

非接触型マイクロ波ドップラーセンサーを用いた非侵襲的生体計測

Noncontact and noninvasive microwave biological measurements

三澤 利博
久津見恭典
多田 浩
金 秀樹
中井 継彦
宮保 進
浜田 敏彦*
荒井 郁男**
鈴木 務**

Toshihiro MISAWA
Yasunori KUTSUMI
Hiroshi TADA
Soo Soo KIM
Tsuguhiko NAKAI
Susumu MIYABO
Toshihiko HAMADA*
Ikuo ARAI**
Tsutomu SUZUKI**

Summary

Without contact probes, the signals of small human body surface movements were obtained with microwave Doppler sensors using a two-phase interferometric method. The signals were then compared with mechanocardiographic records routinely obtained by contact transducers. Furthermore, this system was applied to patients wearing clothes. The study subjects consisted of 20 cardiac patients and 10 normal controls.

1. The microwave signals obtained in the cervical and precordial regions were similar to those of the mechanocardiographic recordings, such as the carotid pulse and jugular venous pulse tracings and the apexcardiogram. There was a significant correlation between left ventricular ejection time (LVET) obtained by microwave Doppler sensors and that by the carotid pulse tracing ($r=0.95$).

2. The signals of the microwave Doppler sensor were obtained from the patients wearing clothes. The heart beat components were distinguished from respiratory motion and patients' movements using band-pass filters.

These results suggest that this method is capable of evaluating cardiac function noninvasively and thus has a distinct advantage in the field of non-contact measurements.

Key words

Microwave Doppler sensor Noncontact measurement Mechanocardiography

福井医科大学 第三内科

*同 検査部

福井県吉田郡松岡町下合月 23 (〒910-11)

**電気通信大学電子工学科

東京都調布市調布が丘 1-5-1 (〒182)

The Third Department of Internal Medicine and

*Department of Clinical Laboratory Medicine, Fukui Medical, School Matsuoka-cho, Yoshida-gun Fukui 910-11

**Department of Electronics, University of Electro-Communications, Choufu-shi, Tokyo 182

Received for publication February 10, 1989; accepted May 30, 1989 (Ref. No. 36-257)

はじめに

マイクロ波とは波長が数 10 cm から 1 cm の超高周波電磁波のことであり, その周波数領域は数 100 MHz から 30 GHz までのものである. 最近におけるマイクロ波を利用した宇宙, 海洋のリモートセンシング技術の進歩には目覚ましいものがあるが, 生体計測への電波利用という面ではまだ歴史が浅く, 今後の課題といえそうである. センサー技術の進歩により, 患者にとってより侵襲の少ない生体信号検出が望まれており, マイクロ波はその意味で非侵襲的生体計測の有効な一手段として期待されている.

マイクロ波はその波長領域の違いにより, 生体とのかかわりは体表反射, 体内反射, 透過, 熱雑音, 吸収等の種類に分けられる¹⁾. 例えば 10 GHz の波長域のマイクロ波はその伝搬が空气中に限られ, 生体表面の反射係数は 1 に近い. これは超音波と全く逆の特性であり²⁾, これを生かす事が本研究の着眼点でもある. 本研究はこの体表反射に注目したものであるが, 体表反射波を利用した呼吸^{3,4)}や心拍動^{5,6)}の非接触生体計測が現在までに幾つか試みられている. 実用化を目指した頸動脈センシングの研究もなされているが^{7,8)}, その単一信号を用いる位相干渉法ではセンサーと生体の距離により検出感度が変化してしまうため, 生体情報の定量的解析, 評価には問題があった.

本研究では, この感度の距離依存性を克服する

ため, 荒井, 鈴木らの提案した二位相信号法を用いたマイクロ波ドップラーセンサー⁹⁾を臨床応用した. これにより生体に直接接触することなく, 非接触にて生体微小変位の検出を試み, 従来の接触型トランスデューサーにて得られた心機図との対比を行った. また, 着衣下でも体表反射信号の検出が可能な特性を利用し, 患者モニターとしての有用性について検討したので報告する.

対象および方法

Fig. 1 にマイクロ波ドップラーセンサーに用いた位相干渉法の原理を示す. マイクロ波を生体に照射すると, その反射波の位相と振幅が体表の動きに応じて変化する. 体表が十分遠方にある時にはその振幅変化は無視することができ, 位相変化のみを考慮すればよい. この位相変化を検出するのが位相干渉法であり, 送信波 E_t の一部 E_1 でホモダイン検波することにより, 体表反射波 E_m の位相変化を検出する. その際アンテナと体表間の距離 R_m と出力 E_o の関係は Fig. 2A のようになり, 感度は B に示すごとく変化する. この体表面の動きに対応するために用いた荒井, 鈴木による二位相信号法⁹⁾では, E_o から $\pi/2$ だけ位相の異なる他の一つの信号 $E_{\pi/2}$ を用意し, これら二つの信号における感度が C のように相補的となることに着目した信号処理を行い, 感度を一定に保つことができる. 用いたマイクロ波の周波数は $f = 10.525$ GHz, (波長約 3 cm) である.

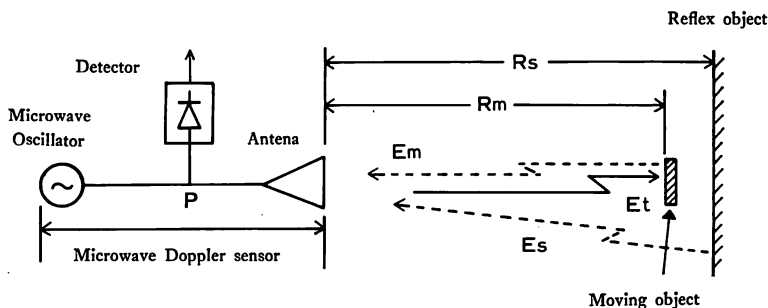


Fig. 1. Diagram of the microwave interferometer.

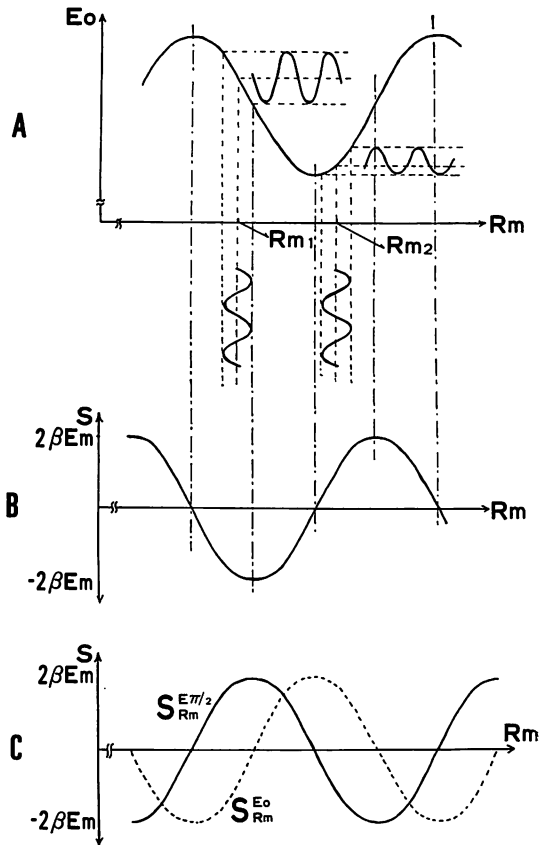


Fig. 2. Correlation between detection sensitivities and target distance.

対象は、虚血性心疾患 16 例、弁膜症 2 例、その他の心疾患患者 20 例、および健常者 10 例である。センサー部のアンテナ開口部を頸部あるいは左前胸部心尖部より約 5 cm の距離に設置し、心機図との対比を行った。また心拍モニタリングは約 1 m の距離より前胸部の信号検出を行った。マイクロ波ドップラーセンサーからの信号は心電図、心音図、心機図と同時にポリグラフィーに表示し、データレコーダーに入力した。その後、A/D 変換し、二位相信号の合成演算を行った。今回、二位相干渉法におけるリアルタイム表示は演算のため不可能であり、心機図との同時記録については一信号のみを示した。

結果

1. 心機図との対比

Fig. 3 の上段は従来の接触型トランスデューサーによる右頸動脈波であり、下段は左頸部より得られたマイクロ波ドップラーセンサーによる記録である。脈波の立ち上がりは 20 ms から 50 ms の間隔でマイクロ波ドップラーセンサーの方で遅れがみられたが、同一被験者内では一定であった。また波形はほぼ類似していた。接触型トランスデューサーで得られた駆出時間とマイクロ波ドップラーセンサーによる駆出時間は良好な一致を示した ($y=1.03x-9.63$, $r=0.95$) (Fig. 4)。

Fig. 5 は健常者の心尖部にて得られた信号を示す。最下段は二位相信号の合成出力を示す。

Fig. 6 は前壁心筋梗塞患者心尖部にて得られた信号を示す。急速流入波 (RF)、心房波 (A) に相当するフレが明瞭に記録され、心尖拍動図との対比は良好と思われた。Late systolic bulge に対応するフレも明瞭であった。

頸部では E_o のように頸静脈波に類似した記録が得られたが、頸動脈波の重複 (図中矢印) と思われるフレが多くの症例で見られた (Fig. 7)。

2. 患者モニタリングへの応用

Fig. 8 に患者モニタリングの実例を示す Fig. 8 アンテナと体表の距離は 1 m であり、衣服着用の上から信号検出を行った。上より心電図、インピーダンス法による呼吸モニター、マイクロ波信号、マイクロ波信号より得られた心拍の信号を示す。マイクロ波信号には呼吸、体動と心拍の成分が含まれるが、帯域フィルターの使用により体動、呼吸のフレは消去でき、心拍の表示が着衣のままでも可能であった。また、寝具の上からの検出でも同程度の信号が得られ、簡易モニターとしての実用化も考えられた。

考 接

現在各種のセンサーでの生体計測が行われているが、非侵襲的計測の最も望ましい形態は無拘束

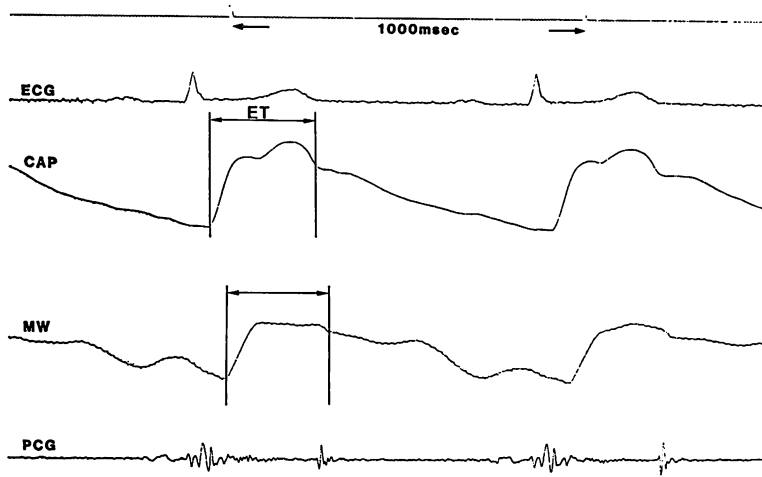


Fig. 3. Microwave recording of the carotid artery pulse.

CAP=carotid artery pulse; MW=microwave recording; ET=ejection time.

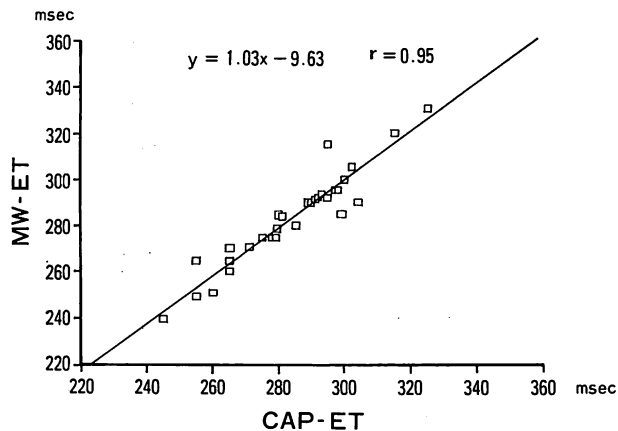


Fig. 4. Correlation between ejection time (ET) from the carotid artery pulse (CAP) and ET from microwave recordings (MW).

計測と思われる。マイクロ波ドップラーセンサーは光ビームを用いた計測¹⁰⁾同様に、非接触計測の一つであり、より無拘束に近い方法である。また今回用いた二位相信号法は、計測する生体の状況、すなわち生体とアンテナの距離を固定できないことを前提にした信号処理方法であることも、無拘束計測により近い方法といえよう。マイクロ波の体内透過を利用した生体計測も考え得るが¹¹⁾、本研究では体表反射に限り検討した。

1. マイクロ波ドップラーセンサーの臨床への応用

今回用いたマイクロ波ドップラーセンサーには、既存のセンサーに見られぬ幾つかの特性がある。第一に本センサーの最小検出可能変位幅は、距離約 50 cm にておおよそ数 μm である。したがって、視覚あるいは他のセンサーでは認識不可能な微小な変位も検出可能と思われる。第二は非接触計測でエネルギー損失がない利点がある。これは脈波測定の際、従来の接触型センサーでは、

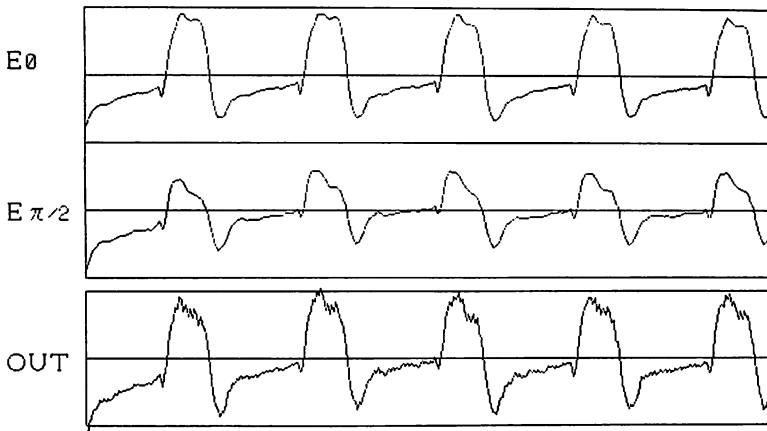


Fig. 5. Microwave recordings of the apexcardiogram in a normal subject.
 E₀, E_{π/2}=two-phase Doppler signals; OUT=output.

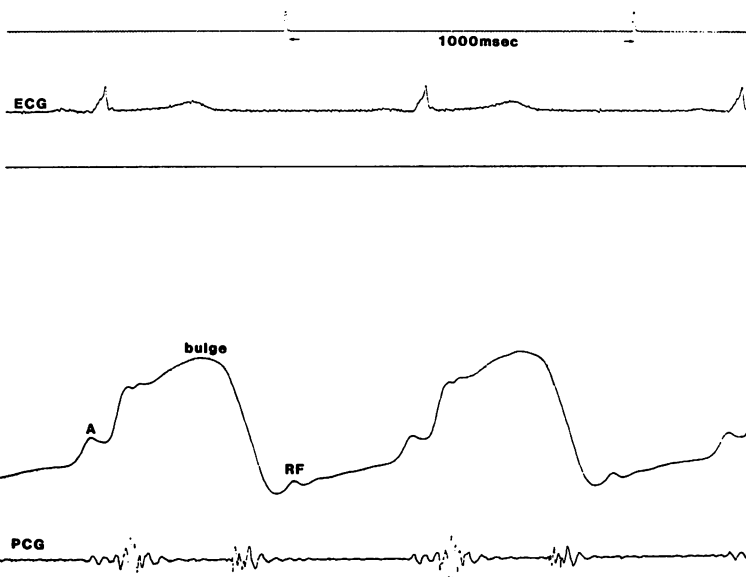


Fig. 6. Microwave recording of the apexcardiogram in a case of anterior myocardial infarction.

A=A(atrial) wave; bulge=systolic bulge; RF=rapid filling wave.

トランスデューサーの加圧の加減により容易に波形が変化することより理解できる。さらに第三として清潔操作が可能な点であげられる。以上の特性を十分活用することにより、広い臨床応用があると考えられる。

1) 心機図の非接触計測への応用：従来の接触型トランスデューサーに近い波形が得られ、十分代用できると考えられた。最近、cardiokymographyによる心筋梗塞後の壁運動異常検出の研究¹²⁾もあるが、本センサーでの応用も検討中である。

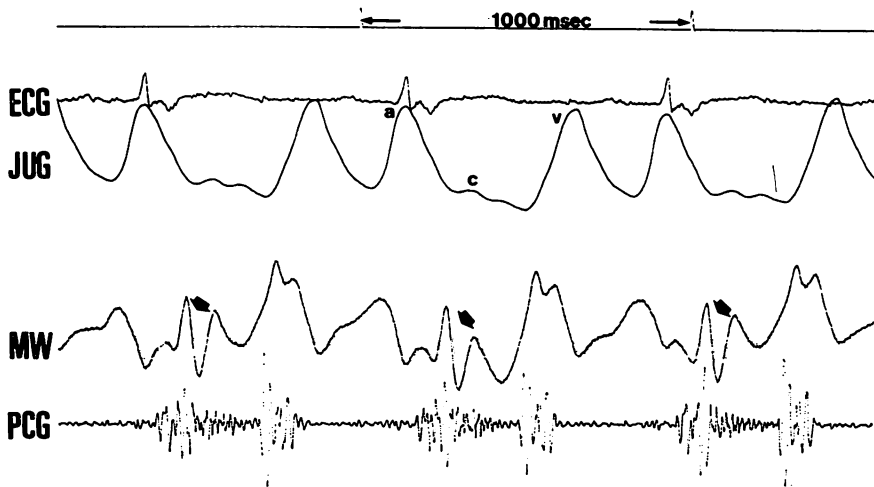


Fig. 7. Microwave recording of the jugular venous pulse.
Carotid artery pulse artifacts (arrows) are seen.
JUG=jugular venous pulse.

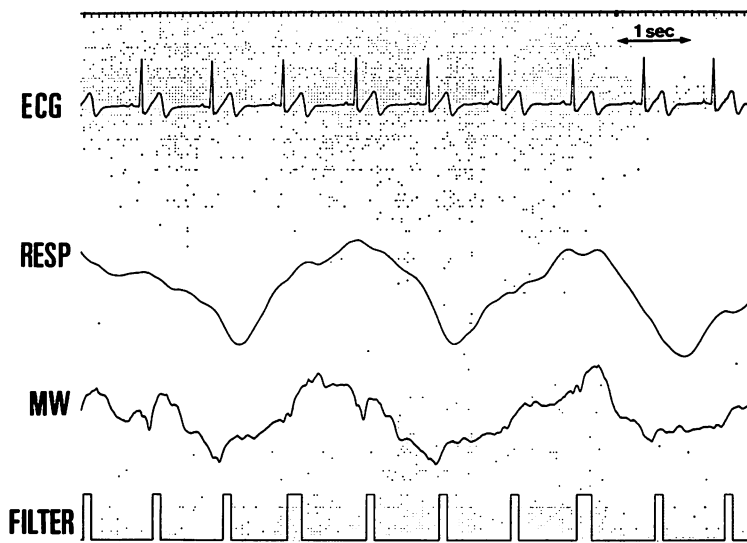


Fig. 8. Respiration and heart beat waveforms of a human body detected by microwave sensor.

RESP=respiration wave by the impedance method; MW=microwave recording; FILTER=filtered microwave signal.

2) 脈波伝達速度 (PWV) の測定: 二対のセンサーを頸部と鼠径部に用いることにより, PWV を算出しようというもので, これも第一の応用に

近いものと考えられる. PWV は動脈硬化診断の一つとして日常診療上ルチーン化された検査であり¹³⁻¹⁶⁾, 着衣下に施行できれば, 極めて外来診療

等の福音となるものと考えられる。

3) 術中心機能評価への応用: 本センサーは微小変位の測定が可能であり, アンテナの縮小化により局所壁運動の評価も可能である。従来の心内圧の情報に付加することにより心機能の把握はより正確になると思われる。非接触であり, 清潔操作上の利点は言うまでもない。

4) 患者モニタリングへの応用: 着衣下に単一信号より簡便に呼吸と心拍の信号が検出可能であり, 患者への物理的, 心理的侵襲が全くない点より, 実地上有用と思われる。睡眠時無呼吸症候群等, 疾患群のスクリーニングへの応用も考えられる。

2. 臨床应用到際の問題点

出力信号の振幅はマイクロ波反射波の強度に比例するため, その変位幅の定量性については反射断面積の大きさと反射面の形状の関与が必須であり, 今後多数のデータの集積が必要と思われた。反射面を縮小するための工夫として, アンテナの小形化と電波吸収体による反射面の設定が考えられ, 検討中である。また頸静脈波と頸動脈波の分離については照射野の移動の工夫が必要と思われた。ただしモニタリングに際しては, むしろ体動による照射野の変動を補うような, 今回用いた程度の大きさのアンテナが適当と思われた。頸動脈波との対比の際見られた時間的なずれについては, 回路によるもの, 体表までの振動の伝播時間によるものなど二つの因子が考えられるが, 後者の可能性が高いと思われる。最後にリアルタイム化については現在検討中であるが, ベットサイドでの同時表示も可能となるであろう。

なお心臓に対するマイクロ波の直接作用も検討されているが¹⁷⁾, 本研究において使用したマイクロ波の生体への照射電力密度は $4\mu\text{W}/\text{cm}^2$ であり, 米国安全基準の $10\text{mW}/\text{cm}^2$ に比し十分低い値であり, 安全性については問題ないと考えられる。

結 論

二位相信号法を用いたマイクロ波ドップラーセンサーを用いた非接触非侵襲的生体計測は, 今後, 心機能評価, 生体モニタリングの一手法として実用性が高いと思われる。

要 約

二位相信号法を用いたマイクロ波ドップラーセンサーを臨床応用し, 生体に直接接触することなく, 生体微小変位の検出を試み, 従来の接触型トランスデューサーにて得られた心機能図との対比を行った。また, 着衣下でも体表反射信号の検出が可能で特性を利用し, 患者モニターとしての有用性について検討した。

1. 健康者, 心疾患患者において, 頸部, 心尖部で得られた信号は, 従来の接触型トランスデューサーで得られた頸動脈波, 頸静脈波, 心尖拍動図に近似し, 左室収縮時間 (STI) の測定に際しても良好な一致を見た (左室駆出時間: $y=1.03x-9.63$, $r=0.95$)。

2. 着衣下心尖部にての距離約 1 m の遠隔検出でも信号が得られ, フィルター処理により, 心拍の情報が呼吸, 体動の情報より分離可能であった。

以上より本法は非接触非侵襲的手法として有用であり, 今後心機能評価, 生体モニタリングの一手法として実用性が高いと思われる。

文 献

- 1) 山浦逸雄: マイクロ波による生体計測. 医用電子と生体工学 **17**: 73-79, 1979
- 2) Transandote A, Stuchly SS, Smith AM, Wight JS: Monitoring variations of biological impedances at microwave frequencies. IEEE Trans Biomed Engineerg **BME-30**: 561-565, 1983
- 3) Lin LC: Noninvasive microwave measurement of respiration. Proc IEEE: **63**: 1530, 1975
- 4) Gordon CJ, Ali JS: Measurement of ventilatory wave radiation. Resp Physiol **56**: 73-79, 1984
- 5) Lin JC, Kiernicki J, Kiernicki M, Wollschlaeger PB: Microwave apexcardiography. IEEE Trans

- Microwave Theory & Tech **MIT-27**: 618-620, 1979
- 6) 中原博正, 小柳孝司, 中野仁雄: マイクロ波ドプラセンサを用いた新生の呼吸, 心拍の同時記録法の新しい試み. 臨床 **ME 9**: 231, 1985
 - 7) Papp MA, Hughes C, Lin JC, Pouget JM: A clinical assessment of its efficacy as arterial pulse sensing technique. Invest Radiol **22**: 569-573, 1987
 - 8) Lee JY, Lin JC: A Microprocessor: Based non-invasive arterial pulse wave analyzer. IEEE Trans Biomed Engineerg **BME-32**: 451-455, 1985
 - 9) Arai I, Suzuki T: A microwave method for measuring the small movement of biological subjects. Trans IECE **J65-C**: 177-184, 1982 (in Japanese)
 - 10) 清水孝一: 非接触計測. 医用電子と生体工学. **26**: 103, 1988
 - 11) 山浦逸雄: ハートダイナミックスのマイクロ波による測定 (その 1). 医用電子と生体工学. **14**: 87-88, 1976
 - 12) Gehring J, Koenig W, Sund M, Mathes P: Non-invasive detection of anterior wall asynergies by cardiokymography compared to electrocardiography. Cardiology **75**: 100-107, 1988
 - 13) 長谷川元治: ヒト大動脈速度に関する基礎的研究. 慈大医誌 **85**: 742-760, 1970
 - 14) 林 哲郎: 動脈硬化症の研究. 生体大動脈波速度による大動脈硬化度の定量的測定と臨床応用に関する研究. 慈大医誌 **85**: 548-567, 1970
 - 15) 古幡 博: 無侵襲血管硬化度計測システム. 臨床検査 **29**: 1753-1762, 1985
 - 16) 吉村正蔵, 林 哲郎: 大動脈波伝播速度測定法. 日本臨床 **37**: 2044-2045, 1979
 - 17) Yee KC, Chou CK, Guy AW: Influence of microwaves on the beating rate of isolated rat hearts. Bioelectromagnetics **9**: 175-181, 1988