

METALİK BİYOMALZEMELERDE SON GELİŞMELER

Şevki Yılmaz GÜVEN¹, Kamil DELİKANLI²

¹S.D.Ü. Müh.Mim.Fak.Makina Müh.Bölümü- ISPARTA
E-Posta: syguven@mmf.sdu.edu.tr

² S.D.Ü. Müh.Mim.Fak.Makina Müh.Bölümü- ISPARTA
E-Posta : kdelikan@mmf.sdu.edu.tr

Özet

Günümüzde büyük gelişmelerin olduğu bir bilim dalı da "Biyomalzeme Bilimi" dir. Biyomalzemeler temel olarak tıbbi uygulamalarda kullanılmakla birlikte biyoteknoloji alanında da kullanılmaktadır.

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek amacıyla kullanılan doğal yada sentetik malzemelerdir. Biyomalzemeler, sürekli olarak veya belli bir süre için vücut içinde akışkanlar ile temas halindedir. Vücudun bu malzemelere karşı verdiği tepkiler son derece faklıdır.

Son yıllarda, biyomalzeme/doku etkileşimleri üzerine önemli çalışmalar yapılmıştır. Vücudun doğal dokularının yeniden yapılanmasını sağlayacak ve vücut sıvıları ile uyumlu biyomalzemeler geliştirilmektedir.

Metal ve alaşımlarının biyomalzeme alanındaki payı büyüktür. Metalik biyomalzeme üretiminde çeşitli malzemeler ve soy metaller kullanılmaktadır. Kristal yapıları, üstün mekanik özellikleri ve vücuda uyum göstermeleri bakımından metalik biyomalzemeler çok kullanılmaktadır. Geniş olarak kullanım alanları ortopedik uygulamalar ve diğer cerrahi uygulamalardır.

İnsan vücudundaki çeşitli iyonlar, metalik malzemeler için korozif bir ortamdır. Uygun seçilmeyen bir metalik malzeme vücutta korozyon sonucu çözünmekte ve doku içerisine girerek zarar vermektedir.

Bu çalışmada; insan vücudunda kullanılan metalik biyomalzemeler, bunların zamanla ortaya çıkan uyumsuzlukları ve metalik biyomalzemelerdeki son gelişmeler ele alınmıştır.

Anahtar Terimler: Biyomalzeme ,biyoteknoloji, implant,

Abstract

In these days, a branch of science occurring in the great developments is biomaterial science. Biomaterials are mainly used in the medical practices, besides that they are being used in the biotechnological areas.

Biomaterials, which are used for supporting or performing the functions of live tissues in human bodies, are natural or synthetic materials.

Biomaterials are touched on the fluids in the body for a definite period or continually. Reactions, which are occurred in the body to these materials, are extremely different.

In recent years, important Works have been done in the influence of biomaterials/tissue. Biomaterials are being developed with the body liquids harmonically and by providing the natural tissues of body being creative again.

Metal and its alloys are of great importance in the biomaterial area. Several materials and noble materials are being used in the production of metallic biomaterials.

Metallic biomaterials are being used so much from the point of view of showing harmony to the body and crystal structures, and the excellent mechanical characters, widely they are used in the orthopedic practices and other surgical practices.

Various ions in human body are a corrosive environment for metallic materials. An unsuitable metallic material decomposes in the body as a result of corrosion and damages it by participating in the tissue.

In this study, metallic biomaterials which are used in human body, in the course of time occurred their inharmonies and the most recent developments in metallic biomaterials have been studied.

Key Words: Biomaterial, biotechnological, implants

1. GİRİŞ

Biyomalzemelerin tarihçesi çok eskilere dayanmaktadır. Örneğin 1880 'de fildişi protezler vücuda yerleştirilmiştir. Günümüzde "Biyomalzeme Bilimi" nde, büyük ilerlemeler kaydedilmiştir. Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların ve organların fonksiyonlarını yerine getirebilmeleri veya onları desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da yapay malzemelerdir. Biyomalzemeler, temel olarak tıbbi ve biyoteknolojik alanlarda kullanılmaktadır. Tıp alanındaki ilerlemeler, implantların kullanımını yaygınlaştırmıştır.

Tıbbi uygulamalarda kullanılan en önemli biyomalzemeler, bazı metal ve alaşımlarından üretilen metalik biyomalzemeler, biyoseramikler, polimer biyomalzemeler ve kompozit malzemelerdir[1]. Özellikle nanoteknoloji, bilişim teknolojileri ve imalat yöntemlerindeki (hızlı prototipleme) gelişmelere paralel olarak mükemmel biyomalzemelerin geliştirilmesine çalışılmaktadır[2].

Dokulara göre pH değeri 1 ila 9 arasında değişen vücut akışkanları ile sürekli olarak veya zaman zaman temas halindedir. Bu sebeple biyomalzemelerin korozyon dayanımları büyük önem taşımaktadır. Günlük aktiviteler sırasında çeşitli gerime değerlerine maruz kalırlar. Vücudun bu malzemelere verdiği tepkiler de farklı olmaktadır. Bazı malzemeler vücut tarafından kabul görürken bazıları da reddedilebilmektedir. Dolayısı ile implant malzemelerin bu değişken koşullara dayanıklı olması ve biyoyumluluk göstermesi gerekmektedir. Biyoyumluluk bir biyomalzemenin en önemli özelliğidir. Biyoyumluluk; kullanım sürecinde malzemenin, vücut sistemine uygun cevap verebilme, vücutla uyuşabilir, kendini çevreleyen dokuların normal fonksiyonlarına engel olmama ve iltihaplanma oluşturmama yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Biyoyumluluğu en yüksek olan biyomalzemeler, metaller, seramikler, polimerler ve kompozitlerdir[1].

Biyomalzemelerin kullanım yerlerine göre uygun özellikleri taşıması gerekmektedir. Ortopedik uygulamalarda biyomalzemelerin, mekanik dayanımlarının olması, vücut sıvılarını bünyelerine alıp şişmemeleri, deforme olmamaları, korozyona uğramamaları, aşınmamaları, alerjik reaksiyonlara neden olmamaları ve zehirli ürünler salgılamamaları, kolay şekillendirilebilir olmaları ve sterilizasyon işlemlerinde özelliklerini bozmamaları da büyük önem arz etmektedir.[1,2,3].

Metallerin, sağlamlıkları, şekillendirilebilir olmaları ve aşınmaya dayanıklı olmaları bazı uygulamalarda tercih nedeni olmakla birlikte biyoyumluluklarının az olması, korozyona uğrayabilmeleri, dokulara göre çok sert olmaları, yoğunluklarının yüksekliği ve metal iyonu vererek alerjik doku reaksiyonlarına sebep olmaları da kullanım alanlarını sınırlamaktadır[1].

Metal protezlerin biyoyumluluğu, vücut içersinde korozyona uğramaları ile ilgilidir. Korozyon, metallerin çevreleri ile istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunması ve hasara uğraması olarak tanımlanabilir. Daha da önemlisi, korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar vermektedir. İnsan vücudundaki akışkanlar; su, çözünmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar içerir. Bu nedenle, insan vücudu, biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça korozif bir ortamdır[1,2].

Biyoseramik malzemelerin biyoyumlulukları yüksek olup, vücut sıvılarının etkilerine karşı dayanıklı olmalarının yanında, mekanik özellikleri düşük, kırılğan, esnek olmayan ve yoğunluğu yüksek malzemelerdir. Biyoseramiklerden biri olan ve klinikte en çok kullanılan; Hihroksiapatit (HA), kemik dokusunun inorganik yapısını oluşturan kalsiyum fosfat esaslı bir seramik olup, biyoyumluluğu nedeniyle yapay kemik olarak çeşitli protezlerin yapımında, çatlak ve kırık kemiklerin onarımında ve metalik biyomalzemelerin kaplanmasında kullanılmaktadır[2]. Kalp-damar sistemi ve genel plastik cerrahi malzemeleri de biyoyumluluğu yüksek olan polimerlerden üretilmektedir. Keza, biyokompozit malzemelerin de biyoyumlulukları yüksektir.

Biyomalzemelerin; iskelet sistemi, eklemler, kemik dolgu malzemesi, yapay tendom ve bağları, diş implantları, kalp kapakçıkları, kan damarı protezleri, yapay kalp vanaları, duyu organları gibi daha bir çok tıbbi sahada uygulamaları bulunmaktadır[1]

2. METALİK BİYOMALZEMELER

Günlük aktiviteler sırasında, insan vücudundaki kemikler yaklaşık 4 MPa, tendonlar ise 40-80 MPa değerinde gerilmelerin etkisinde kalmaktadır. Çok hareketli durumlarda ise, bir kalça eklemine vücut ağırlığından 3-10 kat daha fazla yük gelebilmektedir. Biyomalzemelerin bu tür zor şartlara dayanıklı olması gerekmektedir. Metalik biyomalzemeler, kristal kafes yapılarının ve atomlararası sağlam metalik bağlarının olması sayesinde üstün mekanik özelliklere sahiptirler. İnsan vücudunda kullanılmak üzere, 1938 yılında üretilen ilk alaşım, " Sherman- Vanadyum Çeliđidir". Kemik kırıklarında plaka ve vida malzemesi olarak kullanılmıştır. Bu alaşımın vücut içersinde korozyona uğradığı ve sağlık açısından sakıncalar yaratması üzerine 1960 ' lardan sonra kullanılmamıştır[1].

Metalik biyomalzemeler, yüksek gerilmelere dayanıklı implantların kullanımını mümkün kılmaktadır. Metalik biyomalzemelerin, fiziksel, kimyasal ve biyolojik özellikleri büyük önem arz etmektedir. Ayrıca, metalik biyomalzemelerin yorulma dayanımları yüksek, uygun elastik modüllü, insan kemiği gibi izoelastik , yüksek çekme ve akma gerilmeli, kırılmada yeterli uzamaya sahip, kırılma tokluğu yüksek ve aşınmaya dayanıklı olma özellikleri vardır [3].

İnsan vücudunda kullanılan metalik implantların yüzeylerinde oluşan pasif filmler, yüzeydeki oksitlenme reaksiyonlarını yavaşlatmakta, vücut sıvısı içinde metalin, minimum düzeyde çözünmesini sağlamakta ve vücut içinde kullanım süresini de uzatmış olmaktadır[4].

Metalik biyomalzemeler, ortopedik uygulamalarda eklem protezi, kemik yenileme malzemesi, yüz ve çene cerrahisinde, diş implantlarında, yapay kalp parçalarında, kalp kapakçığında, kateter, fiksator malzemesi olarak, bel kemiği enstrümantasyonlarında, metal parçalarda, vidalarda, delikli vidalarda, vida pullarında, çivilerde, fiksator tellerinde, kalça plaklarında, anatomik plaklarda, açılı plaklarda, ve vücuda yerleştirebilir cihazlarda v.b. yerlerde kullanılmaktadır[1,5].

Bugün için, metalik biyomalzemeler olarak en fazla uygulama alanı bulan metal ve alaşımları; paslanmaz çelikler, titanyum ve titanyum alaşımları, kobalt-krom alaşımları, tantal alaşımları, nikel-titanyum alaşımları, amalgam ve altın'dır. Platin, tantal ve zirkon gibi elementlerin mekanik dayanımlarının düşük olması nedeniyle implant olarak kullanım alanları sınırlıdır. Yük taşıyıcı olarak en yaygın olarak kullanılan metalik malzemeler, paslanmaz çelikler, Co-Cr-Mo alaşımları ile titanyum ve titanyum alaşımlarıdır.[1-4].

2.1 Metalik Biyomalzemelerin Mekanik Özellikleri

Metalik implantların mukavemeti ve elastisite modülü, kemiğin mukavemetinden çok daha yüksektir[1,3]. Metalik biyomalzemelerin elastisite modülleri çok yüksek (316L paslanmaz çelikte 200 GPa, titanyumda 110 GPa) seviyelerde iken, insan kemiğin de bu değer 10-15 GPa dır[4,6] Bu mekanik uyumsuzluk, implantların yapısal olarak insan kemiğinden daha sert olmasına sebep olur. Elastisite modülü, insan kemiğine daha yakın olan alaşımlar daha az gerilme taşır. Metallerin sünek özellikte olmaları, onlara dövülebilme, tel çekilebilme özelliği kazandırmakta ve implantların şekillendirilmesini kolaylaştırmaktadır.

Metalik biyomalzemelerin rijitliği, elastisite modülleri ile ilgilidir. Paslanmaz çeliğin elastisite modülü titanyuma göre daha yüksek olduğu için paslanmaz çelik, titanyuma göre daha yüksek rijitliğe sahiptir[5].

Ortopedik uygulamalarda dikkat edilmesi gereken diğer bir husus da farklı metallerin birbirleri ile temas etmeleri halinde vücut sıvısı içinde galvanik pil oluşmasıdır. Eğer cerrahi paslanmaz çelik tel, kobalt veya titanyum bazlı alaşım femur parçaya temas ederse galvanik pil oluşur ve galvanik korozyona uğrar[7]. Çizelge 1 de, metalik biyomalzemelerin kimyasal bileşimleri, çizelge 2'de bazı metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri, çizelge 3'de 316 ve 316L paslanmaz çeliklerin mekanik özellikleri verilmektedir.

Çizelge 1. Metalik Biyomalzemelerin Kimyasal Bileşimleri [8]

Biyomalzemeler	Ağırlıkça %									
	Al	Fe	V	C	O	Cr	Ni	Mo	N	Ti
Ti	0.005	0.095	-	0.04	0.056	-	-	-	0.045	kalan
Ti-5Al-4V	4.88	0.021	3.72	0.048	0.175	-	-	-	0.0153	kalan
Ti-6Al-4Fe	6.12	3.87	-	0.18	0.26	-	-	-	0.035	kalan
Paslanmaz Ç.V ₄ AS	-	kalan	-	0.03	-	16.5- 18	10.5- 13	2-2.5	-	-
Paslanmaz Ç.V ₂ AS	-	kalan	-	0.03	-	-	9-11	-	-	0.05
Paslanmaz Ç.DIN 14571	-	kalan	-	0.08	-	-	10.5- 13.5	2-3	-	0.4

Çizelge 2. Metalik Biyomalzemelerin Mekanik Özellikleri [3]

Malzeme	En yüksek Çekme Gerilmesi (MPa)	Yorulma Dayanımı* (MPa)	Kırılma Uzaması (%)	BF (*10 ⁻³)
CrNi-çelikleri	490-690	200-250	> 40	1-1.2
CoCr- alaşımları	800-1200	550-650	8-40	1.5-2.3
Saf Ti	390-540	150-200	22-30	1.4-1.9
Ti6Al4V	930-1140	350-650	8-15	3.0-5.6

*- dönmeli eğme yorulması

Çizelge 3. 316 ve 316L Paslanmaz Çeliklerin Mekanik Özellikleri[5]

Malzeme	Min.Çekme Dayanımı [MPa]	Min, Akma Dayanımı [MPa]
Tavlanmış (316)	515	205
Soğuk Bitirilmiş (316)	620	310
Soğuk İşlenmiş (316)	860	690
Tavlanmış (316L)	505	195
Soğuk Bitirilmiş (316L)	690	295
Soğuk İşlenmiş(316L)	860	690

Çizelge 4' de farklı yüklemelerde biyomalzemelerin uygulanabilirlikleri gösterilmektedir.

Çizelge 4. Farklı yüklemelerde biyomalzemelerin uygulanabilirlikleri [3]

Yükleme Çeşidi	Metal	Seramikler	Polimerler
Statik Yüklenme			
Çekme	↑	↓	→
Basma	↑	↑	→
Eğme	↑	↓	→
Burulma	↑	↓	→
Dinamik Yüklenme			
Çekme-Basma	↑	↓	→
Çekme	↑	↓	→
Basma	↑	↑	→
Eğme	↑	↓	→
Darbeli Yüklenme			
	↑	↓	→
↑ -uygun ↓ -- uygun değil → - düşük gerilmelerde uygun			

Metalik biyomalzemelerin biyofonksiyonellikleri; yorulma dayanımının, elastisite modülüne oranı ile tanımlanmaktadır. Metalik biyomalzemelerin biyofonksiyonellikleri (BF), eşitlik (1) de görülmektedir [3].

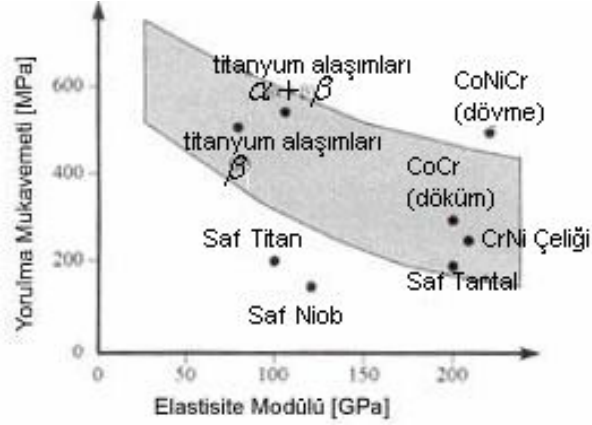
$$BF = \sigma_f / E \quad (1)$$

Burada :

σ_f : yorulma dayanımı (MPa)
E : elastisite modülü (MPa)

Titanyum alaşımlarının biyofonksiyonelliklerinin yüksek olması, düşük elastisite modülüne sahip olmasından kaynaklanmaktadır. β - stabilizatör elementler ile alaşımlandırılarak titanyum alaşımlarında daha küçük elastisite modülü elde edilebilir. Örneğin, β - titanyum grubuna yakın

Ti30Ta alaşımı, saf titanyum ile karşılaştırıldığında elastisite modülünde %80 azalma görülür. Ayrıca, yüksek sıcaklıktan alaşıma su verme ile martenzit bir yapı elde edilebilir. Bu elde edilen yapının elastisite modülü 63 GPa' dır. Kompakt kemiğin elastisite modülü ile karşılaştırılabilir bir elastisite modülü elde etmek için gözenekli sinterlenmiş implantlara ihtiyaç vardır. Metalik biyomalzemelerin , biyofonksiyonellikleri Şekil 1 ` de verilmektedir.



Şekil 1. Metalik biyomalzemelerin , biyofonksiyonellikleri [3]

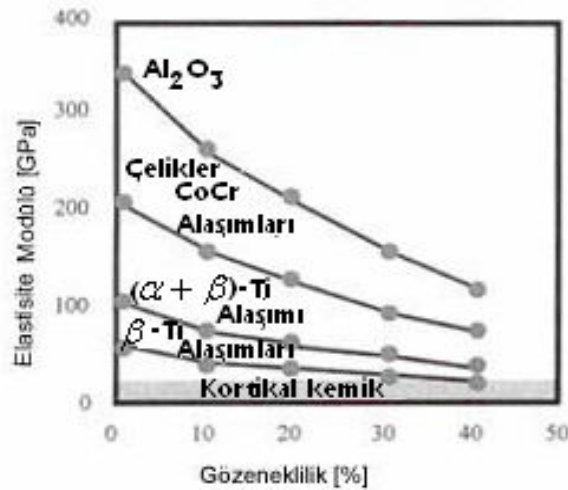
Dayanım ve elastisite açısından metalik biyomalzemeler içinde özellikle titanyum alaşımlarının önemi büyüktür. Paslanmaz çelikler daha az çekme dayanımı ve yorulma dayanımı gösterirler ama yüksek süneklığe sahiptirler. Saf titanyum, tantal ve niob düşük yorulma dayanımına ve kırılmada yüksek uzama değerine sahiptir.

Gözenekliliğin bir fonksiyonu olarak elastisite modülündeki azalma, eşitlik (2) ile hesaplanmaktadır. Şekil 2 ` de, biyomalzemelerin elastisite modülü değerine gözenekliliğin etkisi gösterilmektedir.

$$E_p = E_o (1-1.21 * p^{2/3}) \quad (2)$$

Burada :

- E_p : gözenekli sinterlenmiş malzemenin elastisite modülü (MPa)
- E_o : gözeneksiz malzemenin elastisite modülü (MPa)
- P : gözeneklilik (%)



Şekil 2. Biyomalzemelerin elastisite modülü değerine gözenekliliğin etkisi[3]

Şekil 2 'den, gözenekliliğin artması ile birlikte biyomalzemelerde elastisite modülünün azaldığı ve titanyum alaşımlarının elastisite modüllerinin insan kemiğine en yakın değerlerde olduğu görülmekte. ve arzu edilen izoelastik davranışı göstereceği de beklenmektedir.

Çizelge 4. Metalik biyomalzemelerin implant olarak özelliklerinin karşılaştırılması [9]

Özellikler	Paslanmaz Çelik	Kobalt-Krom	Titanyum
Sertlik	Yüksek	Orta	Düşük
Dayanım	Orta	Orta	Yüksek
Korozyon Dayanımı	Düşük	Orta	Yüksek
Biyouyumluluk	Düşük	Orta	Yüksek

2.2 Metalik Biyomalzemelerin Kimyasal ve Biyolojik Özellikleri

Metalik biyomalzemelerin kimyasal ve biyolojik özelliklerinin, insan vücudundaki organ ve dokular arasında korozyon sonucu oluşabilecek reaksiyonları, insan sağlığı açısından büyük önem taşımaktadır. Vücuttaki metalik bir implantta korozyon oluşursa, metaldeki elektronların akışı, iyonların oluşumu, temas da oldukları doku ve hücrelerde bir harabiyete sebep olur. İnorganik korozyon reaksiyonları ile açığa çıkan metal iyonları böbrek ve karaciğer gibi organlara taşınır ve orada toplanırlar. Buda çeşitli hastalıklara sebep olmakta ve zehirlilik limitinde artışa yol açmaktadır. Organik reaksiyon proteinleri ile bir metalin teması, metali çevreleyen dokuda alerjik iltihaplı reaksiyonlara sebep olmaktadır. İltihaplı hücreler, hidrojen peroksit üretirler ve hidrosil radikaller, çevreleyen dokuda ağır harabiyete sebep olur. Titanyum ve titanyum alaşımları yüksek polarizasyon direnci gösterirler ve korozif etkilere karşı dayanıklı olup, hücreler üzerine olumsuz bir etkisi yoktur. Kobalt, bakır, nikel ve vanadyumda zehirleyici etkiler görülmüştür. Nikel, hücrelerin yaşamını azaltmaktadır. Titanyum ve titanyum alaşımlarının biyolojik özellikleri iyi olup, düşük elektrik iletkenliği vardır. Bu alaşımların oda sıcaklığında, yüzeyinde kısa sürede yoğun bir oksit tabakası oluşmaktadır. Bu oksit tabakası yoğun elektron akışını ve iyonların geçişini önler. Metalik biyomalzemeler için düşük çözünürlük ve yüksek termodinamik denge arzu edilir[3].

2.3 Metalik Biyomalzemeler

Metalik biyomalzemelerin başlıca özelliklerinden önceki bölümlerde geniş bir şekilde bahsedilmiştir. Aşağıda da metalik biyomalzemelerden başlıklar halinde vücut içerisindeki davranışlarından bahsedilmektedir. [1,2,3,7,10]

Cerrahi Paslanmaz çelikler

Cerrahi amaçlı paslanmaz çelikler Fe-Cr-Ni alaşımlarıdır. Krom hem korozyon direncini artırır hem de ısı direnci kazandırır. Daha önceleri kullanılan 18/8 çeliğinin yerini bugün daha çok kullanılan 316L alaşımı almıştır. İmplant malzemesi olarak yaygın biçimde kullanılan 316 ve 316L alaşımlarının iç yapısı ostenittir. 316L daha az karbon içermektedir. Karbon oranı azaltılarak korozyon direnci iyileştirilmiştir. Yüzeyde oluşan kromoksit tabakası pasifleşmeyi sağlayarak, bu çeliğin kullanılabilirliğini yükseltmektedir. Yüzeyde oluşan pasif tabaka, titanyum ve kobalt alaşımlarındaki kadar kuvvetli değildir.

Titanyum Bazlı Alaşımlar

Titanyum, 316L paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarına göre daha hafiftir. En çok Ti6Al4V alaşımı kullanılmaktadır. Titanyumun biyolojik uygunluğu, korozyon direncinin yüksek oluşu ve elastisite modülünün kemiğin elastisite modülüne yakın olması sebebi ile uzun ömürlü implantlara imkan sağlamaktadır. Yoğunlukları düşüktür (4.5 g/cm^3) Isıl işlemle özellikleri iyileştirilebilir.

Kobalt Bazlı Alaşımlar

Bu alaşımlar, kobalt-krom ve kobalt-krom-nikel-molibden alaşımlarıdır. Ağırlıkça % 65 kobalt içerirler. Molibden ince taneli bir yapı sağlayarak mekanik özellikleri iyileştirmektedir. Co-Cr-Ni-Mo ve Co-Cr alaşımı, Diz ve kalça gibi daha çok yük taşıyan eklem yerlerindeki protezlerde kullanılmaktadır. Elastisite modülü paslanmaz çelikten daha büyüktür. Co-Cr-Mo alaşımı döküm alaşımıdır, daha ince taneli bir iç yapı elde etmek için molibden ilave edilmiştir. Molibden ilavesi ile dayanımı yükseltilmiştir. Krom da, katı çözelti yaparak dayanımı arttırır. Sıcak dövülerek şekillendirilen Co-Cr-Ni-Mo alaşımının üstün aşınma, yorulma ve çekme dayanımı vardır. Yorulma dayanımı da Ti 550 alaşımından daha üstündür. Dökme ve dövme alaşımları yüksek korozyon direncine sahiptir.

Tantal Bazlı Alaşımlar

Tantalın elastiklik modülü kemiğin elastiklik modülüne yakındır. Korozyona direnci ve biyolojik uyumu çok iyidir. Aşırı derecede gözenekli yapıda kullanılan bir implant malzemesidir. Mekanik dayanımı düşüktür. Alaşımlama ile mekanik özellikleri artırılabilir. Yoğunluğunun yüksek olması kullanımını kısıtlamaktadır. En önemli uygulaması plastik cerrahisinde ameliyat ipliği olarak kullanımınıdır.

Dental Amalgam

Amalgam, bileşenlerinden biri cıva olan alaşımdır. Diş dolgu malzemesi olarak kullanılır.

Diğerleri : Altın , Platin ve Nikel-Titanyum Alaşımı

Altın soy bir metal olup, korozyon direnci yüksektir. Alaşımlama ile mekanik özellikleri yükseltilmektedir. Dişçilikte kaplama malzemesi olarak kullanılır. Platinin. korozyon direnci yüksektir, ama mekanik özellikleri düşüktür. Platin ve diğer soy metaller kalpte atınımların başlamasını uyaran otonom merkezde elektrod olarak kullanılmaktadır. Ni-Ti alaşımları, şekil hafızalı alaşımdır. Diş köprüleri, kafatası damar bağlantılarında, yapay kalp kası ve ortopedik protezlerde kullanılır.

5. KAYNAKÇA

- [1] Gümüşderelioğlu, M., "Tibbin Geleceği Biyomalzemeler", Bilim ve Teknik Dergisi, 2-4, 2002
- [2] Pasinli, A., "Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler" Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi 2004(4), 25-34, 2004
- [3] Biehl, V., Breme, J., "Metallic Biomaterials", Mat.-wiss.u.Werkstofftech.32,137-141, 2001
- [4] Çakır, A., "İnsan Vücudunda Kullanılan Metalik İmplantların Dünü ve Bugünü", 8th. International Metallurgy and Materials Congress, 1131-1137, 1995
- [5] University of Aberden, "Metallic Instrumentation", Biomaterials-From Concept to Clinic, www.abdn.ac.uk/physics/px4007/2004/spinal3.hti - 14k, 2004
- [6] Bilçen, M., Kurt, M., "Kırık Kemik Tedavilerinde Kullanılan Fiksatorlerin Mekanik Özellikleri ve Üç Değişik Malzemeden Yapılmış Halk Tipi Fiksatorlerin Mekanik Testleri", Mühendis ve Makine, Cilt 46, Sayı: 543, 29-38, 2005
- [7] Corces, A., "Metallic Alloys", medicine instant Access to The minds of Medicine, Section 1 of 11, 2004
- [8] Demetroscu, I., Popescu, B., "Aspects of Metalic Biomaterials Degradation in Various Simulated Biological Fluids", Europcan Cells and Materials, Vol.5, Suppl., 7-9, 2003
- [9] www.totaljoints.info/orthopaedic_metal_alloys.htm
- [10] Savingy, P., Girovd, E., "Metallic Biomaterials", Kungl Tekniska Högskolan, 11-15, 2002