

Load Limit of Mini-Implants with Reduced Abutment Height Based on Fatigue Fracture Resistance: Experimental and Finite Element Study
For The International Journal of Oral & Maxillofacial Implants

低設定アバットメントによるミニインプラントの疲労強度:実験および有限要素解析による研究

豊嶋 悠輔, 若林 則幸

直径 3 mm 以下のいわゆるミニインプラントは、比較的骨吸収が進んだ症例での適用が可能であり、外科的侵襲を低減できるとされている。しかし、インプラント径が疲労強度に大きく影響することは実証されている一方で、義歯に使用したミニインプラントの生存率に関する研究の多くは 1 年前後の短期予後であり、それ以上の長期的な予後報告は見られない。このため、ミニインプラントの長期的な経過における破折に対する安全性は確立していないのが実情である。一方、オーバードンチャーのためのミニインプラントであればアバットメントを低く設定することが可能であり、これによって疲労強度の向上が図れる可能性がある。ミニインプラントの疲労強度は今日まで報告されておらず、特にアバットメントの高径との関連から疲労強度を検討した試みは見られない。本研究の目的は、歯科用ミニインプラントの疲労強度を実験的に評価し、有限要素モデルによる応力解析をあわせて行うことにより、荷重量の限界値について明らかにすることである。

<方法>

直径が 1.8mm の市販ミニインプラント (c18, MDI, 3M 社製) と、同径でアバットメント部を低くした実験用ミニインプラント (e18) を用いた。両者とも素材は Ti-6Al-4V であり、カラー部からボールアタッチメント中央までの距離は c18 が 5.50 mm であり、e18 は 4.75 mm とした。最初に、それぞれ 5 本の試験片について大気圧下で曲げ試験を行った。曲げ試験はスレッド部を 1.5 mm 露出するように金属筒にレジンを流し込んでインプラントを埋入、固定した。埋入材表面よりボールアタッチメント中央までの距離は c18 が 7.00 mm, e18 が 6.25 mm であった。金属筒を油圧圧縮機に固定し、荷重方向をインプラント長軸に対して垂直に設定し、ボール部中央に対してクロスヘッドスピード 1mm/min で荷重を負荷し、弾性限の荷重量を測定した。

疲労試験は ISO14801 を基に実施した。両者ともスレッド部を 3 mm 露出させ、レジンを固定材として用いてスチール製容器に埋入した。それぞれのインプラントに金属半球キャップを被覆し、レジン表面から荷重点までの距離を両者とも 11 mm に設定した。試験片はインプラントの長軸に対して垂直方向から 30 度傾けて、15Hz の正弦周期にて垂直に繰り返し荷重を行った。最初の荷重量は 110N と設定し、 5×10^6 回サイクルを終えるか、破折が見られた時点で試験を終了とした。両者とも 5 本の試験片を供し、荷重量は 10 N ずつ増加した。1 本以上の破折を確認した荷重量で終了とし、5 本とも正常であった荷重量で最大の値を疲労限界荷重量とした。

次に、両インプラントの三次元有限要素モデルを顕微鏡写真の三次元計測値をもとに構築した。スレッド部の螺旋形態はピッチと幅を忠実に再現した後、鋭縁部を調整し曲げ試験と疲労試験における固定・荷重条件を再現するモデルを製作した。材料定数（ヤング率/ポアソン比）は、インプラント体は 117GPa/0.33、固定用金属装置ならびに半球キャップは 200GPa/0.3、レジンは 15GPa/0.3 とした。すべての材料は等方性線形弾性物質で完全接着とし、メッシュサイズは収束試験から決定し、最小メッシュ径 0.1 mm で要素分割した。曲げ試験モデルは金属外面を固定し、弾性限における荷重量を付与し第一主応力を算出、また疲労試験モデルでは金属底面を固定し、破折が生じなかった最大の荷重量を付与し最大相当応力値 (σ_f) を算出した。さらに、e18 の径を 2.1 mm、2.4 mm に変化させたモデルを c18 と e18 に加え、これらを下顎骨に埋入したモデルを製作した。骨モデルは海綿骨周囲の皮質骨の厚みを 2 mm とし、鋭縁部の影響を避けるために骨面を平面とした。インプラントの垂直的位置関係は、4 つの骨レベルを想定した。予備解析の結果、骨質がインプラント体のストレスにほとんど影響しなかったため、皮質骨と海綿骨は等方性線形弾性体と想定し、材料定数をそれぞれ 18.6GPa/0.33、10.4GPa/0.33 で一定とした。

骨モデルを用いたシミュレーションでは骨下部 1/3 の外面を固定し、荷重位置をボール部頂上とし、インプラント長軸に対して 60°傾け、頬側から舌側方向に向けて 100 N の荷重を付与した。ストレス分布は頬側面中央部を垂直的に表示し、最大相当応力 (σ_{100}) を求め、予測限界荷重量 (F_{limit}) を下記計算式を用いて算出した。

$$F_{limit} = 100 * \sigma_f / \sigma_{100}$$

<結果>

c18 と e18 の弾性限における荷重量の平均はそれぞれ 57.3 ± 11.1 N、 71.2 ± 6.5 N であった。曲げ試験を再現した有限要素解析にて算出された主応力の平均はそれぞれ、1339 MPa(最小 1081 MPa, 最大 1609 MPa)、1352 MPa (最小 1232 MPa, 最大 1480 MPa) となった。疲労試験では 150N 荷重でそれぞれ破折がみられたため、両者とも限界荷重量は 140N と判定された。最大相当応力はスレッド頸部付近に集中し、最大値は 140 N 荷重時 c18, e18 それぞれで 1387 MPa, 1376 MPa であった。骨埋入モデルのうち、インプラントテーパ部およびスレッド上縁レベルまで骨に埋入されたモデルでは、高いストレス領域はスレッド最上位部を含む比較的大きな面積に分布する結果となった一方、骨縁が低下してスレッド部が露出したモデルでは、高いストレス領域がスレッド部に集中した。限界荷重量はインプラント径が大きくなるほど増大し、また骨レベルが減少するにつれて減少した。c18 に対する e18 の限界荷重量は、スレッドが骨から 1.0 mm 露出したレベルで 113%、テーパ部まで骨に埋入されたレベルで 156%となった。

<考察>

e18 は c18 と比較し、曲げ試験における降伏点の荷重量は平均して高い値であった。これは e18 の着点力が低かったことによる一方、最大応力値は両者で同等であった。この結果は、両者とも同じチタン合金で強度も同等であることから理にかなっている。また、この最大応力値はチタン合金の耐力とほぼ一致していることから、本研究のモデルによる算

出応力値の妥当性が確認された。

曲げ試験を再現したモデルから算出された最大相当応力は、Ti-6Al-4V 合金の降伏強さとされている 900 MPa から 1200 MPa よりもやや高い値を示した。この理由として、破折の開始点は必ずしも最大応力の部位ではなく、それに近い表面欠陥がある部位から起こったことが考えられる。一方、疲労破折は一回で破折する荷重よりも低い荷重で起こると考えるのが一般的であるが、本研究の最大応力値は曲げ試験と疲労試験で大きな違いがなかった。この理由として、初期の繰り返し荷重によって残留応力が発生してクラック部の引っ張り応力が緩和された可能性が挙げられる。これに加えてひずみ硬化が生じたことにより、降伏に対する抵抗が高まったと考えられる。しかし、力学モデルでは実験で疲労限界を示した荷重量を一回の荷重と想定して最大応力を算出しており、残留応力については計算上考慮していないため、金属の耐力に近い高い応力が算出されたと考えられる。いずれにしても、本研究では最大応力値を各種モデルの疲労限界を予測するための相対的な参照値として用いており、上記の傾向は研究の結果に重大な影響を及ぼさないと判断された。

骨埋入モデルにおいてアバットメントの高さ、スレッド露出、インプラント径はそれぞれ予測限界荷重量に明確な影響を示した。いずれの骨レベルにおいても予測限界荷重量の値は、e18 は c18 と比較して約 1.5 倍となったが、これはアバットメントの高さの違いによると考えられる。本研究の結果から疲労強度を考慮すると、より低いアンカーシステムの設計の有意性が示唆された。またインプラント径が増大することで予測限界荷重量の値が増大したことは、通常径のインプラントの疲労試験を行った先行研究の結果とも一致し、改めてインプラント径が疲労強度に大きく影響することが確認された。さらにスレッドが骨外に露出する場合は応力の集中がスレッド部だけに見られる結果となったことから、埋入時の骨レベルが疲労強度に対しても影響することが明確となった。この結果から、インプラント埋入後の周囲歯槽骨吸収により潜在的に破折のリスクが大きくなることが予測された。今後、長期的な臨床予後の結果と併せ、歯科用ミニインプラントの適切な選択と埋入方法を確立しなければならない。

<結論>

疲労試験と力学モデルによる数値解析を行うことにより、オーバーデンチャー用ミニインプラントの限界荷重量が予測された。アバットメント高径が市販のミニインプラントよりも 0.75 mm 低く設定されることにより限界荷重量は高く、骨レベルが最も高いときにおいて 156%であった。限界荷重量はインプラント径の増加で上昇、骨レベルの低下により減少し、スレッドが骨から 1.0 mm 露出した場合の限界荷重量は、骨レベルが最も高いときの約 34%であった。