

歯科用金銀パラジウム合金の生理食塩水環境下 疲労き裂進展挙動

大阪大学 ○西川 出 大阪大学[院] 吉川浩平
大阪大学 小倉敬二 東京医科歯科大学 高橋英和

1 緒 言

12%Au-Pd-Ag-Cu 合金 (金銀パラジウム合金) は歯科用修復合金として頻繁に使用されている。この合金の静的な強度特性について調べた研究はわずかにあるが、実際に問題となる繰返し荷重に対する強度研究はほとんどなされていないのが現状である。さらにき裂進展特性の評価に至っては皆無に等しい。その大きな理由の一つは対象とすべき材料のサイズが小さいこと、加えて口腔環境を模した実験が難しいことなどがあげられる。そこで本研究では前報¹⁾に引き続き、臨床と同様の鑄造法により実際に使用される寸法と同程度である 10mm 角 1mm 厚の小型 CT 試験片を作成し、生理食塩水環境下で疲労き裂進展試験を行い、その進展挙動を調べることとした。ここでは特に鑄造し・軟化熱処理・硬化熱処理の三種類の材料について、その疲労き裂進展特性を調べ、比較検討することとした。

2 実験方法

2.1 供試材および試験片 供試材は保健医療用歯科修復合金として最も広く用いられている金銀パラジウム合金である。本研究で用いた合金のメーカー (GC) より公表されている化学組成を表 1 に示す。

Table 1 12%Au-Pd-Ag-Cu 合金の化学組成(wt%)

Au	Ag	Pd	Cu	Bal.
12	46	20	20	2

まず、10×10×1mm の PMMA 材のパターンを作製し、これを鑄造用原型として、ロストワックス法にて試験片を鑄造した。鑄造機は、遠心力を利用して鑄造を行う遠心型鑄造機 (TS3, Degussa) を用いた。鑄造後、試験片部を切り出し、表面研磨を施すことで図 1 に示すようなミニチュア CT 試験片を製作した。

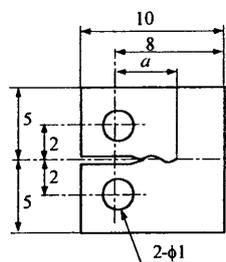


Fig.1 小型 CT 試験片

本研究では、すべてメーカー指定の熱処理条件を用いた。まず鑄造は鑄造終了後室温まで徐冷したもの (以下、鑄造材と称す)、軟化熱処理には鑄造時の鑄造体を 700℃の真空電気炉内に 5 分間保持した後、水中にて急冷したもの (軟化

材と称す)。硬化熱処理には軟化試験片を 400℃の真空電気炉に 15 分間保持した後、断熱材内にて徐冷したもの (硬化材と称す)²⁾を用いた。

2.2 試験方法 疲労き裂進展試験には電気油圧サーボ疲労試験機 (servo-pulsar 1000kN, Shimadzu) を用い、応力制御、繰返し周波数 10Hz (き裂長さ計測時は 1Hz, COD 計測時は 0.05Hz)、応力比 $R=0.1$ 、正弦波を用いて、20℃の 0.9%NaCl 水溶液による生理食塩水中環境と大気中にて行った。き裂長さは、スコープカメラを用い、モニター上で計測し、COD 計測は、レーザスペックル法を用いて行った。なお、試験片表面を粗面とするため、酸化マグネシウムを蒸着した。

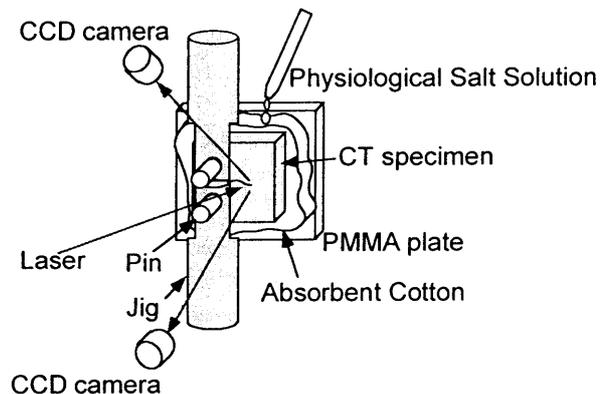


Fig.2 疲労き裂進展試験およびき裂開閉口計測

3 実験結果

3 種類の熱処理材について大気中にて疲労き裂進展試験を行った結果得られた、き裂進展速度と応力拡大係数幅 ΔK の関係を図 3 に示す。大気中においては高ならびに中き裂進展速度領域では熱処理の影響は小さいが、低き裂進展速度領域において違いが生じているようである。データが少ないので明確なことは言いにくいだが、硬化材における進展速度は鑄造材のそれとあまり差が無い一方、軟化材のそれは大きく低速度側に位置しているようである。すなわち大気中では軟化材におけるき裂進展速度が最も小さいようである。試験中同時に計測したき裂開閉口の影響を考慮した有効応力拡大係数幅で大気中におけるき裂進展速度を再整理してみたのが図 4 である。有効成分で比較しても軟化材のき裂進展速度は最も低く、 ΔK による整理結果と同様の傾向を示していた。

次に、生理食塩水中にて疲労き裂進展試験を行った。図 5 には生食中にて得られたき裂進展速度を ΔK により整理した結果を示した。大気中の結果とは異なり、生食中では軟化材の進展速度が小さくはならず、むしろ硬化材のそれが最も小

さい値を取っているようにも見える。き裂進展速度の大小関係を ΔK レベル全体にわたって調べると、鑄造材におけるき裂進展速度はわずかに大きく、軟化材や硬化材のそれはほぼ等しいという結果になった。図3の結果と照らし合わせて考えると鑄造材の対き裂進展抵抗は、生理食塩水という環境の影響は小さいものの、軟化材や硬化材のそれに対しては若干影響を及ぼしていることがわかる。

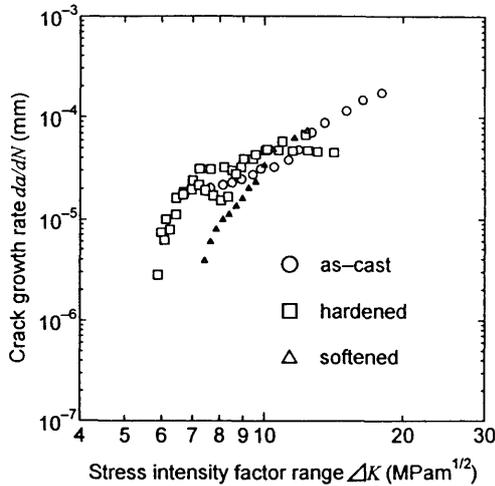


Fig.3 き裂進展速度と応力拡大係数幅の関係 (大気中)

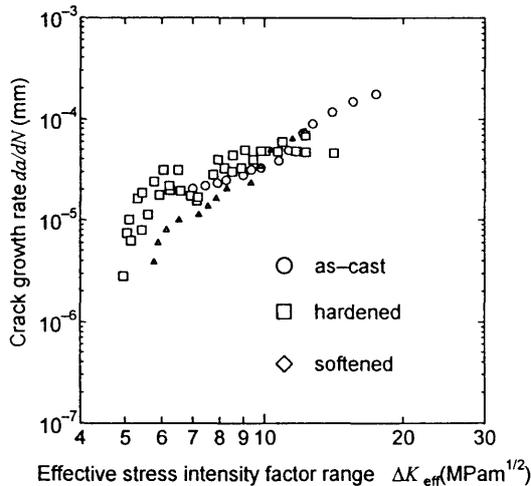


Fig.4 き裂進展速度と有効応力拡大係数幅の関係 (大気中)

生理食塩水中においてもき裂進展試験中同時にき裂閉開口レベルを計測した。この結果を用いて計算した有効応力拡大係数幅によりき裂進展速度を再整理した結果を図6に示す。鑄造材のき裂進展挙動には大きな変化は認められないが、軟化材や硬化材のき裂進展速度データは若干高速度側、低応力拡大係数幅側へ位置していることがわかる。これは軟化材や硬化材においてき裂閉開口が助長されていたためである。図7に硬化材の破面写真の一例を示すように、硬化材、軟化材の破面上には塩化物と思われる堆積物の付着が若干認められた。これがき裂面でくさびの様な作用を及ぼし、き裂閉開口レベルを上昇させたことが考えられる。軟化材や硬化材においてのみ、このような塩化物の堆積が顕著となった理由は明確

ではないが、硬化組織・硬化組織の対塩水特性との関連でこのような結果になったものと予想される。

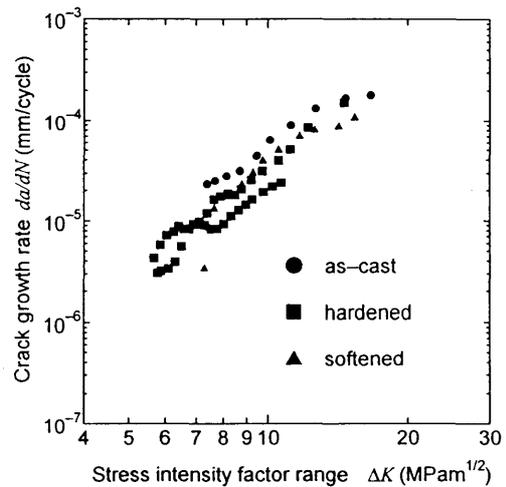


Fig.5 き裂進展速度と応力拡大係数幅の関係 (生食中)

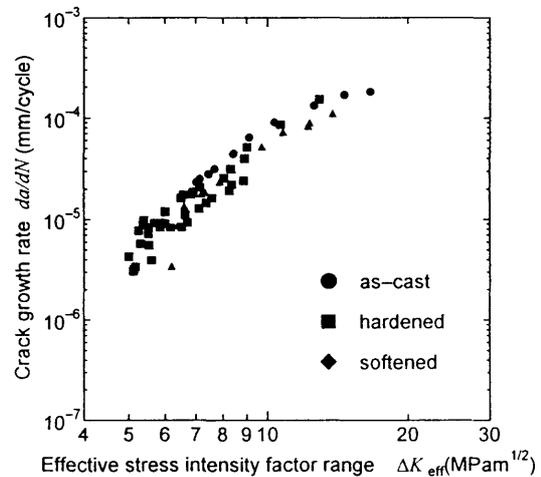


Fig.6 き裂進展速度と有効応力拡大係数幅の関係 (生食中)

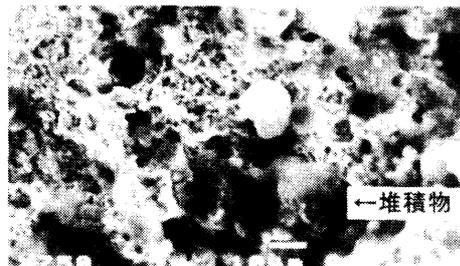


Fig.7 硬化材の疲労破面 SEM 写真 (生食中)

4 おわりに

大気中では軟化材のき裂進展速度が小さくなったが、生理食塩水中では、軟化材のき裂進展速度は硬化材のき裂進展速度とほぼ等しく、むしろ鑄造材の速度が高くなった。しかし、有効応力拡大係数ベースではすべての材料のき裂進展速度がほぼ等しい結果となった。軟化材や硬化材の破面において、生理食塩水の影響によると思われる堆積物が観察され、これがき裂閉開口を助長したことが考えられた。

参考文献 1)西川ほか, 第45回日本学術会議材料研究連合講演会講演論文集,259 (2001). 2) 中村ほか, 歯科材料・器械, 16-2,141(1997).