

海外論文紹介

Vol.2

Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy

ジルコニア修復物における CAD/CAM 加工方式の違い：適合精度への影響

Philipp Kohorst, Janet Junghanns,
Marc P. Dittmer, Lothar Borchers, Meike Stiesch,
Clin Oral Invest (2011) 15: 527-536

Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy

Philipp Kohorst & Janet Junghanns & Marc P. Dittmer & Lothar Borchers & Meike Stiesch

P. Kohorst (*) : J. Junghanns : L. Borchers : M. Stiesch
Department of Prosthetic Dentistry
and Biomedical Materials Science, Hannover Medical School,
Carl-Neuberg-Straße 1,
30625 Hannover, Germany
e-mail: Kohorst.Philipp@mh-hannover.de

M. P. Dittmer
Department of Orthodontics, Hannover Medical School,
Carl-Neuberg-Straße 1,
30625 Hannover, Germany

Different CAD/CAM-processing routes for zirconia restorations: influence on fitting accuracy

ジルコニア修復物におけるCAD/CAM加工方式の違い:適合精度への影響

Philipp Kohorst, Janet Junghanns, Marc P. Dittmer, Lothar Borchers, Meike Stiesch,
Clin Oral Invest (2011) 15:527-536

<翻訳>

山本貴金属地金株式会社 国際事業部 堀口 享寛
有機材料開発課 主任研究員 博士(薬学) 坂本 猛

概 要

本研究の目的は、CAD/CAM加工によるジルコニア製4ユニット固定性歯科用補綴物(FDP)の適合精度が加工方式の違いによってどれだけ影響を受けるか評価することである。各グループ10例の試験片で3グループのジルコニアフレームワークを作製した。1つのグループのフレームワーク(CerconCAM)を、技工所用CAM-onlyシステムを用いて作製した。残るグループのフレームワークは、異なるCAD/CAMシステムを用いて作製した。すなわち、1つのグループは技工所内で作製し(CerconCAD/CAM)、もう1つのグループはミリングセンター(Compartis)に図形データを送信した後、そこで集約的に作製した。それから、フレームワークは推奨のセラミックスでベニアリングし、レプリカ法を用いたSEM観察で、マージン(クラウンと歯面の境界)の精度を測定した。マージンの水平方向のずれ、垂直方向のずれ、絶対的なずれ、およびマージンギャップを評価した。一元配置分散分析(ANOVA)を有意水準0.05で実施した。マージンの水平方向のずれは22 μ m(CerconCAM)から58 μ m(Compartis)、垂直方向のずれは63 μ m(CerconCAD/CAM)から162 μ m(CerconCAM)、絶対的なずれは94 μ m(CerconCAD/CAM)から181 μ m(CerconCAM)となった。マージンギャップは72 μ m(CerconCAD/CAM)から112 μ m(CerconCAM, Compartis)となった。

以上より、ジルコニア製FDPのマージン精度は適用した加工方式($p<0.05$)に著しく影響されることが、統計的分析によって明らかになった。本研究内のすべての修復物は、臨床的に適用可能なマージン精度を有していたが、4本ブリッジの作製において、CAD/CAMシステムはCAM-onlyシステムより高精度であることが示唆された。

緒 言

近年、イットリア安定化正方晶ジルコニア多結晶体(Y-TZP)が、オールセラミックス修復物の作製に徐々に利用されるようになってきている。かつては工学分野のみにおいて使用されていたジルコニア材料は、高い審美性、優れた生体適合性、低いプラークの付着性、高い強度を伴う低熱伝導性という、歯科分野に応用するにあたり極めて重要な特性を兼ね備えている。このようなジルコニアの高強度(正方晶から単斜晶への相転移の間に生じる構造補強に起因する)という特性により[1]、高い咀嚼や咬合応力のかかる臼歯部でさえもオールセラミックス修復物として使用可能である[2, 3]。最近のCAD/CAMシ

システムを用いた切削技術は、Y-TZP 加工において最も一般的である。材料の高強度と高硬度という性質は、切削に時間がかかり、切削ツールの摩耗が激しくなる [4]。そのため、Y-TZP は通常、本焼結体で機械加工せずに、半焼結体（多孔質）の状態加工する。しかし、最大の強度を得るためには、Y-TZP セラミックスは切削後に焼結しなければならない。この焼結は 25% ～ 30% の収縮を伴うため、被切削物を加工する前に収縮を考慮しておかなければならない [4-6]。近年、直接成形加工法によって、超分散セラミック微粒子を容易に高密度かつ高純度のセラミックス修復物に変換する、より革新的な技術が開発されている [7]。

現在、切削によるジルコニア修復物の製造は、通常では、後述する 3 種類の異なる加工方式のうちの 1 つを切削技術として使用する。

第一に挙げる加工方式では、修復物を種々の手動または電子複写切削システムで製造する。手動方式では、コーピングまたはフレームワークは、ワックスまたはレジンから模型を手作りし、それをパンタグラフ機にかける。機械の複写アームでワックス模型を写す一方で、カーバイドカッターをもつアームで選択した半焼結ジルコニアディスクを削る [8]。修復物の最終的な形は、焼成によって収縮することを考慮して大きく作製する。CAM-only システムと呼ばれる電子複写切削システムも、フレームワークのワックスアップを必要とし、レーザービームによる走査で接触することなくデジタル図案へ変換する。これらのデータに基づいて、フレームワークを CAM 装置にて切削し、その後、炉で焼結する [9]。

第二に挙げる加工方式では、ジルコニア修復物を技工所内の CAD/CAM を用いて作製する。この加工方式では、準備した歯の石膏模型を、光学的または機械的に走査し、図形データに変換する。次に、CAD プログラムを使用し、図形データを元にフレームワークを仮想的に設計する。得られたデータに基づいて修復物を CAM 装置で切削し、最終的な密度まで焼成する。

第三に挙げる加工方式では、石膏模型の走査を歯科技工所内で実施する。CAD システムによって図形データを最適化した後、修復物のデータをミリングセンターに送り、厳格な品質基準下で集中製造する。技工所は通常、次の加工のために、72 時間以内に仕上がり品を郵便小包で送り返す。

固定補綴物の長期的な臨床効果における最も重要な特徴の一つは適合精度であり、マージン領域の適合精度が特に重要である。マージンの不適合は、口腔内へ封鎖材料が露出する原因となる。ガラスアイオノマーセメントまたはリン酸亜鉛セメントは、ほとんどが支台歯にジルコニア修復物を固定することに使用される。これらの歯科用セメントの溶解性によって、結果として修復物と支台歯との間に隙間が生じる。これらの欠損部分ではプラークの付着が増加し、副次的な虫歯や歯周病の発病を引き起こすような雑菌の繁殖が伴う [10-13]。さらに、虫歯による微小漏洩によって歯内に炎症を引き起こす可能性もある [14]。

上述の生物学的側面に加え、適合精度は機能的荷重下での機械的信頼性にも関連している。Rekow と Thompson の指摘によれば、余剰なセメント層は、繰り返し荷重下でのセメント材料の粘弾性変形によって生じる表面張力の応力集中を引き起こす [15]。これらの引っ張り応力の増加は、ベニア用陶材に損傷を与え、ベニア層のチッピングを引き起こす。チッピングは、ジルコニア製修復物による修復が不首尾になる主要な原因の 1 つとなる [10, 16-18]。

オールセラミックス固定補綴物 (FDP) のマージン精度については、生体内・生体外の両面で種々の試験、評価がなされてきた。しかし、我々の知識の及ぶ限りでは、単一の企業が提供する異なる加工方式を用いて作製した複雑なジルコニア製修復物のマージン精度を評価している研究はない。したがって、本研究の目的は、同一の会社 (DeguDent, Hanau, Germany) が提供した 3 種類の加工方法を用いて、CAD/CAM で作製した臼歯部 4 ユニットジルコニア FDP のマージン精度を調査することである。なお、検証すべき帰無仮説は、適合精度が使用した加工方式に大幅に依存することである。

材料と方法

マスター模型の作製

上顎タイポドントレジン模型 (Frasaco OK 119, A-3 T, Franz Sachs Co., Tettngang, Germany) の第一小臼歯と第二大臼歯をオールセラミックス FDP に適応させるために作製した。シャンファーを 1.0 mm, 咬合面を 2.0 mm, および 5° のテーパーを調整し模型を作製した。次に, 作製した歯を含むレジン模型の領域を, ニッケルクロム合金 (Wiron 99, Bego, Bremen, Germany) で作製した耐摩耗マスター模型として複製した。このマスター模型の 20 例の印象 (Silagum, DMG, Hamburg, Germany) に基づいて, クラス IV の石膏 (Fuji Rock, GC, Leuven, Belgium) で, 20 例の鋳型を作製した後, Y-TZP フレームワーク作製のための基礎材として連続して使用した。

Y-TZP フレームワークを用いた FDP の作製

FDP の 3 グループそれぞれ 10 個の試験片を, グループごとに異なる加工方式で作製した。すべてのフレームワークは, 同じ半焼結ジルコニア (Cercon base, DeguDent) から作製した。すべての系統のフレームワーク寸法は, 系統間で連結部の幅と高さの差は 0.2 mm 以内であり, ほとんど同じであった。連結部の断面積 (近心から遠心まで) は, それぞれ 12.5, 15.6 および 11.6 mm² とした。アバットメントクラウンの壁の厚みは 0.6 mm であった。

第一の試験グループ (CerconCAM) のフレームワークは, CAM システムのみを使用して製造した。10 個それぞれのワックスアップは, 作製した支台歯の範囲で, マージンより 1.5 mm 上から, 手作業で塗布したスペーサー (Cercon spacer, DeguDent) を用いて石膏鋳造で作製した。すべてのワックスアップ寸法の均一性は, あらかじめ作製した種々のシリコン型を用いて確認した。その後, CAM システム (Cercon brain, DeguDent) 中でそれぞれのワックスアップをレーザー走査と複写を行い, 続いて電気炉 (Cercon heat, DeguDent) で, 1350 °C で 6 時間, 半焼結ジルコニア修復物 (Cercon base, DeguDent) を焼結してフレームワークを作製した。

第二の試験グループ (CerconCAD/CAM) のフレームワークを作製するために, 10 個のマスター石膏模型をレーザー法 (Cercon eye, DeguDent) により光学走査した。それぞれの石膏模型の図形データをデジタル処理した後, 10 個の各条件を CAD で設計した (Cercon art, DeguDent)。作成したデータ群に基づいて, 歯科技工所で半焼結ジルコニア (Cercon base, DeguDent) を切削してフレームワークを作製した (Cercon brain, DeguDent)。リテーナーのセメント層は, 実質的に 30 μm で調整した。最終焼結はファーンレスで 1350 °C, 6 時間にて行った (Cercon heat, DeguDent)。

第三の試験グループ (Compartis) では, CerconCAD/CAM 群で作られた同一のフレームワークの図形データを DeguDent のミリングセンターに送り, 半焼結ジルコニアディスク (Cercon base, DeguDent) から 10 例の修復物を作製した (Compartis, DeguDent)。最後に, 次の工程に移すため修復物を技工所に返却した。

サンプル作製の段階では, すべてのフレームワークをスチームで洗浄し, 変形と破折の評価を行った。次に, ニッケルクロムマスター模型に適合するように FDP を調整して最適化した。経験のある技工士が 4 倍拡大鏡で適合調整を行った。修正の必要があるリテーナーの内側領域を, 油性マーカーで印を付けた。印はマスター模型の支台歯に付け, フレームワークを負荷がかからないようにして支台の上に置いた。必要であれば, リテーナー内に残っている色付けしたスポットは, 注水下, 低圧でファイバーを用いて除いた。これらの工程は, 支台歯がリテーナーに均一に接触するまで, また, これ以上調整する

と保持力がなくなるというところまで繰り返した。その後、技工士と歯科医がフレームワークの適合を調整して改善するかを決めた。

できる限り正確な臨床状態を再現するために、フレームワークはメーカーが推奨するセラミックス (Cercon ceramkiss, DeguDent) で、スラリー法を使用し、使用説明に沿ってベニア加工を施した (図1)。フレームワークのマージン部とリテーナーの内面にコンタミの混入を防ぐため、ベニア用陶材はブリッジの歯頸部辺縁から約 0.5 mm に及ぶ領域に適用しない。ベニア層の厚みが 0.5 mm から 1.2 mm の範囲内で均一であることは、ワックスアップであらかじめ準備したシリコン型を使用して確認した。



図1. ベニア加工後のジルコニア製フレームワークFDP

適合精度の分析

適合精度を確かめるために、低粘度シリコン (Dimension Garant L, 3M ESPE, Seefeld, Germany) を FDP に流した。その後、ブリッジをマスター模型の支台歯の上に設置し、咬合方向に 50 N の負荷をかけた。低粘度シリコンが固まった後、修復物をマスター模型から取り外す際に、支台歯上にリテーナーと支台歯の間にあった薄いシリコンのフィルムが残った (図2)。そのシリコンフィルムは、その後、カスタム印象トレイによって、高粘度シリコンで固定した (Detaseal bite, Detax, Ettlingen, Germany)。得られた小白歯と大白歯の複製を調整した治具に設置し、カミソリを用いて分割した。1 回目の分割は近心と遠心、もう 1 回の分割で頬側と口蓋方向に分割し、4 つの測定位置 (近心、遠心、頬側、口蓋) とした (図3)。



図2. 支台歯とリテーナーとの間のシリコンフィルム



図3. 近心と遠心，頬側と口蓋方向に分割した固定レプリカ

光学顕微鏡 (Orthoplan, Leitz, Wetzlar, Germany) において 51.2 倍で複製の 4 分の 1 の写真を撮り, CorelDraw10 (Corel, Ottawa, Canada) のソフトウェアを使用してマージン距離を測定した. 全体として, 各測定ポイントに対する 4 つの異なる測定ができた. Holmes らによって定義されたマージンの水平方向のずれ (x), 垂直方向のずれ (y), 完全なずれ (z) とマージンギャップ (w) を評価した (図 4). 水平方向のずれは, 修復物の描く軌道を測定して, リテーナーのマージンの最も外側の部分と支台歯の縁との間の水平方向の不適合と定義されている. 垂直方向のずれは, 修復物の軌道に対して水平に測定し, リテーナーのマージンの最も外側の部分と支台歯の縁との間の垂直方向のずれと定義されている. これらの距離のベクトル和 (x and y) は, 完全なずれとして定義されている (z). したがって, 完全なずれは直角三角形の斜辺であり, 直角三角形の垂直方向と水平方向がマージンのずれである. 支台歯の表面からリテーナーのマージンに対する垂直方向の長さは, マージンギャップと定義する (図 4).

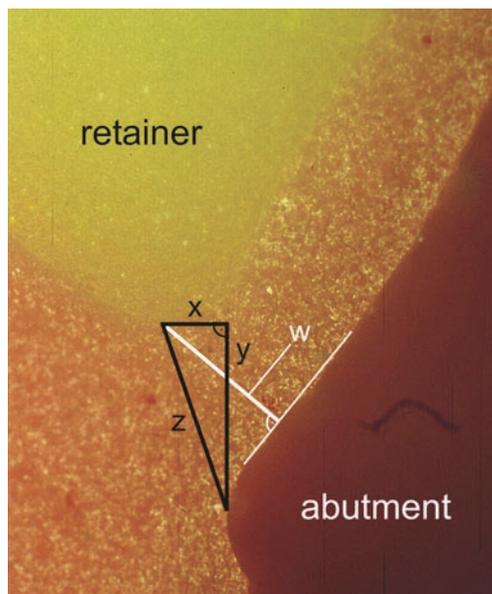


図4. レプリカの顕微鏡断面図

マージンの水平方向のずれ (x), マージンの垂直方向のずれ (y), 完全なずれ (z), マージンギャップ (w)

統計分析

Windows, version 16.0 (SPSS Software, Munich, Germany) の SPSS を使用して, 統計分析を行った. Kolmogorov-Smirnov と Levene の検定によって, データの正規分布と等分散性を確認した. 加工方式がマージン精度に著しい影響を及ぼしていたかどうかを確認するために, 有意水準 0.05 で一元配置分散分析を使用した. 試験グループ間での違いは Scheffé 多重比較検定または, 代わりに Tamhane 多重比較検定で有意水準を取り, 分散が均等でないかを確認した. さらに, FDP の寸法が伸びたか縮んだかを知るために, 各支台歯の近心と遠心の測定ポイントで X 軸方向, マージンの水平方向のずれ (x) を, Student の t 検定を用いて統計的に比較した. 有意水準は 0.05 とした.

結果

表 1 と図 5 に, それぞれの加工方式による測定の詳細な結果を示す. 表には中央値, 平均値, 標準偏差, 最小値および最大値を示し, 各測定の有差を記述した. すべてのシステム間における平均差は, 標準偏差内の範囲で変動する. 使用した加工方式の一元分散分析結果は, 各測定 ($p < 0.05$) に対して統計上著しい影響を与えたこと示した. したがって, ジルコニア製 FDP の適合精度は使用した加工方式に依存するとする仮説を容認できる. 技工所用 CAM-only システムで作製した CerconCAM 試験グループの FDP は, マージンの水平方向のずれの中で最も低い平均値を示した. 他のすべての測定 (マージンの垂直方向のずれ, 完全なずれ, マージンギャップ) は, 技工所内 CAD/CAM 製造 (CerconCAD/CAM) の場合では, 最も低い平均値を示した. さらに, この試験グループの値は, 各測定において最も少ない標準偏差を示した.

表 1. 各加工方式を用いて作製した FDP のマージン精度の結果

Group	Horizontal discrepancy, x (μm)					Vertical discrepancy, y (μm)				
	MD	MV	SD	Min	Max	MD	MV	SD	Min	Max
CerconCAM	18.4	21.7 ^a	69.9	-124.7	205.0	151.4	162.1 ^c	84.3	-40.8	364.7
CerconCAD/CAM	50.2	49.4 ^b	42.0	-41.8	177.3	47.6	62.8 ^a	47.7	-9.6	207.5
Compartis	51.6	57.6 ^b	53.7	-59.4	198.5	109.8	119.6 ^b	64.7	16.1	326.4
	Absolute marginal discrepancy, z (μm)					Marginal gap, w (μm)				
Group	MD	MV	SD	Min	Max	MD	MV	SD	Min	Max
CerconCAM	173.7	180.9 ^c	77.3	32.5	375.6	103.1	111.9 ^b	55.3	25.7	321.5
CerconCAD/CAM	85.7	94.3 ^a	38.8	22.3	208.0	70.4	72.1 ^a	34.3	7.0	182.3
Compartis	150.6	145.5 ^b	58.9	39.9	351.3	114.8	112.0 ^b	52.2	15.1	289.8

Values denoted by the same index do not differ with statistical significance
MD median, MV mean value, SD standard deviation, Min minima, Max maxima

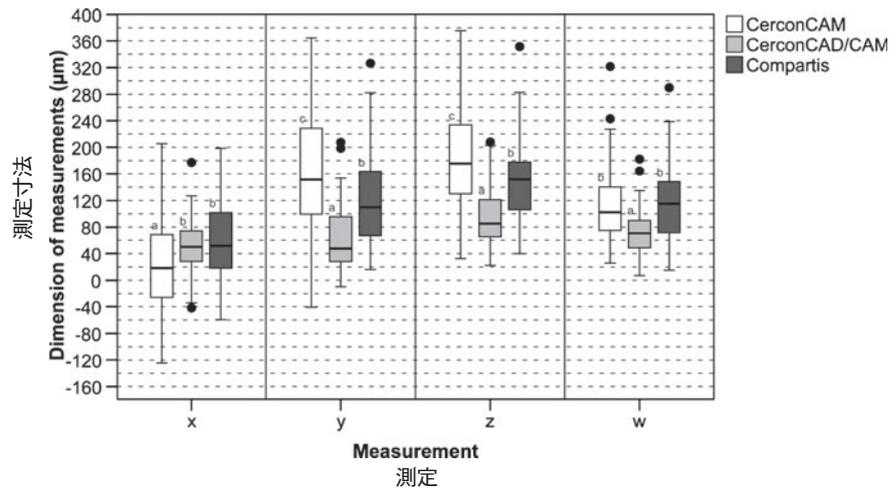
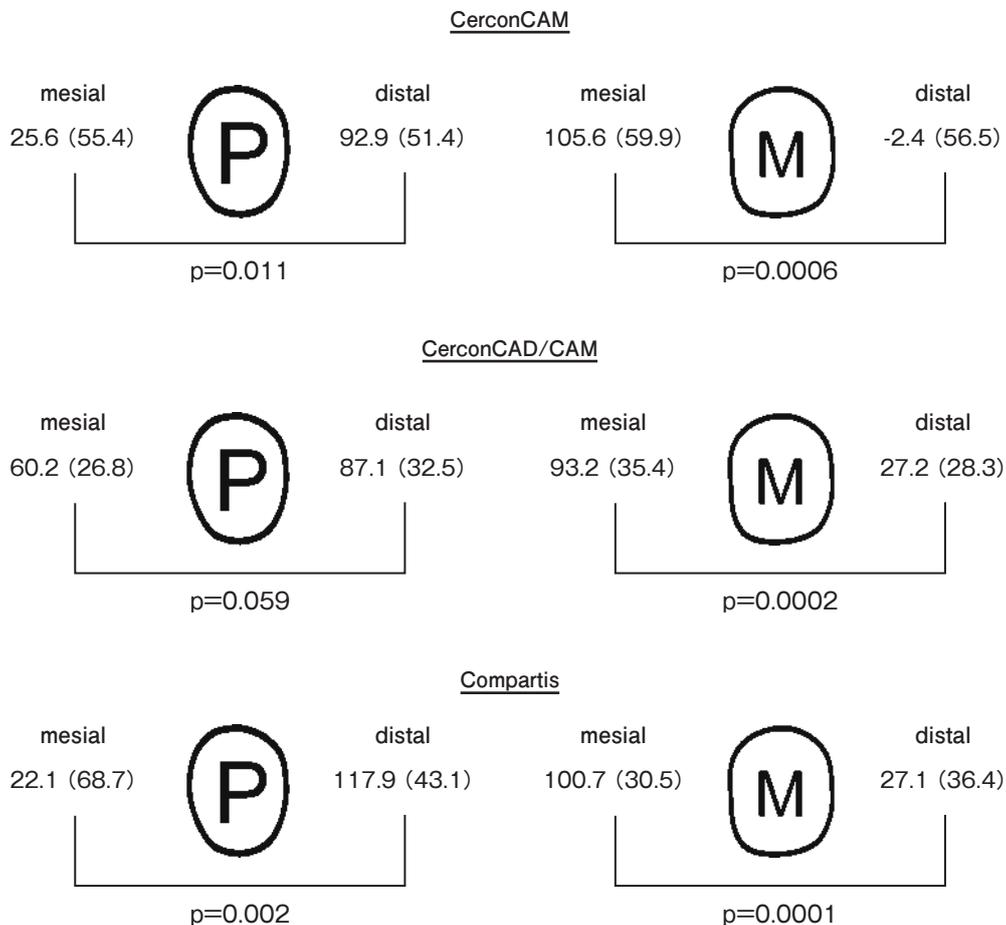


図5. 使用した加工方式と種々の測定における箱ひげ図

表2にX軸方向における修復物の寸法の統計分析の結果を示す. CerconCAD/CAM 試験グループの小白歯リテーナーを除き, 各リテーナーの近心と遠心の測定ポイントにおける水平方向のマージンのずれ(x)は, すべての試験グループにおいて統計的有意差が生じる. 各リテーナーにおいて, 水平方向のマージンのずれは, ポンティックが無い面より, 有る面の方が非常に高い値を示した.

表2. 小白歯(P)と大白歯(M)各ポンティックの有る面と無い面での水平方向のマージンのずれ



考 察

本研究の結果によって、ジルコニア FDP の作製における CAD/CAM の加工方式は、修復物の適合精度に著しい影響を及ぼすことを示した。技工所内の CAD/CAM システムで作製した修復物は、本研究で使用方法の中で、最良なマージンの適合精度を示した。なお、著者の知る限り、同一のメーカーで異なる加工方式により作製されたジルコニア製修復物のマージンの適合精度を評価した研究文献は存在しない。

3 本臼歯 FDP において、Beuer ら [20] も、マージンの影響と適合に関して、同じ CAD/CAM 加工方式を研究していたが、彼らは異なるメーカーの装置を比較していた。彼らの研究では、本研究で示された値 (72 ~ 112 μm) より明らかに低い 8 から 60 μm の平均マージンギャップを示した。これは、フレームワークの収縮が焼結処理によって相違することが考えられる。コンピューター支援計算処理、また焼結処理における不正確さは、FDP がより広範囲になればなるほど、修復物の適合において、より明確な影響を与えるだろう [32]。このような相違にもかかわらず、Beuer ら [20] は、本研究で示したように、加工方式は適合精度に著しい影響を与えると報告した。

しかし、ミリングセンターで作製した固定補綴物は一番良い適合精度を示し、技工所内の CAD/CAM システムで作製した固定補綴物と同程度であった。CAM-only システムでは、最低の適合精度を示した [20]。CAM-only システムにおいて、これらの結果は本研究と一致している。特に、マージンの完全なずれはマージン領域の適合精度を示す最も適したパラメーターと考えられ [31]、他の系よりも著しく大きかった (表 1; 図 5)。

臨床研究では、CAM-only システムで作製した臼歯の固定補綴物は、この低精度適合が悪影響を及ぼし、5 年後に 21% の二次カリエスの罹患率を記録した [10]。

作製ステップの多さと CAM-only システムで要求される手作業作製でのバラツキは、平均マージン精度において差異を生じさせる原因となる。CAD/CAM 装置を用いたすべての測定での比較的高い標準偏差は、作製工程の更なるばらつきの指標とみなすことができる (表 1)。加工工程における最初の工程では、人の手ですべての支台歯にスペーサーを塗る必要がある。それからフレームワークのワックスアップを作製する。ワックスパターンは、型から取り除き、スキャンフレームに設置する。ワックスアップを型から取り除くことは、変形を引き起こす可能性があり、マージンの精度に悪い影響を及ぼす。さらに、図形データを得るために、CAM-only システムのスキャナーは、ワックスパターンの内側を走査しなければならず、そこは薄いマージンを含んでいる。これは型をスキャンするよりかなり複雑である。したがって、CAM-only システムによって作製した修復物の精度を考慮する上で 2 つの要素があることが明らかとなる。すなわち、1 つは歯科技工士の技量であり、もう 1 つはスキャンの正確さである。

対照的に、我々の研究でのスキャン方法は、研究した二つの CAD/CAM システムの間で起こる差異の原因を除外することができる。両グループにおいて、各加工工程によるジルコニア製フレームワークの製作のために、10 例の異なる石膏模型の走査に基づいた同じ 10 例のデータ群を使用した。それゆえ、厳密には、この研究は CAD/CAM プロセス全体の評価をしていないが、切削と焼結の手順の適合精度への影響のみを評価している。

しかし、同一のスキャナーと CAD ソフトウェアを両方の CAD/CAM プロセスで使用するため、慣例の臨床適用においてスキャンの影響は無視できる。したがって、技工所用とミリングセンター用の CAD/CAM システムのマージン精度の有意差は、2 つの加工工程に対して異なる切削機械と焼結炉を使用しており、製造プロセスの相違が大きな原因となった。

さらに、両システムは初期設定で使用されたことと、セッティングを調整することで適合精度を最適化されたかもしれないことを言及すべきである。技工所内 CAD/CAM 加工方式では、CAM-only システムと同じ切削機と焼結炉を使用した。これによって、スキャニング手順とあわせ、手作業での作製とワックスパターンの操作が、CAM-only システムで作製した修復物が比較的低い適合精度であった理由であることの更なる示徴であると考えられる。

マスター模型上の修復物のマージン適合性に影響を及ぼす可能性があるという更なる見地は、印象と複製石膏の作製による誤差である。これらのプロセスでは、生体外環境下で最も信頼性の高いタイプ IV の石膏とビニルポリシロキサンを使用して実施した。今日の研究では、Persson ら [33] が、同等の環境下で同じ材料用い、歯科印象と対応する複製石膏で高い精度を発見した。それゆえ、今日の研究では、FDP の適合精度はどちらの加工方式でも影響はないとされている。

加工法の違いに影響を及ぼすもう一つの要因は、歯科技工士によるマスター模型のフレームワークに対する適応かもしれない。すべてのフレームワークは、同一技工士が調整し、2 人の校正検査官が修正し、可能な限り適合が良いものにする。それゆえ、この影響はシステム固有の最小の避けられない誤差とみなせる。この製法は臨床での試適と同様に歯科技工所の作製プロセスも影響し、他の著者によって報告されている [20, 34]。

Y-TZP から作製した 4 本 FDP の適合精度を評価した研究文献は、ほとんど入手不可能である。異なる CAD/CAM システムを用いて作製した臼歯修復物で、Kohorst ら [28] は、平均の水平方向のマージンのずれは 38 から 116 μm の間、平均の垂直方向のマージンのずれは 24 から 197 μm の間、そして、平均の完全なずれは 58 から 206 μm の間であることを報告した。Tinschert ら [22] は、同種の修復物では 59 μm の平均水平方向のずれ、48 μm の平均垂直方向のずれ、および 71 μm の平均の完全なずれ、46 μm の平均マージンギャップを発見した。前歯 FDP において、Komine ら [35] は、完全なずれが 87 から 113 μm の間であることを、Vigolo ら [29] は、平均垂直方向のずれが 46 から 63 μm の間であり、使用した CAD/CAM システムに依存していることを断定した。Reich らは、臨床試験において、4 本 FDP の平均の完全なずれが 91 μm であると評価した [19]。このように前述のすべての研究結果と、本研究の結果はよく一致している。

マージン適合精度に関する更なる証拠は、ジルコニア製 3 本 FDP によるものである。異なる生体外研究では、9 μm から 86 μm の範囲の平均マージンギャップ値を示した [20, 21, 25-27, 30]。生体内研究で評価した平均値は、77 μm から 190 μm の範囲を示した [23, 24]。予想されたように、3 本 FDP は、4 本 FDP に比べてわずかに小さいマージンのずれを示した。前述のいくつかの研究では、半焼結ジルコニアを加工する様々な CAD/CAM システムのマージンギャップに及ぼす影響を評価した。本研究の結果では CAM-only システムで大きな不適合を示したにも関わらず、これらの全ての研究では加工方式間での有意差が見られた [20, 25, 26, 29, 30, 35]。

本研究のさらなる見地として、リテーナーのポンティックとポンティックのない面の間での、マージンの水平方向のずれにおける違いは、制作プロセスによる修復物の縦軸方向のずれ（寸法の伸長と収縮）であると判定した。ほとんどすべてのリテーナーで、ポンティック側の水平方向のずれは、用いた加工方式に関わらず、ポンティックの無い側より著しく大きいということが、解析で明らかになった。この事実は、FDP が縦軸方向において短すぎるということを示す。つまり、ポンティック方向のずれは、すべての試験グループにおいて、加工方法によって起きることが言える。Wettstein ら [24] は、ジルコニア FDP の臨床適合を研究して、類似した研究報告を行った。評価したゆがみはスキャニング方法、図形データの加工、または切削加工による結果ではないことを考慮すると、フレームワークの焼

結とベニア加工のみがゆがみの原因となる。

Dittmer らは、ジルコニア製 FDP のマージン適合精度における、ベニア加工の重要な影響を発見した [36]。本研究の結果と類似して、ベニア加工により発生したマージン領域での大きなゆがみが、修復物の縦軸方向に沿って見られた。しかし、これらのゆがみは、ポンティック側とポンティックが無い側の両方で、FDP リテーナーの中央軸方向に向かって発生したことが報告されている。さらに本研究では、ベニア加工によって発生したゆがみは、ポンティックのある部分とない部分における、マージン間の水平方向の寸法のずれよりかなり低いずれになった。発生したずれの主な原因は、ベニア加工が原因ではなく、ほとんどが機械加工後のジルコニア修復物の焼結によるものと考えられる。これは4本ブリッジにおいてポンティック側よりポンティックがない側のマージン適合精度の方がかなり大きくずれていることを報告している Kunii ら [32] の発見によって確認されている。彼らは、これらのずれはポンティックの焼結による収縮と、機械加工後焼結中のフレームワークのゆがみにより生じたものだと述べている。さらに、彼らは、リテーナーの中央軸における焼結収縮は、水平軸の収縮より小さいことを発見した。この不利となる収縮を防ぐために、均質なジルコニアディスクを作製するか、ディスクの異方性収縮を改善するための調整をする加工(切削・焼結)が必要である。

文献では、適合精度を決定づける様々な技術が紹介されている。例えば、断面図技術 [20, 21, 25]、直接鏡検測定 [26, 29]、複製技術 [22, 37, 38]、コンピューター支援3D評価 [39, 40] がある。本研究では、複製技術をジルコニア補綴物のマージン適合精度の評価に使用した。この方法は、生体外 [22, 38] におけるのと同様に生体内 [19, 23, 24, 37] でも、多くの著者がクラウンや補綴物の適合精度を評価するのに使用している。

また、評価中に修復物と支台歯の両方と破壊する必要がないという利点があると言われている [41]。多くの著者が高い信頼性の正確な方法を考えている [42, 43]。Rahme らは、複製技術による測定や光学顕微鏡による見本の断面の直接測定を行ったのにも関わらず、マージンギャップの寸法の有意差を見つけることができなかつた [42, 43]。これは、前述の調査によって著者らも確認している [28]。特定の距離の測定後に、複製品の繰り返し製造を $\pm 13.6 \mu\text{m}$ (標準偏差) の不確かさで行い、同じ距離の繰り返し測定を $\pm 2.8 \mu\text{m}$ (標準偏差) の不確かさで行ったからである。しかし、この技術の不利なところは、2次元のみの表示形式である。さらに、複製品の断面化のために、マージンの適合精度を、完全な適合を示さないであろう各 FDP の8箇所の定義した位置で測定した。それにも関わらず、いくつかの研究は、測定箇所 [19, 23, 24, 27, 37, 38] とほぼ同数の、同じ断面図複製技術が使用されている。

一方、Groten ら [44] は、修復物のマージンに沿った約50の測定は、臨床的に妥当な情報と、ギャップサイズの一貫した評価をもたらすと述べた。彼らは、走査型電子顕微鏡を用いて、垂直方向のずれを直接測定した。実際この技術は、歯頸部マージンの多くの箇所の測定を可能にするが、複製技術では可能であったような水平方向の寸法情報は得られず、垂直方向のマージン適合性の情報のみを知ることができる。

単一の距離を測定することの意義を欠くことと実際のマージン状態の評価が出来ないことが理由で [31]、本研究では4つの異なるマージンの距離を、複製技術を用いて評価し、マージン適合精度の詳細な情報を得た。研究のさらなる制限は、すべての修復物は、低粘性シリコンでリテーナーを埋めた後に、支台歯とリテーナーの間に間隙を作り、マスター模型の支台歯の上に設置することである。それゆえ、マージン精度は、FDPのマスター模型上への設置が不完全だったことの影響を受けたと考えられた。しかし、FDPを設置している間に咬合の力が加わると、シリコンが接着用セメントのように流れ出す [41]。FDPのモデリングの間に調整されたセメントスペースが正確なりテーナーの設置を可能にするように思われる。

結 論

本研究の目的は、ジルコニア製 4 本 FDP のマージンの精度は、採用した加工方式に著しく依存するという仮説を証明することであった。あるメーカーの 3 種類の加工方式を使用して検討した結果、CAD/CAM で作製した修復物は、CAM-only システムを用いたものより非常に高いマージン精度を示した。技工所用の CAD/CAM システムを用いて作製した FDP は、評価したすべての加工方式の中で、最も良いマージン精度を示した。

さらに、焼結工程によって生じるジルコニアフレームワークのゆがみは、適合精度に影響を及ぼすことがわかった。しかし、この効果は使用した加工方式に関わらず、すべての修復物に見られた。ジルコニア修復物の焼結中の影響に関して、もっと詳細な情報を得るために更なる研究が必要である。

本研究は、DeguDent 社にご支援頂いたことをここに付記します。
著者との利害関係は一切ありません。

《参考文献》

- 1) Hannink RHJ, Kelly PM, Muddle BC (2000) Transformation toughening in zirconia-containing ceramics. *J Am Ceram Soc* 83:461–487
- 2) Kohorst P, Dittmer MP, Borchers L, Stiesch-Scholz M (2008) Influence of cyclic fatigue in water on the load-bearing capacity of dental bridges made of zirconia. *Acta Biomater* 4:1440–1447
- 3) Kohorst P, Herzog TJ, Borchers L, Stiesch-Scholz M (2007) Load-bearing capacity of all-ceramic posterior four-unit fixed partial dentures with different zirconia frameworks. *Eur J Oral Sci* 115:161–166
- 4) Tinschert J, Natt G, Hassenpflug S, Spiekermann H (2004) Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 7:25–45
- 5) Raigrodski AJ (2004) Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent* 92:557–562
- 6) Denry I, Kelly JR (2008) State of the art of zirconia dental applications. *Dent Mater* 24:299–307
- 7) Rosentritt M, Behr M, Thaller C, Rudolph H, Feilzer A (2009) Fracture performance of computer-aided manufactured zirconia and alloy crowns. *Quintessence Int* 40:655–662
- 8) Comlekoglu M, Dundar M, Ozcan M, Gungor MA, Gokce B, Artunc C (2009) Influence of cervical finish line type on the marginal adaptation of zirconia ceramic crowns. *Oper Dent* 34:586–592
- 9) Castillo de Oyagüe R, Sánchez-Jorge MI, Sánchez Turrión A, Monticelli F, Toledano M, Osorio R (2009) Influence of CAM vs. CAD/CAM scanning methods and finish line of tooth preparation in the vertical misfit of zirconia bridge structures. *Am J Dent* 22:79–83
- 10) Sailer I, Feher A, Filser F, Gauckler L, Lüthy H, Hämmerle CH (2007) Five-year clinical results of zirconia frameworks for posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 20:383–388
- 11) Lang NP, Kiel RA, Anderhalden K (1983) Clinical and microbiological effects of subgingival restorations with overhanging or clinically perfect margins. *J Clin Periodontol* 10:563–578
- 12) Koernschild KL, Campbell SD (2000) Periodontal tissue responses after insertion of artificial crowns and fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 84:492–498
- 13) Felton DA, Kanoy BE, Bayne SC, Wirthman GP (1991) Effect of in vivo crown margin discrepancies on periodontal health. *J Prosthet Dent* 65:357–364
- 14) Goldman M, Laosonthorn P, White RR (1992) Microleakage—full crowns and the dental pulp. *J Endod* 18:473–475
- 15) Rekow D, Thompson VP (2005) Near-surface damage—a persistent problem in crowns obtained by computer-aided design and manufacturing. *Proc Inst Mech Eng* 219:233–243
- 16) Molin MK, Karlsson SL (2008) Five-year clinical prospective evaluation of zirconia-based Denzir 3-unit FPDs. *Int J Prosthodont* 21:223–227
- 17) Tinschert J, Schulze KA, Natt G, Latzke P, Heussen N, Spiekermann H (2008) Clinical behavior of zirconia-based fixed partial dentures made of DC-Zirkon: 3-year results. *Int J Prosthodont* 21:217–222
- 18) Vult von Steyern P, Carlson P, Nilner K (2005) All-ceramic fixed partial dentures designed according to the DC-Zirkon technique. A 2-year clinical study. *J Oral Rehabil* 32:180–187
- 19) Reich S, Kappe K, Teschner H, Schmitt J (2008) Clinical fit of four-unit zirconia posterior fixed dental prostheses. *Eur J Oral Sci* 116:579–584

- 20) Beuer F, Aggstaller H, Edelhoff D, Gernet W, Sorensen J (2009) Marginal and internal fits of fixed dental prostheses zirconia retainers. *Dent Mater* 25:94–102
- 21) Beuer F, Naumann M, Gernet W, Sorensen JA (2008) Precision of fit: zirconia three-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Investig* 13:343–349
- 22) Tinschert J, Natt G, Mautsch W, Spiekermann H, Anusavice KJ (2001) Marginal fit of alumina- and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Oper Dent* 26:367–374
- 23) Reich S, Wichmann M, Nkenke E, Proeschel P (2005) Clinical fit of all-ceramic three-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems. *Eur J Oral Sci* 113:174–179
- 24) Wettstein F, Sailer I, Roos M, Hämmerle CHF (2008) Clinical study of the internal gaps of zirconia and metal frameworks for fixed partial dentures. *Eur J Oral Sci* 116:272–279
- 25) Bindl A, Mörmann WH (2007) Fit of all-ceramic posterior fixed partial denture frameworks in vitro. *Int J Periodontics Restorative Dent* 27:567–575
- 26) Gonzalo E, Suárez MJ, Serrano B, Lozano JF (2008) Marginal fit of zirconia posterior fixed partial dentures. *Int J Prosthodont* 21:398–399
- 27) Coli P, Karlsson S (2004) Precision of a CAD/CAM technique for the production of zirconium dioxide copings. *Int J Prosthodont* 17:577–580
- 28) Kohorst P, Brinkmann H, Li J, Borchers L, Stiesch M (2009) Marginal accuracy of four-unit zirconia fixed dental prostheses fabricated using different computer-aided design/computer-aided manufacturing systems. *Eur J Oral Sci* 117:319–325
- 29) Vigolo P, Fonzi F (2008) An in vitro evaluation of fit of zirconium-oxide-based ceramic four-unit fixed partial dentures, generated with three different CAD/CAM systems, before and after porcelain firing cycles and after glaze cycles. *J Prosthodont* 17:621–626
- 30) Att W, Komine F, Gerds T, Strub JR (2009) Marginal adaptation of three different zirconium dioxide three-unit fixed dental prostheses. *J Prosthet Dent* 101:239–247
- 31) Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD (1989) Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent* 62:405–408
- 32) Kunii J, Hotta Y, Tamaki Y, Ozawa A, Kobayashi Y, Fujishima A, Miyazaki T, Fujiwara T (2007) Effect of sintering on the marginal and internal fit of CAD/CAM-fabricated zirconia frameworks. *Dent Mater J* 26:820–826
- 33) Persson ASK, Odén A, Andersson M, Sandborgh-Englund G (2009) Digitization of simulated clinical dental impressions: virtual three-dimensional analysis of exactness. *Dent Mater* 25:929–936
- 34) Witkowski S, Komine F, Gerds T (2006) Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 96:47–52
- 35) Komine F, Gerds T, Witkowski S, Strub JR (2005) Influence of framework configuration on the marginal adaption of zirconium dioxide ceramic anterior four-unit frameworks. *Acta Odontol Scand* 63:361–366
- 36) Dittmer MP, Borchers L, Stiesch M, Kohorst P (2009) Stresses and distortions within fixed dental prostheses due to the veneering process. *Acta Biomater* 5:3231–3239
- 37) Boening KW, Wolf BH, Schmidt AE, Kastner K, Walter MH (2000) Clinical fit of Procera AllCeram crowns. *J Prosthet Dent* 84:419–424
- 38) Coli P, Karlsson S (2004) Fit of a new pressure-sintered zirconium dioxide coping. *Int J Prosthodont* 17:59–64

- 39) Bornemann G, Lemelson S, Luthardt RG (2002) Innovative method for the analysis of the internal 3D fitting accuracy of Cerec-3 crowns. *Int J Comput Dent* 5:177-182
- 40) Luthardt RG, Bornemann G, Lemelson S, Walter MH, Hüls A (2004) An innovative method for evaluation of the 3-D internal fit of CAD/CAM crowns fabricated after direct optical versus indirect laser scan digitizing. *Int J Prosthodont* 17:680-685
- 41) Harris IR, Wickens JL (1994) A comparison of the fit of sparkeroled titanium copings and cast gold alloy copings. *Int J Prosthodont* 7:348-355
- 42) Laurent M, Scheer P, Dejou J, Laborde G (2008) Clinical evaluation of the marginal fit of cast crowns—validation of the silicone replica method. *J Oral Rehabil* 35:116-122
- 43) Rahme HY, Tehini GE, Adib SM, Ardo AS, Rifai KT (2008) In vitro evaluation of the “replica technique” in the measurement of the fit of Procera crowns. *J Contemp Dent Pract* 9:25-32
- 44) Groten M, Axmann D, Pröbster L, Weber H (2000) Determination of the minimum number of marginal gap measurements required for practical in vitro testing. *J Prosthet Dent* 83:40-49

《海外論文紹介 既刊》

Vol.1 CAD/CAMレジンブロックと対合する歯のエナメル質に対する2体摩耗率(2014年4月)

Vol.2 ジルコニア修復物におけるCAD/CAM加工方式の違い:適合精度への影響(2014年8月)

編集者 安楽 照男

発行者 山本 隆彦

発行年月日 2014年8月20日

創業60周年に向けて
EVOLUTION 60

変化は決して発展を伴わないが、
発展は変化なしにはありえない。



本 社 〒543-0015 大阪市天王寺区真田山町3番7号
TEL. (06) 6761-4739 (代) FAX. (06) 6761-4743
東 京・大 阪・名 古 屋・福 岡・仙 台・高 知・生体科学安全研究室

生体科学安全研究室 〒783-8505 高知県南国市岡豊町小蓮高知大学医学部 歯科口腔外科学講座研究室内
URL <http://www.yamakin-gold.co.jp>

ISO 9001/13485
ISO 14001
認 証 取 得

