

Zincire Katılımlı Polimerizasyon;



~ABAABABBBAAABABBA~ Düzensiz Kopolimer

~ABABABABABABABAB~ Düzenli Kopolimer

~AAAAA~AAAAA~AAAAA~ KraftKopolimer

B B
B BBB~BBBB
B
BBB~BBBB

AAA~AAABBB~BBBAAA~AAAA Blok Kopolimer

METALLER

Metaller mekanik dayanıklılık veya elektriksel iletkenlik gerektiği zaman kullanılır. Örneğin bir yapay üst bacak kemiği için bir metal J.ş.ı. da her hangi bir implant malzeme kullanılmaz. Aynı zamanda kalbin çalışmasında da iletken metallerden faydalınılır. Aşağıdaki tabloda bilinen bazı metal ve alaşımların bileşimleri, implant olarak kullanıldığı yerler gösterilmiştir.

Metal veya alaşımlar	bileşimi	Uygulama alanları
Kobalt bazlı alaşımlar	Vitalium:Co:%62.5, Cr:%30, Mo:%5 Elgiloy:Co:%40, Cr:%20, Fe:%16,Ni:%15, Mn:%2	Diş, Ortopedik
Nikel alaşımları	Nitinol: Ni:%55-60,Ti:%40-45	Diş
Platin	Pt:%100	Elektrod,iletken'er
Platin alaşımı	Pt:%90,Ir:%10	Elektrod, iletkenler
Paslanmaz Çelik	Fe:%62-71, Cr:%7-20, Ni:%10-14, Mo:%2-4	Ortopedik,dış,dikiş ipliği, U şek'inde tel.
Tantalyum	Ta:%100	Ortopedik,dikiş ipliği
Tantalyum alaşımı		Elektrod

4. METALİK İMPLANT MALZEMELER

4.1. Giriş

Metaller, yüksek ısı ve elektrik iletkenliği olan, metalik bağlar içeren, sert ve mekanik dayanıklılığı olan malzemelerdir. Biyomalzeme olarak ilk kullanılan malzemelerdir. Daha çok alaşımları biyomalzeme olarak kullanılır. En önemli özelliği sağlam ve yüksek dayanıma sahip olmasıdır. Korozyona uğraması ve üretimin zorluğu nedeni ile alternatif biyomalzemelere kayılmıştır. Metaller kemik sabitleme, kemik plakaları ve vidaları, diş kökü implantları, yapay kalpler gibi alanlarda kullanılan tek ve vazgeçilmez biyomalzemelerdir. Çizelge 4.1'de bilinen bazı metal alaşımlarının uygulama alanları görülmektedir.

Metal ve alaşımı	Uygulama alanları
Bazı kobalt alaşımları (Vitalium, Elgiloy)	Diş hekimliği, ortopedi
Bazı nikel alaşımları (Nitinol)	Diş hekimliği
Platin ve alaşımları	Elektrod iletkenler
Titanyum ve alaşımları	Diş hekimliği, ortopedi, dikiş ipliği
Titanyum ve alaşımları	Ortopedi, dikiş ipliği
Titanyum ve alaşımları	Diş hekimliği, ortopedi, kalp kapakçığı

Çizelge 4.1 Biyomalzeme olarak kullanılan yaygın metaller ve alaşımları

4.2. Biyomalzeme olarak kullanılan metaller ve uygulama alanları

Kobalt dayanıklı alaşımları olarak kullanılır. İster dökme ister dövme (işlenmiş) olsun dayanıklılığı arttırmak için ince taneli olması gerekir. Bunun için molibden eklenir. Dayanıklılığı, sertliği arttığı sürece tel olma özelliği azalır. Gerek dökme gerekse işlenmiş olsun Kobalt alaşımları korozyona karşı dayanıklıdır. Tek dezavantajı eklem yerlerinde kaynak işleme sırasında kullanılır tungsten gazının galvanik korozyona neden olmasıdır. Son yıllarda tungsten gazı yerine elektrolit bombardımanı kullanılmış ve daha iyi sonuçlar alınmıştır. Kobalt alaşımlarının işlenmesinde ısı çok önemlidir. Yüksek ısıda işlenmesi kobalt taneliciliğinin dayanımı azaltır. Çizelge 4.1'de görülen elgiloy örneği bir kobalt alaşımıdır. Aslında saat yayı olarak geliştirilmiştir. Fakat şimdi uyarıcıların iletimi için kullanılmaktadır. Çünkü mükemmel bir esnekliğe sahiptir ve bunu kolay kolay kaybetmez.

Biyomalzeme olarak kullanılan en yaygın kobalt-krom alaşımları ve uygulama alanları şunlardır:

1. Co-Cr-Mo : Kalıba dökülerek malzeme üretilir. Dişçilikte ve yapay eklem parçalarının yapımında kullanılır.
2. Co-Cr-Mo-Ni : Dövülerek işlenir. Co-Cr-Mo alaşımından daha serttir. Kalça, uyluk kemigi gibi hareketli kısımlarda kullanılır.

Titanyum ve alaşımları insan vücuduna en çok uyum gösteren metal malzemelerdir. Bu yüzden son zamanlarda biyomalzeme olarak kullanılmaya başlanmıştır. Bunun nedeni metal yüzeyinde oluşan ve metale bağlanan oksit tabakasının hücre ve biyomalzeme arasında seramik gibi etki göstermesidir ve insan vücuduna kolay uyum sağlamasıdır. Oldukça saf bir metal olan titanyum dayanıklılığı yüksek olmasına rağmen hafif bir metaldir. En çok kullanılan titanyum alaşımı Ti_6Al_4V 'dir. Titanyum yüksek sıcaklıkta oldukça reaktif bir maddedir. Yüksek sıcaklıkta titanyum yüzeyinde titanyum oksit tabakası oluşur. Bu tabaka korozyona karşı koruma oluşturur. Titanyumu eritip şekil vermek için vakuma gereksinim vardır ve inert atmosferde $900^{\circ}C$ 'nin altında çalışması gerekir. Verim gücünü arttırmak için ortama kobalt, nikel ve krom eklenir. Kesme işlemi zor olduğundan kemik uygulamalarında işlenmiş alaşımları kullanılır. Titanyumun özellikle işlenmiş alaşımları diş, kalp kapakçıkları, üst bacak kemikleri için kullanılır. Eldesi ve işlenmesi kobalta göre oldukça zordur. Bu nedenle maliyeti oldukça yüksektir.

Bunların yanında paslanmaz çelik de biyomalzeme olarak kullanılan önemli metallere aittir. Demir, nikel ve kromun bir karışımıdır. Pek çok çeşidi vardır. Yüksek karbon oranı çeliğin içindeki demiri korozyona uğratması nedeniyle düşük karbonlu çelikler tercih edilir. Korozyon gerek metal malzemeye zarar verdiğinden gerekse açığa çıkan maddeler açısından sağlığa zararlı olduğundan tercih edilmez. Korozyonu önlemek için çeliğe krom katılmalıdır. Ancak kromun yüksek miktarda olması da dayanımı azaltmaktadır. Bunu engellemek için çeliğe nikel katılmaktadır. Nikel dayanımı artırır ve sertliği dengeler. Bir nikel alaşımı olan nitinol de bilinen alaşımlardan farklıdır. Her türlü darbe ve mukavemete karşı şeklini muhafaza etme özelliği vardır.

Bunların yanında oldukça pahalı olan asil metaller (altın, platin, paladyum, iridyum) de biyomalzeme olarak kullanılırlar. Bu metaller korozyona oldukça dayanıklı olduğundan elektrotlarda kullanılırlar. Bir sıvı metal olan cıva da diş dolgusu üretiminde kullanılır.

Tüm kaliteli metallere karşı ameliyattan sonra zaman içinde başarısızlık kendini değişik şekilde gösterir. Örneğin mafsallın tümü değiştirildiğinde enfeksiyonların ameliyattan hemen sonra olma olasılığı yüzdesi daha fazladır. Konan biyomalzemenin gevşemesi ya da parçada kırıkların oluşması ameliyatta sonraki zaman içinde ortaya çıkar. Bu zaman implantın şekline, yerine ve işlevine bağlıdır.

4.3. Kobalt Bazlı Alaşımlar

Bu tip alaşımlar Co-Cr alaşımları olarak nitelendirilir. Temelde iki tipi vardır. Bunlardan birincisi; Co-Cr-Mo alaşımı dökümle şekillendirilir, ikincisi ise Co-Cr-Mo-Ni alaşımı sıcak haddeleme ile işlenir.

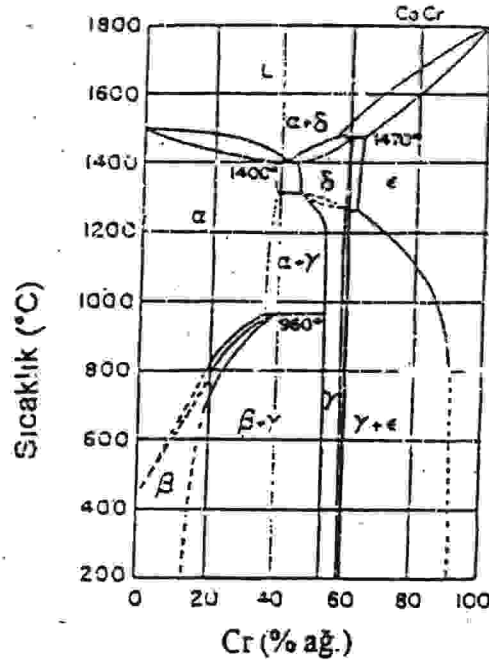
Dökülebilir Co-Cr-Mo alaşımı dişçilik alanında uzun süreden beri kullanılmaktadır. Son zamanlarda ise suni eklem yapımında kullanıldığı görülmektedir. Co-Cr-Ni-Mo alaşımı ise yükün fazla olduğu bacak ve kol eklemlerinde kullanılmaktadır. Tablo 4.2' de iki tip alaşımın bileşimi verilmiştir.

Element	Co-Cr-Mo (F75)		Co-Ni-CR-Mo (F562)	
	Min.	Max.	Min.	Max.
Cr	27.0	30.00	19.0	21.000
Mo	5.0	7.00	9.0	10.500
Ni	-	2.50	33.0	37.000
Fe	-	0.75	-	1.000
C	-	0.35	-	0.025
Si	-	1.00	-	0.150
Mn	-	-	-	0.150
P	-	-	-	0.015
S	-	-	-	0.010
Ti	-	-	-	1.000
Co	Matris			

Tablo 4.2. Kobalt Bazlı Alaşımların Kimyasal Bileşimleri

4.3.1. Kobalt Bazlı Alaşımların Özellikleri

Kobalt bazlı alaşımlardaki temel iki elementten katı çözelti içindeki kobalt miktarı %65'e kadar çıkabilmekte geri kalanı ise Cr'dan oluşmaktadır (Şekil 4.1). Döküm esnasında Mo' nin eklenmesiyle dayanıklılığı yüksek küçük tane ürün elde edilir.



Şekil 4.1. Co-Cr Faz Diagramı

İşlenmemiş Co bazlı alaşımlardan biri olan Co-Ni-Cr-Mo alaşımı MP35N olarak adlandırılır. Bileşiminde ağırlıkça %35 Cr ve Ni bulunur. Yük altında deniz suyu içinde yüksek korozyon direnci gösterir. Soğuk hadde alaşımın dayanıklılığını artırır. Buna karşın büyük boyutlardaki şekil vermeler, soğuk şekil verme yöntemiyle oldukça zordur. Bu yüzden sıcak şekil verme tercih edilir.

Döküm Co-Cr-Mo alaşımı ile işlenmemiş Co-Ni-Cr-Mo alaşımının yüzey aşınma özellikleri aynıdır. Fakat düşük sürtünme özellikleri yüzünden eklem protezlerinde kullanılması tavsiye edilmez. Yüksek gerilme ve yorulma dayanımı nedeni ile işlenmemiş Co-Ni-Cr-Mo alaşımı bu tip özelliklerin arandığı uygulamalarda herhangi bir hasar yada metal yorgunluğu olmadan uzun süreli kullanılabilir. Örneğin; kalça eklemleri protezinde kullanımı uygundur. Vücuda takılan implantın herhangi nedenden dolayı yerinden çıkarılması yukarıda bahsettiğimiz avantajın önemini daha da artırmaktadır. Co bazlı alaşımların mekanik özellikleri Tablo 4.3'te gösterilmiştir.

Özellik	Döküm Co-Ni-Cr-Mo (F75)	İşlenmemiş Co-Ni-Cr-Mo (F562)		
		Çözeltiliye Alma Tavlama	Soğuk İşlem ve Yaşlandırma	Tam Tavlama
Çekme Dayanımı (MPa)	655	795-1000	1790	600
Alma Dayanımı (%0.2), (Mpa)	450	240-655	1585	276
Uzama (%)	8	50	8	50
Kesit Daralması (%)	8	65	35	65
Yorulma Mukavemeti (MPa)	310	-	-	340

Tablo 4.3. Kobalt bazlı alaşımların kimyasal bileşimleri

5. METALİK İMPLANT MALZEMELER

Metaller değişik implant çeşitleri olarak kullanılmıştır. İnsan kullanımı için özellikle geliştirilen ilk metal "Sherman Vanadyum Çeliği"dir; kırılmış kemikler için plakalar ve vidalar yapılmasında kullanılmıştır. Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Mo ve W gibi metaller küçük miktarlarda kullanıldığında vücut tarafından tolare edilebilir. Bu metalik elementler, doğal olarak oluştuğu zamanlarda, bazen hücre fonksiyonları için (Fe) bazen de B12 vitamini sentezi (Co) için hayati önem taşırlar, ancak bu metaller yüksek miktarlarda oldukları zaman vücut tarafından tolare edilemezler. İmplant malzemesinin biyoyumumluluğu son derece önemlidir, çünkü vücudun içerisindeki ortamda korozyona uğrayabilirler. Korozyon sonucunda madde kaybı oluşur, bu da implantın zayıflamasına neden olur; ancak daha önemlisi korozyon sonucu kopan parçalar vücut dokusuna karışıp istenmeyen sonuçlara neden olabilir (Park, 1984).

5.1 Paslanmaz Çelik

İmplant malzemesi olarak kullanılan ilk paslanmaz çelik 18-8 (modern klasifikasyonla tip 302) 'dir ve bu çelik vanadyum çeliğinden daha sağlamdır ve korozyona karşı daha dayanıklıdır. Vanadyum çeliği implant yapımında artık kullanılmamaktadır. Daha sonra 18-9 Mo paslanmaz çeliği üretilmiştir. Tuzlu su korozyonuna karşı dirençli olması için içeriğinde molibden bulunmaktadır. Bu alaşım daha sonraları tip 316 paslanmaz çelik olarak anılmaya başlanmıştır. 1950'lerde 316 paslanmaz çeliğin karbon içeriği %0,08 'den %0,03 'e indirilmiş, böylece klorid solüsyonunda daha iyi korozyon dayanıklılığı elde edilmiştir; bu metal 316 L olarak bilinir (Park, 1984).

Klorid çözeltisinde



Şekil 5.1 Paslanmaz çelik kalça implantı

5.1.1 Paslanmaz çeliğin tip ve kompozisyonları

Krom paslanmaz çeliğin en önemli bileşenidir. Minimum efektif konsantrasyonu %11 'dir. Krom reaktif bir elementtir ancak alaşımları pasifleştirilerek mükemmel korozyon direnci kazanabilir.

Paslanmaz çelik, özellikle tip 316 ve tip 316 L, implant üretiminde en çok kullanılan türdür. Bunlar ısıyla sertleştirilemezler fakat soğuk çalışmayla sertleştirilebilirler. Bu grup paslanmaz çelikler manyetik değildir ve korozyona karşı diğer bütün çeliklerden daha dayanıklıdır.

Molibden eklenmesi tuzlu su korozyonuna karşı koymasına yardımcı olur. ASTM (American Society for Testing Materials) implant üretimi için tip 316 yerine tip 316 L'yi önermektedir (Park, 1984).

Çizelge 5.1 316 ve 316 L paslanmaz çeliklerinin kompozisyonları (Park, 1984)

Element	Tip1	Tip2
Karbon	0.08 max	0.03 max
Manganez	2.00 max	2.00 max
Fosfor	0.03 max	0.03 max
Sülfür	0.03 max	0.03 max
Silikon	0.75 max	0.75 max
Krom	17.00 – 20.00	17.00 – 20.00
Nikel	12.00 – 14.00	12.00 – 14.00
Molibden	2.00 – 4.00	2.00 – 4.00

5.2 Co-Bazlı Alaşımlar

Bu maddeler genellikle kobalt – krom alaşımları olarak anılır. Temelde iki tip vardır; biri Co-Cr-Mo alaşımı; ikinci tip de Co-Ni-Cr-Mo alaşımıdır, genelde sıcak dökümde dövülerek elde edilir. Dökülen Co-Cr-Mo alaşımı onlarca yıldır diş hekimliğinde kullanılmaktadır ve son zamanlarda da protez organ yapımında kullanılmaya başlanmıştır. Dövülmüş Co-Ni-Cr-Mo alaşımı yenidir ve diz ve kalça gibi ağır yük altında kalan protezlerin gövdelerinin yapımında kullanılır (Park, 1984).

5.2.1 Co-Bazlı alaşımların tip ve kompozisyonları

ASTM, cerrahi implant ameliyatları için kullanılabilecek dört tip Co bazlı alaşım önermiştir:

1. Dökülmüş Co-Cr-Mo alaşımı (F76),
2. Dövülmüş Co-Cr-W-Ni alaşımı (F90),
3. Dövülmüş Co-Ni-Cr-Mo alaşımı (F562),
4. Dövülmüş Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe alaşımı (F563).

İlk üç alaşımın kimyasal içeriği çizelgede verilmiştir. Günümüzde, bu dört alaşımdan ikisi implant üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır, dökülebilen Co-Cr-Mo ve dövülen Co-Ni-Cr-Mo alaşımları.

Çizelge 5.2 Co – bazlı alaşımların kimyasal kompozisyonları (Park, 1984)

Element	Co-Cr-Mo (F75)		Co-Cr-W-Ni (F90)		Co-Ni-Cr-Mo (F562)	
	Min	Max	Min	Max	Min	Max
Co	27.0	30.0	19.0	21.0	19.0	21.0
Mo	5.0	7.0	-	-	9.0	10.5
Ni	-	2.5	9.0	11.0	33.0	37.0
Fe	-	0.75	-	3.0	-	1.0
C	-	0.35	0.05	0.15	-	0.025
Si	-	1.00	-	1.00	-	0.15
Mn	-	1.00	-	2.00	-	0.15
W	-	-	14.0	16.0	-	-
P	-	-	-	-	-	0.015
S	-	-	-	-	-	0.010
Ti	-	-	-	-	-	1.0
Co	BALANS					

5.3 Ti ve Ti-Bazlı Alaşımlar

Titanyumun implant üretiminde kullanılması girişimleri 1930'lara kadar uzanır. Titanyumun kedilerin leğen kemiğinde paslanmaz çelik ve Vitallium (Co-Cr-Mo alaşımı) kadar tolare edildiği bulunmuştur. Hafifliği (316 paslanmaz çeliğin 7.9g/cm^3 'üne, dökülmüş Co-Cr-

Mo'nun 8.3 g/cm^3 ve dövülmüş Co-Ni-Cr-Mo'nun 9.2 g/cm^3 'üne karşılık 4.5 g/cm^3) ve iyi mekanokimyasal özellikleri implant uygulamalarında kullanılmasında etkindir (Park, 1984).

5.3.1 Ti ve Ti-bazlı alaşımların kompozisyonları

Cerrahi implant uygulamalarında kullanılabilen dört çeşit alaşımsız titanyum vardır. Saflık oranlarıyla ayrılırlar; oksijen, demir ve nitrojen dikkatle kontrol edilmelidir. Özellikle oksijenin ductility ve güç üzerinde önemli etkisi vardır.

Bir çeşit titanyum (Ti6Al4V) implant üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu alaşımın ana katkı maddeleri alüminyum (5.5-6.5 %) ve vanadyumdur (3.5-4.5 %) (Park, 1984).

Çizelge 5.3 Titanyum bazlı alaşımların kimyasal kompozisyonları (Park, 1984)

Element	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Ti6Al4V
Nitrojen	0.03	0.03	0.05	0.05	0.05
Karbon	0.10	0.10	0.10	0.10	0.08
Hidrojen	0.015	0.015	0.015	0.015	0.0125
Demir	0.20	0.30	0.30	0.50	0.25
Oksijen	0.18	0.25	0.35	0.40	0.13
Titanyum	BALANS				

5.4 Dental Metaller

5.4.1 Dental amalgam

Amalgam, içerdiği metal komponentlerden birisi civa olan alaşımdır. Amalgamın dolgu malzemesi olarak kullanılmasının nedeni; civanın oda sıcaklığında sıvı halde olmasından ötürü gümüş ve kalay gibi diğer metallerle reaksiyona girebilmesi ve dişteki boşluğa doldurulabilecek plastik bir malzeme oluşturmastır, bu malzeme zamanla sertleşir. Dişteki boşluğu doldurmak için, diş hekimi katı alaşımı civayla karıştırır. Ortaya çıkan malzeme şekli değiştirilebilir özelliktedir ve daha sonra dişteki boşluğa sıkıştırılır. Katı alaşım en az % 65 gümüş ve en fazla % 29 kalay, % 6 bakır, % 2 çinko ve % 3 civa içerir (Park, 1984).



Şekil 5.2 Metalik diş implantı

5.4.2 Altın

Altın ve altın alaşımları sağlamlıkları, stabiliteleri ve korozyon dirençleri nedeniyle diş hekimliğinde kullanışlı olan metallerdir. ^{en çok} Altın dolgularında ~~iki yöntem vardır~~ döküm ve çekiçleme. ^{şimdi ise 2 yöntem vardır} Döküm restorasyonlarda diş boşluğunun balmumu kalıbı çıkarılır, ısıya dayanıklı olan jips silika kullanılarak kalıp kopyalanır ve erimiş altın kopya kalıba ^b dökülür. Dolgu hazırlanırken hastaya geçici dolgu yapılır. Döküm restorasyonlarında altın alaşımları kullanılır çünkü saf altına göre daha üstün mekanik özellikleri vardır. Ağırlıkça % 75 yada daha fazla altın veya diğer asal metallerden birini içeren bu alaşımlarda korozyon direnci korunur. Bakır, altınla alaşım yapıldığı zaman dayanıklılığını ciddi şekilde artırır. Platin de dayanıklılığı artırır, ancak % 4 oranından daha fazla eklenemez, yoksa alaşımın erime noktasını aşırı derecede yükseltir. Gümüş, bakırın rengini düzeltmeye yarar. Az miktarda çinko, erime derecesini azaltmak ve erime sırasında ortaya çıkan oksijeni yakalamak için eklenebilir. Farklı kompozisyonlarda altın alaşımları vardır. %83'ten fazla altın içeren yumuşak alaşımlar fazla strese maruz kalmayan iç yüzeylerde kullanılır. Daha az altın içeren daha sert alaşımlar daha çok strese maruz kalan taç kısımlarında kullanılır.

Çekiçlenerek yapılan restorasyonlarda dişteki boşluğun içi saf altın folyolarıyla katmanlar halinde doldurulur. Folyolar dolgu olarak kullanılmadan önce gazdan arındırılır ve katmanları oda sıcaklığında basınçla birbirlerine kaynatılır. Bu tip kaynaklamada, metal katmanlarındaki atomlar bir katmandan diğerine termal difüzyonla geçerek katmanları birbirine bağlar.

Bu prosedürde yakın temas gerektiğinden, mikrop kapmaya karşı dikkatli olunmalıdır. Saf altın yumuşaktır, bu yüzden onun kullanım alanı stres altında kalmayan bölgelerle sınırlıdır (Park, 1984).

5.4.3 Nikel – titanyum alaşımları

Nikel – titanyum alaşımları sıradışı özellikler gösterir, örneğin malzemenin şekli değiştirildikten sonra ısıtılarak tekrar eski şeklini alması sağlanabilir. Bu olaya biçim hafızası efekti denir (BHE). Ni - Ti alaşımının bu özelliği ilk olarak Buehler ve Wiley tarafından A.B.D. Deniz Kuvvetleri Patlayıcı Laboratuvarlarında gözlenmiştir. Ni-Ti alaşımı "Nitinol" oda sıcaklığında sıradışı bir BHE özelliği gösterir. BHE genel olarak termoelastik bir doğaya sahip bir difüzyonsuz martensitik faz transformasyonu ile ilgilendirilebilir. ?

Biçim hafızalı alaşımlar şu implantlarda kullanılabilir: Dental köprüler, intrakranial anorism klipsleri, vena cava filtresi, yapay kalpteki kontraktil yapay kaslar, ortopedik implantlar ve diğer tıbbi cihazlar (Park, 1984).

Çizelge 5.4 Ni – Ti alaşımı telin kimyasal kompozisyonu (Park, 1984)

Element	% Bileşim
Ni	54.01
Co	0.64
Cr	0.76
Mn	0.64
Fe	0.66
Ti	Balans

5.5 Diğer Metaller

Birkaç diğer metal de özel implant uygulamaları için kullanılmaktadır.

Tantal hayvanlarda implant çalışmalarında kullanılmış ve son derece biyouyumluluk gösterdiği görülmüştür. Zayıf mekanik özellikleri ve yüksek yoğunluğu (16.6 g/cm^3) nedeniyle kullanımı plastik cerrahi ve nöro cerrahide ve mesane tümörlerinin tedavisinde sınırlıdır.

Platin ve platin grubundaki diğer metaller korozyona karşı son derece dayanıklıdır ancak zayıf mekanik özellikleri vardır. Korozyona karşı yüksek dirençleri ve düşük eşik seviyeleri nedeniyle genel olarak kalp pili uçlarındaki elektrotların alaşımında kullanılır (Park, 1984).

7. SERAMİK BİYOMALZEMELER

Seramikler ısıya dayanıklı, polikristalin bileşiklerdir; genelde inorganiktirler, silikatlar, metalik oksitler, karbürler ve çeşitli ısıya dayanıklı hibridler, sülfidler ve selenitler içerirler. Al_2O_3 , MgO ve SiO_2 gibi oksitler metal ve ametal elementler içerirler; $NaCl$, $CsCl$ ve ZnS gibi diğerleri ise iyonik tuzlardır. İstisna olarak kovalent bağlar içeren elmaslar ile grafit ve pirolize karbonlar gibi karbonlu yapılar gösterilebilirler. Seramik malzemelerin yapı-özellik ilişkilerini etkileyen önemli etmenler arasında çap oranları ile pozitif ve negatif iyonlar arasındaki rölatif elektronegativite vardır.

Yakın zamanda seramik malzemelere implant malzemesi olarak ilgi gösterilmeye başlanmıştır, bunun nedeni seramiğin bazı uygulamalar için çoklukla istenen özellikleri göstermesidir. Seramikler vücut sıvılarına karşı reaksiyona girmemeleri, yüksek basınç güçleri ve iyi estetik görünüşleri nedenleriyle dişçilikte diş taçı implantı üretiminde bir süredir kullanılmaktadır.

İmplant olarak kullanılabileceği fark edilen bazı karbonlar da özellikle kanla arayüz birimleri kalp kapakçığı gibi ~~uygulamalarında~~ kullanılmaktadır. Fiber olarak gösterdikleri yüksek spesifik kuvvetleri ve biyouyumlulukları dolayısıyla diğer kompozit implant malzemelerinde güçlendirici olarak da kullanılmaktadırlar; özellikle yapay tendon ve ligamentler gibi gerilime maruz kalan bölgelerin uygulamalarında kullanılmaktadırlar. Dental uygulamalarda siyah renk istenmeyen bir özellik olsa da, implant olarak kullanıldıklarında iyi biyouyumluluk ve üretim kolaylığı gibi istenen özellikleri vardır (Park, 1984).

7.1 Seramiklerin Yapı - Özellik İlişkileri

7.1.1 Atomik bağ ve düzenleme

Sodyum (metal) ve klor (ametal) gibi nötr atomlar iyonize olduklarında sodyum bir elektron kaybeder ve klor bir elektron kazanır.



Böylece, sodyum ve klor pozitif ve negatif iyonların güçlü ilişkisini kullanarak iyonik bir bileşik kurabilirler. Negatif yüklü iyonlar elektron kaybı ve kazancından ötürü pozitif iyonlara göre çok daha büyüktürler. İyonun yarıçapı koordinasyon numaralarına göre değişir, koordinasyon numarası ne kadar büyürse yarıçap da o kadar büyür. Örnek olarak, oksijen

iyonu (O^{2-}) nun yarıçapı 4,6 ve 2 koordinasyon numaralarına göre sırasıyla 1.28, 1.40 ve 1.44 Å'dır (Park, 1984).

7.1.2 Fiziksel Özellikler

Seramikler genelde serttir; aslında sertlik ölçümü seramik malzemelere göre kalibre edilir. Elmas Mohr ölçeğinde 10 sertlik endeksiyle en serttir. Talk ise en yumuşaktır, endeksi 1'dir. Alumina (9 sertlik), kuartz (8 sertlik) ve apatit (5 sertlik) orta sertlikte maddelerdir. Seramiklerin diğer bir özelliği yüksek erime noktaları ve ısı ile elektrik iletkenliğinin düşük olmasıdır. Bu özellikler seramiklerin kimyasal bağlarının doğasını yansıtır.

Metaller ve polimerlerin aksine, seramikleri plastik olarak bükmek zordur. Bunun nedeni iyonik bağın doğasıdır. Bükülmenin olması için, atom düzlemlerinin birbirlerinin yanından kayıp geçmeleri gerekir. Ancak, seramik malzemelerin aynı yüklü iyonlarındaki elektrik yükü birbirlerini iterler; bu yüzden atom düzlemlerini kırıp atmak çok zordur. Seramikler ayrıca küçük yarıklara ve mikroçatlaklara karşı çok hassastır; çünkü plastik deformasyon göstereceği yerde çatlak oluşuktan sonra elastik olarak kırılmaya başlar. Bu ayrıca seramiklerin düşük gerilim gücü olmasına da neden olur (Park, 1984).

7.2 Alüminyum Oksitler

Yüksek saflıktaki alümina (alüminyum oksit) için en temel kaynak boksit ve zımparadır. ASTM standartlarına göre biyomalzemelerde en az 99.5%'lik saflıkta ve 0.1%'den az SiO_2 ve alkali oksitleri içeren alümina kullanılabilir. Doğal alümina safir yada yakut olarak da bilinir. Basit kristal yapılı alümina implant yapımında başarılı bir şekilde kullanılmaktadır.

Polikristalin alüminanın kuvveti, gözenekliliğine ve tanecik büyüklüğünden kaynaklanır. Genelde daha düşük gözeneklilik ve tanecik boyutunda, alümina daha kuvvetli olur.

Alümina genelde oldukça serttir (Mohr ölçeğinde 9 sertlik). Bu sertliği alüminanın aşındırıcı (zımpara) olarak kullanılmasını sağlar. Alüminanın gevrekliği, eklemlerin değiştirilmesinde kullanılmasına sebep olur (Park, 1984).

7.3 Zirkonya

Zirkonya, uyluk kemiği protezlerinde kullanılmaktadır. Zirkonya da alümina gibi bulunduğu fiziksel ortam üzerine inert etki göstermektedir. Ancak uygulamalarında üç önemli problemle karşılaşılır. Bunlar fizyolojik sıvılar nedeniyle zamanla gerilme direncinin azalması; kaplama özelliklerinde ~~zayıflama~~ ^{zayıflama} oluşması ve potansiyel radyoaktif elementler içermesidir. Zirkonyanın içerisinde yarılanma ömrü çok uzun olan radyoaktif elementler bulunur (uranyum, toryum, vb.). Bu elementleri yapıdan ayırmak çok zor ve pahalı işlemler gerektirir. Radyoaktivite alfa ve gamma etkileşimi olarak ortaya çıkar. Alfa radyasyonu fazladır ve alfa parçacıkları, yumuşak ve sert doku hücrelerini tahrip edebilir.

Son yıllarda zirkonya oksit seramiği de kalça eklem protezinde kullanılmaktadır. Zirkonyum oksit, alüminyum oksitten mekanik olarak daha güçlüdür ve iyi biyouyumluluğa sahiptir.

Zirkonyum yüksek dayanıma sahiptir. Bu nedenle kırılgan maddeleri güçlendirmek için kullanılır. Örneğin hidroksiapatit kaplamanın mekanik özellikleri zirkonyum ekleyerek güçlendirilmektedir [1].

7.4 Kalsiyum Fosfat

Kalsiyum fosfat yapay kemik olarak kullanılmıştır. Son zamanlarda bu malzeme sentetik olarak üretilip değişik şekilde implantların yapımında ve diğer implant malzemelerinin üzerine düzgün veya gözenekli şekilde kaplamakta kullanılmaktadır (Park, 1984).

7.4.1 Kalsiyum fosfatın özellikleri

Kalsiyum fosfat Ca/P oranına, suyun varlığına, safsızlıklara ve sıcaklığa bağlı olarak kristalize edilip tuz ve hidroksiapatit haline getirilebilir. Nemli ortamda ve düşük sıcaklıkta (<900 C) apatitin (hidroksi veya hidroksil) oluşması daha olasıdır (Park, 1984).

Çizelge 7.1 Kalsiyum fosfatın fiziksel özellikleri (Park, 1984)

Özellik	Değer
Elastiklik modülü (Gpa)	40 – 117
Kompresif kuvvet (Mpa)	294
Bükülme kuvveti (Mpa)	147