

〔原著〕 松本歯学 12: 288~292, 1986

key words: インプラント - 形状記憶効果 - 高周波加温

高周波加温による形状記憶インプラントの 温度分布について

舛田篤之, 村上 弘, 神谷光男, 大和篤弘, 橋本京一
松本歯科大学 歯科補綴学第1講座 (主任 橋本京一 教授)

Thermal Distribution on Shape Memory Blade Implant by High Frequency Heating

ATSUYUKI MASUDA, HIROSHI MURAKAMI, MITSUO KAMIYA,
TOKUHIRO YAMATO and KYOICHI HASHIMOTO

*Department of Complete and Partial Denture Prosthodontics, Matsumoto Dental College
(Chief: Prof. K. Hashimoto)*

Summary

In order to accumulate the fundamental data for discussing the thermal distribution of shape memory blade implant by high frequency heating, three points on the implant body were measured by micro thermocouples.

The results were as follows:

1. When the heating condition was 2.5A 30 sec, the temperature was too low for the shape memory effect, but when the heating condition was 3A 30 sec and 3.5A 30 sec, the temperature on the neck part of the implant rose too high.
2. When the temperature was 50.7°C (mean) on the neck part and 40.0°C (mean) on the end of the foot part of the implant with a heating condition of 2.5A 60 sec, the shape memory effect was obtained.
3. When we used high power-short time heating, only the surface of the neck part reached a high temperature. Because the thermal conductivity of NT alloy (Nitinol) was low, however, the end of foot part didn't heat. Satisfactory results were obtained when low power-long time heating was used.

結 言

1968年に Linkow¹⁾がブレードベント・インプラントを発表して以来、ブレードタイプのインプラ

ントはその手技の容易さと成効率の高さなどから、臨床で最も多く使用されるインプラントの一つになった。しかしながら、臨床経過の長い症例においては、時としてブレードインプラントの垂直的な沈下現象が観察されることがある。これは、ブレードインプラントの支持力が咬合圧を主体と

(1986年10月29日受理)

金属の低温加温処理用としてハイブリッド構成で、医療電気機器の安全規格を対象として設計・製作した(図2)。

〈仕様〉

入力電源	AC90~110V 50/60 Hz
高周波出力	100W
発振周波数	200 KHz±20KHz
電源方式	スイッチング方式電源レギュレーター付

(2)実験方法

高周波加温による形状記憶インプラントのインプラント体における熱分布を測定するため、図3に示すようにインプラント体のP₁、P₂、P₃の位置にオメガ社製極細熱電対(アルメルークロメル線径0.025 mm)を設置し、この熱電対素線に、千野製作所製自動冷接点補償器615と、記録計(TOA Electronics Ltd. EPR-221A)を接続し、温度計測装置を構成した。

次に、インプラントヘッド部に高周波加温器の加温部を十分に深く挿入し、室温中で2.5Aで30秒間、3.0Aで30秒間、3.5Aで30秒間、2.5Aで60秒間の4条件を設定し、それぞれ7回ずつ測定した。測定は高周波発振による記録装置への影響を避けるために、30秒間あるいは60秒間の加温が終了して高周波発振が停止すると同時に計測を開始するように設定し、測定開始から5秒間の経時的な温度変化を記録した。

結 果

表1は各計測の結果である。

2.5A30秒間加温の結果では、高周波加温器の加温部に最も近いP₁が、平均48.8℃で最も高く、P₂、P₃と加温部から遠くなるにしたがい、平均40.3℃、37.0℃と著しく低くなっている。また、P₁では、最大53℃、最小46℃を示しており、測定温度の最大値と最小値の差が7℃と大きいのに対して、加温部から遠いP₂、P₃では、その差は1℃、0℃と極めて小さかった。

3.0A30秒間加温では、2.5A30秒間加温時の結果より、全体的に2~3℃高い結果を示しているが、P₁が平均56.1℃、P₂が平均43.8℃、P₃が平均40.0℃と加温部より遠ざかるにしたがい、温度が著しく低く、また、P₁では最大65℃、最小43℃で、その温度差が22℃であるのに対し、P₂では5℃、P₃では2℃と極めて小さく、2.5A30秒間加温時と同様の傾向を示している。

3.5A30秒加温では、3A30秒加温より、さらに平均値で6℃~17℃高い結果を示しており、P₁、P₂、P₃の測定結果も、平均値で69.2℃、58.5℃、44.7℃と、加温部より遠ざかるにしたがって、著しく低くなり、また、P₁における測定温度の最大値と最小値の差も12℃を示し、P₂では4℃、P₃では1℃と、他の測定条件と同様の傾向を示している。

しかし、3A30秒加温、3.5A30秒加温では、インプラントヘッド部すなわちP₁における温度上昇

表1：計測結果

Condition		max. (°C)	min. (°C)	mean (°C)	Δ (°C)
2.5A 30sec.	P ₁	53	46	48.8	7
	P ₂	41	40	40.3	1
	P ₃	37	37	37.0	0
3 A 30sec.	P ₁	65	43	56.1	22
	P ₂	43	38	41.8	5
	P ₃	30	37	38.3	2
3.5A 30sec.	P ₁	76	64	69.2	12
	P ₂	60	56	58.5	4
	P ₃	45	14	44.7	1
2.5A 60sec.	P ₁	58	46	50.7	12
	P ₂	45	43	43.8	2
	P ₃	41	39	40.0	2

が大きすぎ、生体為害作用が考えられ、また、2.5 A30秒間測定では加温部から最も遠いP₃において、37℃を示しており、形状記憶効果を発揮させる所定の温度(40℃)には低すぎるため、2.5Aで60秒間の加温を行った。その結果、P₁では平均

50.7℃、P₂では平均43.8℃、P₃では平均40.0℃を示し、また、P₁での最大値は、58℃で、生体に対してやや高いとは思われるが、加温部より最も遠いP₃では平均40℃で最小値でも39℃を示しており、ほぼ満足できる結果を示した。

図4は計測開始から約5秒間の経時的温度変化を示したものである。先に述べたとおり、高周波発振が記録計の誤動作を引き起こすため、加温終了と同時に計測を開始した。この測定結果から、加温部に最も近いP₁では、温度が経時的に著しく低下するのに対し、加温部に遠い部位すなわち、P₂、P₃では加温を停止しても温度がすぐに低下せず、一定である傾向が認められた。

考 察

形状記憶インプラントの加温には、現在3種類の方法が考えられている。すなわち、

- (1)インプラントヘッドを直接ニクロムワイヤーで加温する方法
- (2)加温した滅菌生理食塩水による方法
- (3)高周波を応用し、インプラント自体を発熱させる方法

ニクロムワイヤーによるインプラントヘッド部の直接加温法では、素材であるNT合金の熱伝導率が極めて低いため、一定時間内における脚先端部までの均一、かつ安全な加温は極めてむずかしい。すなわち、鈴木らの報告⁶⁾によるとNT合金の熱伝導率は鉄と比較して約1/3、銅と比較すると約1/19であるため、ヘッド部のみが過熱状態となり、周囲組織が火傷をおこすことも考えられる。

また、加温した滅菌生理食塩水を使用する場合には、NT合金の比熱が約0.06cal/gr・℃であることを考えると、適切に加温した滅菌生理食塩水がインプラント全体に接触するように注入出来るのであれば、良好な加温が可能と考えられる。しかし、インプラントの温度を均一に上昇させるためには、一定の温度に保った大量の滅菌生理食塩水を長時間かけて注入する必要があり、加えて、インプラントを植立・加温・縫合してから再び加温する必要が生じても、効果的に加温することが不可能である。

今回著者らは、高周波を応用した形状記憶インプラントの高周波加温における熱分布について測定したが、表1にみられるように同じ加温条件の

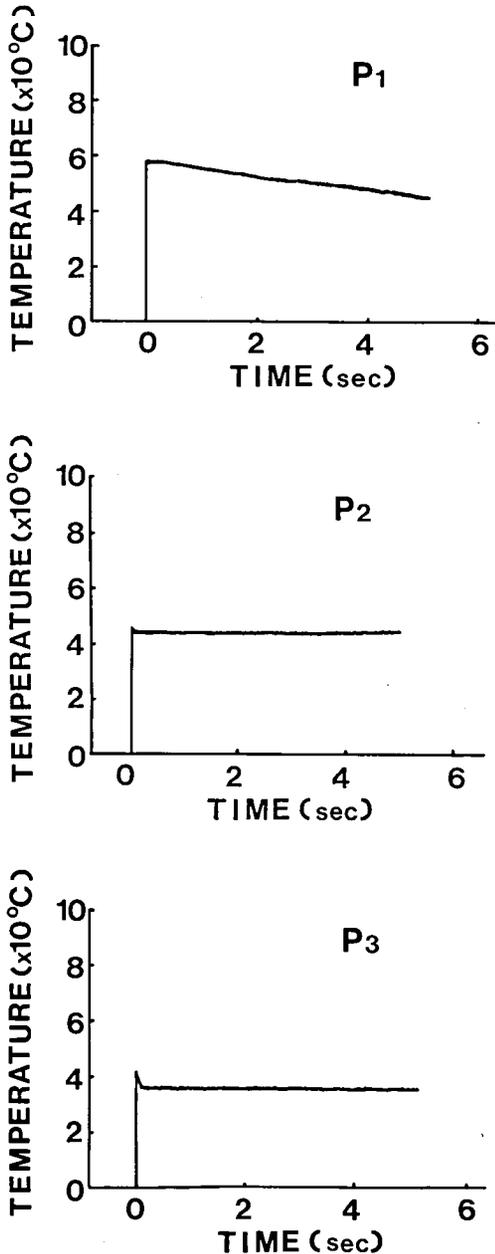


図4：計測開始から約5秒間の経時的温度変化の1例(加温条件：2.5A30秒)

下では、加温部に近い部分ほど温度差が大きく、加温時間を一定にして加温器の出力を変化させたときには、加温部に近い部分の温度差よりも遠い部分の温度差の方が小さいことが判った。加えて、高周波加温器を停止させた後のインプラントの温度変化は、加温部に近かった部分ほど著明に下降する傾向があった。インプラント全体を同じ条件で放冷したにもかかわらず、このような現象として観察されたのは、NT合金の熱伝導率が極めて低いため、高周波で加温した場合に、その加温部表面が深部に比較して早期に加温され、インプラントの表面のみが温度上昇し、深部の温度は上昇が遅れるためと考えられる。反対に高周波加温器を停止した時点では、加温部に近い部分のインプラントの表面のみが高温に加温されているため、加温部に遠い部分と比較して早期に冷却するものと考えられる。しかし、その中でも低い出力で長時間加温したときは、インプラント表面の温度に比べ、インプラント内部の温度上昇の遅れが小さくなるため、他の方法と比較して各温度差が小さく、比較的良好な結果を得た。

結 論

試作した高周波加温器を使用して、形状記憶インプラントの温度分布について測定した結果、以下の結論を得た。

(1)加温条件が2.5A30秒間では、形状記憶効果を発揮させるには低すぎ、また3A30秒間、3.5A30秒間加温では、ネック部における温度が高くなりすぎ

ることが判った。

(2)加温条件が2.5A60秒間では、ネック部が平均50.7℃、先端部で40.0℃と、形状記憶効果を発揮させる温度に加温できることが判った。

(3)NT合金の熱伝導率が低いため、短時間加温では表面のみが高温になり、先端部まで加熱されなため、低出力の長時間加温が良好な結果を示すことが判った。

稿を終えるに臨み、本研究に際して種々懇切丁寧な御教示、御助言をいただいた松本歯科大学歯科理工学教室高橋重雄教授ならびに伊藤充雄助教授に感謝の意を表します。

文 献

- 1) Linkow, L. I. (1983) Dental implants. Rovert Speller & Sons, Publishers New York, New York.
- 2) 市川邦弘 (1977) ブレードインプラント挿入にともなう組織変化に関する実験的研究。歯科医学, 40: 196-218.
- 3) 三宅康史, 高橋充, 福与碩夫, 西連寺永康(1985) 形状記憶効果をもつ骨内インプラントの臨床治験成績およびその評価。日大歯学, 59: 614-625.
- 4) 神谷光男, 鷹股哲也, 福与碩夫, 橋本京一(1985) 形状記憶効果をもつ骨内インプラントの臨床治験例及びその評価。松本歯学, 11: 129-135.
- 5) 福与碩夫 (1984) 形状記憶効果をもつ骨内インプラントの臨床。別冊 the Quintessence: 119-130.
- 6) 鈴木雄一, 黒柳卓 (1979) 金属間化合物 FAEDIC-NT合金の開発とその用途。チタニウム・ジルコニウム vol. 27, No. 2: 67-73.