

診断機能を備えた歯科用超音波スケーラの開発*

丸山 裕^{*1}, 高崎 正也^{*2}
久田見 朋範^{*1}, 水野 毅^{*2}

Development of Ultrasonic Dental Scaler with A Diagnosis Function

Yataka MARUYAMA, Masaya TAKASAKI^{*3},
Tomonori KUTAMI and Takeshi MIZUNO^{*3} Department of Mechanical Engineering, Saitama University,
255 Shimo-Okubo, Sakura-ku, Saitama-shi, Saitama, 338-8570 Japan

An ultrasonic dental scaler is an equipment to remove dental calculi from teeth. A conventional scaler consists of handpiece with a Langevin type ultrasonic transducer and a driver circuit to vibrate at resonance frequency. The transducer has a horn to enhance vibration and a tip to scale the calculi. On the back of the transducer, a rubber hose is connected to supply water to the scaling points. Such a transducer has two problems. One is vibration damping due to the water hose. The other is resonance frequency shift according to contact load on the tip. Two types of transducer are fabricated to compare influence of the hose connecting method. Measuring electric Q factor with water flowing, side connection seems to decrease the damping rather than back connection. A new transducer is designed based on the comparison result. To trace the frequency shift, we develop a resonance trace system. Arranging operating frequency based on detected current phase, the system can trace mechanical resonance with time delay of 17 ms. We also propose teeth diagnosis using the resonance trace system. Observing the resonance frequency shift when the tip contacts a material, stiffness of the material can be estimated. The shift comparison result between a damaged tooth and a fine tooth shows possibility of dental caries diagnosis.

Key Words: Supersonic Wave, Piezo-Element, Measurement, Frequency Tracing, Dental Equipment

1. 結 言

歯科用超音波スケーラ(以下、超音波スケーラ)は、超音波振動を利用し効率的に歯石の除去を行なうための歯科用治療器具である。先端にチップが取り付けられた圧電振動子を内蔵したハンドピースとそれを駆動するための発振回路からなる。適切な周波数で振動子を駆動することにより機械共振を起こし、振動子先端のチップを患部に接触させることで歯石を破碎する。さらに、振動子中心軸上に設けられた配管を通して患部に注水を行なうことにより破碎した歯石の除去を行なう。

従来の超音波スケーラ振動子は注水用ホースが振動子の後部から接続されており、これによって振動減衰がおこる。そこで本研究では、注水用ホースの接続位置を振動の節となる部分に接続することを提案し、これと従来の接続方法とで振動損失の比較を行い、提案

する方法の有効性を示した。一方、振動子は治療対象である歯牙と接触することで共振周波数に変化が生じるという問題も抱えている。したがって上述のように振動減衰を抑制すると振動子の Q 値は高くなる反面、共振周波数の変化による振幅の減少が起りやすくなる。そこで共振周波数を追従し、その周波数の駆動信号を発振することが必要となる。その実現には発振回路を形成する方法⁽¹⁾や負帰還をかける方法⁽²⁾など様々な方法が提案されてきた。これらの方法では追従システムはアナログ素子によって構成されていたため、共振周波数をユーザが知るには別途回路を要する。本研究ではマイコン(SH2/7045F)を用いることで共振周波数の把握を容易にでき、共振周波数追従機能も実装できた。またシステムをインテリジェント化したことで、用途に合わせて機能を追加することが可能となった。

近年、超音波振動子を物体に接触させて物体の弾性指標を計測するという試みが注目されている⁽³⁾。そこで、上述した共振周波数追従システムのリアルタイム計測機能を利用して、治療とともに歯牙および歯肉の

* 原稿受付 2006年1月20日。

*¹ 埼玉大学工学部(〒338-8570 さいたま市桜区下大久保 255)。*² 正員, 埼玉大学工学部。

E-mail: masaya@ieee.org

接触診断を同時に行なう方法を提案し、検討を行なった。

2. 超音波スケーラ振動子

2・1 振動原理 超音波スケーラ振動子の基本構成を図1に示す。同図のように分極した圧電セラミックス (PZT) と電極を金属ブロックではさみ、ボルトで締め付けて一体化したボルト締めランジュバン型振動子の構造となっている。この振動子に交流電圧を印加すると PZT に伸縮が起こり、振動が生じる。このとき振動子全体の固有振動数と等しい周波数の交流電圧を印加することで機械共振を利用して大振幅の超音波振動を得ることができる。さらに振動子前方のホーンにより振動が増幅され、先端のチップへと伝達される仕組みになっている。振動子は両端が自由端であるため振動子中程に振動の節が生じる。この振動の節を支持することで振動損失を最小限に抑えることができる。

2・2 配管方法の改善 従来の振動子は注水用ホースが振動の腹である振動子後部に接続されていた。このためホースおよびそこを流れる水によって振動減衰が生じる。振動の節の位置を特定し、そこに注水用ホースを接続することで振動減衰を抑制することが可能である。そこで、振動子後部にホースを接続したものの、振動の節にホースを接続したものの二つを製作しこれらについて振動損失の比較を行なった。

振動子形状は図2に示すとおりである。振動子のサイズは製作および実験の便宜を図るために実用化を考慮に入れた設計(後述)のサイズに対して二倍の径で設計を行なった。また、一定条件で振動子を支持する

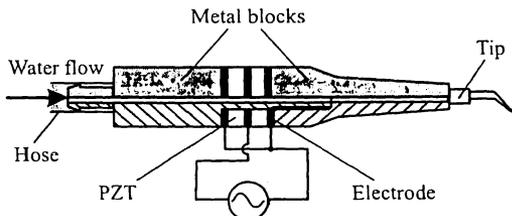


Fig. 1 Schematic view of a conventional ultrasonic dental scaler.

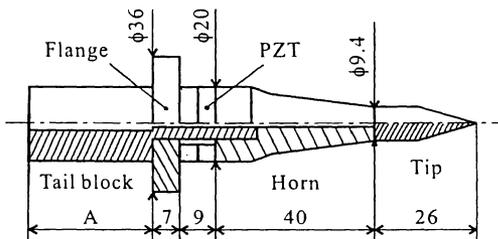


Fig. 2 Schematic view of an experimental transducer.

ためにフランジを設け、フランジの中心に振動の節が位置するように設計を行なった。有限要素法によるモード解析を用いることで、節の位置がフランジ中央となるように振動子の後部ブロック長さ A を決定した。また、このときの共振周波数を特定した。有限要素法では用いた要素よりも小さな形状の相違に関しては解析結果に現れないため、後部ブロックをやや長めに製作し、製作した振動子について後部ブロック長さを少しずつ短くしていくことで節の位置の微調整を行なった。解析結果では後部ブロック長さ A は 51 mm であったが製作後の微調整の結果 56 mm で節を所定の位置に配置できた。ホースを振動子後部から接続したタイプを図3に、振動の節に接続したタイプを図4に示す。

2・3 振動損失の比較 製作した二つの振動子についてホースを接続したときの影響およびそこから水を流したときの影響を電氣的 Q 値の測定により比較を行なった。圧電素子と他の材料を複合させた振動子において特に共振状態においては、機械的特性は電氣的特性となって現れるため、電氣的特性から流水の影響に関して評価を行なった。電氣的 Q 値はコンダクタンスが極大、サセプタンスが極大・極小となる周波数をプレジジョンインピーダンスアナライザで測定して算出した。測定結果を表1に示す。振動子後部にホースを接続したタイプではホースを接続することで生じる

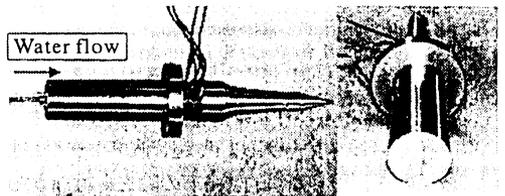


Fig. 3 Back connection type transducer.

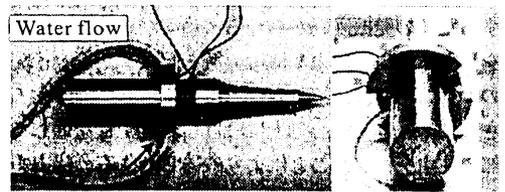


Fig. 4 Side connection type transducer.

Table 1 Comparison of Q factor loss(%) between connection types.

Connection type		Without hose	With hose	With water flow
Back	Q	390	350	245
	Loss [%]	-	10.3	37.2
Side	Q	327	322	286
	Loss [%]	-	1.5	12.5

Q 値の低下は 10.3%，水を流したときでは 37.2%であるのに対し、振動の節にホースを接続したタイプではホースを接続したときの Q 値の低下は 1.5%，水を流したときでは 12.5%であった。したがって、振動の節に注水用ホースを接続することで振動損失を抑制できることが定量的に明らかとなった。

2.4 振動子設計 前節の結果に基づき実用化を考慮に入れたサイズの振動子の設計・製作を行なった。新たに製作した振動子は図 5 に示すように振動の節にホースを接続し、これを振動子に巻きつけシリコンゴムで固めることで支持部分とした。以下の実験ではこの振動子を用い、支持部分を把持した。図中下の振幅曲線は振動分布を模式的に示したものである。

3. 共振周波数追従

3.1 共振周波数追従の原理 一定の印加電圧において超音波スケーラ振動子をアクリル樹脂板に対して垂直に接触させたとき、その接触予圧の変化に伴うチップ先端の振動振幅および印加電圧に対する電流の位相の周波数特性を計測した結果を図 6 に示す。各接触予圧における周波数特性について見てみると、駆動周波数の変化に伴いチップ先端での振動振幅が増減しており振動子の固有振動数と等しい周波数、つまり共振周波数で振動振幅が最大となっている。このとき、共振周波数の前後で印加電圧に対する電流の位相が急激に変化している。共振周波数における、電圧に対する電流の位相はある定数となり、共振周波数より低い駆動周波数では位相が進み、高い周波数では位相が遅れる。また、振動子が非接触の状態では共振時の振動振幅は 800 nm であったが、アクリル樹脂板と接触させたところ振幅は大幅に減少したが予圧を増加させると振動振幅は増加する傾向を示した。これは、与圧の増大に伴って、チップ先端-アクリル樹脂板間およびチップ-ホーン間の音響結合がともに強くなったために振動振幅が増加するという傾向が現れたものと考えられる。次に、各接触予圧での周波数特性を比較すると、接触予圧の増加に伴い、共振周波数が高くなっている。

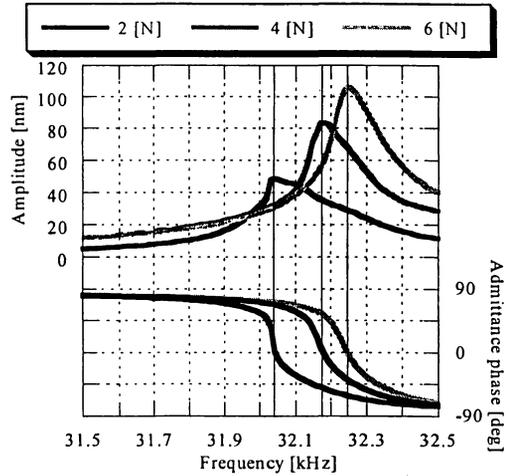


Fig. 6 Frequency responses of vibration amplitude and current phase with the change of contact load.

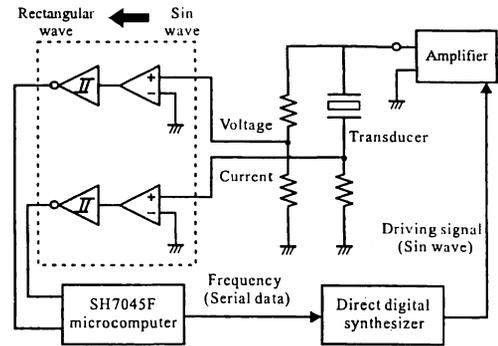


Fig. 7 Resonance frequency trace system.

これにより位相曲線も変化するが、共振時の位相の値には変化がなくほぼ一定値をとることがわかる。したがって、印加電圧に対する電流の位相を観測することで発振周波数と共振周波数との比較が可能である。つまり、振動子への印加電圧および電流を観測し、観測した位相差と共振周波数での位相差との差分を発振回路にフィードバックすることにより、共振周波数を追従することが可能である。

3.2 共振周波数追従システム 図 7 に共振周波数追従システムの構成を示す。初めにダイレクトデジタルシンセサイザ (Direct digital synthesizer : DDS) より適当な周波数の駆動電圧を発振する。駆動時における振動子の印加電圧および振動子に流れる電流を検出し、これらを矩形波に変換する。マイコンで 2 つの矩形波の周期およびエッジの時間差を計測して位相差 ϕ を算出する。得られた位相差を用いて式 (1) に従い次の周波数を決定する。

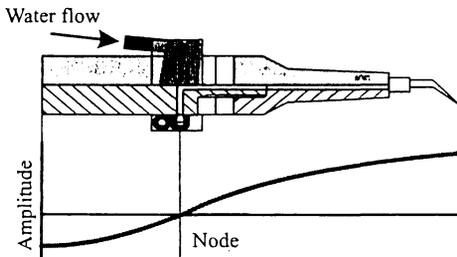


Fig. 5 Design of a new transducer.

$$f_{n+1} = f_n - K_p(\phi_r - \phi) \quad (1)$$

ここで、 f_n は現在の発振周波数、 f_{n+1} は次回の発振周波数であり、 ϕ_r は共振周波数での位相差、 K_p は比例ゲインである。決定された周波数はDDSに送信され、この周波数が発振される。この動作を駆動信号の一周期ごとに繰り返すことで常に共振周波数を発振することが可能になる。

3.3 追従性能評価 製作した追従システムについて追従性能の評価を行なった。ステップ状に共振周波数の変化が生じたときのシステムの応答を評価するために次のような方法でステップ応答を測定した。最初に追従機能を停止した状態で共振周波数と異なる周波数で振動子を駆動する。このとき、ある瞬間に追従を開始することでステップ状に共振周波数の変化が生じた状態を擬似的に再現した。図6の結果から想定される接触予圧の変化に対する共振周波数の変化は数百Hzであることから、初期状態での周波数は31.6 kHzとした。図8に追従システムのステップ応答を示す。定常状態での発振周波数は31.85 kHzであった。また、レーザドップラ速度計を用いて振動速度を測定して算出した振動振幅の周波数応答より求めた共振周波数は31.85 kHzであった。これらの値が一致していることから共振周波数の追従が実現できていることが確認できた。厳密には定常状態における目標値との誤差は1 Hz程度である。一方、マイコンによる位相計測の分解能は1 degであり、共振点近傍での位相曲線の傾きは1 Hz/degである。したがって、位相計測の分解能を考えれば1 Hz程度の誤差は十分妥当である。

また、 K_p の値が大きいほど応答は速いがオーバーシュートが大きく、 K_p の値が小さいほど応答は遅いもののオーバーシュートは小さくなった。 K_p が1/16の場合に定常状態になるまでの時間(定常値の±2%に達するまでの整定時間)が最も短く17 msであった。

4. 歯牙・歯肉の診断

4.1 接触診断 振動子を共振周波数で縦振動させて他の物体に接触させると、その共振周波数に変化が生じる。振動子と物体との接触は図9に示すようにばね要素と減衰要素の組み合わせで表現される。このときの共振周波数は式(2)で表される。物体のばね定数が大きく減衰係数が小さいほど共振周波数の変化が大きい。(4)

$$\omega = \sqrt{\frac{1}{m} \left(\frac{SE}{l} + K_c \right) - 2 \left(\frac{C_c}{2m} \right)^2} \quad (2)$$

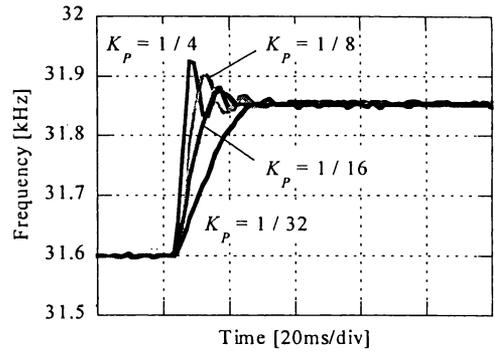
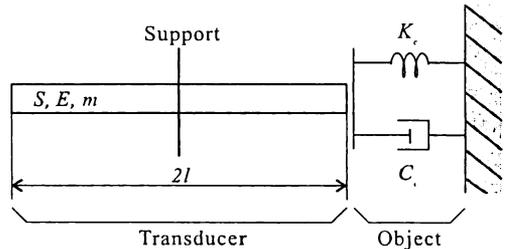


Fig. 8 Step response of resonance trace system with the change of proportional gain.



- Transducer
- S : Cross-section
 - E : Elastic modulus of a material
 - m : Equivalent mass of an end
- Object
- K_c : Stiffness
 - C_c : Damping coefficient

Fig. 9 Contact model.

したがって、物体の減衰係数が既知であれば非接触状態と接触状態での共振周波数の変化分を観測することで物体のばね定数を推定することができる。製作した共振周波数追従システムは常に共振周波数を発振することができるため、接触前後での共振周波数を測定することができる。したがって、歯牙および歯肉におけるヤング率の変化と疾患状態との知見を参照すれば歯牙の診断を行なうことが可能である。

4.2 接触診断の実験 超音波スケーラ振動子と共振周波数追従システムを用いて振動子を様々な物体に接触させて、そのときの接触予圧と共振周波数の変化 Δf の関係を測定した。測定結果を図10に示す。アルミとSS400を比較するとヤング率が高いSS400のほうが Δf の値が大きくなっている。また、SS400とLiNbO₃単結晶を比較するとヤング率はほぼ同等であるが、LiNbO₃単結晶のほうが Δf の値が大きくなっている。LiNbO₃単結晶は高周波フィルタなどに用いられ

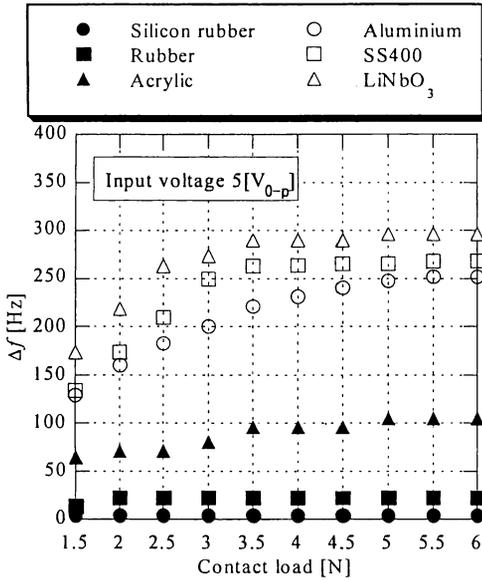


Fig. 10 Frequency shift with the change of contact load in contact with various materials.

ているように機械的品質係数 Q_m が非常に高く、減衰係数は小さい。したがって、この差が現れたと推測できる。

歯牙の実物についても同様の測定を行なった。測定対象を図 11 に示す。歯牙 A は虫歯によって著しく損傷した歯牙サンプル、歯牙 B は損傷の無い歯牙サンプルである。歯根が歯肉に覆われている状態を模擬するため、これらの歯牙の歯根部分をシリコンゴムで固定した。図中の○印は接触部位を示している。測定結果を図 12 に示す。歯牙の損傷状態により Δf の値は大きく異なる値を示した。損傷のない歯牙は損傷のある歯牙に比べて Δf の値が小さくなった。これは歯牙が損傷を受けることによって物質的組成の変化および形状的な変化が生じ、歯牙の等価的なヤング率が低下したために Δf の値が小さくなったと考えられる。このような考察のもとで測定結果と式 (2) を照らし合わせると式 (2) に従った結果が得られたと言える。したがって、予め臨床的に歯牙の疾患と Δf との関係をデータベース化しておくことで、観測した共振周波数の変化から歯牙の疾患について診断を行なえる可能性がある。

5. 結 言

振動損失を抑制するために振動子の配管方法の改善を行い、改善前後での振動損失の比較を行なった。その結果、提案した改善方法の有効性を定量的に示した。振動子への印加電圧および流れる電流の位相を比較す

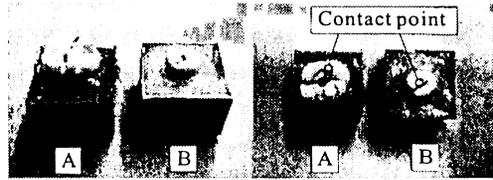


Fig. 11 Sample teeth.

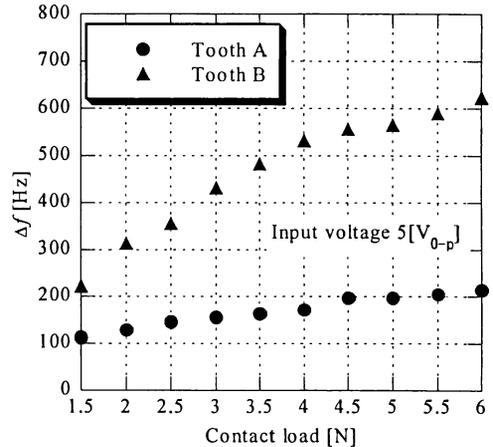


Fig. 12 Frequency shift with the change of contact load in contact with teeth.

ることで共振周波数追従を行なうことを提案し、このシステムの製作および追従性能評価を行なった。評価の結果、十分な追従性能を確認できた。また、歯牙の接触診断における超音波スケーラの適用を試みた。実験の結果、超音波スケーラによる歯牙の診断の可能性を示した。

謝 辞

本研究を行なう上で株式会社モリタ東京製作所に御協力いただきました。感謝いたします。

文 献

- (1) Ide, M., Design and Analysis of Ultrasonic wave Constant Velocity Control oscillator (in Japanese), *Journal of the Institute of Electrical Engineers of Japan*, Vol.88-11, No.962(1968), pp.2080-2088.
- (2) Shimizu, H., Saito, S., Methods for Automatically Tracking the Transducer Resonance by Rectified-Voltage Feedback to VCO, *IEICE Technical Report*, Vol.US78, No.173(1978), pp.7-13.
- (3) Aoyagi, R., Yoshida, T., Unified Analysis of Frequency Equations of an Ultrasonic Vibrator for the Elastic Sensor (in Japanese), *Ultrasonic Technology* Vol.17, No.1, (2005), pp.27-32.
- (4) Nishimura, K. et al., Directional Dependency of Sensitivity of Vibrating Touch sensor (in Japanese), *Proceedings of the Meeting of Japan Society of Precision Engineering* (1994-3), pp.765-766.