心 内 心 音 と ド プ ラ ー 法 と の 対 比

渡 部 哲
Satoshi WATANABE

緒 言

1942年 K. Dussik¹⁾ によつて超音波の医学的診断の応用への可能性が最初に発表されてから欧米および日本において始められた比較的新しい分野の研究である。我々の行つている超音波ドプラー法は故里村氏によつて1956年に発表され、非常にユニークな方法として²⁾ 海外での評価も高く、心内心音法³⁾ と共に心臓機能検査として本邦のオリジナル⁴⁾ でもある。

超音波は種々の異なつた方法で診断の目的に使用されている。その中で心臓機能方面の研究分野の概要は、まず Dussik によつて始められた transmission method である。Keidel⁴⁾ らのその後の報告もあるが透過法を用いた心臓機能検査として行われているのは、心臓内血液の心搏動にもとづく周期的変化に応じた心臓内透過超音波の減衰度の変化を測定する試みがある。また Doppler method^{5) 6) 7)} を用いた心臓機能検査は里村の後、吉田ら^{8) 9) 10) 11)} の報告がある。一方 reflection technique を用いた最初の試みは1949年 Ludwig, Strothers によつてなされた。反射法は従来胆石、腫瘍等¹²⁾ の診断が主な目標であつた。

1950年に J.J. Wild によつて完成されて本邦での研究者も多く田中¹³⁾、菊地、和賀井らがあげられる。山川は腹腔鏡にこれを応用し更にパルス法の心臓方面の報告をしている。

1956年第2回 International Congress における菊地、和賀井ら¹⁴⁾ の報告は大きく評価されている。この方式は対象に向けて超音波パルスを送り、対象の echo の状態によつて診断をしようとする。この際 echo の検出にはブラウン管の横軸に反射体迄の距離、縦軸に echo の大きさを描かせるのであつて、Unidimensional method (A-Scope technique) と呼ぶ、Edler, Hertz らはこれを心臓に適用し、心臓壁からの echo の出現位置から心臓の大きさ、壁の厚さ等を測定し、更に心搏動に伴うブラウン管上の echo の動きを経時的に撮影して心臓壁の運動曲線を書いて、これを Ultrasoundcardio-

gram (UCG) と称している。これによつて近年彼等の報告では探照子の位置方向を種々に変化させ anterior mitral leaflet (AM) の運動曲線を描き、その拡張期の弁尖部の画像によつて計測を行い、僧帽弁狭窄症の程度を診断することができるとしている。一方1957年 Wild, Reid^{15) 16) 17)} によつて始められた two-dimensional method は echo をブラウン管の縦軸上で光点の輝度変調として現わし、beam を対象に向い横方向に走査して、之をブラウン管の横軸の掃引とを同期させるものであつて、彼はこれを心臓に適用し梗塞部とか冠状動脈とかの表現を具体化している。

Howry らは更に three-dimensional method (Stereoscopic observations) を試みているといわれる。

これ迄述べた²⁰⁾ 方法に対して Doppler 法は対象の運動を利用するものであつて主として心臓に適用されている。しかも現段階ではこの方法独自で解釈の出来ない点が多く、我々はそれをより判然とし進展させるよう心内心音を対比しながらその成績を検討して行くつもりである。また適時他の超音波法とか食道内心音を加味して検討している。

原 理

1) 指向性 (超音波)

超音波の伝播は Huyghens の原理にあてはまる、故に平面円形音源より発射される際の音のエネルギー分布は円板の中心に立てた垂線の周りで、角 θ を開口角とする円錐の中に 90% 含まれる。

その計算式は^{21) 22)}

$$\sin \theta = 1.22 \lambda / d$$

λ ; 組織内での超音波波長

d ; 音源の半径

従つて音源の半径 d が大きく、波長 λ が短い程 θ は小さく、音束の指向性が鋭くなる。その為に超音波の優れた伝播性および鋭い指向性が証明され各種の探索法に利用されるわけである。

Doppler 法の場合音源の半径 3mm、また超音波の組織内で伝播速度 1500m/sec とし beam の θ は約 8° となる。

* 順天堂大学第二内科

1962年12月21日受付

2) 超音波 Doppler 法の原理

超音波の送受信装置を用いて前胸部から超音波（連続波）の細い beam を心臓の目標とする対象部に向けて入射すると心臓の超音波照射部分、すなわち心臓壁、弁その他照射部からの反射波は、その対象の運動によつて Doppler 効果を受けて周波数変調を現わす。それで反射波と直接波とを合成検波するようにすれば、その運動速度に比例した beat を検出することが出来るわけである。

その関係式は

$$f' = f \frac{C}{C - 2V \cos \alpha}$$

$$fd = f - f' = \frac{2V \cos \alpha}{C - V \cos \alpha} f$$

$$\approx \frac{2V \cos \alpha}{C} f$$

$$= \frac{2V}{\lambda} \cos \alpha$$

f ; 超音波周波数 f' ; 反射波の周波数

fd ; beat の周波数 V ; 反射波の速度

α ; 音波方向と物体の移動方向とのなす角

λ ; 超音波波長

C ; 超音波の体内伝播速度

装 置

我々の方法は阪大原法と殆んど同様ではあるが発振器、受信検波器^{2) 9)}に改良が加えられ更に増巾器及び濾波器の一部にも多少の変更を試みてある。

装置のダイアグラムは第1図に示した。送信部即ち高周波発振器、超音波振動子であり、受信部は超音波振動子、受信検波器、低周波増巾器、可変周波濾波器、指示器（ブラウン管、スピーカー、受話器）であつて、記録は電磁オシログラフにて行う。

図 1 ブロック・ダイアグラム

電気的規格の大略を下記に列挙すると次の通りである。

※ 電気的規格

1. 送信部

出力周波数	3Mc/s
出力電力	5W
主発振	ハートレー形式 (E.C.O)
主発振周波数	1.5Mc/s
待機開閉器	送信時のみ閉じ待機時開く。

2. トランスデューサー

チタン酸バリウム
10φ 同心二分極型

3. 受信部（ドップラーセクション）

検波方式	プレート検波
前置増巾部	CR 帰還型ハイパスフィルター傾斜 120db/OCT
選択増巾部	並列 T 型連続可変選択増巾器
終段増巾部	A 型振動子に結合

4. 電 源

商用電源使用

ドップラーセクション全段に互りヒーター直流点火

高周波発振器は出力電力 5W の自励発振器で出力周波数は 3Mc/s を用いる。この場合に主発振電力増巾方式 (Master Oscillator Power Amplifier System 略して M.O.P.A. 発振器) を用い主発振周波数は 1.5Mc/s である、この形式をとると阪大の様な自励発振器に比べ強力超音波発振の安定度が良好となる。

3 Mc/s という周波数にした理由は心臓運動に依る Doppler signal の周波数が 100~1000c/s 程度となりイヤホン、スピーカーで聴きながら対象を探るのに好都合の為である。

この様な電気的振動をチタン酸バリウム振動子に送り

図 2

図 3 (B)

図 3 (A)

図 3 (C)

図 4

超音波を発振させるわけである。超音波の生理作用の主な要因である Cavitation は $300\text{mW}/\text{cm}^2$ 以上の強度で生ずるとされており、この程度の強度でしかも短時間の使用では副作用はない。

受信部の検波方式はプレート検波であつて振動子の base は送受波共通し正電極を 10ϕ 同心二分極型とした。図 2 に金属性ホルダー及びチタン酸バリウム振動子の構造を示した。同心円状 2 分割の中央の 3mm の円板を送波用、外側のリング状の部分を受波用とする。照射角 θ は約 8° であり、これによる Doppler 感度範囲は略 $1\text{cm}\phi$ の beam 状のものとなる。

受信部の検波方式は五極管陽極検波を用い、フィルターを含まない低周波増巾器の増幅度は略 60db である。阪大ではグリット検波にしているがこれを使用すると noise が増える。

又低周波増巾器の増巾度が阪大は 60~80db となつて

いるが、これも noise が増え記録が不純になる傾向がある。

濾波器は Band-pass filter で並列 T 型連続可変選択増巾器を用いてあつて、この Band-pass filter は High

図 5

図 6 VALVULAR SIGNAL
Normal Dog

Tricuspid Valve 1000c/s

Mitral Valve 1000c/s

Pulmonal Valve 1000c/s

Aortic Valve 1000c/s

pass filter+Selective filter とからなっている。Q は 4.7~10 で低周波数に行く程 Q は大となる。第3図にフィルター特性をあげたが A 図にあげたほかに B 図のフィルターの機械も使用している。尚 Q は A 図のフィルターで測定してある。又我々は他の 1 台に High pass filter を用いても見ている。しかし主に使用しているのは A (図3) のフィルターである。図4に装置の回路を示した。

実験成績

阪大故里村氏によつて創始されたドブラー法は極めてユニークな方法であるが、従来発表された成績のみから見ると臨床成績の解析に多少の検討を要するものがあると思われる。

1) 動物実験

私たちは一昨年来本法を追試して来たが^{2) 7) 9) 10) 11)}基礎的吟味について述べれば、犬の露出した心臓にその拍動による knocking を避ける為に薄い円盤状の探照子を心臓の各弁口部に縫いつけて直接弁膜にあてゝ記録すると図6のように美しい弁膜の開閉 Signal が得られる。この際探照子を縫いつけた心臓壁との間に摩擦を少くするために流動パラフィンを充分につけた。

2) 模型実験

私たちは胸壁からの Doppler signal に血流振動の影響の大きいことを感知しこれを主張して来たが²³⁾、第7

図のように eddy current の影響の大きいことを示した。流動パラフィンの油槽内に金属板を回転させ中心に向け探照子を当てると図のような成績を得た。time marker によつて回転翼の位置と時相が明らかにしてある。実験 I の最上段 I の記録では回転翼が照射軸を過ぎる C の時点で最も大きな signal を得られ、それぞれ回転翼が探照子に対向する B, D にも少々小さな高調シグナルが得られる。探照子を上方にあげて回転翼によるいわゆる eddy current のみを記録するようにすると II (中段) のように C は小さくなつて B, D は大きくなる。III (最下段) は eddy current を少くする目的で液面を回転翼に近づけると (I) と同じ位置であるのに B, D は小さくなる。C は不変、又実際の心臓でも弁膜に直接超音波が当らぬ時弁膜によつて起されたこのような eddy current の signal が問題になる。

又厚い楕円型のゴム球に流動パラフィンを充満し、これに脈流を与えると探照子の装着部位によつて局所の流速変化に応じて異なる A, B, C の Doppler signal を得ることが出来る。

図9の実験 III はこれに弁膜を装着した場合との比較である。矢印のように弁膜の開鎖シグナルが記録されるが一方弁膜の存在なくとも流れの decelerate される時相に一致して可成り snappy な signal が得られる。阪大では、高調で持続時間の短い signal を弁膜振動に限つ

図7 Experiment. I

図 8 Experiment II

図 9

で考えているが^{9) 24)} 血流振動によつても尙同様の signal の得られることを主張したい。又反射体がなくとも純流動パラフィンの液体でもこのような反射変調波が生じることを示した。又超音波ドプラー法はその軸上の振動に対しては深さによる差を必ずしも明確にすることは出来ない。第 10 図の様に 2 本の流れをそれぞれ単独又は同時に起させると図のような記録が得られる。即ち深

さの違う 2 個の流れによる変調波は互に干渉し或いは合成されてシグナルは粗くて大きくなる。図 11 のように心内には左右両心室或は肺動脈大動脈においてそれぞれ可成り複雑な血流が壁を隔てゝ時に平行し、時に干渉しあつて存在することが考えられる。胸壁から得られる Doppler signal の解析にはこれらの要因も無視することは出来ない。次に更に超音波ドプラー法は胸壁を隔てた

図 10 Experiment IV

図 11

心内血流

物体の振動を知ることが出来る特徴をもつが、この場合探照子の接触する壁面自体の振動も影響がある。私達は胸壁上にリングを置いてこれに約 5mm の厚さに流動パラフィンに充たし胸壁振動の影響をさけて直接記録した。殊に胸壁の thrill が極めて大きく影響する、これら

は臨床上に應用するに當つて考慮される可きである(図12)。次に私たちは同時に2個の探照子を用い発信探照子の方向を異にした記録を比較した(図13)。

先に示した様に同一束上の深さの違う振動に対しては Doppler method の分析は困難であるが、この様に照射束(軸)を交叉せしめると深さによつて特定のシグナルを得られる事が考えられる。本例では P_2 (二音肺動脈成分) のみが記録されている。この外の例えばパルス法等の併用と共に今後に残された問題であろう。尙第14図の模式図はまた照射束上に血流方向が存在する場合には直接方向に比較して相対的に大きなシグナルを得ることを示した。実際の臨床例で室中隔欠損症で短絡によると思われる雑音を照射方向によつて極めて大きく記録出来ること等はその為と考えられる。

臨床成績並びに考察

検査の対象は順天堂大学医学部第二内科の入院及び外来患者で、その内訳は表1に示した。

阪大では 1000c/s の高調シグナルは専ら弁膜シグナル^{8) 9) 10) 24)}に帰着させ、その出現時間の時相を測定し

図 12 M. S. I.

図 13 Experiment

Normal

S. W. 29 Y. M.

僧帽弁膜症、高血圧症、その他心疾患について診断に役立つことが出来ると報告している^{9) 25)}。最近の動向は血流振動の影響も高調シグナルの一因に考えている様である。1961年には²⁷⁾ American Heart Journal に吉田らはパルス法等と対比し報告している¹¹⁾。私達が再三述べて来た様に超音波ドブリングナルだけからの

報告に対しては批判的にならざるをえないのが、現状である。しかし心内心音法又その他の完成された方法を併用するならば分析に完璧さが得られよう。パルス法 scanning でさえも心臓方面への応用は未完成である。

弁膜シグナルを云々する事のむづかしい理由は循環器学会又他の機会に述べて来た様に高調ドブリングナル

図 14

表 1 CASES

Normal Cases	28
Congenital Heart Diseases	
A. S. D.	27
V. S. D.	17
PULM. STENOSIS	9
FALLOT	9
P. D. A.	3
Acquired Valv. Diseases	
MITRAL VALV. DISEASES	50
AORTIC VALV. DISEASES	19
COMBINED VALV. DISEASES	9
ENDOCARDITIS	4
Innocent murmurs	71
Others	
A-V. BLOCK	18
W. P. W.	9
HYPERTENSIVE HEART DIS.	45
PERICARDITIS	3
OTHERS	31
Total	352

には弁膜ばかりでなく、血流振動の影響が大である事、実験成績でも述べたように心内腔の構造および弁膜その他の振動機構は複雑であり、探照子の方向、胸壁との接着法も極めて微妙に影響するため目的とする弁膜の振動のみを忠実に捉えたと言う確証を得ることはドブラージングナルだけではむづかしいのが現状である。

1) 房室弁、半月弁閉鎖シグナル及び血流振動の影響について

第1音は第1成分第2成分の主振動に分けられるが Doppler の場合その時相と探出部位と beam の方向を考慮し房室弁閉鎖シグ

ナルと半月弁開放シグナルとを判断しなければならないが心臓カテーテル法を併用した患者については勿論対比考察の優位がある。第1音については現状では心内心音によつて Luisada, Lewis は Q から (0.05~0.08秒) 平均 0.07 秒後に出現し、この振動は左室では僧帽弁、右室では三尖弁の閉鎖音であり、左室のそれが約 0.01~0.02 秒右室に先行すると述べている。我々の場合人について左心カテーテルの例数が少ないのでその結論を控える。犬の成績では左右差に一定の傾向が見られなかった。

上田はむしろ三尖弁が僧帽弁閉鎖に先行する見解をとっている。吉田は Doppler signal に Tc (三尖弁閉鎖) Mc (僧帽弁閉鎖) と名づけて Tc は Mc に先行する如くで、この結果は Luisada, Reinhold 等の見解とは矛盾し上田、吉村等の得た結果に一致すると述べた。そして Mc については健常人で QRS の初めから 0.04~0.09 秒多くは 0.05~0.06 秒に始まり、Tc は QRS の初めより 0.02~0.05 秒概ね 0.04 秒に始まるとしている^{9) 24)}。

我々の健常人についての検討では Doppler signal だけでは Tc, Mc なる区別をすることは出来なかったが。これはまた先に述べたように左心カテーテルの例数が少ない為でもある。

第15図は機能性雑音の症例である。左図にドブラージングナルと胸壁心音、右に心内心音を示した。Pに続く signal (阪大のいわゆる“Mps”)^{9) 24)} は心内心音の心房音に一致する。それに第4肋間胸骨左縁の signal, 第2肋間胸骨左縁の signal は ICP の房室弁閉鎖開放,

図 15 Funct Murmur

K. H. 21 Y. M

図 16

図 17

半月弁，開放閉鎖に一致する。

Doppler signal は果して僧帽弁によるものか，三尖弁によるものか，或は大動脈弁，肺動脈弁のものであるか探照子の位置だけでは必ずしも容易でない。この決定は心内心音と対比考察して始めて可能である。

又阪大では第3音によつて高調シグナルを得ることに否定的であるが図15の様に第3音に一致した高調シグナル²⁴⁾があり逆に Doppler signal だけによつて房室弁開放シグナルと第3音を鑑別するのは容易でない。僧帽弁狭窄症等の様な opening snap の明らかな場合は別である。第16図には阪大のいう Mc, Tc 或は

Mo なるシグナルが果して房室弁開閉に相関するかを見たのであるが，僧帽弁狭窄症の例を選んだのはそれが一層はつきり密接でなければならないからである。

ところが図に見るように Q-Mc と Q-I それに II-Mo, II-OS の間には相当のちらばりがあり，彼等のいう Mc, Tc 或いは Mo Signal には充分の熟慮を要する事がわかつた。

又第17図には第3音の要因である rapid filling が高調シグナルとして出現しているのでその相関を見た。次いで僧帽弁狭窄症の opening snap に着目しその高調シグナルの出現時相の相関を示し，関連性が考えられる。例数は少ないが肺動脈弁口部の1音第2成分と Po との関係，右心室内での三尖弁閉鎖と Tc との関係は更に症例を重ねて行くつもりである。

胸壁心音及び心内心音とドブラージングナルを対比した模式図を示すと図18のようになる。

胸壁心音及び心内心音に僅かに先行したドブラージングナルが第4および5肋間胸骨左縁で房室弁シグナル，第2および3肋間胸骨左縁で半月弁シグナルが得られる。唯ドブラージングナルのみから逆にこのシグナルが心内の何れの振動に当るかを決定する事は必ずしも容易でない場合がある。

2) 所謂 “Mps” について

阪大では P に続く高調シグナルを心房収縮による房室弁のそよぎと解し

Mps, Tps と名づけ殊に僧帽弁狭窄症には房室弁の硬化の為弁運動が妨げられ Mps の消失を見，鑑別診断に役立つと報告している^{9) 10) 24)}。私たちの症例ではこのシグナルは心房細動では消失するが，それ以外の僧帽弁狭窄症の全例に認め阪大の成績と相反する結果となつた。一体僧帽弁開放シグナル opening snap signal は照射の方向或は採出部位によつて極めて選択的にしか得られないのに反し，このシグナルは胸壁の極めて広い領域及び照射方向から得られ単に房室弁の振動のみと考え難い。私達はこれを心房音と同じ発生機序の血流振動と考える。図20は僧帽弁狭窄症の手術例で弁硬化が著しかつた

図 18

図 19 (A)

M. S

図 19 (B)

M. S

図 20 (A)

図 20 (B)

症例であるが明かな “Mps” を認める。興味あるのはこのシグナルに2成分があり試みにこれを Ad_1 , Ad_2 と名づけると僧帽弁狭窄症においては Ad_2 の遅れ、術後早期に出現して Ad_1 と Ad_2 間隔が短縮しているのが認められる。それで Ad_1 Ad_2 間隔は心房内圧が関係しているものと思われる。

次に心房中隔欠損症の症例で(第21図) A 図の上段の心内心音は右心室流入路で心房音に二つの主振動が見られる。これが AS_1 AS_2 である。A 図下段の Doppler Signal にも二成分が見られこれをかりに Ad_1 と Ad_2 とすると心内心音の AS_1 AS_2 に相当するシグナルと考えられる。ところが胸壁心音では1つの主振動のみが記録されている。これは心内心音の AS_2 でドブラーシグナルの Ad_2 であると思われる。つまり AS_2 Ad_2 が胸壁心音と一致するわけである。これは後に述べる Kincaid Smith のいう audible な第2成分と思われる。21 図 (B) にはその模式図主に心房音に着目し胸壁心音、心内心音、ドブラーシグナル、右房内圧曲線との関係を示したものである。右房内圧のピークが AS_2 Ad_2 に胸

壁上第4音に一致している。

さて、心房音について現在の所第1成分、第2成分とがあると考えられている。それに第3成分を加える人もある。心房音の発生機序は第1成分は心房壁の緊張、第2成分は心房駆出による主として心室の振動とされている。兎角心房音は一元的には解釈がつかないのが現状である。阪大は Doppler high frequency signal 主に 1000c/s の P-R segment に生ずるものを前述のように Mps, Tps として房室弁の振動と解釈して、又 P-R segment に生ずる low frequency signal 主に 200c/s は心房収縮と解釈している^{8) 9) 10)}。我々はこの様な解釈には満足出来ないもので更に分析を試み、この成績は共同研究者上杉が心房音の研究と題して報告した。

3) Click について

Click は Systolic click と Diastolic click に分けられるが、Systolic click の大部分は extracardiac のものであつて mid 或いは late systolic に一つ又は多発性(大低二つ)に起こる。その原因は、

1) Pleuropericardial adhesions.

図 21 (A)
A. S. D.

図 22
Syst. Click. K.M. 43Y. M

図 21 (B)

2) Gaingting of costchondral or chondrosternal joints.

とされているが図のように Doppler signal に出現することがある。これは6例中2例に認められた。この事は mid 或いは latesystolic clicks が必ずしも extra-cardiac のものばかりでない事を意味するものか、それとも前述の原因でもドブラーシグナルとして出現出来るものが更に考察を重ねたい。それから症例が少ないが early systolic click はシグナルとして出現する可能性が大である。何故なら収縮期早期のクリックは Leatham は大血管の snapping と述べている。概ね大動脈、肺動脈等大血管又は心房の snapping 或いは心房の緊張が駆出により生ずるとされているからである。

結 語

心内心音法が先天性心疾患の診断の極めて有用な武器である事を述べると共にドブラー法の吟味を行いドブラー高調シグナルに弁膜振動以外に血流の影響の多い事、胸腔内及び心内の振動機構は複雑であつて、弁口の解剖

学的位置も個人差があると思われるのでドブラーシグナルのみからはこの解析を行う事には慎重でなければならぬ。

これを臨床診断に用いるには現在の段階では何らかのインジケーター、例えば心内圧記録、心内心音或いは他の超音波パルス法等の併用が必要であると思われる事を述べた。

更に P 波に続くいわゆる “Mps” “Tps” については、これは房室弁自体の運動の反射でなく心房音と同じ発生機序、収縮による血流振動と解釈する事、胸壁で心房音の聴取記録が困難な場合もよくドブラーシグナルにとらえられるので心房音の研究に本方法によつて新しい領域が開かれる可能性について述べた。

私達の成績から率直に云えば現在の段階ではドブラー法は研究段階であつて実際臨床上の鑑別診断に用いるのは検討が必要と思われる。但し患者に負担を与えない簡便な検査であつて通常の心音図等で得られない所見を得られる点これらの間隙を埋めて利用発展が期待される。尙本法は心内心音と共にそのオリジナルは日本で生れた点が特徴であつて海外での評価も高い日本の学者によつてこれを更により正しく発展させるべきと信ずる

本論文の内容は第 20 回日本循環器学会、関東東甲信越地方会、第 25 回日本循環器学会総会及び第 26 回日本循環器学会でその要旨を発表した。

小稿を終るに臨んで、恩師山川邦夫教授に深く感謝を捧げるとともに文字通り手を取つて御指導戴いた北村和夫講師に衷心より御礼を申し上げ、又本研究に御援助頂いた難波照男博士、加藤達博士、上杉昌秀学士並びに教室員各位に深謝いたします。

文 献

- 1) Dussi K.K: Über die möglichkeit hoch frequente Mechanische Schwingungen als diagnostisches Hilfsmittel zu verwenden. Z. Neurol. 174: 153, 1942.
- 2) 里村茂夫: 日本循環器会誌, 20: 227, 1956.
- 3) 山川邦夫: 呼吸と循環, 8: 567, 1960.
- 4) Keidel, W.D: Über eine Methode zur Registrierung der Volumänderungen des Herzens am Menschen. Z. Kreislaufform. 39: 257, 1950.
- 5) 里村茂夫: 大阪大学医学雑誌, 11: 4747, 1959.
- 6) 里村茂夫: 日本音響学会誌, 15: 151, 1959.
- 7) Satomura. S: J.A.S.A. 29: 1181, 1957.
- 8) 吉田常雄: 日本内科学会雑誌, 48: 700, 1957.
- 9) 吉田常雄: 呼吸と循環, 7: 721, 1959.
- 10) 吉田常雄, 仁村泰治: 日本循環器学会誌, 24: 1449, 1960.
- 11) Satomura: Am Heart J, 66: 61, 1961
- 12) Ludwig, G.D. and Struthers, F. W. Considerations underlying the use of ultrasound to detect gallstones and foreign bodies in tissue. Project N. NM 004, 001, Report No. 4, United States Naval Medical Research Instit, Bethesda, Md., 1949, Cited by Herrick and Krusen (70).
- 13) Wild, J.J.: The use of Ultrasonic pulses for measurment of biological tissues and the detection of tissue density changes. Surgery 27: 183, 1957.
- 14) Kikuchi, Y., Uchida., Tanaka, K. and Wagai, T: Early cancer diagnosis through Ultrasonics. J. Acoust. Scoc. Am. 29: 824, 1957.
- 15) I. Edler & C. H. Hertz: Kungl. Fysiografiska Sallskapetets i Lund forhandling. 24: Nv 5, 1, 1954.
- 16) C.H. Herz & Edler: Acustica 6: 1, 1956.
- 17) I. Edler & Gustrafsk. Acta Med. Scandinav. CLIX: 85, 1957.
- 18) J.J. Wild & J.M. Reid: Electronics 28: 181, 1955.
- 19) J.J. Wild, H.D. Crawford & J. M. Reid: Am Heart J, 54: 903, 1957.
- 20) Howry. D.H., Posakong, G.J., Cushman, C.R. and Holmes, J. H.: Three dimensional and stereoscopic observation of body structures by ultrasound. J. App. Physiol. 9: 304, 1956.
- 21) P. Biquard: Les Ultrasons. Presses Universitaires de France. (1948): 和田英一: 白水社, 東京 (和訳).
- 22) T.F. Hueter & R.H. Bolt: Sonics. John Willsg & Sono. Inc., New York 1955.
- 23) 山川邦夫, 北村和夫: 日本循環器学会誌, 23: 259, 1962.
- 24) 吉田常雄: 日本臨床, 17: 143, 昭 34.
- 25) 吉田常雄: 日本循環器学会誌, 25: 550, 1961.
- 26) 仁村泰治: 日本臨床, 26: 3, 1962.

Summary

In this dissertation the author explains that the intracardiac phonocardiogram is an important weapon for the diagnosis of the congenital heart-diseases. At the same time the author examines the Doppler method and arrives at the conclusion that besides the valvular vibration the blood flow influences upon the high frequency signal and that we must be careful in the analysis of the Doppler signal, because the intrathoracic and intracardiac vibration mechanism is complicated and the anatomical position of valve shows individual variety. To apply the Doppler method to the clinical diagnosis it is necessary in the present state of study that some indicator, e.g. intracardiac pressure and intracardiac phonocardiogram or other ultrasonic pulse method should be in parallel used.

The so-called Mps and Tps which appear after the P wave can be explained not as a reflection of the movement of atrial ventricular valve itself, but as blood vibration by atrial contraction. The Mps and Tps have the same mechanism as IV tone. Even at the case when auscultation and record of IV tone at the chestwall is difficult, the IV tone can be recorded in the Doppler signal. So in the study of IV tone a new field can be exploited by the Doppler signal method.

The Doppler method enables us, without giving no pain to the patients, to get results that cannot be received by the phonocardiogram and other methods. The Doppler method will supplement the insufficient points which phonocardiogram and other methods have.

This method was born, as the intracardiac phonocardiogram, in Japan and is highly evaluated in foreign countries. It is hoped that this method be further developed in the right direction by the Japanese scholars.

Explanation for abbreviations:

Mps=Mitral presystolic signal.

Tps=Tricupid presystolic signal.

P wave=Pwave of ECG.