



Title	インプラント体連結部デザインがジルコニアアバットメントの強度に及ぼす因子の検討
Author(s)	渡邊, 翔太
Citation	大阪大学, 2019, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.18910/72238
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

学位論文

インプラント体連結部デザインが
ジルコニアアバットメントの強度に及ぼす
因子の検討

大阪大学大学院歯学研究科 口腔科学専攻

顎口腔機能再建学講座 クラウンブリッジ補綴学分野

渡邊 翔太

緒言

審美歯科領域におけるインプラント治療において、その優れた審美性や生体親和性から、ジルコニアアバットメント（以下、ZAとする）が選択される機会が増えている[1,2]。現在臨床で使用されるZAは、インプラント体との連結様式の違いによる分類[3,4]がなされ、従来の連結様式であるエクスターナルバットジョイント型とインターナルバットジョイント型のZAの力学的特性に関する比較検討が多くなされてきた。また最近では、連結部分にチタンベースが存在する2ピースタイプ（以下、チタンベースタイプとする）と、連結部分も含めてすべてジルコニアからなる1ピースタイプ（以下、フルジルコニアタイプとする）に分類し[5]、両者の力学的特性を比較した研究もなされている。たとえば、*In vitro*の基礎研究において、チタンベースタイプのZAは、フルジルコニアタイプよりも曲げモーメントに対する抵抗性が有意に大きいといった報告[2,6-10]や、連結部分におけるチタンの存在はインプラント体を摩滅させにくく、力学的観点から有利であるとする報告[8,11-12]がなされてきた。ところがこれらの力学的研究では、メーカーの異なるインプラント体を使用していたり[2,6,7,9,10]、メーカーの異なるCAD/CAMシステムを用いて作製したサンプル同士を比較したりしている[2,6-10]ものが多く、チタンベースタイプのZAの純粋な力学的特性はいまだに評価できていない。また、口腔内におけるチタンの存在は、周囲組織の炎症反応や骨吸収を惹起する[13-15]ことや、歯肉の薄い部位では

色調への影響があるといった指摘もなされ[2,4-7,10-14,16]、生物学的、審美的観点からチタンベースタイプは不利であるとも考えられるため、ZAへのチタンベースの使用の是非についてはコンセンサスが得られていない。

近年では、プラットフォームシフティングを有するインターナルテーパージョイント型（以下、テーパージョイント型とする）のインプラント体が、インプラント体周囲の骨吸収や軟組織退縮を防ぐのに有利であるとの主張[17-19]がなされ、選択される機会が増えている。一方で、ZAの臨床研究においては、他の連結様式と比較してテーパージョイント型のフルジルコニアタイプで、インプラント体内部での破折トラブルが多い[9,16]ことや、チタンベースタイプでも数は少ないものの、ジルコニアのチッピングや脱離の発生が報告されている[9]。テーパージョイント型のインプラント体におけるZAの連結部デザインの違いが、その破壊抵抗性に及ぼす影響についての力学的検討はいまだ乏しく、明らかにすべき点が多く残されていると考えられる。

以上を背景とし、テーパージョイント型のインプラント体連結部において、そのデザインの違いが、ZAの破壊抵抗性に及ぼす影響を比較検討することを目的として本研究を行った。実験1ではチタンベースの有無がZAの破壊抵抗性に及ぼす影響について比較検討を行った。実験2では、実験1で使用したインプラント体について、ZA破壊までにインプラント体側に及んだダメージを評価した。実験3では、チタンベースのデザインの違いがZAの破壊抵抗性に及ぼす影響について比較検討を行った。

材料と方法

実験1. 純正ZAを用いた静荷重試験

チタンベースの有無が、ZAの破壊抵抗性に及ぼす影響を比較検討することを目的として実験1を行った。

チタンベースタイプのZAの純粹な力学的特性を評価するため、インプラント体連結部以外のデザインやインプラント構成要素を統一し、実験を行う方法を検討した。そこで、独自のCAD/CAMシステムを保有し、同一のテーパージョイント型インプラント体に対してZAのチタンベースの有無を選択できるNobel Biocare社（以下、NBとする）、およびStraumann社（以下、STとする）のインプラント体を選択した。本実験では、関連するすべての構成要素について純正品を用いて実験を行った。

インプラント体にはNB社のインプラント体（Nobel Replace CC；直径4.3 mm、長径10 mm、NB、Kloten、Switzerland）およびST社のインプラント体（Roxolid BLT Implant；直径4.1 mm、長径10 mm、ST、Basel、Switzerland）を使用した。試験体ZAは、両インプラント体に対してそれぞれ、フルジルコニアタイプとチタンベースタイプの2種類（NB-Z群、NB-ZT群、ST-Z群、ST-ZT群）を作製し、チタンアバットメントをそれぞれコントロール（NB-T群、ST-T群）とした（図1）。また特記事項として、NB-ZT群はジルコニアとチタンベースが機械的嵌合とアバットメントスクリューによる共締めによって固定される

のに対し、ST-ZT群はジルコニアとチタンベースが接着性レジンセメントにより固定されるといった、メーカー推奨の固定方法に違いがある。本実験では、両社とも推奨の固定方法に従い、ST-ZT群のジルコニアとチタンベースの接着には接着性レジンセメント(Resicem, 松風, 京都, 日本)を使用した。

試験条件は、歯科用骨内インプラント体の動的疲労試験の規格であるISO14801[20]を参考とし、本実験用に改変した。作製した試験体は、それぞれのインプラント体にメーカー推奨トルク値である35 N・cmにて締結し、インプラント体は負荷試験機(Electro Puls E3000, INSTRON, Norwood, USA)に、コレットチャック(EYコレット, ユキワ精工, 新潟, 日本)を用いて直接固定した。試験体上部を炭素工具鋼鋼材(SK材)製の半球荷重部にて被覆したのち、傾斜角度30°, 室温23±1°C, ヘッドスピード0.5 mm/minの条件下で、n=3にて静荷重試験を行った。得られた静荷重負荷時のグラフから、ピークを示した荷重値を静的破壊荷重[N]とした。

実験1-1では、ISO14801の試験規格通りにインプラント体周囲の骨吸収状態を想定し、プラットフォームを試験機から3 mm露出した状態に試験体を設置し、ZAーインプラント体複合体について静的破壊荷重の評価を行った(図2)。一方、実験1-2では、プラットフォームを試験機の高さと揃えて露出させずにZA単体の静的破壊荷重を評価した(図2)。実験1-2後の各構成要素については、デジタルマイクロスコープ(VHX-5000, KEYENCE, 大阪, 日本)にて拡大観察を行った。

統計処理にはStudent's *t*-testを用い、有意水準は5%とした。

実験2. インプラント体変形の三次元的評価

実験1-1ではインプラント体プラットフォームを3 mm露出したことにより、荷重負荷に伴ってインプラント体側にも、変形が生じた可能性がある。この変形の有無および変形量を評価することを目的とし、実験2を行った。

評価サンプルには実験1-1で荷重を負荷したインプラント体をそのまま使用し、負荷試験機に装着しただけのインプラント体をコントロール（NB-Control群、ST-Control群）とした（図3）。

実験1-1の静的破壊荷重評価前後に、マイクロフォーカスX線CT（R_mCT2, Rigaku, 東京、日本）を用いて表1に示す撮影条件にてインプラント体を撮影し、それぞれ三次元モデルを作製した。解析ソフト（TRI/3D-BON, RATOC, 東京、日本）上で実験前後のモデルの位置合わせを行い、実験後のモデルが実験前のモデルからはみ出した部分の体積の総和を変形の大きさ（以下、変形体積とする）とみなして比較を行った（図4）。

統計処理にはone-way ANOVA, Tukey's testを用い、有意水準は5%とした。

実験3. カスタムチタンベースを用いたZAの静荷重試験

実験1、実験2の結果から、チタンベースの有無だけでなく、チタンベースのデザインの

違いも、ZAの静的破壊荷重に大きく関連する可能性が考えられた。そこで、このデザインの違いが、ZAの静的破壊荷重に及ぼす影響を比較検討することを目的とし、実験3を行った。

実験1同様、チタンベース以外のデザインやインプラント構成要素を統一し、実験を行う方法を検討した。サードパーティ製品であるチタンベース（カスタムチタンベース、松風、京都、日本）は、ベース高さ、ベース厚み、インプラント体との連結長さなどのパラメータの変更によりチタンベースを自由に設計可能であり、これ以外の構成要素はST社の純正品にて統一できることを利用した。ST社の純正チタンベース（Variobase、ST, Basel, Switzerland）を模した設計のチタンベースを作製し、これを本実験における基本型（R型）とした。また、R型からベース高さ、ベース厚み、および連結長さを変更パラメータとして、ベース厚みを0.2 mm増したRT型、ベース高さを1.5 mm低くしたS型、ベース高さを1.5 mm高くしたL型、R型から連結長さを2.5 mm短くしたR-S型、S型から連結長さを2.5 mm短くしたS-S型を加えて、合計6種類のチタンベースを作製した（図5）。

これらのチタンベースそれぞれに対し、実験1と同形状のジルコニアを接着性レジンセメント（Resicem、松風、京都、日本）にて接着した円筒状の試験体ZAを作製した。インプラント体、負荷試験機および試験条件は実験1-2と同様として、n=3にて静荷重試験を行った。各型の静荷重負荷時のグラフから、ピークを示した荷重値を静的破壊荷重[N]、低荷重域における近似直線の傾きを剛性[N/mm]として、それぞれ比較を行った。

結果

実験1. 純正ZAを用いた静荷重試験

実験1-1, 実験1-2においてNB, STともに同一群内の試験体はすべて近似した破壊様相を示した。NB-Z群では、インプラント体連結部のプラットフォーム付近におけるジルコニアの破壊を認め（図6），NB-ZT群では、チタンベースとジルコニアの嵌合部におけるジルコニアの破壊、およびチタンベースの変形を認めた（図7）。ST-Z群では、NB同様、インプラント体連結部のプラットフォーム付近におけるジルコニアの破壊を認め（図8），ST-ZT群では、チタンベースとジルコニアの接着部分およびチタンベース自体の破壊を認めた（図9）。

NBでの圧縮荷重[N]と荷重部位の垂直的変位量[mm]の関係を図10に示す。破壊時荷重は、実験1-1ではNB-Z群で平均 383.8 ± 7.90 N, NB-ZT群で平均 425.6 ± 30.3 Nとなった。また、実験1-2では、NB-Z群で平均 459.9 ± 13.2 N, NB-ZT群で平均 507.3 ± 22.0 Nであった（表2）。同様に、STでの圧縮荷重[N]と荷重部位の垂直的変位量[mm]の関係を図11に示す。破壊時荷重は、実験1-1ではST-Z群で平均 551.2 ± 15.8 N, ST-ZT群で平均 827.9 ± 14.3 Nとなった。また、実験1-2では、ST-Z群で平均 693.9 ± 37.2 N, ST-ZT群で平均 1142.7 ± 36.9 Nであった（表3）。ZA—インプラント体複合体の静的破壊荷重を評価した実験1-1では、STのみでフルジルコニアタイプと比較してチタンベースタイプの破壊荷重が有意に大き

かった ($P < 0.001$) (表3) . ZA単体の静的破壊強度を評価した実験1-2では, NB, STともにフルジルコニアタイプと比較してチタンベースタイプの破壊荷重が有意に大きかった (NB : $P = 0.032$, ST : $P < 0.001$) (表2, 3) .

また, 実験1-1と実験1-2で比較した場合, 実験1-1の方が、すべての試験体について静的破壊強度が小さくなった.

実験2. インプラント体変形の三次元的評価

NB-Z群およびNB-ZT群の変形体積は, それぞれ平均 $3.536 \pm 0.327 \text{ mm}^3$, 平均 $3.803 \pm 0.443 \text{ mm}^3$ であった (表4) . NB-Control群の変形体積は平均 $3.420 \pm 0.233 \text{ mm}^3$ であり, 3群間すべてで有意な差を認めなかった (表4) . 一方, ST-Z群およびST-ZT群の変形体積は, それぞれ平均 $1.942 \pm 0.128 \text{ mm}^3$, 平均 $6.228 \pm 0.447 \text{ mm}^3$ であった (表5) . ST-Control群の変形体積は平均 $1.973 \pm 0.092 \text{ mm}^3$ であり, ST-Z群はST-Control群と有意差を認めなかつたが, ST-ZT群は他の2群と比較して変形体積が有意に大きかった (ともに $P < 0.01$) (表5) . すなわち, ST-ZT群のZAは非常に大きい静的破壊強度を有する反面, 実験1-1のような条件下では, 破壊時にインプラント体の変形も伴うことが明らかになった.

ZAのインプラント体連結部デザインの違いは, 大きい荷重が負荷された場合のインプラント体へのダメージの大きさにも影響を及ぼすことが明らかになった.

実験3. カスタムチタンベースを用いたZAの静荷重試験

R型, RT型, L型では、最終的にプラットフォームの位置に相当する高さでチタンベース自体の破壊が起こった（図12, 13, 14）。S型, S-S型では、低荷重域において挙動の乱れを示した後、最終的にセメント層が破壊され、ジルコニアの脱離が起こった（図15, 16）。R-S型では、チタンベースの連結部分でスクリューが破折し、アバットメント自体がインプラント体から脱離した（図17）。

各型の試験体で認めた静的破壊荷重については、R型とL型, RT型とL型との間に有意差を認めなかった（図18）が、その他の群間ではすべて有意差を認めた（ $P=0.000\sim0.030$ ）。剛性については、R型, RT型, S型, L型の4群と比較し、R-S型, S-S型の2群は有意に小さくなった（すべて $P<0.01$ ）（図19）。

考察

イットリア部分安定化正方晶ジルコニア多結晶体（Y-TZP）は、他のジルコニアベースのセラミック材料と比較して、最も強度が強く優れた機械的性質を有するだけでなく審美性にも優れていることから、現在臨床に使用される機会が多くなっている[21-24]。実際に多くの文献で、従来使用してきたチタンアバットメントと比較した場合、ZAの方が軟組織の色調を悪化させないなどの点で審美性について優れていることが報告されている[2,4-7,10-14,16]。近年選択される機会の多いテーパージョイント型のインプラント体は、インプラント体周囲の軟組織の厚みを確保し、かつ骨吸収や軟組織退縮を防ぐのに有利である[17-19]ことから、テーパージョイント型のインプラント体とZAの組み合わせは、審美的成功のためにきわめて有効であると考えられる。

ZAはフルジルコニアタイプとチタンベースタイプに分類される[5]が、いずれも力学的観点からは、ジルコニアの破折やチッピング、脱離といったトラブルが生じたとする臨床報告[16,26,27]も多く存在する。具体的にはフルジルコニアタイプのテーパージョイント型インプラント体[9,16]、特にナロー幅径のインプラント体ではトラブルのリスクが高い[27]とされている。しかしながら、テーパージョイント型のZAの力学的特性については、いまだ基礎研究における検討も乏しいのが現状である。一方、チタンベースタイプのZAは、フルジルコニアタイプよりも曲げモーメントに対する抵抗性が有意に大きいことが多

数報告されている[2,6-10]. しかし、いずれの報告も、比較対象とする試験体について、インプラント体の統一[2,6-7,9-10]や、試験体作製に使用するCAD/CAMシステムの統一[2,6-10]がなされておらず、フルジルコニアタイプと比較した場合のチタンベースタイプの純粋な力学的特性は評価できていない.

そこで、実験1では同一のテーパーボージョイント型インプラント体に対し、チタンベースの有無を選択可能なNB製、ST製のZAについて検討を行うことで、その純粋な力学的特性を評価した。実験2では、実験1で使用したインプラント体について、ZA破壊までにインプラント体側に及んだダメージを評価した。また、実験3ではチタンベースのデザインの違いによる影響を検討するため、サードパーティー製品であるカスタムチタンベースを用い、その他の構成要素についてはすべて条件を統一することにより、チタンベースのデザインの違いがZAの強度に影響を及ぼす因子について検討を行った。

実験1. 純正ZAを用いた静荷重試験

NB、STともチタンベースタイプの静的破壊荷重が大きかったが、これはチタンベースの介在により、プラットフォーム付近における圧縮応力、引張応力に対する耐久性が増したためと考えられた[28].

また、STのチタンベースタイプの破壊荷重は、NBのそれを大きく上回った。これは、チタンベースの高さが破壊荷重に影響する可能性が報告[29]されているように、メーカー

間で大きく異なるチタンベースのデザインの違いが、ZAの静的破壊荷重に関連しているものと考えられた。

さらに、実験1-1と実験1-2との比較から、インプラント構成要素の高さが増した場合、モーメントとの関連[29]により、相対的低荷重でも最弱部に大きい応力が及ぶため、静的破壊強度も小さくなつたと考えられた。臨床的には骨吸収が進行し、骨縁上のインプラント構成要素の高さが増した場合、力学的に不利となり、ZAの破折などのトラブルが生じやすい可能性が示唆された。また、これはインプラント上部構造の垂直的高さがアバットメントの長期予後に関連し、特に14 mm以上の場合にZAの破折リスクが高くなるという報告[16]と類似した結果であると考えられた。

実験2. インプラント体変形の三次元的評価

連結部分におけるインプラント体の摩滅についての評価は過去にも報告[11,12]があるが、インプラント体の変形の有無や変形量を本実験のように三次元的に評価できたことは、本研究の特色の一つであると考えられる。

NB-Z群、ST-Z群の結果から、フルジルコニアタイプはZAの内部のみで破壊が起こり、他の構成要素には影響を及ぼしにくいと考えられた。また、NB-ZT群の結果から、NB型特有のチタンベースの形状は、ZA破壊時にもインプラント体にダメージが及びにくくすることに貢献しているものと考えられた。一方、ST-ZT群の結果を踏まえると、チタンベ

ースタイプのZAは、チタンベースのデザインによっては大きい荷重負荷時にも破壊は生じない代わりに、インプラント体に有害なダメージが及ぶ可能性が考えられた。

実験1の結果と合わせると、チタンベースはそのデザインによって、ST型のようにZAの強度を確保するのに有利なデザインにすることも、NB型のようにZA破壊時にインプラント体へダメージが及びにくい、いわゆるフェイルセーフのデザインにすることも可能であることが示唆された。

なお、本研究では荷重負荷によって力学的影響を受ける可能性があるインプラント体周囲骨の評価はできていない。本実験の結果を踏まえると、チタンベースはそのデザインによって、インプラント体周囲骨への力学的影響の大きさにも関連する可能性が考えられた。今後は、三次元有限要素法による応力解析などの*In Silico*研究や、縦断的臨床研究において、骨吸収の差を観察することによってチタンベースのデザインの違いが周囲骨へ及ぼす影響を解明していくことが求められる。

実験3. カスタムチタンベースを用いたZAの静荷重試験

図15、16に示したように、ベース高さの低いS型、S-S型では、低荷重域において圧縮荷重一変位量曲線に挙動の乱れを認め、最終的にはアバットメントからジルコニア部分の脱離が生じた。ベース高さが3.5 mm以上の型ではこれらは生じず、最終的にチタンベース内で破壊が生じた。したがって、S型、S-S型の挙動の乱れは、セメント層の破壊を反映した

ものであり、ベース高さはジルコニア部分の脱離しやすさに関連すると考えられた。換言すると、インプラント体プラットフォームに相当する高さで、チタンベース自体の破壊が生じるR型、RT型、L型のような形状は、インプラント体にダメージを及ぼしやすいデザインであると考えられた。

また、ベース高さが3.5 mm以上の場合、ZAの静的破壊荷重は有意に増大しない一方で、高さが同じでもベース厚みを厚くした場合はZAの静的破壊荷重が有意に増大した ($P<0.01$)。破折防止のためには、ジルコニアの厚みは最低0.5 mm必要であると報告されており[29-31]、ジルコニア部分ではこれ以上の厚みを確保することが必要である。この条件のもとであれば、チタンベースの厚みが厚くなるにつれて、力学的に最も不利と考えられるチタンベースとジルコニア接着部分のサポートも増すため、ZAの静的強度も大きくなると考えられた。

インプラント体との連結長さが短いR-S型、S-S型のチタンベースでは、剛性が他の4群と比較し有意に小さくなつた。フルジルコニアタイプにおける連結長さとZAの剛性や強度との関連が報告されており[25]、これと類似した結果を示したと考えられる。また、R-S型、S-S型は最終的にアバットメントスクリューの変形および破壊を認めた。連結長さが短いチタンベースを用いたZAは、剛性の小ささからインプラント体との連結部分で変形が起こりやすいのに加え、インプラント体内におけるスクリューのサポートもなくなることから、スクリューがダメージを受けやすくなつた結果と考えられた。見方を変えると、

連結長さの短いチタンベースは、スクリューが優先的に破壊されることにより、インプラント体にはダメージが及びにくいデザインであるとも考えられた。

以上より、ベース高さが高い、ベース厚みが厚い、インプラント体との連結長さが長いチタンベースは、ZAの強度を確保するのに有効なデザインであること、逆に連結長さが短いチタンベースは、ZAの強度は低くなるもののインプラント体に及ぶダメージを軽減できる可能性があると考えられた。

結論

本研究において、 テーパージョイント型のインプラント体連結部における、 ジルコニアアバットメントのデザインの違いが、 その破壊抵抗性に影響を及ぼす因子について力学的検討を行った結果、 以下の結論を得た.

1. チタンベースの存在により、 ジルコニアアバットメントの破壊抵抗性は増大する.
2. フルジルコニアタイプのアバットメントは、 静的破壊荷重は低いがインプラント体へダメージが及びにくく、 チタンベースタイプのアバットメントは、 逆に静的破壊荷重は高いもののインプラント体にダメージが及びやすいデザインである.
3. ベース高さが高い、 ベース厚みが厚い、 インプラント体との連結長さが長いチタンベースは、 ジルコニアアバットメントの破壊抵抗性を確保するのに有効なデザインである.

謝辞

稿を終えるにあたり、本研究の機会を与えていただき、御指導と御高配を賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の矢谷博文教授に対し、深甚なる謝意を表します。

また、本研究の遂行にあたり、終始御懇篤なる御指導と御鞭撻を受け賜りました大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の中野環助教、小野真司医員、松岡隆医員、山西康文先生に心より感謝申し上げます。

最後に、本研究を行うに際し、多大なる御協力と御助言を頂いた大阪大学大学院歯学研究科歯科補綴学第一教室の教室員各位に厚く御礼申し上げます。

文献

- [1] K. Nakamura, “Zirconia as a dental implant abutment material ,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 23, no. 4, pp. 299–309, 2009.
- [2] J. S. Kim, A. J. Raigrodski, *et al.*, “*In vitro* assessment of three types of zirconia implant abutments under static load,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 109, no. 4, pp. 255–263, 2013.
- [3] S. Gracis, K. Michalakis, *et al.*, “Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: A systematic review,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 23, no. SUPPL.6, pp. 202–216, 2012.
- [4] J. Jarman, T. Hamalian, *et al.*, “Comparing the fracture resistance of alternatively engineered zirconia abutments with original equipment manufactured abutments with different implant connection designs,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 32, no. 5, pp. 992–1000, 2017.
- [5] H.-J. Chun, I.-S. Yeo, *et al.*, “Fracture strength study of internally connected zirconia abutments reinforced with titanium inserts,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 30, no. 2, pp. 346–350, 2015.
- [6] I. Sailer, T. Sailer, *et al.*, “*In vitro* study of the influence of the type of connection on the fracture load of zirconia abutments with internal and external implant-abutment connections,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 24, no. 5, pp. 850–858, 2009.
- [7] S. Mühlemann, T. C. Truninger, *et al.*, “Bending moments of zirconia and titanium implant abutments supporting all-ceramic crowns after aging,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 25, no. 1, pp. 74–81, 2014.

- [8] B. Yilmaz, L. G. Salaita, *et al.*, “Load to failure of different zirconia abutments for an internal hexagon implant,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 114, no. 4, pp. 373–377, 2015.
- [9] J. R. Kelly and P. Rungruanganunt, “Fatigue behavior of computer-aided design/ computer-assisted manufacture ceramic abutments as a function of design and ceramics processing,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, no. 31, pp. 601–609, 2016.
- [10] I. Sailer, A. G. Asgeirsson, *et al.*, “Fracture strength of zirconia implant abutments on narrow diameter implants with internal and external implant abutment connections: A study on the titanium resin base concept,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 29, no. 4, pp. 411–423, 2018.
- [11] M. Stimmelmayr, D. Edelhoff, *et al.*, “Wear at the titanium-titanium and the titanium-zirconia implant-abutment interface: A comparative *in vitro* study,” *Dent. Mater.*, vol. 28, no. 12, pp. 1215–1220, 2012.
- [12] R. K. Nam, S. J. Lee, *et al.*, “Three-dimensional deformation and wear of internal implant-abutment connection: A comparative biomechanical study using titanium and zirconia,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 33, no. 6, pp. 1279–1286, 2018.
- [13] O. Zeynep and K. Ender, “Zirconia dental implants : a literature review,” *J. Oral Implantol.*, vol. 37, no. 3, pp. 367–376, 2011.
- [14] A. Apratim, P. Eachempati, *et al.*, “Zirconia in dental implantology: A review,” *J. Int. Soc. Prev. Community Dent.*, vol. 5, no. 3, pp. 147-156, 2015.
- [15] O. Geckili, “Limited evidence suggests that zirconia abutments generate less bleeding on probing around

implants compared to titanium,” *J. Evid. Based. Dent. Pract.*, vol. 18, no. 4, pp. 346–348, 2018.

- [16] G. Fabbri, M. Fradeani, *et al.*, “Clinical evaluation of the influence of connection type and restoration height on the reliability of zirconia abutments: A retrospective study on 965 abutments with a mean 6-year follow-up,” *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, vol. 37, no. 1, pp. 19–31, 2017.
- [17] S. Annibali, I. Bignozzi, *et al.*, “Peri-implant marginal bone level: A systematic review and meta-analysis of studies comparing platform switching versus conventionally restored implants,” *J. Clin. Periodontol.*, vol. 39, no. 11, pp. 1097–1113, 2012.
- [18] A. Monje and B. Pommer, “The concept of platform switching to preserve peri-implant bone level: Assessment of methodologic quality of systematic reviews,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 30, no. 5, pp. 1084–1092, 2015.
- [19] A. Kaminaka, T. Nakano, *et al.*, “Cone-beam computed tomography evaluation of horizontal and vertical dimensional changes in buccal peri-implant alveolar bone and soft tissue: A 1-year prospective clinical study,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 17, no. SUPPL.2, pp. e576–e585, 2015.
- [20] ISO 14801:2016, “Dentistry--implants--dynamic loading test for endosseous dental implants” *International Standards Organization*, Geneva, Switzerland, 2016.
- [21] H. Q. Nguyen, K. B. Tan, *et al.*, “Load fatigue performance of implant-ceramic abutment combinations.,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 24, no. 4, pp. 636–646, 2009.
- [22] A. Zembic, I. Sailer, *et al.*, “Randomized-controlled clinical trial of customized zirconia and titanium implant

abutments for single-tooth implants in canine and posterior regions: 3-year results,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 20, no. 8, pp. 802–808, 2009.

- [23] R. E. Jung, A. Zembic, *et al.*, “Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 23, no. SUPPL.6, pp. 2–21, 2012.
- [24] M. Rosentritt, A. Hagemann, *et al.*, “*In vitro* performance of zirconia and titanium implant/abutment systems for anterior application,” *J. Dent.*, vol. 42, no. 8, pp. 1019–1026, 2014.
- [25] T. Joda, A. Bürki, *et al.*, “Stiffness, strength, and failure modes of implant-supported monolithic lithium disilicate crowns: Influence of titanium and zirconia abutments,” *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, vol. 30, no. 6, pp. 1272–1279, 2015.
- [26] I. Sailer, A. Philipp, *et al.*, “A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 20, no. SUPPL. 4, pp. 4–31, 2009.
- [27] A. Nilsson, L. Å. Johansson, *et al.*, “One-piece internal zirconia abutments for single-tooth restorations on narrow and regular diameter implants: A 5-year prospective follow-up study,” *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, vol. 19, no. 5, pp. 916–925, 2017.
- [28] D. Apicella, M. Veltri, *et al.*, “Influence of abutment material on the fracture strength and failure modes of abutment-fixture assemblies when loaded in a bio-faithful simulation,” *Clin. Oral Implants Res.*, vol. 22, no. 2, pp. 182–188, 2011.

- [29] F. Mascarenhas, B. Yilmaz, *et al.*, “Load to failure of different zirconia implant abutments with titanium components,” *J. Prosthet. Dent.*, vol. 117, no. 6, pp. 749–754, 2017.
- [30] R. Glauser, I. Sailer, *et al.*, “Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study,” *Int. J. Prosthodont.*, vol. 17, no. 3, pp. 285–290, 2004.
- [31] M. N. Aboushelib, A. J. Feilzer, *et al.*, “Bridging the gap between clinical failure and laboratory fracture strength tests using a fractographic approach,” *Dent. Mater.*, vol. 25, no. 3, pp. 383–391, 2009.

表1 マイクロフォーカスX線CTの撮影条件

Field of View (FOV)	ϕ 20 mm × H20 mm
管電圧	90 kV
管電流	160 μ A
ボクセルサイズ	40 μ m
撮影時間	4.5 分

表2 NB群における破壊荷重 (N)

実験		NB-Z群	NB-ZT群	P値
1-1	破壊荷重	383.8 (7.90)	425.6 (30.3)	.082
1-2	破壊荷重	459.9 (13.2)	507.3 (22.0)	.032

Student's *t*-test

n=3

() : 標準偏差

表3 ST群における破壊荷重 (N)

実験		ST-Z群	ST-ZT群	P値
1-1	破壊荷重	551.2 (15.8)	827.9 (14.3)	< 0.001
1-2	破壊荷重	693.9 (37.2)	1142.7 (36.9)	< 0.001

Student's *t*-test

n=3

() : 標準偏差

表4 NB群におけるインプラント体の変形体積 (mm³)

	NB-Z群	NB-ZT群	Control群
変形体積	3.536 (0.327)	3.803 (0.443)	3.420 (0.233)

n=3

() : 標準偏差

群 (I)	群 (J)	平均値の差 (I-J)	P値	95%信頼区間	
				下限	上限
NB-Z	Control	0.116	.941	-0.944	1.176
NB-ZT	Control	0.383	.544	-0.677	1.443
NB-ZT	NB-Z	0.267	.731	-0.793	1.327

one-way ANOVA, Tukey's test

表5 ST群におけるインプラント体の変形体積 (mm^3)

	ST-Z群	ST-ZT群	Control群
変形体積	1.942 (0.128)	6.228 (0.447)	1.973 (0.092)

n=3

() : 標準偏差

群 (I)	群 (J)	平均値の差 (I-J)	P値	95%信頼区間	
				下限	上限
ST-Z	Control	-0.032	.993	-0.871	0.808
ST-ZT	Control	4.254	< 0.001	3.415	5.094
ST-ZT	ST-Z	4.286	< 0.001	3.446	5.126

one-way ANOVA, Tukey's test

フルジルコニアタイプ	チタンベースタイプ	チタンアバットメント
NB-Z群	NB-ZT群	NB-T群
	 	
ST-Z群	ST-ZT群	ST-T群
	 	

図1 実験1の試験体アバットメント

チタンベースタイプは参考としてチタンベースの形状を合わせて示した。

実験 1-1



実験 1-2



図2 インプラント体および試験体を設置した状態

実験1-1 : プラットフォームを3 mm露出して試験体を設置

実験1-2 : プラットフォームを露出させずに試験体を設置

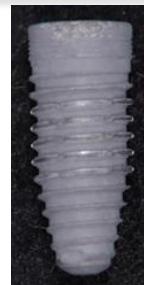
フルジルコニアタイプ	チタンベースタイプ	試験機に装着のみ
NB-Z群 	NB-ZT群 	NB-Control群 
ST-Z群 	ST-ZT群 	ST-Control群 

図3 実験2 評価した6群のインプラント体

実験前インプラント体



実験後インプラント体



μCTにて撮影

実験前三次元モデル



実験後三次元モデル



位置合わせ



図4 実験2 変形体積算出のためのフローチャート



: はみ出し体積の総和

これを変形量の大きさとみなした.

R型	パラメータ	mm	RT型	パラメータ	mm
	ベース高さ	3.5		ベース高さ	3.5
	ベース厚み	0.4		ベース厚み 0.6	
	連結長さ	4.5		連結長さ	4.5
S型	パラメータ	mm	L型	パラメータ	mm
	ベース高さ 2.0			ベース高さ 5.0	
	ベース厚み	0.4		ベース厚み	0.4
	連結長さ	4.5		連結長さ	4.5
R-S型	パラメータ	mm	S-S型	パラメータ	mm
	ベース高さ	3.5		ベース高さ 2.0	
	ベース厚み	0.4		ベース厚み	0.4
	連結長さ 2.0			連結長さ 2.0	

図5 実験3 カスタムチタンベースの各デザイン

赤字 : R型より大きい部分
青字 : R型より小さい部分 を示す

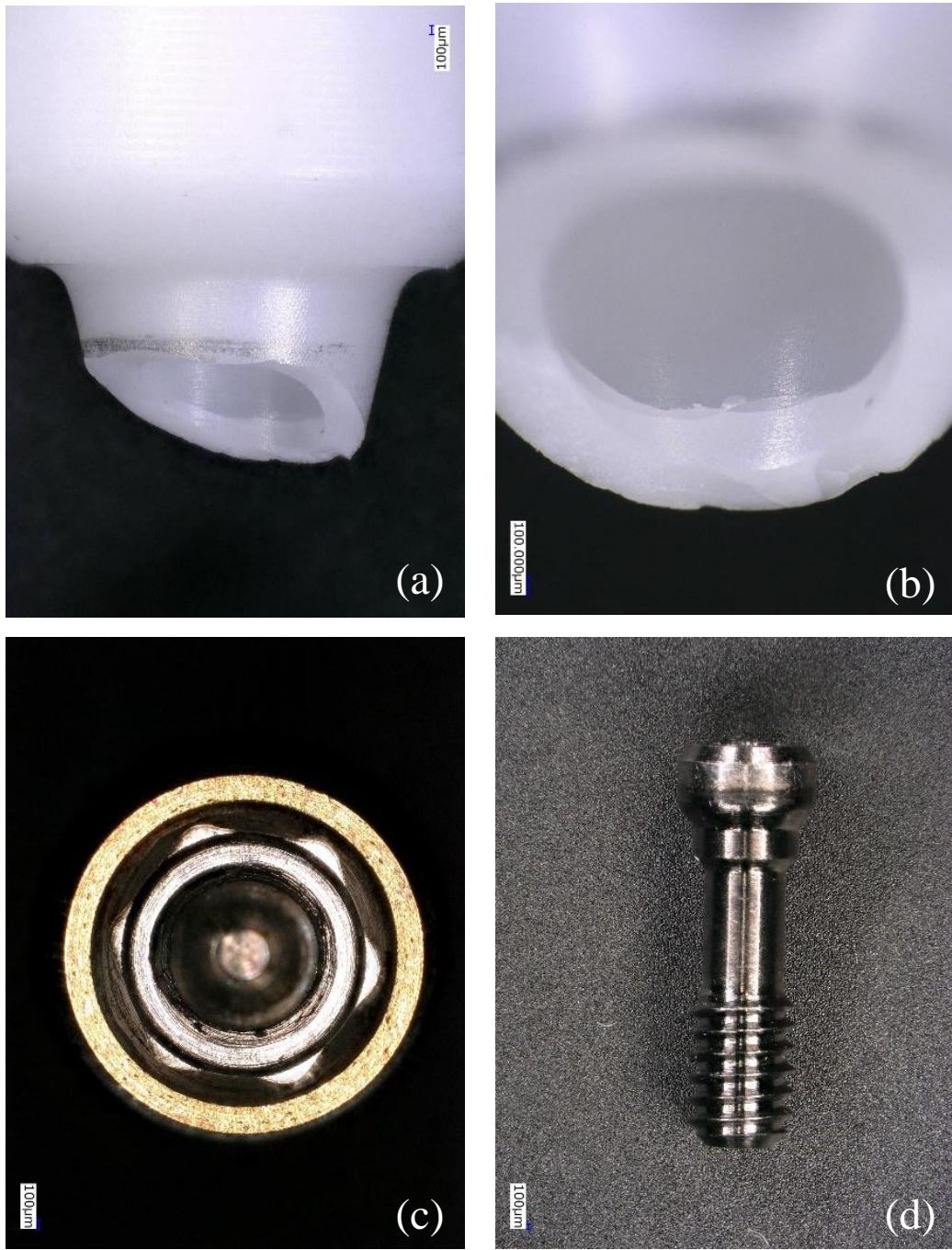


図6 実験1-2後における構成要素の拡大観察 (NB-Z群)

- a : ジルコニア破壊部分
- b : aの拡大画像
- c : インプラント体
- d : アバットメントスクリュー
- c, d には明らかな変形を認めなかった.

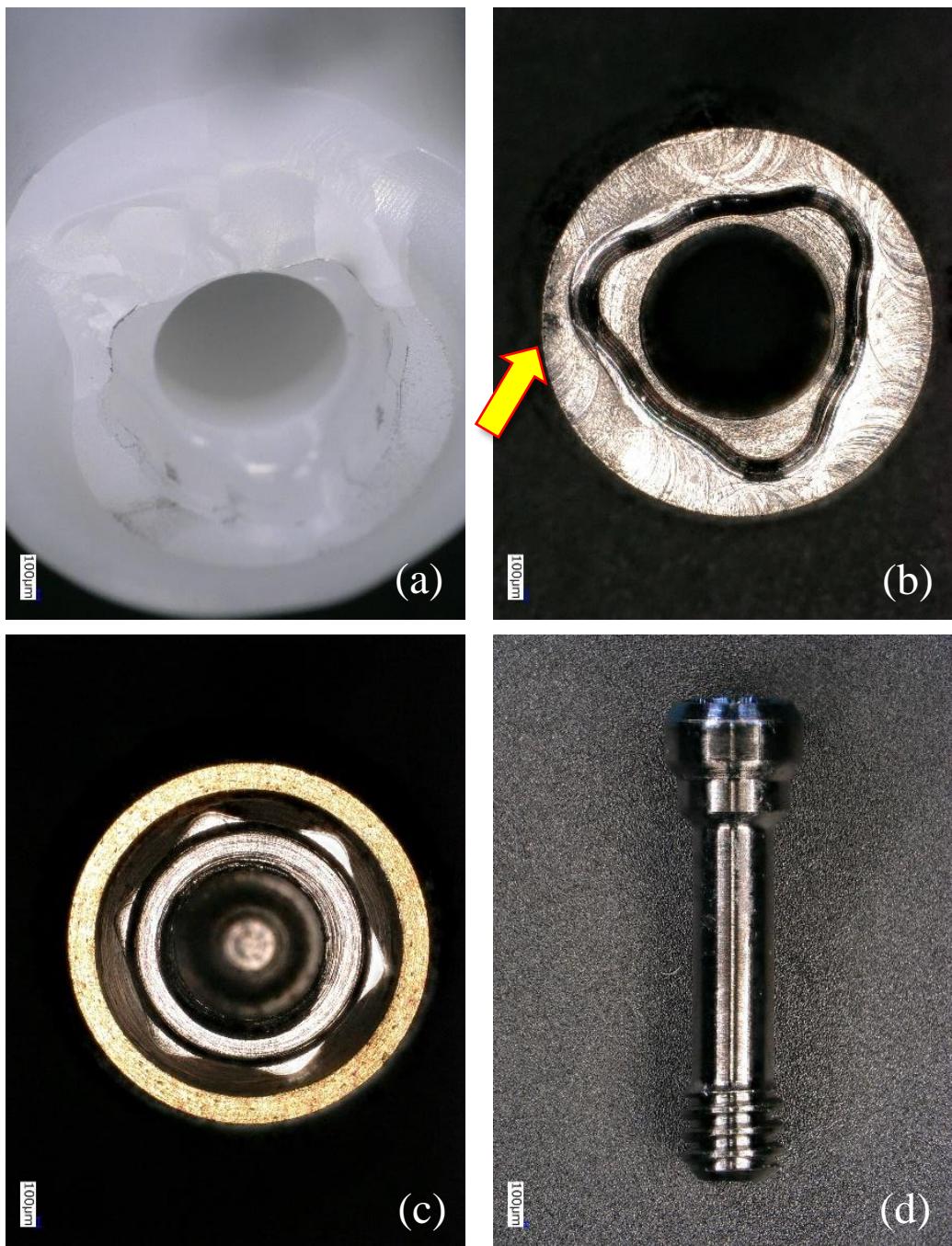


図7 実験1-2後における構成要素の拡大観察 (NB-ZT群)

- a : ジルコニア破壊部分
- b : チタンベース
矢印で示す部分で変形を認めた。
- c : インプラント体
- d : アバットメントスクリュー
- c, d には明らかな変形を認めなかった。

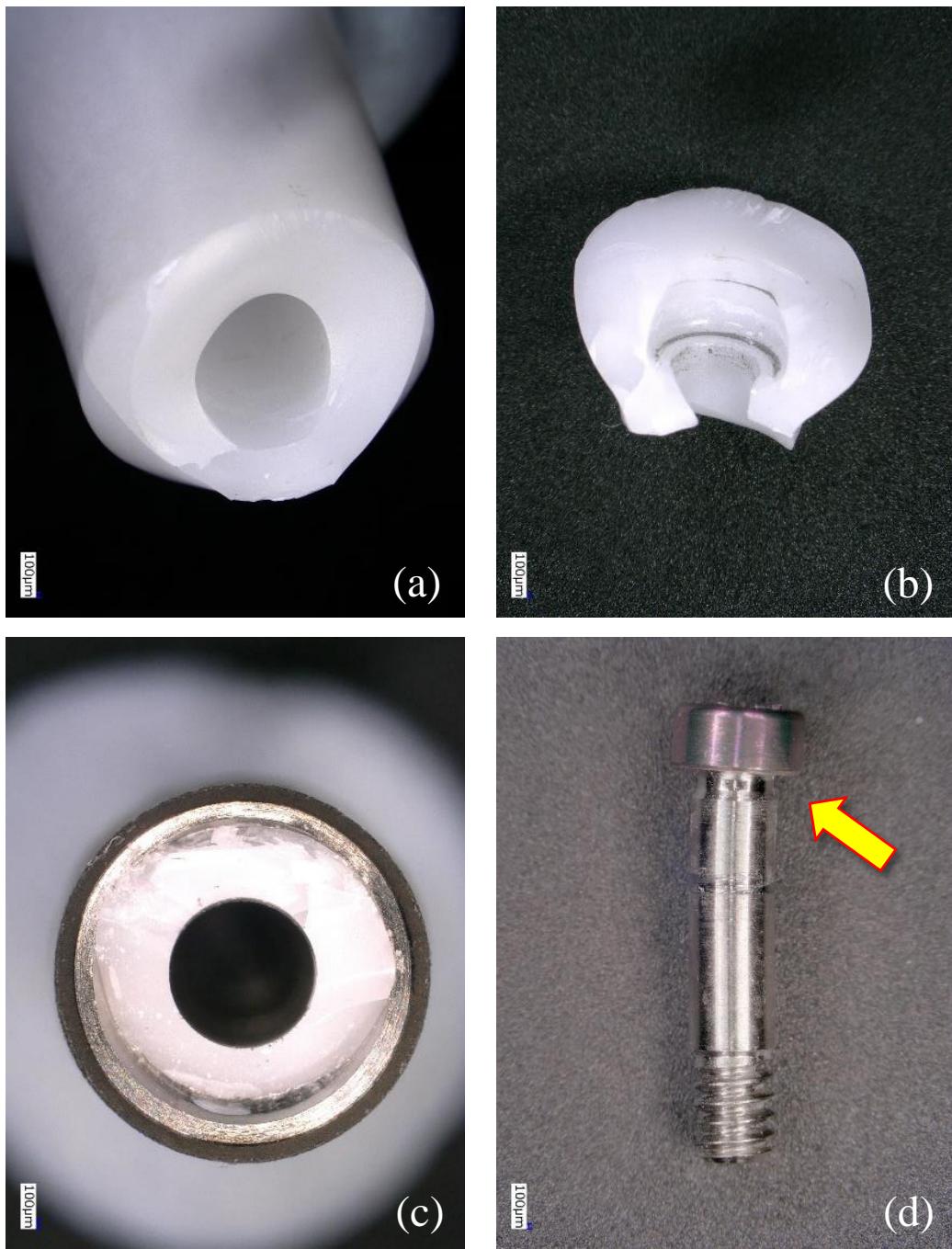


図8 実験1-2後における構成要素の拡大観察（ST-Z群）

- a : ジルコニア破壊部分
- b : ジルコニア破折片
- c : インプラント体
内部には破折したジルコニアが残存した。
- d : アバットメントスクリュー
矢印で示すスクリュー上部で変形を認めた。
c には明らかな変形を認めなかった。

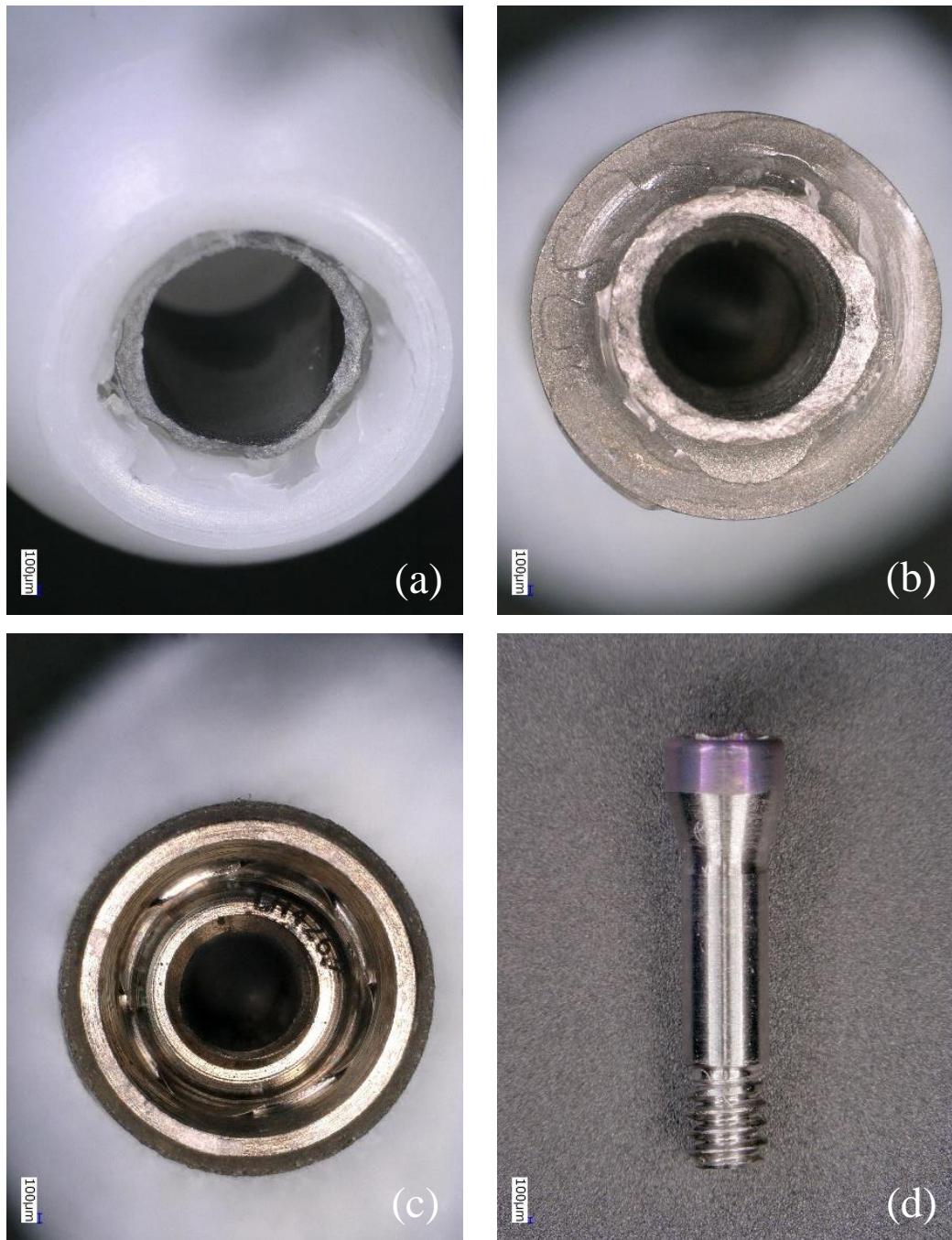
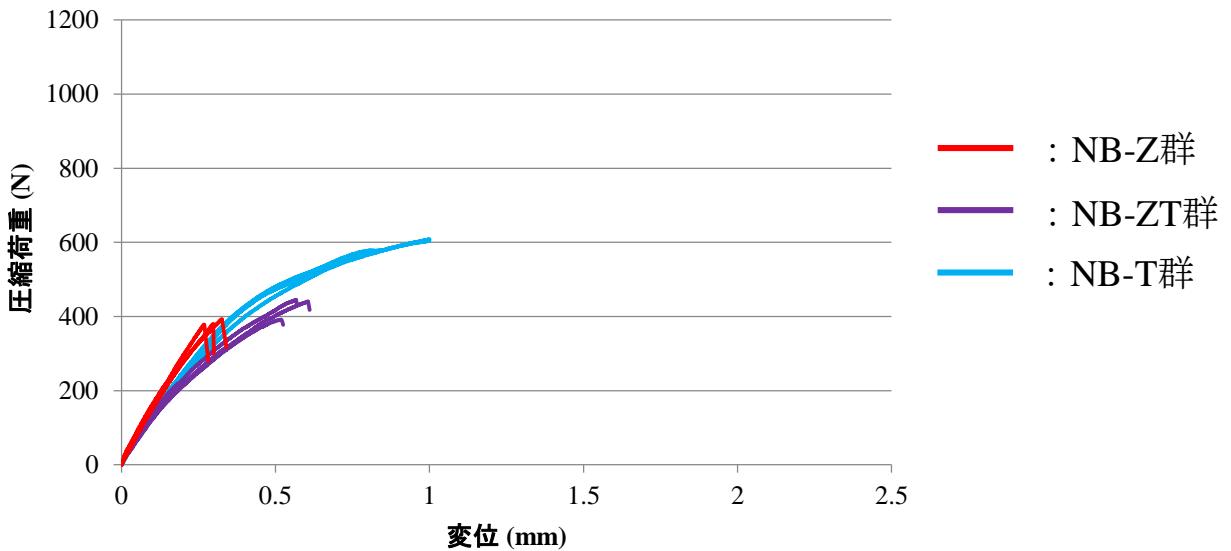


図9 実験1-2後における構成要素の拡大観察 (ST-ZT群)

- a : チタンベース破壊部分 (ジルコニア側)
- b : チタンベース破壊部分 (インプラント体側)
- c : インプラント体
- d : アバットメントスクリュー
- c, d には明らかな変形を認めなかった.

実験 1-1 (n=3)



実験 1-2 (n=3)

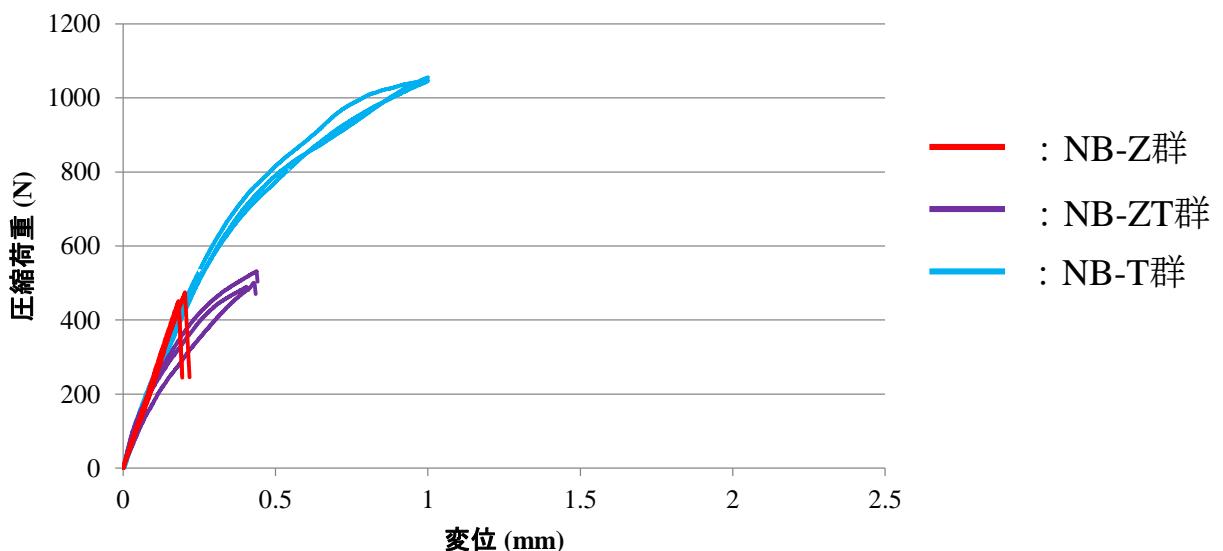
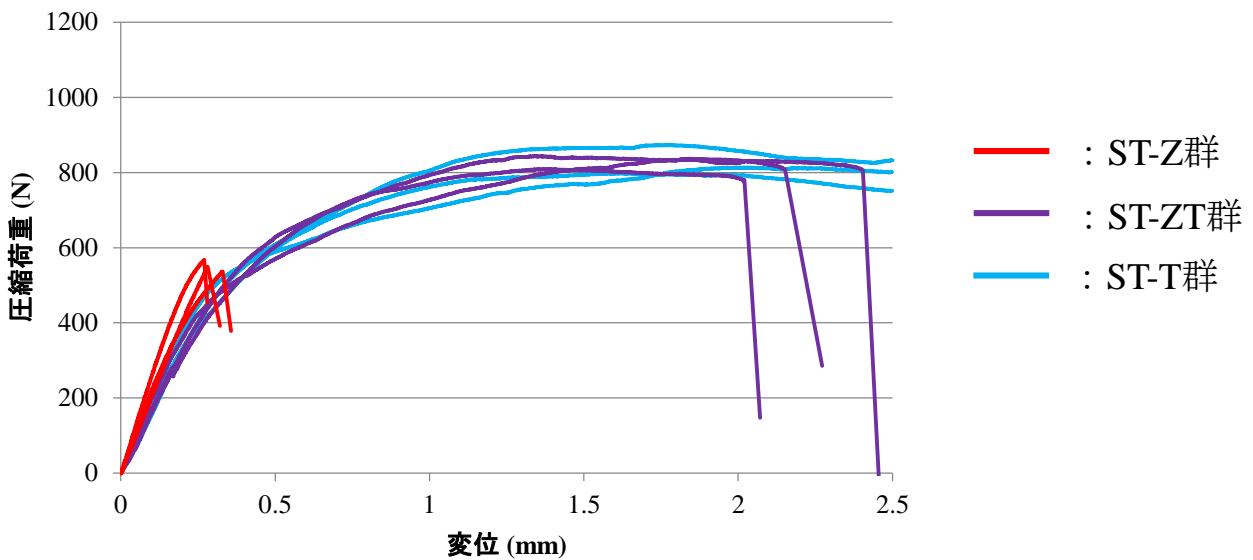


図10 実験1 静荷重負荷時の挙動 (NB)

NB-T群は、変位量1 mmで荷重負荷を止めた。

実験 1-1 (n=3)



実験 1-2 (n=3)

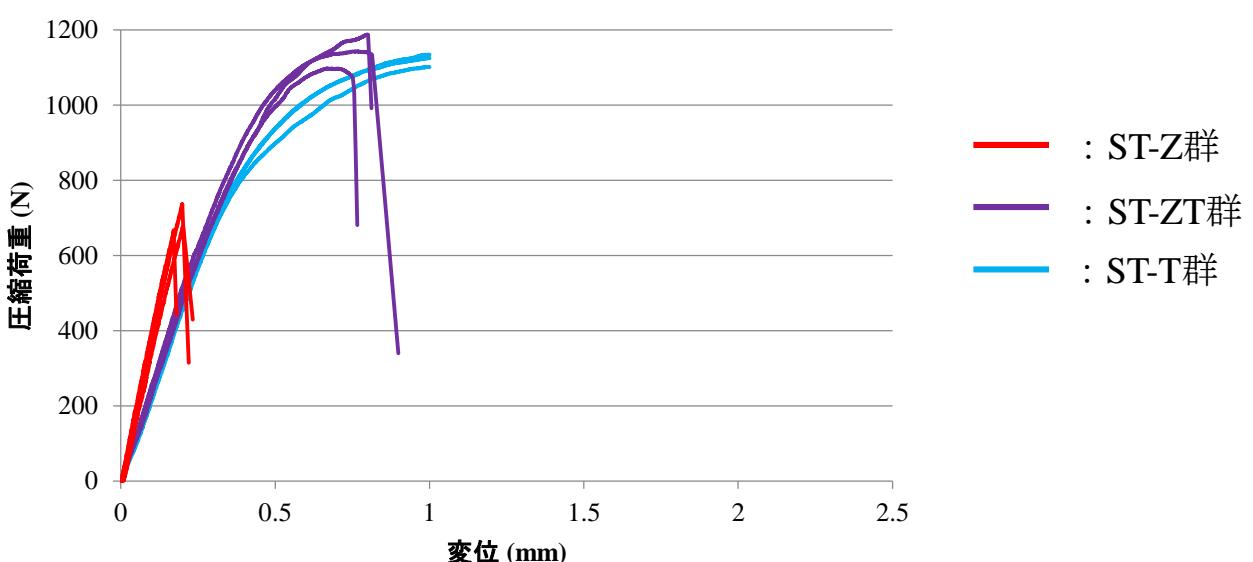


図11 実験1 静荷重負荷時の挙動 (ST)

実験1-2のST-T群は、変位量1 mmで荷重負荷を止めた。

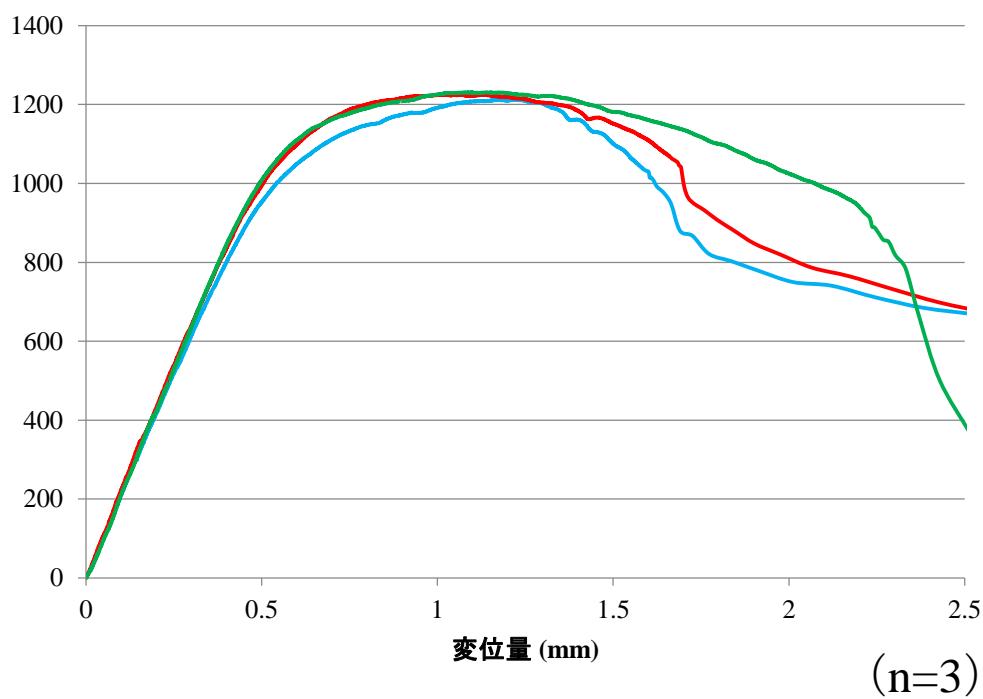


図12 実験3 静荷重負荷時の圧縮荷重と変位量の関係 (R型)

右側は荷重負荷後の試験体を示す。

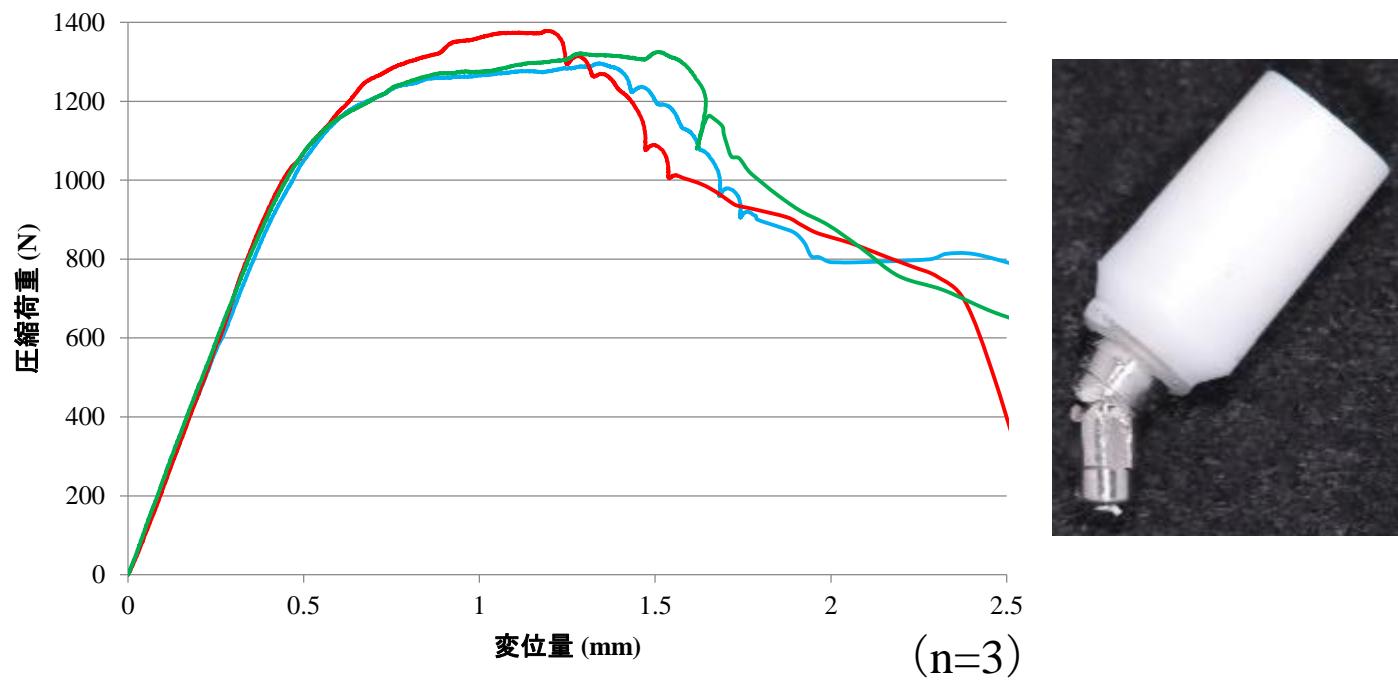


図13 実験3 静荷重負荷時の圧縮荷重と変位量の関係 (RT型)

右側は荷重負荷後の試験体を示す。

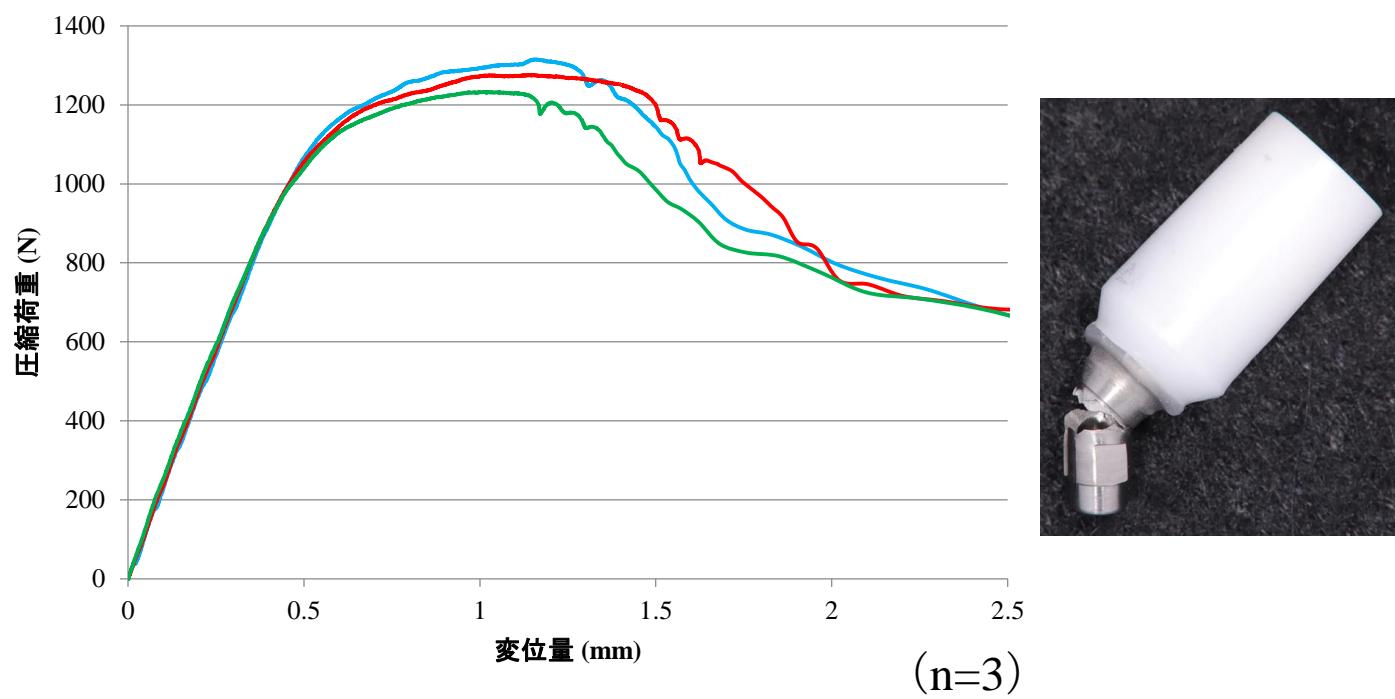


図14 実験3 静荷重負荷時の圧縮荷重と変位量の関係 (L型)

右側は荷重負荷後の試験体を示す。

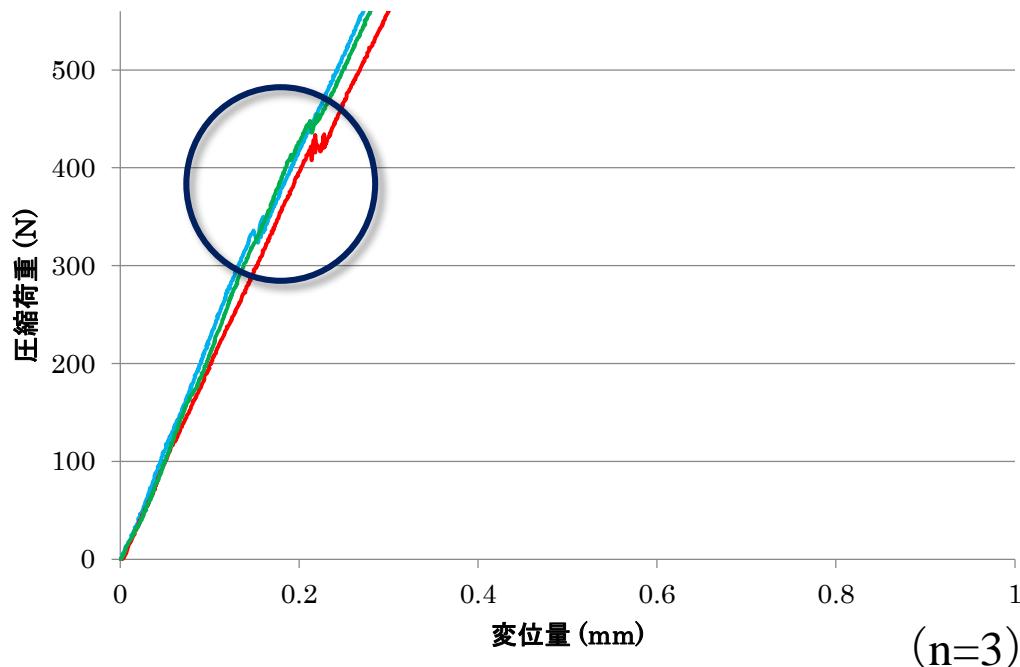
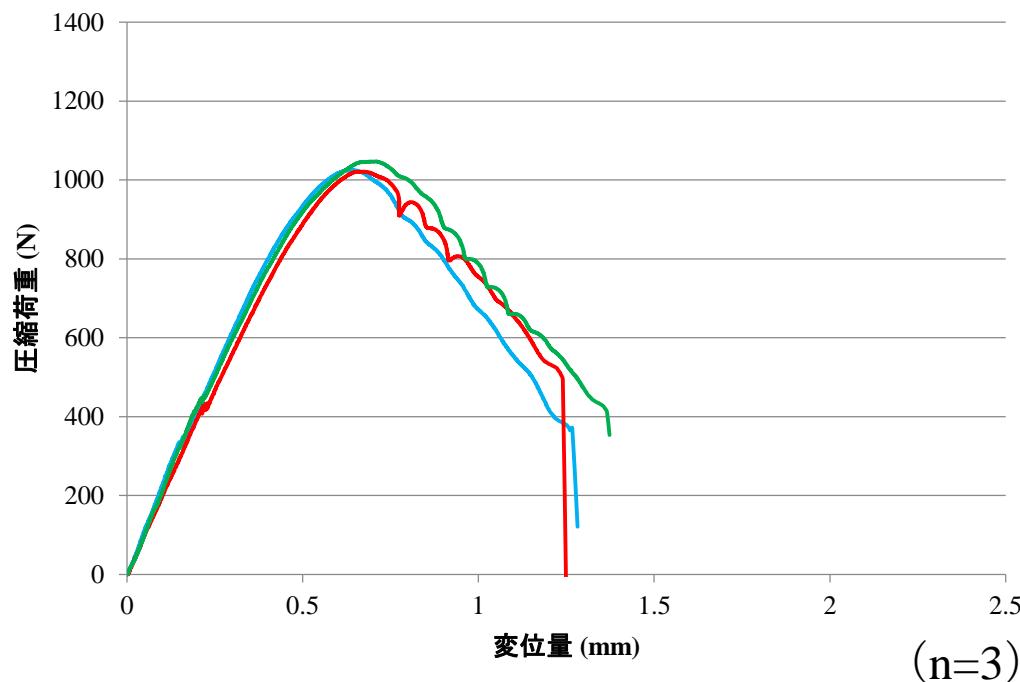


図15 実験3 静荷重負荷時の圧縮荷重と変位量の関係 (S型)

下段は低荷重域の拡大 丸で囲った部分に挙動の乱れを認めた.
右側は荷重負荷後の試験体を示す.

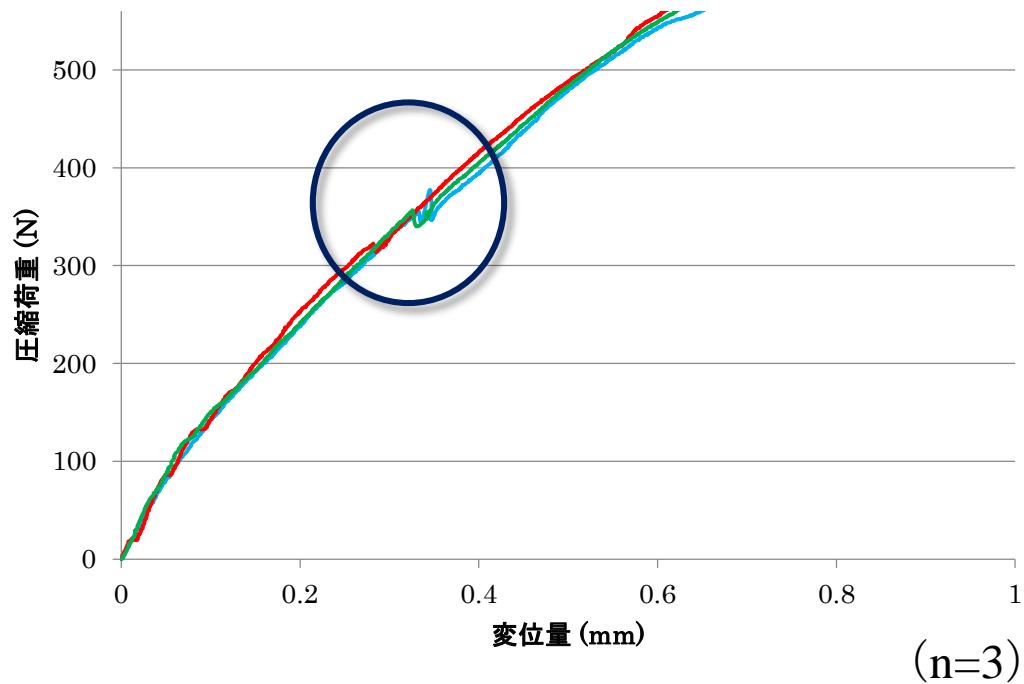
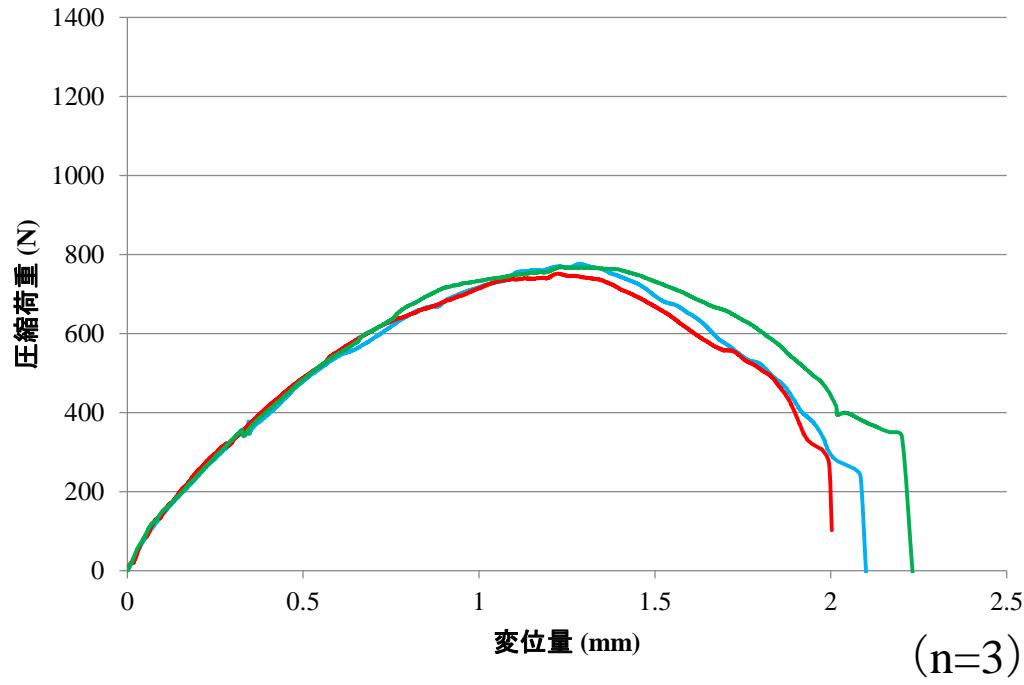


図16 実験3 静荷重負荷時の圧縮荷重と変位量の関係 (S-S型)

下段は低荷重域の拡大 丸で囲った部分に挙動の乱れを認めた.
右側は荷重負荷後の試験体を示す.

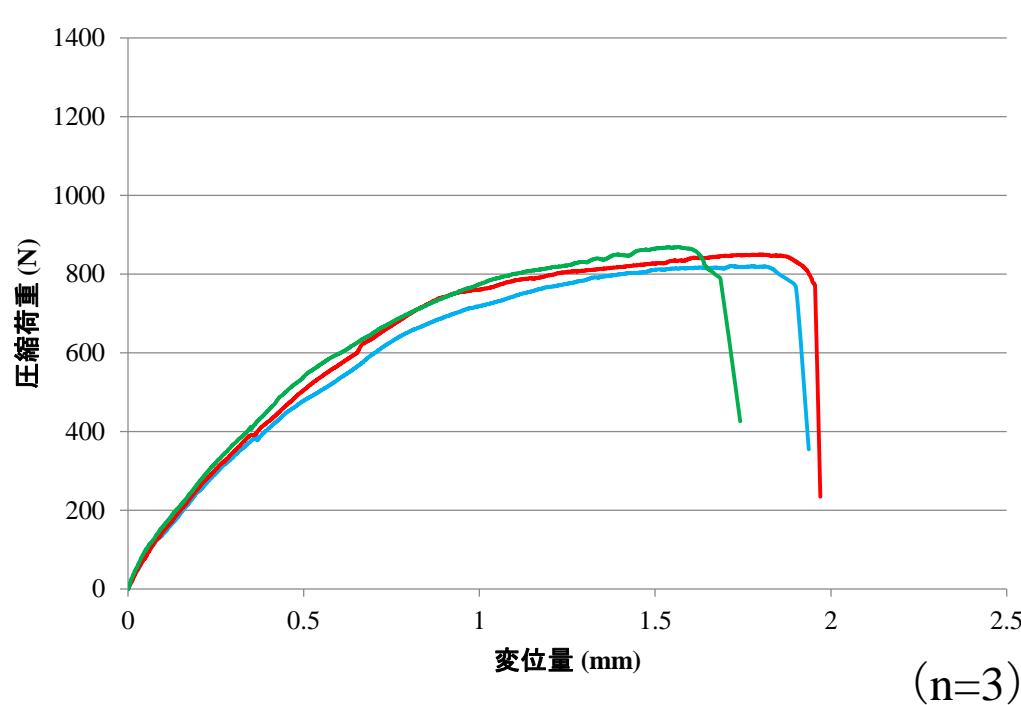


図17 実験3 静荷重負荷時の圧縮荷重と変位量の関係 (R-S型)

右側は荷重負荷後の試験体を示す。

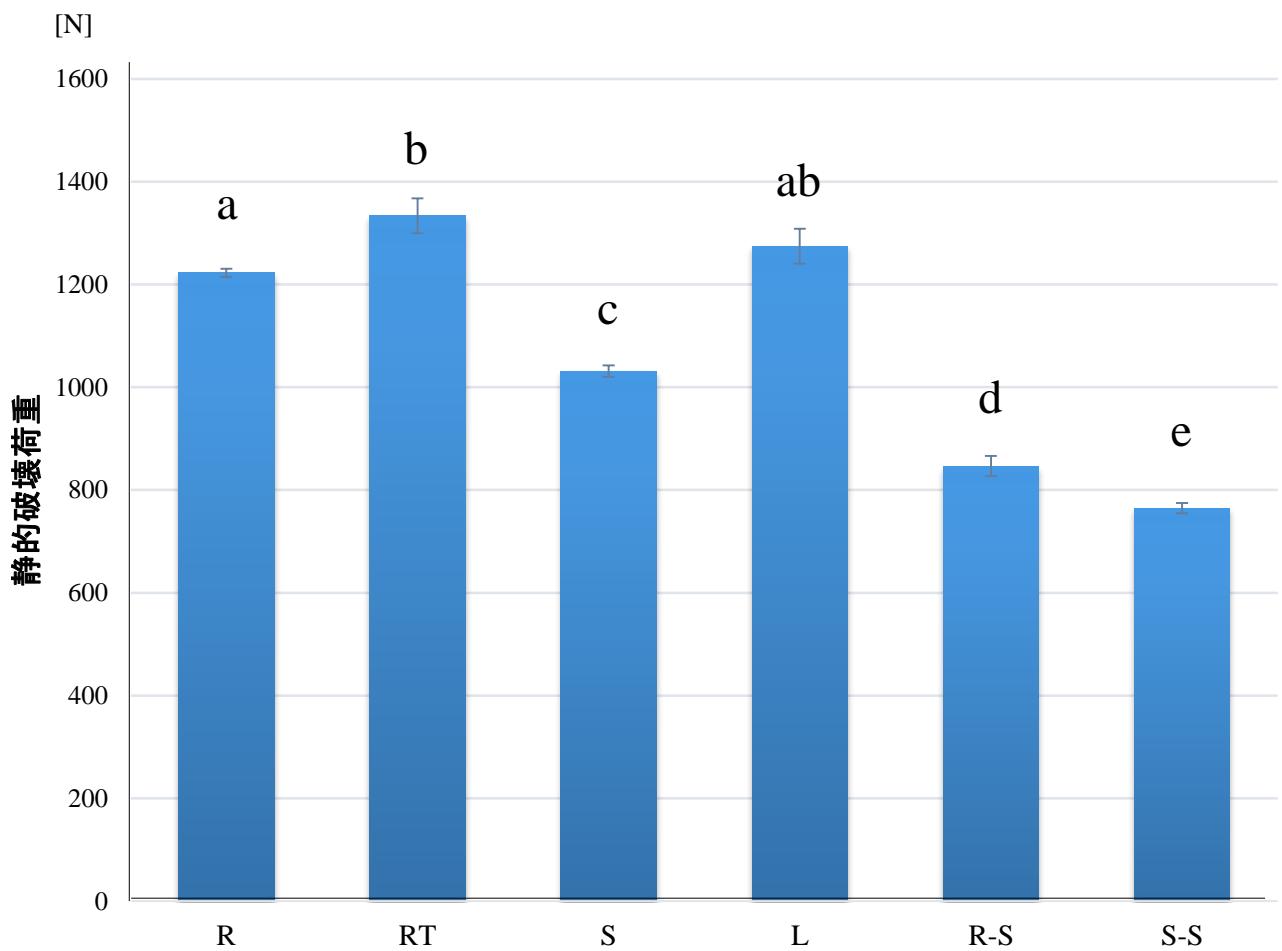


図18 実験3 各型における静荷重負荷時の静的破壊荷重の比較

n=3

one-way ANOVA, Tukey's test

異符号間に有意差あり (d-e間 : $P < 0.05$, その他 : $P < 0.01$)

Error bar : 標準偏差

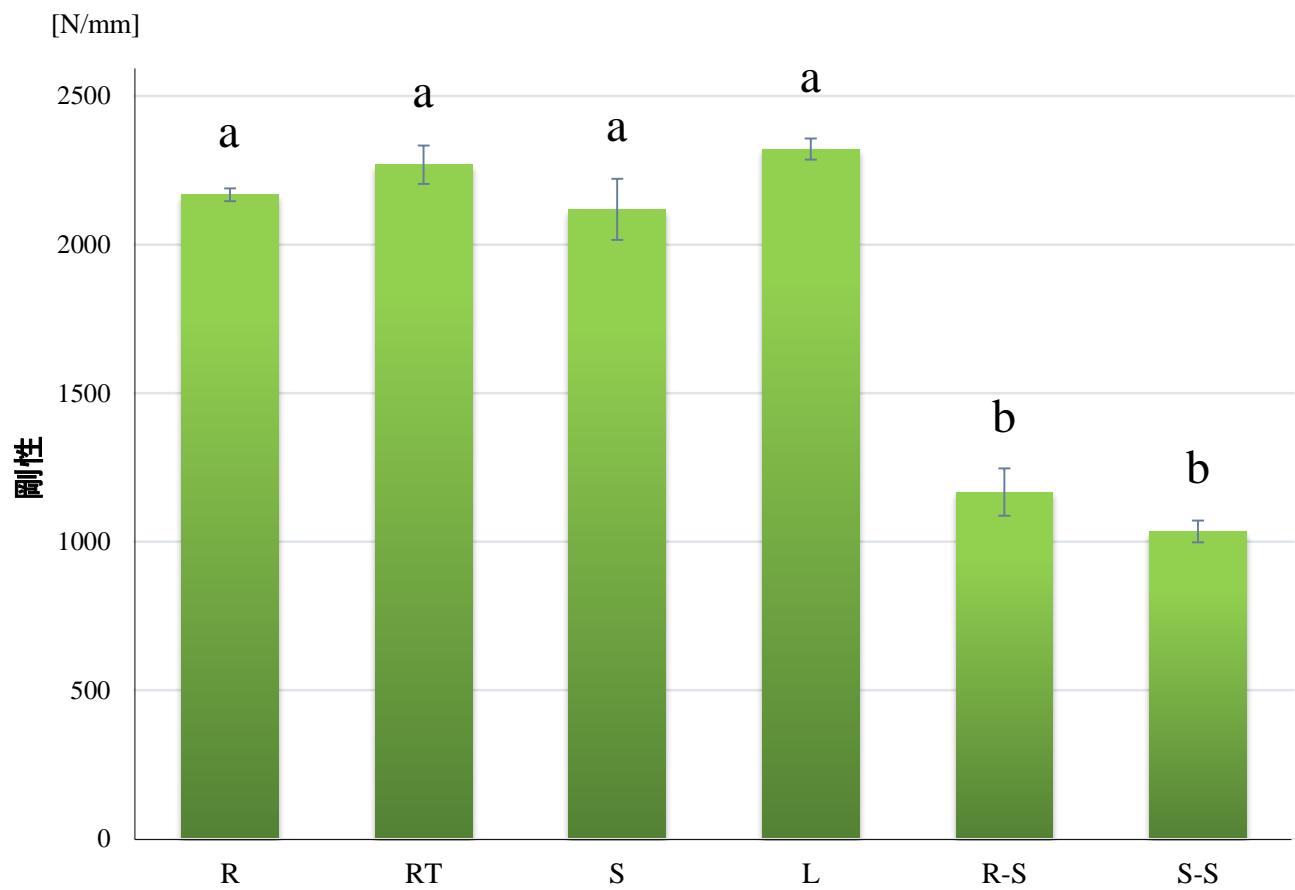


図19 実験3 各型における静荷重負荷時の剛性の比較

$n=3$

one-way ANOVA, Tukey's test

異符号間に有意差あり (すべて $P < 0.01$)

Error bar : 標準偏差