

海外論文紹介

Vol.1

Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists

CAD/CAMレジブロックと
対合する歯のエナメル質に対する2体摩耗率

Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists

Bogna Stawarczyk, Dipl Ing MSc,^a Mutlu Özcan, Prof Dr med dent, PhD,^b Albert Trottmann,^c Felix Schmutz,^d Malgorzata Roos, PhD,^e and Christoph Hämmerle, Prof, Dr med dent^f
University of Zurich, Zurich, Switzerland; Ludwig-Maximilians University Munich, Munich, Germany

Statement of problem

Computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD/CAM) resins exhibit good mechanical properties and can be used as long-term restorations. The wear rate of such resins and their enamel antagonists is unknown.

Purpose

The purpose of this study was to test and compare the 2-body wear rate of CAD/CAM resin blocks.

Conclusions

CAD/CAM resins showed lower wear rates than those conventionally polymerized. Only one CAD/CAM resin, TC, presented material wear values comparable with glass-ceramic. The tested glass-ceramic developed cracks in the enamel antagonist and showed the highest enamel wear values of all other tested groups. (J Prosthet Dent 2013;109:325-332)

Two-body wear rate of CAD/CAM resin blocks and their enamel antagonists

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

<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

課 題

CAD/CAM レジンブロックは、優れた機械的物性を示し長寿命な修復物として使用可能である。しかしながら、このようなレジンと対合する歯のエナメル質との磨耗率は知られていない。

目 的

本研究目的は、CAD/CAM レジンブロック同士の2体磨耗率の比較検討することである。

材料及び試験方法

磨耗試験片 (N = 42, n = 6) は、CAD/CAM レジン材料から5種類の: ZENO PMMA (Z, P), artBloc Temp (AT), Telio CAD (TC), Blanc High-class (HC), CAD-Temp (CT); 技工用築盛レジンから1種類: Integral esthetic press (陰性対照群, IEP); ガラスセラミックスから1種類の VITA Mark II (陽性対照群, VM2) を作製した。磨耗評価に使用した試験片は、熱機械負荷装置 (49 N, 1.67 Hz, 5/5°C) を用いて、天然対合歯で劣化させた。劣化前、劣化中、そして、劣化後の全ての試験片の磨耗部を、表面形状測定装置 (3DS プロフィロメーター) で評価した。各評価群で測定した磨耗部データは統計的線形混合モデルを用いて評価した ($\alpha = .05$)。

結 果

技工用築盛レジン、検討した全ての試験群よりも著しく高い磨耗率を示した ($P < .001$)。ガラスセラミックスは、CAD/CAM レジンの ZP, AT, HC, CT, IES よりも、著しく低い磨耗率を示した ($P < .001$)。CAD/CAM レジン TC は、ガラスセラミックスと比べて、目立った変化は見られなかった。ガラスセラミックスは、全ての試験レジンの中では、最も高いエナメル質の磨耗率を示した ($P < .001$)。エナメル質磨耗に関して、全てのレジンで違いは確認されなかった。ガラスセラミックスは、50% の試験片で磨耗したエナメル質の表面にクラックという形で損壊が見られた。

結 論

CAD/CAM レジンは従来の重合レジンより低い磨耗率を示した。CAD/CAM レジン TC は、唯一、ガラスセラミックに匹敵する材料損耗の値を示した。ガラスセラミックは対合歯のエナメル質にクラックを生じさせ、検討した全てのレジンの中で最も高いエナメル質の磨耗値を示した。

本 論

コンピューター支援設計技術及びコンピューター支援製造技術 (CAD/CAM) は、歯科への応用において、異なる材料の切削ができるようになった。近年、セラミックスの代替として、CAD/CAM 用高分子材料が、低コストでより速く加工できる歯科用修復物として紹介されている¹⁾。CAD/CAM レジンブロックは、反応制御された状況下において、高熱・高圧条件で重合するので、均一な化学的・機械的物性を有し、技工用築盛レジンブロックより高い曲げ強度を示す¹⁻⁴⁾。一般的に、技工用築盛レジンには、低い破断特性を示すため、仮着固定補綴物 (FDPs) として必要とされるにすぎない¹⁻³⁾。

しかしながら、CAD/CAM レジン製の FDPs (検体数 = 3) は、3°C で 3 カ月水中保存する間、5000 回のサーマルサイクルを行った後、破断試験を行った結果、その破壊荷重が技工用築盛レジン ($n = 3$) より著しく高かった¹⁾。また、CAD/CAM FDPs を 120 万回の咀嚼サイクル試験後、破断力を検討評価する研究において、CAD/CAM レジンの破壊荷重は、技工用築盛レジンやガラスセラミックス製 FDPs より高い値を示した⁴⁾。なお、この値は劣化によって影響されない有意差のあるものである。

したがって、CAD/CAM 用高分子材料は、臨床用ガラスセラミックス製長期修復材の代替ができると考えられる。

さらに、CAD/CAM レジンは、ガラスセラミックスと同様に安定した色調を示すことも報告されている⁵⁾。

機械的物性、例えば破断強度はガラスセラミックスと同等であるが⁶⁻⁷⁾、硬さはガラスセラミックス⁸⁾の方が、技工用築盛レジンより高い値を示す⁷⁾。高分子レジン材料に共通する利点は、塑性遷移であり、その結果、修復物の自発的破切を防ぐことができる。

また、歯科材料の重要な物性の 1 つは、耐摩耗性である。なお、摩耗率とは修復材料及び / もしくは対合歯との欠損と定義する。

摩耗は、固体又は液体との機械的接触、科学的あるいは機械的反応による衝撃によって生じる²⁾。エナメル質の物理的性質⁹⁻¹⁰⁾、歯ぎしり習慣、食習慣や対合歯は、臨床摩耗に影響すると報告されている¹⁰⁻¹⁷⁾。

しかし、このような報告している著者らは、現在まで CAD/CAM 用高分子材料の摩耗に関する情報を確認していない。

生体外試験は、The Academisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam (ACTA) , Zurich, Alabama, Freiburg, Minnesota, Oregon Health & Science university (OHSU) , 又は Newcastle wear simulators のような異なる装置を使用して行われてきた¹³⁾。これらの試験方法は、設計、対合歯の材料、試験液、加力や試験片の可動性で異なっている^{13, 18, 19)}。

Zurich 大学が開発した摩耗試験法は、天然対合歯のエナメル質を使用したもので、より臨床的に関連性のある試験を行えるであろう¹³⁾。

本研究の目的は、工業的に重合された CAD/CAM レジンの 2 体摩耗率の決定と、技工用築盛レジン及びガラスセラミックスの比較である。

また、本研究では、次のような帰無仮説 (証明したい仮説の反対の仮説。) を検討した。すなわち、1) CAD/CAM レジンの摩耗率は、技工用築盛レジンと類似している、2) CAD/CAM レジンの摩耗率は、ガラスセラミックスと類似している、3) 全てのテストグループの対合歯の摩耗率は類似しているというものである。

材料と試験方法

本研究では、5種類のCAD/CAM レジン：ZENO PMMA (ZP), artBloc Temp (AT), Blanc High-class (HC), Telio CAD (TC), CAD-Temp (CT)；一種類の技工用築盛レジン：Integral esthetic press (陰性対照群, IEP) と1種類のガラスセラミック VITA Mark II (陽性対照群, VM2) を使用し、それらの対合歯のエナメル質を the Zurick wear simulation (ISO/TS14569-2)¹³⁾ を使用して2体摩耗を評価した。試験群は、表1に記載した。耐摩耗試験に関して、各試験群検体数6とした。サンプルの大きさは以前研究に基づき、サンプルの大きさから有意差を示した²⁰⁻²¹⁾。なお、先験的な検定力分析は行わなかった。

全てのCAD/CAM レジンとガラスセラミックスは、低速ダイヤモンドカッターを用いて2mmの厚さに切断した (Well 3241; Well Diamond Wire Saws Inc, Mannheim, Germany)。試験片は自動重合アクリレートレジン (DuraLay, Reliznce Dental Mfg. Co, Wirth, III) で円形ステンレス鋳型 (内側直径：15 mm) の中心に埋め込んだ。技工用築盛レジン IEP レジンをステンレススチール鋳型に直接流し込み、加圧可能な容器で加圧重合した (30 minutes, 45 minutes Mpa, Ivoclar Vivadent Schaan, Liechtenstein)。続いて、全ての試験片を SiC paper P400, P1200 と P2400 (Labo-Pol-21; Struers, Ballerup, Denmark) で研磨した。

試験片は、カスタムメイド咀嚼シミュレーターの中で保管した (University of Zurich)。シミュレーターをコンピューターで制御しながら、最大の咬合荷重 49 N at 1.67 Hz なるように作動させた。熱応力は毎120秒で5°Cから50°Cの間で変化した。対合歯に、アマルガムに固定されたヒトの上顎臼歯の近心頬側咬頭 (Dispersalloy, Dentsply, Konstanz, Germany) を使用した。咬頭の先端を球形に調整した。エナメルと交差する試験片の表面の跡は2mmにした。図1は、咀嚼シミュレーターの中の固定された試験片を示した。摩擦表面は断続的に負荷を受ける。咀嚼シミュレーターに使用された実施要項は、前の試験と同様である²⁰⁻²¹⁾。試験片と対合歯のエナメル質からの縦の摩耗部 (μm) を、オーダーメイドの3DS プロフィロメーターで分析した (University of Zurich)。測定は、劣化前と劣化後で咀嚼サイクル120000, 240000, 640000そして1200000回である¹³⁾。対応点のある図表は重ねあわせて、最初の測定値は後の測定値から引いた。続いて、試験片と対合歯のエナメル質の摩耗部 (μm) は3DS ソフトウェアを用いて計算した (University of Zurich)。加えて摩耗試験後、試験片は走査型電顕微鏡 (SEM) で分析した (Carl Zeiss Supra 50VP FESEM; Carl Zeiss, Oberkochen, Germany)。全ての試験群の劣化時間は統計的に計算した。咀嚼サイクルの影響、修復物 / エナメル質、及びそれらの相互作用 (表2) を評価するために、2つの基本線 (陽性と陰性) の線形混合モデルを使用した。測定された摩耗部を統計ソフトウェアで分析した (SPSS, v19; SPSS Inc, Chicago, III)。P 値 .05 以下であることから統計分析の結果は統計的に有意差があると解釈する。

表 1. Test groups, abbreviations, brands, batch numbers, manufacturers, and composition of tested materials

Test Group	Abbreviation	Batch Number	Manufacturer	Composition
ZENO PMMA	ZP	0483	Wieland Dental + Technik, Pforzheim, Germany	PMMA-based
artBlock Temp	AT	13708	Merz Dental, Lütjenburg, Germany	PMMA, OMP=organic modified polymer network
Telio CAD	TC	MM1068	Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein	99.5% PMMA Polymer
Blanc High-class	HC	2007000908	Creamed, Marburg, Germany	BODMA, Bis-GMA, UDMA, Strontium aluminum borosilicate glass 70.1%, nanofilled
CAD-Temp	CT	19180	Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	Acrylic polymer with 14% microfiller. MRP=microfilled reinforced polyacrylate
Integral esthetic press	IEP	1/4106 55007	Merz Dental	MMA, dimethacrylate, barbuturic acid catalyst system, PMMA, organic and inorganic pigments
Vita Mark II	VM2	16341	Vita Zahnfabrik	SiO-based glass-ceramic

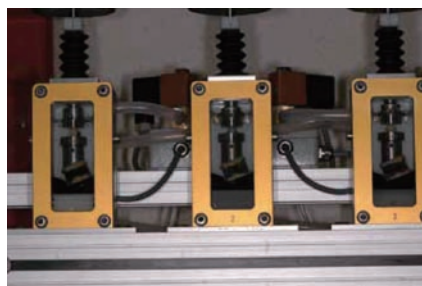


図1. Specimens fixed in mastication simulator.

結 果

材料と対合歯のエナメル質の摩耗結果の平均値と標準偏差を図2に示した。一般的に、材料 ($P<.001$) と咀嚼サイクル回数 ($P<.01$) は、2体摩耗に著しい影響を与える (表2)。

材料摩耗

陰性対象群の IEP は、全ての CAD/CAM レジン及び陽性対象群の VM2 より、著しく高い材料摩耗が見られた ($P<.001$)。咀嚼サイクルの陰性対象群における摩耗値の増加は、CAD/CAM レジンの ZP, TC, HC と陽性対象群より高い (表2, 図3, 5)。陽性対象群の VM2 は、CAD/CAM レジンの ZP, AT, HC, CT と陰性対象群の IES より低い値を表した ($P<.001$)。CAD/CAM レジンの TC に関して、陽性対象群と大きな違いは見られなかった。劣化時間によって、陽性対象群における摩耗値の増加は、CAD/CAM レジンの AT と CT と陰性対象群の IEP より低い値を示した (表2, 図3, 5)。

表2. Estimates of regression coefficients for wear of restorative materials with positive (VM2) and negative group (IEP) as baseline (linear mixed model analysis)

Parameter	With positive control group as baseline (VM2)			With negative control group as baseline (IEP)		
	Standard Error	P	95% CI	Standard Error	P	95% CI
Constant term	-1.9 (12.7)	.881	(-27.3;23.6)	105.5 (12.7)	<.001	(80.0;131.0)
ZP	66.4 (18.0)	.001	(30.3;102.4)	-41.0 (18.0)	.026	(-77.0;-5.1)
AT	66.6 (18.0)	<.001	(30.5;102.6)	-40.8 (18.0)	.027	(-76.8;-4.9)
TC	16.6 (18.0)	.359	(-19.3;52.7)	-90.8 (18.0)	<.001	(-126.7;-54.8)
HC	42.3 (18.0)	.022	(6.3;78.4)	-65.1 (18.0)	.001	(-101.0;-29.1)
CT	43.9 (18.0)	.018	(7.9;79.9)	-63.5 (18.0)	.001	(-99.4;-27.6)
IEP	107.4 (18.0)	<.001	(71.4;143.4)	0 (0)	-	-
VM2	0 (0)	-	-	-107.4 (18.0)	<.001	(-143.3;-71.5)
Masticatory cycles (MC)	2.2E-5 (8.7E-6)	.012	(4.9E-6;4.0E-5)	7.9E-5 (8.7)	<.001	(6.2E-5;9.7E-5)
ZP × MC	5.9E-6 (1.2E-5)	.635	(-1.8E-5;3.1E-5)	-5.1E-5 (1.2E-5)	<.001	(-7.5E-5;-2.7E-5)
AT × MC	5.1E-5 (1.2E-5)	<.001	(2.6E-5;7.5E-5)	-6.7E-6 (1.2E-5)	.588	(-3.1E-5;1.8E-5)
TC × MC	-2.7E-6 (1.2E-5)	.830	(-2.7E-5;2.2E-5)	-6.0E-5 (1.2E-5)	<.001	(-8.4E-5;-3.6E-5)
HC × MC	1.2E-5 (1.2E-5)	.337	(-1.2E-5;3.7E-5)	-4.5E-5 (1.2E-5)	<.001	(-6.9E-5;-2.1E-5)
CT × MC	3.7E-5 (1.2E-5)	.003	(1.2E-5;6.2E-5)	-2.0E-5 (1.2E-5)	.105	(-4.4E-5;4.3E-5)
IEP × MC	5.7E-5 (1.2E-5)	<.001	(3.2E-5;8.2E-5)	0 (0)	-	-
VM2 × MC	0 (0)	-	-	-5.7E-5 (1.2E-5)	<.001	(-8.1E-5;-3.3E-5)

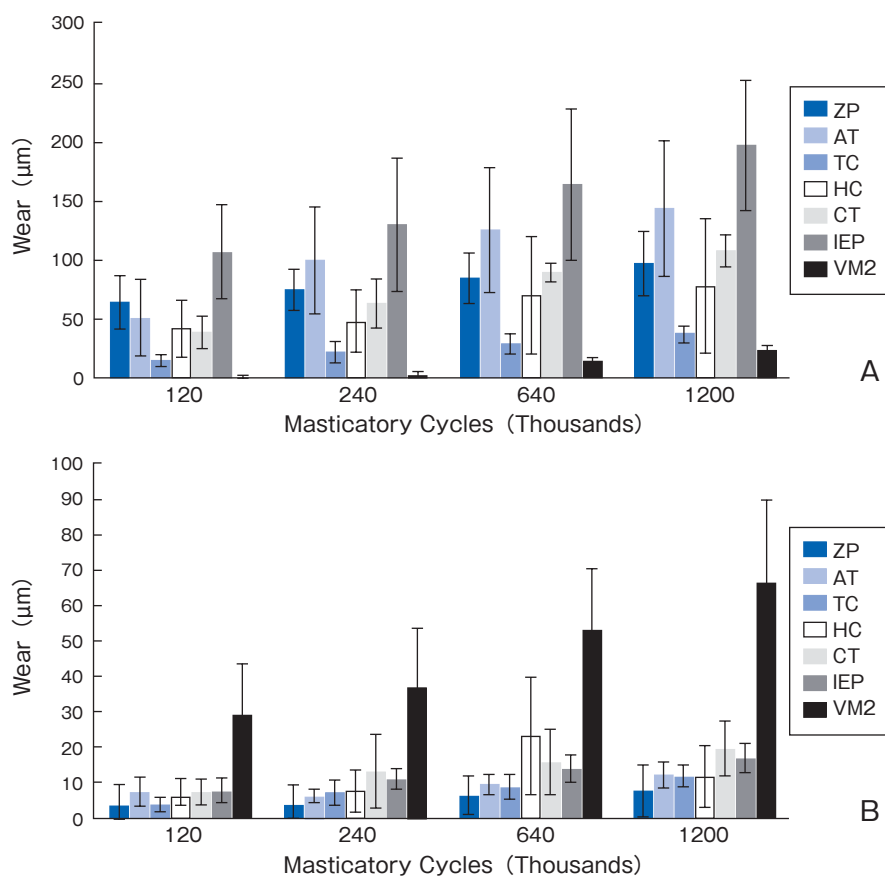


图2. Wear (µm) of all tested A, Restorative materials. B, Enamel antagonists after 120 000, 240 000, 640 000, and 1 200 000 masticatory cycles.

対合歯のエナメル質

陽性対象群の VM2 とガラスセラミックスは、全ての CAD/CAM レジンと陰性対象群の IEP と比較して、最も高く増加しながら、最も高いエナメル質の摩耗部の摩耗値を示した ($P<.001$)。全てのレジン材料において、エナメル質の摩耗部の違いは見られなかった (表 3, 図 4)。SEM による対合歯のエナメル質の評価したことによって、ガラスセラミックス群のエナメル表面のクラックの発生と摩耗が明らかになった。技工用築盛レジンと CAD/CAM レジンでは、両方とも対合歯のエナメル質に摩耗部は見られなかった。

表3. Estimates of regression coefficients for wear of enamel antagonist with positive (VM2) and negative group (IEP) as baseline (linear mixed model analysis)

Parameter	With positive control group as baseline (VM2)			With negative control group as baseline (IEP)		
	Standard Error	P	95% CI	Standard Error	P	95% CI
Constant term	27.8 (3.3)	<.001	(21.1;34.4)	7.5 (3.3)	.026	(0.9;14.2)
ZP	-25.0 (4.6)	<.001	(-34.2;-15.7)	-4.8 (4.6)	.311	(-14.0;4.6)
AT	-22.0 (4.6)	<.001	(-31.4;-12.8)	-1.8 (4.6)	.697	(-11.1;7.6)
TC	-23.7 (4.6)	<.001	(-33.1;-14.5)	-3.5 (4.6)	.45	(-12.8;5.8)
HC	-21.7 (4.6)	<.001	(-31.0;-12.4)	-1.5 (4.6)	.753	(-10.7;7.9)
CT	-19.4 (4.6)	<.001	(-28.7;-10.1)	0.8 (4.6)	.867	(-8.5;10.2)
IEP	-20.2 (4.6)	<.001	(-29.5;-10.9)	0 (0)	-	-
VM2	0 (0)	-	-	20.2 (4.6)	<.001	(10.8;29.6)
Masticatory cycles (MC)	3.4E-5 (1.9E-6)	<.001	(3.0E-5;3.8E-5)	8.0 (1.9)	<.001	(4.4E-6;1.2E-5)
ZP × MC	-3.0 (2.8E-6)	<.001	(-3.5E-5;-2.5E-5)	-3.7E-6 (2.8E-6)	.173	(-9.2E-6;1.7E-6)
AT × MC	-2.9 (2.8E-6)	<.001	(-3.4E-5;-2.4E-5)	-2.6E-6 (2.8E-6)	.347	(-8.0E-6;2.9E-6)
TC × MC	-2.8 (2.8E-6)	<.001	(-3.3E-5;-2.3E-5)	-1.5E-6 (2.8E-6)	.599	(-6.9E-6;4.0E-6)
HC × MC	-2.9 (2.8E-6)	<.001	(-3.3E-5;-2.4E-5)	-2.6E-6 (2.8E-6)	.355	(-8.0E-6;2.9E-6)
CT × MC	-2.4 (2.8E-6)	<.001	(-2.8E-5;-1.9E-5)	1.9E-6 (2.8E-6)	.489	(-3.5E-6;7.4E-6)
IEP × MC	-2.6 (2.8E-6)	<.001	(-3.1E-5;-2.1E-5)	0 (0)	-	-
VM2 × MC	0(0)	-	-	2.6E-5 (2.8E-6)	<.001	(2.0E-5;3.2E-5)

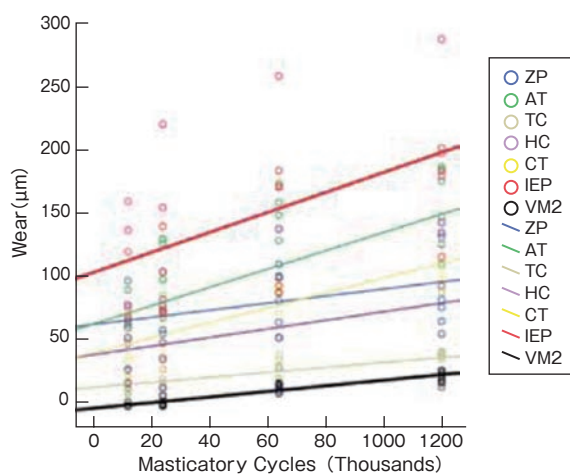


図3. Linear mixed model diagram of restorative materials wear.

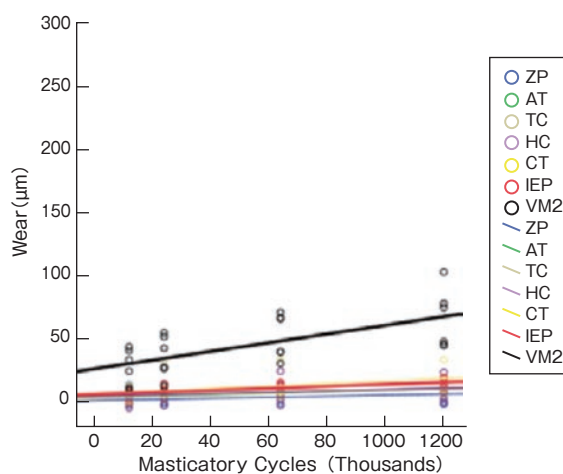


図4. Linear mixed model diagram of enamel antagonist wear.

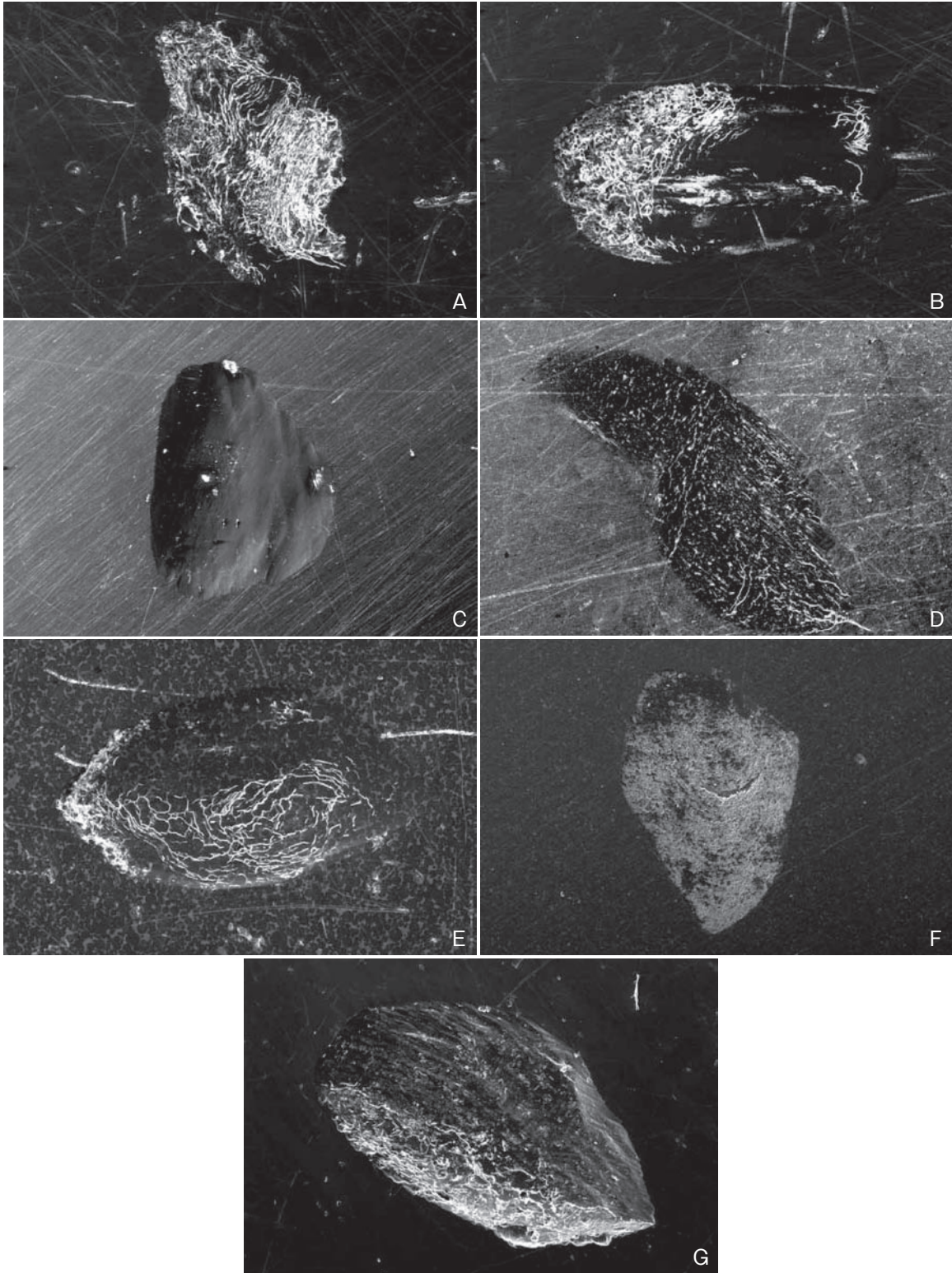


图5. SEM images (magnification $\times 250$) of abraded restorative materials after 1 200 000 masticatory cycles. A, Group ZP. B, Group AT. C, Group TC. D, Group HC. E, Group CT. F, Group IE. G, Group VM2 (control group) .

考 察

工業的に重合された全ての CAD/CAM レジンは、技工用築盛レジンは、低い垂直方向の摩耗を示した。従って、本研究の帰無仮説 1) は否定された。

次に、2 番目の帰無仮説は CAD/CAM レジンの摩耗がガラスセラミックスと類似しているかどうかというものだった。4 種類の CAD/CAM レジンは、ガラスセラミックスと比較して高い材料摩耗値を示した。CAD/CAM レジンの TC は、唯一ガラスセラミックスと同様の摩耗を示した。従って、この帰無仮説は一部否定された。なお、TC は有機もしくは無機フィラーを含まない PMMA レジンである。

一般的に、評価した CAD/CAM レジンと組成との間に相関関係は確認されなかった。したがって、CAD/CAM レジンの重合時の圧力と重合パラメーターは、摩耗率に著しい影響を与える可能性がある。

3 番目の帰無仮説は、全ての試験群の対合歯の摩耗が類似しているかどうかである。ガラスセラミックスは、対合歯に対してレジンより著しく高い摩耗を示した。従って、3 番目の帰無仮説は否定された。

ガラスセラミックスの硬さは、レジンに比べて高い値を示した。修復物の表面の質感と硬さは、摩耗率を低下させる一番重要な要素である。機械的物性を高める為に、ガラスセラミックスをより先進したセラミックス粒子で強固に出来る。

熱機械的負荷工程によって、粒子が試験片から流出するようであり、その結果として、劣化プロセス中の咀嚼サイクルでの増加と共に、ガラスセラミックスの摩耗率は増加した。従って、試験片の材料表面は荒くなり、対合歯のエナメル質の摩耗が増加した。

加えて、対合歯のエナメル質は、ガラスセラミックス群の、試験片の破損したエナメル表面のクラック発生や摩耗が観測された。レジン群では、対合歯のエナメル質の摩耗は確認されなかった。咀嚼シミュレーターで劣化中、両表面（対合歯のエナメル質とガラスセラミックス・レジン）は直接摩耗され、摩耗中は、隆起は破断あるいは変形によって違いはなかった。もし、ガラスセラミックスに対してのエナメル質の陽性対象群のように、両表面がもろければ、隆起の破断が発生するであろう。

本研究での全ての試験群において、摩耗の標準偏差は高く変化した。天然対合歯のエナメル質の均一性、エナメル層の厚みもしくは形状、保存状態における破損は、おそらくこの結果に影響した¹⁴⁾。天然歯の形態学における変化は、摩耗率に影響する¹³⁾。しかしながら、対合歯のエナメル質の使用によって臨床的な状態に代用した。

生体内、生体外研究の間には、ほんのわずか、もしくは全く相関関係は見られなかった¹⁴⁾。これは、力の大きさや頻度に関係すると考えられる^{10,15-17)}。本研究では、水中のサーマルサイクルもまた試験片の劣化に関係すると考えられる¹⁴⁾。

各試験片に対する測定値は、劣化前と 4 つの追加咀嚼サイクル後に計算し、MC 予測機は、図 2 と図 3 の可視化されるように、5 つレベルではなく可変次元要因であると考えられる。このような場合、重回帰法が適用され、95% の CIs と共に、回帰法の各材料の推定回帰係数が、材料が異なるかどうかの判断に使用することができる。基本線は、陽性対象群または代わりに陰性対象群に設定することができる。試験片が、全ての MC に対して繰り返し使用し、各試験片方の測定値が相関していたように、縦断的データは統計分析のために考慮した。その結果、ランダムインターセプトを伴う相関データを調整した線形混合モデルが、咀嚼回数を評価するために使用される。

本研究における限界は、対象群の選定にあった。陽性対象群に関して、ガラスセラミックスを使用し、他の全ての試験材料は、ポリマーを含むもしくは含まないレジンを使用した。本研究は、異なる摩耗メカニズムを有する材料の異なる種類を比較した。レジン材料は柔軟だが、ガラスセラミックスはも

ろい材料である。本研究の目的は、将来レジンがガラスセラミックス修復物の置き換えになることを期待して、異なる CAD/CAM レジンの摩耗性を評価することである。しかし、現段階で利用できる CAD/CAM レジンは、ガラスセラミックスより高い摩耗値を示した。レジン材料の摩耗性を改善するために、対策は必要である。

もう一つの限界は、サンプルサイズを決定するために先験的な検定力分析を行っていないことである。

ある研究では、ACTA Zurich (University of Zurich), Alabama (University of Alabama at Birmingham), MTS (Material Testing Systems), OHSU のような、2つもしくは3つの摩耗試験機で口腔内レジンを評価・比較している¹⁸⁾。異なる試験方法で評価したレジン複合材料耐摩耗測定値は、全ての方法は異なる摩耗試験の概念に従うような比較できる結果ではなかった¹⁹⁾。しかしながら、耐摩耗試験の生体外研究では、臨床データと比較すると、ほんのわずかも相関関係が示されなかったが、標準的な状況下では異なる材料の比較に基づいた評価を示した¹⁰⁾。本研究の結果は、臨床的な立証を必要とする。

結 論

本研究から次のような結論を記述する。CAD/CAM レジンは、技工用築盛レジンより低い摩耗率を示した。CAD/CAM レジンより、TC を除いては、ガラスセラミックスより高い摩耗の値を示した。技工用築盛レジンと CAD/CAM レジン両方とも、ガラスセラミックスより低い対合歯エナメル質の摩耗率を示す。ガラスセラミックス試験片の50%でエナメル層におけるクラックが現れたにも関わらず、レジン材料の試験片ではクラックが全く観測されなかった。

《参考文献》

- 1) Alt V, Hannig M, Wostmann B, Balkenhol M. Fracture strength of temporary fixed partial dentures: CAD/CAM versus directly fabricated restorations. *Dent Mater* 2011;27:339-47.
- 2) Balkenhol M, Mautner MC, Ferger P, Wostmann B. Mechanical properties of provisional crown and bridge materials: chemical-curing versus dual-curing systems. *J Dent* 2008;36:15-20.
- 3) Göncü Basaran E, Ayna E, Vallittu PK, Lassila LV. Load-bearing capacity of handmade and computer-aided design-computeraided manufacturing-fabricated three-unit fixed dental prostheses of particulate filler composite. *Acta Odontol Scand* 2011;69:144-50.
- 4) Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CHF. Loadbearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: Effect of aging regimens. *Clin Oral Investig* 2012;16:1669-77.
- 5) Hooshmand T, Parvizi S, Keshvad A. Effect of surface acid etching on the biaxial flexural strength of two hot-pressed glass ceramics. *J Prosthodont* 2008;17:415-9.
- 6) Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hammerle CH. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dent Mater J* 2010;29:188-92.
- 7) Chaysuwan D, Sirinukunwattana K, Kanchanatawewat K, Heness G, Yamashita K. Machinable glass-ceramics forming as a restorative dental material. *Dent Mater J* 2011;30:358-67.
- 8) International Organization for Standardization. ISO14569-2: Dental materials - Guidance on testing of wear - Part 2: Wear by two/ or three body contact. Geneva, Switzerland: International Organization for Standardization. 2001. <http://www.iso.org/iso/store.htm>
- 9) Rosentritt M, Behr M, Gebhard R, Handel G. Influence of stress simulation parameters on the fracture strength of all-ceramic fixed-partial dentures. *Dent Mater* 2006;22:176-82.
- 10) Rosentritt M, Siavikis G, Behr M, Kolbeck C, Handel G. Approach for valuating the significance of laboratory simulation. *J Dent* 2008;36:1048-53.
- 11) Rosentritt M, Behr M, van der Zel JM, Feilzer AJ. Approach for valuating the influence of laboratory simulation. *Dent Mater* 2009;25:348-52.
- 12) Hahnel S, Behr M, Handel G, Rosentritt M. Two-body wear of artificial acrylic and composite resin teeth in relation to antagonist material. *J Prosthet Dent* 2009;101:269-78.
- 13) Preis V, Behr M, Kolbeck C, Hahnel S, Handel G, Rosentritt M. Wear performance of substructure ceramics and veneering porcelains. *Dent Mater* 2011;27:796-804.
- 14) Johansson A, Haraldson T, Omar R, Kiliaridis S, Carlsson GE. An investigation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scand J Dent Res* 1993;101:407-15.
- 15) Johansson A, Kiliaridis S, Haraldson T, Omar R, Carlsson GE. Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scand J Dent Res* 1993;101:398-406.
- 16) Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* 1996;24:141-8.
- 17) Kim SK, Kim KN, Chang IT, Heo SJ. A study of the effects of chewing patterns on occlusal wear. *J Oral Rehabil* 2001;28:1048-55.
- 18) Heintze SD. How to qualify and validate wear simulation devices and methods. *Dent Mater* 2006;22:712-34.

- 19) Lambrechts P, Debels E, Van Landuyt K, Peumans M, Van Meerbeek. How to simulate wear? Overview of existing methods. *Dent Mater* 2006;22:693-701.
- 20) Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Ozcan M, Hämmerle CHF. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *J Prosthet Dent* 2011;106:386-98.
- 21) Stawarczyk B, Ozcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle CHF. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odont Scand* 2013;71:102-12.

《海外論文紹介 既刊》

Vol.1 CAD/CAMレジ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)

編集者 安楽 照男

発行者 山本 隆彦

発行年月日 2014年4月30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

