

ハイドロキシアパタイト被覆処理チタニウム材の生体用材料への適用性

山形大学工学部技術部

機械システム工学科 佐竹忠昭

1. 緒言

金属材料の生体適合性や耐食性を向上させる方法として基材金属表面をセラミックスで被覆する方法が近年試みられている。中でも、ハイドロキシアパタイト(HAP)は脊椎動物の骨の主成分であり、新生骨と直接化学的に接合することから生体用材料として最も注目されているセラミックスの一つである。しかしながら、破壊靱性値と曲げ強度が金属材料に比較して劣る。このため、比強度に優れたチタニウム基材表面をHAPで被覆することにより両材の欠点を補完する方法が考えられる。

本研究では、繰返し荷重下におけるHAP被覆チタニウム材の生体用インプラント材としての適用性を検討した。そのため、チタニウム基材にプラズマ溶射法によりHAP皮膜を形成させた試験片と被覆処理を施さない基材試験片について、生理食塩水中で引張圧縮疲労試験を行った。両材の疲労特性曲線を比較・検討するとともに、試験片縦断面と破面を走査型電子顕微鏡で観察することにより被覆処理の効果を微構造の観点から追求した。

2. 実験方法

2.1 試験片製作

基材金属には直径20mmの純チタニウム(愛知製鋼製 JIS 2種)丸棒材を使用し、NC旋盤により図1に示した形状寸法の疲労試験片に加工した。その後、試験片肩部と平行部について耐水研磨紙#1000まで機械

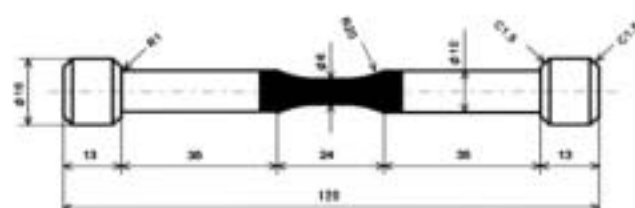


図1 疲労試験片

研磨し、真空中(1.3×10^{-3} Pa) 700°C、1 h保持のひずみ取り焼なましの熱処理を施した。標点間平行部($\phi 6 \times 7$ mm)を含む表面(図1陰影部)にアルミナ破砕粒によるグリットブラスト処理後、プラズマ溶射法によりHAP(パウレックス株式会社製)の被覆処理を施した。皮膜厚さは $30 \mu\text{m}$ とした。比較用の被覆処理を施さない試験片については、標点間平行部に電解研磨を施した。

2.2 疲労試験

疲労試験機には、油圧サーボ疲労試験機(鷲宮製作所製:容量5t)を用いた。生理食塩水中での疲労試験には生理食塩水循環装置を使用した¹⁾。人間の体温に近い37°Cに制御した生理食塩水(疑似体液)を循環し、繰返し負荷速度2Hz(歩行速度)の引張圧縮様式($R=-1$)の疲労試験を実施した。

3. 結果及び考察

3.1 疲労強度特性曲線

非処理材と被覆処理材の生理食塩水中、及び非処理材の大気中で実施した疲労試験結果を図2に示した。非処理材について、大気中と生理食塩水の結果を比較すると、その疲労強度特性に差は認められない。この結果は、基材である純Tiが生理食塩水中では腐食疲

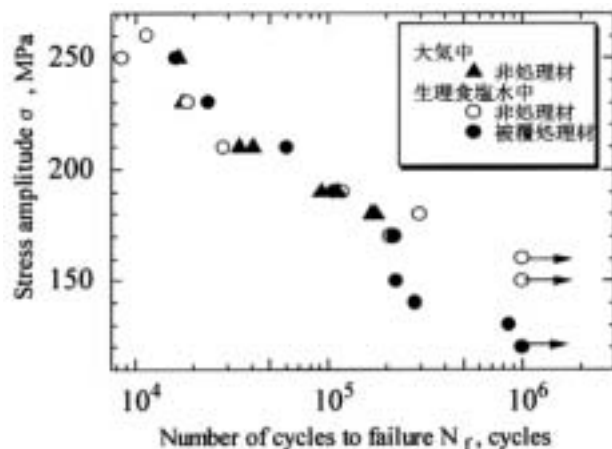


図2 疲労強度特性曲線

劣を生じないことを示す。

生理食塩水中における非処理材と被覆処理材を比較した場合、応力振幅 $\sigma = 170$ MPa 以上では差が認められない。しかしながら、それ以下の応力振幅では被覆処理材の寿命が著しく低下し、腐食疲労特有の形状を示した。10⁶ 回の耐久限度は非処理材は $\sigma = 160$ MPa、被覆処理材は $\sigma = 120$ MPa と得られた。

3. 2 微構造解析

腐食の影響が大きく非処理材と比較して寿命が著しく低下した被覆処理材の縦断面様相を図3に示した。グリットブラスト処理により形成された凹部が応力集中源となり、き裂が発生している。また、皮膜は剥離しており、生理食塩水はき裂内部にまで容易に侵入できたことを示す。図4は低応力振幅域における非処理材(a)と被覆処理材(b)の破壊源近傍の微視的様相である。同図(a)では腐食の痕跡が認められないのに対して、同図(b)では破面全体に腐食生成物が形成されている。この結果は、グリットブラスト処理による基材表面層の加工硬化や隙間腐食の影響と考える。



図3 被覆処理材の疲労き裂発生
 $\sigma = 140$ MPa, $N_f = 2.8 \times 10^5$

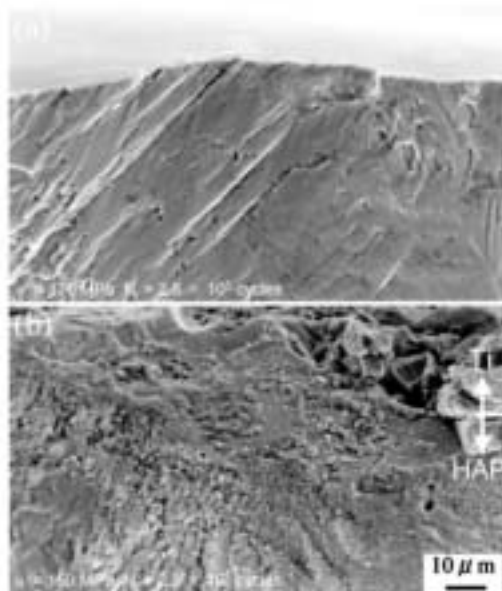


図4 低応力振幅域の破壊源近傍様相

4. 結言

1) HAP 被覆処理材は $\sigma = 170$ MPa 以上の応力振幅域において、非処理材と同様な疲労強度を有するが、それ以下の応力振幅域では腐食の影響により疲労強度は低下する。

参考文献

1) 佐竹, 菅野, 大森, 高温学会誌, 28, 265(2002).