原 著 論 文

緩衝材の衝撃緩衝能に関する研究

第2報 立体試料の衝撃緩衝能

小林 文隆

A Study on the Absorbability of Various Elastic Materials

Part 2. Cubic Specimens

Fumitaka Kobayashi

Abstract : Four kinds of clinically used shock absorber for dental implants were selected, those, are Delrin®, Kurepeet dough®, Monoplast B® and Acron®. Next, these materials were applied to the abutment tooth in four ways ; the root type, the crown type with shoulder margin and knife-edge margin and the occlusal type. Then, the shock absorbability of each material under abovementioned conditions were measured through the same measuring system at the first report.

The following results were obtained.

1. In the root type, Monoplast B showed the highest and the most stable shock absorbability of all materials.
2. In the crown type with shoulder margin, convergence angle of abutment tooth had no significance in shock absorbability of any materials.
3. In the crown type with knife-edge margin, convergence angle was significant in Kurepeet dough, especially after repeating load.
4. In the crown type, Delrin under the condition of shoulder margin and 0° of convergence angle showed the highest shock absorbability and was not influenced with the repeating load.
5. In the crown type, margin form had no significance in all materials except Delrin.
6. The occlusal type displayed the highest shock absorbability in all types of usage.
7. In the occlusal type, all the materials except Acron were influenced with repeating load.

Key words : shock absorbability, impact test, implant

I. 緒 言

鶴見大学大学院歯学研究科歯科補綴学専攻（指導：細井紀雄教授）

Department of Prosthetic Dentistry, Graduate School of Dental Medicine Tsurumi University (Director : Prof. Toshio Hosoi)

平成4年7月16日受付

デンタルインプラントの臨床術式はわが国には1960年代後半に導入された。当時 Linkow¹⁾ はインプラント体を被覆するように形成される結合組織層

は、歯根膜組織にかわって緩衝作用に役立つと説明していた。しかし、1970年代後半に Bränemark²⁾ によってインプラント-骨界面との直接結合により強固な支持が可能になると同時に、Bränemark³⁾、三谷⁴⁾は上部構造に加わる咬合力をコントロールすることがインプラントの成功に不可欠であるとの見解を発表した。

現在、骨結合型のインプラントにはそれぞれ咬合力による骨に対する負担を軽減する工夫がなされている。すなわち、ITI インプラントは筒状中空構造により骨組織の芯を残すことで、骨に対する侵襲を小さくしている^{5,6)}。また、IMZ インプラントはシリンダー内部に可動部を組み込み⁷⁾、オッセオインテグレートッドインプラントは上部構造にレジン歯を使うことで緩衝を行っている⁸⁾。

筆者はこれらの緩衝システムのなかの、緩衝材に着目し、その緩衝能について研究を行った。

第1報⁹⁾では、独自に開発した緩衝試験システムと各種緩衝材の板状試料における緩衝衝撃能と耐久性について検討した。本論文では立体試料について、その形態が緩衝能と耐久性に及ぼす影響について検討した。

II. 研究方法

1. 実験用金型

本実験に用いた支台歯および緩衝材の形態、および寸法を図1に示す。

実験に使用した金属製の支台歯はすべて真鍮製で旋盤加工により製作した(図2)。

金型の形態は大別して、歯根型、歯冠S型、歯冠K型、咬合面型の4形態とした。

歯根型は歯根内に緩衝材が入ることを想定し、歯冠型はクラウンの内面に緩衝材が用いられることを想定した。

また、歯冠型はマージン形態がジョルダータイプのS型、ナイフエッジタイプのK型の2種類とし、それぞれ0°、5°、10°の3種類のテーパを付与した。

咬合面型はコーヌスクローネ型の上部構造を想定して、咬合面内面のみに緩衝材を挿入した。

2. 実験試料

本実験では、歯科領域に緩衝材として用いられているポリオキシメチレン(商品名:デルリン)、フッ素

図1 実験金型および緩衝材の形態と寸法

図2 実験金型および緩衝材

樹脂(商品名:クレパードゥ), シリコーンゴム(商品名:モノプラストB), アクリルレジン(商品名:アクロン)の4種類の材料に対し衝撃試験を行った。

試料は金型に適合する形態に作製し、厚さは1mmとした。

試料作製はそれぞれの材料のメーカー指定の方法で行った。

アクロンはレジン混和器を用い、メーカー指示の粉液比3:1(重量比)で混和後、室温にて餅状になるまで保管した。その後、金型に填入し、埋没後70°C温水中で24時間重合した。

モノプラストB、クレパードゥは金型に填入、埋没後70°C温水中で24時間重合した。

デルリンは旋盤加工で作製した。

3. 実験装置

実験装置については第1報ですでに報告しているので、本論文では第1報と異なる点についてのみ報告する。

本実験では金型内面に緩衝材を装着し、金型に衝撃を与えて、その衝撃応答値を比較した。

衝撃は前報と同様に落球式とし、250mmの高さから7gのスチールボールを自由落下させて与えた。

衝撃応答値を採取するにあたり、金型直下に加速度変換器 AS-1000 HA (共和電業社製) を専用のシアノシリケート系セメントで接着し、衝撃を採取した。解析については前報と同様の緩衝試験システムで行った。

4. 実験方法

4種類の緩衝材にそれぞれの金型に適合する形態を付与し、金型に装着した後、衝撃試験を行った。但し、試料作製の都合上、デルリンは歯根型、歯冠型のS型、K型のそれぞれテーパ 0° 、咬合面型の4種類の形態についてのみ実験を行った。

実験にあたり、各金型、試料とも5回ずつ測定を行い、衝撃応答値の平均値をもって緩衝材の衝撃緩衝能とした。

加速試験として前報で使用したくり返し荷重試験機を用い、咬合力を想定して、軸面方向から5 kgfの荷重をくり返し加え、緩衝能への影響を検討した。くり返し荷重回数は前報同様10,000, 30,000, 50,000, 100,000回とした。

また、対照実験として緩衝材を装着しない状態でそれぞれの形態の金型に対して緩衝試験を行った。

それぞれの実験において得られた衝撃応答値を緩衝能の大きさと経時的耐久性を検討する目的で、緩衝材を用いない金型、くり返し荷重前の試料を装着した金型の衝撃応答値と平均値の差の検定を行った。

III. 実験結果

実験結果はまず緩衝材を装着しない金型について示し、次にそれぞれの試料ごとにまとめて記す。図中、横軸はくり返し負荷回数、縦軸は緩衝応答値を示す。

また、前報と同様に衝撃応答値の小さいものを緩衝能が大きいものとする。

1. 緩衝材を装着しない金型 (図3)

対照実験として、緩衝材を装着しない金型について衝撃試験を行った。結果は概ね145 G前後の衝撃応答値で、各金型間に有意差は認められなかった。

2. デルリン (図4)

くり返し負荷前の試料では歯冠S型テーパ 0° 試料が48 G、咬合面型試料が55 Gと他の形態に比べ有意に大きな緩衝能を示した。

図3 緩衝材を装着しない金型の衝撃試験結果

図4 デルリンの衝撃試験結果

くり返し負荷に対してはすべての試料で有意に緩衝能の低下が認められた。しかし、100,000回負荷時では歯冠S型テーパ 0° 試料が70 Gと他の形態に比べ大きな緩衝能を示した。

3. クレパードウ (図5)

くり返し負荷前の試料では咬合面型試料が33 Gと他の形態に比べ有意に ($p < 0.05$) 大きな緩衝能を示した。

くり返し負荷に対し、咬合面型は30,000回負荷時までに有意に低下したが、100,000回負荷時81 Gと他の形態に比べ有意に大きな緩衝能を示した。その他の形態ではくり返し負荷による緩衝応答値の大きな変化は認められなかった。

図6にクレパードウの歯冠S型試料のテーパを変えた場合の衝撃試験結果を示す。

0回負荷時にはテーパ 0° 試料が94 Gと他のテーパの試料に比べ有意に大きな緩衝能を示している。しかし、くり返し負荷により緩衝能の低下を認め、50,000回負荷時にはテーパによる有意差は認めら

● 歯根型試料 ○ 歯冠 S 型テーパー 0° 試料
 △ 歯冠 K 型テーパー 0° 試料 × 咬合面型試料

図 5 クレペートドゥの衝撃試験結果

● 歯根型試料 ○ 歯冠 S 型テーパー 0° 試料
 △ 歯冠 K 型テーパー 0° 試料 × 咬合面型試料

図 8 モノプラスト B の衝撃試験結果

○ 歯冠 S 型テーパー 0° 試料 ▲ 歯冠 S 型テーパー 5° 試料
 ○ 歯冠 S 型テーパー 10° 試料

図 6 クレペートドゥ歯冠 S 型試料の衝撃試験結果

○ 歯冠 S 型テーパー 0° 試料 ▲ 歯冠 S 型テーパー 5° 試料
 ○ 歯冠 S 型テーパー 10° 試料

図 9 モノプラスト B 歯冠 S 型試料の衝撃試験結果

△ 歯冠 K 型テーパー 0° 試料 ● 歯冠 K 型テーパー 5° 試料
 ▲ 歯冠 K 型テーパー 10° 試料

図 7 クレペートドゥ歯冠 K 型試料の衝撃試験結果

れなかった。

図 7 にクレペートドゥの歯冠 K 型試料のテーパーを変えた場合の衝撃試験結果を示す。

0 回負荷時では、テーパー 0° 試料が 97 G、テーパー 5° 試料が 86 G、テーパー 10° 試料が 87 G とおのおの間に有意差を示さなかった。しかし、くり返し負荷によりテーパー 5° 試料とテーパー 10° 試料は緩衝能の低下を認め、50,000 回負荷時にはテーパー 0° 試

料との間に危険率 5% で有意差を認めた。

4. モノプラスト B (図 8)

くり返し負荷前の試料に対しては、咬合面型が 45 G、歯根型が 68 G と他の形態に比べ有意に大きな緩衝能を認めた。

くり返し負荷に対しても 100,000 回負荷時に咬合面型が 78 G、歯根型が 68 G と大きな緩衝能を認めた。しかし、歯冠型の 6 種類の形態の試料は 50,000 回までに緩衝材なしの金型と有意差がなくなった。

図 9 に歯冠 S 型試料のテーパーを変えた場合の衝撃試験結果を示す。0 回負荷時にはテーパー 0° 試料が 123 G、テーパー 5° 試料が 93 G、テーパー 10° 試料が 108 G とおのおの間に有意差を認めたものの、10,000 回負荷時にはすべての試料で緩衝材なしの試料と有意差はなくなった。

図 10 に歯冠 K 型試料のテーパーを変えた場合の衝撃試験結果を示す。0 回負荷時にはテーパー 0° 試料が 100 G、テーパー 5° 試料では 81 G、テーパー 10° 試料では 126 G と S 型よりも試料間の差が大きかった。

△---△ 歯冠K型テーパー0°試料 *---* 歯冠K型テーパー5°試料
 +---+ 歯冠K型テーパー10°試料

図 10 モノプラストB歯冠K型試料の衝撃試験結果

○---○ 歯型S型テーパー0°試料 ▲---▲ 歯冠S型テーパー5°試料
 □---□ 歯冠S型テーパー10°試料

図 12 アクロン歯冠S型試料の衝撃試験結果

●---● 歯根型試料 ○---○ 歯冠S型テーパー0°試料
 ▲---▲ 歯冠K型テーパー0°試料 ×---× 咬合面型試料

図 11 アクロンの衝撃試験結果

△---△ 歯冠K型テーパー0°試料 *---* 歯冠K型テーパー5°試料
 +---+ 歯冠K型テーパー10°試料

図 13 アクロン歯冠K型試料の衝撃試験結果

しかし、すべての試料においてくり返し負荷に対して衝撃能が低下し、テーパー0°試料と10°試料は30,000回負荷時で、テーパー5°試料も5,000回負荷時で、緩衝材なしの金型と有意差がなくなった。

5. アクロン (図11)

くり返し負荷前の試料では咬合面型と歯根型試料が他の試料に比べて有意に大きな緩衝能を示した。

くり返し負荷に対しては、咬合面型を除く形態の試料は10,000回負荷時までに有意に緩衝能の低下を認めた。

図12に歯冠S型試料のテーパーを変えた場合の衝撃試験結果を示す。

0回負荷時ではテーパー5°試料が58 Gと他の2試料に比べ、有意に大きな緩衝能を認めた。しかしながら、10,000回負荷時には緩衝能が低下し、他の2試料との間に有意差を示さなくなった。

また、テーパー0°試料は50,000回負荷時には緩衝材なしの金型と比較して有意差を示さなくなった。

図13に歯冠K型試料のテーパーを変えた場合の衝

撃試験結果を示す。0回負荷時にはテーパー5°試料が71 G、テーパー10°試料が75 Gとテーパー0°試料の107 Gと比べて有意に大きな緩衝能を示した。

くり返し負荷に対して、10,000回負荷時には5%有意で緩衝能の低下を認め、緩衝材なしの金型と比べて、有意差を認めなくなった。

IV. 総括と考察

三谷⁴⁾、虫本¹⁰⁾、Skalak⁸⁾らは、インプラントを臨床に応用する際、上部構造に緩衝能を求めることが症例の経過に大きな影響を及ぼすとしている。実際にAdell^{11,12)}、Bränemark²⁾、渡辺¹³⁾、小木曾¹⁴⁾は上部構造に緩衝効果をもたせた症例を経験し、良好な経過を報告している。しかしながら、上部構造の緩衝効果について追究した文献はあまりみられない。

本研究は上部構造に衝撃の緩和を目的として用いられる緩衝材の緩衝能の大きさと耐久性を知るために進められた。

1. 実験方法について

1) 実験用金型について

筆者は第1報で衝撃解析システムと緩衝材の板状試料における緩衝能、ならびに吸水、くり返し負荷、熱サイクルが緩衝能に及ぼす影響を検討し、すでに報告した⁹⁾。

本報では、さらに前報を進めて、緩衝材が臨床応用されることを想定し、金型を用いて研究した。緩衝材がインプラントや上部構造内に用いられる場合、緩衝材の形態やテーパーの有無、マージン形態が緩衝能や耐久性に影響することは十分考えられる。

臨床に緩衝材が用いられる場合、Kirschら⁷⁾のIMZインプラントにみられるように歯根内面に装着するか、小木曾¹⁴⁾のアパタイトインプラントにみられるように冠内面に用いるのが現状である。それぞれに症例が報告され¹¹⁻¹³⁾良好に経過している例も多い。

本研究では、緩衝材が歯根内面、または冠内面に用いられることを想定し、それぞれの形態を模倣した歯根型、歯冠型の金型を作製した。

歯冠型については、マージン形態が緩衝能に及ぼす影響を検討するべく、ショルダータイプとナイフエッジタイプの2形態について検討した。本研究ではくり返し荷重、衝撃応力とも軸面方向に加わるため、応力に対し、垂直な咬合面方向の面の面積は緩衝能に影響を及ぼすことが考えられる。そこで、マージン部に咬合面方向の面があることによる影響を検討した。

この他に本実験では上部構造の冠内面の咬合面のみで緩衝材を組込む、咬合面型についても実験した。これは、コーヌスクローネの内冠と外冠の間の咬合面部にのみ緩衝材を組込んだ形態を想定している。

金型の大きさは製作可能な緩衝材の厚さより比例計算して、算出した。また、咬合面の大きさは、予備実験の結果より、球体の落下時の位置的な誤差等を考慮して決定した(図1)。

2) 実験試料について

本実験では第1報と同じくポリオキシメチレン、シリコーンゴム、フッ素樹脂、アクリルレジンの4種類の試料を用いた。それぞれの試料については第1報に報告している。第1報ではこの他にニコン社製Sレジンを試料としているが、立体試料においては重合条件の問題で試料作製が不可能であるため、本実験では試料としなかった。

本実験では、緩衝材の厚さは1mmとした。これは

試料片として均一な性質を求めるにはこれ以上薄くすることができないこと、また予備実験の結果より最も試料の特性が認められた厚さであることによる。

また、第1報ではアクリリックレジンとして加熱重合タイプのジャケットシートと常温重合タイプのユニファーストの2種類について検討したが、各種の加速試験に対して加熱重合タイプの方が耐久性があり、大きな緩衝能を示したため、本実験では加熱重合タイプのみとした。また、試料片作製の操作の都合上、本実験では加熱重合型アクリルレジンとして、ジーシー社製アクロンを用いた。

3) くり返し負荷回数について

本報でも前報と同様にくり返し負荷回数は0, 10,000, 30,000, 50,000, 100,000回とした。

くり返し負荷回数の設定にあたり、予備実験を行った結果、緩衝材の100,000回負荷時の緩衝能と300,000回負荷時の緩衝能に有意差が認められなかったため、本実験ではくり返し負荷回数は100,000回までとした。

本実験でも50,000回負荷時と100,000回負荷時ではほとんどの緩衝材で緩衝能が安定している。しかしながら、くり返し荷重回数を非常に増やした場合、緩衝能の低下をきたすこともあると思われる。

2. 緩衝材に付与した形態と試料について

歯根型であるIMZインプラントはチタン製の歯根相当部内面にポリオキシメチレンを組込み、咬合力の緩和を重視すると共に、回転中心を下げた状態での生理的動揺を可能にしたといわれている。末次ら¹⁵⁾によれば有限要素法では、歯冠内に緩衝材を用いるより、歯根周囲に用いた方が咬合力の緩和に役立つとしている。

歯冠型金型では、アパタイトインプラント¹⁶⁻²⁰⁾、Henchらのバイオガラス²¹⁾を用いたSOインプラント²²⁻²⁹⁾、Riess³⁰⁾のTCPインプラントにみられるような、上部構造の冠内面に緩衝材を用いるタイプを想定した。末次ら¹⁵⁾の有限要素法による報告では、歯冠内に緩衝材を用いても、緩衝効果は少ないとしているが、臨床的には多く用いられている。川原^{31,32)}は高弾性プラスチックBIOTRON-Rを用いての上部構造での緩圧についての検討を報告し、緩衝材の厚みが増すに従い緩衝能は大きくなり、緩衝材を二重冠の中間に用いるより上部構造の咬合面に用いたほうが大きな緩衝能を得られるとしている。しかしなが

図 14 歯根型試料の衝撃試験結果

ら、咬合面のみに緩衝材を用いるのは、緩衝材の強度の不足から摩耗、破折などの問題があり現時点では臨床応用されていない。また、緩衝材の厚さは臨床的には対合歯とのクリアランスの問題があり、常に十分な厚さがとれるかは疑問である。

1) 歯根型試料

緩衝材を歯根内に入れることによる利点としては、渡辺ら¹³⁾は歯根内に緩衝機構を持つために、上部構造の修復に制限をうけないという臨床的な利点をのべ、Kirsch ら⁷⁾は咬合力に対して回転中心が低い場合、周囲組織に天然歯に近い応力分布を示すとしている。

本研究の結果では、歯根型と歯冠型の形態の違いは緩衝能と耐久性に影響を及ぼした。その原因として考えられるのは、歯根型の回転中心が歯冠型に比べて低いことと上部構造の重量が大きいことの2点であると思われる。

回転中心が低く、上部構造が重くなるということは、それだけくり返し負荷の影響が大きくなると考えられる。

歯根型試料における各種材料の衝撃応答値をまとめると図 14 のようになる。

本実験では歯根型で、弾性材のモノプラスト B が大きく安定した緩衝能を示した。このことから、モノプラスト B の弾性は低い回転中心に有効に作用することが示唆された。

また、デルリンは比較的大きな緩衝能であったが、くり返し負荷によって低下する傾向を示した。これは上部構造が重くなったことが、緩衝能に影響をしたためと思われる。

2) 歯冠型試料

歯冠型試料は臨床に応用しやすいため、前述したように、多く用いられている。末次ら¹⁵⁾は有限要素法を

図 15 歯冠 S 型テーパー 0° 試料の衝撃試験結果

図 16 歯冠 S 型テーパー 5° 試料の衝撃試験結果

用いて、静的荷重についてはその効果は少ないとしている。しかし、動的荷重について川原^{31,32)}は二重冠の中間層に緩衝材を挿入して、衝撃試験を行い、その有効性を認めている。

本実験ではおのおのの試料のほか、マージン形態、テーパーの有無が及ぼす影響についても検討した。

(1) S 型試料

歯冠 S 型試料テーパー 0° タイプ (図 15) ではアクリロンを除く試料はくり返し負荷に対して緩衝能の低下を認めず、中でもデルリンは大きな緩衝能を示した。

歯冠 S 型でテーパーのある試料については図 16、図 17 に示す。

テーパー 5° 試料ではアクリロンが大きな緩衝能を示したが、くり返し負荷により緩衝能が低下し、モノプラスト B も低下する傾向を示した。

テーパー 10° 試料ではどの試料もくり返し負荷前から緩衝能が 100 G をこえていたがくり返し負荷による影響は少なかった。

S 型金型で最も大きく安定した緩衝能を示したのはテーパー 0° タイプのデルリンであった。

図 17 歯冠 S 型テーパー 10° 試料の衝撃試験結果

図 19 歯冠 K 型テーパー 5° 試料の衝撃試験結果

図 18 歯冠 K 型テーパー 0° 試料の衝撃試験結果

図 20 歯冠 K 型テーパー 10° 試料の衝撃試験結果

デルリンは第 1 報⁹⁾で、試料自体は変形せず、衝撃応力を分散することによって干渉していることを報告した。このような機序の緩衝材は応力に対して垂直な面の面積が大きくなれば、緩衝能も大きくなることが示唆された。

(2) K 型試料

K 型試料についてそれぞれのテーパー別にまとめると図 18~20 のようになる。

テーパー 0° タイプではデルリン、クレペートドゥが大きく安定した緩衝能を示した。

テーパー 5° タイプ 10° タイプではクレペートドゥ、モノブラスト B、アクロンの 3 試料ともくり返し負荷による緩衝能の低下が認められた。

K 型金型ではテーパー 0° タイプのデルリン、クレペートドゥが大きく安定した緩衝能を示した。上記の S 型金型での結果を考え合せると、デルリンは歯冠内に装着したほうが歯根内に入れるより安定した緩衝能があることが示唆された。

クレペートドゥはテーパーを付与することにより、緩衝能のくり返し負荷に対する低下を認めた。S 型で

はこのような傾向はみられず、テーパーは関係なく比較的安定した耐久性が認められたことから、マージン形態の影響が示唆された。

モノブラスト B、アクロンの 2 試料においては、テーパー、ショルダーの有無の緩衝能への影響は認められなかった。

3) 咬合面型試料

現在咬合面のみに緩衝材を装着する方法は臨床ではあまり行われていない。しかしながら本実験では大きな緩衝能を示し、有効な方法であると思われる (図 21)。

デルリンはくり返し負荷によって緩衝能の低下を認めたものの、クレペートドゥ、モノブラスト B、アクロンの 3 試料は他の形態に比べて、有意に大きく、安定した緩衝能を認めた。これは、上部構造が若干動くことによるものと思われる。

しかしながら、軸面に緩衝材が付与されていないことから、側方圧を軸面で干渉することができないため、側方圧のインプラント体への影響が他の形態に比べ大きいと思われる。Jemt¹³⁾は単冠にオッセオイ

図 21 咬合面型試料の衝撃試験結果

ンテグレートインプラントを用いる時は咬頭嵌合位で安定した咬合を与えるとともに、偏心位で咬頭干涉を回避させることが重要であるとしているが、実際の臨床では武田ら³⁴⁾、高橋ら³⁵⁾が示すように側方圧がかかっているのが事実である。したがって、臨床応用の際には十分な注意が必要と思われる。

3. 各材料について

1) デルリン

歯冠型では大きな緩衝能を示したものの、歯根型、咬合面型ではくり返し負荷による緩衝能の低下を認めた。

歯冠型より上部構造の重量の大きい歯根型や軸面での緩衝のない咬合面型で緩衝能の低下を認めたことで、デルリンは負荷の影響を強く受けることが示唆された。

現在、デルリンは臨床的にはIMZインプラントにIMEという形で歯根内に適用されているが破折等の事故がみられ、定永³⁶⁾も臨床における欠点を報告している。また、McGlumphyら³⁷⁾も弾塑性実験において、IMEの効果は少ないとしている。

これらの点から、デルリンを歯根内に用いるのは好ましくないとと思われる。

歯冠型でも、S型とK型ではS型の方が安定した緩衝能を示し、マージン形態も耐久性に影響があることが示唆された。

以上の点より、クリアランス、支台形態等の問題点も考慮する必要があるが、デルリンは歯冠にショルダータイプのマージンで用いられるのが望ましいと思われる。

また、咬合面型で緩衝能の低下が認められたのは、緩衝の機序がクレペートドゥ、モノプラストBと異なる

ためと思われる。

2) クレペートドゥ

クレペートドゥは咬合面型がくり返し負荷に対して緩衝能の低下傾向を示したものの、他の形態に比べ有意に大きな緩衝能を認めた。ここでも、上部構造のクラウンが少しでも動くことが緩衝材に与える影響を少なくしていることが示唆された。

歯冠型ではK型のテーパー0°タイプが他の5タイプに比べ有意に大きな緩衝能を示した。クレペートドゥの歯冠K型についてのみテーパーは影響を認め、テーパーの小さいほうが大きく安定した緩衝能がみられた。この形態、材料についてのみマージン形態、テーパーが緩衝能に影響を与えた。

しかしながら、他の材料に比べ全般的に緩衝能が小さく、冠内面や歯根内など剛体の間に挿入される形では、緩衝能を発揮しにくいことが示唆された。

3) モノプラストB

モノプラストBは歯根型で大きく、安定した緩衝能を示した。咬合面型でも大きな緩衝能を認めたが、有意に低下する傾向を示した。しかしながら、歯冠型ではK型、S型とも大きな緩衝能は認められなかった。

このことから、モノプラストBなどのシリコンゴムを剛体の間に挿入する形で緩衝材として用いるなら咬合面型、歯根型等のような形態がより有効であることが示唆された。

現在、シリコンゴムは小木曾¹⁴⁾が示すように冠内面に用いられている。今回の実験結果についてのみいえば、この形態では緩衝能は発揮しにくく、咬合圧が緩衝能に与える影響は大きいと思われる。

4) アクリン

アクリンは咬合面型が大きく安定した緩衝能を示した。その他の形態でも0回負荷時には大きな緩衝能を示したが、くり返し負荷により緩衝能が大きく低下した。

アクリンも弾性体ではないため、デルリンのように衝撃力を分散することで、衝撃を緩衝していることが考えられるが、本実験よりその構造が咬合圧によって影響を受けやすいことが示唆された。

アクリンは剛体間に挿入することにより緩衝能の低下がみられたことから、摩耗、破折等の問題があるとはいえ、Skalak⁸⁾が示すとおり、アクリン自体で咬合させるほうがよいと思われる。

4. 緩衝能の大きさについて

緩衝材の衝撃緩衝能の大きさについては、天然の緩衝材である歯根膜の緩衝能が理想的であると思われる。

しかしながら、実際の口腔内での歯根膜の緩衝能は骨のたわみ、天然歯自体の緩衝能などの要素が加わるため、模型上での緩衝材の緩衝能との単純な比較は現段階では難しいと思われる。

そこで本研究では歯根膜との比較でなく、荷重前の試料、緩衝材を装着しない金型との比較を行い緩衝材の緩衝能、経時的安定性について検討した。

V. 結 論

各種形態を付与した緩衝材に対して衝撃試験を行い、以下の結論を得た。

1. デルリンは歯冠 S 型テーパー 0° 試料で最も大きく安定した緩衝能を示し、他の形態ではくり返し負荷による緩衝能の低下を認めた。

2. デルリンにおいては、歯冠 S 型試料ではくり返し負荷による、緩衝能の低下は認められなかったが、歯冠 K 型試料では低下がみられた。

3. クレペートドゥ、アクロンは咬合面型が大きな緩衝能を示した。

4. クレペートドゥは歯冠 K 型においてテーパー 0° 試料では緩衝能の低下はみられなかったが、テーパーが大きくなるにつれ緩衝能の低下が認められた。

5. モノプラスト B は歯根型、咬合面型が大きく安定した緩衝能を示し、歯冠型ではくり返し負荷による緩衝能の低下がみられた。

6. アクロンは歯冠型、歯根型のすべての形態においてくり返し負荷による緩衝能の低下が認められた。

稿を終えるにあたり、終始ご懇篤なるご指導、ご校閲を賜りました本学歯学部補綴学教室花村典之教授に深甚なる謝意を表するとともに、本研究を行うにあたりご教示、ご指導を賜りました第三補綴学教室細井紀雄教授、理工学教室平澤 忠教授、ならびに第二口腔外科教室石橋克禮教授に感謝の意を捧げます。また、終始ご指導下さった第二補綴学教室福島俊士助教授に深謝いたします。さらに種々ご協力頂いた教室員諸兄に厚く御礼申し上げます。

なお、本論文の要旨の一部は第 83 回日本補綴歯科学会学術大会（博多）において報告した。

文 献

- 1) Linkow, L.I. : Endosseous oral implantology : A 7-year progress report, Dental Clinics of N.A., 14 : 185~200, 1970.
- 2) Bränemark, P.I. : Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period, Scan J Plast Reconstr Surg, (Suppl) 16 : 1977.
- 3) Bränemark, P.I. : Osseointegration and its experimental background, J Prosthet Dent, 50 : 399~410, 1983.
- 4) 三谷春保 : シンポジウム ② 上部構造を中心に、補綴誌, 32 : 967~972, 1988.
- 5) Sutter, F., Schroeder, A. and Buser, D.A. : The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants-part 1 : Engineering and design, J Oral Maxillofac Implants, 3 : 161~172, 1988.
- 6) Buser, D.A., Schroeder, A. and Lang, N.P. : The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants-part 2 : Clinical aspects, indications and early clinical results, J Oral maxillofac Implants, 3 : 173~181, 1988.
- 7) Kirsch, A. and Mentag, P.J. : The IMZ endosseous two phase implant system : A complete oral rehabilitation treatment concept, J Oral Implants, 12 : 576~588, 1986. .
- 8) Skalak, R. : Biomechanical consideration in osseointegrated prostheses, J Prosthet Dent, 49 : 843~848, 1983.
- 9) 小林文隆 : 緩衝材の衝撃緩衝能に関する研究, 第 1 報, 板状試料の衝撃緩衝能, 補綴誌, 36 : 1004~1015, 1992.
- 10) 虫本栄子 : インプラント上部構造をみる〜オクルージョンを中心に、骨内インプラントに加わる機能圧への対応について、オーラルマキシロフェイシャルインプラント, 1 : 365~396, 1988.
- 11) Adell, R. : 15years study of osseointegrated implants in the treatment of edentulous jaw, Int J Oral Surg, 6 : 387~416, 1981.
- 12) Adell, R. : Long-term treatment results, Bränemark, P. I., Zarb, A.Z. and Albrektsson, T., Tissue-Integrated Prostheses, 175~187, Quintessence books, Chicago, 1985.
- 13) 渡辺文彦, 畑 好昭, Paul J. Mentag : Intra Mobile Zylinder (I.M.Z.) Implant システムについて, ザ・クインテッセンス, 7 : 409~419, 1988.
- 14) 小木曾誠 : Apatite 2-peice implant—第 3 報 臨床治験について, 補綴誌, 32 : 523~533, 1988.
- 15) 末次恒夫, 松下恭之 : インプラント支持の有限要素による解析, 川原春幸ほか編, 口腔インプラント学 : 212~

- 223, 医歯薬出版, 東京, 1991.
- 16) 永井教之: 歯科インプラント周囲組織構造とその病理, 天然歯周組織との比較において, ザ・クインテッセンス, 4: 75~94, 1985.
- 17) 小木曾誠: アパタイト・セラミックとデンタル・インプラントについて, ザ・クインテッセンス, 4: 389~407, 1985.
- 18) 石田光輔: アパタイト・セラミックス・インプラントの骨組織による保持に関する組織学的研究, 口病誌, 51: 333~407, 1985.
- 19) 小木曾誠, 相川修二, 田端恒雄ほか: Apatite 2-peice implant—第1報 歯根部移植手術, 補綴誌, 31: 1522~1530, 1987.
- 20) 小木曾誠, 相川修二, 田端恒雄ほか: Apatite 2-peice implant—第2報 機能的負荷試験, 補綴誌, 32: 320~331, 1988.
- 21) Hench, L.L., Splinter, R.J. and Greenle, T.K.: Bonding mechanisms at the interface of ceramic prosthetic materials, J Biomed Mater Res Symp, 2: 117~141, 1971.
- 22) Ogino, M. and Hench, L.L.: Formation of calcium phosphate films on silicate glasses, J Non-Crystalline Solids, 39: 673~678, 1980.
- 23) 藤尾尚光, 矢内純一, 荻野 誠ほか: 生体活性ガラスを用いた人工歯根の力学的挙動, 歯界展望, 56: 669~674, 1980.
- 24) 井上直彦, 伊藤学而, 亀谷哲也: 生体活性ガラスを用いた人工歯根の開発, 日矯歯誌, 40: 291~299, 1981.
- 25) Fujio, T. and Ogino, M.: Difference of bone bonding behavior among surface active glass and sintered apatite, J Biomed Mater Res, 18: 845~859, 1984.
- 26) 市村健夫, 荻野 誠: バイオセラミックス—生体活性ガラスを用いた人工歯根, 機能材料, 5: 5~11, 1985.
- 27) 鈴木鐘美, 井上直彦, 伊藤学而ほか: 生体活性ガラスの骨に及ぼす影響に関する実験的研究 (第1報), 岩医大歯誌, 11: 320~325, 1986.
- 28) 工藤啓吾, 藤岡幸雄, 宮沢政義ほか: 生体活性ガラスを用いた人工歯根の臨床応用 第1報 埋植成績について, 日口外誌, 32: 2083~2084, 1986.
- 29) Ito, G., Matsuda, T. and Inoue, N.: A histological comparison of the tissue interface of bioglass and silica glass, J Biomed Mater Res, 21: 485~497, 1987.
- 30) Riess, G.: Bioreaktive TCP-Implante, Substruktur und Resultate, Dtsch Zahnärztl Z, 38: 100~103, 1983.
- 31) 川原春幸: 機能性歯科材料 BIOTORN—高弾性多相構造 テレスコープクラウンを中心として, 日歯評論, 512: 14~25, 1985.
- 32) 川原春幸: テレスコープ冠用高弾性プラスチック BIOTORN-R の分子設計と物性, 歯科技工, 13: 399~406, 1985.
- 33) Jemt, T.: Modified single and short-span restoration supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw, J Prosthet Dent, 55: 243~247, 1986.
- 34) 武田孝之, 高橋俊之, 飯島俊一ほか: 咬合面形態と食品破壊時に発現する応力との関係について, 歯科学報, 85: 117~122, 1985.
- 35) 高橋俊之, 羽賀通夫: インプラント上部構造を視る—オクルージョンを中心に, 上部構造の一般論からインプラントの問題まで, オーラルマキシロフェーシャルインプラント, 1: 347~356, 1988.
- 36) 定永健夫: IMZ の補綴学的問題点について, 日本口腔インプラント学会第9回関東甲信越支部総会抄録集, 37, 1990.
- 37) McGlumphy E.A., Campagni W.V. and Peterson L.J.: A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element, J Prosthet Dent, 62: 586~593, 1989.