
依 頼 論 文

◆企画：第 133 回学術大会／シンポジウム 2
「クラウンブリッジにおける補綴材料を再考する
～金属・陶材・ジルコニアは臨床でどのような影響を与えるか?～」

対合歯の摩耗を考える

伴 清治

Thinking about wear of antagonist teeth

Seiji Ban, D.Eng., D.Dent.

抄 録

モノリシックジルコニア冠は、その高い硬度から対合歯を摩耗させやすいと誤解されることが多い。しかし、摩耗は修復物の硬さだけでなく、表面処理や微細構造にも影響される。本研究では、異なる修復材料の摩耗特性を評価するために摩擦係数を測定した。その結果、鏡面研磨されたジルコニアは低い摩擦係数を示し、対合歯の摩耗を最小限に抑えることが明らかになった。一方、グレージング処理や粗研磨を施したジルコニアは摩擦係数が上昇し、対合歯の摩耗を促進した。また、二ケイ酸リチウムなどの他の修復材料も、表面構造や均質性が摩擦挙動に大きく影響することが示唆された。これらの結果から、ジルコニア修復物の使用において対合歯の摩耗を抑制するためには、咬合調整後の鏡面研磨仕上げが不可欠であることが示された。本研究結果は海外の報告とも一致し、ジルコニアの適切な表面仕上げが対合歯の摩耗リスクを低減するうえで重要であることを示唆している。

キーワード

対合歯, 摩耗, 摩擦係数, ジルコニア, 鏡面研磨

ABSTRACT

Monolithic zirconia crowns are often misunderstood as being highly abrasive to antagonist teeth due to their high hardness. However, wear is influenced not only by material hardness but also by surface treatment and microstructure. This study evaluated the wear characteristics of various restorative materials by measuring their coefficient of friction. The results showed that mirror-polished zirconia exhibited a low coefficient of friction, minimizing wear on antagonist teeth. In contrast, glazed or coarsely polished zirconia showed a higher coefficient of friction, leading to greater wear of antagonist teeth. Additionally, other restorative materials, such as lithium disilicate, were also found to be significantly affected by surface structure and homogeneity in their frictional behavior. These findings indicate that mirror polishing after occlusal adjustment is essential to reduce wear on antagonist teeth when using zirconia restorations. Furthermore, the coefficient of friction depends not only on material hardness but also on microstructure and surface conditions. Similar findings have been reported in international studies, supporting our results that mirror-polished zirconia causes the least wear on antagonist teeth. These findings emphasize the importance of proper surface finishing in zirconia restorations to minimize wear on antagonist teeth.

Key words:

Antagonist teeth, Wear, Friction coefficient, Zirconia, Mirror-polish

I. はじめに

モノリシックジルコニア冠は表面がきわめて硬いため対合歯を摩耗させやすいと誤認識されている場合がある。しかし、修復物の硬さだけが対合歯の摩耗を決定する要因ではないことも指摘されている¹⁾。物体の摩耗には、凝着摩耗、アブレシブ摩耗、疲労摩耗、腐食摩耗の四つの基本機構があるとされ、そのなかでも対合する修復物の影響が顕著なのはアブレシブ摩耗である²⁾。アブレシブ摩耗には二元アブレシブ摩耗（硬い粗な表面が軟らかい表面上を滑る）と三元アブレシブ摩耗（相対運動する二つの面の間に硬い粒子が存在する）が存在する。硬い食物を咬合するとき摩耗粉が生成されるが、口腔内では唾液が潤滑剤として作用し摩耗粉を除去するため、三次元アブレシブ摩耗の発生は抑えられる^{3,4)}。したがって、二元アブレシブ摩耗が咬耗の主要な要因であると考えられる。二元アブレシブ摩耗の場合、修復物が硬く強度が高いだけでなく、表面に凹凸があり、表面粗さが大きい場合に、対合歯の摩耗が著しく進行する傾向がある。本報では、摩耗の評価方法を含め、歯科修復物が対合歯に与える摩耗について考察する。

II. 摩耗の評価方法

口腔内および実験室における摩耗試験では、対合歯や修復物の咬合部の消失高さ（体積）⁵⁻¹¹⁾や表面粗さ^{12,13)}の測定を通じて摩耗が評価されている。その測定方法には直接計測法^{5,6)}、プロファイルメーター^{7,8,10,12,13)}、スキャナー⁹⁾および印象材¹¹⁾を用いた間接計測法がある。しかし、これらの測定方法では測定精度が低く、摩耗現象を正確に捉えるためには大きな変化が必要であり、長時間（回数）にわたる評価が必要とされる。また、測定誤差が大きいため、判定の信頼性を向上させるには十分なサンプル数を確保する必要がある。摩耗は摩擦によって物体表面が減量する現象であり、我々は摩擦現象を観測することで、口腔内での摩耗の判定を短期間で精度高く行う可能性を検討している。具体的には、歯科修復物によって生じる摩擦係数の測定（図1）を通じて摩耗挙動の研究を進めている¹⁴⁻¹⁶⁾。

III. 摩擦係数による評価

摩擦係数の測定には、自動摩擦摩耗解析装置

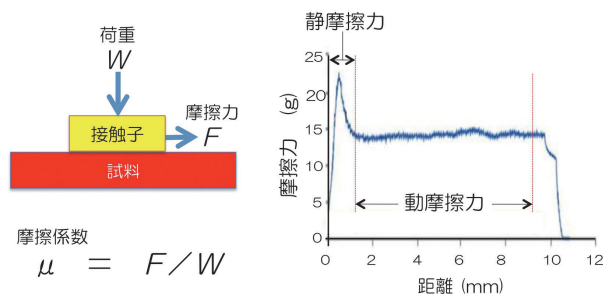


図1 摩擦係数の測定模式図。安定した状態にはいる動摩擦係数から導出した動摩擦係数を評価対象にした。

Tribostar TS-501（協和界面科学）を使用した。本装置は水平直線往復摺動方式（バウデン式）を採用しており、静摩擦係数および動摩擦係数の両方を測定することが可能である。

摩擦力は、静止摩擦力（静摩擦力）、動摩擦力に分類される。静摩擦力は物体が動き出すまでに必要な抵抗力を指し、動摩擦力は物体が動き出した後に生じる抵抗力を指す。摩擦力(F)を摩擦面に垂直に作用する荷重(W)で除した値が摩擦係数(μ)と呼ばれ、その関係式は以下の式で表される。

$$\text{摩擦係数}(\mu) = \text{摩擦力}(F) / \text{荷重}(W)$$

摩擦の大小は摩擦力で表される場合もあるが、一般的には摩擦係数(μ)が使用される。

静止摩擦力は測定値のバラツキが大きい一方で、動摩擦力は測定条件が一定であれば安定した値が得られる。したがって、我々は動摩擦係数を評価対象とした¹⁴⁾。

摩擦測定には標準化された方法は存在せず、試験片の形状や滑りの形態に応じて多様な測定方法が採用されている。代表的な測定方法は点接触、線接触、面接触の3種類に分類される。そのなかでも、口腔内での咬合状況を再現する観点から、我々は点接触方式のボールオンプレート方式を採用した。また、摩擦係数は潤滑材の影響が大きい^{17,18)}ことから、口腔内条件に近づけるため水中で測定を行った。すなわち、直径5~6 mmの半球状接触子を使用し、平板試料と37℃の蒸留水中で接触させた。荷重は100 g、摺動速度は2.5 mm/秒、摺動回数は100回と設定し、摩擦係数を測定した。当初は接触子として抜去小白歯の頬側咬頭エナメル質を使用していた¹⁴⁾。しかし、測定結果の精度および再現性を考慮し、欧米での摩耗研究^{19,20)}で用いられているステアタイト(MgSiO₃)製半球を特注製作し採用した。この材料はヒトエナメル質とほ

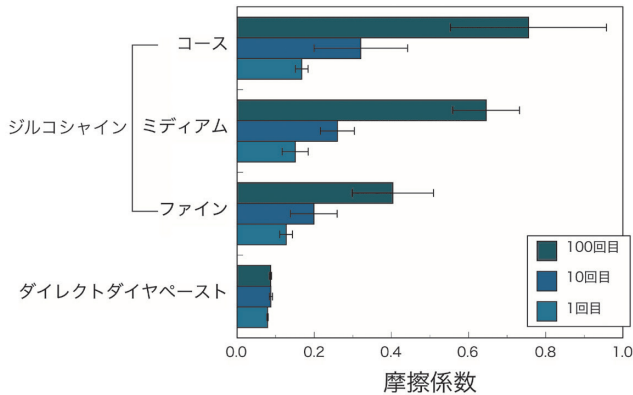


図2 ジルコニア (Zenostar) の表面仕上げの違いによる摩擦係数の変化 (接触子はステアタイト) (文献12より引用). 鏡面研磨した場合だけ摺動回数にかかわらず小さい摩擦係数が維持された.

ば同等の硬さを持つため、摩擦係数測定に適している^{15,16)}.

IV. 修復物による摩耗

1. ジルコニアの摩耗の特徴

ジルコニアの摩耗の特徴は、その表面が非常に硬い一方で、鏡面研磨を施すことできわめて滑沢な表面が生成され摩擦係数が低下し、対合歯のエナメル質の摩耗を最小限に抑えられる点にある (図2)¹⁴⁾. しかし、鏡面研磨が施されず表面に凹凸が残存している場合、ジルコニア表面がヤスリのように作用し、摩擦係数が増大し、対合歯の摩耗が進行することになる. 著者らの研究ではダイヤモンドポイント (ダイヤモンド砥粒を人工ゴムで金属シャフトに固定) のコース, ミディアム, ファインの順にジルコニアを研磨したところ、使用する砥粒が細くなるに従い表面粗さが低減することを確認した. 特にダイヤモンドポイント・ファインで仕上げた面は肉眼ではある程度光沢を呈し、十分に研磨されているように見える. しかし、走査電子顕微鏡による観察では研磨傷が依然として残存しており、ダイヤモンドペーストで仕上げた鏡面研磨面とは明らかに異なることが確認された (図3). その結果、摺動回数に応じて摩擦係数が増加することになると推定された. 口腔内で咬合調整を行った後にダイヤモンドペーストによる鏡面研磨を怠る場合ジルコニアの優れた表面特性が十分に発揮されないため、この仕上げ工程を必ず実施することが推奨される. さらに、鏡面研磨したジルコニア修復物は、対合する素材がエナメル質、金属あるいはレジンであっても、それぞれの硬

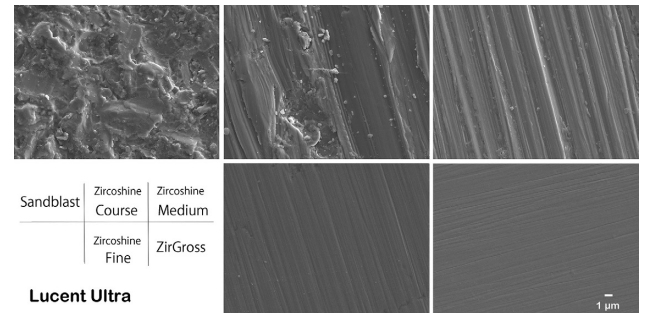


図3 ジルコニア (Lucent Ultra) の表面仕上げの違いによる SEM (走査型電子顕微鏡) 写真の変化. ZirGross を用いた鏡面研磨面では研磨傷は見あたらないが、ダイヤモンドポイント仕上げでは傷が認められ、ダイヤモンド砥粒の大きさにより傷の深さおよび幅が変化している. Zircoshine Fine のダイヤモンド砥粒は細かく、傷は浅いが明瞭に認められた.

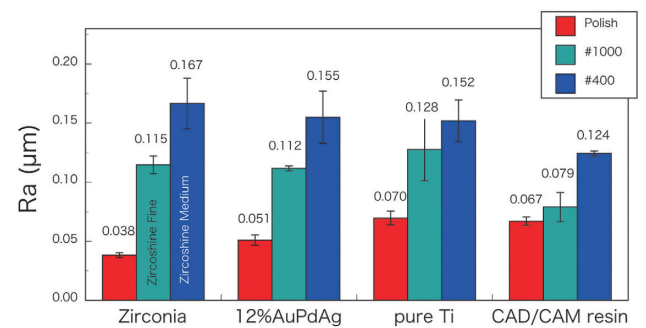


図4 表面仕上げが異なるジルコニア (Lucent Ultra), 12%金パラジウム銀合金 (S12), 純チタン (Kobelco Ti) および CAD/CAM ハイブリッドレジン (KZR-CAD HR2) の表面粗さ (Ra). ジルコニアはダイヤモンドペースト, 他は 0.3 μm のアルミナで鏡面研磨した. また、ジルコニアはダイヤモンドポイント Zircoshine Fine および Medium で仕上げしたが、他は # 1000 および # 400 の耐水研磨紙で仕上げた.

さにかかわらず最小の摩擦係数を示し、対応歯の摩耗を抑制できることが明白である (以下、IV. 3. で後述する).

2. 表面硬さと粗さの影響

ジルコニアの場合、前述したように表面仕上げの違いが摩擦係数に大きい影響を及ぼす. 一方で、軟らかい金属である 12% 金パラジウム銀合金は約 215 Hv (ビッカース硬さ)、純チタンは約 165 Hv であるが、仕上げ方法によって表面粗さが明らかに異なる (図4). しかしながら、摺動回数に伴う摩擦係数の増加は認められない (図5). これは接触子にエナメル質 (270 ~ 360 Hv) と同等の硬さを持つステアタイト

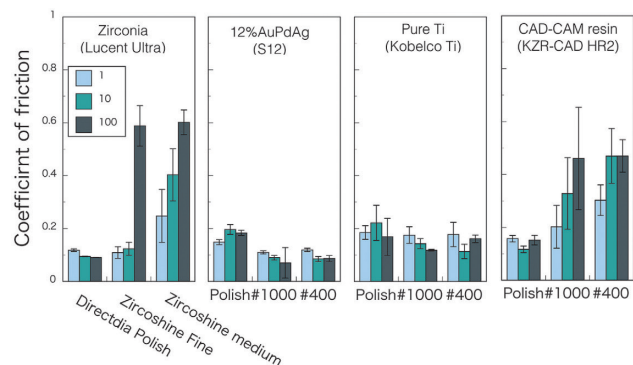


図5 表面仕上げが異なるジルコニア (Lucent Ultra), 12% 金パラジウム銀合金 (S12), 純チタン (Kobelco Ti) および CAD/CAM ハイブリッドレジン (KZR-CAD HR2) の摺動回数による摩擦係数の変化 (接触子はステアタイト). ジルコニアおよび CAD/CAM ハイブリッドレジンは表面仕上げが鏡面研磨の場合のみ低い摩擦係数が維持された. 一方, 12% 金パラジウム銀合金および純チタンは表面仕上げ方法が異なってもほぼ同じ摩擦係数であり, 純チタンの方が少し大きい値を示した.

(約 304 Hv) が使用されているため, これらの金属がステアタイトよりも軟らかく, 表面に残る凹凸が摺動によって徐々に潰されることに起因すると考えられる (図 6). 一方, CAD/CAM 用レジンでは異なる挙動が見られた. CAD/CAM 用レジン (約 64 Hv) は硬いセラミックフィラー (約 540 Hv) が含まれているが, マトリックスレジン部分は柔らかいため, 摺動回数の増加に伴い, より大きな凹凸が生じる. 結果として, 表面粗さが大きいほど摺動回数に応じて摩擦係数が増加する傾向が認められた. 以上の結果から, 修復物の材質によって表面処理の影響が大きく異なることが明らかになった. 特にジルコニアのようなきわめて硬い材料 (約 1250 Hv) では, 鏡面研磨仕上げによって摩擦係数が低下し, 優れた摩耗特性を発揮するため, 表面粗さはきわめて重要であることが明らかになった^{19,21)}.

3. 微細構造の影響

ジルコニアは鏡面研磨が施されていれば, 接触子の材質, すなわち硬さが異なっても摩擦係数に変化が見られない (図 7). 一方, 同じくステアタイトより硬い材料である二ケイ酸リチウムの場合, 摺動回数の増加に伴い摩擦係数が著しく上昇した (図 8)¹⁵⁾. 二ケイ酸リチウムは, ガラスマトリックス中に針状の二ケイ酸リチウム結晶が分散している構造を有する. この材料は水溶液中で使用されると, ガラスマトリッ

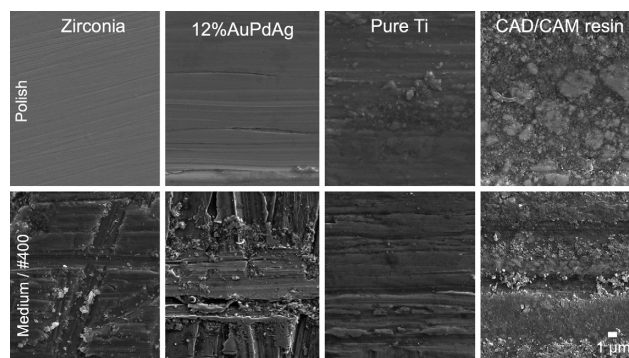


図6 鏡面研磨 (上) および # 400 仕上げ (下) (ジルコニアは Zircoshine Medium) したジルコニア (Lucent Ultra), 12% 金パラジウム銀合金 (S12), 純チタン (Kobelco Ti) および CAD/CAM ハイブリッドレジン (KZR-CAD HR2) の摺動 100 回後の表面の SEM 写真 (接触子はステアタイト). 鏡面研磨したジルコニア表面は何も変化はみられないが, それ以外は鏡面研磨がしてあっても摺動滑走跡が認められた. Zircoshine Medium 仕上げのジルコニアは接触子のステアタイトの削られた粉末が認められた. それ以外は # 400 仕上げ時の研削キズが摺動により押しつぶされた跡が認められた.

クスが損傷や溶解を受けやすいため, 二ケイ酸リチウム結晶が露出する. その結果, 摩擦係数が増加し, 対合歯の摩耗が進行することが類推された. これらの結果から, 摩擦・摩耗挙動は材料の硬さだけでなく, 微細構造にも大きく依存することが明らかになった. 特に, ジルコニアのように適切な鏡面研磨を行った場合には, 化学的安定性も高く緻密で滑沢な表面が得られ, 摩耗を最小限に抑えられることが確認された.

4. グレージングの影響

着色目的でジルコニアの表面にグレージング仕上げが施されることがある. 著者らは, ジルコニア表面に 2 回および 4 回グレージングを施した試料を製作し, ステアタイト, ジルコニアおよび 12% 金パラジウム銀合金の 3 種類を接触子として摩擦係数を測定した¹⁴⁾. グレージングを施していない鏡面研磨されたジルコニアの場合, 接触子の素材にかかわらず摩擦係数は約 0.1 であり, 100 回の摺動後も変化は認められなかった. しかし, グレージングを施したジルコニアでは, 12% 金パラジウム銀合金という柔らかい接触子を使用した場合を除き, 硬いステアタイトおよびジルコニアを接触子に使用した際に摩擦係数が摺動回数に応じて増加した (図 9). 電子顕微鏡による表面観察の結果, 接触子の滑走跡でグレーズ膜が剥離していることが確認された. この剥離が摩擦係数の増大を引き起こす要因であると結論付けられた. この結果は,

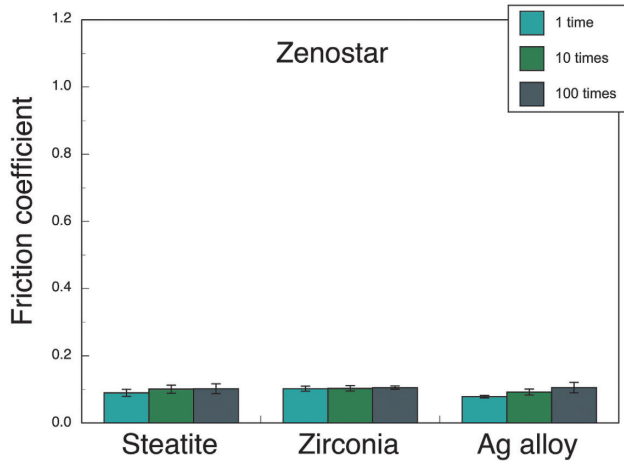


図7 3種類（ステアタイト、ジルコニア、12%金パラジウム銀合金）の接触子に対するジルコニア（Zenostar）の摩擦係数の変化（文献13より引用）。接触子の材質が変わっても鏡面研磨したジルコニアの摩擦係数は摺動回数にかかわらず小さい摩擦係数が維持された。

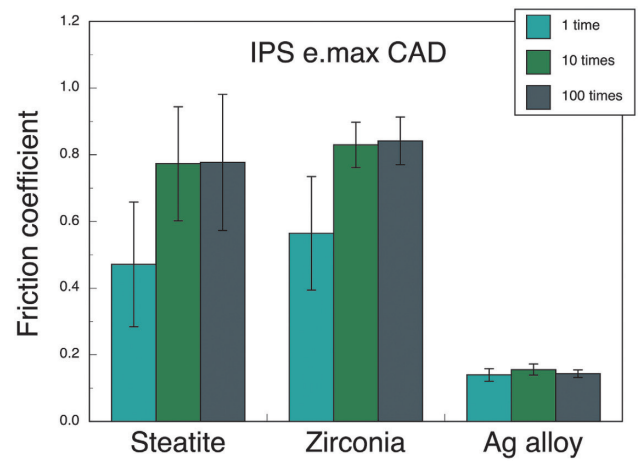


図8 3種類（ステアタイト、ジルコニア、12%金パラジウム銀合金）の接触子に対する二ケイ酸リチウム（IPS e.max CAD）の摩擦係数の変化（文献13より引用）。銀合金に対しては小さい摩擦係数のままであるが、ステアタイトおよびジルコニアの摩擦係数は摺動回数によって大きい値に変化した。

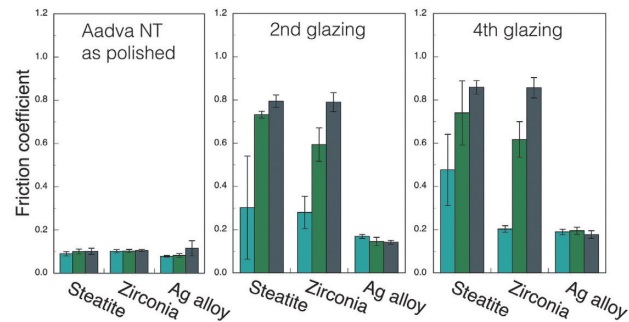


図9 3種類（ステアタイト、ジルコニア、12%金パラジウム銀合金）の接触子に対する鏡面研磨、2回グレーズ、および4回グレーズしたジルコニア（Aadvia NT）の摩擦係数の変化（文献14より引用）。鏡面研磨したジルコニアはどの接触子に対しても小さな摩擦係数が維持されたが、グレーズした場合はステアタイト、ジルコニアの接触に対して摺動回数の増加に伴い著しく摩擦係数が増大した。銀合金に対しては変化が小さかった。

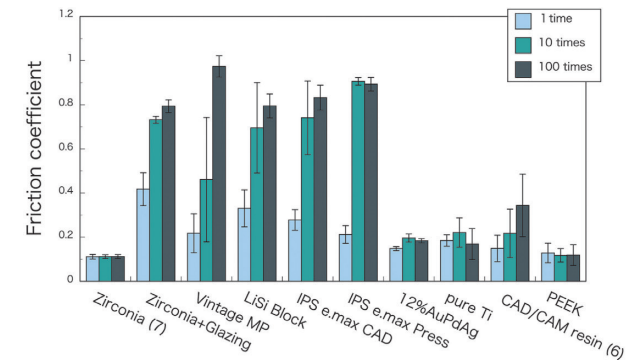


図10 鏡面研磨した10種の材料表面に対するステアタイト接触子の摩擦係数の変化。ジルコニアにグレーズしたもの、金属焼き付け用陶材（Vintage MP）、二ケイ酸リチウム（LiSi Block, IPS e.max CAD, IPS e.max Press）は摺動回数に伴う摩擦係数の変化が大きい。CAD/CAMレジジン（6種の平均）は中程度に変化した。他の材料の摩擦係数の変化は小さかった。

ジルコニア冠の咬合面においてグレージングは避けるべきであることを強く示唆している。臨床的にも、咬合面のグレーズ膜は咬合により早期に剥離することが報告されている²²⁾。

5. 摩耗の支配因子

接触子の材質、修復物材料の種類、および表面状態が摩擦係数に与える影響は極めて大きい。著者らは、エナメル質と同じ硬さを持つステアタイトを接触子として、10種類の修復材料表面に対する摩擦係数を測

定した（図10）。その結果、ジルコニアは非常に硬い材料であるにもかかわらず、摩擦係数は最も小さい値を示した。一方で、グレージングしたジルコニア、前装用陶材および3種の二ケイ酸リチウムは硬さがジルコニアの約半分であるにもかかわらず、摩擦係数が摺動回数の増加に伴い0.8～1.0の範囲まで増加した。これにより、摩擦係数が材料の硬さだけでは決定されないことが示唆された。さらに、ガラスセラミックスに分散される結晶の大きさ、CAD/CAMレジジンやPEEKに含まれている粒子の大きさ、およびジル

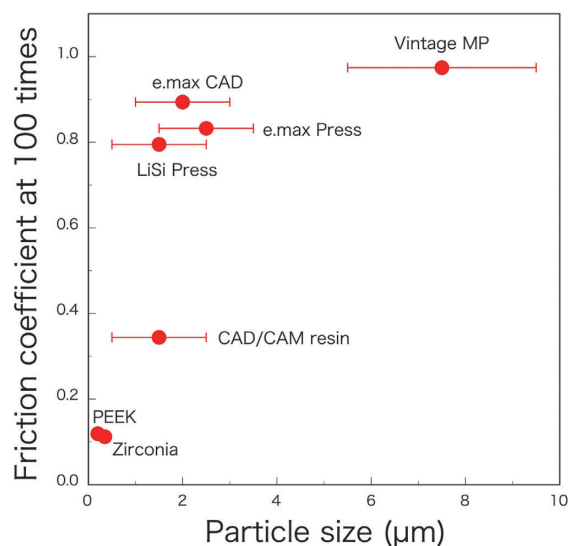


図 11 歯冠修復材料の分散粒子サイズ（ジルコニアは結晶粒子サイズ）とステアタイト接触子に対する摩擦係数（100 回摺動時）の関係。粒子サイズが大きいほど摩擦係数は大きくなっている。なお、分散粒子がない金属 2 種（純チタンおよび 12% 金パラジウム銀合金）とグレージングは除外した。

コニアの結晶粒径と摩擦係数との間には比較的強い相関（相関係数 0.699）が認められた（図 11）。これらの結果は、摩擦を支配する摩擦係数が、材料の硬さのみならず、表面の微細構造や均質性の影響を大きく受けることを示している。

V. 海外での対合歯の摩擦の研究例

海外の研究でも同様な結果が多く報告されている⁷⁻¹³⁾。例えば、Stawarczyk らの研究では、鏡面研磨したコバルトクロム合金、陶材を前装したジルコニア、グレーズしたジルコニア、および鏡面研磨したジルコニアに対し、エナメル質を対合材として咬合シミュレーターで 120 万回の咬合試験を行い、エナメル質および試験材料の摩擦量を評価した⁷⁾。その結果、鏡面研磨したジルコニアではエナメル質の摩擦量が最も少なく、試験材料自体の摩擦もほぼ観測されなかった。一方で、陶材を前装したジルコニアおよびグレーズしたジルコニアではエナメル質の摩擦が著しく、材料自体の摩擦も大きく摩擦していることが報告されている。

さらに Jang らは、鏡面研磨したジルコニア、金属前装用陶材、ジルコニア前装用陶材および 3 種コンポジットレジンを試験材料とし、小白歯エナメル

質を対合材として使用した摩擦試験を行った（直径 14 mm の回転摩擦試験、9.8 N、100 rpm、滑走距離 500 m⁸⁾）。その結果、金属前装用陶材およびジルコニア前装用陶材はエナメル質の摩擦量が有意に大きかった。一方、鏡面研磨したジルコニアとコンポジットレジンではエナメル質の摩擦量が比較的小さく、両者の差は大きくないことが示されている。

VI. 最後 に

口腔内でのエナメル質の摩擦は、咬合力、食習慣、唾液の組成など、多様な要因の影響を受けるため、個人差の大きいことが知られている^{23,24)}。このため、実験室での評価結果と臨床経過との間に強い相関を見出すことは困難であると報告されている²⁵⁻²⁸⁾。しかしながら、対合する修復材料という単一の要因に着目した場合、その摩擦は主に材料との間に生じる摩擦に起因すると考えられる。本研究では、エナメル質に与える影響を評価するため摩擦係数を測定し、修復材料の違いによる摩擦挙動を比較した。その結果、鏡面研磨を施したジルコニアが修復材料中で最もエナメル質を摩擦させないことを実証した。ただし、この利点は鏡面研磨が施された場合のみに限られる。一部の臨床現場では、咬合調整後のジルコニア表面が鏡面研磨されず、ダイヤモンドポイント仕上げのみで処置が完了する例が報告されている。また、対合する天然エナメル質を削って咬合調整するケースもある。これらの処置はエナメル質の摩擦を促進する可能性があり、患者にとって最善の治療ではないと考えられる。エナメル質の表層は硬いが、内部は比較的軟らかいため、表層の削除により耐摩耗性が低下し、咬合による摩擦が進行するリスクが高まる。したがって、咬合調整後のジルコニア表面にはダイヤモンドペーストを用いて鏡面研磨仕上げを施すことが不可欠である。以上のように、ジルコニアの摩擦特性を最大限に活かし、患者に最適な治療を提供するためには、鏡面研磨仕上げの重要性を再確認し、エナメル質の摩擦を最小限に抑えるための手法の確立が求められる。

利益相反

本発表に関して、開示すべき利益相反はない。

文 献

- 1) 伴 清治. ジルコニア修復の常識と鉄則, 補綴臨床別冊. 東京: 医歯薬出版; 2022, 122-4.
- 2) Mair LH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. J Dentistry 1996; 24: 141-8.

- 3) Turssi CP, Faraoni JJ, de Menezes M, Serra MC. Analysis of potential lubricants for in vitro wear testing. *Dent Mater* 2006; 22: 77-83.
- 4) Lanza A, Ruggiero A, Sbordone L. Tribology and Dentistry: A Commentary. *Lubricants* 2019; 7: 52.
- 5) 松尾憲治, 松波一郎, 伴 清治, 長谷川二郎. 歯科用陶材による天然歯の磨耗. *歯科材料・器械* 1999; 18: 60.
- 6) 松尾憲治. 歯科用陶材の歯科理工学的性質に与える立方晶リユースサイトの影響. *愛院大歯誌* 2000; 38: 79-93.
- 7) Stawarczyk B, Özcan M, Schmutz F, Trottmann A, Roos M, Hämmerle C. Two-body wear of monolithic, veneered and glazed zirconia and their corresponding enamel antagonists. *Acta Odontol Scand* 2013; 71: 102-12.
- 8) Jang Y-S, Thi Nguyen T-D, Ko Y-H, Lee D-W, Ju Baik B, Lee M-H, Bae T-S. In vitro wear behavior between enamel cusp and three aesthetic restorative materials: Zirconia, porcelain, and composite resin. *J Adv Prosthodont* 2019; 11: 7-15.
- 9) Bolaca A, Erdoğan Y. In vitro evaluation of the wear of primary tooth enamel against different ceramic and composite resin materials. *Niger J Clin Pract* 2019; 22: 313-9.
- 10) Mehzebaben KR, Boughton P, Kan WH, Ruys AJ, Guazzato M. Two-body wear test of enamel against laboratory polished and clinically adjusted zirconia. *J Mech Behav Biomed Mater* 2020; 108: 103760.
- 11) Mundhe K, Jain V, Pruthi G, Shah N. Clinical study to evaluate the wear of natural enamel antagonist to zirconia and metal ceramic crowns. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 358-63.
- 12) Ludovichetti FS, Trindade FZ, Werner A, Kleverlaan CJ, Fonseca RG. Wear resistance and abrasiveness of CAD-CAM monolithic materials. *J Prosthet Dent* 2018; 120: 318. e1-e8.
- 13) Lawson NC, Janyavula S, Syklawer S, MacLaren EA, Burgess JO. Wear of enamel opposing zirconia and lithium disilicate after adjustment, polishing and glazing. *J Dent* 2014; 42: 1586-91.
- 14) Sakakibara T, Jimbo R, Ban S, Kawai T, Murakami H. Abrasion of enamel against mirror polished zirconia. *Proceeding of 29th Annual Meeting Academy of Osseointegration*; 2014 March 7; Seattle, USA. Abst. No. OS-5.
- 15) Ban S, Iwata J, Okada R, Sakakibara T, Mieki A, Kataoka H, Kurita S. Wear Performance of dental zirconia in comparison to lithium disilicate. *Final Program and Abstract Book of 38th Asia Pacific Dental Congress*; 2016 June 18; Hong Kong. p.88.
- 16) 伴 清治. 歯科用ジルコニアの透光性と審美性. *日本デジタル歯科学会誌* 2018; 8: 95-102.
- 17) Blau PJ. The significance and use of the friction coefficient. *Tribol Intern* 2001; 34: 585-91.
- 18) McHale G, Gao N, Wells GG, Barrio-Zhang H, Ledesma-Aguilar R. Friction coefficients for droplets on solids: The liquid-solid Amontons' laws. *Langmuir* 2022; 38: 4425-33.
- 19) Kontos L, Schille C, Schweizer E, Geis-Gerstorfer J. Influence of surface treatment on the wear of solid zirconia. *Acta Odontol Scand* 2013; 71: 482-7.
- 20) Dupriez ND, von Koeckritz A-K, Kunzelmann K-H. A comparative study of sliding wear of nonmetallic dental restorative materials with emphasis on micro-mechanical wear mechanisms. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2015; 103B: 925-34.
- 21) Wang L, Liu Y, Si W, Feng H, Tao Y, Ma Z. Friction and wear behaviors of dental ceramics against natural tooth enamel. *J Euro Ceram Soc* 2012; 32: 2599-606.
- 22) Christensen GJ. BruxZir and e.max CAD: Superior clinical performance at 3+ years. *Clinicians Report* 2014; 7: 1-3.
- 23) Oh W, DeLong R, Anusavice KJ. Factors affecting enamel and ceramic wear: A literature review. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 451-9.
- 24) Heintze SD, Faouzi M, Rousson V, Özcan M. Correlation of wear in vivo and six laboratory wear methods. *Dent Mater* 2012; 28: 961-73.
- 25) Koletsi D, Iliadi A, Eliades T, Eliades G. In vitro simulation and in vivo assessment of tooth wear: A meta-analysis of in vitro and clinical research. *Materials* 2019; 12: 3575.
- 26) Heintze SD, Reichl F-X, Hickel R. Wear of dental materials: Clinical significance and laboratory wear simulation methods-A review. *Dent Mater J* 2019; 38: 343-53.
- 27) Branco AC, Colaço R, Figueiredo-Pina CG, Serro AP. A state-of-the-art review on the wear of the occlusal surfaces of natural teeth and prosthetic crowns. *Materials* 2020; 13: 3525.
- 28) Tang Z, Zhao X, Wang H. Quantitative analysis on the wear of monolithic zirconia crowns on antagonist teeth. *BMC Oral Health* 2021; 21: 94.

著者連絡先：伴 清治

〒464-8650 名古屋市千種区楠元町 1-100

愛知学院大学歯学部歯科理工学講座

Tel: 052-751-2561 (ext.1326)

Fax: 052-752-5988

E-mail: sban@g.agu.ac.jp