静電型心尖拍動トランスデューサーの試作およびその有用性

岡山大学医学部第一内科教室（主任：長島秀夫教授）

石井　義久　　平野　和博　　河合　辰哉

斉藤　大治　　原岡　昭一

（昭和51年11月19日受稿）

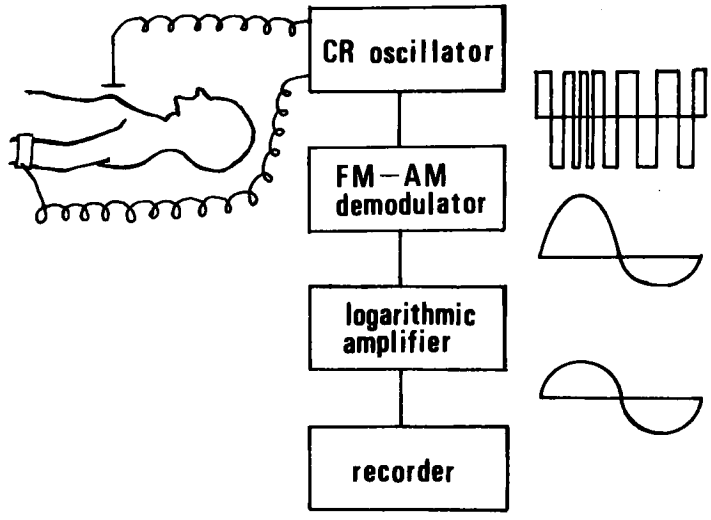
1　はじめに

心尖拍動図とは心尖部に相当する胸壁面の振動を，主として可聴周波数以下の低周波域について記録したものである．この検査法の歴史は古く，1920年代にWiggersら[1]の業績があるが，それ以後最近まで心内現象の裏づけを欠いていたため，その臨床応用がほとんどなされていなかった．しかし1960年代になり，Benchimolら[2]が心尖拍動図を，Weisslerら[3]が組みあわせ波形による左室収縮時間を，それぞれの心内現象と対比して発表してから次第に関心を集め，わが国においても1970年代に入ってより，基礎，臨床にわたる研究がおびただしく発表されている．現在その臨床応用は沢山[4]によれば，① 心音図ではキャッチし得ない心尖部の低周波振動を捉えうる，② 大血管の脈波と異なって心内現象の時相を遅延なしに胸壁上から記録しうる，③ 心音図の参考曲線として有用である，④ 僧帽弁膜症の補助診断に用いられる，⑤ 左室の異常収縮様式を捉えうる，⑥ 心尖拍動の触診所見を客観化することで触診の習練や教育に利用できる，などである．一方本法の限界は，① 心尖拍動を触知し得ない例では，その記録が困難である，② 心臓と胸壁のあいだに介在する組織の影響を考慮しなければならない，③ トランスデューサーの装着を誤ると波形が歪んで，いわゆるartifactを発生し易い，などである．ここで留意を要することは，心尖拍動図の名称は，あたかも心尖の動きそのものを忠実に記録している様な印象を与えるが，実際は心臓と胸壁の間の種々の組織の結合を介して胸壁の動きを捉えているわけであって，その結合の状態は各被検者の状態によって変化する．したがって一定の条件で心尖拍動図を記録することは困難であり，心尖拍動図の本来固有の波形は未だ知られていない．現在一般に用いられているトランスデューサーは，多くロッシエル塩結晶を使用した圧電型ピックアップであって，振動子あるいは振動子に連結した空気室を胸壁に用手圧迫し，胸壁の振動を記録するのが普通である．ここで最も問題となるのは上記限界，② であって，心臓と胸壁の間の結合状態が変って波形の変化を生じることが予想される．実際同一患者の心尖拍動図でありながら，検者によつて波形の細部が異なることは日常経験するところである．本研究は上記の問題点に着目し，胸壁への直接の接触を避けて心尖拍動図が記録出来るシステムを考案し，正常被検者および心疾患患者について，従来のトランスデューサーによる波形と非接触型のそれとを比較し，従来のトランスデューサーの持つ問題点の再検討を試みたものである．

2　方　　法

2．1　装　　置

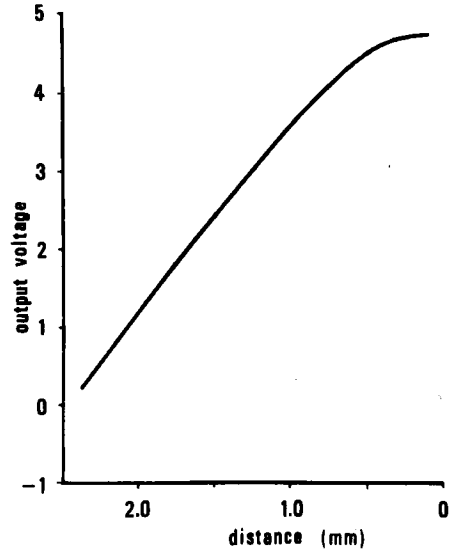
本装置のトランスデューサーは一種の高周波式静電マイクロホンであるが，固定電極のみであって振動電極はない．直径約1cmの円型銅板を胸壁より約1.5mm離れた位置にセットした．電極板と胸壁の間に生じる静電容量が，心尖拍動による胸壁の上下運動で変化する．この容量変化を利用してCR発振器の発振周波数を変調し，次いでこれを復調してAM信号として記録した．この方法による測定は特別に新しいものではなく，工学方面では位置および偏位に関する無接触トランスデューサーとして古くより使用されているものである．装置の概要は図1のブロックダイヤグラムに示したとおりである．搬送波



第1図 ブロックダイヤグラム
Fig. 1. Block diagram

の周波数は8 KHz を中心として，およそ6 KHz から10 KHz の間で変化する．FM-AM復調にはPLL集積回路である米国 Signetex 社製NE 565を使用して直流信号まで扱えるようにした．心尖拍動図のトランスデューサーおよび増幅器は，0.1 Hz から30 Hz の範囲で平坦な周波数特性を有する必要があり，特に0.1Hz から4 Hz の間が重要とされている.[5] しかしあまり時定数を大きくとると，トランスデューサーを胸壁に用手圧着するために，検者の手のわずかな動きで移動した基線が復元するのに長時間を要して実地使用が困難である．現在臨床用には時定数2.0秒のものが多く使用され，これはようやく上記周波数範囲をカバーするに足りるが，不充分な場合があり，また位相偏位は免れない．特に心尖拍動図は心内現象の時相を観察する際は厳密な位相特性が必要であって，直流増幅が望ましい．本装置は後述するように胸壁に固定して使用するため，呼吸を止めると基線の動揺はほとんどなく，直流増幅の採用が可能であった．

発振周波数は胸壁と電極の間の距離に反比例して変化するので，普通の直線的な増幅回路では正確な復元波形は得られない．胸壁・電極間距離は，例えば最初1 mm の間隔を有していた場合，かりに0.5 mm だけ胸壁が近ずけば距離が1/2になるが，反対に0.5mm だけ遠ざかった場合は1.5倍になるわけで2倍にはならない．このため大きな歪を発生することになるので，対数増幅器を用いて，その補正をおこなった．補正後の出力電圧と距離の実測は図2に示すとおりである．

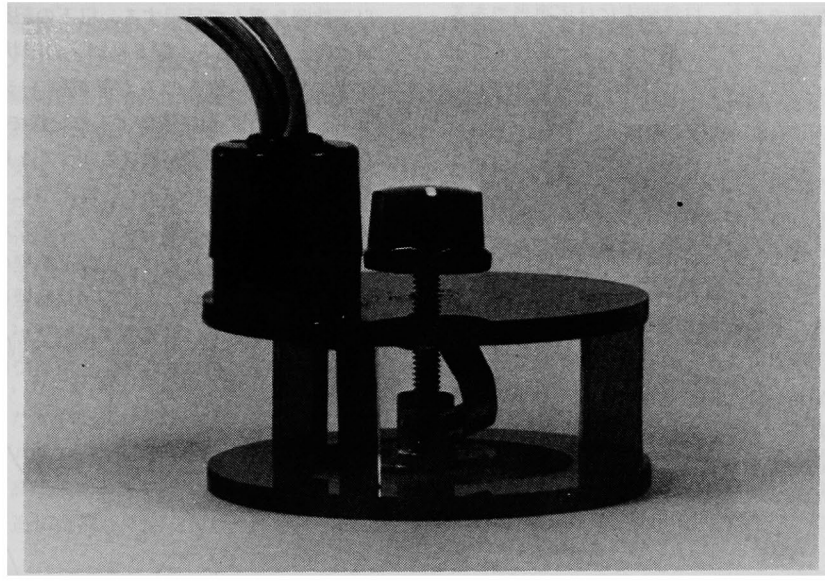


第2図 距離—出力電圧特性．横軸；電極より胸壁までの距離．縦軸；装置の出力電圧．
Fig. 2 Distance-output voltage characteristics. Abcissa; distance from the electrode to the chest. Ordinate; output voltage from the device.

2・2 電極の装着および記録

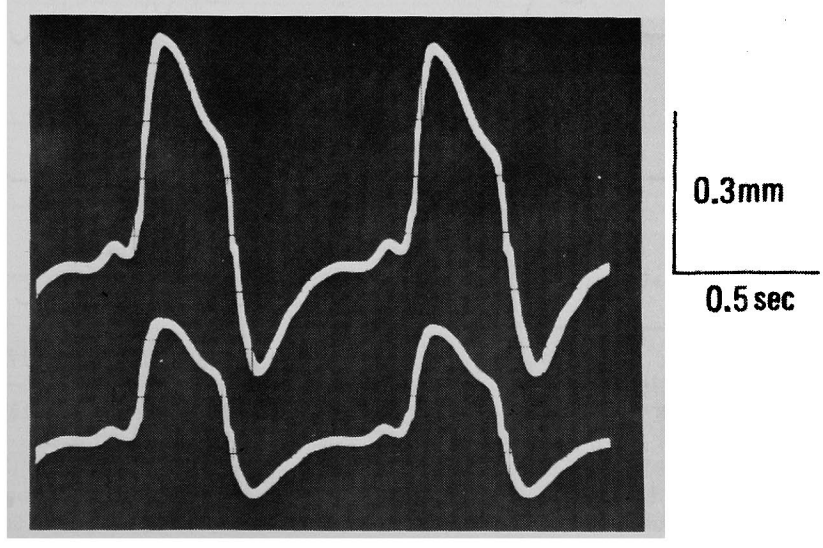
心尖拍動図の検査は通常仰臥位または左側臥位で

行うが，本実験ではすべて仰臥位で行った．まず心尖拍動を触れる部位を触診で確かめ，その位置に図3に示す電極の金属円板部分を当てる．次いで周囲のアクリル樹脂製の枠を胸壁に絆創膏で固定する．ツマミをまわせば電極円板が上下する様にしてあり，これをまわして電極を胸壁から離す．離れる時に基線の大きな変動があるので容易に検知できる．そのまま更にまわして2回転すれば胸壁から電極が約1.5 mm離れる．図2に示したように，この電極位置が距離と出力関係の直線部にあたり，記録に好都合で



第3図　胸部電極．CR発振器は左上のケースに内蔵してある．

Fig. 3　Precordial electrode. The CR oscillator is mounted in the holder located at the upper left.



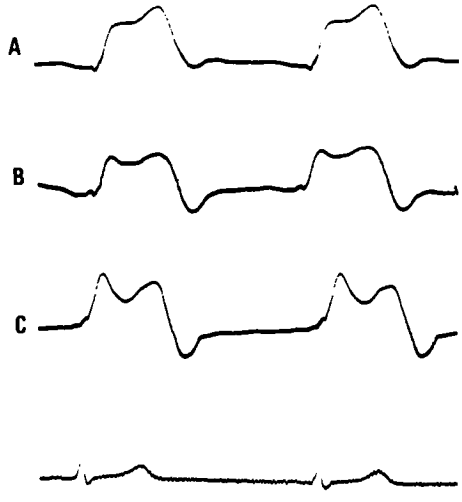
第4図　従来のトランスデューサーによる波型との比較例（1）．上が静電型トランスデューサーによるもの．下が従来の圧電型によるもの．

Fig. 4　Comparison of records (1). Upper trace ; record obtained with the electrostatic transducer. Lower trace ; record obtained with the conventional piezoelectric transducer.

ある．次に増幅器のDCバランス調整により輝線をブラウン管オシロスコープの中心付近に描かせて写真撮影した．撮影時は被検者に呼吸停止させておく必要がある．触診で心尖拍動を容易に触れない場合は記録不能であった．ブラウン管オシロスコープの写真撮影は繁雑であり，日常臨床には不適当であるため，電磁オシログラフ，熱ペンレコーダーも併用した．

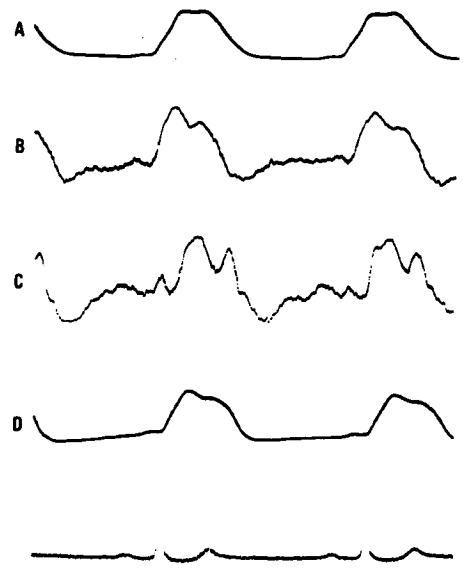
3 成績と考案

F社製TY 303型圧電トランスデューサーによる波形と，本装置の静電型トランスデューサーにより得られた波形との比較を，正常被検者例および心疾患患者例について示す．**図4**は15才の正常被検者によるものである．上の記録が静電型トランスデューサー，下が圧電型によるものである．本例では両者に著明な差異を認めない．更に静電型では振幅の絶対値換算が容易であり，右側に較正値が示してある．病的心についてもトランスデューサーによる差をあまり示さないものが多かったが，一部に差異を示す症例があり，ことに左室肥大を伴っていわゆる抬起性心尖拍動を有する例に多く差異がみられた．その中に，従来の心尖拍動図にいくらかの再検討を要するのではないかと思われる点を認めたものがあった．以下数例を選んで呈示する．以下の記録はいずれも時定数2.0秒である．**図5**は29才の甲状腺機能亢進症患者である．図5のAが静電型トランスデューサー，図5のCが圧電型による記録である．a波も，収縮期後半部も波形が異なるが，ことに著明なものは0点の深さの違いであり，静電型によるものは0点が浅くRF波も明瞭でない．この差が何に由来するものか検討するために，記録部胸壁の圧迫を試みた．両記録法の差は，本質的には胸壁に接触するか否かの点にあって，静電型では胸壁が，いわば無負荷の状態であるのに対して，圧電型では記録部位を



第5図 比較例(2)．甲状腺機能亢進症患者のACG．A，Bが静電型トランスデューサー，Cが圧電型によるもの．Bはゴム球で記録部胸壁を圧迫してある．

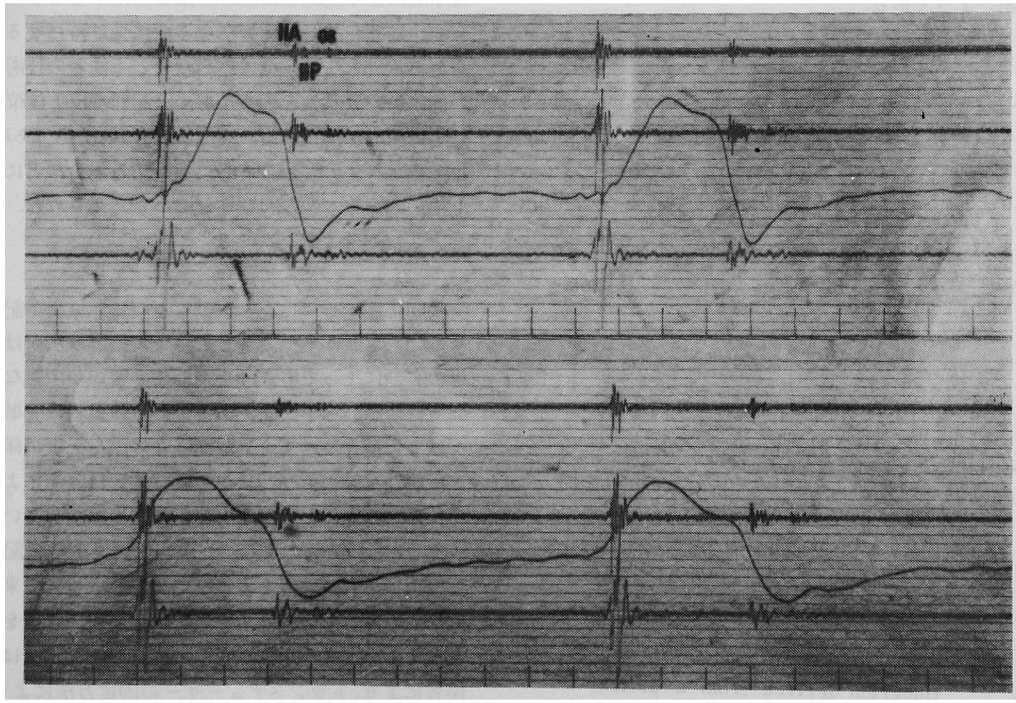
Fig. 5 Comparison of records (2). Derived from a patient of hyperthyreose. A & B ; records obtained with the electrostatic transducer. C ; record obtained with the piezoelectric transducer. Record B shows an ACG under the pressure of chest by a rubber balloon.



第6図 比較例(3)．鬱血型心筋症患者のACG．A，B，Cが静電型トランスデューサー，Dが圧電型によるもの．Bは軽く，Cは強く胸壁を圧迫してある．

Fig. 6 Comparison of records (3). Derived from a patient of congestive cardiomyopathy. A, B, C ; records obtained with the electrostatic transducer. D ; record obtained with the piezoelectric transducer. Records B and C show the wave form of ACG under the pressure of chest.

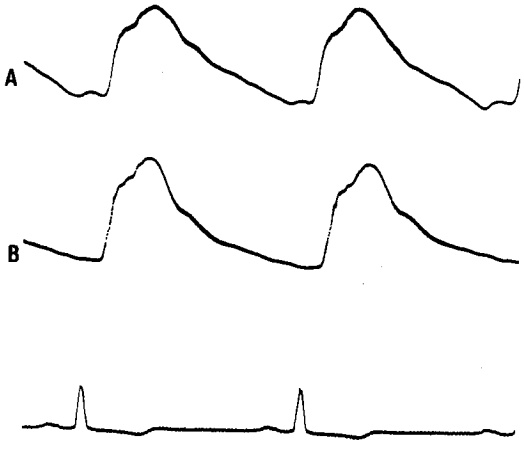
圧迫することが避けられない．そこでこの圧迫を静電型で行うことにより，0点の深さに差を生じるかどうかを検討した．直径約1cmの薄いゴム風船球を作り，これを静電型トランスデューサーの電極表面に両面接着テープで貼りつけ，このゴム球で胸壁を圧迫しながら記録したのが，図5のBである．図5のAに比較して0点は著明に深くなりRF波も現われ，a波も収縮期後半部も，圧電型トランスデューサーによる記録Cに相似してくることが判る．ゴム風船は強く空気を入れた固いものから，わずかに空気を入れた低圧型のものまで種々のものを試みたが，0点の深さは空気圧，つまり胸壁への圧力に比例して大きく変化することが判った．このことは**図6**で更に明らかである．図6は51才のうっ血型心筋症患者の心尖拍動図である．A，B，Cが静電型トランスデューサー，Dが圧電型によるものである．Aは普通に記録したもので，いわば無負荷の記録である．Bは低圧のゴム球で記録部胸壁を軽く圧迫したもの，Cはそれより高圧のゴム球で強く圧迫したものである．0点は圧迫に比例して深くなり，B，Cでは圧電型のそれより深くなる．a波も同様に増高して，Cでは著しく高い．A/E-0比を測ると，記録Aではおよそ7％，B，C，D，でそれぞれ9％，17%，8％となる．次に収縮期波の変化を観察すると，Aではほとんど台形に近いが，圧迫を加えるにつれて立ち上り時間が短縮し，systolic plateauを維持することができないで，圧迫により収縮中期の切れ込みを生じてくる．このように収縮期波の形も，記録部位に加わるトランスデューサーの圧力に依存するところが大きいことが明らかになった．以上は主に波高に関する考察であるが，次に時相に差異を示した例をあげる．**図7**は32才の軽症僧帽弁狭窄症の心尖拍動図である．上の記録が静電型，下が圧電型トランスデューサーによるものである．0点の時相に注目してみる．一般に0点は僧帽弁開放音にほぼ一致するが，正確ではないとされている[6]．この例でも圧電型トランスデューサーによる記録で，0点はopening snapより早く出現し，IIpとopening snapのほぼ中間にある．ところが静電型では更に早く，IIpに近いところに出現してくる．このように波形



第7図　比較例(4)．僧帽弁狭窄症患者（軽症）のACG及びPCG．上の記録が静電型トランスデューサー，下の記録が圧電型によるもの．

Fig. 7　Comparison of records (4). ACG and PCG derived from a patient of mitral stenosis. Upper traces ; record obtained with the electrostatic transducer. Lower traces ; record obtained with the piezoelectric transducer.

の出現時期が異なる場合は，早く出現する方がより忠実に心内現象を伝えていると考えるべきであって，この場合の急速流入期はIIpに近いところから始まっていると考えねばならない．0点を利用して左心室の等容弛緩期を測定する場合など，この症例では圧電型の波形を使用すれば誤差を生じることになるであろう．0点の時相は，これまでに記録比較した症例の約半数で静電型の方が早く出現し，圧電型の方が早い記録例は，今までのところみられない．しかしどの様な疾患または体形で差異を生じるのか，現在のところ充分明らかでない．以上は心尖拍動図について例示したが，次に頚動脈波について1例を示す．**図8**は大動脈弁閉鎖不全の例の頚動脈波であって，dicrotic notchが明瞭でない．上が静電型トランスデューサー，下が圧電型による頚動脈波である．頚動脈波は心尖拍動図と異なり，両者の間にあまり大きな差がみられないが，静電型の方に心房波が明瞭にみられる．頚動脈波では記録部位を圧迫したり，あるいは振動系に余分な質量を付加したりしない静電型トランスデューサーの方が，細かい変化を観察し易いようである．



第8図 比較例(5)．大動脈弁閉鎖不全症患者の頚動脈波．上の記録が静電型トランスデューサー，下の記録が圧電型によるもの．

Fig. 8 Comparison of records (6). Carotidogram derived from a patient of aortic insufficiency. Upper trace ; record obtained with the electrostatic transducer. Lower trace ; record obtained with the piezoelectric transducer.

さて心臓と胸壁のcouplingの状態は，心尖拍動図記録についての大きな問題点であるが，音響インピーダンスの面から考えると，胸壁を圧迫することば，胸壁の脂肪組織その他を一時的に加圧圧縮して密度を上げ，コンプライアンスを高めることになつているわけであって，心尖の動きを速くかつ忠実に伝える上に有利に働いていると考えることができる．しかしその反面，圧迫によって心尖の動きに制限が加えられるおそれがあり，また圧迫が常に均一に行われないと，心尖拍動図波形の時相や，内方運動期と外方運動期の波形伝達に差を生じるおそれがある．しかし均一な圧力を加えることは不可能であって，たとえベルトなどによってトランスデューサーと同じ強さに固定しても，心尖拍動の内方運動期と外方運動期では胸壁に加えられる圧力が異なり，しかもそれは心尖拍動の振幅に依存するため，各被検者の体型により，疾患により異なることになる．この様に均一の条件での記録が本質的に困難な検査法であることから，本法のごとき無負荷状態での記録法が，利用の方法によっては有用な場合があろう．たとえば本法による記録を従来の方法と併用することによって，長期間の経時的観察を本法に受け持たせるならである．本法はすでに述べたごとく検者の技術の巧拙に影響されるところがなく，記録部位と体位を一定に保てば常に一定の波形が得られるからである．ことにA/E-0比を経時的に観察する場合などには上述のごとく本法が客観性が高いと考えられる．

4 結 語

胸壁に接触せずに心尖拍動図を直流領域まで記録する装置を試作した．本装置は心尖拍動検出率は従来のものに比して劣り，心尖拍動の触知が困難な症例では検出記録不可能であるが，その装着は簡単であって習練を要さず，記録部位と体位を一定に保てば再現性が極めて高い．得られた波形は症例によっては従来のものと差異を有し，ことに著明な違いはa波と0点の振幅である．このいずれも胸壁の記録部位に加えられた圧力によって変化を示し，従来の方法でもこれらの振幅を論ずる場合には，圧力を一定にする必要性が示唆された．従来の記録法では，検者により，トランスデューサーの固定方法により，またトランスデューサーの種類によって，この圧力は不定であり，この圧力が波形に及ぼす影響は比較的等閑視されていた．しかし例えばA/E-0比等は，この圧力に依存して変動を示すことが明らかとなっ

た．また時相についても，本法と従来の方法で若干の差異がみられる場合があった．

本論文の要旨は第30回日本循環器学会中四国地方会に発表した．

（長島教授の御校閲を深謝する）

文　献

1）Wiggers, C. J.: Studies on the consecutive phase of the cardiac cycle. Am. J. Physiol. **56**：339, 1921.

2）Benchimol, A., Diamond, E. G. and Carson, J. C.: The value of apexcardiogram as a reference tracing in phonocardiography. Am. Heart J. **61**：485, 1961.

3）Weissler, A. M., Peeler, R. G. and Roehill, W. H.: Relationships between left ventricular ejection time, stroke volume and heart rate in normal individuals and patients with cardiovascular disease. Am. Heart J. **62**：367, 1961.

4）沢山俊民：心機図．新内科学大系．31—B，P 104，1975，中山書店，東京．

5）Diamond, E. G.: Precordial vibration clinical clues from palpitation. Circulation **30**：284, 1964.

6）Tavel, M. E., Campbell, R. W., Fugenbaum, H. and Steinmetz, E. T.: The apexcardiogram and its relationship to hemodynamic events with the left heart. Brit. Heart J. **27**：829, 1965.

Electrostatic transducer of apexcardiogram

Yoshihisa ISHII, Kazuhiro HIRANO, Tatsuya KAWAI, Daiji SAITO and Shoichi HARAOKA

The First Department of Internal Medicine, Okayama University Medical School

Okayama 700, Japan

(Director : Prof. Hideo Nagashima)

Apexcardiogram by mean of non-invasive method may be more usefull provided that the technique for the transducer attachment was easier and reprodusable. In this report, some attempts on the transducer of apexcardiogram were described.

A precordial electrode was placed about 1.5 mm above the chest wall of a patient. The electrostatic capacitance between the electrode and chest wall was transmitted to the CR oscillator and it modulated the frequency of pulse train generated with the oscillator. The signals were led to a conventional D.C. recorder or a cathode ray oscilloscope.

There was no remarkable differences of the wave pattern between the apexcardiogram obtained by our method and by conventional piezoelectric transducer in normal cases. In some patients, however, some differences were observed especially in the depth of O-wave. The depth of O-wave increased in accordance with a rise in pressure of the transducer to the chest wall using the conventional method.

The observations suggest that the A/E-O ratio might be varied depending on attaching pressure of the transducer to the chest wall.