

耐摩耗性を指標とした臼歯部人工歯材料の 選択基準に関する実験的研究

阿 部 泰 彦

Criteria for Selection of Posterior Denture Teeth Materials by in-vitro Wear Analysis

Yasuhiko Abe

(平成5年1月4日受付)

緒 言

有床義歯における臼歯部人工歯は、咬合および咀嚼機能の改善に重要な役割を果たしている。有床義歯を長期間使用した場合、臼歯部人工歯は対合歯の相違により、種々の摩耗状態を呈すると考えられるが、摩耗による咬合面形態の過度の変化は、機能的咬合系に障害を引き起こす可能性が高い。したがって、各種臼歯部人工歯材料の組み合わせにおける摩耗状態を明らかにし、有床義歯の臼歯部人工歯材料の選択基準を確立することは、補綴臨床に極めて重要である。

人工歯の摩耗に関して、多くの研究が報告されてきた¹⁻¹⁹⁾。Cornellら²⁾、Myerson³⁾、佐竹ら⁴⁾は、レジン人工歯と陶歯との組み合わせが、レジン人工歯同種間に比較して、良好な耐摩耗性を示すことを報告した。Harrison⁹⁾は、レジン人工歯と陶歯との組み合わせにおいて、陶歯表面の glazing 処理と sandblast 処理の摩耗への影響について報告した。Monaskyら⁷⁾、野下¹⁵⁾は、PMMA レジン、陶材およびタイプⅢ金合金の3種間の各組み合わせにおける摩耗状態の相違について明らかにした。佐藤ら²⁰⁾は、金12%を含む Au-Ag-Pd 合金を対合歯材料とした場合における、硬質レジン人工歯の耐摩耗性について報告した。佐竹ら⁵⁾は、耐摩耗性の面からエンジニアリングプラスチックである Polycarbonate 樹脂の人工歯材料としての可能性について報告した。

しかし、これらの研究では、個々の耐摩耗性を検討したものがほとんどであって、臼歯部人工歯材料の選

択基準を包括的に検討した報告は見当たらない。そこで本研究では、耐摩耗性を指標とした臼歯部人工歯材料の選択基準を確立することを目的として、各種材料の人工歯間の組み合わせにおける滑走摩耗状態について検討を加えた。

材料ならびに方法

I. 材 料

本実験に用いた材料は8種類であり、それぞれの製造会社および省略コードを表1に示した。

II. 試料作製法

1. 上部試料

上部の試料形態(図1(a))は、PMMA レジン人工歯 (SEMI-CROWN POSTERIORIS 32M, ニッシン社製)の左側下顎第一小臼歯頰側咬頭とした。下部の試料形態は平板(後述)として、上部試料の咬頭部と下部試料の平板部との接触状態に関しては、臨床における左側下顎第一小臼歯頰側咬頭外斜面と左側上顎第一小臼歯頰側咬頭内斜面との咬合接触状態をシミュレートした。すなわち、左側上顎第一小臼歯 (PMMA レジン人工歯)と左側下顎第一小臼歯 (PMMA レジン人工歯)とを通法に従って排列、嵌合させ、スティッキーワックス (STICKY WAX, カー社製)で両者を固定した。さらに、上顎第一小臼歯 (PMMA レジン人工歯)頰側咬頭内斜面が水平になるように、上顎第一小臼歯 (PMMA レジン人工歯)を固定したのち、サベヤー (SURVEYOR KM-I, ジーシー社製)を用いて下顎第一小臼歯 (PMMA レジン人工歯)とプラスチックバー (PLASTIC CASTING BAR, 石福金属興業社製)とを即時重合型レジン (Miky, ニッシン社製)

表1 材料

材	料	製造会社	コード
1.	硬質レジン 試作 (UDMA/TEGDMA/NPGDMA UDMA 系有機複合フィラー)	ニッシン	HR
2.	Polymethyl methacrylate SEMI-CROWN POSTERIOR	ニッシン	PMMA
3.	陶材 (長石/珪石=100:6 wt ratio)	ニッシン	Po
4.	12% Au-Ag-Pd 合金 CASTWELL® MC	ジーシー	Pd
5.	Co-Cr 合金 Durallium JD alloy	ジェレンコ	Co
6.	Polyethersulfone (4100G)	住友化学工業	PES
7.	強化 Polycarbonate (GF 10 wt%)	住友化学工業	PC
8.	ヒトエナメル質	—	En

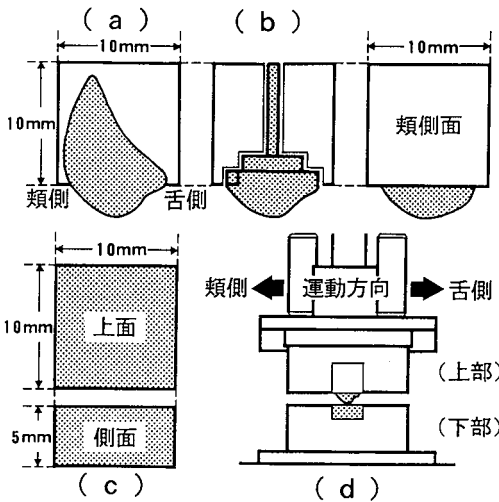


図1 試料形態。

- (a) 上部試料の形態 (人工歯試料)
 (b) 上部試料の形態 (金属試料)
 (c) 下部試料の形態
 (d) 滑走運動方向

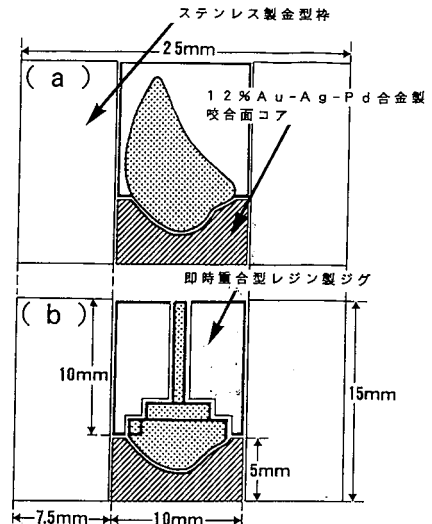


図2 試料作製用ジグ。

- (a) 人工歯試料作製用ジグ
 (b) 金属試料作製用ジグ

にて連結固定した。サベヤーとプラスチックバーによって採得された上部試料の固定方向を規定するため、図2(a), (b)に示すような寸法および形態の12% Au-Ag-Pd 合金製咬合面コアを作製した。咬合面コアの作製に関しては、まず、サベヤー上に固定した左側下顎第一小臼歯 (PMMA レジン人工歯) 咬合面をパラフィンワックス (BASE PLATE PARAFFIN WAX, ジーシー社製) 上に軽く圧接することにより、ワックスアップを行った。ワックスパターンに表面活性剤 (SURCAST® SPRAY, ジーシー社製) を吹き付けたのち、クリストバライト埋没材 (CRISTOBALITE MICRO, ジーシー社製) を真空練和器 (VACUUM MIX-

ER, モリタ社製) にて60秒間練和し、乾アスベスト法にてリング埋没した。リングファーネス (ACCUTHERM II-100, 積水化学工業社製) を用い、700°C でワックスを焼却したのち、縦型遠心鑄造器 (CM-1, モリタ社製) にて12% Au-Ag-Pd 合金 (CASTWELL® MC, ジーシー社製) を用いて鑄造した。鑄造後、大気中にて徐冷したのち、埋没材を機械的に除去し、清掃液 (PALLA-CLEAN, ジーシー社製) により10分間超音波洗浄を行った。以上の手順により作製した咬合面コアを用いて、上部試料の固定方向を規定した。また、下部試料を平板とすることにより、臨床における左側下顎第一小臼歯頬側咬頭外斜面と左側上顎第一小

臼歯頬側咬頭内斜面との咬合接触状態をシミュレートした。

上部試料として、人工歯試料と金属試料とを用いた。以下、各々の場合について、試料の作製手順を述べる。

(1) 人工歯試料の場合

咬合面コアに被覆された部分のみが露出するように、摩耗試験機に対する上部試料把持部を、義歯床用レジン (ACRON CLEAR, ジーシー社製) にて作製した。すなわち、図2(a)に示すように、咬合面コアに人工歯を適合させた後、人工歯をパラフィンワックスにて固定した咬合面コアが完全に内包されるように、ステンレス製の金型枠をセットした。人工歯が咬合面コアから離脱しないように、把持部の約1/2まで人工歯をパラフィンワックスにて固定した。溶融したパラフィンワックスを金型枠内に流し込むことにより、上部試料把持部をワックスアップした後、通法に従って、ワックス部を義歯床用レジンに置換した。HR, Poによる上部試料は、このPMMAレジン人工歯 (SEMI-CROWN POSTERIORES 32M, ニッシン社製) の咬合面形態と全く同一となるように作製した。HR, Poを用いた場合の上部試料把持部は、PMMAレジン人工歯と同様の手順で作製した。なお、各人工歯の表面性状は、各材料における既製人工歯と同一の状態にした。

(2) 金属試料 (Pd) の場合

PMMAレジン人工歯 (左側下顎第一小臼歯頬側咬頭) と同一の形態を付与するため、同人工歯をランダムに1歯選択し、この人工歯の頬側咬頭を石膏 (DIE STONE, マイルズ・モダンマテリアルズ社製) にて印象採得した。この石膏による陰型とカービングワックス (ジーシー社製) を用いて、軟化圧接法によりワックスアップのち、図1(b)の形態のごとく直径2.0 mmのプラスチックバー (PLASTIC CASTING BAR, 石福金属興業社製) をワックスパターンの歯根側中央に植立した。ワックスパターンに表面活性剤 (SUR-CAST[®] SPRAY, ジーシー社製) を吹き付けたのち、埋没、 casting, 超音波洗浄までは、咬合面コアの場合と同様に行った。洗浄後、400°C, 20分間係留にて硬化熱処理を行った。最終表面仕上げとして、1 μ mおよび0.3 μ mの2種類のアルミナにてバフ研磨を行った。摩耗試験機に対する把持部は、人工歯試料の場合と同様にして、12% Au-Ag-Pd合金製咬合面コアとステンレス製金型枠を用いて、即時重合型レジン (QUICKY, ニッシン社製) にて作製した。

2. 下部試料

下部試料の形態は、図1(c)のごとく10×10×5 mm

の平板試料とした。

Coに関しては、リン酸塩系埋没材 (1次埋没: CERAVEST, ジーシー社製; 2次埋没: WIRO-VEST[®], BEGO社製) を60秒間真空練和した後、ワックスパターンをリングレス埋没した。埋没完了後、リングファーンネスに入れ750°Cまで徐々に昇温し、750°Cで30分間係留後、高周波遠心铸造器 (EAGLE, 積水化学工業社製) にて铸造した。铸造用金属は、Co-Cr合金 (Durallium JD alloy, ジェレンコ社製) を使用した。铸造後、Coの铸造体を取り出し、粒子直径25 μ mのアルミナにてサンドブラスト処理を行った。

PESおよびPCは、SUMI-PLOY[®] System成形工程に従って、積層圧縮成形機 (SUMI-PLOY[®] PRESSOR, 住友化学工業社製) を用いて作製した。成形温度は、PESが350°C, PCが240°C, 加圧時間は、いずれも60秒間とした。Enは、エナメル質が表面に露出するようにレジンに包埋し、表面を平面に仕上げた。PMMA, HR, Poは、各人工歯材料と全く同一の工程で、形態のみ平板として作製した。

平板試料の表面は、すべて耐水ペーパー (#240, #400, #800, #1,200, #2,000) で研磨後、小型自動研磨機 (69-1000 MINIMET[®] POLISHER/GRINDER, ビューラー社製) を用いて、1 μ mおよび0.3 μ mのアルミナにてバフ研磨を行い、中心線平均アラサ (Ra) が0.2±0.1 μ mになるように仕上げた。ただし、Poに関しては、#240, #400および#800の耐水ペーパーによるラフ研磨のみを行い、表面アラサRaを1.0±0.1 μ mとした場合 (以下Po(r)と略す) についても検討した。なお、試料はすべて、実験に先立って、60日間37°C蒸留水中に浸漬した。

III. 摩耗試験方法

今回の実験を行うために、図3に示す衝突滑走摩耗試験機 H419型 (東京技研社製) を試作した。本試験機は、試料を5組セットすることが可能で、試験運動

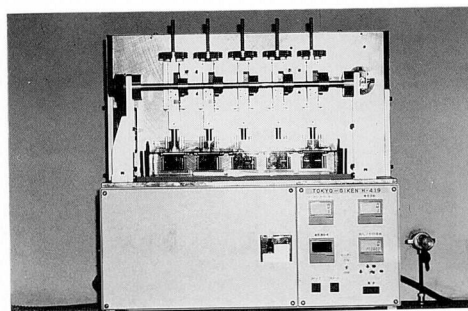


図3 試作摩耗試験機 (H419型).

表2 上下部試料の摩耗組み合わせ

			上部試料			
			HR	PMMA	Pd	Po
下部試料	小 ↑ ヌーブ硬度 ↓ 大	PC	○	○	○	○
		PES	○	○	○	○
		PMMA	○	○	○	○
		HR	○	○	○	○
		Pd	○	○	○	○
		Co	○	○	○	○
		Po	○	○	○	○
		Po(r)	○	○	○	○
		En	○	○	○	○

は、滑走運動による摩耗試験とし、運動方向は、上部試料の頬舌方向(図1(d))とした。試験条件は、荷重を1.0 kgf、滑走距離を4 mm、滑走運動サイクルを毎分60回とし、滑走回数 20×10^4 回まで、37°C 循環恒温水中にて行った。

IV. 摩耗組み合わせ

表2に、上下部試料の摩耗組み合わせを示した。上部試料は、HR、PMMA、Pd、Poとし、下部試料は、PC、PES、PMMA、HR、Pd、Co、Po、Po(r) および En とした。なお、下部試料は、以下に記述するヌーブ硬度測定により、PC から Po(r) へ、小さい値から順に並べた。以上、摩耗組み合わせ計36組について検討した。

V. 測定方法

本実験の手順を模式図として図4に示した。

1. ヌーブ硬度(Hk)測定

測定条件は、(a)荷重 50 g、保持時間30秒 (PMMA、PES、PC)、(b)荷重 100 g、保持時間30秒 (HR)、(c)荷

重 200 g、保持時間30秒 (Po、Pd、Co、En) とした。ヌーブ硬度の測定は、37°C 蒸留水中に60日間浸漬後、微小硬度計 (HMV-2000、島津製作所製) を用いて行った。なお、試料は各材料ごとに5個ずつ作製し、1試料につき3点の測定を行った。

2. 消失体積測定

試料の比重測定に、分析用電子天秤 (JL-180、長計量器製作所社製) およびピクノメーター (Hubbard Type、柴田科学器械工業社製) を用いた。ピクノメーターの標線まで、蒸留水 (25°C) を満たした時の重量を W_0 、空気中の試料重量を W_1 、ピクノメーターに試料を入れ標線まで蒸留水を満たした時の重量を W_2 とすると、試料の体積に相当する蒸留水の重量 W は、 $W = (W_0 + W_1) - W_2$ となる。試料の比重 (d ; 25°C) は、 $d = W_1 / W$ であることから、消失体積 (V) は、消失重量 (M) 測定後、 $V = M / d$ から求めた。

3. 消失高さおよび摩耗深さ測定

上下部試料合計の消失高さは、摩耗試験機の試料把持用ジグに上下部試料をセットし、測定精度 $1 \mu\text{m}$ の簡易型デジタル測長器 (DIGIMICRO MU501、ニコン社製) を用いて測定した。下部試料の摩耗深さは、直径 1.5 mm の球形プローブを用い、上記のデジタル測長器にて測定した。

以上、2、3の測定項目に関しては、滑走回数 0.5、1、3、5、10、15、20 ($\times 10^4$) 回の各回において、経時的に測定した。

4. 表面アラサ測定

表面アラサ測定機 (SURFCOM 100A、東京精密社製) を用いて、下部試料における滑走摩耗試験前の初期表面、および上下部試料における滑走回数 20×10^4 回後の摩耗面の中心線平均アラサ (Ra) を、cut off 値

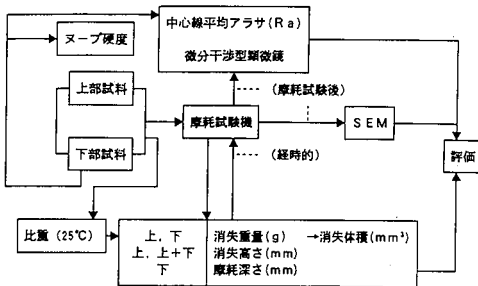


図4 実験手順の模式図。

0.8 mm, 基準長さ 2.4 mm にて測定した。ただし, 摩耗面の表面アラサについては, 測定方向を運動方向に直角とし, 摩耗面中央部およびその前後 1 mm の部分を測定し, 3 部分の平均値を算出した。

5. 摩耗面の観察

滑走回数 20×10^4 回後の摩耗面を微分干渉型顕微鏡 (OPTIPHOT, ニコン社製) および走査型電子顕微鏡 (JSM-5300LV, 日本電子社製) を用いて観察した。

VI. 統計学的処理

本研究におけるデータは, 一元配置分散分析法および多重比較 Tukey 法を用いて統計学的処理を行った。以下, 有意水準 5% 以下の場合, 有意差があるとした。

結 果

I. 各試料のヌーブ硬度 (Hk) について

各試料のヌーブ硬度を表 3 に示した。

表 3 各試料のヌーブ硬度 (Hk)

材 料	硬度 (Hk)
PC	12.8 (0.3)
PES	15.5 (0.3)
PMMA	16.6 (0.8)
HR	29.5 (0.3)
Pd	260.4 (10.1)
Co	447.5 (22.3)
Po	567.5 (19.5)
En	337.3 (18.3)

() : S.D.

II. 上部試料を基準とした各種材料間の組み合わせについて

1. 上部試料が PMMA の場合

上下部試料の消失体積の経時的変化を図 5 に示した。図 5 (上図) において, 上部試料 PMMA の初期摩耗量は, 下部試料が HR の場合, 他の下部試料との組み合わせに比較して有意に大きい値を示した。ただし, 10×10^4 回以後では, Po(r) がやや大きい値を示し, 消失体積が直線的に増加する傾向がみられた。下部試料が PES および PC の場合, 消失体積は Po(r) と同様に直線的に増加したが, 摩耗率は Po(r) より小さかった。他の下部試料においては, 5×10^4 回以後, 定常摩耗状態を呈した。図 5 (下図) において, 下部試料 PMMA の消失体積は, 直線的に増加するとともに, 最も大きい値を示した。下部試料が HR

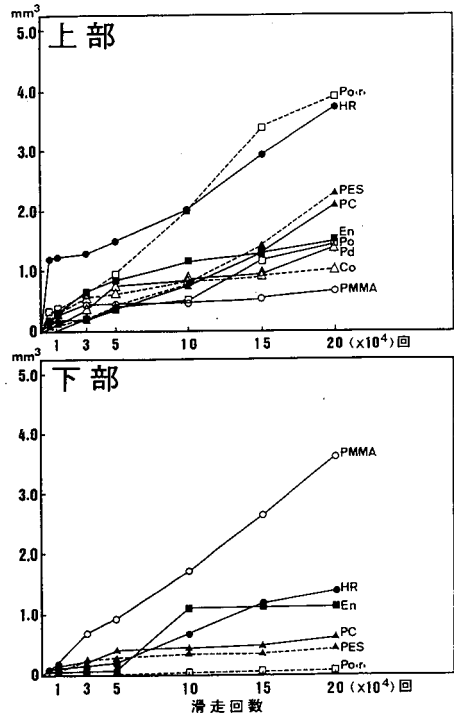


図 5 上下部試料の消失体積の経時的変化 (上部試料が PMMA の場合)。
 上図：各下部試料に対する上部試料 PMMA の消失体積
 下図：各下部試料の消失体積

および En では, 20×10^4 回において, PMMA の約 1/3 の値を示した。HR の消失体積は, ほぼ直線的に増加したのに対し, En は, 5×10^4 回と 10×10^4 回との間でのみ著しい消失体積の増加を認めた。

図 6 に, 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料の消失体積および表面アラサを示した。なお, 図中の下部試料 PC から Po(r) までの配列は, ヌーブ硬度の小さい材料から大きい材料の順とした。

図 6 (上図) において, 上部試料 PMMA の消失体積は, 下部試料が Po(r) の場合 $3.9 \pm 1.9 \text{ mm}^3$, および HR の場合 $3.7 \pm 0.1 \text{ mm}^3$ と, 他の組み合わせに比較して有意に大きい値を示し, 次いで, PES, PC の順であった。下部試料が PES および PC の場合, 両者間に有意差は認められなかった。表面アラサでは, 下部試料が HR の場合に $20.4 \pm 2.5 \mu\text{m}$ と極めて大きい値を示し, 次いで, PMMA の場合に $8.0 \pm 1.1 \mu\text{m}$ と, 他の組み合わせに比較して有意に大きい値を示した。

図 6 (下図) において, 下部試料 PMMA の消失体積は $3.6 \pm 0.2 \text{ mm}^3$ と, 他の試料に比較して有意に大

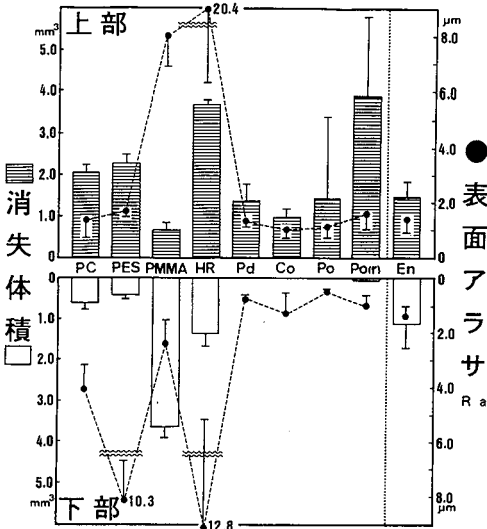


図6 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料の消失体積および表面アラサ (上部試料が PMMA の場合)。

きい値を示した。下部試料 Pd, Co および Po では、消失体積はゼロであった。表面アラサでは、下部試料 HR が $12.8 \pm 4.0 \mu\text{m}$, PES が $10.3 \pm 1.5 \mu\text{m}$ と、他の試料に比較して有意に大きい値を示した。

図7に、上部試料が PMMA の場合における、滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料合計の消失高さを示した。上部試料が PMMA の場合における上下部合計の消失高さは、Pd および En との組み合わせで最も小さい値を示し、次いで Co, Po の順で大きい値を示した。Po との組み合わせでは、HR との組み合わせに比較し有意に小さい値を示したが、Po(r) との組み合わせと HR との組み合わせとの間に有意差は認められなかった。

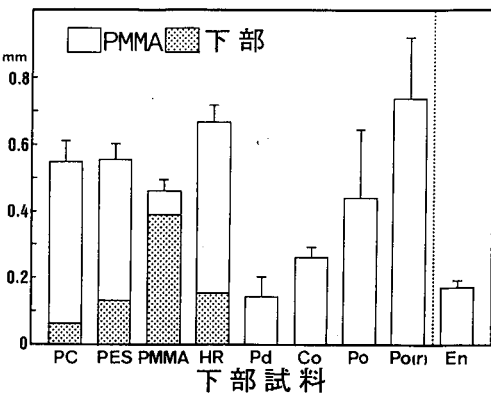


図7 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料合計の消失高さ (上部試料が PMMA の場合)。

2. 上部試料が HR の場合

上下部試料の消失体積の経時的变化を図8に示した。図8(上図)において、下部試料が Po(r) および Po の場合の摩耗率は、PC, HR および Co の場合の摩耗率の約4倍で、Po(r), Po のいずれの場合もアブレシブ摩耗状態を呈していた。下部試料が En, Pd, PMMA および PES の場合、 5×10^4 回から定常摩耗状態に移行して、消失体積も他に比較して小さい値を示した。図8(下図)において、下部試料 PES の消失体積は、 1×10^4 回までは比較的大きい摩耗率を示したが、 1×10^4 回以後 20×10^4 回までは、消失体積は徐々に増加する傾向にはあったが、ほぼ定常摩耗の状態を示した。これに対して、下部試料 PMMA の消失体積は、 5×10^4 回までは PES とほぼ同様の变化を示したが、 5×10^4 回以後、PMMA の摩耗率は大きく増加した。その結果、摩耗試験後の消失体積は PES の約3倍の値を示した。

図9に、滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料の消失体積および表面アラサを示した。

図9(上図)において、上部試料 HR の消失体積

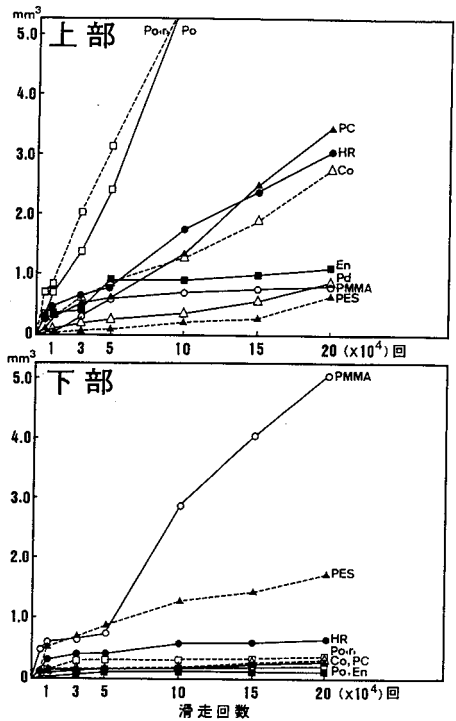


図8 上下部試料の消失体積の経時的变化 (上部試料が HR の場合)。

上図: 各下部試料に対する上部試料 HR の消失体積

下図: 各下部試料の消失体積

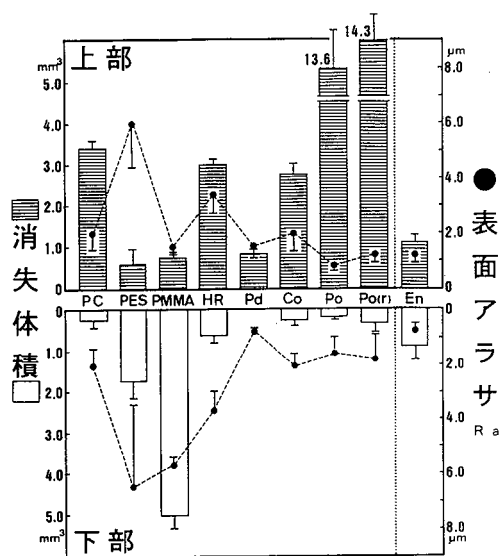


図9 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料の消失体積および表面アラサ (上部試料が HR の場合)。

は、下部試料が Po および Po(r) の場合、他の組み合わせの場合に比較して、極めて大きい値を示した。すなわち、下部試料が PC, HR および Co の場合に約 3 mm^3 , PES, PMMA, Pd および En の場合に約 1 mm^3 の値を示した。表面アラサでは、下部試料が PES の場合に、他の組み合わせに比較して有意に大きい値 $6.1 \pm 1.7 \mu\text{m}$ を示した。

図9 (下図) において、下部試料 PMMA が最も大きい消失体積を示した。次いで、PES であったが、いずれも他の試料に比較して有意に大きい値を示した。表面アラサでも、PES が $6.5 \pm 3.0 \mu\text{m}$, PMMA が $5.7 \pm 0.3 \mu\text{m}$ と有意に大きい値を示した。

図10に、上部試料が HR の場合における、滑走回

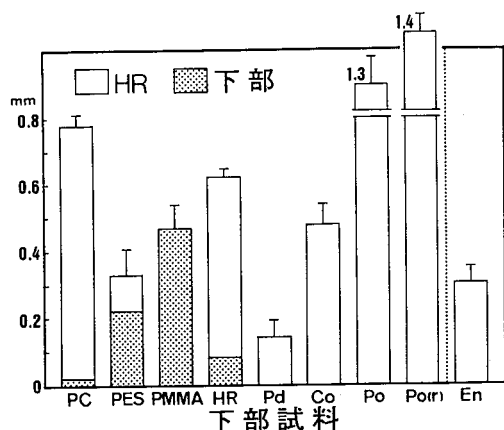


図10 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料合計の消失高さ (上部試料が HR の場合)。

数 20×10^4 回後の上下部試料合計の消失高さを示した。上部試料が HR の場合における上下部合計の消失高さは、Pd との組み合わせで最も小さい値を示した。対合する試料が PC, PES, PMMA および HR の場合、ヌーブ硬度との明確な関連性は認められなかったが、対合する試料が Pd, Co, Po の場合、ヌーブ硬度が大きくなるのに比例し、消失高さも大きい値を示した。

3. 上部試料が Pd の場合

図11に、滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料の消失体積および表面アラサを示した。

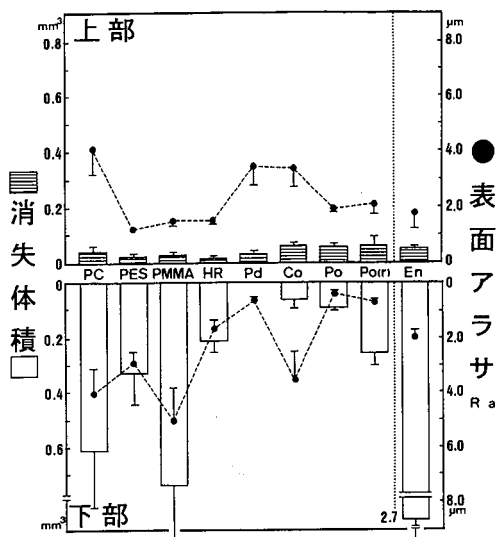


図11 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料の消失体積および表面アラサ (上部試料が Pd の場合)。

図11 (上図) において、上部試料 Pd の消失体積は、いずれの組み合わせにおいても、 0.06 mm^3 以下と極めて小さい値を示し、なかでも下部試料が HR の場合に最も小さい値を示した。表面アラサでは、下部試料が PC, Pd および Co の場合に、他の組み合わせに比較して有意に大きい値 $3.4 \sim 4.1 \mu\text{m}$ を示した。

図11 (下図) において、En は他の試料に比較して有意に大きい値 $2.7 \pm 0.8 \text{ mm}^3$ を示し、次いで、PMMA ($0.7 \pm 0.2 \text{ mm}^3$), PC ($0.6 \pm 0.2 \text{ mm}^3$) の順に小さい値を示した。最も小さい値を示したのは、Pd ($0.01 \pm 0.01 \text{ mm}^3$) であった。滑走回数 20×10^4 回後における下部試料の消失体積は、En を除いたすべての試料において、 0.7 mm^3 以下と小さい値を示した。表面アラサでは、PMMA ($5.0 \pm 1.2 \mu\text{m}$) が最も大きく、次いで、PC, Co, PES の順に小さい値を示した。

図12に、上部試料が Pd の場合における、滑走回数

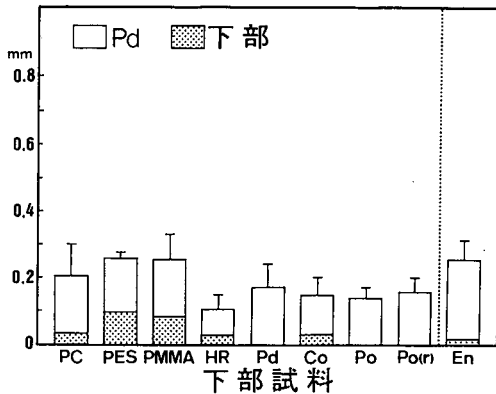


図12 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料合計の消失高さ (上部試料が Pd の場合).

20×10^4 回後の上下部試料合計の消失高さを示した。上部試料が Pd の場合における上下部合計の消失高さは、いずれの試料との組み合わせにおいても、0.3 mm 以下と小さい値を示した。特に、HR との組み合わせが最も小さい値を示した。

4. 上部試料が Po の場合

上下部試料の消失体積の経時的変化を図13に示した。図13 (上図) において、下部試料が Po, Po(r) および En の場合、滑走回数 1×10^4 回から 5×10^4 回の範囲では、定常摩耗状態を一度示したが、 5×10^4 回以後、再び摩耗率の増加が認められ、他の組み合わせの場合に比較して最も大きい消失体積を示した。その他の下部試料では、滑走回数 3×10^4 回ないし 5×10^4 回では定常摩耗状態を示したが、 20×10^4 回後では、Po, Po(r), En に比較して、約 1/2 の摩耗量を示した。ただし、下部試料が PES の場合では、いずれの回数においても最も小さい値を示した。図13 (下図) において、下部試料 HR の消失体積は、滑走回数にほぼ比例して、直線的に増加した。Po, En および Po(r) では、経時的変化の様相が HR とはやや異なり、多少の増減を示したが、いずれも HR と同様にアプレシブ摩耗を呈していた。他の試料では 20×10^4 回まで、わずかながら徐々に消失体積は増加する傾向を示したが、ほぼ定常摩耗の状態を呈していた。特に、Pd の場合は、極めて小さい値を示した。

図14に、滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料の消失体積および表面アラサを示した。

図14 (上図) において、上部試料 Po の消失体積は、下部試料が Po(r), Po および En の場合、他の組み合わせに比較して、有意に大きい値を示した。表面アラサは、下部試料が Pd, Co, Po, Po(r) の場合、やや大きい値を示した。

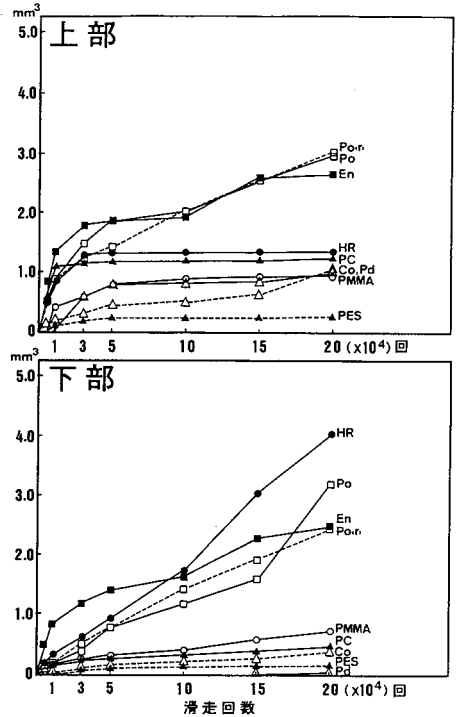


図13 上下部試料の消失体積の経時的変化 (上部試料が Po の場合).

上図：各下部試料に対する上部試料 Po の消失体積

下図：各下部試料の消失体積

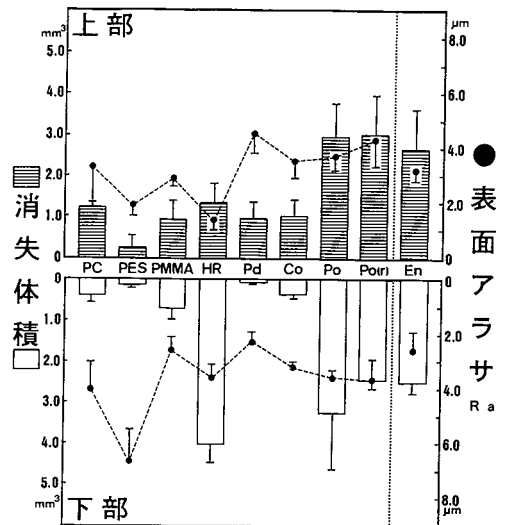


図14 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料の消失体積および表面アラサ (上部試料が Po の場合).

考 察

図14 (下図) において, 下部試料の消失体積は, HR が最も大きい値を示し, 次いで, Po, En, Po(r) の順であった。最も小さい値は, Pd の $0.03 \pm 0.02 \text{ mm}^3$ で, 以下, PES, Co, PC, PMMA 順に大きい値を示した。一方, 表面アラサでは, PES が $6.7 \pm 1.2 \mu\text{m}$ と, 他の試料に比較して有意に大きい値を示した。

図15に, 上部試料が Po の場合における, 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料合計の消失高さを示した。下部試料が Po(r) および Po の場合に, 他の組み合わせに比較して, 有意に大きい値 ($0.6 \sim 0.7 \text{ mm}$) を示し, 次いで, HR (0.5 mm), En (0.3 mm), PC (0.2 mm) の順であった。最も小さい値を示したのは, Pd の 0.06 mm であった。

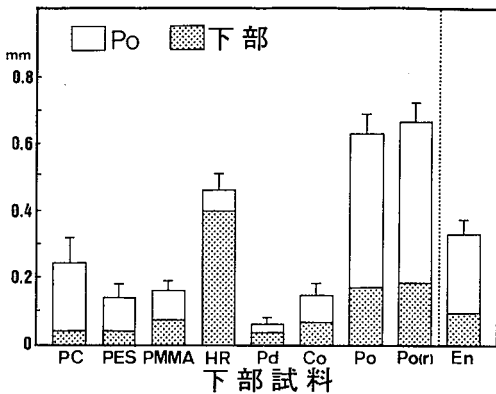


図15 滑走回数 20×10^4 回後の上下部試料合計の消失高さ (上部試料が Po の場合)。

Ⅲ. 同種材料間の組み合わせについて

PMMA の同種材料間 (図6) では, 滑走回数 20×10^4 回後の下部試料の消失体積が, 上部試料の5倍の値を, また, HR の同種材料間 (図9) では, 上部試料の消失体積が, 下部試料の5倍の値を示し, 逆の傾向を示した。Po の同種材料間 (図14) では, 上部試料および下部試料とも同程度の値を示した。上下部試料合計の消失体積では, Po が最も大きい値を示し, 次いで, PMMA, HR, Pd と小さい値を示した。特に, Pd は極めて小さい値 (図11) を示した。なお, 消失高さに関しては, 消失体積と同様な傾向を示した。

Ⅳ. 摩耗面の観察

各組み合わせにおける, 滑走回数 20×10^4 回後の摩耗面の微干渉像および SEM 像を図16~23に示した。なお, 各々の像についての所見は, 考察のなかで述べる。

I. 研究方法について

1. 人工歯材料について

本実験に先立って, すでに我が国で市販されている硬質レジン人工歯2種とフィラーの異なる試作硬質レジン人工歯2種を選択し, 同種材料間, ならびに12% Au-Ag-Pd 合金および陶材を対合歯材料とした場合について耐摩耗性を検討した。その結果, 同種間の組み合わせにおける摩耗量について, これら4種類の硬質レジン人工歯間に有意差は認められなかった。12% Au-Ag-Pd 合金との組み合わせでは, いずれの硬質レジン人工歯も優れた耐摩耗性を示したが, 陶材との組み合わせでは, いずれの硬質レジン人工歯も極めて大きい摩耗量を示した。以上より, これら4種類の硬質レジン人工歯は, いずれも同様な摩耗傾向を示すことが明らかとなった²¹⁾。この結果より, 本実験では, 試作硬質レジン人工歯1種類を硬質レジン人工歯として選択した。

PMMA レジン人工歯および陶歯に関しても, 予備実験として, 本実験で使用した人工歯を含めて3種類の PMMA レジン人工歯および3種類の陶歯を選択し, 同種間および12% Au-Ag-Pd 合金を対合歯材料とした場合について摩耗試験を行った。その結果, 消失体積において統計学的有意差を認めず, ほぼ同様な摩耗傾向がみられた。この結果より, 本実験では PMMA レジン人工歯として, SEMI-CROWN POSTERIOR 32M (ニッシン社製), 陶歯として, この PMMA レジン人工歯と全く同一形態に作製した Po を選択した。

金属材料には, 日常臨床における歯冠修復材料として頻用されている12% Au-Ag-Pd 合金を選択した。Co-Cr 合金は, 局部床義歯におけるレスト, アンレーレストとして咬合面の一部を被覆することが多いことから, Co-Cr 合金を金属材料として選択した。

エンジニアリングプラスチックとして, Polycarbonate は, PMMA に比較して耐衝撃性, 耐熱性, 耐摩耗性に優れていることから, 歯冠修復材料および人工歯材料として注目されているが, 耐摩耗性に関しては必ずしも明らかにされていない。そこで, エンジニアリングプラスチックを人工歯材料として選択した。特に, ガラス繊維を 10 wt% 配合した強化 Polycarbonate (PC), および PC に比較して熱変形温度が高く, 耐摩擦摩耗特性に優れているといわれる²²⁾ Polyether-sulfone (PES) について検討した。

臼歯部人工歯材料としては, 上記以外にもいくつか考えられるが, 使用頻度からみて上記の材料が, 臼歯

部人工歯材料の大半を占めていると考えられる。したがって、これらの人工歯材料について検討を加えれば、臼歯部人工歯材料の耐摩耗性を総括的に把握することができると考えた。

2. 試料形態について

可及的に歯牙接触関係の単純な組み合わせを選択することが、摩耗現象をシミュレートする上で適切であると考えられる。臼歯部において歯牙接触関係が最も単純な組み合わせは、咀嚼、ガイドとも1咬頭のみが機能する下顎第一小臼歯と、これに對合する上顎第一小臼歯である。また、山本²³⁾は、歯牙の咬耗面上の線状痕を観察した結果、咬耗は下顎運動のなかでも特に側方運動と密接に関係していることを明らかにしている。すなわち、摩耗現象を把握する上で総義歯あるいは局部床義歯のいずれにおいても、側方運動時にガイドとなる頻度の高い歯、すなわち小臼歯が試料形態としてより適切であると考えられる。以上より、人工歯の形態には、下顎第一小臼歯側咬頭を選択した。對合試料には、摩耗状態の分析をより正確に行う目的で、上顎第一小臼歯側咬頭内斜面を想定した平板形態を選択した。

3. 摩耗試験法について

従来より、摩耗試験には、歯ブラシ摩耗試験²⁴⁻²⁹⁾、基準表面アラサに対する摩擦摩耗試験³⁰⁻³³⁾、疲労摩耗を対象とした振動摩耗試験³⁴⁾などが行われてきた。しかし、これらの方法では、咀嚼による摩耗に近似した現象をシミュレートしているとはいえない。咬合摩耗を対象とした研究では、對合する咬合面上での衝突と滑走という2つの運動を組み合わせる^{2,6-15)}、あるいは単独の運動^{4,5,20,35-45)}を摩耗試験機に再現している。しかし、Powell^ら⁴³⁾は、修復材料について、衝突摩耗と滑走摩耗とを分けて評価し、衝突による摩耗は、ほとんど発現せず測定不能であったと報告している。財部⁴¹⁾は、衝撃力と滑走を適正に組み合わせることが困難である以上、両者に対する抵抗性は別々に測定することが妥当であると述べている。試料形態に関する考察で述べたように、山本²³⁾は、歯牙の咬耗面上の線状痕を観察した結果、咬耗は下顎運動のなかでも特に側方運動と密接に関係していることを明らかにしている。以上より、本研究においては、従来の試験法の中で最も明確に摩耗現象を比較検討しうると考えられる、滑走運動のみによる摩耗試験法を採用した。對合状態に関しては、口腔内における咬耗面が、点接触から咬耗の進行に従って、面接触に変化するといった形成過程を経ることから、図1(d)に示すように、下顎第一小臼歯側咬頭外斜面と、對合する上顎第一小臼歯側咬頭内斜面(平板試料)との滑走運動

をシミュレートした。なお、下顎が咀嚼時における可動側であることから、下顎第一小臼歯側咬頭を試験機の可動側、すなわち上部試料とし、平板試料を不動側、すなわち下部試料とした。

藍⁴⁶⁾は、切歯点部における咀嚼運動時の側方滑走運動量は1.5~6.0 mmの範囲で平均4.0 mmであり、臼歯部においては、この半分程度であると報告している。しかし、臼歯部において最前位置に位置する第一小臼歯部では、前歯部とはほぼ同程度の側方滑走運動を行っていると考えられる。そこで本研究では、滑走距離として4 mmを採用した。

滑走運動方向は、咬耗面に生じる線状痕の走行が全体的に頬舌方向であるとの報告から、上部試料である下顎第一小臼歯側咬頭の頬舌方向とした。

咀嚼運動サイクルは、毎分60~80回で、平均毎分60回と報告されていることから⁸⁾、滑走運動サイクルは毎分60回とした。

4. 摩耗評価について

摩耗とは、固体表面より材料が損失する現象である。摩耗のタイプには、凝着摩耗(adhesive wear)、アブレイブ摩耗(abrasive wear)、腐食摩耗(corrosive wear)および疲労摩耗(fatigue wear)などがある⁴⁷⁻⁴⁹⁾。これら摩耗現象を定量的に評価する上で、質的損失量を測定することは重要であるが、塑性変形を生じる材料や對合する材料の摩耗粒子が付着するなど、質的損失量の測定だけでは、評価が必ずしも適切でない場合もある。したがって、形態的变化についても同時に評価する必要がある。さらに、摩耗における表面性状は、重要な因子であり⁴⁹⁾、表面性状についても評価する必要がある。従来より、摩耗現象を定量的に評価する方法として、重量変化および体積変化⁵⁰⁻⁵²⁾、試料の一方方向についての変化⁵³⁻⁵⁵⁾、ステレオ写真測定法^{16,17,56)}、表面プロファイル法^{40-42,57-59)}などが行われてきたが、これらの評価方法を単独で用いるのではなく、質的損失量の測定、形態的損失量の測定および表面性状について同時に評価することが適切であると考えられる。そこで本研究では、質的損失量の指標として、重量変化および比重の測定により消失体積を算出し、形態的損失量の指標として、試料の消失高さおよび摩耗深さを測定した。さらに、表面性状の評価として表面アラサ測定および表面の観察を行った。

5. 試験条件について

Harrison^ら⁸⁾は、咀嚼時に歯牙に加わる力は0.2~2 kgであると報告している。Brudevold⁶⁰⁾は、最大咬合力(第一小臼歯~第一大臼歯部で、1歯当たり約4~9 kgの範囲)に比較すると、最大咀嚼力は約1/2の2~4.5 kg程度であり、平均咀嚼力は約1/6の0.7~

1.5 kg 程度,あるいはそれ以下であると報告している。さらに,Brudevold⁶⁰⁾は,上下顎総義歯装着者における各食品の平均咀嚼力を測定した結果,第一小白歯~第一大臼歯部で,1歯当たり0.51~1.56 kgであると報告している。以上の報告を総合的に評価すると,1歯当たりの平均咀嚼力は,0.5~1.5 kgと考えられることから,本実験では,垂直荷重量として,1 kgf を選択した。なお,本研究では,滑走回数 20×10^4 回後の滑走距離は 1600 m である。Soltész ら⁶¹⁾は, *in vivo* における歯牙の滑走距離は,約 600~1200 m/年であると報告している。これらのことから,本研究での摩擦実験では,約 1.3~2.7年における人工歯材料の摩擦状態を観察したものと推察される。

II. 研究結果について

1. ヌーブ硬度 (Hk) について

材料の硬度と摩擦量との間に,一定の傾向は見られなかった。ただし,アプレシブ摩擦を呈した組み合わせにおいては,摩擦量が硬度に反比例する場合も認められたことから,硬度はアプレシブ摩擦における重要な因子の一つであると考えられる。

各々の組み合わせにおける摩擦量と硬度との関係については,以下の項目で述べる。

2. 摩擦の経時変化について

摩擦の経時変化をみると,いずれの試料も滑走開始から 0.5×10^4 回あるいは 1×10^4 回までの間で初期摩擦状態を呈した。 1×10^4 回から 5×10^4 回の範囲では,次第に摩擦率が減少し, 5×10^4 回から 20×10^4 回においては,定常摩擦状態を呈する材料と, 1×10^4 回もしくは 5×10^4 回から摩擦率の増加する材料のあることが認められた。特に,定常摩擦状態に移行する材料は,上部試料の摩擦面積増加による接触圧の低下が原因として考えられる⁶²⁾。摩擦率が増加し,アプレシブ摩擦を呈する材料は,対合する材料間の摩擦面において,脆性破壊が生じていると考えられる。

3. 各種材料間の摩擦状態の比較

(1) 硬質レジン (HR) について

HR と Pd との組み合わせでは,上下部試料が逆の場合も優れた耐摩擦性を示した。著者らは,12% Au-Ag-Pd 合金製の咬頭形態試料に対する各種レジン試料の滑走摩擦試験を行った結果,硬質レジンに優れた耐摩擦性を示したことを報告し³⁵⁾,鈴木ら³⁷⁾も同様の報告をしている。

対合試料が PES および PMMA の場合,これらに比較してヌーブ硬度の値が大きい HR は,優れた耐摩擦性を示した。しかし,PMMA に対合した HR の摩擦面は,線状痕の中に多数のピットをともなう,ま

だら摩擦状態を呈しており,部分的な表面の疲労破壊が生じていると考えられる(図16)。摩擦面の観察から,PC に配合されたガラス繊維は,HR の摩擦を助長する誘因となっていたと考えられる。

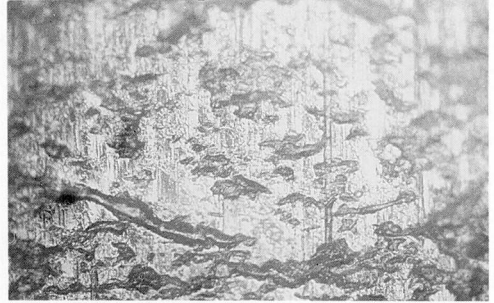


図16 上部試料 HR の摩擦面 ($\times 20$, 下部試料が PMMA の場合)。

HR は高密度架橋構造を有するとともに,有機-無機複合フィラーが配合されている。その結果,強度および硬度が向上しているが,その反面,脆弱となる傾向を有する。すなわち,Co および Po のように,塑性変形を生じにくい材料に対しては,HR 中の無機フィラーによって生じる摩擦痕がアプレシブ摩擦の誘因となることから,HR の摩擦が,脆性破壊を主体に進行したものと考えられる。Po に対合する HR の摩擦量は,対合が Pd の場合に比較して,約15倍と極めて大きい摩擦量を示したことも,この考察を裏づけているものと考えられる。

HR 同種間における摩擦面では,フィラーとマトリックスとの境界が明瞭でなく,両者がよく結合していたが,線状痕は不規則に配列し,アプレシブ摩擦および凝着摩擦の混在した像を呈していた(図17)。一般に,レジン系材料の同種間の摩擦実験では,両者間の摩擦抵抗が大きく,塑性変形を伴った延性破壊が生

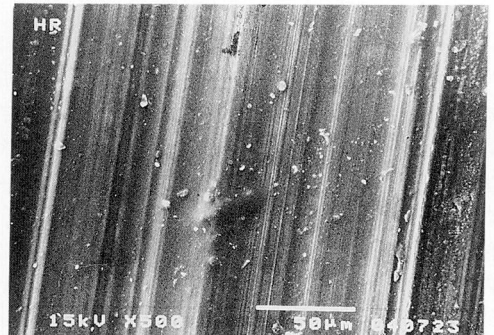


図17 上部試料 HR の摩擦面 ($\times 500$, 同種材料間の場合)。

じるといわれていることから⁴⁹⁾、HR 同種間においても脆性破壊と延性破壊の両者が生じたと考えられる。HR 同種間の摩耗量は、PMMA 同種間より少ないが、有意差は認められなかった。HR 同種間の摩耗量は、HR と Pd との組み合わせに比較して、有意に大きい値を示した。多官能性モノマーである urethane dimethacrylate (UDMA) は、PMMA に比較して優れた耐摩耗性を示すが⁶³⁾、本実験で比較的大きな摩耗量を示したことは、同種間の摩耗試験であることと、HR 中の無機フィラーにより摩耗が助長された結果と考えられる。

(2) PMMA レジン (PMMA) について

PMMA は、下部試料に陶材を選択し、中心線平均アラサ Ra が $0.2\ \mu\text{m}$ の Po と $1.0\ \mu\text{m}$ の Po(r) で比較した結果、Po との組み合わせで摩耗量は小さい値を示した。図18は、下部試料が Po(r) の場合の上部試料 PMMA の摩耗面である。Po(r) の表面突起は、PMMA に対してアブレジブ摩耗の誘因となるとともに、表面突起の疲労破壊は、摩耗粒子を形成し、PMMA 摩耗面の線状痕に沿って圧入された摩耗粒子が研磨粒子となり、結果として three-body abrasion を生じたと考えられる。また、PMMA は、対合試料が HR の場合も、上記の Po(r) と同様の摩耗状態を呈し、大きい摩耗量を示した。

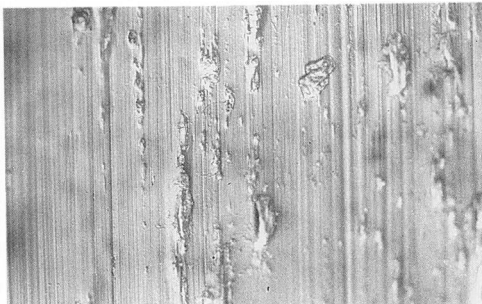


図18 上部試料 PMMA の摩耗面 ($\times 20$ 、下部試料が Po(r) の場合)。

PMMA 同種における摩耗面では、摩擦熱による早期の塑性変形が著しい摩耗の原因となり、互いの摩耗粒子が相手面に移着層を形成し、この層が部分的に除去されることにより、摩耗が進行していったと考えられる。しかし、対合試料が PC および PES の場合、PMMA に比較して熱変形温度が高く、PC および PES の塑性変形を惹起する前に、PMMA の表面では疲労破壊が生じ、PMMA の摩耗量は大きい値を示したと考えられる。

(3) 陶材 (Po, Po(r)) について

Po は、下部試料が Po, Po(r) および En の場合、スティックスリップ現象を伴い、他の組み合わせに比較し、摩耗量は有意に大きい値を示した。スティックスリップ現象は、摩擦振動による音の発生を伴った現象で、動摩擦係数が静止摩擦係数より小さく、しかも滑走速度が大きいほど動摩擦係数が小さくなるという特性を有するときに生じる⁴⁹⁾。

Norman ら⁶⁴⁾、Koran ら⁶⁵⁾ は、唾液による潤滑状態で陶材間の静止摩擦係数は $0.5\sim 0.8$ で、他の各種材料間における値に比較して、大きい値を示したと報告している。さらに、陶材は、滑走運動により塑性変形を生じないために、摩耗面は脆性破壊を起こし、いわゆるチッピングによる摩耗を呈する。これは、図19の SEM 像に観察される広範囲なうねりを伴った平滑面と、チッピングによる粗造な摩耗面からも理解される。吉岡⁶⁶⁾ は、咬合圧の強い男性 (50歳) の上下顎総義歯に陶歯を用いた症例において、咬耗面の観察を行った結果、スティックスリップ現象もしくはチッピングにより生じたと考えられる波とう状の崩壊が認められたことを報告しており、in vivo においても同様な現象が観察されている。

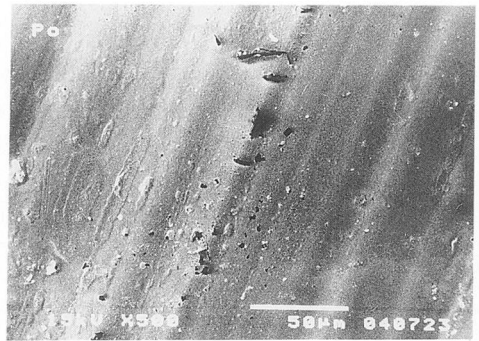


図19 上部試料 Po の摩耗面 ($\times 500$ 、同種材料間の場合)。

従来より、陶材間の摩耗量が最も小さいと考えられている¹⁴⁾。しかし、PMMA レジン間の摩耗量に比較して、陶材間の摩耗量が大きい値を示した本研究の結果、および Cornell ら²⁾、Mahalick ら⁶⁾、財部⁴¹⁾ の報告でもみられるように、摩擦条件によっては陶材間の摩耗量は、従来の多くの報告とは反対に極めて大きいことが示唆された。

(4) 金属材料

① 12% Au-Ag-Pd 合金 (Pd) について

本実験では、いずれの組み合わせにおいても、Pd の消失体積は極めて小さい値を示した。しかし、消失

高さでは、必ずしも消失体積と同様な傾向を示さなかった。特に、Pd の同種材料間においては、同種合金間の相互溶解性による強い凝着が生じ、上下部試料とも摩擦面の塑性流れと融着像が認められた(図20)。すなわち、重量変化より求めた体積では大きい変化は認められなかったが、形態的变化としての消失高さ変異が認められた。これは、Pd の展延性による結果であると考えられる。また、野下¹⁵⁾も同様の報告をしている。

Pd と En との組み合わせで、En の消失体積が大きい値を示したのは、Pd の摩擦面積が小さく高い接触圧が維持され、図21に認められるように、エナメル小柱間の断裂を伴った表面の疲労破壊が生じたためと考えられる。

② Co-Cr 合金 (Co) について

Co は、Pd と同様に優れた耐摩耗性を示した。しかし、レジ系試料との組み合わせでは、対合試料を著しく摩耗させる可能性が示された。

Co と Pd との組み合わせでは、Pd は異種金属であり、ヌーブ硬度でも Pd(210.4) と Co(447.5) では硬度差が大きいため凝着性が小さく、摩擦抵抗が低くなる。しかも、Co は塑性変形を生じにくいために Co

と Pd との組み合わせでは、優れた耐摩耗性を示したと考えられる。

(5) エンジニアリングプラスチック (PC, PES) について

PC および PES は、衝撃吸収能が高い材料で⁶⁷⁾、滑走運動に際して弾性変形を引き起こし、Pd および Po のように摩擦抵抗の小さい材料との組み合わせでは、良好な耐摩耗性を示した。また、PC および PES の摩擦面(図22, 23)を比較すると、PES に比較して熱変形温度の低い PC では、摩擦熱により生じたと考えられる表面の微細な摩擦痕が観察された(図22)。

PES においては、特に、HR が対合試料の場合、表層の断裂を伴った疲労摩耗と、糸状の摩擦粒子形成が顕著なアブレシブ摩耗を呈し(図23)、摩耗量も大きい値を示した。一方、PMMA, Pd および Po との組み合わせの場合は、同様な表層の断裂が認められたが、糸状の摩擦粒子の形成も少なく、摩耗量は極めて少ないことから、PES は優れた耐摩耗性を示すことが示唆された。

ガラス繊維を配合した PC では、PC 自体の機械的強度を向上させる²²⁾ 反面、対合するレジ系試料に

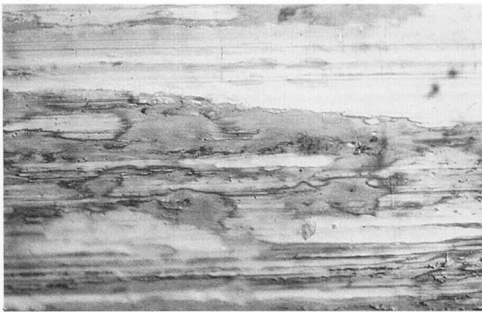


図20 下部試料 Pd の摩擦面(×20, 同種材料間の場合)。

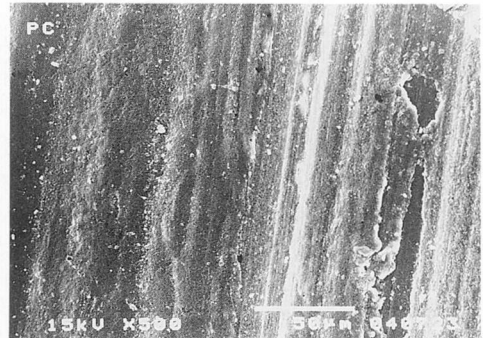


図22 下部試料 PC の摩擦面(×500, 上部試料が HR の場合)。

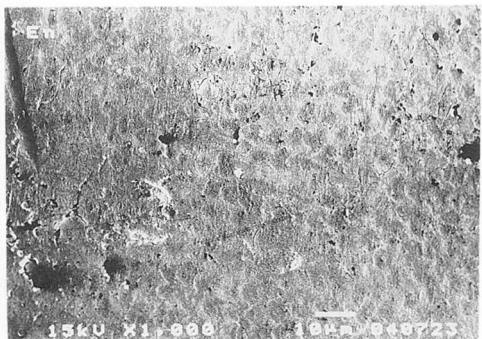


図21 下部試料 En の摩擦面(×1,000, 上部試料が Pd の場合)。



図23 下部試料 PES の摩擦面(×500, 上部試料が HR の場合)。

対して、摩耗促進因子として作用していることが判明した。

Ⅲ. 耐摩耗性評価の基準

ヒト健全天然歯を用いて、本研究における摩耗試験を行うことは極めて困難であることから、本研究では、コントロールとして、抜去歯間におけるエナメル質 (En) の摩耗試験を施行した。その結果、エナメル小柱間の断裂を伴った脆性破壊を主体とする摩耗が進行し、摩耗量は、陶材間の摩耗量と同様に極めて大きい値を示した。この結果は、鳥越⁴⁰⁾や財部⁴¹⁾らの報告とはほぼ同様な傾向であった。以上より、各種材料間の組み合わせにおいて適正な基準として考えられる⁶⁸⁾健全天然歯間でのエナメル質の摩耗量は、文献的な報告を基準として考察することにした。

Lambrechts ら⁶⁹⁾は、健全天然歯エナメル質の摩耗量は、臼歯部で約 15~29 μm /年であると報告している。また、Teaford ら⁷⁰⁾は、文献の考察から、健全天然歯臼歯部咬頭の摩耗量が、多くても約 50 μm /年を越えることはまれであると報告している。これらの研究結果から、健全天然歯間のエナメル質の摩耗量は、約 15~50 μm /年と推察される。したがって、50 μm /年を各種人工歯材料間における耐摩耗性評価の基準とすることにした。本研究における滑走摩耗距離は、実験方法の考察で述べたごとく約 3 年間の摩耗に相当すると考えられる。したがって、今回行った滑走摩耗試験 20×10^4 回後における上部試料の消失高さおよび下部試料の摩耗深さに関しては、150 μm (50 μm /年 \times 3 年間) が臨床に適切な基準値であると考えて設定した。一方、岡根⁷¹⁾は、総義歯の咬合調整を行う場合、0.3 mm 以下、0.05 mm までの微細な調整が重要であることを筋電図学的に明らかにした。さらに、岡根⁷¹⁾は、被験者 (総義歯装着者) が咀嚼中咬合障害に気づく高さが 0.2 mm ないし、0.3 mm であったと報告している。Ogle ら¹⁷⁾は、in vivo における PMMA レジン人工歯の 3 年間の摩耗量は、約 0.25 mm であると報告している。これらの報告より、0.15 mm/3 年から 0.25 mm/3 年までの値は、臨床的に適切とはいえないが、0.25 mm/3 年を越えた場合には明らかに異常な摩耗量と考えられる。以上より、各試料の耐摩耗性評価の指標として、0.15 mm 未満の値を A、0.15 mm 以上 0.25 mm 未満の値を B、0.25 mm 以上を C と設定した。さらに、上部試料の消失高さ (mm) と消失体積 (mm^3) との対応関係について、PMMA レジン人工歯を用いて求めた。消失高さ 0.15 mm に対応した消失体積は 0.5 mm^3 であり、消失高さ 0.25 mm に対応した消失体積は 1.5 mm^3 であった。この結果

をもとに、0.5 mm^3 未満を A、0.5 mm^3 以上 1.5 mm^3 未満を B、1.5 mm^3 以上を C として評価した。ただし、消失高さと消失体積の両評価が一致しない場合は、低い評価を採用した。

Ⅳ. 臼歯部人工歯材料の選択基準について

上下部試料の耐摩耗性に関する評価結果から、以下のごとく各組み合わせにおける良否を判定し、臼歯部人工歯材料の選択基準とした。

上下部ともに A の場合、上下部試料とも優れた耐摩耗性を示す組み合わせとして (◎)、上部 A 下部 B または上部 B 下部 A の場合、一方がやや摩耗する組み合わせとして (○)、上下部ともに B の場合、上下部試料ともやや摩耗する組み合わせとして (△)、上部 A 下部 C の場合、上部試料のみ耐摩耗性を示す組み合わせとして (▲)、上部 C 下部 A の場合、下部試料のみ耐摩耗性を示す組み合わせとして (▼)、上部 B 下部 C または上部 C 下部 B の場合、一方がやや摩耗し他方が大きく摩耗する組み合わせとして (×)、上下部ともに C の場合、上下部試料とも大きく摩耗する組み合わせとして (××) とした。

各試料の評価結果を参考とした、各種材料間の組み合わせにおける、耐摩耗性判定を表 4 に示した。対合する異種材料間において、上部試料と下部試料が逆の場合も、耐摩耗性に関する判定結果はほぼ同じであった。

優れた耐摩耗性を示す組み合わせは、Pd と HR、Pd と Co、Pd と Po との組み合わせ、および Po と PES との組み合わせであった。特に、Pd は、En との組み合わせを除いて、いずれの材料との組み合わせにおいても、良好な耐摩耗性を示す材料といえる。しかし、審美性の面から、上顎側に Pd を使用する場合は当然であるが、下顎に Pd を使用する場合においても、咬合接触部位のみに付与するなどの配慮を行うべきである。また、エンジニアリングプラスチックである PC および PES では、対合歯が Pd または Po の場合についてのみ、良好な耐摩耗性を示す組み合わせとなる。

耐摩耗性からみて、不適切な人工歯材料の組み合わせは、HR と PMMA、HR と Co、HR と Po となる。特に、Po は、金属材料との組み合わせを除いて、対合歯材料を著しく摩耗させる可能性が高いことから、Po を使用する際には、表面性状ならびに患者の咬合圧の強さなどを考慮し、経時的な観察を行う必要がある。臨床に適切な組み合わせは、◎もしくは○と考えられる。逆に、×、××の組み合わせは避けるべきであろう。

表4 各組み合わせにおける耐摩耗性判定表

		上部試料 (咬頭形態)			
		PMMA	HR	Pd	Po
下部試料 (平板形態)	PC	× B \ C	▼ A \ C	△ B \ B	○ A \ B
	PES	▼ A \ C	▲ C \ A	○ A \ B	◎ A \ A
	PMMA	▲ C \ A	▲ C \ A	△ B \ B	△ B \ B
	HR	× B \ C	× B \ C	◎ A \ A	× C \ B
	Pd	○ A \ B	○ A \ B	○ A \ B	○ A \ B
	Co	▼ A \ C	▼ A \ C	◎ A \ A	○ A \ B
	Po	▼ A \ C	▼ A \ C	◎ A \ A	×× C \ C
	Po(r)	▼ A \ C	▼ A \ C	○ A \ B	×× C \ C
	En	× B \ C	× B \ C	× C \ B	×× C \ C

◎ : 上下部試料とも優れた耐摩耗性を示す組み合わせ

○ : 一方がやや摩耗する組み合わせ

△ : 上下部試料ともやや摩耗する組み合わせ

▲ : 上部試料のみ耐摩耗性を示す組み合わせ

▼ : 下部試料のみ耐摩耗性を示す組み合わせ

× : 一方がやや摩耗し、他方が大きく摩耗する組み合わせ

×× : 上下部試料とも大きく摩耗する組み合わせ

A, B, C : 消失高さおよび摩耗深さ H (mm) により, $H < 0.15$ を A, $0.15 \leq H < 0.25$ を B, $0.25 \leq H$ を C と評価し, また, 消失体積 V (mm³) により, $V < 0.5$ を A, $0.5 \leq V < 1.5$ を B, $1.5 \leq V$ を C と評価し, 両者の評価が一致しない場合は低い評価を採用した。

以上より, 耐摩耗性を指標とした, 有床義歯の臼歯部人工歯材料の選択に関する有用な知見が得られた。

総 括

耐摩耗性を指標とした, 臼歯部人工歯材料の選択基準を確立することを目的として, 各種臼歯部人工歯材料の組み合わせにおける摩耗状態について検討を加えた。

被験試料として, 硬質レジン (HR), PMMA レジン (PMMA), 陶材 (Po: 表面アラサ (Ra) 0.2 μm, Po(r): 表面アラサ (Ra) 1.0 μm), 12% Au-Ag-Pd 合金 (Pd), Co-Cr 合金 (Co), Polyethersulfone (PES) および強化 Polycarbonate (PC), さらに, ヒト抜去歯エナメル質 (En) を選択し, 各組み合わせについて, 滑走摩耗試験を行い, 以下の結果を得た。

1. 材料の硬度と摩耗量との間に, 一定の傾向は見い出せなかった。

2. 摩耗の経時変化は, いずれの試料も滑走開始から 0.5×10^4 回あるいは 1×10^4 回までの間で初期摩耗状態を呈した。 1×10^4 回から 5×10^4 回の範囲では, 次第に摩耗率が減少し, 5×10^4 回から 20×10^4 回においては, 定常摩耗状態を呈する材料と, 1×10^4 回もしくは 5×10^4 回から摩耗率の増加する材料のあることが認められた。

3. 各種材料間の組み合わせについて

(1) HR と Pd との組み合わせでは, 両者とも摩耗量は極めて小さい値を示した。

(2) Pd の摩耗量は, いずれの組み合わせにおいても小さく, また, 対合試料の摩耗量も小さい値を示した。

(3) PC におけるガラス繊維配合は, 対合するレジン系試料に対して摩耗促進因子となることが示された。

(4) PES は, 硬質レジンを除く対合試料に対し

て優れた耐摩耗性を示した。

- (5) 同種材料間での摩耗量は、上下部試料合計で陶材が最も大きく、以下、PMMA, HR, Pdの順に小さい値を示した。

4. 各種材料間の組み合わせにおける耐摩耗性判定表を作成した。優れた耐摩耗性を示す組み合わせは、PdとHR, PdとCo, PdとPoとの組み合わせ、およびPoとPESとの組み合わせであり、不適切な組み合わせは、HRとPMMA, HRとCo, HRとPoであった。

以上より、各種人工歯材料の組み合わせにおける摩耗状態が明らかとなり、有床義歯の臼歯部人工歯材料選択基準に関する有用な知見が得られた。

謝 辞

稿を終えるに臨み、終始御懇篤なる御指導ならびに御校閲を賜りました本学歯科補綴学第一講座津留宏道教授に衷心より感謝の意を表します。

御教示、御校閲を賜りました本学歯科理工学講座山本昌雄教授、ならびに本学歯科保存学第一講座新谷英章教授に深謝致します。

また、研究遂行上および本論文作成上、御助言と御鞭撻を賜りました本学歯科補綴学第一講座大川周治講師ならびに佐藤裕二講師に厚く御礼申し上げますとともに、研究遂行上、多大の御支援を頂きました朝日大学歯学部歯科補綴学第一講座長澤 亨教授、本学歯科補綴学第一講座赤川安正助教授ならびに教職員各位に感謝致します。

最後に、本実験に御協力頂きました株式会社ニッシンに厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) Boddicker, V.S.: Abrasion tests for artificial teeth. *J. Am. Dent. Assoc.* **35**, 793-797, 1947.
- 2) Cornell, J.A., Jordan, J.S., Ellis, S. and Rose, E.E.: A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. *J. Am. Dent. Assoc.* **54**, 608-614, 1957.
- 3) Myerson, R.L.: The use of porcelain and plastic teeth in opposing complete dentures. *J. Prosthet. Dent.* **7**, 625-633, 1957.
- 4) 佐竹義昌, 田中康夫: 陶歯とレジン歯間の磨耗についての観察. 歯材器誌 **8**, 55-60, 1962.
- 5) 佐竹義昌, 田中康夫, 浅田 力: ポリカーボネート樹脂製人工歯について. 歯材器誌 **13**, 1-5, 1966.
- 6) Mahalick, J.A., Knap, F.J. and Weiter, E.J.: Occlusal wear in prosthodontics. *J. Am. Dent. Assoc.* **82**, 154-159, 1971.
- 7) Monasky, G.E. and Taylor, D.F.: Studies on the wear of porcelain, enamel and gold. *J. Prosthet. Dent.* **25**, 299-306, 1971.
- 8) Harrison, A. and Lewis, T.T.: The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J. Biomed. Mater. Res.* **9**, 341-353, 1975.
- 9) Harrison, A.: Wear of combinations of acrylic resin and porcelain, on an abrasion testing machine. *J. Oral Rehabil.* **4**, 111-115, 1978.
- 10) 平沢 忠, 増原英一, 地挽英彦: MH 衝撃滑走式摩耗試験機の試作. 歯理工誌 **15**, 96-100, 1974.
- 11) 辻 喜之: 人工歯の咬耗に関する基礎的研究. 補綴誌 **26**, 63-70, 1982.
- 12) Coffey, J.P., Goodkind, R.J., DeLong, R. and Douglas, W.H.: In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. *J. Prosthet. Dent.* **54**, 273-280, 1985.
- 13) 地挽英彦: 人工歯ならびに歯冠修復材料の衝撃滑走摩耗に関する基礎的研究 第I報 衝撃滑走式摩耗試験機によるアクリリクレジンの摩耗について. 口病誌 **40**, 404-419, 1973.
- 14) 地挽英彦: 人工歯ならびに歯冠修復材料の衝撃滑走摩耗に関する基礎的研究 第II報 衝撃滑走式摩耗試験機による各種材料を組み合わせた場合の摩耗について. 口病歯 **41**, 109-128, 1974.
- 15) 野下昭彦: 人工歯の咬耗に関する実験的研究. 口病歯 **51**, 124-136, 1984.
- 16) Ogle, R.E. and Ortman, L.F.: Measuring wear of artificial teeth with stereophotography: Part I. *J. Prosthet. Dent.* **53**, 807-812, 1985.
- 17) Ogle, R.E., David, L.J. and Ortman, H.R.: Clinical wear study of a new tooth material: Part II. *J. Prosthet. Dent.* **54**, 67-75, 1985.
- 18) Ekfeldt, A. and Öilo, G.: Occlusal contact wear of prosthodontic materials, An in vivo study. *Acta Odontol. Scand.* **46**, 159-169, 1988.
- 19) Ekfeldt, A. and Öilo, G.: Wear mechanisms of resin and porcelain denture teeth. *Acta Odontol. Scand.* **47**, 391-399, 1989.
- 20) 佐藤吉則, 永井栄一, 前島健吾, 森川正朗, 大谷賢二, 阿崎正之, 小野富寿雄, 氏家康敏, 小林栄作, 松津雅道, 豊間 均, 大木一三, 西山實: 床用硬質レジン歯に関する基礎的研究 第2報 臼歯の金属材に対する耐摩耗性について. 補綴誌 **35**, 331-338, 1991.
- 21) 阿部泰彦, 山我貴之, 田地 豪, 佐藤裕二, 大川周治, 津留宏道: 臼歯部硬質レジン人工歯の滑走摩耗に関する実験的研究. 広大歯誌 **25**, 391-399, 1993.
- 22) 安田武夫: エンジニアリングプラスチック活用ガイド. 日刊工業新聞社, 東京, 1991.
- 23) 山本 章: 歯牙咬耗面の形態学的機能的検討. 口病誌 **49**, 73-102, 1982.
- 24) 大内和憲, 下河辺宏功, 岡田泰紀, 九津見侃, 長屋圭一, 近藤清一郎, 大川昭治, 松田浩一,

- 太田 守：歯ブラシ式摩耗試験機による各種の人工歯の摩耗について。北海道歯医師会誌 32, 66-77, 1977.
- 25) 藤井孝一, 有川裕之, 井上勝一郎, 鬼塚 雅, 自見 忠：歯科用レジン耐摩耗性に関する基礎的研究 第1報 レジンの摩耗を測定する方法。補綴誌 27, 168-172, 1983.
- 26) 川原光正, 吉田圭一, 熱田 充：歯冠用硬質レジンの耐歯ブラシ摩耗性について。歯材器誌 6, 788-794, 1987.
- 27) Johansen, G., Redmalm, G. and Rydén, H.: Surface changes on dental materials. *Swed. Dent. J.* 13, 267-276, 1989.
- 28) 佐藤吉則, 大谷賢二, 前島健吾, 森川正朗, 松津雅道, 永井栄一, 豊間 均, 大木一三, 西山 實：床用硬質レジン歯に関する基礎的研究 第1報 前歯の耐摩耗性について。補綴誌 34, 996-1001, 1990.
- 29) Winkler, S., Monasky, G.E. and Kwok, J.: Laboratory wear investigation of resin posterior denture teeth. *J. Prosthet. Dent.* 67, 812-814, 1992.
- 30) von Fraunhofer, J.A., Razavi, R. and Khan, Z.: Wear characteristics of high-strength denture teeth. *J. Prosthet. Dent.* 59, 173-175, 1988.
- 31) 木村 博, 山口拓治, 白石哲郎, 坪川正和, 大前寛治, 栗谷丈夫, 西浦徹也, 河合庄治郎, 奥野善彦, 松代浩明：複合人工歯の摩耗に関する研究。歯材器誌 35, 86-94, 1978.
- 32) McCabe, J.F. and Smith, B.H.: A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. *Br. Dent. J.* 18, 123-126, 1981.
- 33) Khan, Z., Morris, J.C. and von Fraunhofer, J.A.: Wear of anatomic acrylic resin denture teeth. *J. Prosthet. Dent.* 53, 550-551, 1985.
- 34) 渡邊道雄：コンポジットレジンの耐摩耗性試験法に関する研究—摩耗試験機の特性とコンポジットレジンの摩耗順位について—。歯科医学 51, 697-715, 1988.
- 35) 阿部泰彦, 梶山俊一, 櫻井裕也, 大川周治, 長澤 亨, 津留宏道：各種レジンとAu-Ag-Pd合金との滑走摩耗に関する実験的研究。補綴誌 35, 161-166, 1991.
- 36) Smalley, W.M. and Nicholls, J.I.: In vitro two-body wear of polymeric veneering materials. *J. Prosthet. Dent.* 56, 175-181, 1986.
- 37) 鈴木司郎, 芝 燁彦, 安田 登, 藍 稔, 友田浩三, 小林宣男：新しい硬質レジンの臨床への応用 第2報 耐摩耗性の検討。補綴誌 30, 1419-1425, 1986.
- 38) Whitman, D.J., McKinney, J.E. and Hinman, R. W., Hesby, R.A. and Pelleu, G.B.: In vitro wear rates of three types of commercial denture tooth materials. *J. Prosthet. Dent.* 57, 243-246, 1987.
- 39) Burgoyne, A.R., Nicholls, J.I. and Brudvik, J.S.: In vitro two-body wear of inlay-onlay composite resin restoratives. *J. Prosthet. Dent.* 65, 206-214, 1991.
- 40) 鳥越耕二：人歯エナメル質と陶材との摩耗に関する基礎的研究。補綴誌 24, 29-40, 1980.
- 41) 財部正治：天然歯および歯冠修復材の滑走摩耗に関する実験的研究。歯科学報 82, 949-1003, 1982.
- 42) 黒木潔治：歯冠修復を行った歯の辺縁部における滑走摩耗に関する実験的研究—鑄造歯冠修復について—。補綴誌 31, 646-660, 1987.
- 43) Powell, J.M., Phillips, R.W. and Norman, R.D.: In vitro wear response of composite resin, amalgam, and enamel. *J. Dent. Res.* 54, 1183-1195, 1975.
- 44) Aziz, A. and Harrison, A.: Effect of impact stress on the wear of some restorative materials and enamel. *Dent. Mater.* 4, 261-265, 1988.
- 45) 久保至誠, 小山浩一郎, 大澤雅博, 松元 仁：コンポジットレジンの摩耗に関する研究 第1報 繰り返し衝撃荷重に対する各種コンポジットレジンの特性。日歯保誌 32, 1290-1310, 1989.
- 46) 藍 稔：切歯点部における咀嚼運動の解析。補綴誌 6, 164-200, 1962.
- 47) 広中清一郎：新しい摩擦の科学 トライボロジー入門。ブルーバックス, 講談社, 東京, 1991.
- 48) Bowden, F.P. and Tabor, D. (曾田範宗)：The friction and lubrication of solids. (固体の摩擦と潤滑。丸善, 東京, 1961), 1954.
- 49) 田中久一郎：摩擦のおはなし。日本規格協会, 東京, 1985.
- 50) Winkler, M.M., Greener, E.H. and Lautenschlager, E.P.: Non-linear in vitro wear of posterior composites with time. *Dent. Mater.* 7, 258-262, 1991.
- 51) Lugassy, A.A. and Greener, E.H.: An abrasion resistance study of some dental resins. *J. Dent. Res.* 51, 967-972, 1972.
- 52) Lang, B.R., Bloem, T.J., Wang, R.-F., Jaarda, M. and Kowalski, C.J.: An in-vivo Experiment to test composite resin wear using the latin-square analysis. *Int. J. Prosthodont.* 4, 529-538, 1991.
- 53) Sarrett, D.C., Söderholm, K.-J.M. and Batich, C.D.: Water and abrasive effects on three-body wear of composites. *J. Dent. Res.* 70, 1074-1081, 1991.
- 54) Mair, L.H.: Effect of surface conditioning on the abrasion rate of dental composites. *J. Dent.* 19, 100-106, 1991.
- 55) Curtis Jr, P.M., Farman, A.G. and von Fraunhofer, J.A.: Effects of gamma radiation on the in vitro wear of composite restorative materials. *J. Dent.* 19, 241-244, 1991.
- 56) Chadwick, R.G., McCabe, J.F., Walls, A.W.G., Mitchell, H.L. and Storer, R.: Comparison of a novel photogrammetric technique and modified

- USPHS criteria to monitor the wear of restorations. *J. Dent.* **19**, 39-45, 1991.
- 57) 堀江恭一：白歯用コンポジットレジンの咬耗に関する研究—第1報 咬耗量測定法について—。口病誌 **51**, 36-44, 1984.
- 58) 堀江恭一：白歯用コンポジットレジンの咬耗に関する研究—第2報 臨床評価—。口病誌 **51**, 45-65, 1984.
- 59) Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M. and Vanherle, G.: The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J. Dent. Res.* **70**, 1299-1305, 1991.
- 60) Brudevold, F.: A Basic Study of the Chewing Forces of a Denture Wearer. *J. Am. Dent. Assoc.* **43**, 45-51, 1951.
- 61) Soltész, von U., Klaiber, B., Pergande, Ch. and Richter, H.: Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverhalten von Composite-Füllungsmaterialien. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* **34**, 406-412, 1979.
- 62) Krejci, I., Lutz, F. and Zedler, C.: Effect of contact area size on enamel and composite wear. *J. Dent. Res.* **71**, 1413-1416, 1992.
- 63) 中林宣男, 熱田 充, 安田 登, 鈴木司郎：硬質レジンの世界—その基礎・臨床・技工—。QDT別冊, クインテッセンス出版, 東京, 1989.
- 64) Norman, R.L.: Frictional resistance and dental prosthetics. *J. Prosthet. Dent.* **14**, 45-51, 1964.
- 65) Koran, A., Craig, R.G. and Tillitson, E.W.: Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. *J. Prosthet. Dent.* **27**, 269-274, 1972.
- 66) 吉岡政雄：走査型電子顕微鏡による歯牙咬耗面の立体観察 第2報 種々な咬合様式における咬耗像について。補綴誌 **27**, 173-190, 1983.
- 67) 木村 博：今日の臨床シリーズ ポリスルホン義歯の臨床応用。クインテッセンス出版, 東京, 1991.
- 68) 財部正治, 羽賀通夫：咬耗からみた歯冠修復材料および人工歯の選択。補綴臨床 **19**, 179-184, 1986.
- 69) Lambrechts, P., Braem, M., Vuylsteke-Wauters, M. and Vanherle, G.: Quantitative in vivo wear of human enamel. *J. Dent. Res.* **68**, 1752-1754, 1989.
- 70) Teaford, M.F. and Tylanda, C.A.: A new approach to the study of tooth wear. *J. Dent. Res.* **70**, 204-207, 1991.
- 71) 岡根秀明：総義歯の咬合障害が咀嚼筋活動に及ぼす影響に関する研究。広歯誌 **12**, 196-212, 1980.