

博士論文

CAD/CAM 法による硬質レジンクラウンの  
大臼歯への応用の検討

原田 章生

平成 26 年度提出

東北大学

## 目次

1. 緒言 .....	3
2. 材料と方法 .....	7
2.1 クラウン材料の曲げ強度および弾性係数 .....	7
2.1.1 試料作製 .....	7
2.1.2 マイクロ CT による試料内部の気泡の評価 .....	9
2.1.3 三点曲げ試験 .....	9
2.2 クラウン材料の破壊靱性 .....	10
2.2.1 試料作製 .....	10
2.2.2 破壊靱性試験 .....	11
2.3 クラウンの破折強度 .....	11
2.3.1 支台歯の作製 .....	11
2.3.2 クラウン試料の作製 .....	14
2.3.4 マイクロ CT によるクラウン内部の気泡の定量分析 .....	17
2.3.5 クラウン - 支台歯複合体破折試験 .....	18
2.4 統計解析 .....	19
3. 結果 .....	20
3.1 クラウン材料の曲げ強度および弾性係数 .....	20
3.2 クラウン材料の破壊靱性 .....	21
3.3 クラウン内部の気泡の定量分析 .....	22
3.4 クラウン - 支台歯複合体の破折強度 .....	24
4. 考察 .....	26
5. 結論 .....	34
6. 謝辞 .....	35
7. 参考文献 .....	36
研究成果発表 .....	43

## 1. 緒言

現在の歯科臨床において、大臼歯部の全部被覆冠には陶材焼付金属冠、オールセラミッククラウン、全部金属冠等が使用されている（1-3）。陶材焼付金属冠やオールセラミッククラウンは審美的に優れており、臼歯部においても十分な強度を示すが、製作コストが高いという問題がある。また、全部金属冠は強度的には問題はないが、その材料が金属であるがゆえに審美性に劣るだけでなく、金属アレルギーの原因にもなり得ることが懸念されている（4,5）。このような観点から、近年では比較的安価で金属材料を含まない「硬質レジン」が臼歯部クラウンの材料として注目されている（6-9）。

これまでに硬質レジンクラウンの臨床成績に関する研究がいくつか報告されている（10-12）。Rammelsberg ら（11）は、築盛法で作製した前歯部 46 個、臼歯部 68 個の硬質レジンクラウン（Artglass, Heraeus Kulzer, Wehrheim, Germany）の術後経過を観察し、3 年生存率は 96%であったと報告している。一方、Vanoorbeek ら（12）は CAD/CAM (computer aided design/computer aided manufacturing) 法で作製した硬質レジンのコア（GN-1 system, GC, Tokyo, Japan）に前装用硬質レジン（GC Gradia, GC）を築盛する方法で作製したクラウン（前歯部 19 個、小臼歯部 24 個、大臼歯部 16 個）の術後経過を観察し、その 3 年生存率は 87.9%に過ぎず、口腔内に残ったクラウンも過度な咬耗や脱離などの多くの問題が生じていたと報告している。このように硬質レジンクラウンの臨床成績にはばらつきがあり、相反する報告がなされている。しかしながら、各報告に共通した硬質レジンクラウンの主な失敗の原因は、その機械的性質に起因するクラウンの破折であった。したがって、硬質レジンクラウンの強度は、長期的に良好な治療結果を得るために重要な要素であると考えられる。

近年、歯冠用硬質レジンの研究開発の進展によりその強度は向上してきている。硬質レジン機械的性質はフィラーおよびレジンマトリックスに依存しているが、特に無機フィラーの材質、サイズ、含有量に大きな影響を受ける(13-15)。したがって、各メーカーはフィラーの改質および含有量を増加させるための技術を発展させてきた(16)。例えば、Estenia C&B (Kuraray Noritake Dental, Tokyo, Japan) はメーカー公表値によると、ガラスとアルミナ系のマイクロフィラーの含有量を 92 wt%にすることで約 200 MPa の曲げ強度を達成している。その他の歯冠用硬質レジンに関しても、150 MPa 以上の曲げ強度を有する製品が市販されている(17)。

材料自体の機械的性質の改善に加え、硬質レジンを用いた補綴装置の製作工程の改良も進んでいる。例えば、硬質レジンで築盛して補綴装置を作製する際に、ガラスファイバー補強型硬質レジンに内部に用いることで強度を改善する方法が報告されている(18-20)。また、近年では CAD/CAM システムの応用も進められている。硬質レジン築盛過程では、築造体の内部に気泡が不可避免的に混入するため、築造体の強度に影響を及ぼすことが示唆されている(21-24)。このリスクを減らすため、CAD/CAM システムを応用し、硬質レジンクラウンを削り出す手法が用いられるようになった。この技術により、工業的に機械的性質を向上させた硬質レジンブロックの作製が可能となり、内部気泡等の欠陥が生じるリスクも軽減できる(25)。したがって、CAD/CAM 法を用いることで従来の築盛法で課題となっていた、内部気泡、残留モノマー、未重合層などの問題の解決が期待できる。実際に CAD/CAM 法で作製したアクリルレジンや硬質レジンブリッジは、従来法によって作製したブリッジよりも破折強度に優れ

ることが報告されている (26-28)。しかしながら、これらの研究では、CAD/CAM 法で作製したブリッジが従来法よりも優れた結果を示した理由は説明されていない。そのため、CAD/CAM 法で用いられたレジンブロックの強度がすぐれていたのか、あるいは CAD/CAM 法によって手作業の技工操作に起因するエラーが減少したためにブリッジの強度が増加したのかは不明である。このように、CAD/CAM 法で作製したクラウンが示す機械的強度に影響を与えている要素については不明な点が多く、詳細な材料学的情報が必要とされている。

硬質レジンクラウンに最適な支台歯形態に関して、Ohlmann ら (29) は *in vitro* のクラウン破折試験によって評価を行った。形態が異なる大臼歯支台歯を準備し、それらに対して硬質レジンクラウン (Artglass、Heraeus Kulzer) を作製して試験を行った結果、クラウンの咬合面の厚み、フィニッシュラインの形態、および軸面傾斜角が強度に影響を及ぼすことが示された。咬合面の厚みが 1.3 mm、フィニッシュラインが 0.5 mm 幅のシャンファーマー形成、軸面傾斜角が 4° の場合には平均 2200 N 程度の破折抵抗性を示すことが報告されている。その他の *in vitro* クラウン破折試験においても、硬質レジンの大臼歯クラウンは、使用する材料によって異なるものの 1500~2500 N 程度の破折抵抗性を有することが報告されている (18,20)。したがって、硬質レジンクラウンは、大臼歯部の平均的な最大咬合力として報告されている 900 N (30-32) には耐えることが可能であると考えられている。しかしながら、硬質レジンクラウンが大臼歯部に応用できるかどうかについては、すでに大臼歯クラウンとして応用されているオールセラミッククラウンと比較することで、より信頼性の高い情報が得られると考えられる。

以上を背景に本研究では、曲げ強度や破壊靱性が同等である築盛用硬質レジ  
ンと CAD/CAM 用硬質レジンを用いて、それぞれの方法で作製した硬質レジ  
ンクラウンの破折試験を行い、クラウン作製法が硬質レジンクラウンの強度に及  
ぼす影響とその原因を明らかにすることを目的とした。さらに、大臼歯クラウ  
ンとして臨床応用されている二ケイ酸リチウムガラスセラミックによるオール  
セラミッククラウンの破折強度と比較することで硬質レジンクラウンの大臼歯  
部への応用の可能性を検討した。

## 2. 材料と方法

### 2.1 クラウン材料の曲げ強度および弾性係数

#### 2.1.1 試料作製

歯冠用硬質レジンの Estenia C&B のオペーシャスデンチン (ODA3)、デンチン (DA3)、エナメル (E1) の 3 種類と、CAD/CAM 用硬質レジンプロックの Lava Ultimate の A3-LT 色 (3M ESPE, St. Paul, MN, USA) を実験に用いた。実験に用いた硬質レジンの組成を Table 1 に示す (33,34)。硬質レジンに加えて、大白歯クラウン材料として臨床応用されている二ケイ酸リチウムガラスセラミックスの IPS e.max press の LT-A3 色 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) をコントロールとして用いた。ISO 10477: 2004, “Dentistry-Polymer-based crown and bridge material (MOD)” に準じた三点曲げ試験を行うために、各材料を用いて  $22.3 \times 2 \times 2$  mm の棒状試料を作製した。なお試料数は各材料それぞれにつき 10 個とした。

Table 1. 実験に用いた硬質レジンの組成

	Matrix	Filler	Filler size (nm)	Filler content (wt%)
Estenia C&B	UDMA, UTMA, Bis-GMA	Alumino-silicate glass particles	1500	92
		Alumina particles	20	
Lava Ultimate	Bis-GMA, Bis-EMA, UDMA, TEGDMA	Silica particles	20	80
		Zirconia particles	4-11	
		Nanoparticle clusters	600-10000	

Estenia の棒状試料 ( $22.3 \times 2 \times 2$  mm) は、上記 ISO に基づいてステンレス製分割型とガラス板を用いて作製した。ガラス板にポリエステルフィルムを載せ、その上に分割型を設置して、分割型内にレジンを填入した。填入したレジン上部にもポリエステルフィルムを載せ、さらにガラス板を載せて加圧した。レジンの重合はメーカー指示に従って、歯科技工用光重合装置 ( $\alpha$ -Light II, Morita, Tokyo, Japan) を用いて 3 分間の予備光重合を行い、その後エアバリアペーストを塗布し 3 分間の最終光重合を行った。さらに加熱重合器 (KL-400, SK Medical Electronics, Tokyo, Japan) を用いて  $110^{\circ}\text{C}$  で 15 分間加熱重合を行った。重合後、試料のバリを除去し、#1000 の研磨紙で試料表面を仕上げた。

Lava Ultimate は CAD/CAM ブロックとして市販されているため、自動切断機 (IsoMet 400, Buehler, Germany) を用いてブロックから  $22.3 \times 2 \times 2$  mm の棒状試料を切り出し、#1000 の研磨紙で試料表面を仕上げた。

e.max はメーカー指示に従ってプレス法により  $22.3 \times 2 \times 2$  mm の棒状試料を作製した。ステンレス製分割型に軟化させてワックスを圧接して作製したワックスパターンにスプルー植立し、埋没 (Press Vest Speed, Ivoclar Vivadent) を行った。埋没材硬化後に  $850^{\circ}\text{C}$  で 45 分間予備加熱を行い、専用プレス機 (Programat EP 5000, Ivoclar Vivadent) を用いて鋳造を行った。徐冷後、ガラスビーズを用いて試料を掘り出し、試料をフッ酸 (Invex Liquid, Ivoclar Vivadent) に浸漬し 15 分間超音波洗浄を行った。洗浄後スプルーを切断し、#1000 の研磨紙で試料表面を仕上げた。



### 2.1.2 マイクロ CT による試料内部の気泡の評価

各試料をマイクロ CT (micro-computed tomography : ScanXmate-D225RSS270, Comscantecno, Kanagawa, Japan) を用いて検査した。硬質レジンでは電圧 100 kV、電流 500  $\mu$ A で、e.max は電圧 90 kV、電流 220  $\mu$ A で観察した。また、いずれの試料も解像度 (voxel size) 31.8  $\mu$ m の条件で撮影を行った。尚、試料内部に混入した気泡は強度試験結果に影響を及ぼす可能性が考えられるため、マイクロ CT による非破壊内部検査で試料中央部 (辺縁部は除く) に気泡混入を認めた試料は強度試験から除外した。

### 2.1.3 三点曲げ試験

三点曲げ試験は ISO 10477: 2004, “Dentistry-Polymer-based crown and bridge material (MOD)” に準じて実施した。万能試験機 (AG-IS, Shimadzu, Kyoto, Japan) に 1 kN のロードセルを装着してクロスヘッドスピード 0.5 mm/min、支点間距離 15 mm として三点曲げ試験を行った。各試料の幅と厚さ、および最大荷重より、以下の式を用いて曲げ強度を算出した。

$$\sigma = 3FL/2bh^2$$

$\sigma$ : 曲げ強度 (MPa)、 $F$ : 最大荷重 (N)、 $L$ : 支点間距離 (mm)、  
 $b$ : 試料の幅 (mm)、 $h$ : 試料の厚さ (mm)

また応力-ひずみ曲線の傾きより、以下の式を用いて弾性係数を算出した。

$$E = [F_1/d] \times [L^3/4bh^3]$$

$E$ : 弾性係数 (MPa)、 $F_1/d$ : 傾き (N/mm)、 $L$ : 支点間距離 (mm)、  
 $b$ : 試料の幅 (mm)、 $h$ : 試料の厚さ (mm)

## 2.2 クラウン材料の破壊靱性

### 2.2.1 試料作製

ISO6872: 2008 “Dentistry-Ceramic materials. Annex A: Fracture toughness” に準じた破壊靱性試験（Single Edge V-notch Beam 法）を行うために、Estenia（デンチン）、Lava Ultimate、および e.max の棒状試料（ $22.3 \times 3 \times 4$  mm）を 2.1.1 と同様の方法で作製した。試料数は各材料につき 5 個とした。試料の 3 mm 幅の面の中央に、試料長軸に直行するように幅 0.3 mm、深さ 1 mm の切れ込みを自動切断機（DFD64341 Disco Fully Automatic Dicing Saw, Disco, Tokyo, Japan）を用いて入れた。その後、カミソリ刃とダイヤモンドサスペンションを用いて切れ込みを深くして V ノッチを付与し、実体顕微鏡下で V ノッチの深さが 1.4 mm 以上になるように調整した (Fig. 2.1)。

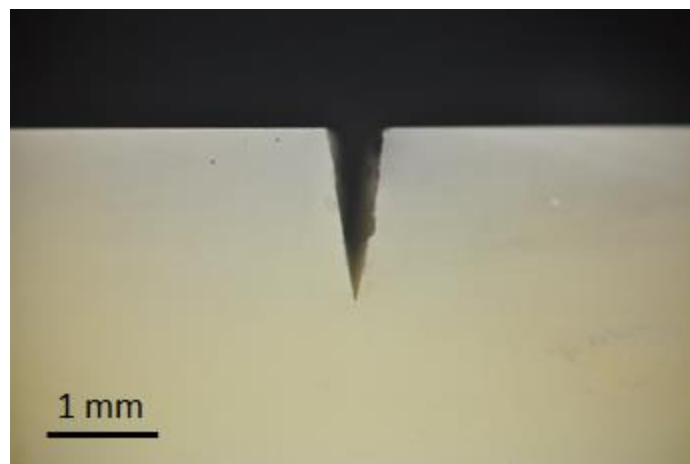


Fig. 2.1. V ノッチの付与

## 2.2.2 破壊靱性試験

破壊靱性試験は ISO6872: 2008 “Dentistry-Ceramic materials. Annex A: Fracture toughness” に準じて実施した。万能試験機 (AG-IS, Shimadzu, Kyoto, Japan) に 1 kN のロードセルを装着してクロスヘッドスピード 0.5 mm/min、支点間距離 16 mm として三点曲げ試験を行った。得られた破断面を実体顕微鏡で観察し、ノッチの正確な深さを計測した。最大荷重とノッチ深さから以下の式を用いて破壊靱性 ( $K_{IC}$ ) を算出した。なお、上記 ISO の記載に従って、ASTM C1421-10 “Standard Test Methods for Determination of Fracture Toughness of Advanced Ceramics at Ambient Temperature” の計算式を用いた。

$$K_{IC}=g[P_{\max}S_010^{-6}/BW^{3/2}][3(a/W)^{1/2}/2(1-a/W)^{3/2}]$$

$K_{IC}$  : 破壊靱性 ( $\text{MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ )

$$g=[1.99-(a/W)(1-a/W)\{2.15-3.93(a/W)+2.7(a/W)^2\}]/[1+2(a/W)]$$

$P_{\max}$  : 最大荷重 (N)     $S_0$  : 支点間距離 (mm)     $a$  : ノッチの深さ (mm)

$B$  : 厚み (mm)     $W$  : 幅 (mm)

## 2.3 ク라운の破折強度

### 2.3.1 支台歯の作製

下顎右側第一大臼歯の人工歯 (A5A-500, NISSIN, Kyoto, Japan) を用いて硬質レジンクラウンおよびオールセラミッククラウンに推奨されている支台歯形成 (35,36) を行った。人工歯のセメント-エナメル境から 0.5 mm 歯冠側にマージンラインを設定し、1.0 mm 幅のシャンファー形成を行った。軸面のテーパは  $5^\circ$  となるようにミリングマシン (F3 ergo, DeguDent, Hanau-Wolfgang, Germany) を用いて調整した。咬合面は逆屋根型で形成し、小窩裂溝部での最

小形成量を 1.6 mm とした (Fig. 2.2)。セメントスペースを 70  $\mu\text{m}$  と設定することを想定し、セメントスペースを差し引いてもクラウン咬合面の厚みが最低 1.5 mm 確保できるように、支台歯咬合面の最小形成量を 1.6 mm とした。支台歯および形成をしていない人工歯の形態データを CAD/CAM 用スキャナー (Lava Scan ST, 3M/ESPE) で取り込み、両者を CAD ソフトウェア (Lava Design 5.50, 3M/ESPE) を用いて重ね合わせ、支台歯形成量の評価を行った。マージンから 1 mm 歯冠側における支台歯軸面とマージン端部への垂線の距離をシャンファー幅とし、頬側、舌側、近心、遠心面の中央部で計測した。咬合面削除量は (Fig. 2.3) に A~J で示した 10 点で計測した。咬合面の最小形成量は (Fig. 2.3) の B : 頬側溝、F : 中心小窩、I : 舌側溝で得られるように支台歯形成を行った。シャンファー幅および咬合面の最小形成量が規定した値 $\pm$ 0.05 mm となるまで支台歯形成の微調整および計測を繰り返した。

形成した支台歯を再度 CAD/CAM 用スキャナーで取り込み、Lava Ultimate ブロックおよび CAM (Lava CNC 500, 3M/ESPE) を用いて支台歯模型を作製し実験に用いた (Fig. 2.4)。ミリング作業は 3M Education Center (Tokyo, Japan) にて行った。

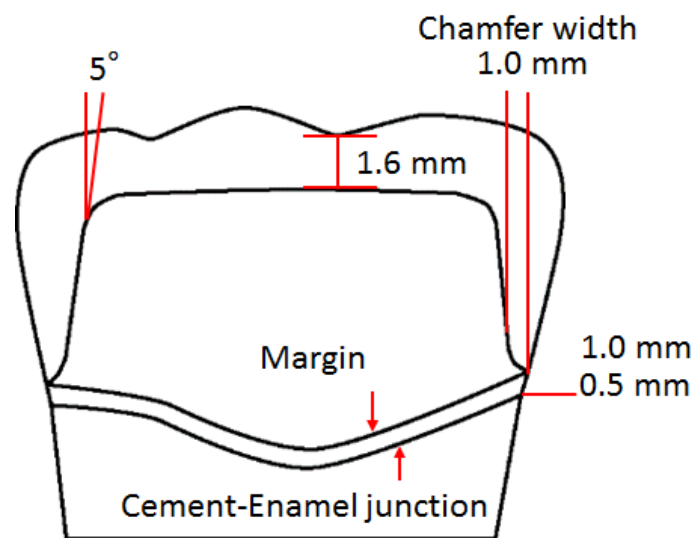


Fig. 2.2. 支台歯の寸法

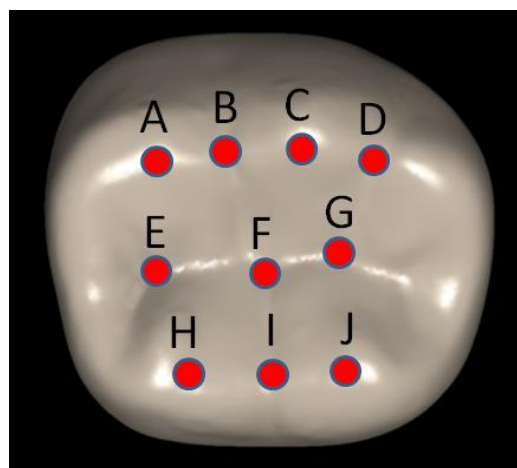


Fig. 2.3. 咬合面削除量計測点

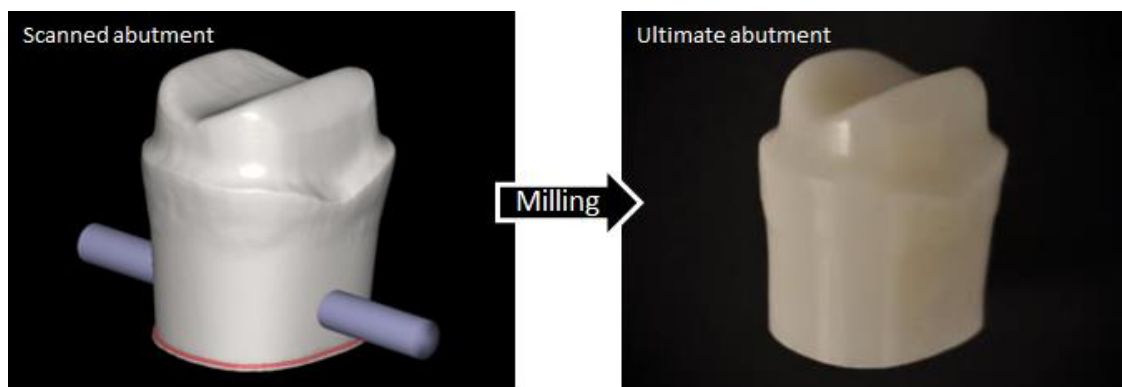


Fig. 2.4. 支台歯レプリカ

### 2.3.2 クラウン試料の作製

クラウン試料は、従来の築盛法で作製した 1) Estenia のオペーシャスデンチン (ODA3)、デンチン (DA3)、エナメル (E1) をレイヤリングした硬質レジンクラウン (E-layered クラウン)、2) Estenia のデンチン (DA3) 単層の硬質レジンクラウン (E-monolayer クラウン)、3) CAD/CAM 法で作製した Lava Ultimate (LT-A3) 単層の硬質レジンクラウン (Lava Ultimate クラウン)、および 4) プレス法で作製した e.max (A3-LT) 単層のオールセラミッククラウン (e.max クラウン)、の 4 種類とし、各 6 個を実験に用いた。築盛法で作製する E-layered クラウンと E-monolayer クラウンについては、製作者の技工技術による誤差を減少させるために、試験用クラウン試料の作製に先立って各クラウン 30 個を作製することで技工操作の習熟を図った。

#### 1) E-layered クラウン

支台歯模型に Estenia 用ジャケットスパーサーおよび Estenia 用分離材のマージンセップを塗布し乾燥させた。オペーシャスデンチンを約 0.3 mm 厚で築盛し歯科技工用光重合装置 ( $\alpha$ -Light II) を用いて 90 秒間予備光重合を行った。デンチンおよびエナメルの築盛は、各クラウン試料で厚みが等しくなるように透明シリコン印象材 (Memosil2, Heraeus Kulzer) で作製したモールドを用いて行った。デンチンモールドはエナメル築盛スペースが 0.5 mm となるように支台歯にワックスアップを行い、透明シリコン印象材で印象採得して作製した。エナメルモールドは形成をしていない人工歯を印象採得して作製した。デンチンモールドを用いてデンチンを賦形し 10 秒間予備光重合を行い、その後モールドを外して 10 秒間予備光重合を追加した。その上に、エナメルモールドを用い

てエナメルを賦形し 10 秒間予備光重合を行い、モールドを外して 10 秒間予備光重合を行った。その後、Estenia 用エアバリアペースト塗布し、300 秒間の最終光重合を行った。さらに加熱重合器（KL-400）を用いて 110 °C で 15 分間加熱重合を行った。通法に従って、クラウンの形態修正、ロビンソンブラシと研磨剤（Zircon-Brite, Dental Ventures of America, Corona, CA, USA）を用いて研磨を行った（Fig. 2.5）。

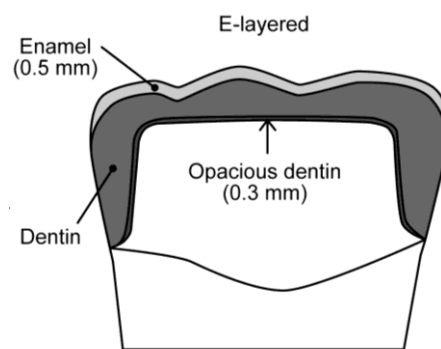


Fig. 2.5. E-layered クラウンのデザイン

## 2) E-monolayer クラウン

E-layered と同様に支台歯模型にジャケットスパーサーとマージンセップを塗布後、エナメルモールドを用いてデンチンを賦形し、10 秒間予備光重合を行い、モールドを外して再度 10 秒間予備光重合を行った。その後、Estenia 用エアバリアペースト塗布し、300 秒間の最終光重合を行った。さらに加熱重合器（KL-400）を用いて 110 °C で 15 分間加熱重合を行った。形態修正および研磨は E-layered クラウンと同様の方法で行った。

## 3) Lava Ultimate クラウン

クラウン外形はダブルスキャン法でデザインした。支台歯模型と形成していない人工歯を CAD/CAM 用スキャナー（Lava Scan ST）で取り込んで CAD ソ

フトウェア（Lava Design 5.50）上で重ね合わせ、人工歯の外形をクラウン外形とした。また、70  $\mu\text{m}$  のセメントスペースを設定した。デザインしたクラウンデータを基に、CAM（Lava CNC 500）を用いて Lava Ultimate ブロックから削り出した。ミリング作業は Lava ミリングセンター（Dental Digital Operation）にて行った。ミリング後のクラウンは、Estenia クラウンと同様の方法で形態修正および研磨を行った。

#### 4) e.max クラウン

形成していない人工歯の外形をシリコン印象材（Exafine, GC）を用いて印象採得し、ワックスパターン作製用モールドとした。モールドの近心頬側咬頭部に穴を開け、溶かしたワックスの注ぎ口とした。支台歯模型にスペーサーとワックス分離材を塗布し、モールドをセットし、溶かしたワックスを流し込んだ。ワックス注入後、加圧釜で加圧した状態でワックスを硬化させた。ワックスパターンを取り出し、スプルーを植立後、メーカー指示に従って埋没（Press Vest Speed）を行った。埋没材硬化後に 850  $^{\circ}\text{C}$  で 45 分間予備加熱を行い、専用プレス機（Programat EP 5000）を用いて鋳造を行った。徐冷後、ガラスビーズを用いてクラウンを掘り出し、フッ酸（Invex Liquid）に浸漬し 15 分間超音波洗浄を行った。洗浄後スプルーを切断し、通法に従って形態修正を行い、グレーズ材（IPS e.max Ceram Glaze）と専用ファーンエス（Programat EP 5000）を用いてグレージングを行った。



#### 2.3.4 マイクロ CT によるクラウン内部の気泡の定量分析

マイクロ CT (ScanXmate-D225RSS270) を用いてクラウン製作過程で混入した内部気泡を非破壊的に検査した。硬質レジンクラウンは電圧 100 kV、電流 500  $\mu$ A の条件で撮影し、e.max は電圧 90 kV、電流 220  $\mu$ A の条件で撮影した。クラウン全体像が 1 つのフレームに収まるように X 線源からの距離を調製したところ、解像度 (voxel size) は 14.9  $\mu$ m となった。得られた画像を画像処理ソフト Image-J (the Research Services Branch of the NIH) を用いて二値化処理を行い (Fig. 2.6)、気泡の数および体積について定量分析を行った。体積は各気泡の面積をそれぞれの断層画像について求め、以下のように算出した。

$$V = \Sigma (VA \times W)$$

V : 気泡の体積 ( $\mu\text{m}^3$ )、 VA : 1 枚の断層画像における気泡の面積 ( $\mu\text{m}^2$ )、

W : スライス幅 (=14.9  $\mu\text{m}$ )

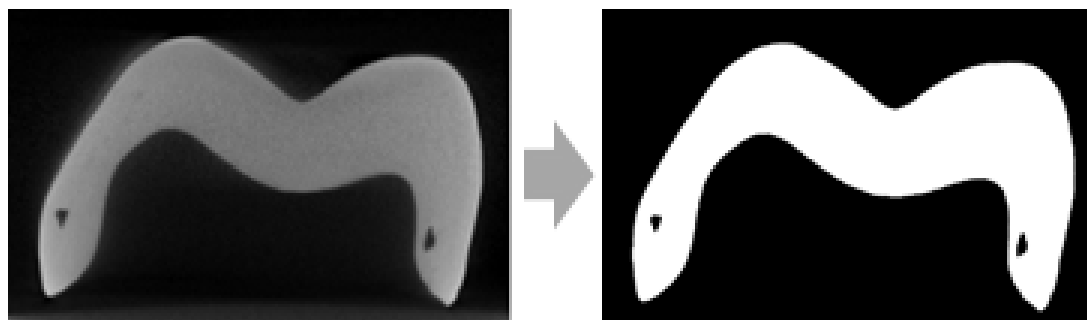


Fig. 2.6. CT 画像データの二値化処理 各画像のクラウン内部に認められる気泡の面積を計測

さらに、クラウン全体の体積を求め、クラウン全体に対して気泡が占める割合 (%) を算出した。

### 2.3.5 クラウン - 支台歯複合体破折試験

クラウンおよび支台歯模型を純水中で 2 分間超音波洗浄した。クラウン内面と支台歯表面を、70%エタノールを含浸した綿棒で清拭して脱脂した後、セメント合着を行った。セメント合着には、レジンセメントのパナビア F2.0 (Kuraray Noritake Dental) を用いた。支台歯表面を ED プライマー II (Kuraray Noritake Dental) で、クラウン内面をセラミックプライマー (Kuraray Noritake Dental) で処理した。練和したレジンセメントペーストをクラウン内部に入れて、手指圧で支台歯に合着し、直ちに万能試験機 (AG-IS) に固定して、臨床的なセメント合着時の荷重として報告されている 20 N の荷重を加えた (37)。余剰セメントを除去し、クラウンマージン部にオキシガード (Kuraray Noritake Dental) を塗布し 5 分間 20 N の荷重を加え続けた。合着後、クラウン - 支台歯複合体を 37 °C の純水中に 24 時間浸漬させてからクラウン破折試験に用いた (38)。

万能試験機 (AG-IS) にステンレス製の台座を取り付け、その台座にクラウン - 支台歯複合体をシリコンバイト材 (Flexitime, Heraeus Kulzer) を用いて固定した。試験機に装着した 10 kN のロードセルに先端部が半球状 (直径 10 mm) のステンレス製の圧子を取り付けた。台座に固定したクラウン咬合面の中心窩で、近心舌側咬頭、遠心舌側咬頭、頬側咬頭のそれぞれの内斜面に圧子が接するように位置を調整した。クラウン破折強度試験において臨床的なクラウン破折を引き起こすために荷重を分散させる目的で、圧子とクラウンの間に厚さ 2 mm、ショア硬度 90 のラバーシート (Kokugo, Tokyo, Japan) を介在させた (39)。予備荷重を 20 N 加え、クロスヘッドスピードを 0.5 mm/min に設定し、クラウンが破折するまで試験を行った (Fig. 2.7)。

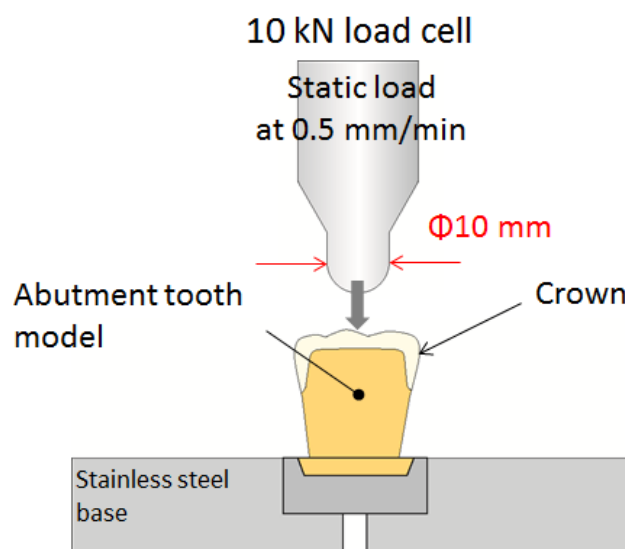


Fig. 2.7. クラウン - 支台歯複合体の破折試験

## 2.4 統計解析

クラウン材料試験（曲げ強度、弾性係数、破壊靱性）およびクラウン破折試験における各グループ間の各測定値の統計学的有意差は、分散分析ならびに Tukey-Kramer HSD 多重比較検定法により検出した。また各クラウン内部の気泡の数と体積に関する各グループの測定値に関しては、Steel-Dwass 検定を行った。いずれの統計解析においても有意水準は  $\alpha = 0.05$  に設定した。

### 3. 結果

#### 3.1 クラウン材料の曲げ強度および弾性係数

マイクロ CT により Estenia および Lava Ultimate の棒状試料を検査した結果、試料中央部に気泡混入を認める試料はなかった。一方、e.max の棒状試料には一部小さな気泡 ( $<3.2 \times 10^{-5} \text{ mm}^3$ ) の混入を認めたが、鑄造という手法で製作している以上、コントロールできない因子であるため、すべての試料を三点曲げ試験に用いた。

三点曲げ試験の結果、曲げ強度は Estenia のオペーシャスデンチンが  $151.2 \pm 18.4 \text{ MPa}$ 、デンチンが  $166.7 \pm 26.2 \text{ MPa}$ 、エナメルが  $161.7 \pm 16.0 \text{ MPa}$ 、Lava Ultimate が  $168.0 \pm 18.2 \text{ MPa}$ 、e.max が  $324.8 \pm 63.4 \text{ MPa}$  であった (Fig. 3.1.a)。Estenia 各色と Lava Ultimate に有意差は認めなかったが、e.max は Estenia と Lava Ultimate に比べて有意に高い曲げ強度を示した ( $p < 0.01$ )。弾性係数は Estenia のオペーシャスデンチンが  $17.7 \pm 0.65 \text{ GPa}$ 、デンチンが  $18.0 \pm 0.79 \text{ GPa}$ 、エナメルが  $19.5 \pm 0.82 \text{ GPa}$ 、Lava Ultimate が  $11.1 \pm 0.55 \text{ GPa}$ 、e.max が  $52.8 \pm 3.48 \text{ GPa}$  であった (Fig. 3.1.b)。e.max は Estenia と Lava Ultimate に比べて有意に高い弾性係数を示し ( $p < 0.01$ )、Estenia 各色の試料は、Lava Ultimate に比べて有意に高い弾性係数を示した ( $p < 0.01$ )。

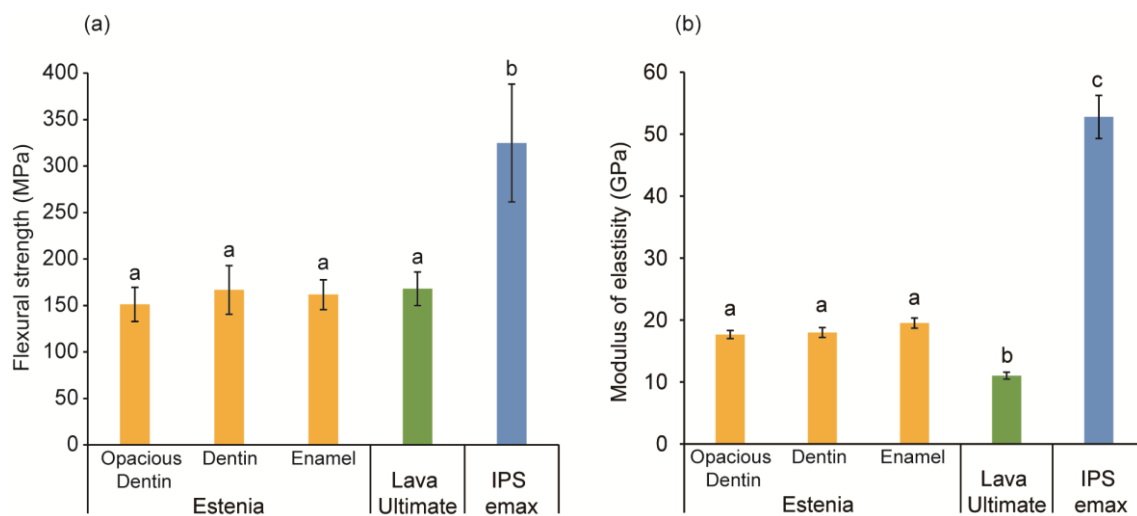


Fig. 3.1. 各試料の曲げ強度および弾性係数 (n=10) 各値は平均値および標準偏差を表す。異なるアルファベット間で有意差があることを示す (p<0.01)

### 3.2 クラウン材料の破壊靱性

破壊靱性試験の結果、Estenia のデンチンが  $1.30 \pm 0.083 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 、Lava Ultimate が  $1.34 \pm 0.065 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$ 、e.max が  $2.34 \pm 0.240 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{1/2}$  であった (Fig.3.2)。Estenia と Lava Ultimate の破壊靱性に有意な差はなかったが、e.max は Estenia と Lava Ultimate に比べて有意に高い破壊靱性を示した (p<0.01)。

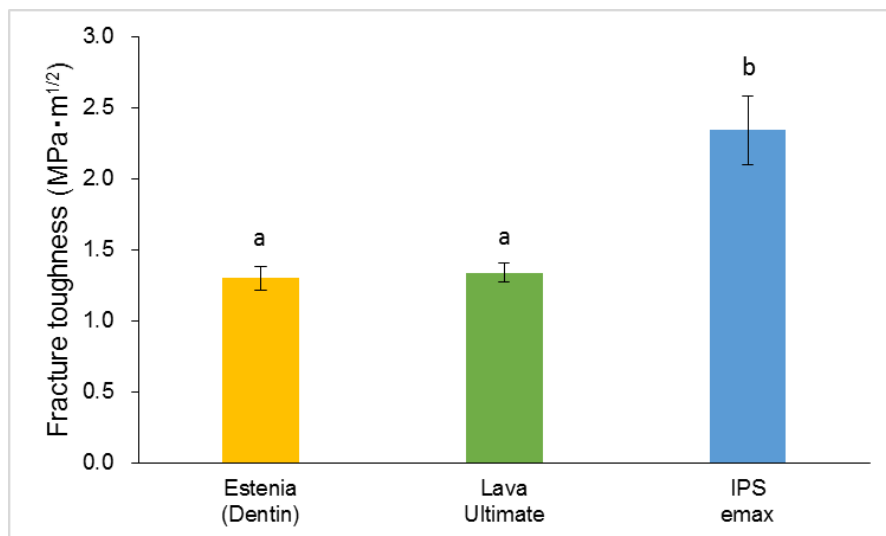


Fig. 3.2. 各試料の破壊靱性 (n=5) 各値は平均値および標準偏差を表す。異なるアルファベット間で有意差があることを示す ( $p < 0.01$ )

### 3.3 クラウン内部の気泡の定量分析

各クラウン試料の内部気泡の数と総体積の定量分析の結果を Table 2 に示す。Lava Ultimate クラウンでは気泡の混入は認められなかったが、その他のクラウンでは気泡の混入を認めた。気泡数は、e.max クラウン>E-layered クラウン>>E-monolayer クラウン>Lava Ultimate クラウンの順であった。E-layered クラウンと e.max クラウンは、E-monolayer クラウンおよび Lava Ultimate クラウンと比較して有意に高い値を示した ( $p < 0.05$ )。気泡の総体積は、E-layered クラウン>>e.max クラウン>E-monolayer クラウン>Lava Ultimate クラウンの順であった。E-layered クラウンは e.max クラウン、E-monolayer クラウン、Lava Ultimate クラウンと比較して有意に高い値を示し ( $p < 0.05$ )、e.max クラウンは E-monolayer クラウン、Lava Ultimate クラウンと比較して有意に高い値を示した ( $p < 0.05$ )。また、同様の CT 画像分析で求めたクラウン全体の体積は 330 mm<sup>3</sup>であった。したがって、E-layered クラウンの場合であっても気

泡が占める割合は 0.006%であった。

気泡混入部位に関して、マイクロ CT 画像を分析すると、E-layered クラウンでは各層（オペーシャスデンチン、デンチン、エナメル）の界面と考えられる部位で気泡の混入を多く認めた。E-monolayer クラウンクラウンの内面および外面の表層付近でいくつかの気泡を認めたものの、内部にはほとんど気泡を認めなかった。e.max では内部に鑄造欠陥のような小さな気泡が散在しており、特定の部位への気泡の局在は認めなかった（Fig.3.3）。

Table 2. 各クラウン試料の内部気泡の数と総体積

	Number of voids			Volume of voids (mm <sup>3</sup> )		
	Mean	SD	Statistics	Mean	SD	Statistics
E-layered	46.5	18.7	a	0.0206	0.0171	a
E-monolay	0.7	0.8	b	0.0001	0.0001	b
Lava Ultimi	0.0	0.0	b	0.0000	0.0000	b
IPS emax	61.3	15.4	a	0.0009	0.0003	c

異なるアルファベット間で Steel-Dwass 検定による統計学的有意差があることを示す (p<0.05)

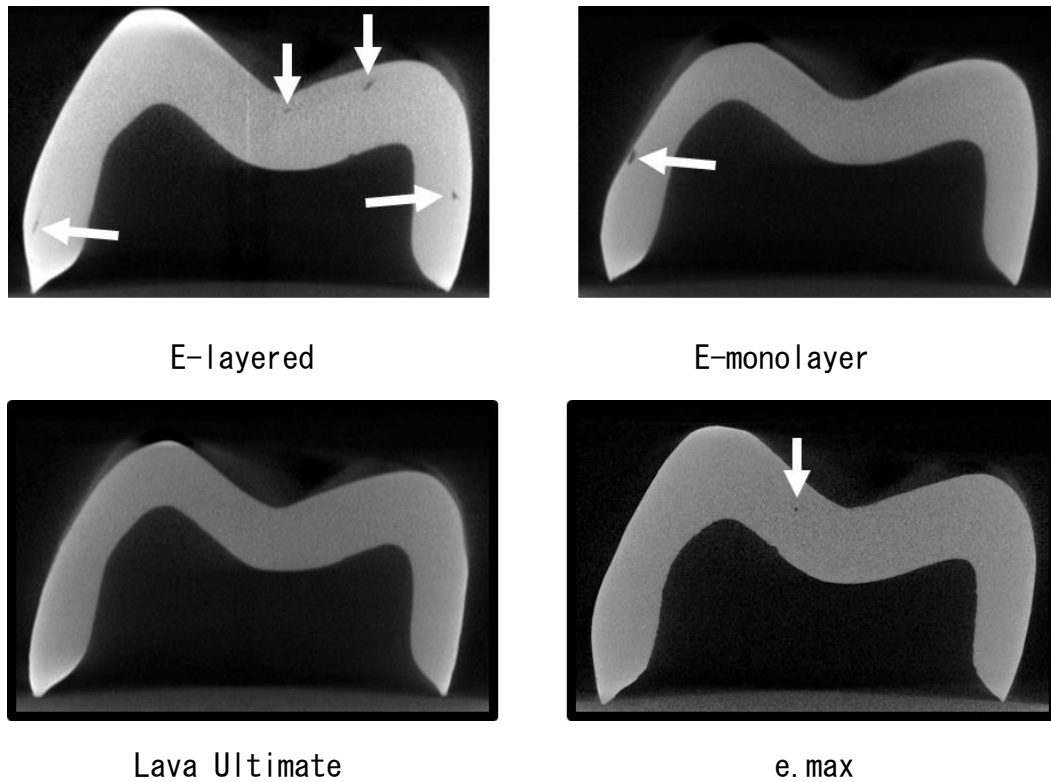


Fig. 3.3. 各クラウン試料の気泡の混入例 矢印はクラウン内部の気泡を示す

### 3.4 クラウン - 支台歯複合体の破折強度

クラウン - 支台歯複合体の破折強度は、E-layered は  $2182 \pm 446$  N、E-monolayer は  $2602 \pm 290$  N、Lava Ultimate は  $2880 \pm 154$  N、e.max は  $2719 \pm 250$  N であった (Fig. 3.4)。E-layered と Lava Ultimate ( $p < 0.01$ )、および E-layered と e.max ( $p < 0.05$ ) の破折強度に有意差を認めた。



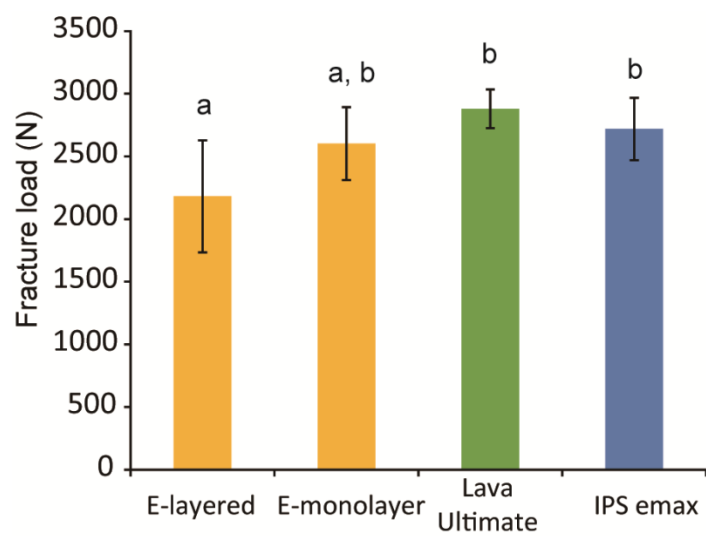


Fig. 3.4. クラウン - 支台歯複合体の破折強度 (n=6) 各値は平均値と標準偏差を表す。異なるアルファベット間で Tukey-Kramer HSD 検定による統計学的有意差があることを示す ( $p < 0.05$ )

## 4. 考察

本研究では、クラウン作製法が硬質レジンクラウンの強度に及ぼす影響を検討するため、曲げ強度や破壊靱性といった機械的性質が同等である築盛用の Estenia C&B と CAD/CAM 用の Lava Ultimate を用い、各方法で作製した大臼歯クラウンの破折強度を比較した。また、大臼歯クラウンとして応用され、良好な臨床結果が報告されている二ケイ酸リチウムガラスセラミッククラウン (e.max クラウン) の強度と比較することで、硬質レジンクラウンの大臼歯応用の可能性を検討した。その結果、築盛法によりレジン積層して作製したクラウン (E-layered クラウン) では内部に気泡が混入し、クラウン強度が低下していることが示唆された。一方、クラウン内部に気泡混入がない場合には、築盛法 (E-monolayer クラウン) と CAD/CAM 法 (Lava Ultimate クラウン) で作製したクラウンの強度に有意差は認めなかった。また、e.max よりも材料自体の曲げ強度や破壊靱性が劣る硬質レジンであっても、クラウンを支台歯に合着して行ったクラウン破折試験では、E-monolayer クラウンや Lava Ultimate クラウンは、e.max クラウンと破折強度に関して差がないことを示した。

クラウン破折試験では、材料の機械的性質のほかに、クラウンの厚み、支台歯の材質、セメントの材質 (40) 等の因子が試験結果に影響を及ぼすことが知られている。特に、クラウンの厚みがクラウン破折強度に影響することが一般的に知られている (29,41,42)。したがって、本研究ではクラウンの外形を同一にするために、人工歯 (無形成) を用いて作製したモールドを Estenia の築盛と e.max のワックスパターン作製に用いた。また、CAD/CAM 法で作製した Lava Ultimate に関しては、人工歯をスキャンすることでクラウンの外形をデザインし、すべてのクラウンで厚みが同程度となるよう作製した。

支台歯の材質に関しては、金属、天然歯、レジンなどが過去の研究で用いられている (37,39,43,44)。金属製支台歯は臨床的な象牙質支台歯よりも著しく弾性係数が高く、オールセラミッククラウンの破折強度試験では強度が高くなることが報告されている (44)。したがって、臨床で認められるクラウンの破折を再現するためには象牙質の弾性係数に近い材料の支台歯を用いることが推奨されている (44,45)。一方、抜去歯を形成した支台歯では、一定の支台歯形状を得ることが困難であり、支台歯形状の不均一性が試験結果に及ぼす影響を排除できない。そこで、本研究では CAD/CAM 法により硬質レジンブロックから削り出した支台歯模型を実験に用いた。三点曲げ試験で得られた Lava Ultimate の弾性係数は 11 GPa であり、過去の文献で報告されている象牙質の弾性係数 (10~20 GPa) (46,47) に近いことを確認した。また、CAD/CAM 法で均質な硬質レジンブロックから支台歯模型を削り出して製作することで、内部欠陥を含まない同一形態の支台歯模型を複製できる。モールドにレジンを積層あるいは流し込んで作製する方法では重合収縮による寸法変化や積層による気泡混入が懸念されるため、本研究で用いた支台歯模型作製法は利点が大きいと考えられる。さらに、クラウン強度に及ぼす影響を一定にするため、本研究ではすべてのクラウンに対して Lava Ultimate で作製した支台歯を用いた。合着用セメントに関してもすべてのクラウンに対して同一のレジンセメントを用いた。したがって、クラウンの厚み、支台歯の材質、セメントの材質による影響はすべてのクラウンに対して等しいと考えられる。

材料の曲げ強度や破壊靱性といった機械的性質はクラウンを含む補綴装置の強度に大きな影響を及ぼす。したがって、築盛法および CAD/CAM 法といった硬質レジンクラウンの作製法がクラウン破折強度に及ぼす影響を評価するため

には、材料自体の曲げ強度や破壊靱性が同等である必要がある。そこで、本研究では、三点曲げ試験および破壊靱性試験を行い、Estenia と Lava Ultimate の機械的性質の評価を行った。その際、試験に用いる Estenia の棒状試料に気泡が混入すると、気泡が破折の起点となり実際の強度よりも過小に評価されることが懸念されたため、三点曲げ試験で引っ張り応力が加わる試料中央部に気泡が混入している試料を除外することを予定した。しかしながら、マイクロ CT 非破壊検査を行ったところ、気泡の混入はいずれの硬質レジン試料でも認められなかったので作製したすべての試料を試験に用いた。棒状試料という単純な形態の試料を、レジンの積層を行わずに作製したため気泡混入を避けることができたと考えられる。

このように試料内部への気泡混入の影響を排除した上で、各材料の材料学的な強度について比較検討を行った。Estenia と Lava Ultimate では、マトリックスおよびフィラー等の組成が異なる (Table 1)。しかしながら、三点曲げ試験および破壊靱性試験の結果、Estenia と Lava Ultimate の曲げ強度および破壊靱性の値には有意な差を認めなかった。従って、Estenia と Lava Ultimate は材料学的には同程度の強度を有する材料と考えられる。一方、e.max の棒状試料を試験した結果、曲げ強度と破壊靱性は硬質レジンよりも有意に高く、2 倍程高い値が認められた。

上記の因子を考慮してクラウン破折試験を実施したため、Lava Ultimate クラウンと E-layered クラウン強度の差は、上記の因子以外が原因であると考えられる。原因の一つとしては、E-layered クラウンで認められたクラウン内部の気泡混入が考えられる。マイクロ CT 分析によると、レジンを積層したクラウンには内部に気泡を認めたが、CAD/CAM で製作したクラウンには気泡の混入を

認めなかった。また、単層で築盛した E-monolayer クラウンでもほとんど気泡を認めず、Lava Ultimate クラウンと E-monolayer クラウンではクラウン破折強度に差は認めなかった。レジンの内部欠陥が修復物の強度に影響を及ぼすことが報告されており (48,49)、本研究においても同様の結果を確認した。クラウンに混入した気泡は体積比率で 0.006%と低い、気泡が存在することでレジンが変形する許容度が高まり、結果として破折を引き起こすような引っ張り応力が発生した可能性が考えられる。

別の要因としては、クラウンと支台歯の弾性係数の不一致が挙げられる。Estenia が Lava Ultimate よりも有意に高い弾性係数を示した原因としては、フィラー含有率の差が考えられる。フィラー含有率はそれぞれ Estenia: 92 wt% と Lava Ultimate: 80 wt%であり、フィラー含有率に相関した弾性係数の差を示している可能性が考えられる (50)。本研究では、支台歯の材料には Lava Ultimate を用いており、Lava Ultimate クラウンの場合、クラウンと支台歯の弾性係数が完全に一致していた。Sakoguchi らは、クラウンと支台歯の弾性係数が一致あるいは近似している場合には両者が一体となって変形し、応力集中が起こりづらくなることを報告している (51)。一方で E-layered クラウンあるいは E-monolayer クラウンは支台歯よりもクラウンの弾性係数が大きく、荷重が加わった時にクラウンと支台歯の変形挙動が異なり、破折に至った可能性がある。しかしながら、E-monolayer クラウンと Lava Ultimate クラウンでは強度に有意差を認めなかったもので、硬質レジンクラウンの比較においては弾性係数の相違による差は小さいと考えられる。弾性係数の不一致による影響は e.max クラウンで顕著に認めた。e.max は、曲げ強度と破壊靱性は硬質レジンよりも有意に高い値を示したにもかかわらず、クラウン強度としては、E-monolayer

クラウンや Lava Ultimate クラウンと同等であった。一方で、e.max クラウンは Lava Ultimate クラウンよりも平均値で約 5 倍高い弾性係数を示した。支台歯の弾性係数がクラウンよりも小さい場合に垂直荷重を加えると、支台歯は水平方向に変形し、結果としてクラウンを内面から押し広げる形となり、マージン部での応力集中を引き起こしてクラウン破折につながることを示唆されている (Fig. 4.1) (39)。本研究における e.max クラウンでもこのような破折挙動のために、クラウン強度としては Lava Ultimate クラウンや Estenia のクラウンと同程度となったと考えられる。今回の実験では 1 種類の支台歯しか用いていないが、Sakoguchi らの報告 (51) と併せて考察すると、この結果は、クラウン強度を考える際には、材料の強度だけでなくクラウンと支台歯を弾性係数の関係性を評価することの重要性を示唆するものである。

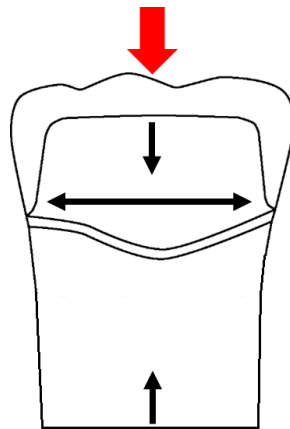


Fig. 4.1. 支台歯の変形によるクラウンマージンに加わる応力 (Oilo M, 2013 より改変 39)

また、クラウンの合着には接着性レジンセメントを用いたが、セメントの接着力がクラウン破折強度に影響を及ぼすことが報告されている (52)。従って、今回用いたパナビア F2.0 の各クラウン材料に対する接着力の相違が、本実験の

結果に影響を及ぼした可能性も考えられる。今後、合着に用いる各種セメントが硬質レジンクラウンの強度に及ぼす影響を検討することで、より臨床的に有意義な情報が得られると思われる。

今回用いた **Estenia** 硬質レジン作製に用いた築盛方法は一般的な手法とは異なる。前述したようにモールドを用いた方法は歯冠外形をコピーできるメリットがあるが、一般的には硬質レジンに築盛する際にはこのような方法はほとんど選択されない。今回試料製作にあたってはモールドを用いた築盛方法を十分にトレーニングしたが、それでも 3 層に築盛した硬質レジン内部には気泡の混入を認めた。しかしながら一般的な手法を用いても築盛時の気泡混入を防ぐ確実な手法はないため、たとえモールドを使用しない通常の手法でも気泡の混入は起こり得る。より高い技術を持つ歯科技工士であれば気泡混入のリスクは少なくなり、クラウン強度の低下を防ぐことが可能かもしれない。あるいは、**E-monolayer** クラウンは **E-layered** クラウンと比較して、気泡の混入は有意に少なく、高い破折強度を示す傾向にあったため、大臼歯クラウンのような、審美性よりも破折強度の方が重要視されるような症例であれば、強度向上の観点からは気泡混入の少ない単層のクラウンを選択することも有意義かもしれない。

本研究では、上記の材料試験の結果に加えてマイクロ CT による内部気泡の定量分析の有用性も確認することができた。従来の補綴装置あるいは修復材料の内部気泡の観察は、試料の断面を光学顕微鏡で観察し、その断面に見える単位面積当たりの気泡の割合として評価する方法がとられてきた (53,54)。しかしながら、この方法では試料の一部分の評価となってしまう、クラウン内部の気泡を非破壊的かつ網羅的に評価はできない。そこで本研究ではマイクロ CT を用

いて評価することで、クラウン内部の気泡を詳細に定量分析することを試みた。その結果、築盛法でレジンを積層して作製した硬質レジンクラウンでは気泡の混入を3次元的に評価することが可能であった。また、解像度も15  $\mu\text{m}$  と十分に細かく、クラウン内部気泡評価には十分であると考えられる。解像度に関しては観察範囲をより限定することでさらに細かくすることも可能なので、分析用途に合わせた設定が可能である。今後、補綴装置あるいは修復材料の内部気泡と力学的問題の関係性を評価する際には、マイクロCTを用いた分析法の応用が期待される(55,56)。

過去の文献では、大臼歯の咬合力は平均で900 N程度、最大値は約1690 Nと報告されている(30-32)。今回の実験で用いた硬質レジンクラウンおよびオールセラミッククラウンはいずれも文献で報告されている大臼歯の咬合力よりも大きな破折荷重を示した。従って、象牙質あるいはレジン築造された支台歯を想定した場合、150 MPa程度の曲げ強度と10-20 GPaの弾性係数を有する硬質レジンを用いたクラウンは大臼歯部での咬合力に耐えうることが示唆された。また、CAD/CAM法によって内部欠陥のない硬質レジンクラウンを作製することで強度を担保できることを実証した。この結果は、すでに大臼歯部応用が広く行われ、臨床的に良好な結果が報告されているe.maxクラウン(57,58)の破折強度と比較することでも確認することができた。しかしながら、本研究で行った静的荷重によるクラウンの破折試験は必ずしも口腔内における環境を再現していないため、今後より詳細な強度試験が必要になると考えられる。例えば、クラウンが臨床的に破折に至るには、側方力による影響、繰り返し荷重(59)による疲労や熱サイクルによる材料劣化(60) 疲労など、様々な因子が影響していることが知られている。従って、CAD/CAM法によって製作され



た硬質レジンクラウンを大臼歯部に応用した場合に、長期的に良好な術後経過を期待できるか否かについてさらなる研究が必要である。

## 5. 結論

- ・従来の築盛法で製作した硬質レジンクラウンは、作製過程で内部に気泡が混入するため、CAD/CAM 法によって製作された硬質レジンクラウンと比較してクラウン強度が低下する可能性が示唆された。
- ・実験に用いた各硬質レジン試料の破折強度は、大臼歯の最大咬合力とされる 1690 N を超えており、e.max クラウンと同程度の値を示したことから、硬質レジンクラウンは大臼歯にも適応できる可能性が示唆された。今後は、より口腔内環境を再現した条件での検討が必要である。

## 6. 謝辞

稿を終えるにあたり、論文作成に際し、終始多大なご指導、ご高閲を賜りました東北大学大学院歯学研究科 口腔修復学講座 分子・再生歯科補綴学分野 江草宏教授に深く感謝の意を表すとともに、研究当初より様々なご指導、ご助言をいただきました東北大学大学院歯学研究科 口腔システム補綴学分野 佐々木啓一教授、生体適合性計測工学講座 庭野吉己教授に深く感謝申し上げます。

また、本研究にあたり直接ご指導いただきました東北大学大学院歯学研究科 口腔修復学講座 分子・再生歯科補綴学分野 菅野太郎助教、生体適合性計測工学講座 中村圭祐助教に心より感謝致します。

最後に、終始多大なご援助、ご協力を下さいました分子・再生歯科補綴学分野の皆様は厚く御礼申し上げます。

## 7. 参考文献

- 1) Lovgren R, Andersson B, Carlsson GE, Odman P. Prospective clinical 5-year study of ceramic-veneered titanium restorations with the Procera system. *J Prosthet Dent*, 2000;84:514-21.
- 2) De Backer H, Van Maele G, De Moor N, Van den Berghe L, De Boever J. An 18-year retrospective survival study of full crowns with or without posts. *Int J Prosthodont*, 2006;19:136-42.
- 3) Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hammerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: Single crowns. *Clin Oral Implants Res*, 2007;18 Suppl 3:73-85.
- 4) Geurtsen W. Biocompatibility of dental casting alloys. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2002;13:71-84.
- 5) Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. *J Prosthet Dent*, 2000;83:223-34.
- 6) Rosentritt M, Plein T, Kolbeck C, Behr M, Handel G. In vitro fracture force and marginal adaptation of ceramic crowns fixed on natural and artificial teeth. *Int J Prosthodont*, 2000;13:387-91.
- 7) Nakamura T, Imanishi A, Kashima H, Ohyama T, Ishigaki S. Stress analysis of metal-free polymer crowns using the three-dimensional finite element method. *Int J Prosthodont*, 2001;14:401-5.
- 8) Behr M, Rosentritt M, Sikora MI, Karl P, Handel G. Marginal adaptation and fracture resistance of adhesively luted glass fibre-composite reinforced molar crowns with different inner crown surfaces. *J Dent*, 2003;31:503-8.

- 9) Lehmann F, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Fracture resistance of metal-free composite crowns—effects of fiber reinforcement, thermal cycling, and cementation technique. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 2004;92:258-64.
- 10) Behr M, Rosentritt M, Handel G. Fiber-reinforced composite crowns and FPDs: a clinical report. *Int J Prosthodont*, 2003;16:239-43.
- 11) Rammelsberg P, Spiegl K, Eickemeyer G, Schmitter M. Clinical performance of metal-free polymer crowns after 3 years in service. *J Dent*, 2005;33:517-23.
- 12) Vanoorbeek S, Vandamme K, Lijnen I, Naert I. Computer-aided designed/computer-assisted manufactured composite resin versus ceramic single-tooth restorations: a 3-year clinical study. *Int J Prosthodont*, 2010;23:223-30.
- 13) Pontes LF, Alves EB, Alves BP, Ballester RY, Dias CG, Silva CM. Mechanical properties of nanofilled and microhybrid composites cured by different light polymerization modes. *Gen Dent*. 2013 May-Jun;61(3):30-3.
- 14) Curtis AR, Palin WM, Fleming GJ, Shortall AC, Marquis PM. The mechanical properties of nanofilled resin-based composites: characterizing discrete filler particles and agglomerates using a micromanipulation technique. *Dent Mater*. 2009 Feb;25(2):180-7.
- 15) Beun S, Glorieux T, Devaux J, Vreven J, Leloup G. Characterization of nanofilled compared to universal and microfilled composites. *Dent Mater*. 2007 Jan;23(1):51-9.
- 16) Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med*, 1995;6:302-18.
- 17) ハイブリッドセラミックス メタルフリー修復の臨床と歯科技工 高橋英登・松井信人 編集 医歯薬出版株式会社 2006 年第 1 版

- 18) Behr M, Rosentritt M, Latzel D, Kreisler T. Comparison of three types of fiber-reinforced composite molar crowns on their fracture resistance and marginal adaptation. *J Dent*. 2001 Mar;29(3):187-96.
- 19) van Heumen CC, Kreulen CM, Creugers NH. Clinical studies of fiber-reinforced resin-bonded fixed partial dentures: a systematic review. *Eur J Oral Sci*. 2009 Feb;117(1):1-6.
- 20) Lehmann F, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Fracture resistance of metal-free composite crowns-effects of fiber reinforcement, thermal cycling, and cementation technique. *J Prosthet Dent*. 2004 Sep;92(3):258-64.
- 21) Ogden AR. Porosity in composite resins--an Achilles' heel? *J Dent*, 1985;13:331-40.
- 22) McCabe JF, Ogden AR. The relationship between porosity, compressive fatigue limit and wear in composite resin restorative materials. *Dent Mater*, 1987;3:9-12.
- 23) Chadwick RG, McCabe JF, Walls AW, Storer R. The effect of placement technique upon the compressive strength and porosity of a composite resin. *J Dent*, 1989;17:230-3.
- 24) Fano V, Ortalli I, Pozela K. Porosity in composite resins. *Biomaterials*, 1995;16:1291-5.
- 25) Poticny DJ, Klim J. CAD/CAM in-office technology: innovations after 25 years for predictable, esthetic outcomes. *J Am Dent Assoc*. 2010 Jun;141 Suppl 2:5S-9S.
- 26) Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH. Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens *Clin Oral Investig*. 2012 Dec;16(6):1669-77.
- 27) Alt V, Hannig M, Wöstmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed

- partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater.* 2011 Apr;27(4):339-47.
- 28) Göncü Başaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design--computer-aided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand.* 2011 May;69(3):144-50.
  - 29) Ohlmann B, Gruber R, Eickemeyer G, Rammelsberg P. Optimizing preparation design for metal-free composite resin crowns. *The Journal of Prosthetic Dentistry,* 2008;100:211-9.
  - 30) Waltimo A, Kononen M. A novel bite force recorder and maximal isometric bite force values for healthy young adults. *Scand J Dent Res,* 1993;101:171-5.
  - 31) Waltimo A, Nystrom M, Kononen M. Bite force and dentofacial morphology in men with severe dental attrition. *Scand J Dent Res,* 1994;102:92-6.
  - 32) Braun S, Bantleon HP, Hnat WP, Freudenthaler JW, Marcotte MR, Johnson BE. A study of bite force, part 1: Relationship to various physical characteristics. *Angle Orthod,* 1995;65:367-72.
  - 33) Belli R, Geinzer E, Muschweck A, Petschelt A, Lohbauer U. Mechanical fatigue degradation of ceramics versus resin composites for dental restorations. *Dent Mater.* 2014 Apr;30(4):424-32.
  - 34) Hori S, Minami H, Minesaki Y, Matsumura H, Tanaka T. Effect of hydrofluoric acid etching on shear bond strength of an indirect resin composite to an adhesive cement. *Dent Mater J.* 2008 Jul;27(4):515-22.
  - 35) [http://www.mmm.co.jp/hc/dental/pro/recommend/lava\\_ultimate/point.html](http://www.mmm.co.jp/hc/dental/pro/recommend/lava_ultimate/point.html)
  - 36) Milleding P. Preparation design for traditional fixed full-crown restorations.

Preparations for fixed prosthodontics. Denmark: Munksgaard; 2012. p. 155-63

- 37) Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*. 2004 Jun;91(6):561-9.
- 38) Pallis K, Griggs JA, Woody RD, Guillen GE, Miller AW. Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications. *J Prosthet Dent*, 2004;91:561-9.
- 39) Oilo M, Kvam K, Tibballs JE, Gjerdet NR. Clinically relevant fracture testing of all-ceramic crowns. *Dent Mater*, 2013;29:815-23.
- 40) Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. *Int J Prosthodont*. 2003 Sep-Oct;16(5):538-42.
- 41) Rekow ED, Harsono M, Janal M, Thompson VP, Zhang G. Factorial analysis of variables influencing stress in all-ceramic crowns. *Dent Mater* 2006;22:125-32.
- 42) Wolf D, Bindl A, Schmidlin PR, Luthy H, Mormann WH. Strength of CAD/CAM-generated esthetic ceramic molar implant crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008;23:609-17.
- 43) Zesewitz TF, Knauber AW, Northdurft FP. Fracture resistance of a selection of full-contour all-ceramic crowns: an in vitro study. *Int J Prosthodont*. 2014 May-Jun;27(3):264-6.
- 44) Yucel MT, Yondem I, Aykent F, Eraslan O. Influence of the supporting die structures on the fracture strength of all-ceramic materials. *Clin Oral Investig*. 2012 Aug;16(4):1105-10.
- 45) Kelly JR. Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations.



- J Prosthet Dent. 1999 Jun;81(6):652-61.
- 46) Plotino G, Grande NM, Bedini R, Pameijer CH, Somma F. Flexural properties of endodontic posts and human root dentin. Dent Mater. 2007 Sep;23(9):1129-35.
- 47) Kinney JH, Marshall SJ, Marshall GW. The mechanical properties of human dentin: a critical review and re-evaluation of the dental literature. Crit Rev Oral Biol Med 2003;14:13-29.
- 48) Opdam NJ, Roeters JJ, Peters TC, Burgersdijk RC, Teunis M. Cavity wall adaptation and voids in adhesive Class I resin composite restorations. Dent Mater. 1996 Jul;12(4):230-5.
- 49) Huysmans MC, van der Varst PG, Lautenschlager EP, Monaghan P. The influence of simulated clinical handling on the flexural and compressive strength of posterior composite restorative materials. Dent Mater. 1996 Mar;12(2):116-20.
- 50) Masouras K, Silikas N, Watts DC. Correlation of filler content and elastic properties of resin-composites. Dent Mater. 2008;24(7):932-939.
- 51) Sakoguchi K, Minami H, Suzuki S, Tanaka T. Evaluation of fracture resistance of indirect composite resin crowns by cyclic impact test: influence of crown and abutment materials. Dent Mater J, 2013;32:433-40.
- 52) Behr M, Rosentritt M, Mangelkramer M, Handel G. The influence of different cements on the fracture resistance and marginal adaptation of all-ceramic and fiber-reinforced crowns. Int J Prosthodont. 2003 Sep-Oct;16(5):538-42.
- 53) Wilson MA, Norman RD. An investigation into the incidence of voids in indirect composite inlays formed using different packing techniques. J Dent. 1991 Oct;19(5):296-300.
- 54) Fano V, Ortalli I, Pozela K. Porosity in composite resins. Biomaterials. 1995

Nov;16(17):1291-5.

- 55) Xin WU, Nakagawa M, Teraoka F. Failure morphology of all-ceramic prostheses. Dental Materials Journal 2012; 31(3): 494–498.
- 56) Mously HA, Finkelman M, Zandparsa R, Hirayama H. Marginal and internal adaptation of ceramic crown restorations fabricated with CAD/CAM technology and the heat-press technique. J Prosthet Dent. 2014 Aug;112(2):249-56.
- 57) Etman MK, Woolford MJ. Three-year clinical evaluation of two ceramic crown systems: a preliminary study. J Prosthet Dent. 2010 Feb;103(2):80-90.
- 58) Gehrt M, Wolfart S, Rafai N, Reich S, Edelhoff D. Clinical results of lithium-disilicate crowns after up to 9 years of service. Clin Oral Investig. 2013 Jan;17(1):275-84.
- 59) Attia A, Abdelaziz KM, Freitag S, Kern M. Fracture load of composite resin and feldspathic all-ceramic CAD/CAM crowns. J Prosthet Dent, 2006;95:117-23.
- 60) Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. J Oral Rehabil. 2001 Aug;28(8):703-7.

## 研究成果発表

本論文の要旨の一部を下記に示す学会にて発表した。

日本補綴歯科学会 第123回学術大会（ポスター発表, 2014年5月24-25日, 宮城）

原田章生, 菅野太郎, 稲垣亮一, 佐々木啓一

CAD/CAM 法による大臼歯硬質レジンジャケットクラウンの強度試験

ポスター賞（デンツプライ賞）受賞