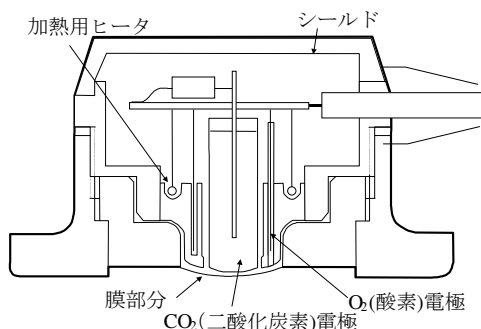


図 86 経皮形酸素モニタ

中の酸素分圧が測定できることを見出した⁸⁵。熱傷をさけるために、生体皮膚の同一面での連続使用は3時間が限度である。最近は、図4.7に示すように、1本の電極で組織の酸素分圧と炭酸ガス分圧を測定できる。また、測定前に校正用ガスを用いて自動的に校正を行うことができる。

4.5.2 パルスオキシメータ

指尖脈波による動脈血の拍動流を測定し脈拍数を測定しながら、同時に血液の分光学的分析により、末梢の動脈血酸素飽和度を非観血的に連続測定することが可能である。酸化ヘモグロビンと還元ヘモグロビンの波長による吸収度の違いを利用する。赤色光と赤外光の拍動部の通過振幅比から酸素飽和度を算出する⁸⁶。さらに吸光度は容積脈波のような変化を示すので指尖脈波と脈拍数が測定可能である。精度もよく熱傷の懸念がないので、呼吸管理では心電図モニタとともに必須のものである。測定箇所は、指先で行うのが普通であるが、耳や額で行うためのセンサも使われている。図4.8がこの機器による測定原理を示す。

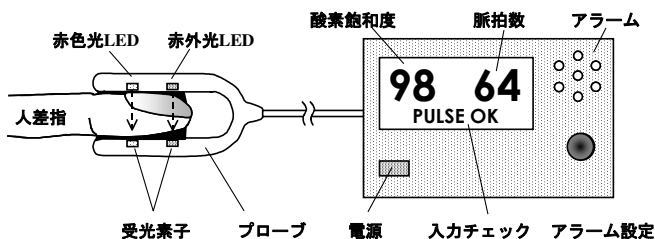


図 87 パルスオキシメータ

⁸⁵ 上皮の酸素代謝亢進、脂質溶解および真皮、皮下層の血管拡張によって酸素の透過度が増加し拡散が容易になる。

⁸⁶ 660nmの赤色光の透過は「酸化Hb>還元Hb」であり、805nm以上の赤外光(940nmを用いるのが普通である)の透過は「酸化Hb<還元Hb」である。これを利用し、拍動部の2つの波長間の振幅比率から酸素飽和度を計測する。容積脈波については3.5.2容積脈波計を参照。

第5章 生体の活動度・反応に関する測定

生体が活動する時には、位置や姿勢を変える運動が伴う。その運動は分子化学的にその発生のメカニズムが説明される筋繊維の収縮・弛緩に基礎を置く。これを引き起こす神経活動は興奮電圧を伴うので、その測定値の様相から活動レベルが記述できる。結果的に外部に現れるマクロの機械的運動は力学的エネルギー変化としての記述が可能である。以下では、順に実際の筋電計、電気・磁気刺激装置、脳電計、脳磁計、基礎代謝量測定、電気眼振計 皮膚電気反射計、平衡機能計などによる生体の活動度・反応に関する現象を表わす生理量の測定について説明する。

5.1 筋電計

筋の緊張や弛緩の状況を数十 μV ～数 mV の電気的变化(スパイク放電)として測定記録する。神経インパルスの様子は大脳皮質運動野、錐体路脊髄前角細胞、遠心性末梢神経および神経筋接合部の機能を表わすものである。1つの神経筋単位⁸⁷から得られる電位変化は50 μV ～5 mV であり、通常は電気または磁気による刺激装置を併用する。骨格筋の体表面から板状電極または針電極を用いて活動電位を導出する。測定の手順をブロック線図で示したのが図5.1である。

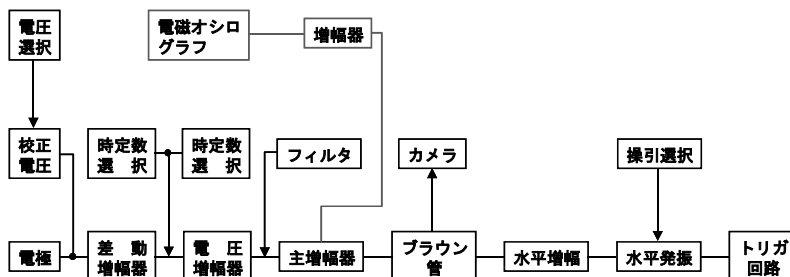


図 88 筋電計の構成ブロックダイアグラム

5.2 電気・磁気刺激装置

5.2.1 電気刺激装置

末梢神経刺激時に皮質領域に出現する誘発電位によって傷害部位とその程度を判定する。この検査は言語の話せない乳幼児や意識障害患者の知覚路の機能検査に有効である。単発 single, 対発 pair, 不定期 random, 連鎖 train のパルス刺激に対する反応から聴覚誘発電位(AEP)⁸⁸, 視覚誘発電位(VEP), 体性感覚誘発電位(SEP)⁸⁹, 誘発筋電図(evoked

⁸⁷ 脊髄前角から出発する神経繊維が支配する筋繊維群を一つの収縮活動単位と考えたもの。

⁸⁸聴覚誘発電位(Auditory evoked potential)は聴覚伝導路の検査に用いる。脳幹病変の診断、脳死の判定、新生児、乳児の検査が困難な聴覚路機能検査や意識障害の原因究明などに使われる。視覚誘発電位(Visual evoked potential)は同様に、視覚伝導路についての機能の検査に使われる。

⁸⁹ 体性感覚誘発電位(Somatosensory evoked potential)は末梢神経から大脳に至る体性感覚路の検査のためで、末梢神経、脊髄、脳幹機能、大脳病変などの診断に用いられる。

electromyogram), および伝導速度を測定できる。臨床的には誘発筋電図による検査がよく利用される。これから脊髄運動神経系疾患, 末梢神経疾患, 筋疾患の診断ができる。これらの処理に誘発反応加算装置⁹⁰が併用される。観測用装置として長尺記録カメラを, 記録用装置としてメモリスコープを用いる。

5.2.2 磁気刺激装置

磁気による同様の刺激も可能である。8字型刺激法⁹¹による磁気刺激が用いられ, 電気刺激法より安全性に優れている。

5.3 脳電計・脳磁計

脳電計および脳磁計は脳神経細胞の活動に伴う微弱な電位変化または磁界の変化を導出・記録する。脳波による覚醒度の監視, 脳の機能異常, 意識状態, 脳死の判定に使われる。麻酔深度の監視にも用いられる。

5.3.1 脳電計

脳の電気活動を 1~60Hzまでの帯域の数 μ V~数百 μ Vの電位変動として頭皮上から誘導するものであり, 脳波計と呼ぶことが多い。その規格は JIS T 1203-1985による。交流誘導障害を避けるためにシールドルームでの測定が不可欠である。導出電極は皿電極または針電極が一般的である。脳波の記録は標準的には, 紙送り速度 3cm/secで行う。脳波計は, 図5.2に示すようにフィルタ回路⁹², 測定開始を示すインスト回路からなる前置増幅器を経て主増幅器に至る。その結果がペンを駆動し記録紙に描かれる。なお, 電位変動を誘導する電極は, 表4の通りである。

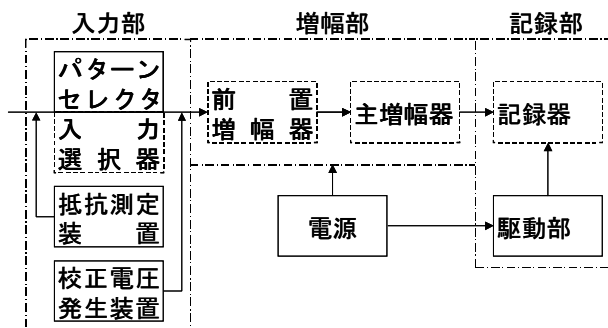



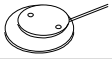

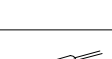
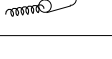
図 89 脳電計の構成ブロックダイアグラム

⁹⁰ 同一刺激に対して刺激開始時に揃えて応答を加算することにより, ノイズの影響をうち消した真の応答を算出できる。

⁹¹ 一般的に用いられている磁気刺激法である。

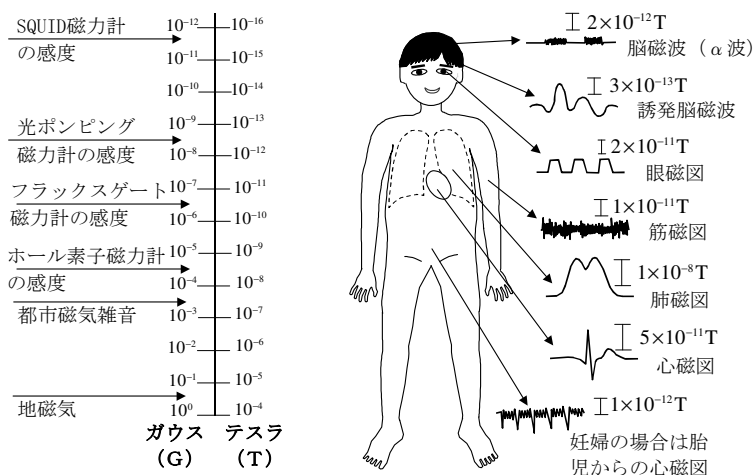
⁹² ノイズを除き周波数帯域分離するための回路。

表 4 脳電計用電極の種類

種類	外観	材質	分極電圧	特徴
皿		銀 銀・塩化銀	3.0mV 0.1mV	一番多く使われている
コオロジン		銀・塩化銀	0.1mV	長時間記録の時は良い
針		ステンレス	30mV	取付けが簡単 被験者に苦痛 感染に注意が必要
スピンド		ステンレス	30mV	被験者に苦痛 感染に注意が必要
KM式		銀	30mV	取付けが簡単 バンドの締め付けで 筋電図が入る 電極が乾燥する

5.3.2 脳磁計

生体の磁気現象は 10^{-13} [T] 程度の微弱なものなので、超伝導量子干渉素子 SQUID⁹³を用いて測定する。超高感度の磁束計では、磁束検出コイルは差動型にして雑音磁界の影響を低減している。装置は液体ヘリウム内に収めたSQUIDおよび直流電源、励振用発振器、磁界検出コイル、SQUIDの出力電圧の増幅器、信号の同期検波器からなる。磁気利用の生理量の測定レベルを図83にまとめた。



⁹³ 2.6.3 超伝導量子干渉デバイスを参照

図 90 磁気による各種生理量の測定

5.4 基礎代謝量測定

酸素の消費量から間接的に測定する。開放式，閉鎖循環式がある。閉鎖循環式は操作が簡単で比較的精度もよい。図5.4は無水式で容積変化が容易に行えて，呼吸商を実測することなしに酸素の消費量を算出できる。

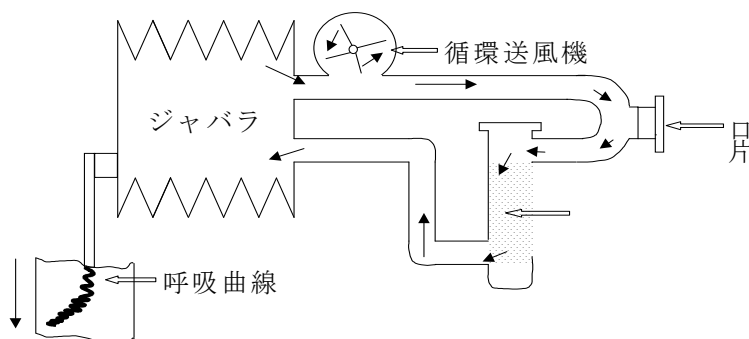


図 5.4 基礎代謝量測定

5.5 電気眼振計

ENG (Electronystagmograph)と呼ばれる眼球の偏位角の測定を行う。この結果を微分することによって眼球運動速度が算出できる。眼球の変位角が30~40度では、角膜と網膜間の電位差と変位角との間に比例関係がある。視標追跡，視標注視検査などに使われる。

眼振や異常眼球運動について，開眼時の記録を行うのみならず，閉眼や暗所開眼時における眼球運動をも測定できる。その測定部位については図 5.5 に示すように二次元運動の測定による。

眼球にはその前面の角膜と後面の網膜の間に一定の電位差があり，角膜電位とよばれる。この電位は眼球の偏位角に比例するので，眼球運動に伴う角膜網膜電位の変動を増幅することによって，眼球の偏位角を測定できる。この結果を微分することによって眼球運動速度が算出できる。眼振計の長所は眼振を含めた眼球運動を記録することができることにある。すなわち，眼振の頻度，方向，振幅，眼振緩徐相の速度なども測定できることである。しかしながら，閉眼や暗所開眼の場合でも容易に測定できる反面，視軸回りの回転性眼振の測定は困難である。

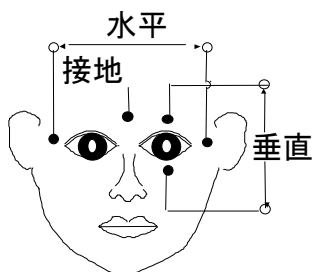


図 91 眼球の運動の測定と電極位置

5.6 皮膚電気反射計

自律神経系機能の検査に皮膚電気反射 (GSR:galvanic skin response)が使われる。心理的動揺による皮膚汗腺の働きにより，一過性の電位変化と電気抵抗変化がある。これには周波数特性 (0~15Hz)があり，信号は数十 μ V~数mVである。図5.6は測定用システムの説明である。

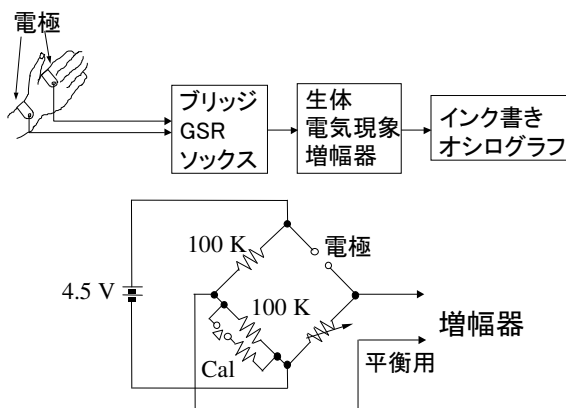


図 92 ブリッジボックスを用いた GSR の測定

5.7 平衡機能計

身体の平衡は三半器官による加速度検出，視覚認識による身体の位置と運動速度の認識、さらに体性感覚に直結する筋紡錘や運動性筋肉の緊張・弛緩に依存して調節される。身体の動揺を重心の移動として測定する。開眼，閉眼時の両足，片足立ちについて，重心の移動を3方向で検出して身体の種々の平衡機能，姿勢制御機能を測定する。すなわち，検出台の複数点の圧力測定から垂直加重の中心点を算出し，足側中心の動きを経時的に測定する。実際に使用している様子が図 5.7 である。また，直立検査法として両脚直立検査、マン検査⁹⁴、単脚直立検査を開眼、閉眼で行う方法がある。このとき、重心動揺計で定量的に重心の移動を経時的に測定する。その

⁹⁴ 一方の足尖と他方の踵を接して両足を一直線上に揃えて起立させて姿勢の安定性を評価する。

救急医療のための機器システム

他、足踏み検査による下肢の偏倚現象による体幹四肢の平衡機能検査がある。



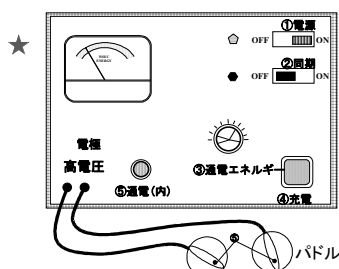
図 93 平衡機能計

第6章 治療システム

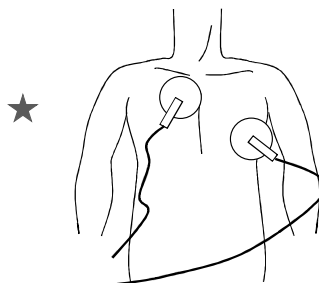
生命が危険に晒されているとき、薬物の効果の発現を待つことが少なくないが、電氣的操作また機械的操作により、緊急に処置を行う場合がある。このとき使われる機器は一般にシステム化されており、なかにはそれ自身知能化され、判断機能をもつものがある。いずれにせよ、加療中には、薬物の量的扱い、感染防止や高電圧の取り扱いに厳重な注意を要する。本章では除細動器、輸液ポンプ、持続注入ポンプ、酸素流量計、低圧持続吸引器、電気吸引器、酸素 TENT などの治療システムについて具体的に述べる。

6.1 除細動器

心室細動は心室の収縮機序が乱れることにより心臓から血液を送り出すことのできない状態である。この場合には、脱分極と再分極が混在しているので心筋興奮の位相を外部的からの刺激により一致させる必要がある。除細動器は図6.1から解るように、心筋に直流高電圧を加え、心筋の興奮の位相関係を揃える⁹⁵ための医療機器で、一部同様の環境で動作する機器の使用が認められている⁹⁶。使用時には、電極パドルを胸壁に当てながら高電圧を加える。体外用では第2または第3肋間胸骨右辺にパドルを、対極は心尖部の左側に配置する。体内用の場合は、一方は右心房、他方は心尖部に接触させる。心室細動、心室粗動、心室性瀕拍の除去には出力エネルギーは 200～300 Joule で非同期で通電する。心房細動、心房粗動、発作性上室性瀕拍にはR波に同期して出力エネルギーは50～100 Jouleで通電する。除細動が不成功の時は出力を上昇させ再度試みる。体内用では心室細動なら20～60 Joule、心房細動なら5～10 Jouleのエネルギーを与える。この間心臓マッサージや人工呼吸を補助的に行う。感電しないようにアースの取り方に注意し、本操作の施行者は自分の身体の一部が患者に触れないようにすることが肝要である。なお、通電効果を上げるために電極の接面にペーストまたは食塩水ガーゼを用いる。この間心臓マッサージや人工呼吸を行い、低酸素状態から脱出できるように脈拍が触知できるまで続ける。



(a) 除細動器の概略



(b) 胸壁につけた電極パドル

⁹⁵ 埋め込み型の除細動器も開発されている。

⁹⁶ 呼吸・循環機能が停止した患者に対して自動体外式除細動器(AED: Automatic External Defibrillator)による除細動が認められている。また、器具を用いた気道確保が救急救命士に認められている。なお、静脈路確保のための輸液および薬剤投与と気管挿管入は医師の指示の下に救急救命士に認められている。

図 94 除細動器の概略と電極パドルの使用例

6.2 輸液ポンプ

循環作動薬や抗不整脈薬の注入，高カロリー輸液などに用いる。薬品注入や輸液は通常重力による自然落下点滴で行うが，積極的に圧力を加えて注入するとき使用するのが輸液ポンプである⁹⁷。ローラ式ポンプはローラの回転によりチューブ内の液を押し出すので，脈流は避けられない。蛇動式（ペリスタリックフィンガー方式）ポンプは気泡の混入が少ない。メカニズムと使用法を併せて図6.2に示す。

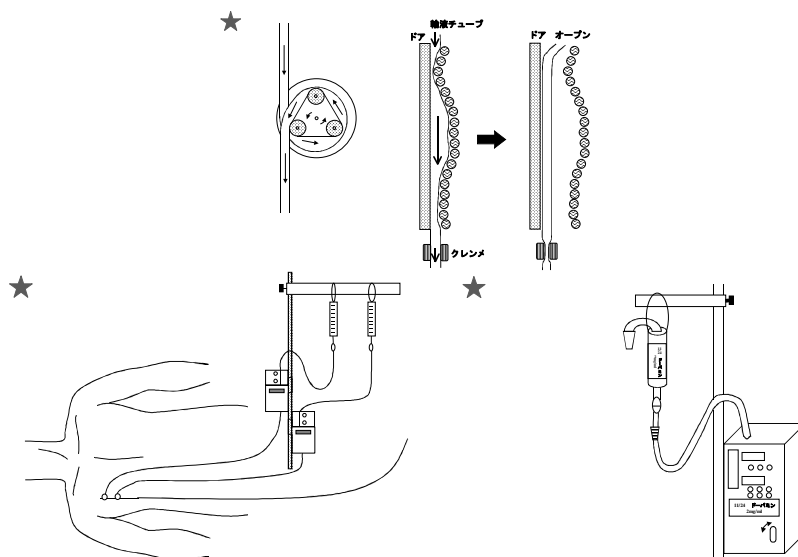


図 95 輸液ポンプの動作と使用法

6.3 持続注入ポンプ

シリンジポンプともいう。長期間連続の薬注，高カロリー輸液など輸液ポンプに比べてより正確に行うために用いる。注射器の内筒を一定速度で移動することによる脈流のない，0.1[ml/hr]～200[ml/hr]の高精度の注入流量制御が可能である。図6.3のように，シリンジポンプ，動力部，回路の流量設定部，制御機構からなる。回路閉塞，過負荷，輸液終了時には警報により安全性を確保できる。空気の混入を避けるために先端からの滴下を確認し，延長チューブを経て静脈路に接続する。電池を動力とする携帯型シリンジポンプやフレオンの気化熱を動力とした体内植え込み型ポンプ⁹⁸があり，これらのポンプは患者の社会復帰を可能とする。

⁹⁷ 一つのルートから複数の薬液を注入する場合には配合禁忌に注意する。

⁹⁸ 例えば、インシュリンの注入で一部使われている人工膵臓とよばれるものである。

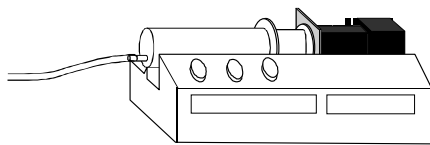


図 96 シリンジ注入ポンプ

6.4 酸素流量計

人工呼吸器を用いずに酸素の分時流量を計測しながら酸素マスクや経鼻チューブ⁹⁹により、酸素供与を行う。これに用いるのが酸素流量計である。中央配管アウトレットまたは酸素ポンベを利用する二つの方法ある。加湿ビン¹⁰⁰と組み合わせて用いるのでこれを清浄に保ち、気道内感染を防ぐ必要がある。

6.5 低圧持続吸引器

トロッカーカテーテル¹⁰¹を穿刺し、外枠のチューブを固定し、排出のためのドレインとする。呼吸器疾患、開胸手術、胸部外傷、気胸、血胸、胸水貯留で、浸出液、血液、空気などが貯留したときに胸腔ドレインなどを用いて吸引圧を調整して、排気や排液を連続的に行う装置である¹⁰²。これを図6.4に、また使用時の様子を図6.5に示す。胸腔内圧を陰圧¹⁰³にして萎縮した肺に膨張を促し、心臓への圧迫を除く。腹腔についても同様である。

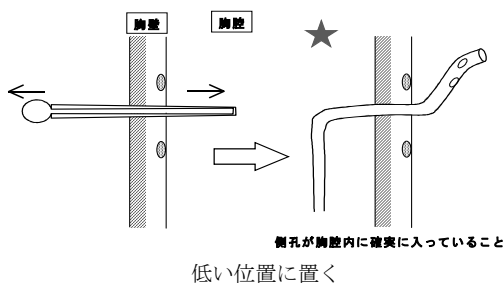


図 97 持続吸引器の使用の様子

⁹⁹ 経鼻カニューレ、経鼻カテーテル、フェイスマスク、ベンチュリマスク、部分的再呼吸マスク、非再呼吸マスクなどが使われている。

¹⁰⁰ 気道内感染の原因にならないよう内部を常時清浄に保つことが必要。8.5 ネブライザーを参照

¹⁰¹ 栓子を意味する。套管針とその中を通す三角の尖頭を持つ栓子を用いて、体腔に挿入後この栓子を引き抜く。これによって体腔から液体を抜き取る。

¹⁰² ダイヤフラムをモータで駆動し陰圧をつくり、吸引力とする。

¹⁰³ 胸腔内圧が $-2 \sim -15$ cm H₂Oなので $-10 \sim -15$ cm H₂Oとする。滅菌蒸留水を入れて吸引圧を調整する。

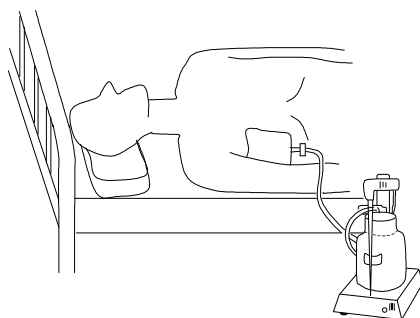


図 98 胸腔持続吸引の様子

6.6 電気吸引器

蘇生時の措置に不可欠で、救急車にも常備し易いポータブルのものがよく使われる。気道、口腔、鼻腔内の貯留液や異物を除去し気道を確保する。気管切開時、気管内挿管時、意識障害時に異物、唾液、吐物の吸引を行ったり、手術中・手術後に血液、浸出液、洗浄液などの吸引を行う。使用時には 吸引圧力の調整・リークがないことを確認することが必要である。

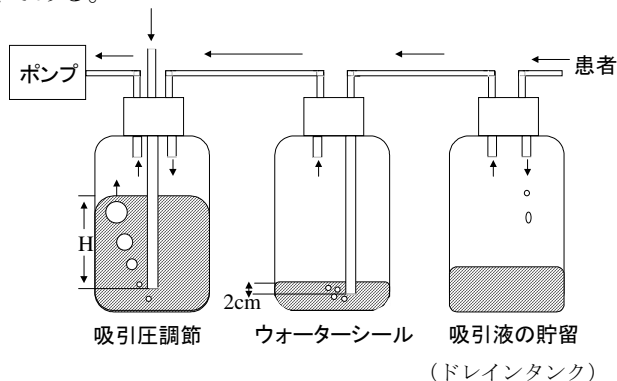


図 99 電気吸引器の原理

痰吸引器として使用する場合に、気道、口腔、鼻腔内の異物や貯留液を取り除き気道を確保する。気管内、口腔内の異物、唾液、吐物、浸出液、洗浄液などを吸引する。図 6.6 にこれを図解した。

6.7 酸素テント

図6.7に示すような 300~600[l]のビニールテントで患者の上半身を覆うものである。酸素療法に使用する。酸素濃度は35~50%である。細菌やカビの培地になりやすいので清潔に保つ必要がある。吸入ガスを与えるネブライザを用いた加湿が必要である。なお、化繊のセータの着用による静電帯電はこの周辺で引火の危険があるので注意を要する。

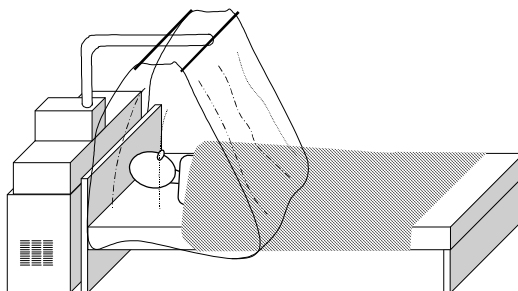


図 100 酸素テント使用時の様子

6.8 ネブライザー

人工呼吸時に供給される医療ガスは乾燥しているので吸気の経路に加温加湿器を挿入している。気道粘膜の乾燥を防いだり、吸入に必要な液体を生理的に障害のないような浮遊状態（エアロゾル）の形にするために適当な温度と湿度を与える。酸素テントにおける気体の加温・加湿にも用いられる。加温にはヒータを用い、加湿には超音波水分子運動により、浮遊状態の水粒子を発生させる超音波型とノズルより空気中に噴出させる噴出型がある¹⁰⁴。これを示すのが図6.8である。

鼻腔または口腔から吸気のなかに水蒸気を噴出させて薬液を霧状にして、気道、肺に吸収させる療法のための吸入器もある。

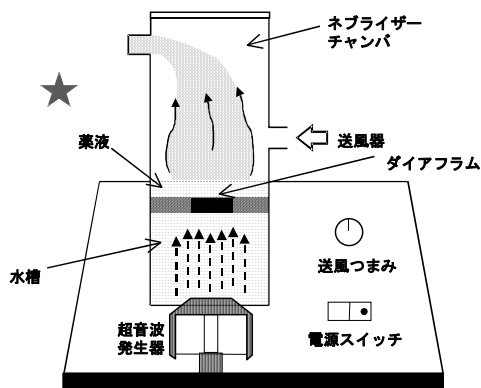


図 101 超音波ネブライザー

6.9 浄水器

蒸留水は通常薬品類の溶剤として、またガラス器具の洗浄などに不可欠である。原水を熱源を用いて沸騰させ水蒸気をつくり、冷却して不揮発性成分や沸点の差のある物

¹⁰⁴ エアロゾル療法として、気管支拡張剤，繊維素溶解酵素剤，急性肺水腫に対する止血剤やステロイドの噴霧が行われる。

質を分離精製する。このために金属製、全硬質ガラス製の蒸留器がある。純度の高い蒸留水を得るにはガラス製の蒸留器がよい。図 124 は、実用上よく使われている石英製蒸留器である。

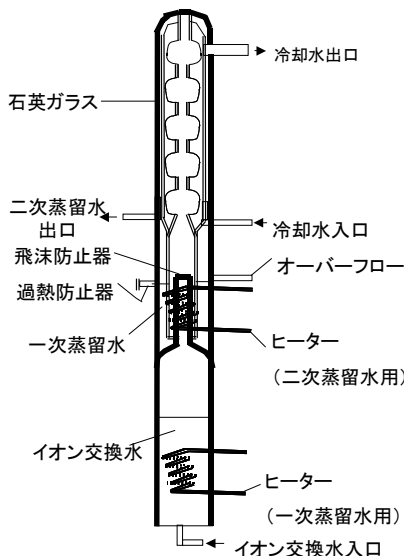


図 102 石英蒸留器

本格的にはイオン交換樹脂を用いたイオン交換法により脱イオン水を得る。弱酸性型陽イオン交換樹脂と強塩基性型陰イオン交換樹脂を別々のカラムに詰め、原水を通水するか同一カラムにつめて通水する。イオン交換法では荷電粒子は除去できるが電気的に中性物質は除けない。カラムの出口での電気伝導度により得られた水の純度¹⁰⁵を評価する。

活性炭などで微小粒子を吸着した後でイオン交換を行ったり、イオン交換—蒸留を組み合わせたりにしてさらに純度を高めている。そのような大がかりな精製水製造装置が実際に使われている。

浄水装置にはこの他に逆浸透法(Reverse osmosis) によるものがある。水は透過するが溶媒分子は通過しない半透膜¹⁰⁶を用いて、その溶液の浸透圧以上の圧力をかけ、水のみを通過させて純粋を得る方法である。浸透膜にもよるが分子量約 200 以上の有機物やコロイド状物質や溶液イオン物質の 90~95%を除くことができる。

¹⁰⁵ 水道水の電気伝導度が約 $180 \mu \text{ moh/cm}$ であり、純水の電気伝導度が $10 \mu \text{ moh/cm}$ 以下であることが目安になる。

¹⁰⁶ セルロース系膜、芳香族ポリアミド膜、アクリル系膜などが逆浸透膜として使われている。

第7章 生命維持システム

慢性的な疾患があって、長期的に外部から生命の維持の補助が必要な場合に用いられる機器・装置・システムについて述べる。呼吸に関しては、換気を代行したり、補助するためには、換気回数、吸入ガスの取り扱いなどの機能が十分に備わっている必要がある。生命の維持には循環系が大きく関わるので、感染対策や生理状態の適正維持が不可欠な要素になる。以下では、具体的に機械的換気システム、換気モード、緊急用補助呼吸装置、血液加温器、人工心肺システム、気泡型人工肺、膜型人工肺、血液浄化装置、心臓ペースメーカ、補助循環装置、大動脈内バルーンポンピング、静脈動脈バイパス、体外人工心臓、血液加温器などの生命維持装置を解説する。

7.1 機械的換気システム

図7.1は呼吸調節システムの概要であるが、これが機能障害を起こしたときに補助的な換気が必要になる。障害による換気不全または呼吸不全¹⁰⁷の場合に動脈血・肺泡気炭酸ガス濃度の制御を行う。人工換気ともいい、酸素吸入による末梢酸素飽和度の監視にも使われる。外部から半ば強制された動作なので、患者の自由にならないことがほとんどなので、できるだけ患者側の視点に立った人工呼吸を実現する必要がある。このためには、気道確保が前提である。したがって、自然気道の場合にはマスクを介して行い、気管内挿管、気管切開による人工気道の場合には気管内チューブを介して行う。

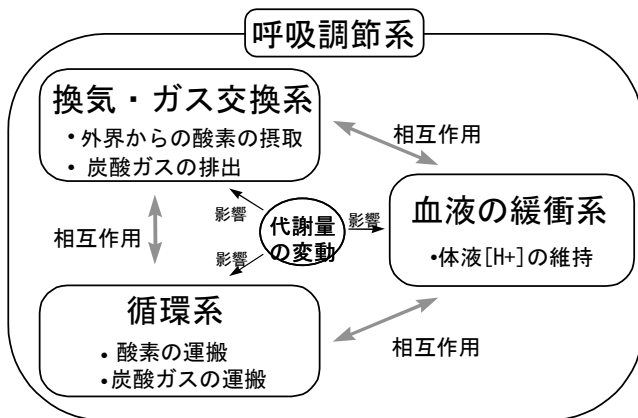


図 103 呼吸調節システムの概要

7.1.1 陽圧式換気

A 従圧式換気

気道内圧が設定値になると吸気状態から呼気状態に自動的に変わる人工呼吸法である。従って、肺コンプライアンスに依存した換気量になる。

¹⁰⁷ 肺のガス交換障害により、血液ガス濃度が異常値を示し、そのために生体が正常な機能を営むことができない状態をいう。動脈血ガス圧をもって診断する。目安は酸素分圧が 50~60[Torr]以下、炭酸ガス分圧が 45~50[Torr]以上である。

B 従量式換気

設定換気量に達すると吸気状態から呼気状態に自動的に変わる人工呼吸法である。従って、肺コンプライアンスに関係なく換気量を確実に保証できるが気道閉塞があると気道内圧が異常に高くなる。気道やや肺組織の保護のために、気道内圧の上限を設定することが必要である。

7.1.2 陰圧式換気

空気圧より低い圧力容器に上半身を入れ、胸郭を広げて自然吸気のように大気との差圧で空気を引き込む方式である。鉄の肺と呼ばれ臨床でよく応用されたが、最近はあまり使用されていない。

7.2 換気の方法

人工呼吸には患者の意志に関係なく強制的に行うものと、患者の意志を反映する呼吸がある。図7.2のように、その各々について用途に合わせた換気法がある。定常連続（continuous flow）方式や吸気要求（demand flow）方式が使われるが、前者は呼吸仕事量の増大がなく呼吸予備能力のない患者に好ましいが呼吸回路の工夫が必要である。後者では吸気要求からガス供給までの時間差や吸気抵抗が問題になる。

7.2.1 強制呼吸のモード

A 間歇的陽圧換気 IPPV

Intermittent positive pressure ventilation の略語である。気道内に陽圧を間歇的に与えて換気を行う最も基本的な人工呼吸法である。

B 持続的陽圧換気 CPPV

Continuous positive pressure ventilation の略語である。IPPV の呼気終末に PEEP(positive end-expiratory pressure)を加えたものである。呼気側に PEEP 弁を設けてある。

C 間歇的強制換気 IMV

Intermittent mandatory ventilation の略語である。患者の自発呼吸は継続させ一定間隔で強制的に人工換気を行う。

E 高頻度換気法 HFV

High frequency ventilation の略語である。振動的に肺に送気し、換気効率を高めようとする方法である。

通常的人工呼吸法は、肺に一度に大量の新鮮な空気を深くゆっくりと送り込み、肺内部の炭酸ガスと入れ換える方法をとっている。従って、重症の肺疾患患者の場合、肺内部の圧力が高まり、肺が大きく引き伸ばされる場合がある。これに対し、浅く速い換気(高頻度換気法)によって、肺に一回あたりの送気量を少なくし、換気の回数を多くし肺の拡張を減らし、肺内部の圧力増大を比較的強く抑えることが可能である。この

方法では肺の強制的な動きを小さくし、患者の回復状況に応じて円滑に通常の呼吸状態へ移行できるので、肺損傷の軽減が可能となる。したがって、肺の機能が極度に低下した重症の呼吸不全患者の呼吸管理、胸部外科手術時の人工呼吸への適用が期待されている。

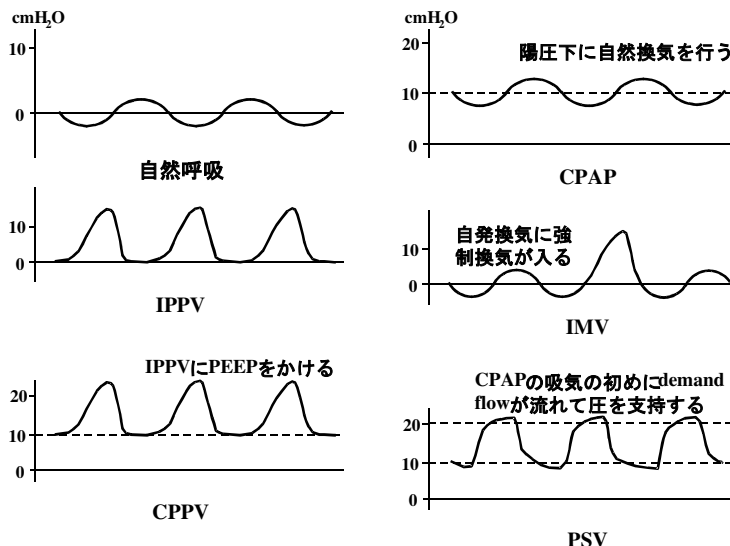


図 104 換気モードによる気道内圧変化

7.2.2 補助呼吸のモード

A 持続的気道内陽圧換気 CPAP

continuous positive airway pressure の略語である。

自発的換気を気道内圧を常に陽圧にして行う。この場合に人工的な換気は行わない。

B 圧支持換気 PSV

pressure support ventilation の略語である。患者が要求する換気量で吸気を与える。ガス供給は定常連続方式か患者の呼吸時の陰圧をトリガーとして必要量のガスを送る吸気に関する仕事量が小さいことが望まれる。CPAP や IMV の呼気相 PEEP より僅かに高く設定した陽圧による自発換気を補助する。吸気が始まる時高流量の送気が吸気要求方式で行われる。

7.2.3 その他の換気

A 用手的人工換気

手押しバックで酸素・空気を送る簡便な方法である。アンビュバックとよばれる。自動膨張式バック、麻酔用マスク、非再呼吸弁、空気取り入れ弁よりなる。酸素も付加して送気が可能であり、緊急時に適している。非膨張式手押しバックにジャクソン・リース(Jackson Rees)装置がある。なお、気管切開中の人工換気では、意思伝達が容易ではないが、これを確保する方法にも関心が高まっている。

B 緊急用補助呼吸装置

喘息患者や老人の在宅医療などでは特別な訓練なしに、吸気マスクの装着のみでコンピュータが作動し、機器の電源が自動的に入り自力で吸入をセットできるような操作性に優れたことが肝要である。この装置はネットワーク接続により遠隔医療にも使用可能である¹⁰⁸。

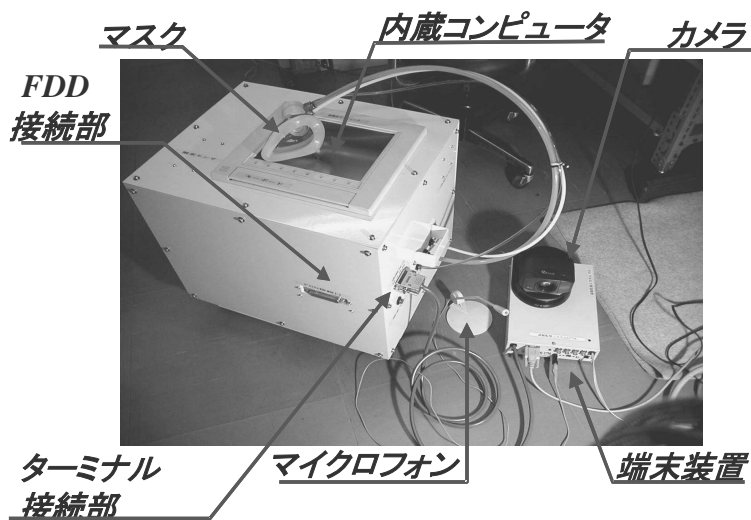


図 105 呼吸循環補助装置と遠隔操作システム

7.3 人工心肺システム

心臓手術および大きな循環系の手術の際に、心臓を停止させる必要がある。このとき直接的には体外循環によるガス交換と物質交換が必要である。ガス交換は繊維からなる人工肺を用いて行う。これには、気泡型人工肺と膜型人工肺がある。その性能の評価は血液ガス分析装置¹⁰⁹を用いた定量による。完全体外循環は開心時に必要である。このための心臓と肺の機能を代行する体外循環を図95に示した。上下大静脈からの血液を脱血管を通じて体外に導き、人工肺で酸素を付加し炭酸ガスを除去して、ポンプを用いて送血管を通じて大動脈に返す逆血の様子が示されている。

冠動脈側路（バイパス）手術では心肺血流の完全遮断、脱血回路および送血回路、吸引回路、酸素回路および部分体外循環システムを構成する必要がある。

このシステムは図7.5のように、心腔内血液吸引回路と血液貯留槽（cardiotomy resevoir）に送る外部血流路であるベント回路¹¹⁰、酸素回路（ガスライン）、血液レベル検出器、熱交換器と冷温水槽などからなる。送血ポンプによる血流量とチューブの圧閉の

¹⁰⁸ 図 11.1 および図 11.2 を参照

¹⁰⁹ 4.4 循環ガスモニタ を参照。

¹¹⁰ 開心術中、左心房、左心室にベントカニューレを挿入して一定の血流量を持続的に吸引する。

程度による逆流量（オクルージョン）を調節する。すなわち、チューブの前後で100cmH₂O程度の圧力差を与え極微量の逆流を残す¹¹¹。なお、体外循環時にヘパリン投与し凝固を防止する。動脈フィルタは微小凝血栓を除くもので、気泡捕捉、気泡除去装置を兼備していることが多い。その動作過程は、心腔内血液吸引回路により心腔内や心嚢内に貯留した血液をローラーポンプで吸引し、一旦、吸引血貯留槽に誘導する。さらにベントカニューレを挿入して、開心術中に心腔内を無血にしたり、負担をかけないように一定の血液を血貯留槽に吸引し静脈血と混合して、人工肺を通して再送血する。なお、酸素流量計から人工肺の酸素供給までのガス流のための酸素回路やポンプから空気の混入を防止するために血液レベル検出器で血液量を監視する。なお、熱交換水を供給する冷温水槽により血液温度上昇を抑える。

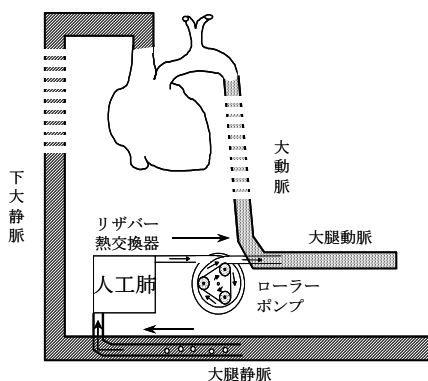


図 106 人工肺使用時の体外補助循環

¹¹¹ ダブルローラ型が多い。チューブに対する圧閉度合（オクルージョン）を調節して、溶血が起こらないように逆流が微量な注入圧力に調節する。

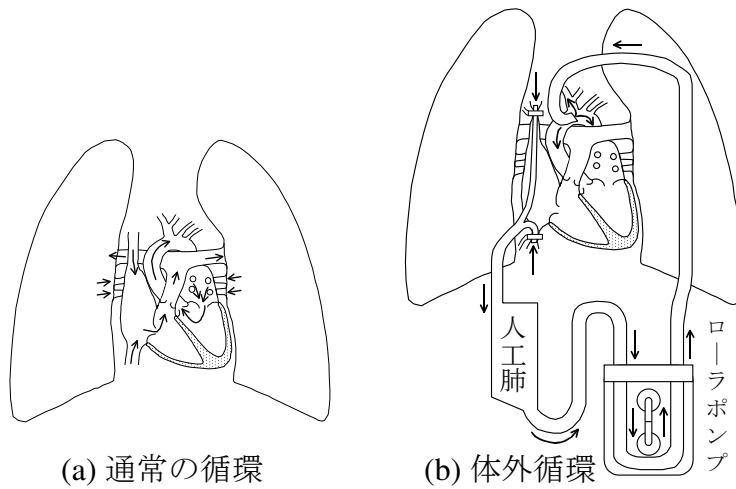


図 107 人工肺使用体外循環

7.3.1 送血用ポンプ

連続的に一様に、また脈動を与えて血液を絞り出すように送出するために、下図のようなローラーポンプや遠心ポンプが使われている。チューブの前後に 100 cm H₂O 程度の圧力差を与えて、しかも微量の逆流が残るようにオクルージョンを調整する。図 7.7 がこの原理的模式図である。

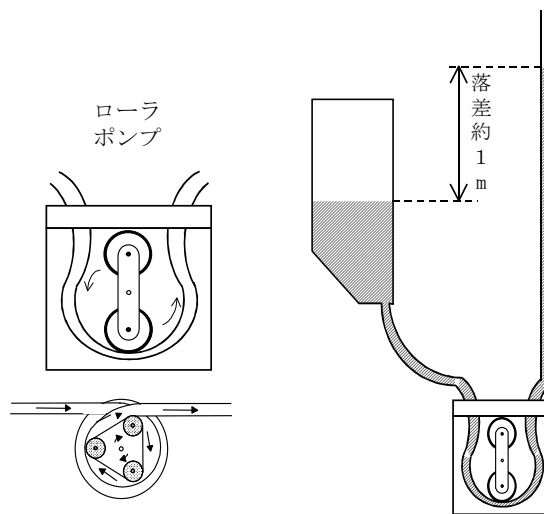


図 108 送血用ポンプ

7.3.2 気泡型人工肺

血液中に小さな酸素気泡を通して直接ガス交換する。酸素気泡を除く除泡装置を必要とする。この装置の使用時には血球成分の損傷が多いのが難点である。

図7.7がこの原理的模式図である。血液に対する抵抗が小さく、脱血回路に直結できるので、装置が簡単で安価である。

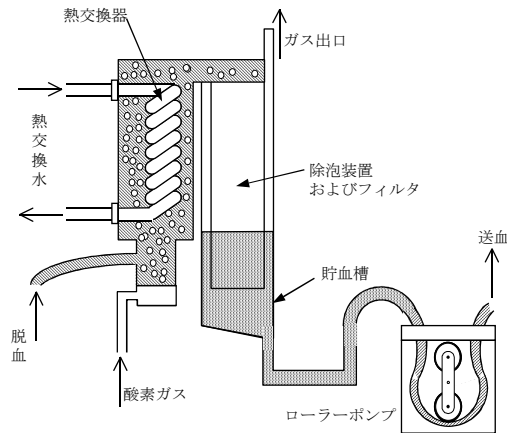


図 109 気泡型人工肺

7.3.3 膜型人工肺

液体は通過できないがガスのみが通過できるポリプロピレン，ポリエチレン，シリコン薄膜を用いてガス交換を行う。血液の透過抵抗が大きいので通過のための動力を必要とする。血球成分の損傷が少なく，除泡装置を必要としない。この種の人工肺を図7.8に示す。

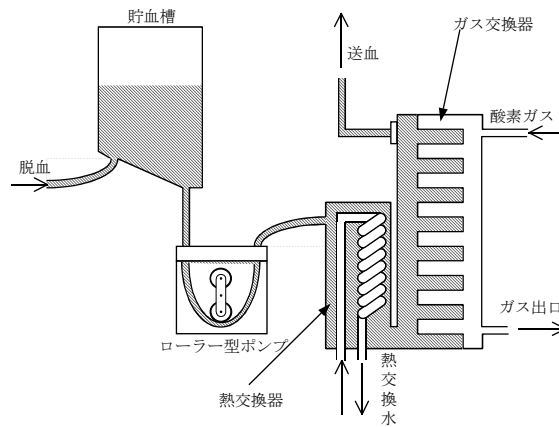


図 110 膜型人工肺

7.4 血液浄化装置

腎不全患者に対する血液透析，腹膜灌流に用いられる。また，SLE(Systemic Lupus Erythematosus)¹¹²など自己免疫疾患の血漿交換療法や免疫吸着法にも用いられる。とくに，腎不全の患者に人工腎臓として用いて，物質の交換を行う。これを人工透析と呼んでいる。体外循環させた血液とほぼ等張電解質液である透析液を人工膜を介して接触させ血液を浄化する。拡散と濾過により代謝産物，水，電解質，薬物を人工膜を備えた透析器（ダイアライザ）を用いて除去する。これを血液浄化という。供給装置で透析液原液を希釈混合し，心臓に負担にならないように，体温近くまで加温する。血液浄化システムは図7.9のように，透析液原液供給装置，ブラッドアクセス¹¹³，血液ポンプ，血液回路，抗凝固剤¹¹⁴，図7.10の中空糸型透析器(透析膜)，水処理装置，透析液，ベッドサイドモニタなどからなる。これに対して，患者腹膜を利用した物質交換法がある。腹膜灌流用カテーテルで腹腔内に透析液を貯留させ，代謝産物や電解質の調節を行う。間歇的に透析液を貯留させて行う方法が一般的であるが，連続的に透析液バッグ，トランスファーチューブの交換が可能な携行式が最近普及している。

¹¹² 全身性紅斑性狼瘡のこと。慢性に経過する炎症性疾患で寛解と再燃を繰り返し，多臓器病変を伴う。臨床的にはリウマチ性疾患とよぶ。

¹¹³ 患者血液を体外循環させるための血管の出入り口。

¹¹⁴ 透析中に透析器や血液回路内での凝血や残血防止に持続的に全身的ヘパリン化が行われ，同時に拮抗剤のプロタミンが使われる。

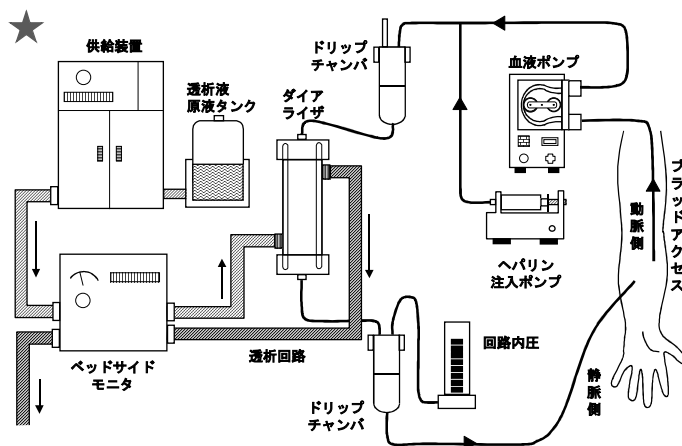


図 111 人工透析システム

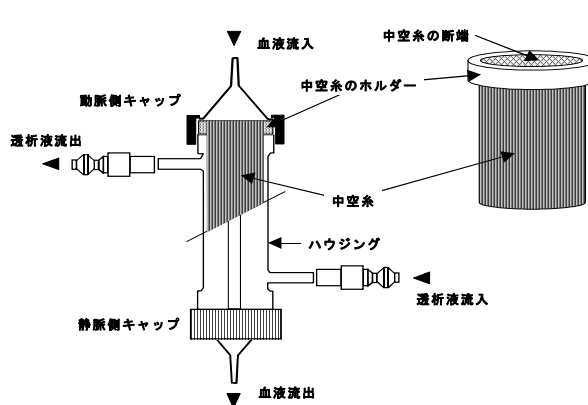


図 112 中空糸形型透析器の構造

透析膜はセルロース系と合成高分子系¹¹⁵に大別される。吸着，限外濾過，イオン交換，逆浸透による水処理法がある。微量金属は逆浸透やイオン交換で処理し，血液中の有害物質は吸着によって，また発熱物質や最近産生毒素は逆浸透で処理することが多い。腎不全状態では透析液を K^+ ， Mg^{2+} ， $H_2PO_4^-$ イオンを低濃度に， Ca^{2+} ， HCO_3^- イオンを高濃度にして、中空糸形型透析器(ダイアライザ内)で拡散により血液中濃度を調節する。

7.5 心臓刺激装置

洞結節などの不全により心臓が十分に収縮・弛緩ができないときに電氣的刺激を与え

¹¹⁵ セルロース系には再生セルロース，酢酸セルロースがある。合成高分子系ではポリアクリロニトリル，ポリスルフォン，ポリメチルメタクリレート，エチレンビニルアルコールが使われる。

る心臓ペースメーカのことをいう。1932年に Hyman が発電機を直接用いて心臓の刺激を初めて行った。完全房室ブロック、徐脈・頻脈症候群、洞性徐脈、洞停止、洞房ブロック、その他病的な心拍数の減少に対処し、一定の心拍数と心機能を維持する。装置はパルス発生器、電極、リード線からなる。体外型と埋め込み型があり、電極の取り付け位置により心筋電極、心内膜電極がある。一定のペースングレートで刺激パルスを与える固定レート型が一般に使われてきたが、身体の生理状況に応じた刺激間隔を与えることができるデマンド型が開発されている。後者は設定したペースングレートより心拍数が少ないときに刺激パルスを発生する。高電圧や強磁界の環境内のペースメーカ使用は避けなければならない。例えば、心臓ペースメーカ装着患者の MRI 検査は不可能であり、携帯電話の電磁波も同様に悪影響があることが知られている。心筋電極（心外膜ペースメーカ）は左開胸による。この電極については左心壁に電極を逢着し、本体は腹壁の皮下または筋肉間に植え込む。カテーテル電極としてのペースメーカ（心内膜電極）は切開法により橈側皮静脈に直接挿入し、本体は前胸部皮下または筋肉間に植え込む。なお、穿刺法では皮膚切開後に中心静脈栄養(IVH)のカテーテル挿入と同様の方法で電極を挿入する。この様子を図 7.11 に示す。心房と心室を同時に刺激する場合には両方法を組み合わせることがある。なお、ペースング出力は電流(mA)電圧(V)パルス幅(ms)を用いて表わす。このとき、心臓を興奮させることのできる刺激レベルを刺激閾値とよぶ。

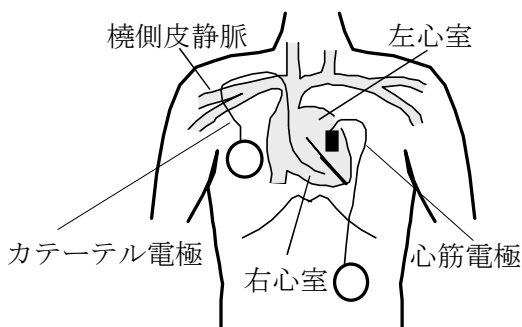


図 113 心臓ペースメーカ

ペースングの位置を A(心房), V(心室), D(心房と心室), センシング部位を A(心房), V(心室), D(心房と心室), O(なし) ; デマンド機能の反応様式を I(抑止型), T(同期型), O(なし) D(抑止・同期) としたとき、臨床では、順に略語を用いて以下のような刺激が行われている。

- VVI (心室抑止型ペースング) 心室の最低機能の心拍維持の基本的なペースングに有効。
心房細動を伴う徐脈や発作性房室ブロックなどに適用
- AAI (心房抑止型ペースング) 房室伝導の正常な洞機能不全症候群
- VDD(P 波同期心室ペースング) 洞機能の正常な房室ブロック
- DVI (房室順次ペースング) 房室伝導の異常な洞機能不全症候群

DDD(A-V ユニバーサルペーシング) 上記のすべてのペーシングが可能

7.6 補助循環装置

7.6.1 大動脈内バルーンポンピング

IABP (Intra-Aortic Balloon Pumping) とよぶ。

カテーテルと駆動装置から構成される。抗血栓性に優れたポリウレタン性のバルーンカテーテルを大腿動脈から挿入し、下行胸部大動脈中でこれを心臓の運動に同期してヘリウムタンクバルブ自動開閉により、膨張、収縮させて心機能を補助する。図7.12に心臓収縮期と拡張期の様子を示す。すなわち、心拍動に同期連動した外部駆動による補助循環法である。この動作は図7.12から分かるように、実際には、心電図のR波に同期して、QRS波形直前の心臓の収縮期にバルーン収縮により左室の血液拍出を補助し大動脈収縮期圧を減じ、心臓の仕事量を軽減する。拡張期にはバルーンを膨張させ大動脈基部の圧力を上昇させ、冠血流量を増加して心筋への酸素供給量を増す。バルーンを用いたこの方法は、中程度の心不全に使用される。

心電図上、T波の下行脚と次のQRS波の手前でバルーンが膨張するように設定する。動脈圧波形を用いる場合は膨張開始時を大動脈弁閉鎖時に合わせる。

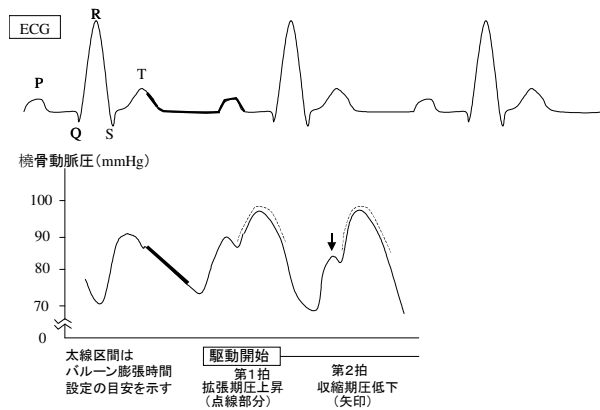


図 106 心電図と橈骨動脈圧

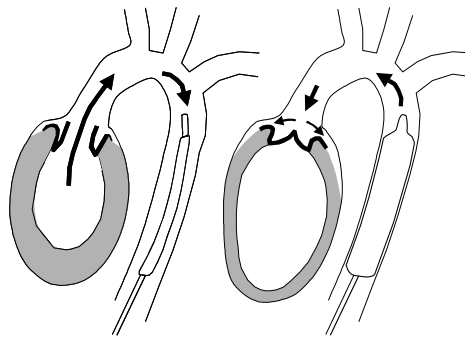


図 114 大動脈内バルーンポンピング

7.6.2 静脈-動脈

V-A (Veno-Arterial) Bypass とよばれる治療法である。静脈系血液を動脈血に浄化した後に心筋動脈系にバイパスし、血流量を維持し、心不全症状を快復させる方法である。この際人工心肺¹¹⁶を補助的に用いる。血行動態の観察と血液凝固、感染対策が必要である。高度の心不全に有効である。バイパスの回路構成は図 7.13 である。

¹¹⁶ 7.1 人工心肺システムを参照

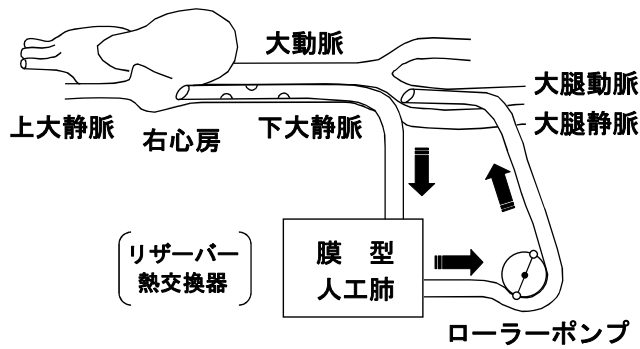


図 115 V-A バイパスの回路構成

7.6.3 体外人工心臓

VAD(Ventricular Assist Device) を用いて重症心不全に対して、長期間にわたる心臓の拍出機能を代行させ血行動態を維持する。心臓の負荷軽減を行っている間に機能を回復させる。左室補助, 右室補助, 両室補助の3種の人工心臓には, ダイアフラム型やサック型があり, 脱血・送血カニューレ, 血液ポンプよりなる。血液は空気駆動方式で送出されることが多い。この装着の様子が図 7.15 である。本装置の駆動機構、同期タイミング機構は IABP 駆動装置と同様である。

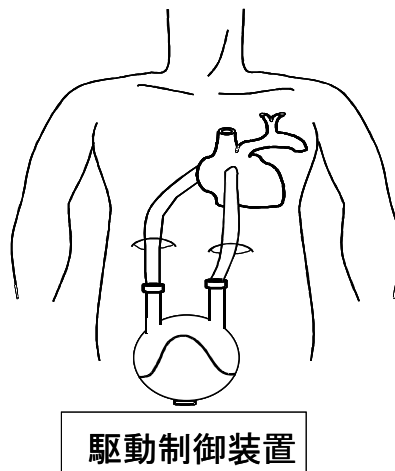


図 116 体外補助人工心臓の装着

7.6.4 血液加温器

冷却保存血の大量輸血は低体温を引き起こすだけでなく、急速注入は心室細動を起こす危険性があるので、血液を体温近くまで暖める必要がある。

救急医療のための機器システム

血液流入速度と血液流出温度についての目安は以下の通りである。

保存血温度	血液流入速度	血液流出温度
4～6℃	40ml/min	35℃±1.5℃
4～6℃	110ml/min	27℃±1.5℃

なお、加温槽内温度が42℃を越えた場合には血液の保護のために過昇温度防止安全装置の作動により、自動的に電源を遮断する。代表的な血液加温器を図7.15に載せる。

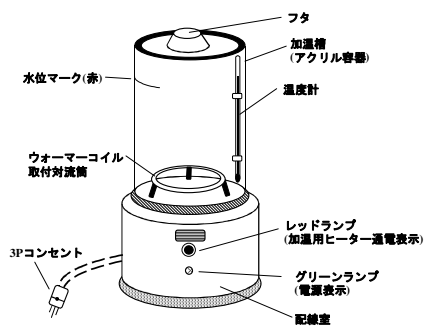


図 117 血液加温器

第8章 生体機能制御システム

最近は工学用語である制御という言葉が、医学領域でも多く用いられるようになった。生体の劣化した機能の特徴づける状態量を考えたとき、これを望ましい軌道にもっていくという、システム制御理論の積極的導入が、医学での新しい概念と方法の起点となっている。出き上がった生体のもつ閉じた制御機構のなかで限られた物理的、化学的な状態を動かす投薬など治療という外力としての効果を定量的に与える方法を併せて述べる。本章では人工呼吸自動制御システム、麻酔管理システム、呼吸と循環による麻酔管理、麻酔深度の監視、麻酔制御システム、循環による体温制御などの生体機能制御について、基本的な考え方とそのための方法論についても併せて言及する。

8.1 人工呼吸制御システム

換気不全の時に動脈血・肺泡気炭酸ガス濃度を人手に頼らず自動的に制御するシステムを以下に述べる。具体的には適応制御やファジィ制御を用いた空気及び酸素吸入による肺泡気炭酸ガス濃度や末梢酸素飽和度の監視と患者側の視点に立った患者に優しい制御を行う新しい方法を述べる。低酸素症の患者についても末梢の酸素飽和度を所望の値に制御する方法が確立されている。そのために、コンピュータを内蔵し、警報機能を備えた人工呼吸システムが提案されている。この原理を図8.1に、実際のシステムを図8.2に示す。

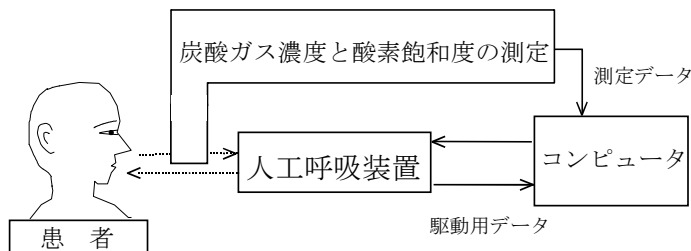


図 118 人工呼吸の概念図

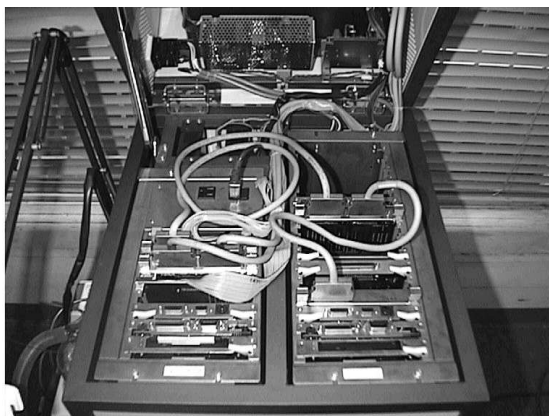


図 119 電子装置が組み込まれた人工呼吸制御装置の外観

8.1.1 適応極配置制御法

制御系全体の入出力特性が適当な過渡特性を満足するように極¹¹⁷の配置を定め、内外の環境に変化があっても常に安定領域に極が存在するようにする方法が提案されている。マスクの装着ずれや流体のもれ、突発的な咳があっても、もとの安定な状態を自動的に実現する動作を保証する方法である。この呼吸制御で操作可能なのは、換気量、吸入気体の酸素分圧（濃度）のみであり、非侵襲で得られる生体情報を反映する指標として選定したものは終末肺呼気の炭酸ガス濃度、酸素濃度、また経皮酸素飽和度¹¹⁸である。代謝量の変動や血流変化の測定を行わなくとも、個体差、経時変化に影響を受けない制御が可能な新しい方法である。システム工学的にみたこの方法を図8.3に示した。

¹¹⁷ 制御理論では伝達関数の分母を零にする値で、応答の基本を定める。一般に複素数で与えられる定数。詳しくは他の成書を参照。

¹¹⁸ 4.5 循環ガスモニタの項を参照。

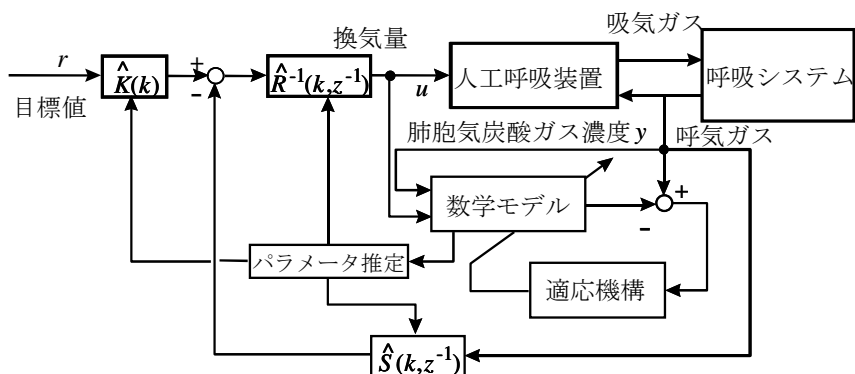


図 120 適応極配置制御系のブロック線図

8.1.2 ファジィ制御法

個体差による換気量の効果や治療効果の医師が臨床で行う判断と操作をファジィ論理で記述し、これを治療などの機能制御に応用する。図8.4に示すこの方法は患者の体格にも合わせて行えるので、換気量の与え方が患者に優しいものになる。

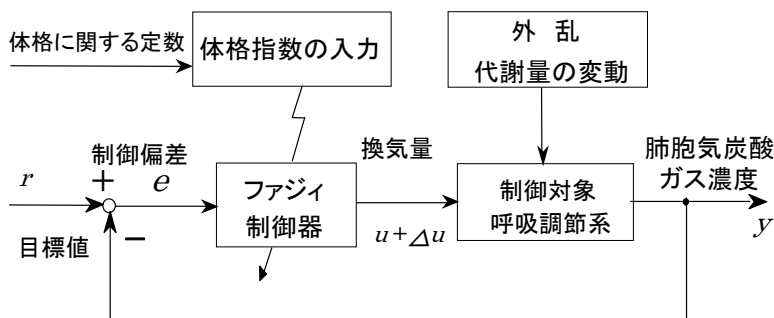


図 121 ファジィ制御による呼吸制御

8.2 脳圧制御と管理

浸透圧調節系を備えた力学・生化学的プロセスを扱う体液システムでは、マンニトール、グリセロールを用いた薬剤による浸透圧の制御が一般的である。脳圧の上昇は占拠物の発生（血腫）、脳実質の容積増大（浮腫）、血液量の増大（脳腫脹）、脳脊髄液量の増大（水頭症）などによって生じる。脳圧上昇は生命に直接的に影響があるので緊急の減圧が必要である。このために行われているのは外科的減圧術と保存的減圧法である。前者には①外減圧術、②内減圧術、③腫瘍除去術、④CSFドレナージがある。後者には、①脱水剤（浸透圧治療）、②副腎皮質ホルモン、③酸素マスクまたは酸素テント、④低体温法、⑤低血圧療法、⑥バルビツレート療法がある。最終的に、脳圧を

15mmHg前後に維持することが望ましい。ここでは、提案されているPI制御、最適制御を用いたシステム制御について述べる。図8.5のシミュレーション実験からも推測されるように、これらの方法によれば、臨床で間歇的に投薬されているのと同様の効果が、それより少ない投薬量で理論的に実現できることが分かる。

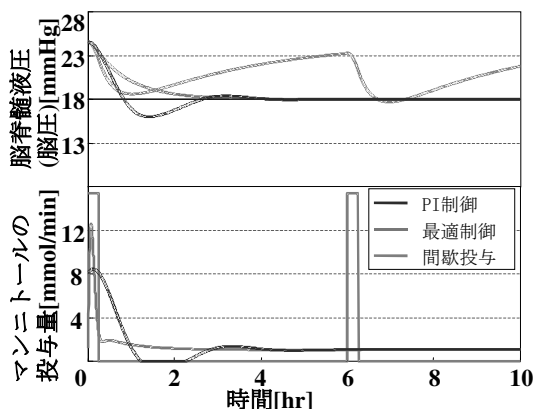


図 122 頭蓋内圧のシステム制御

8.3 麻酔管理システム

現在、複雑な薬品の組み合わせにより、呼吸、循環系による麻酔管理が行われているが、これを、システム理論を用いて、麻酔深度を判定したり、そのレベルを制御する試みがある。

8.3.1 呼吸による麻酔管理

呼吸系による一般的に行われる麻酔システムはガス供給部、呼吸回路部および判断機構よりなる。ガス供給部は笑気ガス、揮発性麻酔薬および酸素を混合して、患者の全身麻酔と蘇生時の管理を行うシステムである。麻酔薬気化器、蘇生時の酸素供与、酸素、笑気ガス、揮発性麻酔薬混合、医療用ガスアウトレットまたはボンベ、耐圧管、呼気、吸気弁、流量計、酸素流量計、緊急時に大量の酸素を送り込む酸素フラッシュ装置などの機構からなる。酸素と笑気ガスは医療用ガス配管設備とボンベから供給される。図 116 は酸素と笑気ガスの総量が気化器を通る方式である。酸素が一定流量にならないと笑気ガスなどが流れないし、酸素濃度も 30%以下にならないような低酸素事故を防止する機構になっている。揮発性の麻酔薬には他にハロセン、エンフルレン、イソフルレン、セボフルレンなどがある。

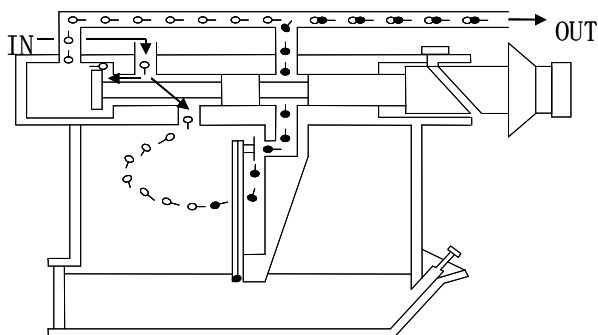


図 123 フローセン化器

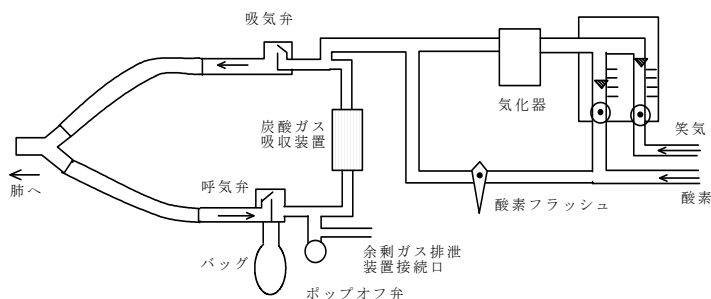


図 124 麻醉回路の例

図 8.7 のように、呼吸回路部は蛇管，吸気弁、呼気弁，Yピース，アングルピース，呼吸バック，余剰ガスを排出させるためのポップオフ弁，および呼気の炭酸ガス吸収剤を備えた炭酸ガス吸収装置¹¹⁹などからなる。

8.3.2 循環による麻酔管理

循環による麻酔は麻酔薬の静脈注射によるもので速効性がある。点滴をも併用するが補助的に輸液装置を必要とする。静脈麻酔は吸入麻酔に比べて導入が迅速にしかも円滑に行われるが、一旦この状態に入ると除去が困難である。また単独で長時間維持しようとすると呼気循環抑制の副作用が見られる。静脈麻酔薬はバルビタール誘導体、オイゲノール誘導体、フェンサイクリジン誘導体、ステロイド系薬物、フェノサイアジン誘導体、ブチロフェノン誘導体、ベンゾジアゼピン誘導体、麻薬系、非麻薬性鎮痛剤などがある。麻酔以外の目的では、これらは痙攣の治療、脳圧降下、脳代謝抑制などに使われるもので、神経遮断無痛法での「眠りのない全身麻酔」を実現するために、神経遮断薬と強力な鎮痛薬を併用する。筋弛緩剤で神経筋接合部の機能を抑制し

¹¹⁹ 人工呼吸と連動して、患者の低酸素濃度，高炭酸ガス濃度の状態に留意が必要である。

て骨格筋を弛緩する薬剤投与は上記目的の2種類の薬品と相互作用をもつ。全身麻酔を安全に実現するために必要な生理情報をまとめたものが図8.8である。

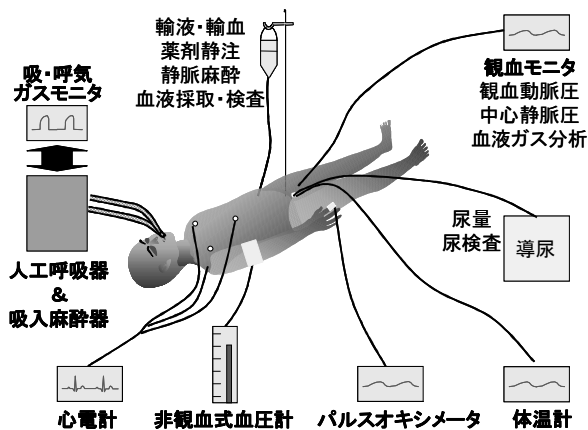


図 125 麻酔時の監視情報

8.3.3 麻酔深度の監視と判定

呼気ガス分析，血液ガス分析，動脈圧，中心静脈圧，心電図，脳電図，筋電図，深部体温，直腸温，尿成分と尿量，胸壁聴診音などから麻酔麻酔医は状態を総合的に判断するのが普通である。肺動脈の圧力とその血液(混合静脈血)のガス分析からシャント率¹²⁰を知ることができる。重傷患者や麻酔時のように生命に危険があるとき，持続的に動脈圧を橈骨動脈または足背動脈でカテーテルを留置して観血的に測定する。心機能，静脈系の緊張度にも影響される血液量の過不足は肺のガス交換に重大な影響をもたらす。これを反映するのが中心静脈圧である。いずれにせよ，図 128 に示したように，脳波，自律神経反射，疼痛刺激反射，筋弛緩なども併せて観察して生理状態を総合的に判断することが必要である。その他，胸郭の動き，表情変化，発汗，チアノーゼなどの常時観察が必要である。

そのためにファジィ理論による麻酔深度の推定と制御が提案されている。

¹²⁰ ガス交換に関与しない血流成分比を示す。正常値は3~5%である。

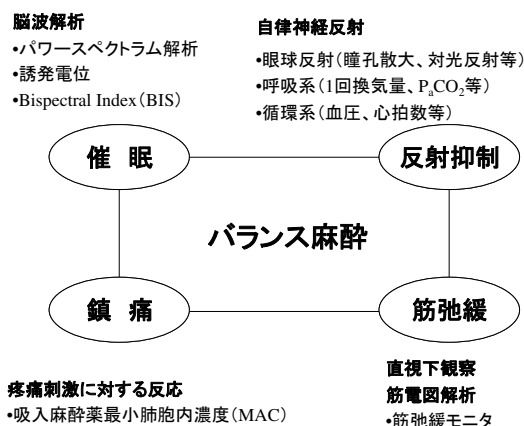


図 126 麻酔制御の基本的アプローチ

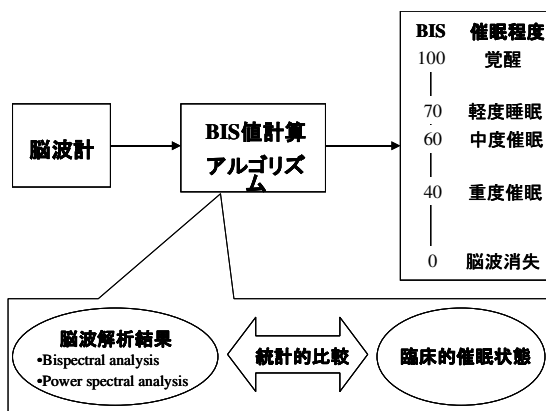


図 127 脳波による麻酔深度管理

8.3.4 麻酔深度適応制御

麻酔事故の多発と防止については、ガイドラインの必要性が唱えられており、世界的にも関心が高まっている。麻酔レベルが客観的に評価できるかどうかについて種々の議論がある。もし、評価できるとするならばそのレベル、すなわち、深度を監視し、これを客観性のある適応制御やファジィ制御による、環境変化に影響受けない深度制御が可能である。その第1歩である、麻酔深度管理は未だ十分ではないが、脳波の活動の分析による段階表示による麻酔の深度を具体的な数値で段階的に記述し、その管理が図8.10に従って臨床的に行われている。総合的な麻酔の指標が見出されて、実際にこれを笑気ガスや酸素などを添加した適当な換気量を調節し、内外環境変化に依らず、

安定にシステム制御する方法が期待されている。

8.4 体温制御と管理

生化学反応を正しく進行させるうえで、生理的に体温の制御は極めて重要である。とくに、脳挫傷時や虚血性脳疾患時、心肺機能停止時にあっても、脳温を精密に低温に保つことによって脳の機能が損なわれることなく、かなりの割合で快復することが知られており、臨床に応用されている。

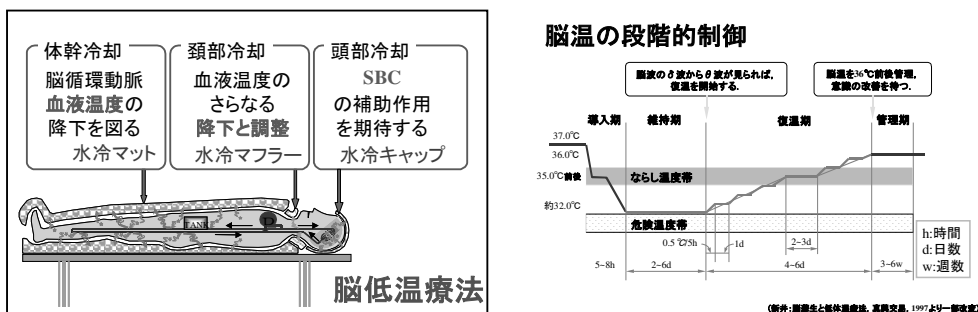


図 128 非侵襲脳温度制御の概念図

8.4.1 表面冷却による脳温制御

非侵襲では、温・冷水マットを利用した体幹の冷却による間接的な脳温制御が行われている。その方法として図 8.11(a)に示すように、マットの水温を適切に調節して、同図(b)のように予め与えた目標温度に追従するよう脳温を制御する。このとき、気温、冷却条件など外部環境の変化にもかかわらず、また患者の内部条件変化にかかわらず、個体差によらない脳温制御が実現されている。そのために、人工呼吸制御で述べたような適応制御やファジィ制御が試みられている。なお、温度制御効果を上げるために、頭部、体幹部、頸部の冷却による脳温度制御法の併用が行われている。脳温は脳圧カテーテルに付属の温度センサで直接測定するかまたは鼓膜温度で代用する。また、直腸温を測り脳温との乖離を測定している。

ICU 内の外部環境の変化、ブランケットの接触の具合や治療の過程で生ずる様々な影響と、麻酔管理や代謝の変化による内部環境の変化に対しては、刻々と対応できるような適応制御法や医療従事者の処置に対応したファジィ制御法によるシステム制御が実現されて、臨床応用に備えられている。この方法の概念を図 8.12 に、また装置システムの概略を図 8.14 に示す。なお、このために冷却用ブランケットまたはスーツが必要である。

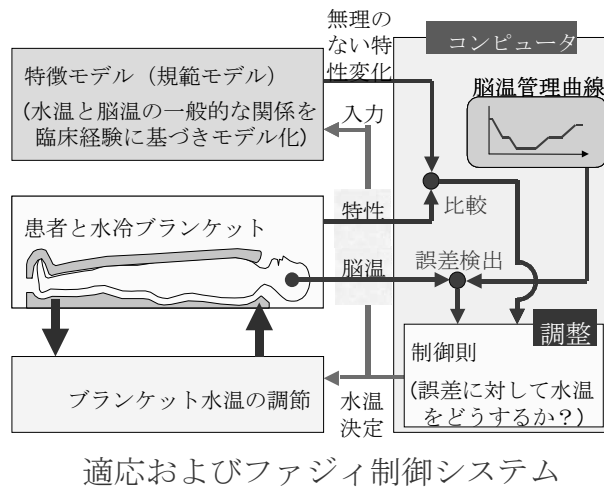


図 129 脳低温のための自動制御による脳温制御



図 130 脳低温のための表面冷却自動制御システム

8.4.2 脳温制御時の全身管理

脳冷却による脳保護作用には脳虚血・エネルギー不全による遅発性神経細胞死の脳障害の抑制と神経内分泌過剰反応による細胞障害の抑制が挙げられる。前者については、 Ca^{2+} の恒常性の改善，フリーラジカルの酸化作用抑制，抗アポトーシス物質の活性化，ドーパミン A10 神経群障害の抑制が知られている。後者については，視床下部一下垂体—副腎系の過剰反応によるカテコールアミン過剰放出抑制があげられる。すなわち、過剰ホルモンが引き起こす心筋拡張障害による心機能低下，グリコーゲン分解によるインシュリン抵抗性高血糖，赤血球 DPG 現象によるヘモグロビンからの酸素の乖離阻害などが損傷脳細胞の回復を抑制することが知られている。これらを総合的に考慮した治療の概念と 32 度以下における危険な生体反応と全身総合管理について図 8.14 にま

とめて示した。

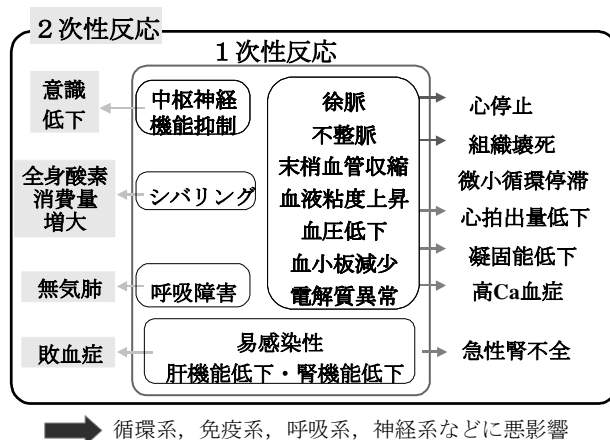


図 131 低体温における生体反応と全身総合管理

8.4.3 血液冷却による制御

血液と体組織の間の熱交換はシステムとして見たときに、双線形系¹²¹であるので、システム理論に基づいた効率的な制御を行う必要がある。冷却した生理食塩水を頸動脈経路で脳血管に導入して、脳内の冷却を行う。しかる後に、頸静脈から脱血した生理食塩水との混合血液を人工透析して、加熱して温度上昇させた後に、心臓に返す方法が用いられている。これを選択的脳冷却による脳温管理と呼ぶ。そのシステムを以下に示す。この方法は脳代謝低下にも適合し、かつヘマトクリット値が低く血管抵抗も下がるので、効率的な脳冷却が行える。その原理を図 8.15 に示す。

¹²¹ 状態変数の変化率が状態と入力についてそれぞれ線形関係を満足する非線形システム。



図 132 血液冷却による脳温制御

第9章 病院設備と関連機器

救急医学では外科的緊急治療が不可欠であり、その成否が患者の救命と予後を決める。そのための極めて基本的要請条件である病床設備を常設することの重要性を述べる。なお、電気に限らず機械的にも化学的にもエネルギーを供給して、その結果作動させる高度な医療機器が臨床各所で使われるので、緊急時であっても必ず安全性への配慮が不可欠である。したがって、故障時には、安全を確保できるような動作状況で機能縮小可能なことが望まれる。なお、病因内感染などによる二次的被害の防止の方法も併せて概観する。以下では、手術室、電気メス、マイクロ波メス、レーザメス、冷凍メス、超音波メス、手術台と無影灯、治療室、病室、ICU、患者監視装置、痰吸引器、ブランケット保温器、患者の生活、電動式ベッド、訓練機、エアマット、衛生管理、消毒法、加熱滅菌、ガス滅菌法、放射線照射滅菌、バイオクリーンルームについて述べ病院設備と関連機器をも採り上げる。

9.1 手術室

手術室では、操作に正確さを確保するために手術用顕微鏡を併用したり、手術の能率を上げるために、特別な手術台や手術用無影灯などが用いられている。ここでは、麻酔や循環呼吸管理に直接関連ある用具について述べよう。

9.1.1 電気メス

0.3～5MHzの高周波電流を生体組織に流し、発生熱による組織の切離、止血を行うものである。装置は、高周波電力供給装置、メス先電極、電流回収のための対極板からなる。電気メスはB型、BF型のように漏れ電流を十分に抑制した設計になっているが、接地を必ず行い、万一の電気ショックの回避に注意する¹²²。通常はモノポーラ型（単極型）の電気メスが使われる。手術時の熱傷は最も頻度の高い事故である。多くは対極板の不良による電流の集中と接触不良による高周波電流の他経路への分流によるものである。前者の不都合に対処するためのものがデスポーザブル対極板である。バイポーラ型（双極型）はピンセット状の電極からなり、これに挟まれた組織に限局的に高周波通電する。脳神経外科などで組織を凝固するなど細かい手術に適している。高周波電流の洩れを極力少なくするために対極板回路をアースから絶縁したフローティング型が使われる¹²³。また、患者への接続回路の不調を警告する対極板コード断線のモニタや患者回路の連続性モニタには、音声アラームも事故回避のために備えられている。すなわち、安全のために正確な回路が形成されたときのみ本体から出力される接触継電方式をとっている。これを患者回路連続性モニタと呼ぶ。電気メスを用いた手術の概念を図9.1に示す。

¹²² 正常な電流経路は本体—メス先電極—生体—対極板—本体である。これ以外の経路の高周波電流は熱傷の原因になる。メス先電極は特殊銀製で、中間は絶縁物質で覆われている。

¹²³ フローティング型電気メスでは対極板回路をアースから浮かした絶縁構造をもち、高周波分流が生じない。バイポーラ型電気メスではピンセットに挟まれた限定された生体組織に電流を流す。電気メス本体、メス先電極、対極板からの漏れ電流がある。熱傷を防ぐには対極板の生理食塩水の状態やペーストが乾燥しないように注意する。

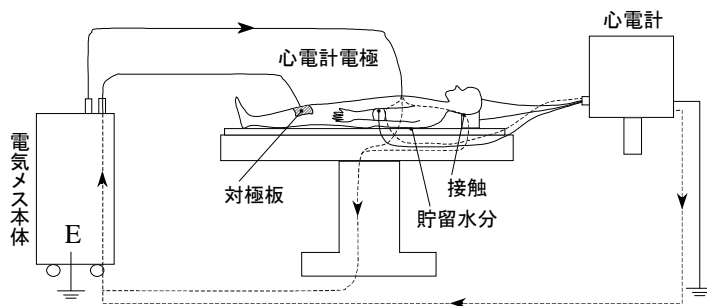


図 133 電気メスを用いた手術

ところで、電気メス使用時には大電力高周波によるノイズ障害に注意が必要である。その理由は、発生する雑音が精密な測定器やペースメーカーなどの治療器に影響を及ぼすことにある。切開には 200~400[watt]、凝固には100~200 [watt] のエネルギーを要する。なお、火花を発生するので高濃度酸素や引火性麻酔ガス使用時には爆発火災事故に注意しなければならない。

9.1.2 マイクロ波メス

水分子は有極性分子構造をもつので、これを等価双極子とみたとき配向変化としての分子運動による摩擦熱が発生する。これが誘電熱¹²⁴である。2.45MHzの極超短波を手術用針状電極から電磁波として送ると、含水率の高い組織ではほぼ完全に吸収され発熱するので、含有血液の多い実質臓器の止血、凝固、部分切開に適している。内視的な凝固止血法として消化管の止血、眼科疾患の治療にも使用される。図9.2に示すような装置はマイクロ波発生のためのマグネトロンおよび制御部、マイクロ波伝送部、モノポーラ型（単極型）の手術電極からなる。

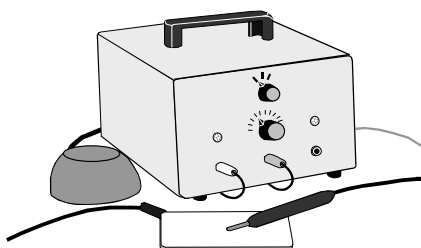


図 134 マイクロ波メス

9.1.3 レーザメス

周波数、位相、振動方向が一様な単色光でコヒーレンス性¹²⁵に優れている光を発

¹²⁴ この方法で加熱調理するのが電子レンジである。これとは原理の異なる電磁誘導による渦電流の加熱を利用した鍋やフライパンなどの調理器具もある。これを誘導加熱とよぶ。

¹²⁵ 干渉性と訳される。振動方向、振動数、位相が同一の性質をもつ波動により干渉現象が生じる。

生させる。このエネルギーを一点に集中させ、組織の蒸散・気化・凝固を行う。組織選択性のあるガスレーザーを用いて選択的に組織を熱破壊する。図9.3のような装置は電源パネル部、レーザー発振部、光ファイバー導光路部、冷却装置、ハンドピースなどからなる。眼にレーザー光が入った場合には角膜と網膜の損傷により重篤な視力障害を起こす。炭酸ガスレーザーではガラス眼鏡、Nd-YAGレーザー¹²⁶、Ar-レーザー¹²⁷ではそれぞれ専用の防護眼をつける。手術器具はすべてコーティングし反射をしないようにすることが肝要である。また、引火性の麻酔剤および薬品は使用禁止である。

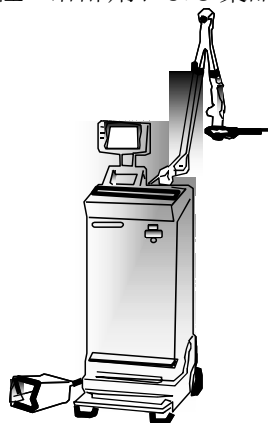


図 135 レーザメス

9.1.4 冷凍メス

-198℃の超低温液化窒素ガスの気化を利用した低温常圧型および炭酸ガス、笑気ガス、フロン22などの高圧ガスの断熱膨張を用いた常温高圧型がある。局所的に超低温にして組織を破壊するものである。終了後、直ちに加温解凍する。これを凍結手術（Cryosurgery）という。装置は液体窒素、図9.4の凍結子（プローブ）、冷却剤貯蔵器などからなる。出血、疼痛、浮腫、炎症反応が少なく、腫瘍の縮小にも効果的で、治療の痕跡、変形、機能障害が少ない。

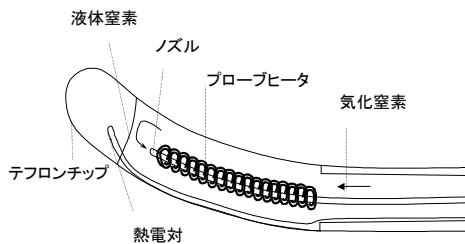


図 136 冷凍メスプローブの構造

¹²⁶ Nd-YAG レーザネオジウム-イットリウム-アルミニウム-ガーネットを略したもの

¹²⁷ 組織内に深く浸透し、凝固、止血に有用である。

9.1.5 超音波メス

超音波振動により健常組織を傷害することなく、不要な組織を破壊細分化し、滅菌洗浄水で吸引除去することができる。このメスによる手術は出血量も少ないし、軟部組織の破碎に優れているだけでなく、結石破壊にも有効である。発振部からの電気エネルギーをもとにハンドピース内の超音波振動子の発する超音波で先端部分を100~300ミクロン幅の機械振動に変え、これで組織を破碎する。この際、破碎組織は冷却水を兼ねた生理食塩水で洗浄吸引する。なお、微細血管は振動の熱で凝固し、太い血管は保存できるので出血は著しく減少する。模式的説明図を図9.5に与えた。

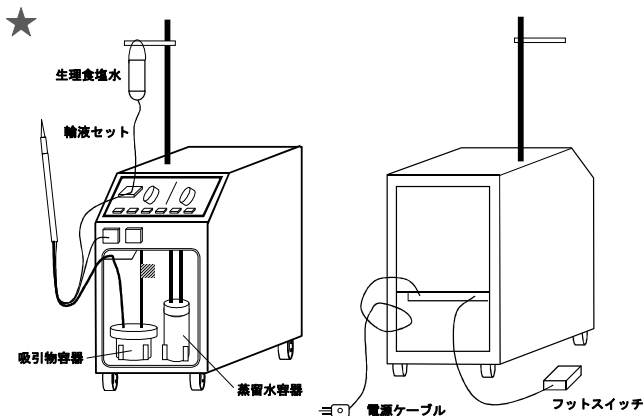
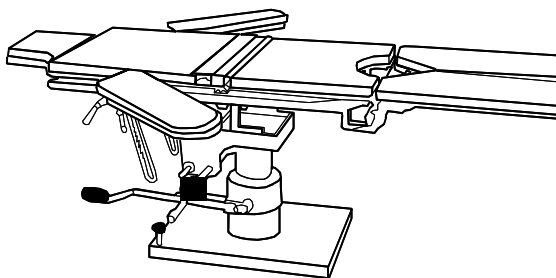


図 137 超音波メス

9.1.6 手術台と無影灯

汎用手術台、眼科手術台、整形手術台、泌尿器手術台、小児科手術台、レントゲン手術台、マイクロサージェリ手術台など目的に応じて使い分けられている。一般に、手術台は油圧ポンプにより駆動され、昇降が自由なことや患者の体位変換が自由なことが必要である。麻酔時には、Trendelenburg体位(骨盤高位)¹²⁸がとれることが不可欠である。これが可能な手術台を図9.6に示す。直接的または間接的照明のために、図0.7のような誘導方式の無影灯が使われる。また、操作盤が手術室の壁面にある遠隔コントロールの天井埋め込み型の無影灯が使われる。



¹²⁸ Trendelenburg 体位:腸管と腹腔内臓器を頭部側に移動させる体位で、婦人科手術などによく用いられる

図 9.6 手術台

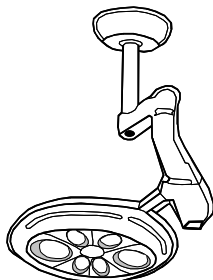


図 9.7 無影灯

9.2 治療室と病室

9.2.1 集中治療看護監視施設

ICU(Intensive Care Unit:集中監視看護施設)は重傷患者に対して集中治療を行う病院内の専用の場所をいう。CCU(Coronary Care Unit:心臓疾患患者監視装置)は虚血性心疾患の急性期患者の監視・治療を重点的に行う病院の一部門である。冠動脈疾患とくに心筋梗塞を扱うことが多い。これらの治療施設は感染防止のために無菌の状態に保たなければならない。同様に、Surgical Care Unit(術後管理), Respiratory Intensive Care unit(呼吸器疾患集中管理), Neurological Care Unit(脳疾患集中管理), Neonatal Intensive Care Unit(新生児集中管理), Renal Care Unit(腎疾患集中管理), Metabolic Care Unit(代謝または中毒), Poisoning Center(中毒), Burn Center(火傷), Intensive Therapy Unit(治療を主とする), Intensive Observation Unit(観察を主とする)などがある。呼吸・循環・代謝, その他重篤な急性機能不全の患者に対して強力で集中的な治療と看護を行い, その効果を期待する部門に導入されている。これらは総じて, 手術後の重症患者で合併症をもつもの, 例えば, 高度の呼吸管理, 意識障害, 痙攣, 心不全または心停止, 心筋梗塞および重症不整脈, 重症代謝障害, 急性腎不全, 急性薬物中毒, 急性大量出血患者, 破傷風, 重症筋無力症の急性増悪, 臓器移植患者などに治療効果を期待するものである。

9.2.2 患者監視装置

ベッドサイドモニタ(bedside monitoring)と呼ばれる。主として, 体温, 呼吸, 心電図, 動脈圧および肺動脈圧, 中心静脈圧CVP (central venous pressure) などのバイタルサインを監視する。これらはナースセンタで無線または有線で集中管理され, 患者の異常時にはアラームで看護師にこれを知らせる。

9.3 患者の生活

9.3.1 電動式ベッド

治療や回復を目的とした病院での日常生活の快適度を決める重要な用具である。とくに、循環呼吸を支援する場合には不可欠の用具である。患者の移動の自由を保証し、臥床に苦痛を与えないことが肝要である。そのために背上げ、膝上げなどでは、クランク式に上下できるだけでなく、患者自身がリモートコントローラで操作できる電動式が望まれる。これが図9.8のような電動式ベッドである。電気的安全のためにベッドに帯電しないように接地¹²⁹する必要がある。

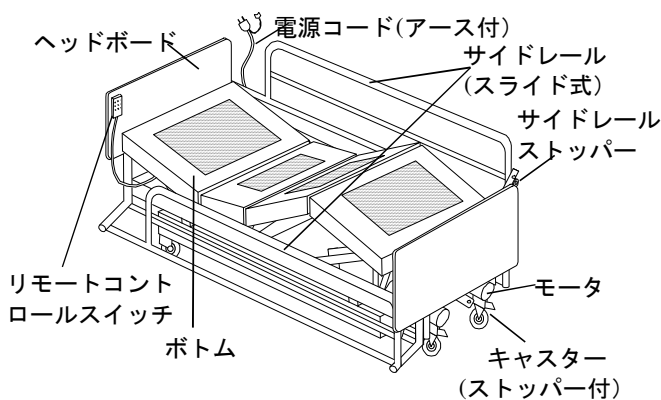


図 138 電動式ベッドの構造

なお、四肢や体幹の骨格を直接間接に機械的張力で牽引するのに牽引装置の取り付け可能なベッドが牽引用ベッドとして供されている。

9.3.2 訓練機

長期間の入院により、患者の移動動作が極端に少なくなるので、歩行を行い、脚力を養うためのリハビリテーションの必要がある。このための補助器具として、図9.9のような歩行器や杖類などが使われる。

¹²⁹ 等電位化システム (EPR-system : Equipotential Patient Reference System)のこと。機器を接地する際に、機器の間の電位が 10mv 以下であることが求められる。この電圧なら、人体の抵抗を 1k Ω とすれば電流が 10 μ A 以下になり、マイクロショックで象徴される体内の許容電流の規格にも合致する。

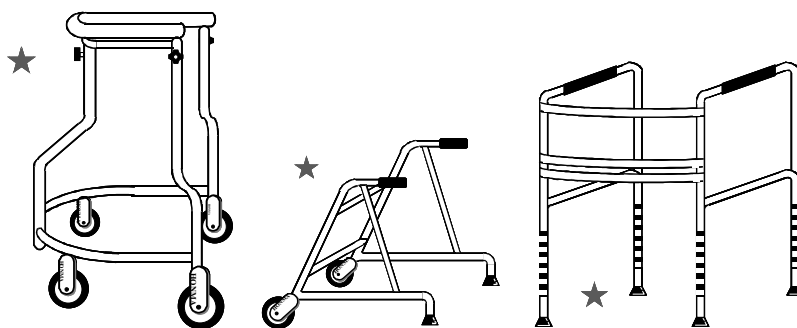


図 139 歩行補助器

9.3.3 エアマットとブランケット保温器

マット上部の噴出口からの適温・適湿の清浄空気の噴出は患者の安楽と褥創の回避に役立つ。噴出する清浄空気が皮下刺激する。これにより衛生の改善と末梢の循環の改善が行われるからである。この際、通常の敷き布団は不必要である。

長時間の全身麻酔などの場合、体温管理のために保温が重要である。温度は異常警報装置を備えた温度調節装置で制御されるもので、循環ポンプとプラスチック製ブランケットからなる。図 9.10 にエアマットの構造と使用法を示す。

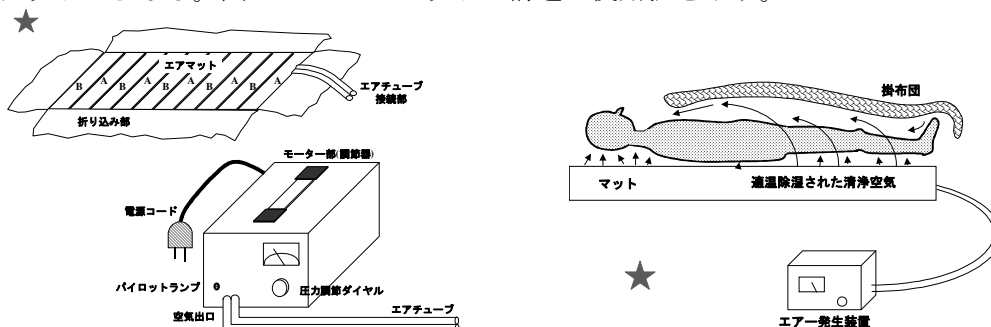


図 140 エアマットシステムの構造と使用法

9.4 衛生管理

抵抗力の減退した患者の院内感染を防止するのが目的である。環境を浄化し微生物の量を一定以下にする方法は、すべての微生物を死滅させる滅菌(sterilization)、病原性微生物を何らかの方法で死滅させ、感染防止する消毒(disinfection)、微生物や非生物粒子を除去する除菌(bacterial removal)に分類される¹³⁰。

¹³⁰ 抗菌は表面加工により、菌が載らない状況にする。Cu イオン処理が行われることが多い。

9.4.1 消毒法

抗微生物性のある消毒液を用途に応じて蒸留水で希釈して用いる。皮膚、手指だけでなく、一般器具の消毒によく使われる。アルコール類は栄養原虫¹³¹、結核菌、ウイルス、リケッチア、スピロヘータなどに有効である。ヨードホルムは栄養型原虫やウイルスなど微生物一般に有効である。クロルヘキシジン液は栄養型原虫に有効であるが、逆性石鹼液はガラス器具、プラスチック、食器などの消毒に適している。

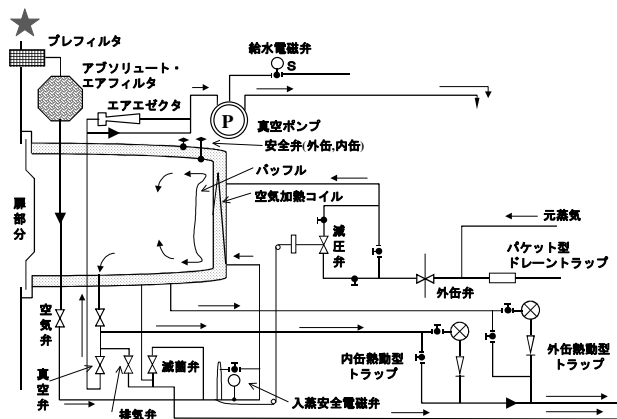


図 141 高圧蒸気滅菌システムの例

陽イオン殺菌と陰イオン洗浄が効果的である。両性界面活性剤は結核菌に有効で、結核患者の喀痰の消毒に適している。次亜塩素酸ナトリウム液はガラス器具についての栄養型細菌やウイルスに有効である。また、ヒビテン、ヒビスクラブなどのクロルヘキシジン系の溶液、ステリハイド、ステリスコープなどのグルタールアルデヒド類は細菌、ウイルスのほとんどの微生物に有効で、手術器具、麻酔器具の消毒に有効である¹³²。

9.4.2 加熱滅菌

加熱による滅菌には乾熱滅菌法と湿熱滅菌法がある。前者は微生物の構成蛋白の凝固変性と酵素系の不活性化による方法で、後者の場合には微生物の構成蛋白の凝固変性と酸化作用による方法である。この場合に温度や気圧を滅菌の条件として考慮する必要がある。前者は180℃で1時間以上保つ。高熱空気による方法が一般的である。後者には、2気圧以上、15分前後の高圧蒸気滅菌法、またそれ以下で行う流通蒸気滅菌法がある。より頻繁に煮沸滅菌法が使われる¹³³。図9.11は高圧蒸気滅菌システムの例で

¹³¹ アメーバなど原虫の発育や環境に応じた変化型に、無性分裂し増殖する栄養型、環境に応じて外表に皮膜をつくる嚢子型がある。

¹³² クロルヘキシジン系は手指など皮膚の消毒に使用できる。グルタールアルデなどのヒド類は粘膜刺激性があり、人体には使用不可能である。なお、傷口などの消毒にはイソジンなどのポビオンヨードが使用される。

¹³³ エイズウイルスの消毒方法、処理方法、処理条件には、次亜塩素酸ナトリウム 10.5%、10分～30分、ホルムアルデヒド 5%、10分～30分、エタノール 70%、10分～30分、グルタールアルデヒド 2%、10分～30分、煮沸20分、オートクレーブ 121℃、20分などが提案されている。

ある。

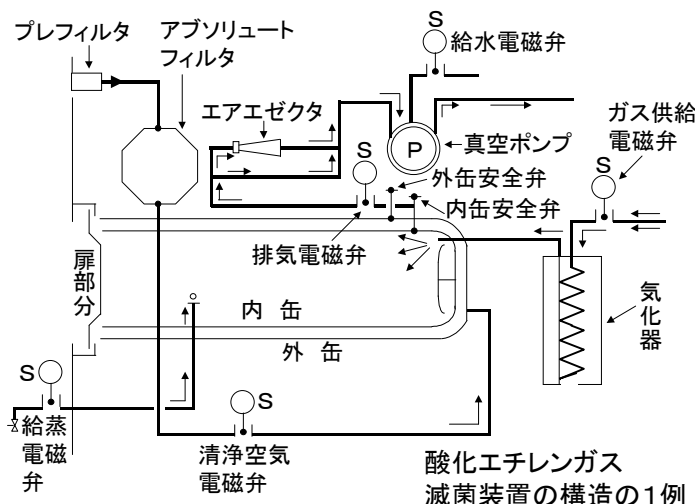


図 142 酸化エチレンガス滅菌システムの

9.4.3 ガス滅菌法

加熱が不可能なプラスチックの滅菌に使う。この種の滅菌法は毒性が強いので滅菌後の器具の使用前に残留ガスを十分に排除し、さらに滅菌水による洗浄を行って十分に除く必要がある。

図 9.12 に示す酸化エチレンガス滅菌は微生物の構成蛋白の酵素系を破壊する。40～55℃の温度で行うので、材質の変性がない。ホルムアルデヒドガス滅菌は微生物の構成タンパク質を凝固固定する。真空内での滅菌がより効果的であるが、大気圧では濃度を 40%前後に保ちながら、40℃で 24 時間以上の暴露が滅菌条件である。

9.4.4 放射線照射滅菌

γ線が微生物細胞内の生体高分子鎖を切断したり、ラジカルの消滅・生成を起し不活性化する。これが放射線の殺菌能力であるが、設備が大規模になるので主としてディスポーザブル医用製品の出荷前の滅菌に使われる。

9.4.5 バイオクリーンルームと滅菌

微生物を除き感染の危険性を除いた部屋をバイオクリーンルームと呼ぶ。空気中から、0.3 μm以上の粒子を99.9%除く。厳密な意味でのクリーンルームは室内の気流が一定の面速度の層流をなす部屋をいう。その維持管理にはフィルタの交換や部屋の細菌数や微粒子数を測定する必要がある。なお、代表的な HEPA (High Efficiency Particulate Air) フィルタの起源は、軍需用毒ガスフィルタで、現在使用されているペーパー状フィルタは第一次大戦末に米国で開発された。当時は濾材としてセルローズファイバーが使用されたが、耐火性、吸湿性に問題があり、ロックウールに変更された。その

救急医療のための機器システム

後ロックウールに発癌性があることが分かり、現在ではグラスウールが主材として使用されている。標準的には $0.3\mu\text{m}$ 以上の粒を捕集する。この種のフィルタは、慣性、拡散、衝突の三原理により粒子を捕集する。 $1\mu\text{m}$ 以下の小粒子に対しては拡散原理が主となる。衝突による集塵効率は一定であり、慣性によるものは粒子径が大きいほど効率は高くなる。一方拡散による効率はこの逆で粒子径が大きいほど効率が低下する。

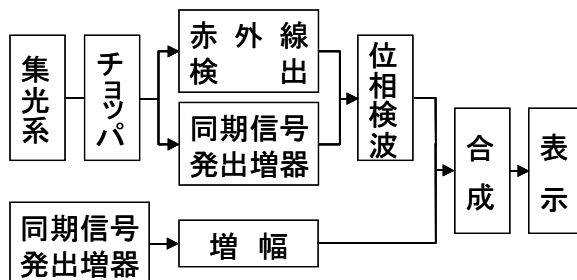
第 10 章 画像計測と内部可視化

計測の原則は情報を搭載している物質またはエネルギーを被測定対象から可能な限り採取せず、内部の状態を乱すことを避けることにある。この原則にしたがって、内部を観測する方法が内部可視化の技術である。内部の状態が健康状態や病的状態を反映するとき、これをあるがままに観測するシステムによる非侵襲的方法が臨床でも多く応用されようとしている。原理的には、電磁波や音波の透過性や吸収性をもとに、数学的方法に則った高速演算による画像合成の結果得られるものである。実用化されてるシステムについて原理をも含めて述べる。以下に、最近の研究成果に基づいた体表面画像、サーモグラフィ、モアレ・トポグラフィ、内視鏡法、電磁波応用、可視化技術、デジタルX線影像法、ホログラフィ、X線CT、ポジトロンCT、核磁気共鳴装置、超音波画像可視化、パルス放射法による画像技術、超音波ホログラフィ超音波CT、超音波顕微鏡などによる画像計測と内部可視化について解説する。

10.1 体表面画像

10.1.1 サーモグラフィ

Thermography(熱画像記録法)は物体からの赤外線(0.72 μ m~1,000 μ m)放射エネルギーを測定して、生体の体表面温度分布を無接触で表示する方法である。測定原理は物体の赤外線エネルギーの放射が絶対温度の4乗に比例するというステファン・ボルツマンの法則を用いた温度測定¹³⁴である。赤外線検出器を用いて放射エネルギーの2次元分布を測定し、温度分布をカラーで表示する。空間分解能は実用上1mm²程度である。体表面の温度は体内の機能的な状態を反映しており、炎症や血行障害、自律神経障害、治療効果の判定など総合的に把握するのに有効である。体内からの情報を得るには、組織から放出され吸収されないで体外に部分的に放出されたマイクロ波を用いた測定により、同様にサーモグラフィを描くことができる。図10.1は測定システムの概略である。温度分布表示画像は、画素ごとに温度に応じて色を付けてカラー画像としたものである。



¹³⁴ 1.7.3 熱放射センサを参照

図 143 赤外線センサによるサーモグラフィの原理

10.1.2 モアレ・トポグラフィ

Moire topographyは三次元的生体像を等高線図法と同様の手法により、二次元平面に投影したものをいう。簾の重なりから縞模様ができるのと同様の原理で光の干渉現象によるモアレ縞をつくり、等高線を得る。その原理が図10.2に示されている。この等高線図による体表面の高低を観察して、脊椎側彎症などの身体の非対称変形などの診断を行うことができる。

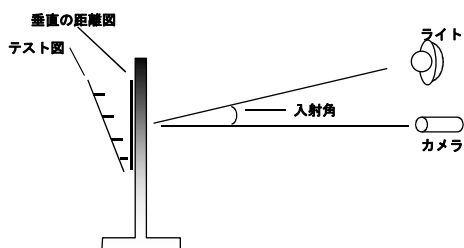


図 144 モアレ縞による画像生成の原理

10.2 内視鏡法

消化管および気管支などの臓器内の病変を直接観測することを内視 (Endoscopy) という。最近では立体視によって、その距離感を実感できるものが開発されている、これらを手術用具と組み合わせて、診断と同時に治療も可能になってきた。一般に、内視法を総称して光ファイバースコープと呼ぶことが多い。図10.3のように、光源の伝導は透光性と柔軟性に富むグラスファイバの全反射の性質を利用したものである。組織像をガラス繊維の数に相当する画素に分解して送る方法を採用している。炎症、腫瘍、潰瘍、外傷などの病変部の観察だけでなく、組織の生検、選択的気管支造影、逆行性膵胆管造影、ポリペクトミー¹³⁵、粘膜下腫瘍摘出術、レーザー光凝固術などのように応用範囲が拡大している。

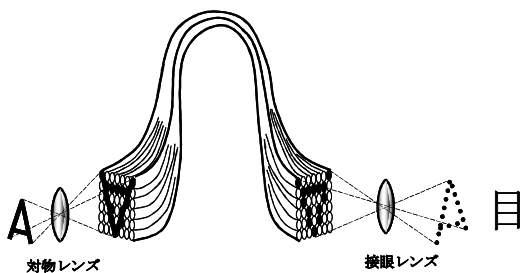


図 内視鏡の原理

¹³⁵隆起したポリープの切除術をいい、内視鏡下に行われる。

救急医療のための機器システム

対物レンズを介して得た像はガラス繊維の数の点に分解して送られる。受像は接眼レンズを介して行われる。解像度は繊維の直径、配列ピッチおよび本数に依存する。

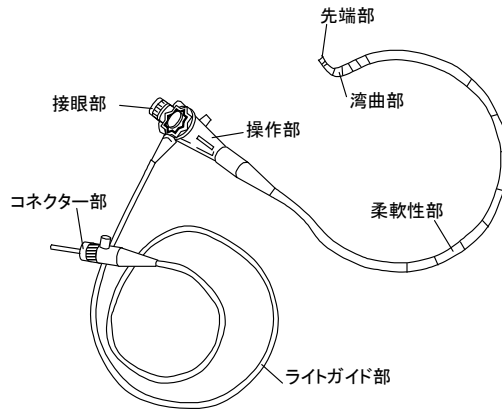
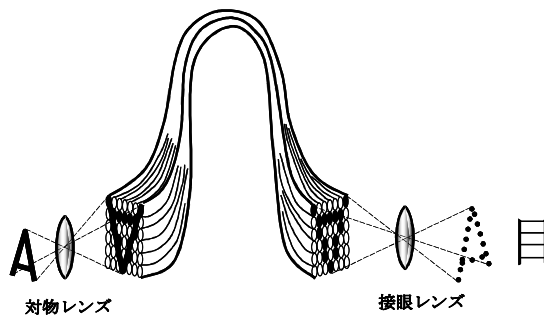


図 145 内視鏡の構造



10.3 電磁波応用可視化

10.3.1 デジタルX線影像法

X線画像をデジタル化しこれをコンピュータ処理する。被曝量の低減と高コントラスト化した画質に優れたX線画像が得られる。低線量のX線の透過パターンを重金属ハロゲン化物の微粒子に蓄積し、レーザー光により読みとり、電気信号に変換した後には画像処理を行う。画像の加算・減算、強調、デジタルフィルタなどの演算が画像の処理に当たる。データベース化により、診断に必要な画像の収録・伝送・検索の簡便化が可能である。図10.4は測定システムの構成を示したもので、画像処理後は直メモリに記憶・蓄積される。

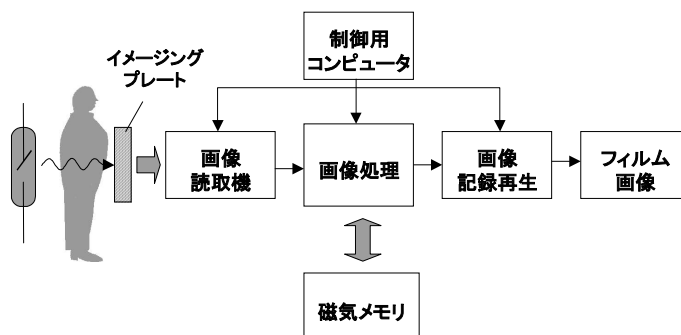


図 146 X線画像装置

10.3.2 シンチグラム

シンチグラム¹³⁶は、放射能を測定するガイガーミュラー計数管¹³⁷の原理を応用したマッピング画像を得るものである。たとえば代表的な放射性物質の一つである¹³¹Iというヨード同位元素は、体内に摂取すると甲状腺に蓄積する性質がある。これをあらかじめ患者に投与しておき、検出器を皮膚の上から場所を変えて検出器より放射線の強さを測れば甲状腺に蓄積した¹³¹Iの分布と濃度が測定でき、マッピングが可能となる。このようにして得られた画像をシンチグラムと呼ぶ。放射性同位元素の種類を変えることによって脳、肺、肝臓などのシンチグラムが得られる。

10.3.3 ホログラフィ

レーザ光の可干渉性(Coherency)を実用化したものである。参照波と物体による散乱波との干渉を利用して干渉波の強弱と位相差を記録したものがホログラム(Hologram)¹³⁸で三次元画像を記録・保存・再生するものである。ホログラフィは光の波が持つ情報を「完全に記録する技術」という意味がある。その原理を図10.5を参照しながら以下に説明する。

¹³⁶ 1.14.4 シンチレータを参照

¹³⁷ 1.9.3 ガイガーミュラー計数管を参照

¹³⁸ 完全な画像を意味する。

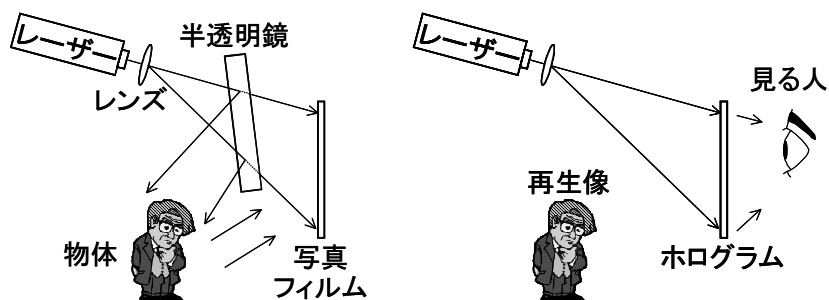


図 147 ホログラムによる三次元画像再現

レーザーの光を半透明鏡で二つに分けて一方を物体にあて、他方を参照光としてそのまま写真フィルム上に導いて、物体からの反射光との干渉によってできる細かいパターンを記録する。このパターンの縞の濃さが物体光の振幅（波の強さ）、縞の曲がり具合が物体光の位相（波の形）に対応する。現像してできたネガをホログラムという。記録時と同じ方向から参照光を照射すると、ネガに記録された細かい構造により光の回折が生じて物体光波が再生され3次元立体虚像が物体像として観測できる。ホログラムからの波は、物体からの波と同様に進行するので、レンズを使わなくとも奥行きのある真に近い3次元像を作ることができる。3色のレーザーを使ってホログラムを記録すればカラーの立体像も作れる。さらに光波の位相情報が記録・再生されるので光波長程度の表面のわずかな変形や振動を縞模様として見ることもでき、非侵襲検査に使うことができる。また、薄くて平らなレンズやカードの認識標などにも使われている。最近では処理に手間のかかる写真の代わりにテレビカメラでホログラムを記録して計算機で3次元像を再生する技術（デジタルホログラフィ）も開発されている。

10.3.4 X線CT

コンピュータによって映像情報を計算し、それによって合成した画像をコンピュータ断層画像(computed tomography)¹³⁹という。A.M.Cormak（米国）とG.N.Hounsfield（英国）の研究成果をもとに開発され、1973年にEMI社（英国）から発表された。輪切りにしたときの内部構造を画像として表示したものである。水の吸収係数を基準とする組織の吸収係数をCT値と呼ぶが、この値は、実際は部分体積効果による平均値を表したものである。外部より照射するX線源と生体を透過した後のエネルギー検出器からなる。X線源と検出器の対を生体の周囲で回転し、その投影データを得る。投影データを生体の全周囲から高分解能で均一に検出し、像の再生計算による生体断層像を2次元で得る。被験者の安全と精密画像構成のために、撮影時間の短縮が図られている。そのために、X線源から扇状ビームを照射し、検出器を多数配置し同時検出する。ビームを広角にして被写体全体を覆う。この場合には被写体の周囲を一回転するだけでよいので、被曝量はかなり小さくなる。

¹³⁹X線CTは今日の医学の分野では、X線の発見以来の発明であるといわれている。開発の中心人物であったコーマックとハンズフィールドはこの功績で1979年にノーベル医学・生理学賞を受賞した。

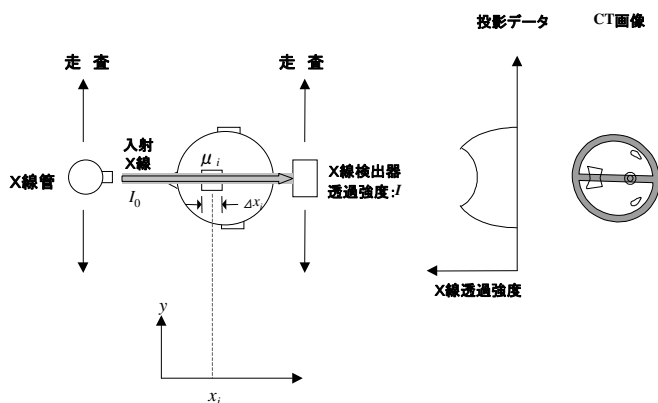


図 148 X 線 CT の撮像原理

X 線 CT で頭部の断層写真を撮影する場合，原理的にはまず一つの方角から X 線ビームを投射し，その反対側に配置された検出器で，頭部を通過する X 線の量を検出する。この X 線の濃淡を記録したものが投影データとなる。次に X 線源および検出器を頭部の周囲を回転させながら同様にして各方向からの投影データを記録していく。こうしてできた投影データを統合し，コンピュータで再構築し，頭部の各点での X 線吸収率を求め断面図を作成する。図 10.6 に撮像の原理を示した。

X線を 0.5～1 cm ごとに身体の断面に照射し，組織ごとに異なる透過率などの情報をコンピュータ解析すると身体の断層画像を正確に合成することができる。そのようにして，普通の X 線撮影では得られない臓器の横断画像を得て病変を調べることができる。一般の CT 装置はガントリーと呼ばれる円筒状の穴の中をヘッドがスライドする形をとっているが，最近では X 線管球自体をらせん状に回転させるヘリカル CT が主流となりつつある。この検査で頭部の異常や臓器の損傷が認められた場合，外科的緊急処置が必要である。また，臓器の内視鏡検査や超音波検査などを行い，腫瘍が疑われれば生検などで確定診断を行う。

10.3.5 核磁気共鳴装置

MRI (Magnetic Resonance Imaging) と呼ばれる。1946年にF.BlochとE.M.Purcellが有限スピン量子数の原子核の種類と磁場の強さから一義的に定まる電磁波が共鳴的に吸収される性質を見出した。これを核磁気共鳴(Nuclear Magnetic Resonance)と呼ぶ。それにより，共鳴吸収の周波数と強さによる未知物質の化学分析 (NMRスペクトル分析) が可能になった¹⁴⁰。水素以外の²³Na, ³¹P, ¹³C, ¹⁹Fなどについても核磁気共鳴現象を用いて

¹⁴⁰ Louter により人体断面像の作成の可能性が唱えられ(1973), Damadian により生体画像が発表された(1977)。原子核に存在する 2 段階のエネルギーレベル (磁気量子数) のために，強い静磁場内で多数の割合で磁気モーメント \mathbf{M} は磁界の方向 (巨視的磁気モーメント) に向く。これに垂直な回転磁場を与えると \mathbf{M} と反対のエネルギー準位の高い方向に原子核の磁気モーメントが向きを変えて， \mathbf{M} は歳差運動を行う。この回転磁界を中断すると電磁波を放出して高い準位から低いものとの状態に戻る。励起されたエネルギー状態が元の状態に戻るに要する時間を緩和時間といい原子によって異なる。エネルギー準位差に相当する電磁波がこのとき放出されるので，これをもとに画像化することができる。この原理を 10.8 に示した。

を受信する送受信コイルからなる。強い磁界をかけるので磁気シールドを必要とし、また装置が大掛かりなので重量と設置場所の配慮が必要である。使用時には患者は金属などの磁性体を身につけてはいけない。

10.4 超音波画像可視化

一般に体組織の超音波特性は音響インピーダンス、音速 c 、減衰定数 α 、周波数 f で決まる。このとき α/f =一定の関係がある。音響インピーダンスと音速は骨以外の組織では、ほぼ水と同じで、減衰定数 α の違いを画像化することができる。照射エネルギーは診断用で $20\sim 50[\text{mW}/\text{cm}^2]$ であり、照射安全許容量は $100[\text{mW}/\text{cm}^2]$ である。この方法では電離放射線の被曝がなく操作が簡単で、しかも実時間での画像化が可能である。

10.4.1 パルス放射法による画像技術

電気振動をジルコン酸チタン酸鉛、チタン酸バリウムのような圧電素子によって機械振動に換え、これを送信し反射音を受信する。このための装置を探触子と呼ぶ¹⁴²。反射音の受信法の違いによるブラウン管上の表示法(echography)は、A、B、Mモードのように分類される。Aモード(amplitude mode)はブラウン管にエコーの振幅を表示する。時間軸上のエコーの所在と音速からエコー発生部位までの距離を知ることができる。しかしながら、このモードは距離計測の目的以外にほとんど使用されない。Bモード(brightness mode)はエコーの振幅に応じた明るさの強弱を x 軸に、超音波振動子と受信部を内装した探触子を体表面に沿って y 軸走査して2次元画像を得るモードである。これには手動、機械、電子操作がある。腹部エコーに一般に用いられる。Mモード(motion mode)はエコーまでの距離の時間変化を表示する方式である。すなわち、Bモード表示により2次元画像を把握し、Mモード表示に変換することにより運動を画像としてとらえることができる。また、ドプラモード(Doppler mode)では、各点から得られたドプラ偏位の向きおよび強さを色調としてリアルタイムに表示する。例えば、音源に向かう血流を赤色に、遠離る血流を青色に表示するなどが可能である。図 10.9 に、パルス反射法による超音波画像技術の原理を示した。

¹⁴² 種々の探触子が考案、実用化され、対象臓器により使い分けられる。また、超音波もパルス波、連続波が使われる。

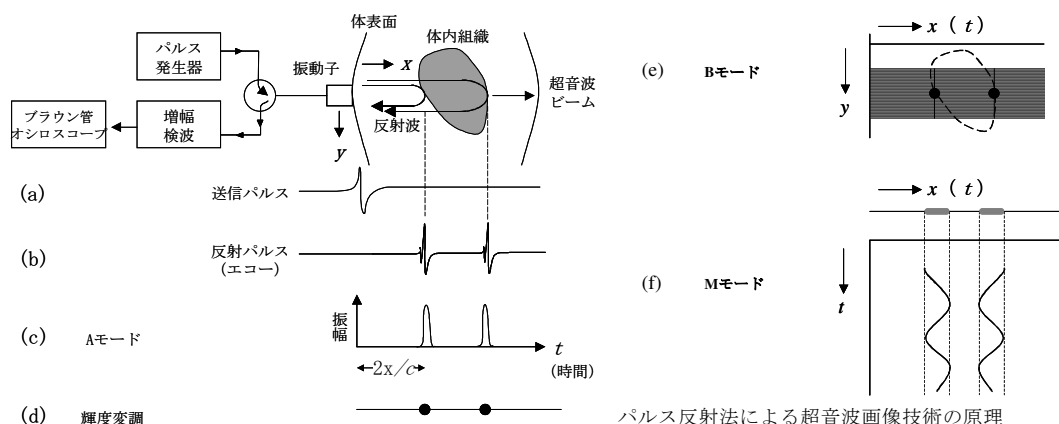


図 151 超音波画像

10.4.2 超音波CT

X線CTは画質に優れ、とくに脳の診断に威力を発揮する。超音波によっても同様に断層写真ができるが、X線CTより解像度が劣る。実際には、周波数 f が1MHz~10MHz(1.5mm~1.5mm)の超音波を用いる。周波数は解像度の限界を決める。パルス状の透過波が生体組織中で減衰する性質を使い、透過音強度を測定して、X線CTの手法と同様に画像化する。X線と異なり被曝放射線がなく安全性に優れるが画像の質に難点がある。1974年のGreenleaf(米)が超音波の透過波の投影データを基に最初に映像化した。得られる断層像は被検体内部の音響特性の分布となる。臨床的に適用可能な部位は乳腺¹⁴³など限定される。

10.4.3 超音波顕微鏡

数百MHzの超音波を用いて光学顕微鏡と同等の高分解能で生体組織の切片の形態が観測できる。焦点に切片をおいて透過超音波を超音波レンズで検出する。切片を平面的に振動させ、検出信号を輝度変調し、振動周期に同期させてブラウン管上に表示する。これを平面表示して切片の透過像を得る。この顕微鏡は生体組織の機械的物性の測定に用いられる。

他に、可干渉性の音波の干渉を用い生体の軟部組織の位相まで含めた画像の記録と再現を行う超音波ホログラフィがあるが、原理的には光によるホログラムフィと同じである。

超音波映像法では一般に、特性が周囲媒質と異なる物質の検出を鋭敏に行い得るが、音響特性や大きさを定量的に把握することが、音響学の理論からいって困難である。

¹⁴³ マンモグラフィ検診は乳房を薄く延ばしてレントゲン写真を撮る検査法で、微細な石灰化を検出するために非常に有用である。現在乳癌検診の必須項目になっている。40才未満や乳腺が非常に発達している場合は異常を指摘することが難しくなるのでこの種の超音波検査が必要である。

10.5 核医学映像装置

X線CTが、放射線源を被検体の外部に置いて放射線を照射してその透過量を測定するのに対して、核医学検査法では、放射性薬剤の投与により人体内部の特定の臓器に分布した放射性源の存在位置を体外に放出される放射線により測定する。核医学診断では、被験者の体内に放射性同位元素（ラジオアイソトープ）を投与して *in vivo* で測定する方法と検体試料について *in vitro* で測定する方法がある。すなわち、陽電子を放出するような生体構成同位元素を用いて生体の機能、生理過程を可視化する装置である。したがって、同位元素をふくむ標識化合物の放射能を追跡することによって、生体成分の代謝に関する生化学的および生理学的情報を計測することができる。このために使われるのが 1958 年 Anger が開発したガンマカメラである。検出器の視野を同時に測定し、RI の急速な分布状態の変化を記録できるので、心臓などの循環器の機能診断にも広く使われる。

10.5.1 陽電子放射断層撮像法

シンチグラムを基礎とし、X線CTの原理を応用した通常ポジトロンCTとよばれるPET (Positron Emission Tomography)は、X線を照射するかわりに体の中に陽電子を放出する放射性同位元素(Positron radioisotope)、たとえば、生体元素である ^{11}C , ^{13}N , ^{15}O , ^{18}F （これらを核種という）などを注入して、そこから放出された陽電子が周囲の電子と結合し両者が消滅することを利用する。図 10.11 に示すように、両者が消滅する場所で、互いに 180° の反対方向へ飛び去る 2 個の透過力の強いガンマ線を発生する。この情報をもとに 2 次元画像化する。この一対の放射線を人体周囲に並べた検出器で同時に計数することにより、放射線源のあった方向と位置がわかる。

PET は同時に計数したデータからX線CTと類似の計算によって断層図を構築、放射線源の体内集積度を 3 次元的に再構成する装置である。核種を付与した陽電子放出放射性薬剤としては、水、ブドウ糖、アミノ酸など多数ある。これらを体内に極微量投与して、PET 装置による放射能測定をすると、体内の局所放射能が変化する様子を観察でき、脳や心臓など臓器の機能を評価したり、がんを早期に発見できるなどの特徴がある。

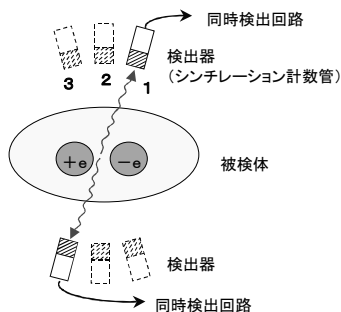


図 152 ポジトロンCTの原理

ブドウ糖を陽電子放出放射性薬剤とするとブドウ糖は体内の代謝が盛んな組織、たと

例えば悪性腫瘍で集中的に利用されていることがわかる。すなわち、ガンのような細胞はガンマ線を非常に強く出すので、それを画像で見ることが可能である。このようにポジトロン CT は、組織のエネルギー代謝の測定や悪性腫瘍の早期発見に有効である。しかし、ポジトロン CT に使う放射性同位元素は半減期が短いので、病院の近くにサイクロトロン（粒子加速機）を設定する必要がある、一般の大病院とか国立病院のように地域社会の中にある病院ではポジトロン CT を設置することが困難である。

10.5.2 シングルフォトン ECT

SPECT(single photon emission computed tomography)がある。X線 CT や MRI は形態を見るのみであるが、この場合は単一光子放射型コンピュータ断層撮影とよび、動的な生体機能を検査できる。医療分野での放射線利用技術として、体内に投与されたガンマ線放射核種を体軸の周囲からガンマカメラで計測し、コンピュータを用いて体内放射能分布映像を得る *in vivo* 検査方法である。主に脳や心臓などの血流・代謝を診るのに用いられる。これを図 10.11 に示す。

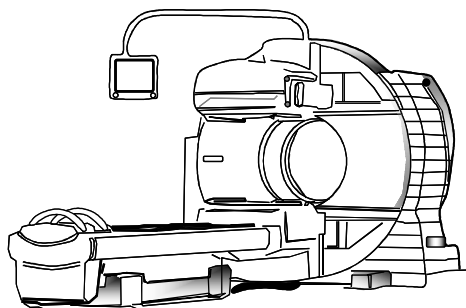


図 153 シングルフォトン ECT

第 11 章 医療技術を支える医療機器

最新の医療では、理工学の分野で得られた研究成果が個々に実用化されるに留まらず、システムの組み合わせの形で応用されている。また、情報の高速な授受に基礎を置くネットワーク技術も医療や看護のあり方を変えている。その典型的な例が、高エネルギー医療システム、知能型医療システムであり、さらにネットワークを介して行う遠隔医療システムである。本章では、医療技術と医療機器、医療機器の電磁氣的障害、医療従事者と患者の両者にとっての医療機器の意味、救急輸送と救急医療情報システム、遠隔救急医療の必要性など医療を支える概念的技術とそ将来について言及する。

11.1 医療技術と医療機器

生体の異常な状態または劣化した機能から正常な状態や機能への制御は医学上の重要な目的の一つである。生体の状態を正常に保っている恒常性維持機能に異常が生じて、緩慢にまたは急速に、別な軌道に状態が移動して不都合な状況にあるときに病気が怪我と考えれば、これを元の安定な軌道か別の都合のよい安定な軌道に移動させることが医療行為、リハビリテーション、セルフケアなどに相当する。医療とは、生体の計測結果を用いた広義の状態と機能の制御である。検査はこれに不可欠な患者の病態に関するモデル化、すなわちその全体像を把握するためのものである。患者の状態を推定して、治療方針を与え、実際に治療した経過がシステム論的現象として解釈される。これが急性、慢性を問わず、医学では基本的な考え方であり、これを技術的に支えるものが医療機器である。したがって、それらが検査技術、診断技術、治療技術、快復技術をすべて効率よく推進する姿を納得させる客観的に有効な機器であることが要求される。

とくに、本書で扱った救急救命医療の機器とそれを構成するデバイスやセンサなどについては、救急可般型として小型、軽量、携帯可能に設計された電氣的障害を他に及ぼさない高性能な機器であることが少なからず要求される。

11.2 医療機器と誘導障害

一般に送電線と通信線が接近して両者の間の電氣的結合の度合いが大きくなると通信線に電圧が誘起され通信を妨害したり、損傷を起こす可能性がある。電磁誘導障害は相互インダクタンスにより、静電誘導障害は相互キャパシタンスによるものである。携帯電話は心臓ペースメーカーへ電波障害をおよぼす。また超伝導を利用した磁気測定には、モータや送電線の誘導起電力などによる弊害が見られる。日常的には、交通手段による電磁誘導や電子レンジのマイクロ波漏洩による静電誘導の障害を引き起こすことがある。他には、送電線からのノイズや真空ポンプのパルス状ノイズ、そしてコンピュータの動作時の電磁ノイズなど克服すべき数々の深刻な誘導障害がある。

11.3 医療従事者にとっての医療機器

医療は生体の計測制御であり、物理化学法則を基礎とする技術とその周辺技術を背景とし、医学上の要請から技術革新を経てより精度の高い方法の開発と新しい現象の発見をもたらした。そこで生まれた新しい技術は波及的に他分野の発展にも貢献してきた。これとは逆に医療や生物学の要請から登場した原理的技術であるCTやMRIはその特徴である非破壊性検査の方法を他の分野にまで拡大させ、可視化技術の学問分野の創設に貢献してきた。ところで、医学では組織に接触するときに示す材料の特性と生体適合性に関して、機能、耐久性などを考慮した材料の選定組み合わせが重要である。したがって、たとえば、移植後材料が徐々に組織に置換されるような特性とそれ自身が機能をもてば、すぐれた機能性材料として応用範囲が広い。こうした素材の開発は今後の高分子化学の発展に依存するところが大きい。かくして、物質・エネルギー・情報に関する学問が相互に関与して、従来とは異なる目的指向型の新しい技術の開発の積極的な選択が期待できる。また、マイクロ・ナノマシンなどを用いた直接的な機械的操作による測定や治療は救急医療のための検査や治療の即時性と確実性を促し、画像を用いた遠隔診断や遠隔操作の活用は距離感の縮小と人的資源の節約を可能とする。そのなかで、可視化技術の発展は肉眼視の能力と視野の大幅な拡大をもたらし、現在の煩雑な検査や医療の概念を大きく変えることになる。その意味では、可視化技術と代替機能と臨場感を現出できる人工現実感の技術の導入は救急医療の分野にも大きな変革をもたらし、生体情報の活用を通じて劣化した身体機能・精神機能とを連携するヒューマンインターフェイスの実現可能性を提供してくれよう。

11.4 患者にとっての医療機器

検査や治療の評価の基礎としてこの分野の理論的な体系化が不可欠である。実際、技術の進歩とともに部分的な検査や治療から全体的な検査に移行する過程で、体系化が行われ、広義の生命と生活を支援することが医学の目標とされ、その評価が行われつつある。医療政策からいっても、不必要な、誤った有害な、専門職の過剰な労働や医療費の浪費などについての検討が肝要である。すなわち、医療の評価は自然科学としての実効性、安全性、信頼性などの要請条件が経済的適合性、人間的受容性などの側面からの価値判断の影響を受けることになる。その基準は広義の人間の生命と生活を支援に関する満足度と充足感である。したがって、身体だけでなく、心への世界にも踏み込んだ貢献度の実感的評価へ連なる医用機器の開発が肝要である。

11.5 救急輸送と救急医療情報システム

患者自身の判断が不可能な救急救命では、患者の状況や疾患によって適切な救急医療施設への搬送が最も重要な患者の治療の窓口となる。わが国は欧米先進諸国に比較して救急救命率が低い。この理由として、救急現場および搬送途中の医療の貧困、とくに傷病者の容態の医師への早期伝達と医師からの指示の確保が十分に行われていないことが挙げられる。これを円滑に機能させるために、担当可能な医師の照合、救急患者に適合する受け入れ可能な医療機関の迅速選定や、その地域の地理、交通状況なども含めた総合的状況の把握と管理を行うことが必要である。それに対応して、生体

情報の遠隔計測、情報処理、通信技術の有機的連携をはかり、救急車内の患者の動画像、心電図、血圧などのリアルタイム伝送法と遠隔地での医師の診断法が提案されている。航空機、船舶内での救急患者に関する生理情報の伝送と患者の処置も同様に考えられる。実際には、救急自動車に医師を同乗させるドクターカーが用いられ高度な処置が可能になった。また、呼吸・循環機能が停止した患者に対して、医師の指導の下に器具を用いた気道確保や静脈路確保のための輸液および薬剤投与と気管挿入が認められる救急救命士の制度が整えられ、市町村の域をこえた都道府県を単位として、患者の医療施設へ受け入れ状況の情報提供を行う救急医療情報センターの整備も進められてきた。

11.6 遠隔救急医療の必要性

救急救命医療を遠隔で行うことが提案されている。現行法ではその実行には困難を伴うが、救急時にこれを救急機関や医療機関に通報し、しかるべき措置の継続が可能である。ところで、これまで遠隔医療は医療従事者側の立場からのシステムが多く、診断補助のための画像情報の授受が主流であった。患者に対する直接的な画像による観察も往診の代用としての方法に限定されていた。ところで、患者主体の在宅救急のためのシステムが提案されており、図はその概念を記したものである。これは双方向遠隔操作通信による在宅医療支援システムというべきもので、老人などに多い呼吸疾患、とくに独居の喘息患者を対象に、患者と医療従事者が双方向にコミュニケーション可能な地域医療を念頭においた緊急遠隔医療システムである。このシステムは通信回線を介して在宅用医用機器を利用して患者側から医師に能動的に必要な応じて働きかけが可能で、同時に医師が医療に関する指示を直接発することのできる遠隔操作システムである。喘息発作時には、緊急性からいって通常の訪問看護や往診に頼ることができない。マスク装着による機器の自動始動機能により 20 秒以内で通常の補助呼吸器として始動し、予め処方された鎮咳剤など薬品の混入した空気を吸入できる。喘息発作を抑えるなど救急時の治療を行うだけでなく、患者の属する地域の登録医師に自動発信することにより医療の応援を要請できる。この救急救命システムでは、総ての動作が自動的に行われる。すなわち、患者がマスクをつけるとマスク内の空気圧とガス濃度の変化がコンピュータを作動させる。その後、機器が標準的な救急処置を施す。一方、通信回線を通して呼び出された地域の医師が呼吸循環系の一応の処置を遠隔から行う。同時に救急車を自動的に呼び出し従来の救護を確保し、さらに、地域の医療従事者による直接介護も通信機を利用して行うものである。

救急医療のための機器システム

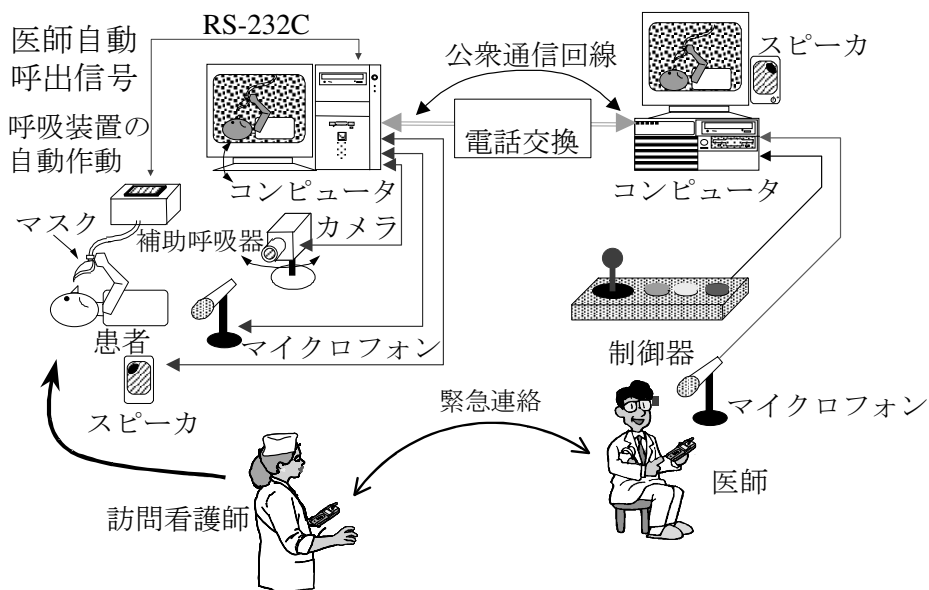


図 154 患者からみた救急遠隔医療システム

具体的には、自動受信音による着信の知らせを受けた医師は操作信号を送り、呼吸装置に付随した小型ビデオカメラの映像操作とカメラの位置姿勢制御を行い、患者の顔色や行動の鮮明な観察により、応急処置を決めることができる。この間に患者の容態が鎮静するようであれば、音声のみの指示で十分である。モニタ画面には発信場所と発信者を画像で確認するとともに病歴や患者の動作画像が医師側に自動表示される。医師は画像診断により必要と認めた場合には、介護人、看護師の派遣を要請したり、医師自らの往診を行う。本システムは、医師が不在で緊急を要する場合、例えば飛行機内や列車内、救急車内での救急用として用いることができるし、患者側からの要請により訪問看護師や医師の派遣をも依頼できる。図 147 は、マスク着装による補助呼吸装置の自動作動と全システムの稼働の様子を概念的に示したものである。

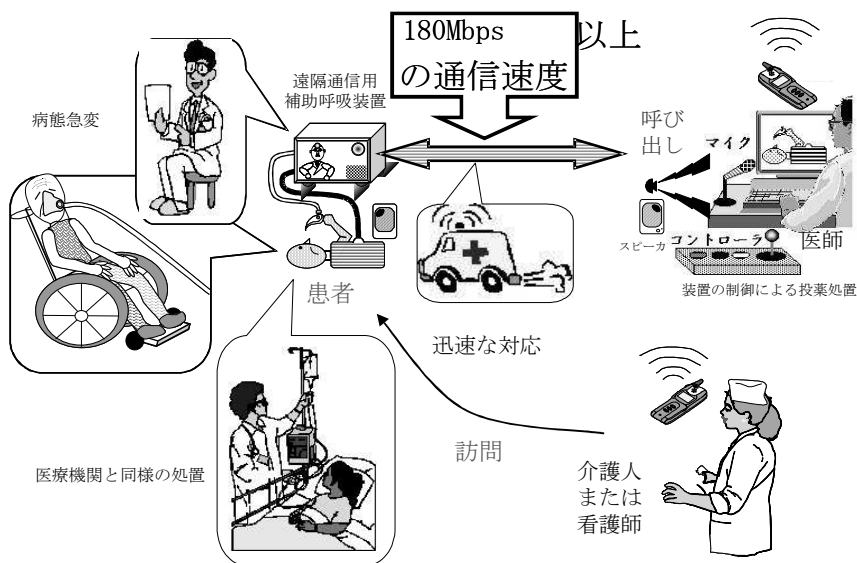


図 155 通信ネットワークを用いた遠隔救急医療の概念図

あとがき

医学では一般性と個別性という一見相容れない概念が、システム理論ではシステムの構造とパラメータというような互いに共存し得る相補的な概念になる。そこでは、適応的にまたは学習的に双方の認識を深めることが可能であり、その方法も確立されている。医療行為を広義の生体システム制御と見たときにその表現の体系化により、医学側からの要請条件を明確にできるならば、一般性、個別性、経時変化の意味を考慮してそれを行う根拠が明確になる。今日の医学は、基礎的な学問体系の協力があって医療科学として成り立っている総合的な学問でなので従前の枠内で臨床医療技術を語ることは不可能であるばかりでなく、未来への発展志向もこれらの基礎なくしてあり得ない。しかし、現実には多忙な医療従事者にとって、こうした分野を総合的に学習するには場所も時間も限られている。

とくに、近年の診断、検査、治療のための医療機器は往年の単純機能の機器と異なり、システムとして複雑に機能するものである。それゆえ、その使用上の安全に関して少なからず注意を払う必要がある。医療機関と医療従事者はひとの生命に関与する重要な仕事に携わっており、そこには全幅の信頼を寄せる患者と医用機器へのいささかの誤った認識と不用意な取扱いがあってはならない。技術の発展がもたらした新しい方法を患者の生命を結果的に決して奪うようなものにしてはならないからである。このためには、医療関係者が、従来の己の先入観で規定した狭い職業意識で医療に対応すべきではない。いわゆる専門家に任せることから脱却して、個々の検査・計測機器の適正使用と維持管理のために、その測定原理の正確な理解が必要である。また、現場で必要なものの自らの手による開発が実用上も安全上も重要であることを認識する必要がある。ところで、身近にある技術でも不満足な部分が多く、すぐにも解決しなけ

救急医療のための機器システム

ればならないことは、医用機器による事故の撲滅である。医用機器は直接患者や医療従事者の生命に重大な影響を及ぼす可能性があるからである。一般に医療に関する総合的な安全管理は医師、看護師、薬剤師ともに臨床工学士、臨床検査技師、診療放射線技師らが一翼を担っている。よりよい救急のための検査と治療を行うためには医療機器の安全性に関して表面的な保守管理と医療従事者の教育訓練だけにとどまらず、学問的にも医用理工学の体系や医療の体系を把握した者を高度な独立した専門職として制度的に保証する必要があるだろう。これを医学の着実な発展を心より願う著者の結びの言葉としたい。

末尾ながら、参考文献にあげた数々の名著を参照して、何とか救急医療に役立てることのできる書を研究分野と併せてまとめることができた。これらの図書の著者ならびに関係各位の皆様にご改めまして心よりお礼申し上げます。

文献

- 1) 松村正清：半導体デバイス 照晃堂 (1986)
- 2) 岡安大仁，堀江孝至，長尾光修：呼吸とその管理 第2版 医学書院東京 (1986)
- 3) 山崎弘郎：センサ工学の基礎 昭晃堂 (1987)
- 4) 高橋清・小長井誠：センサエレクトロニクス 昭晃堂 (1987)
- 5) 桜井靖久監修：ME早わかりQ&A 1 心電計 南光堂 東京 (1987)
- 6) 桜井靖久監修：ME早わかりQ&A 2 人工呼吸器・麻酔器 南光堂 東京 (1987)
- 7) 桜井靖久監修：ME早わかりQ&A 3 血圧計・心拍出量計・血流計 南光堂 東京 (1987)
- 8) 桜井靖久監修：ME早わかりQ&A 4 外科用手術装置 南光堂 東京 (1987)
- 9) 桜井靖久監修：ME早わかりQ&A 5 ベースメーカ・除細動器・人工心肺 南光堂 東京 (1987) 軽部征夫編：バイオセンシング 啓学出版 (1988)
- 10) 電気学会編：電気工学ポケットブック オーム社 東京 (1991)
- 11) 都築正和編：ナース必携ME機器要覧 真興交易医書出版部 (1991)
- 12) 北村清吉・橋本 享：医用工学概論 医歯薬出版 (1993)
- 13) 宮尾亘：半導体センサ工学 朝倉書店 東京 (1993)
- 14) 岩井誠三，天羽敬有祐：呼吸管理の基本手技 中外医学社 第2版 東京 (1993)
- 15) 高原健爾，若松秀俊：適応極配置法による人工呼吸制御 電子情報通信学会論文誌，J76-D-II-9, 2126-2132 (1993)
- 16) 高原健爾，若松秀俊，宮里逸郎，石田明允：プログラマブル人工呼吸装置を用いた肺胞気炭酸ガス濃度の自動制御 医用電子と生体工学，32-3, 173-179 (1994)
- 17) 医用画像工学 ハンドブック 日本医用画像工学会 篠原出版 東京 (1994)
- 宇佐見晶 100例に見るセンサ応用技術 工業調査会 (1994)
- 清野次郎，近藤昭治編著：センサ工学入門 森北出版 (1995)
- 18) 徐浩源，若松秀俊，影井清一郎，宮里逸郎：個人差を考慮したファジィアルゴリズムによる人工呼吸制御 電気学会論文C，115-C，10，1024-1030 (1995)
- 19) 佐々木昭夫：センサ材料・プロセス 電気学会論文誌E，14-17 (1996)
- 20) 下条誠：人間感覚のセンシング技術 電気学会論文誌E，116-E，20-23 (1996)
- 21) 谷口慶治・若松秀俊：医用電子・生体情報，共立出版社 (1996)
- 22) 若松秀俊：理工学的先端技術の進歩に伴う臨床機能検査法の新たな展開 現代日本臨床機能検査 上巻 分担執筆 日本臨床社 東京 (1997)
- 23) T. Togawa, T. Tamura and P. A. Oberg: Biomedical Transducers and Instruments. Boca Raton New York (1997)
- 24) ステッドマン医学大事典メヂカルビュー社 東京 (1997)
- 25) 高原健爾，若松秀俊，宮里逸郎：低酸素血症の患者の肺胞気炭酸ガス分圧と動脈血酸素飽和度の適応制御 電気学会論文C，119-C，10，1188-1193 (1999)
- 26) 高原健爾，若松秀俊，宮里逸郎：呼吸不全患者のための人工呼吸自動制御システム 計測自動制御学会論文集，Vol.36, No.10, 869-874 (2000)
- 27) 本間 達，若松秀俊：新しい換気モデルを備えた小型補助呼吸装置による遠隔医療 日本臨床生理学会雑誌，Vol.31.6, 297-304 (2001)

救急医療のための機器システム

- 28) 若松秀俊, 樗木智彦: 安静呼吸時の CO₂ 拡散流量変動と肺毛細管 CO₂ 分圧分布の検討—換気を考慮した CO₂ ガス交換動態モデルの構築と解析—, 日本臨床生理学会雑誌, 32(2): 93-99 (2002).
- 29) 若松秀俊, 陸 高華: 脳低温療法の臨床に則した脳温適応制御システム. 脳死・脳蘇生, 15(1): 1-9 (2003).
- 30) 樗木智彦, 若松秀俊: 肺胞組織の形態や物性の変化に対応した CO₂ ガス交換動態特性の理論解析, 日本臨床生理学会雑誌, 33(2), 119-132(2003).
- 31) K.Takahara, H.Wakamatsu: Human friendly control system of alveolar CO₂-concentration based on adaptive control theory. Health Science, Vol 20, No3, 298-304(2004).
- 32) 若松秀俊, 季 楠: マニトールの頭蓋内圧降下作用に関する理論的検討. 日本臨床生理学会雑誌 Vol.34, 3, 145-152(2004).
- 33) H.Wakamatsu, Lu Gaohua: Automatic air-cooling incubating system for brain hypothermia treatment. Symposium book Brain Hypothermia, N. Hayashi (Ed.), 110-115 Springer-Verlag Tokyo (2004).
- 34) H.Wakamatsu, K.Takahara: Adaptive control of respiration to deal with differences in individual characteristics. Jap. J. Clinic. Physiol. Vol.34, 3, 135-143 (2004).
- 35) 若松秀俊, 樗木智彦: 脳低温療法のための自動制御システムとその性能. 日本臨床生理学会雑誌. Vol.34, No.4, 169-178(2004).
- 36) 宋 光燮, 出川 宗里, 中村 雄介, 金澤 啓史, 梅沢 仁, 川原田 洋: 表面改質したダイヤモンド電界効果トランジスタによる酵素バイオセンサウレアーゼ, Jpn. J. Appl. Phys. 43 (2004) L814 Pt. 2, No. 6B, 15 June (2004)
- 37) H.Wakamatsu, Lu Gaohua: Automatic Optimal-Adaptive Air-Cooling System for Brain Hypothermia Treatment. J.Artifi. Life Robotics. Vol.8, No.2
- 38) 若松秀俊, 陸高華, 樗木智彦: 成人患者を対象とした脳温自動制御システムの条件. 脳死・脳蘇生. 17(1) 139-145 (2005)
- 39) 若槻琢也, 樗木智彦, 若松秀俊: ファジィ論理を用いた脳低温療法のための自動制御システムとその性能
- 40) 樗木智彦, 若槻琢也, 若松秀俊: 脳低温療法のための適応およびファジィ自動制御システムとその性能比較
- 41) 軽部征夫編: バイオセンシング、啓学出版 (1988)
- 42) 中田穂出美他 4 名: 検査機器総論、医歯薬出版 (1987)
- 43) 松井邦彦: センサ活用 141 の実践ノウハウ、CQ 出版 (2001)
- 44) 千畑一郎編: 固定化生体触媒、講談社 (1986)
- 45) 宇佐見晶: 100 例に見るセンサ応用技術、工業調査会(1994)
- 46) 清野次郎、近藤昭治編著: センサ工学入門、森北出版(1995)
- 47) 蝦名清志編: オプトデバイスの基礎と応用、CQ 出版(2005)
- 48) 真光電子株式会社: <http://www.shinkoh-elecs.com/kiso/pd.html>
- 49) 医療法人なぎさ会沖の州病因: <http://www.nmt.ne.jp/~nagioo/holter.htm>
- 50) 松浦雄一郎, 末田泰二郎監修: 心臓の救急 (広島大学医学部外科学第一講座)
<http://www.hiroshima.med.or.jp/kenkojoho/booklet/05/book001.htm>
- 51) 稲田 豊, 藤田昌雄, 山本 亨編: 最新麻酔科学 (上), 克誠堂出版, (1995)
- 52) 田上恵: エアロゾール療法と器具. 最新・呼吸管理ハンドブック, 105-109 (1988)
- 53) 國岡昭夫, 上村喜一: 新版基礎半導体工学, 朝倉書店 (1996)
- 54) 河野仁稔, 新野崇一, 塚本寛, 宮崎康次: 血栓・溶血を防ぐ遠心性血液ポンプの形状の改善. 日本機械学会流体工学部門講演会講演論文集, 714(2004)
- 55) 豊岡秀訓編: 人工呼吸器の使い方 第 2 版, 照林社 (1987)
- 56) 小林国男編: 救急マニュアル, 照林社(1990)
- 57) 太田和夫: ME の知識と機器の安全 南江堂 (1983)
- 58) 太田和夫: 透析法の基礎 人工腎臓の原理と構造, 人工腎臓の実際, 改訂第 3 版 南江堂 (1980)
- 59) 桜井靖久 他編: ME の知識と機器の安全 南江堂(1983)

索引

- 1 回換気量, 77
- ISFET, 18, 72
- SQUID, 46, 47, 85
- 悪性腫瘍, 136
- 圧電素子, 27, 61, 63, 137
- 暗電流, 40
- イオン選択性, 18, 19
- イメージセンサ, 51
- インダクタンス, 77
- インピーダンス, 78
- エアマット, 126
- 液体窒素, 44, 45, 49, 122
- 遠隔医療, 68, 142, 143, 144
- 遠隔操作, 143
- 炎症, 122, 130, 131
- オリフィス, 77
- 音響インピーダンス, 137
- 可干渉性, 133, 138
- ガスクロマトグラフィ, 28, 79
- ガス交換, 99, 102, 103
- ガス滅菌法, 128
- 画素, 52, 53, 131
- 画像処理, 54, 132
- 画像センサ, 51, 52, 54
- 過渡特性, 111
- ガラス薄膜, 18
- 換気回数, 77
- 干渉波, 133
- 感度, 16, 28, 29, 30, 36, 39, 41, 43, 46, 70, 85, 141
- 緩和時間, 136
- 基線, 15
- 起電力, 18, 22, 26, 29, 37, 58, 67, 73
- 気泡除去, 100
- キャリア, 36, 79
- 救急医療, 2, 142, 143
- 気流計, 24, 75
- 近赤外線, 39, 43
- クリーンルーム, 128
- 計測制御, 2
- 血圧, 13
- 血液回路, 103
- 血流速, 73
- 高周波電流, 78, 120
- 酵素固定化, 72
- 酵素センサ, 21, 70, 71, 72
- 光電管, 34
- 光電子増倍管, 34, 35
- 光電素子, 36
- 呼吸, 13
- 呼吸器学, 2
- 固有振動数, 33
- コレステロール, 21, 72
- コロトコフ音, 60, 61
- サーミスタ, 24, 30, 31, 64, 77
- サーモグラフィ, 130
- 細動, 89, 90, 109
- 酸素電極, 19
- 参照波, 133
- 酸素飽和度, 81, 96, 110
- 酸素モニタ, 80, 81
- 仕事関数, 48, 56, 58
- 姿勢制御, 88, 144
- 実時間, 137
- 遮断波長, 43, 44, 45
- 煮沸滅菌法, 127
- 周波数, 15, 16, 17, 66, 74, 84, 87, 122, 135, 136, 138
- 周波数特性, 15
- 焦電効果, 31
- 消毒, 127
- 消毒法, 127
- 障壁容量, 40
- ショットキー障壁, 49, 57

- 除泡装置, 102, 103
徐脈, 105
心音測定, 27
真空蒸着, 39
人工呼吸, 78, 89, 91, 93, 96, 97, 110, 146
人工心臓, 108
人工心肺, 99, 107
人工肺, 99, 100, 101, 102, 103
心磁計, 65
真性半導体, 36, 39, 40, 49
心電計, 65, 66, 67, 68
腎不全, 103
深部体温計, 64, 65
水晶機械振動子, 27
水素イオン濃度, 19
正孔, 37, 40, 42, 46, 49, 51
生体信号, 15
整定, 19, 64
整定時間, 19
静電容量, 15
赤外線, 28, 29, 31, 32, 43, 44, 45, 54, 79, 130
赤外線放射, 31
脊椎側わん症, 131
線源, 134
造影剤, 74
送血回路, 100
双線形システム, 119
増幅器, 16, 17, 65, 75, 84, 85
増幅作用, 41
蘇生医学, 2
粗動, 89
体温, 13, 29, 63, 64, 65, 103, 108, 115, 117, 125, 126
体プレチスモグラフ, 77
太陽電池, 37, 38
脱血回路, 100
脱分極, 89
超音波, 138
超音波振動子, 27
超伝導, 46, 85
通信回線, 143
適応極配置, 111, 116, 146
デバイス, 13, 46, 51, 53, 85, 141
電荷, 15, 27, 31, 51, 52, 53, 79
電解質, 15, 16, 19, 58, 70, 80, 103
電気伝導度, 20, 42, 56
電気二重層, 15
電磁誘導, 26, 73, 121, 141
伝導電子, 36
電離, 137
電歪効果, 27
登録医師, 143
内圧, 75, 78, 91, 97, 98
内視鏡, 132
熱交換器, 100
熱線式流量計, 76
熱電対, 29, 30
ネブライザ, 93
バイオセンサ, 70
バイタルサイン, 13, 68, 125
肺内圧, 75
ハイブリッド, 54
白金電極, 20, 58
パドル, 89, 90
パラメータ, 141, 145
バルーン, 64, 78, 106, 107
パルスオキシメータ, 81
比較電極, 18, 20
非観血, 60, 81
被曝量, 132, 134
皮膚電気反射計, 87
標識化合物, 139
ファジィ論理, 112
フィルタ, 31, 65, 84, 100, 129, 132
ブリッジ回路, 21, 22, 30
プローブ, 64, 65, 73
分時換気量, 77
平衡機能, 87, 88
訪問看護師, 144

救急医療のための機器システム

- ポーラログラフィ, 20
- ホールセンサ, 45
- 補助呼吸, 98, 99, 143
- ホルタ心電計, 67
- ホログラム, 138
- マイクロサージェリー, 123
- マイクロ波メス, 121
- 麻酔, 2, 64, 78, 84, 113, 114, 115, 116, 120, 121, 123, 126, 127
- 脈波, 69, 81
- 脈波計, 69
- 脈管像, 74
- 滅菌, 123, 126, 127, 128
- 滅菌条件, 128
- モアレ縞, 131
- モノリシック, 54
- 誘起電圧, 22
- 誘導起電力, 22
- 誘発筋電図, 84
- 輸液, 89, 90, 91
- ライトレスピレータ, 76