

層が進行していた。創辺縁の平滑筋層には、 α -SMA 陽性の細胞が浸入し、平滑筋の再生が開始されていた。

5. 照射後7日では、内皮細胞が、レーザー照射によって凝固壊死した血管の内面全域を裏層していた。平滑筋層の再生も進んでいたが、レーザー創中心部に凝固壊死が残存していた。

【結 論】炭酸ガスレーザー凝固モード照射では、血管は凝固壊死に陥るものの破壊はされずその基本構築が維持され、再生はそれを足場に進むことが示めされた。その際、内皮細胞の再生が先行し、遅れて筋層が再生した。

5) レーザー溶接の条件が純チタンプレートの変形に及ぼす影響

○池山 丈二

(奥羽大・歯・歯科補綴)

【目 的】近年歯科補綴領域においては鑢着法に代わる金属接合法として簡便なレーザー溶接が応用され始めている。しかしレーザー溶接では、金属フレームが微妙に変形する、ポロシティやクラックといった溶接欠陥が生じやすいなどの問題点も指摘されている。そこで今回精確なレーザー溶接を行う条件を追究するために、純チタン板を用いて、レーザー溶接時の波形と接合部の形態の違いが、金属フレームの変形にどのような影響を及ぼすか比較検討した。

【使用器材と方法】溶接用試料としてJIS 第二種純チタン板、レーザー溶接にはミヤチテクノス社製 Nd : YAG レーザー溶接機 ML2150-A を、変位量の測定と、溶接断面の観察にはニコン製実体顕微鏡 SMZ800を使用した。

実験方法は、純チタン板を10×30×3 mmに切断し、接合部の形態が垂直なままのものをバットジョイント、片側の垂直な断面の厚さの1 mmで45°にベベルを付与したものを上ベベル、逆さまでして下1 mmにベベルを付与したものを下ベベル、断面の上下1 mmずつに45°のベベルを付与したものを上下ベベルとし、処理した試料の断端同士を溶接するために、溶接用ブロックを製作した。つぎにレーザーのスポット径を0.6 mmに固定し、波形は2.8 kw パルス幅 5 ms の単純波形と、単純波

形+出力1.4 kw パルス幅 5 ms の付加パルスを追加した2波形で照射し、実体顕微鏡を用い試料の浮き上がり量を測定した。その後レーザー溶接断面を観察した。

【結果と考察】レーザー溶接による純チタン板の変形量は、メインパルス単独の波形を照射した試料よりも、メインパルスに付加パルスを追加した波形を照射した試料の方が小さかった。原因としては、レーザー照射により瞬間的に溶けた金属の急激な凝固がいくらかでも抑えられて緩やかになった為と推察される。

変形量の小さい開先形態の試料断面を観察すると、レーザー照射による溶融池が上部から底部まで貫通していたのに対し、他の試料では溶融池が底部まで達していなかった。

このことは、レーザー照射により接合面の上部だけが溶けた場合、その部分だけが凝固収縮により接合部にひかれるため、変形角度が大きくなり、底部まで溶けた場合には凝固収縮で水平的に引かれる形になり、変形角度は比較的に小さくなったと考えられる。

6) コバルトクロム合金金属床のバレル研磨に関する研究

ークラスプの変形と抑制法についてー

○中山 公人、松村 奈美、山森 徹雄

(奥羽大・歯・歯科補綴)

【目 的】バレル研磨は研磨材と被研磨体の相互摩擦作用によることから、クラスプなどの突起物は研磨材の衝突と摩擦で変形することが予測される。そこで、バレル研磨がクラスプの変形に及ぼす影響と、その抑制法について検討した。

【方 法】小白歯のクラスプを想定した試料Aと大白歯を想定した試料Bを製作した。試料Aは鉤腕部の長さ12 mm、鉤肩部の幅2 mm、厚さ1 mm、鉤尖部の幅1 mm、厚さ0.5 mmとした。試料Bは鉤腕部の長さ14 mm、鉤肩部の幅2.5 mm、厚さ1.25 mm、鉤尖部の幅1.25 mm、厚さ0.63 mmとした。鉤尖間距離は試料Aが4 mm、試料Bが7.5 mmとした。義歯床部は長さ30 mm、幅20 mm、厚さ1.5 mmとし、コバルトクロム合金を用いて一塊鑄造した。バレル研磨は山森らの方法に準じた。クラスプの