

衝撃荷重によるチタンインプラントの疲労破壊

新納 亨

大学院歯学独立研究科 硬組織疾患制御再建学講座
(主指導教員：伊藤 充雄 教授)

松本歯科大学大学院歯学独立研究科博士（歯学）学位申請論文

Fatigue fracture of impact loading for titanium dental implants

TORU NIIRO

*Department of Hard Tissue Research, Graduate School of Oral Medicine,
Matsumoto Dental University
(Chief Academic Advisor : Professor Michio Ito)*

The thesis submitted to the Graduate School of Oral Medicine,
Matsumoto Dental University, for the degree Ph.D. (in Dentistry)

要 旨

チタンおよびチタン合金は、骨とオッセオインテグレーションすることや、機械的性質および加工性に優れるなどの理由から、現在のインプラント製品の主流となっている。しかしながら臨床において、チタンおよびチタン合金製のインプラントが破折する症例が認められている。インプラント治療後のトラブル症例の中でも破折は少なく、その割合はフィクスチャーが1%であり、アバットメントスクリューが2%であるが、歯科治療におけるインプラントの需要は年々増加する傾向にあり、破折に対する検討は早急に行う必要があると考えられる。

臨床でのインプラントの破折は、ブラキシズムや補綴形態の不備によるオーバーロード、それに

伴う骨吸収、さらにインプラントの構造上の問題などが原因とされており、これらが複雑に関与して発生する。したがって、破折の原因を究明することは困難であるが、破折のほとんどは、破壊強度よりも低い応力の繰り返し負荷によって生じる疲労破壊とされている。

疲労試験は、一般的に静的荷重を負荷する装置を使用した試験方法で評価される。しかしながら、口腔内の咬合状態はさまざまであり、ブラキシズムを有する患者の咬合力は正常者よりも4~7倍も大きくなると報告されている。またインプラントは歯根膜を有している天然歯と比較すると、咬合時により大きな衝撃荷重が発生するとされている。このことから、インプラントの破折原因を究明する際に静的荷重のみならず、実際の咬合状態を考慮した疲労試験を行い、検討する必

要があると考えられる。そこで本研究はインプラント用疲労試験機を用いて、衝撃荷重によるチタンインプラントの疲労破壊について検討を行った。

材料には JIS 第 2 種純チタンの棒材を使用し、フィクスチャーとアバットメントからなる 2 ピースタイプインプラントを切削加工にて作製し、実験に用いた。実験はインプラントの強度試験、疲労試験、破断面の観察、CT 撮影による破折状態の観察および画像解析、さらに金属組織の観察を行い、インプラントの疲労破壊について検討した。

その結果、以下の結論が得られた。

1. インプラントが破折するまでの回数は、衝撃荷重が小さくなるに従い多くなった。また植立方向 30° は 45° と比較して、破折するまでの回数は多くなり、試験速度 1 Hz は 2 Hz よりも多くなった。
2. 疲労破壊したインプラントの破断面には、ストライエーションと亀裂が認められた。一方、破折までの回数が少なく、疲労による破壊ではないと考えられた破断面は延性破壊像であった。
3. 疲労試験後のインプラントの破折状態は 5 種類に分類され、破折するまでの回数が多くなるに従い、Type 0 (疲労破折していない) → Type 1 (アバットメント上部より破折) → Type 2 (フィクスチャーより破折し、アバットメント上部も破折) → Type 3 (フィクスチャーより破折) → Type 4 (フィクスチャーより破折し、破折線直下のアバットメントも破折) となる傾向を示した。
4. 疲労破壊したインプラントの金属組織には、双晶や亀裂が認められた。
5. 衝撃荷重を用いた疲労試験は、臨床におけるインプラントの破折原因の究明に有益であることが示唆された。

緒 言

インプラント材料は生体親和性に優れた材料を使用する必要がある。その中でもチタンおよびチタン合金は、骨とオッセオインテグレーションすることや、機械的性質および加工性に優れるなどの理由から、現在のインプラント製品の主流と

なっている。しかしながら臨床において、チタンおよびチタン合金製のフィクスチャー (インプラント体) やアバットメント、アバットメントスクリーユの破折が認められている¹⁻⁹⁾。

1981年～2001年までの文献を調査した Goodacre らの報告⁷⁾によると、インプラント治療後のトラブル症例の中でも破折は少なく、その割合はフィクスチャーが 1% であり、アバットメントスクリーユが 2% であるとされている。しかしながら、破折したインプラントの撤去は、オッセオインテグレーションしているために困難となり、撤去時における患者の負担は非常に大きいものとなる。またチタンの生体親和性を理由に、破折したインプラントの撤去を行わず、顎骨内に放置して予後を観察するケースが多いが、インプラント周囲炎や骨折の誘発などのトラブルを発症させる危険を有していることには変わりはない。近年のインプラントシステムは適応症の拡大や審美的配慮から、2 ピースや 3 ピースタイプが多く使用されており、それに伴い構造が複雑化し脆弱な部分を多く含むため、従来の 1 ピースタイプに比べ破折しやすくなっている¹⁰⁾。今後、歯科治療におけるインプラントの需要は年々増加する傾向にあり、これらの理由からも破折に対する検討は早急に行う必要があると考えられる。

歯科用インプラントの疲労試験は ISO 14801¹¹⁾ に規格化されており、製造会社ではこれを基に品質管理がなされる場合が多い。本規格では一般的に静的な荷重を負荷する装置を使用した試験方法で評価される。しかしながら、実際の口腔内はさまざまな咬合状態を示しており、衝撃荷重などの動的な荷重が加わる事も推測される。特にインプラントは歯根膜を有している天然歯と比較すると、咬合時により大きな衝撃荷重が発生する¹²⁾。さらにオッセオインテグレーションは、静的荷重を分散することから高い支持能力を発揮するが、動的荷重は著しく伝達するためインプラントの破折を生じさせる原因になるとの報告もある¹³⁾。したがって、インプラントの破折原因を究明する際に静的荷重のみならず、実際の咬合状態を考慮した疲労試験を行い、検討する必要があると考えられた。

そこで、本研究は繰り返し動的荷重を付与できるインプラント用疲労試験機を用いて、衝撃荷重

によるチタンインプラントの疲労破壊について検討を行った。

実験材料及び方法

歯科用インプラント製造会社に依頼し、JIS 第2種純チタンの棒材を使用して、図1に示す形状のフィクスチャーとアバットメントからなる2ピースタイプインプラント（頸部直径3.5mm）を切削加工にて作製した。両者は25N・cmの締め付けトルクにて取り付け、これを試験片（以下、インプラントとする）とした。

1) インプラントの強度試験

インプラントの強度試験はオートグラフ（AG-5000 D, 島津製作所）を用いて、クロスヘッドスピード1mm/minの条件にて、傾斜を付与しない垂直（以下、植立方向0°とする）と、傾斜角度を30°に付与（以下、植立方向30°とする）お

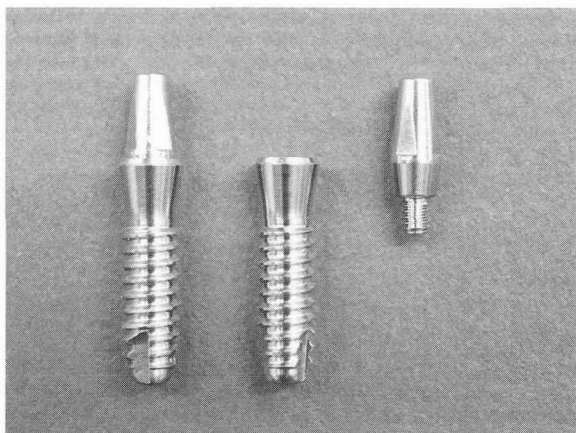


図1：実験に使用したインプラント

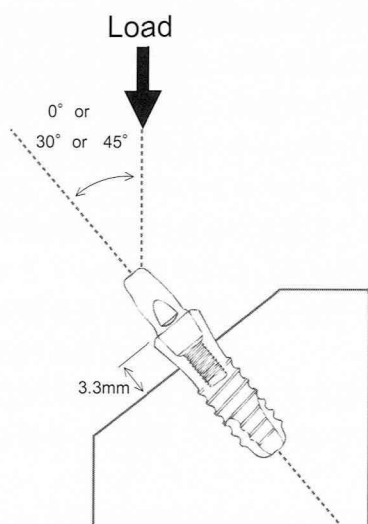


図2：インプラントと固定時具との位置関係図

よび傾斜角度を45°に付与したもの（以下、植立方向45°とする）における破壊強さを測定した。試験機への取り付けはインプラントの上部から3.3mmの位置（頸部）にて治具に固定し、試験力は直接アバットメントに加えた。インプラントの固定状態と試験機との位置関係を表す模式図を図2に示す。試験は1条件につき3回行なった。

2) インプラントの疲労試験

疲労試験は図3に示すインプラント用衝撃疲労試験機（YS-2000, テクノーク）を用いて、試験速度は1および2 Hz、試験力は1～5 kgの荷重を高さ1～5 mmの位置から付荷し、 $E = mgh$ （ E ：エネルギー（J）、 m ：質量（kg）、 g ：重力（G）、 h ：高さ（mm））計算式から0.01～0.20Jの衝撃荷重を試験片に加えた。インプラントの固定ならびに試験力の負荷位置は強度試験と同じ条件にて行い、植立方向30°および45°にて固定した。アバットメントがフィクスチャーに対し10°以上屈曲した場合を破折とし、インプラントが破折するまでの回数を測定した。試験は1条件につき5回行なった。なお、アバットメントの微小面にかかる衝撃力を適正に測定することが困難であったため、衝撃エネルギーをもって衝撃荷重とした。

3) 破断面の観察

破折したインプラントの破断面は走査型電子顕微鏡（JSM-6360 LA, 日本電子）を用いて倍率25倍と5000倍にて観察を行った。

4) 破折状態の観察および画像解析

内部の破折状態は小動物実験用マイクロCT（R_mCT, リガク）を用いて撮影し観察した。また得られたCT画像はアーチファクトを画像処

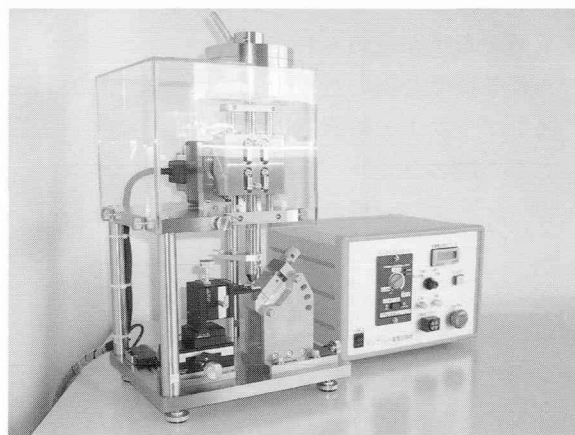


図3：インプラント用衝撃疲労試験機

理ソフト (Photoshop 7.0, Adobe) にて除去し、可視化ソフト (MicroAVS 10.0, KGT) にて3次元画像構築を行い、破折線を表示した。

5) 金属組織の観察

破折したインプラントは光硬化型樹脂 (アクリルワン, マルトー) にて包埋後、自動研磨機 (ECOMET 3, Buehler) を使用し通法に従い鏡面研磨を行なった。その後、フッ酸水溶液 (ケミポリッシュ, 松風) でエッチングを行い、デジタルマイクロスコープ (VHX-100, キーエンス) と走査型共焦点レーザー顕微鏡 (LEXT OLS 3000, オリンパス) にて金属組織を観察した。

結 果

1) インプラントの強度試験

強度試験後に得られた荷重-変位曲線を図4に示す。またそれぞれの最大荷重の平均値である破壊強さを図5に示す。

金属材料であるチタンは展延性を有しているため、圧縮荷重のみが加わる植立方向0°では破壊しなかった。したがって、本実験の植立方向0°

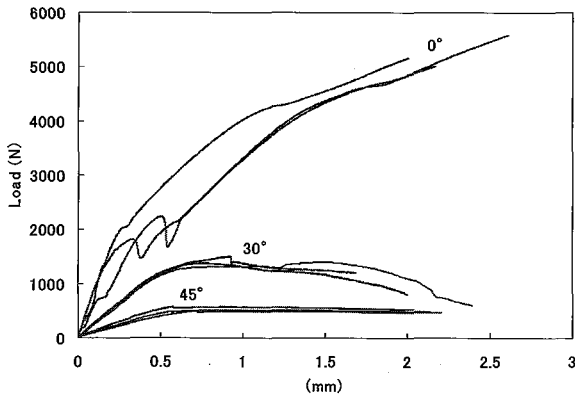


図4：強度試験後の荷重 - 変位曲線

における破壊強さは、荷重-変位曲線から、大きく屈曲し始めた値である4000 Nとした。植立方向30°における破壊強さは1427±67 Nであり、植立方向45°における破壊強さは531±39 Nであった。

2) インプラントの疲労試験

疲労試験後に得られた疲労曲線を図6に示す。また各条件における破折するまでの回数を表1に示す。

植立方向30°および45°における2 Hz 0.20Jでは、破折に至らず早期に屈曲することが予想される。また1 Hz 0.01Jでは、実験中に得られた疲

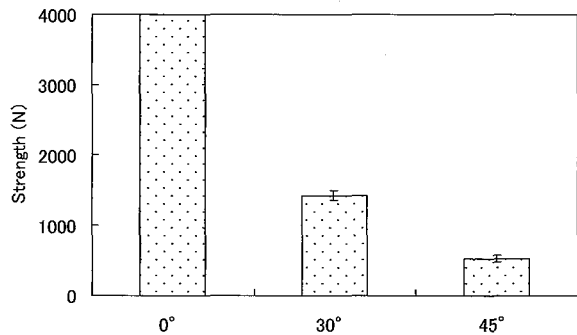


図5：インプラントの破壊強さ

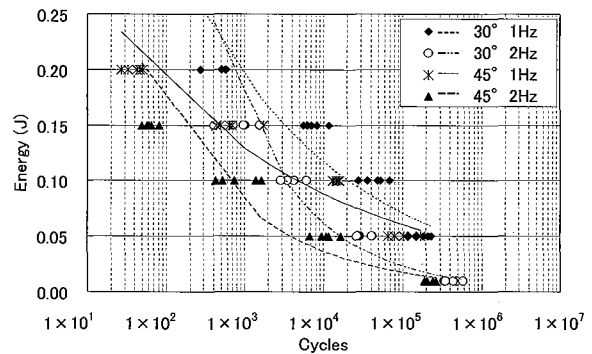


図6：疲労試験後の疲労曲線

表1：インプラントが破折するまでの回数

	0.20J	0.15J	0.10J	0.05J	0.01 J
30° 1 Hz	2,515 (131)	38,694 (2,443)	232,673 (15,746)	894,288 (44,583)	
30° 2 Hz		4,611 (410)	20,958 (1,222)	164,975 (7,492)	2,166,496 (98,768)
45° 1 Hz	201 (10)	3,946 (521)	72,432 (1,289)	593,413 (50,448)	
45° 2 Hz		311 (12)	4,692 (529)	55,480 (3,653)	1,097,799 (30,297)

() = SD

労曲線から、破折するまでの回数が 10^7 回以上になると推測されたため¹⁴⁾、両者については試験を行わなかった。

破折するまでの回数は、負荷した衝撃荷重が小さくなるに従い多くなった。また植立方向 30° は 45° と比較して、破折するまでの回数は多くなり、試験速度が遅い1 Hzは2 Hzよりも破折するまでの回数が多くなった。

3) 破断面の観察

疲労試験後に破断面の観察を行ったインプラントの破断面の代表例と拡大像を図7～17に示す。

図7, 8のように破折するまでの回数の少ないインプラントの破断面は、延性破壊を示すディンプル状を呈していた⁵⁾。破折するまでの回数が多いインプラントの破断面には、疲労破壊した場合に認められるストライエーションや亀裂が確認された。一方、図9のbおよび図11に示すような、破折後に試験機を稼動させて、さらに 10° 以上屈曲し便宜的に破折させた部分は、破折するまでの回数が少ない条件と類似した延性破壊像であった。疲労破壊したと考えられる破断面の中でも、

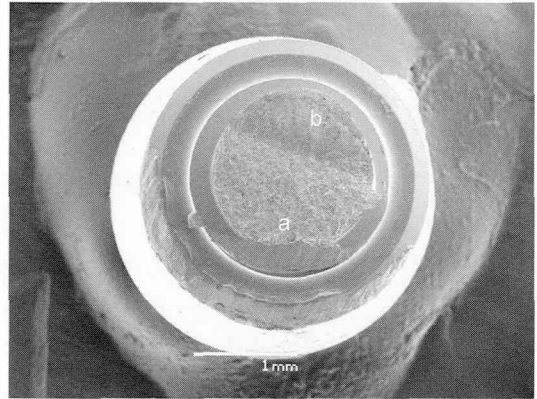


図9：インプラントの破断面 (30° 1 Hz 0.15J)

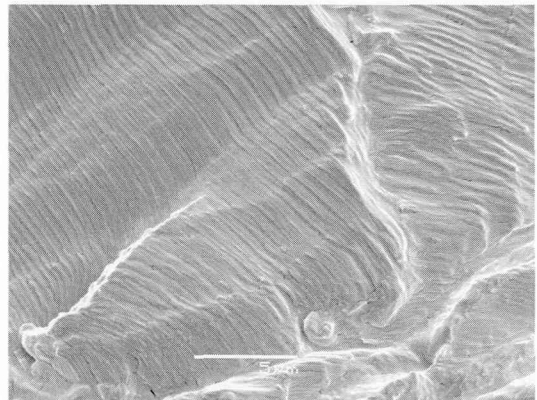


図10：図9, a部の拡大図

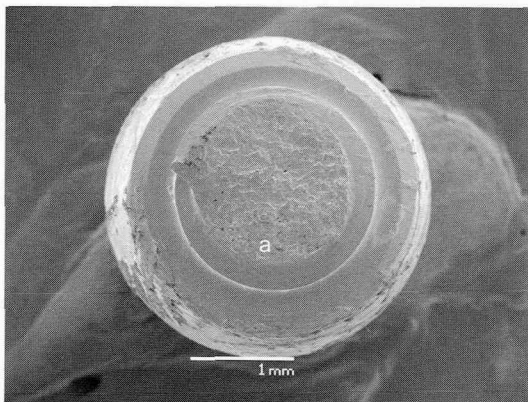


図7：インプラントの破断面 (45° 1 Hz 0.20J)

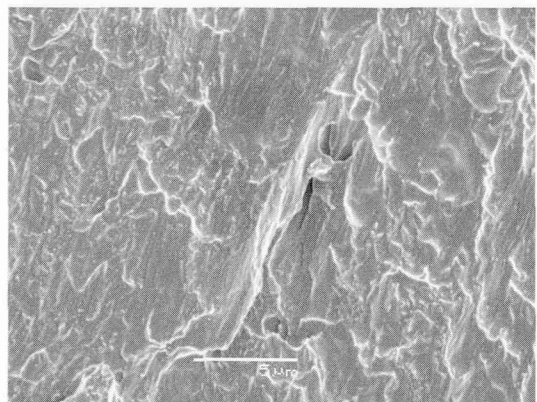


図11：図9, b部の拡大図

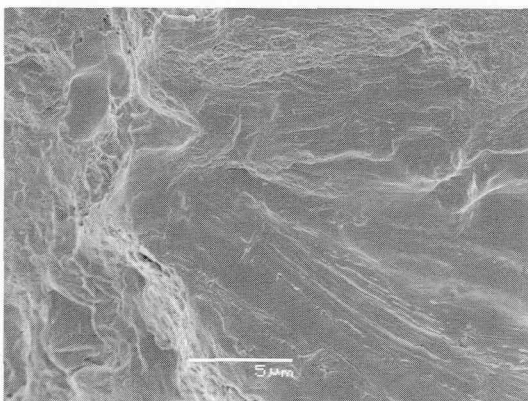


図8：図7, a部の拡大図

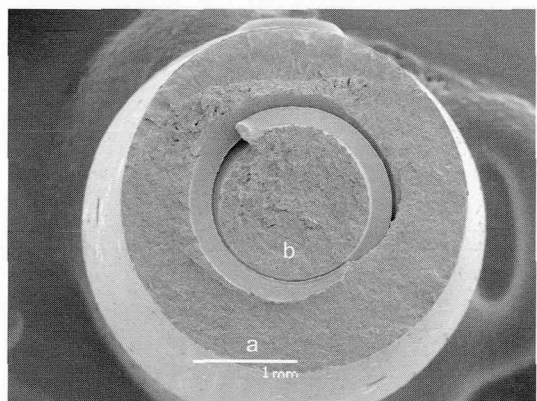


図12：インプラントの破断面 (30° 1 Hz 0.10J)

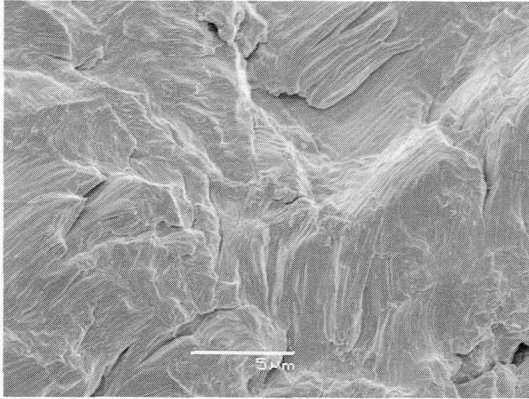


図13：図12, a部の拡大図

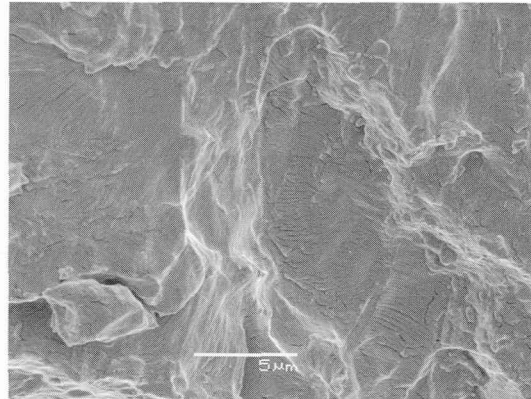


図17：図15, b部の拡大図

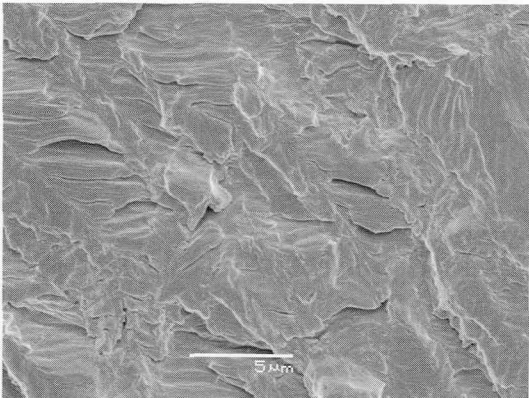


図14：図12, b部の拡大図

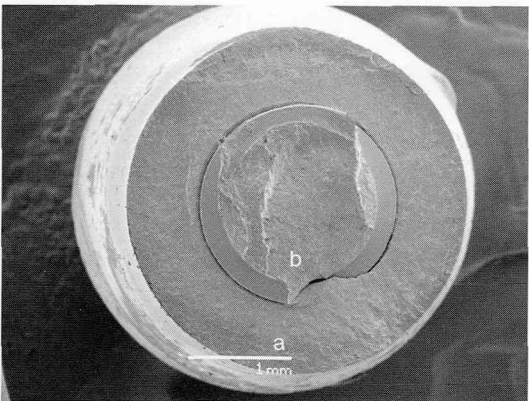


図15：インプラントの破断面 (45° 2 Hz 0.01J)

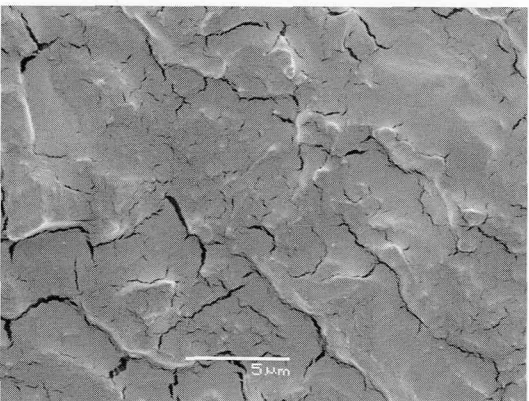


図16：図15, a部の拡大図

破折するまでの回数が比較的小さい場合、破断面の構造は大きかったが(図10)、破折するまでの回数が増える条件に従い、破断面の構造は微細となった。さらにストライエーションの間隔も狭くなり、多くの亀裂が認められた(図12~17)。

4) 破折状態の観察および画像解析

CT撮影後に観察を行ったインプラントの破折状態を図18に示す。

破折状態は大きく分けて5種類の状態が認められた。すなわち、屈曲しているのみで全く破折線が認められない状態(以下、Type 0とする)、アバットメントネジ上部より破折している状態(以下、Type 1とする)、固定位置付近のフィクスチャーより破折し、アバットメントネジ上部にも破折線が認められる状態(以下、Type 2とする)、固定位置付近のフィクスチャーより破折し、アバットメントの破折を伴わない状態(以下、Type 3とする)、さらに固定位置付近のフィクスチャーより破折し、破折線直下のアバットメントのネジ部にも破折線が認められる状態(以

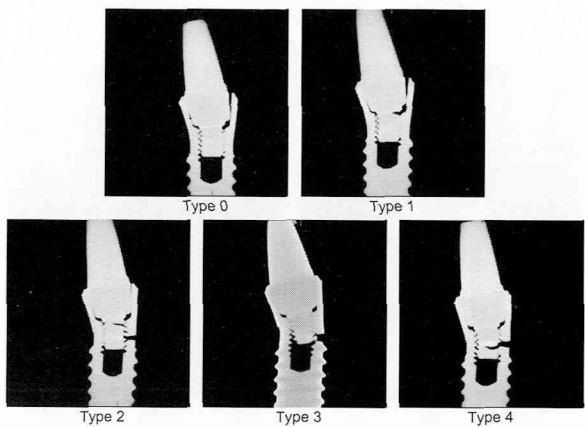


図18：5種類に分けられたインプラントの破折状態

表2：各条件におけるインプラントの破折状態

	0.20J					0.15J					0.10J					0.05J					0.01J				
	Type					Type					Type					Type					Type				
	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4	0	1	2	3	4
30° 1 Hz	-	5	-	-	-	-	2	3	-	-	-	-	-	-	5	-	-	-	-	5					
30° 2 Hz						-	5	-	-	-	-	1	2	2	-	-	-	-	2	3	-	-	-	-	5
45° 1 Hz	2	3	-	-	-	-	5	-	-	-	-	-	5	-	-	-	-	-	2	3					
45° 2 Hz						-	5	-	-	-	-	4	-	1	-	-	-	5	-	-	-	-	-	1	4

(n = 5)

下, Type 4とする)が観察された. これらの破折状態を試験条件別に分類したものを表2に示す.

破折状態は破折するまでの回数が最も少ない条件(45° 1 Hz 0.20J)ではType 0が2個とType 1が3個であり, 破折するまでの回数が最も多い条件(30° 2 Hz 0.01J)ではすべてType 4であった.

CT画像より3次元画像構築を行った5種類の破折状態の代表例を図19~23に示す.

図aはインプラントの外観を示し, 図bはインプラント内部の空隙を白く描記した図である. Type 0と1および2では, フィクスチャーのカ

ラー部とアバットメントの間(テーパ嵌合部)に空隙が確認された. またType 1と2はアバットメントのネジ部にも空隙が認められた. Type

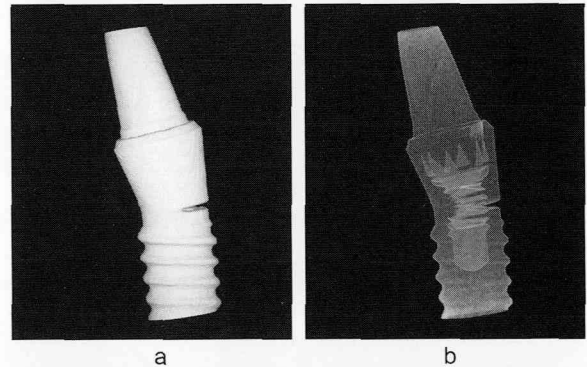


図21：画像構築した Type 2 の破折状態

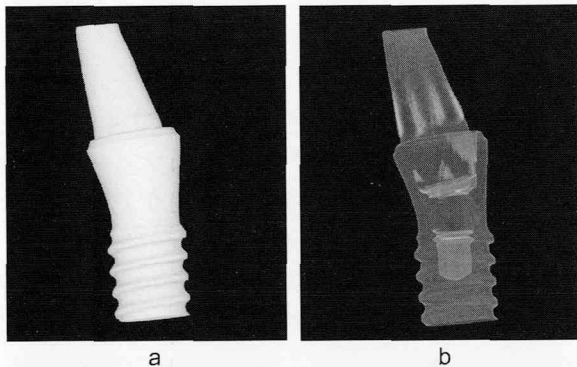


図19：画像構築した Type 0 の破折状態

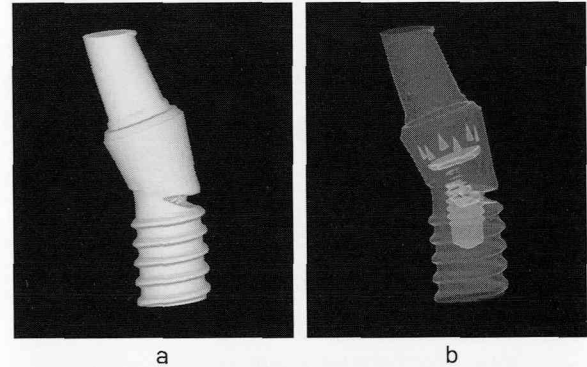


図22：画像構築した Type 3 の破折状態

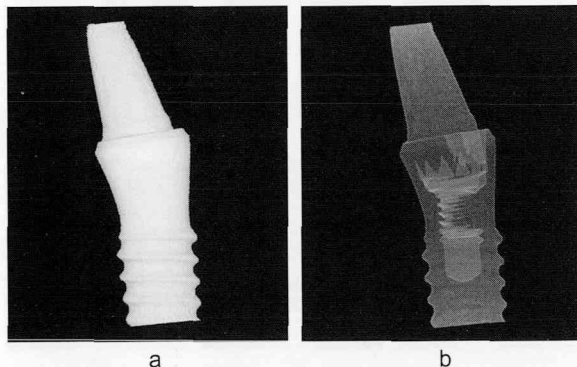


図20：画像構築した Type 1 の破折状態

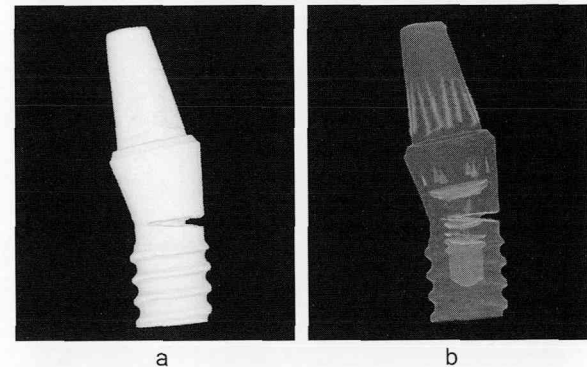


図23：画像構築した Type 4 の破折状態

2 および 4 は、フィクスチャーとアバットメントの破折線が、アバットメントのネジの谷部に沿って走行し、連続しているのが観察された。

5) 金属組織の観察

疲労試験後に観察を行った金属組織の代表例を図24に示す。またそれぞれの*部の拡大像を図25~29に示す。

フィクスチャーとアバットメントの金属組織は異なる組織像を示し、結晶粒の大きさはフィクスチャーが小さく、加工ひずみが残留している組織

像を示していた。またすべての条件の金属組織には多くの双晶が認められた。Type 0 の金属組織には、CT 撮影で発見出来なかった小さな破折線が認められた。また、アバットメントの繰り返し応力が加わったと考えられる部位と、それ以外の部位の金属組織に明らかな違いは認められなかった。一方、Type 1 でも破折するまでの回数が比較的多い条件では、繰り返し応力が加わったと思われる破折線周辺のアバットメントの結晶粒が、繊維状に押し潰された変形帯(矢印)が生じてい

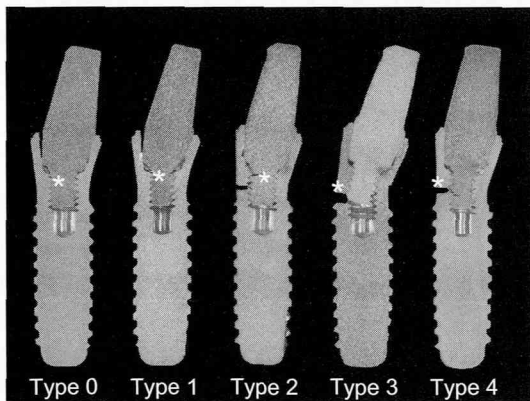


図24：インプラントの金属組織

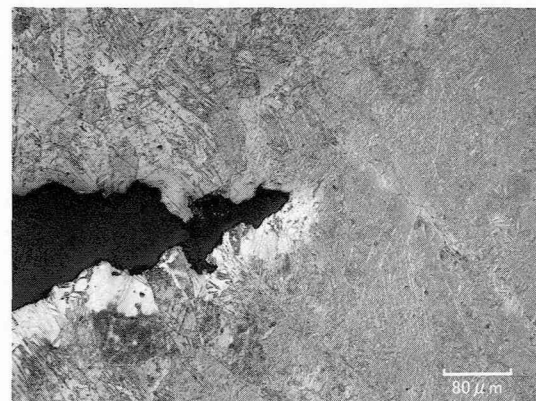


図27：Type 2 の金属組織

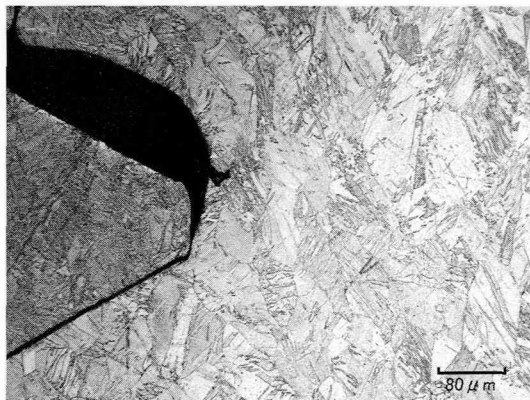


図25：Type 0 の金属組織

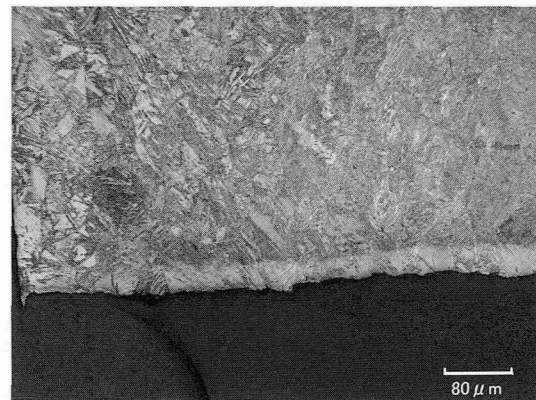


図28：Type 3 の金属組織

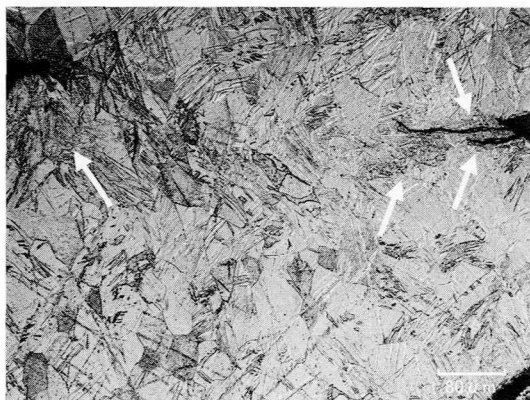


図26：Type 1 の金属組織

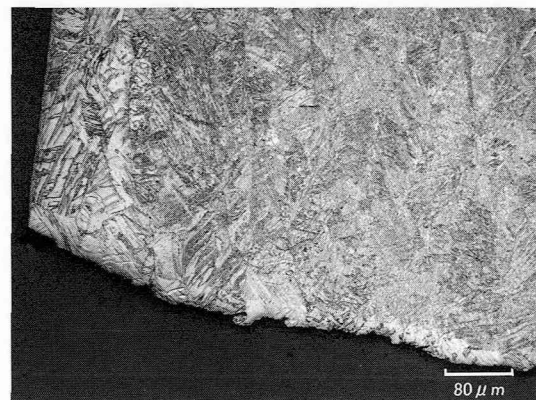


図29：Type 4 の金属組織

た¹⁵⁾。Type 2, 3 および 4 のアバットメントの金属組織には、明確な変形帯と思われる組織像は確認できなかった。また破折したいずれの条件においても、アバットメントやフィクスチャーの破折線付近には多数の微細な亀裂が認められた。

考 察

我々は、現代の食生活にて堅い食品を口にすることが少なくなったことも然ることながら、通常の食事において歯に大きな荷重が加わることが少ない。したがって、本実験では比較的細い直径のインプラントを用いて強度試験を行った。その結果、植立方向 0° は勿論であるが 45° においても大白歯の最大咬合力¹²⁾とほぼ同等の荷重負荷に十分耐える強度を示していた。しかしながら、植立方向 45° における破壊強さは 30° の約37%にしか満たない。ブラキシズムを有する患者の咬合力は正常者よりも4~7倍も大きくなると報告されている¹⁶⁾。また顎骨に埋入したインプラントは歯根膜がないため、触覚の感度が低く感覚閾値も低いいため咬合圧を均一に緩衝できない¹⁷⁾。そのため植立方向や咬合関係の不調によって曲げモーメントが変化し、容易に咬合力のオーバーロードを生じやすい。このことから、実際の治療においてインプラントに加わる荷重方向には十分な注意が必要であるといえよう。しかしながら、臨床にて認められるインプラントの破折は、破壊強度よりも低い応力の繰り返し負荷によって生じる疲労破壊とされている¹⁻⁹⁾。

インプラントの破折はISO規格に準じた方法や、さらに臨床的に考慮したさまざまな方法にて検討されている¹⁸⁻²²⁾。しかしながら、繰り返し動的荷重を加えてインプラントの破折を検討した報告はない。ISO 14801ではフィクスチャーを擬似骨に 30° の植立方向にて埋入すること、アバットメントに上部構造を装着し、試験を実施することなどが詳細に規定されている¹¹⁾。この方法は臨床的ではあるが、擬似骨内でのフィクスチャーの緩みや、アバットメントと上部構造の固定方法や適合状態の問題、さらに上部構造の大きさや形状などの条件が曲げモーメントに影響することなど^{5, 16, 23)}、インプラント自体の疲労破壊を研究する上では、影響をうける要因が多すぎると考えられる。早野¹⁰⁾は擬似骨を用いた強度試験におい

て、埋入深さが僅か0.2mm異なるだけでインプラントの強度に影響すると報告している。また有限要素法による解析の結果、チタン製インプラントの場合、固定治具による影響は少なく、骨に固定した場合とステンレス鋼製に固定した場合と比較しても差がないとの報告もある²⁴⁾。これらの報告をもとに、本実験ではインプラントの形状に従ったステンレス鋼製の治具を作製し、これによりインプラントを固定し、上部構造を装着せずに疲労試験を行うこととした。

本実験におけるインプラントの疲労試験は強度試験と同様に、植立方向 45° は 30° よりも速く破折した。一般的に疲労試験では疲労曲線が水平になり始める $10^6 \sim 10^7$ 回の間、もしくは 10^7 回以上でも破壊しない時の応力を疲労限としており¹⁴⁾、疲労試験の結果から得られた疲労曲線より、1 Hzの場合における疲労限は0.05 J以下、2 Hzでは0.01 J以下である事が推測された。また試験速度に関しては、2 Hzは1 Hzよりも早期に破折した。静的荷重を用いた疲労試験の場合、1000 Hz以上の試験速度になると疲労に影響するが、それ以下の試験速度では、数値はバラツキの範囲内であるため影響がないとされている^{14, 25)}。しかしながら、本実験の疲労試験では試験速度の影響が著しく認められている。これらの理由として、衝撃荷重による動的な試験の場合、試験速度が速くなるとインプラントに残留した応力が開放される前に、衝撃荷重が加わることによるものであると考えられる。したがって、衝撃荷重が加わる症例では、静的荷重よりも早期に破折する場合があると推測された。

現在、多くのインプラントは構造的に弱い部分を有するため、同部位に応力が集中し破折する事が知られている^{5, 12, 22)}。また症例によっては比較的太い構造からなるフィクスチャーから破折する場合もある。本実験においても、構造上空隙が存在しているアバットメント頸部 (Type 2) やフィクスチャーの空隙部 (Type 3) に応力が集中し破折している。またフィクスチャーの破折が直下のアバットメントに伝達し、その中でも構造上弱く肉厚の薄いネジ谷部にそって破折する場合 (Type 4) も認められた。

破断面および金属組織の観察結果と、破折するまでの回数との関係を考察してみると、Type 0

や強度試験にて屈曲したインプラントの金属組織には明らかな変化が認められなかった¹⁰⁾。同様に Type 1 においても、破折するまでの回数が 10^3 程度の条件では、金属組織に変化はなく破断面にもストライエーションが認められなかった。これらの条件での破折は、チタンインプラントの降伏値よりも過大な応力が加わったことによるものであり、繰り返し応力による疲労破壊ではないと考えられる。一方、破折するまでの回数が 10^4 程度の条件では、アバットメントや破折線周囲の結晶粒が繊維状に押し潰されており、この条件での金属は、繰り返し応力の蓄積に伴う加工硬化により変形能が減少し、疲労破壊に至ったと考えられる。さらに 10^5 以上では、破折するまでの回数が多くなるに従い破折状態は Type 2 → 3 → 4 となった。また破断面の構造も微細化し亀裂が多く認められ、ストライエーションの間隔は狭くなる傾向となった。疲労破壊は繰り返し応力値が弾性限よりも遥かに小さい場合でも発生する事が分かっており、疲労の第一段階は結晶粒にすべりが生じることにより、微視的な亀裂が発生し、第二段階ではその亀裂が金属組織に伝播することにより材料は破壊する¹⁴⁾。その時の1サイクルに対応してストライエーションを形成しながら、亀裂は進展し続けることとなる¹⁴⁾。チタンの疲労破面の特徴の1つに多くの二次亀裂が挙げられ、その数は応力振幅に依存する²⁶⁾。またチタンは最密六方構造であることから、すべり系の数が少ないため双晶変形あるいは既に存在している双晶に関する変形が主な疲労破壊発生様式となる事も知られている²⁶⁾。本実験においても金属組織には多くの双晶が認められており、これらも疲労破壊に影響していると考えられた²⁷⁾。

疲労破壊に影響を与える因子として、材料の加工ひずみや残留応力、さらに表面性状などがあるが^{14, 25)}、現在市販されているインプラントにはオッセオインテグレーションを獲得するため、サンドブラスト処理やHAコーティングなどの表面処理が施されている。これらの処理によって、フィクスチャーに与えられた微細な凹凸や機械的性質の変化はインプラントの疲労強度に影響を与える場合があると考えられる。さらにインプラントに使用される材料には加工ひずみが存在し、直径によって加工度が異なる事が知られている²⁸⁾。

当然のことながらインプラント製品にも加工ひずみが存在し、本実験のようにアバットメントとフィクスチャーの加工度が異なった製品もある²⁹⁾。これらの機械的性質の違いも疲労破壊に影響を与えるとされており¹⁰⁾、そのためインプラントに対して熱処理による焼鈍を行う必要があるとの報告もされている^{27, 30, 31)}。今回は加工度をあまり考慮せず、さらに表面処理をしていないフィクスチャーを実験に用いたが、今後はこれらの影響も視野に入れた実験を行い、検討する必要があるといえよう。

最後にこれまでの臨床報告で見られる破折状態と本実験結果を比較してみることにする。Type 4に類似した破折症例として、渡津ら³⁾や保志ら⁴⁾の報告があるが、両者は約8年もの長期間、口腔内で機能していたとされている。また2~5年程度の破折の場合、Type 2および3と類似した破折状態であった^{1, 5, 6, 9)}。臨床でのインプラントの破折は、複雑な要因が関与しているため、その原因を究明することは困難である。破折したインプラントのほとんどは骨吸収などを伴っており、それによって応力の集中する位置が変化して、被薄な部位から破折するとされている^{12, 32)}。さらに植立後に与えられた補綴形態などの不備によりオーバーロードが生じると、先ずネジ部の緩みが認められ、その後、破折に至るとされており、ネジの緩みは破折の兆候として考えられている^{16, 17, 33)}。今回、試験機稼働中に、フィクスチャーとアバットメントとの連結に緩みが生じていたかの確認はできなかった。また比較した臨床での破折のデータ数は少なく、これら上記の要因と破折との関係は得られていないが、インプラントに比較的過大な衝撃荷重が加わった場合は、フィクスチャーとアバットメントのテーパー嵌合部にズレが生じるため、アバットメント部の屈曲を伴う破折となり、小さい衝撃荷重が長期間付加され続けると、テーパー嵌合部のズレは生じず、フィクスチャーより破折することとなった。これらの実験結果からも、臨床において破折したインプラントの位置と咬合力との関係を検証する事が出来るのではないかと推測された。

以上のことから、これらの衝撃荷重を用いた疲労試験の結果は、今後の臨床における破折原因の究明のみならず、製造工程における品質管理やイ

ンプラント設計において参考となる情報が得られることが示唆された。

結 論

チタンおよびチタン合金は、骨とオッセオインテグレーションすることや、機械的性質および加工性に優れるなどの理由から、現在のインプラント製品の主流となっている。しかしながら臨床にて、チタンおよびチタン合金製のインプラントが疲労破壊する症例が認められている。疲労試験では、一般的に静的荷重を負荷する装置を使用した試験方法が用いられているが、実際の口腔内の咬合状態はさまざまである。したがってインプラントの破折原因を究明する際に静的荷重のみならず、実際の咬合状態を考慮した疲労試験を行い、検討する必要があると考えられる。

本研究はインプラント用疲労試験機を用いて、衝撃荷重によるチタンインプラントの疲労破壊について検討を行った結果、以下の結論が得られた。

1. インプラントが破折するまでの回数は、衝撃荷重が小さくなるに従い多くなった。また植立方向30°は45°と比較して、破折するまでの回数は多くなり、試験速度1 Hzは2 Hzよりも多くなった。
2. 疲労破壊したインプラントの破断面には、ストライエーションと亀裂が認められた。一方、破折までの回数が少なく、疲労による破壊ではないと考えられた破断面は延性破壊像であった。
3. 疲労試験後のインプラントの破折状態は5種類に分類され、破折するまでの回数が多くなるに従い、Type 0（疲労破折していない）→Type 1（アバットメント上部より破折）→Type 2（フィクスチャーより破折し、アバットメント上部も破折）→Type 3（フィクスチャーより破折）→Type 4（フィクスチャーより破折し、破折線直下のアバットメントも破折）となる傾向を示した。
4. 疲労破壊したインプラントの金属組織には、双晶や亀裂が認められた。
5. 衝撃荷重を用いた疲労試験は、臨床におけるインプラントの破折原因の究明に有益であることが示唆された。

付 記

本研究の一部は第36回日本口腔インプラント学会学術大会（平成18年9月17日）ならびに第6回国際歯科チタン学会学術講演会（平成19年6月5日）にて発表を行った。

謝 辞

本研究を遂行するに当たりご指導をいただいた松本歯科大学歯科理工学講座伊藤充雄教授、また実験にご協力いただいた吉田貴光講師、田村 郁助教ならびに講座員各位に厚くお礼を申し上げます。

文 献

- 1) 松下恭之, 竹下文隆, 末次恒夫 (1997) 破折した中空インプラントの走査電子顕微鏡と光学顕微鏡による観察. 補綴誌 **41**: 195-200.
- 2) 土屋賢司 (2000) 最近の文献の出現により分析が可能となり始めたフィクスチャー破折症例の経過と臨床へのフィードバック. 補綴臨床 **33**: 210-21.
- 3) 渡津 章, 井汲憲治, 野浪 亨 (2001) 純チタン製人工歯根の破折症例の破面解析. 歯材器 **20**: 243-8.
- 4) 保志美砂子, 松下恭之, 木原優文, 古谷野 潔 (2002) インプラント破折に関する生体力学的検討. 日口腔インプラント誌 **15**: 192-8.
- 5) 浅井澄人, 徐 輝 (2002) 2本連結の充実型インプラント体の破折症例. 日口腔インプラント誌 **15**: 446-50.
- 6) 大澤 薫, 宮崎 隆, 藤野 茂, 星野清興 (2003) インプラント体が破折した一症例. 日口腔インプラント誌 **16**: 84-9.
- 7) Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K and Kan JYK (2003) Clinical complications with implants and implant prostheses. J Prosthet Dent **90**: 121-32.
- 8) 山田敏勝, 鈴木雄太, 高橋俊之, 三穂乙暁, 久永竜一, 佐藤 亨, 腰原 好, 吉成正雄 (2003) ハイドロキシアパタイト被覆2回法インプラントに関する臨床的評価. 日口腔インプラント誌 **16**: 560-5.
- 9) Capodiferro S, Favia G, Scivetti M, De Frenza G and Grassi R (2006) Clinical management and microscopic characterisation of fatigue-induced failure of a dental implant. Case report. Head Face Med **2**: 18-22
- 10) 早野圭吾 (2009) インプラント体の構造と強度

- に関する研究. 松本歯学 **35** : 249-60.
- 11) ISO 14801 (2007) Dentistry-Fatigue test for endosseous dental implants, 1-9, International Organization for Standard, Geneva.
 - 12) Misch CE (前田芳信, 他訳, 2007) : インプラント補綴 320-65, 永末書店, 東京.
 - 13) 小林 優 (1990) 天然歯と人工歯根の緩圧機構に関する生体力学的研究. 日科誌 **36** : 802-21.
 - 14) 小寺沢 良一 (1989) 材料強度学要論, 第2刷, 121-47, マグロウヒル出版, 東京.
 - 15) 日本金属学会 (1997) 金属加工 講座・現代の金属学 材料編 11, 第2刷, 87-93, 丸善, 東京.
 - 16) Misch CE (前田芳信, 他訳, 2007) : インプラント補綴, 73-107, 永末書店, 東京.
 - 17) 水上哲也 (2007) インプラントの咬合を考える. *QE* **26** (2) : 47-58.
 - 18) 浅賀 寛, 福本雅彦, 山本正文, 早川 徹, 柏原 毅, 相浦洲吉, 牧村正治, 和田守康, 大竹繁雄 (2001) アバットメントの締め付けトルクがスクリー部の破折に及ぼす影響. 日口腔インプラント誌 **14** : 379-83.
 - 19) Huang HM, Tsai CM, Chang CC, Lin CT and Lee SY (2005) Evaluation of loading conditions on fatigue-failed implants by fracture surface analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* **20** (6) : 854-9.
 - 20) Quek CE, Tan KB and Nicholls JI (2006) Load fatigue performance of a single-tooth implant system : Effect of diameter **21** : 929-36.
 - 21) Allum SR, Tomlinson RA and Joshi R (2006) The impact load standard diameter, small diameter and mini implants : a comparative laboratory study. *Clin Oral Implants Res* **19** : 553-9.
 - 22) Quek HC, Tan KB and Nicholls JI (2008) Load fatigue performance of four implant-abutment interface designs : Effect of torque level and implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* **23** : 253-62.
 - 23) 渡辺隆史 (2007) インプラントの咬合を考える 白歯部インプラントの咬合に関する一考察. *QE* **26** (3) : 49-58.
 - 24) 永沢 栄, 吉田貴光, 溝口利英, 田村 郁, 山添正稔, 伊藤充雄 (2009) インプラント体の強度に対する試験方法の影響 -有限要素法による検討-. 歯材器 **28** : 365.
 - 25) Ivanova VS (横掘武夫, 他訳, 1970) 金属の疲労破壊, 15-25, 丸善, 東京.
 - 26) Kocańda S (横掘武夫, 他訳, 1981) 金属疲労の解析と応用, 125-369, 現代工学社, 東京.
 - 27) 志賀泰昭, 田中 悟, 岸 祐治, 金倉仁実, 吉田貴光 (2007) 熱処理によるチタンインプラント材の機械的性質の変化. 日口腔インプラント誌 **20** : 621-9.
 - 28) 高橋恭彦, 寺島伸佳, 吉田貴光, 出口雄之, 伊藤充雄 (2005) チタン材の直径と機械的性質の関係について. 松本歯学 **31** : 155-9.
 - 29) Tamura K, Yoshida T, Yanase T, Takahashi Y, Nagasawa S and Ito M (2007) Hardness and metallographic structure of commercial titanium wires and implants. *チタンと歯科臨床* **5** : 94.
 - 30) 白鳥徳彦 (2009) チタンインプラント材の焼純温度が機械的性質に及ぼす影響. 松本歯学 **35** : 51-60.
 - 31) 江頭有三, 丸藤雅義, 前川修一郎, 田村 郁, 吉田貴光 (2010) インプラント材としてのチタンの熱処理温度と疲労破壊の関係. 日口腔インプラント誌 **23** : 220-8.
 - 32) Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O and Ohman A (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period, *Scand J Plast Reconstr Surg* **16** : 1-132.
 - 33) 保母須弥也, 細山 愷 (2006) インプラントの咬合, 第1版, 115-7, クインテッセンス出版, 東京.