



PHÁT TRIỂN HỢP KIM Y SINH CHO KỸ THUẬT PHỤC HÌNH RĂNG VÀ CHỈNH HÌNH XƯƠNG

Tô Duy Phương

Viện Khoa học Vật liệu, Viện Hàn lâm KHCN Việt Nam

Ngày nhận: 01/10/2016

Ngày sửa chữa: 31/10/2016

Ngày xét duyệt: 15/11/2016

Tóm tắt

Bài này trình bày về những kết quả nghiên cứu, sản xuất và ứng dụng các kim loại và hợp kim trong nha khoa nói riêng và ngành y nói chung.

Các phần mục của báo cáo diễn đạt một số phương pháp cơ bản nhất của quá trình nghiên cứu chế tạo và ứng dụng kim loại và hợp kim y sinh.

Hợp kim y sinh không chỉ có khả năng ứng dụng trong nha khoa, mà còn có thể sử dụng trong chỉnh hình xương đang được phát triển có hiệu quả. Đặc biệt là titan; kim loại có trọng lượng riêng thấp chỉ bằng nửa niken, có độ bền ăn mòn cao, độ bền cơ và độ bền sinh học cao, lại không có từ tính nên được sử dụng nhiều trong chấn thương chỉnh hình xương.

Các hợp kim Ni-Cr, Ni-Ti, Ti-Al-V, Co-Cr đã được nghiên cứu đưa ra các kết quả đã được ứng dụng và trình bày trong báo cáo này.

Từ khóa: *Hợp kim nha khoa, Ứng dụng y sinh, Độ bền ăn mòn, Độ bền sinh học, Chấn thương chỉnh hình xương*

1. Mở đầu

Vật liệu y sinh được loài người sử dụng đã hơn 4000 năm. Người Ai Cập và La Mã cổ đại đã dùng sợi vải để khâu vá vết thương, dùng vàng và sắt để bọc và vít răng, thế nhưng thời đó họ hiểu biết rất ít về tương tác y sinh như ăn mòn, ôxy hóa các kim loại và hợp kim của mô, mỡ, máu... Sau chiến tranh thế giới II con người đã hiểu biết nhiều về cơ thể người, về phẫu thuật chỉnh hình, về cấy ghép và các tác động, phản ứng sinh học giữa vật liệu cấy ghép với cơ thể sống con người.

Vật liệu y sinh là vô cùng quan trọng, nó tồn tại mãi với loài người. Con người từ khi sinh ra, lớn lên đã tuân thủ một vòng đời không thể thiếu được vật liệu y sinh hay nói cách khác vật liệu y sinh luôn sống cùng con người. Không chỉ thuốc uống khi phòng ngừa, ốm đau, mà hàng ngày không ít người phải mang vòng titan ổn áp, bạc đánh gió v.v., đó là các hợp kim y sinh. Đây chỉ là các hợp kim y sinh trên cơ thể, còn trong cơ thể như van tim, kim loại và hợp kim trong tủy,

nẹp gá, vít, bó các xương gãy đến vít bảo vệ răng bằng các hợp kim cho thấy nhu cầu hợp kim y sinh là rộng lớn.

Con người già yếu, ốm đau, người trẻ tai nạn, thương tật chiến tranh, tất cả đều cần có vật liệu y sinh vít xương gãy vỡ, bó nẹp lại đã cho thấy tính cần thiết của vật liệu y sinh.

Quá trình ăn mòn hợp kim cấy ghép xảy ra giữa vật cấy ghép với máu, muối, chlor, protein, axit amin. Nước trong cơ thể người gồm có các anion Cl^- , PO_4^{3-} ,... và các cation Na^+ , K^+ , Ca^+ , Mg^+ ... của chất hữu cơ có trọng lượng phân tử thấp quan hệ với các thành phần polyme có trọng lượng phân tử cao hòa tan ôxy. Nó sẽ xảy ra phản ứng ăn mòn giữa các phân tử sinh học với hợp kim cấy ghép và sản phẩm là các phản ứng anot và catot. Protein có thể ràng buộc dính bám với ion kim loại và chuyển chúng từ bề mặt vật cấy để tạo ra lớp ăn mòn bề mặt qua các cation. Protein sẽ bị hấp phụ lên bề mặt làm giảm khuếch tán ôxy ở vùng nhất định và gây ra phản ứng ăn mòn ở đó. Còn Hydrô thì tạo phản ứng catot mạnh, gây ăn mòn như một

chất ức chế. Sự có mặt của vi khuẩn cũng làm mạnh lên ăn mòn bởi hấp phụ H_2 có mặt trong vaxin của vật cấy ghép. Việc thay đổi giá trị pH cũng ảnh hưởng đến tốc độ ăn mòn...

Từ những hiểu biết về tương tác y sinh và tác động lâm sàng trên, ngày nay khắp thế giới các nhà khoa học đã tìm ra hàng loạt kim loại và hợp kim đưa vào cơ thể người. Hợp kim này được tìm ra thì hợp kim khác lại thay thế tốt hơn và cứ thế ngày một mới những hợp kim y sinh được phát triển đi cùng với những sáng chế; đến những sáng chế mới hơn và chắc chắn sẽ có những phát minh sáng chế vĩ đại.

Thị trường vật liệu y sinh trên thế giới hàng năm khoảng 24 tỷ USD, trong đó phục hình răng và các nhu cầu nha khoa khác chiếm khoảng 55% tổng số này.

Bài này là những dẫn liệu và tập hợp nhận biết, phân tích đánh giá về các kim loại, hợp kim y sinh của thế giới và Việt Nam đã thành công để mong được đóng góp vào định hướng nghiên cứu phát triển vật liệu y sinh ở Việt Nam.

2. Hợp kim y sinh trong kỹ thuật nha khoa phục hình răng

2.1. Vàng và hợp kim vàng

Vàng nguyên chất là vàng 24 k.

Hợp kim vàng theo ISO được chia làm 2 nhóm chính với 75%Au + 25%Pt

và 25%-75%Au + Pt. Hợp kim vàng có các

hệ sau:

- Au-Cu-Pt-Pd, có độ cứng và độ bền cao
- Au-Cu, không giới hạn độ hòa tan và khả năng biến đổi (<15%)
- Au-Ag, giảm biến đổi, tăng độ dẻo và độ bền
- Au-Pt, các tinh thể trộn lẫn, không giới hạn độ hòa tan của Pt và Pd...

Vàng và hợp kim vàng có tính bền ăn mòn hóa và mài mòn cao, có khả năng gia công biến dạng nguội tốt. Hợp kim khoảng 75%Au tức là vàng 18 kara, có độ bền và độ cứng cao hơn, nhiệt độ chảy thấp hơn, có những tính năng vật liệu ưu việt hơn.

Các hình ảnh về sử dụng vàng và hợp kim vàng trong nha khoa.



Hình 2.1. Các mào, cầu, hàm khung răng sứ bằng vàng và hợp kim vàng

2.2. Hợp kim của bạc - amalgam

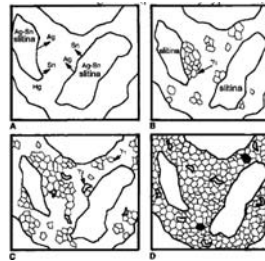
Hợp kim amalgam là hợp kim của bạc Ag có thành phần $\leq 65\%Ag$, $\geq 29\%Sn$ (Hợp kim có tính dẫn nở thấp), với $>6\%Cu$ (độ dẫn nở tăng, Zn (độ ri-ZnO) và Hg.

Đặc tính sinh học của amalgam

Nhờ có hàm lượng Cu cao trong amalgam đã không làm bốc hơi thủy ngân khi lắp mẩu vào răng gây nguy hại cho bác sỹ nha khoa. Do độ bền sinh học của Cu cao đã không chế phản ứng ăn mòn nước răng.



Hình 2.2. Amalgam được cấy trên răng



Hình 2.3. Phản ứng chuyển hóa peritectic trong amalgam

2.3. Hợp kim coban

2.3.1. Hợp kim Co-Cr

Coban là kim loại có độ cứng và độ bền cao hơn một số thép (độ bền kéo 210 GPa và uốn 183 GPa). Nhiệt độ nóng chảy khoảng 1495°C. Coban là kim loại từ tính (đến 1000°C). Nhiệt độ hóa hơi khoảng 3100°C.

Hợp kim của coban sử dụng trong nha khoa phục hình răng là Co-Cr. Đây là hợp kim có các đặc tính sinh học ổn định cao, tính công nghệ và tính gia công và bền ăn mòn tốt. Trong nha khoa hợp kim thường được sử dụng làm mũ, cầu răng sứ.



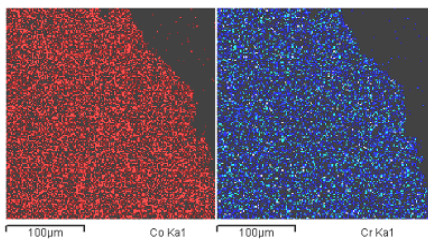
Hình 2.4. Hợp kim coban (Co-Cr) sử dụng chế tác các cầu, mũ răng sứ

Các hợp kim của coban có các loại phổ biến sau: Wirobond C, Wiron 99, Modiral S, Biral 2000 H, V-Alloy II, V-Alloy FG, Keralloy ECO, Keralloy KB, Keralloy FG, Heraenium CE, Heraenium EH.

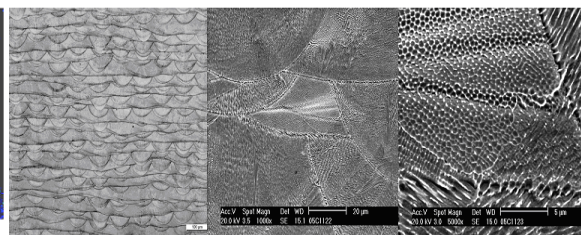
2.3.2. Hợp kim Co-Cr-Mo

Hợp kim y sinh Co-Cr-Mo có thành phần (theo trọng lượng) như sau: 63-65 %Co, 27-29 %Cr, 5-7 %Mo, < 1 %Si & Mn, < 0.75 %Fe, 0.15 %C, < 0.05 %Ni

Cấu trúc hợp kim xem hình sau:



-Co -Cr HV quang học 10XSEM 1000X SEM 5000X
Hình 2.5. Ảnh SEM mapping hợp kim Co-Cr



Hình 2.6. Cấu trúc hợp kim Co-Cr

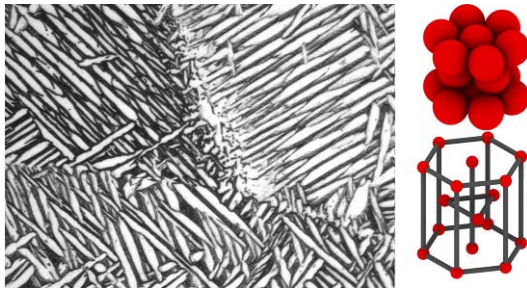
2.4. Hợp kim Titan

Titan là nguyên tố không gây độc hại, không thoái hóa sinh học, không làm tổn thương

mô, phát triển tồn tại cùng với xương. Ngược lại Ti có ảnh hưởng vi trùng học, tạo ra các lớp ôxyt titan phức hợp.

1- Hợp kim α titan

Hợp kim α có cấu trúc tinh thể như sau:



Hình 2.7. Cấu trúc tinh thể đặc trưng của α titan và mạng tinh thể (hcp)

2-Hợp kim titan $\alpha+\beta$



Hình 2.8. Các đinh vít hợp kim Ti-6Al-4V, Các vít để cấy ghép hợp kim Ti-6Al-4V

Đây là các hợp kim titan bền chắc sinh học(Ti-6Al-4V, Ti-5Al-2,5Sn, Ti-6Al-17Nb, Ti-30Nb, Ti-30Ta, Ti-15Mo) được dùng để chế mũ, cầu, đinh vít răng và xương.

Hợp kim titan $\alpha + \beta$ chứa dung dịch rắn α và β , như vậy đây là vật liệu song pha.

Hợp kim y sinh titan phổ biến dùng trong cấy ghép răng là Ti-6Al-4V. Trong hợp kim Ti-6Al-4V thì nhôm là nguyên tố ổn định pha α còn V làm ổn định pha β . Hợp kim Ti $\alpha + \beta$ rất thích hợp cho gia công đạt độ bền vững cao. Hợp kim này có giới hạn bền 1100 MPa.

Hợp kim Ti $\alpha+\beta$ tuy cho thấy độ bền được nâng cao, độ rền tốt, nhưng tính hàn khó.

Để nâng cao cơ tính của hợp kim này cần được hợp kim hóa thêm Cr, Cu, Pd,.. Nhưng khi đưa vào các kim loại nặng sẽ ảnh hưởng xấu đến độ sai lệch vật liệu y sinh.

2.5. Hợp kim niken

2.5.1. Hợp kim y sinh Ni-Ti – Nitinol

Hợp kim Nitinol (Ni,Ti+ Naval Ordnance Laboratory /NOL/) là xuất sứ từ hợp kim nhớ hình Niti (hình 2.9) và Nitinol (hình 2.10)

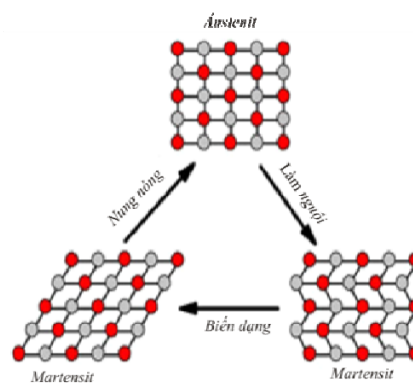
Nitinol là hợp kim của niken và titan; là hợp chất liên kim có thành phần 49-51 %ng.t Ni còn lại là Ti. Hợp kim này được dùng khá phổ biến trong phẫu thuật chỉnh hình xương (sẽ được nói nhiều ở phần sau), phục hình răng, các stent trong cơ thể người.

Hợp kim Nitinol ở Mỹ đã có bằng sáng chế nổi tiếng.

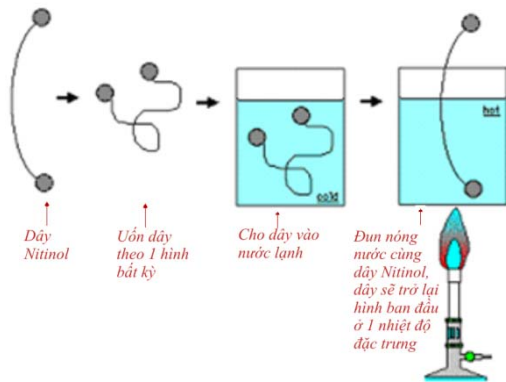
2.5.2. Hợp kim Ni-Cr - Hợp kim Ni-Cr đơn tinh thể

Hợp kim nền niken đã được phát triển cách đây gần 90 năm. Hợp kim Ni-Cr là hệ hợp kim phổ biến thường có mặt từ 60-70%Ni, 20-30%Cr. Hợp

kim nền Ni-Cr gốc là Ni80Cr20. Hợp kim này có nhiệt độ nóng chảy khoảng 1450°C, được dùng phổ biến làm dây điện trở. Đặc tính quan trọng của hợp kim nền niken mới là có cấu trúc đơn tinh thể được hóa bền nhờ tiết ra tinh thể đơn trên cơ sở hệ Ni-Cr-Al. Các hợp kim đơn tinh thể này là các hợp kim để chỉnh hình tốt và có các đặc tính vật liệu y sinh cao.

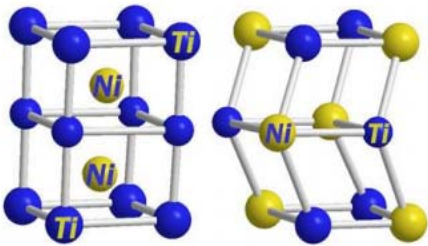


Hình 2.9. Sự chuyển hóa các pha trong hợp kim Nitinol

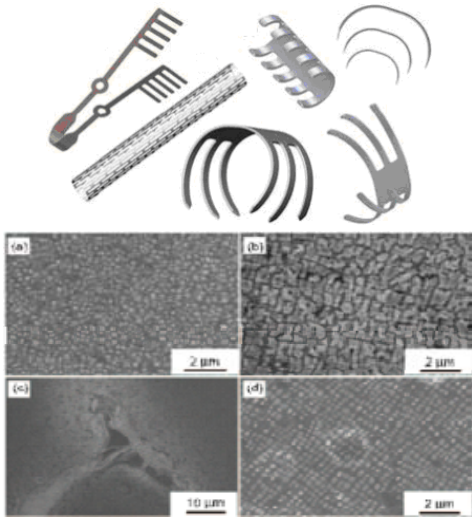


Hình 2.10. Gia công chuyển hóa nhớ hình hợp kim NiTi khi gia công biến đổi nhớ hình

Cấu trúc của hợp kim NiTi như sau:



Hình 2.11. Cấu trúc austenit tinh thể lập phương của hợp kim Ni-Ti



Hình 2.14. Cấu trúc của hợp kim đơn tinh thể;
 a) Cấu trúc γ/γ' của vùng
 b) Cấu trúc γ/γ' của vùng liên kim,
 c) Eutectic γ/γ' ở điều kiện đúc
 d) Cấu trúc γ/γ' sau nhiệt luyện ở điều kiện chuẩn

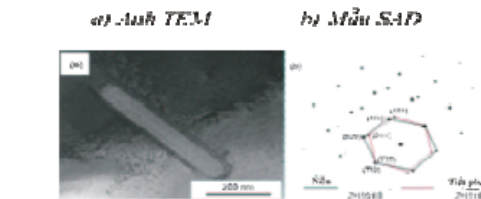
Hình 2.12. Các chi tiết chỉnh hình từ hợp kim Ni-Ti



Hình 2.13. Các dây nối Ni-Ti chằng giữ răng

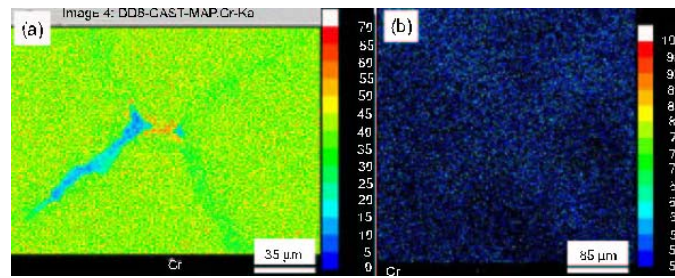
Trong quá trình phát triển đơn tinh thể, thì làm nguội mạnh cuối cùng ở các vùng liên kim sẽ dẫn đến kết quả là mở rộng pha γ' và eutectic (xem hình 2.14).

Khả năng tan Cr vào pha γ' là rất thấp, Trên hình cho thấy lượng Cr được loại ra từ phát triển γ' đáng kể đáng kể và mở rộng eutectic, đồng thời thiên tích mạnh ở vùng giữa các pha này và các các nhánh cây tồn tại (hình a). Vùng giàu Cr không ổn định đã dẫn đến tiết pha α -Cr. Mặc dù hàm lượng Cr trong vùng cấu trúc nhánh cây cao, quá trình tiết ra α -Cr cũng không thể xảy ra vì thực tế đã phân bố đồng đều nguyên tố Cr. Ở hình b) cho thấy rõ thiên tích Cr phần lớn đã bị loại bỏ bởi nhiệt luyện và thời gian ổn định có khả năng tới 1000h (xem hình 2.15).



Hình 2.15. Ảnh TEM về cấu trúc thanh của đơn tinh thể trong mẫu hợp kim Ni-Cr đúc được nung ở 950°C sau 300h;

Hợp kim	Cr	Co	W	Al	Ti	Ta	Ni
Đơn tinh thể	15,65	8,5	5,84	3,8	3,62	0,96	Còn lại

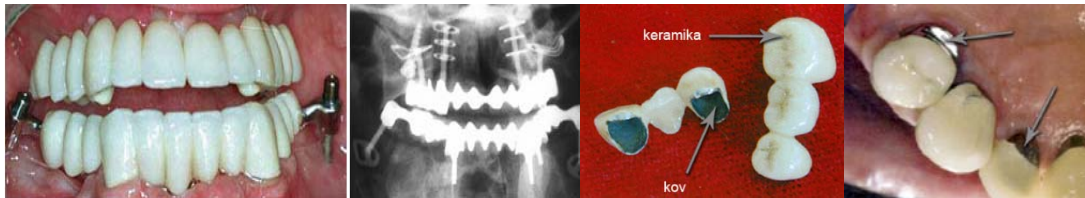


Hình 2.16. Ảnh mapping phân tích EPMA (electron probe micro analysis) của sự phân bố Cr trong đơn tinh thể hợp kim a) sau đúc b) sau nhiệt luyện ở điều kiện chuẩn.

Hợp kim nền niken có thành phần chính trong hợp kim khoảng 75% Ni và 20%Cr cùng với Be, Si, Al, V, Ti, Mo và Ga. Đây là hợp kim rất thích hợp cho phục hình răng với giá thành thấp, độ bền uốn cao, độ cứng và dẫn nhiệt thấp.

Các hợp kim này thường được sử dụng làm mão, cầu, hàm khung răng sứ, nhưng cũng có hạn chế bởi Ni có thể gây ra tác động bất lợi lâm sàng.

Các chi tiết hợp kim cho phục hình răng được cho thấy ở hình sau:



Hình 2.17. Các mão, cầu răng sứ từ hợp kim Ni-Cr

Đây là hợp kim đã nghiên cứu thành công của tập thể đề tài “ Nghiên cứu công nghệ chế tạo hợp kim nha khoa nikenrômolybdenitan” cấp Viện Khoa học và công nghệ Việt Nam 2008-2010. Chủ nhiệm đề tài là PGS.TS. Tô Duy Phương.

Các kết quả chính của đề tài:

a. Về lĩnh vực khoa học và công nghệ

1. Xây dựng được cơ sở lý luận về đường lỏng, đông đặc, kết tinh và hình thành cấu trúc hợp kim tinh thể mịn, sáng khi đúc rót ở nhiệt độ thích hợp.
2. Xác định được môi trường lò Tamman có Ar bảo vệ, nhiệt độ luyện chảy hợp kim ở 1400°C, đúc ở 1380°C đạt hệ số thu hồi cao nhất 98,97%.
3. Xác định được thành phần mác hợp kim nha khoa tối ưu là 73-76%Ni, 16-17%Cr, 5-6%Mo, 3,5-4%Ti và vi lượng Cu và Al. Trọng lượng riêng 7,9g/cm³. Độ bền 529 Mpa, giới hạn chảy 430 Mpa, mô đun đàn hồi 8433 Mpa, độ dẫn

dài 8,37%, độ cứng HB 304. Đây là hợp kim có những tính chất ưu việt nhất.

4. Hàm lượng Mo tăng, Ti giảm trong giới hạn xê dịch 5-6%Mo và 3,5-4%Ti đã làm mịn cấu trúc austenit và làm tăng màu trắng bề mặt.
5. Luyện đúc hợp kim từ kim loại đạt được độ sạch cao.
6. Công nghệ luyện chảy-nhúng tan, đúc si phôn vào khuôn thép là công nghệ tối ưu.
7. Nung, ủ ở 850 đến 950°C trong 1 giờ sau đó ngâm vào dòng nước lạnh 20°C đạt được cấu trúc austenit hạt mịn đồng đều, chuyển hoá màu sang sáng trắng.
8. Hợp kim nha khoa Ni(73-76%)-Cr(16-17%)-Mo(5-6%Mo)-Ti(3,5-4%)-Cu,Al của đề tài đã đạt được độ bền ăn mòn trong nước bọt nhân tạo cao hơn mẫu Talladium CE 0197 của Ý.

b. Về lĩnh vực ứng dụng

1. Chế tạo được các mão, cầu, hàm khung răng hợp kim Ni(73-76%)-Cr(16-17%)-Mo(5-6%Mo)-Ti(3,5-4%)-Cu,Al đạt chất lượng, sáng trắng, bám chắc sứ.

2. Cung cấp hợp kim nha khoa cho các Labo của nha khoa đang phải nhập ngoại khó khăn (hợp đồng chế tạo hợp kim nha khoa với DETEC).

Những đóng góp mới của đề tài:

- Phát triển một sản phẩm hợp kim nha khoa mới-vật liệu y sinh ở Việt Nam.

- Phát triển được cơ sở lý thuyết về đường lỏng, đông đặc, kết tinh hợp kim đạt được nhiệt độ chảy của hợp kim thấp hơn nhiệt độ chảy của các

kim loại tạo ra hợp kim theo công nghệ luyện chảy-nhúng-tan.

Các sản phẩm cụ thể: 1,5 kg thỏi hợp kim nha khoa Ni(73-76%)-Cr(16-17%)-Mo(5-6%Mo)-Ti(3,5-4%)-Cu,Al tương đương mức Talladium CE 0197 của Ý



Hình 2.18. Các thỏi sản phẩm hợp kim Ni76Cr15Mo5Ti4CuAl



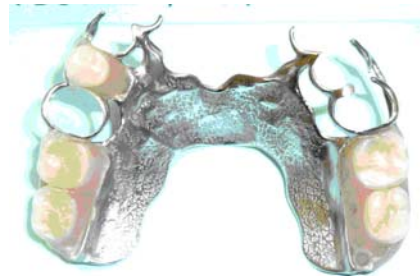
Hình 2.19. Các phôi đúc mẫu chảy mẫu, cầu răng sứ



Hình 2.20. Các sản phẩm mẫu, sườn hàm răng sứ từ hợp kim đúc Ni-Cr-Mo-Ti



a) Sau đúc khô sáp



b) Sau đúc răng sứ

Hình 2.21. Hàm khung răng sứ hợp kim Ni76Cr15Mo5Ti4CuAl

3. Vật liệu y sinh trong kỹ thuật chỉnh hình xương

3.1. Cấu trúc của xương

Xương người gồm có các thành phần hóa sau:

-70% chất khoáng

+Hydroxyapatit

$(Ca,Mg,Na)_{10}(PO_4,CO_3)_6(OH)_2$

+ hoặc cacbonat apatit

-30% chất hữu cơ

+Collagen~ 95%

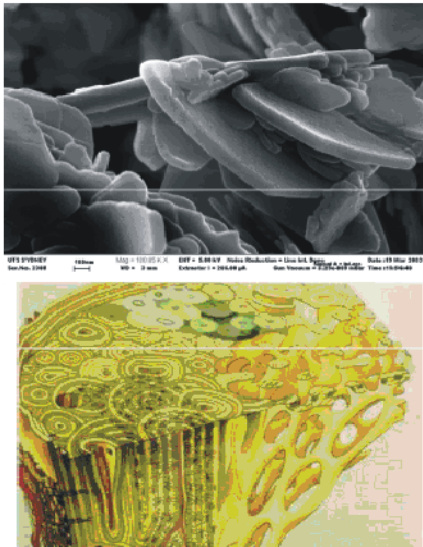
+Protein~ 5% + Các tế bào~2%+và H₂O

Các vị trí xương trong cơ thể người cần được chỉnh hình trong kỹ thuật chấn thương chỉnh hình xem hình 3.2.

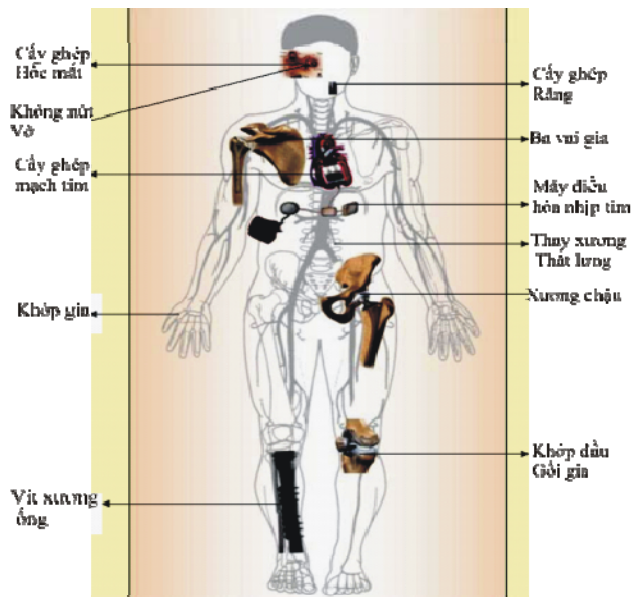
Con người phát triển luôn có nhu cầu chỉnh sửa, phục hình răng, xương không chỉ khi ốm, đau, thương tật mà cả trong nhu cầu thẩm mỹ. Vì con người sinh ra và lớn lên phải tuân theo một vòng đời “sinh, lão, bệnh, tử”, người già rụng răng cần thay, thoái hóa xương cần cấy ghép thay thế

mới..., người trẻ bệnh tật, tai nạn, chấn thương (đặc biệt là chiến tranh) cần chấn thương chỉnh

hình xương rất nhiều nên nhu cầu về kim loại và hợp kim y sinh mãi mãi là rất lớn.



Hình 3.1. Cấu trúc của xương khủy tay

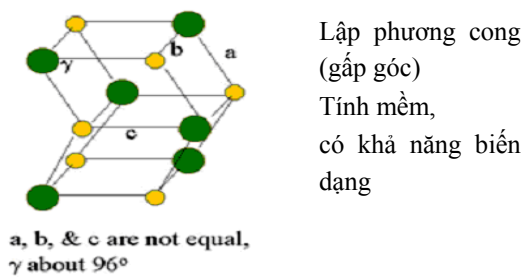
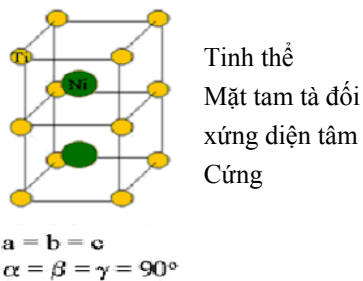


Hình 3.2. Các vị trí xương chính hình tính nhớ hình, có tính đàn hồi, tính bền sinh học và không bị ăn mòn.

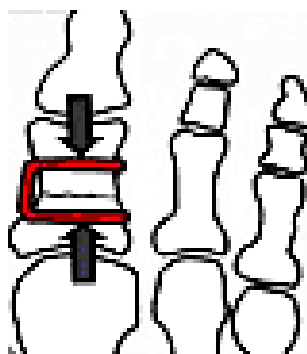
3.2. Hợp kim Nitinol cho chỉnh hình xương

Đặc tính cấu trúc hợp kim: Nickl (Ni), Titan (Ti) và hợp kim nikencó khả năng thoát đặc

Vị trí khủy xương chân được cấy ghép được cho thấy ở hình 3.4. Các sợi, ống và nẹp, bó xương bằng hợp kim Nitinol cho thấy ở hình 3.5.



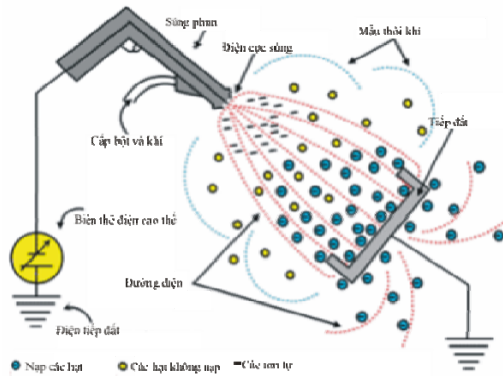
Hình 3.3. Cấu trúc tinh thể Nitinol trước và sau biến dạng nhớ hình



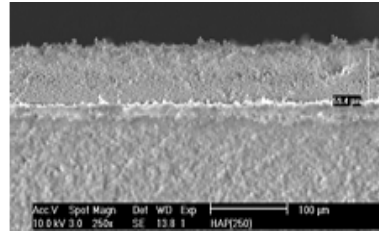
Hình 3.4. Vị trí khủy xương đùi được nẹp cứng cấy ghép,



Hình 3.5. Các sợi, ống và nẹp, bó xương trong cấy ghép



Hình 3.6. Thiết bị phun phủ HAP lên hợp kim cấy ghép



Hình 3.7. Ảnh SEM cấu trúc lớp phủ nano HAP lên nền hợp kim titan dày ~59.4 μm và lớp phủ ~ 20 μm

Nhược điểm cơ tính chính của HAP là giòn và có độ dẫn nở thấp làm cho không đạt được các thông số khô của xương người. Từ những nguyên nhân này nên các chi tiết cấy ghép vào xương cần gọn, nhỏ, sử dụng ở những vị trí chịu tải cơ học thấp hoặc là trong thể composit với mạng tinh thể kim loại.

3.3. Hydroxyapatit

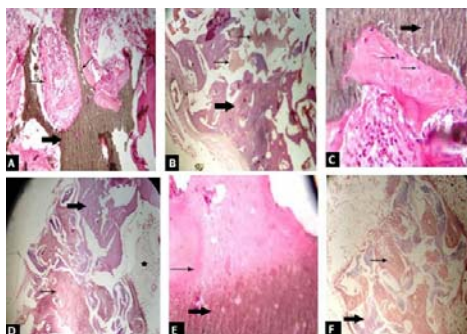
3.3.1. Tính chất vật liệu

Để làm giảm và loại bỏ ảnh hưởng bất lợi của các hợp kim y sinh khi cấy ghép vào xương như stress khi va đập, khi vặn vít, khoa học ngày nay đã phát triển và tìm ra được các vật liệu chủ động (hoạt tính) và thụ động sinh hóa để phủ lên bề mặt hợp kim y sinh. Một trong những chất đang được nghiên cứu rộng rãi và bàn luận sôi nổi là hydroxyapatit ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$)-HAP.

Đặc biệt với kỹ thuật cấy ghép-vít vào xương (implant), thì bề mặt hợp kim đưa vào cấy ghép thường phải được biến tính để tăng độ dẫn xương, độ bám dính và lớn cùng ổn định giữa kim loại cấy ghép với xương.

HAP là hợp chất cấy ghép vào xương người quan trọng vì cấu trúc của xương người giống như HAP nên nó rất tương thích với mô, có đặc tính bền chắc sinh học, hoạt tính sinh học và nó giúp cho quá trình vít chặt vào xương.

Cấu trúc bề mặt phun phủ:

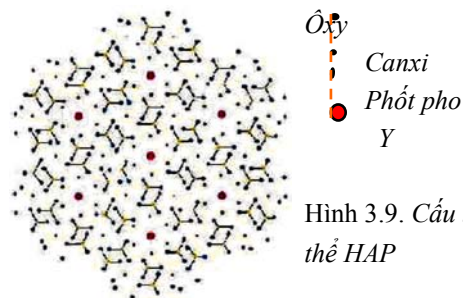


Hình 3.8. Ảnh hiển vi quang học của HA/β-TCP được phẫu thuật vào xương ống sau 4, 8, 12 tuần, cho thấy sự hình thành xương mới ở tất cả các hình chất xeno theo mũi tên đậm ở các hình A,C,E

3.3.2. Công nghệ sử dụng HAP

Để phủ HAP lên hợp kim người ta dùng thiết bị phun phủ như ở hình 3.6.

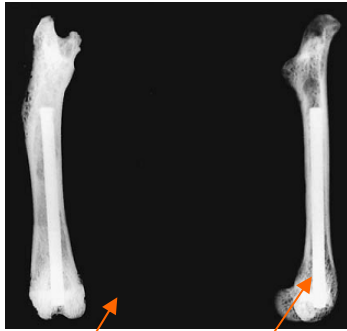
Chuyển hóa tương thích sinh học của HAP trong cơ thể người khi được cấy ghép xem hình 3.8. Cấu trúc của lớp phủ hydroxyapatit được cho thấy ở hình 3.9.



Hình 3.9. Cấu trúc tinh thể HAP

3.4. Cây ghép hợp kim vào xương

Xương ống đùi được cấy ghép hợp kim Ti có phủ HAP xem hình 3.10. Kết quả vít ghép hợp kim y sinh được cho thấy ở hình 3.11.



Xương ống chân Hợp kim Ti+HAP

Hình 3.10. cây ghép hợp kim titan vào xương được vít, ghép hợp kim titan.



Hình 3.11. Các bộ phận răng và xương ống chân có phủ HAP

4. Kết luận

- Hợp kim y sinh sử dụng trong kỹ thuật nha khoa để phục hình răng và trong chấn thương chỉnh hình xương ngày nay đã phát triển và có nhiều thành tựu, sáng chế, phát minh mới.
- Những vật liệu y sinh cổ xưa đã không đáp ứng những yêu cầu và điều kiện y sinh nên đã không còn được sử dụng.
- Các hợp kim nền titan là các hợp kim rất thích hợp cho cấy ghép, phục hình răng.
- Các hợp kim nền niken-titan là các hợp kim có những tính năng vật liệu ưu việt, đáp ứng các tương thích và hoạt tính sinh học khi cấy ghép vào xương.

- Các hợp kim nền niken-crôm là các hợp kim phổ biến đáp ứng các tương thích y sinh và hoạt tính sinh học khi cấy ghép vào răng, đáp ứng các yêu cầu vệ sinh và thẩm mỹ, có tính kinh tế, được quảng đại sử dụng.
- Hợp kim nitinol với chất phủ biến tính hydroxyapatit sẽ đáp ứng tất cả các yêu cầu, đòi hỏi và điều kiện y sinh khi cấy ghép chỉnh hình xương và làm tốt lên độ ổn định, xít chặt và tuổi thọ lâu bền của hợp kim trong cơ thể.

Tài liệu tham khảo

1. Tô Duy Phương, Báo cáo khoa học tổng kết đề tài “Nghiên cứu công nghệ chế tạo hợp kim nha khoa niken-crôm-molybden-titan” Viện KH&CN Việt Nam 2008-2009
2. Tô Duy Phương, Báo cáo khoa học tổng kết đề tài “Nghiên cứu chế tạo hợp kim NiCrMoTi làm vật liệu chấn thương chỉnh hình nha khoa”, Viện Khoa học Vật liệu 2006
3. Wylie C M, Shelton R M, Fleming G J, Davenport A J. *Corrosion of nickel-based dental casting alloys* [J]. Dental Materials, 2007, 23: 714–723.
4. Geis-Gérstorfer J, Sauer K H, Pasler K. *Ion release from Ni-Cr-Mo and Co-Cr-Mo casting alloys* [J]. International Journal of Prosthodontics, 1991, 4: 152–158.

5. Goff A H L, Joiret S, Abourazzou K D. *Raman investigation of crevice corrosion in Ni-Cr dental alloys containing Be* [J]. *Electrochimica Acta*, 1998, 43: 53–62.
6. Bumgardner J D, Lucass L C. *Surface analysis of Ni-Cr dental alloys* [J]. *Dental Materials*, 1993, 9: 252–259.
7. Pan J, Geis-Gerstorfer J, Thierry D, Leygrff C. *Electrochemical studies of the influence of beryllium on corrosion resistance of Ni-25Cr-10Mo cast alloys for dental applications* [J]. *Journal of Electrochemical Society*, 1995, 142: 1454–1458.
8. Huang H H. *Surface characterization of passive film on NiCr based dental casting alloys* [J]. *Biomaterials*, 2003, 24: 1575–1582.
9. Liu L, Li Y, Wang F. *Influence of microstructure on corrosion behaviour of a Ni-based superalloy in 3.5wt.% NaCl* [J]. *Electrochimica Acta*, 2007, 52: 7193–7202.
10. Hodgson A W E, Kurz S, Virtanen S, Fervel V, Olsson C O A, Mischler S. *Passive and transpassive behavior of CoCrMo in simulated biological solutions* [J]. *Electrochimica Acta*, 2004, 49: 2167–2178.
11. Kocijan A, Milosev I, Pihlar B. *Cobalt-based alloys for orthopedic applications studied by electrochemical and XPS analysis* [J]. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*, 2004, 15: 643–650.
12. Dee KC, Puleo DA, Bizios R. *An introduction to tissue-biomaterial interactions*. New York: Wiley-Liss 2002; pp. 53-88.
13. Park JB. *Biomaterials science and engineering*. Plenum. New York: Wiley-Liss 1984; pp. 193-233.

DEVELOPMENT OF BIOMEDICAL SUPERALLOYS FOR DENTAL RESTORATION AND ORTHOPEADIC TECHNIQUE OF BONES

Abstract

This paper presents on the results of research, production and applications of metals and alloys in dental and orthopedic application. The subsequent section then explains some of the most basic methods of research and production processing, and utilisation of biomedical metals and alloys. Biomedical superalloys are not only for applying in dental use, but also use for bone orthopaedics developing with promising results. Especially, Titanium has many useful features including low specific gravity, half that of nickel, excellent corrosion resistance and strength, high biocompatibility, and non-magnetic properties useful for orthopaedic application. The alloys such as Ni-Cr, Ni-Ti, Ti-Al-V, Co-Cr were investigated and resulted utilization in this paper.

Keywords: *Dental Superalloys, Medical application, Titanium, Nickel, Corrosion resistance, Biocompatibility, Orthopaedics*