

# 酸化イットリウム安定化ジルコニアの人工歯根用材料としての可能性

出口 雄之

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

The possibility of the application of yttrium oxide partially stabilized zirconia  
for dental implant material

YUJI DEGUCHI

*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

近年、生体内に使用する金属の溶出に伴って、金属アレルギーが問題になっている。チタン製の歯科用インプラント体と上部構造物の金属の間で生じるガルバニック作用によってチタンが溶出することが認められている。この溶出したチタンが蓄積することが起因して金属アレルギーを発症することは明らかである。金属アレルギーを回避するためには金属とガルバニック作用を生じないセラミックスをインプラント材として使用することが考えられる。セラミックスを生体材料として使用するためには材料の特性を知っておくことが必要である。

本報告はアルミナと5.35%酸化イットリウムで安定化したジルコニアを生体の環境にもっとも近いとされる1%乳酸溶液中に5ヶ月間浸漬し、そ

れぞれの材質の変化、有限要素法による応力の解析と細胞培養について検討を行った。その結論を以下に示す。

1. アルミナは1%乳酸溶液中に浸漬すると曲げ強さが約26%減少し、ひずみ量は18%減少した。
2. 浸漬後のジルコニアの曲げ強さは増加した。しかし、ひずみ量は差がなかった。ジルコニアの曲げ強さの増加は、ごく一部の正方晶が単斜晶へ相変態し、結晶のひずみが生じたことによると考えられた。
3. アルミナからのアルミニウムの溶出量は3.8 ppmであった。ジルコニアからのジルコニウムの溶出は0.38 ppmであった。
4. 細胞培養の結果、アルミナとジルコニアの細胞に対する為害作用は認められなかった。また両者の細胞に対する影響の差も認められな

かった。

5. 有限要素法による応力解析の結果、アルミナ製インプラント体とジルコニア製インプラント体はアバットメントに対して垂直荷重の場合、咬合力100kgでは破壊は認められなかった。45度に傾斜した場合、アルミナ製インプラント体は咬合力10kgで破壊し、ジルコニア製のインプラント体は30kgで破壊すると予測された。ジルコニア製インプラント体の予測結果はチタン製インプラント体の予測結果とほぼ同等であり、ジルコニアは歯科用インプラント材として使用できる可能性があると考えられた。

## 緒 言

金属アレルギーによる問題はトピックスではなく、恒常的になってきている。歯科用チタン製インプラント体と金合金製上部構造物との間のガルバニック作用によりチタンの溶出が認められ、溶出したチタンがインプラント体周囲の組織に分布することが報告されている<sup>1)</sup>。この現象はアレルギーの一因となると考えられた。ガルバニック作用の防止方法として、チタン製インプラント体にはチタン製上部構造物の装着、電位差の少ない合金の選択、セラミック製のアバットメントの装着、あるいはセラミック製上部構造物の装着という方法が考えられた<sup>2)</sup>。また、チタン製インプラント体表面の窒化処理によりインプラント体からのチタンの溶出を抑制することも試みられたが効果は認められなかったという報告もある<sup>3)</sup>。

インプラント体に金属以外のアルミナの焼結体およびアルミナの単結晶であるサファイヤを使用した報告があり<sup>4)</sup>、ガルバニック現象を回避するために有効な策であったが、アルミナは生体内で不活性であるために骨組織と生物学的に結合せず、オステオインテグレーションもないため、人工歯根としての性能は十分ではなかった。衝撃強さも $2.9\text{Hgfm}^{-2}$ で低く、曲げ強さも300MPa前後で大きくなかった<sup>4,5)</sup>。

そこで、アルミナよりも強度が大きいセラミックスとしてはジルコニアが注目されてきたが、ジルコニアは37℃の生理食塩水中や温水中に浸漬すると時効効果によって部分的な結晶構造が正方晶から単斜晶に相変態し、機械的性質が向上するこ

とや逆に減少するということが報告<sup>6-8)</sup>されている。しかし、これらの報告は生理食塩水などを用いた実験であり、生体との反応についての検討は十分に行われていなかった。

本研究では、アルミナおよび酸化イットリウム安定化ジルコニア<sup>9,10)</sup>のモデルを用い、生体内に最も近い環境を再現する1%乳酸溶液に5ヶ月間浸漬し、アルミナとジルコニアの浸漬前後の材質変化<sup>11)</sup>、曲げ強さの測定、溶出量の測定、表面状態や成分分布変化の観察、などの材料学的検討、および細胞培養などの生物学的検討、また、荷重に対するインプラント体の有限要素法による応力解析も行い、酸化イットリウム安定化ジルコニア（以下、ジルコニア）の人工歯根用材料としての可能性を検討することを目的とした。

## 材料と方法

1. 本実験に使用したアルミナおよびジルコニアの成分表（表1）

表1：アルミナおよびジルコニアの成分表 (%)

アルミナ		ジルコニア	
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	99.8	ZrO <sub>2</sub>	94.57
SiO <sub>2</sub>	0.059	Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	5.35
Na <sub>2</sub> O	0.04	Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0.07
MgO	0.05	SiO <sub>2</sub>	0.007
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0.01	Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	0.0003
		CaO	0.0004

菊水化学社製

2. 曲げ強さの測定

万能試験機（INSTORON-5882, インストロン）を用い、幅5mm、長さ30mm、肉厚1mmのアルミナとジルコニアの試験片（図1）の7個

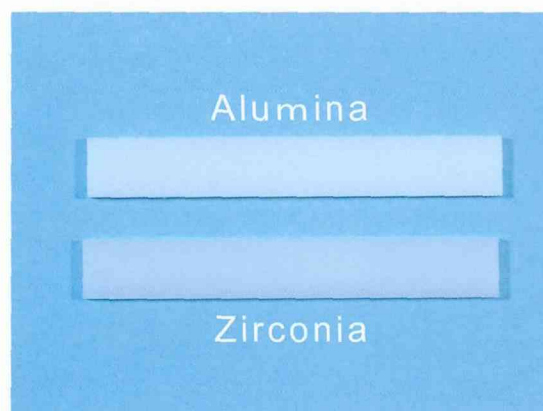


図1：アルミナとジルコニアの試験片（幅5mm、長さ30mm、肉厚1mm）

ずつを1%の乳酸溶液70ml中に5ヶ月間浸漬前後における曲げ強さを測定した。測定にはクロスヘッドスピード0.5mm/分、支点間距離20mmの条件で行った。

### 3. 破断面の観察

レーザー顕微鏡 (LEXT-OLS 300, オリンパス) を用い、試験片の曲げ試験後の破断面の観察を行った。

### 4. 溶出量の測定

それぞれの試験片の1%乳酸浸漬溶液への溶出量の測定には、曲げ強さを測定した試験片と同じ寸法のアルミナとジルコニアの試験片各7個を1組とし、これらの3組を準備した。

曲げ強さ試験と同様に1%乳酸溶液70ml中に5ヶ月間浸漬した後の溶液について、プラズマ発光分析装置 (ICPS-7510, 島津製作所) を用い、Al および Zr の溶出量の測定を行った。

### 5. 1%乳酸溶液に浸漬前後の表面観察と表面粗さの測定

レーザー顕微鏡 (LEXT-OLS 300, オリンパス), および原子間力顕微鏡 (SPM-9500 J 3, 島津) を用いてアルミナとジルコニアの1%乳酸溶液5ヶ月間浸漬前後の各試験片の表面観察を行った。

また、共焦点レーザー顕微鏡 (LEXT-OLS 300, オリンパス) を用い、アルミナとジルコニアの1%乳酸溶液5ヶ月間浸漬前後の各試験片の表面粗さを測定した。表面粗さは撮影した1024×768 pixel の画像より算術平均粗さを求めた。凹凸形状用ノイズ除去を行った後に JIS 1994 のパラメータセットを用い、カットオフ値 1/10 (13.0 $\mu$ m) として算出した。

### 6. 面分析

X線マイクロアナライザー (JXA-8200, 日本電子) を用い (走査条件; 電圧15KV, 電流5×10<sup>-9</sup>A), 肉厚1mm, 一辺5mmの正方形試験片においてアルミニウム, ジルコニウム, イットリウム, 酸素の分布に関する分析を行った。

### 7. 細胞培養

細胞培養は、表面分析に使用した試験片と同じ寸法のアルミナとジルコニアの試験片5個を、48well plate に1wellにつき1枚ずつ敷き詰め、それぞれの試験片の表面に細胞を播種した。

細胞はマウス頭蓋骨由来骨芽細胞を用い、5%

CO<sub>2</sub>存在下で37℃, 24時間の培養後15 $\mu$ l中の培養液 ( $\alpha$ -MEM, SIGMA) に1×10<sup>4</sup>cellsが存在するように調整した。調整した $\alpha$ -MEMをそれぞれの試験片の表面に15 $\mu$ lずつ播種し、5%CO<sub>2</sub>環境下で37℃, 30分間の培養することにより各試験片の表面に細胞を付着させた。その後、500 $\mu$ lの $\alpha$ -MEMをそれぞれのwellに加え、5%CO<sub>2</sub>環境下で37℃, 3日間の培養した。3日後の細胞数の測定は試薬 (Alamar Blue, Biosource) を用い、各wellの培養液を取り除き、その後 $\alpha$ -MEMを各wellに450 $\mu$ l加え、Alamar Blueを50 $\mu$ l添加した。その後5%CO<sub>2</sub>環境下にて37℃, 4時間の培養し、560nmおよび590nmの波長を測定し細胞数の割合を測定した。

### 8. 有限要素法によるインプラント体の応力分布の解析

アルミナ製およびジルコニア製のインプラントは市販されていないので両者の物性値を用い、解析モデルには仮想のインプラント体を想定した (図2)。

両モデルは約30,000の10節点4面体要素に分割し、3次元有限要素法解析プログラム (ANSYS

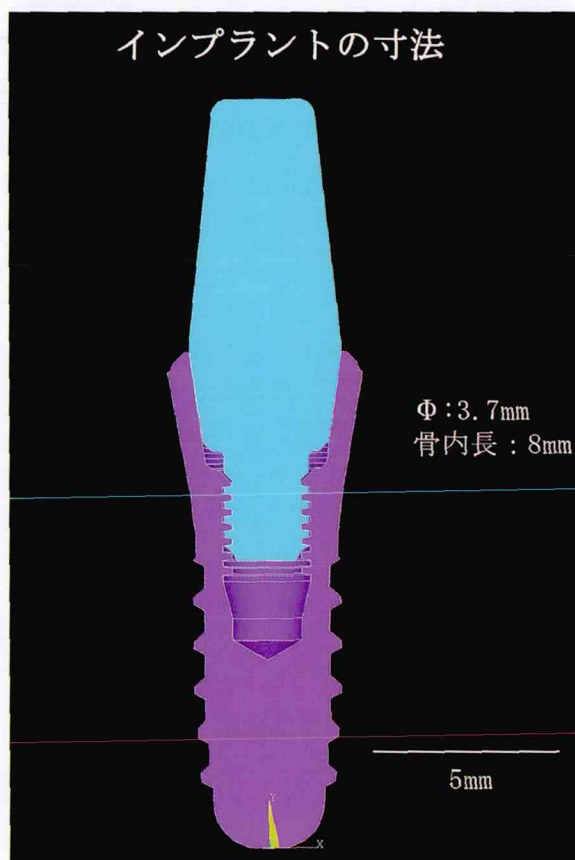


図2：インプラント解析モデル

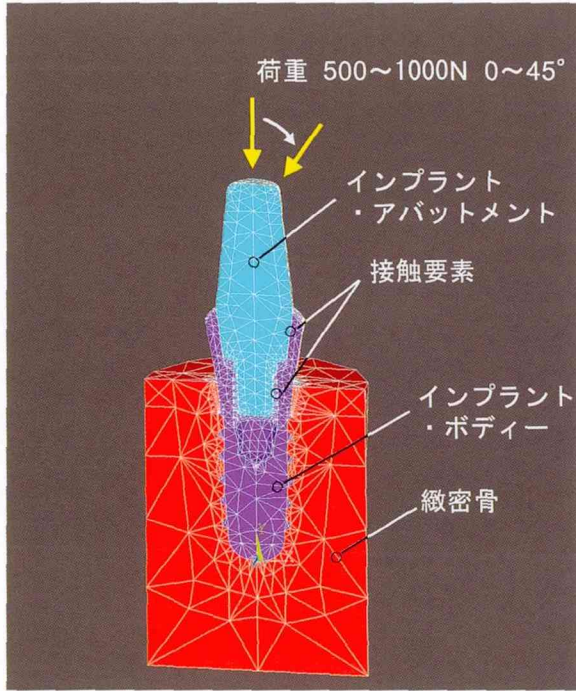


図3：インプラントの要素分割図

Ver. 11, サイバーネットシステム) にて非線形解析を行った。

荷重の大きさは咬合力を想定し、アバットメント部の歯軸方向から1000N (約100Kg), 歯軸に45度の方向から500N (約50Kg) までの荷重を経時的に負荷し、最大集中応力について検討した (図3)。なお、インプラント体周囲の顎骨は全て緻密骨として計算した。

### 結 果

#### 1. 曲げ強さおよびひずみ量

浸漬前のアルミナの曲げ強さは $273.9 \pm 36.2$  MPaであり、浸漬後は $206.6 \pm 23.1$  MPaとなり、両者の差は統計的に有意 ( $p < 0.01$ ) であった (図4)。ジルコニアの浸漬前の曲げ強さは

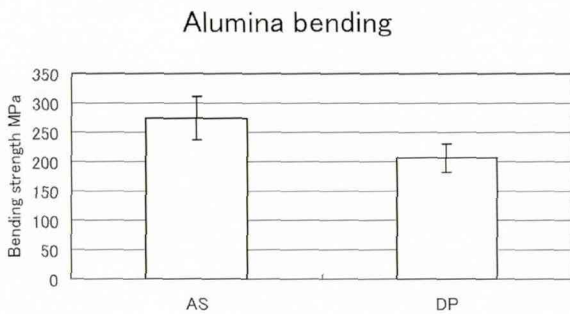


図4：アルミナの曲げ強さ (浸漬前：AS, 後：DP)

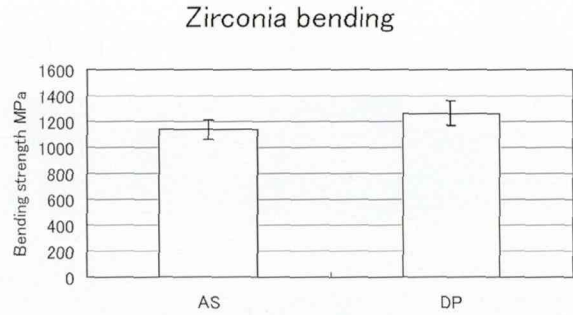


図5：ジルコニアの曲げ強さ (浸漬前：AS, 後：DP)

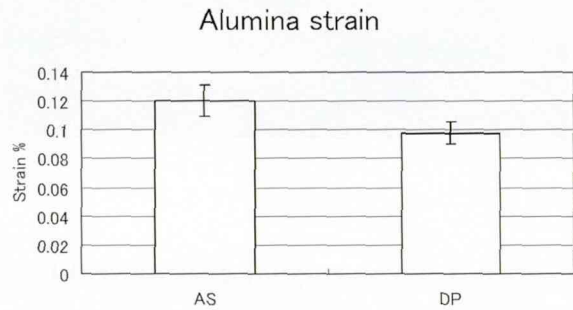


図6：アルミナの破断までのひずみ量 (浸漬前：AS, 後：DP)

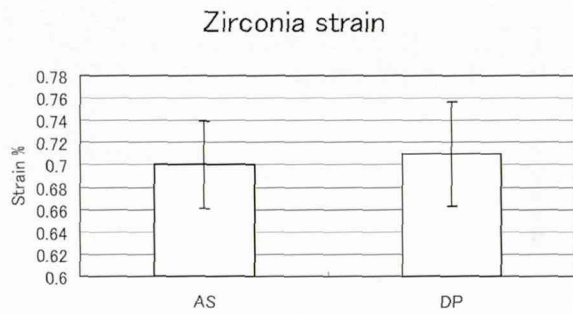


図7：ジルコニアの破断までのひずみ量 (浸漬前：AS, 後：DP)

1,  $1138.1 \pm 13.7$  MPa であり、浸漬後は $1,263.8 \pm 94.3$  MPa となった (図5)。

アルミナの浸漬前のひずみ量は $0.12 \pm 0.01\%$  であり、浸漬後は $0.098 \pm 0.008\%$  となり、両者の差は統計的に有意 ( $p < 0.01$ ) であった (図6)。ジルコニアの浸漬前の破断までのひずみ量は $0.70 \pm 0.04\%$  であり、浸漬後は $0.71 \pm 0.05\%$  となった (図7)。

#### 2. レーザー顕微鏡による破断面の観察

アルミナの破断面をレーザー顕微鏡で観察した結果、反射率の高い結晶が多数認められている (図8)。一方、ジルコニアの破断面はアルミナより微細な反射率の高い結晶が観察された (図9)。

# Alumina fracture

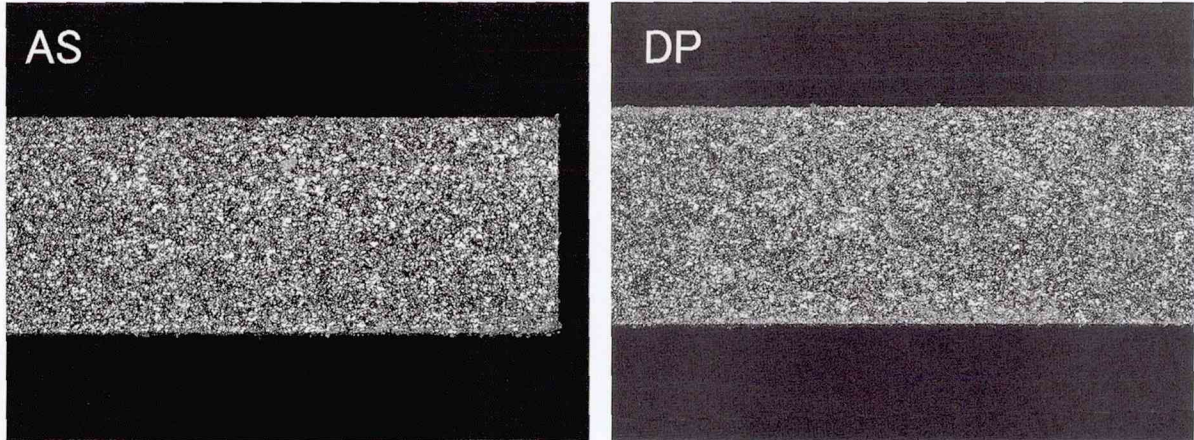


図8：アルミナ破断面のレーザー顕微鏡像（浸漬前：AS，後：DP）

# Zirconia fracture

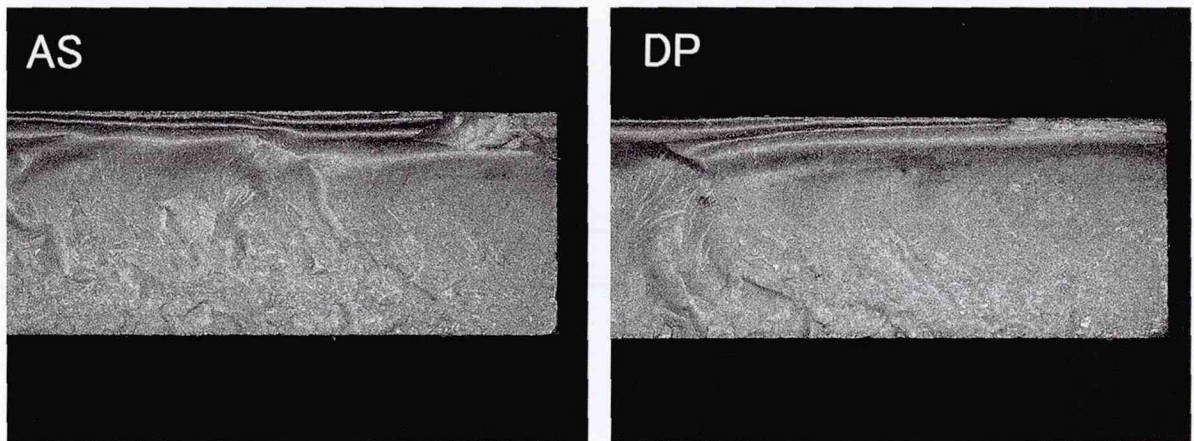


図9：ジルコニア破断面のレーザー顕微鏡像（浸漬前：AS，後：DP）

### 3. プラズマ発光分析装置による溶出量の検討

アルミナとジルコニアの1%乳酸溶液中での各元素の溶出量を測定した結果、5ヶ月間浸漬した

溶液中のアルミニウムの溶出量は $3.81 \pm 0.14$  ppmであり、その他の元素は検出限界以下であった。一方、ジルコニアからの溶出量は、ジルコニウムが $0.38 \pm 0.12$  ppm ( $P < 0.01$ )であり、その他の元素は検出限界以下であった（図10）。

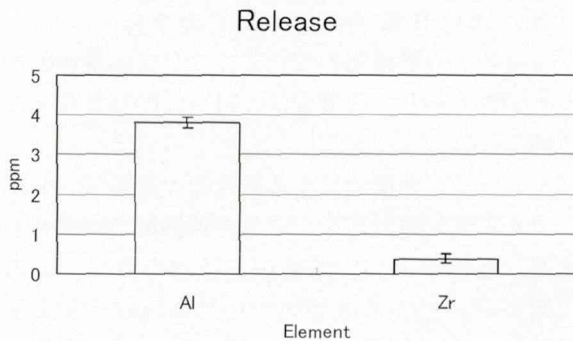


図10：アルミナとジルコニアの1%乳酸溶液中での元素溶出量

### 4. 浸漬前後の表面観察と表面粗さの測定

#### 1) レーザー顕微鏡による観察

浸漬前後のアルミナ表面の状態をレーザー顕微鏡にて観察した結果、アルミナの粒子は鋭利な形状をした $10\mu\text{m}$ 以上の大きなものであったが、浸漬前後の変化は観察されなかった（図11）。浸漬前後のジルコニア表面もレーザー顕微鏡にて観察したが、結晶が微細すぎて観察不能であった。

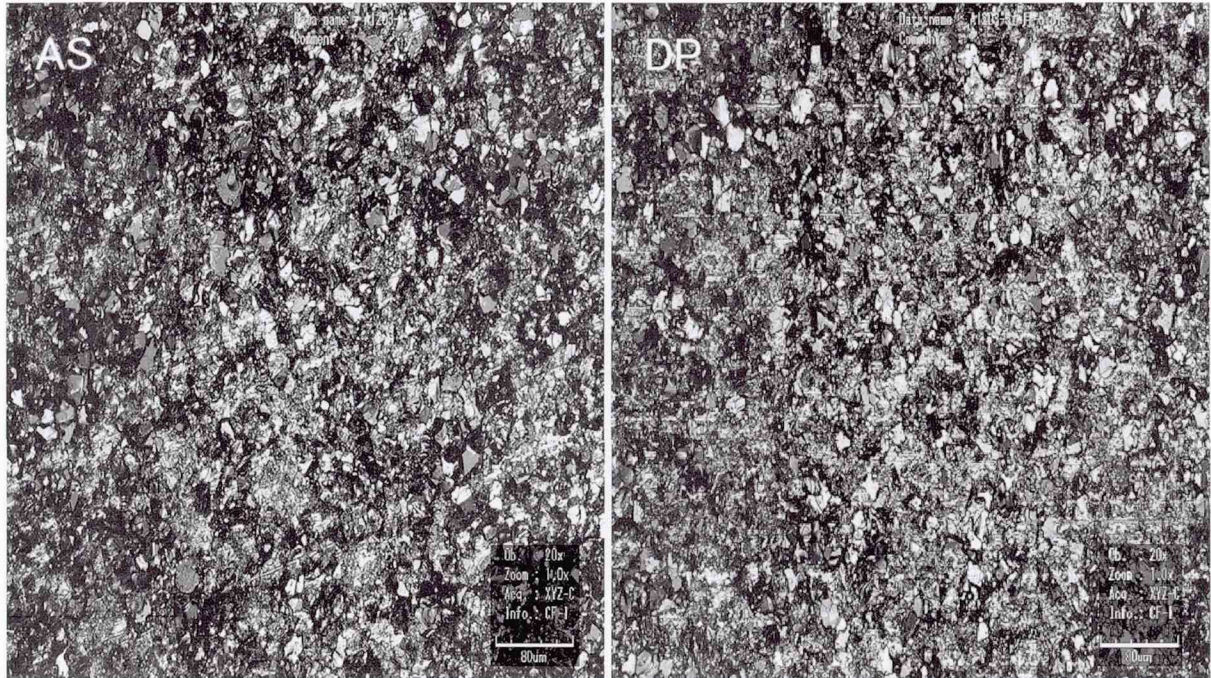


図11：アルミナ表面のレーザー顕微鏡像（浸漬前：AS，後：DP）

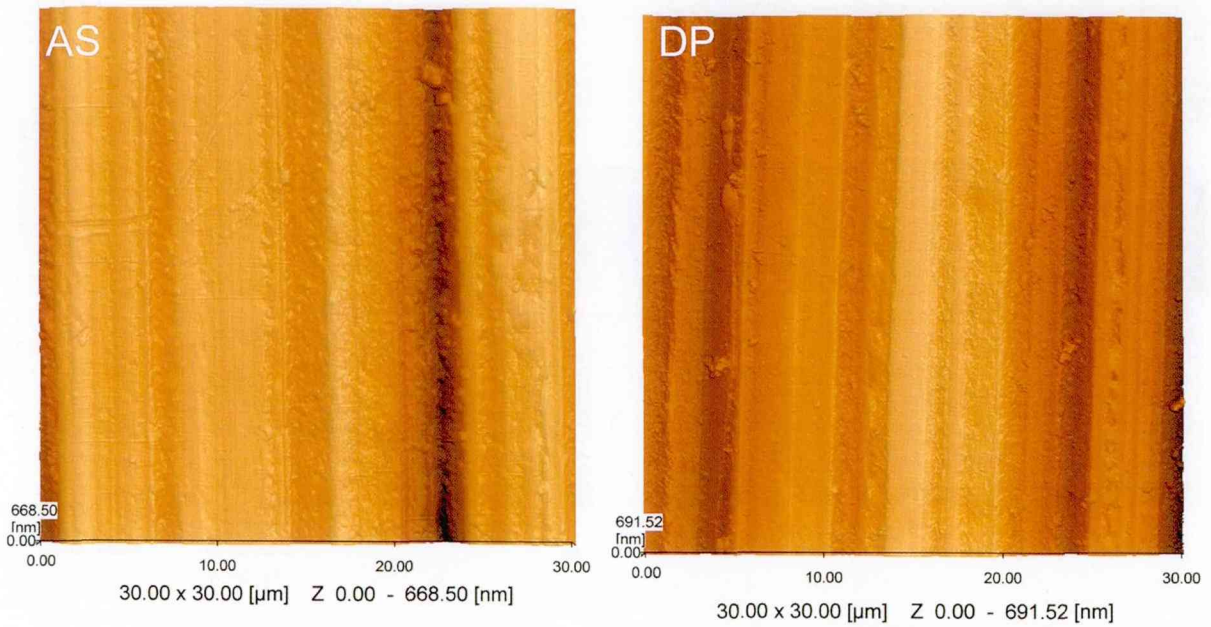


図12：ジルコニア表面の原子間力顕微鏡像（浸漬前：AS，後：DP）

## 2) 原子間力顕微鏡による観察

レーザー顕微鏡にて観察不能であったジルコニア表面の浸漬前後の状態を原子間力顕微鏡にて観察したが、ジルコニアの粒子はこの倍率でも観測できず、浸漬前後の変化も観察されなかった（図12）。浸漬後のジルコニア表面を原子間力顕微鏡にて、さらに拡大観察した結果、ジルコニアの粒子は直径0.1～0.3µmと極めて微細であり、粒界

の深さは3 nm程度であった（図13）。

## 3) 共焦点レーザー顕微鏡による表面粗さの観察

浸漬前のアルミナの表面粗さは $1.47 \pm 0.64 \mu\text{m}$ 、浸漬後は $1.11 \pm 0.15 \mu\text{m}$ となり、有意差はないものの、浸漬後に表面粗さが低下していた（図14）。

浸漬前のジルコニアの表面粗さは $0.24 \pm 0.02 \mu\text{m}$ 、浸漬後は $0.23 \pm 0.05 \mu\text{m}$ と、ジルコニアで

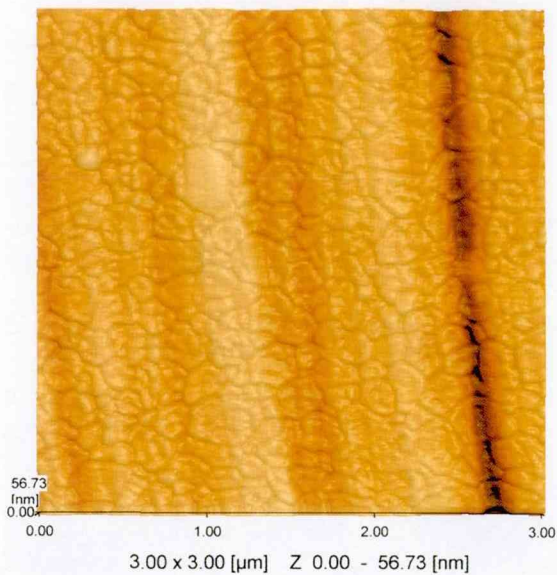


図13：ジルコニア表面の原子間力顕微鏡による強拡大像

は浸漬前後に差は認められなかった (図15).

5. X線マイクロアナライザーによる面分析

アルミナのアルミニウムと酸素の分布状態は、アルミニウムと酸素が大きく鋭利な角を持った塊

Alumina roughness

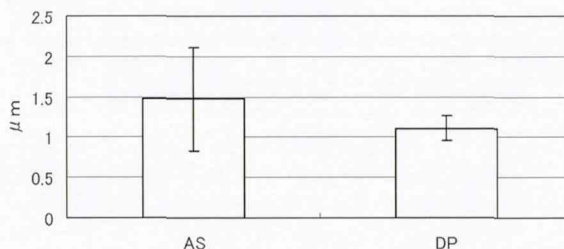


図14：アルミナの表面粗さ (浸漬前：AS, 後：DP)

Zirconia roughness

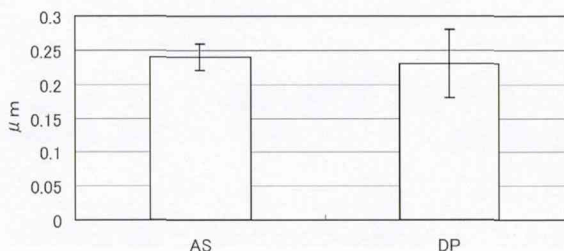
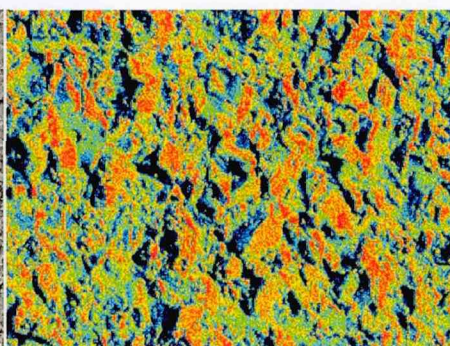


図15：ジルコニアの表面粗さ (浸漬前：AS, 後：DP)

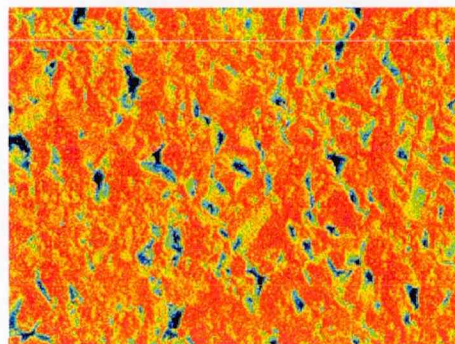
として分布していた (図16). ジルコニアのジルコニウム、イットリウムそして酸素の分布状態



CP — 20 μm



O — 20 μm



Al — 20 μm

CP	Cn	Area%	O	Cn	Area%
3092.67	0.0	0.0	40.00	1.4	
2914.37	0.0	0.1	38.13	1.6	
2736.07	0.1	0.3	36.25	2.5	
2557.77	0.6	0.6	34.38	3.5	
2379.47	1.3	3.4	32.50	4.8	
2201.17	3.4	7.2	30.62	5.9	
2022.87	7.2	13.4	28.75	8.1	
1844.57	13.4	22.0	26.88	7.8	
1666.28	22.0	21.7	25.00	8.1	
1487.98	21.7	12.2	23.12	8.0	
1309.68	12.2	7.1	21.25	7.5	
1131.38	7.1	4.6	19.38	7.6	
953.08	4.6	2.7	17.50	5.7	
774.78	2.7	1.6	15.63	4.8	
596.48	1.6	0.9	13.75	4.1	
418.18	0.9	1.0	11.88	3.4	
239.89	1.0	1.5	10.00	3.4	
Ave143.15			Ave22.50	11.9	

Al	Cn	Area%
60.00	1.5	6.3
56.88	6.3	14.7
53.75	14.7	19.9
50.62	19.9	18.0
47.50	18.0	12.4
44.38	12.4	7.8
41.25	7.8	5.0
38.12	5.0	3.7
35.00	3.7	2.6
31.87	2.6	2.0
28.75	2.0	1.5
25.62	1.5	1.2
22.50	1.2	1.0
19.38	1.0	0.8
16.25	0.8	0.6
13.12	0.6	0.5
10.00	0.5	0.7
Ave16.86		

図16：アルミナの面分析結果

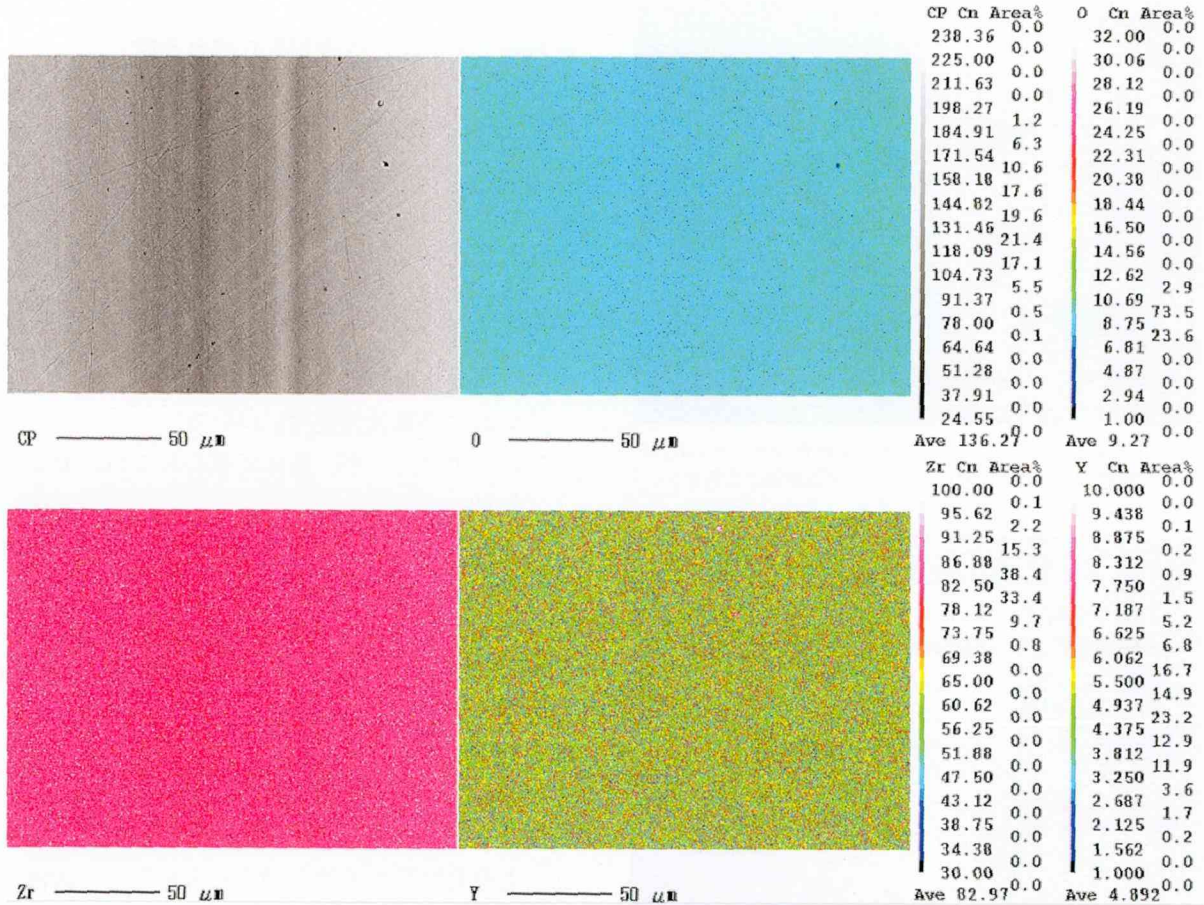


図17：ジルコニアの面分析結果

は、いずれの元素も均一に分布していた (図17)。

6. 細胞培養

コントロールとしたチタン表面上の2日後の細胞数は $281.5 \pm 16.8$ であり、4日後は $393.1 \pm 42.0$ の細胞数であった。アルミナ上の2日後の細胞数は $266.6 \pm 12.9$ であり、4日後は $365 \pm 26.3$ であった。ジルコニア上の2日後の細胞数は $268.7 \pm$

$22.9$ であり、4日後は $392.4 \pm 40.9$ であった。アルミナ、ジルコニアともにコントロール間に有意な差は認められなかった (図18)。

7. 有限要素法による応力分布解析

アルミナ製インプラント体を想定したモデルに歯軸方向から $1,000\text{N}$  (約 $100\text{Kg}$ ) の咬合力を想定して荷重を負荷したときの主応力分布 (圧縮応

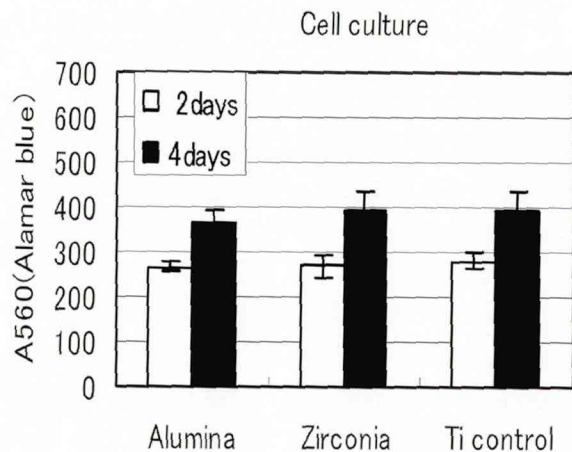


図18：試料表面上で培養した細胞数の変化

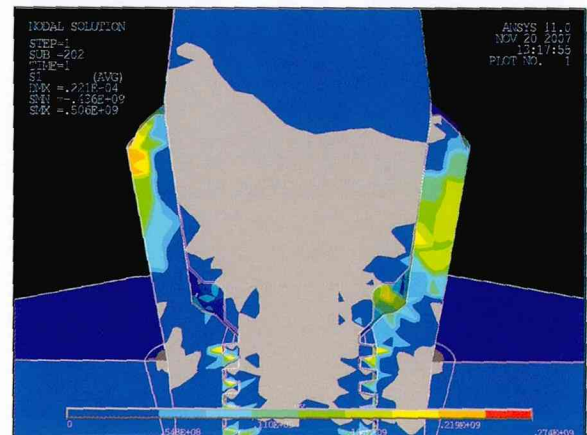


図19：アルミナ製インプラント体の主応力分布 (1000N, 垂直荷重; 引張応力のみ表示)



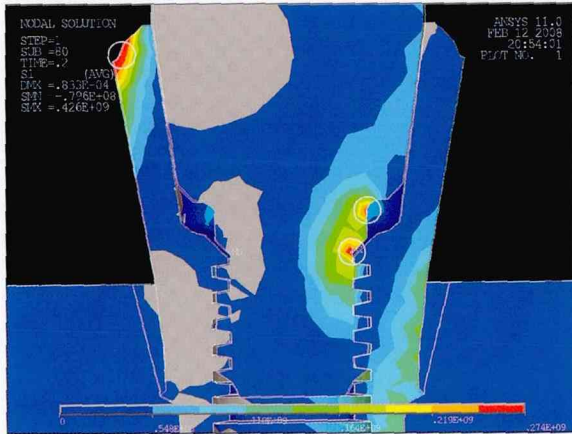


図20：アルミナ製インプラント体の主応力分布（100N，45度荷重；引張応力のみ表示；丸印は破壊予想部位）

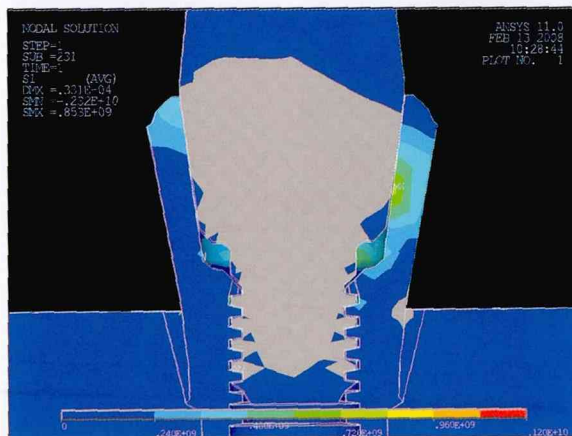


図21：ジルコニア製インプラント体の主応力分布（1000N，垂直荷重；引張応力のみ表示）

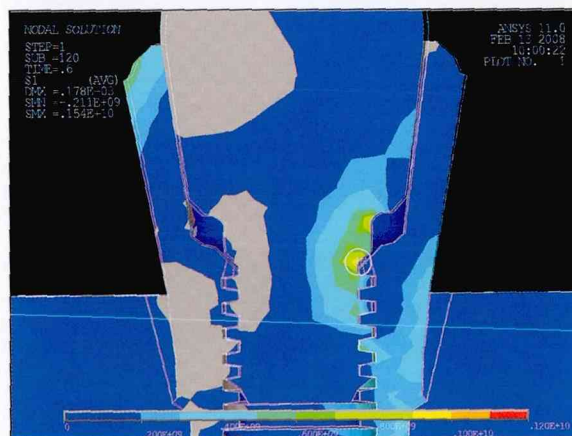


図22：ジルコニア製インプラント体の主応力分布（300N，45度荷重；引張応力のみ表示；丸印は破壊予想部位）

力に関して強度的に問題が生じないことがわかっているため，以下の図において引張応力のみ表示する）は最大集中応力が269MPaであった（図19）．歯軸に45度の方向からの荷重では，荷重100N（約10Kg）に達した時に最大426MPaの主応

力が生じ（図20），300N（約30Kg）の荷重点においてモデルの破壊が生じ解析不能となった．

ジルコニア製インプラント体を想定したモデルに1,000Nの荷重を歯軸の方向から負荷したとき，最大主応力は853MPaであった（図21）．歯軸に45度の方向からの荷重では，300Nを負荷した時の最大主応力は1,540MPaとなった（図22）．

## 考 察

### 1. 生体内を模した環境におけるアルミナとジルコニアの機械的強度について

アルミナは，従来，臨床で使われていたセラミクス材料の1つである．本研究ではジルコニアのセラミクスとしての有効性を示すためにアルミナと比較した．

#### 1) 機械的強度の安定性について

アルミナとジルコニアの生体内における機械的強度の安定性を検討するために1%乳酸溶液における浸漬試験を行った．

浸漬後のアルミナの曲げ強さは約26%減少し，また，破断までのひずみ量は約18%減少し，統計的にも有意に靱性の低下が認められた．元素溶出量では，アルミナからのアルミニウム溶出量は3.8ppmであり，ジルコニアからのジルコニウム溶出量の0.38ppmと比較して多かった．

浸漬前後のレーザー顕微鏡によるアルミナの表面観察では浸漬前後に目に見えるほどの差は認められなかったが，浸漬後の表面粗さが減少していること，X線マイクロアナライザーによる面分析の結果から結晶粒が鋭利かつ粒間に空隙が認められることから，アルミナの曲げ強さの減少はアルミナの溶解による可能性が高い．

一方，ジルコニアの浸漬後の曲げ強さは約11%大きくなった．

ジルコニアは37℃の生理食塩水中に浸漬しておくことと正方晶から単斜方晶に一部変態することにより材質が変化することが報告されている<sup>6-8)</sup>．特に浸漬試験を行うと，材料と溶液との界面で生じる反応や溶液の温度による歪の解放などによりジルコニアの機械的性質が変化する<sup>6,7)</sup>．単斜晶は亀裂に対する抵抗力は正方晶より優れる<sup>6)</sup>．Thompsonらは単斜晶への変態によって強度は低下するとしている<sup>7)</sup>が，これは，正方晶（aの格子定数5.094Å，cの格子定数5.177Å）から単

斜晶 (a の格子定数5.156Å, b の格子定数5.191Å, c の格子定数5.304Å) に変態すると体積が膨張するためマイクロあるいはマクロな亀裂が生じ、破壊するためである<sup>12)</sup>。しかし、表層の正方晶の一部が単斜晶に変態すると表層部に圧縮応力が発生し、逆に強度が向上することが報告されている<sup>13)</sup>。本研究においては表層にこの変態が生じ、強度の向上が得られたものと考えられた。本試験材料のジルコニアはイットリウムによって部分的に安定化が図られているが、完全に安定化してはいないのではないかと考えられた。

なお、ジルコニアは浸漬する溶液の温度が高くなると、変態に伴って曲げ強さは減少することや、骨髄に挿入したジルコニアでは一時期は強度が増加するが、長期になると強度は減少するという報告<sup>14)</sup>もあるが、生体内で80年間は800MPa以上の曲げ強さを維持できるであろうという報告もある<sup>15)</sup>。

また、レーザー顕微鏡ならびに原子間力顕微鏡によるジルコニア表面の観察、浸漬前後の共晶点レーザー顕微鏡による表面粗さにおいても変化は認められなかった。X線マイクロアナライザーによる面分析においては、イットリウムが均一に分散していることが確認できた。

2. アルミナとジルコニアにおける生物学的検討  
コントロールとしてのチタン上の細胞数とアルミナ、ジルコニア上の細胞数のいずれも2日後、4日後における差は観察されなかった。細胞に対する影響は従来から臨床で用いられているチタンと同程度であると考えられた。

また、ラットの背部に埋め込んだアルミナとジルコニアの結合組織との反応に関する報告<sup>16,17)</sup>では、明らかな差が認められず、セラミックスの結合組織に被包化される厚みは金属と比較して薄いことも報告されている。

3. アルミナとジルコニアに対する荷重と有限要素法による主応力解析

アルミナ製インプラント体を想定したモデルに約1000Nの荷重を歯軸方向に負荷したときの主応力分布は最大応力が269MPaであることから浸漬試験後の曲げ強さ274MPa以下の応力となり、破壊を生じないことが予想された。アルミナ製インプラント体に45度の斜めから負荷したときには、わずか100Nの荷重において最大435MPaの

主応力が生じ、丸印で示した部位の破壊が予想された(図20)。

ジルコニア製インプラント体に約1000Nの荷重を歯軸方向に負荷したときの主応力分布は、最大集中応力が853MPaであることから破壊は生じないことが予想された。ジルコニア製インプラント体に斜め45度の荷重を負荷したときには、荷重が300Nに達した時点で最大1,540MPaの主応力が生じ、ジルコニアの浸漬試験前の曲げ強さ1,138MPa、浸漬試験後の曲げ強さ1,263.8MPa以上の応力となり、丸印で示した部位に破壊が生じることが予想された(図22)。

## 結 論

アルミナと5.35%イットリウム酸化物で安定化したジルコニアを生体の環境にもっとも近いとされる1%乳酸溶液中に5ヶ月間浸漬し、それぞれの材質の変化、それぞれの表面上の細胞培養、および有限要素法による応力解析について検討を行った。その結果を以下にまとめる。

1. アルミナは浸漬後に曲げ強さが約26%減少し、ひずみ量は18%減少した。
2. ジルコニアは浸漬後に曲げ強さは11%増加した。しかし、ひずみ量に差はなかった。
3. アルミナからのアルミニウムの溶出量は3.8 ppmであった。ジルコニアからのジルコニウムの溶出は0.38 ppmであった。
4. チタンと比較してアルミナとジルコニアの細胞に対する影響に差はなかった。
5. アルミナ製とジルコニア製のインプラント体のモデルに対する有限要素法による応力解析の結果では、両者とも歯軸方向の100N(約100Kg)の荷重でも破壊しなかった。45度に傾斜した場合、アルミナ製インプラント体は100N(約10kg)で破壊し、ジルコニア製のインプラント体は300N(約30kg)で破壊すると予測された。

以上からジルコニア製インプラント体は、アルミナ製インプラント体と比較して材料学的に良好であることが示された。また、有限要素法による検討では強度的にチタン製のインプラントと大差がない<sup>18,19)</sup>と考えられた。今後、ジルコニア製インプラント体を臨床で応用するには、さらにチタン製インプラント体との比較も必要であり、ま

た、生体内に埋入し、ジルコニアと骨組織のインテグレーションに関する検討も必要である。

### 謝 辞

本研究において、終始、御指導、御鞭撻を賜りました松本歯科大学歯学独立研究科生体材料学講座主任、歯科理工学講座主任伊藤充雄教授に深甚なる感謝の意を表します。

本研究に多大なる御指導と御校閲を戴きました松本歯科大学歯科理工学講座・永澤栄准教授、吉田貴光講師、ならびに総合歯科医学研究所硬組織疾患制御再建学講座・溝口利英講師に深謝致します。

本研究の遂行にあたって多大なる御協力を頂きました松本歯科大学ハイテクセンター電子顕微鏡室主任技士・赤羽章司氏、菊水化学工業(株)柏原建記氏、ならびに島津総合分析試験センター(株)大森良久氏に深謝申し上げます。

### 文 献

- 1) Foti B, Tavitian P, Tosello A, Bonfil JJ and Franquin JC (1999) Polymetallism and osseointegration in oral implantology. pilot study on primate. *J Oral Rehabil* **26** : 495-502.
- 2) Reclaru L and Meyer JM (1994) Study of corrosion between a titanium implant and dental alloys. *J Dent* **22** : 159-68.
- 3) 宮山直也, 吉成正雄, 小田 豊 (1999) ドライプロセスによるインプラント用チタンの表面改質. *歯材器* **18** : 109-21.
- 4) 坂野久夫 (1992) ニューセラミックス, 材料・製法から応用まで, 初版, 325, パワー社, 東京.
- 5) 西田俊彦, 正木考樹, 宗宮重行 (1998) ジルコニアセラミックス13・14, 初版, 213, 内田老鶴圃, 東京.
- 6) Piconi C and Maccauro G (1999) Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* **20** : 1-25.
- 7) Thompson I and Rawlings RD (1990) Mechanical behaviour of zirconia and zirconia-toughened alumina in a simulated body environment. *Biomaterials* **11** : 505-8.
- 8) Christel P, Meunier A and Heller M (1989) Mechanical properties and short-term in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* **23** : 45-61.
- 9) 佐多敏之 (1990) ファインセラミックス工学, 初版, 98, 朝倉書店, 東京.
- 10) 倉田元治 (1974) セラミック化学, 第2版, 196, 技報堂, 東京.
- 11) Okazaki Y, Gotoh E, Manabe T and Kobayashi K (2004) Comparison of metal concentrations in rat tibia tissues with various metallic implants. *Biomaterials* **25** : 5913-20.
- 12) 堀 三郎 (1990) 強靱ジルコニア: タフなセラミックス, 初版, 41, 内田老鶴圃, 東京.
- 13) Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P, Funduk N and Marion L (1999) The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dent Mater* **15** : 426-33.
- 14) Shimizu K, Oka M, Kotoura P, Yamamura T, Makinouchi K and Nakamura T (1993) Time-dependent change in the mechanical properties of zirconia ceramic. *J Biomed Mater Res* **27** : 729-34.
- 15) 筏 義人 (1988) バイオマテリアル, 人工臓器へのアプローチ, 初版, 60, 日刊工業新聞社, 東京.
- 16) Ichikawa Y, Akagawa Y, Nikai H and Tsuru H (1992) Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosth Dent* **68** : 322-6.
- 17) Lang P, Ferguson A and Hodge E (1967) Tissue reaction in rabbit muscle exposed to metallic implants *J Biomed Mater* **1** : 135-49.
- 18) 永沢 栄, 早野圭吾, 新納 亨, 吉田貴光, 溝口利英, 寺島伸圭, 田村 郁, 伊藤充雄, 矢ヶ崎裕, 久保田 修, 好村昌之 (2005) 有限要素法によるチタンインプラントの非線形応力解析. *歯材器* **24** : 372.
- 19) Nagasawa S, Hayano K, Niino T, Yoshida T, Mizoguchi T, Terashima N, Tamura K, Ito M, Yagasaki H, Kubota O and Yoshimura M (2006) Three-dimension Non-linear Finite Element Analysis of Titanium Implants. 84 th General Session and Exhibition of the IADR CDRom #2243.