

高精度体表面心電計を用いた
心機能の基礎的研究

2016年3月

豊栖 康司

目 次

第1章 序論	4
第2章 心電計の歴史	6
2-1. 心電計とは	6
2-1-1. 心電図とは	7
2-1-2. 心電図の種別	7
2-1-3. 心電図の特徴	7
a. 必要な感度	8
b. 正弦波特性	8
c. 出力媒体	8
2-2. 標準12誘導の導出法	8
2-3. 心電図の解析	10
2-4. 心電計の構造	11
2-4-1. 心電図の種類	11
2-4-2. 心電図の構造と働き	12
a. 入力部	12
b. 演算処理部	13
c. 記録部	14
第3章 体表面心電計	15
3-1. 体表面心電計の歴史	15
3-2. 体表面心電計の設計	17
3-3. 電極構造の改良	31
3-4. 試作した体表面心電計	52
3-4-1. 試作した電極	53
3-4-2. 体表面心電図の3D化	60
3-4-3. 試作した三次元体表面心電図生成プログラム	62
3-4-4. 三次元体表面心電図生成プログラムの構成	65
3-5. 試作した体表面心電計と従来の12誘導心電計との比較	77
a. 高い時間分解能	77
b. 高い空間分解能	77
c. 電極ボックスを用いて雑音耐性の向上と、体型への追従性の向上	77
d. スプリング電極による電極と体表面との接触を均一化	78
e. バンドエリミネイトフィルタを不使用	78
f. 3D表示による電位図の直感的な把握が可能	79
3-6. 試作した体表面心電計と、他の体表面心電計との比較	79
第4章 臨床データの分析	80
4-1. 健常者と心肺能力の高い者との波形パターンの違い	80
4-2. 加齢による波形パターンの変化	86
4-3. ペースメーカー埋め込み術後の動作確認	88
4-3-1. ペースメーカー被験者A	88

4-3-2. ペースメーカー被験者B	90
4-3-3. ペースメーカー被験者C	91
4-3-4. ペースメーカー被験者D	93
4-4. 鬱状態による心起電力の変化	95
4-5. 心筋梗塞の前兆	98
4-6. ブレークスルー現象の観察	99
第5章 結論	101
謝 辞	102
参考文献等	103

第 1 章 序論

循環器系の疾患の多くは心臓に起因している。このため従来より、心臓の活動を把握するため、心電計が活用されている。代表的な心電計である 1 2 誘導心電計は、体表面に貼布した電極により、心臓を構成する個々の筋細胞の興奮により発生した活動電流を空間的、時間的に合成された電位変化として導出し、心臓の活動電位の時間的変化を捉えることができる。しかしながら、この装置で得られる波形は所定の部位における 1 次元波形であって、情報量としては限られていると言わざるを得ない^{[1][2]}。

これに対して、電極の数を大幅に増やすことでより多面的な心電位変化を補足しようとしたのが体表面心電計である。体表面心電計は、心臓に近い体表面に多数のスポット電極を配設し、各電極から心臓の鼓動に同期して発生する心電位を採取して、複数点の心電位から総合的に心臓の電気現象を判断する体表面電位分布図 (Body surface potential maps: BSPM; BSMs) を 3 次元的に作成する。この体表面心電計は、従来 of 1 2 誘導心電計が表示する限られた位置での 1 次元的な時間変化に止まらず、より広い範囲で、心電位をより高速に、より詳細に測定することで、3 次元的、動的な表示を可能とし、さらに従来では測定が困難であった様々な情報を得ることができるものと期待され、特に循環器系疾患の診断に導入が検討された^[3]。しかしながら、体表面心電計の有用性は未だ完全に確立されているとはいえず、医療現場では依然として、1 2 誘導心電計が主流であり、体表面心電計は普及途上のままだ^[4]。

周知の通り、日本では毎年 1 5 万人の心筋梗塞患者が発生し、約 3 割が死亡している。特に急性心筋梗塞による死亡者数は約 5 万人に上り、この数は、交通事故による年間の死亡数約 5 0 0 0 人や、自殺による年間の死亡者数である 1 万人に比べても相当に多い。この数は、従来型の心電図検査が心筋梗塞等、心疾患の早期発見に有効と言われ続けているにもかかわらず、減少する兆しがなく、より確実な循環器系疾患の検査方法が求められているところである。

一方では、非侵襲で心外膜電位を測定できる利点に着目した研究も進められている。心臓興奮状態を非侵襲に画像化する技術としては、磁気共鳴断層撮影や超音波エコーが利用されている^[5]。例えば、心電図 (E C G) をコンピュータ断層撮影法 (C T スキャン) と組み合わせた心電位画像化技術 (electrocardiographic imaging, ECGI) により、心電図の電氣的データを心臓表面の画像と直接関連付けた報告もなされている^{[6][7]}。しかしながら、この方法では、測定精度と共にコスト面でも被験者に負担が大きい。

これらのことから、本研究の目的は、従来 of 1 2 誘導心電計では捉えることができなかつたり、あるいは捉えることができたとしても明確でなかつた心機能に基づく生体现象を補足可能な体表面心電計を実現することを目的とし、まず時間分解能、空間分解能を高めた高精度体表面心電計を設計、試作した。次にこの体表面心電計で測定した種々の被験者の体表面電位分布から、測定可能な事象とその有用性を検討した。特に、一般的な体表面電位分布の動的変化の傾向と、心機能の加齢変化の

測定、心機能と関連する 5 種類の計測を行った。最後に、これらの検討を行うことで、体表面心電計の有用性の実証を試みる。

第2章 心電計の歴史

本章では、まず心電計の開発の経緯を振り返りつつ、その利点と欠点を検討し、新たに登場した体表面心電計の位置付けを確認する。

2-1. 心電計とは

心電計は、心電を取得し、これを記録した心電図を作成するための装置である。典型的な12誘導形の心電計は、図2-1に示すような態様で用いられている。

また心電図は、心臓の活動に伴う電気現象を電極によって導出し、増幅・記録したものである^[8]。心電図の一例を図2-2に示す。



図2-1 12誘導心電計の仕様状態を示す外観図

2-1-1. 心電図とは

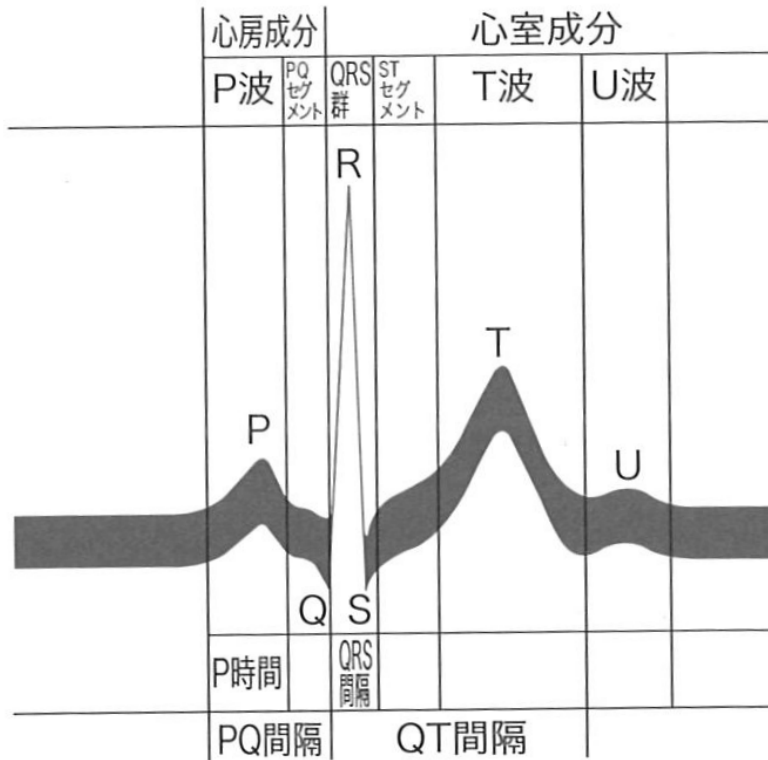


図 2-2 心電図の波形と、各部の名称

上記図 2-2 に示すように、心電図は主に心房の脱分極過程を表わす P 波、心室の脱分極過程を表わす QRS 波、心室の再分極過程を表わす T 波で構成される。ここで脱分極とは興奮を、再分極とは興奮消退を、それぞれ意味する。なお U 波は、現在のところ成因が明確ではないとされている。

また PQ（または PR）時間は、洞結節より興奮が心室に到達するまでの時間である。PQ 時間の正常値は、一般に 0.12～0.20 秒とされている。この時間の延長や、この間の興奮の伝導がブロックされると、いわゆる房室ブロックを呈し、場合によっては人工ペースメーカーの植込みの対象となる。

2-1-2. 心電図の種類

心電図には、体表面に電極を接着した通常体表心電図と、ヒス（His）束心電図のような、体腔内で得られるものがある。本稿では、主に前者を扱う。また、心電図の分類方法として、誘導法に応じて標準 12 誘導心電図、ベクトル心電図、胎児心電図などに分けられる。

2-1-3. 心電図の特徴

a. 必要な感度

心電図に必要な感度として、標準感度は、1 mV に対して記録の振幅は 10 mm、すなわち 10 mm/mV である。また心電計として検知できる最小入力は、10 Hz (p-p) に対して 20 μV 以下 (判読できる最小レベル) である。

b. 正弦波特性

心電図波形を忠実に記録するためには、記録部を含めた総合周波数特性が 10 Hz における 10 mm 振幅を 100% として、0.14 ~ 50 Hz は 90% 以上、75 Hz で 70% 以上でなければならない。

c. 出力媒体

現在使用されている心電計は、増幅率 1 mV/cm、記録紙送り速度 25 mm/s で万国共通に規定されたものが一般である。また印刷した心電図波形は画像であり、電子カルテ等、近年の電子データ化の要望に応える形で、電子データのフォーマットとして MFER 規格 (Medical waveform Format Encoding Rules) が制定され、2007 年に ISO で採択されている^[9]。

2-2. 標準 12 誘導の導出法

心電図の誘導には、一般に標準 12 誘導が使われる。標準 12 誘導の導出法を、図 2-3 に示す。

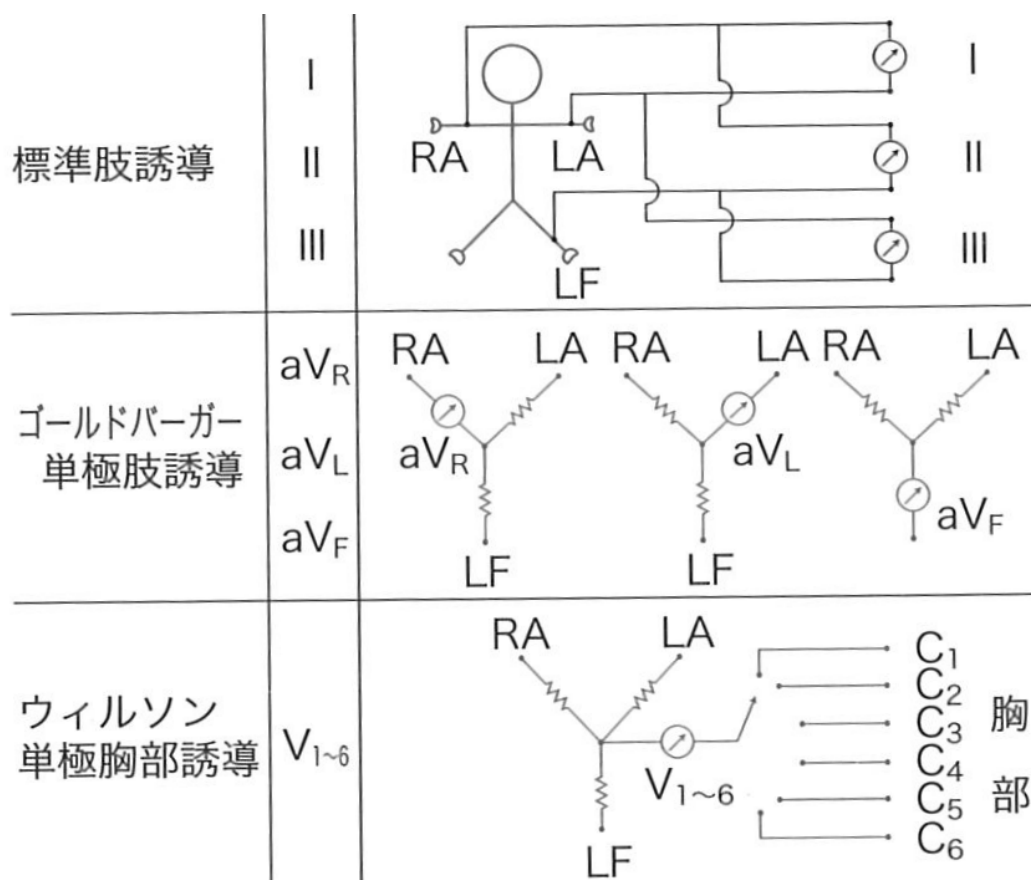


図 2-3 標準 12 誘導の導出法

標準12誘導には、双極肢誘導（I，II，IIIの3誘導）と、単極肢誘導（aVR，aVL，aVFの3誘導）、および単極胸部誘導（V₁~₆の6誘導）がある。図2-3に示すように、2点間の電位差を一般に差動増幅器によって増幅し記録する。ここで、標準12誘導では必ず右足に基準となる電極を接着して必要な誘導を導出する。一例として、ウィルソン（Wilson）の単極肢誘導の概略を図2-4に、単極胸部誘導の概略を図2-5に、それぞれ示す。

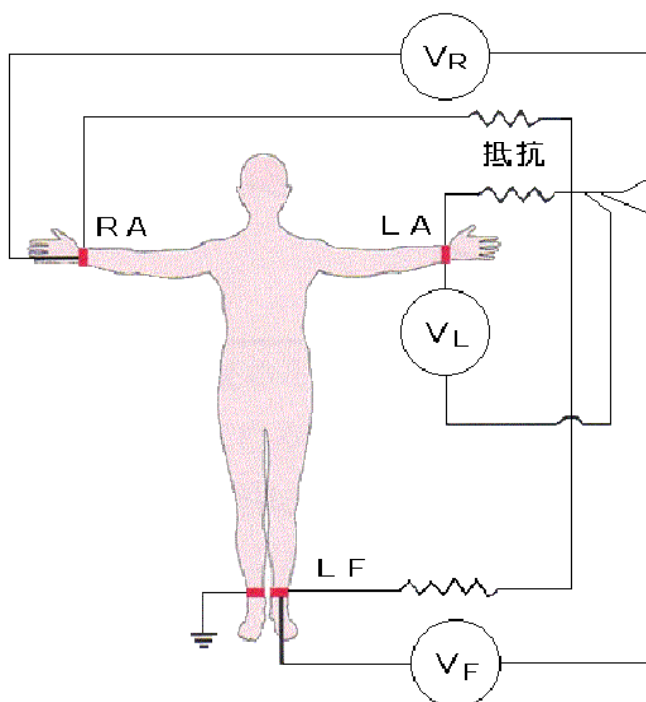


図2-4 ウィルソン単極肢誘導

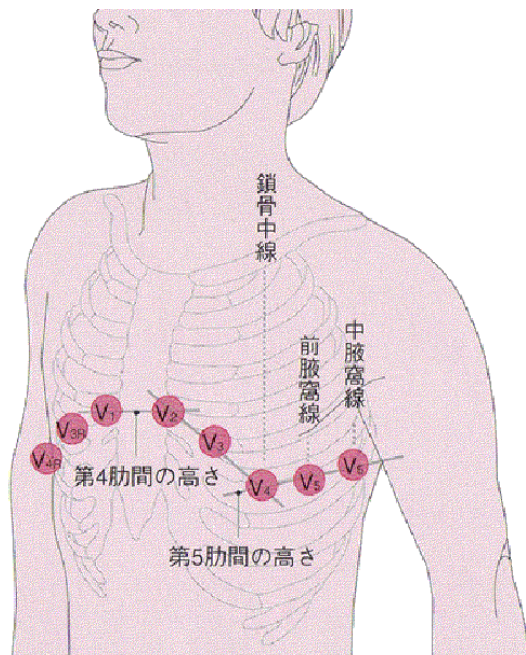


図 2 - 5 ウィルソン単極胸部誘導

なお、最近のデジタル型心電計ではウィルソン単極胸部 6 誘導のほか、標準肢誘導 I, II, 又は III, III の計 8 誘導を誘導するだけで、残りの III または I、およびゴールドバーガー (Goldberger) の単極肢誘導 (aVR, aVL, aVF) は、計算で求める方法も行われている。例えば、aVR、aVL は、次式で演算できる。

$$aVR = -(I + II) / 2$$

$$aVL = I - (II / 2)$$

2 - 3. 心電図の解析

ここで心電図の解析について、確立された手法の概要を述べる^[10]。心臓の興奮は右房内の洞房結節細胞の反復性自発放電により始まるが、この部の電位は前述の心電図には記録されない。この電位変化が心房に伝わり、心房筋の興奮による電位変化が P 波となる。正常 P 波は 0.06 ~ 0.10 秒の幅をもつ。波の高さは電圧の大きさを示すので、心筋層の厚さや導出方法で異なる。

一般に心房に肥大があれば P 波の増大や峰分れがみられ、肺循環障害や房室弁閉鎖障害があると異常 P 波がみられる。P ~ Q 間隔は房から室への伝導時間を示し、約 0.16 秒である。正常では房から室への伝導速度が房室結節内で遅くなることが知られているので、この P ~ Q 間の短縮は房から室への興奮伝導に短絡路が存在することを推測させる。このような短絡路があると、往々にして興奮が心室から心房へ逆行するために発作性頻脈を起こしたり、心房粗動、心房細動の誘因となるこ

とがある。

QRS群は心室の興奮過程を示し0.06～0.10秒の幅をもつが、導出法による波形の差異がある。この幅の延長する場合（0.12秒以上）は心室内の興奮伝達に異常が考えられる（脚ブロック）。QRSの波高は心室筋の肥大または胸壁が薄いとき大きくなる。STは一般にPQと同じレベルにあるもので、心室全体が等電位にあることを示す。したがってSTが上昇または下降すると、心室筋の一部に興奮性の異常（心筋梗塞など）のあることが推定される。

T波は心室興奮の回復過程により生じ、その経過は0.16秒である。冠循環系に障害があって一部の心筋への酸素供給が足りないと、T波の平坦化や波形の逆転が起こる。また回復過程に関係の深いカリウムイオンの血中濃度が増減すると、T波に変化が生じる。カリウムイオン濃度が増すと（尿へのカリウムイオン排出の減少）T波は小さくなることもある。

心電図波形には時としてT波に続いて同一方向に振れる波、U波が出現する。成因は不明であるが、肢導出より胸部導出の場合にみられる。徐脈や、全身性代謝障害のある場合に出現しやすい。心電図波形上の変化だけから、逆に心臓の障害を直ちに診断することは十分でなく、他の検査成績と総合して判断しなければならない。

心電図波形は心周期ごとに同じ様式で繰り返すものであるから、脈拍リズムの変化（頻脈、徐脈、不整脈など）は直ちに判読できる。さらに不整脈の原因が洞房結節すなわち歩調とり部にあるか（洞性）、心房や刺激伝導系あるいは心室にあるかを判別することができる。洞房結節細胞は自律神経の支配を受け、交感神経刺激（ノルアドレナリン分泌）でそのリズムは促進し、迷走神経刺激（副交感性刺激、アセチルコリン分泌）では逆に遅くなる。したがって、吸気時の終りに迷走神経中枢が刺激されて呼気時に心律動が減少しP—P間隔が延長する（呼吸性徐脈）。洞律動の乱れや洞房間伝導に異常があれば、P—P間隔の変動やPの欠落が起こる。また洞房結節以外の心筋に律動性興奮が起こり（異所焦点）、それが伝播することによって本来の洞性調律を乱すときは、心電図上に本来のP波以外にP波が現れて（洞性期外収縮）、次に予定された正常P波の欠落が起こる（代償性休止）。同様の現象は心房—心室間の興奮伝導路に異常焦点が発生した場合にみられ、異常QRS波（心室性期外収縮）と正常QRS波の欠落（代償性心室性休止）が認められる。これは、異所焦点の興奮波で興奮した心筋の不応期に、正規のリズムで伝播してきた興奮が到達したため、心筋が反応しなかったことによる。

2-4. 心電計の構造

2-4-1. 心電図の種類

心電計の種類は、患者に対する安全の程度によって、B形、BF形、CF形装着部を持つ心電計に分類される。この内、CF形装着部は、ヒス束心電計のように心臓に直接接続する心電計に用いられるため、ここでは扱わない。現在市販されている多くの心電計は、入力部がフローティングされているBF形かCF形装着部のタイプである。

2-4-2. 心電図の構造と働き

心電計のブロック図を図2-6に示す。

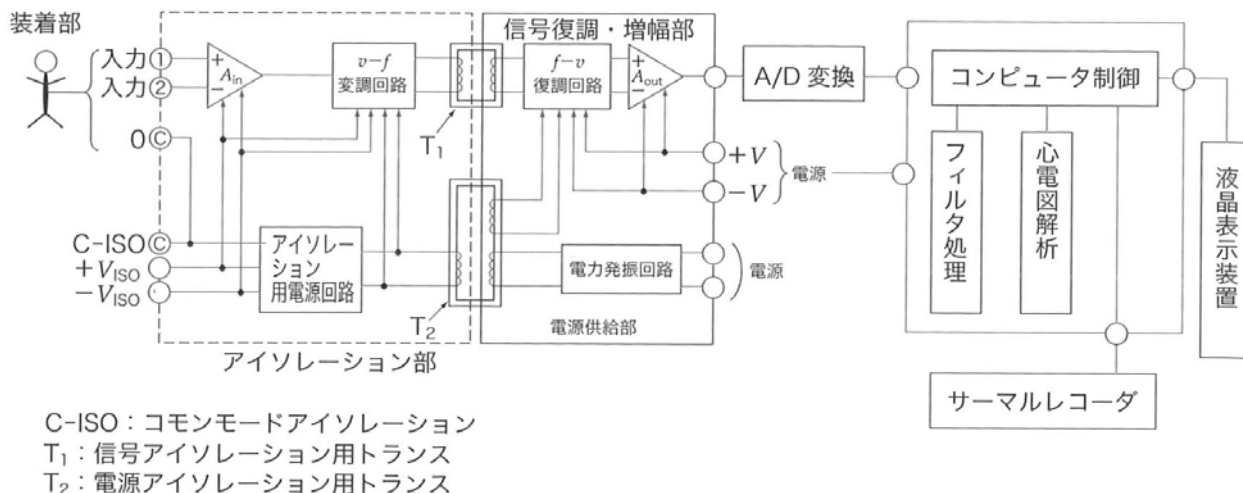


図2-6 心電計のブロック図

a. 入力部

入力部側には、左右上下肢それぞれの電極と入力誘導コード、増幅部と、後段でデジタルフィルタや種々の演算処理を行うためのA/D変換部を備えている。従来の心電計は入力部に1 mV校正電圧発生回路、ゴールドバーガー抵抗網などを備えていたが、現在ではこれらはデジタル演算処理によってなされているものが多い。

・増幅部：増幅部には従来どおり差動増幅器が使われている。差動増幅器の主な動作は、増幅器側から生体側を見た場合の高い電極接触インピーダンス（接触抵抗）対策にある。このインピーダンスを含む信号源インピーダンスをみかけ上低くすると同時に、各電極インピーダンスを揃えるため、そのインピーダンス変換器である10電極単位増幅素子（バッファ増幅素子）としての働きがある。また、2電極単位ずつの組み合わせによる差動構成出力、およびA/D変換時の量子化精度に見合った増幅度を得るための差動増幅器としての働きとがある。後者の差動増幅器の数は、前述したように標準12誘導記録の心電計では、8誘導の心電図をデジタル演算するために8個の差動増幅器（例えば、I、II、およびV₁~₆誘導用）が使われている（従来は12個の差動増幅器が必要であった）。

入力部は図2-6のアイソレーション用トランスで示すように患者とトランス結合（または光結合）などによって分離するフローティング装着部（F形装着部）を構成している。

・A/D変換部：増幅されたアナログ心電図信号は種々のデジタル処理を行うために、200~4000 Hzのサンプリング周波数でA/D変換される。4000 Hz

z の高いサンプリング周波数を用いるのは、標準 12 誘導心電図ばかりではなく、ヒス心電図などの高い周波数成分をもった心電図の解析を行う場合に用いられている。またこれらは 1 サンプル 12 ~ 16 bit で量子化されているものが多い。

b. 演算処理部

・フィルタ処理部：入力部で基線の動揺、商用交流雑音、筋電図などの心電図信号と一緒に増幅され、A/D変換されたデジタル信号はこのフィルタ処理部で殆どの雑音が除去される。なお一部の入力部ではアナログフィルタで若干前処理されているものもある。従来のCR型の低域遮断フィルタや、ハムフィルタ、高域遮断フィルタは、すべてソフトウェアによる論理演算を行うデジタルフィルタによって行われている。

・心電図解析部：A/D変換された心電図信号は図2-7に示すように、各波の区分点認識や微分演算を併用して、波形の持続時間や変曲点などが検出、計測された後、これらのパラメータを用いて心電図の自動解析が行われる。しかしながら雑音か信号の判断を視覚的に行い、判読経験に基づいた医師の心電図所見と心電図自動解析結果が、必ずしも一致しない所見として、複雑な不整脈（例えば、P波あるいはf波の検出が難しい心房細動など）がある。

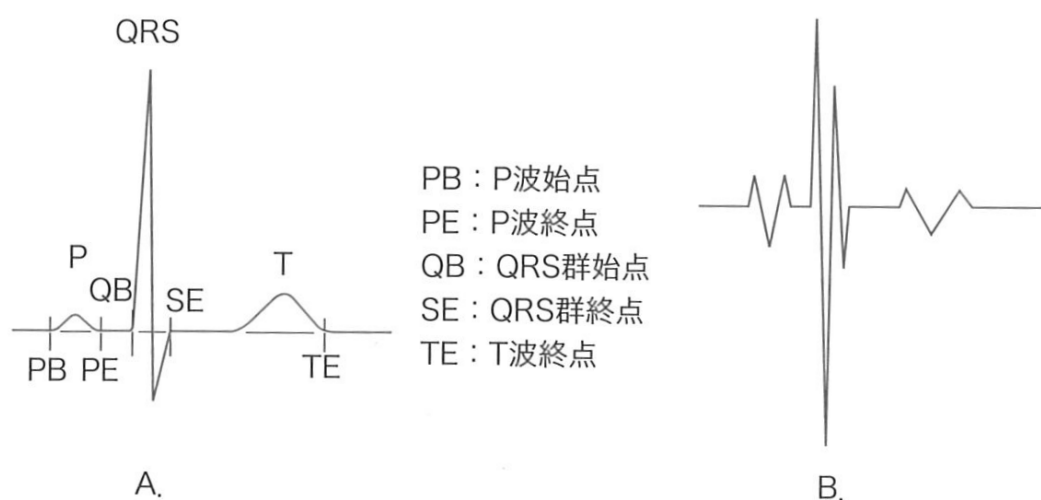


図 2 - 7

A 心電図波形

B 波形の区分点認識を行うための特徴抽出波形（微分波形）

・表示部：表示部には、液晶ディスプレイ（LCD）やブラウン管モニタ（CRT）、あるいは近年では有機ELなどが用いられる。表示部上から12誘導心電図波形や心電図解析所見、および電極の接着状態、種々の心電計の不具合状態が表示できる

ように構成されている。

c. 記録部

記録部は、従来のプロッタなどの熱ペン記録器に代わって、デジタル信号化された心電図や解析結果は、その振幅に応じて記録したい位置の発熱抵抗体（サーマルヘッド）を、加熱用コントロールパルスとシフトレジスタなどの併用により順次加熱し、感熱紙上に波形や文字を記録するラインサーマル記録器が用いられている。発熱抵抗体は、1 mmの幅に8～12個並んだものが使用されている。

第3章 体表面心電計

3-1. 体表面心電計の歴史

体表面心電計は、心臓に近い体表面に多数のスポット電極を配設し、各電極から心臓の鼓動に同期して発生する心電位を採取して、複数点の心電位から総合的に心臓の電気現象を判断する体表面電位分布図を3次元的に作成するものである。この体表面心電計で得られる体表面電位図は、心臓電気現象が体表面で示す電位を、継時的に瞬時毎の電位の等高線図または等時間図として表現したものである^[11]。

体表面心電位図の歴史については、詳しく纏められた報告例がある^[12]。これによれば、体表面心電位図の世界初の報告例は、Waller が Capillary Electrometer を用いて、初めてヒトの心臓電位を体表面電位図で表現したものとされている^[13]。また日本においては、山田和生を中心とするグループとされている^[14]。一方で欧米においては、Taccardi の研究が著名である。その後、Taccardi が体表面電位図より、心室脱分極時、明らかに2個以上の電流源があることを証明した。

1972年までは、犬を用いた実験や小児、先天性疾患、心筋梗塞の記録等の論文が散発的に発表されていた。1973年には、山田のグループによりミニコンピュータでBSPMを記録する方法が開発された。1974年から1977年までは山田等、Abildskov 等、Spack 等、Flower 等、De Ambroggi、Taccardi 等のグループが、心表面と体表面の電位図の実験的比較、心筋梗塞、ASD、WPW、右脚ブロック等の記録がなされている。また Flower 等による departure map、Abildskov 等による QRST area map、Mirvis 等による運動負荷 BSPM 等、新しい方法が開始された。1978年に武者等によるカラー表示可能な BSPM 装置が発表され、Lux 等による32点法が示された。さらに1979年には、山田等の86点法の装置が製品化され、1980年には Savard 等により、ヒト正常と PVC の moving dipole の動きが示された。この間、心筋梗塞 WPW の Kent 位置の決定等、臨床的テーマはさらに細かく検討されている。1981年に外山等は BSPM 上右室の breakthrough 所見を明らかにし、安井等はトレッドミル運動負荷時の体表面電位図を記録した。1982年には Taccardi 等のグループが anisotropy による興奮伝播を問題にした。さらに岩等、Benson 等は外科的に同定した Kent 位置を推定する BSPM 所見を示している。この間、心筋梗塞および ST-T QRST area の単一双極子性等、臨床的問題が更に検討されている。また岡本等は multiple dipole の解析による方法で residue の概念を出した。

1982年に東京で開催された International symposium on body surface potential mapping の Proceeding が1983年に発行され、forward inverse problem の解、心モデル、臨床的 BSPM の諸見が発表された。1985年まで心筋梗塞では領域、位置の推定に departure isointegral map Q-zone、 Σ ST 等諸パラメータを用いている。また WPW、不整脈の発生部位同定等にも BSPM が用いられているが、川野等は心房波の BSPM 所見を正常、異常で示した。また Montague のグループ、春見のグループにより双極子分析が行われている。さらに1986年には、山田和生編集による「体表面心臓電位図学」が発刊された^[15]。これは文部省総合Aによる体表面心臓電

位図の診断基準に関する基礎的研究の報告書が基礎になっている。さらに春見による **International seminar ventricular repolarization** の報告書には、T波のモデル、双極子分析等が掲載されている^{[16][17][18][19][20][21][22]}。さらに1986年～1990年まで、日本における体表面電位に関する研究が国内外の雑誌に数多く発表された。それらの研究の多くは、それ以前からのBSPMの臨床的研究の線上にあり、概ねこれらを更に詳細したものと捉えられる。

また1987年には **Mirvis** がBSPMの当時の現況を俯瞰している。これによれば、第一に、心電図では明らかでない異常所見がBSPMで発見できるとされ、第二に、運動負荷試験における心内膜下の虚血をより診断できるとされている。その他、副伝導路の同定、心室内ブロック、心室肥大、心室不整脈に有用としている。一方、他のイメージング技術の方が診断が確実であり、BSPMを記録する技術が複雑であり、更に通常の一次元の心電図に慣れた医師には、BSPMの二次元的な表示が馴染み難いという障壁があると指摘している。ただ、BSPMが、同様に二次元的、視覚的な表示を特徴とする核医学診断等と同様に、広く普及して多くの医院に設置される診断機器となり、さらにコンピュータによる自動化、自動診断の設備が進歩すれば、有用な診断テクニックになり得ると結んでいる。

1990年以降も幾つかの論文の発表があるが、BSPMに関しては1990年以前と同様な臨床的研究の線上にあるものといえる。日本においてはこの分野で中心的な存在であった名古屋大学グループの研究成果を受けて、心電計では有数のトップメーカーであるフクダ電子株式会社より多目的心電計として体表面心臓電位分布計が上述の通り市販され^[23]、主に循環器系疾患の診断に導入が検討された。しかしながら、体表面心電計の有用性が未だ完全に確立されないまま、当該心電計は十分な成功を収めることなく装置は廃番となり、これに呼応するように体表面心電図に関する研究も、2000年以降は下火となり、目立った成果や報告例が見当たらない。

一方で、非侵襲で心外膜電位を測定できる利点に着目した研究も進められている。心臓興奮状態を非侵襲に画像化する技術としては、磁気共鳴断層撮影や超音波エコーが利用されている^{[24][25]}。例えば、心電図（ECG）をコンピューター断層撮影法（CTスキャン）と組み合わせた心電位画像化技術（**electrocardiographic imaging, ECGI**）により、心電図の電気的データを心臓表面の画像と直接関連付けた報告もなされている^{[26][27]}。この方法では、被験者が着用するベスト状に配置された224個の電極から採取した心電位を、別途取得したCT画像とをソフトウェアにより合成することで、体表面の電位図と共に心外膜上の電位図を生成している。このように、体表面心電計に画像化技術を併用することで、心外膜電位を直接得ることができれば、従来の心電図の欠点とされてきた、心臓の電気信号が体の表面に達してから測定するという構造のため感度と特異性に劣るという問題を解決できる可能性を秘めている。

半面、上記方法では体表面心電図の測定に加え、CTスキャンの必要もあるため、データ採取やその合成に手間や時間がかかる上、被験者の負担や待ち時間も大きくなる。また心電図取得の度にX線被爆を伴うという安全面での問題もある。加えて、

医院など医療現場への導入も、コスト的、スペース的な観点から容易でない。

また一方で、確かに心外膜電位は体表面心電図以上に正確な情報を提供するものと期待され、現に侵襲性データとの対比検討もなされてはいるものの、その正確性や再現性については、依然として疑問の余地が残る。さらにこれらの測定装置では、体表面に装着される電極の配置方法がベスト上に配置されたものであるため、224個のすべての電極で適切且つ均一な接触状態を得ることが極めて困難と思われる。特に腹部と背中では押圧力が異なるため、接触抵抗が異なり、均等な信号検出を得ることは容易でない。このため、上記方法では悪いデータを排除し、補完する方法を採用している。しかしながら、データの選別の精度についても疑念を抱かざるを得ない。特に悪いとされたデータが、測定誤差に起因するものなのか、被験者の異常に起因するものなのかを区別することが可能なかどうか、疑問の余地がある。加えて、フィルタリングによって心電位波形が変化していることも否定できない。特に心電位の周波数は概ね0.05~100Hz程度であるところ、フィルタを使用することで原波形信号に歪みが生じ、波形が正確に反映されないおそれがある。

以上のような背景から、より簡便に心電位情報が得られ、かつ導入、普及も容易な体表面心電計のみでも、正確な信号を補足できれば、心外膜電位と同等又はこれ以上の情報が得られるのではないかと仮説に基づき、体表面心電計の測定方法を見直し、その精度を高めるべく、本研究に取り組んでいる。

3-2. 体表面心電計の設計

以上のような背景を踏まえて、我々は体表面心電計を設計した^[28]。初期に設計された体表面心電計は、電極の形状の改善を目的とした。すなわち、体表面心電計においては、心臓に近い体表面の80~200点に電極を配設し、全ての電極から心電位を採取し、総合的に心臓の電気現象を判断することから、多数の電極を扱い易くすることが課題となる。つまり、多くの電極、すなわち測定点から、同時に心電位を測定しなければならず、その精度を上げることは容易でない。特に測定点が多いことに加え、各測定信号が、正確な測定信号であるか、誤差のある測定信号であるかの判別が困難であるため、その測定をより難しくしている。加えて、電極の測定誤差が、電位分布図を歪ませることとなるが、その歪みが、心臓疾患に起因するものか、あるいは測定誤差に起因するものかの判断も難しい。

測定点が多くなることが、測定を困難とすることは容易に理解できるであろう。例えば、各電極が100分の1の確率で測定不良を起こすと仮定する。この場合、10点の電極では、何れかの電極が測定不良を起こす確率は、10分の1に過ぎない。言い替えると、10回測定して、何れかの電極が測定誤差を発生する確率は僅か1回であり、残りの9回は全ての電極で正確に測定できることになる。しかしながら、同一の電極を使用して、100点の心電位を測定すると、常時、何れかの電極が測定不良を起こすことになり、全ての電極の心電位を正確に測定できない。各電極が100分の1の確率で測定不良を起こすことは、実際の心電位測定において決して稀なことではない。

このため、体表面心電計は、多数の電極を体表面にセットする際、接触抵抗に不均一が生じないように、細心の注意を払う必要がある。これを、電極の数だけ行うとなると、その手間は膨大となる。ましてや、多くの患者が入れ替わり立ち替わり訪れる一般病棟において、体表面心電計を導入するには、大きな障害となる。このように多くの電極の装着の手間が、体表面心電計の普及を妨げていることは論を待たない。

さらに体表面心電計においては、電極の測定電位から、それが正確な測定電位であるか、不正確な測定電位であるかが判り難いことは、既に述べたとおりである。この理由は、体表面心電計が、従来的心電計のように心電位の時間的な変化を表示しないことに起因する。従来的心電計のように、時間的に変化する波形を観測するタイプであれば、電極が接触不良を起こすと、零点がずれるため、目視により測定誤差があることを比較的容易に認識できる。しかしながら、体表面心電計では、心電位の時間的な変化を表示するものではなく、電位分布図を表示して、心臓の電気現象を検査する構造のため、電極の接触不良を電位分布図から見分けることが難しい。

加えて体表面心電計は、患者によって電位分布図が異なるが、心臓疾患による電位分布図の歪みと、測定不良による電位分布図の歪みとが類似することがある。このため、歪みのある電位分布図を見たとき、心臓に疾患があるのか、あるいは測定不良によるものかの判別が極めて難しい。このことは、健康人を観測するにもかかわらず、電位分布図に歪みが生じることがあり、体表面心電計の欠点となっている。

このため、従来 of 1 2 誘導心電計などで普及している吸盤式の電極を使用して、約百ヶ所から正確に心電位を測定するには、4人で手分けしても30分～1時間以上も掛かり、うまくいっても、1時間に1～2人しか検査できない。このため、この方式の心電計には、使い捨ての電極が使用されている。使い捨ての電極は、表面に粘着性のペーストと電解液とが塗布されている。この電極は、吸盤式の電極よりも安定に心電位を測定できる。しかしながら、この構造の電極も、多数の心電位を同時に正確に測定することが難しい。

さらに加えて、体表面心電計の電極は、個人差、男女差による体型の相違にも対応でき、体表面上の凹凸や呼吸運動による凹凸の変動によっても測定誤差を生ずることがなく、更に患者に対して恐怖感や苦痛、圧迫感を与えることがなく、着脱を簡単かつ容易に、迅速に行うことができ、メンテナンスに手間が掛からず、しかも各電極を相対的に位置ずれなく定位置に配置できることが要求される。

このような要求に応えるべく、我々は電極を改良した体表面心電計を上述の通り設計した。この電極の断面図を図3-1に示す。

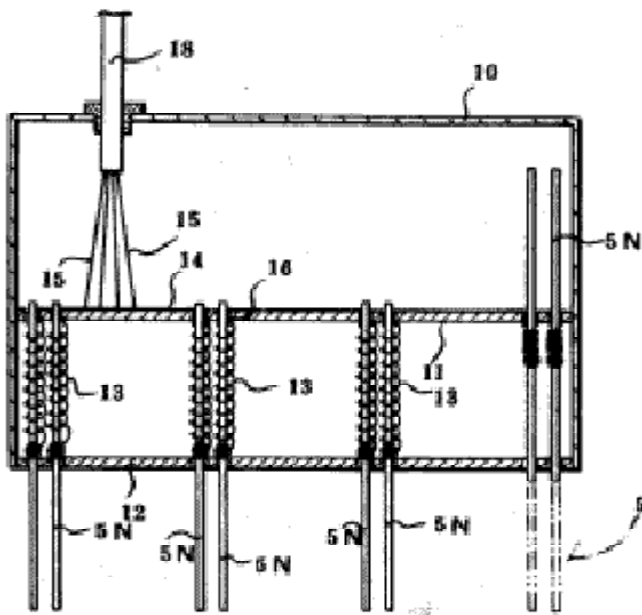


図 3 - 1 初期に設計した電極の断面図

上図に示す電極は、複数の針電極 5 N を接近して 1 組の電極群 5 を構成している。1 組の電極群の針電極 5 N は互いに並列に接続されている。したがって、1 組の電極群 5 の針電極は、何れか 1 本が体表面に接触すると、正確に心電位を検出できる。1 組の電極群を構成する全ての針電極が体表面に確実に接触しない場合、電極群は正確に心電位を検出できなくなる。1 組の電極群を例えば 4 本の針電極で構成する場合、4 本全ての針電極が体表面に接触しないと心電位を正確に測定できないが、この状態は確率論的にも起こり難い。このため、この図に示す電極は、多数の点から正確に心電位を測定できると期待された。

しかしながら、この構造の電極を試作するにあたり、製造に手間がかかる欠点があることが判明した。これは、測定点の数倍の針電極を設けることが理由であった。例えば、100 点の心電位を測定する場合、1 組の針電極で 4 本で構成すると、400 本もの針電極を本体に出入り自在にセットする必要がある。体表面心電計が精密な電位分布図を表示するには、電極が正確に心電位を測定することに加えて、電極数を多くして、測定点を多くすることが重要となる。測定点が多いほど、精密な電位分布図を作成できるからである。しかしながら、測定点が多い程、針電極の数が多くなり、電極の製造に手間がかかるという課題が浮上した。

そこで我々は、さらにこのような問題を踏まえて、製造のし易さも加味した体表面心電計を設計した^[29]。その主な目的を、以下に列挙する。

- ・電極による測定点を多くしつつ、その接触状態を適切な状態とする；
- ・測定時に各電極が体表面にショート回路を形成して作って電位分布を乱すことを防止する；
- ・1 本あたりの針電極の体表面押圧力を弱めて、患者に強い苦痛や不快感を感じさせることを低減する

まず、この体表面心電計の動作原理を説明する。体表面心電計の構成を、ブロック図として図3-2に示す。

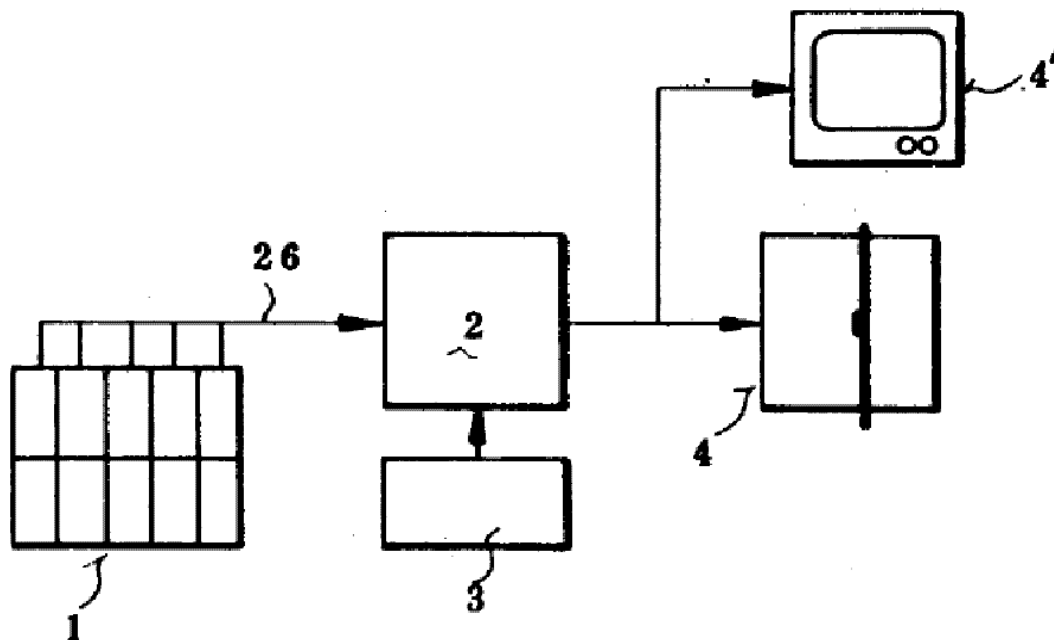


図3-2 体表面心電計のブロック図

図3-2に示す体表面心電計は、電極1と、演算回路2と、操作スイッチ3と、XYプロッタ4と、モニタ4とを備える。電極1は、図3-3～図3-5に示すように、10個の本体6と、本体6に取り付けられた8組の電極群5とからなる。

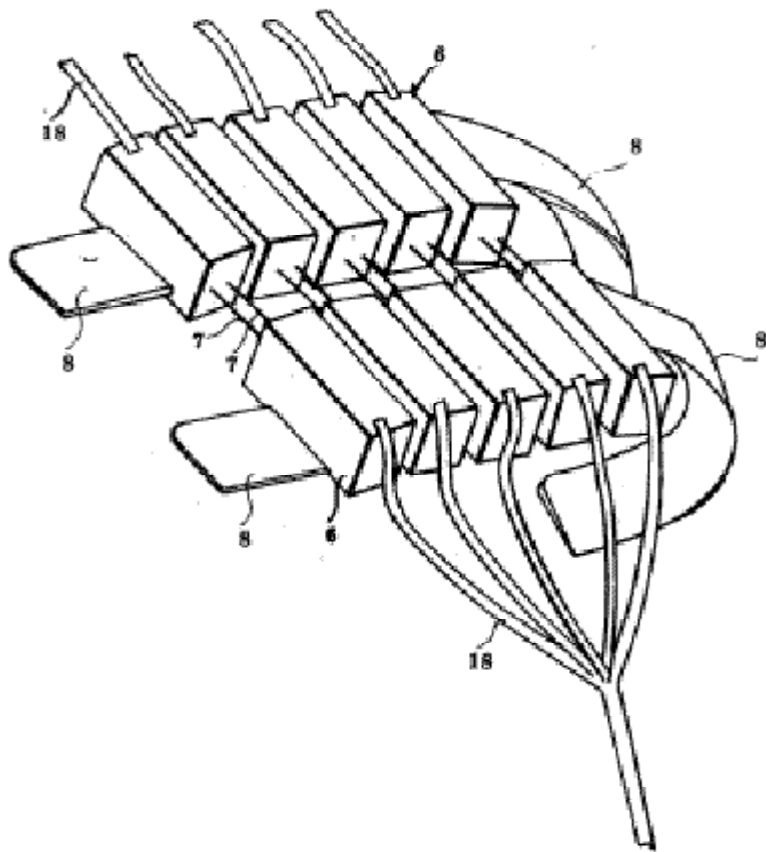


図 3 - 3 電極の斜視図

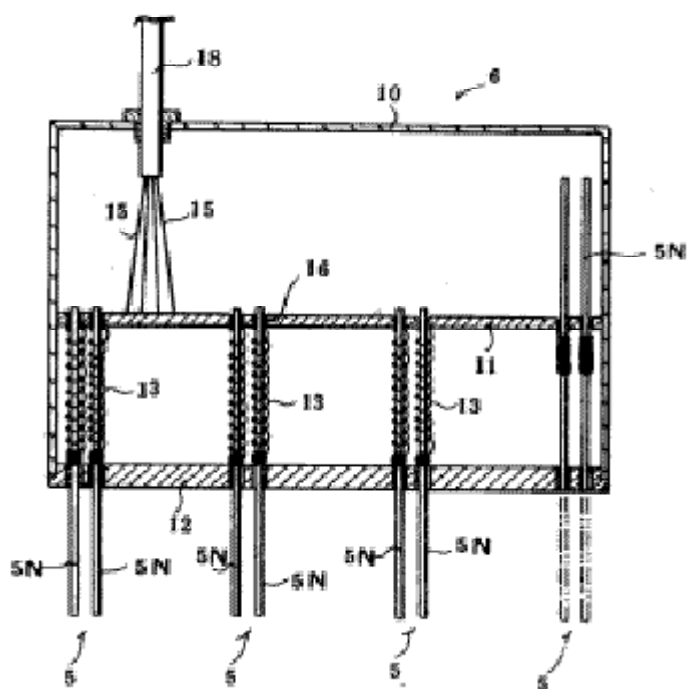


図 3 - 4 電極の断面図

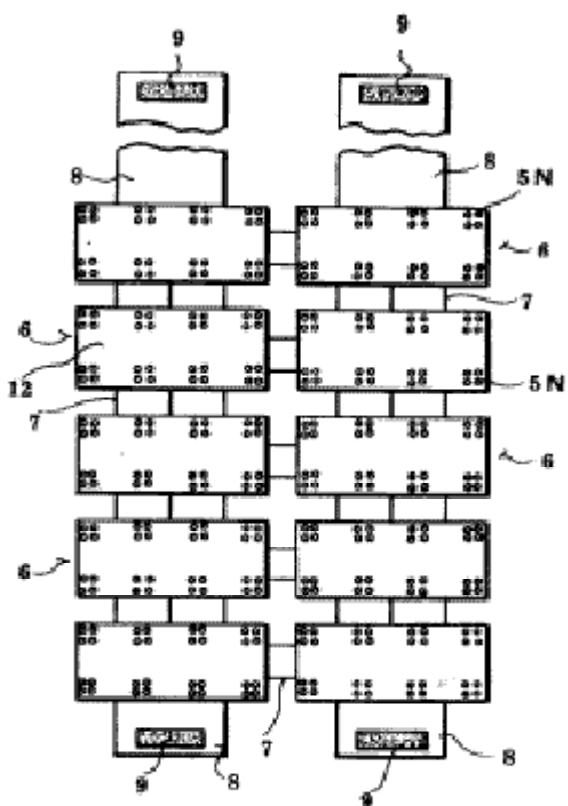


図 3 - 5 電極の底面図

各本体 6 は、紐状のゴム弾性体である可動性部材 7 でもって連結されている。この内、最も外側に位置する本体 6 には、伸縮性の巻付バンド 8 が連結されている。この巻付バンド 8 の先端には、付着性テープ 9 が縫着されている。それぞれの本体 6 には、図 3-4 に示すように、電極棒 5 N が出入自在に並設されている。

本体 6 は、下方が開口された箱形の金属製ケース 10 と、2 枚の絶縁性の板材、即ちプリント基板 11 と、電極棒 5 N がケース外に突出される表面プレート 12 とを備えている。プリント基板 11 と表面プレート 12 とは、これを貫通して電極棒 5 N が出入自在に挿通されている。またプリント基板 11 と表面プレート 12 との間に、電極棒 5 N が挿通されたコイルスプリング 13 が配設されている。

表面プレート 12 は、表面が体表面に接触したときに体表面の一部をシートして電位分布を乱さないように、外表面（図 3-4 において下面全体）が非導電性である。この表面プレート 12 は、合成樹脂で全体を成形している。合成樹脂にはベークライトを使用しているが、エポキシ、ポリエチレン、塩化ビニル、ポリスチレン、アクリル、フッ素樹脂等も使用可能である。また表面プレート 12 は、図 3-4 に示すように、ケース 10 の開口端縁全体を覆う。ケース 10 の開口端は、表面プレート 12 の周囲に刻設された切欠に嵌入され、表面プレート 12 の外表面に表出しない。またケース 10 は金属製としており、電極内をシールドしている。

体表面電位測定の際に、表面プレート 12 が体表面に接触しても体表面の電位分布を乱さないようにするためには、表面プレート 12 が所与の長さに亘って体表面にショート回路を作らないことが必要である。このことを実現するためには、必ずしも表面プレートの外表面全体を非導電性にする必要はない。例えば、非常に狭い面積で体表面にショート回路を作っても、これによって体表面の電位分布に影響を受けることはない。許容されるショート回路の最大長さは、体表面の電位分布の状態によって制約を受ける。この種の心電計は、体表面に生ずる山や谷や凹みを等電位線で表示して心臓電気現象を測定するが、心疾患を有効に発見するためには、少なくとも直線距離にして 10 cm の長さに亘る電位分布を検出できなければならない。例えば半径 10 cm の範囲内で電位分布が乱されると、この範囲内の心疾患の発見が難しくなる。また、長さが 10 cm の直線状に電位分布が乱されても、その近傍にある心疾患の発見が難しくなる。

したがって、表面プレート 12 の外表面が導電性を有する場合、1 つの導電性部分は最大長さが 10 cm 以下となるように短くしなければならない。また導電性のケースが、図 3-6 に示すように、表面プレートの周囲に突出する場合も、互いに電氣的に接続される表出部分は全長を 10 cm よりも短くする。

ショート回路の全長を決定することは、各電極群 5 の間隔の決定においても重要である。各組の電極群 5 の間隔は、これが短い程、精密に電位分布を検出できる。しかしながら、このことは電極群 5 の数を飛躍的に増大させ、等電位線の計算に時間が掛るばかりでなく、装置全体が著しく高騰する。したがって、電極群の間隔は、通常 5 cm ~ 9 cm、好ましくは 1 cm ~ 6 cm の間に決定される。

コイルスプリング 13 は、押バネである。下端が電極棒 5 N の中間に、上端が上

方のプリント基板 11 を貫通して上面にプリント印刷された銅膜等の導電層 14 に接続されている。

ここで電極の要部拡大断面図を図 3-6 に、プリント基板の平面図を図 3-7 に、それぞれ示す。

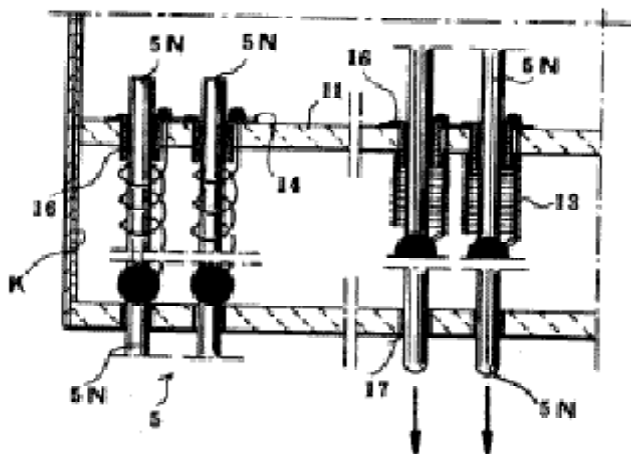


図 3-6 電極の要部拡大断面図

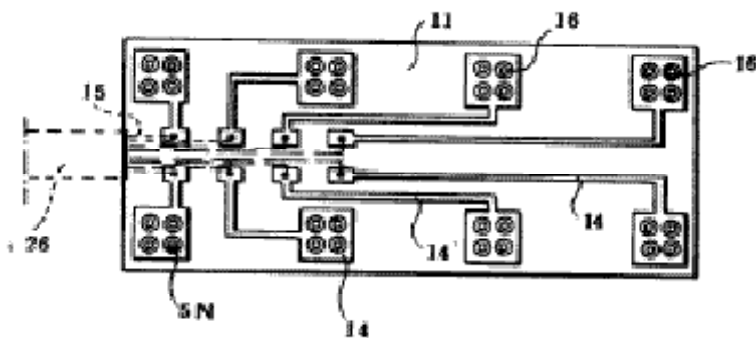


図 3-7 プリント基板の平面図

図 3-5、図 3-6、図 3-7 に示す本体 6 は、1 つの本体 6 に 8 組の電極群 5 を備える。各 1 組の電極群 5 は、4 本の電極棒 5 N からなる。4 本の電極棒 5 N は、各組の電極群 5 の間隔に比べて相当に接近して配置される。例えば、電極群間の数分の 1 ~ 数十分の 1 だけ離されて並設される。4 本の電極棒 5 N に挿入されたコイルスプリング 13 は、プリント基板上面の導電層 14 で接続されている。この構造によって、いずれかの電極棒 5 N が体表面に接触できなくとも、いずれか一つの電極棒 5 N が体表面に接触すれば、その電極棒で体表面電位を検出できる。

図 3-5 ~ 図 3-7 に示すように、1 組の電極群が 4 本の電極棒 5 N を有する場

合、仮に1本の電極棒5Nが100秒に1秒接触不良を起こすとすれば、1組4本の電極棒5Nがすべて接触不良を起こす確率は、 10^8 秒に1秒となり、殆ど皆無に近い状態となる。

この構造は、例えば電極棒5Nの間隔が1～15mmと相当に接近するので、電極棒5Nを押し出すコイルスプリング13でもって電極棒5Nの検出電位を引出線15に伝達する構造は、各電極棒5Nが互いに影響を受けずに自由に上下動する点において理想的な構造となる。

プリント基板11は、電極棒5Nが挿通される貫通孔に、筒体16が挿入されている。筒体16には、ステンレス、銅、アルミニウム、或は導電性の合金等の金属線である電極棒5Nとの摩擦抵抗が小さくなるように、金属製の筒体、又は内側面が平滑で摩擦抵抗の小さい筒体を使用される。また、この筒体16は図3-6に示す如く、板材11の下端から多少下方に突出している。この突出部分に、電極棒5Nが押し込まれて、フィルスプリング13が押し潰された状態で、コイルスプリング13の上端部が挿入される。

コイルスプリング13に押し出される電極棒5Nは、コイルスプリング13の下端が、例えばハンダ付けや溶接によって固定されて太くなった鏢が下の表面プレート12の貫通孔17に引っ掛ることによって抜ける事態が阻止される。またプリント基板11は、図3-7に示すように、銅膜等の導電層14がプリント印刷され、この導電層14の一端に引出線15が接続される。

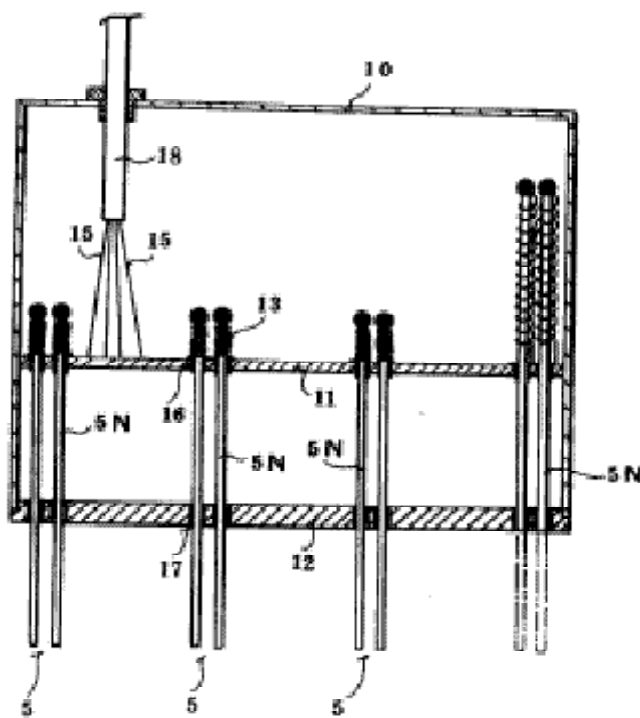


図3-8 本体の構成例2を示す断面図

図3-8に本体の構成例2を示す。この本体は、電極棒の上端で、プリント基板の上方にコイルスプリング13が配設されている。またコイルスプリングには、電極棒5Nが挿通されている。コイルスプリングは引っ張りバネであり、下端が電極棒の中間に連結され、上端がプリント基板の導電層に溶着されており、導電層に引出線が接続されている。

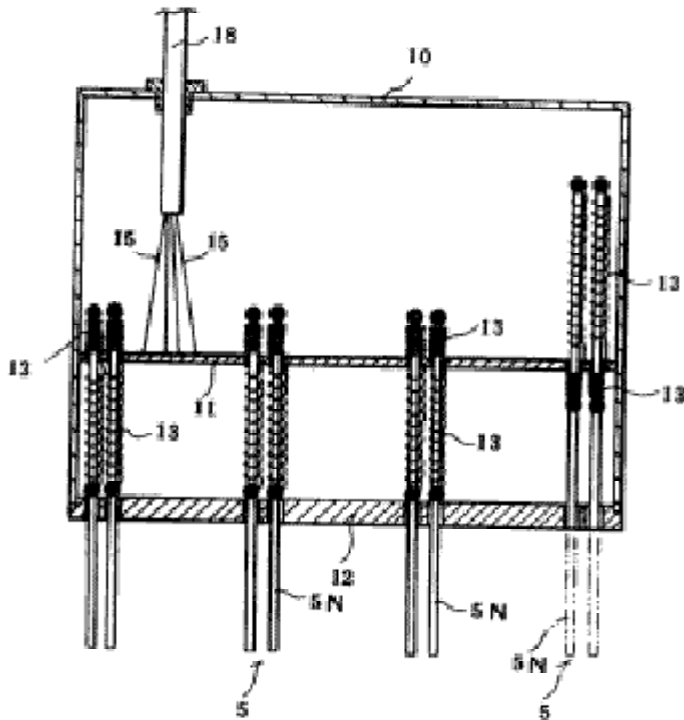


図3-9 本体の構成例3を示す断面図

図3-9に本体の構成例3を示す。この本体は、プリント基板の上下に、コイルスプリングが配設されている。この構造によると、上下のいずれか一方、またはは両方のコイルスプリングの一端をプリント基板の導電層に接続し、導電層に引出線を接続すればよい。この場合、いずれか片方のコイルスプリングを相当に軟かく、すなわち単位長さを伸ばすのに必要な力である弾性係数を相当に小さくするのもよい。

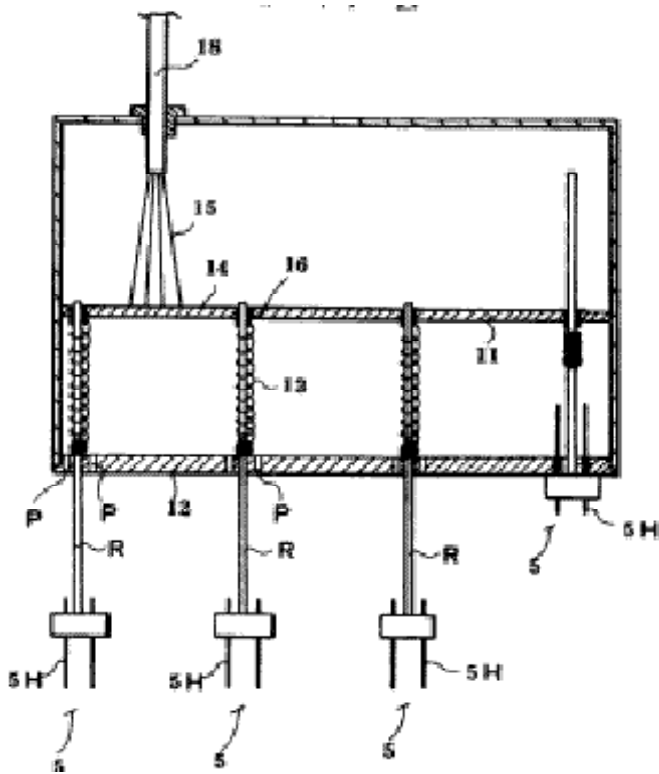


図 3 - 1 0 本体の構成例 4 を示す断面図

図 3 - 1 1 に、本体の構成例 4 を示す。この本体 6 は、1 つの本体 6 に 8 組の電極群 5 を備える。また電極棒であるロッド R の先端には、4 本の針電極 5 H を備える。

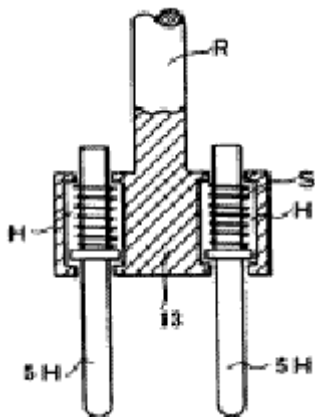


図 3 - 1 1 電極棒の先端を示す拡大断面図

上述した電極棒の先端を示す拡大断面図を図 3 - 1 1 に示す。この図に示すよう

に、針電極 5 H は、これがロッド R と平行に移動できるように、ロッド R の先端の基台 B に軸方向に貫通された軸孔に挿入されている。針電極 5 H は、中間が太く形成されて鍔を有する。また軸孔 H は、開口部が多少細く絞られており、軸孔 H に針電極 5 H を弾性体に押し出す弾性体であるコイルスプリング S が挿入されている。コイルスプリング S は、針電極 5 H に挿通された押バネで、下端が針電極 5 H の鍔を押し、上端が軸孔 H の細く絞られた開口部に押される。コイルスプリング S は導電性を有し、上下両端がそれ自体の弾性で、あるいは針電極 5 H とロッド基台 B に溶着又はヘンダ付けされて、針電極 5 H と基台 B とに電氣的に接触し、針電極 5 H の心電位をロッド R に伝送する。

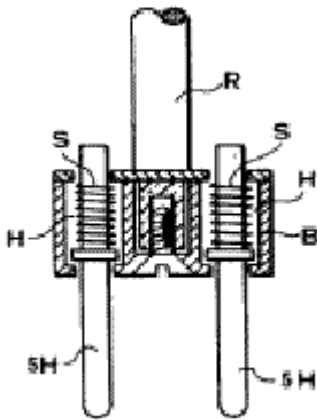


図 3 - 1 2 他の電極棒の先端を示す拡大断面図

他の電極棒の先端を示す拡大断面図を図 3 - 1 2 に示す。この図に示すように、針電極 5 H は、非導電性の基台 B に挿通されている。この基台 B は合成樹脂等の非導電性材で、これがロッド R の先端に固定されている。

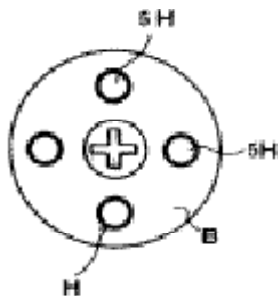


図 3 - 1 3 上記の電極棒先端の底面図

図 3 - 1 2 の電極棒先端の底面図を、図 3 - 1 3 に示す。この図に示すように、

基台Bは、図3-11の基台Bと同様に、軸方向に一定の間隔で軸孔Hが貫通され、この軸孔Hに針電極5Hが挿通される。軸孔H内のコイルスプリングSは、上端がロッドRの鏝に電氣的に接続される。この構造によると、万一基台Bの下端面が体表面に接触しても、針電極5Hが体表面に接触する状態よりも接触面積が増大せず、1組の針電極5Hは体表面局部の心電位を狭面積で正確に検出できる。

・表面プレート12

一方、表面プレート12は、本体を体表面に押し付けたときに針電極5Hが自由に挿入できる貫通孔Pが穿設されている。この構造の電極も、図3-4又は図3-6に示す電極と同様に、表面プレート12全体が非導電性材か、または、表面に導電部分があってもその最大長さが10cm以下に設定される。さらに表面プレート12は、押し込まれたときに各組の針電極5Hを電氣的に接触してはならない。したがって表面プレート12の一部が導電性を有する場合も、この導電層が各組の電極をショートしてはならない。この構造の電極は、図3-4に示す電極と比べると、測定時に表面プレート12の外表面が体表面に接触し難いが、ロッドRと針電極5Hがほぼ完全に押し込まれた状態では、柔軟な体表面が凹凸状になって接触することも起こる。

・可動部材7

各ブロックを連結する可動部材7には、伸縮性のない紐やバンド、あるいは可撓性のある柔軟な合成樹脂等も使用できる。

・引出線15

電極に接続された引出線15は、1本のシールド線18に集合され、シールド線26でもって演算回路2に接続される。

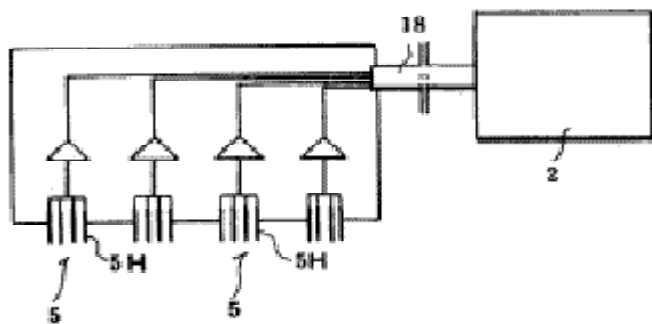


図3-14 アンプ内蔵の電極の概略断面図

ところで、電極で検出される電位は、相当に低く、外部雑音の除去は十分に考慮されなければならない。このことは、各ブロックを独立してシールドすることによ

って、S/N比をよくできる。さらに、雑音レベルを低下させるには、図3-14に示すように、ブロック内に、電極で検出した信号を増幅する増幅手段、例えば増幅用のアンプを内蔵させるのがよい。8組の電極群を備える本体は、8組のアンプを内蔵させ、出力信号用の引出線15で体表面検出電位信号を演算回路2に伝送できる。8組のアンプは、プリント基板11に取り付けるのが良い。

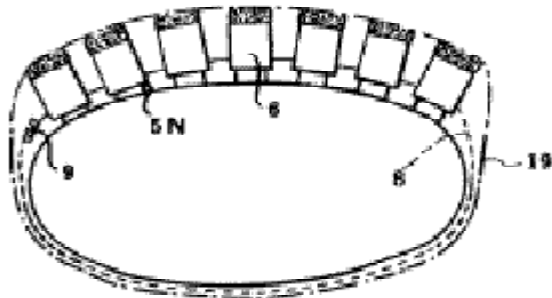


図3-15 使用状態の一例を示す断面図

図3-15に、電極を人体胸部に装着した状態を示す。すなわち、各本体6を心臓に近い体表面に置き、巻付バンド80両端を、付着性テープでもって互いに連結して本体6の針電極5Hを体表面に一定の圧力で接触させる。この場合、図3-15に示すように、本体6の外側を更に伸縮性のバンド19で締め付けて、より強い力で電極を体表面に押圧、接触させるのもよい。

・演算回路2

演算回路2は、電極から送られてくる電気信号を決められた方式に従って演算処理し、一定時間おきに等電位線位置を計算し、その出力信号をXYプロッタ4とモニター4とに送り、これらに等電位線を描かせて体表面の電位分布図を作成させる。

以上のようにして設計された心電計は、電極が体表面電位を迅速に検出できることに加えて、これを体表面に押し付けても電極が体表面の電位分布を乱すことがなく、体表面の電位を正確に検出でき、心疾患を適格に測定できると期待された。

しかしながら、実際に試作したところ、電極構造に更なる改善が必要なことが明らかとなった。特に、複数本の電極棒を纏めた構造では、コストがかかる上、スライド性や導電性などを均一に維持するような管理、維持が予想以上に困難であることが判明した。そこで、更なる電極構造の改善の必要製が明らかとなった。

3-3. 電極構造の改良

以上のような問題点を踏まえて、さらに改良した電極構造の詳細について、本節で説明する。まず、改良した体表面心電計を図3-16～図3-18に示す。これらの図に示す体表面心電計は、患者の体表面の複数ヶ所に誘導される心電位を検出する電極体5と、各々の電極体5に誘導される心電圧を演算して体表面に誘導される体表面電位分布図を表示する演算表示部2とを備える。

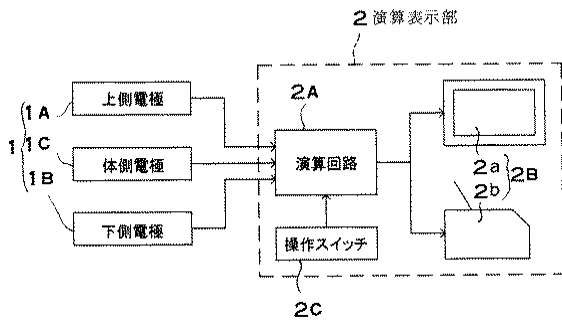


図3-16 体表面心電計のブロック線図

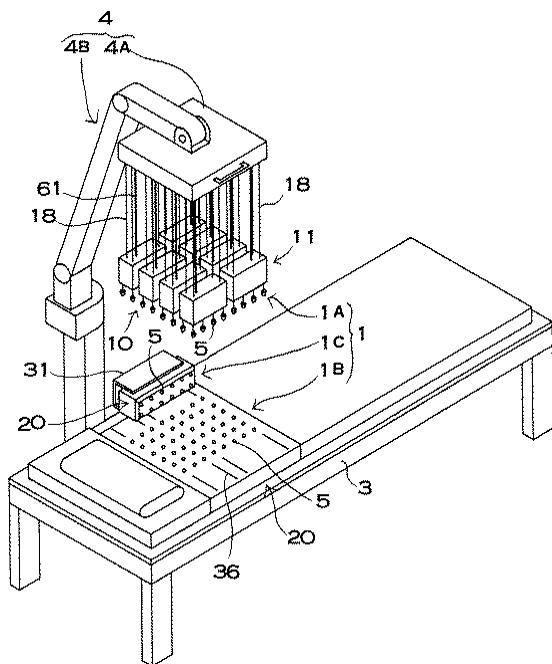


図3-17 体表面心電計の概略斜視図

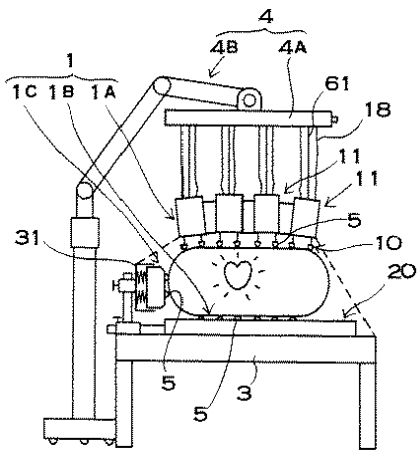


図 3 - 1 8 図 3 - 1 7 に示す体表面心電計の使用状態を示す概略横断面図

複数の電極体 5 は、電極 1 に配置されており、各々の電極体 5 で患者の体表面の複数ヶ所に誘導される心電位を検出する。電極体 5 は、弾性的に体表面に向かって突出される押圧電極部と、この押圧電極部に脱着できるように装着されて体表面に接触される脱着電極を備える。電極体 5 は、押圧電極部が脱着電極を体表面に押圧し、体表面に誘導される心電位を脱着電極で検出する。

電極 1 は、図 3 - 1 7 及び図 3 - 1 8 に示すように、ベッド 3 の上面に配設されて患者の体表面の下面に接触する下側電極 1 B と、患者の上面に接触する上側電極 1 A と、患者の体側に接触する体側電極 1 C とを備える。下側電極 1 B は、患者の体表面の下面の 60% 以上からほぼ全体に対向する領域に配設される。上側電極 1 A も体表面の上面の 60% 以上からほぼ全体に対向する領域に配設される。体側電極 1 C は、脇下の体側に対向して配設される。患者がベッド 3 に上向きに仰臥して体表面の心電位を検出するとき、下側電極 1 B は患者の背中に接触し、体側電極 1 C は体側に接触し、上側電極 1 A は患者の胸に接触して体表面に誘導される心電位を検出する。患者が上下反転して下向きにベッド 3 に寝ると、下側電極 1 B は患者の胸に接触し、上側電極 1 A は患者の背中に接触する。

図 3 - 1 7 及び図 3 - 1 8 の体表面心電計は、上側電極 1 A をロッド電極 10 とし、下側電極 1 B と体側電極 1 C とをクッション電極 20 としている。体表面心電計は、上側電極をクッション電極とすることも、体側電極をロッド電極とすることも、下側電極をロッド電極とすることもできる。すなわち、体表面心電計は、上側電極と体側電極と下側電極として、ロッド電極とクッション電極とをそれぞれ個別に組み合わせることができる。従って、上側電極と下側電極と体側電極の全てをロッド電極とすることもクッション電極とすることもできる。また、体表面心電計は、必ずしも電極を上側電極と下側電極と体側電極とに分離することなく、全体をひとつのロッド電極あるいはクッション電極とすることもできる。この電極は、胸と背中に接触するもの、胸と体側に接触するもの、体側と背中に接触するもの、さらに胸と体側と背中に接触するものとする。

ロッド電極 10 は、図 3 - 1 7 ~ 図 3 - 2 2 に示すように、押圧電極部 5 B であ

る導電ロッド12に、脱着できるように脱着電極5Aを装着している複数の電極体5を備える。ロッド電極10の電極体5は、押圧電極部5Bである導電ロッド12が脱着電極5Aを患者の体表面に独立して弾性的に押圧して、体表面に誘導される心電位を脱着電極5Aで検出する。

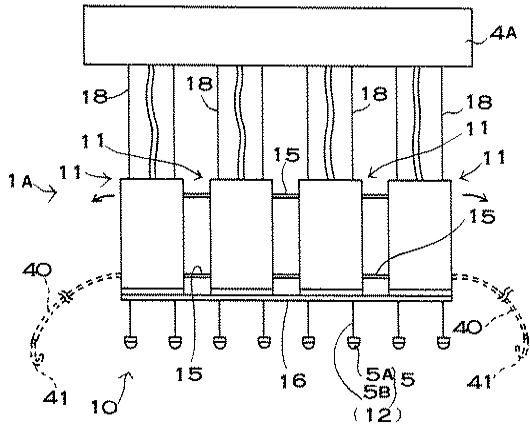


図3-19 図3-17に示す体表面心電計の上側電極であるロッド電極の正面図

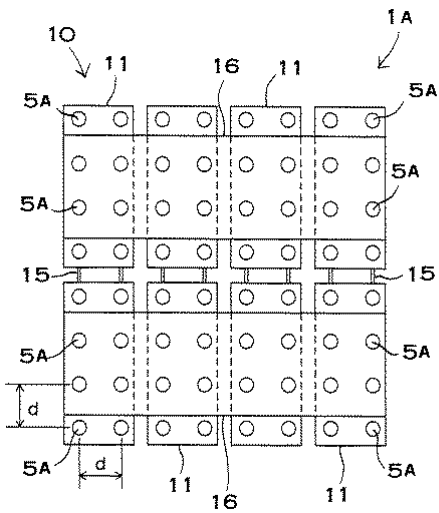


図3-20 図3-19に示すロッド電極の底面図

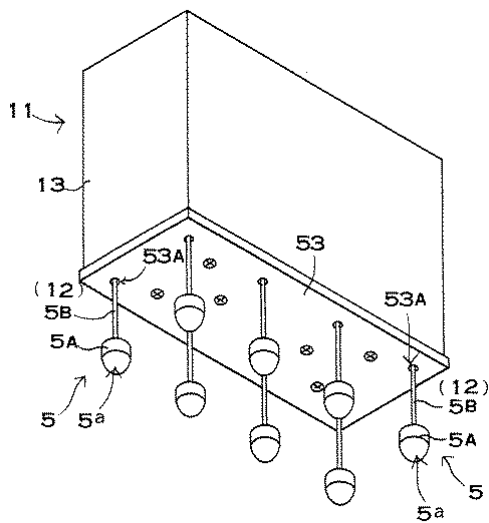


図 3-21 ロッド電極の電極ユニットの斜視図

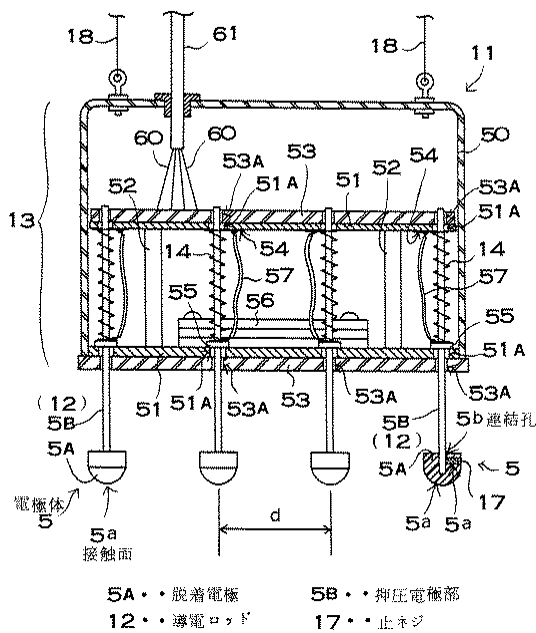


図 3-22 図 3-21 に示す電極ユニットの断面図

図 3-17～図 3-20 に示すロッド電極 10 は、複数の電極ユニット 11 で構成している。これらの図に示すロッド電極 10 は、8 個の電極ユニット 11 を備える。8 個の電極ユニット 11 は、2 列に 4 個ずつ配置している。各々の電極ユニット 11 は、図 3-19 の正面図及び図 3-20 の底面図に示すように、紐状のゴム状弾性体である可動性部材 15 でもって連結されている。このように、複数の電極ユニット 11 で構成されるロッド電極 10 は、各電極ユニット 11 の姿勢を個々に変化できる構造として、理想的に複数の電極体 5 を患者の胸に接触できる。それは、

各電極ユニット11の下面を患者の胸面に沿う姿勢で配置できるからである。

さらに、図3-19及び図3-20に示すロッド電極10は、各列の電極ユニット11の下面に弾性変形プレート16を固定して、この弾性変形プレート16で4個の電極ユニット11を連結している。弾性変形プレート16は、曲げ方向に弾性を有する板材やシート材、例えばゴム板や合成樹脂プレート等である。この弾性変形プレート16は、互いに隣接する電極ユニット11の間隔を所定の間隔に保持しながら各電極ユニット11の姿勢を患者の胸面に沿う状態に配置できる。さらに、この弾性変形プレート16は、左右の両側に位置する電極ユニット11を、図3-19の矢印で示す方向に傾斜させた状態において、両側の電極ユニット11が転倒するのを防止するはたらきもある。

それぞれの電極ユニット11は、図3-21及び図3-22に示すように、患者の体表面の複数ヶ所に押圧される複数の電極体5と、これらの電極体5を弾性的に体表面に向かって突出できるように装着している電極本体13と、この電極本体13から電極体5を弾性的に押し出す弾性押出材14とを備える。

図3-19～図3-22に示す電極ユニット11は、8個の電極体5を備える。8個の電極体5は、底面の形状を長方形とする電極ユニット11に、2列に4個ずつ配置している。これらの電極体5は、等しい中心間隔(d)で配置されている。電極体5の中心間隔(d)は、測定する領域の面積と、電極体5の数、すなわち測定するポイント数によって決定される。これらの図に示すロッド電極10は、8個の電極ユニット11に各8個の電極体5を配設しているため、全体では64個の電極体5を備えている。このロッド電極10は、中心間隔(d)を35mmとして、約600cm²の領域の心電位を測定できる。

複数の電極体5は、電極本体13から体表面に向かって弾性的に突出しており、患者の体表面を独立して押圧する。これらの電極体5は、電極本体13に出入りできるように連結している押圧電極部5Bである導電ロッド12と、この導電ロッド12の先端部に連結されて体表面に接触して体表面に誘導される心電位を検出する脱着電極5Aとを備える。図の電極体5は、導電ロッド12を金属ロッドとしている。金属ロッド12は、直径を3～4mmとする金属線である。導電ロッド12は、細すぎると曲がりやすく、太すぎると摺動抵抗が大きくなってスムーズに出入りさせるのが難しくなる。導電ロッド12は、SUS304等のステンレス線、表面をメッキしているピアノ線等の曲がり難い金属線が適している。さらに、導電ロッドは、円筒状として軽くすることもできる。導電ロッド12は、軸方向に移動できるように電極本体13に装着されて、弾性押出材14で体表面に向かって押圧される。

脱着電極5Aは金属製で、体表面に弾性的に押圧されて、体表面に誘導される心電位を検出する。脱着電極5Aは、金属を切削加工し、あるいは鋳造し、あるいはまたプレス加工して製作される。金属製の脱着電極5Aは、ステンレス製としている。特に密度が大きい金属で全体を製作される脱着電極5Aは、導電ロッド12に対する比重を大きくできるので、電極体5を低重心にできる。低重心である電極体5は、上側電極1Aに使用すると、脱着電極5Aを体の表面に安定して押圧できる。さらに金属製の脱着電極5Aは、安定して心電位を検出するために、接触面5aの

表面、あるいは全面に金属メッキ層を設ける。金属メッキ層は、金メッキ等を用いることで、安定して体表面に電氣的に接触できる。

脱着電極 5 A の接触面 5 a の大きさと形状は、心電位を安定して検出するために重要となる。脱着電極 5 A は、体表面に接触する接触面 5 a を、導電ロッド 1 2 の横断面よりも大きい外形の円形としている。接触面 5 a の外径は、小さ過ぎると体表面との接触面積が小さくなるので、安定して心電位を検出できなくなる。反対に大き過ぎると、体表面の局部に誘導される心電位を正確に検出できなくなる。それは、大きな面積の電極が、体表面に誘導される心電位を短絡して同一電位にするからである。以上の理由から、脱着電極 5 A の外径は 8 ～ 13 mm とし、導電ロッド 1 2 の直径の 3 ～ 8 倍とした。円形の脱着電極 5 A は、その中心を測定ポイントに位置させて、測定ポイント及びその周辺の心電位を安定して検出できる。多角形状である脱着電極は、コーナー部分の角をとって湾曲させることにより、体表面に接触したときの感触を緩和する。

さらに、脱着電極 5 A は、体表面との接触面 5 a を中央凸に湾曲する湾曲面としている。このように、接触面 5 a が中央凸に湾曲している脱着電極 5 A は、体表面に対する角度が変わっても、体表面に常に広い面積で接触できる。図 3-22 の脱着電極 5 A は、接触面 5 a の中央部で曲率半径を大きくして、周縁部分になるに従って曲率半径を小さくしている。脱着電極 5 A は、接触面 5 a の中央部分の曲率半径を 12 ～ 50 mm とし、周縁部分の曲率半径を 1 ～ 20 mm としている。

さらに、脱着電極 5 A の接触面 5 a の曲率半径は、体表面に押圧される部位によって変更する。例えば、接触面の曲率半径を大きくすると、体表面との接触面積が大きくなって安定して心電位を検出できるが、この形状は体表面に押圧されて滑りやすくなる。上側電極は、患者の体側に近い部分に押圧される電極が滑りやすくなる傾向がある。体側が垂直に近い面となるからである。この弊害を避けるために、例えば体側に近い電極に装着する脱着電極は、患者の胸の中央部分に接触する脱着電極よりも、接触面の曲率半径を小さくして滑り難くする。胸の中央部分の脱着電極は、接触面の曲率半径を大きくして、安定して心電位を検出できるようにする。特に、心電位は胸の中央部分で高い電圧となるので、この部分の電圧を正確に検出することが大切である。従って、胸の中央部分に押圧される脱着電極は、接触面の中央部分の曲率半径を大きくし、体側に近い部分に押圧される脱着電極は中央部分の曲率半径を小さくして、滑り難くする。特に本装置は、脱着電極を交換できるので、患者の体型や測定する部分に応じて、最適な形状および大きさの脱着電極に交換して、より正確に心電位を検出できる。

脱着電極 5 A は、押圧電極部 5 B である導電ロッド 1 2 に、脱着できるように連結している。図 3-22 の脱着電極 5 A は、導電ロッド 1 2 に簡単に脱着できるように、導電ロッド 1 2 を挿入する連結孔 5 b を設けており、この連結孔 5 b に導電ロッド 1 2 の先端部を入れて押圧電極部 5 B に脱着できるように連結している。図 3-22 の脱着電極 5 A は、止ネジ 1 7 を介して導電ロッド 1 2 に連結している。この脱着電極 5 A は、止ネジ 1 7 をねじ込む雌ネジ孔 5 c を半径方向に設けている。この脱着電極 5 A は、止ネジ 1 7 を緩めて押圧電極部 5 B から取り外し、止ネジ 1

7を締めて押圧電極部5Bに固定される。

以上の構造の脱着電極は、止ネジを介して押圧電極部である導電ロッドに脱着できるように連結しているが、脱着電極は、必ずしも止ネジを介して導電ロッドに連結する必要はない。

図3-23の脱着電極5Aは、連結孔5bに弾性係止片42を入れて、この弾性係止片42で押圧電極部5Bである導電ロッド12に連結している。弾性係止片42は弾性変形できる金属で、押圧電極部5Bの表面と脱着電極5Aの連結孔5bの内面に設けた係止部43、44に引っかけて、脱着電極5Aを抜けないように押圧電極部5Bに連結する。押圧電極部5Bは、リング溝を設けて係止部43としており、脱着電極5Aは、連結孔5bの内面に凹部を設けて係止部44としている。この脱着電極5Aは、強く引っ張って押圧電極部5Bから外すことができ、押圧電極部5Bに強く挿入して連結できるので簡単に脱着できる。

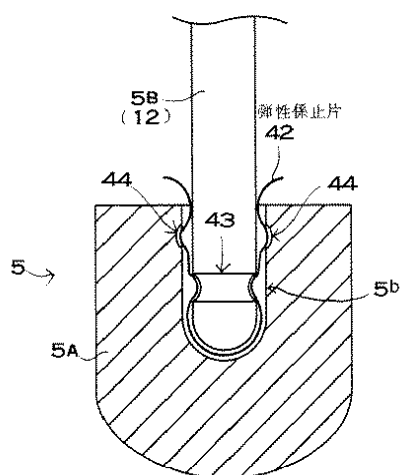


図3-23 脱着電極と押圧電極部の連結構造の一例を示す断面図

図3-24及び図3-25の脱着電極5Aは、押圧電極部5Bである導電ロッド12を挿入できる弾性変形筒部45を設けている。弾性変形筒部45は、弾性変形できる金属筒である。弾性変形筒部45は、連結孔45bに挿入される導電ロッド12を弾性的に挟着して、脱着電極5Aを導電ロッド12に連結する。図に示す導電ロッド12は、先端部の表面に、弾性変形筒部45の変形部45aを係止する係止部43を設けている。この係止部43はリング溝で、ここに弾性変形筒部45の変形部45aを係止して、脱着電極5Aを抜けないように、より確実に押圧電極部5Bに連結できる。この脱着電極5Aは、弾性変形筒部45の下端を錨状に広げ、錨46の周囲を上向きに湾曲させるように成形して、錨46を接触面5aとしている。この脱着電極5Aは、シンプルな構造で押圧電極部5Bに簡単に脱着できる。さらに、この脱着電極5Aは、図の鎖線で示すように、錨46の下面に、平面ないし中央凸に湾曲してなる接触部47を設けて接触面とすることもできる。

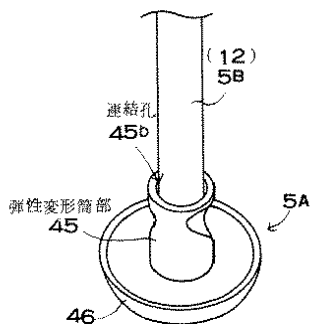


図 3 - 2 4 電極体の他の一例を示す斜視図

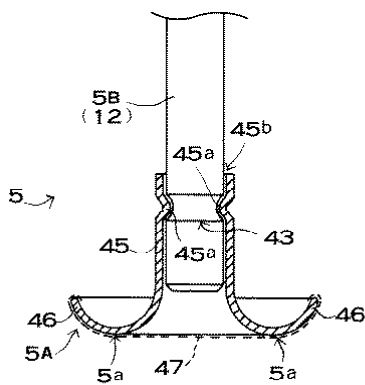


図 3 - 2 5 図 3 - 2 4 の電極体の脱着電極と
押圧電極部の連結構造を示す断面図

さらに、図 3 - 2 6 に示す脱着電極 5 A は、押圧電極部 5 B である導電ロッド 1 2 に係止できる複数の弾性変形片 4 8 を設けている。弾性変形片 4 8 は、弾性変形できる金属板である。複数の弾性変形片 4 8 は、例えば、環状に並べて、その中央部分に導電ロッド 1 2 を挿入できるように配置される。弾性変形片 4 8 は内面に突出部 4 8 a を設けており、この突出部 4 8 a を導電ロッド 1 2 の先端部の表面に設けた係止部 4 3 に引っかけて導電ロッド 1 2 に連結される。導電ロッド 1 2 は、リング溝を設けて係止部 4 3 としている。複数の弾性変形片 4 8 は、挿入された導電ロッド 1 2 を弾性的に挟着して、脱着電極 5 A を導電ロッド 1 2 に連結する。さらに、図に示す電極体 5 は、弾性変形片 4 8 の外周に保持キャップ 4 9 を挿通している。保持キャップ 4 9 は、弾性変形片 4 8 の外形とほぼ等しい内形を有する筒状体で、弾性変形片 4 8 が拡開して脱着電極 5 A が外れるのを阻止している。この保持キャップ 4 9 は、予め導電ロッド 1 2 に挿通されており、脱着電極 5 A の弾性変形片 4 8 を導電ロッド 1 2 に装着した後、導電ロッド 1 2 の軸方向に移動させて弾性変形片 4 8 に装着される。

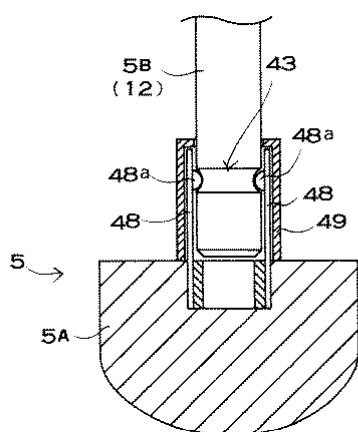


図 3 - 2 6 脱着電極と押圧電極部の連結構造の他の一例を示す断面図

さらに、図 3 - 2 7 に示す脱着電極 5 A は、押圧電極部 5 B である導電ロッド 1 2 に脱着できるように連結される連結ロッド部 5 d を有する。この連結ロッド部 5 d は、一端が脱着電極 5 A の本体部に固定されており、他端が導電ロッド 1 2 に脱着できるように連結される。連結ロッド部 5 d は、例えば筒体として導電ロッド 1 2 との連結部分に雌ネジを設け、導電ロッド 1 2 の先端に設けた雄ネジをねじ込んで脱着自在に連結できる。

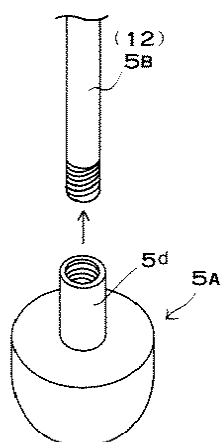


図 3 - 2 7 脱着電極と押圧電極部の連結構造の他の一例を示す断面図

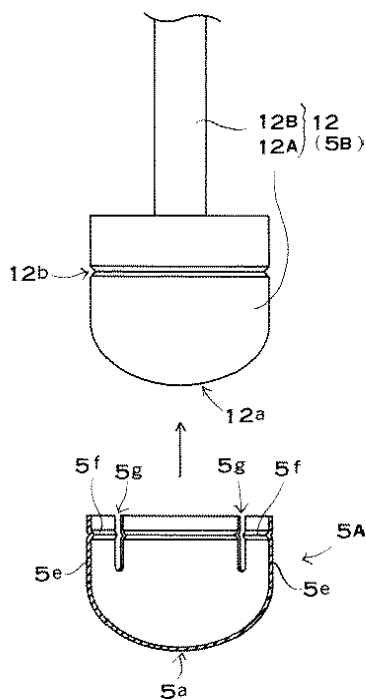


図 3 - 2 8 電極体の他の一例を示す分解断面図

さらに、電極体 5 は、図 3 - 2 8 に示すように、押圧電極部 5 B である導電ロッド 1 2 を、電極本体に出入りできるように連結しているロッド部 1 2 B と、このロッド部 1 2 B の先端部に連結された押圧部 1 2 A とで構成し、この押圧部 1 2 A に脱着できるように脱着電極 5 A を装着することもできる。この脱着電極 5 A は、押圧部 1 2 A の装着面 1 2 a を被覆する形状に金属板をプレス成形して製作される。この脱着電極 5 A はキャップ形状で、体表面と接触する接触面 5 a と、この接触面 5 a の外周に連結するように成形している筒部 5 b とを備える。接触面 5 a は、中央凸に湾曲する形状としている。筒部 5 e は、押圧部 1 2 A を挿入できる筒状で、押圧部 2 A を抜け難いように装着するために、内面に突出して係止凸部 5 f を設けている。係止凸部 5 f は、押圧部 1 2 A の外周面にリング状に設けられた溝部 1 2 b に嵌入されて、脱着電極 5 A を押圧部 1 2 A の定位置に確実に連結する。この図の脱着電極 5 A は、筒部 5 e の内面に沿う凸条を設けて係止凸部 5 f としている。また脱着電極 5 A は、筒部 5 e に縦方向にスリット 5 g を設けている。この脱着電極 5 A は、スリット 5 g で複数に切り離された筒部 5 e を弾性変形しやすくできるので、高い係止凸部を設けてスムーズに押圧部 1 2 A に装着できる。

さらに、図 3 - 2 8 に示す導電ロッド 1 2 は、押圧部 1 2 A を脱着できるようにロッド部 1 2 B の先端に連結している。押圧部 1 2 A とロッド部 1 2 B は、例えば図 3 - 2 2 ~ 図 3 - 2 7 に示す脱着電極 5 A を導電ロッド 1 2 に連結する方法で脱着できるように連結する。この構造の電極体 5 は、例えば、脱着電極 5 A を頻繁に交換する交換部分とし、また押圧部 1 2 A を長期的に交換する部分として、これらを区別しながら交換してランニングコストを低減しながら理想的に使用できる。

以上に示す電極体 5 は、弾性的あるいは機械的な構造で、脱着電極 5 A を押圧電極部 5 B に脱着できるように連結している。

電極本体 1 3 は、図 3-22 において、下方を開口している箱形のケース 5 0 と、2 枚の絶縁性の板材 5 1 とを備えている。2 枚の板材 5 1 には、これを貫通して導電ロッド 1 2 を出入り自在に挿通している。2 枚の板材 5 1 は、互いに平行に配設されており、対向する位置に挿通孔 5 1 A を開口して、これらの挿通孔 5 1 A に導電ロッド 1 2 を挿通している。2 枚の板材 5 1 は、間に配設された複数本の支柱 5 2 に固定されて所定の間隔に保持されている。導電ロッド 1 2 は、その中間部分であって、2 枚の板材 5 1 の間に位置して固定リング 5 5 を固定している。固定リング 5 5 は、挿通孔 5 1 A よりも大きな外形を有し、挿通孔 5 1 A の周縁部に当接して、導電ロッド 1 2 が電極本体 1 3 から抜けるのを阻止すると同時に、導電ロッド 1 2 の突出量を特定している。

さらに、2 枚の板材 5 1 には、電極本体 1 3 に出入りする導電ロッド 1 2 の摺動抵抗を小さくするために、ガイドプレート 5 3 を配設している。図に示す電極本体 1 3 は、下方に位置する板材 5 1 の下面と、上方に位置する板材 5 1 の上面とにガイドプレート 5 3 を積層して固定している。ガイドプレート 5 3 は、導電ロッド 1 2 を貫通させるためのガイド孔 5 3 A を開口しており、このガイド孔 5 3 A に導電ロッド 1 2 を挿入している。ガイドプレート 5 3 のガイド孔 5 3 A は、板材 5 1 に開口した挿通孔 5 1 A に対向する位置に開口している。ガイド孔 5 3 A は、挿通孔 5 1 A の中央に位置して、挿通孔 5 1 A よりも小さく開口しており、導電ロッド 1 2 が挿通孔 5 1 A の内面に接触することなく往復運動できるようにしている。ガイドプレート 5 3 には、ガイド孔 5 3 A を摺動する導電ロッド 1 2 の摺動抵抗を小さくする材質のもの、例えば、テフロン樹脂が使用できる。このように、摺動抵抗の小さなガイドプレート 5 3 のガイド孔 5 3 A に沿って導電ロッド 1 2 を摺動させる構造は、電極本体 1 3 に出入りする導電ロッド 1 2 の摺動抵抗を小さくでき、導電ロッドを滑らかに往復運動できる。

さらに、図の電極本体 1 3 は、電極ユニット 1 1 を安定して胸面に配置するために、下方の板材 5 1 に重り 5 6 を固定している。この重り 5 6 は金属プレートで、鉛板や鉄板等が使用できる。金属プレートである重り 5 6 は、積層枚数を変更して重さを簡単に調整できる。このように、電極本体 1 3 の下部に重り 5 6 を固定する構造は、電極本体 1 3 の重心の位置を低くできるので、電極ユニット 1 1 を胸面に載置する状態で、電極ユニット 1 1 の姿勢を安定して保持できる。さらに、重り 5 6 を備える電極本体 1 3 は、導電ロッド 1 2 を安定して体表面に押圧できる特長もある。

弾性押圧材 1 4 は、導電ロッド 1 2 に挿通しているコイルスプリングで、2 枚の板材 5 1 の間に配設している。このコイルスプリングは押バネで、下端を導電ロッド 1 2 の中間に、上端を上方の板材 5 1 にプリント印刷された銅膜等の導電層 5 4 に接続している。このコイルスプリングは、導電ロッド 1 2 を電極本体 1 3 から弾性的に押し出して、脱着電極 5 A を体表面に押圧する。

コイルスプリングである弾性押圧材 1 4 は、導電ロッド 1 2 を導電層 5 4 に電気

接続するリード線に併用している。コイルスプリングである弾性押圧材 1 4 は、バネ鋼鋼材、ピアノ線、ステンレス線、黄銅線、洋白線、りん青銅線、ベリリウム銅線等で製作される。特に、銅を多く含有する線材で製造されたコイルスプリングは、導電性に優れているので、リード線に併用するコイルスプリングに適している。さらに、図に示す導電ロッド 1 2 は、コイルスプリングに加えて、リード線 5 7 によっても板材 5 1 の導電層 5 4 に接続している。

図 3-2 2 に示す導電ロッド 1 2 は、コイルスプリングである弾性押圧材 1 4 の下端とリード線 5 7 の下端を、中間に固定された固定リング 5 5 に半田付けして接続している。なおコイルスプリングとリード線 5 7 の下端は、図 3-2 9 に示すように、連結筒 5 8 を介して導電ロッド 1 2 に連結することもできる。この連結筒 5 8 は、中心に導電ロッド 1 2 を挿通できる貫通孔 5 8 A を開口しており、上面にコイルスプリングとリード線 5 7 の下端を半田付け等によって固定している。この連結筒 5 8 は、貫通孔 5 8 A に導電ロッド 1 2 を挿入する状態で、止ネジ 5 9 がねじ込まれて導電ロッド 1 2 に連結される。このように、連結筒 5 8 を介して弾性押圧材 1 4 であるコイルスプリングやリード線 5 7 を導電ロッド 1 2 に連結する構造は、導電ロッド 1 2 を脱着自在に連結して、導電ロッド 1 2 を交換できる。この構造は、導電ロッドが変形し、あるいは変質して正しく動作しなくなったときに簡単に交換できるので、メンテナンスを簡単にできる。

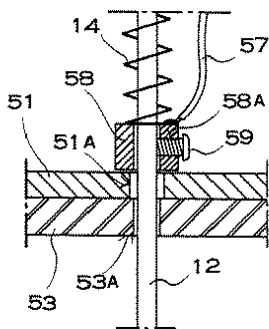


図 3-2 9 導電ロッドをコイルスプリング及びリード線に
接続する部分を示す拡大断面図

図 3-3 0 は、上方の板材 5 1 の底面図を示す。この図に示す板材 5 1 は、銅膜等の導電層 5 4 をプリント印刷している。この導電層 5 4 は、引出線 6 0 を接続している。導電ロッド 1 2 に接続された引出線 6 0 は、図 3-2 2 に示すように 1 本のリード線 6 1 に集合されて、リード線 6 1 でもって演算回路 2 に接続される。

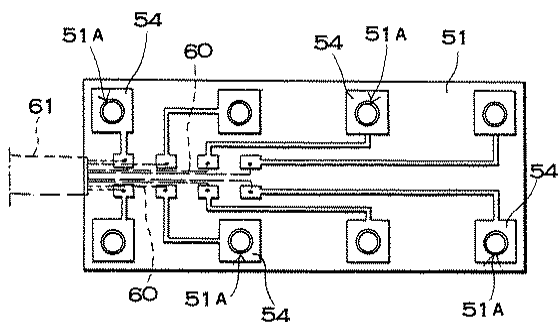


図 3 - 3 0 図 3 - 2 2 に示す電極ユニットの上方の板材の底面図

複数の電極ユニット 1 1 で構成される上側電極 1 A は、図 3 - 1 7 及び図 3 - 1 8 に示すように、吊下機構 4 で吊り下げられて、患者の胸の所定の位置に配置される。これらの図に示す吊下機構 4 は、複数の電極ユニット 1 1 を水平の姿勢で吊り下げる上下台 4 A と、この上下台 4 A を水平の姿勢で上下、左右に移動させる支持台 4 B とを備える。複数の電極ユニット 1 1 は、吊り紐 1 8 を介して上下台 4 A から吊り下げられている。この上側電極 1 A は、この上下台 4 A を水平の姿勢で移動させて、複数の電極ユニット 1 1 からなるロッド電極 1 0 を所定の位置に配置する。患者の胸面に配置された上側電極 1 A は、その自重により所定の位置に保持される。

さらに、上側電極 1 A は、図 3 - 1 8 及び図 3 - 1 9 の鎖線で示すように、装着バンド 4 0 を介して複数の電極ユニット 1 1 からなるロッド電極 1 0 を患者にしっかりと装着することもできる。図 3 - 1 9 に示すロッド電極 1 0 は、各列の最も外側に位置する電極ユニット 1 1 に、伸縮性の装着バンド 4 0 を連結している。装着バンド 4 0 は、先端に連結具 4 1 を設けており、この連結具 4 1 を介して先端部をベッド 3 あるいは体側電極 1 B の固定ケース 3 1 に連結できるようにしている。連結具 4 1 には、例えば、フック等の引掛具が使用できる。この上側電極 1 A は、図の鎖線で示すように、装着バンド 4 0 の先端の連結具 4 1 をベッド 3 の側縁あるいは体側電極 1 B の固定ケース 3 1 に連結して患者に装着される。図に示す装着バンド 4 0 は、図において左右の先端に連結具 4 1 としてフックを設けている。この装着バンドは、一端をベッドや体側電極の固定ケースに固定した第 1 装着バンドと、上側電極の各列の最も外側に位置する電極ユニットに連結された第 2 装着バンドで構成し、各々の装着バンドを面ファスナーやホック等で連結する構造とすることもできる。この装着バンドは、互いの連結位置を変更して長さを調整できるので、上側電極を最適な押圧力で装着できる。さらに、フック等の連結具で装着される装着バンドも、中間で分割してこの分割部分を面ファスナーやホック等の連結部材で連結する構造として、長さを調整する。

以上のロッド電極 1 0 は、複数の電極ユニット 1 1 で構成しているが、ロッド電極は、単一の電極本体から複数の電極体を突出させる構造とすることもできる。このロッド電極は、電極本体の下面を患者の胸面に沿う形状とする。さらに、左右の両側部に配設される電極体を、水平面に対して多少傾斜する姿勢で配置することも

できる。

クッション電極 20 を、図 3-31～図 3-33 に示す。図 3-31 は下側電極 1B の斜視図を、図 3-32 は下側電極 1B の拡大断面図を、図 3-33 は体側電極 1C の断面図をそれぞれ示している。クッション電極 20 は、これらの図に示すように、表面または全体を絶縁材とする表面層 21 と、この表面層 21 に所定の間隔で配置している複数の電極体 5 と、表面層 21 の裏面に配設されて、各々の電極体 5 を弾性的に体表面に押圧する弾性押圧材 23 とを備える。電極体 5 は、押圧電極部 5B である局部電極 22 と、この局部電極 22 に脱着できるように装着されている脱着電極 5A を備える。クッション電極 20 の電極体 5 は、押圧電極部 5B である局部電極 22 が弾性押圧材 23 で押圧されて、脱着電極 5A を患者の体表面に弾性的に押圧して、体表面に誘導される心電位を脱着電極 5A で検出する。

図 3-31 に示す下側電極 1B は、6 列に 8 個ずつ、全体で 48 個の電極体 5 を配置している。これらの電極体 5 は、等しい中心間隔 (d) で配置されている。電極体 5 の中心間隔 (d) は、測定する領域の面積と、電極体 5 の数、すなわち測定するポイント数によって決定される。図の下側電極 1B は、例えば、中心間隔 (d) を 35 mm とし、約 500 cm² の領域の心電位を測定できる。例えば、下側電極は、電極体の数を 11×15 の 165 個とし、電極体の中心間隔を 20 mm とし、約 600 cm² の領域の心電位を測定できる。

さらに、図 3-17 及び図 3-33 に示す体側電極 1C は、2 列に 6 個ずつ、全体で 12 個の電極体 5 を配置している。これらの電極体 5 も、等しい中心間隔 (d) で配置されている。この体側電極 1C は、例えば、中心間隔 (d) を 35 mm とし、約 80 cm² の領域の心電位を測定できる。

図 3-31～図 3-33 に示すクッション電極 20 は、表面層 21 を可撓性シート 21A としており、この可撓性シート 21A に複数の局部電極 22 を固定している。可撓性シート 21A は、自由に変形できる合成皮革である。合成皮革は、表面をプラスチック層でコーティングしているので汗が染み込まず、また表面に付着した汗等の汚れを簡単に払拭できる。可撓性シート 21A は弾性押圧材 23 の裏面も被覆して、裏面で連結する。

電極体 5 は、図 3-34 の分解断面図に示すように、押圧電極部 5B である局部電極 22 に、脱着できるように脱着電極 5A を装着している。図において、脱着電極 5A を押圧電極部 5B に装着した状態を鎖線で示している。この脱着電極 5A は、局部電極 22 の装着面 24 をカバーするように装着している。この図の脱着電極 5A は、局部電極 22 の装着面 24 を被覆する形状に金属板をプレス成形して製作している。この脱着電極 5A は、ステンレス等の金属板で成形し、錆び難くしている。さらに脱着電極 5A は、金属板の表面に金属メッキ層を設ける。金属メッキ層は、金メッキ等を用いる。

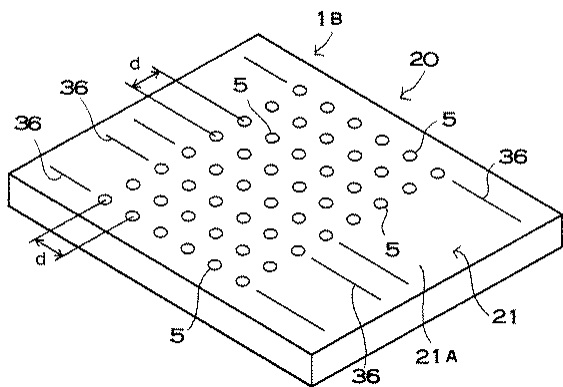


図 3-31 クッション電極の斜視図

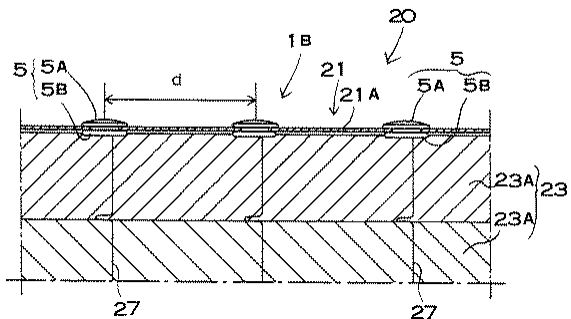


図 3-32 下側電極の拡大断面図

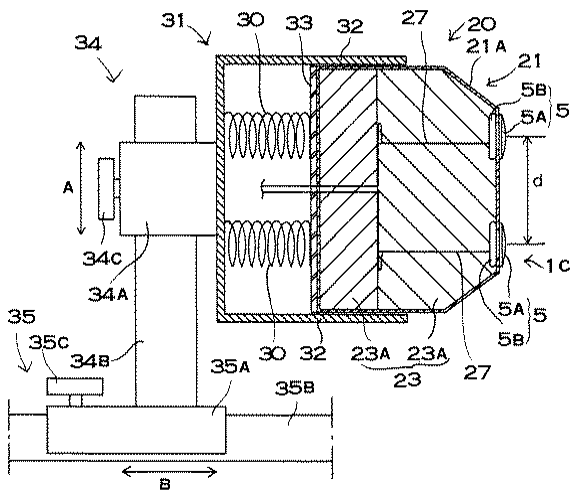


図 3-33 クッション電極の垂直断面図

図 3-34 に示す脱着電極 5 A は湾曲する皿状で、周囲には押圧電極 2 2 A の周囲下面を弾性的に挟着する挟着リング 3 7 を設けている。挟着リング 3 7 は弾性変形しやすいように、図 3-35 に示すように、所定の間隔で切欠部 3 8 を設けてい

る。この脱着電極 5 A は、挟着リング 37 を拡開して、押圧電極部 5 B である局部電極 22 に脱着される。脱着電極 5 A は、体表面と対向する接触面 5 a を円形としている。脱着電極 5 A は、局部電極 22 の装着面 24 に連結されるので、内形を局部電極 22 の外形にほぼ等しく、正確には局部電極 22 の外形よりもわずかに大きく製作される。この脱着電極 5 A も、接触面 5 a の面積が小さすぎると、体表面との接触面積が小さくなるので、安定して心電位を検出できなくなる。反対に大きすぎると、体表面の局部に誘導される心電位を正確に検出できなくなる。このため、脱着電極 5 A の接触面 5 a の外径は、8 ～ 13 mm とする。さらに、この脱着電極 5 A も、接触面 5 a を中央凸に湾曲する形状としている。この脱着電極 5 A も、接触面 5 a の中央部での曲率半径を大きくして、周縁部分になるに従って曲率半径を小さくしている。脱着電極 5 A は、接触面 5 a の中央部分の曲率半径を 12 ～ 50 mm とし、周縁部分の曲率半径を 1 ～ 20 mm としている。

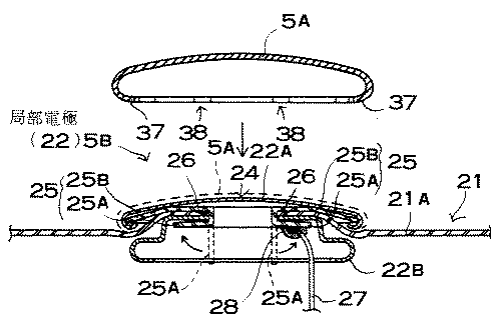


図 3-34 クッション電極に配設される電極体の拡大分解断面図

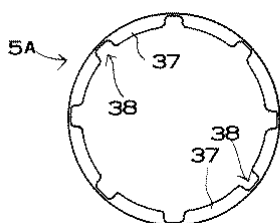


図 3-35 図 3-34 に示す電極体の脱着電極の底面図

押圧電極部 5 B である局部電極 22 は金属製で、体表面に向かって弾性的に押圧されて、脱着電極 5 A を介して体表面に誘導される心電位を検出する。局部電極 22 は、金属板をプレス加工して製作される。図 3-34 に示す局部電極 22 は、金属板をプレス加工して中央凸に湾曲させてなる押圧電極 22 A と、可撓性シート 21 A の裏面に配設されてなる固定部 22 B とからなる。押圧電極 22 A と固定部 22 B は、可撓性シート 21 A を挟着するように連結されて、局部電極 22 を可撓性シート 21 A に固定している。

局部電極 22 は、押圧電極 22 A の装着面 24 の形状を、脱着電極 5 A の接触面 5 a に近い形状としている。このように、装着面 24 の形状を脱着電極 5 A の接触

面 5 a に近い形状とする局部電極 2 2 は、脱着電極 5 A を安定して体表面に押圧できると共に、脱着電極 5 A を低抵抗に接続できる。さらに、この構造の電極体 5 は、脱着電極 5 A を外した状態において、局部電極 2 2 の装着面 2 4 を体表面に接触させて心電位を検出する。心電位を検出する局部電極 2 2 は、装着面 2 4 を脱着電極 5 A の接触面 5 a と同じ材質とする。例えば、局部電極 2 2 は、押圧電極 2 2 A の装着面 2 4 を金属メッキ層とし、あるいは押圧電極 2 2 A をステンレスやシンチウ等の錆びにくい金属で製作する。

押圧電極 2 2 A は、可撓性シート 2 1 A を貫通する連結凸部 2 5 を有する。この連結凸部 2 5 は、可撓性シート 2 1 A を貫通して、可撓性シート 2 1 A の内面で固定部 2 2 B に連結される。図 3-34 の押圧電極 2 2 A は、連結凸部 2 5 を別の金属板で製作している。この連結凸部 2 5 は、筒部 2 5 A の一端に鏝 2 5 B を設けた形状である。押圧電極 2 2 A は、周縁部分を内側にかしめる状態で鏝 2 5 B の周縁部分を挟着している。連結凸部 2 5 は、押圧電極 2 2 A のかしめられた周縁部分に鏝 2 5 B の周縁部分が挟着されて、押圧電極 2 2 A に固定されている。

固定部 2 2 B は、連結凸部 2 5 を貫通する貫通孔 2 6 を中心に設けている。貫通孔 2 6 に挿通された連結凸部 2 5 は、図 3-34 の矢印で示すように筒部 2 5 A の下端を拡開するように変形して、固定部 2 2 B に抜けないように連結される。図の固定部 2 2 B は、押圧電極 2 2 A の外形にほぼ等しい外形としている。この固定部 2 2 B は、局部電極 2 2 を可撓性シート 2 1 A に抜けないように固定できる。この形状の固定部 2 2 B は、金属板をプレス成形して製作され、あるいはプラスチックを成形して製作される。

局部電極 2 2 にはリード線 2 7 が接続される。リード線 2 7 は、半田付けして、あるいはスポット溶接して局部電極 2 2 に接続される。リード線 2 7 は、押圧電極 2 2 A と固定部 2 2 B のいずれかに接続される。各々の局部電極 2 2 に接続しているリード線 2 7 は、図 3-32 及び図 3-33 に示すように、弾性押圧材 2 3 の内部に配線される。弾性押圧材 2 3 の内部に配線されるリード線 2 7 は、弾性押圧材 2 3 が変形しても無理な力が作用して断線することがないように、多少は弛む状態で配線する。このように、弾性押圧材 2 3 の内部にリード線 2 7 を配線するクッション電極 2 0 は、表面をすっきりとした外観にできると共に、測定時にリード線 2 7 が邪魔になることなく安定して測定できる。さらに、局部電極 2 2 とリード線 2 7 の接続部分は、図 3-34 に示すように、接着剤 2 8 に埋設している。この構造は、リード線 2 7 の接続部分の断線を有効に防止できる。局部電極 2 2 は、弾性押圧材 2 3 が変形する毎に変位する。このときリード線 2 7 の接続部分が変形すると断線しやすくなる。図 3-34 に示すように、接続部を接着剤 2 8 に埋設する構造は、局部電極 2 2 が移動しても接続部は変形せず、この部分の断線を有効に防止できる。

弾性押圧材 2 3 は、弾性変形するプラスチック発泡体である。プラスチック発泡体は、連続気泡を有するように発泡成形された軟質のウレタンフォームが適している。弾性押圧材 2 3 は、図 3-32 及び図 3-33 に示すように、弾性係数の異なる複数の弾性変形プレート 2 3 A を積層する構造とすることもできる。この弾性押

圧材 23 は、局部電極 22 を固定する電極側には柔軟な弾性変形プレート 23 A を積層して、局部電極 22 から離れた反対側には電極側の弾性変形プレート 23 A よりも変形し難い弾性変形プレート 23 A を積層する。この構造は、電極側の柔軟な弾性変形プレート 23 A で局部電極 22 を体表面に押圧しながら、変形し難い弾性変形プレート 23 A でしっかりと押圧できる。

弾性押圧材 23 は、厚さを 110～130 mm とする板状である。また、弾性押圧材 23 は、全体を均一な厚さとすることなく、上面を患者の体表面に沿って湾曲する形状とすることもできる。例えば、人間の背中は、背骨に沿って多少は湾曲している。従って、下側電極に配設される弾性押圧材は、背中に沿う形状に上面を湾曲させて、全ての局部電極を理想的に体表面に押圧できる。

図 3-33 に示すクッション電極 20 の体側電極 1 C は、押出スプリング 30 を介して固定ケース 31 に連結している。固定ケース 31 の周壁 32 と体側電極 1 C との間には数 mm の隙間を設けて、体側電極 1 C が固定ケース 31 からスムーズに出入りできるようにしている。体側電極 1 C は、押出スプリング 30 で押圧される面に支持プレート 33 を固定している。この支持プレート 33 は、金属製あるいは硬質のプラスチック製の板材で、押出スプリング 30 で押圧されて体側電極 1 C を体表面に向かって押し出す。この構造は、押出スプリング 30 で押し出される支持プレート 33 で体側電極 1 C をしっかりと押圧しながら、弾性押圧材 23 で局部電極 22 を体表面に押圧できる。図に示すクッション電極 20 は、弾性係数の異なる複数の弾性変形プレート 23 A を積層した弾性押圧材 23 としている。

固定ケース 31 は、昇降機構 34 に連結されており、上下位置を変更できるように配置されている。昇降機構 34 は、固定ケース 31 の底面に固定されて体側電極 1 C の背面側に突出する支持アーム 34 A と、垂直の姿勢で配設されて支持アーム 34 A を貫通しているガイドロッド 34 B と、支持アーム 34 A にねじ込まれて、支持アーム 34 A をガイドロッド 34 B に固定する固定ネジ 34 C とを備える。この昇降機構 34 は、固定ネジ 34 C を緩めた状態で、図 3-33 の矢印 A で示す支持アーム 34 A の上下位置を調整し、固定ネジ 34 C をねじ込んで支持アーム 34 A を固定して体側電極 1 C を最適な高さに固定する。さらに、昇降機構 34 は、図 3-33 の矢印 B で示す左右方向の位置を調整できるように、スライド機構 35 に連結している。このスライド機構 35 は、ガイドロッド 34 B の下端が固定されたスライド台 35 A と、このスライド台 35 A を矢印 B で示す方向にスライドさせるガイドレール 35 B と、スライド台 35 A にねじ込まれて、スライド台 35 A をガイドレール 35 B に固定する固定ネジ 35 C とを備える。このスライド機構 35 は、固定ネジ 35 C を緩めた状態でスライド台 35 A を矢印 B で示す方向にスライドさせて体側電極 1 C と患者の体側との距離を調整し、固定ネジ 35 C をねじ込んでスライド台 35 A を固定して体側電極 1 C の左右位置を固定する。従って、体側電極 1 C は、昇降機構 34 で上下位置が、スライド機構 35 で左右位置が調整されて、患者の体側の最適な位置に配置される。

さらに、図 3-17 及び図 3-33 に示す体側電極 1 C は、電極体 5 を配置してなる体表面に対向する面の周縁部である 4 辺をカットして面取りしている。この構

造の体側電極 1 C は、電極体 5 を体表面側に突出させる状態に配置できるので、電極体 5 を確実に体表面に接触できる。

さらに、図 3-31 に示す下側電極 1 B は、クッション電極 20 の正確な位置に患者を寝かせることができるように、位置決ライン 36 を表示している。図に示すクッション電極 20 は、左右対称の位置にそれぞれ 4 本の位置決ライン 36 を互いに平行に表示している。これらの位置決ライン 36 は、患者が正しい測定位置にいたときの肩や乳首や肋骨等の位置を表示しており、この位置決ライン 36 を基準にして患者を正確な位置に寝かせることができるようにしている。図 3-31 に示す下側電極 1 B は、例えば、中央の 2 本の位置決ライン 36 の間に患者の乳首が位置するように患者の上下位置を決めて、下側電極 1 B を所定の位置に配設できるようにしている。このように、位置決ライン 36 を備えるクッション電極 20 は、常に患者を正確な位置に寝かせることができる。

図 3-18 に、電極 1 を患者に装着した状態を示す。この電極 1 は、下側電極 1 B の上に患者が載り、体側電極 1 C を患者の脇下の体側に押圧させ、上側電極 1 A を患者の上面の心臓に近い体表面に載置して、患者の背中と体側と胸とに配置される。ロッド電極 10 である上側電極 1 A は、押圧電極部 5 B である導電ロッド 12 を弾性押出材 14 が弾性的に押し出して脱着電極 5 A を体表面に押圧し、脱着電極 5 A でもって心電位を検出して、検出した心電位を演算回路に出力する。クッション電極 20 である下側電極 1 B は、この上に患者が載ると、弾性押圧材 23 が押圧電極部 5 B である局部電極 22 を介して脱着電極 5 A を体表面に弾性的に押圧して、脱着電極 5 A でもって心電位を検出して、検出した心電位を演算回路に出力する。クッション電極 20 である体側電極 1 C も、弾性押圧材 23 が押圧電極部 5 B である局部電極 22 を介して脱着電極 5 A を体表面に弾性的に押圧する。

以上のように、体表面心電計は、押圧電極部 5 B に脱着電極 5 A を装着している複数の電極体 5 をロッド電極 10 とクッション電極 20 に配設しており、これらの電極体 5 でもって心電位を検出する。脱着電極 5 A を装着しているロッド電極 10 とクッション電極 20 は、押圧電極部 5 B で脱着電極 5 A を体表面に押圧して心電位を検出する。脱着電極 5 A の表面が汚れ、あるいは接触面 5 a の金属が酸化して変質し、あるいは表面に病原菌等が付着して不衛生になると、脱着電極 5 A を新しいものに交換して心電位を検出する。

さらに体表面心電計は、クッション電極には脱着電極を装着せず、ロッド電極のみに脱着電極を装着して心電位を検出する。このクッション電極は、局部電極の装着面を体表面に接触させて心電位を検出し、局部電極の装着面が汚れて安定して心電位を検出できなくなると、脱着電極を装着して心電位を安定して検出することもできる。

体表面心電計は、図 3-16 に示すように、演算表示部 2 が電極 1 に誘導される心電圧を演算して体表面に誘導される体表面電位分布図を表示する。演算表示部 2 は、電極 1 に誘導される心電位から体表面に誘導される体表面電位分布図を演算する演算回路 2 A と、この演算回路 2 A で演算された体表面電位分布図を表示する外部出力装置 2 B と、演算回路 2 A に接続している操作スイッチ 2 C とを備える。図

において、外部出力装置 2 B には、モニタテレビ 2 a とプリンター 2 b を使用している。

演算回路 2 A は、電極 1 から送られてくる電気信号を決められた方式に従って演算処理する。電極 1 は、体表面の複数ヶ所に誘導される心電位を検出し、検出した信号を演算回路 2 A に送る。電位の測定は、所定の時間毎に行われ、測定する時間間隔は使用者が操作スイッチ 2 C から演算回路 2 A に入力する。従って、演算回路 2 A からの指令に基づき、電極 1 は各点の電位を測定し、電圧値をデータとして演算回路 2 A に出力する。演算回路 2 A は、一定時間おきに各電極 1 の測定電位から等電位点を演算し、これから等電位線の位置を算出する。得られた出力信号は外部出力装置 2 B に送られ、外部出力装置 2 B で等電位線を描き体表面の電位分布図を作成する。

演算回路 2 A は、入力された電位信号を演算し、等電位点を算出して等電位線を決定できるすべての装置が使用できる。演算回路 2 A には、これらの処理を可能にするようカスタマイズされた I C や電算機その他、汎用的な M P U や C P U を使用したコンピュータ、いわゆるマイクロコンピュータやパーソナル・コンピュータ、ワークステーション等が使用できる。

さらに演算回路 2 A は、電極 1 から送られてきた心電位の値を各時間毎に保持、記憶する記憶媒体を有する。記憶媒体には、ハードディスク等の固定記憶装置を使用する。記憶媒体に記憶されたデータ、若しくは電極 1 から送られてきた電圧値に基づき、演算回路 2 A は等電位点を算出し、等電位線を描くための線データを演算する。演算されたデータは外部出力装置 2 B に送られる。

外部出力装置 2 B は、与えられた等電位線のデータに基づき、体表面電位分布図を表示する。外部出力装置 2 B には、モニタテレビやプリンター、プロッタ等が複数使用できる。図において、外部出力装置 2 B には、モニタテレビ 2 a とプリンター 2 b を使用している。使用者は、モニタテレビ 2 a を使用して体表面電位分布図を随時観測でき、一方でプリンター 2 b で所定の時間おきに電位分布図を印刷したり、あるいは所望の時間での電位分布図を印刷する。

記憶媒体に保持されるデータは、体表面の各電位である必要はない。任意の時間における体表面電位分布図を記憶することもできる。例えば、演算回路 2 A で演算された等電位線のデータを保持して、このデータを呼び出すことで各時間毎の体表面電位分布図を切り替えて表示することもできる。特に、演算前のデータでなく、演算後のデータを記憶しておくことは、演算に要する時間を省略できるので、外部出力装置に表示されるまでに要する時間を短縮し、より高速に体表面電位分布図を表示する。

体表面電位分布図の表示は、心電位をサンプリングする間隔や各時点での電位分布の表示を切り替える時間等を調整することによって精度を向上できる。より高速かつ詳細に表示するには、処理能力の高い高速なコンピュータや、画面表示用のチップ、R A M 等を備えるいわゆるグラフィックアクセラレータ等を使用した描画が高速なコンピュータ等を、演算回路 2 A に使用することで改善できる。

以上の体表面心電計は、心臓に近い多数の部位の心電位を正確に安定して検出で

きる。それは、この体表面心電計が、体表面に押圧される電極体の押圧電極部に脱着できるように脱着電極を装着しているからである。体表面に押圧される電極体の接触面は、表面に付着する汗等が原因で表面状態が変質し、あるいは汚れが付着し、あるいは不衛生になることがある。この状態になると、電極体と体表面との接触抵抗が大きくなり、あるいは不安定になり、さらに電極体と体表面との間に発生する局部電池の電圧が変動して、安定して正確に心電位を検出できなくなる。この状態になると、脱着電極を新しいものに交換して心電位を正確に検出できる。

また、この体表面心電計は、使い捨ての電極体を使用するのではなく、押圧電極部に脱着できるように脱着電極を装着しているので、従来の使い捨ての電極体に比較するとランニングコストを著しく低減でき、しかも脱着電極でもって常に正確に心電位を検出できる。さらに体表面心電計は、必要であれば、体表面の押圧される部位によって、脱着電極の接触面を最適な形状のものに交換して、種々の体型の患者から安定して高精度に心電位を検出できる。

3-4. 試作した体表面心電計

以上のような設計に基づいて、体表面心電計を試作した。ここでは、試作した体表面心電計の詳細な仕様について述べる。この体表面心電計の外観は、図3-36に示す通りである。



図3-36 試作した体表面心電計の外観写真

体表面心電計は、患者の胸から背中にいたる体表面に等間隔に置いた124点の電極から心電位を検出して二次元と三次元の体表面電位分布図を表示する。バンドエリミネイトフィルタを使用しないで電源ノイズによる影響をシールド効果の向上で抑え、接触抵抗の問題を解決し、心電位を正確に検出して高精度な体表面電位分布図を作成する。特に我々の装置ではバンドエリミネイトフィルタを使用しないため、原信号をそのまま測定でき、微細信号を高精度、高分解能で測定できる利点を得られる。

体表面心電計の仕様は、以下の通りである^[30]。

- ・チャンネル数 : 124チャンネル
- ・最大入力電圧 : $\pm 5 \text{ mV} / \pm 10 \text{ mV}$
- ・分解能 : 10 bit
- ・サンプリング間隔 : 0.1 ms

また、心電位の伝達経路を図3-37のブロック図に示す。この図に示すように、胸側電極と、背中・体側電極とに二分して、それぞれバッファ（帰還回路）を経てプリアンプ（作動増幅回路）に入力させ、メインアンプを介してA/Dコンバータに入力している。A/Dコンバータの分解能は上述の通り10bitである。

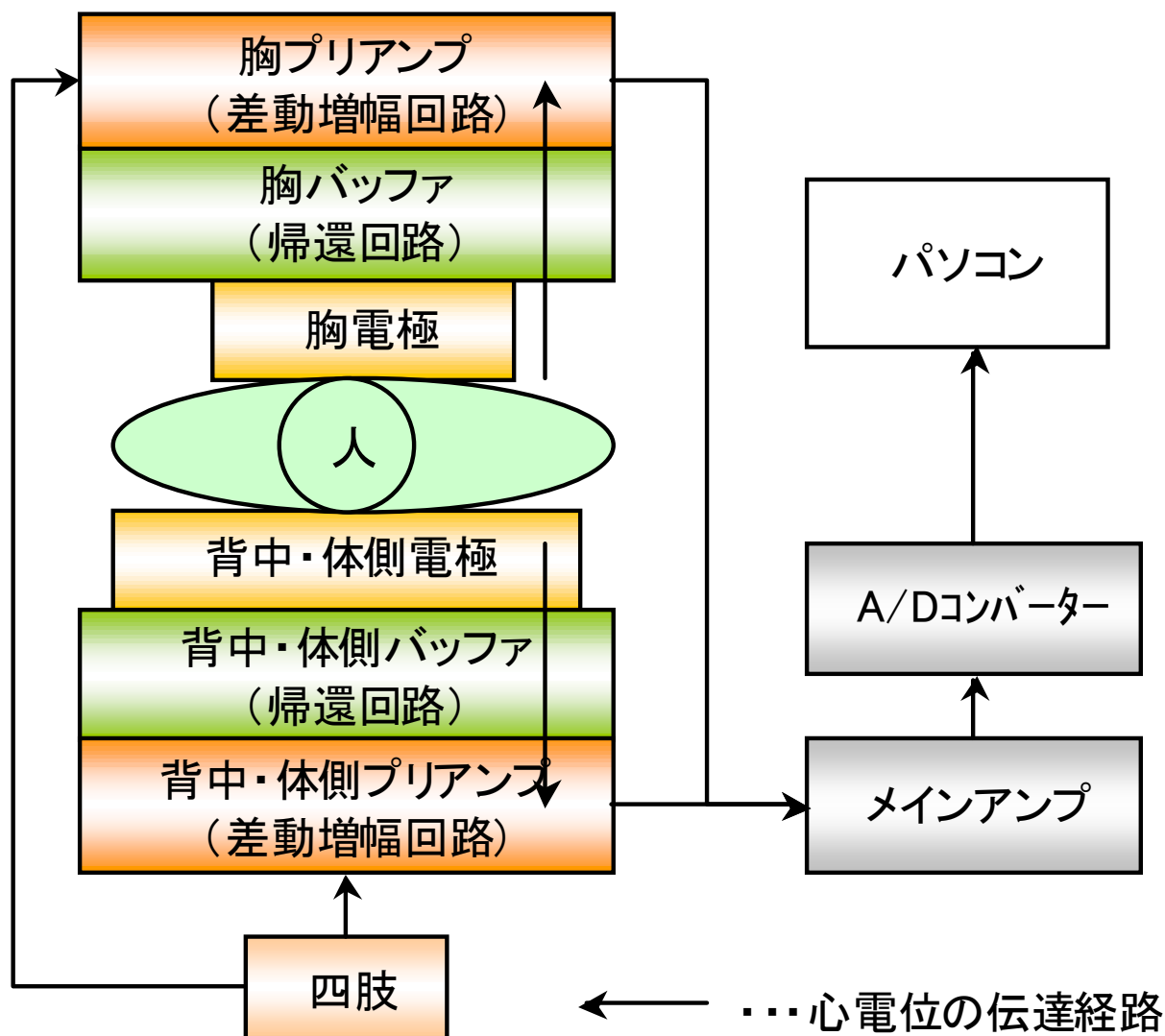


図3-37 心電位の伝達経路を示すブロック図

3-4-1. 試作した電極

電極は、電極を体表面に押し当てると電極棒がストロークし、各々の電極に均一な押し圧がかかるような構造の電極棒（図3-38～図3-41）を、図3-42に示すように胸部（ $8 \times 8 = 64$ 点）、図3-43に示すように背中部（ $8 \times 6 = 48$ 点）、図3-44に示すように体側部（ $6 \times 2 = 12$ 点）、の合計124点、

配置して体表面電位を測定する^{[31][32]}。

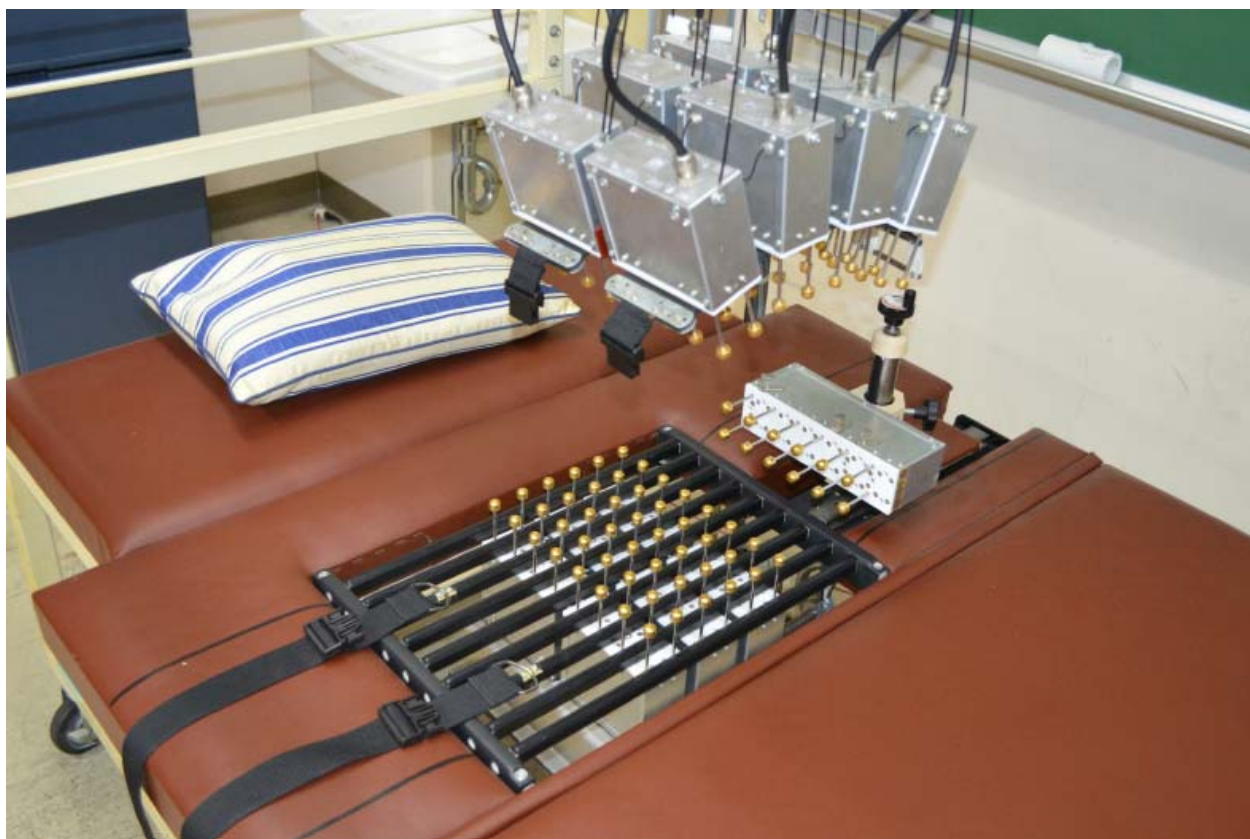


図 3 - 3 8 電極を斜め上から見た写真

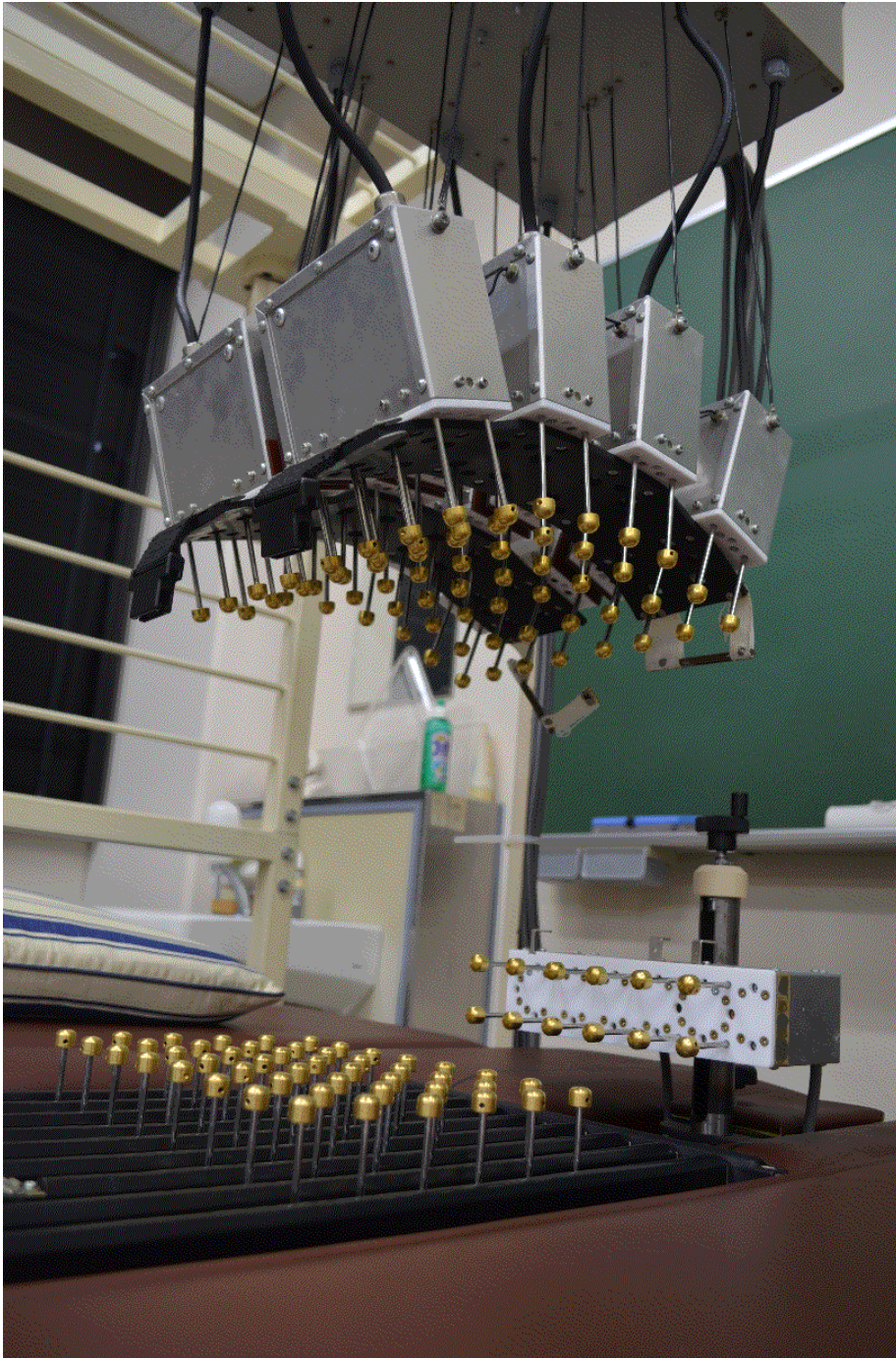


図 3 - 3 9 電極を斜め下から見た写真

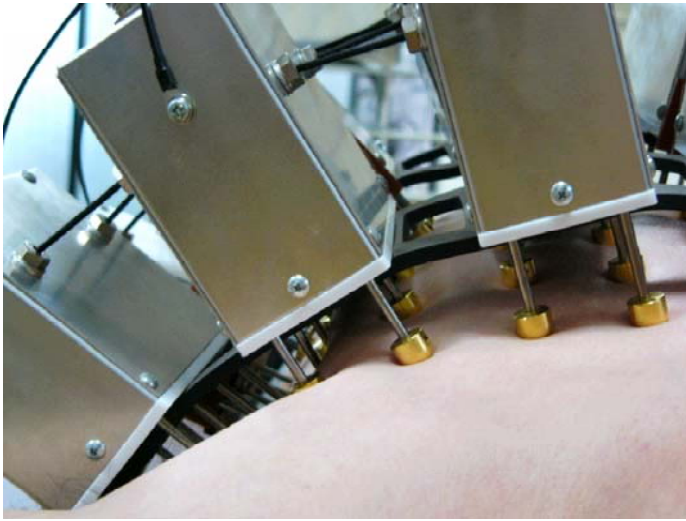


図 3 - 4 0 電極を体表面に接触させた状態を示す写真

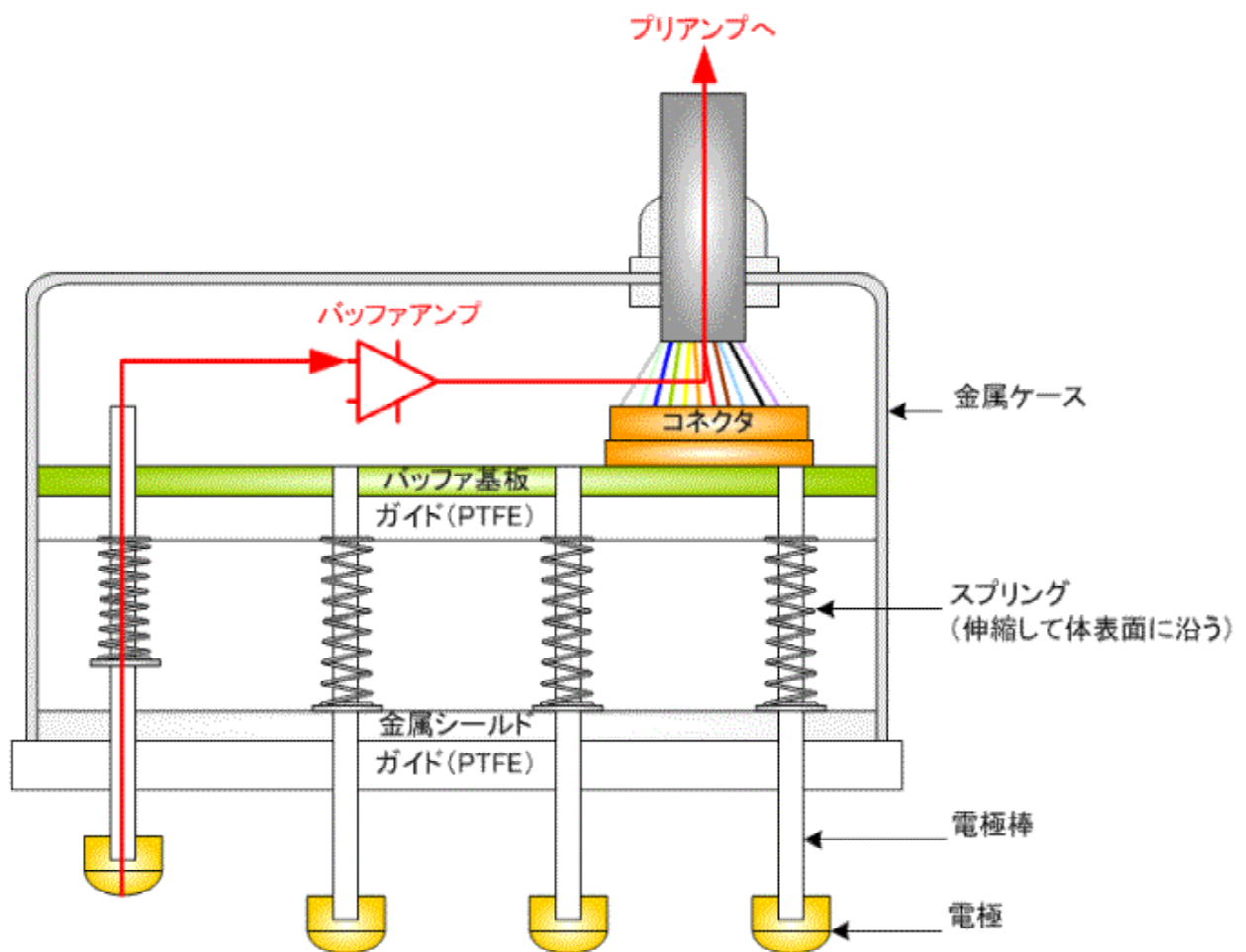


図 3 - 4 1 電極構造の模式図

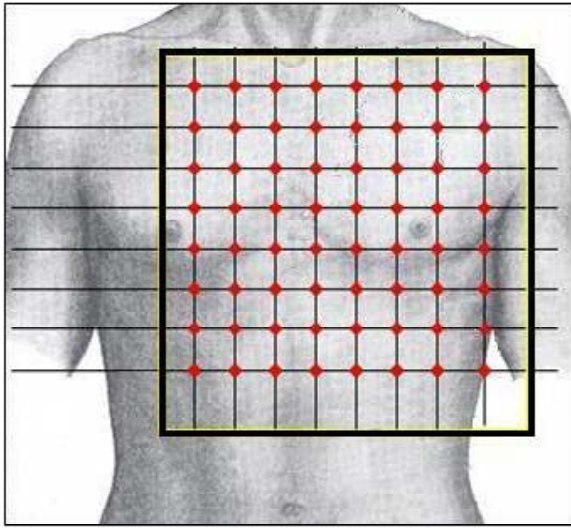


図 3 - 4 2 電極の胸部への配置例

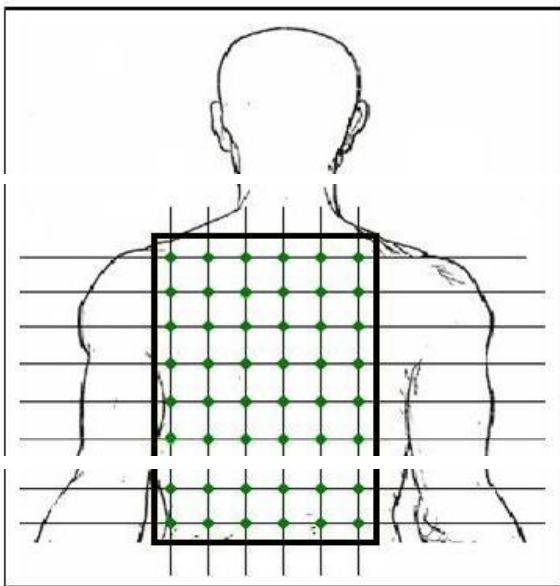


図 3 - 4 3 電極の背面への配置例

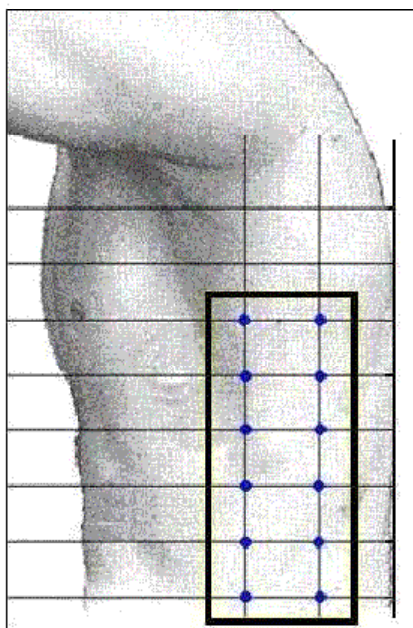


図 3 - 4 4 電極の体側部への配置例

以上の電極は、体表面に押し当てると電極棒がストロークし、金属製のスプリングにより各々の電極に均一な押し圧がかかるような構造としている。各電極棒は、金属ロッドの先端に半球状の電極体を設けており、押圧面積を広くすることで体表面に誘導される心電位を確実に検出する。電極の大きさは、直径 1.0 cm とし、電極間の距離は 3.5 cm とした。また各電極棒は、被験者の体表面に押し当てるとスプリングによって弾性的にストロークし、各々の電極に均一な押し圧がかかるような構造としている。特に、図 3 - 4 5 の写真に示すように電極棒を下方方向、側面方向、上方方向に突出させた姿勢で保持するように 3 組の電極を配置しつつ、各電極棒をスプリングで付勢したことにより、重力や姿勢によらず、均一な応力すなわち押し圧を実現している。

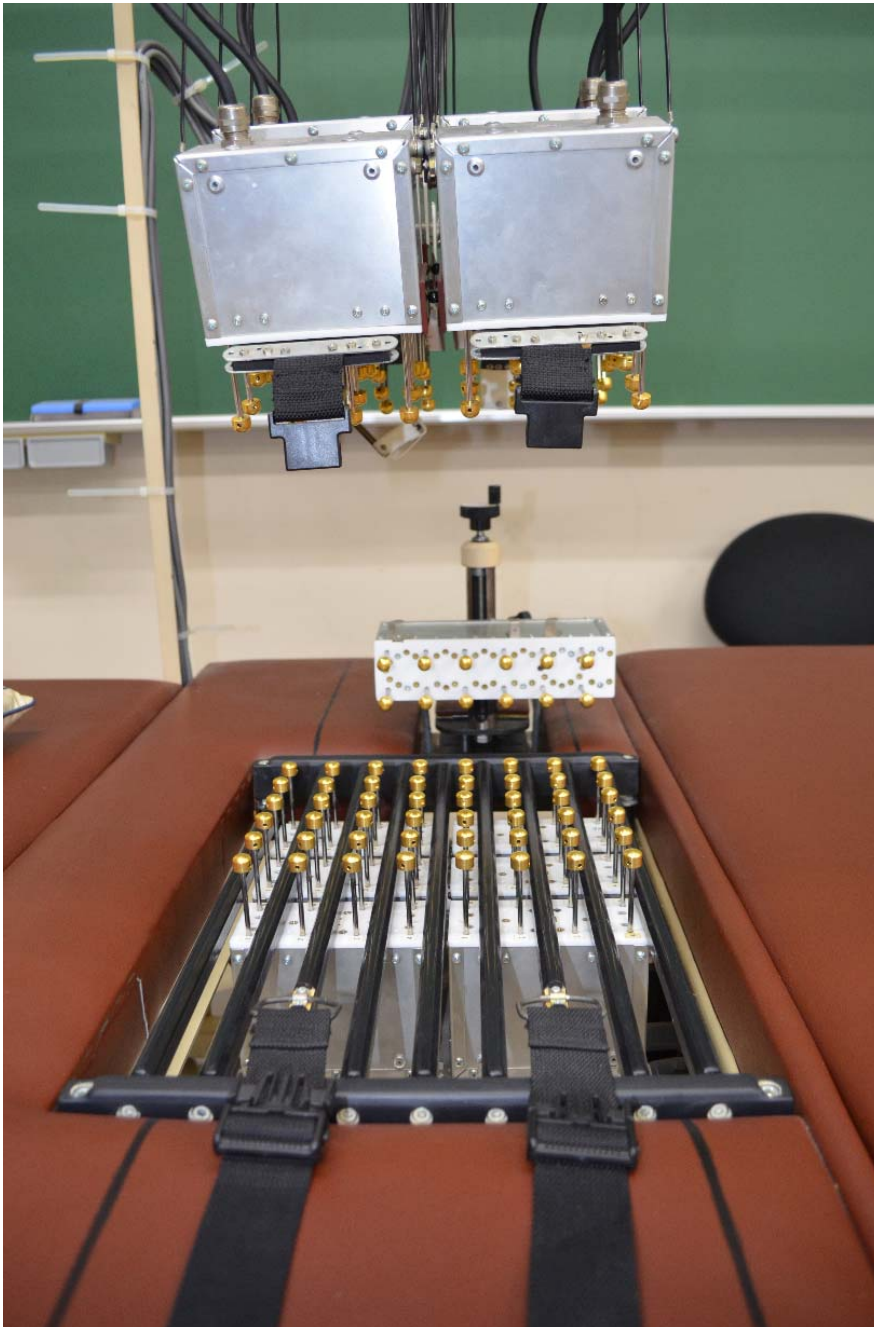


図 3 - 4 5 付勢された 3 組の電極の配置例

このような構成により、被験者の胸面と背面に均一な押圧力を印加でき、従来のような吸盤やテープによる体表面への電極の接着に比べ、胸面と背面での圧力差を低減し、接触抵抗を部位や被験者の体型によらず安定的に維持できる。また電極ケース内に電極棒を収納することでシールド効果を高めた。さらに各電極ケース間は球状のジョイントで自在に相対位置を回転可能として、体表面の物理形状や凹凸に

応じて独立して傾斜が可能となり、これにより正確かつ確実な接触が得られやすくなる。このような電極棒を図3-40に示すように胸部（ $8 \times 8 = 64$ 点）、体側部（ $6 \times 2 = 12$ 点）、背中部（ $8 \times 6 = 48$ 点）、の合計124点に配置して、体表面電位を測定する^{[33][34]}。このように、電極の装着作業を簡単にし、またばね圧を利用することで、胸部と背面、脇でほぼ同じ圧力を実現している。この結果、被験者の体形の個人差によらず均一な接触状態を実現でき、接触抵抗の変化を小さくすることができた。更に接触状態を一定に保つには電極を体表面に追従させる必要がある、そのためには電極棒とガイドとの摩擦抵抗を低減させる必要がある。ここではフッ素樹脂（PTFE）をガイドに使用している。加えて、箱状の金属ケース内に収納することで、心臓付近全体を十分に覆うような形とし、シールド効果を発揮させてノイズ耐性を高めた。電極からアンプまでの距離は10cm程度と短く、このアンプは金属ケースに格納されているため、金属ケースが心臓の付近全体を覆うことになり外部からの誘導ノイズの影響を受け難い。さらに測定時には電極がストロークする構造によって人体と金属ケースとの距離が一層近くなるため、より高いシールド効果が得られた。特に重要と思われる心臓付近は、数個の電極ケースの中心付近に位置し、最もシールドされているといえる。

3-4-2. 体表面心電図の3D化

一方で、一般の12誘導心電計と同様に左右の手、左足の電位を平均した不関電極（ウイルソンの結合電極）として、各電極の心電圧を検出する。体表面に誘導される心電位を電極から取り込み、バッファ、プリアンプ、メインアンプで1000倍に増幅して、A/Dコンバータでデジタル信号に変換しパソコンにデータを送る。パソコンに読み取られたデータを二次元と三次元に表示する。

具体的には、図3-46の上段に示す胸部、左側面、背面に各々配置された電極によって、図3-46の中段に示すような1次元の電位図が個々に得られ、これらを合成することで中段の2次元等電位図を得ることができる。さらにこの2次元電位図を、電位を高さ方向に3次元的に描画したのが下段であり、時々刻々と変化する波形をアニメーションにより動画として再生可能とした。以降の図では、この3次元電位図に基づいて説明する。なお3次元等電位図における2次元平面は、被験者の体表面を座標的に示しており、電極間（35mm）を四等分して補間点を演算している。このためメッシュの1マスが8.75mmに相当する。この結果、従来の体表面心電計で問題とされた、電極と体表面との不均一な接触状態による測定誤差を抑制でき、より安定した測定が実現できる。

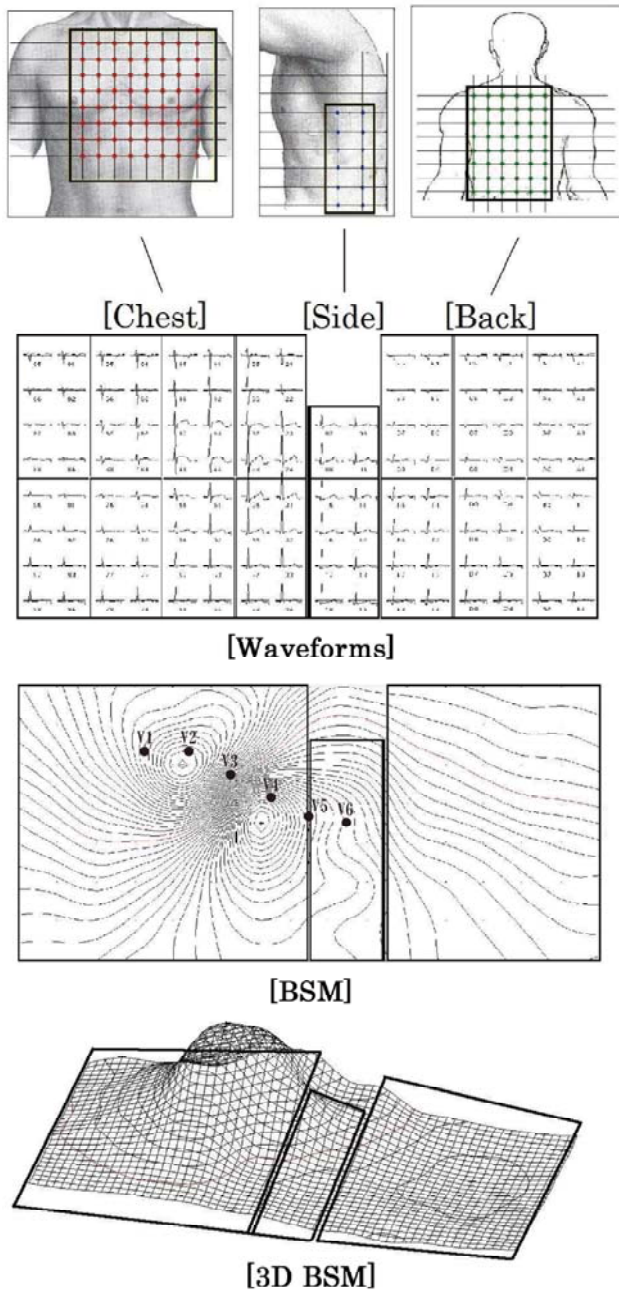


図 3 - 4 6 電極の位置と各電極で測定された心電図、及びこれらを合成して得られる二次元体表面心電図及び三次元体表面心電図を示す模式図

3-4-3. 試作した三次元体表面心電図生成プログラム

試作した三次元体表面心電図生成プログラムのユーザインターフェース画面を、図3-4-7に示す。三次元化された体表面心電図は、画面左上に表示され、動画で表示される。画面の下部には従来型の一次元の心電図も表示させており、再生中の動画が、どの時点を表示しているのかを赤色の縦棒で示している。さらに右側には、表示中の波形の情報として、心電位等が表示される。

またツールバーに設けられたボタンの操作により、逆方向への再生や、順方向、逆方向へのコマ送り、一時停止等を操作できる。

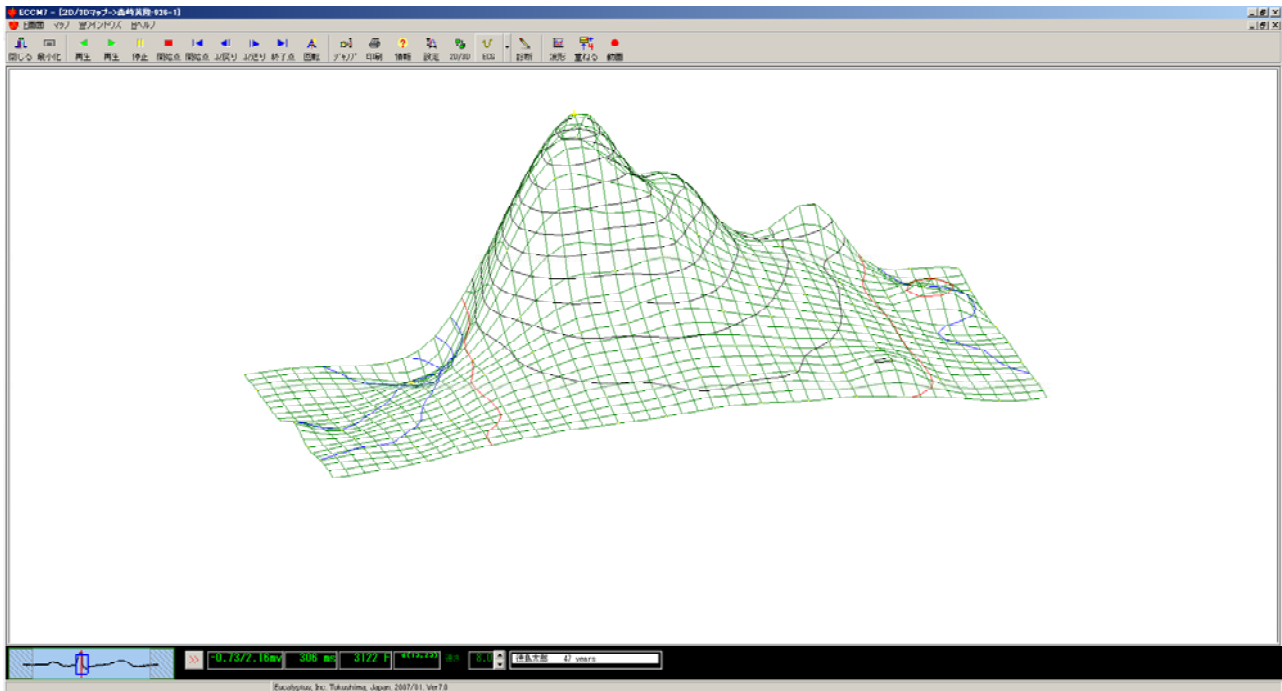


図3-4-7 三次元体表面心電図生成プログラムのユーザインターフェース画面

さらに、三次元表示と二次元表示とを切り替えることもできる。ツールバーに設けられた「2D/3D」ボタンを押下することで、図3-4-8に示すように、二次元表示に切り替えられる。二次元表示においても、動画表示がなされる。またツールボタンを再度押下すると、図3-4-7の三次元表示に戻ることができる。

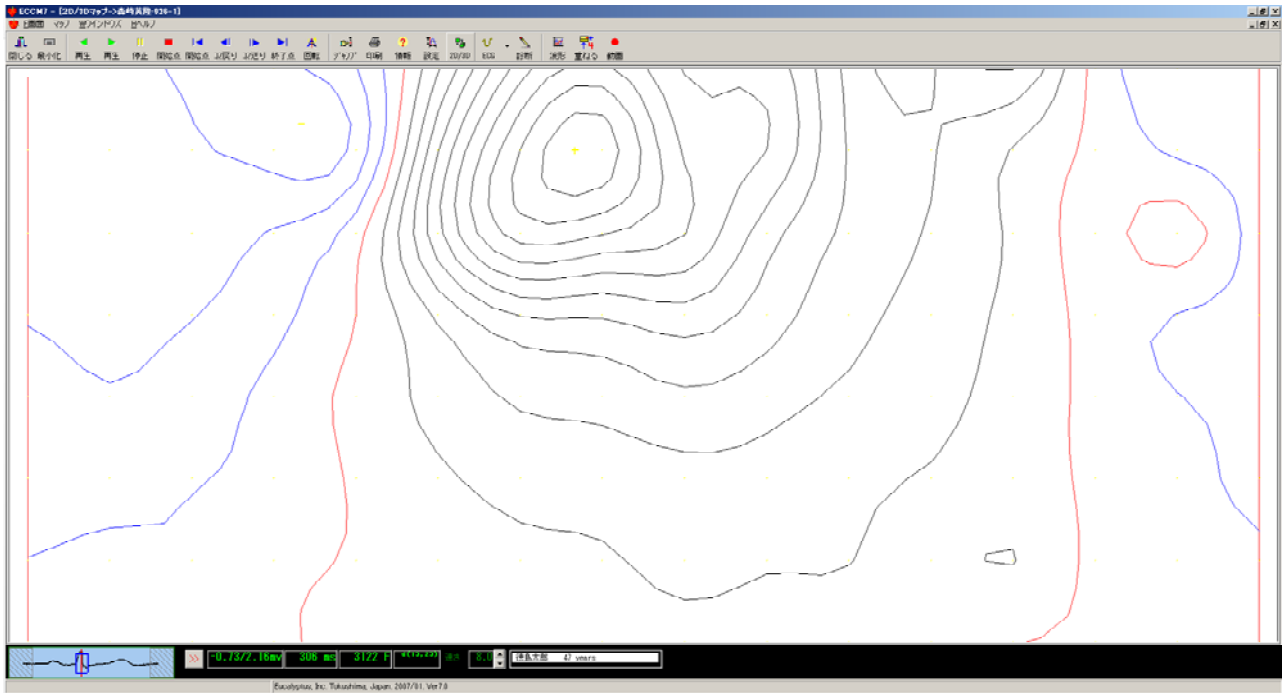


図 3 - 4 8 表面心電図を二次元で表示させたユーザインターフェース画面

さらに、従来型の一次元の心電図波形として、V1～V6を表示させることもできる。ツールバーに設けられた「ECG」ボタンを押下すると、図3-49、図3-50に示すように、画面右上にV1～V6波形が並べて表示される。この画面においても、動画で表示される三次元あるいは二次元の体表面心電図の、現在表示中の時間軸における位置が、黄色い丸印で表示され、時間と共に移動するよう構成されている。

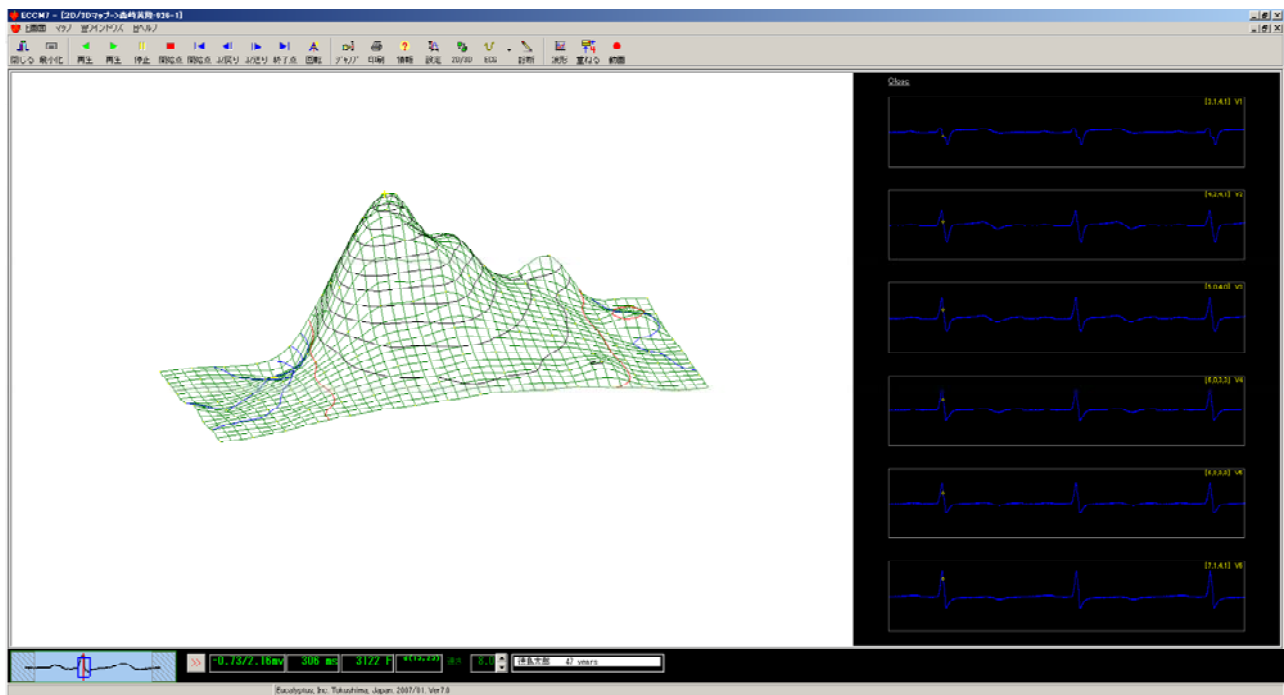


図 3 - 4 9 V 1 ~ V 6 を三次元体表面心電図と並べて表示させたユーザインターフェース画面

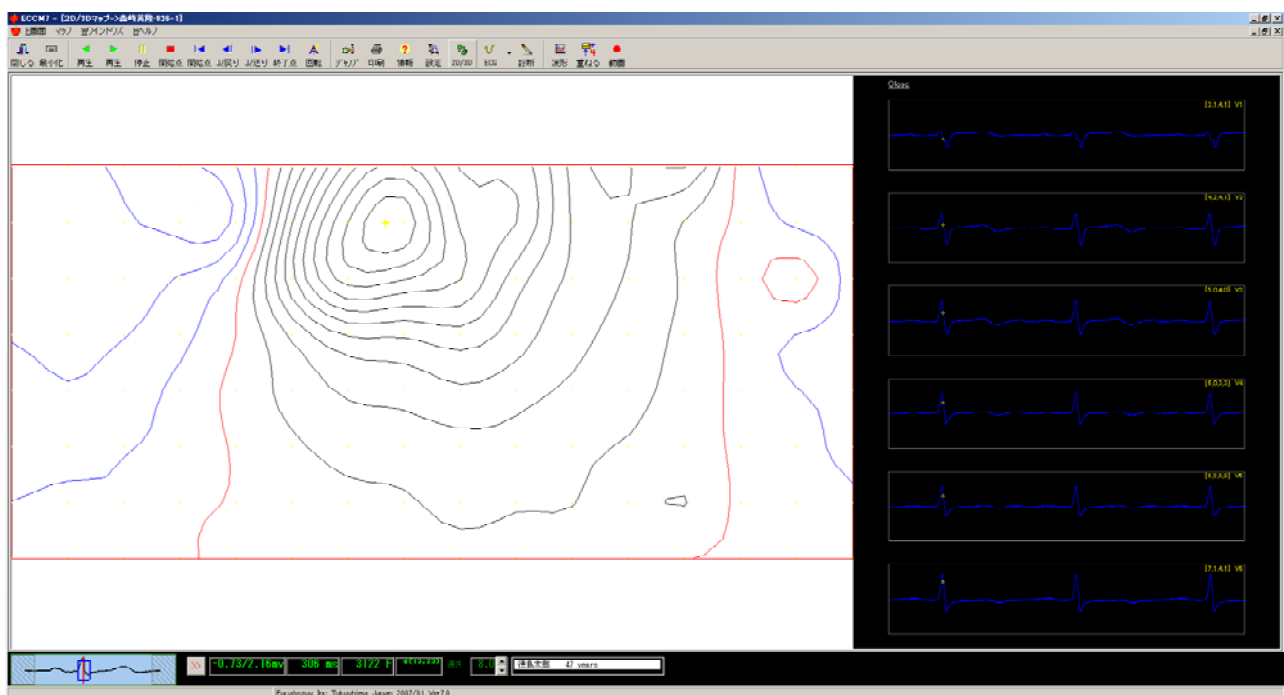


図 3 - 5 0 V 1 ~ V 6 を二次元体表面心電図と並べて表示させたユーザインターフェース画面

さらに、図 3-48 の表面心電図を二次元で表示させた状態で、図 3-51 に示すように電極毎に検出された電位を数値で表示させることも可能である。

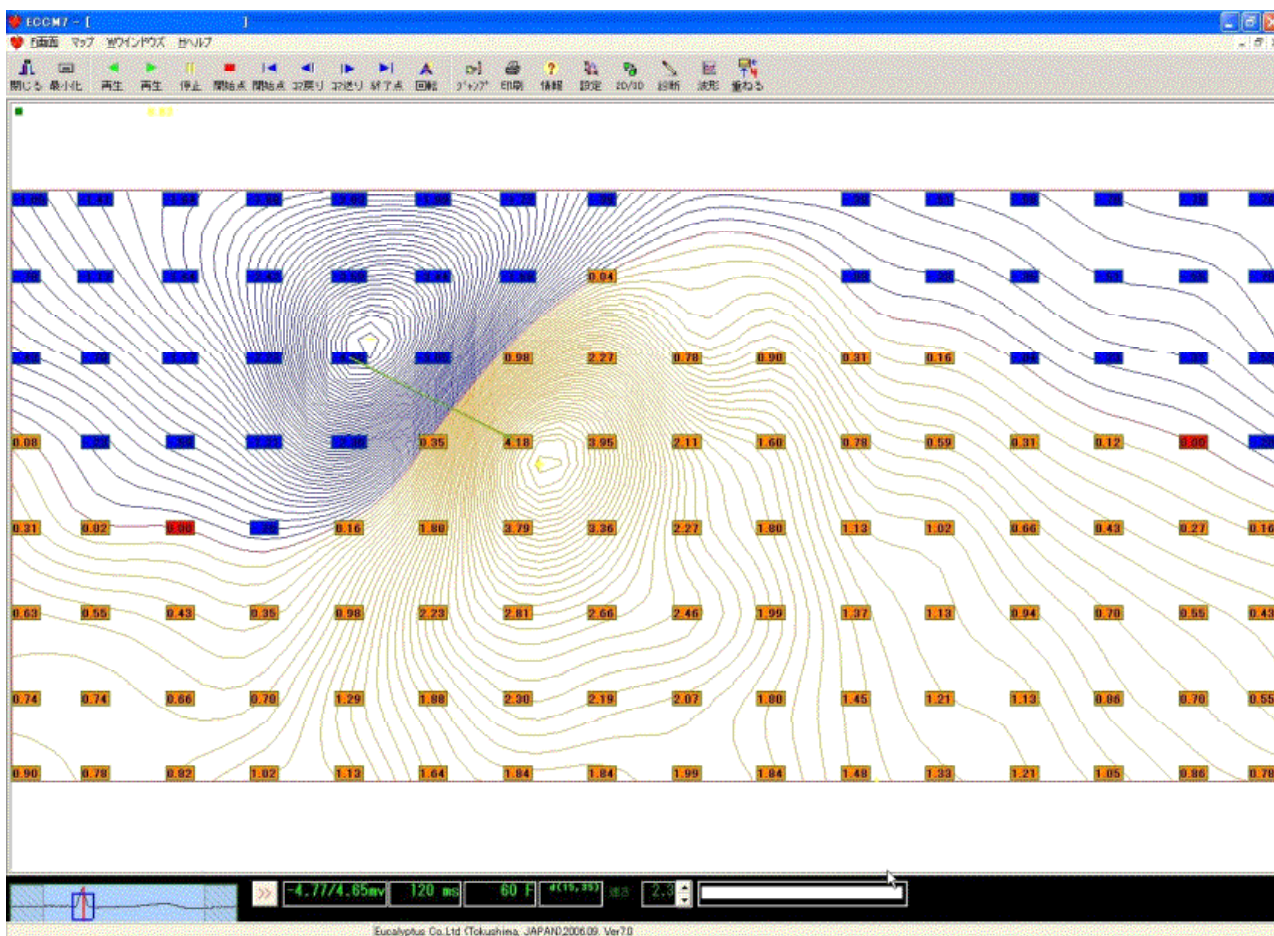


図 3-51 測定位置毎の電位差を表示させたユーザインターフェース画面

3-4-4. 三次元体表面心電図生成プログラムの構成

次に、三次元体表面心電図生成プログラムの動作について、説明する。体表面心電計が、図 3-52 に示すブロック図のように構成されている。この体表面心電計を用いて、図 3-53 に示すように、被験者に対して電極 8 が装着された状態で、演算回路 2 に信号が入力される。

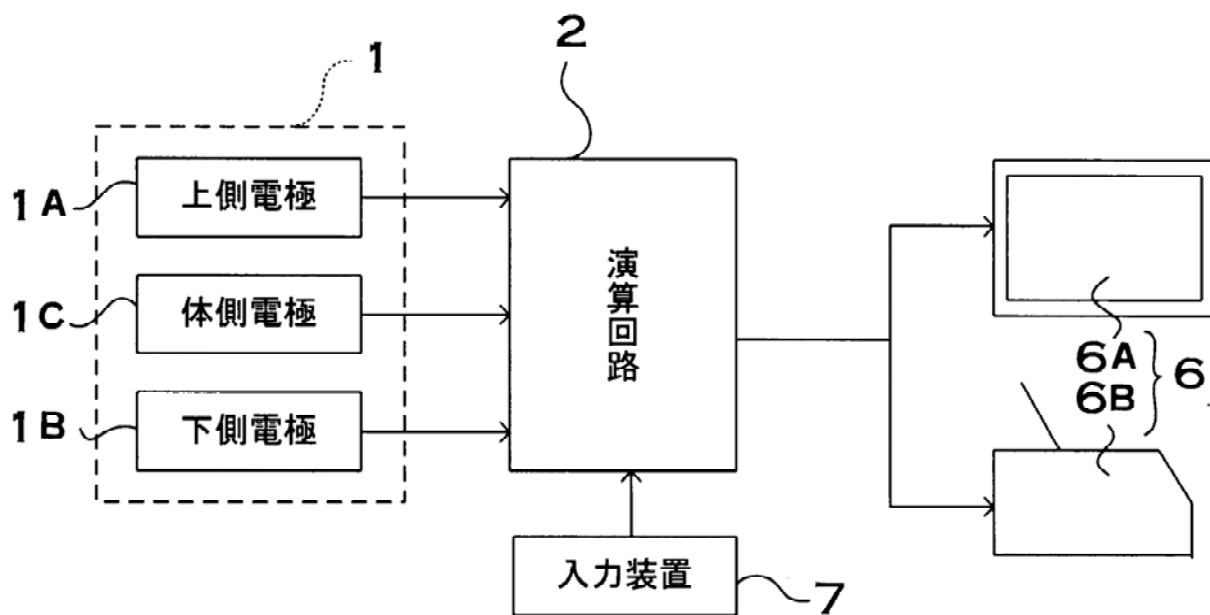


図 3 - 5 2 体表面心電計のブロック線図

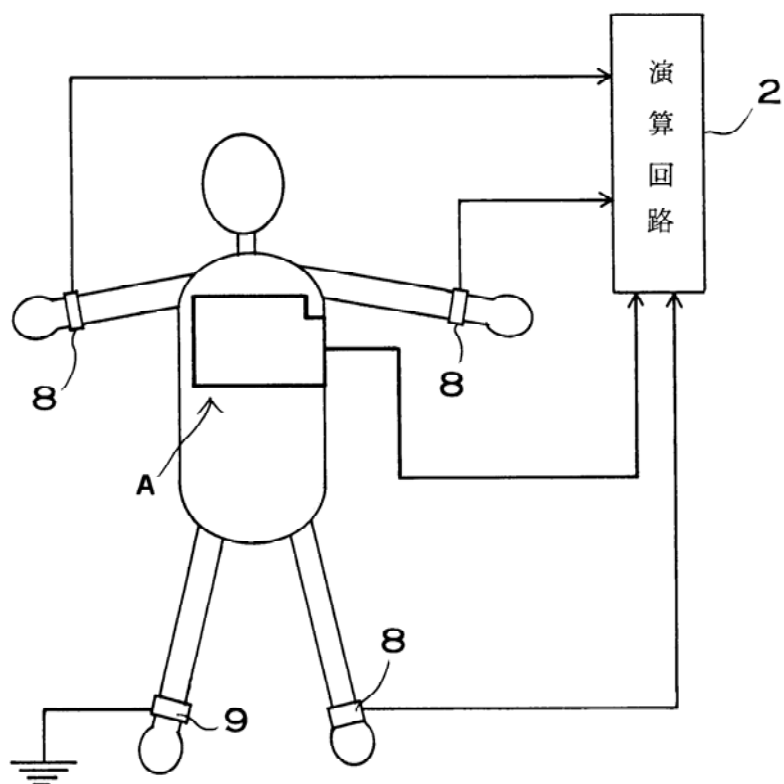


図 3 - 5 3 電極を被験者に接続した状態の平面図

入力装置 8 は、心電位検出体表面領域 A の特定の位置を指定して、演算回路 2 に入力する。ここで入力装置 7 は演算回路 2 に接続しているマウスである。マウスは、たとえば、モニタ 6 A の画面上で、心電位検出体表面領域 A の特定位置を指定する。モニタ 6 A は、図 3-5 4 に示すように、心電位検出体表面領域 A におけるスポット電極 5 の位置と、演算回路 2 で演算された体表面電位分布図の両方を画面上に表示している。この図において、スポット電極 5 の位置は、「・」の印で表示している。マウスを操作して、この画面上でカーソルを移動させて特定位置を指定する。指定された特定位置は、x 軸と y 軸における座標位置として演算回路 2 に入力される。特定位置を x 軸と y 軸の位置で指定するために、心電位検出体表面領域 A はひとつの隅部を 0 点とする。図 3-5 4 の心電位検出体表面領域 A は、左下の隅部を 0 点位置として、水平方向を x 軸、垂直方向を y 軸としている。マウスで指定する特定位置は、モニタ 6 A に記号で表示される。図 3-5 4 に示すモニタ 6 A の心電位検出体表面領域 A では、特定位置を「×」の記号で表示している。

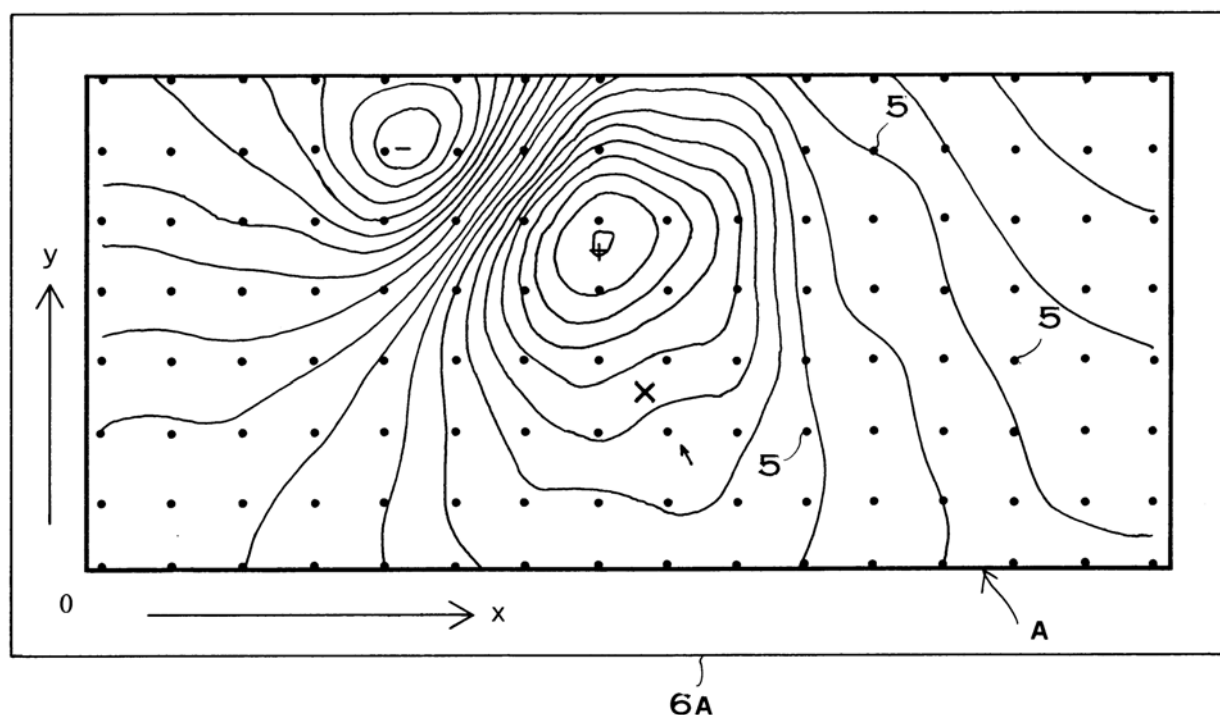


図 3-5 4 モニタに表示される心電位検出体表面領域と体表面電位分布図

図 3-5 4 に示すモニタ 6 A は、心電位検出体表面領域 A におけるスポット電極 5 の位置と、演算回路 2 で演算された体表面電位分布図の両方を表示している。この表示方法は、スポット電極 5 の位置と等電位線の分布の両方を認識しながら特定

位置を指定できる特長がある。とくに、体表面電位分布図は心電波形を表示するものではないので、このように体表面電位分布図上で特定位置を指定して、その場所の心電波形を表示する方法は、双方のデータを参考にしながら比較検討できる特長がある。なおモニタ上には、心電位検出体表面領域Aにおけるスポット電極の位置と、演算回路で演算された体表面電位分布図のどちらか一方のみを表示できる。

さらに、図3-55に示すように、モニタ6Aには、心電位検出体表面領域におけるスポット電極の位置に、スポット電極で検出した心電波形を表示することもできる。この図に示すモニタ6Aは、画面の中央部分から左側部分にかけて、各スポット電極で検出される心電波形を表示すると共に、画面の右側上部に、心電位検出体表面領域Aにおけるスポット電極5の位置を「+」の印で表示している。この表示方法は、右側上部に表示されたスポット電極5の位置表示部分において特定位置を指定し、指定した特定位置における心電波形を演算回路で演算して表示することができる。このように、各スポット電極で検出される心電波形を表示する方法は、各スポット電極に誘導される心電波形を参考にしながら、特定位置を指定できる特長がある。特定位置における心電波形は、たとえば、画面の右側下部に表示することによって他の心電波形と容易に比較できる。とくに、特定位置における心電波形を表示する状態で、特定のスポット電極で検出される心電波形を指定して、この心電波形も表示することによって、これらの心電波形を簡単かつ正確に比較することができる。これらの心電波形は、横軸を時間、縦軸を電圧として、同期して表示される。図3-55に示すモニタ6Aには、全てのスポット電極で検出される心電波形を表示しているが、モニタには、各スポット電極で検出される心電波形の一部のみを表示することもできる。

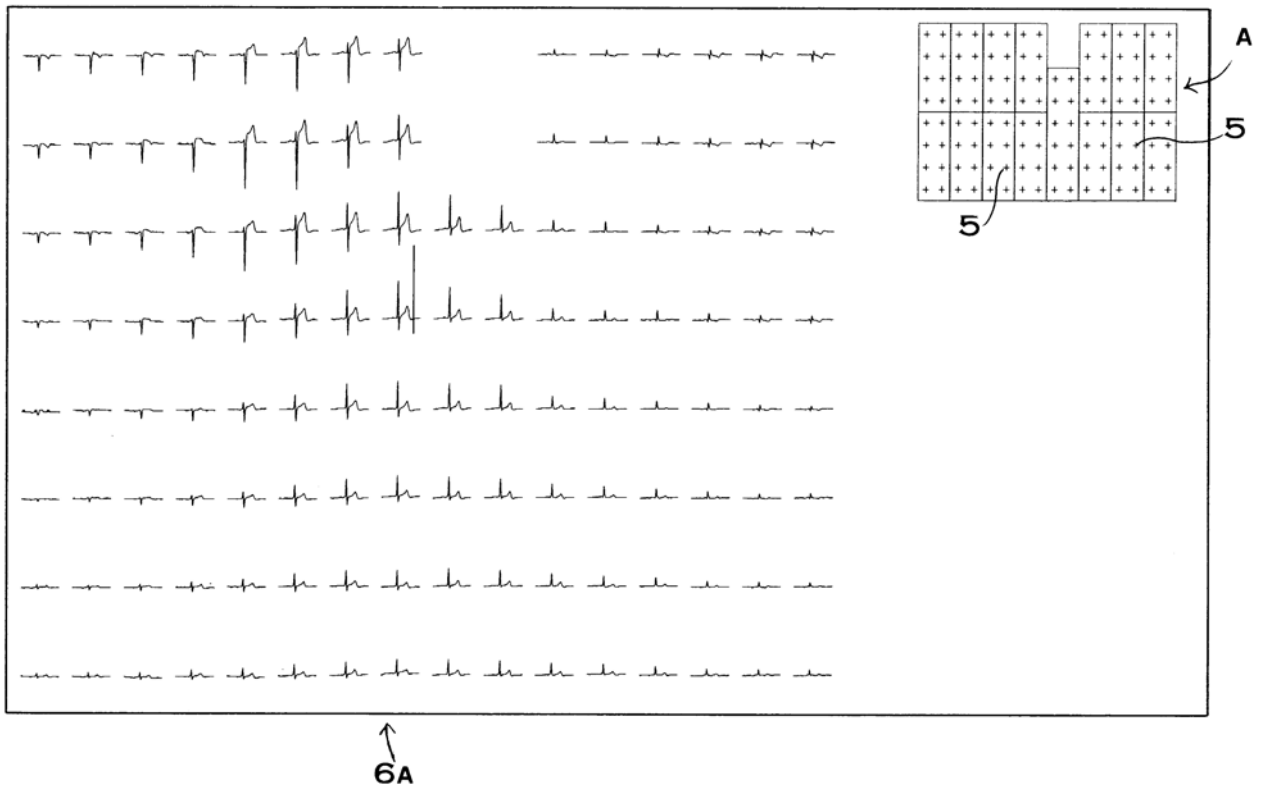


図 3 - 5 5 演算回路が特定位置の心電位を演算する方法を示す概略図

心電位検出体表面領域の特定位置が指定されると、図 3 - 5 6 に示すように、演算回路 2 は、その周囲にあるスポット電極 5 を選択する。スポット電極 5 は、特定位置の x 軸と y 軸の位置から選択される。各々のスポット電極 5 の間隔が所定の値であり、スポット電極 5 の x 軸と y 軸の位置が特定されているからである。算回路 2 は、周囲のスポット電極 5 を選択した後、選択された周囲のスポット電極 5 から特定位置までの距離 S を演算する。スポット電極 5 から特定位置までの距離 S は、スポット電極 5 と特定位置の x 軸と y 軸の位置から演算される。

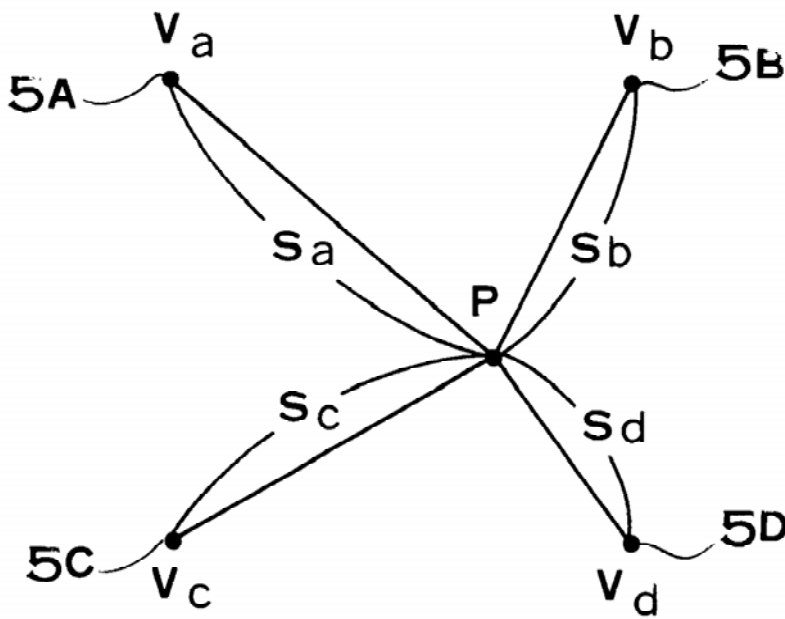


図 3 - 5 6 演算回路が特定位置の心電位を演算する方法を示す概略図

図 3 - 5 6 において、入力装置 7 で指定された特定位置を P 点とする。P 点は、4 つのスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D で囲まれる領域にある。P 点の心電位 V_p は、スポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D に誘導される心電位から演算される。各々のスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D の心電位を順番に V_a 、 V_b 、 V_c 、 V_d とし、各々のスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D から特定位置である P 点までの距離を S_a 、 S_b 、 S_c 、 S_d とし、特定位置の心電位 V_p は以下の式 (1) で演算される。

$$V_p = (V_a S_d + V_b S_c + V_c S_b + V_d S_a) / (S_a + S_b + S_c + S_d) \quad \dots (1)$$

たとえば、スポット電極 5 A から特定位置である P 点までの距離 S_a は、以下の (2) の式で演算される。ただし、スポット電極 5 A の x 軸と y 軸における位置を (X_a, Y_a) 、特定位置である P 点の x 軸と y 軸における位置を (X_p, Y_p) としている。

$$S_a = [(X_p - X_a)^2 + (Y_p - Y_a)^2]^{1/2} \quad \dots (2)$$

周囲のスポット電極 5 B、5 C、5 D から特定位置までの距離 S_b 、 S_c 、 S_d も同様にして演算される。

周囲のスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D からの距離 S_a 、 S_b 、 S_c 、 S_d が演算されると、演算回路 2 は、各々のスポット電極 5 A、5 B、5 C、5 D の心電位から前述の (1) の式で特定位置の心電位 V_p を演算する。所定のサンプリング周期で検出された心電位が演算されて、時間関数とする心電波形が演算される。演算された心電波形は、外部出力装置 6 に表示される。心電波形は、図 3 - 5 7 に示すように、横軸を時間、縦軸を電圧として表示される。

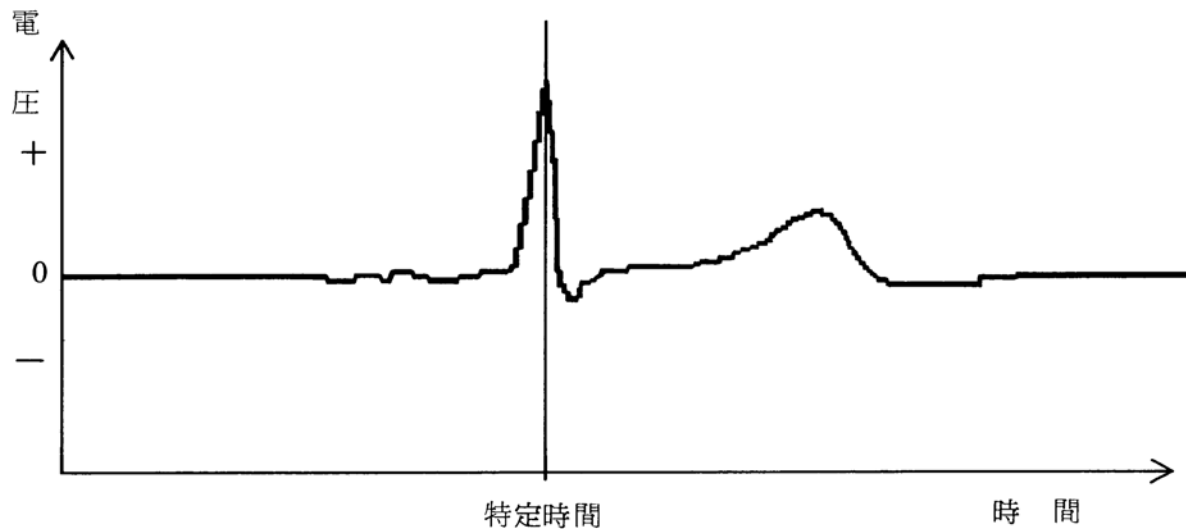


図 3 - 5 7 心電波形で特定時間を指定する図

さらに体表面心電計は、図 3 - 5 8 に示すように、入力装置 7 で複数点の特定位置を指定して、これらの特定位置の心電波形を外部出力装置 6 に表示することもできる。この図に示すモニター 6 A は、画面の左側部分に、心電位検出体表面領域 A におけるスポット電極 5 の位置と、演算回路 2 で演算された体表面電位分布図の両方を表示し、画面の右側部分に入力装置で指定した複数点の心電波形を表示している。この図では、体表面電位分布図上において、P 1 ~ P 6 で示す 6 点の特定位置を指定している。モニター 6 A には、各特定位置における心電波形であって、演算回路で演算された心電波形を表示している。各特定位置に対応する心電波形は、横軸を時間、縦軸を電圧として、同期して表示している。この図では、6 点の特定位置を指定して 6 個の心電波形を表示している。このように、複数点の特定位置を指定して心電波形を表示する体表面心電計によれば、従来から多く使用されている 1 2 誘導心電計の測定ポイントと同じ位置を特定位置に指定して心電波形を表示することにより、従来の 1 2 誘導心電計での診断データを参考にしながら診断できる。

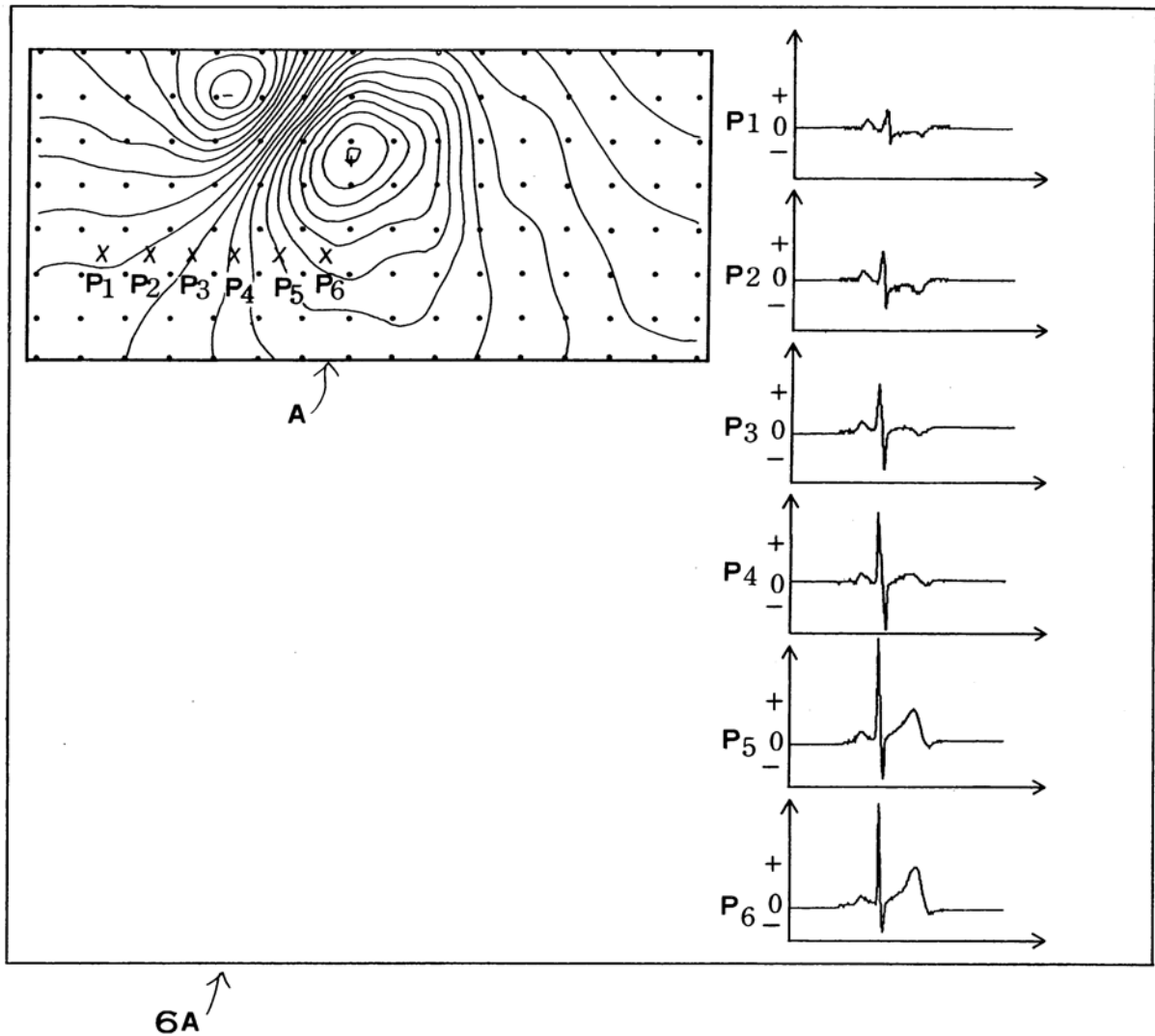


図 3 - 5 8 複数の特定位置を指定して複数の心電波形を表示した図

さらに体表面心電計は、モニタ 6 A に表示した心電波形を元にして、特定時間における体表面電位分布図を外部出力装置 6 に表示できる。この体表面心電計は、モニタ 6 A に表示された心電波形を見ながら、体表面電位分布図を表示したい特定時間を指定し、その特定時間における体表面電位分布図をモニタ 6 A に表示する。特定時間は入力装置 7 を操作して入力される。特定時間は、心電波形が表示されたモニタ 6 A の画面上でカーソルを移動させて指定される。特定時間は、たとえば、図 3 - 5 7 に示すように、時間軸である横軸に垂直な直線を時間軸方向に移動させて指定できる。演算回路 2 は、入力装置 7 で指定された特定時間を読み取り、この時間における体表面電位分布図を記憶媒体から呼び出してモニタ 6 A に表示する。

さらに体表面心電計は、モニタ 6 A に表示した心電波形を元にして、特定の時間帯である連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化を表示することもできる。この体表面心電計は、モニタ 6 A に表示された心電波形を見ながら、体表面電

位分布図を表示したい連続表示時間帯を指定し、特定した連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化をモニタ 6 A に表示する。連続表示時間帯は入力装置 7 を操作して入力される。連続表示時間帯は、心電波形が表示されたモニタ 6 A の画面上でカーソルを移動させて、その始点と終点の 2 ヶ所を指定して特定される。連続表示時間帯の始点と終点は、たとえば、図 3-59 に示すように、時間軸である横軸に垂直な直線を時間軸方向に移動させて指定できる。演算回路 2 は、入力装置 7 で指定された連続表示時間帯を読み取り、この時間帯における体表面電位分布図を記憶媒体から呼び出してモニタ 6 A に表示する。体表面電位分布図は、図 3-60 に示すように、所定の時間間隔 T で切り換えられて連続的に繰り返し表示される。

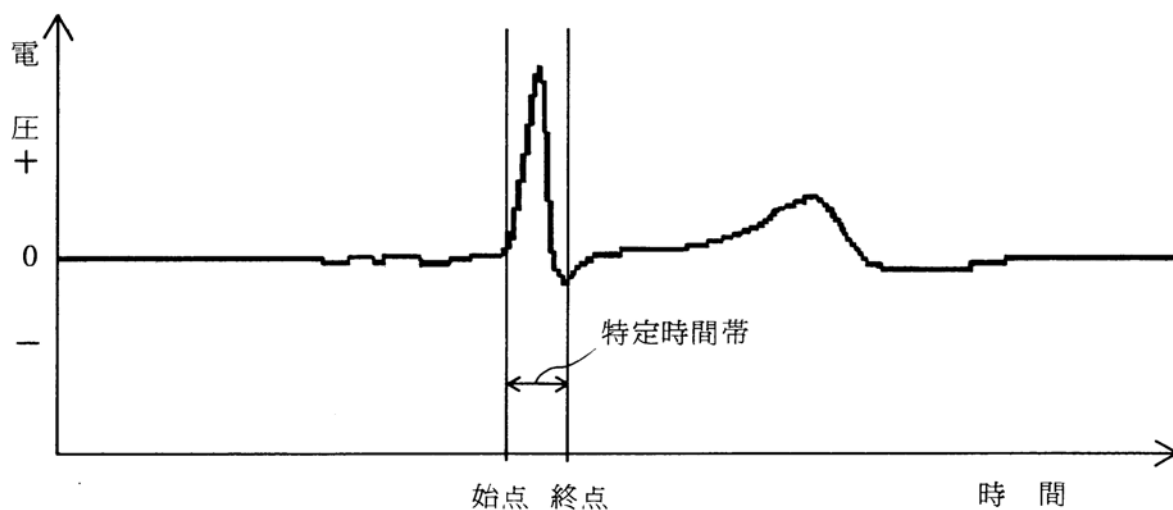


図 3-59 特定位置における心電波形の連続表示時間帯を指定する図

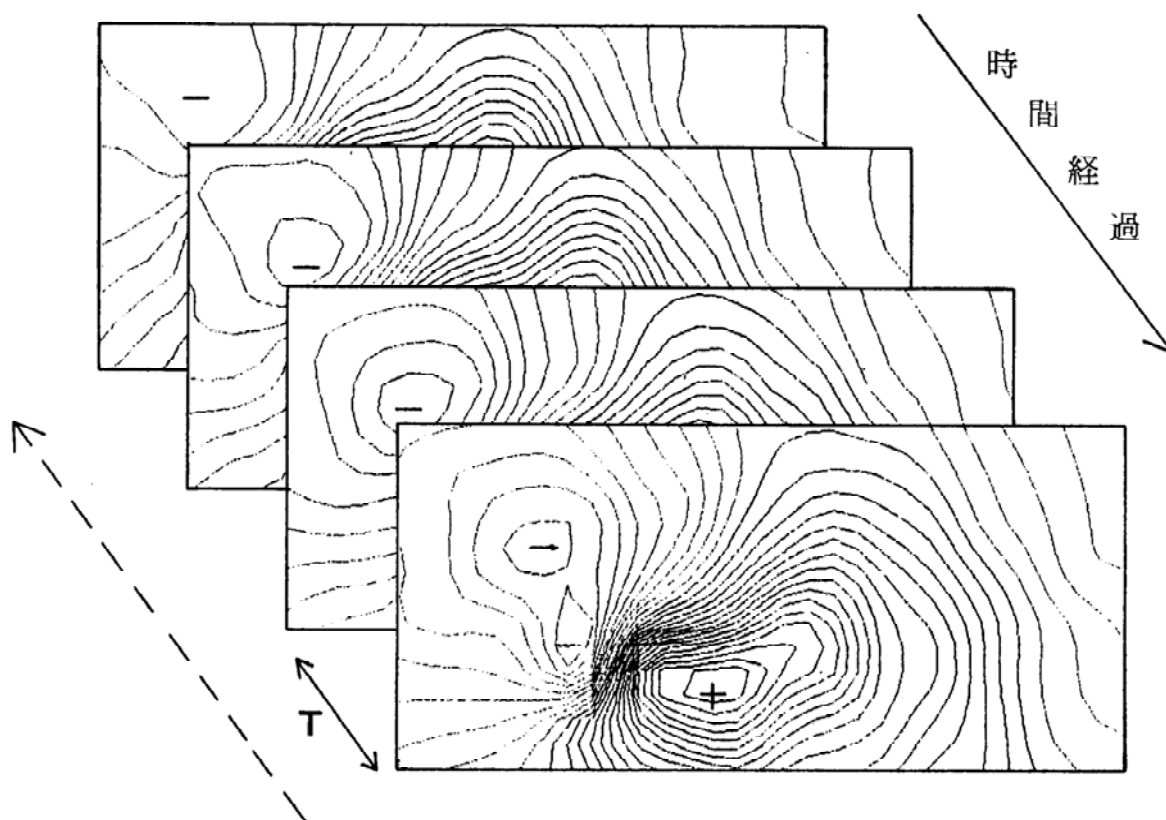


図 3 - 6 0 体表面電位分布図の表示を示す概念図

この体表面心電計の使用方法を以下に示す。演算回路 2 は、以下のようにして体表面電位分布図を作成する。使用者が体表面電位分布図を得たい時間間隔を入力装置 7 から演算回路 2 に入力する。演算回路 2 は、入力された時間間隔に従い、その時間毎にスポット電極 5 から体表面各点での心電位を測定する。測定された電位値は記憶されて、演算回路 2 に送られ、演算回路 2 で演算されて等電位線が算出される。演算回路 2 は、手足に接続している不関電極 8 に誘導される電位を基準電圧として心電圧を演算し、等電位線を算出する。このデータが外部出力装置 6 に送られ、体表面電位分布図が表示される。この操作が、入力された時間毎に繰り返され、使用者は時間毎に切り換わる体表面電位分布図を観測できる。演算回路 2 は、各時間毎の体表面電位分布図の表示に必要なデータを記憶媒体に保持する。

使用者が、過去のある時点での体表面電位分布図を見たい場合は、入力装置 7 から演算回路 2 に所望の時間を入力する。演算回路 2 は、記憶媒体に保存されたデー

タの中から所望の時間のデータを呼び出し、このデータに基づき体表面電位分布図を外部出力装置6に表示する。

さらに、使用者が時間の経過順とは逆に、すなわち過去に遡って体表面電位分布図を順に見たい場合は、図3-60の鎖線の矢印で示すように、演算回路2が、記憶媒体に保持したデータを時間経過とは逆順に、次々と切り換えて外部出力装置6に表示していく。図においてTは、体表面電位分布図の表示を切り換える時間間隔であり、使用者は所望の値を指定できる。

心電位を検出する時間は、 50μ 秒～ 500μ 秒等に設定できる。例えば 100μ 秒で心電位をサンプリングした場合、対応する体表面電位分布図は1秒で1000枚が生成される。もちろん、取得した体表面電位分布図をそのまま1秒に1000枚表示する必要はなく、使用者は表示する時間間隔Tについて、任意に指定できる。

例えば、 100μ 秒おきに測定した体表面電位分布図を、それぞれ $T=0.2$ 秒で切り替えて過去に向かって表示したい場合、使用者は入力装置7を操作して必要な情報を演算回路2に入力すれば、演算回路2は指令に従い各データを呼び出し、演算し、表示することができる。各時点での体表面電位分布図を連続的に切り換えて表示することで、使用者は時間の経過とともに変動していく心電位の状態を感覚的に把握できる。

同様に、例えば 100μ 秒毎に測定したデータのうち、1mm秒おきのデータのみを 0.2 秒ずつ連続して表示するよう命令することもできる。この場合、検出されたデータのうち、表示されるのは $1/10$ となるので、表示時間を $1/10$ に短縮できる。また、使用者が連続的な表示を中断してある時点の体表面電位分布図を表示し続けたい場合は、入力装置7を操作して、演算回路2に処理の中止を命令すればよい。もちろん、同様の手順によって体表面電位分布図を時間経過順に表示することもできる。また予め体表面電位分布図を測定する時間間隔を短く設定することで、より詳細に変化の状態を表示できる。このように、使用者は必要な体表面電位分布図をサーチしたり一時停止したりして、容易に心電位を検討、評価できる。

特に、心臓の状態は、心臓が鼓動する前後において大きく変化するが、それ以外の時間では変化が穏やかであって、電位分布もそれほど変化しない。さらに、変化の大きい部分の体表面電位分布図は、心臓が正常な者と疾患を有する者とで異なる。したがって、心臓の状態を調べるには、変化がピークとなる心鼓動の前後の期間を集中して分析することが重要である。逆に言うと、それ以外のデータはスキップすることができる。

例えば $T=0.2$ 秒、すなわち1秒毎に5画面を一定間隔で表示すれば、1秒間に取得した心電データを表示するのに要する時間は2000秒となり、約33分である。この場合で、心臓が1秒に1回鼓動するとして、変化のピーク期間を 0.2 秒とすれば、この期間の体表面電位分布図を表示するのに要する時間は約7分となる。さらに、 $T=0.1$ 秒、すなわち1秒毎に10画面を表示すれば、1秒間に取得した心電データを表示するのに要する時間は1000秒（約17分）となり、変化のピーク期間を 0.2 秒とすれば、この期間の体表面電位分布図を表示するのに

要する時間は200秒（約3分）となる。したがって、使用者は表示画面を確認しながら表示時間Tを変更して、不要と思われる部分ではTを短くして時間を短縮でき、さらに必要と思われる部分ではTを長くして分布図を詳細に検討することができる。1画面を表示する時間である表示時間Tは、0.01秒～1秒、好ましくは0.05秒～0.5秒とすることができる。さらに、心電データを取り出す、変化のピーク期間は、0.05～1秒、好ましくは0.1～0.8秒できる。

さらに、特定位置の心電波形を得たいときは、入力装置7を操作して、図3-54に示すように、モニタ6Aに表示された心電位検出体表面領域あるいは体表面電位分布図上で特定位置を指定する。演算回路2は、特定位置の心電位を演算して、時間に対する心電波形を演算する。演算回路2で演算された特定位置の心電波形は、外部出力装置6に表示される。

さらに、特定位置の心電波形を元にして、特定時間における体表面電位分布図を得たいときには、入力装置7を操作して、図3-57に示すように、心電波形を見ながら特定時間を指定する。演算回路2は、入力装置7で指定された特定時間における体表面電位分布図を演算回路2で演算して外部出力装置6に表示する。

さらにまた、特定位置の心電波形を元にして、連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化を得たいときには、入力装置7を操作して、図3-59に示すように心電波形を見ながら連続表示時間帯を指定する。演算回路2は、入力装置7で指定された連続表示時間帯における体表面電位分布図を演算回路2で演算して外部出力装置6に表示する。すなわち、演算回路2は、連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化を、外部出力装置6に繰り返し表示する。指定された連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化は、時間経過順に表示し、あるいは時間経過とは逆に表示することができる。さらに、連続表示時間帯における体表面電位分布図の変化は、スロー表示、コマ送り表示、早送り表示、巻き戻し表示等、表示方法を変更しながら表示することができる。

3-5. 試作した体表面心電計と従来の12誘導心電計との比較

本節では、以上のようにして試作した体表面心電計を、従来の一般的12誘導心電計と比較することで、表面心電計の概要と特徴を明らかにする^[35]。

a. 高い時間分解能

サンプリング周波数10kHz。従来の12誘導心電計の約3倍、従来の体表面心電計の約20倍のサンプリング速度で計測する。

b. 高い空間分解能

胸部・腋部・背部に、合計124点の電極を配置している。従来の12誘導心電計の胸部電極が6点なので約20倍、従来の体表面心電計は84点なので、約1.5倍の電極量で計測する。

図3-61に示すような電極を胸部（ $8 \times 8 = 64$ 点）、体側部（ $6 \times 2 = 12$ 点）、背中部（ $8 \times 6 = 48$ 点）、の合計124点に配置して、体表面電位を測定する^{[36][37]}。

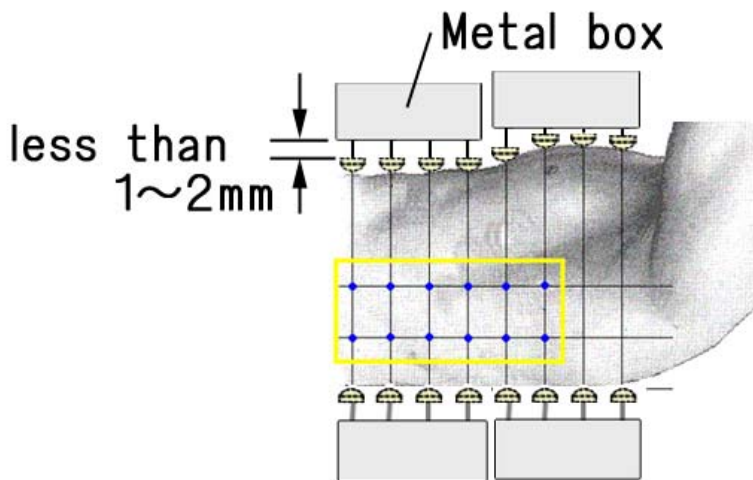


図3-61 電極を胸部に押し当てた状態を示す模式側面図

c. 電極ボックスを用いて雑音耐性の向上と、体型への追従性の向上

図3-62のように電極を箱状の金属ケース内に収納することで、雑音耐性の向上を得た。心臓付近全体を十分に覆うような形とし、シールド効果を発揮させてノイズ耐性を高めた。電極からアンプまでの距離は10cm程度と短く、このアンプは金属ケースに格納されているため、金属ケースが心臓の付近全体を覆うことになり外部からの誘導ノイズの影響を受け難い。さらに測定時は電極がストロークする構造によって人体と金属ケースとの距離が一層近くなるため、より高いシールド効果が得られた。特に重要と思われる心臓付近は、数個の電極ケースの中心付近に位

置し、最もシールドされているといえる。シールド効果は、国際非電離放射線防護委員会（ICNIRP）のガイドライン（60Hzで83.3 μ T）近傍の（71.92 μ T）まで、意図的に、測定装置のベッド上が電磁波に暴露される環境を作り測定を行ったが、若干ノイズの影響を認めたが、強電磁波暴露環境と通常環境にて測定数値に大きな変化は認められなかった為、通常環境において体表面電位を測定するには十分に有効なシールド効果を有すると評価出来る。

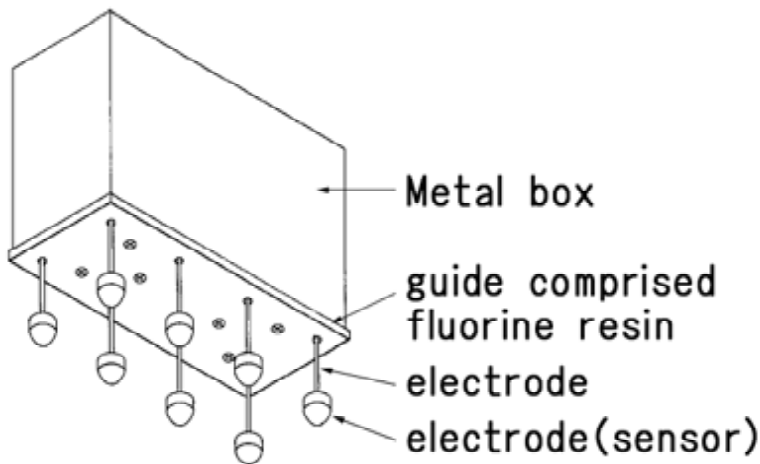


図 3 - 6 2 電極構造の模式斜視図

また、各電極ケース間は球状のジョイントで自在に相対位置を回転可能として、体表面の物理形状や凹凸に応じて独立して傾斜が可能となり、これにより正確かつ確実な接触が得られやすくなる。

d. スプリング電極による電極と体表面との接触を均一化

図 3 - 6 2 に示すように、電極ボックスの電極は、体表面に押し当てると電極棒がストロークし、金属製のスプリングにより、ばね圧を利用することで、胸部・腋部・背部でほぼ同じ圧力を実現している。この結果、被験者の体型の個人差によらず均一な接触状況を実現でき、接触抵抗の変化を小さくすることができた。各電極棒は、金属ロッドの先端に半球状の電極体を設けており、押圧面積を広くすることで体表面に誘導される心電位を確実に検出する。電極の大きさは、直径 1.0 cm とし、電極間の距離は 3.5 cm とした。このような構成により、被験者の胸面と背面に均一な押圧力を印加でき、従来のような吸盤やテープによる体表面への電極の接着に比べ、胸面と背面での圧力差を低減し、接触抵抗を部位や被験者の体型によらず安定的に維持できる構造となっている。

e. バンドエリミネイトフィルタを不使用

現在使用されている、12誘導心電計・体表面心電計共に、交流電源周波数を除去する為のバンドエリミネイトフィルタを内部で使用している。このフィルタには国際標準の規格が無く、心電計の製品毎に独自のフィルタが用いられている。この

フィルタリングによって心電位波形を変化させている。特に心電位の周波数は概ね 0.05～100 Hz 程度である為、フィルタを使用することで原波形信号に歪みが生じ、正確な波形が得られていない。その為、我々の新開発体表面心電計では、バンドエリミネイトフィルタを実装していない。

f. 3D表示による電位図の直感的な把握が可能

図3-61に示す胸部・左側面・背面に各々配置された電極によって、図3-42に示すような1次元の電位図が個々に得られ、これらを合成することで中段の2次元等電位図を得ることができる。さらにこの2次元電位図を、電位を高さ方向に3次的に描画したのが下段であり、時々刻々と変化する波形を動画として再生可能とした。複雑且つ短時間の内に、複雑に変化する電位分布を容易に識別出来るという利点がある。以降の図では、この3次元電位図に基づいて説明する。なお3次元電位図における2次元平面は、被験者の体表面を座標的に示しており、電極間(35mm)を四等分して補間点を演算している。このためメッシュの1マスが8.75mmに相当する。この結果、従来の体表面心電計で問題とされた、電極と体表面との不均一な接触状態による測定誤差を抑制でき、より安定した測定が実現出来る。

3-6. 試作した体表面心電計と、他の体表面心電計との比較

体表面心電計については、未だ仕様が規格化されておらず、各研究グループが独自の仕様で開発を試みている。ここでは、名古屋大学グループが開発した体表面心電計との比較を試みる^[38]。

- ・分解能(12ビット)が異なる。一方でサンプリング速度(1ms:1kHz)を向上させている。

- ・体表面心電図の描画を2次元でなく3次元化し、さらに動画表示を可能とした。

2次元での体表面電位図では判別が容易でない。3次元波形を利用すれば、視覚的に容易に特徴点を判別できるようになる。また、動画によって、静止画からは得られない特徴的な振る舞いを得ることも可能となろう。

- ・電極の配置を容易にした。複数の電極を配置したテープ状のシートを、被験者に直接貼付する使い捨て式であった。これに対して本装置では棒状電極を繰り返し使用しており、コスト面、環境面において優れる。

- ・各部位で測定された体表面心電図を合成して、2次元及び3次元の体表面心電図を作成する。また時間変化を動画として立体的、動的に表示させることもできる。ここでは、3次元体表面心電図を作成、表示させて検討した。本論文では、所定のタイミングでキャプチャしたイメージを用いて説明する。

第4章 臨床データの分析

以上の体表面心電計を用いて、臨床データの収集及び分析を行い、心疾患に対するデータの傾向を検証した。臨床データの収集に際しては、徳島大学医学部・歯学部付属病院臨床研究倫理審査委員会の承認を受け、インフォームド・コンセントの下で、同大学病院にて循環器系心疾患の方々と、同大学の学生を含む関係者のご協力を得て行われた。対象とした被験者の情報は、以下の通りである。

- ・循環器系心疾患者： 80名（年齢30代～70代）
- ・健常者： 70名（年齢10代～60代）
- ・測定条件：

ベッドに仰向けに寝て、安静状態で約10分間の間に3回測定を行う。

上述した体表面心電計の特性が臨床上にどのように活用できるかを検討するため、また本装置の臨床的有用可能性を検討するため、従来の12誘導心電計では計測が困難と思われる症例について実測を試みた。ここでは以下の症例項目に対して、本装置から心機能評価の可能性を検討している。

- (1) 心肺能力評価の可能性の検討
- (2) 加齢による心機能変化の評価に関する可能性
- (3) 心臓ペースメーカーの動作検証、評価
- (4) 鬱状態の評価に適用可能性の検討
- (5) 心筋梗塞の前兆を計測できる可能性の検討

なお本研究では本装置の将来的な臨床的有用性の可能性を検証することに重点を置いているので、上記各項目の症例数は多くなく、1～数例である。

4-1. 健常者と心肺能力の高い者との波形パターンの違い

まず、体表面心電図を評価するに当たり、基本となる健常者1名のパターンを測定した。ここでは、健常者と、特に心肺能力の高い者（スポーツ選手）1名の波形パターンを比較した。この結果を、図4-1及び図4-2との比較にて示す。各図において、胸部誘導のV1-V6波形を併記した。この胸部誘導は、胸部電極124点及び各電極間を4分の1で補完したデータよりV1-V6誘導を導き出している。また、画像取得のタイミングをV1-V6に縦線で示す。

図4-1(a)から始まる波形パターンは、図4-1(b)で右心室プラス電位が最大となり、次いで図4(c)で左心室プラス電位が最大(Rピーク)を示した。著者らの測定では、右心室プラス電位と左心室プラス電位との遅れは概ね10ms程度であった。従来、このような遅れは、12誘導心電計では検出できなかったが、本装置の高い時間分解能によって検出されたものと考えられる。心肥大や刺激伝導系異常等の今後の研究による更なる解明が期待される。さらに図4-1(d)でマイナス電位が最大となり、図4-1(e)で胸部誘導のV5が最下点を示した後、図4-1(f)で心室興奮が終了する。

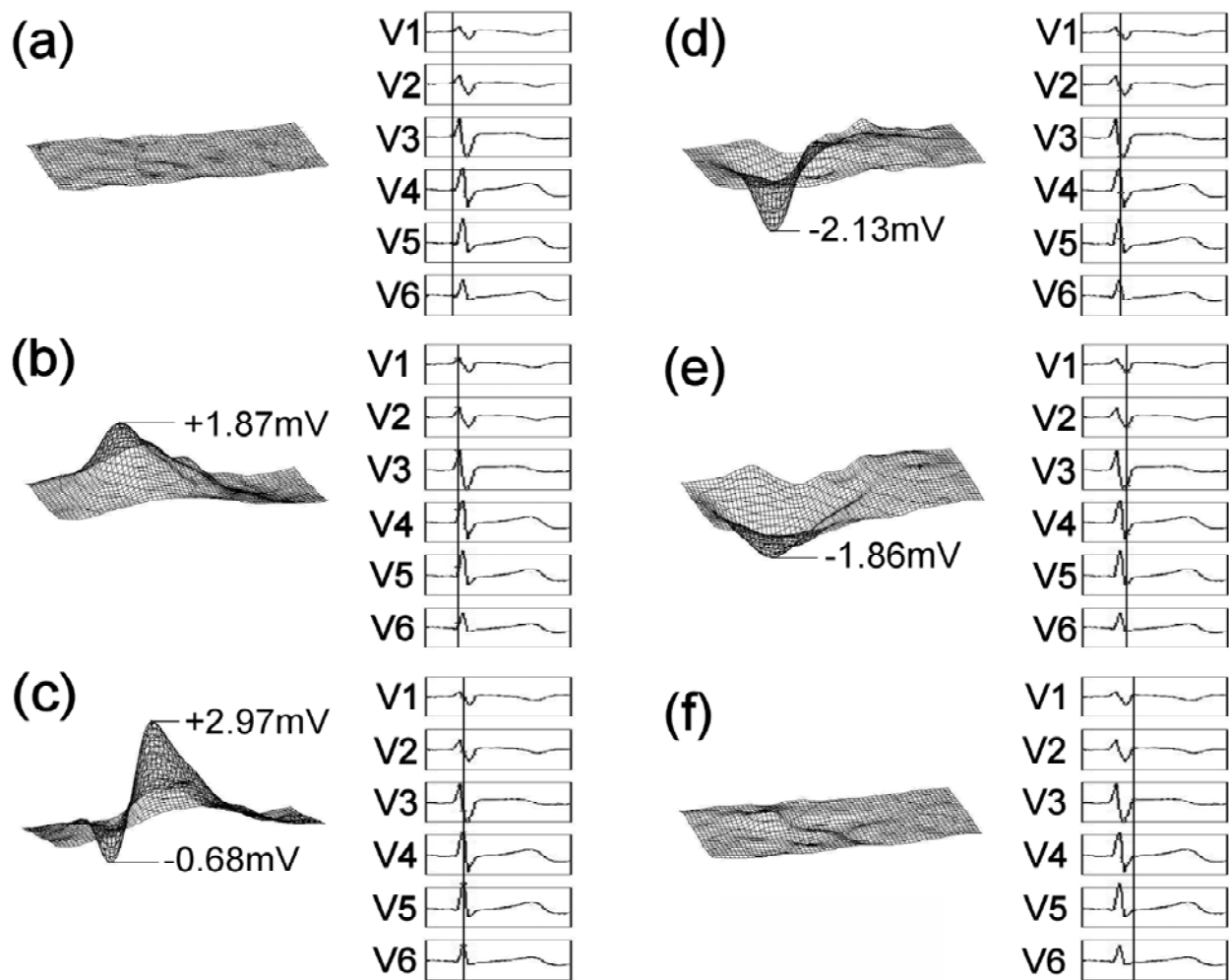


図 4 - 1 健康者の体表面心電図（男性、20才）

一方、心肺能力高い被験者の体表面電位分布の波形パターンを測定すると、図 4 - 2 のように異なる傾向が見られた。ここでは健康なスポーツ選手（水泳選手，男性，20才，既往症無）の波形を利用している。

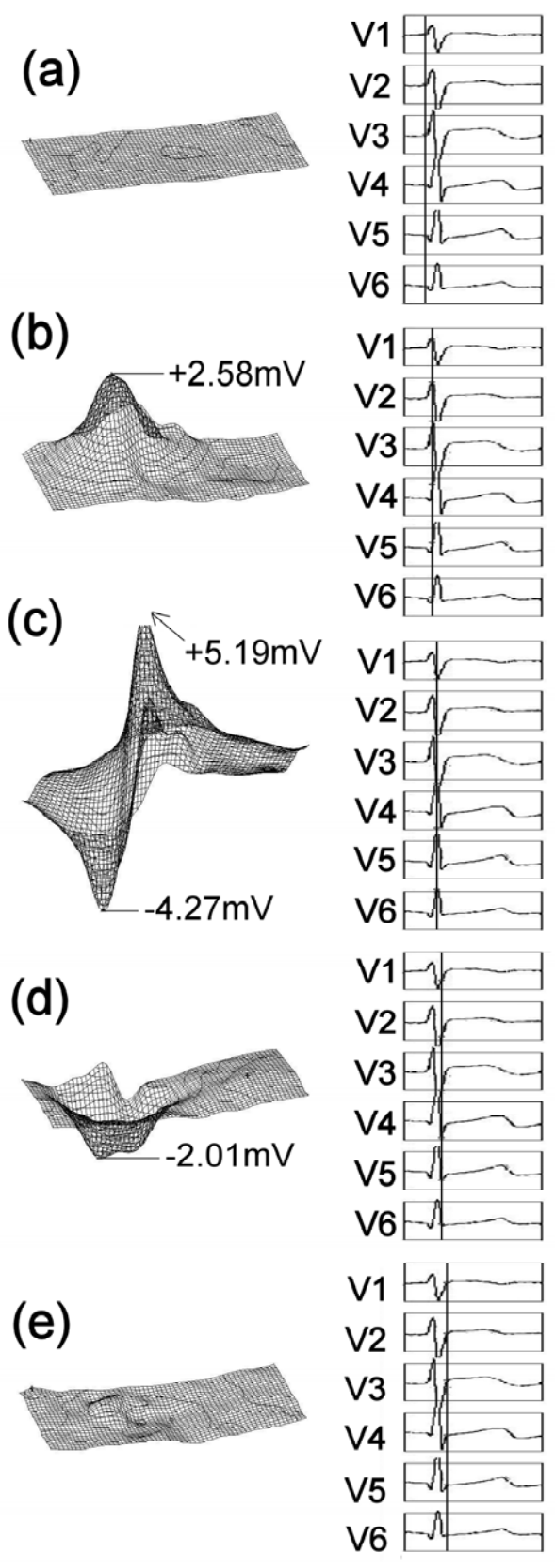


図 4 - 2 心肺能力の高い健常者の体表面心電図 (スポーツ選手男性、20才)

この例では、図4-2(a)から始まる波形パターンは、図4-2(b)で右心室プラス電位が最大となり、次いで図4-2(c)で左心室プラス電位が最大(Rピーク)を示し、さらに図4-2(d)でV5が最下点を示した。

健常者と心肺機能の高い者について比較すると、表面電位分布は、一般的な健常者の場合は図4-1(b)、(c)に示したように、まず右心室の興奮が生じ、次いで左心室の興奮が生じる。興奮は、プラス電位のピーク波形となって体表面電位分布に表れる。右心室の興奮は、プラス電位のピークを示した後、40msかけて低下して、マイナス電位のピークを示す(c)。一方、右心室の興奮に遅れて、左心室の興奮が生じる。この際、右心室の興奮によるプラス電位のピークが生じるタイミング(b)の後、40ms後に左心室の興奮によるプラス電位のピークが生じる(c)。その後さらに右心室の興奮によるマイナス電位のピークが生じる(d)。このように、①(右心室プラス電位)②(左心室プラス電位)③(右心室マイナス電位)④(左心室マイナス電位)の順に、ピーク波形が生じることが確認できる。またR波のピーク高さは、一般健常者の場合、3mV程度となる。

一方、心肺能力高い被験者の体表面電位分布の波形パターンを、上述した健常者の例と比較すると、図4-2(a)のように、右心室の興奮が生じた後、(c)で左心室の興奮が生じる点は同じである。しかしながら、左心室の興奮のプラス電位が最大となるピークを示す時点で、同時に右心室のマイナス電位も最大となる。その後、右心室と左心室のマイナス電位が残るような状態となる(d)。

このように、健常者よりも優れた心肺機能を有する被験者の場合は、①(右心室プラス電位)②(右心室マイナス電位+左心室プラス電位)③(左心室マイナス電位)という、右心室マイナス電位と左心室プラス電位のピークが同時に表れる特有の波形パターンが見られた。このような健常者と異なる波形についても、従来の12誘導心電計では検出できなかつたところ、本装置の高い時間分解能によって検出されたものと考えられ、心肺持久力の高さによる心筋及び刺激伝導系への影響など、今後の研究による解明が期待される。

このように、本装置により健常例との対比も比較的容易になり、個人差以上の有意な相違が検出できた。特に心肺能力の高い者は、プラスのピークとマイナスのピークの出現タイミングが一致する傾向にあることが判明した。本装置の動画表示によれば、同一被験者の波形パターンでの、ピークの発現タイミングを動画像で確認できるため、判定が容易となる。例えば、プラスのピークとマイナスのピークの出現タイミングの時間差を心肺能力の評価指標としたり、あるいはピーク値の高低差変化量を心臓年齢指標として利用することも考えられる。報告によれば、心エコー図を用いた心臓年齢指標の提唱もなされており^[39]、このような新たな指標の一として検討できる余地がある。

ここで体表面電位図の特徴ベクトルの成分としては、極値の大きさとその位置的变化、等電位線の歪み、零電位線の形態等が重要である。しかしこれらの定性的特徴抽出は、主観的判断の混入や精度上の限界がある。そこで、定量的体表面電位図の評価法として、ダイポールに着目した報告例がある^[40]。これによれば、体表面電

位図上で最も接近した極大と極小の対である主ダイポールを結ぶ直線と零電位線の交点における零電位線の接線の角度を Z-angle、最大電位時における電位の最大値と最小値の比を N-percentage とし、被験者の Z-angle と N-percentage を測定してその分布である N-Z 分布図を得、クラスタリングを行っている。ここでは、長距離走者は正常と異常の中間に位置するが、水泳選手は正常の中心付近に分布する。さらに閉等電位曲線のスペクトル解析を行い、正常人、スポーツ心臓保有者の高調波成分が少ないことが明らかにされている。心肺機能の高いとされるアスリートの中でも、水泳選手と長距離走者では異なる傾向が見られるとした注目される報告例であるが、あくまで二次元の体表面心電図での評価レベルに止まるため、三次元で時間変化を追うことのできる本システムでさらに詳細に検討すれば、より正確な傾向が見出されるものと考えられ、今後の検討課題として挙げられる。特に正負のピークの出現タイミングから、心電位の伝播を検討することで、心筋の特性等の差が確認できるとも考えられる。

さらに、健常者とスポーツ選手の比較として、時間軸を横軸に、それぞれの右心室側の時間毎の最大電位発生位置での QRS 間の電位をプロットして青色で示し、さらに左心室側の時間毎の最大電位発生位置での QRS 間の電位をプロットしたグラフを、図 4-1 B (健常者)、図 4-2 B (スポーツ選手) に各々示す。QRS 波は心室が興奮するとき生じる波形で、QRS 波に異常が見られる場合は心室の刺激伝導に異常があると推測できるとされている。これらのグラフを健常者とスポーツ選手で比較すると、QRS に要する時間には違いが確認できるが、右心室側、左心室側それぞれの活動時間は、共に比例的に活動時間が延びていることが確認できる。これは、一般健常者に比べて、心筋活動が大きく、長く行われていることを示すものと考えられる。スポーツ選手の場合、血液の拍出量が健常者のそれよりも多い、または心筋の収縮・拡張量が大きい、あるいはそれら両方が関与しているものと考えられる。

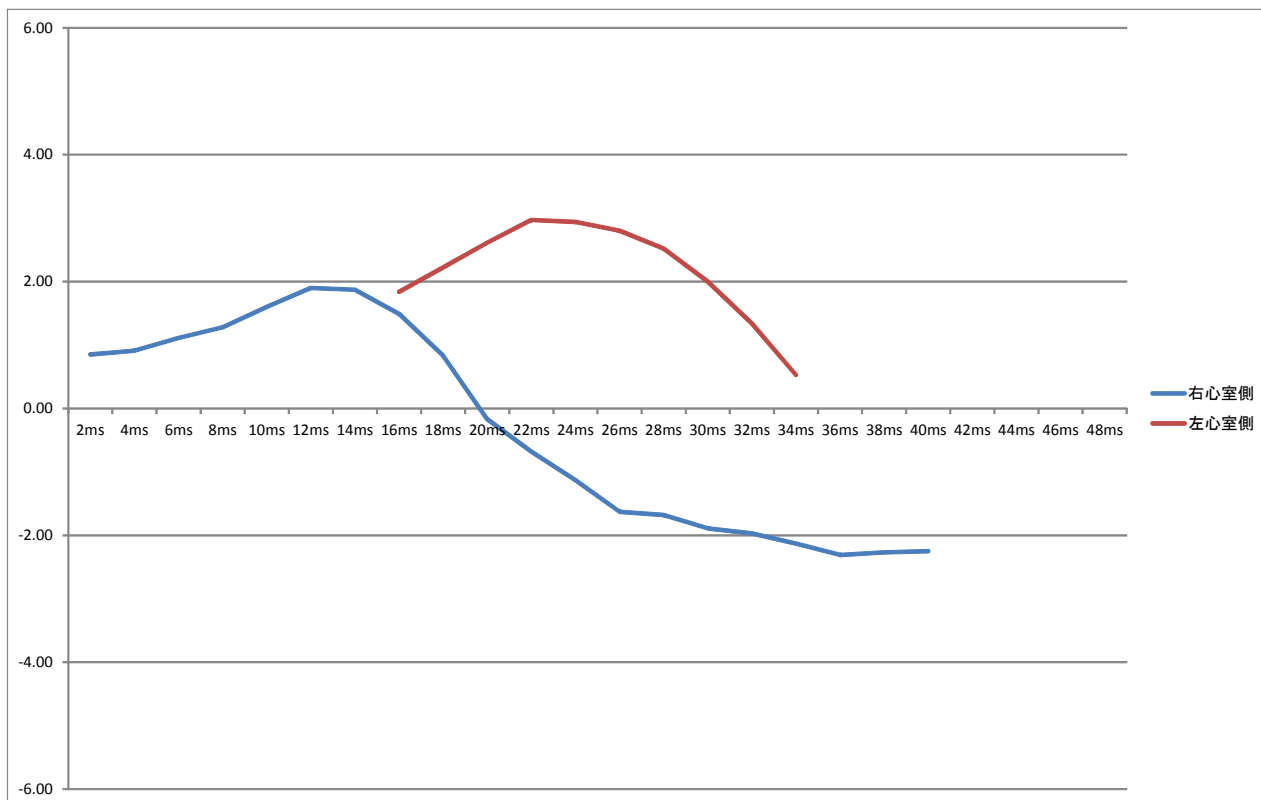


図 4 - 1 B 健常者のQRS間電位 (男性、20才)

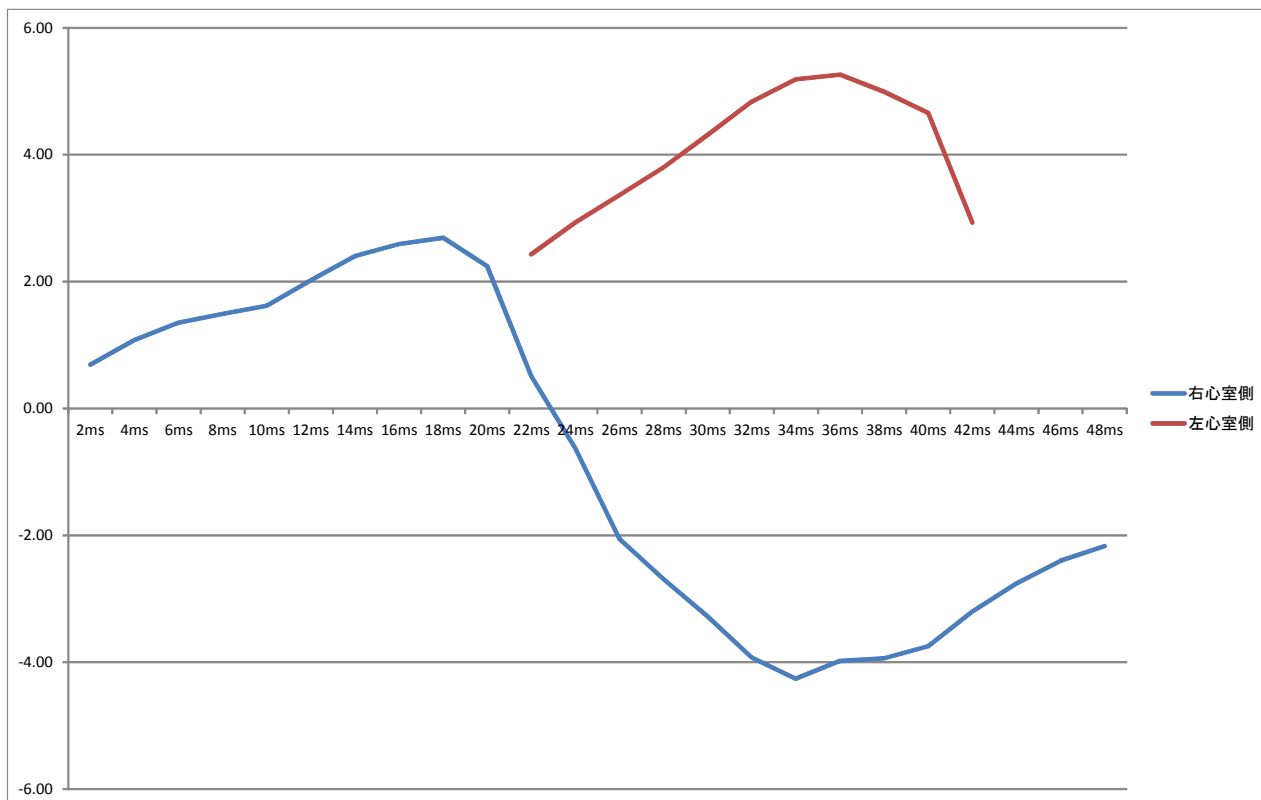


図 4 - 2 B 心肺能力の高い健常者のQRS間電位（スポーツ選手男性、20才）

4 - 2 . 加齢による波形パターンの変化

次に、年齢による波形パターンの変化を調べた。図 4 - 3 に、日本人男性（既往症無）の（a）55歳、（b）60歳、（c）65歳のRピーク時の波形パターンと胸部誘導の第I誘導を比較した。各年齢による波形の違いについて、四肢誘導の第I誘導の比較では殆ど変化が見られなかったものの、体表面心電図で左心室のプラス電位のピーク時の波形パターンを対比すると、加齢と共にピーク値が低下し、また波形が尖鋭から広く裾を引く鈍った波形に変化していることが確認できた。このことから、加齢による陽性起電力が減少していることが確認できた。

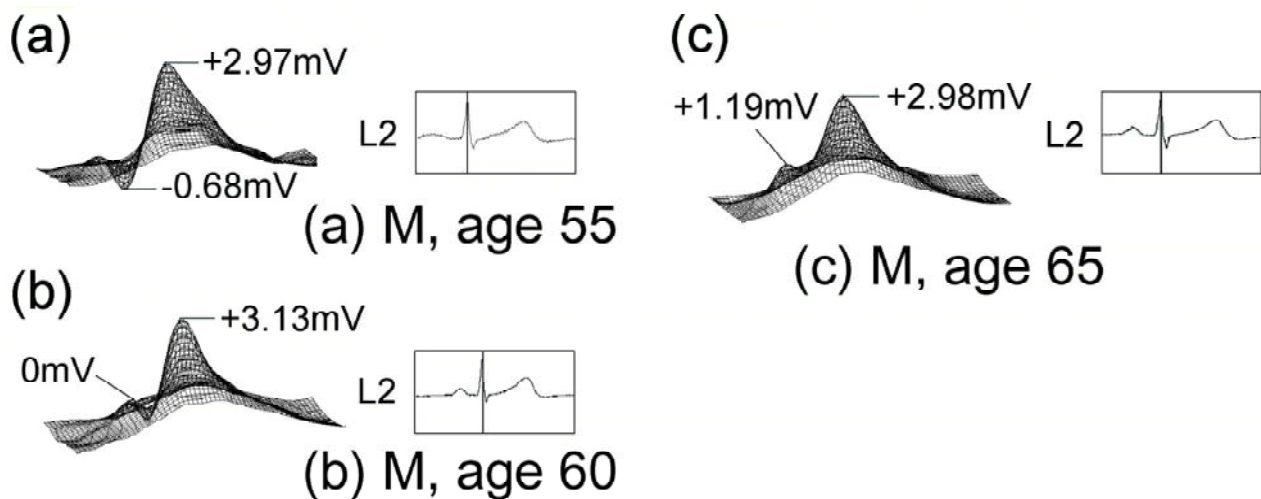


図4-3 加齢による体表面心電波形パターンのRピークの変化（55才、60才、65才）

加齢変化については、これまで標準12誘導心電図を用いて検討した幾つかの報告例がある^[41]。また体表面心電計を用いた評価例もある^[42]。これによれば、分解能が低いこともあり、正常例における性別、年齢別の相違が顕著に見られなかった。

これに対して、本システムでは3次元表示でかつアニメーションによる動画表示形式としたことで、より動的な変化が直感的に把握しやすくなった。特に、加齢による心機能の低下と共に、ピーク値の低下、及びシャープな波形からなだらかな波形に変わる様子が確認できた。また健常例との対比も比較的容易になった。特に心配能力の高い者は、プラスのピークとマイナスのピークの出現タイミングが一致する傾向にあることが判明した。心配能力の評価指標としても検討できる余地がある。

従来の標準12誘導心電計でも、各誘導点における電位差には、年齢差や、性別の差が認められと報告されている^{[43][44]}。しかし成人に限ればその差は余り小さくなく、標準12誘導心電計では問題とされてこなかった。これは、差がないというよりも、差を検出できなかったという方がいい方が正確かもしれない。これに対して本装置では、 μV 、 $0.1ms$ レベルでの検出精度を実現していることから、正確な統計データの収集によっては、年齢差に加えて、性別差の検出も可能と思われる。

また、詳細な比較のためには、性別や年齢の情報に加えて、体重や呼吸機能、胸郭形態なども考慮する必要があるだろう。さらに年齢差や性別差を生じる原因としては、特殊伝導路や作業心筋などによる心臓そのものの経年変化の他に、肺や胸郭の脂肪など、心外の因子も考えられる。

4-3. ペースメーカー埋め込み術後の動作確認

従来、ペースメーカーが正しく機能するかどうかを確認する手段としては、埋め込み手術前であれば確認可能であるものの、術後の動作確認、すなわちペースメーカーからトリガ信号が正しいパルス幅で出力されているかどうかを確認する手段は、ペースメーカークリニック等におけるペースメーカープログラマにより成しえるものであった。具体的には、一般心電図検査でトリガ信号の発生そのものは従来の心電図等でも確認できるとしても、トリガ信号の持続時間、すなわちパルス幅が設定された時間となっているかどうかを確認することは極めて困難であった。一部では心エコー図を用いた確認も行われているが、分解能が低いため、実用的でなかった。

今回、本装置で、術後の動作確認が可能であるかどうかを、4人の被験者に対して確認した。

4-3-1. ペースメーカー被験者A

図4-4に、一人目（男性、50才、既往症なし；被験者Aとする）のペースメーカーのトリガ信号の波形パターンを示す。この図において、図4-4（a）はスパイク信号入力前（1フレーム目）、図4-4（b）はスパイク信号の開始（2フレーム目）、図4-4（c）はスパイク信号の終了（6フレーム目）、図4-4（d）は左心室の興奮開始（10フレーム目）を示している。各図に胸部誘導のV1-V6波形を併記すると共に、図4-4（a）に胸部誘導の第I誘導を示した。この症例では、スパイク中に、一旦プラス波形が発生し、その後、マイナス波形が発生している。このスパイク信号後、心拍が開始される。具体的には、図4-4（b）でペースメーカーパルスの刺激信号におけるプラス電位の最大を示し、図4-4（c）で一旦0Vに戻った後、図4-4（d）で今度はマイナス電位の最大を示している。ペースメーカーのトリガ信号のパルス幅は、個人差はあるが約0.5ms程度に設定される。これに対して、本装置ではサンプリング間隔が0.1msであり、図4-4に示すように体表面電位マップの4フレーム（0.4ms）でトリガ信号の出力を確認することができた。このように本装置によれば十分な時間分解能を有しているため、ペースメーカーから出力されるトリガ信号の検出も可能であることが確認された。

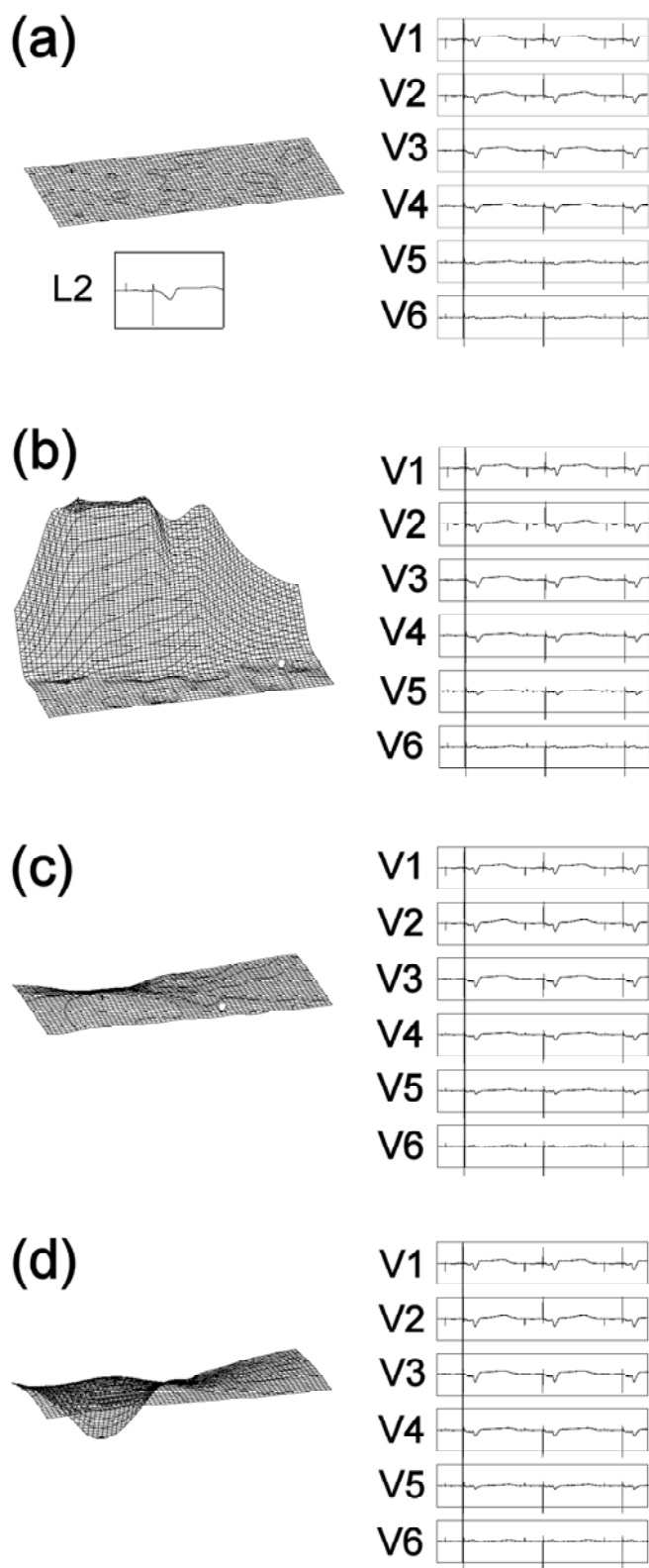
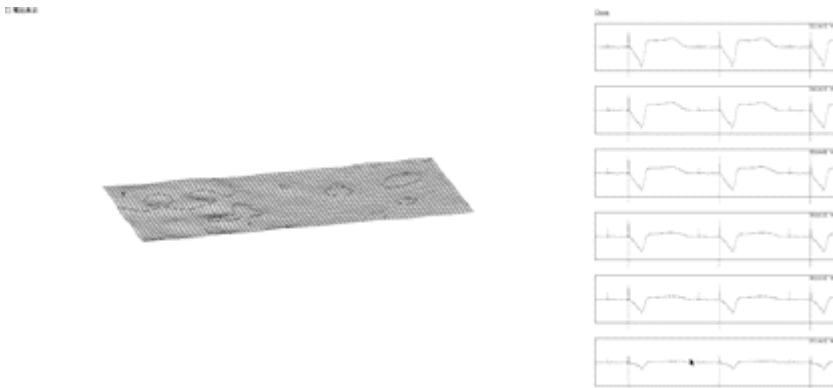


図 4 - 4 A ペースメーカーを持つ被験者 A (男性、50才)

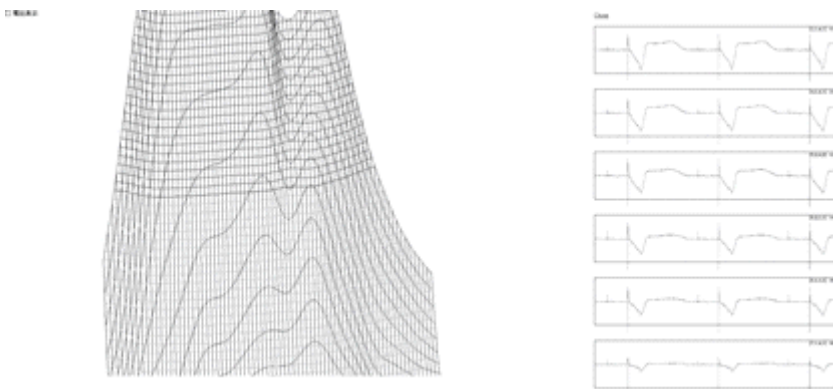
4-3-2. ペースメーカー被験者B

次に別の被験者（男性、40才、既往症なし；被験者B）に対して、同様に術後の動作確認が可能であるかどうかを確認した。この結果を図4-4Bに示す。この図に示すように、ペースメーカーのスパイク信号（b）を検出できることが確認された。ここではペースメーカーのトリガー信号が、心臓内部より喉元に向かって、5.8 mVで1 m s間、出力されていることが確認できた。被験者Aの波形パターンと比較すると、胸部誘導の第I I誘導のみを比較した場合は、概ね同様の波形パターン、すなわちスパイク信号がピーク（正または負）となって現れ、これに反応して心筋が自己脈を生じさせている一般的な動作が見てとれる。一方で体表面心電波形のパターンで比較すると、ペースメーカーが発するスパイク信号は心筋とは本質的に異なり、電気的なパルス信号であり、ピークが急峻であることから、検出限界を超えてしまい、高精度な分解能が却って仇となっているとも捉えられる。ただし、スパイク信号をトリガとして生じる心拍については、正確に把握でき、しかもその時間差を検出できることから、スパイク信号が心筋を伝搬する間隔（タイミング）を正確に把握できるものと思われる。

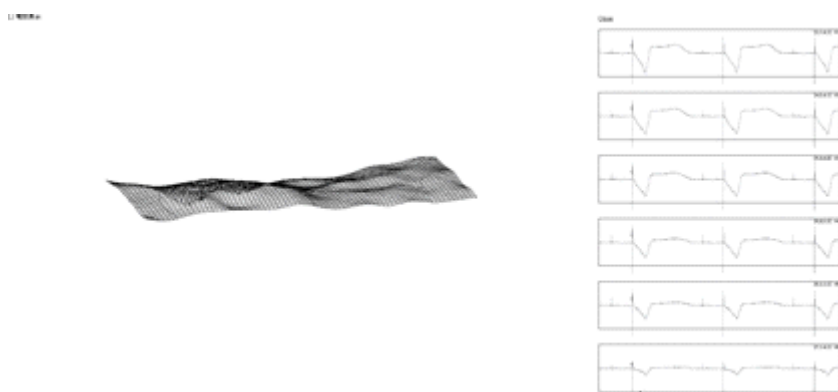
(a)



(b)



(c)



(d)

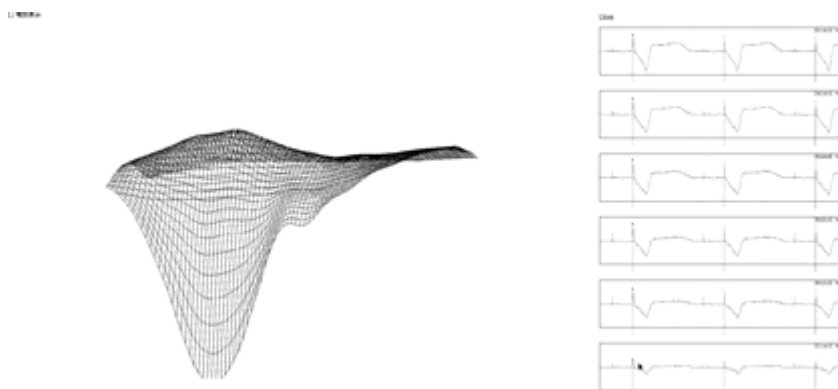


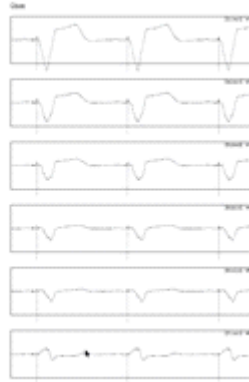
図4-4B ペースメーカーを持つ被験者B（男性、50才）

4-3-3. ペースメーカー被験者C

次に三人目の被験者（男性、50才、完全房室ブロック；被験者C）に対して、同様に術後の動作確認が可能であるかどうかを確認した。この結果を図4-4Cに示す。この図に示すように、ペースメーカーのスパイク信号（b）を検出できることが確認された。ここではペースメーカーのトリガー信号が、心臓内部より胸の中心に向かって、マイナス5.16mV、0.45msの間、出力されていることが確認できた。また、左心室側に伝搬されるプラス電位の消失が確認できる。この被験者の場合、完全房室ブロックによるペースメーカー術後であることから、心室側への電気信号の伝搬に問題があると考えられるところ、本装置による上記の測定結果からも、心外膜の胸部側の心筋組織の中でもプラス電位を伝達させる機能に問題が生じているように見受けられる。

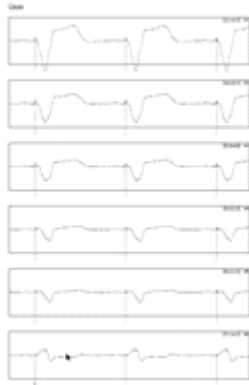
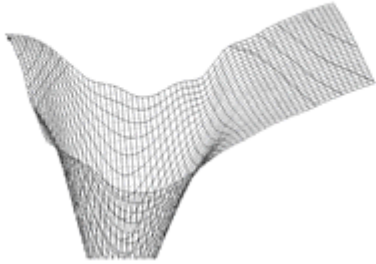
(a)

0.000000



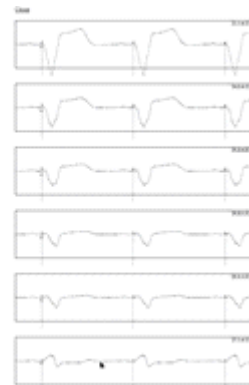
(b)

0.000000



(c)

0.000000



(d)

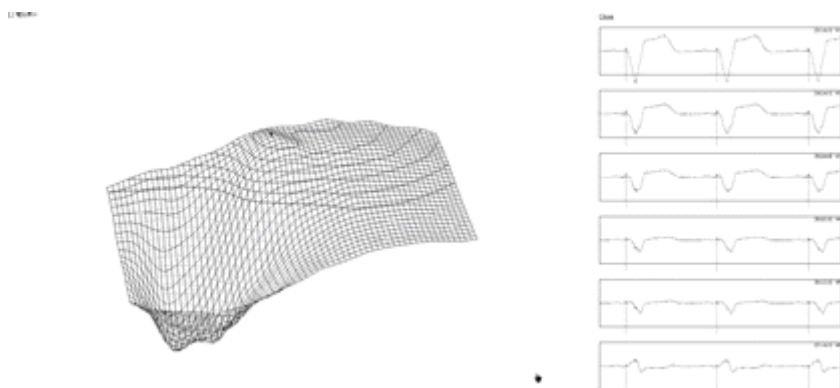


図4-4C ペースメーカーを持つ被験者C（男性、50才）

4-3-4. ペースメーカー被験者D

次に四人目の被験者（男性、48才、完全房室ブロック；被験者D）に対して、体表面心電波形を測定した結果を、図4-4Dに示す。この被験者については、被験者Cと同様、完全房室ブロックによるペースメーカー術後ではあるが、ペースメーカーの補助なしで、自分の心臓のみで拍動した時の測定結果を示している。

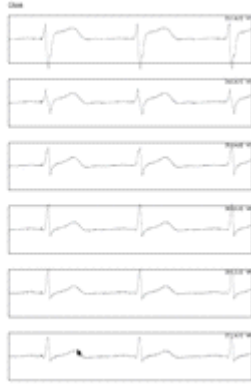
殆ど、健常者と同じような電位変化を示しているものの、Rピーク時の電圧が、 1.54 mV と、一般健常者にみられる $2\sim 3\text{ mV}$ からは、明らかに電位が低いことが確認できる。

また、(c)より、左心室側のプラス電位の山が綺麗な円錐型ではなく、心外膜左側面に向かって（図において右側に向かって）楕円型の山になっていることが確認できる。

この被験者Dもまた、完全房室ブロックのためペースメーカーの導入が必要となったことから、心室側への電気信号の伝搬機構に問題があると考えられるところ、上述した本装置による測定結果からも、心室側でも中心から左側に向かってのプラス電位を伝達させる機能に問題があるように見受けられる。

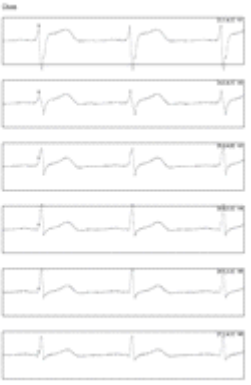
(a)

0.00000



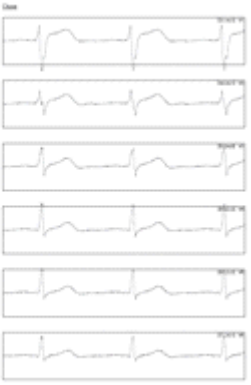
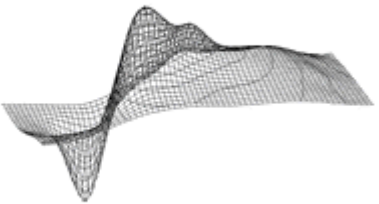
(b)

0.00000



(c)

0.00000



(d)

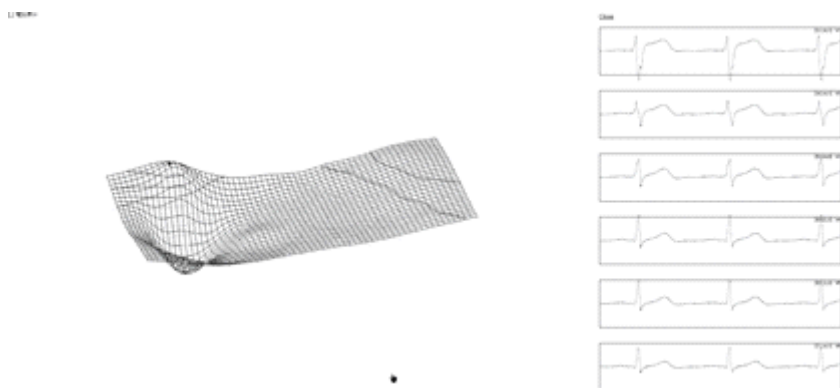


図4-4D ペースメーカーを持つ被験者D（男性、50才）

以上の通り、本装置により、ペースメーカーのトリガ信号及びこれによる心拍までのタイミングを検出できることが確認された。また、ペースメーカーの施術が必要となった症例に応じた、心電の信号伝搬に関しても、問題があると見受けられ、原因となった心疾患との関連性が窺われた。このように、ペースメーカーの施術の原因と動作の確認を本装置で裏付けることができた。さらに、ペースメーカーの施術前と施術後のデータを蓄積し、検討を加えることで、ペースメーカーによる波形改善の確認から進めて、波形改善を図るためのペースメーカーの設定、例えば施術時の電極の位置やペーシング間隔等との関係についての有益な情報が提供できる可能性が考えられる。

4-4. 鬱状態による心起電力の変化

次に、鬱症状を示す被験者1名の体表面心電波形の、Rピーク波形及びこのときの第I誘導を図4-5に示す。この図において、図4-5(a)は被験者が自覚症状を示した初期段階であり、プラス電位勾配が鋭角でなくなる様子が確認できる。図4-5(b)は、鬱状態でのRピークを示しており、心起電力がプラス・マイナスとも殆ど消失している様子が確認できる。図4-5(c)は、図4-5(b)から2ヶ月後に測定を行った。薬物療法や、運動、禁煙等により鬱の症状が改善した際の波形であり、自覚症状初期よりもプラス電位の勾配がシャープになった様子が確認できた。

鬱状態と心電位との関係については、抗うつ剤による心電位の変化についての報告があるが^{[45][46][47]}、鬱と心電位そのものを検討した報告例は見当たらない。著者らの実験によれば、鬱状態になると、体表面心電波形が著しく劣化し、回復するにつれて正常状態に近づくとの所見が得られた。具体的には、第I誘導での比較では殆ど差が見られないのに対し、体表面心電図による比較では、健常者であればRピークが3mV程度であるのに対し、鬱状態では1mV程度にまで低下している。またこのような振幅値の低下は、鬱の症状改善とともに、回復することも確認された。

本症例は未だサンプルが少なく、また睡眠導入剤や精神安定剤等の服用に起因する変化も考えられるが、一定の相関関係があると考えられ、鬱の程度や進行状態、症状改善等の指標として利用できる可能性がある。

また波高値が極端に低くなる結果、最高点の判断やピーク電位の捕捉が12誘導心電図による目視では極めて困難で、正確な診断が容易でないところ、高精度体表面心電計では極めて高い分解能を有するため、正確で安定したピーク電位測定が可能となる。加えて、高精度体表面心電計では上述の通り、電源ノイズ等のハムを除去するためのバンドエリミネイトフィルタを排除したことで、微小なピーク波形の歪みを回避でき、振幅変化を正確に把握できることから、このような症例変化の確認に有効であると思われる。

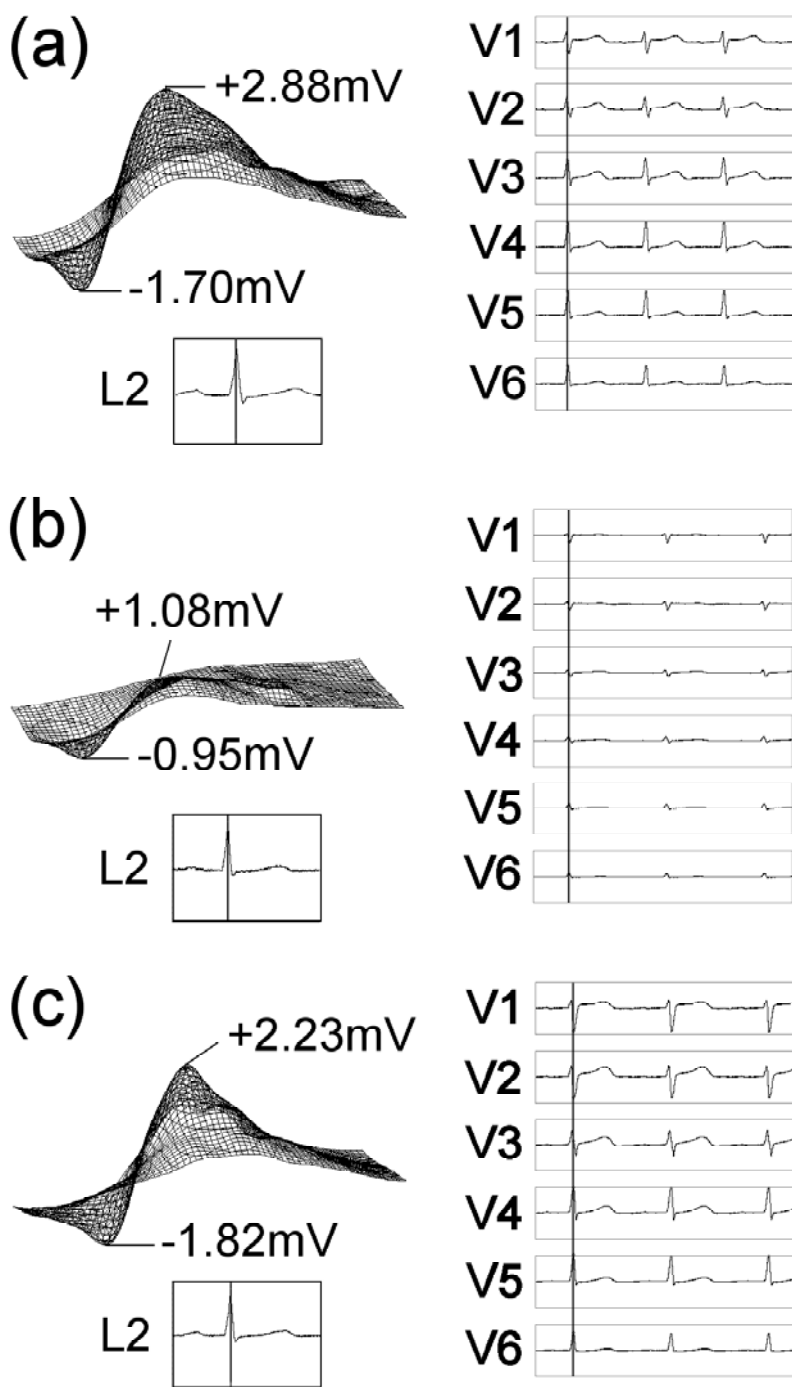


図 4 - 5 鬱症状の被験者の体表面心電波形パターンの R ピークの変化 (50 才、男性)

さらに、鬱症状の発症と R ピークの関係について、R ピーク時の最大電圧について比較した結果を、図 4 - 6 に示す。この図に示すように、単純に最大電圧だけを比較すると、回復後においても、発症前に比べると未だ電圧が低い、一般健常者の 2 ~ 3 m V のレンジまでは十分回復していることが判る。

また、3D波形での比較では、発症前のRピークの山の形状と、回復後のRピークの山の形状では、回復後の山の方が最大電圧では低いが、円錐の形状がシャープになっており、信号の伝搬に遅延や障害となる心筋組織も無く、綺麗に伝搬されていることが確認できる。

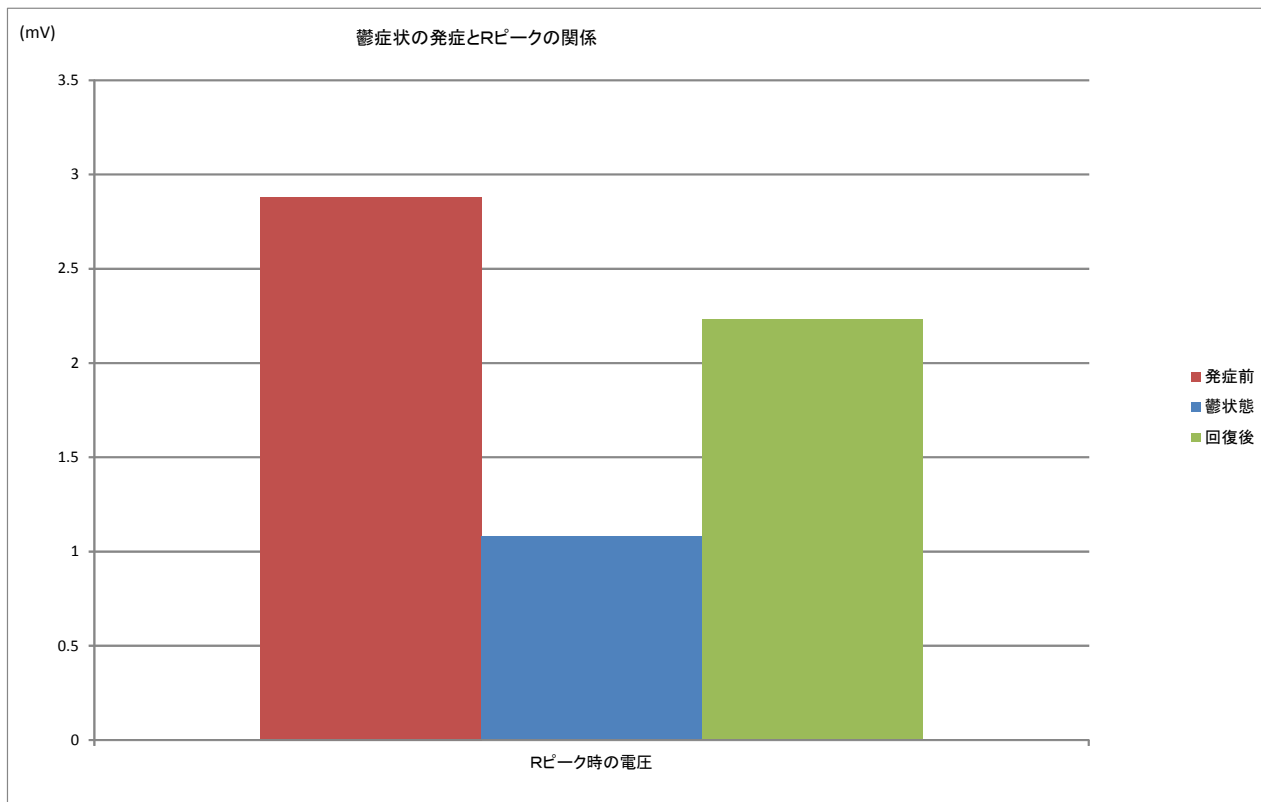


図 4 - 5 鬱症状の発症と R ピークの関係

4 - 5 . 心筋梗塞の前兆

心筋梗塞症については、その発生過程を4つの時期に分け、それぞれで特徴的なQRSが標準12誘導心電計で観測されることが知られているが、梗塞領域を過小評価する可能性が指摘されている^{[48][49]}。また体表面電位図の検討も行われており、特に等電位線図、Qマップ等を用いて心筋梗塞の診断を行い得ることが報告されている^[50]。しかしながら壊死領域の完全な特定には至っていない。急性心筋梗塞は、病理学的には高度の虚血による心筋組織の急激な不可逆性細胞障害（壊死）として定義されており、壊死の発生を特定することは重要である。

前壁心筋梗塞被験者の体表面心電波形を、図4-6に示す。この被験者は冠動脈流が80%閉塞したことが確認されている。体表面電位の波形パターン変化を観測したところ、まずマイナス電位のみが出現し、プラス電位の発生については左心室の興奮が最大時においてすら殆ど無く、山が楕円状であった。図には示していな

いが、楕円状の山に極大値が2つ見られるという特徴的な所見が得られた。この原因として、通電しない部分が発生していること、すなわち心筋の壊死が発生している部分があることが伺われ、壊死の発見に本装置が有効に機能すると考えられる。また前壁心筋梗塞例では、前胸部起電力が消失していることも確認できた。これらから、本装置は心筋梗塞の特定も有効と思われる。

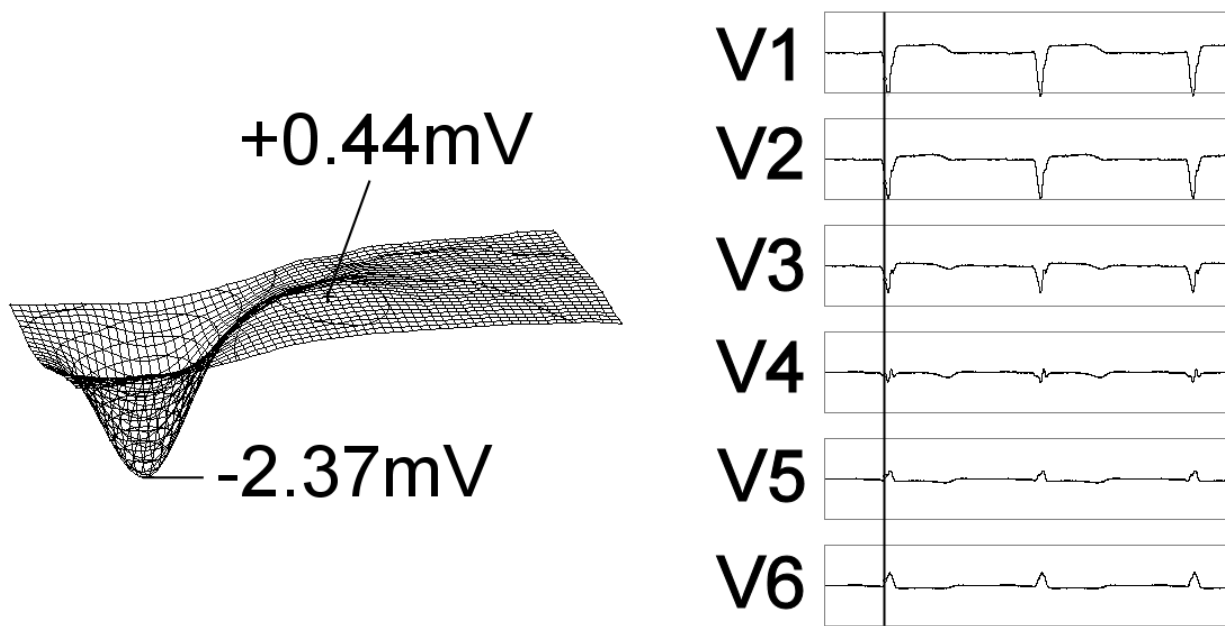


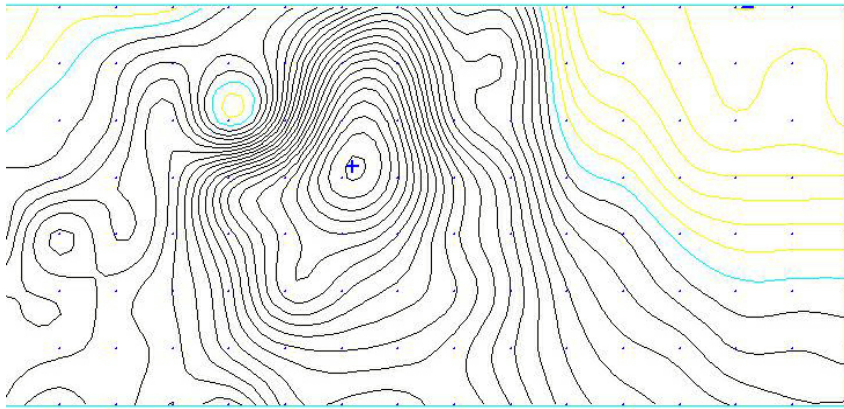
図4-6 心筋梗塞の被験者の体表面心電波形パターンのRピークの変化（50才、男性）

4-6. ブレークスルー現象の観察

ブレークスルー（Breakthrough）現象とは、ブルーノ・タッカルディによって唱えられた仮説であり、右心室から左心室への伝搬に際して、打ち消し合う途中に+の電位が発生する現象である。この現象を本装置で補足した二次元の等電位図を、図4-7に示す。ブレークスルーは、Rピーク近傍にて、プラス電位の中にゼロボルトの円が発生する現象と捉えられ、図4-7では、プラスの左上の円型の部分である。

ブレークスルー現象は、従来の時間分解能の低い心電計では検出困難とされてきたが、サンプリング間隔0.1msでの測定を行う本装置によれば、QRS群開始から、30ms前後の時相において右前胸部上方から右胸部中央に極小が移動した後、前胸部プラス領域に陥凹が確認される。これがブレークスルーと呼ばれる現象であり、右室前壁心外膜への興奮の到達を表すと考えられている^[51]。

□ 電圧表示



Close

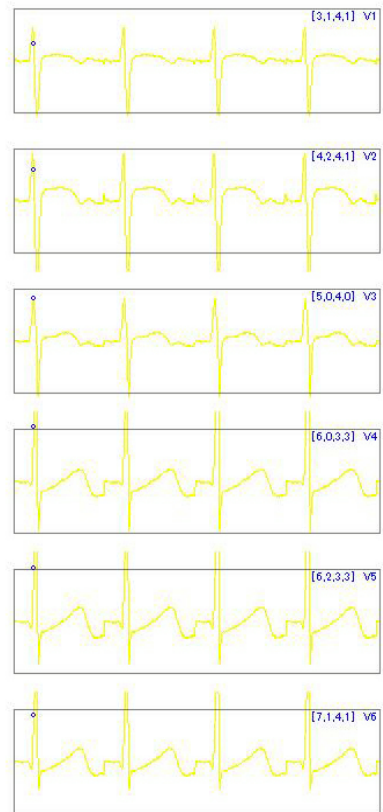


図 4 - 7 ブレークスルーを示す体表面心電波形パターン

第5章 結論

以上のように、我々は時間分解能及び空間分解能に優れた高精度体表面心電計における測定の有用性を確認した。特に、心肺機能が高い被験者の体表面電位分布図は、健常者や心疾患を有する被験者とは異なる特徴を有することが確認された。また心肺機能の指標を提供することに加え、ペースメーカーが設定通りに動作しているかの確認が可能となり、またこの症例では、従来の12誘導心電計では検出、評価が困難な場合でも、体表面心電計によって検出できる可能性があることを見出した。特に、心外膜電位まで得なくとも、体表面電位のみで医学的所見に繋がる有益な情報が示されていることが示唆された。このことは、複雑なトルソーモデルとの合成が不要であること、すなわちCT装置等で位置検出を行う必要が無く、体表面心電計のみで十分な情報が得られることを示唆している。

体表面心電計の原理自体は報告から数十年が経過しているが、普及が進まない理由の一つは、装置が大がかりで特に電極装着の手間が大きいことや、その有用性が未だ知られていない点にあると思われる。これらの問題について、電極装着を簡素化すると共に、従来報告されている体表面心電計よりも高精度で正確に診断できる可能性が示された。また分解能の拡大によって、心室遅延電位や体表面ヒス束電位等体表面微小電位を測定できる可能性もあり、これらを生かした診断も期待される。

本装置が従来の12誘導心電計及び他の体表面心電計と異なる点は、電極をロッド状とし、コイルスプリングを利用して均一な押し圧を印加するようにした点である。この方法であれば、数多くの電極を使用しても、均一な接触状態とすることができる。またロッド状の先端には、ドーム状に形成した真鍮を固定することで、被験者の体表面に押し当てられたドーム状電極が広い面積で接触するため、点状接触を面状接触に近付けることができ、より安定的な接触状態を確立できる。さらにこの構成であれば、被験者の体表面に一枚一枚電極を貼付する手間もかからず、また電極の再利用も可能であって資源の有効利用及びコストの面でも優れる。さらに従来のベスト状に被験者に装着する方式と比較しても、単なるベストの着用では、部位によって押圧状態が不均一となり、また測定中に被験者が呼吸することで体表面が物理的に変化して、さらに接触状態が一定しなくなるという問題があるところ、本装置では電極自体に押圧力が印加されているため、測定中の位置ずれが少なく、また測定中の呼吸によっても、コイルスプリングのストロークによって体表面の変化に追従して、接触状態を維持できる。

このように本装置によれば、多数の電極を使用しつつも、従来よりも接触状態を安定させることができ、正確な検出が期待できる一方で、多数の電極の装着作業を簡素化し、かつ再利用も可能とできるので、体表面心電計の導入時に大きな障害となるであろう、多数の電極装着に手間がかかる問題を解決でき、実用性の面でも優れた体表面心電計を実現できる。本研究を通じて、体表面心電計の有効性を実証しつつ、将来においては心疾患の早期発見といった分野での利用が可能となるよう、その普及促進にも尽力したい。

謝 辞

本研究を進めるに際して、直接ご指導、ご教授を戴いた徳島大学大学院ソシオテクノロジーサイエンス研究部、木内陽介顧問、芥川正武教授、小中信典教授に深く感謝すると共に、厚くお礼申し上げます。また、ご指導をいただいた高田篤志先生、久保智裕先生にも感謝申し上げます。

また、本研究に御協力戴くと共に、様々なお助言、ご助力を戴きました乾繁氏に、深く感謝致します。乾氏のご協力無くして、本研究の完成はあり得ませんでした。

参考文献等

-
- [1] E. Lepschkin, "History of electrocardiographic thoracic mapping. In Rush S. Lepschkin E, eds: *Body Surface Mapping of Cardiac Fields*," Karger, Basel, pp.2-10, 1974.
- [2] M.R. Sridharan and L. Horan, "History of body surface electrocardiographic mapping. In Mirvis D, ed: *Body Surface Electrocardiographic Mapping*," Kluwer. Boston, pp.21, 1988.
- [3] 安井昭二編, 体表面心臓電位図・体表面心臓微小電位の臨床, ライフメディコム, 愛知, 1994
- [4] B. Taccardi, B.B. Punske, R.L. Lux, R.S. Macleod, P.R. Ershler, T.J. Dustman and Y. Vyhmeister, "Useful Lessons from Body Surface Mapping," *J. Cardiovasc Electrophysiol*, vol.9. pp.773-786, July 1998.
- [5] L.K. Cheng, G.B. Sands, R.L. French, S.J. Withy, S.P. Wong, M.E. Legget, W.M. Smith and A. J. Pullan: "Rapid construction of a patient-specific torso model from 3D ultrasound for non-invasive imaging of cardiac electrophysiology", *Med. Biol. Eng. Comput*, Vol.43, pp.325-330 (2005).
- [6] C. Ramanathan, R.N. Ghanem, P. Jia, K. Ryu and Y. Rudy: "Noninvasive electrocardiographic imaging for cardiac electrophysiology and arrhythmia", *Nat Med*. Vol.10, pp.422 (2004).
- [7] C. Ramanathan, P. Jia, R. Ghanem, K. Ryu and Y. Rudy: "Activation and repolarization of the normal human heart under complete physiological conditions", *Proc Natl Acad Sci* Vol.103, pp.6309-6314 (2006).
- [8] 社団法人日本 ME 学会 ME 技術教育委員会監修「ME の基礎知識と安全管理 改訂第4版」株式会社南江堂 (2002年)
- [9] ISO (TC215/TS11073-92001), HL7 (CDA R2), IHE-J IHE-J Cardiology.
- [10] 入沢宏「世界大百科事典第二版」心電図の項 (1998) .
- [11] 「体表面心臓電位図・体表面心臓微小電位の臨床」
- [12] 安井昭二編『体表面心臓電位図の臨床』1991年
- [13] Waller AD : a demonstration on man of electromotive change accompanying the heart beat. *J. Physiol.* 1884 ; 8 : 229 - 234
- [14] 山田和生監修『最新心電図・ベクトル心電図学』
- [15] 山田和生監修「体表面心臓電位図学」1986
- [16] Harumi K, Mashima S. (Eds) : *Proceedings of Oji International Seminar on Ventricular Re-Polarization*. *JPN Heart J*. 1986 ; 27: Suppl. I
- [17] Abildskov JA: The ventricular gradient and repolarization. *Ibd.* 197-204.
- [18] Brugess MJ, Baruffi S, Spaggiari S, Macchi E, Lux R, Taccardi B: Determination of activation and recovery sequences and local repolarization durations from distant

electrocardiographic leads. *Ibd.* 205-216.

[19] Spaggiari S, Baruffi S, Macchi E, Traversa M, Arisi G, Taccardi B: The effect of cardiacelectric anisotropy on epicardial potential fields during ventricular repolarization. *Ibd.* 217-223.

[20] Aoki M, Okamoto Y, Musha T, Harumi K: 3-dimensional computer simulation of deolarization and repolarization process in the myocardium. *Ibd.* 225-234.

[21] Taraka H, Furukawa T: Estimation of location and size of myocardial injury site from body surface potential distribution using ECG inverse solution. *Ibd.* 235-244.

[22] Harumi K, Kanekawa S, Tsunakawa H, Nishiyama G: Dipolarity of the T wave. *Ibd.* 281-291.

[23] フクダ電子株式会社製 VCM-3000 等

[24] L. K. Cheng, et al., "Rapid construction of a patient-specific torso model from 3D ultrasound for non-invasive imaging of cardiac electrophysiology," *Med. Biol. Eng. Comput.*, Vol. 43, 325-330, 2005.

[25] MODRE et al., 2002; PULLAN et al., 2001; RAMANATHAN et al., 2004.

[26] C. Ramanathan, R.N. Ghanem, P. Jia, K. Ryu, Y. Rudy, "Noninvasive electrocardiographic imaging for cardiac electrophysiology and arrhythmia," *Nat Med.* Vol. 10, pp. 422, 2004.

[27] C. Ramanathan, P. Jia, R. Ghanem, K. Ryu, Y. Rudy, "Activation and repolarization of the normal human heart under complete physiological conditions," *Proc Natl Acad Sci* Vol. 103, pp.6309-6314, 2006.

[28] 特開昭 56-119230 号公報 ; 特開昭 57-20253 号公報

[29] 特公平 2-29327 号公報 ; 特公平 2-15210 号公報

[30] 乾繁, 豊栖康司, 芥川正武, 木内陽介, "高精度体表面心電計の開発と計測," *電気論 (D)*, vol.130, no.5, Sec.C, 2010.

[31] 乾繁, 豊栖広雅, 野村昌弘, 佐竹弘, 川邊富大, 川邊二郎, 豊栖康弘, 木内陽介, "高精度体表面心電計の開発" *ME2007*, 2007

[32] Inui S, Toyosu Y, et al., "Development and measurement of high-precision surface body electrocardiograph" *ICBME 2008*.

[33] 乾繁, 豊栖康司, 芥川正武, 木内陽介, "高精度体表面心電計の開発と計測," *電気論 (D)*, vol.130, no.5, Sec.C, 2010.

[34] 乾繁, 豊栖広雅, 野村昌弘, 佐竹弘, 川邊富大, 川邊二郎, 豊栖康弘, 木内陽介, "高精度体表面心電計の開発" *ME2007*, 2007.

[35] 乾繁・豊栖康司・芥川正武・木内陽介:「高精度体表面心電計の開発と計測」, *電気論 (D)*, Vol.130, no.5, Sec.C (2010).

[36] 乾繁・豊栖広雅・野村昌弘・佐竹弘・川邊富大・川邊二郎・豊栖康弘・木内陽介:「高精度体表面心電計の開発」, *信学技報*, Vol.107, no.154, pp.71-74 (2007).

[37] S. Inui, Y. Toyosu, M. Akutagawa, H. Toyosu, M. Nomura, H. Satake, T. Kawabe, J. Kawabe, Y. Toyosu and Y. Kinouchi: "Development and measurement of high-precision surface body electrocardiograph", *ICBME Proc*, Vol.23, pp.2159 (2008).

[38] 安井昭二編, 体表面心臓電位図・体表面心臓微小電位の臨床, ライフメディコ

ム，愛知，1994.

[39]舩形・千田他：「心エコー図による新しい心臓年齢指標の提唱」，第90回日本循環器学会中国・四国合同地方会，pp.968（2007）.

[40]赤松 則男，小原繁「体表面心臓電位分布図によるスポーツ心臓の定量的評価」体力科学 31(5)，345-346，1982-10-01.

[41] SONNENBLICK EDMUND H. (Albert Einstein Coll. Medicine, N.Y., USA), The Ageing Heart: Current Knowledge and Future Directions, Japanese Journal of Geriatrics, VOL.43 PAGE.2(2006)

[42]安井昭二編，体表面心臓電位図・体表面心臓微小電位の臨床，ライフメディコム，愛知，1994

[43]The Report of the Committee on the Criteria of the Heart Disease and Electrocardiogram : The Normal Value of Electrocardiogram in the Japanese, Jpn. Heart J. 4 : 141, 1963.

[44]Mizuno, Y : Normal Limits and Variability of Electrocardiographic Items of the Japanese. Jpn. Circ. J. 30 : 357, 1966.

[45]C.M. Licht, E.J. de Geus, F.G. Zitman, W.J. Hoogendijk, R.van Dyck and B.W. Penninx, "Association between major depressive disorder and heart rate variability in the Netherlands Study of Depression and Anxiety (NESDA)," Archives of General Psychiatry. vol.65, no.12, pp.1358-1367, Dec 2008.

[46]T. Yamashita, "Physiological mechanism of depression from the view of changes in motor activity and R-R interval," proc of BMSA 2008, L1650A ISSN: 1345-1510, vol.21, pp.2

[47]行正徹，「うつ病の病態生理--活動量，R-R 間隔の変化の観点から，」バイオメディカル・ファジィ・システム学会年次大会講演論文集，pp.72-75，2008.

[48]M.M. Bodenheimer, V.S. Banka, R.G. Trout, H. Pasdar and R.H. Helfant: "Correlation of pathologic Q Wavex on the standard electrocardiogram and the epicardial electrocardiogram of the human heart", Circulation 54, pp.213-218 (1976).

[49]W. Sullivan, Z. Vlodayer, N. Tuna, L. Long and J.E. Edwards: "Correlation of electrocardiographic and pathologic findings in healed myocardial infarction", Am J Cardiol 42, pp.724-732 (1978).

[50]安井昭二編：「体表面心臓電位図・体表面心臓微小電位の臨床」，ライフメディコム，愛知（1994）.

[51]原岡昭一，吉田英紀，木村正司：正常例．体表面心臓電位図学．山田和生編，名古屋大学出版会，名古屋，1986，p220.