

超音波リフレクトスコープによる心臓壁の動きの連続記録

The use of ultrasonic reflectoscope for the continuous recording of the movements of heart wall

Edler I*, Hertz CH**. *Kungl. Fysiografiska Sällskapets I Lund Förhandlingar*. 24:40-58, 1954

はじめに

心臓のポンプ機能の効率は、基本的に心腔容積の周期的な変化と弁機能によって決まる。拡張期と収縮期の心腔容積の差が大きければ、心臓壁の運動も大きいと考えられる。弁狭窄あるいは弁不全の患者では、心腔容積の変化の曲線が正常と異なるはずである[1]。従って、心周期における心腔の容積変化あるいは心臓壁運動を表示する方法があれば、心機能の検査に有用と考えられる。X線動態撮影(roentgenkymography)および電気動態検査(electrokymography)は、心周期における心臓の輪郭の変化の検査手段である。Rushmerら[2]は、無麻酔でイヌの左室容積の連続的な変化を記録している。しかし彼らの方法は、心室内にインダクタンスゲージを挿入する方法で、動物実験にしか使用することができない。近年、毎秒数回撮影できる連続心血管造影が、収縮期、拡張期の心腔容積の変化の評価に重要な方法となった。この方法は臨床で、特に僧帽弁膜症の検査に使用されるが、麻酔下で行なう必要があり、時間がかかり、リスクも伴う。

心臓の周期的運動を記録する方法がこの他にも多く報告されているが、超音波を使う方法の報告は1つしかない[3]。しかしこれは本稿に紹介する方法とは基本的に異なるもので、60キロサイクルの連続波を心前部から胸廓後部に通過させる方法である。この場合、音波は心臓やその他の構造を通過し、そこで吸収、反射、散乱によって減弱する。胸廓の背後で強度を計測すると、心位相の周波数に一致してこれが変化することが知られているが、強度の変化と心腔容積の間に相関はない。

前述の方法はいずれも、内壁の実際の動きをることはできないが、内壁の動きは心臓の運動の研究にも、心疾患の診断にも重要である。そこで、既に数年にわたって産業界で物体の非破壊検査法として良く知られている方法[4,5]を利用することを考えた。

実験方法

超音波リフレクトスコープ(supersonic reflectoscope)として知られる方法は、電気的に励起したクリスタル(石英結晶)が発生する短い超音波パルスを利用し、これを検査する物体に入射する。これは、円板状のクリスタルを検査物体の表面に直接密着させて行なうが、

クリスタルと物質の表面の間に薄い油膜を用いることで音響的に密着させることができ。物体内部に境界面があると、これに音波が当たってその一部が反対方向に反射し、この反射音波(エコー)がクリスタルに到達すると、クリスタルはマイクロフォンのように動作する。物体中の音速が既知で一定とすれば、音響パルスの発生からエコー受信までの経過時間から、クリスタルと反射境界の距離がわかる。この時間差(距離)は、CRT画面上で直読できる。このCRTは、クリスタルを励起する電気信号を生成する電気機器の一部に組込まれている。クリスタルは、この装置と長さ3mの同軸ケーブルで接続されている。

CRT画面の左側に、入射パルスはOの位置の垂直信号として認められ、それぞれの反射エコーは右側に垂直信号として表示されている。CRT画面のX軸上の入射信号とエコー信号の距離は、クリスタルと境界面の距離に比例する。さらに、エコー信号の高さは、エコー強度を示す。

実験に使用した装置は、Siemen Reiniger社(Erlangen, ドイツ)製 Ultrashcall-Impulsgerätである。この装置では、パルス長、強度は可変であるが、使用パルス長は $2 \sim 5 \times 10^{-6}$ 秒、最大パルス強度は約 $2W/cm^2$ とした。パルス反復率は200/秒、音波の周波数は0.5, 1, 2.5, 5Mc(メガサイクル)から選択した。

以下の実験ではほとんど2.5Mcを使用した。周波数の選択にあたっては、幾つかの要因を考慮する必要があるが、特に重要なのは検体内の音響吸収、および回折による音響ビームの開散である。音波の吸収は、組織[6,7,8]、血液[9]、いずれにおいても周波数が高いほど増大するので、できるだけ低い周波数が有利である。一方、パルス長は短いほど回折が減少し、また組織、血中の波長は短いほど鮮明なエコーが得られる。本実験のように径12mmの円板状クリスタルを使用する場合、2.5Mcが最適な妥協点であったが、12歳以下の小児では、しばしば5Mcの方が良い結果が得られた。

本実験に使用した装置は、電子的な「レンズ」を備えており、拡大してCRT画面のX軸上でエコー信号の観察を容易とできる。検査に有用であった。また、時間スケールが、画面のX軸上に破線で表示されている。このスケールの目盛は、入射エコーとエコーの間隔、すなわちクリスタルと所定の均一な媒体内の反射面の距離をcmで表示できるように調整できる。本研究では、血液あるいは筋組織の音速がほぼ等しいとし

* Medical Clinic, University of Lund (ルンド大学内科)

** Dept. of Physics, University of Lund (ルンド大学物理学部)

て、CRT画面上のスケールでクリスタルと反射面の距離をcmで直読できるように設定した。

摘出心臓による予備実験

本法では、前述のように検出できるのは反射境界面のみである。従って現状の目的には、血液一心臓壁境界がこの条件を満たすことを確認する必要がある。これは、血液と筋組織の音響インピーダンスがほとんど等しい[10,11]を考えると自明とはいえない。従って、生きた心臓の研究の前に、摘出心臓による実験が必要である。図1に、最もよく説明できる写真を示した。これは横断したヒトの心臓を上から見たところで、左から右に、左室、右室、右房が見える。いずれの心腔も水で満たし、超音波リフレクツコープのクリスタルを、音響ビームが水面下で心臓を貫通するように外壁に当てる。CRT画面上のエコー図を図2に示す。図からわかるように多くのエコーが発生しており、一見しただけではエコーと心筋壁との関係は不明である。しかし、図3のようにそれぞれの図を半切して超音波ビームの方向に並べると明瞭である。音波が横断するそれぞれの水一心筋境界が、CRT画面上にエコー信号として表示されており、右房一右室間の薄い壁も表示されている。心臓壁が弯曲したり不規則な部位では、幅広いエコー信号が見られるが、これは幅12mmの超音波ビームの中で、クリスタルと反射面の距離が一定しないためである。一方、右房一右室間の壁は、超音波ビームに対して正確に直交するように人工的に伸展させているため、鋭いエコー信号となっている。心臓を通過後の超音波ビームが外壁に当たる部分の複雑なエコー信号は、おそらくこの部位の心臓の強い凸形状によるものであろう。当然のことながら、音響ビームの方向を変えると、エコー信号の高さ、幅は大きく変化する。この実験は、水面下の心腔の形状を写真にとれるように水中で行なった。その後の実験では、心腔を水に代えて血液で満たしが、結果は見ずの場合と同じであった。

前述の心臓壁とエコー信号の対応が正確であることを確認するため、次の実験を行なった。太さ約0.5mmの注射針を、図1に示すように心臓の上から心腔内に、超音波ビームを横切るように刺入した。これにより、針の反射によるエコー信号が加わる。図4a～cのエコー図の下段は、既に図2に示したように針のない状態である。図4aでは、針が右房内に、4bでは右室内に、4cでは左室内にある。エコー図からわかるように、針のエコー信号は常に刺入した心腔の壁の間に現れている。針を心腔内で超音波ビームの方向に一方の壁から他方の壁に動かすと、針のエコー信号もそれぞれの壁の信号の間に移動する。

また別の実験では、仔牛摘出心の右房のエコー図を検討した。心臓カテーテルを心房内に挿入し、心房の容

積を様々に変化させて、心房の内側壁からのエコー信号の変化を観察した。この実験で、内壁からの予想外に大きな反射は、心内膜を除去すると明らかに減弱することから、これが心内膜によるものであることが分かった。これは、J. J. Wild & J. M. Reidによる筋組織のリフレクツコープの実験結果とも一致するものである[12]。しかし、この仮説を支持する確実な証拠は得られていない。

さらに簡単な実験により、心耳内血栓もこの方法で検

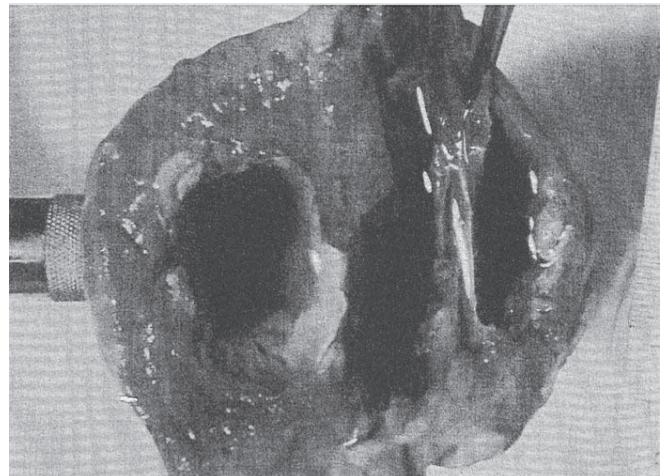


図1. クリスタル(石英の結晶)を摘出したヒトの心臓に当てたところ。周波数2.5Mc。

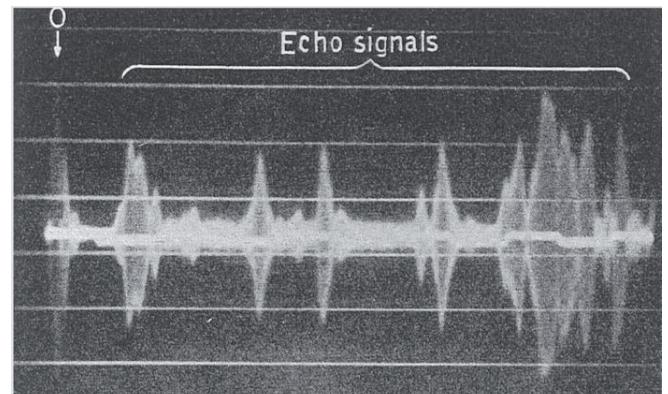


図2. 図1から得られたCRT画面上のエコー図。O:入射パルス信号。

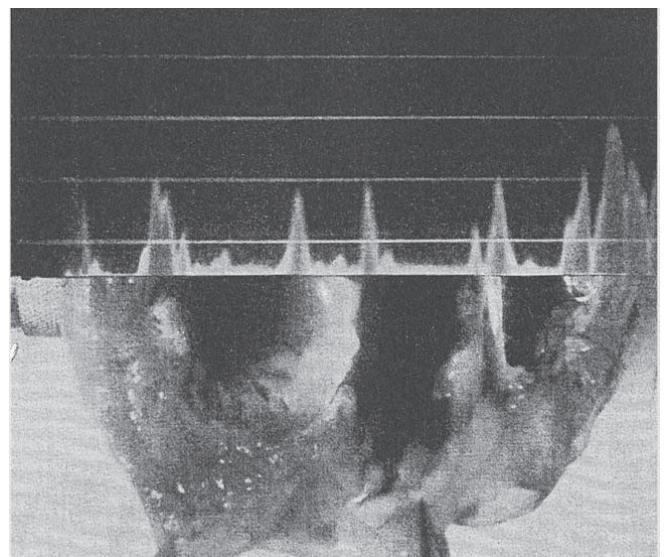


図3. 説明は本文を参照

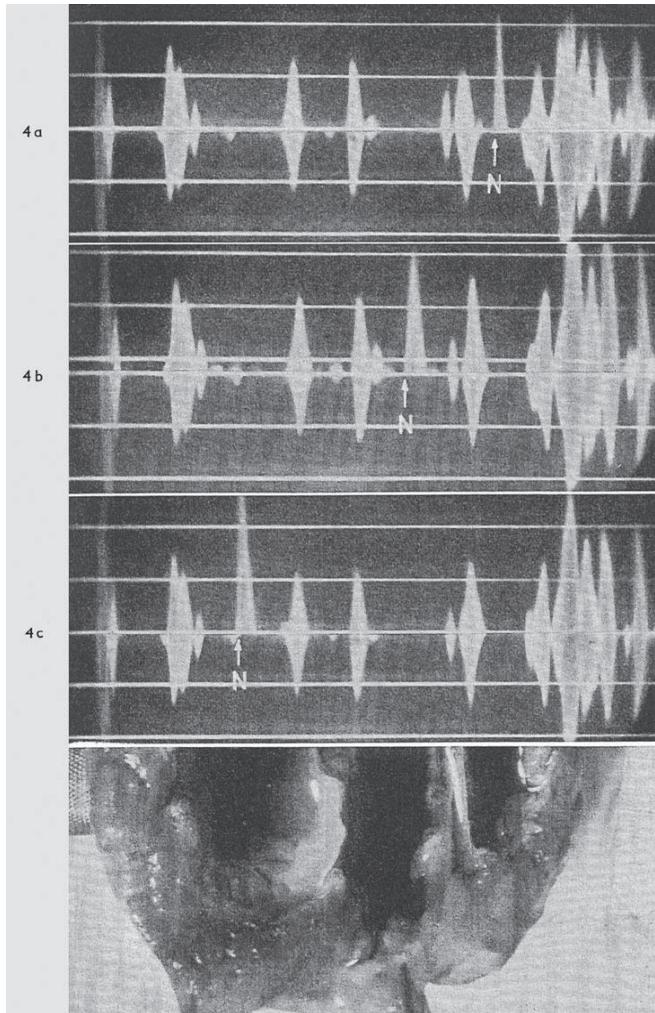


図 4. 注射針を右房 (4a), 右室 (4b), 左室 (4c) に刺入した状態のエコー図. 針のエコー信号 (N) が認められる.

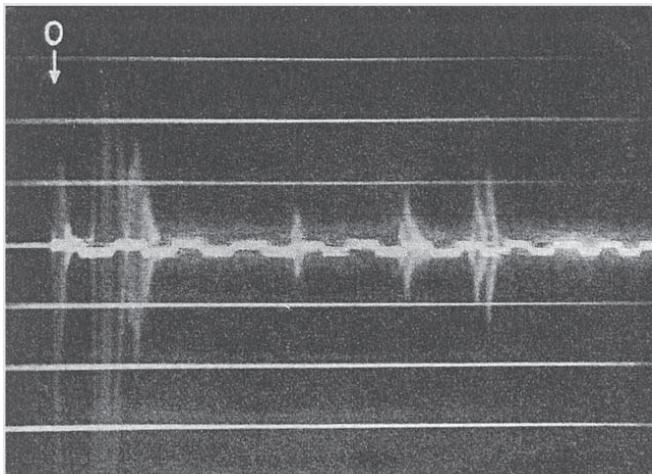


図 5. 心拡大の患者の心前部にクリスタルを当てて得られたエコー図.

表 1

	入射部からエコーまでの距離 (cm)	X線で計測した前胸壁から心臓後部までの距離 (cm)	総心腔容積 (mL)
E.L.	16	17	2440
A.L.	9.7	10.5	
B.N.	8.8	9.5	510
M.L.	12	13	
E.B.	11.3	13	1185
G.M.	12.2	13.5	1090

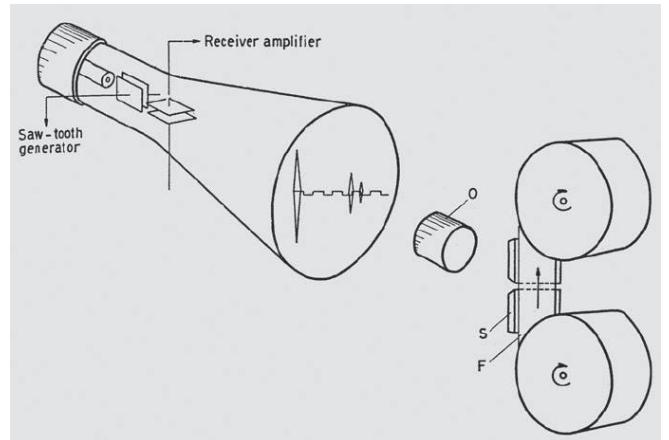


図 6. UCG 曲線の記録装置.

出できることが分かった. これは臨床例の診断に興味深いところであるが, やはり更なる実験が必要である.

ヒトにおける実験

前述の予備実験に続いて, 超音波リフレクツコープ法の生きたヒトの心臓の動きへの応用を開始した. いずれの症例でも, 径 12mm の円板状クリスタルを心前部に直接当てた. 図 5 に典型的なエコー図の CRT 画面を示す. この症例は心拡大の患者であった. 入射信号 O と画面の X 軸上エコー信号の距離は, クリスタルと心臓内の反射面の距離に比例する. 筋肉と血液中の音速はほぼ等しいので, 音波が筋肉や血液を順次通過しても, この関係はかなり正確に保たれる. 従って装置上の時間スケールを, 入射パルスとエコー信号の間隔を cm で直読できるように設定できる. 図 5 の時間軸の一目盛は, 筋肉あるいは血液中の音波経路 1cm に相当する.

心臓の内壁あるいは外壁からの反射により生ずるエコー信号をこのような形で評価することには, 2つの理由がある. 最も重要なことは, CRT 画面上のエコー信号が, X 軸方向にも振幅方向にも, 心臓の動きの周波数に応じて変動することである. これは, CRT 画面上のエコー信号を正しく解釈する上で非常に便利である. 上述の摘出心の実験では, 反射は血液と心臓の境界面で起こることが考えられたが, この仮定には矛盾ない. さらに, クリスタルを心前部以外の胸部に当てるとき, このようなエコー信号はみられない. これは, 含気のある肺組織の高周波音波に対する吸収係数が非常に大きいためである.

この肺組織による高周波音波の大きな吸収と骨格系による強い反射 [13] のため, 音響ビームはこれらをできる限り避けて入射する必要がある. クリスタルを心前部の肋間の皮膚に当て, 超音波ビームを心臓に向ける場合, 正常大の心臓の患者では 4~11cm の位置に 1 つ以上のエコーが認められる. クリスタルを左第 4 あるいは第 3 肋間に当てるとき, 最も良いエコー信号が得られる. 正常成人では, 左第 4 肋間胸骨縁で超音波ビーム

ムを矢状方向に向けると、入射位置から 9~11cm の位置に後部エコー信号が得られる。心臓が拡大している場合、後部の反射面は前胸壁から大きく離れた位置に見られる。表 1 に、様々な心腔容積について、エコー信号で計測される後壁までの距離と、X 線写真で計測される前胸壁から心陰影後部までの距離の比較を示す。胸骨左縁を通る断面で、心臓矢状径は最大となるので、X 線フィルムで計測した距離は超音波ビームの通過する断面に相当する。この表から、後部エコー信号は心臓内にあり、心臓内の隔壁を表わしていることがわかる。この隔壁と後壁までの距離の差は、後壁の厚さに対応し、従ってエコー信号はこの壁の内面に相当する。

音波の経路が肋骨を通過する場合は精度が低下し、心臓壁から全く反射が得られないこともある。クリスタルを心前部以外の場所において、音波が胸壁直下で肺組織に遭遇するような場合は、心臓壁からのエコーは得られない。前述のようにこれは予想されることである。

心拡大がある患者では、心前部の広い範囲でエコーが得られるが、これは胸壁と心臓の間の肺組織が側方に圧排されているためと説明できる。一方、肺気腫患者や肥満体型の患者では、胸壁と心臓の間の肺組織が多いため、エコー信号を得ることが難しい傾向がある。

エコー信号の連続記録

CRT 画面上のエコー信号の動きを目視的に観察しても、心臓壁とクリスタルの距離以上の情報は得られないことから、この動きを記録する連続写真法が必要となる。この目的のために、水平スリット (S)(図 6) を CRT 画面記録用カメラの対物レンズ (O) に取付けた。スリット幅は 0.5mm である。スリットの直後に、24mm Ilford HP3 フィルム (F) を、スリットと直角方向に 1cm/秒で連続的に動かす。スリットは、CRT の X 軸と平行に、やや上方に置いて、X 軸から光が入らず、CRT 上のスケール見えるようにする。エコー信号がない場合は、フィルム移動方向と平行な 1 本の直線となる入射パルス信号以外なにもフィルムにうつらない。CRT 上に一定の非拍動性エコーがみられる場合は、フィルム上でも入射パルスの線と平行な直線として認められる。これら 2 本の線の距離は、クリスタルと境界面の距離に比例する。(本実験のように) エコー信号が X 軸上で拍動している場合は、フィルム上に曲線が描かれる。この曲線と入射パルスの距離は、常にクリスタルと反射面の距離に対応する。このようにして、クリスタルと反射面の距離の時間的変動が、フィルムに記録される。

フィルム速度に対してスリットが比較的大きい為、現状の装置の分解能はそれほど良くない。CRT 上の輝度を大きくすれば、市販の心電図装置と同程度の分解能

まであげることは難しくないであろう。

図 7~11 に心臓壁からの典型的な曲線を示す。この方法は、超音波を利用して心機能の情報を得るものであることから、以下ではこの曲線を UCG(Ultrasonic Cardiogram、超音波心臓図) と称する。以下の図では、前述の電子的に制御した「レンズ」装置を使用している。エコー信号の動きは 4 倍拡大することができ、より詳細な動きの観察を可能としている。各図の横に示すスケールにより、実際の心臓壁の動きを直接測ることができる。フィルム速度は、通常記録、拡大記録とともに同じである。

図からわかるように、CRT 画面のエコー信号の幅も周期的に変化する。これには 2 つの理由がある。反射境界面が平面ではない場合、あるいは音響ビームと正確に垂直でない場合、クリスタルと境界面の距離がクリスタル面上の場所によって異なるため、エコー信号の幅が広くなる。さらに本実験に使用した装置は、ビームに直交する理想的な平面からの反射エコーも、CRT 画面上では細い垂直線とならず X 軸上に非常に狭い底辺をもつ二等辺三角形となる。この底辺の幅は、エコー信号の強度が強いほど広くなる。従って、エコー信号の幅は、パルスが高いほど広くなり、底辺の幅、エコー信号の高さとともに、反射パルスの強度の指標となる。このように、UCG の幅が広いのは、ビームと境界面が直交していないか、あるいはエコー信号が非常に強い場合である。細い線は、鋭いが弱いエコーである。

心臓の各部位の動きに関する情報は、同期した心電図 (ECG) の記録があると解釈が容易となることから、UCG と ECG の同期装置を利用した。UCG の 24mm フィルムを現像後、UCG フィルムの同期マーカーが ECG 記録紙に一致するようにネガを拡大することにより、UCG と ECG の同期が得られた。

暫定結果

クリスタルと反射鏡界面の距離に影響する因子には、胸廓の呼吸運動と心臓の動きがある。これまでの実験では呼吸の影響は小さく、検査中に呼吸停止の必要はない。心周期中の心臓の動きは複雑である。これは、一部は個々の壁の運動とこれに伴う各心腔の容積の変化により、二次的には心臓全体の動きによって決まる。後者は、等尺性収縮あるいは弛緩による心臓の形態変化による動きである。

図 7, 8 は、健常者 2 名の曲線である。クリスタルを左第 4 肋間胸骨縁に置いて、超音波は矢状方向に当てている。心臓壁の反射までの最大距離は、それぞれ 10cm, 9.3cm であった。従ってこの曲線は、心臓背側面のものである。図 7 の拡大図に、心周期中の運動の様々な位相を示した。

図 9 は、大動脈弁閉鎖不全と左室肥大のある患者の

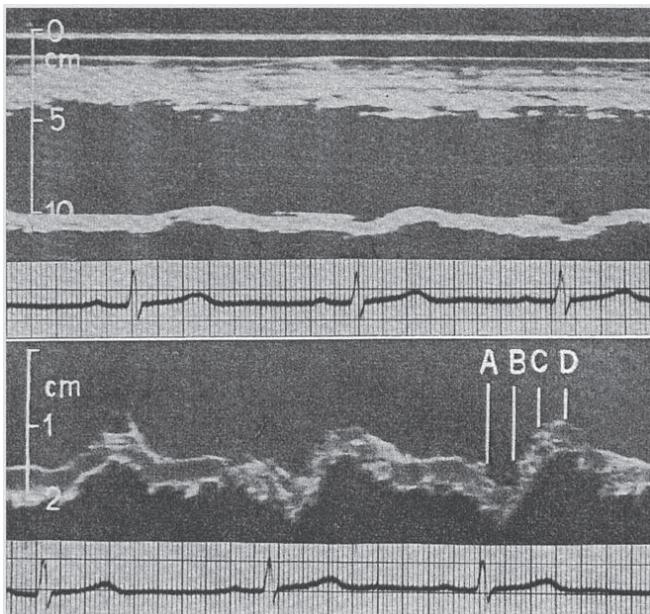


図 7. 上段：全体像. 下段：拡大像. 心臓後壁の動き. A-B: 等尺性収縮による背側への2～3mmの壁運動. B-C: 収縮早期, 最大駆出期で, 壁が急速に腹側に移動している. C-D: 収縮終期, 駆出は減少し, 壁が緩徐に腹側に移動している.

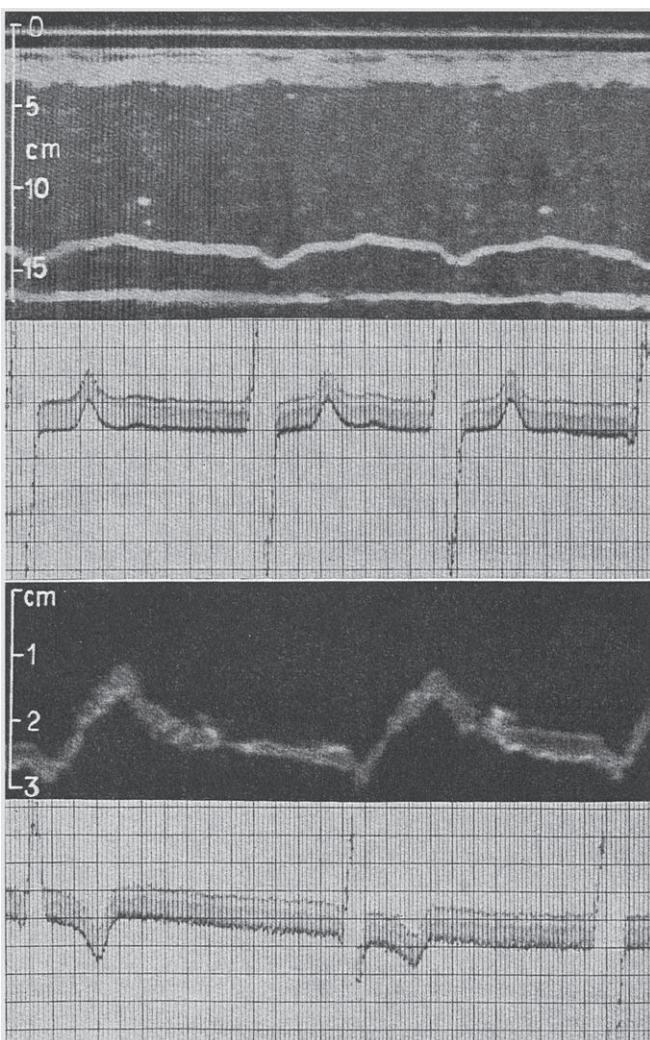


図 9. 大動脈弁閉鎖不全症のUCG. 上段：全体像. 下段：拡大像. 心臓後壁の動きが拡大している.

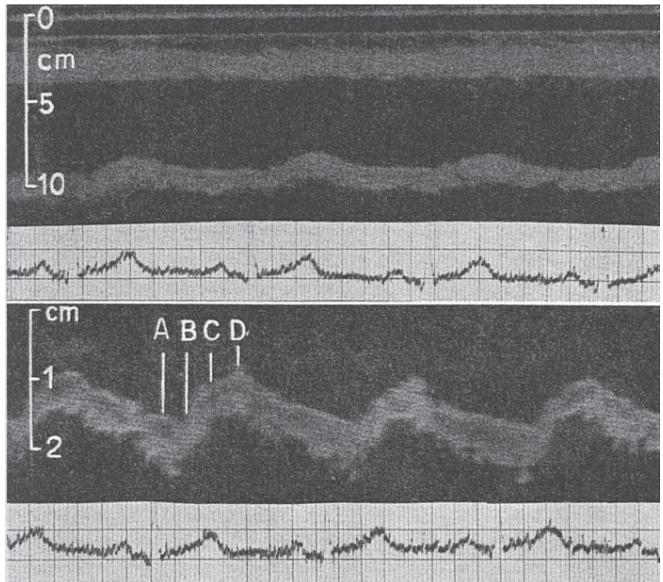


図 8. 正常例のUCG. 上段：全体像. 下段：拡大像. 心臓後壁の動き.

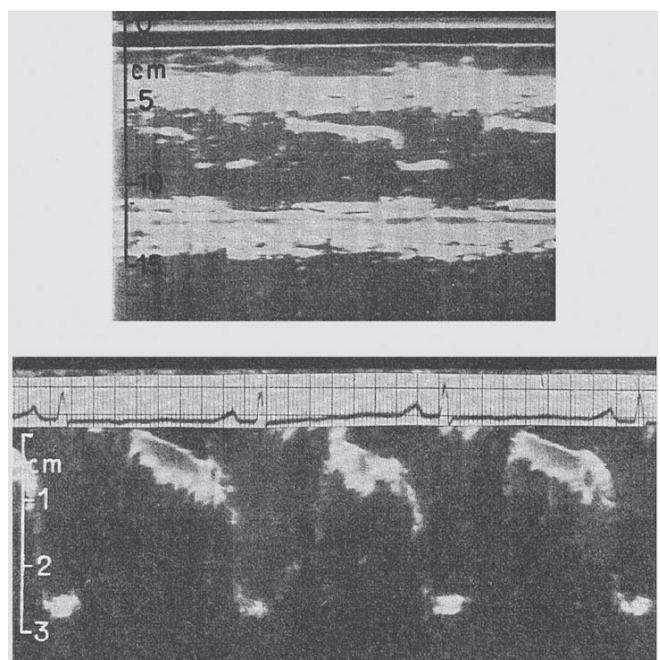


図 10. 僧帽弁狭窄症の左心耳の動きを示すUCG. 上段：曲線は、前胸壁から約6cmの位置の拡張早期の反射面. 下段：拡大像. 房室弁が開放する心室拡張早期から, 反射面は背側に6～7mm移動する. 心電図のP波開始直後に, 反射面は急速に背側へ動く. この動きは振幅約2cm. 心室収縮期に, 壁はもとの位置に戻る.

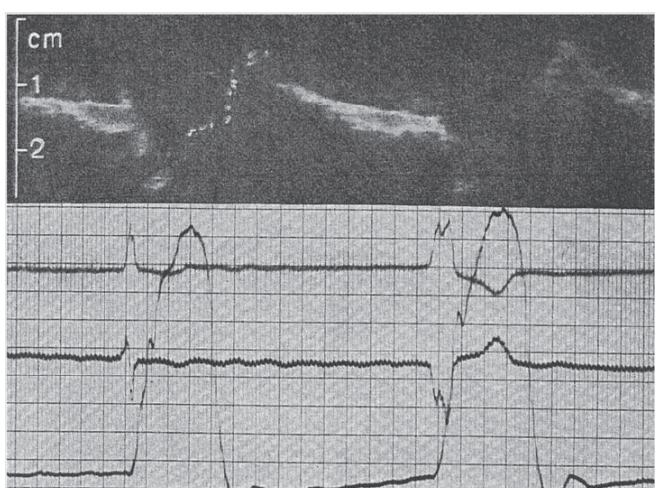


図 11. 心房細動を伴う僧帽弁狭窄症. 図 10 と同じく, 房室弁開放後に背側への緩徐な動きがある. 心室の等尺性収縮期には急速の動きが見られる. 心室の等尺性拡張期には, 腹側に復帰する.

左室後壁の曲線である。正常例と異なり、収縮期に大きな振幅が見られ、拡張早期には背側方向への急速な復帰が見られる。後者は、進行した大動脈弁閉鎖不全における拡張早期の急速な逆流に一致するものである[1]。

幾つかの例で、左第3肋間、胸骨縁から3~5cm外側の左房上で記録したUCGにおいて、深さ5~7cmの位置に非常に急速な運動が見られた。健常例では、このような運動は軽度見られるのみである。しかし全例において、左房収縮時に背側へ約1cmの急速な運動が見られ、心房の動きとの関連が明瞭である。そこで、僧帽弁疾患で左房拡大のある患者でこの動きを検討した。左第3肋間で良い曲線が得られた。図10は、純粹な僧帽弁狭窄の症例である。以前に弁膜切開術が行なわれているが、術後に僧帽弁閉鎖不全の所見はない。曲線は、左房前壁の位置に相当する深さにあり、左房収縮時に急速な背側への運動を示す。実効的な左房収縮を欠く心房細動を伴う僧帽弁狭窄では、この動きは見られない(図11)。いずれの症例でも、心室拡張期の前半では、壁が緩徐に背側に移動する。図11では、心室収縮期における壁の陥凹が見られ、これは左房圧曲線における収縮期の圧低下に相当し、心室収縮による牽引力によるものである。

左心耳上の左第3肋間から得られるエコー信号は、左房前壁の位置に相当する。エコー信号の動きは、左房容積の変化、収縮、心室の動きによる変位によるものである。

要約

- 1) 血液-心臓壁の境界を、周波数2.5Mcの超音波リフレクツコープで検出可能であることを示した。
- 2) この方法を、生きたヒトの心臓壁に応用し、心臓壁の運動の連続的記録が可能であることが分かった。
- 3) 正常および心疾患の左室壁の運動の記録を示した。さらに僧帽弁狭窄における左房壁の動きを記録した。

【参考文献】

1. C. J. WIGGERS, *Circulatory Dynamics*, New York, Grune and Stratton, 1952. Pp. 53 ff.
2. R. F. RUSHMER *et al.* Continuous Measurements of Left Ventricular Dimensions in Intact, Unanesthetized Dogs. *Circulation Research* 2: 14 (1954).
3. W. D. KEIDEL, Über eine neue Methode zur Registrierung der Volumänderungen des Herzens am Menschen. *Zeitschr. f. Kreislaufforschung* 39, 257 (1949).
4. F. A. FIRESTONE, Supersonic reflectoscope, an instrument for inspecting the interior of solid parts by means of sound waves. *J. Acoust. Soc. Am.* 17, 287, (1945).
5. L. BERGMANN, Der Ultraschall, p. 530 (1949).
6. R. ESCHE, Untersuchung zur Ultraschallabsorption in tierischen Geweben und Kunststoffen. *Akustische Beihefte* 2, AB 71 (1952).
7. L. BERGMANN, Der Ultraschall p. 649 (1949).
8. T. HÜTER, Messung der Ultraschallabsorption in tierischen Geweben und ihre Abhängigkeit von der Frequenz. *Naturwiss.* 35, 285 (1948).
9. E. L. CARSTENSEN, K. Li and H. P. Schwan. Determination of the acoustic properties of blood and its components. *J. Acoust. Soc. Am.* 25, 286 (1953).
10. G. D. LUDWIG, The Velocity of Sound through Tissues and the Acoustic Impedance of Tissues. *J. Acoust. Soc. Am.*, 22, 862 (1950).
11. A. H. FRUCHT, Die Geschwindigkeit des Ultraschalles in menschlichen und tierischen Geweben. *Naturwiss.* 39, 491 (1952).
12. J. J. WILD and J. M. REID. The Effects of Biological Tissue on 15 Mc pulsed Ultrasound. *J. Acoust. Soc. Am.* 25, 270 (1953).
13. W. GÜTTNER, G. FIEDLER and J. PÄTZOLD, Über Ultraschallabbildungen am menschlichen Schädel. *Acustica* 2, 148, (1952).