

修士学位論文要約（平成17年 3月）

## 心臓壁の厚み変化計測のための加振方法に関する研究 今村浩輔, 長谷川英之, 金井 浩

### Study on actuation method for measuring change in thickness of heart wall

Kousuke IMAMURA, Hideyuki HASEGAWA and Hiroshi KANAI

It is reported that the heart wall vibrates in vibration mode 2 at the end-diastole<sup>1)</sup>. Therefore, when we measure the spontaneous vibration on the heart wall, no vibration will be detected at the position of the node even for healthy subjects. For measuring vibration at each position on the heart wall, we investigated the vibration mode by changing internal pressure of a minic heart with an actuator. As a result, the vibration mode 0, which is suitable for vibration measurement at each position, was found in the frequency range less than 10 Hz. In *in vivo* experiments, the internal pressure of the left ventricle was changed by applying external actuation from the skin surface of the brachial artery and the vibrations in and on the left ventricle wall measured with ultrasound. However, vibrations at frequencies of less than 10 Hz were not detected, and the vibration at 26 Hz is detected. Although vibration mode 2 is dominant at 26Hz, external actuation should be applied in such a frequency range in *in vivo* experiments.

#### 1. はじめに

心機能の評価として心筋の組織性状診断を行う際、心筋の収縮期と拡張期における粘弾性特性を各々評価する必要がある。心筋の伸縮にもなって心臓壁の厚みが変化するが、心筋自体が発生する能動的な力を計測することが出来ないため、変形と力の関係から粘弾性特性の評価を行うことが出来ない。そこで左心室を加振し、内圧変化を与えて厚み変化を計測することで粘弾性特性を評価する。しかし、文献<sup>1)</sup>においては、加振周波数は、心室のモード2の固有振動数付近の値が採用されている。

の厚み変化を計測する際には、節であるためかそれとも疾患により厚み変化を生じていないためなのか判別が難しい。このためいずれの位置でも厚み変化が計測出来るようにすることが重要である。球殻が膨張、収縮振動をするモード0で加振するといずれの位置においても厚み変化を評価することが可能となる。本報告では左心室を模擬したシリコンゴムを用いて非侵襲的に加振を行い、いずれの位置でも厚み変化計測が出来るモード0を発生させることが可能か基礎実験を行った。次に *in vivo* 実験として心室壁を間接的に加振し、その様子を超音波で計測し、モード0の厚み変化が計測が可能か検討した。

#### 2. シリコンゴムを用いた基礎実験による計測原理

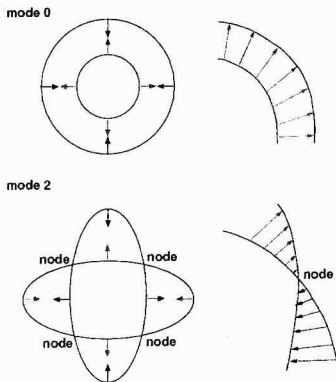


図1: 振動モード0と2の概略図。

図1にあるようにモード2は、この平面では、4個の節を持つ。節の前後で逆位相を持つ楕円形の振動であり、節の部位で厚み変化を起こさない。したがって、このような周波数における加振時には、心室壁

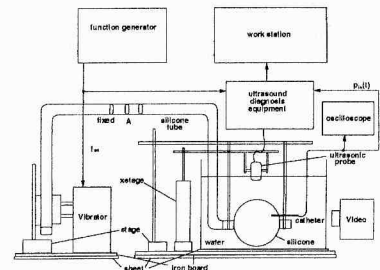


図2: 実験システム図。

図2に実験システム図を示す。内径30mmと外径45mmのシリコンゴムの球殻を作成し、模擬動脈としてシリコンチューブを球殻に取り付け、水槽に入れ、水に浸す。シリコンチューブを加振器で加振することにより内圧変化を発生させ模擬心

臓内腔まで伝搬させる。間接加振された模擬心臓の壁振動を超音波診断装置のセクタ型でビームを計24本計測し、シリコンの内腔境界での速度を計測する<sup>2)</sup>ことで振動モードを検討した。

### 3. 模擬実験による計測結果

図3は、各加振周波数における球殻の後壁内腔境界の速度の最大振幅である。図4は、球殻の後壁内腔境界の計測点の中で左端の速度振幅の最大値をとる時刻の位相に対して、後壁内腔境界の各計測点の速度振幅の最大値の位相の差を各加振周波数ごとに示している。

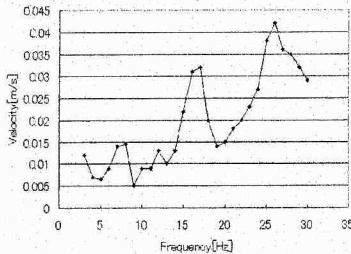


図3: 各周波数ごとの後壁内腔境界の速度振幅の最大値。

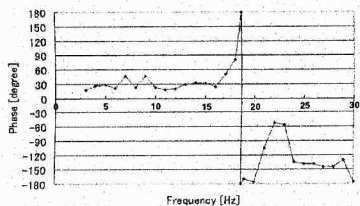


図4: 各周波数ごとの後壁内腔境界の速度の位相差の最大値。

以上の結果より17 Hzにおいて速度の振幅が大きくなっており、また17 Hz付近で後壁速度の位相差の最大値がほぼ $\pi$ あることから、17 Hz付近でモード2の固有振動数であることが考えられる。また、26 Hz付近で速度振幅にピークがあるが、位相特性は140度の位相ずれとなっている。空間分布からも下壁内腔側に位相反転が2つあり、このことから位相が図4のように120度差で振動するモード3の成分が含まれていると推定される。また、空間分布を描図すると11 Hz以上16 Hz以下の加振周波数領域において並進振動であるモード1結果が得られた。このことから10 Hz以下の加振周波数領域で加振を行うことで振動モード0が得られることが判明した。

### 4. 加振によるヒト左心室壁における *in vitro* 厚み変化計測

非侵襲的に左心室内圧変化を生じさせ、左心室壁振動の計測の可能性を検討した。内圧変化を生じさせるために血流を制御するように、比較的加振が容

易であると考えられる上腕動脈を加振した。その左心室壁振動を超音波で計測し、その速度変化と厚み変化を図5に示す。

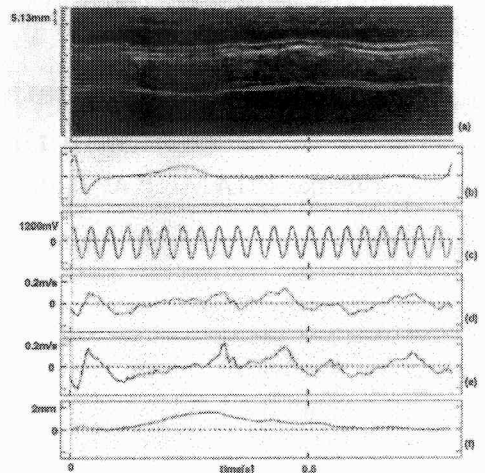


図5: 26 Hz加振時の結果。(a)心室中隔壁Mモード断層像。(b)ECG波形。(c)加振器への入力波形。(d)右心室側中隔壁速度波形。(e)左心室側中隔壁速度波形。(f)厚み変化波形。

図5より26 Hz加振時において速度波形において加振成分があり、またディップが加振入力波形と対応していることから加振成分が重畳していることが言える。一方でモード0と推定される加振周波数領域において加振成分は計測出来なかった。これは図3の振幅特性より26 Hzの振幅の最大値がモード0の加振周波数領域と比べて約3倍違うため心筋の大振幅成分に対して加振成分が小さく検出することが出来なかったものと考えられる。このことから加振方法を工夫することでモード0の加振周波数帯域で間接加振による心室壁厚み変化計測の可能性を示した。

### 5. 結論

本報告では、非侵襲的に左心室壁のいずれの位置でも厚み変化が計測できるように目指して、まず弾性球殻を用いてモード0発生周波数帯域の検討を行った。その計測結果から10 Hz以下の加振周波数帯域においてモード0である結果が得られた。その後、間接的に左心室壁を加振することで加振成分の厚み変化計測を行い、26 Hz加振時における速度振幅に加振成分の変化が計測された。

### 文献

- 1) Y. Koiwa, et al.: *Frontiers Med. Biol. Eng.*, Vol.1, No.1, pp.50-70 (1988)
- 2) H. Kanai, et. al.: *IEEE Trans. UFFC*, **43**, pp. 791-810, 1996.