

PAPER DETAILS

TITLE: Biyomalzemeler ile Implant Üretimi Sürecinin Biyotriboloji Yönünden Değerlendirilmesi

AUTHORS: Hatice AKÇA, Osman İYİBİLGİN, Engin GEPEK

PAGES: 667-692

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/946487>



Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi

Derleme Makale

Biyomalzemeler ile İmplant Üretimi Sürecinin Biyotriboloji Yönünden Değerlendirilmesi

Hatice AKÇA^a, Osman İYİBİLGİN^{a,b,*}, Engin GEPEK^{a,b}

^a Makine Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, Sakarya Üniversitesi, Sakarya, TÜRKİYE

^b Biyomedikal, Manyetik ve Yarıiletken Malzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezi, Sakarya Üniversitesi, Sakarya, TÜRKİYE

* Sorumlu yazarın e-posta adresi: ibilgin@sakarya.edu.tr

DOI: 10.29130/dubited.482400

ÖZET

Triboloji, makinelerde, birbiri ile çalışan parçalarda ve yüzeylerde sıklıkla karşılaşılan sürtünme, aşınma ve yağlama konularını inceleyen araştırma alanları arasında yer almaktadır. Biyotriboloji ise, tribolojik etkilerin canlılar üzerindeki uygulamaları olarak tanımlanabilir. Bu kavram, özellikle implant tasarımı, imalatı ve uygulamaları sırasında göz önünde bulundurulması gereken en önemli etkenler arasında yer almaktadır. Canlılar üzerinde uygulanması ve geliştirilmesi planlanan implantların tasarımları çok iyi olsa bile, biyotriboloji konusundaki testler ve analizler gerçekleştirilmeden başarı elde edilmesi mümkün olmamaktadır. Bu nedenle, biyotriboloji konusunun daha iyi anlaşılması ve bu alanda çalışan araştırmacılara ışık tutarak yol göstermesi amacıyla bu makale hazırlanmıştır. Makalede, son 20 yılda biyotriboloji konusunda gerçekleştirilmiş teorik ve deneysel çalışmalar incelenerek değerlendirilmiş ve geleceğe bakış sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Biyotriboloji, Biyomekanik, Biyomalzemeler

Evaluation of Biomaterials and Implant Production Process in Terms of Biotribology

ABSTRACT

Tribology is one of the research areas that examine the friction, wear and lubrication frequently encountered in machines, interlocking parts and surfaces. Biotribology can be defined as the applications of tribological effects on living things. This concept is one of the most important factors that should be considered during implant design, manufacturing and applications. Even if the designs of the implants planned to be developed and implemented on living organisms are very good, it is not possible to achieve success without carrying out tests and analyses on biotribology. Therefore, this article has been prepared to better understand the subject of biotribology and to guide the researchers working in this field. In this article, the theoretical and experimental studies about biotribology in the last 15 years have been reviewed and future projections have been given.

Keywords: Biotribology, Biomechanics, Biomaterials

I. GİRİŞ

Triboloji, Yunanca “sürtünme” anlamına gelen “tribos” kelimesinden doğmuş olup, göreceli hareket ve etkileşimli yüzeylerin bilim ve teknolojisi olarak tanımlanır [1]. Biyotriboloji ise tribolojik olayların canlılardaki hali ve uygulaması olarak düşünülebilir. Tanım olarak; biyolojik malzemelerin yüzeylerinin sürtünmesi, aşınması, yıpranması ve yağlanması gibi konuları inceleyen disiplinler arası bilim ve teknoloji dalıdır. Biyotriboloji, biyolojik sistemlerle ilgili tüm tribolojik olayları incelemektedir. Genel olarak bu alandaki çalışma konuları; takma dişlerin ve protezlerin aşınması, kontakt lenslerin kayganlaştırılması, kırmızı kan hücrelerinin dar kılcal damarlarda plazma ile kayganlaştırılması, yapay kalp kapakçıklarının aşınması, yapay kalplerdeki pompaların kayganlaştırılması, kemik kırığının iyileşmesinde kullanılan vidaların-plakaların aşınması, perikartta ve plevra yüzeylerinde kayganlaştırma, yapay eklemlerin aşınması, kayganlaştırılması, sürtünmesi şeklinde özetlenebilir [2].

Biyotriboloji, önemi hızla artan ve gün geçtikçe gelişen bir bilim dalıdır. Bunun nedeni olarak canlı sistemleri arasındaki ilişkileri, işleyişleri konu edinmesi gösterilebilir. Canlı vücudu oldukça kompleks bir sistemdir ve tüm mükemmel tribolojik malzeme özelliklerine sahiptir. Bu nedenle, anlaşılması ve araştırılması oldukça zor olan bu sistemler güncelliğini korumaktadır.

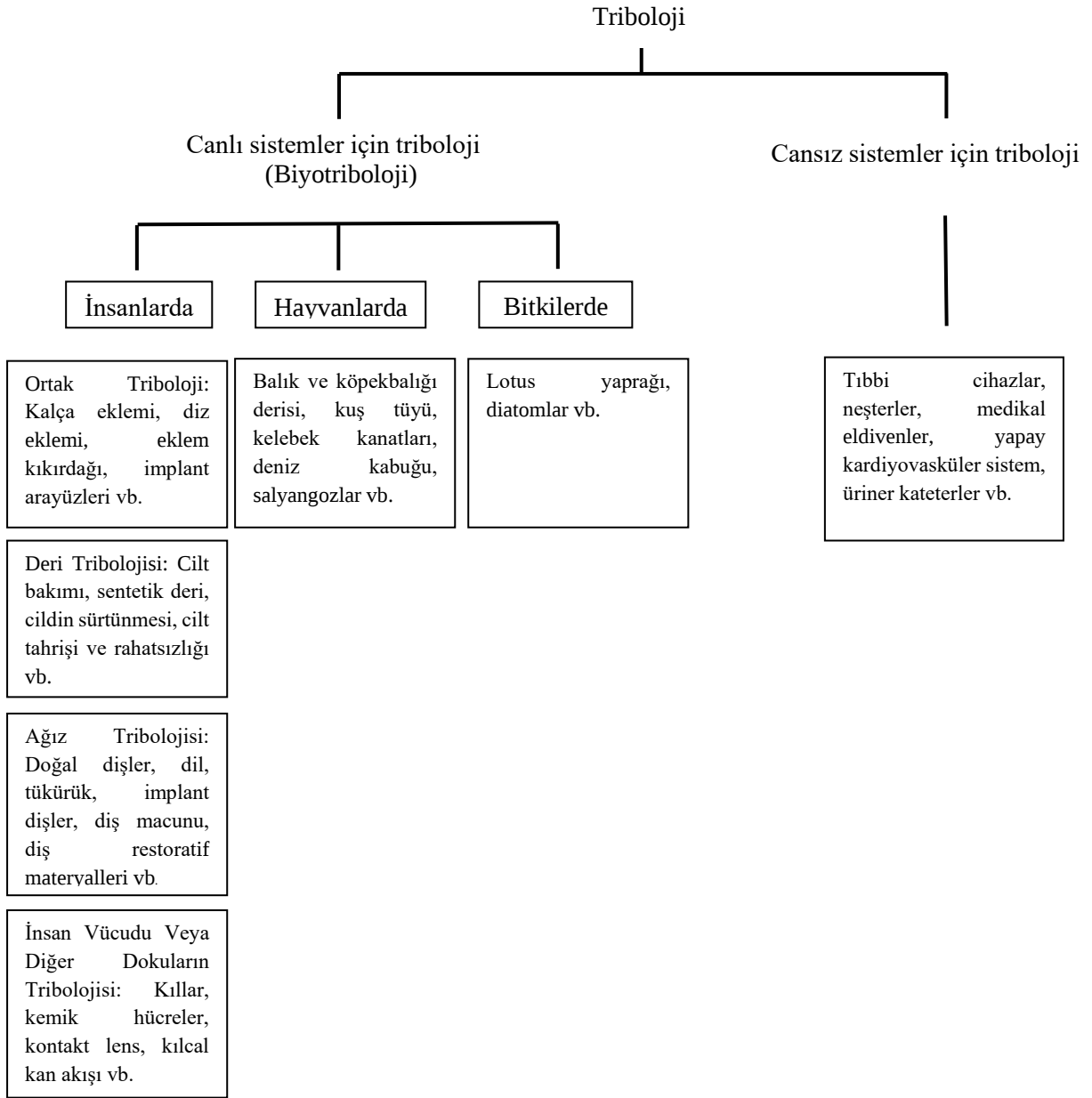
Biyotriboloji, hastalıkların oluşumlarının araştırılarak tedavi yöntemlerini, tedavide kullanılacak aletlerin canlı vücutuna uygun malzeme seçimi ile tasarımı, dolayısıyla tedavisini amaçlamaktadır. Doğal sistemlerin nasıl işlediğinin yanı sıra hastalıkların nasıl geliştiği ve tıbbi müdahalelerin nasıl uygulanacağı konusunda birçok biyolojik sistemde en önemli faktörlerden biri olarak kabul edilmektedir. Biyolojik sistemler ile yapılan nano ve mikro ölçekli çalışmaların, diğer alanlardaki nano ve mikro boyutlu yeni malzemelerin geliştirilmesinde bir model olacağı düşünülmektedir.

II. GENEL BİLGİLER

Biyotriboloji tribolojik etkilerin canlılar üzerindeki uygulamaları olarak tanımlanabilir. Ancak biyotriboloji kavramının ortaya çıkmasından çok önce biyosistemlerin sürtünmesi, aşınması ve yağlanması konusunda birçok araştırma ve uygulama rapor edilmiştir.

Triboloji ve biyotriboloji ile ilgili mevcut araştırmaları sınıflandırmak zor görünmektedir. Ancak bu alandaki güncel araştırma konuları için aşağıdaki tablodaki gibi bir gruplandırma genel olarak kabul edilebilir.

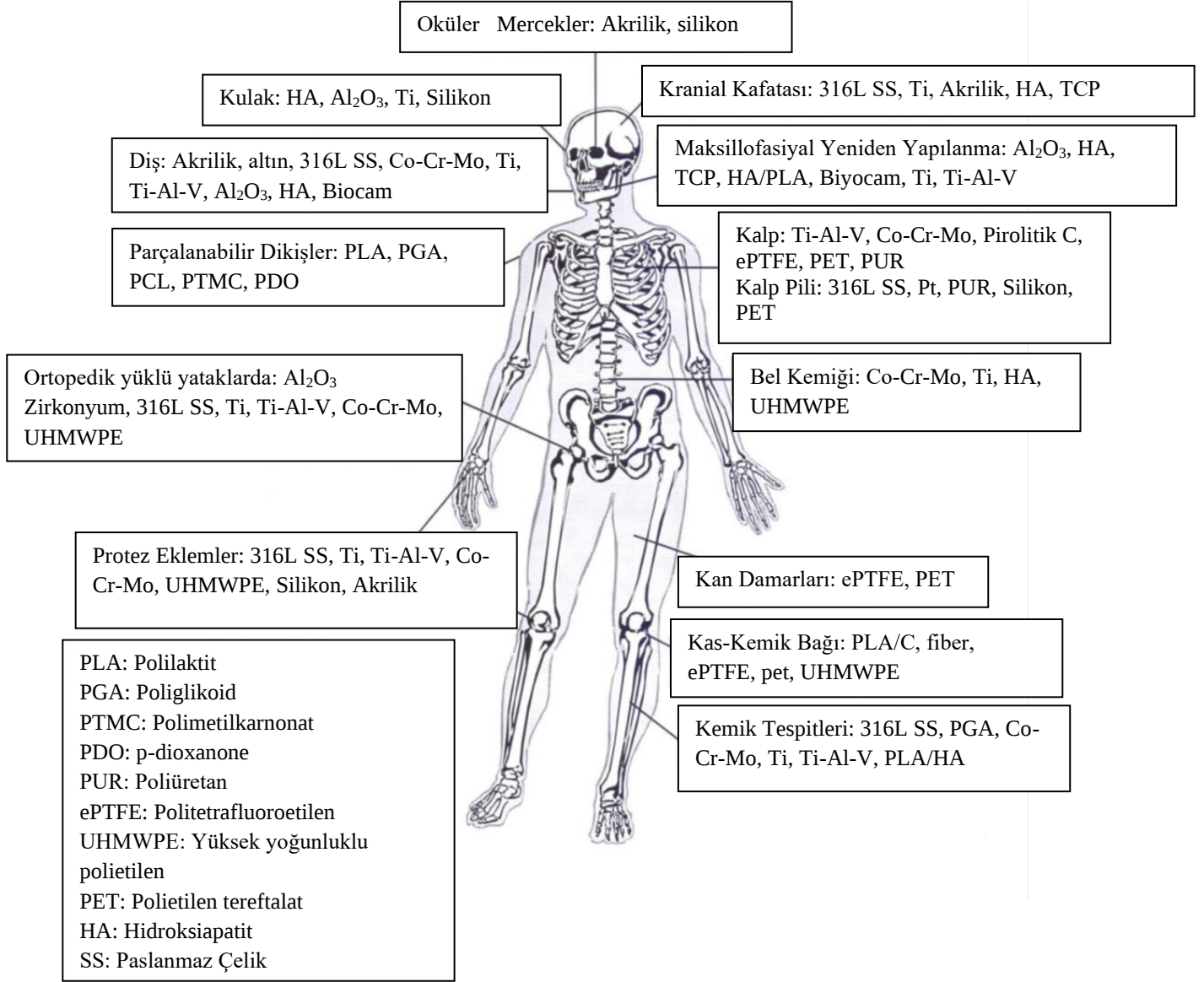
Tablo 1. Triboloji ve biyotriboloji alanlarındaki güncel araştırma konularının sınıflandırılması [2]



Biyolojik sistemlerin işleyişi ile ilgili daha fazla bilgiye ulaşmak ve bu sistemlerin çalışmasını daha iyi anlayabilmek için günümüzde hızla artan bir eğilimin olduğu görülmektedir. Biyotriboloji alanında yapılan araştırmaların hedeflerinin “Güvenlik ve Uzun Ömür”, “Mühendislik Biyoniği”, “Konfor ve Güzellik” olarak üç ana başlıkta toplandığı görülmektedir. Güvenlik ve uzun ömür; tasarlanan implant, protez, stent vb. cihazların uzun süreli kullanımı için oldukça önemli bir hedeftir. İkinci olarak ifade edilen mühendislik biyoniğinde, biyotribolojik bir çalışma yapabilmek için öncelikle canlı yapısının araştırılması gerekmektedir. Canlı sisteminin işleyişi hakkında ne kadar çok bilgi sahibi olunursa o kadar canlı yapısına uygun tasarımlar yapılabilir[2]. Üçüncü ve son hedef konfor ve güzellik olarak isimlendirilmiştir. Estetik bir görünüm ve daha rahat kullanım şartlarının tanımlandığı bu grubun da araştırma konuları arasında önemli bir yere sahip olduğu görülmektedir. Bu makalede, son 20 yılda biyotriboloji konusunda gerçekleştirilmiş teorik ve deneysel çalışmalar incelenerek değerlendirilmiş ve geleceğe bakış sunulmuştur.

III. BİYOMALZEMELER

Biyomalzemeler, vücut içerisinde zararlı ya da toksik bir etki oluşturmayan; metalik, seramik ve polimerik malzemeler gibi tıbbi cihazlarda kullanılan çeşitli malzemeleri kapsamaktadır [3]. Şekil 1’de insan vücudunda kullanılan biyomalzemeler ve uygulandığı bölgeler gösterilmiştir.



Şekil 1. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler [4]

Tıbbi implantlar ise, insan vücudu ile uyumlu olan ve işlevsellik taleplerini karşılayabilen ürünlerdir. Bir tıbbi implantın tasarımında kullanılan malzemelerin seçimi, biyo-uyumluluk, biyo-yapışma, biyo-işlevsellik, korozyon direnci vb. kriterlere göre yapılır. İmplant yapımında kullanılan malzeme ve biyolojik organizma etkileşimini daha iyi anlamak için yapılan çalışmaların çoğunluğu genotoksisite, karsinogenisite, sitotoksisite, irritasyon, duyarlılık ve sterilizasyon için alternatifler sunar. Bu çalışmaların odak noktası modern medikal uygulamalarda kullanılan metalik, polimerik, seramik biyomalzemeler ve şekil hafızalı malzemeler üzerinedir.

A. METALİK BİYOMALZEMELER

Metalik biyomalzemeler genellikle iskeletin bileşenlerini desteklemek ve/veya değiştirmek için kullanılırlar. Polimerik ve seramik malzemelerle karşılaştırıldığında daha fazla çekme mukavemeti, yorulma mukavemeti ve kırılma dayanıklılığına sahiptirler. Yapay eklemler, kemik plaklar, vidalar, yapay kalp kapakçıkları, teller, stentler ve diş implantları vb. yapımında tercih edilirler. Yaygın kullanım alanlarından biri olan implantlar için en çok kullanılan metalik biyomalzemeler 316L paslanmaz çelikler, kobalt alaşımları, ticari olarak saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımlarıdır[5]–[7]. Metalik malzemeler ilk olarak endüstriyel kullanımlar için geliştirilmiştir. Mükemmel mekanik özellikleri ve nispeten yüksek korozyon direnci, vücut sıvılarına maruz kaldığında zararlı toksinlerin çok az salınmasına neden olur. Bu durum, malzemelerin vücut içinde daha uzun süre bırakılabilmesinin ana nedenidir ve bu nedenle tıbbi uygulamalar için uygundur. Tablo 2’de paslanmaz çelik, kobalt ve titanyum alaşımlarının mekanik ve biyolojik özellikleri karşılaştırılmış, Tablo 3’de ise metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları sunulmuştur.

Tablo 2. Tıpta kullanılan metal alaşımların mekanik özellikler [4].

Özellik	Paslanmaz çelik	Kobalt alaşımları	Titanyum alaşımları
Sertlik	Yüksek	Orta	Düşük
Dayanıklılık	Orta	Orta	Yüksek
Korozyon direnci	Düşük	Orta	Yüksek
Biyouyumluluk	Düşük	Orta	Yüksek

Tablo 3. Metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları [4].

Malzeme	İmplant Uygulamaları
316L	Kemiklerde, plakalar, vidalar, pimler, çiviler, stentler
Co ₂₈ Cr ₆ Mo	Kalça, diz, dirsek, omuz, ayak bileği, parmak protezlerinde; kemik plakalarında, vidalarda, çubuklarda, kalp kapakçıklarında
Ti	Kemik plakalarında, vidalarda, çubuklarda, kalp kapakçıklarında, kalp atışlarını düzenleyen aygıtlarda
Ti-6Al-4V	Kalça, diz, dirsek, omuz, ayak bileği, parmak protezlerinde
V	Tel, folyo, levhalarda, klipslerde, elektrot

Metalik biyomalzemeleri dört alt gruba ayırmak mümkündür: Paslanmaz çelikler, kobalt alaşımları, titanyum alaşımları ve diğer metaller.

A. 1. Paslanmaz Çelikler

Paslanmaz çeliklerin kullanım alanlarını mutfak eşyaları, kâğıt sanayi, petro kimya endüstrisi, mimarlık ve inşaat, otomotiv vb. olarak saymak mümkündür. Biyomalzeme olarak ise tıbbi implantlar ve yapay kalça protezlerinin üretiminde kullanılırlar. Ortopedik yataklar, dolaplar ve muayene makineleri gibi çok sayıda tıbbi malzeme, hijyenik olması ve kolay temizlenebilmesi nedeniyle paslanmaz çelikten standart olarak üretilmiştir. Tıbbi implantlar için kullanılan paslanmaz çelik, 316L’dir. 316L paslanmaz çeliğinin tercih edilmesinin nedenleri, yüksek korozyon direnci, kolay işlenebilme özelliği ve iyi bir mekanik dayanıma sahip olmasıdır[5].

A. 2. Kobalt Alaşımları

Kobalt alaşımları genellikle yüksek sıcaklıklarda bile yüksek mukavemet sergileyen, ayrıca aşınmaya karşı dirençli olan, manyetik, korozyon ve ısıya dayanıklı malzemelerdir[8]. Özelliklerinin birçoğu kobaltın kristalografik doğasından, aşırı sert karbürlerin oluşmasından ve kromun verdiği korozyon direncinden kaynaklanır. Kobalt alaşımlarının kullanımı zordur. Bu yüzden kullanımları sınırlı kalmıştır. Ancak bu konudaki çalışmalar, özel döküm yöntemlerinin geliştirilmesine ve son zamanlarda seçici lazer sinterlemenin kullanılmasına imkân sağlamıştır.

Kobalt alaşımları içinde, CoCrMo alaşımı biyoyumlu bir malzemedir ve kalça eklemi, diz replasmanı gibi klinik uygulamalarda ortopedik implant malzemesi olarak kullanılmaktadır[9]. CoCrMo alaşımının biyoyumluluğu, alaşım yüzeyinde kendiliğinden oluşan ince bir oksit filminin varlığına bağlı olarak meydana çıkan yüksek korozyon direnciyle yakından ilişkilidir. AISI 316L paslanmaz çelik oksit filmine benzer şekilde Co ve Mo oksitlerden bazı küçük katkılarla Cr_2O_3 elde edilmiştir [10], [11].

Alaşımların mükemmel korozyon direncine rağmen, ortopedik implantlardan insan vücudu ortamına, alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyon salımı konusunda endişeler bulunmaktadır [12].

A. 3. Titanyum Alaşımları

Titanyum ve alaşımları 1970'lerin başlarında implant malzemesi olarak yaygın bir şekilde kullanılmaya başlamıştır. Ti bazlı implantların çoğunluğu, Avrupa'da ticari saflıktaki titanyumdan (CP-Ti) yapılmıştır. CP-Ti, paslanmaz çeliğe göre daha iyi bir korozyon direnci ve doku toleransı sunmasına rağmen, nispeten düşük mukavemet ve olumsuz aşınma özellikleri nedeniyle kullanımı kalp pili kılıfları, kalp kapakçıkları kafesleri gibi belirli uygulamalarla kısıtlanmıştır.

Uygulama için titanyum alaşımlarının seçimi, korozyona, biyoyumluluğa, kesme mukavemetine, yoğunluğa ve canlı kemik dokusu ile yükleme altındaki implant yüzeyi arasında osseointegrasyon (yapısal ve işlevsel bağlantı) yeteneğine bağlıdır. Bağışıklık dahil olmak üzere en çok istenen özellikler Ti alaşımlarının kombinasyonu ile belirlenir [13]. Bu kriterler dikkate alınarak soğuk işlenmiş CP-Ti'un, diş implantın için kullanılması yapılan uygulamalara bir örnektir.

Osseointegrasyonu uyarmak, rezorbsiyonu sınırlamak ve böylece implant ömrünü uzatmak için, bazı tasarımlarda (çimentosuz protezler) kabartılmış biyoaktif kaplı yüzeyler kullanır. Bu kaplamalardan ilki olan Hidroksiapatit (HA) kaplamalar, plazma püskürtme, elektroforetik HA ve mikro-ark oksidasyonu birikimi gibi birçok yüzey işleme tekniğinin geliştirildiği titanyum implantların biyoaktif yüzeyi olarak kullanılmaktadır [14]. Bir başka implant kaplama biçimi olan elmas benzeri karbon (DLC) kaplamalardır. DLC kaplamalar ile temel biyomekanik problemler (örn. Sürtünme, korozyon ve biyoyumluluk) incelenebilir [15]. Bunlara karşın kaplama olmadığı durumlarda, vücut sıvıları ile temas eden metal yüzeylerden kopan parçalar kan akışına girdiklerinde aşırımlar [16].

A. 4. Diğer Metaller

Ortopedi alanında kullanılmak amacıyla, biyomalzeme olarak kullanılan klasik metal malzemeler (paslanmaz çelikler, titanyum alaşımları, kobalt alaşımları vb.) ve yüzey kaplama malzemeleri tıbbi implantların kemiğe biyolojik olarak sabitlenmesini sağlamak için geliştirilmiştir [17]. Klasik metal malzemeler, çok iyi klinik sonuçlar göstermesine rağmen, düşük hacimsel gözeneklilik, nispeten yüksek elastikiyet modülü ve düşük sürtünme özellikleri gibi sınırlamalara sahiptirler. Bu nedenle alternatif olarak kullanılan metal malzemeler diğer metaller grubunda yer alır. Klasik metallerin dışında kalan tantal, altın, diş amalgamları vb. metaller de diğer metaller grubunda yer almaktadır. Ayrıca, bu metallerin sınırlamalarını azaltmak için yeni ve gözenekli bir biyomalzeme olan tantalum geliştirilmiştir. Geçmişte bu malzeme kullanılarak birçok tıbbi cihaz üretilmiştir. Bunlar arasında; kalp pili elektrotları, sinir onarımı için file ve mesh, radyoopak işaretleyiciler ve kranioplasti plakları vb.

cihazlar vardır [18]. Cihazların yanı sıra, tantalum biyo-malzemesinin diğer bir uygulaması olan tantalum implantlar, ortopedik, kranio-yüz ve diş hekimliği literatüründe sıradışı bir biyouyumluluk ve güvenlik kaydı göstermiştir [19].

Tantalum dışında kullanılan bir diğer metal oksitlenmiş zirkonyumdur. Oksitlenmiş zirkonyum, diz artroplastisi bileşenleri için ticari olarak piyasaya sürülen, seramik yüzeye sahip bir metaldir [20]. Bu metalin Oksinyum ticari adı altındaki medikal alaşımı, yüzeyi zirkonya seramiğine dönüştürmek için oksitlenmiş zirkonyum ve niyobyum alaşımından (Zr-2.5Nb) oluşur. Seramik bir kaplama değildir, fakat bir termik işlem sırasında oksijen reaksiyonu ile üretilen, yaklaşık 4-5 µm kalınlığında geçiş metalidir [21]. Malzemenin kütlesi metal olduğu için, monolitik seramik kafa ile aynı kırılma riskine sahip değildir. Bu nedenle oksitlenmiş zirkonyum implant, aşınmayı azaltma ve böylece implantların ömrünü uzatma potansiyeli sunar.

B. ŞEKİL HAFIZALI MALZEMELER

Şekil bellekli alaşımlar (Shape-Memory Alloy-SMA), temel olarak şekil belleği etkisi (Shape-Memory Effect-SME) kullanan pratik uygulamalarda yenilikçi kullanımları ile çok dikkat çekmiştir. Bu alaşımlar, dış etkiler nedeniyle bozulan geometrilerine, uygun sıcaklık, basınç vb. şartlar sağlandığında geri dönebilen malzemeler olarak tanımlanır. Aşağıda yer alan tabloda şekil hafıza özelliğine sahip olan alaşımlar listelenmiştir.

Tablo 4. Şekil hafıza özelliğine sahip alaşımlar [22].

Alaşım	Kimyasal Bileşimi	Dönüşüm Sıcaklık Aralığı (°C)	Dönüşüm Histerezisi (°C)
AgCd	44 ~ 49 % Cd	-190 ~ 50	~ 15
AuCd	46.5 ~ 50 % Cd	30 ~ 100	~ 15
CuAlNi	14 ~ 14.5 % Al 3 ~ 4.5 % Ni	-140 ~ 100	~ 35
CuSn	~ 15 % Sn	-120 ~ 30	~ 10
CuZn	38.5 ~ 41.5 % Zn	-180 ~ -10	~ 10
CuZnX (X=Si, Sn, Al)	% X (az miktarda)	-180 ~ 200	~ 10
InTi	18 ~ 23 % Ti	60 ~ 100	-50 ~ 110
NiAl	36 ~ 38 % Al	-180 ~ 100	~ 10
TiNi	46.2 ~ 51 % Ni	-50 ~ 110	~ 30
TiNi X (X=Pt, Pd)	50 % Ni+X 5 ~ 50 % X	-200 ~ 700	~ 100
TiNiCu	~ 15 % Cu	-150 ~ 100	~ 50
TiNiNb	~ 15 % Nb	-200 ~ 50	~ 125
TiNiAu	50 % Ni+Au	20 ~ 610	
TiPd X (X=Cr, Fe)	50 % Pd+X ~ 15 % X	0 ~ 600	~ 50
Mn-Cu	5 ~ 35 % Cu	-250 ~ 180	~ 25
FeMnSi	32 % Mn, 6% Si	-200 ~ 150	~ 100
Fe-Pt	~ 25 % Pt	~ -130	~ 4
Fe-Pd	~ 30 % Pd	-50	
FeNi X (X=C, Co, Cr)	% X (az miktarda)		

1960'ların başlarında ABD Donanma Mühimmat Laboratuvarı'ndaki araştırmacılar, ekvivalent nikel ve titanyum alaşımında şekil hafızası etkisini keşfettiler. Keşfedilen alaşım patentlendirilmiş ve Nitinol

(Nikel-Titanyum Donanma Ordnance Laboratuvarı) olarak adlandırılmıştır. Bu keşif, şekil hafızalı malzemeler alanında bir dönüm noktası olarak kabul edilir ve o zamandan beri, bu malzemelerin temel davranışlarının mekaniğini açıklamak için yoğun araştırmalar yapılmıştır.

Geleneksel metal alaşımlarına kıyasla, biyo-uyumlu NiTi malzemeler süper akışkanlık ve şekil hafızası gibi inanılmaz özelliklere sahiptirler. Uygulama açısından bakıldığında ise, NiTi alaşımları martensit, strese bağlı martensit (süper elastik) ve östenit olmak üzere üç farklı biçimde kullanılmaktadır. Süperelastik NiTi oldukça elastiktir ve tıbbi uygulamaların büyük çoğunluğunda kullanılır. Öte yandan, östenitik NiTi, oldukça güçlü olmasına karşın elde edilmesi zordur. NiTi alaşımı, kullanıldığı sıcaklığa bağlı olarak tüm bu biçim ve özellikleri sergileyebilir.

Uygulamalarda ağırlıkça daha zengin nikel alaşımların kullanılması, implantın insan vücudunda dar bir sıcaklık aralığında süper elastiklik özelliği sergilemesine neden olur. İlk SMA kardiyovasküler cihaz olan Simon Inferior Vena Cava filtresi süperelastik etkiye örnek bir uygulamadır. Bu cihaz pulmoner emboliyi önlemek için kan damarı kesilmesinde kullanılır [23]. Simon filtresi, kan dolaşımında oluşan pıhtıları filtreler. Cihaz, kan akışı ile pıhtıları yakalayan şemsiyeye benzer eğimli SMA telinden yapılmıştır. Yerleştirme için cihazın şekil hafıza özelliği kullanılır, yani martensitik durumda orijinal form deforme olur ve bir kateter içine monte edilir. Cihaz serbest bırakıldığında, vücut ısısı filtrenin orijinal şekline dönmesini sağlar.

Diğer bir uygulama örneği olan stentler, tıkanan kan damarlarını açmak için kullanılan ve hızla gelişen kardiyovasküler ürünlerdir. NiTi alaşımları sahip olduğu özellikler nedeniyle, süperelastik ve kendi kendine genişleyen (Self Expanding-SE) stentler için tercih edilen materyal olmuştur [24].

C. POLİMERİK BİYOMALZEMELER

Polimerik biyomalzemeler, implant üretiminde veya cerrahi işlemlerde yardımcı olarak kullanılan metal alaşımların yerine kullanılır. Tıbbi uygulamalarda kullanılan polimerik biyomalzemeler; Polieter eterketon (PEEK), ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE), polietilen (PE), poliüretan (PU), politetrafloroetilen (PTFE), poliasetal (PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), polilaktik asit (PLA) ve poligliserik asit (PGA) olarak sayılabilir. Bu polimerik biyomalzemenin geniş bir kullanım alanı bulmasının nedeni değişik bileşimlerde ve şekillerde (lif, film, jel, boncuk, nanopartikül) hazırlanabilmeleridir. Ancak bazı uygulamalar için (örn. ortopedik alanda) mekanik dayanımları zayıf olup, sıvıları yapısına alarak şişebilir ya da istenmeyen zehirli ürünler (monomerler, antioksidanlar gibi) salgılayabilirler. Daha da önemlisi, sterilizasyon işlemleri (otoklavlama, etilen oksit, Co radyasyonu) polimer özelliklerini etkileyebilir.

1960'lerden beri tıpta kullanılan ilk polimerik malzeme, ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilendir (UHMWPE). Son derece uzun zincirlere ve 2 ila 6 milyon arasında moleküler ağırlığa sahip bir termoplastiktir. UHMWPE, oksitleyici asitler hariç, aşındırıcı kimyasallara karşı oldukça dirençlidir ve son derece düşük nem emilimi, çok düşük sürtünme katsayısı, kendini yağlama ve aşınmaya karşı yüksek direnç özelliklerine sahiptir. UHMWPE, omurga implantları için başarıyla kullanılmaktadır. Daha kullanışlı bir malzeme olan çapraz bağlanmış UHMWPE malzemeleri 1998 yılında klinik olarak tanıtılmış ve kalça replasmanları için bakım standardı haline gelmiştir [25].

Polimetil metakrilat (PMMA) metil metakrilatın sentetik polimeridir ve insan dokuları ile son derece uyumlu olduğundan yaygın olarak kullanılmaktadır. Ortopedide, PMMA kemik çimentosu, implantları takmak ve kemiği yeniden şekillendirmek için kullanılır [26]. Yine başka bir kullanım alanı olan takma dişler genellikle PMMA'dan yapılır ve hastanın dişleri ve dişeti dokusuna renk uyumlu olabilir. Kozmetik cerrahisinde, sıvı içinde bulunan küçük PMMA mikro küreleri, kırışıklıkları ve izleri kalıcı olarak azaltmak için deri altına enjekte edilir. PMMA ayrıca, kataraktların tedavisinde orijinal lens çıkarıldığında göz içi lensleri için de kullanılır. Sert kontakt lensler sıklıkla yine PMMA'dan yapılır.

Yumuşak kontakt lensler ise genellikle bir veya daha fazla hidroksil grubu içeren akrilat monomerlerinin hidrofilik hale getirdiği bir polimerden yapılmaktadır [27]–[29].

Travma, ortopedik ve spinal implantlar için biyo-malzeme olarak kullanılan bir diğer polimerik malzeme polietereketonlardır (PEEK). PEEK, nükleofilik süstitüsyonla aromatik dihalidlerden ve bisfenolat tuzlarından elde edilen termoplastik polimerlerdir ve kısmen kristaldir. Termal degradasyona çok dayanıklıdır[30]. Günümüzde PEEK polimerlerinin ortopedik ve omurga hastalarında başarılı klinik performansını belgeleyen çalışmalar literatürde artmaya devam etmektedir [31]–[36]. İmplant fiksasyonunu daha da geliştirmeye yönelik olarak gerçekleştirilen bu çalışmalarda, PEEK biyomalzemelerinin hidroksiapatit (HA) içeren biyoaktif malzemelerle, ya bir kompozit dolgu maddesi olarak ya da bir yüzey kaplaması olarak uygunluğu araştırılmıştır [37]–[40].

Polimerik biyo-implantlar, üfleme kalıplama, enjeksiyon kalıplama, ekstrüzyon, vakum oluşturma ve sinterleme tekniği gibi geleneksel eriyik kalıplama teknikleriyle yapılır. Polimer biyo-implantların ana gereksinimleri steril üretim ve steril tekniklerdir [41].

D. SERAMİK BİYOMALZEMELER

Malzemelerde kontrolsüz fiziksel bozulma, partikül salımı ve uzun süreli dayanıklılığı içeren rastlantısal çözünme ile ilişkili problemlerden kaçınmak için malzemelerin spesifik hücre aktivitesi ile giderilmesi sırasında çözünmeden kalması gerekir. Bu amaçla, osteoblastlar tarafından sadece kemik mineralizasyonu için uygun substratlar olarak hareket etmekle kalmayıp, biyolojik ortamlarda çözünmez olan ve osteoklastlar tarafından harekete geçtiğinde emilen seramik biyo-malzeme (biyo-seramikler) geliştirilmiştir [42]. Biyoseramikler, polikristalin yapıli seramik (alümina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikler veya biyoaktif kompozitler (polietilen–hidroksiapatit) şeklinde hazırlanabilmektedir. Seramik biyo-malzeme, sağlık sektöründe çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadırlar. Bunlar arasında, gözlük camları, teşhis cihazları, termometreler ve endoskopide kullanılan fiber optikler örnek olarak verilebilir. Ayrıca sert doku implantı olarak iskeletteki bağ dokusunun tamiri veya yenilenmesinde ve dişçilikte dolgu malzemesi olarak da yaygın bir biçimde kullanılmaktadırlar [43].

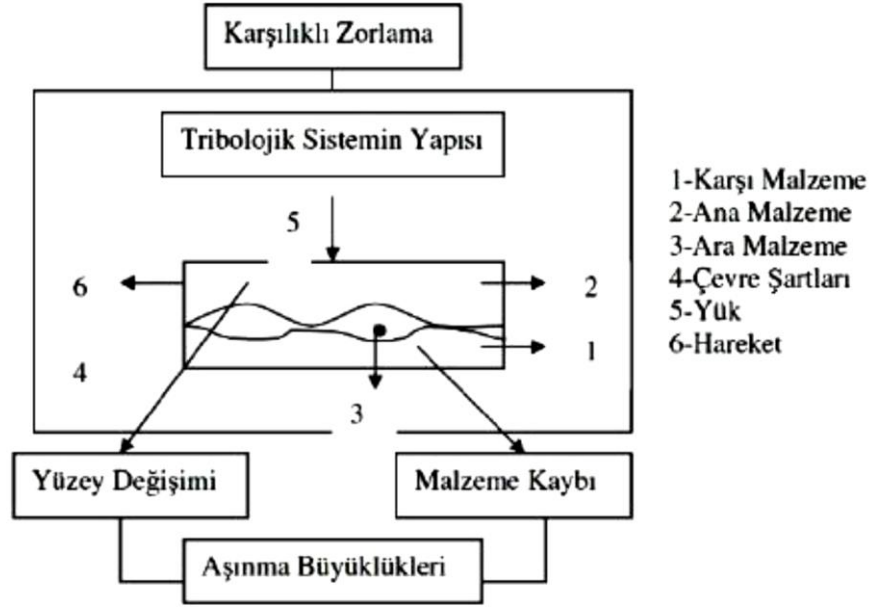
Biyo-seramik malzeme arasında alümina, zirkonya vb. sayılabilir. Biyoseramik grubunda yer alan ilk malzeme olan zirkonyum dioksit veya zirkonya seramikleri (ZrO_2), iyi derecede kimyasal ve boyutsal kararlılığa ve yüksek mukavemet ve dayanıklılığa sahip olan bir biyoinert metal oksittir[44]. Hali hazırda kullanılan zirkonya seramiği, yüksek mukavemeti ve yüzey kalitesi ile tanınmaktadır. Zirkonya seramiği, femur başlarını üretmek için kullanılmış, çok iyi biyo-uyumluluk ve mekanik özellikleri dış uygulamaları için bu malzemeyi çekici hale getirmiştir [45], [46]. Başarılı bir kemik implantı entegrasyonu için ön koşul, histolojik [47], [48] çalışmalarda kemik-zirkonya arayüzlerinde gözlenen direkt kemik yerleşimi olup, ZrO_2 'nin de uygun bir implant malzemesi olabileceğini düşündürmektedir. Ancak, uygulama sırasında bu malzemedeki önemli problemlerle karşılaşmıştır. Birkaç vaka çalışmasında, bu sorunlardan ilki olan gerilme direnciyle ilişkili olabilecek zirkonya implantlarının yüzey bozulması bildirilmiştir [49], [50]. Seramik biyo-malzeme grubundaki ikinci seçenek olan alümina seramiği (Al_2O_3), çok iyi biyo-uyumluluk, yüksek mukavemet, sertlik ve kırılma direnciyle karakterize edilmiştir [51]. Üstün aşınma direnci, bu malzemenin femoral eklem başında baskın kullanımı için en önemli özelliktir [52].

IV. TRİBOLOJİ

A. TRİBOLOJİK SİSTEM

Aşınma ve sürtünme olaylarının meydana geldiği sistemlere tribolojik sistemler denir. Mühendislik malzemelerindeki aşınma ve sürtünme davranışlarını belirlemek için mekanik sistemleri tribolojik

sistem olarak düşünmek gerekir. Yani aşınma ve sürtünme olayı bir sistem bütünlüğü olarak değerlendirilmelidir. Şekil 2’de tribolojik bir sistemin öğeleri gösterilmiştir.



Şekil 2. Tribolojik sistemin şematik gösterimi [53]

Tribolojik sistemi oluşturan elemanlar; ana malzeme (aşınan), karşı malzeme (aşındıran), ara malzeme, yük, hareket ve çevre olarak sayılabilir. Tribolojik bir sistem bu elemanların çoğunluğunu içinde bulundurur. Ana malzeme ve karşı malzeme aşınma çiftini oluşturur ve aralarında belli bir ara malzeme varken az veya yoğun yük altında harekete başladıkları zaman aşınma başlar. Ana malzeme; metal, mineral, plastik, kauçuk, ağaç, deri vb. gibi katı cisimlerdir. Aşındıran malzeme ise; metal, mineral, plastik, ağaç vs. olabileceği gibi sıvı ve gazlarla karışım durumunda da olabilir. Ara malzemeler ise yağlar, aşınma parçacıkları vb. olur veya bazen hiçbir maddede olmayabilir. Sistemin içinde bulunduğu çevre, çalışma ortamıdır. Yükleme; darbeli, darbesiz, sabit, değişken vs. şeklinde veya bunların birkaçının bir arada olması şeklinde de olabilir. Hareket ise kayma, yuvarlanma, kaymalı yuvarlanma, darbe gibi şekillerde olabilir.

Tribolojik sistemde ortaya çıkan aşınma mekanizmaları farklılık gösterebilir. Adhesiv aşınma, abrasiv aşınma, yorulma aşınması, korozyon aşınması gibi mekanizmalarla tanımlanan aşınma, tribolojik sistem içinde genel olarak tek bulunmazlar.

Tribolojik test cihazları, gerçek sistemlerde etkilerinin analiz edilebilmesinin zorluğu ve ölçümlerinin uzun zamanlarda, zorlukla yapılabilmesi nedeniyle model sistemlerin geliştirilmesini zorunlu hale getirmiştir. Araştırmacılar genellikle inceledikleri sistemi göz önüne alarak çalışmalarında kullanacakları aşınma test cihazını seçerler ve tasarlarlar. Bununla birlikte bu test cihazları kısmen standartlaştırılmıştır. Ancak standart test cihazlarında her sistemin şartlarını bulmak mümkün olmamaktadır [54], [55].

B. SÜRTÜNME

Sürtünme, birbiriyle temas eden ve izafi olarak hareket eden cisimlerin temas yüzeylerinin harekete yada ihtimaline gösterdiği dirençtir. Temas eden cisimler arasındaki izafi hareket kayma-yuvarlanma sürtünmesi olarak ifade edilir.

Sürtünme, görüldüğü cisimler arasına yağlayıcı madde koyulup koyulmamasına göre kuru sürtünme, sınır sürtünme ve sıvı sürtünme şeklinde üç grupta incelenir.

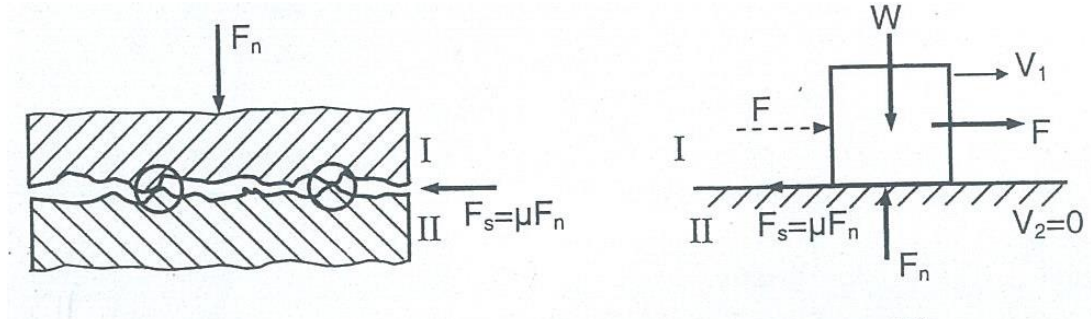
B. 1. Kuru Sürtünme

Kuru sürtünme, izafi hareket halinde olan iki kuru (yağlanmamış) parçanın temas yüzeylerindeki sürtünme durumudur. Yüzeyler birbiri üzerinde pürüzleri temas ederek kayar ve aralarında üçüncü bir malzeme yoktur (Şekil 3). Kuru sürtünme modeli teorik olarak Şekil 3'de gösterilmiştir. Coulomb kanunu dikkate alındığında izafi hareket yapan ve F_n normal kuvveti etkisinde bulunan iki cismin temas yüzeyleri arasında harekete ters şekilde

$$F_s = \mu \cdot F_n \quad (1)$$

olan bir sürtünme kuvveti görülür. (μ : Sürtünme katsayısı)

Şekil 3'de görüldüğü gibi katı cisimlerin birine F kuvveti uygulanırsa (çekme vb.) iki durumla karşılaşma ihtimali vardır. İlk durum, kuvvet olmasına rağmen cisimlerin birbiri üzerinde kayma halidir (sabit kalmaları) ve ilk durum için $F_s = F$ eşitliği yazılır. İkincide, kuvvetin etkisindeki yüzeyler birbiri üzerinde kayarlar. Bu durumda F_s sürtünme kuvveti F kuvvetinden küçük ve harekete ters yöndedir. Bu olay kinetik sürtünme şeklinde ifade edilir.

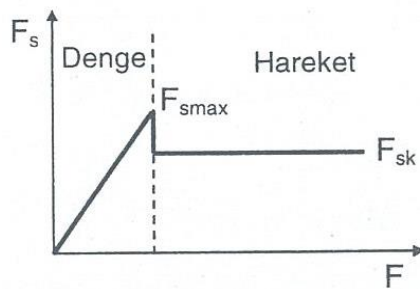


Şekil Hata! Belgede belirtilen stilde metne rastlanmadı.. Kuru sürtünme durumu [53]

İlk eşitlik (Coulomb - Amontos kanunu) yeniden düzenlenir ise, sürtünme katsayısının

$$\mu = F_s / F_n \quad (2)$$

eşitliğinden hesaplandığı görülür. Bu eşitliğe göre F kuvvetinin artmasıyla F_s kuvvetinin arttığı ve bir F_{smax} değerine ulaştığı görülür. $F > F_{smax}$ olduğunda blok kaymaya başlar ve blok hareket eder etmez F , F_{smax} değerinden daha küçük bir F_{sk} değerine düşer. O andan itibaren blok artan bir hızla harekete devam eder ancak kinetik sürtünme kuvveti olarak tanımlanan F_{sk} yaklaşık olarak sabit kalır. Şekil 4'de bahsedilen davranış şematize edilmiştir.



Şekil 4. Sürtünme kuvveti-hareket kuvveti ilişkisi [53]

Kinetik (dinamik) sürtünme katsayısı

$$\mu = F_{sk}/F_n \quad (3)$$

şeklinde tanımlanmaktadır. Bu analizden elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir.

- Sürtünme kuvveti ve buna bağlı olarak sürtünme katsayısı temas alanına bağlı değildir,
- Kayma hızı sürtünme kuvvetini etkilemez,
- $\mu_{kinetik} < \mu_{statik}$.

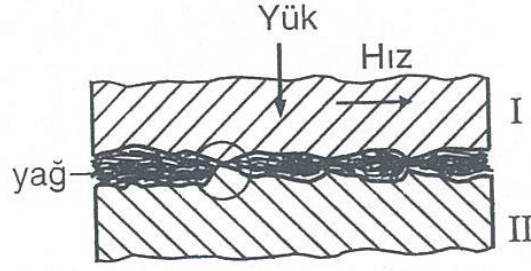
Bu bilgilere ilave olarak sürtünme katsayılarının deneysel olarak belirlenmesi gerektiği de göz önünde bulundurulmalıdır. Tablo 5'te temas eden malzeme yüzeyleri ve sürtünme durumuna göre sürtünme katsayıları gösterilmektedir.

Tablo 5. Değişik sürtünme hallerinde sürtünme katsayıları [53]

Eş çalışan malzemelerin cinsi	Yağlayıcı maddenin tipi	Sürtünme katsayısının değerleri
Kuru sürtünme	-	
Çelik-Beyaz metal	-	0.15 0.3
Çelik-Bakır Kurşun alaşımı	-	0.15 0.3
Çelik-Naylon	-	0.3 0.5
Teflon-başka malzemeler	-	0.04.... 0.12
Grafit-başka malzemeler	-	0.08 0.16
Kösele-Odun	-	0.3 0.5
Lastik-Başka malzemeler	-	0.6 0.9
Yarı sıvı (sınır) sürtünmesi	-	
Eş çalışan malzemelerin cinsi	-	
Çelik-Dökme demir	Gres	0.05 0.1
Çelik-Bronz	Yağ	0.02 0.1
Çelik-Naylon	Yağ	0.05 0.1
Katı yağlayıcı maddeler	-	
İnce bir Kurşun tabakası ile kaplanan Çelik	-	0.08 0.20
Grafit veya Molibden disülfitten oluşan bir tabaka ile kaplanan metaller	-	0.06 0.20
Sıvı sürtünme	-	
Hidrodinamik	-	0.001 0.01
Hidrostatik	-	0.00001 0.001
Yuvarlanma sürtünmesi	--	
Düzlem üzerinde silindir	-	0.00001 0.001
Yuvarlanmalı yataklar	-	0.001 0.01
Geometrik bakımdan hatalı cisimler	-	0.05 0.2

B. 2. Sınır Sürtünmesi (Yarı Sıvı Sürtünme)

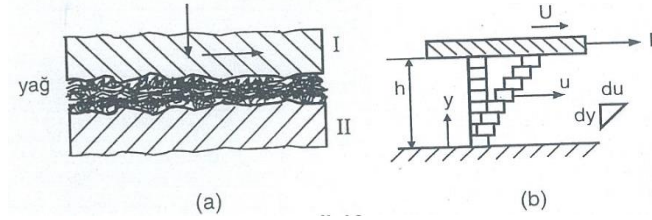
Sıvı sürtünmesinin tam olarak oluşturulamadığında cisimlerin arasında yüzeyleri tamamen ayıran bir film tabakası görülmez. Bu sürtünme şekli yarı sıvı sürtünmedir (sınır sürtünme). Başka bir ifadeyle, yüzeyler arasındaki sıvı, yüzeylerdeki pürüzlerin sürtünmesini engellemeye yetmez (Şekil 5).



Şekil 5. Yarı sıvı (sınır) sürtünme [53]

B. 3. Sıvı Sürtünme

Birbirine karşı izafi hareket eden cisimler arasında ince bir yağ filmi oluşturulduğunda bu sürtünme şekli görülür (Şekil 6). Sıvı sürtünmede, sürtünme doğrudan yağlayıcı sıvının tabakalarında görülür. Yüzeylerin birbirinden tam olarak ayrılması, madeni yüzeyler arasında yağ tabakasında oluşan basıncın dış kuvveti dengeleyecek bir değere ulaştığında olur.



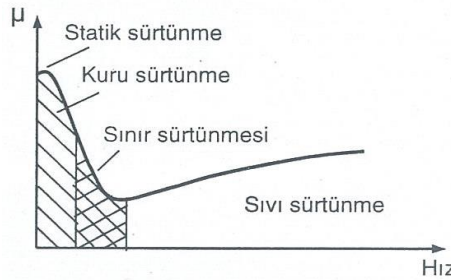
Şekil 6. Sıvı sürtünme [53]

Yüzeylerin pürüzlülükleri, R_{t1} ve R_{t2} olmak üzere, geometrik bakımdan sıvı sürtünmesi için film kalınlığı

$$h_0 > R_{t1} + R_{t2}$$

olmalıdır.

Sıvı sürtünmede olayında cisimlerin yüzeyleri arasında oluşan yağ filminin oluşum biçimi oldukça önemlidir. Bu sürtünmede hidrodinamik ve hidrostatik sıvı sürtünmeleri olmak üzere iki durumla karşılaşılabilir. Yağ filmi; cisimlerin hareketinden kaynaklanıyorsa hidrodinamik, yağlamadan şaridan bir pompa yoluyla sağlanıyorsa hidrostatik yağlama düşünülmelidir. Şekil 7’de, bahsedilen durumlar gösterilmiştir (Stribeck eğrisi).

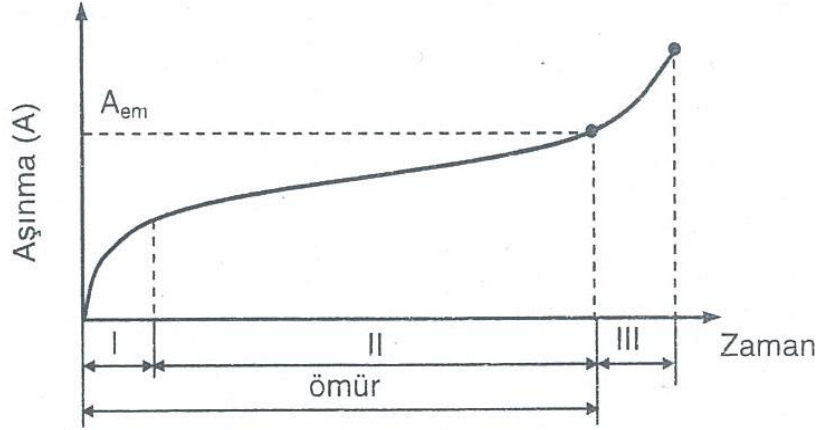


Şekil 7. Stribeck sürtünme eğrisi [53]

C. AŞINMA

Aşınma, cisimler uzun süreli ve yoğun olarak kullanıldıklarında ortaya çıkan ve cisimden zamanla kaybedilen malzeme kaybı olarak tanımlanabilir. Aşınmaya uğrayan cisimlerin şekilleri bozulur ve zamanla sağlaması istenen özellikleri yerine getiremeyecek duruma gelebilirler.

Oluşum şekli olarak aşınma olayı zamanla oluşan aşınma ve aniden oluşan aşınma durumu olarak iki grupta ele alınabilir. İlk durum için aşağıda verilen Şekil 8 grafiği kabul edilebilir. Bu grafikte belli bir sürede oluşan aşınma için aşınmanın zamana bağlı değişimi ve bu sürede üç bölge oluşumu görülmektedir.



Şekil 8. Zamanla oluşan aşınma [53]

İlk bölge cisimlerin çalışmaya başladığı ve birbirlerine alıştığı rodaj olarak isimlendirilen aşınmanın yüksek olduğu bölgeyi temsil eder. İkinci bölge normal çalışma anındaki aşınmadır. Son bölge ise aşınmanın en yüksek seviyeye çıktığı şiddetli aşınma bölgesi olarak da tanımlanan bölgedir.

Bu grafiğe bakılarak cismin kullanım ömrü belirlenir ve buna göre müdahale edilir. Müdahale cismi revize etme veya doğrudan yenisi ile değiştirme şeklinde olabilir.

Aniden oluşan aşınmada cismin yüzeyleri aniden bozulur, bazen de çalışamaz hale gelir.

Malzemelerde meydana gelen deformasyonların, aşınma olarak görülmesi için bazı şartları sağlaması gerekir. Deformasyonun sağlaması gereken şartlar aşağıdaki şekilde özetlenebilir.

- Mekanik etki olmalı,
- İzafi hareket (sürtünme) olmalı,
- Yavaş ve uzun süreli olmalı,
- Malzeme formunun değişime uğraması,
- İstemsizce olması.

C. 1. Aşınma Mekanizmaları ve Çeşitleri

Adezyon (adesv) veya kaynama aşınması: Adezyon aşınması, birbirine benzer malzemeler yada birbiri ile alaşım oluşturabilen malzemeler arasında görülür. Bu durum malzeme çiftlerinden birinin sert diğeri yumuşak seçilmesinin nedenidir. Cismin yüzeyindeki pürüzler, uygulanan kuvvetin tesiriyle akma sınırını aşarak plastik deformasyona uğrarlar. Yüzeyde absorbe edilen sıvı veya gaz molekülleri ve oksit tabakaları parçalanır. Cisimlerin temas ettiği noktalarda mikro kaynak bağları oluşur. Temas yüzeylerinin izafi hareketi sırasında mikro kaynak bağları kırılarak malzeme kayıpları meydana gelir.

Abrasyon (abrasv) aşınma mekanizması: Bu aşınma, yüzeydeki pürüzlerin, yüzey veya sert parçacıklar tarafından plastik deformasyona uğrayarak kopması ile meydana gelir. Abrasyon aşınmasını yüzeylere sertleştirme işlemi uygulayarak engellemek mümkündür. Ayrıca yüzeylerin arasına aşınmaya sebep olacak parçaların girişini engellemek için iyi bir sızdırmazlık sağlamak gerekir.

Mekanik korozyon aşınması: Bu aşınma çeşidi, kimyasal aşınmadır. Birbiri üzerinde kayan veya yuvarlanan yüzeyler arasında küçük temas bölgelerinde daima plastik deformasyonlar meydana gelir. Kristal kafesi plastik deformasyon sonucu bozulur ve buna bu nedenle yüzey kimyasal bakımdan

aktifleşip, ortamdaki oksijen ile okside olur. Hareketin ilerleyen kısmında oksit tabakası kırılır ve oksit parçacıkları düşerek aşınmayı oluşturur.

Erozyon ve kavitasyon: Erozyon aşınması, katı veya sıvı parçacıkların yüzeye çarpmasıyla oluşan aşınma türüdür. Bu aşınma, pompa pervaneleri, gaz türbin bıçakları gibi pekçok alanda görülebilir. Erozyon aşınması, partikülün çarpma açısı, çarpma hızı ve partikül boyutu gibi birçok parametreye bağlıdır. Örnek olarak partiküllerin sert ve katı halde ise abrasif aşınmaya benzer bir yapı ortaya çıkarması verilebilir.

C. 2. Aşınmayı Etkileyen Faktörler

Aşınmayı etkileyen pekçok farklı etken vardır. Bu etkenler içinde aşınmayı en çok etkileyenleri aşağıdaki şekilde özetlemek mümkündür.

Malzeme seçimi: Aşınma olayı çoğunlukla bu etken ile yakından ilgilidir. Malzeme seçimi doğru yapılmadığı zaman istenilen performans elde edilemediği gibi ciddi maddi kayıplara da sebep olabilir.

Sürtünme: Bazı metallerde sürtünme katsayısı düşük olmasına rağmen büyük miktarda aşınma oluşabilir. Bununla beraber sürtünme katsayısının yüksek olduğu bazı durumlarda aşınmanın çok az olduğunun görülmesi mümkündür.

Yüzeye uygulanan yük: Bu etkenin aşınma ile doğru orantılı olarak arttığı deneylerle gözlemlenmiştir.

Sürtünme mesafesi: Sürtünme mesafesinin artması ile aşınma miktarında zamana bağlı olarak artış gözlenir.

Yüzey sertliği: Yüzey sertliği aşınmayı etkileyen en önemli etkenlerden biridir. Yüzey sertliği artırılarak aşınma azaltılabilir ya da aşınmadan kaynaklanan yüzey deformasyonu sabit tutulabilir.

Yüzey kalitesi: Özel çalışma ortamları dışında çoğunlukla yüzey pürüzlülüğünün 10-70 µm arasında olmasına dikkat edilir. Eğer yüzey oldukça temiz ise yüzeyler arsında soğuk kaynak oluşumu artar. Yüzey kaba olarak işlenmiş ise bu durum aşınmanın daha fazla artmasına neden olur.

Yağlama: Yağlama, aşınmaya karşı alınan en önemli tedbirlerin başında gelir. Sürtünen yüzeyler arasındaki yağlama ile metal – metal teması ve soğuk kaynaklanma engellenebilir.

D. TRIBOMETRELER

Tribometre, birçok triboloji çalışmasında, sürtünme ve aşınmayı ölçmede kullanılan cihaz olarak tanımlanır. Doğru seçilmiş bir tribometreden sürtünme ve aşınmayla ilgili önemli bilgiler elde edilebileceği gibi hatalı yapılmış bir tercih oldukça yanlış değerlendirmelere sebep olabilir. Bu nedenle, tribometrelerle ilgili bilgilerin doğruluğu oldukça önemlidir.

Aşınma ve sürtünme; yük, nem vb. faktörlere karşı hassas olmasından dolayı tribometre, bu faktörlerin kontrol altında olduğu ve görüntülendiği bir ortamda kullanılması son derece önemlidir[56].

Tribometrelerin temel özellikleri

- Ortalama bir tribometre;
- Yükleme yapmak,
- Hareketi sağlamak gibi özelliklere sahiptir.
- Daha fonksiyonlu olanlar ise;
- Aşınma hesabı,
- Sıcaklık hesaplaması,

- Sürtünme katsayısı ölçümü gibi özellikleri de belirlemek için özel ekipmanlara sahiptirler.

Nasıl bir tribometrenin kullanılacağı aşınmanın türüne göre belirlenmektedir. Çünkü, tribometreler belli bir aşınma için tasarlanırlar. Farklı bir aşınma türünde kullanıldıklarında çok doğru sonuçlar elde edilemeyebilir. Bu yüzden uygun bir seçim için öncelikle aşınma türünün bilinmesi gerekir.

Aşınma türüne göre tasarlanmış ve pratikte kullanılan birçok tribometre cihazı vardır. Bu cihazlardan yaygın olarak kullanılan iki tanesi aşağıda özetlenmiştir.

D. 1. Falex Test Cihazı

Bu cihaz, endüstriyel araştırma laboratuvarlarında oldukça yaygın kullanılır. Cihaz düzeneğinde dört temas kuvveti birbiriyle dengede olduğundan pimi hareket ettirmek için gerekli olan tek kuvvet V-blok kapanma kuvveti ve momenttir. Burada bahsedilen moment sürtünme kuvvetinin ölçülmesini sağlar.

D. 2. Pim-Disk Aparatı

Pim-disk en çok kullanılan ve en yaygın kullanım alanına sahip tribometredir. Pim döner diske baskı uygular. Pim ve disk boyutları yapılacak olan deneye göre farklılık gösterir. Pim-disk aparatı deneysel olayları iyi kontrol ettiği için diğer tribometrelere göre daha fazla tercih edilir. Bu aparat sabit koşullar altında da deney yapılmasına olanak verir.

Başlangıçta disk yüzeyi pürüzsüzdür. Ancak sonra transfer filmleri yüzeyde birikir. Diskin seramik olan tarafının diğer kısımlarından daha fazla aşınmasından dolayı aşınma anizotropisi genellikle seramiklerde görülür.

IV. TRIBOLOJİ İLE İLGİLİ YAPILMIŞ OLAN ÇALIŞMALAR

Dr. Shahira Liza Kamis ve ark. [57], çalışmalarında silikon ve SUS40₃ substratları üzerinde biriktirilen segment yapıli hidrojen içermeyen α -C filmlerin mekanik ve tribolojik davranışları incelenmiştir ve yapılandırılmış hidrojen içermeyen α -C filmleri ile karşılaştırılmıştır. Yapılandırılmış hidrojen içermeyen α -C filmleri, filtreli katodik vakum ark (FCVA) sistemi ile metal kafesler kullanılarak imal edilmiştir. Segment yapıli hidrojen içermeyen α -C filmlerin, düşük gerilim, yüksek sertlik, düşük sürtünme ve aşınma oranı açısından iyi kaplama özelliklerine yol açan FCVA yöntemi ile sentezlenebildiği bulunmuş ve bunlar tribolojik uygulamalar için uygun hale getirilmiştir.

Aiqin Liu ve ark. [58] tarafından “doğal diz için deneysel bir eklem simülasyon sistemi” geliştirilmiştir. Standart yapay yatakların anterior-posterior (A/P) kesme kuvveti açısından tribolojik performansı, yeni geliştirilen altı serbestlik dereceli tribolojik eklem simülatörü ile belirlenmiştir. Daha sonra domuz diz modeli geliştirilmiş ve kesme kuvveti ölçümleri açısından tribolojik özellikler ilk kez A/P kısıtlı, yay kuvvetleri yarı-kısıtlı ve A/P sınırsız koşulları içeren üç biyomekanik kısıtlama seviyesi için belirlenmiştir. Kesme kuvveti ölçümleri, A/P sınırlandırılmamış koşul altında (baskın olarak kayan hareket) A/P kısıtsız koşuluna (baskın olarak yuvarlanan hareket) kıyasla daha yüksek değerler göstermiştir. Bu durumda kesme kuvveti simülasyon modelinin femoral ve tibial yatağın kayması ve/veya yuvarlanması kısıtlandığında tribolojik davranışlar arasında ayırım yapabildiğini belirtmiştir.

Hannes P. Saal ve Sliman J. Bensmaia [59], çalışmalarında periferik sinir ile elektriksel arayüz kullanarak dokunuş hissini düzeltme yaklaşımlarına odaklanmışlardır. İlk olarak, sinir liflerini elektrikle etkinleştirmek için implante edilebilen cihazlar tanımlanmıştır. İkinci olarak, bu arayüzlerin temel somatosensör geribildirimlerini nasıl aktardıkları tartışılmıştır. Üçüncüde ise, somatosensör sinirinin bozulmamış ekstremitelerdeki nesnelerle ilgili bilgileri nasıl kodladığı ve bu doğal sinir kodlarının yapay dokunsal geri bildirimleri iletmek için nasıl kullanılabileceği hakkında neler bildikleri gözden

geçirilmiştir. Son olarak, çok yönlü dokunsal duyular ölçmek için bu kodların nöroprostatik bir cihazda nasıl uygulanabileceğine dair bir plan sunulmuştur.

M.L. Wang ve Z.X. Peng [60] yaptıkları derleme çalışmasında, artiküler kıkırdakların mekanik ve yüzey morfolojik davranışlarını ve insan dizlerinin yıpranmasında insan diz sinoviyal sıvısının rolünü incelemişlerdir. OA (osteoartrit) semptomlarının daha iyi anlaşılması için gelecekte yapılabilecek çalışmalar değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlarda; insan dizindeki aşınma, OA (osteoartrit) 'nın ana nedeni olduğu belirtilmiştir. İnsan dizinde bulunan kıkırdak, sinovyal sıvı araştırmaları insan dizindeki aşınmanın daha iyi anlaşılmasına yardımcı olacağı ifade edilmiştir.

Elmas benzeri karbon (DLC) malzemesi, trombosit yapışmasını ve aktivasyonunu inhibe etmeye yardımcı olan antitrombogenite davranışı nedeniyle yüzey kaplama malzemesi olarak kanla temas eden cihazlarda kullanılır. Dr. Shahira Liza Kamis ve ark. [61], çalışmalarında DLC filmlere, kan uyumluluğunu artırmak için kimyasal buhar biriktirme (CVD) sırasında bor ilave edilmiştir. Borun karbona (B/C) oranı, trimetilboron ve asetilenin akış hızını ayarlayarak filmde 0 ila 0.4 arasında değişmiştir. Tribolojik testler, B/C oranı 0,03 olan bor katkılı DLC filmlerin, katkısız DLC filmlerine kıyasla, sürtünmeyi ($\mu = 0.1$) azaltma, sertliği azaltma ve aşınma oranını hafifletme açısından yararlı olduğunu göstermiştir. 0,03 ve 0,4'lük filmdeki B/C oranı, yüksek ıslanabilirlik ve yüzey enerjisi nedeniyle yüksek oranda hidrofilik bir yüzey sergilemiştir. TiNb substratlarının katkısız ve bor katkılı DLC ile kaplanmadan önce ve sonra kanla olan biyo-uyumluluğunu karşılaştırmak için bir in-vitro trombosit yapıştırma deneyi gerçekleştirilmiştir. Yüksek hidrofilik yüzeye sahip filmler TiNb'nin kan uyumluluğunu arttırmış ve D=3 için B/C oranı 0.03 olan en iyi sonuçlar elde edilmiştir.

Jason R. Stokes ve ark. [62] çalışmalarının, gıda bilimi endüstrisindeki pek çok kaynağın, yiyecek ve içeceklerin tüketimi boyunca gıda ürünlerinin özelliklerini (doku ve tat gibi) anlamaya yönelik olduğunu ifade etmiştir. Araştırma ağızdaki mekanizmaların dinamik yönlerini yakalamak için stratejiler geliştirmeye dayalıdır. Çalışmada, ağız parçalama yörüngesinin, reoloji ve triboloji ile tükürük göz önüne alındığında 6 aşamada haritalanabileceği ifade edilmiştir.

Luiz E. Bertassoni ve ark. [63], çalışmalarında diş yapısının en büyük bileşeni olan dentinin organik matrisinin nano-yapısının belirlenmesindeki ilerlemeyi gözden geçirmiş ve restoratif biyomalzemelerin dentin substrat ile olan etkileşimini anlamakla ilgili yönleri vurgulanmıştır. Dentin kollajen fibrillerin hiyerarşik olarak bir araya getirilmiş supramoleküler yapısına ve su moleküllerine yapısal bağımlılığa etkileri hakkında yeni bilgiler sunulmuştur. Daha sonra dentin organik ağını oluşturmada proteoglikanın katılımıyla ilgili son kanıtlar gözden geçirilmiştir. Son olarak, bu karmaşık biçimde bir araya getirilmiş nanoyapıların mevcut reçine esaslı diş restorasyonlarının düşük dayanımını sağlayan protez degradasyon süreçleri ile olan ilişkisi tartışılmıştır. İncelenen kompleks organik yapıların, polimerik restoratif diş malzemeleri ile etkileşime girdiği iddia edilmiştir. Nanometre ölçekli topografik özelliklerin, dentin kollajen fibrillerinin hermetik kapsüllenmesini potansiyel olarak engellediği öngörülmüştür.

Gabriele M. Lozito ve ark. [64], çalışmalarında bisiklet sürme sırasında kas kuvvetlerinin değerlendirilmesine yönelik ilerlemeyi belgelemiştir. Çalışmanın özü, gerçek zamanlı bir paradigmanın ters biyomekanik modele uyarlanması dayandırılmıştır. Bisiklet aktivitesi sırasında bacağın biyomekanik bir modeli için gerçek zamanlı bir uygulama oluşturulmuştur. Toplu veriler Matlab ortamında analiz edilmiş ve gerçek zamanlı modeller oluşturulmuştur. Modelin farklı konfigürasyonları test edilmiş, hassasiyet odaklı ve performans odaklı olmak üzere iki optimal konfigürasyon önerilmiştir.

Li Zhang ve ark. [65], çalışmalarında kaybedilmiş dişlerde güncel diş tedavilerinin büyük ölçüde dişlerin işlevselliğini geri kazanmasının protezlere ve implantlara bağlı olduğunu ifade etmişlerdir. Bununla birlikte, bu cihazlar biyolojik dişleri taklit edemez ve yeniden şekillendiremez. Doku mühendisliği kavramı, iyi tasarlanmış üç boyutlu bir iskele üzerinde postnatal diş kök hücrelerinin (DSCs) yetiştirilmesiyle, diş organojenezinin yeniden canlandırılması gerçeğine dayanmaktadır. Bugüne kadar, farklı hücre kaynaklarına sahip birçok biyomateryal iskele, doğal ekstrasellüler matris (ECM) analoglarına ikame edebilecekleri belirtilmiştir. Bu yazıda, diş hekimliği mühendisliği için özellikle

önemli olan periodontal dental kök hücreler DSC'leri, iskele tasarımı ve üretim teknikleri alanlarında zorluklar üzerine bir tartışma ile birlikte literatürün kısa bir gözden geçirmesi sunulmuştur.

Takashi Miyazaki ve ark. [66], makalelerinde diş seramiklerinin gelişimi, diş CAD/CAM sistemlerinin mevcut durumu, CAD/CAM ve zirkonya restorasyonu, zirkonya ile kaplayıcı seramik arasındaki bağ, zirkonya bağı, zirkonya restorasyonunun ve antagonist emaye aşınmasının yüzey kaplaması ve zirkonya restorasyonunun klinik değerlendirilmesi konularını gözden geçirmiştir. Kaplamalı porselenlerde kırılmayı önleyebilecek iki alternatif önerilmiştir. Birincisi, imal edilmiş zirkonya çerçevesine yapışan porselen parçaları içeren hibrid yapılandırılmış FDP'lerdir. Bir diğer seçenek ise tam konturlu zirkonya FDP'leri üzerinde yüksek yarı saydam zirkon kullanılmasıdır. Bu derlemede, porselenlere kıyasla yüksek düzeyde parlatılmış zirkonyanın daha düşük antagonist aşınma verdiği gösterilmiştir. Her iki malzeme ve işleme teknolojilerinin hızla gelişmesi nedeniyle, zirkonya bazlı FDP'lerin uygulanmasının umut verici olduğu görülmüştür. Bununla birlikte, diş hekimleri ve diş teknisyenlerinin klinik işlemleri gerçekleştirirken iş birliği yapmaları gerektiği ifade edilmiştir. Özellikle, zirkonya tabanlı FDP'lerin kullanılabilirliğini kanıtlamak için daha uzun klinik değerlendirmelere ihtiyaç duyulduğu anlaşılmıştır.

Dr. Shahira Liza Kamis ve ark. [67] çalışmalarında, 70 yaşında bayan hastanın 10 yıllık kullanımından sonra toplam diz sisteminden çıkartılan tibial insert, yatak yüzeyinin morfolojisini ve bileşimini karakterize etmek için, stereoskop, taramalı elektron mikroskobu (SEM), sonsuz odak mikroskobu (IFM) ve enerji dispersiyon spektroskopisi (EDS) kullanılarak araştırılmıştır. Tibial insertin moleküler ağırlığını ölçmek için jel-permeasyon kromatografisi (GPC) kullanılmıştır. Sonuçlar, toplam diz replasmanı (TKR) başarısızlığının yüksek dereceli aşınma ve oksidasyon bozunması ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Alınan UHMWPE tibial yüzeyinde yüzey delaminasyonu, çizik izleri, çukurlaşma, katlanma ve gömülü üçüncü vücut partikülleri gözlenmiştir.

Yuan Zhang ve ark. [68], çalışmalarında enfeksiyon kontrolü ve kemik rejenerasyonu için iki fazlı bir eklem boşluğu oluşturma üzerine bir hipotez önermişlerdir. Bahsedilen eklem boşluğu, bilgisayar destekli tasarım ve düşük sıcaklıkta 3D baskıdan elde edilen geometriye özgü bir kalsiyum fosfat kılıf ile antibiyotik sağlayan bir eksenel kemik çimento sütunundan oluşmaktadır. Teorik olarak, bu eklem boşluğu spesifik ilaçların kontrollü salınımı ve büyüme faktörlerinin birlikte sağlanması özelliklerine sahiptir. Yapılan hipotez önerisinin onaylanması durumunda, 3D baskı tekniğini kullanarak kalsiyum fosfatın yazdırılabilirliğini kolaylaştırmak ve laboratuardan kliniklere geçişini hızlandırmak için daha fazla çaba gösterilmesi gerektiği ifade edilmiştir. Sonuç olarak, bilgisayar destekli tasarım ve düşük sıcaklıkta 3D baskıdan elde edilen geometriye, spesifik bir bioseramik kılıf ve antibiyotik taşıyan eksenel bir kemik çimento direğinden oluşan yeni bir bifazik ayırıcı modülün, gelişmiş kemik onarımı etkisi göstereceği hipotezi gündeme getirilmiştir. Yazarların klinik uygulamadaki hipotezlerinin uygulanması durumunda, hastalarda daha iyi bir yaşam kalitesi beklenirken, artroplasti ameliyatlarında sağlık harcamasının önemli ölçüde azalacağı anlaşılmıştır.

Takeshi Yamaguchi ve Kei Masani çalışmalarında, düz yürüme sırasında COM-COP açısının teğetin RCOF_y'e olan katkısı araştırılmıştır [69]. Çalışma, dört sağlıklı genç erişkin erkeği kapsamaktadır. Katılımcılardan 5 muzunluğunda bir geçitte yürümeleri istenmiştir. Her katılımcı dokuz denemede, üç farklı yürüme hızı (1, 1.4 ve 1.9 m/s) üç farklı uzunluk (0.55, 0.75 ve 0.95 m) için deneyler gerçekleştirmiştir. COM, hareket yakalama yöntemini kullanarak hesaplanmıştır. Sol ve sağ ayaklar için COP'ler, geçide gömülü sekiz kuvvet plakası kullanılarak ölçülmüştür. RCOF_y, kuvvet plakaları kullanılarak ölçülen anterior-posterior ve vertikal yer reaksiyon kuvvet komponentlerinden hesaplanmıştır. Bu çalışmanın sonuçları, RCOF_y'nin büyüklüğünün esas olarak düz yürüyüş sırasında sagittal düzlemdeki COM-COP açısının teğetiyle belirlendiğini göstermiştir. Sonuçlar, ağırlık kabulünde teğet olan daha küçük bir COM-COP açısı ile yürümenin, düz yürüme sırasında RCOF_y değerini, yani kayma riskini etkili bir şekilde düşürdüğünü göstermiştir.

S. Omata ve ark. yaptıkları çalışmada yapay kırıkda implantı için eklem yüzeyinin kayganlaştırıcı katkısı ile yeni biyotribolojik bir malzeme geliştirmek için iki tip poli vinil alkol (PVA) hidrojel üzerinde durulmuştur [70]. Aşınma testi sırasında oluşan aşınma parçacıklarının morfolojisi ve hidrojel aşınma parçacıklarını uygulayarak makrofaj immün yanıtları değerlendirilmiştir. Aşınma testi sonuçları, toplam

WP-CD miktarının WP-FT'ye göre belirgin şekilde düşük olduğunu ortaya koymuştur. Biyokimyasal ve immünolojik değerlendirmelerde aşınma parçacıklarının makrofajlara sitotoksik etkisi olmadığı görülmüştür. Her iki yıpranma partikülü tarafından uyarılan grupların sitokin sentezi, LPS ile uyarılmış pozitif kontrolünden çok düşüktür. Böylece, PVA aşınma parçacıklarının makrofaj immün tepkisini etkilemeyeceği anlaşılmıştır. PVA hidrojelinin kayganlığı daha da iyileşebilirse aşınmanın ve osteoliz riskinin azalacağı anlaşılmıştır.

Subir Ghosh ve ark. çalışmalarında, simüle edilmiş bir kalça eklem modelinde tribolojik performans üzerindeki varyasyonun etkilerini karşılaştırmışlardır [71]. Makalede, yapay kalça eklemi implantlarında sinovyal sıvı kompozisyonlarının tribolojik rolünün temel bir araştırması rapor edilmiştir.

Alessandro Ruggiero ve ark. çalışmalarında son yıllarda diş hekimliğine uygulanan tribolojiye olan ilginin artması nedeniyle bu konuyu geniş çapta ele almışlardır [72]. Çalışmanın amacı, diş-diş ve doğal diş-malzeme (zirkonya- zirkonya ve doğal diş-zirkonya) temaslarındaki tribolojik performansları incelemektir. Tribolojik testler, yağlanmış koşullar altında (yapay tükürük) bir pistonlu tribometre kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Aşınma kütle kaybı değerlendirmesi, gravimetrik yöntem kullanılarak değerlendirilmiştir. Her tribo testinin ardından aşınmış yüzeylerde mevcut olan aşınma mekanizmalarını karakterize etmek için bir 3D temassız optik profillerle analiz yapılmıştır. Aşınma ile kütle kaybıyla ilgili sonuçlar, seramik restorasyonla (ortalama 0,5 mg'lık bir değer), doğal dişin tribolojik olarak bağlanmasında çok düşük bir aşınma oranı göstermiştir. Bu oran, temas iki yapay zirkonya dişi arasında olduğunda daha da düşüktür.

Dengke Chen ve ark. çalışmalarında, köpekbalığının morfolojisi ve mekanizması genel itibariyle açıklanmış ve köpekbalığı morfolojisi ile yüzeylerin üretilmesi için kullanılabilecek yöntemler hakkında bilgi verilmiş, son olarak çalışmada yer verilen bilgi ve yöntemlerin farklı akışkan mühendisliğindeki uygulamaları kısaca gösterilmiştir [73].

Gülşen Akdoğan ve ark. çalışmalarında, diz ve kalça eklemlerindeki aşınma sorunu konusunda son yıllardaki gelişmeleri ve çalışmaları incelemişlerdir [22]. Yapılan gözden geçirmede tribolojinin temel ilkelerini kullanarak biyotriboloji alanında kullanılabilecek yararlı yeni yöntemler üretilebileceği anlaşılmıştır. Metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler gibi çeşitli malzemeler kullanılarak tasarlanmış yapay eklemlerinin incelenmeye devam edildiği görülmüştür. Bu alandaki yeni çalışmaların implant teknolojisinin gelişimini etkileyeceği anlaşılmıştır. Yeni implant tasarımları için farklı alaşımların veya kompozitlerin test edildiği görülmüştür. Günümüzde hala önemli olan nanoteknoloji, doku mühendisliği, ortopedi, triboloji, biyo-triboloji, organ nakli ve suni organlar gibi önemli konuların, biyo-tribolojik çalışmalarda gelecekte uygun çözümler bulmada faydalı olacağı anlaşılmıştır. Özet olarak bu derleme makalesiyle, klinik araştırmadan önce yapılması gereken teorik ve laboratuvar koşullarında in-vitro çalışmaların bir özetini sunmayı amaçlanmıştır.

Francesca Di Puccio ve Lorenza Mattei çalışmalarında kalça implantlarının tribolojik performansı ile ilgilenmişler ve konuyu üç ana bölümde almışlardır; ilki soketli bilyeli eklemlerin temas mekanizmasından ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen aşınma yasalarına kadar tribolojik temel öğeler, ikincisi odak yapay kalça eklemlerine, malzemelerin ve geometrik özelliklerin tanımlanması ve sürtünme, yağlama ve aşınma özelliklerinin tartışılması ve son bölüm İngiltere, Galler ve Kuzey İrlanda Ulusal Ortak Sicili tarafından sağlanan 2003-2012 yılları arasındaki kalça implantlarının eğilimlerinin bir tartışmada özetlenmesi ve yorumlanmasıdır [74]. Bu makalede biyotriboloji biliminin karmaşıklığını ve kalça protezi tasarımını analiz etme ve iyileştirmedeki temel rolünün yanı sıra, kalça artroplastisi sonuçlarını iyileştirmek için daha fazla araştırma yapılması gerektiği sonucuna varılmıştır.

Burak Öztürk ve ark. çalışmalarında, diz protezlerinde zamanla meydana gelen aşınmaların protez ömrünü kısaltması problemini ele almışlardır [75]. Normal şartlarda ortalama bir protez ömrü 15 yıl iken kilo artışı vb. sebeplerden dolayı protezler zarar görebilmekte hatta kırılabilir. Bu çalışma kapsamında diz protezlerin artroplastisi uygulamalarında ortaya çıkabilen problemler hasta durum raporları ile incelenmiş ve aşınmanın kilo vb. etkenlerle ilişkisi ortaya koyulması amaçlanmıştır.

Ömer Faruk Bilgen ve ark. çalışmalarında iyi bir tespit, düşük aşınma, yeterli stabilite ve yüksek hareket açıklığı elde edebilmek için kalça protezlerindeki güncel komponent dizaynları ve yenilikler üstünde durmuşlardır [76]. Total kalça protezi (TKP) uygulamasında amaç; ağrıyı gidermek ve işlevleri artırmaktır. Uygun malzeme ve tasarım özelliklerine sahip implant kullanılması TKP uygulamasında başarıyı artırır. Bu çalışmada, total kalça protezi uygulamalarında malzeme ve tasarım hakkındaki önemli noktalar verilmeye çalışılmıştır.

Myant Connor ve Philippa Cann çalışmalarında, yapay kalçalar için kabul edilen yağlama modellerini gözden geçirmişler ve sinovyal sıvıyla film oluşumunu açıklamak için yeni bir model sunmuşlardır [77]. Son zamanlarda yazarlar tarafından önerilen bu modelin, arayüzey arası film oluşumunun, temastaki lokal reolojik değişiklikler tarafından belirlendiği ve sinovyal sıvı proteinlerinin toplanmasından kaynaklandığı öne sürülmüştür. Bu yeni mekanizmanın yeni implant tasarımlarının tribolojik performansı ve hasta sinovyal sıvısının üzerine etkileri tartışılmıştır.

Hüseyin Ünal ve Salih Hakan Yetgin çalışmalarında, katkısız poliamid 6 (PA 6), %15 grafit katkılı poliamid 6 (PA6-15G) kompozit ve %15 grafit ve %6 vaks katkılı poliamid 6 (PA6-15G-6W) kompozit malzemelerin kendi üzerlerinde kuru kayma şartları altındaki aşınma ve sürtünme davranışları araştırmışlar ve yapılan aşınma deneyleri sonucunda, Ayrıca, PA6-15G-6W kompozitinin tribolojik özelliklerinin katkısız PA6 ve PA6-15G kompozitine göre daha iyi olduğunu tespit etmişlerdir. PA6-15G kompozitine vaks ilave edilmesiyle, kompozitin sürtünme katsayısı ve spesifik aşınma oranının azaldığı sonucuna varmışlardır [78].

V. SONUÇLAR

Biyotribolojinin bilimsel çalışmalarda ve insan hayatı üzerindeki rolüyle ilgili önemli sonuçlar elde edildiği görülmüştür. Özellikle biyomedikal alandaki cihazların geliştirilmesinde, kullanılabilirlik süresinin uzatılmasına ilişkin yeni biyomalzemelerin geliştirilmesinde biyotribolojik bilgilerin önemli katkısı olduğu anlaşılmıştır. Biyotribolojinin önemiyle ilgili sonuçları aşağıda listelenen başlıklar altında özetlemek mümkündür.

- Biyomekanik sistemde meydana gelebilecek hasarlarda kullanılacak cihaz, protez, implant vb. tasarımların yapılmasına katkıda bulunması,
- Yapılan biyotribolojik çalışmalar sayesinde cihazların biyomekanik yapıya en iyi şekilde uyum sağlamasına yardımcı olacak bilgiler sağlanması,
- Daha güvenli ve uzun kullanım ömrüne sahip ürünlerin yapılması,
- Mevcut malzemeler dışında yeni biyoyumlu malzemelerin geliştirilmesinde rol oynaması,
- İmplantlar aracılığı ile canlıların engel durumlarına çözüm üreterek canlıların yaşam kalitesinin artırılması
- Yapay organ üretimi

Görüldüğü gibi birçok önemli alanda biyotribolojiden faydalanılmaktadır. Bu sonuçlar, biyotribolojinin önemini vurgulamakta ve bu alanda kapsamlı araştırmalar yapılması gerektiğini göstermektedir.

VI. GELECEĞE BAKIŞ

Biyotriboloji, güçlü güncel araştırma alanlarının en heyecan verici ve hızlı büyüyen dallarından biri olmuştur. Doğal tribolojik sistemlerden esinlenilerek, canlıların yaşam kalitesinin iyileştirilmesi amacıyla yeni teoriler geliştirilmesi, biyonik tasarımlar ve üretimler yapılması, triboloji ile ilgili hasar mekanizmalarının daha iyi anlaşılacak kalıcı çözümler üretilmesi konularında özgün araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu konularda önemli çalışmalar olmakla birlikte, çözümlenmesi ve iyileştirilmesi gereken birçok sorun bulunmaktadır. Bu nedenle mekanik yüzeyleri ve arayüzleri

bünyesinde barındıran, biyolojik olayların ve etkileşimlerin incelenebildiği araştırma konularının etkin bir şekilde ele alınabilmesi için bilim adamları, mühendisler ve klinik uygulamaları gerçekleştiren operatörler arasındaki iş birliğinin artırılması gerekmektedir.

Biyotriboloji araştırmaları, doğal biyolojik sistemlerin nasıl çalıştığı ve hastalıkların nasıl geliştiğinin yanı sıra çoğu kez mühendislik bakış açısından tıbbi tedavilerin ve cihazların nasıl optimize edildiğinin anlaşılmasına odaklanmaktadır. Biyolojik sistemler için tanımlanan özgün tribolojik mekanizmalar triboloji bilim dalının geliştirilmesinde önemli bir yer tutmaktadır. Triboloji alanında geliştirilen yöntem ve teknikler, biyotriboloji araştırmalarını ilerletmek için de kullanılmaktadır. Biyotriboloji konusunda gelecekte de çalışılması ve araştırılması öngörülen konular aşağıda listelenmiştir.

- Kas iskelet sistemi hastalıklarının daha iyi anlaşılması ve vücuda monte edilen implantların uygulama öncesi prototiplerinin gözlenmesi ve geliştirilmesi için,
- Vücutta hasar gören kısımlarda farklı sıvıların (örneğin diz sıvısı) kullanılması ve bu ürünlerde yurt dışı bağımlılığının azaltılması için,
- Çeşitli implantların geliştirilmesi ve hangi implantın vücudun hangi yerinde daha etkin kullanılabileceğini ve ne tür malzeme (metalik, seramik, polimerik veya kompozit) ile bu işlevin yapılabileceğini test ve incelemek için,
- Özellikle çocuk bezi ve kadın pedi gibi vücutla temas eden ürünlerde deri biyotribolojisinin daha iyi anlaşılması için,
- Dişlerdeki hasar ve yenilenme neticesinde hangi tür malzemenin daha uygun olduğunu incelemek ve test etmek için,
- İmplant malzemelerin modellenmesi ve uygulanması sırasında gerek geleneksel yöntemler gerek toz metalürjisi ve gerekse üç boyutlu yazıcılar ile implant üretimi uygulamasının daha etkin olabilmesi için yapılabilecek karşılaştırmalı çalışmalarda kullanılmak için,
- Protez kol ve bacakların vücut sistemi ile birlikte uyum içerisinde çalışabilmesi amacıyla gerçekleştirilecek çalışmaların geliştirilmesi için,
- Biyolojik sistemlerde ve özellikle eklem protezlerinde sürtünme, lubrikasyon ve aşınma işlevlerinin daha iyi anlaşılması için,
- Biyomekanik, ortopedi, fizik tedavi gibi klinik kullanım alanlarında, normal eklem fonksiyonları ile travma ve cerrahi sonrası eklem fonksiyonlarının nasıl değiştiğini incelemek için,
- İşgüvenliği, ergonomik kullanımlar ve antropolojik sınıflandırma ve verim artışı için yapılabilecek ön çalışmalarda kullanmak için,
- Sporcularda, yaşlılarda, kaza sonucu tahrip olan vücut sisteminin onarımı ve organik sistem ile değiştirilebilecek suni implantın tribolojik deneylerinin yapılması için, biyotriboloji bize yardımcı olabilecektir.

VII. KAYNAKLAR

- [1] I. Minami, "Ionic liquids in tribology.," *Molecules (Basel, Switzerland)*, c. 14, s. 6, ss. 2286–2305, 2009.
- [2] Z. R. Zhou ve Z. M. Jin, "Biotribology: Recent progresses and future perspectives," *Biosurface and Biotribology*, c. 1, s. 1, ss. 3–24, 2015.
- [3] B. D. Ratner, A. S. Hoffman, F. J. Schoen, J. E. Lemons, "Introduction - Biomaterials Science: An Evolving, Multidisciplinary Endeavor," *Biomaterials Science: An Introduction to Materials: Third Edition*, ss. 25–39, 2013.
- [4] Ş. Y. Güven, "Biyoyumluluk ve Biyomalzemeleri Seçimi," *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, c. 2, s. 3, ss. 303-311, 2014.
- [5] M. Sumita, T. Hanawa, S. H. Teoh, "Development of nitrogen-containing nickel-free austenitic

stainless steels for metallic biomaterials - Review,” *Materials Science and Engineering C*, c. 24, s. 6-8, ss. 753–760, 2004.

[6] A. K. Gür ve M. Taşkın, “Metalik Biyomalzemeler ve Biyouyum,” *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*, c. 2, s. 2. ss. 106–113, 2004.

[7] J. Breime, V. Biehl, “Handbook of Biomaterials Properties,” 1. baskı, Davon, England: Springer Science+Business Media Dordrecht, 1998, böl.2, ss. 135-143.

[8] E. Çap, H. Çelik, “Kobalt Esaslı Alaşımların Mikroyapı ve Mekanik Özelliklerine Ti ve Mn İlavesinin Etkisinin İncelenmesi,” *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, c. 9, s. 3, ss. 25-33, 2012.

[9] K. S. Katti, “Biomaterials in total joint replacement,” *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, c. 39, s. 3, ss. 133–142, 2004.

[10] A. Kocijan, I. Milošev, and B. Pihlar, “Cobalt-based alloys for orthopaedic applications studied by electrochemical and XPS analysis,” *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, c. 15, s. 6, ss. 643–650, 2004.

[11] I. Milošev and H. H. Strehblow, “The composition of the surface passive film formed on CoCrMo alloy in simulated physiological solution,” *Electrochimica Acta*, c. 48, s. 19, ss. 2767–2774, 2003.

[12] Y. Okazaki and E. Gotoh, “Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro,” *Biomaterials*, c. 26, s. 1, ss. 11–21, 2005.

[13] H. J. Rack ve J. I. Qazi, “Titanium alloys for biomedical applications,” *Materials Science and Engineering C*, c. 26, s. 8, ss. 1269–1277, 2006.

[14] J. zhi Chen, Y. long Shi, L. Wang, F. ying Yan, F. qiang Zhang, “Preparation and properties of hydroxyapatite-containing titania coating by micro-arc oxidation,” *Materials Letters*, c. 60, s. 20, ss. 2538–2543, 2006.

[15] G. Dearnaley ve J. H. Arps, “Biomedical applications of diamond-like carbon (DLC) coatings: A review,” *Surface and Coatings Technology*, c. 200, s. 7, ss. 2518–2524, 2005.

[16] N. Hallab, K. Merritt, J. J. Jacobs, “Metal sensitivity in patients with orthopaedic implants,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, c. 83, s. 3, ss. 428–436, 2001.

[17] J. D. Bobyn, G. J. Stackpool, S. A. Hacking, M. Tanzer, J. J. Krygier, “Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, c. 81, s. 5, ss. 907–914, 1999.

[18] B. R. Levine, S. Sporer, R. A. Poggie, C. J. Della Valle, J. J. Jacobs, “Experimental and clinical performance of porous tantalum in orthopedic surgery,” *Biomaterials*, c. 27, s. 27, ss. 4671–4681, 2006.

[19] H. Kato ve diğ., “Bonding of alkali- and heat-treated tantalum implants to bone,” *Journal of Biomedical Materials Research*, c. 53, s. 1, ss. 28–35, 2000.

[20] M. D. Ries, A. Salehi, K. Widding, and G. Hunter, “Polyethylene wear performance of oxidized zirconium and cobalt-chromium knee components under abrasive conditions,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, c. 84, s. 2, ss. 129–135, 2002.

[21] V. Benezra, S. Mangin, M. Treska, M. Spector, G. Hunter, L.W. Hobbs, “Microstructural Investigation of the Oxide Scale on Zr-2.5Nb and its Interface with the Alloy Substrate,” *Materials*

Research Society Symposium Proceedings, c. 550, 1999, ss. 337-342.

[22] A. Gulsen, G. Merve, P. Meltem, "Biotribology of Cartilage Wear in Knee and Hip Joints Review of Recent Developments," *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, c. 295, s. 1, 2018.

[23] Y. Cai, C. Liang, S. Zhu, Z. Cui, X. Yang, "Formation of bonelike apatite-collagen composite coating on the surface of NiTi shape memory alloy," *Scripta Materialia*, c. 54, s. 1, ss. 89–92, 2006.

[24] T. W. Duerig, D. E. Tolomeo, M. Wholey, "An overview of superelastic stent design An overview of superelastic stent design," *Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies*, c. 9, s. 3-4, 2000.

[25] H. Evlen, M. A. Özdemir, A. Çalışkan, "Doluluk Oranlarının PLA ve PET Malzemelerin Mekanik Özellikleri Üzerine Etkileri," *Journal of Polytechnic*, s. Şubat, 2019.

[26] M. Jäger ve A. Wilke, "Comprehensive biocompatibility testing of a new PMMA-HA bone cement versus conventional PMMA cement in vitro," *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, c. 14, s. 11, ss. 1283–1298, 2003.

[27] O. Findl, W. Buehl, R. Menapace, S. Sacu, M. Georgopoulos, G. Rainer, "Long-term effect of sharp optic edges of a polymethyl methacrylate intraocular lens on posterior capsule opacification: A randomized trial," *Ophthalmology*, c. 112, s. 11, ss. 2004–2008, 2005.

[28] A. J. Kruger, J. Schauersberger, C. Abela, G. Schild, M. Amon, "Two year results: Sharp versus rounded optic edges on silicone lenses," *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, c. 26, s. 4, ss. 566–570, 2000.

[29] T. Oshika ve diğ., "Three year prospective, randomized evaluation of intraocular lens implantation through 3.2 and 5.5 mm incisions," *Journal of Cataract and Refractive Surgery*, c. 24, s. 4, ss. 509–514, 1998.

[30] S. M. Kurtz ve J. N. Devine, "Peek biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants," *Biomaterials*, c. 28, s. 32, ss. 4845–4869, 2007.

[31] J. M. Toth, M. Wang, B. T. Estes, J. L. Scifert, H. B. Seim, and A. S. Turner, "Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications," *Biomaterials*, c. 27, s. 3, ss. 324–334, 2006.

[32] S. Akhavan *et al.*, "Clinical and histologic results related to a low-modulus composite total hip replacement stem," *Journal of Bone and Joint Surgery - Series A*, c. 88, s. 6, ss. 1308–1314, 2006.

[33] J. W. Brantigan, A. Neidre, and J. S. Toohey, "The Lumbar I/F Cage for posterior lumbar interbody fusion with the Variable Screw Placement System: 10-year results of a Food and Drug Administration clinical trial," *Spine Journal*, c. 4, s. 6, ss. 681–688, 2004.

[34] J. Kärrholm *et al.*, "Evaluation of a Femoral Stem With Reduced Stiffness," *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, c. 84, s. 9, ss. 1651–1658, 2002.

[35] A. H. Glassman, R. D. Crowninshield, R. Schenck, P. Herberts, "A low stiffness composite biologically fixed prosthesis," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, s. 393, ss. 128–136, 2001.

[36] J. W. Brantigan, A. D. Steffee, M. L. Lewis, L. M. Quinn, J. M. Persenaire, "Lumbar interbody fusion using the Brantigan I/F Cage for posterior lumbar interbody fusion and the Variable Pedicle Screw Placement System: Two- year results from a Food and Drug Administration investigational

device exemption clinical trial,” *Spine*, c. 25, s. 11, ss. 1437–1446, 2000.

[37] S. Yu, K. P. Hariram, R. Kumar, P. Cheang, K. K. Aik, “In vitro apatite formation and its growth kinetics on hydroxyapatite/ polyetheretherketone biocomposites,” *Biomaterials*, c. 26, s. 15, ss. 2343–2352, 2005.

[38] J. P. Fan, C. P. Tsui, C. Y. Tang, C. L. Chow, “Influence of interphase layer on the overall elasto-plastic behaviors of HA/PEEK biocomposite,” *Biomaterials*, c. 25, s. 23, ss. 5363–5373, 2004.

[39] K. H. Tan ve diğ., “Scaffold development using selective laser sintering of polyetheretherketone-hydroxyapatite biocomposite blends,” *Biomaterials*, c. 24, s. 18, ss. 3115–3123, 2003.

[40] M. S. Abu Bakar ve diğ., “Tensile properties, tension-tension fatigue and biological response of polyetheretherketone-hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants,” *Biomaterials*, c. 24, s. 13, ss. 2245–2250, 2003.

[41] J. C. Middleton ve A. J. Tipton, “Synthetic biodegradable polymers as orthopedic devices,” *Biomaterials*, c. 21, s. 23, ss. 2335–2346, 2000.

[42] S. Langstaff, M. Sayer, T. J. Smith, S. M. Pugh, “Resorbable bioceramics based on stabilized calcium phosphates. Part II: evaluation of biological response,” *Biomaterials*, c. 22, s. 2, ss. 135–50, 2001.

[43] A. Pasinli, “Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler,” *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, c. 4, ss. 25-34, 2004.

[44] C. Piconi ve G. Maccauro, “Zirconia as a ceramic biomaterial,” *Biomaterials*, c. 20, s. 1, ss. 1–25, 1999.

[45] R. Glauser, I. Sailer, A. Wohlwend, S. Studer, M. Schibli, P. Schärer, “Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study,” *The International journal of prosthodontics*, c. 17, s. 3, ss. 285–90, 2004.

[46] I. Ahmad, “Yttrium-Partially Stabilized Zirconium Dioxide Posts: An Approach to Restoring Coronally Compromised Nonvital Teeth,” *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, c. 18, s. 5, ss. 455–465, 1998.

[47] Y. Akagawa, R. Hosokawa, Y. Sato, K. Kamayama, “Comparison between freestanding and tooth-connected partially stabilized zirconia implants after two years’ function in monkeys: a clinical and histologic study,” *The Journal of prosthetic dentistry*, c. 80, s. 5, ss. 551–558, 1998.

[48] A. Scarano, F. Di Carlo, M. Quaranta, A. Piattelli, “Bone response to zirconia ceramic implants: an experimental study in rabbits,” *The Journal of oral implantology*, c. 29, s. 1, ss. 8–12, 2003.

[49] S. A. Catledge, M. Cook, Y. K. Vohra, E. M. Santos, M. D. McClenny, K. D. Moore, “Surface crystalline phases and nanoindentation hardness of explanted zirconia femoral heads,” *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, c. 14, s. 10, ss. 863–867, 2003.

[50] K. Haraguchi, N. Sugano, T. Nishii, H. Miki, K. Oka, H. Yoshikawa, “Phase transformation of a zirconia ceramic head after total hip arthroplasty,” *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, c. 83, s. 7, ss. 996–1000, 2001.

[51] D. Munz, T. Fett, *Ceramics: Mechanical Properties, Failure Behaviour, Materials Selection*, 1.

baskı, Berlin, Heidelberg, Germany: Springer-Verlag, 1999, bl. 1, ss. 1-9.

[52] G. Willmann, "Ceramic femoral heads for total hip arthroplasty," *Advanced Engineering Materials*, c. 2, s. 3, ss. 114–122, 2000.

[53] K. E. McCracken ve J. Y. Yoon, "Recent approaches for optical smartphone sensing in resource-limited settings: A brief review," *Analytical Methods*, c. 8, s. 36, ss. 6591–6601, 2016.

[54] K. Güleryüz, "Deformasyon yaşlanmasının Al7075 alaşımının mekanik özelliklerine ve aşınma davranışına etkisi," Yüksek lisans Tezi, İmalat Mühendisliği Bölümü, Karabük Üniversitesi, Zonguldak, Türkiye, 2011.

[55] R. Koç, "Bilgisayar kontrollü aşınma test cihazı tasarımı ve imalatı," 2. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi (TİMAK-2010), Balıkesir, Türkiye, 2010, ss. 129-137.

[56] S.M. Kurtz, *The UHMWPE Handbook: Ultra-High Molecular Weight Polyethylene in Total Joint Replacement*, 1. baskı, New York, USA: Elsevier Academic Press, bl. 1, 2004, ss. 1-12.

[57] S. Kondo, S. Liza, N. Ohtake, H. Akasaka, M. Matsuo, Y. Iwamoto, "Mechanical characterization of segment-structured hydrogen-free a-C films fabricated by filtered cathodic vacuum arc method," *Surface and Coatings Technology*, c. 278, ss. 71–79, 2015.

[58] A. Liu, L. M. Jennings, E. Ingham, J. Fisher, "Tribology studies of the natural knee using an animal model in a new whole joint natural knee simulator," *Journal of Biomechanics*, c. 48, s. 12, ss. 3004–3011, 2015.

[59] H. P. Saal ve S. J. Bensmaia, "Biomimetic approaches to bionic touch through a peripheral nerve interface," *Neuropsychologia*, c. 79, ss. 344–353, 2015.

[60] M. L. Wang ve Z. X. Peng, "Wear in human knees," *Biosurface and Biotribology*, c. 1, s. 2, ss. 98–112, 2015.

[61] S. Liza ve diğ., "Deposition of boron doped DLC films on TiNb and characterization of their mechanical properties and blood compatibility," *Science and Technology of Advanced Materials*, c. 18, s. 1, ss. 76–87, 2017.

[62] J. R. Stokes, M. W. Boehm, S. K. Baier, "Oral processing, texture and mouthfeel: From rheology to tribology and beyond," *Current Opinion in Colloid and Interface Science*, c. 18, s. 4, ss. 349–359, 2013.

[63] L. E. Bertassoni, J. P. R. Orgel, O. Antipova, M. V. Swain, "The dentin organic matrix - Limitations of restorative dentistry hidden on the nanometer scale," *Acta Biomaterialia*, c. 8, s. 7, ss. 2419–2433, 2012.

[64] G. M. Lozito, M. Schmid, S. Conforto, F. Riganti Fulginei, D. Bibbo, "A neural network embedded system for real-time estimation of muscle forces," *Procedia Computer Science*, c. 51, s. 1, ss. 60–69, 2015.

[65] Y. H. Li, N. Chen, H. L. Zhang, "Powder sintering and characterization of biomedical porous tinb alloy," *Digest Journal of Nanomaterials and Biostructures*, c. 13, s. 2, ss. 491–498, 2018.

[66] T. Miyazaki, T. Nakamura, H. Matsumura, S. Ban, T. Kobayashi, "Current status of zirconia restoration," *Journal of Prosthodontic Research*, c. 57, s. 4, ss. 236–261, 2013.

[67] S. Liza, A. S. M. A. Haseeb, A. A. Abbas, H. H. Masjuki, "Failure analysis of retrieved

UHMWPE tibial insert in total knee replacement,” *Engineering Failure Analysis*, c. 18, s. 6, ss. 1415–1423, 2011.

[68] Y. Zhang, J. Zhu, Z. Wang, Y. Zhou, X. Zhang, “Constructing a 3D-printable, bioceramic sheathed articular spacer assembly for infected hip arthroplasty,” *Journal of Medical Hypotheses and Ideas*, c. 9, s. 1, ss. 13–19, 2015.

[69] T. Yamaguchi ve K. Masani, “Contribution of center of mass-center of pressure angle tangent to the required coefficient of friction in the sagittal plane during straight walking,” *Biotribology*, c. 5, ss. 16–22, 2016.

[70] S. Omata, Y. Sawae, T. Murakami, “Effect of poly(vinyl alcohol) (PVA) wear particles generated in water lubricant on immune response of macrophage,” *Biosurface and Biotribology*, c. 1, s. 1, ss. 71–79, 2015.

[71] S. Ghosh, D. Choudhury, T. Roy, A. Moradi, H. H. Masjuki, and B. Pingguan-Murphy, “Tribological performance of the biological components of synovial fluid in artificial joint implants,” *Science and Technology of Advanced Materials*, c. 16, s. 4, 2015.

[72] A. Ruggiero, R. D’Amato, L. Sbordone, F.B. Haro, A. Lanza, “On the Dental BioTribology: Comparison of Zirconia/Zirconia and Zirconia/Natural Tooth Friction Coefficients by Using a Reciprocating Tribometer,” TEEM 2018, Salamanca, Spain, 2018, ss. 444-446.

[73] D. Chen, Y. Liu, H. Chen, D. Zhang, “Bio-inspired drag reduction surface from sharkskin,” *Biosurface and Biotribology*, c. 4, s. 2, ss. 39–45, 2018.

[74] F. Di Puccio ve L. Mattei, “Biotribology of artificial hip joints,” *World Journal of Orthopaedics*, c. 6, s. 1, ss. 77–94, 2015.

[75] B. Öztürk, L. Uğur, F. Erzincanlı, Ö. Küçük, “Optimization of Polyethylene Inserts Design Geometry of Total Knee Prosthesis,” *International Scientific and Vocational Journal*, vol. 2, no. 2, pp. 31-39, 2018.

[76] O. F. Bilgen, S. Bilgen, C. Ermutlu, “Kalça protezlerinde malzeme ve tasarım özellikleri,” *TOTBİD Dergisi*, c. 10, s. 2, ss. 147–157, 2011.

[77] C. Myant and P. Cann, “On the matter of synovial fluid lubrication: Implications for Metal-on-Metal hip tribology,” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, c. 34, ss. 338–348, 2014.

[78] H. Ünal, S.H. Yetgin, “Katı yağlayıcı katkıli poliamid mühendislik polimerinin mekanik ve tribolojik performanslarının incelenmesi,” *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, c. 3, s. 3, ss. 117-124, 2015.