

修士学位論文要約 (平成15年 3月)

生体組織の粘弾性特性の非侵襲的計測を目指した 音響放射力による超音波加振に関する基礎研究

道下 和昭, 長谷川英之, 金井 浩

A Basic Study on Ultrasonic Actuation Using Acoustic Radiation Force
for Noninvasive Tissue Characterization

Kazuaki MICHISHITA, Hideyuki HASEGAWA, and Hiroshi KANAI

A transcutaneous ultrasonic remote actuation and measurement method is proposed in this paper by suppressing the intensity of the applied continuous ultrasound with the sum of the two slightly different frequencies, f and $f + \Delta f$, to be lower than the safety guideline (1 W/cm^2). The cyclic radiation force is intermittently applied by maintaining its envelope waveform of the difference frequency component of Δf . At the same time, an ultrasonic correlation-based method, namely the *phased tracking method*, is employed to measure the minute displacement due to the actuation. The elastic modulus is calculated from the resultant displacement, $d(t)$, and the radiation pressure, $P_R(t)$. The viscoelastic properties of the object are determined from the frequency characteristics of the elastic modulus. From experiments using silicone rubbers, it was shown that the proposed method has a potential for noninvasive measurement of the viscoelasticity in regional area of an object.

1. はじめに

近年, 超音波から生じる音響放射圧を生体組織に加え, その応答を解析することにより, 非侵襲的に組織特性の計測を試みる報告がなされている. しかし, 対象物検出の空間分解能が超音波ビームの焦点の大きさに依存し, 距離分解能を高く取れない問題[1]や, 短時間に計測可能な組織変位を生じさせるために, 日本超音波医学会の安全基準[2]よりもはるかに大きな超音波強度が必要である[3]等の問題がある.

本報告では, 安全基準を考慮した範囲で超音波加振を行ない, さらに本研究グループで開発した位相差トラッキング法[4]を用いることにより, サブミリメートルオーダの距離分解能で, 加振に伴う対象物変位 $d(t)$ をサブマイクロメートルの精度でトラッキングする. 対象物にシリコンゴムを用いた基礎実験において, 超音波加振により生じた厚み変化 $\Delta h(t)$ から粘弾性特性の推定を行なった. また, レーザドブラ速度計を用いて計測した振動速度 $v(t)$ から算出した弾性特性と比較検討した.

2. 実験方法

超音波による対象物変位計測の実験システムの構成を図1に示す. 対象物を加振するために, 超音波トランスジューサに送信周波数が5 MHz及び5 MHz+ Δf Hzの正弦波を加算した信号を印加する. このとき加振用超音波と変位計測用の超音波パルスとの干渉を避けるため, 電子スイッチを用いて加振用の超音波ビームの送波タイミングを制御する. 図2に示すように, パルス送信繰り返し周期 ΔT ごとに診断装置の超音波プローブから図2(b)のトリガのタイミングで変位計測用の超音波パルスが送信され, 図2(c)のゲートを掛けて対象物からの反射波のみ

をA/D変換する. 加振区間(A)は図2(d)のように変位計測区間(M)の直後から始まり, 次の変位計測用の超音波パルスの送信直前まで加振の超音波ビームを照射すると, 残響成分が変位計測用のパルスと干渉するため, 変位計測に影響しない時刻まで加振用の超音波ビームを照射する区間を短くし, 残響成分が十分減衰するようにした. したがって, 加振用のトランスジューサからの送信波は図2(e)のように間欠的な連続波となり, 対象物に加えられる音響放射圧 $P_R(t)$ の差周波数成分は図2(f)のように包絡線が差の周波数 Δf で変動する音響放射圧のパルス列となる [5].

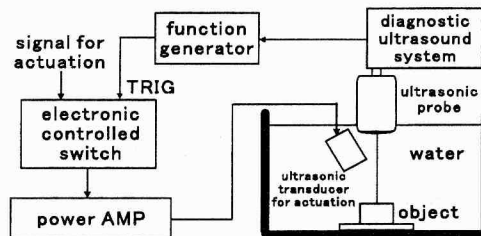


図 1: 超音波診断装置を使用した対象物変位計測の基礎実験システム.

区間 (M) の直交検波信号 $y(t)$ と $y(t + 2\Delta T)$ の間の位相差から, $2\Delta T$ 間の平均振動速度 $v(t + \Delta T)$ が得られ[4], これを時間積分することにより変位 $d(t + \Delta T)$ がトラッキングされる.

また, 超音波による計測結果と比較を行なうために, レーザドブラ速度計を用いることにより, 対象物に生じた振動速度 $v(t)$ を計測し, 粘弾性率を算出した.

3. 実験結果

図3(a)~(d)に、差周波数 $\Delta f = 9\text{ Hz}$ としたときの、音響放射圧 $P_R(t)$ 、対象物の表面と底面の振動速度 $v_A(t)$ 、 $v_B(t)$ 、および $v_A(t)$ と $v_B(t)$ の差を時間積分することにより算出した厚み変化 $\Delta h(t)$ を示す。音響放射圧 $P_R(t)$ の時間波形は、トランスジューサへの印加電圧から送信超音波を算出し、放射圧 $P_R(t)$ の理論式から決定した。厚み変化波形 $\Delta h(t)$ から、音響放射圧が正となったときに対象物が押されて厚みが薄くなっていることがわかる。このように、加振周波数 Δf に対応したマイクロオーダーの微小な厚み変化 $\Delta h(t)$ が計測された。

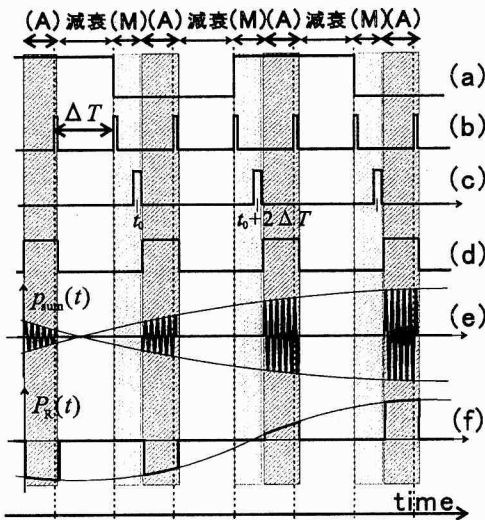


図 2: 加振および変位計測のタイミングチャート。(a) 診断装置からのタイミングクロック。(b) 超音波パルス送信トリガ。(c) エコーデータ計測のサンプリングゲート。(d) 加振制御用スイッチ。(e) 加振用超音波の音圧 $p_{sum}(t)$ の時間波形。(f) (e)によって対象物に生じる音響放射圧 $P_R(t)$ 。

対象物の粘弾性モデルとしてVoigtモデルを仮定すると、音響放射圧の振幅値 P_{Rmax} および厚み変化の振幅値 Δh_{max} から算出される弾性率は、複素弾性率 E^* の絶対値 $|E^*|$ として次式で示される。

$$\begin{aligned}
 |E^*| &= \frac{P_{Rmax}}{\frac{\Delta h_{max}}{d_0}} \\
 &= |E_s + j\Delta\omega\eta| \\
 &= \sqrt{E_s^2 + (\Delta\omega\eta)^2}, \quad (1)
 \end{aligned}$$

ここで、 d_0 は対象物の変形前の厚さ($d_0=10\text{ mm}$)、 E_s は静的弾性率、 η は粘性率を表す。超音波およびレーザドプラ速度計を用いて計測された対象物変位を(1)式に代入することにより、得られた複素弾性率の絶対値 $|E^*|$ の周波数応答を図4に示す。 $|E^*|$ の値は、超音波による

計測とレーザドプラ速度計による計測結果からの算出値とほぼ近い値が得られた。また、加振の周波数 Δf が上昇するにしたがって、複素弾性率の絶対値 $|E^*|$ が上昇する結果が得られた。これは、対象物の粘性の影響が考えられる。超音波による複素弾性率の絶対値 $|E^*|$ の計測結果にフィッティングすることにより、静的弾性率 E_s および粘性率 η はそれぞれ 7.6 Pa 、 $1.5 \times 10^2\text{ Pa}\cdot\text{s}$ と推定された。

5. まとめ

本報告では、生体軟組織の非侵襲的な粘弾性特性計測を目指して、音響放射圧による局所加振に伴うマイクロオーダーの厚み変化 $\Delta h(t)$ を計測し、その振幅特性から対象物の粘弾性特性を推定した。本手法を生体組織に適用することにより、非侵襲的な組織性状診断に応用できる可能性がある。

References

[1] M. Fatemi, et al., *IEEE Trans. on Med. Imag.*, **21**, pp. 1-8 (2002).
 [2] 日本超音波医学会, *超音波医学*, **11**, pp. 41-46 (1984).
 [3] K. Nightingale, et al., *Ultrasound in Med. & Biol.*, **28**, pp. 227-235 (2002).
 [4] H. Kanai, et al., *IEEE Trans. on UFFC.*, **43**, pp. 791-810 (1996).
 [5] K. Michishita, et al., *Jpn. J. Appl. Phys.*, **42**, (2003) (in press).

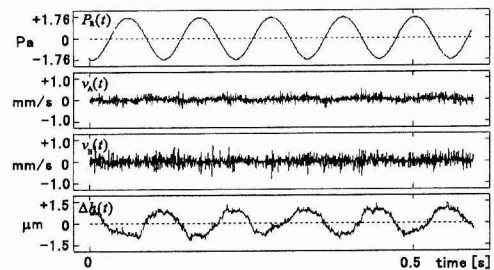


図 3: 超音波による計測結果。加振周波数 $\Delta f = 9\text{ Hz}$ 。(a) 音響放射圧 $P_R(t)$ 。(b) シリコンゴム表面の振動速度 $v_A(t)$ 。(c) シリコンゴム底面の振動速度 $v_B(t)$ 。(d) 対象物の厚み変化 $\Delta h(t)$ 。

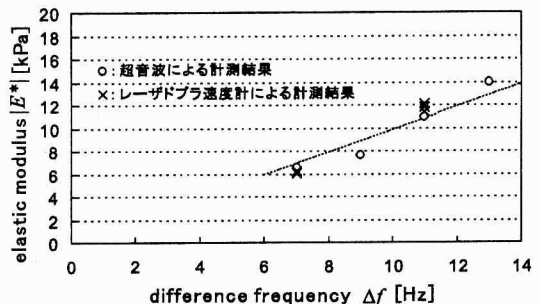


図 4: シリコンゴムの弾性率 $|E^*|$ の周波数特性。