

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MEDİKAL UHMWPE'NİN KURU VE SULU
ORTAMLARDAKİ SÜRTÜNME VE AŞINMA
DAVRANIŞI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Recep KURTERİ

Enstitü Anabilim Dalı : METAL EĞİTİMİ

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Fehim FINDIK

Haziran 2008

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MEDİKAL UHMWPE’NİN KURU VE SULU
ORTAMLARDAKİ SÜRTÜNME VE AŞINMA
DAVRANIŞI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Recep KURTERİ

Enstitü Anabilim Dalı : METAL EĞİTİMİ

Bu tez 12 / 06 / 2008 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Fehim FİNDİK

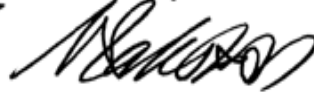
Doç. Dr. Şaduman ŞEN

Yrd. Doç. Dr. Mehmet ÇALIŞKAN

Jüri Başkanı

Üye

Üye



ÖNSÖZ

Malzeme teknolojisindeki hızlı ilerlemeler yaşandığı ülkemizde, bu ilerlemeye paralel olarak polimerik malzemelerin endüstrideki kullanımını da hızlı bir şekilde artmaktadır. Polimerler sterilizasyon edilebilmesi, ucuz olması, hafif olması, korozyona dayanıklı olması, vücutla uyumlu olması, biyokararlı olması, kolay şekil verilebilmesi, sıcaklığa ve aşınmaya dirençli olması ve polimer teknolojisindeki gelişmeler sonucu özellikle biyomedikal uygulamalarda kullanımını artmaktadır. Vücutta implant olarak kısa yada uzun ömürlü kullanılabilmesi de avantajlarından. Üstün mekanik, kimyasal ve biyolojik özelliklerinden dolayı UHMWPE grubu biyomedikal malzemeler tasarımcılar, mühendisler ve araştırmacılar tarafından incelenmekte ve de kullanılmaktadır. Bu çalışmada biyomedikal bir malzeme olarak kullanılan GUR 1020'nin farklı yağlayıcı ortamlardaki aşınma ve sürtünme davranışları incelenmiştir.

Tez çalışmamda yardımlarını esirgemeyen saygıdeğer hocalarım Doç. Dr. Hüseyin ÜNAL'a, Prof. Dr. Fehim FINDIK'a, Arş. Grv. Salih Hakan YETGİN'e ve diğer hocalarıma teşekkürlerimi sunarım. Manevi birlikteliğimiz olan saygıdeğer arkadaşlarıma, büyüklerime ve öğrencilerime sevgi ve saygılarımı sunarım.

Sevgili annem, babam, ağabeyim ve ablama en içten teşekkürlerimi ve sevgilerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
ŞİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vii
TABLolar LİSTESİ.....	x
ÖZET	xi
SUMMARY	xii
BÖLÜM 1.	
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	
BİYOMALZEMELER	3
2.1. Doğal Biyomalzemeler	5
2.1.1. Kıkırdak.....	5
2.1.2. Kemik	7
2.1.3. Kaslar	8
2.2. Yapay Biyomalzemeler.....	8
2.2.1. Metaller	11
2.2.2. Seramikler.....	13
2.2.3. Polimerler	14
2.2.4. Karbon malzemeler	16
2.3. Biyomalzemelerin Geleceği	16

BÖLÜM 3.

UHMWPE GRUBU MALZEMELER VE ÖZELLİKLERİ	18
3.1. Polietilenin Sınıflandırılması.....	18
3.1.1. Düşük yoğunluklu polietilen (LDPE)	19
3.1.2. Lineer düşük yoğunluklu polietilen (LLDPE).....	19
3.1.3. Yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE)	20
3.1.4. Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE).....	22
3.2. UHMWPE'nin Özellikleri.....	24
3.3. UHMWPE'nin Üretim Yöntemleri.....	26
3.4. UHMWPE'nin Çapraz Bağı, Oksidasyonu Ve Antioksidanları	29
3.5. UHMWPE'nin Hızlandırılmış Yaşlandırması.....	32
3.6. Gama (γ) Işınlama.....	33
3.6.1. Açık hava ortamında gama (γ) ışınlaması	33
3.6.2. Vakumlu ortamda gama (γ) ışınlaması.....	35
3.6.3. Işınlama sonrası	35
3.7. Tıbbi Uygulamalarda UHMWPE	36

BÖLÜM 4.

POLİMERLERDE SÜRTÜNME VE AŞINMA	38
4.1. Polimerlerde Aşınma	39
4.2. Polimerlerde Aşınmaya Etki Eden Parametreler	42
4.3. Polimerlerde Sürtünme ve Aşınma Üzerine Yapılan Literatür Çalışmaları	44

BÖLÜM 5.

EKLEM REPLASMANI	50
5.1. İlk Eklem Operasyonları ve Tarihi Gelişimi	50
5.2. Doku Ara Yüzeyi - Biyomalzeme Önemi.....	52
5.3. Sağlıklı Sinovyal Eklemlerde Yağlama ve Aşınma.....	54
5.4. Eklem Rahatsızlıklarının Patolojisi	55
5.5. Sabitleme Metotları.....	56

BÖLÜM 6. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	58
6.1. Deneyleerde Kullanılan Malzemeler	58
6.1.1. Pim	58
6.1.2. Disk	59
6.1.3. Yağlayıcı sıvı ortamlar	60
6.1.3.1. Hank'ın dengeli tuz solüsyonu (HBSS)	60
6.1.3.2. Hiyalüronik asit (HA)	61
6.1.3.3. Yumurta Albümini (Egg Albümin)	61
6.2. Aşınma Deneyleerinin Uygulanışı	61
6.3. Aşınma Deneyle Şartları	64
6.4. Mikroyapı İncelemeleri	65
BÖLÜM 7.	
DENEYLER VE İRDELEMELER	66
7.1. Malzemelerin Aşınma Davranışları	66
7.1.1. Aşınma kaybı sonuçları	66
7.1.2. Aşınma ara yüzey sıcaklıkları	67
7.1.3. Yük ve kayma hızına göre sürtünme katsayısı sonuçları	69
7.1.4. Yağlayıcı ortama göre sürtünme katsayısı sonuçları	80
7.1.5. Yağlayıcı ortama göre spesifik aşınma sonuçları	85
7.1.6. Yağlayıcı ortama göre sürtünme katsayısı ve kayma mesafesi ilişkisi	91
7.1.7. Aşamalı yükler altında aşınma davranışı	92
7.2. Aşınma Yüzeylerinin İncelenmesi	95
BÖLÜM 8.	
SONUÇLAR	101
KAYNAKLAR	103
ÖZGEÇMİŞ	110

SİMGELER VE KISALTMALAR

UHMWPE	: Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen
HIP	: Sıcak İzostatik Presleme
etO	: Etilen Oksit
HBSS	: Hank'ın Dengeli Tuz Solüsyonu
HA	: Hiyalüronik Asit
HDPE	: Yüksek Yoğunluklu Polietilen
LDPE	: Düşük Yoğunluklu Polietilen
LLDPE	: Lineer Düşük Yoğunluklu Polietilen
THR	: Tam Kalça Replasmanı
DCM	: Doğrudan Basınçlı Döküm
PVC	: Polivinilklorür
PMMA	: Polimetilmetakrilat
PTFE	: Politetrafloretilen
POM	: Polioksimetilen
PA	: Poliamid
GUR	: Granular Uhmwpe Ruhrchemie

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1. Metal, Seramik, Polimer malzemelerinin biyomalzeme olarak kullanım yerleri	11
Şekil 3.1. Etilen ve polietilenin kimyasal yapısının şematik gösterimi	18
Şekil 3.2. Polietilenin Rombohedral birim hücre yapısı $a=b=c$ ve $\alpha \neq 90^\circ$, $\beta \neq 90^\circ$, $\gamma \neq 90^\circ$	19
Şekil 3.3. Moleküler bir düzeyde UHMWPE'nin bu morfolojik özelliklerinin şematik diyagramı	23
Şekil 3.4. 150 grit zımpara kâğıdı üzerinde APK, POM, UHMWPE, PA 66 ve PPS+30% GFR'nin spesifik aşınma oranlarının değişimi	25
Şekil 3.5. Farklı mühendislik reçinelerinin darbe dirençleri	25
Şekil 3.6. UHMWPE'nin basınçlı dökümle üretimi	26
Şekil 3.7. UHMWPE'nin Ram Ekstrüzyonla üretimi	27
Şekil 4.1. Çelik yüzey pürüzlülüğünün polimer aşınma çeşidine etkisi	39
Şekil 4.2. Polimerlerde yorulma aşınmasında çatlakın başlama ve büyüme şekli	42
Şekil 4.3. Aşınmaya dirençli polimer kompozit tasarımlarında dikkat edilecek kriterlerin şeması	43
Şekil 5.1. Eklem replasmanı implantları a) Kalça implantı b) Diz implantı	50
Şekil 5.2. Biyomalzeme-Doku ara yüzeyindeki potansiyel aktivitenin şematik olarak gösterimi	52
Şekil 5.3. Sağlıklı eklem yapısı	54
Şekil 6.1. Deneylerde kullanılan pim numunesi ve ölçüleri	59
Şekil 6.2. Pim-on-disk sistemiyle çalışan aşınma deney cihazının şematik gösterimi	62
Şekil 6.3. Pim-disk aşınma mekanizmasının moment-kuvvet şeması	63
Şekil 7.1. Kuru ortamda gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi	71
Şekil 7.2. Kuru ortamda gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı- kayma hızı ilişkisi	71

Şekil 7.3. Saf su ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi	73
Şekil 7.4. Saf su ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı- kayma hızı ilişkisi	73
Şekil 7.5. Saf su+yumurta albümini ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi.....	75
Şekil 7.6. Saf su+yumurta albümini ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-kayma hızı ilişkisi	75
Şekil 7.7. HBSS ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi	77
Şekil 7.8. HBSS ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-kayma hızı ilişkisi	77
Şekil 7.9. HBSS+HA ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi	79
Şekil 7.10. HBSS+HA ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-kayma hızı ilişkisi.....	79
Şekil 7.11. Yağlayıcı ortamların farklı kayma hızlarındaki yük-sürtünme katsayısı değişimi a) 0.4m/s, b) 0.8m/s, c) 1.2m/s.....	81
Şekil 7.12. Yağlayıcı ortamların farklı yükler altındaki sürtünme katsayısı - kayma hızı değişimi a) 38N, b) 88N, c) 138N	83
Şekil 7.13. Sürtünme katsayısının farklı yağlayıcı ortamlarına göre değişimi a)Kayma hızı b)Yük	84
Şekil 7.14. Farklı yağlayıcı ortamların farklı kayma hızlarındaki spesifik aşınma oranı - yük değişimi a) 0.4m/s, b) 0.8m/s, c) 1.2m/s.....	87
Şekil 7.15. Yağlayıcı ortamların farklı yükler altındaki spesifik aşınma oranı - kayma hızı değişimi a) 38N, b) 88N, c) 138N	89
Şekil 7.16. Spesifik aşınma oranının farklı yağlayıcı ortamlarına göre değişimi a)Kayma hızı b)Yük	90
Şekil 7.17. 0.4 m/s kayma hızında a) Kuru ve b) Saf su ortamındaki sürtünme katsayısı-kayma mesafesi ilişkisi	91
Şekil 7.18. Yağlayıcı ortamlara göre sürtünme katsayısı-kayma mesafesi ilişkisi (Kayma Hızı=0.8m/s; Yük= 88N).....	92

Şekil 7.19. Farklı yağlayıcı ortamlar içerisinde aşamalı arttırılan [a) 0.4m/s b) 1.2m/s] ve aşamalı azaltılan [c) 0.4m/s d) 1.2m/s] yükler altındaki sürtünme katsayısı ilişkileri.....	94
Şekil 7.20. Kuru ortamda,0.8 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü.....	96
Şekil 7.21. Saf Su yağlayıcı ortamda,0.4 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü.....	97
Şekil 7.22. Saf Su+Yumurta Albümini yağlayıcı ortamda,0.4 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü.....	98
Şekil 7.23. HBSS yağlayıcı ortamda,0.8 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü.....	99
Şekil 7.24. HBSS+HA yağlayıcı ortamda,0.8 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü.....	100

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1. İmplant malzemelerin hasar mekanizmaları.....	10
Tablo 3.1. Birkaç tipik polietilenin özellikleri	21
Tablo 3.2. HDPE ve UHMWPE'nin ortalama fiziksel özellikleri	22
Tablo 5.1. Eklemlerdeki maksimum hız ve maksimum yükün vücut ağırlığına oranı	55
Tablo 5.2. Değişik protez sabitleme yöntemleri	57
Tablo 6.1. AISI 316L diskin kimyasal bileşimi	59
Tablo 6.2. Diskin ve pimin ebatları, pürüzlülükleri ve sertlikleri	59
Tablo 6.3. HBSS kimyasal bileşimi.....	60
Tablo 6.4. Yağlayıcıların 20 °C'deki bileşim oranları, viskoziteleri ve yoğunlukları	61
Tablo 6.5. Kuru, Saf Su, Saf Su+Yumurta Albümini, HBSS ve HBSS+HA ortamlarındaki deney şartları.....	64
Tablo 7.1. Aşınma deneyleri sonucu elde edilen ağırlık kayıpları	67
Tablo 7.2. Pimin ve diskin maksimum sıcaklıkları	68
Tablo 7.3 UHMWPE için farklı ortamlarda, farklı yük ve kayma hızlarında ortalama sürtünme katsayısı değerleri.....	69
Tablo 7.4 UHMWPE için farklı yağlayıcı ortamlarda, farklı yüklerde ve kayma hızlarında ortalama spesifik aşınma oranı değerleri	85

ÖZET

Anahtar Kelimeler: UHMWPE, Biyomalzeme, Aşınma, Sürtünme, Eklem Replasmanı

Yapılan çalışmada UHMWPE pimin paslanmaz çelik ile beraber ve kuru ve sulu ortamlarındaki sürtünme ve aşınma özelliklerini pim-on-diskte deneysel olarak incelenmiştir.

Tezde öncelikle biyomalzemeler ve UHMWPE hakkında bilgi verilmiştir. Sonra polimerlerin aşınma ve sürtünme özellikleri açıklanmış, daha sonra ise UHMWPE'nin biyomalzeme olarak çok kullanıldığı eklem replasmanı tedavisindeki rolü ve mekanizması açıklanmıştır. Tezin son bölümlerinde yapılan deneyler ve deney sonuçları aktarılmıştır.

Yapılan deneylerde GUR 1020'nin değişik hız ve yüklerdeki sürtünme değerleri bilgisayar ortamına aktarılarak otomatik olarak ölçülmüştür. Deney başlangıcında ve bitiminde pimlerin ağırlıkları ölçülerek aşınma miktarları ve sıcaklıkları elde edilmiştir. Sıvı ortamlar; saf su, saf su+ yumurta albümini, Hank'm dengeli tuz çözeltisi (HBSS) ve bu çözeltiliye eklenen hiyalüronik asittir (HBSS+HA). Deney odası ortamının sıcaklığı ve ortam nemi deney süresince takip edilmiştir. Deney sıvılarının sürtünme ve aşınma mekanizması üzerindeki etkileri incelenmiştir. Yapılan deneyler sonucunda HBSS+HA'lı sıvı ortamda sürtünme ve aşınma değerlerinin diğer ortamlardakinden daha iyi olduğu görülmüştür. En yüksek sürtünme ve aşınma değerlerinin kuru ortamda olduğu belirlenmiştir.

Aşınmaya direnci iyi olduğu bilinen UHMWPE'nin bu özelliği çalışmalarımızda ortaya çıkmıştır. Aşınma çok düşük değerlerde çıkmıştır. En yüksek aşınmaya sahip ortam kuru ortamdır. En düşük aşınma oranı ise HBSS+HA ortamındadır. Ancak sıvı ortamdaki değerler birbirine çok yakındır. Teste tabi tutulan deneylerde sürtünme ve aşınma için en etkili unsurun kayma hızı ve sıvının etkisi olduğu görülmüştür. Kayma hızının artmasıyla sürtünme katsayısı artmıştır. Aynı kayma hızındaki deneylerde yükün artmasıyla sürtünme katsayısı düşmüştür.

FRICITION AND WEARING BEHAVIORS OF MEDICAL UHMWPE IN WET AND DRY ENVIRONMENTS

SUMMARY

Keywords: UHMWPE, Biomaterial, Wearing, Friction, Joint Replacement

In this work, friction and wearing properties of UHMWPE with steel under friction conditions in wet and dry environments are experimentally investigated by using a pin-on-disc device.

In this thesis, Biomaterials and UHMWPE are primarily explained. Then, wear and friction properties of polymers, and finally the role and mechanism of UHMWPE in joint displacement treatment in which UHMWPE is mostly used as a biomaterial is explained. In the final section of this work, the experimental studies and their results are represented.

The friction values of GUR 1020 for different speed and loads are transferred to the computer environment and automatically calculated through the experiments. The weights of pims are measured at the beginning and at the end of the experiments, thus the friction values and the temperatures are measured. The fluid medias were distilled water, distilled water with egg albumin, Hank's balanced salt solution (HBSS) and hyaluronic acid which is added on HBSS (HBSS+HA). The temperature and humidity of the test environment is continuously measured through all tests. The effects of test fluids on the friction and wearing mechanism are investigated. It's seen from test results that the friction and wearing values of HBSS+HA fluid media are better than other medias. The highest friction and wearing values are obtained in dry conditions.

UHMWPE has been believed to have a good wearing property, and this property of UHMWPE has been revealed in our studies. The environment that exhibits the highest wearing behavior is the dry environment, and the lowest wearing ratio is obtained in HBSS+HA media. But the values in fluid medias are very close to each other. In experiments that are exposed to a test, sliding velocity and fluid are obtained to be the most effective components for the friction and wearing values. The friction coefficient was increased with the increase in sliding velocity. In experiments that are performed under the same sliding velocity, the friction coefficient was decreased with the increase in load.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE), implant bağlantıları için seçilmiş olan malzemedir. UHMWPE, yüksek aşınma direnci, kendi kendine yağlanma özelliği göstermesi, biyolojik uyumluluğu ve yüksek darbe dayanımı sebebi ile seçilmiştir. Ancak uzun süreli işlemlerde hala aşınma sorunu ile karşılaşmaktadır. Aşınmanın sebepleri olarak işlem sırasında malzemenin zayıf konsolidasyon (birleşme) sergilemesi ile gama ışınımı sterilizasyonu sırasında polimer bozulması ve oksidatif zincir bölünmesine yol açan oksijenin varlığı görülmektedir.

Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilenin (UHMWPE) hokka çukuru veya bütün kalça eklem ortoplastilerinde astar şeklinde ve diz operasyonlarında iç diz eklem operasyonlarında uygun biyouygunluk ve biyokararlılık hali, yüksek dayanıklılığı, yüksek darbe direnci, yüksek aşınma direnci, düşük aşınma oranından dolayı taşıyıcı parça olarak ortopedik operasyonlarda çok kullanılmaktadır. Bu mükemmel karakteristik yapı $3-6 \times 10^6$ g/mol. olan kendi molekül ağırlığıyla yakından ilişkilidir ki bu UHMWPE'nin klinik anlamdaki performansı açısından oldukça uygun bir miktardır [1,2].

Canlı dokudaki uygun performansına rağmen osteolojik olarak kopan parçacıklarının da etkisi olduğundan kemik zayıflamasına eklem sorunlarına neden olan kemik erimesinde aşınma hala ana sorun konumundadır. Aşınma yüzde yüz kaçınılabilecek bir durum değildir ve de birincil öncelik aşınma ve aşınma parçacıkları üzerindedir. Birçok çalışma gösteriyor ki UHMWPE aşınma parçacıkları eklemlerin ömrünü sınırlayabilir. Bazı çalışmalar aşınma taneciklerinin büyüklüğü ve geometrisi hücre nekrozlarının makrofajını belirlemeden sorumlu olduğunu ortaya koymaktadır. Her ne kadar bu tepkinin mekanizması hala yoğun bir inceleme altında olsa da taneciklerin boyutunun hücresel tepkinin doğasını belirlemek için önemli

olduğu bilinir. Araştırmacılar şimdilerde aşınma mekanizmaları üzerine ve polietilenin aşınma neslini nasıl azaltabileceklerini ve bunun kendi ve madde üzerindeki etkilerine yoğunlaşmış durumdadırlar [3].

Bu çalışmanın amacı, eklem yerlerindeki sıvı ortamlarda destek, hareket ve yatak görevini yüklenen GUR 1020'nin bu sıvılara yakın bileşimdeki sıvı ortamlar içerisinde, paslanmaz çelik üzerindeki aşınma ve sürtünme davranışlarını incelemektir.

BÖLÜM 2. BİYOMALZEMELER

Biyomalzemeler, vücutla kısa ya da uzun süre temasta bulunabilen, organ ya da dokuların işlevlerini tamamen ya da kısmen üstlenebilen, eksik bir organın yerini tutmak, sakatlığını gidermek ve mümkünse görev yapmasını sağlamak ya da desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da yapay malzemelerdir. Biyomalzemeler, normal olarak vücutla etkileşime girmeyen malzemeler olup, sürekli olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan) temas edebilirler. Vücut içinde kullanımlarında ya da vücut dışında kullanımlarında vücut sıvısıyla temasta olmaları durumunda, vücut tarafından reddedilmemeleri gerekir. Ortopedik cerrahide kullanılan metalik biyomalzemelerin bazıları geçici olarak kullanılmaktadırlar. Bu tip biyomalzemeler, iskelet sistemi gerilmelere karşı koyacak hale gelince çıkarılırlar. Diğer taraftan vücut içinde kullanılan biyomalzemeler kalıcı özelliklere sahip olup, vücutta uzun süre görev yapmaları amacıyla kullanılırlar. Bu tür biyomalzemeler en az 30 yıl veya daha fazla dayanım göstermelidir.

Geçmişte, bir doku hasar gördüğü veya işlevini yitirdiğinde çözüm, bu dokunun uzaklaştırılmasıydı. Ancak geçtiğimiz yüzyılda yeni antiseptiklerin, penisilin ve diğer antibiyotiklerin keşfi, hijyenin sağlanması ve aşılamalara bağlı olarak, gelişmiş ülkelerde insan yaşam süresi 80' in üzerine çıktı. Bu durumda, özellikle geçtiğimiz 40 yılda, yaşam kalitesinin de azalmaması için hasarlı dokunun yerine sağlamların yerleştirilmesi önem kazandı. Bu işlem transplantasyon (nakil) ve implantasyon (yerleştirme) şeklinde iki ayrı yöntemle gerçekleştirilmektedir. Transplantasyonda, hastanın kendi dokusu, başka bir insandan ya da hayvandan alınan dokuların kullanımı söz konusuysa, implantasyondaysa biyomalzemeler kullanılmaktadır. Ancak tüm biyomalzemelerin ömürleri sınırlıdır. Son gelişmelerle ortopedik, kalp-damar ve diş implantlarının kullanım ömrü 15 yılın üzerine çıkmıştır. Özellikle biyomalzemelerin dokulara biyoaktif olarak sabitlenmesi, ortopedik protezlerin ömrünün uzamasında çok etkili olmuştur [4].

Gelecek için ise şöyle bir mesaj vardır: Biyomalzeme konusundaki araştırmalar, vücutun kendini yenileme kapasitesini kullanacak veya artıracak yöne kaymalıdır. Böylelikle doğal dokuların yeniden yapılanmasını sağlayacak biyomalzemelerin kullanılabilir protezlerin kullanım süresi artırılabilir. Doku yenilenmesi, son derece kapsamlı bir olaydır. Doku yapısının yeniden inşasını, doku işlevinin, metabolik ve biyokimyasal davranışların ve biyomekanik performansın yeniden kazanılmasını içermektedir. Bu nedenle, doku yenilenmesi, biyoloji, genetik mühendisliği, hücre ve doku mühendisliği, görüntüleme teknikleri ve teşhis, mikroskopik ve mikromekanik cerrahideki ilerlemelerin ışığında gerçekleşecektir.

Bilimsel anlamda yeni bir alan olmasına karşın, insan vücuduna metal takılarak çeşitli tahribatların düzeltilmesi ve daha güçlü bir yapı elde edilmesi düşüncesi tahmin edilenden çok daha eskilere dayanmaktadır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler bunun en güzel kanıtlarıdır. Altının diş hekimliğinde kullanımı, 2000 yıl öncesine kadar uzanmaktadır. Bronz ve bakır kemik biyomalzemelerinin kullanımı, milattan önceye kadar gitmektedir. Bakır iyonunun vücudu zehirleyici etkisine karşın 19. yüzyıl ortalarına kadar daha uygun malzeme bulunamadığından bu biyomalzemelerin kullanımı devam etmiş 19. yüzyıl ortasından itibaren farklı malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik ciddi ilerlemeler kaydedilmiştir. Biyomalzemelerden beklenen özellikler;

1. Doku reaksiyonları vermemeleri gerekir. Vücutun dokuları arasındaki sıvılar ile karşılıklı ilişkide korozyon ve enfeksiyona karşı koyacak güçte olmalıdır. Yani dokular malzemenin çözünmesine sebep olmamalıdır. Dolayısıyla, sodyum klorürlü vücut sıvılarında korozyon direnci iyi olmalıdır.
2. Biyolojik yönden toksik olmamalıdır. Yani biyomalzemenin varlığı biyolojik bünye üzerinde lokal veya sistematik zararlı etkiler ortaya çıkarmamalıdır. Kısaca malzeme kansere, alerjiye, zehirlenmeye, enfeksiyona vb. yol açmamalıdır.
3. Fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinin doğal dokuyla uyumlu olması gerekir. İmplant edilen malzeme zaman içerisinde kendisinden beklenen mekanik ve fiziksel özellikleri gerçekleştirmelidir. Eklem protezlerinde oynak yerler aşınmaya dayanıklı ve yorulma mukavemetleri ise yüksek olmalıdır.

4. Sterilize edilmelidirler. Biyolojik ortamda, biyomalzemenin özelliklerinde zamanla bozulma olmaması gerekir (bazı durumlarda kimi materyallerin bozulması istenebilir). Örneğin vücut içerisine yerleştirilen kimi ilaç salım sistemleri
5. Biyomalzemenin iyi bir tasarıma sahip olması gerekir.

Ayrıca biyomalzeme olarak kullanılan malzemeler, biyolojik uyum, korozyon direnci, mukavemet ve tokluk, şekillendirilebilirlik, ekonomiklik gibi özelliklere sahip olmalıdır. Bu malzemelerin insan vücudunda uzun süreli ve sağlıklı olarak kullanılabilmesi için yukarıda sayılan özelliklerin tümünü birden taşımaları gereklidir [4].

2.1. Doğal Biyomalzemeler

Biyomalzemeler; doğal ve yapay biyomalzemeler olarak 2 ana gruba ayrılır. İnsan vücudunu oluşturan biyomalzemeler kırkırdak, kemik ve kastan meydana gelen canlı dokulardır. Eksik bir organın yerini tutmak, sakatlığını gidermek ve mümkünse görev yapmasını sağlamak amacıyla kullanılan protezler ise suni veya yapay biyomalzemelerdir. Bunlar da metal, seramik, polimer ve kompozit esaslı malzemelerden yapılırlar [4].

2.1.1. Kırkırdak

İnsan vücudunun çeşitli kısımlarında, özellikle eklemlerde bulunan bir bağ dokusudur. Kırkırdığın oluşumu embriyo ile başlar ve embriyo döneminde eklem yerlerinde kalır. Başlangıçta kırkırdak ve kemik aynı dokuda olur. İnsan vücudunda önemli miktarda kırkırdak dokusu mevcuttur. Bu doku 3 farklı şekilde bulunabilir.

- a. Elastik Kırkırdak: Kulakta bulunan kırkırdaktır ve yoğun olarak elastik lifi içerir.
- b. Fibroz Kırkırdak: Kaim ve yoğun kollojen'lerden meydana gelmiştir. Kollojen, kırkırdığın mukavemetini veren protein, yani yapıtaşdır. Omurgalarda ve bazı eklemlerde bulunur.
- c. Hyalin Kırkırdak: İnsan vücudundaki bütün eklemlerde hyalin kırkırdak mevcuttur.

Kaburgalar ve solunum yollarında da bulunur. Hyalin (hyalos); cam anlamına gelir ve camsı bir görünümündedir. Gençlerde mavimsi beyaz, yaşlılarda sarımsı beyaz rengindedir. Kıkırdak zarının en önemli özelliği ise geçirgen olmasıdır. Eklem kıkırdağı eklem uçlarında bulunur. Kıkırdak kalınlığı; ekleme, eklem yerine ve insan yaşma bağlıdır. Bu kalınlık 1–5 mm'dir. En kalın kıkırdak dokusu diz eklemine (patella) olup yaklaşık 5 mm'dir. En ince kıkırdak dokusu ise parmak eklemlerindedir ve yaklaşık 1 mm'dir. Kıkırdak, erişkinlik yaşlarından itibaren damarsız bir bağ dokusudur. Bu bakımdan beslenmesi ancak sinovyal sıvı üzerinden besinlerin taşınımı ile kıkırdak dokusuna taşınırlar. Beslenme, besinlerin kıkırdak zarının içerisindeki deliklerden geçmesi ile olur. Eklem kıkırdağı 2 ana bileşenden ibarettir.

1. Katı Faz: Kıkırdak yüzeyinden kemik dokusuna doğru miktarı değişmekle birlikte dokunun yaklaşık % 20'sini oluşturur. Kıkırdak zarına yakın kısımlarda % 15 katı varken, iç kısımlara doğru gidildikçe bu oran % 30'a kadar yükselir. Kıkırdağın mukavemet kollojen fiberlere bağlıdır. Çeliğin 1/14'ü kadar çekme mukavemetine 1/200'ü kadar Elastisite modülüne sahiptir
2. Sıvı Faz: Sıvı faz esas itibariyle sudan meydana gelmiştir ve kıkırdak yağ ağırlığının % 70-80 ini oluşturur.

Eklem kıkırdağında bulunan hareketli sıvı;

- a) Doku içerisindeki artık ürünlerin ve besinlerin taşınmasını sağlayarak biyolojik bir prosese,
- b) Deformasyon esnasında sıvı fazın lineer olmayan hareketi ile deformasyonu kontrol eden deformasyonel bir prosese,
- c) Eklem yüzeylerinde yağlanmayı sağlayarak fonksiyonel bir prosese yardımcı olmaktadır.

Kıkırdak vücudun amortisörleri konumundadır. Eklem kıkırdağının sürtünme katsayısı $\mu=0.01-0.05$ arasında olup bütün yataklardan çok daha küçüktür. Metallerde $\mu=0.3$, seramiklerde $\mu=0.15$ 'dir. Bu düşük sürtünme katsayısının bir sonucu olarak normal şartlarda, her yıl $\sim 10^6$ mertebesinde periyodik yüklemeye

maruz kaldığı halde 70-80 yıl hiçbir arıza göstermeden görevini yapabilmektedir [4].

2.1.2. Kemik

İnsan vücudunu ayakta tutan kemiklerdir ve vücudumuzda 208 adet kemik vardır (yassı, uzun ve kısa kemik olarak). Kemiklerin birbirine bağlanması ile "iskelet" dediğimiz çatı meydana gelir. Kemiklerin bağlantı yerlerine "eklem" adı verilir. Eklemler bulunduğu yere ve ihtiyaca göre sabit veya hareketlidirler. Kafatasımızın eklemleri sabittir. Kol ve bacaklarımızın eklemleri hareketlidir. İskeletin en önemli kısmı olan kafatasımız 8 tane yassı kemiğin testere dişi gibi birbirine eklenmesi ile meydana gelmiş olup, beynimizi dış etkilere karşı korumaktadır. Şekil itibariyle 3 tür kemik dokusu mevcuttur.

1. Uzun kemikler (bacak kemiği, kol kemiği)
2. Kısa kemikler (parmak kemikleri gibi)
3. Yassı kemikler (kafatası kemikleri gibi)

Yoğunluk açısından ise kemikler 2 sınıfa ayrılır;

1. Kompakt kemikler
2. Süngersi kemikler

Uzun kemiklerin önemli bir kısmı kompakt, diğer kısmı ise süngersi kemik şeklindedir. İliğe yakın yerlerde süngersi kemik zaman zaman görülebilir. Yassı kemikler genellikle ortasında süngersi bir doku, kenarlarda kompakt doku şeklindedir. İskelet sistemi kompakt ve süngersi kemikten oluşmuştur. Bu iki tür kemik farklı oranlarda gözenek içerirler. Kompakt kemikte % 5–30 gözenek mevcutken süngersi kemikte % 30–90 arasında gözenek vardır. Bunun bir sonucu olarak kompakt kemik süngersi kemikten daha katıdır ve dolayısıyla kırılma mukavemeti daha yüksektir. Fakat kompakt kemiğin % 2'yi aşan şekil değişimlerinde kırılmasına karşılık, süngersi kemik %7'yi aşan şekil değişimlerinde dahi kırılmaz. Yüksek gözenekli yapısı süngersi kemiğe önemli ölçüde enerji depolama yeteneği kazandırır [4].

2.1.3. Kaslar

Kaslar, iskelet sisteminin ikinci önemli bileşenidir. Vücudumuzun etli kısmını meydana getiren, kemiklerin ve organların hareket etmesini sağlayan esnek dokulardır ve "Adele" olarak da isimlendirilen kaslar, beyinden sinir yolu ile aldıkları iradeli ve iradesiz hareket emirlerini yerine getirmek üzere 24 saat durmadan çalışırlar. Süratle ve kolayca kasılan ve gevşeyen kaslarımız, büyük bir enerji harcayarak çabucak yorulurlar. Enerji sarfiyatı sonunda meydana gelen yorgunluk kaslarda biriken laktik asit nedeniyledir. Nefes yoluyla aldığımız oksijen, kan damarlarıyla kaslara kadar ulaşarak laktik asiti kimyasal değişikliğe uğratar ve etkisiz hale getirir. Eğer çalıştığımız ortam oksijen yönünden zayıf ise, kaslarda biriken laktik asitin tamamı etkisiz hale getirilemez, dolayısı ile kendimizi gittikçe yorulmuş hissederiz. Kemik hareketin pasif elemanı olmalarına karşılık, kaslar aktif organlardır. Kasların 2 temel fonksiyonu vardır;

- a) Kemik dokusunun (iskelet sisteminin) hareketini sağlar,
- b) Harekete bağlı olarak vücudun dengesini temin eder [4].

2.2. Yapay Biyomalzemeler

Hastalıklı veya zarar görmüş bir doku ve organın yenilenmesi, tedavi edilmesi için insan vücuduna geçici veya sürekli olarak yerleştirilen özel olarak imal edilmiş malzemelere "yapay biyomalzeme" denir. Bir kemik plakasının basit bir uygulamada yapay biyomalzeme olarak kullanımı kompleks bir problemdir. Uygulamalar ne kadar kompleks ise yapay biyomalzemenin istenen fonksiyonu yerine getirmesi de o kadar komplekstir. Metalik ve metalik olmayan şeklinde yapay biyomalzeme 2 ana gruba ayrılır. Metaller genelde yapay biyomalzeme olarak saf halde kullanılmazlar, çoğu metal yapay biyomalzeme ticari alaşımlardan yapılırlar. Metalik olmayan yapay biyomalzemelerde polimerler ve seramiklerdir. Karbon esaslı yapay biyomalzeme bu gruba dahil edilmektedir. Eksik bir organın yerini tutmak, sakatlığını gidermek ve mümkünse görev yapmasını sağlayarak insanın yaşam kalitesini arttırmak amacıyla protezler veya yapay biyomalzemeler kullanılmaktadır. İnsan vücudunun onarımında kullanılan protezler iç ve dış protezler olarak ikiye ayrılır. Dış protezlere örnek

olarak yapay kol, bacak ve eklemler verilebilir. İç protezlerin (implant) ise birçok çeşitleri vardır: ortopedi, kardiyovasküler, plastik cerrahi, üroloji, diş hekimliği, çene cerrahisi ve benzeri birçok branşta implantlardan yararlanılır. İmplantlar genellikle aşağıdaki amaçlar için kullanılırlar [4].

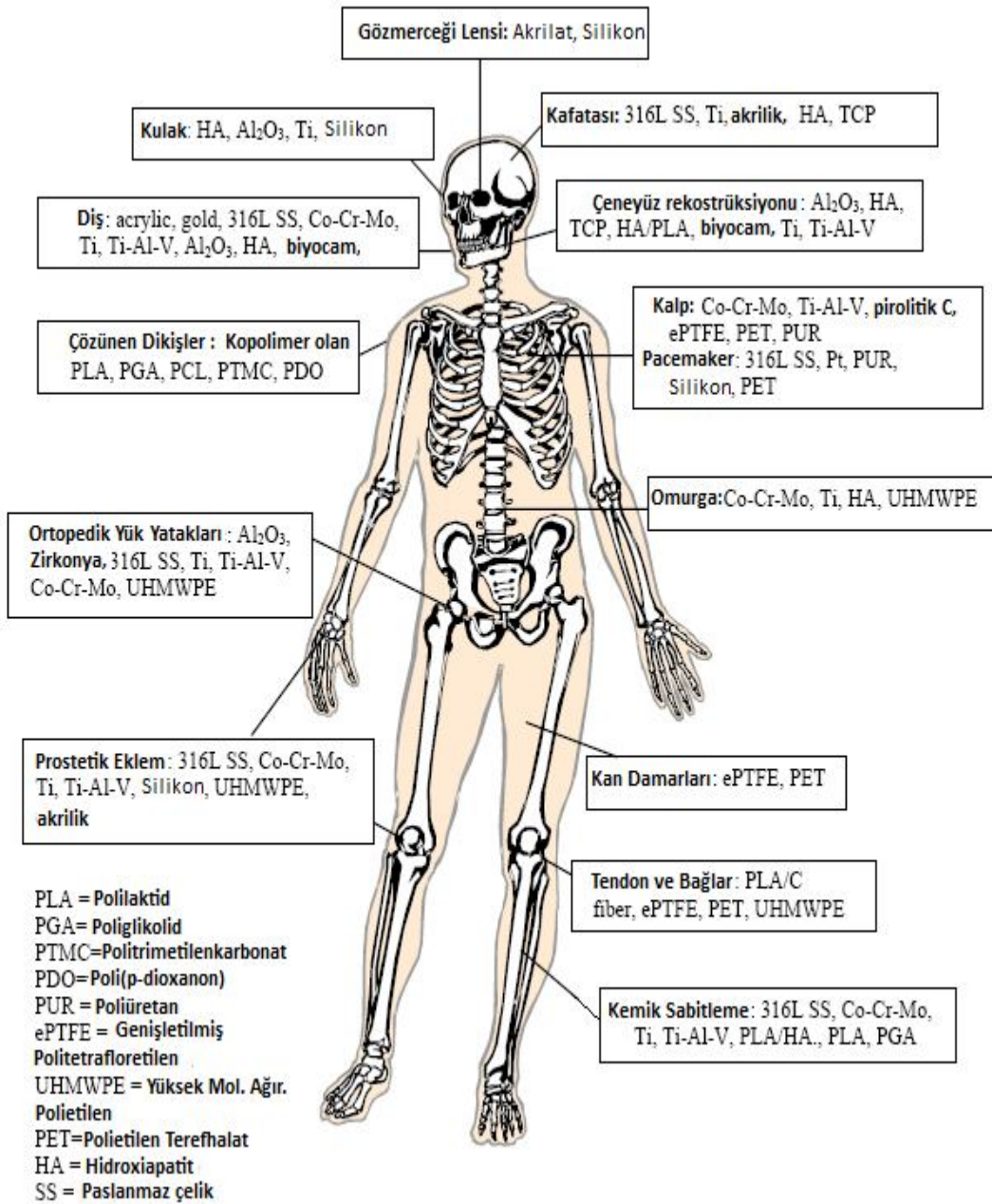
- a) Hasara, kazaya uğramış veya aşınmış anatomik parçanın (uzvun) yerini almak (bu uzuv bir kalça eklemi, bir kalp kapakçığı veya opak hale gelmiş bir kornea olabilir).
- b) Doğuştan olmayan veya gelişmemiş kısımların benzerlerini yapmak. Bu methodla genellikle kafa, boyun, göğüsler ve yüzdeki anormallikler giderilir.
- c) Dokunun iyileşmesine yardım etmek için. Yumuşak doku yaralarını kapatmada sütürler (yara dikme telleri); kırık kemikleri tespit etmek için ise kemik plakaları, vidalan ve çivileri kullanılır.
- d) Çocuklarda anormal kamburluk gibi özellikle mekanik orijinli deformasyonları düzeltmek için.
- e) Bir organın veya vücudun bir kısmının fonksiyonunu düzeltmek için. Bu genellikle hayati organlarda (kalp gibi) kasların kontrolü imkansız olduğu zaman kullanılır. İmplant edilmiş kalp atışı ayarlayıcıları (kalp pilleri) kalpteki kasların aktivitesini kontrol eder.

Biyomalzemeler için elastik modül, çekme mukavemeti, eğme mukavemeti, darbe mukavemeti, yorulma mukavemeti, akma mukavemeti, kırılma tokluğu, sertlik, ve viskoelastik davranış gibi mekanik parametreler çok önemlidir. Ayrıca bir elektrot olarak yerleştirilen biyomalzeme elektrik iletkenliğine sahip olmalı, orta kulak biyomalzemeleri ise sesi geçirebilme özelliğine sahip olmalıdır. Bütün bunlar biyomalzemenin vücutta kullanılması için önemli olmasına rağmen, asıl önemli olan bunların korozif ortamdaki reaksiyonları ve kullanılan biyomalzemenin biyolojik uyumluluğudur.

Tablo 2.1. İmplant malzemelerin hasar mekanizmaları

MEKANİZMA	MALZEME ÜZERİNDEKİ ETKİSİ
Çözünme	Malzeme kaybı, boyut değişimi, akma gerilmesi ve modülde değişim, değişen difüzyon katsayısı
Absorbsiyon	Kabarma, akma gerilimi ve modülde değişim, kimyasal özelliklerde değişiklik
Korozyon	Doku içine iyonların absorbe olması, çatlak ve oyukların oluşması, yorulma özelliklerinde muhtemel düşüş
Deformasyon	Daimi şekil değişimi, kırılma, çatlak, korozyonda artış
Aşınma	Şekil değişimi, dokulara partiküllerin absorbe olması, pasif film ile korunan malzemenin korozyonunda artış, yüzey çatlama

Vücutta kullanılan implant malzemelerin en önemli hasar mekanizmaları ve etkileri Tablo 2.1.'de kısaca tanımlanmıştır[4]. Günümüzde büyük ilerlemelerin kaydedildiği bilim dallarından biri olan "Biyomalzeme Bilimi"nde, biyolojik sistemlerle etkileştiğinde uyum sağlayabilecek yeni malzemelerin geliştirilmesi için yoğun çaba harcanmaktadır. Metaller, seramikler, plastikler ve hatta kompozitler tek tek veya birbirleriyle kombine edilerek biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Biyomalzemeler arasında en çok kullanılanları metalik biyomalzemelerdir. Günümüzde metalik biyomalzemelerle ilgili çalışmalar yeni malzemeler geliştirmekten ziyade söz konusu malzemelerin üretim yöntemlerinin geliştirilmesine yönelmiştir. Daha saf, temiz içyapılı, daha yüksek tokluğa sahip ve korozyon direnci daha yüksek malzemeler elde edilmesi sayesinde günümüzdeki uygulamalar çok daha başarılı sonuçlar vermektedir. Biyomalzeme kullanımı özellikle ortopedik cerrahisi, kalp-damar cerrahisi ile ağız çene cerrahisinde yaygındır [4]. Metal, Seramik, Polimer malzemelerinin biyomalzeme olarak kullanım yerleri Şekil 2.1.'de gösterilmektedir [5].



Şekil 2.1. Metal, Seramik, Polimer malzemelerinin biyomalzeme olarak kullanım yerleri

2.2.1. Metaller

Ana alaşım elementi demir olan çelik ve diğer tip alaşımlar, demir esaslı implant malzemeleri grubuna girerler. Demir esaslı implant malzemeleri döküm, çekme, presleme veya dövme ile şekillendirilir. Döküm yapısının çoğu zaman mekanik özellikler yönünden dezavantaj teşkil etmesi, dövme alaşımlarının tercihine neden olur. Fakat kompleks şekilli malzemelerin dövme ile üretimi zordur. Paslanmaz çelik

demir esaslı alaşımlar içerisinde en fazla kullanılanıdır. Biyomalzeme olarak kullanılan ilk paslanmaz çelik 18-8 (302)'dir ve vanadyum çeliğinden hem daha mukavemetli hem de daha yüksek korozyon direncine sahiptir. İlk kullanılan metalik biyomalzeme olan vanadyum çeliği, korozyon direncinin düşük olması nedeniyle çok kısa bir süre kullanılmıştır. Esas itibarıyla demir-krom alaşımı olan paslanmaz çeliklerin 316, 317 ve 316L tipleri kullanılmaktadır. Tane sınırlarına karbürlerin çökmesi nedeniyle korozyon tehlikesi 316 paslanmaz çeliğin yerine daha az karbonlu 316L paslanmaz çeliğin kullanılmasını teşvik etmiştir. Ostenitik paslanmaz çelik alaşımında Fe, Cr, Ni, Mo ve Mn gibi metaller vardır ve bunlar insan vücudu için gereklidir. Ancak fazlası toksiktir ve çok elektropozitifdir. Bu 5 metalden toksik olmadığı bilinen sadece demirdir. Mekanizma demir bileşimini mikrop kırıcı (Lysosomen) içinde toplayarak işletir.

Titanyum ve alaşımları fiziksel ve kimyasal özelliklerinden dolayı, özellikle dental implant ve protezlerde uygun görülmektedir. İşlenmesindeki zorluklar titanyumun sabit ve hareketli protezlerdeki faydalı yönlerini sınırlandırmaktadır. Kemik içi biyomalzemelerin yapımında titanyum ve alaşımları kabul görmektedir.

Tantalyum, vücut içerisinde inert olup, kalıcı biyomalzemelerin yapımında kullanılan bir metaldir. Çok ince tel halinde çekilebilir. En önemli avantajları, vücut içerisindeki kimyasal maddelere karşı inert olması ve kolay şekillendirilebilmesidir. Dezavantajı ise, uzun kemiklerin onarımında kullanılmak için yeterli mukavemete sahip olmaması, yani zayıf mekanik özelliği ve pahalılığıdır. Saf metal olarak tantalyum ve niobyum, ağır yüke dayanıklı suni kapakçıkların imalatı için kullanılan malzemelerdir.

Şekil hafızalı alaşımların sahip oldukları elastik ya da süper elastik özelliklerinden faydalanılarak tasarlanmış ve piyasaya sürülmüş birçok ürün vardır. Çok büyük deformasyonları dahi absorbe ederek zarar görmeyen süper elastik Ni-Ti alaşımdan imal edilmiş gözlük çerçeveleri üretilmektedir. Ayrıca dişlere geniş bir hareket imkânı sağlayan ve yıllardır kullanılan ortodontik düzeltme işlevli kavisli teller şeklinde Ni-Ti ürünler vardır. Ti-Ni alaşımlarının en ilginç uygulaması suni kalplerdir. Ti-Ni telleri çift yönlü şekil hafıza etkisi gösteren elastomerden yapılmış

kalp duvarına yerleştirilir. Bu teller programlı elektrikli ısıtma devreleri yardımıyla suni olarak kas kasılmasını sağlayacak şekilde kullanılır. Uygun pompalama hızı ve basınç sağlanır. Ortopedik uygulamalarda ise Ti-Ni alaşımından yapılmış kemik levhaları örnek verilebilir. Kemik kırıklarının basınçla onarımını sağlamaktadırlar. Önceden programlanmış Ti-Ni malzemesi kırık kemiğe tutturulur, vücut ısısında şekil hafızasının levhayı büzdüğü ve kırık kemik uçlarını sıkıca kenetlediği görülür. Uyumu ve hızlı kaynama sağlaması önemli bir avantajdır [4].

2.2.2. Seramikler

Günümüzde, üstün aşınma, mukavemet, özgül ağırlık ve korozyon direncine sahip olmalarından dolayı üzerinde en çok araştırma yapılan malzemeler biyoseramiklerdir. Biyoseramikler kontrollü bir şekilde sinterlenerek yapısında bir miktar porozite bırakılır. Böylece tabii kemiğin bu porozitelere doğru nüfuz ederek kaynaşmaları sağlanır. Biyoseramiklerin biyomalzeme olarak kullanılmasının nedenleri;

1. Vücutta kimyasal kararlılık göstermeleri,
2. Çeşitli şekil ve porozite oranlarında üretilebilmeleri,
3. Yüksek basma mukavemetine sahip olmaları,
4. Mükemmel aşınma özellikleri göstermeleri,
5. Apatit fazında üretilen seramiklerin doğal kemiğin (kalsiyum hidroksiapatit) bileşimine ve yapısına benzemesidir

Ancak çekme durumunda sahip oldukları zayıf mekanik özellikler nedeniyle biyoseramikler bazı implant uygulamaları için fazla tercih edilmezler. Biyomalzeme olarak kullanılan seramik implantlar genellikle Al_2O_3 , Si_3N_4 , hidroksiapatit ve SiO_2 esaslı biyocamdır. Biyoseramiklerde aranan diğer bir önemli özellik ise implantın vücut tarafından kabul edilmesidir. Bu nedenle biyoseramiklerde vücutta bulunan Ca, K, Mg, Na, P'un yer alması tercih edilir [4].

2.2.3. Polimerler

Polimerler, monomer adı verilen pek çok ufak moleküllerin birbirine kovalent bağ ile bağlanarak oluşturduğu büyük bir moleküldür. Polimerler, ana zincir yapısında C, N, O, Si ile bağlanan kovalent bağlarla bağlı küçük moleküllerin birleşmesi ile oluşmaktadır. Polimerizasyon sırasında, monomer doymun hale gelerek (zincir polimerizasyonu) veya küçük moleküllerin yapıdan ayrılmasıyla (H_2O veya HCl) değişir ve "mer" halinde zincire katılırlar. Polimerlerin özellikleri, yapı taşları olan monomerlerden büyük farklılıklar gösterirler. Bu durum biyomalzeme yapımında göz önünde bulundurulur. Güçlü bir katı yapmak için tekrarlanan birim (n) 1000' in üzerinde, molekül ağırlığı da 28000 g/mol' den fazla olmalıdır. Bu durum, polimerlerin dev moleküllerden meydana gelmesinden kaynaklanmaktadır. Polimerlerin alerjik ve toksik etki gösterip göstermediği çok önemlidir. Bu nedenle biyomalzeme olarak kullanılacak polimerlerin biyolojik uyumları tespit edilmelidir. Bu amaçla in-vivo ve in-vitro testler gerçekleştirilir. Eğer polimer implant, kalp kapakçığı ve damar gibi kanla doğrudan temas edecek bir bölgede kullanılacak ise ek olarak kan uyumluluğu testi de yapılır. Polimerik implantlar, uygulamalarda enfeksiyona yol açmamaları için strelize edilir. Sterilizasyon yöntemlerinden biri 120-140 °C'de yapılan buhar strelizasyonudur. Bu sıcaklıklara dayanıksız olan polimerik implantlar, etilenoksit veya amonyum bileşikleri gibi birtakım gazların kullanıldığı kimyasal yollarla sterilize edilirler [4].

Poliamid; bir poliamid olan naylon, dikişlerde kullanılmış, ancak uzun süreli implantasyonlarda reaktif olduğu görülmüştür. Naylonun diğer bir uygulaması ise yapay pillerdir. Polietilen; Yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE) kalça protezi, kalp pili ve yapay böbrek kan portlan (tutamaçları) üretiminde kullanılır. Düşük yoğunluklu polietilen (LDPE) sterilizasyon sıcaklığına dayanamaz. Molekül ağırlığı yüksek olan HDPE, kalça protezlerinde eklem olarak da kullanılabilir. Malzemenin sertliği iyidir, yağlara dirençlidir ve ucuzdur. Polietilen Teraftalat; Ticari adı Dakron olan polietilen teraftalat canlı doku tabakasının büyümesini destekleyerek kan uygunluğunun artırılması için kullanılır. Kan damarları, kalp kapakçığı olarak kullanımının yanı sıra, biyomalzemeleri kuvvetlendirmek için fiber formunda da kullanılabilirler. Poliglikolik asit; Bu malzeme, dikiş malzemesi

olarak önerilmiş; raporlar, dikişlerin yüksek mukavemet ve düşük doku aktifliği sergilediğini göstermiştir. Polipropilen; Özellikleri açısından polietilene benzer ancak daha serttir. Polipropilen polimerlerin rijitliği mükemmel, kimyasal direnci yüksek, çekme dayanımı iyidir. Polietilenin kullanıldığı yerlerde polipropilen de kullanılabilir. Konstrüksiyon malzemesi olarak geniş tıbbi kullanıma sahiptir. Celgard ticari adı ile üretilen mikroporöz polipropilen, silikon kauçuklu kan oksijenasyon zarlarına olası bir alternatiftir.

Polivinilklorür; PVC, sert ve kırılğan bir malzeme olmasına rağmen, yumuşatıcılarla yumuşak ve esnek hale getirilebilir. PVC, uzun dönem uygulamalarda düşük toksiteye sahip yumuşatıcıların yapıdan ayrılmasıyla esnekliğin azalması gibi problemlere yol açabilir. Diyaliz makineleri, kan torbaları, medikal borular, yüz (estetik) ve kulak gibi uygulamalarda da kullanılmaktadırlar. Plastizite olmuş PVC kan damarları, kulak, mide segmenti ve rijit PVC de yapay böbreklerin yapımında kullanılır. Polisiloksan; C-H ana zinciri yerine Si-O ana zincirine sahiptir. Özelliği ise diğer kauçuklara nazaran sıcaklığa daha az bağımlı olmasıdır. Polisiloksan birçok tıbbi uygulamalar için silastik ticari adı altında görülen silikon polimerleri için kimyasal isimdir. Silikon polimerler implantasyonlarda en yoğun kullanımı olanlardır. Mükemmel esneklik ve kararlılıklarından dolayı parmak eklemleri, kan damarları, kalp kapakçıkları, göğüs implantları, dış kulak, çene ve burun implantları gibi çok sayıda protezde kullanılmaktadır. Ayrıca bazı damar protezlerinde ve yüksek oksijen geçirgenliği nedeniyle membran oksijenaratörlerde (solunum cihazı) kullanılmaktadır. Silikon polimerlerin mükemmel biyolojik uyumlulukları onları diğer polimerlerin gelişiminde referans malzemesi yapmıştır. Polihidridnogi Etilmetakrilat: Yumuşak lens, yanık tedavisi, ilaç salım sisteminde kullanılır. PMMA; Işık geçirgenliği, sertliği ve kararlılığı nedeniyle göz içi lensler ve sert kontakt lenslerde kullanılır. PoliTetraFlurotilen(PTFE); Mükemmel kayganlığa sahip PTFE damar protezlerinde kullanılır [4].

2.2.4. Karbon malzemeler

Birçok farklı atomik yapısal formda meydana gelebilen karbon, biyomedikal alanda çok önemlidir. Bazı karbon formları kimyasal ve mekanik yapılan nedeniyle kemik, kıkırdak, tendon, bağ ve damarlı dokular gibi hasarlı biyolojik yapıları yerine kısmen bazen ise tamamen kullanım için son derece uygundur. Hidrokarbon gaz pirolizi, buhar çöktürme ve polimer vitrifikasyonu gibi prosesler çok geniş özelliklere sahip birçok farklı formda karbon yapılarını üretmeyi mümkün kılmaktadır. Bu metotlarla üretilen bazı karbon formları çok yüksek klinik öneme sahiptir. Günümüzde üç çeşit karbon biyomedikal uygulamalarda kullanılabilir. Bunlar;

1. Pirolitik karbonun düşük sıcaklık izotropik formu LTI (low Temperature İsotropic) karbon,
2. Camsı karbon
3. Buharda çöktürülmüş karbonun çok düşük sıcaklık izotropik formu ULTI (Ultra Low Temperature İsotropic) karbondur.

Biyomedikal uygulamalarda diğer karbon formlarının yanında sadece bu üç malzeme önemlidir. Örgülü karbon fiber sistemleri, tendon ve bağların yeniden yapımında kullanılır. Karbon-karbon kompozitler, eklem yerlerinde yük taşıyan kısım olarak kullanılır. Karbonun özel formlarından kan arıtıcısı için çalışmalar yapılmaktadır [4].

2.3. Biyomalzemelerin Geleceği

Geçmişte, bir doku hasar gördüğü veya işlevini yitirdiğinde çözüm, bu dokunun uzaklaştırılmasıydı. Ancak geçtiğimiz yüzyılda yeni antiseptiklerin, penisilin ve diğer antibiyotiklerin keşfi, hijyenin sağlanması ve aşılamalara bağlı olarak, gelişmiş ülkelerde insan yaşam süresi 80'in üzerine çıkmıştır. Bu durumda, özellikle geçtiğimiz 40 yılda, yaşam kalitesinin de azalmaması için hasarlı dokunun yerine sağlamların yerleştirilmesi önem kazanmıştır. Bu da iki şekilde mümkün olmuştur. Transplantasyon (nakil) ve implantasyon (yerleştirme). Transplantasyonda, hastanın kendi dokusu, başka bir insandan ya da hayvandan alınan dokuların kullanımı söz konusudur. İmplantasyonda ise, biyomalzemeler kullanılır. Ancak tüm implantların

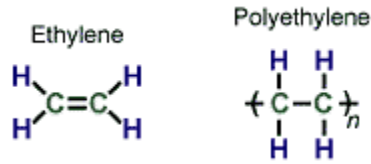
ömürleri sınırlıdır. Son gelişmelerle ortopedik, kalp-damar ve diş implantlarının kullanım ömrü 15 yılın üzerine çıkmıştır. Özellikle implantların dokulara biyoaktif olarak sabitlenmesi, ortopedik protezlerin ömrünün uzamasında çok etkili olmuştur.

Gelecekteki biyomalzeme konusundaki araştırmalar, vücudun kendini yenileme kapasitesini kullanacak veya artıracak yöne doğru kaymalıdır. Böylelikle doğal dokuların yeniden yapılanmasını sağlayacak biyomalzemelerin kullanılabilir protezlerin kullanım süresi artırılabilir. Doku yenilenmesi, son derece kapsamlı bir olaydır. Doku yapısının yeniden inşasını, doku işlevinin, metabolik ve biyokimyasal davranışların ve biyomekanik performansın yeniden kazanılmasını içermektedir. Bu nedenle, doku yenilenmesi, biyoloji, genetik mühendisliği, hücre ve doku mühendisliği, görüntüleme teknikleri ve teşhis, mikro-optik ve mikro-mekanik cerrahideki ilerlemelerin ışığında gerçekleşecektir. Gözenekli, inorganik-organik hibrid malzemelerden, kontrol edilebilir hızlarda bozunabilen, kontrol edilebilir yüzey özelliklerine sahip doku iskeleleri hazırlanarak doku yenilenmesi sağlanabilir. İnorganik ve organik bölümlerin miktarı değiştirilerek, malzeme üzerindeki hücre üretimi ve farklılaşması kontrol edilebilir. Biyoaktif cam jeller, kalsiyum oksitfosfor pentaoksit-silisyum dioksit bileşimine sahip inorganik malzemelerdir. Hayvan deneyleri, bu malzemenin kemik dokusunun yenilenmesinde başarılı olduğunu göstermiştir. Bileşiminde yapılacak değişimler, istenilen üç-boyutlu mimariye ulaşacak şekilde işlenmesini sağlayacak fabrikasyon tekniklerindeki gelişmelerle, bu malzemenin, yumuşak bağ dokusu ve kalp-damar dokularının yenilenmesinde de kullanımı amaçlanır. Biyomalzemelerin doku yenilenmesinden farklı yöndeki geleceği ise nanoteknolojiye dayalı uygulamalardır. Bu teknolojinin ürünü olarak geliştirilecek nanorobotların bakteri ve virüs enfeksiyonlarını tedavi etmesi, kanser hücrelerini saptayıp yok etmesi, dolaşım sistemindeki zararlı maddeleri temizlemesi, hasarlı dokulara oksijen sağlama ve çeşitli hastalıkların izlenmesi ve teşhisinde kullanımı amaçlanır [6].

BÖLÜM 3. UHMWPE GRUBU MALZEMELER VE ÖZELLİKLERİ

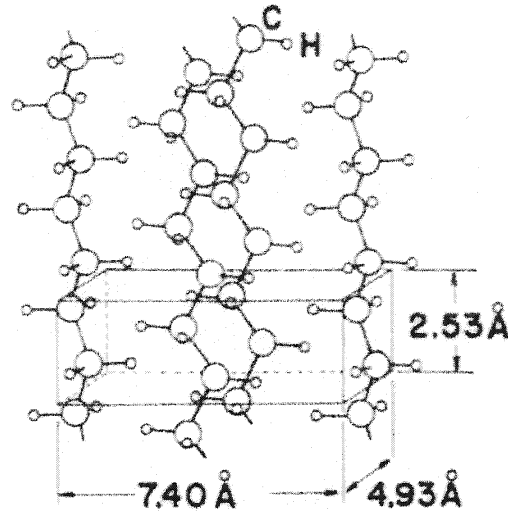
3.1. Polietilenin Sınıflandırılması

Polietilen; karbon (C) ve hidrojen (H) oluşan polimerdir. Etilen (C₂H₄) gazından elde edilir. Etilenin basit yapısına rağmen birçok farklı şekilde işleme süreci vardır. Şekil 3.1.'de etilenin ve polietilenin kimyasal yapısı şematik gösterilmiştir [7].



Şekil 3.1. Etilen ve polietilenin kimyasal yapısının şematik gösterimi

UHMWPE Şekil 3.2.'de gösterildiği gibi Rombohedral kristal yapıya sahiptir [8]. Polietilen katı ve gözenekli formlarda kullanılır. Biyouyumluluk testi gözenekli olmayanların (F981) gözenekli polietilenin (F639 ve 755) olarak ASTM standartları tarafından verilmiştir [8].



Şekil 3.2. Polietilenin Rombohedral birim hücre yapısı $a=b=c$ ve $\alpha \neq 90^\circ$, $\beta \neq 90^\circ$, $\gamma \neq 90^\circ$

3.1.1. Düşük yoğunluklu polietilen (LDPE)

Düşük yoğunluklu polietilen (180–300 °C) gibi yüksek ısı ve (1000–3000 atm) gibi yüksek basınç ve serbest radikal tetikleyicilerin kullanımı (peroksit ya da oksijen) ile üretilir. Bu sentetik metotlar lineer polietilen yerine yüksek dereceli dallanmış polietilen elde edilmesine yol açar. Bu da düşük yoğunluklu polietilen (LDPE) diye adlandırılır. LDPE sentezi için iki tür reaktör vardır; tubular ve otoklav. Tubular süreçte kısa uzunlukta birçok dal oluşturur. Buna mukabil otoklav sürecinde çok az dal üretilir ve çok uzun olurlar. LDPE düşük kristallik (yaklaşık 50 -70%), ve düşük yoğunluğa (yaklaşık 0.92 g/cm³) sahiptir. Esnek ve yumuşak bükülebilir şişeler, şeffaf plastik saklama kapları, elbiseler, yiyecekler, oyuncaklar vb. için paketleme malzemeleri yapılmasına olanak sağlar [9 - 11].

3.1.2. Lineer düşük yoğunluklu polietilen (LLDPE)

Lineer düşük yoğunluklu polietilen uzun bağ yapısının olmayışı sebebiyle LDPE'den ayrılır ki bu birçok sentetik sürecin sonucudur. Uzun bağ yapısının olmaması genelde kristal yapılarda gerçekleşir. Buda daha yüksek erime noktası ve direnç anlamına gelmektedir. LLDPE; bütan, hekzan ya da oktan gazı gibi gazlarla etilenin kopolimerizasyonu tarafından düşük basınç ve ısı ile birlikte üretilir. Süreçte organik-metalik katalizörler, serbest radikal tetikleyiciler ve moleküler ağırlığı

kontrol etmek için kullanılan hidrojen ile yer değiştirir. Buna ek olarak, metalosen (metallocene) katalizörlere bağlı teknoloji Ziegler tip katalizör ile LLDPE elde edilerek darbe direnci özelliği yüksek olan geleneksel LLDPE üretimine imkân tanır [10]. LLDPE'nin en önemli kullanım alanları yiyecek kaplama, streç, çöp poşetleri, film şeridi ve benzeridir.

3.1.3. Yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE)

Yüksek yoğunluklu polietilen, çok düşük basınç ile sıcaklık (1–10 atm ve 50–75°C) ve sentetik süreç gerektirir. HDPE'nin sentezi için üç tip polimerizasyon süreci vardır: sıvılı süreç, çözölme süreci, gaz safhası süreci.

Sıvılı süreç, hidrokarbon çözücü ile düşük reaktör sıcaklıklarında (70 – 85°C kadar) kullanılır [12,13]. Çıkan su ve diğer yabancı atıkların alınması gibi işlemlerle etilen için yapılan ön hazırlıklardan sonra etilen bir katalizör ile tepkimeye girer. Çözücü içerisinde polietilen tanecikler pasif duruma getirilmektedir. Komonomerler moleküler ağırlığı ve konfigürasyonu kontrol etmek için etilen monomerler ile birlikte karışma ilave edilebilir. Daha sonra tanecikler buhar ısıtıcı kullanılarak çözücüden ayrılır.

Çözölme sürecinde polietilen, polietilenin erime noktasının üstünde 200–300 °C'ye kadar bir çözücü ile polimerleştirilir [12,14]. Etilen çözücü içerisinde çözölür ve tepkimeye katılır. Polietilen çözelti tepkimenin oluşumunu kolaylaştıran etken bir madde ile işleme sokulur ve tepkimenin oluşumunu kolaylaştıran katalizör çözeltinin absorbe edildiği alüminyumoksit yatağına iletilir. Ekstrüzyon gücü onu küçük topak haline getirir. Ve diğer ısıtılmış gaz akım topaklardan çözücü tortularını çıkartır.

Gaz safhası sürecinde çözücü bulunmaz. Tanecikli polietilen, içerisinde hava akımı verilerek bir katı madde içerisinde biçimlendirilir. Ve gaz safhası reaktörüne tepkimeye sokulur. Tepkime sıcaklığı 80–100°C arasında ve de basıncı ise 0,7–2,0 MPa arasındadır. Daha sonra polietilen toz polimerizasyon gazlarından ayrılır, bileşen paçalarını besler [12]. HDPE'nin moleküler ağırlık dağılımı, sentetik için kullanılan tepkime teknolojisine ve katalizörlere göre değişiklik gösterir. Krom katalizörlü polietilen tipik olarak daha geniş moleküler ağırlıklı dağılım gösterir.

Daha geniş moleküler ağırlık dağılımı ve daha yüksek erime gücü sebebiyle darbeli şekillendirme gibi bazı uygulamalar için idealdir. Ziegler-Natta katalizörleri genellikle dar moleküler ağırlık dağılımına sebep olur ve bu da etki gücünün artmasına ve enjeksiyonlu şekillendirmede kalıpların, sınırların azalmasına yardımcı olur. HDPE, LDPE gibi yan kısımlara sahip olmadığı için düzenlenen bir yapı içerisinde bir diğerine paralel olarak sıralanabilir ve daha yüksek yoğunluk (0,95–0,97g/cm) ve daha yüksek bir kristalleşme (70–90%) ve de daha yüksek bir erime sıcaklığı (130–137°C) gösterir. Daha yüksek kristalleşme ve daha yüksek yoğunluk özellikleri sebebiyle HDPE, LDPE'den daha serttir ve daha katıdır. Fakat LDPE kadar kolay bir şekilde uzamaz. Bundan dolayı HDPE, LDPE'den daha sert ve güçlü bir yapıya gereksinim duyulan uygulamalarda kullanılır. Dimetil benzene gibi bazı çözeltilerde şişmeler oluşabilmesine rağmen HDPE suda ve çoğu organik çözeltilerde çözülmez. HDPE mükemmel bir elektrikli yalıtkandır. Ve de bu yüzden tel ve kablo üretiminde yaygın kullanılır [3]. Tablo 3.1.'de polietilen olan LDPE, LLDPE ve HDPE'nin bazı çeşitli türleri gösterilmektedir [12].

Tablo 3.1. Birkaç tipik polietilenin özellikleri

ÖZELLİK	LDPE	HDPE	LLDPE	ASTM
Polimer Derece	Repsol	Hoechst	BP	
	PE077/A	GD-4755	LL0209	
Erime Akış İndeksi (MFI), g/600 s	1.1	1.1	0.85	D 1238
Yüksek Yükte MFI, g/600 s	57.9	50.3	24.8	D1238
Kalıp Sisme Oranı (SR)	1.43	1.46	1.11	
Yoğunluk, g/cm ³	0.924	0.96	0.92	D1505
Kristallik, %	40	67	40	
Birleştirme Sıcaklığı (max), °C	110	131	122	
Vicat Yumusama Noktası, °C	93	127	101	D 1525
Kısa Dallanma**	23	1.2	26	D2238
Komonomer		butene	butene	
Moleküler Kütle M _w	87000*	96000	96000	
M _n	17000*	18000	23000	
Çekme Mukavemeti, MPa	12.4	26.5	10.3	D638
Kopma Mukavemeti kuvveti, MPa	12.0	21.1	25.3	
Kopma Uzaması, %	653	906	811	
Elastiklik Modülü, MPa	240	885	199	D790
Darbe Enerjisi, Çentiksiz, kJ/m ²	74	187	72	D256
Çentikli, kJ/m ²	61	5	63	D256
1 MHz'deki Geçirgenlik	2.28			D 1531
1 MHz'deki Kayıp Tanjant	10x10 ⁻⁶			D1531
Hacimsel Özdirenç, fTm	1016			
Dielektrik Mukavemeti, kV/mm	20			

3.1.4. Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE)

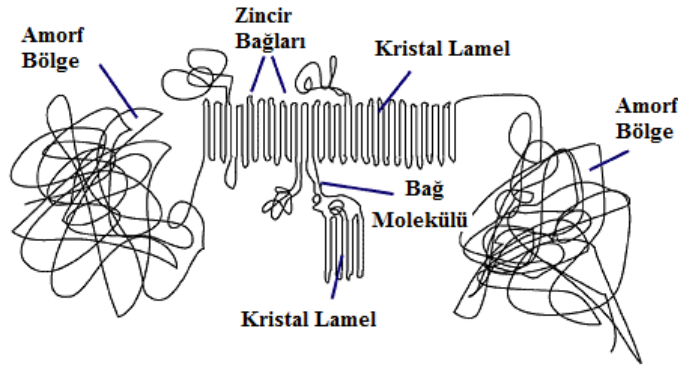
Polietilen, 3 ila 6 milyon moleküler ağırlıklı özelliğe sahip ise ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen diye tanımlanır. UHMWPE, düşük basınçla elde edilen lineer bir polietilen reçinedir. 4×10^6 olan ağırlıklı-ortalama moleküler ağırlığı, yüksek moleküler ağırlıklı yüksek yoğunluklu polietilen (HMW-HDPE) reçinelerinkinden yaklaşık on kat fazladır. Bu reçinenin aşırı yüksek olan moleküler ağırlığı birkaç eşsiz özelliği beraberinde getirmektedir. Ticari olarak mevcut olan ürünlerde bu moleküler ağırlık 3.5×10^6 'dan 6×10^6 g/mol'e kadar değişen değerlerdedir. UHMWPE'nin temel kimya yapısı yalnızca hidrojen ve karbondan oluşan CH_2 'dir. Böylelikle, 4×10^6 moleküler ağırlıklı reçine polimer reçinesi içerisinde yaklaşık olarak 285×10^3 karbon atomu veya ünitelerden içermektedir [15]. ASTM D420'ye göre 3,1 milyondan daha çok moleküler ağırlıklı polietilen aynı zamanda ISO 11542'e göre bir milyondan fazla moleküler ağırlıklı ortalamaya sahiptir. UHMWPE kimyasal olarak HDPE ile aynı iken ikisi de yapı ve özellikleri açısından birbirinden çok farklıdır. Tablo 3.2.'de HDPE ve UHMWPE'nin bazı özelliklerinin karşılaştırılması verilmiştir [16].

Tablo 3.2. HDPE ve UHMWPE'nin ortalama fiziksel özellikleri

ÖZELLİK	HDPE	UHMWPE
Moleküler Ağırlık (10^6 g/mole)	0.05-0.25	2-6
Ergime Sıcaklığı ($^{\circ}\text{C}$)	130-137	125-138
Poisson Oranı	0.40	0.46
Özgül Ağırlığı	0.952-0.965	0.932-0.945
Elastiklik Mukavemeti* (GPa)	0.4-4.0	0.8-1.6
Akma Mukavemeti* (MPa)	26-33	21-28
Kopma Mukavemeti* (MPa)	22-31	39-48
Kopma Uzaması* (%)	10-1200	350-525
İzod Darbe Mukavemeti* (J/m çentiği; 3.175 mm kalınlıktaki numune)	21-214	>1070
Kristallik Derecesi (%)	60-80	39-75

*23 $^{\circ}\text{C}$ 'de

UHMWPE reçinelerinin sentetik üretiminde geleneksel HDPE'nin Ziegler Natta katalizörüne benzer işlemler kullanılır. Katalizör, titanyumklörür ve trietilalüminyum veya dietilalüminyum gibi organo-alüminyum bileşenlerinden yapılır. Yukarıda tanımlananların çoğu UHMWPE'nin sıvı hal üretim süreci ile şekillendirilir. Moleküler bir boyutta, UHMWPE'nin karbon omurgası bükülebilir, dönebilir ve düzenli kristal bölgelerinde katlanabilir. Bu zincir katlanması, molekülün yerel olarak düzenlenmiş, yaprak görümlü ve kristal lameli adı verilen bölgeleri oluşturmasını sağlar. Bu lameller amorf bölgelerin içerisine yataklarırlar ve bağ molekülleri yardımıyla ortamı saran lameller ile bağlantı kurabilirler. Şekil 3.3.'de moleküler bir düzeyde UHMWPE'nin bu morfolojik özelliklerinin şematik diyagramı verilmiştir [7].



Şekil 3.3. Moleküler bir düzeyde UHMWPE'nin bu morfolojik özelliklerinin şematik diyagramı

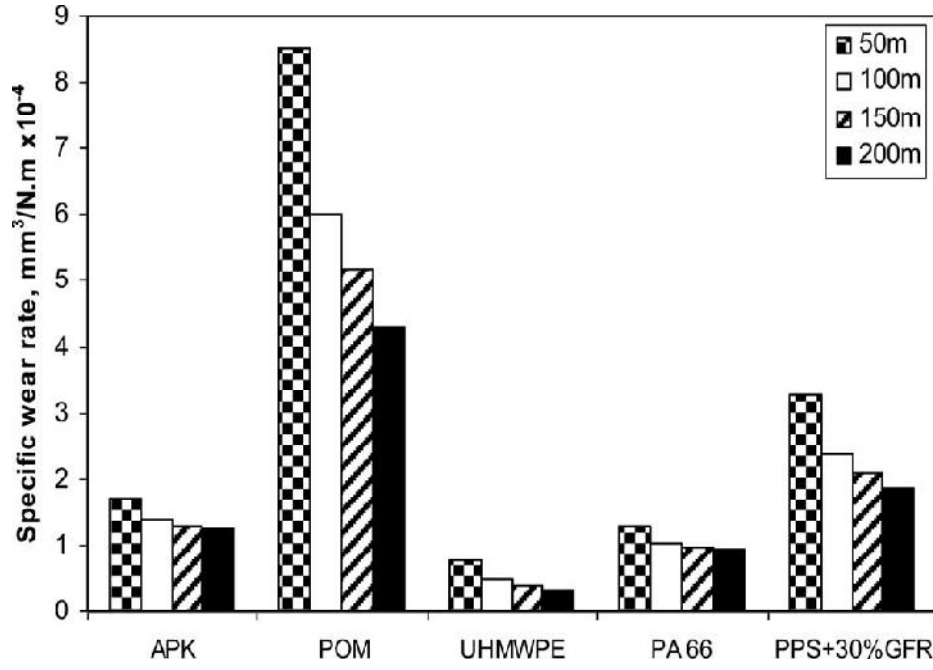
UHMWPE hem kristal hem de kristal olmayan amorf fazından oluşturulan yarı kristal bir polimerdir. Amorf bölgesinde makro moleküler zincirler rastgele bulunurlar. Kristal bölgede, ortorombik birim hücreleri, grupları, kıvrım zincirlerinden oluşan ince bir tabaka ile kaplıdır. Daha büyük yapılarda bulunan ince tabakalarda spherulites olarak adlandırılır. İnce tabakalar bir araya getirilir ve bağ moleküllerinin her biri tabaka yapısına dâhil olur. Kristal lameller mikroskobik olup çıplak gözle görülemezler. Lameller görülür ışığı kırarak yayar; oda sıcaklığında UHMWPE'ye beyaz, opak (donuk) bir renk kazandırır. Lamellerin ergime sıcaklığının üstündeki sıcaklıklarda, UHMWPE yarı saydam bir hal alır. Lameller 10-15 nm kalınlık ve 10-50 μm uzunlukta dizilirler [17].

3.2. UHMWPE'nin Özellikleri

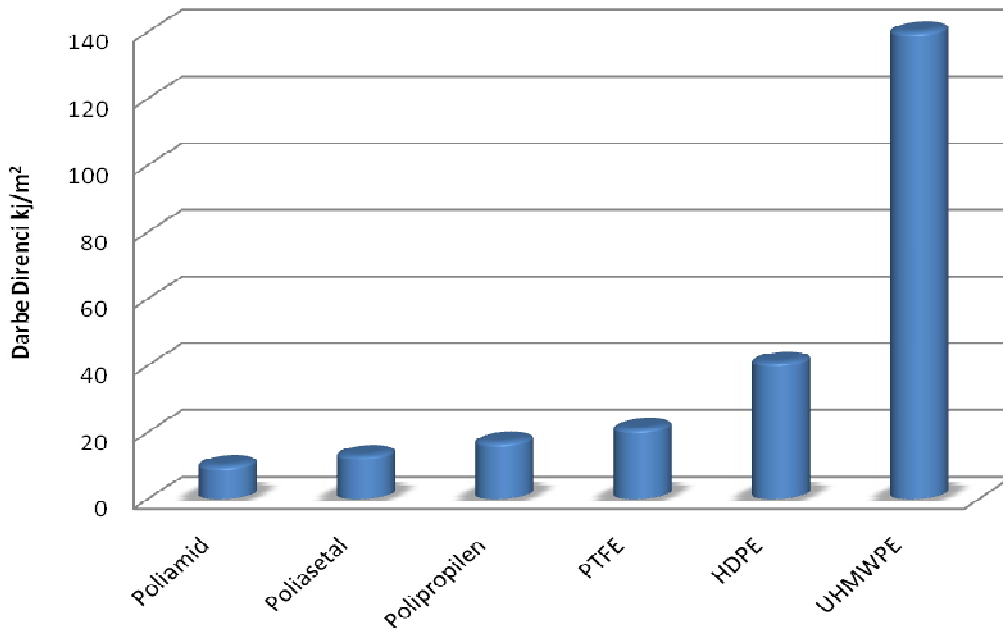
UHMWPE reçinesinin aşırı yüksek moleküler ağırlığı şu bariz özelliklerin açığa çıkmasını sağlar [15]:

- a. Tüm plastik malzemeler içerisinde en yüksek darbe dayanımı
- b. Düşük sürtünme katsayısı (PTFE'den sonra)
- c. Tüm plastik malzemeler içerisinde en yüksek abrazyon dayanımı
- d. İyi kimyasal direnç (Güçlü oksitleyici asitler hariç)
- e. Yapışkanlık göstermeme, kendi kendine yağlanan yüzey
- f. İhmal edilebilir su absorpsiyonu
- g. Kimyasal olarak aktif ortamlarda korozyon direnci
- h. İyi gerilme kırılması dayanımı
- ı. İyi enerji absorpsiyonu, ses ve şok azaltıcı karakteristik
- i. -270 ile 90°C (-454 ile 194°F) sıcaklık aralığında dikkate değer özellikler
- j. Mükemmel ölçüsel kararlılık
- k. İyi dielektrik ve yalıtıcı özellikleri

UHMWPE'nin bu çarpıcı özelliklerinden birçok uygulamada yararlanılmıştır. UHMWPE'nin önemli uygulamaları tıbbi yapay uzuvlar, kimyasal işlemlerin gerçekleştirildiği endüstriyel alanlar, yiyecek ve paketleme endüstrisi, dökümhaneler, kereste endüstrisi, yığın malzemelerin işlenmesi (çakıl, tahıl, çimento ve yığın karışımlar), kömür endüstrisi ve madencilik, mineral işlemleri, kâğıt, tekstil ve nakliyat, elektro kaplama, elektriksel yalıtım ve dinlendirici ekipmanlara ait alanlardır. UHMWPE, tüm ticari plastikler içerisinde en yüksek kayma abrazyonuna ve en yüksek çentikli darbe dayanımına sahiptir. Şekil 3.4.'de bazı polimerlerle UHMWPE'nin aşınma oranlarının karşılaştırılması, Şekil 3.5.'te ise darbe dirençlerinin karşılaştırılması verilmektedir [18, 19].



Şekil 3.4. 150 grit zımpara kâğıdı üzerinde APK, POM, UHMWPE, PA 66 ve PPS+30% GFR'nin spesifik aşınma oranlarının değişimi

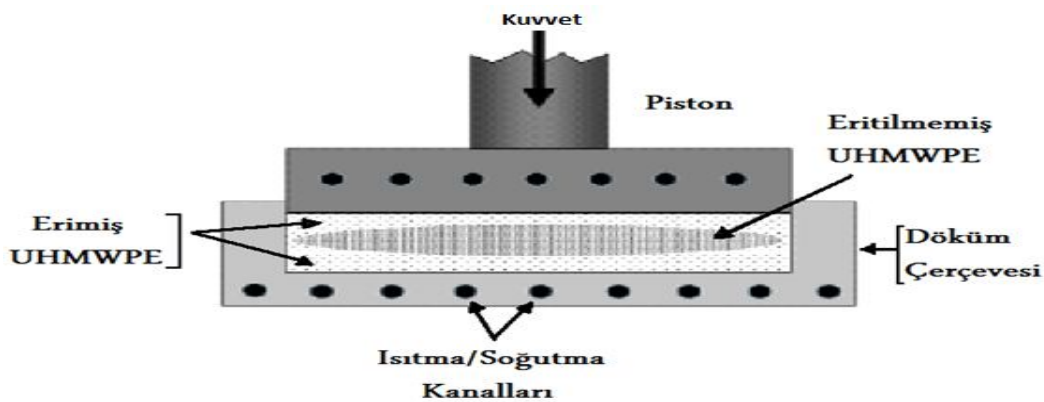


Şekil 3.5. Farklı mühendislik reçinelerinin darbe dirençleri

3.3. UHMWPE'nin Üretim Yöntemleri

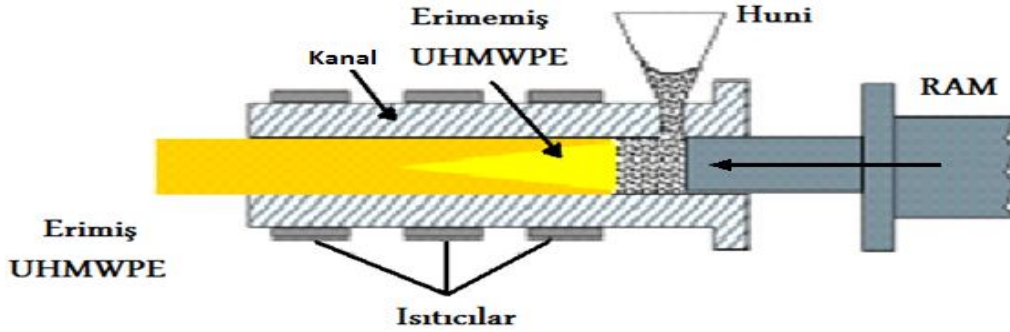
UHMWPE'nin üretiminde bir çok çalışma gösterdi ki birleşme eksikliği, deformasyon ve partikül engellemesine sebep olan birleştirme süreciyle ilgili olduğunu göstermiştir. Bundan dolayı UHMWPE'nin özellikleri UHMWPE sentezi kadar UHMWPE üretim sürecine bağlıdır. Yüksek moleküler ağırlığı sebebiyle UHMWPE tozu serbest akışkan erime sürecine dâhil etmek zordur. UHMWPE'nin uzun bağ bileşenleri erime sıcaklığının üzerinde akmaz. Sadece visko-elastik kütleye dönüşür. Ve de şeffaf olmayandan yarı şeffaf yapıya geçer ki buda kristal yapımın görülmesi anlamına gelir. Bundan dolayı UHMWPE süreci imalatçılar için bir rekabet süreci olmuştur. UHMWPE'nin dört üretim yöntemi vardır. Basınçlı döküm, Ram ekstrüzyon, Sıcak İzostatik Presleme (HIP) ve Doğrudan Basınçlı (DCM) dökümdür. Basınçlı döküm ve Ram ekstrüzyon UHMWPE tozlarını birleştirmek için kullanılan en yaygın süreçtir [3].

Basınçlı dökümde, toz kalıp içerisine konular ve basınç altında ısıtılır ve böylelikle kalıp ve tabakalara dönüştürülür. Süreç sıcaklığı 200 –250 °C arasında değişir ve soğuma sürecinden kaynaklanabilecek kırılma ve çatlaklar yüzünden bu süreçte çok yavaş bir şekilde soğuma sürecine bırakılmalıdır. Yarı bitmiş tabakaların boyu normal olarak 1–2 m den 2–8 m'ye kadar çıkar ve kalınlıkları 1 mm'den 200 mm'ye kadar uzunluk değerleri arasındadır. Kalıp ve tabakalar son ürün işlemi için makineye tabi tutulur [20,21]. Şekil 3.6.'da UHMWPE'nin basınçlı dökümle üretimi gösterilmektedir [22].



Şekil 3.6. UHMWPE'nin basınçlı dökümle üretimi

Ram ekstrüzyonda, bir motor, ısıtıcı ile kaplanmış bir kovan içindeki vidayı döndürerek sıcaklık ve basınç altında plastik granüllerin eriyik hale gelmesini sağlar. Eriyik haldeki plastik kalıp boyunca şekil alarak, soğuması için uzun bir kanal formundaki sıvının içine girer. Kalıbın şekli, kanalın şeklini de belirler. Soğutulduktan sonra katılaşmış olarak son şekline ulaşır. Kanalda markalama yapılabilir ve daha sonra eşit aralıklarla kesilir. Parçalar merdanelerin üzerinden ilerleyerek paketlenir veya stoklanır. Ekstrüzyondan çıkacak şekiller T-kesit, U-kesit, kare-kesit, I-kesit, L-kesit ve dairesel kesitler olabilir. Süreç sıcaklığı yaklaşık olarak 160 ila 220 °C arasındadır. Genellikle yarı bitmiş silindirik çubuk çapı 2 inç ila 6 inç arasındadır [20,21]. Şekil 3.7.'de UHMWPE'nin ram ekstrüzyonla üretimi gösterilmektedir [22].



Şekil 3.7. UHMWPE'nin Ram Ekstrüzyonla üretimi

Basınçlı sinterleme tekniği kullanılarak UHMWPE'nin %60'ından fazlası kalıp ve tabakalara dönüştürülür. Bunun yanı sıra dolu çubuk, boru ve profil gibi ürünlerin %30'dan %35'e kadarı ram ekstrüzyon sonucu elde edilir. Basınçlı dökümle üretilen UHMWPE, ram ekstrüzyondan daha kaliteli sonuç verir. Fakat ekonomiklik açısından kıyaslandığında ram ekstrüzyon daha ucuz bir süreçtir [3,20]

Basınçlı döküm ve ram ekstrüzyon en önemli üretim yöntemleri olsa da bazı üreticiler Sıcak İzostatik Presleme (HIP) ve Doğrudan Basınçlı Döküm (DCM) gibi farklı üretim yöntemlerine yönelmektedirler. Sıcak izostatik (HIP) presleme inert gaz, yüksek basınç ve yükseltilmiş sıcaklık gibi faktörleri gerektirir [3].

Yüksek izostatik presleme olarak bilinen üçüncü bir üretim yöntemi, reçinenin kütük malzeme haline dönüştürülmesi amacıyla bir ortopedik üretici tarafından

kullanılmaktadır (Biomet Inc. Warsaw, IN). Bu çok aşamalı dönüştürme işlemi, silindirik bir bileşenin soğuk izostatik presleme işlemi ile başlar. Bu soğuk izostatik presleme esnasında havanın çoğu dışarı atılır. Ardından, sıkıştırılarak yoğunlaştırılan “yeşil” çubuklar HIP fırını içerisinde sinterlenirler. Fırın içerisinde UHMWPE’nin bozulmasını önlemek amacıyla oksijen seviyesi düşük tutulur. İşlemden elde edilen çubuk şekilli kütük malzeme, hidrostatik sinterleme işlemine bağlı olarak izotropiktir ve reçineden basınçlı döküm yöntemiyle elde edilebilir. Bu işlemin sonunda bitirilmiş olan implantlar ya tornalama ya da frezeleme işlemi yardımıyla imal edilirler [23].

UHMWPE’nin Doğrudan(Direkt) Basınçlı Döküm İşlemi ise zaman zaman net şekil basınçlı dökümü olarak bilinmektedir. Doğrudan basınçlı dökümde (DCM) ek olarak kullanılan polietilen malzeme üreticisi reçineyi etkin bir şekilde tam işlenmiş veya yarı işlenmiş bir parçaya dönüştürür ve bu işlem sırasında her bir işlem için ayrı ayrı döküm kalıpları kullanır. DCM’nin bir avantajı, eklemli yüzeydeki işleme izlerinin tamamen ortadan kaldırılmasıyla elde edilen, tamamıyla düzgün bir yüzey işleminin sağlanmasıdır. Bununla beraber, arzu edilmesi halinde yüksek işleme basınçlarına da ulaşmak mümkündür. Çünkü her bir parça için döküm yüzey alanı, basınçlı döküm levhalarında kullanılan geniş kalıplardaki alandan daha küçüktür. Doğrudan basınçla sıkıştırma yöntemi yaklaşık yirmi yıldır kaval kemiği ve asetabular ek elemanlarının üretiminde kullanılmaktadır. Tarihsel olarak incelendiğinde bu işlem, o günkü kesme ve frezeleme işlemlerinin nümerik olarak kontrol edilmelerinin bir sonucu olarak diz ilavelerinin imalatında karşılaşılan karmaşık yüzeyli parça imalatındaki hassasiyet sıkıntıları sebebiyle daha fazla benimsenmiştir. Nihai ürünün fiziksel ve kimyasal özellikleri, DCM döküm çevriminde yapılabilecek değişiklikler yardımıyla daha uygun hale getirilebilir. Bu işlemle alakalı izahat Chen, Trus ve diğerleri tarafından verilmiş bulunmaktadır [24 - 26].

Bununla beraber DCM, UHMWPE’nin, basınçlı dökümle elde edilen levha ve ekstrüzyona tabi tutulmuş çubukların yakın monitörleme dönüşümü kullanılarak, kütük malzemesinden ayırt edilemeyecek özelliklerde üretilmesi işleminde de kullanılabilir. Genel anlamda literatür DCM yönteminin, yüksek kaliteli hacim dönüşümü yapılmış olan UHMWPE’nin sergilediği özelliklere benzer mekanik

özelliklere sahip numune veya implant elde edebildiğinden bahseder. Sıcaklık, basınç, yoğunluk ve soğutma oranının bir fonksiyonu olarak görülen nihai özelliklerdeki değişimler, hacim dönüştürülmüş olan levha ve çubukların üretimini tahmini olarak etkilemektedir. Yine de hacim dönüştürme işleminin verilen bir reçine kütlesini dönüştürmede daha az sıklıkta kullanılması gerekmektedir. Böylece monitörlene (görüntüleme) ve koruma kalitesi hususlarının da daha az sıklıkta gerçekleştirilmesine ihtiyaç duyulur. Üretilbilirlik bakışı açısından, DCM işlemi kontrolüne bağlı olarak karşılaşılan güçlükler, hacim dönüştürülmüş levha veya çubuk eldesindeki çoğu prosedürlerin ana kaynağıdır [7].

UHMWPE'nin kullanım alanları; yiyecek ve içecek endüstrisinde, ilaç endüstrisinde, dökümcülük, kereste endüstrisinde, talaşlı imalathanelerde, cevher/kömür madencilikte, mineral üretiminde, kağıt endüstrisi, dinlenme ekipmanları, tekstil endüstrisi, nakliyat, medikal implant malzemesi vb..

3.4. UHMWPE'nin Çapraz Bağı, Oksidasyonu Ve Antioksidanları

Her ne kadar UHMWPE bütün kalça eklem operasyonlarında mükemmel bir performans göstermiş olsa da implantların uzun ömürlülüğünü sınırlayan aşınma hala ciddi bir sorundur. Aşırı aşınma, kırılma ve ayrılma gibi mekanik sorunlara yol açabilmektedir. Buna ek olarak belirli aşınma debris partikülleri kemiklerin zayıflamasına ve vaktinden önce implantların kaybına yol açan biyolojik tepkimelere sebep olabilir [27,28]

Aşınma içsel ve dışsal faktörlere bağlıdır. İçsel faktörler moleküler ağırlık, moleküler ağırlık dağılımı, kristallik, yoğunluk, yüzey enerjisi vb. gibi materyallerle ilişkili etmenlerdir. Dışsal faktörler ise implant üretim işlemleri, hasta yaşı, vücut ağırlığı, doku yarası, kişinin yaşamsal aktiviteleri, cerrahi hassasiyet vb. Aşınmanın doğasında ve aşınmanın debris konusunda birçok faktör yer aldığı için tek bir faktörü bununla ilgili tanımlamak oldukça zordur. Bununla birlikte hiç şüphe yok ki daha mükemmel aşınma özelliklerinin elde edilebilmesi için materyallerin tam ve net kontrolü gereklidir. Bu bağlamda UHMWPE üretim işlemlerinde, UHMWPE'nin şekillendirme işlemleri, UHMWPE'nin sentezinde her aşamayı kapsayan çapraz bağ

etkisi, UHMWPE modifikasyonu ve sterilizasyon işlemleri aşınma direncini azaltmak için çok önemlidir [3,29].

Medikal polimerik implantların sterilizasyonu için etilen oksit (EtO) ve gama ışınım yöntemi yaygın olarak kullanılmaktadır. EtO sterilizasyonu genellikle ısıya karşı hassas ürünlerin otoklavda gaz sterilizasyonu için kullanılırken buna mukabil gama ışınımı Co60 kaynağını kullanır. EtO insanlarda toksik probleme neden olmaktadır ve UHMWPE'nin sterilizasyon metodu için yaygın olarak gama ışınımı tercih edilmektedir. Gama ışınımı bunun yanında polietilenlerde farklı kimyasal değişiklikleri tetikleyerek oksitlenmeye yol açar. Birçok araştırmada ışınım ve yaşlanmanın yol açtığı UHMWPE oksitlenmesi konusunda çalışmalar yapılmıştır. Açıkçası UHMWPE'nin oksidasyonu değişik reaksiyon basamaklarının karmaşık dizisidir. UHMWPE'nin oksidasyon mekanizması basitçe aşağıdaki gibi tanımlanır. Gama ışınımının yüksek enerjisi uzun zincirlerde kimyasal bağın kırılması yoluyla ve serbest radikallerin tepkimesine sebep olur. Oksijen malzeme içerisine yayılır ve de oksidasyona neden olan serbest radikallerle tepkimeye girer. Ki buda daha kısa moleküler bağa neden olur. Çok ilginçtir ki maksimum oksitlenme alt yüzeyde meydana gelmiştir. Bu UHMWPE bileşen yüzeyinin 1–2 mm alt kısmında olmuştur. Doğrudan oksijene maruz kalan yüzeyde değildir [30-32].

Yeom'un çalışması UHMWPE'deki oksitlenme reaksiyonunun dizinini tanımlamak için bize en mükemmel açıklamaları vermektedir. UHMWPE yüzeyinde oksijen yoğunlaşması en yüksek değerdedir ve de en başta gelen alkil radikalleri (-CH₂-CH₂-), ve ikincil alkil radikalleri (-CH₂-CH-) peroksi radikallerini şekillendiren gama ışınları ile elde edilmiştir. (-CH-O-O ya da > CH-O-O, sırasıyla). Diğer ikincil alkil radikaller çapraz bağları şekillendirmek için birleştirilebilir. Peroksi radikallerin geniş yoğunlaşması yüzeyde meydana gelir. Ve de bunlar ketonları şekillendirmek için bütünleştirilebilir. Burada artık reaksiyon daha başka serbest radikal üretmez. Ki buda dizinin sonu demektir. Düşük O₂ yoğunluğu nedeniyle alt yüzey bölgesinde daha az peroksi radikal şekilleri bulunmaktadır. Çünkü bu peroksi radikalleri daha da ayrı şekilde bulunabilir ki buda polietilen bağdan birbirleri ile daha az reaksiyon ihtimali demektir. Bu peroksit radikalleri hidroperoksitler ve yeni serbest radikallerin şekillenmesi ile polietilen zincirlerden

hidrojen atomlarını soyutlamak için daha yoğun bir eğilim gösterirler. Birbirleriyle reaksiyona girmeleri için ise daha az eğilimde bulunurlar ve de bu sebepten dolayı ayrıdırlar [33]. Bu karbonil gruplarını bağ kesilmesi ve serbest radikalle şekillendiren anlık reaksiyonlar gösterir. Oksijen UHMWPE içerisinde yayıldığı için oluşan serbest radikal reaksiyonlar yeni reaksiyonlara neden olabilir. Sonuç olarak alt tabakada daha yüksek seviyede bir oksitlenmeye yol açar. UHMWPE'nin derinliklerinde reaksiyon için daha az oksijen vardır. Bu yüzden radikallerin çoğu çapraz bağları oluşturacak şekilde birleşir [3].

Radyasyonun polietilen üzerindeki kimyasal etkileri yalnızca morfolojik ve fiziksel özelliklerde değişmelere yol açmaz. İç özelliklerinin de önemli ölçüde değişmesine yol açar. UHMWPE'nin direnci ve dayanıklılığı ile ilgili malzeme yapısı önemlidir. UHMWPE'nin uzamasının oksitlenme açısından çok hassas bir durum olduğu tespit edilmiştir. Yüzeydeki genişleme, aşınma direnci ve oksitlenme süreci için daha büyüktür. Uzunluk artırmaya benzemeyen yüzey katmanının hacminin küçültülmesi yıpranma açısından zor bir işlemdir. Oksitlenmeye sebep olan yüzey empüritelerinde bir artış gözlenmektedir. Argon ve nitrojen gibi inert gazlar ve oksijensiz bir alan gama ışınımının yol açtığı oksitlenmeyi engellemeye yönelebilir. Başlıca oksitlenmeyi azaltmaya yardımcı olabilir. Fakat burada polietilende çözülmüş oksijen bulunduğu ve oksijenle temas mümkün olduğundan oksitlenmeyi tamamen ortadan kaldıramaz. Bazı çalışmalar gama ışını verilen ürünlerin oksitlenmesinin uzun bir zaman periyodu gerektirdiğini gösterir. Çünkü uzun ömürlü serbest radikaller polietilende kristal bölgelerde azalan hareketliliğin bir sonucu olarak vardır [34].

Gelecekte araştırmalar oksitlenmenin çoğunlukla radyasyon süreci boyunca değil radyasyon sonrası aşınma sürecinde meydana geldiğini göstermektedir. Polietilen kritik aşınma süreci boyunca sürekli olarak oksitlenmeye tabi olur. Dahası canlı dokuda yapılan deneylerde oksitlenme ısı verilmiş UHMWPE için potansiyel bir süreçtir. Depolamadaki raf ömrü veya canlı dokuya yerleştirme sürecinde oksitlenmeyi engellemek için bir alternatif olarak antioksidanların eklenmesi uygun bir yaklaşım olabilir. Antioksidan katı maddeleri radyasyon veya ısıyla meydana gelen polimerlerin parçalarına ayrılmasını önlemektedir. Çeşitli antioksidanlar

reaksiyon seyir yönünün farklı bölümlerinde polimer oksitlenmeyi ve karışmayla meydana gelen parçalanmaları önler. Antioksidanların 2 temel türü vardır: serbest radikal tortuları ve peroksit ayrıştırıcı. Serbest radikal tortuları fenoller ve amino-aril tepkimesiyle oksidasyonu önler. Oksijenle birlikte pasif durumda bulunan fenol grupları içerisine serbest radikalleri yerleştirmesi işlemi aktif serbest radikallerin stabilize edilmesini sağlar. Diğer bir yönden peroksit ayrıştırıcılar veya sinerjistler stabilite içinde peroksidi ve radikal olmayan ürünleri bozar. Düşük maliyetli ürünlere olan talep oksitlenmeyi önlemek için antioksidanların oksijen-serbest radyasyon gibi diğer metotlarda kullanılmasında öncü konuma gelmesini sağlamaktadır [3].

3.5. UHMWPE'nin Hızlandırılmış Yaşlandırması

Hızlandırılmış yaşlandırma, ısının yalın olarak yükseltilmesi ya da oksijen içerisinde yükseltilecek basınç ile birlikte ısının yükseltilmesi ile oluşabilir. Doğal yaşlanmayı açıklamada bazı zorluklar vardır. Bazı araştırmalarda yaşlanmayı raf ve canlı doku ortamının her ikisine benzetim yaparak denemişlerdir. Özellikle son yıllarda gama ışınlarının azaltılması yönündeki çalışmalardan Sun et. al. ve Sanford et al.in (ASTM 2003-0) çalışması değer kazanarak ASTM'yi güncellemiştir. Temelde UHMWPE için hızlandırılmış yaşlandırma protokolü 1995'de Sun tarafından önerilmiştir. Ve de sıcaklık 0.6 °C/dk ısıtma oranıyla 11 gün veya 23 gün için 80 °C/dk olarak tavsiye edilmiştir. Raf yaşlanmasında 4 ila 6 yıl veya 7 ila 9 yıl eşdeğer olarak kabul edilmektedir. Sanford normal basınçlı kanallar gerektiren alternatif hızlandırılmış yaşlandırma yöntemini ileri sürdü. Sanford'un protokolüne göre 5 atm basınçla 70 °C'de hemen hemen bir haftalık oksijen desteği 5-10 yıllık süreçte aşınma konusunda bilgi verir. Hızlandırılmış yaşlandırma yöntemi hakkında konuşurken oksidasyonun seviyesi kadar oksidasyonun bulunduğu yer de son derece önemlidir. Elde edilen bazı UHMWPE bileşenleri maksimum alt yüzey oksitlenmesi gösterdiği için oksidasyonu ihmal etmek aşınma performansı ile ilgili verimliliği etkiler [3].

3.6. Gama (γ) Işınlama

Gama (γ) ışınlaması, THR de kullanılan UHMWPE'ler için ortak bir sterilizasyon metodu haline gelmiştir. Ürünler, Kobalt 60 kaynağından ışınlama yoluyla sterilize edilirler. Bu durum UHMWPE'nin polimer zincirlerinde bağlanmanın sağlandığını gösterir ve UHMWPE zincirlerinin tamamen içine nüfuz eden bir ağının oluşumu sağlanır. Bu zincirler de potansiyel olarak daha yüksek bir aşınma direnci faydasını beraberinde getirir. Ancak açık havada yapılan sterilizasyon kısmen zararlı olabilir, çünkü uzun süreli bir oksidatif sürecin başlamasına yol açabilir ki bu oksidatif sürecin implant mekanik özellikleri üzerinde olumsuz bir etkisi bulunmakla beraber hacimsel aşınma eğilimini de artırır. γ -ışınlaması, kimyasal bağları koparmak suretiyle zincir kesilmesine neden olur ve reaktif serbest yapıların oluşumuna yol açar. Oksijen malzeme içerisine nüfuz ederek oksidasyon oluşturmak için serbest yapılar ile birlikte etkileşime girer. Bu da çok daha kısa süreli moleküler zincire yol açar. Gama ışınlamasının plastiklerde farklı kimyasal değişiklikleri harekete geçirdiği bilinmekle beraber bir kaç çalışmada ışınlama ve yaşlanma takibinde UHMWPE'nin oksidasyonu müzakere edilmiştir [35, 36]

Araştırmacılar, γ -ışınlamasının UHMWPE içerisinde kristallik yüzdesini arttırdığını rapor etmişler ancak bunun açık havada veya inert ortamlarda gama ışınlaması yoluyla veya elektron demeti ile de olsa aynı sonuç elde edilmiştir [37,38]. Araştırmacılar, kristallik derecesindeki artışın büyük ihtimalle ışınlamaya bağlı olarak zincir kesmesi ile alakalı olduğunu açıklamışlardır. Zincir kesilmesi, moleküler ağırlıkta düşüğe sebep olmuş ancak buna cevap olarak da moleküler zincirlerin daha düzenli bir örgüde dizilmelerini sağlamıştır. Aşırı uzun olan polimer zincirlerinden dolayı paketleme zorlaşır, ticari polietilenlerden daha düşük kristalli daha düşük yoğunluklu ve daha karmaşık bir malzeme doğurur.

3.6.1. Açık hava ortamında gama (γ) ışınlaması

γ -ışınımının UHMWPE içerisine serbest radikaller dağıttığı bilinmektedir. Bu serbest radikaller de buna bağlı olarak UHMWPE'nin her iki polimer zincir bağlanması ve zincir kesmesi durumlarını yönlendirebilir. Açık havada sterilizasyon işlemi yapıldığı

zaman zincir kesmesi baskın mekanizma iken inert ortam içerisinde malzeme ışınladığı zaman polimer zincir bağlanması da prensipteki mekanizma gibi gözükmemektedir. Bhateja et al., ışınlama sırasında yarı kristalin UHMWPE polimerlerinin, kristalin fazında kusurlara yol açıcı yapısal değişimlere maruz kaldığını rapor etmiştir [39].

Yüksek dereceli radyasyonlar devamlı kılındığı zaman, kristalin yapısı düşük dereceli bir yapı geliştirir ve bu da belirtilen durumu müteakiben kristalin erime noktasında bir düşüş ile sonuçlanır. Belirtilen bu haller, ışınlama sonrasında serbest yapısal neslin etkilerinden ileri gelir. Bu ışınlama, bağ moleküllerinde moleküler zincir kesmesine yol açar ve artan hareketliliğin daha kısa daha düşük moleküler ağırlık parçalarının oluşumu ile sonuçlanır. Bunlar da lamel kalınlığını arttırmak suretiyle tekrar organize eder ve kristalleştirmeyi daha kolay bir şekilde yaparlar. Çünkü serbest yapı konsantrasyonu, ışınlama dozu ile doğru orantılıdır. Doz arttırıldıkça çok daha yüksek miktarda moleküler zincir kesmesinin meydana gelmesi ümit edilmektedir. Bu fikir, düşük ışınlama dozlarında (0~2,5 Mrad) çoklu yeniden kristalleştirme göstermeyen ve buna bağlı olarak tek modellenen bir lamel kalınlık popülasyonunu öne süren DSC verileri tarafından desteklenmektedir. Düşük molekül ağırlıklı polietilene radyasyon etkisi, erime sıcaklığında artışı, gerilme kırılma dayanımında artışı ve çözücü direncinde gelişimi beraberinde getirmiştir. Dikkat çekilen bir nokta da bir vakum veya inert gaz ortamında polietilenin ışınlama olan ana reaksiyonu polimer zincir bağlanması iken, ışınlamanın oksijen içeren bir ortamda yapılması halinde oksidasyon ve/veya zincir kesmesinin polimer zincir bağlanması ile yarış halinde olmasıdır. Son olarak oksidasyon, polimer derecesinde düşüşe neden olur [40].

Goldman et al, kristalinlik, yoğunluk ve oksijen bileşenindeki artışın, zincir kesmesinin ışınlama ve yaşlanma sonucu oluşan yapısal değişikliklere hakim olduğunun bir işareti olduğunu öne sürmüştür [38]. Zincirlerin kendilerini daha kolay dizmeleri ve birlikte paketlenmelerine müsaade edilmesi hasebiyle kristalinlikle beraber yoğunluk da artış gösterir. Oksijen, ışınlama süreci ürünü olan serbest yapılar ile çok reaktiftir ve bu durum ileriki safhalarda zincir kesmesi ile sonuçlanan reaksiyonları beraberinde getirmektedir [40].

3.6.2. Vakumlu ortamda gama (γ) ışınlaması

Serbest yapıların UHMWPE belkemiği üzerinde intermoleküler bir halde birbirleriyle etkileşim göstermeleri halinde polimer zincir bağlanmaları oluşur. Zhao et al., artan doz miktarına bağlı olarak yüksek miktardaki ışınlama dozlarında (0~40 Mrad), kristalinlikte bir artış gözlemlemiştir [41]. Bununla beraber kristalizasyonun kristal yüzeyi ve amorf bölgelerin her ikisi üzerinde de gerçekleştiği yine rapor edilmiştir. Andjelic et al.'da, ışınlama miktarındaki artış sebebiyle kristalinliğin de kademeli olarak düşüş gösterdiğinden bahsetmiştir [42]. Kristalinlikteki en bariz düşüş, en düşük ışınlama dozunun mevcut olduğu halde tespit edilmiştir (1 Mrad). UHMWPE için DSC metotlarından hesaplanan kristalinlik derecesinin aslında ışınlama dozu ile artış gösterdiğini ifade eden raporlar mevcuttur. Kamel et al, radyasyon hasarının kristalinlikte artışa sebep olması halinde enerji absorpsiyonunun ve nihai reaksiyonun Hercules 1900 UHMWPE'nin kristalin ve düzensiz alanları arasındaki sınırlarda gerçekleşmesi gerektiği fikrini ele almıştır [43]. Bu yüksek zorlanma enerji seviyesi alanların polimer zincir bağlanmasından ziyade özellikle kesilme bozulmasına eğilimli olduğu kabul edilmiştir. Shinde et al raporunda, çok daha karmaşık bir morfolojiye sahip eriyik kristalleştirilmiş polietilen içerisinde, radyasyon tahrikli polimer zincir bağlanmasının kristalinlikteki düşüşe bağlı olarak artış gösterdiğini ifade etmiştir [44]. Deng et al, raporunda ışınlanmış polimerlerin kristalinliklerindeki artışın, polimerin tekrar kristalleştirilmesinin kristalin amorf ara yüzlerini lameller üzerine zincirlemesi ve bunun sonucunda da kalınlıklarının artmasına bağlı olabileceğini ifade etmiştir [45]. Bunlar, farklı kristalliklerde içerilen polimer molekülleridir.

3.6.3. Işınlama sonrası

Bu yapıların, özellikle de polimerin amorf bölgelerine düşük hareketlilikte dağılabilecekleri ve bu sebeple de aylarca ve belki de daha uzun bir zaman zarfında kimyasal reaksiyonlara uğrayabilecekleri yer olan polimerin kristal yapılı bölgelerinde elde edilenlerin, uzun ömürlerinin olduğu önceden tespit edilmiştir. Bu zamana bağımlı serbest yapı reaksiyon mekanizması, özellikle de yüksek difüzyon

hareketliliğine sahip olup bahsedilen yapılar ile oldukça reaktif olan oksijenin varlığında polimerlerin radyasyon bozulması ile yakından alakalıdır.

Deng et al, ileriki safhalarda depolama sırasında özelliklerde değişimin meydana gelebileceğini rapor etmiştir, çünkü ışınlamadan sonra, kendini belli etmeyen serbest yapılar kalır ve yavaş polietilen oksidasyonu meydana gelir [45]. Polimer zincir bağlanmasının amorf bölgede veya kusurlu kristallerin bulunduğu bölgelerde meydana geleceği ümit edilmektedir. Genellikle, ışınlama sonrası ne kadar uzun olursa kristalinlik de o kadar yüksek olur. Bu da ışınlanmış polietilenin, muhtemelen gecikmeli bir zincir dizilimine sebep olan yakalanmış serbest yapılar sebebiyle, zamana bağlı olarak değişmeye devam ettiği fikrini öne sürmüştür. Bu durumun bir benzeri UHMWPE için de umut edilebilir. Kristalinlikteki artış, ışınlanmış UHMWPE yoğunluğundaki artışa bağlı olarak tutarlı kalır. Goldman et al, ise bu durumun, toplam yapı sayısının oluşturulması ve toplam zincir kesmesi miktarının çok yüksek artış göstermesini sağlamak için radikal üretimini durdurabilen veya daha ileriye taşıyabilen peroksitler oluşturmak suretiyle, oksijenin ışınlanma yoluyla elde edilen serbest radikaller ile aşırı reaktif olmasına bağlı olarak oluştuğunu ifade etmektedir [46]. Choudhury et al, ışınlanma sonrası yaşlanmasının ileriki safhalara doğru malzeme özelliklerinde bozulma ile sonuçlandığını ve bunun öncelikle kristalinliğin arttırılması ile ileriki safhalarda zincir kesmesine yol açması sonucu oluştuğunu ifade etmiştir [47]. Literatürlerden şu sonuca varılabilir ki; açık havada yapılan geleneksel ışınlama kristalinlikte artışa yol açar ve bu artış büyük ihtimalle polimerik zincirlerin oksidasyonu ile yakından ilişkilidir. Oksidasyon etkisi giderilebilirse, kristalinlikteki artış görülmeyebilir.

3.7. Tıbbi Uygulamalarda UHMWPE

Biyomedikal uygulamalarda kullanılacak olan bir polimer zehirlememeli, kanser yapıcı madde içermemeli, biyolojik olarak uyumlu olmalı ve biyolojik ortamlarda inert yapı özelliği sergilemelidir. Uygun fiziksel ve mekanik özelliklerinin, sterilize olabilmeye kabiliyetinin, doku, hücre ve kan uyumluluğunun (minimum histo-toksiklik, minimum doku reaksiyonu), vücut içerisinde uygun yaşlandırma özelliğinin ve uzun vadeli raf ömrünün bulunması gerekir. Hazırda bulunması, kolay ulaşılabilir olması

ve makul fiyatlarla tedarik edilebilir olması gerekir. Polimerler vücut içerisinde ölü dokulardan çok daha hızlı bir yaşlanma gösterdiğinden fonksiyonlarında herhangi bir kayba uğramaksızın tüm fiziksel özelliklerini muhafaza etmelidirler [48].

Tıbbi cihazlarda kullanılan malzemenin yeterli statik ve dinamik güce, aşınma dayanımına ve düşük sürtünmeli kayma yüzeylerine, kemik dokusunda mümkün olabilecek derecede düşük elastik modülüne, yüksek enerji absorpsiyonuna, canlı doku ortamlarında korozyon direncine, vücut dokusu içerisinde zehirli maddeleri muhteva etmeyecek yapıya, patolojik reaksiyonları barındırmayacak yapıya ve malzeme özelliklerinde herhangi bir temel değişiklik içermeksizin sterilize olabilecek yapıya sahip olmaları gerekir. Bu özelliklerin sağlanması hususunda UHMWPE, tıbbi implantlar için tekniksel ve kliniksel olarak uygun bir malzeme olarak tespit edilmiştir [49].

Mükemmel mekanik ve fiziksel özelliklerine ek olarak yüksek dereceli saflığı, insan dokusu ile gösterdiği mükemmel biyolojik uygunluk derecesi ve kimyasal inertliği, başta kalça kemikleri, dizler, ayak bilekleri, el bilekleri ve omuzlar olmak üzere tüm eklem bağlantıları için ideal bir malzeme haline getirmiştir. Öncelikli olarak eklem protezlerinin çoğunda, minimum sürtünme ve torkla eklemlenmeye müsaade eden ayna-aprelenmiş metal malzemeler (demir, kobalt ve titanyum esaslı malzemeler) veya biyoseramik (alümina) yüzeyler ile eşleştirilerek yatak malzemesi olarak kullanılmaktadır. Tam kalça protezlerinde UHMWPE, kalça kemiği bileşeni olarak metalik alaşımlar ile beraber hokka çukuru bileşeninde kullanılır. Diz, ayak ve bileği, parmak ve omuz eklemlerinin değişiminde kayıcı parça olarak kullanılır. Bu UHMWPE bileşenleri genellikle yüksek basınçlı kalıba döküm bloklarından veya ekstrüzyona tabi tutulmuş çubuklardan imal edilirler. Serbest sinterleme tekniği ile elde edilen gözenekli UHMWPE bileşenleri son zamanlarda kulak, burun ve boğaz plastik cerrahisinde implant olarak kullanılmaya başlanmışlardır [49].

BÖLÜM 4. POLİMERLERDE SÜRTÜNME VE AŞINMA

Polimerlerin sürtünmesi metal, ametal ve seramiklerden farklıdır. Plastiklerin sürtünme ve aşınma özellikleri, dişli çark, yürek mekanizması, kaymalı ve yuvarlanmalı yataklar ve kızaklar gibi makina elemanlarında büyük önem taşımaktadır. Özellikle seramik ve polimerlerde sertlik ve elastik modül ilişkisi son derece önemlidir. Sürtünme temaslarında polimer başlangıçta hemen hemen elastiktir. Yüke bağlı olarak gerçek temas alanı değişir. Polimerler genelde viskoelastik (elastik akıcılık) özelliğe sahiptir. Aşınma mekanizması olan adhezyon aşınması polimerlerin aşınmasında önemli bir etkidir. Kendinden yağlamalı özellikteki polimerler ve diğer polimer yüzeyleri ile birlikte sürtünme ve aşınma testlerinde deformasyon ve adhezyon minimuma iner. Düşük yüklerde pürüzlü temas oluşur ve temas alanı yük ile orantılı olarak artar ve pürüzden dolayı yükten bağımsızdır [50].

PTFE(teflon), HDPE(yüksek yoğunluklu poli-etilen) gibi polimer malzemelerde adhezyon bağ güçleri çok düşüktür. Kayma esnasında karşı yüzeyde ince bir transfer film şekli oluştuğu zaman, sürtünme katsayısı (μ) yaklaşık 0.2-0.3 arasında oluşur. Kaymanın hızının artması ile transfer film tabakası her bir yüzeyde artarak oluşur ve μ yaklaşık 0.05'e kadar düşer. Eğer kayma yüzeylerinde hatalı polimer zincirleri dizilirse, μ tekrar 0.2-0.3 değerlerine yükselir [51].

Herhangi bir malzemenin sürtünme özellikleri esasen kuru sürtünme koşullarında tayin edilir. Polimerler kuru sürtünme halinde metallere göre daha iyi davranmaktadır. Bu hususta PTFE, Poliamid gibi plastikler çok iyi davranış göstermektedirler. Genelde sürtünme katsayısı deneylerle tayin edilmektedir. Polimerlerin sürtünme davranışı; kayma hızı, temas yüzeyinin çeşidi, çevre koşulları gibi faktörler tarafından etkilendiği için bir polimer malzeme için tam bir sürtünme

katsayısı değeri verilemez. Temas yüzeyinin çeşidi, sürtünme davranışını önemli şekilde etkilemektedir. [52].

4.1. Polimerlerde Aşınma

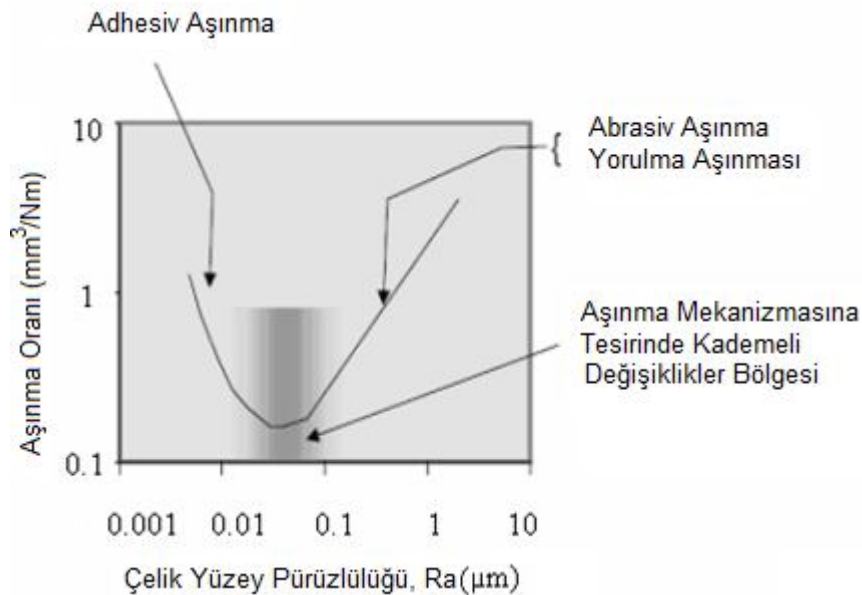
Polimerlerin aşınmasında üç temel mekanizma vardır. Bunlar, adhesiv aşınma, abrasiv aşınma ve yorulma aşınmasıdır. Ayrıca azda olsa polimerler erozyon aşınmasına maruzdurlar. Polimerlerde, metallerde görülen ve adhezyon aşınmasının şiddetli bir şekli olan yenme aşınması meydana gelmez. Bununla birlikte polimerler su-nem ile yağlanarak da çalışabilirler [52].

Polimerlerin çelikler ile olan kayma aşınmasında, çeliğin yüzey pürüzlülüğünün polimer aşınma çeşidine etkisi Şekil 4.1.'de görülmektedir [51]. Yüzey pürüzlülüğü(R_a);

$R_a < 0.01$ ise adhesiv aşınma,

$R_a > 0.01$ ise abrasiv ve yorulma aşınması,

$R_a = 0.01-0.10$ ise aşınma tesirinde kademeli değişiklikler bölgesidir.



Şekil 4.1. Çelik yüzey pürüzlülüğünün polimer aşınma çeşidine etkisi

Polimerlerde adhesiv aşınmasının açıklanmasında; malzeme yüzeyleri ne kadar işlenirse işlensin pürüzlülük tamamen giderilemez ve değişik pürüzlülük seviyesinde bulunur. Yükün etkisi altında, pürüzlülük seviyesinde oluşan küçük temas alanlarında, çok büyük basınçlar meydana gelmekte ve bazı temas alanlarında, mikroskobik seviyede kaynak bağları oluşmaktadır. İzafi hareket sırasında bu bağlar kopar. Bağların kopması için gereken kuvvet sürtünme kuvvetini temsil eder, bağların kopmasında meydana gelen malzeme kaybı ise adhesiv aşınmayı oluşturur. Adhesiv aşınma metallere benzer olup, tekrarlanan hareket ile aşınma partiküllerinin öncülüğünde oluşan transfer film tabakası ile meydana gelir. Transfer film tabakaları düşük yüklerde çok düşük aşınma oranlarına öncülük edebilir. Adhesiv aşınma en yaygın aşınma çeşididir. Bu nedenle pratikte polimerlerde aşınma denilince adhesiv aşınma anlaşılmaktadır. Polimerler mühendislik malzeme kullanımlarında metallerin yağlı olarak kullanımlarının tersine, yaygın bir şekilde metal karşı yüzeylerine karşı yağlamasız olarak kullanılırlar. Polimerlerin adhesiv aşınma mekanizmasında inceleyeceğimiz bazı özel durumlar şunlardır [50].

a) Polimer ve karşı yüz arasındaki iç adhezyon durumu: Polimerlerle ilgili adhezyon iki kaynaktan açığa çıkar. Biri Kolomb'un elektrostatik kuvvetleridir, bu bağ tipinin önemi uyumsuzluk göstermesidir. Diğeri Van der Wals bağlarıdır. Ayrıca polimer/karşı yüzeydeki oksitlenmiş tabakalar arasında hidrojen bağları da olabilir. Eğer iki yüzey kuvvetlice yapışmışsa, adhezyon işi, adhezyonun termodinamik işinden daha büyük olabilir. Çünkü işin büyük bir kısmı sünek ve viskoelastik kayıpları içerir. Bu kayıplar polimerin ve elastomerin camsı hale geçiş sıcaklıklarının üzerinde meydana gelir. Netice olarak, transfer film gerçekleşebilir. Temas sıcaklığı camsı geçiş sıcaklığının altında ise, polimerler veya kauçukların adhezyon işi ve polimer transfer film eğilimi çok daha düşük olacaktır.

b) Birleşme bozuklukları: Yüzeyleri temizlenen polimerler ve elastomerlerin pürüzsüz yüzeyleri ile elastomerik bileşimler ara yüzeyde kendi başlarına bozulabilirler ve bu durumda yapışık bir transfer gerçekleşmez.

c) Transfer film tabakası: Sünek malzemeler sürekli olarak karşı yüzeye polimer transfer ederler. Transfer edilen polimerlerde kayma durumuna göre iki tip davranış

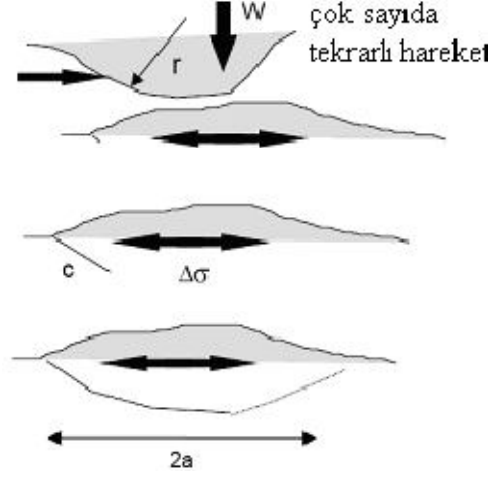
görülür. En genel davranış, yapıştırıcı oluşumunda, oldukça yüksek miktarda polimer madde içeren filmin nispeten kalınlığı da 0.1-10 µm arasındadır. Bu davranış düşük yoğunluklu Polietilen, Propilen ve Poliamid 6/66'da bulunmaktadır. Diğer davranış sınıfı, yüksek yoğunluklu polietilen(HDPE, UHMWPE gibi), teflon(PTFE) tarafından gösterilir. HDPE, PTFE ve POM'un özel davranışı, düşük hızlarda, orta dereceli sıcaklıklarda karşı yüzeylere ince bir film transferi görünümündedir. Daha yüksek kayma hızlarında HDPE ve POM'un transfer filmi sürtünme erimesi şeklinde ifade edilebilirken, PTFE'nin yüksek ısıya dirençli olmasından dolayı bu durum görülmez.

d) Transfer edilmiş tabaka ile karşı yüz arasındaki bağ: Kimyasal indirgemenin olmadığı bir ortamda bağ, Kolombik ve Van der Wals olacaktır. Transfer edilmiş bir katman, bir ara yüzden soyulursa elektrostatik kuvvetler bu durumda daha büyük olacaktır. Bununla beraber filmlerin adhezyonu biraz zayıftır. Polimerlerin aşınmasını geliştirebilmek için ilave katkıları kullanılmalıdır. Polimerlerin kayma sürtünmelerinde ilave katkıların etkisiyle transfer edilmiş film karşı yüzü biçimlendirmekte ve polimerin aşınma direncini geliştirmektedir.

e) Film nakli mekanizması: Bazı durumlarda, çekme gerilmesi tarafından transfer edilmiş film katmanların yüzeyinden film parçacıkları çekilirler. Bu çekilen film parçacıkları polimerlerin yüzeyine yapışırken gözlemlenebilir [53]. Abrasiv aşınma, dışarıdan yüzeyler arasına giren toz, talaş v.b. gibi sert parçacıkların etkisi altında meydana gelmektedir. Abrasiv aşınma hemen hemen metallere benzerdir. Polimerlerin elastikten plastiğe geçiş davranışı, yüzey pürüzlülüğü ve yükün fonksiyonu daha yüksek seviyededir. Abrasiv temas olsa bile, elastik deformasyon epey devam eder. Polimerlerde abrasiv aşınmada yorulma işlemi daha etkilidir. Karşı yüzey daha düzgün olması gerekir.

Yorulma aşınması, temas yüzeylerindeki tekrarlı hareketlerin sonucu oluşan aşınmadır. Polimerlerdeki yorulma aşınması metallerdeki yorulma aşınması kadar etkili değildir. Polimerlerdeki elastik şekil değiştirme sınırı daha yüksektir. Şekil 4.2'de görüldüğü gibi polimerlerde tekrarlanan şiddetli elastik temaslarda normal yüzeydeki çatlaklar zamanla büyür [51]. Polimerlerdeki aşınma oranı etkili bir

şekilde yüke ve karşı yüzeyin yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır. Çatlaklar kayma yönü doğrultusundadır.



Şekil 4.2. Polimerlerde yorulma aşınmasında çatlağın başlama ve büyüme şekli

Polimerlerin erozyonu, elastomerler (kauçuk gibi) düşük erozyon oranına sahiptir. Yumuşak(şekillenebilir) polimerler (Poliamid ve PVC gibi), camsı polimerler (PMMA, PS gibi) yüksek erozyon oranına sahiptir. Polimerlerde erozyon hızının artması ile erozyon aşınma oranı arasında güçlü bir bağ vardır. Erozyona neden olan aşındırıcı partikül boyutlarının artması ile erozyon aşınma oranı arasında zayıf bir ilişki vardır. Sıcaklığın artması ile malzemenin erozyon aşınma oranı arasında da ters orantılı bir ilişki vardır.

4.2. Polimerlerde Aşınmaya Etki Eden Parametreler

a) Kayma hızı: Holmgerg ve Wickström (1987), Uzuner vd. (1994), Temiz (1998), Ferda Uzuner v.d. (2004) gibi araştırmacılar UHMWPE'nin aşınmasının ve sürtünmesinin kayma hızının artmasıyla arttığını bulmuşlardır.

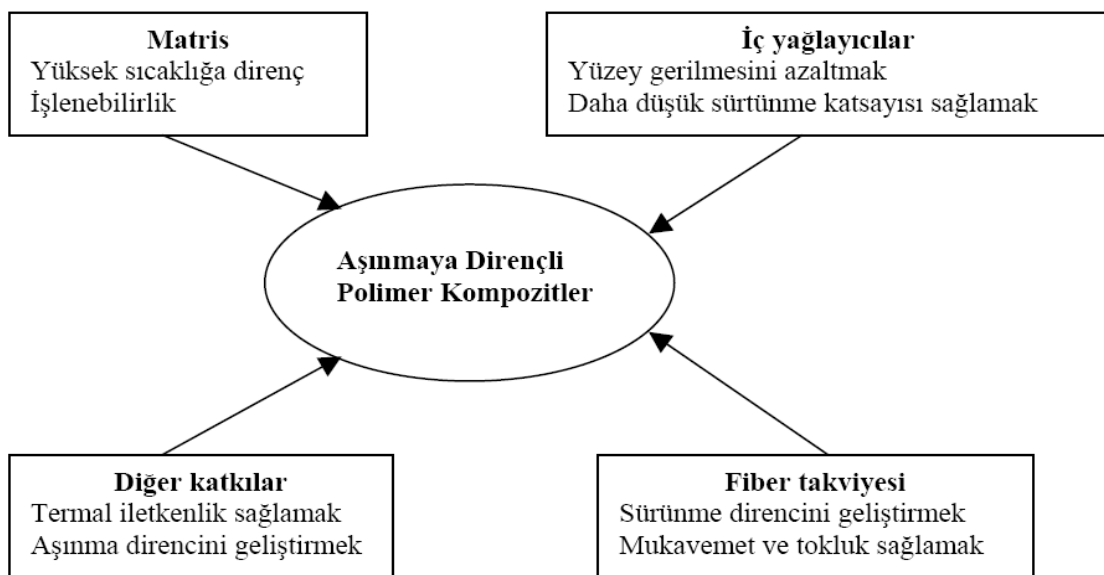
b) Basınç ve yük: Briscoe ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalarda zaman ve kayma hızına bağlı olarak HDPE'nin aşınma miktarı başlangıçta yük ile değişmezken, yük arttıkça aşınma miktarı da artmaya başladığı görülmektedir. Dolgulu HDPE'de ise aşınma miktarının yük ile fazla değişmediği görülmüştür. Genel olarak polimerlerde yükün artışı ile aşınma miktarı artmaktadır [54].

c) Kayma mesafesi: Aşınma oranı bütün malzemelerde olduğu gibi kayma mesafesi ile artmasına rağmen bu artış polimerin cinsine bağlıdır. UHMWPE’de ise kayma mesafesinin artmasıyla aşınma miktarı artmaktadır. Ancak aşınma oranı azalmaktadır.

d) Sıcaklık: Aşınma miktarı sıcaklıkla polimerin cinsine bağlı olarak değişir. Sürtünen bölgedeki sıcaklığın artmasıyla polimerin temas alanının artması sürtünme kuvvetini ve aşınmayı artırmaktadır.

e) Nem: Nemli ortamlar, polimer sürtünmelerinde yağlayıcı-kaydırıcı özellik sağlar, dolayısıyla aşınmayı geciktirir.

Polimerik malzemelerin sürtünme ve aşınma davranışlarını geliştirmek için geleneksel görüşlerden biri, karşı malzemenin adhezyonunu azaltmak; sertliğini, tokluğunu ve gerilme mukavemetini artırmaktır. Adhezyonu azaltmak için teflon(PTFE) ve grafit tozları gibi iç yağlayıcılar sık sık kullanılır. Kısa aramid fiberler, cam fiberler yada karbon fiberler, polimer matrisin gerilme mukavemetini ve sürünme direncini artırmada kullanılır. Aşınmaya dirençli polimer kompozit tasarımlarında dikkat edilecek kriterler Şekil 4.3.’de görülmektedir [55].



Şekil 4.3. Aşınmaya dirençli polimer kompozit tasarımlarında dikkat edilecek kriterlerin şeması

4.3. Polimerlerde Sürtünme ve Aşınma Üzerine Yapılan Literatür Çalışmaları

Konumuzu oluşturan plastiklerin aşınması üzerine çok sayıda çalışma bulunmaktadır. Burada bazıları hakkında bilgi verecek olursak;

Holmgerg ve Wickström (1987), 22 çeşit polimerin sürtünme ve aşınma özelliklerinin hız, basınç ve ortam sıcaklığına bağlı olarak nasıl değiştiğini deneysel olarak incelemişlerdir. Deneysel sonuçlarında UHMWPE ve PTFE'nin diğer polimerler arasında en düşük aşınma ve sürtünmeye sahip olduğunu, polimer malzemelerde basınç arttıkça sürtünme katsayısının düştüğünü, hız arttıkça arttığını ve ortam sıcaklığı düştükçe azaldığını ifade etmişlerdir. Sıcaklık azaldıkça sürtünme katsayısının düşmesini polimer yüzeyinin sertliğinin artmasına dolayısıyla gerçek temas alanının düşmesi sonucu sürtünme kuvvetinin azalmasına bağlamışlardır [57].

Uzuner vd., (1994) çalışmalarında, 12 değişik polimerin sürtünme katsayısı ve aşınma karakteristiklerini, çevre hızı ve yüzey basıncı değişimine bağlı olarak pim-disk makinesinde deneysel olarak incelemişlerdir. Saf polimerlerde sürtünme katsayısının kayma hızı ile arttığını, yüzey basıncı ile düştüğünü, polimerler içinde en iyi aşınma mukavemetine sahip olanın UHMWPE olduğunu ifade etmişlerdir[57].

Suh vd., (1998)'in yaptıkları çalışmada, protez olarak kullanılan UHMWPE'nin aşınmasını azaltmak amacıyla PE içine kayma düzlemine dik doğrultuda koyulacak UHMWPE fiberlerinin meydana getireceği polietilen homokompozitlerinin bu amaca uygun sonuç verdiğini göstermişlerdir. Bu amaçla, silindirik şeklindeki UHMWPE'nin ve homokompozitin düzlem üzerine bastırılması ve bu düzleme osilasyon hareketi yaptırılması sonucu meydana gelen sürtünmeyi ve aşınmayı incelemişlerdir [57].

Dong vd., (1999) biyomedikal araştırmalar doğrultusunda, UHMWPE'nin titanium alaşımı olan Ti6Al4V malzemesi ile sulu temasında tribolojik performansını geliştirme potansiyelini araştırmışlardır. Song vd., (1999) doğrusal salınım hareketi altında, işlenmiş UHMWPE den yapılmış bir numunenin tribolojik davranışlarına, kesme hızı, paso derinliği ve ilerleme hızının etkilerini incelemişlerdir. İncelemeler

sonucunda, sürtünme katsayısı ile paso derinliği ya da kesme hızı arasında anlamlı bir ilişki kurulamadığı ifade edilmiştir [57].

Klapperich vd. (1999) yaptıkları çalışmada, UHMWPE'nin, parlatılmış çelikle temasında, hem tribolojik özelliklerini hem de temas süresince mikro yapısında meydana gelen değişimleri incelemiştir. Sürtünme katsayısının düşük basınçlarda kayma hızı ile azalırken, daha yüksek basınçlarda kayma hızı ile çok az arttığını ve daha düşük sürtünme katsayısı değerlerinin daha yüksek basınçlarda meydana geldiğini göstermiştir. Aşınmanın öncelikli olarak temas basıncına, ikincil olarak da kayma hızına bağlı olduğunu ve düşük basınçlarda UHMWPE'nin kristalin bölgedeki lamellerinin kayma boyunca kayma düzlemine paralel kaldığını ifade etmiştir [57].

Orndorff (2000) denizcilikte ve pompa endüstrisi gibi sulu ortamlarda kullanılan yataklar için yaptığı çalışmada, UHMWPE ile kauçuktan oluşan yeni bir alaşımı yatak malzemesi olarak sulu ortamda test etmiş ve sürtünme ve aşınma özelliklerini incelemiştir. Mil şeklindeki çelikten yapılmış karşı yüzey dönerken polimer malzemenin karşı yüzeye temas ettirilmesi sonucunda kinetik sürtünme katsayısının ve aşınmanın, artan yük ve hızla azaldığını, benzer şartlar altında kauçuk yatakların 10 kat daha fazla aşındığını ve sulu ortamlarda UHMWPE'nin iyi bir malzeme olduğunu ifade etmiştir [57].

Ferda Uzuner v.d. (2004) yaptıkları çalışmada, salınım hareketli radyal kaymalı plastik yatakların 45°'lik salınım açısında sürtünme katsayısı ve temas yüzeyi sıcaklığı değişimleri, kayma hızına ve yüzey basıncına bağlı olarak incelemiştir. Deneysel olarak $\phi 60 \times \phi 50 \times 50$ mm boyutlarında çok yüksek molekül ağırlıklı polietilenden (UHMWPE) yapılmış burçlar kullanılmıştır. Sürtünme katsayısının kayma hızı ile arttığı, yüzey basıncı ile düştüğü, temas yüzeyi sıcaklığının ise hem kayma hızı hem de basınç ile arttığı görülmüştür.

Seabra ve Baptista'nın (2002) çalışmasında farklı kuru sürtünme koşulları altında değişik polimerlerin sürtünme kuvveti ve aşınma oranları araştırılmıştır. İki grupta gerçekleştirilen deneylerin ilk bölümünde kuru sürtünme altında malzemelerin

sürtünme katsayıları ve aşınma oranları değerlendirilmiştir. Değişebilecek deney parametresi olarak hız ve yük seçilmiştir. Polimer malzeme olarak PTFE, HDPE, UHMWPE, PA 6(poliamid), POM C ve PETP kullanılmıştır. Karşı malzeme olarak ise AISI 316 paslanmaz çelik tercih edilmiştir. Deneysel çalışmada polimer malzemeler sürtünme katsayıları açısından karşılaştırıldığında; malzemelerin büyük çoğunluğu ortalama 0,3μ'den düşük sürtünme katsayısı göstermiştir. Ancak UHMWPE birçok araştırmada da belirtildiği gibi en düşük sürtünme katsayısını göstermiştir. Aşınma oranları incelendiğinde ise PETP' nin çok açık bir şekilde en iyi performansa sahip olduğu belirtilmiştir. PA 6'nın kullanılması durumunda, temas yüzeylerindeki aşırı sıcaklık artışı yüksek sürtünme katsayılarına neden olmuştur. Bu çalışma sonucunda en düşük sürtünme katsayısını UHMWPE, en düşük aşınma oranını ise PETP göstermiştir. PETP-PTFE kompozitinin oluşturulması ile çok iyi tribolojik özellikler göstereceği belirtilmiştir [56].

Krasnov ve arkadaşları (1993), yapmış olduğu çalışmada yüksek molekül ağırlıklı polietilen(UHMWPE) çelik yüzeylere karşı kayma sürtünmesi yapılarak yüzey tabakasının yapısını incelemişlerdir. UHMWPE'nin yüzey yapısının tribo kimyasal işlemlerin yoğunluğu ile değişken olduğu görülmüş. Kaymadan sonra UHMWPE'nin yüzey yapısında 2 nm kadar ince yüzey tabakasında çok az oksit birikintileri içerdiği bulunmuş. Neticede demirin transferi, yüzey yapısındaki molekül yapı formunun oluşumunda tribo kimyasal işlemlerde aktif bir rol oynadığı görülmüştür [50].

Fisher ve arkadaşları (1994), çelik bir yüzeye karşı UHMWPE'nin sürtünmesinde yağlayıcı olarak serum kullanılması ile kayma hızının etkisini araştırmışlardır. Neticede sürtünme katsayısının 0.07-0.2 arasında olduğu ve kayma hızına bağlı olmadığını belirtmişlerdir [50].

Ünal ve Mimaroglu' nun (2003) yapmış olduğu çalışmada PA 6 (Poliamid), Pom (Delrin) ve UHMW-PE mühendislik plastiklerinin aşınma ve sürtünme özelliklerine hız ve yükün etkisini araştırmıştır. Aşınma ve sürtünme testleri kuru sürtünme halinde ve ostenitik paslanmaz çeliğe karşı gerçekleştirilmiştir. Bu testler oda sıcaklığında üç değişik yük ve iki değişik hızda yapılmıştır. Testler sonucunda sürtünme katsayısının yükün artışıyla önemsiz derecede arttığını göstermiştir.

Aşınma oranı ise uygulanan yüke çok az duyarlılık gösterirken, test hızına karşı çok büyük duyarlılık göstermiştir. Ünal ve Mimaroglu' nun (2003) çalışmasında uygulanan yükün belirli bir limit değerinden itibaren polimerin yüzey enerjisine bağlı olarak sürtünme ve aşınmanın artacağı belirtilmiştir. Çünkü sürtünme ısı sürtünme yüzeylerinin sıcaklığını artırmaktadır, bu da polimer molekül zincirlerinin gevşemesine neden olmuştur. Deney sonucunda en düşük aşınma oranını UHMWPE gösterirken, en fazla aşınmayı POM göstermiştir [56].

Lavielle (1991,1992), polimerlerin sürtünmesinin genellikle adhesiv yapışma üzerine olduğunu belirtmişlerdir. Polietilen(PE) iyileştirilmesi dikkate alındığında, örnek bir alüminyum madde üzerinde kuvvetli adhezyon yapışma ve sürtünme katsayısı arasında doğrusal bir ilişki olduğunu belirtmişlerdir [50].

Barret vd. (1992), pürüzlülük ve kayma hızının UHMWPE malzemenin paslanmaz çeliğe karşı sürtünme ve aşınmasına etkisi, kayma şartları altında incelenmiştir. Kayma hızının aşınma ve sürtünmeye etkisinin başlıca ara yüzey sıcaklığına bağlı olduğunu gözlemlemişlerdir. Ayrıca yüzey pürüzlülüğünün artması, yüksek kayma hızlarında sürtünme katsayısını ve dolayısıyla ara yüzey sıcaklığını artırdığını belirtmişlerdir. Yüksek kayma hızlarında ve yüksek pürüzlülüklerde abrasiv aşınmanın meydana geldiğini ve UHMWPE'den yapılmış pimin bir miktar eriyerek çelik disk yüzeyine sıvandığını saptamışlardır [50].

Vedat Temiz (1998) tarafından yapılan çalışmada son yıllarda endüstride kullanılan yeni polimer malzemelerin aşınma ve sürtünme özellikleri araştırılmıştır. Bu çalışmada polimer malzeme olarak POM, PA 6, UHMWPE, PTFE + %15 cam elyafı, PTFE+%25 karbon, PTFE+%35 karbon, PTFE+%40 bronz ve PTFE+%60 bronz kullanılmıştır. Yapılan çalışmada değiştirilebilen parametreler olarak kayma hızı ve yüzey basıncı öngörülmüştür. Sistemde ölçülebilen büyüklükler ise polimer-çelik temasındaki sürtünme katsayısı ve polimer yatak burcunda meydana gelen aşınma miktarı ve sıcaklık artışıdır. Deneysel çalışmada ilk olarak artan normal kuvvet altında değişik kayma hızlarında sürtünme katsayısının değişimi incelenmiştir. Katkısız polimer malzemelerden (UHMWPE, POM, PA 6) en düşük sürtünme katsayısı PA 6'da (0,14-0,26) elde edilmiştir. Düşük kayma hızlarında en

düşük sürtünme katsayısı PA 6 da gözlenirken, daha yüksek hızlarda UHMWPE görülmüştür. Yüksek normal yük değerlerinde ise sürtünme katsayısının kayma hızı ile değişim söz konusu üç yatak malzemesi içinde benzer şekilde olmakta ve en düşük sürtünme katsayısının PA 6 da olduğu görülmüştür. Katkılı polimer için yüklerde, bütün hız bölgelerinde %25 cam elyafı takviyeli PTFE ve %60 bronz dolgulu PTFE en düşük sürtünme katsayısı değerlerini vermiştir. En yüksek sürtünme katsayısını gösteren %35 karbon takviyeli PTFE' nin bile sürtünme katsayısı katkısız polimerler malzemelerden daha düşüktür. Daha yüksek yüklerde ise %25 cam elyafı takviyeli PTFE, %25 karbon takviyeli PTFE ve %60 bronz dolgulu PTFE diğer malzemelere göre daha iyi sürtünme karakteristikleri göstermiştir [56].

Menicol ve arkadaşları (1992), yüksek yoğunluklu polietilen(HDPE) ve teflon(PTFE) yaygın bir şekilde yatak malzemeleri olarak kullanıldığından dolayı, bu malzemelerin polimer-metal kayma sürtünmesinde aşınma davranışlarında harici elektriksel alan ve atmosferik nem etkilerini incelemeye alan bir çalışma yapmışlardır. Hem HDPE ve hem de PTFE'nin aşınmasında nemin etkisini tespit etmişlerdir [50].

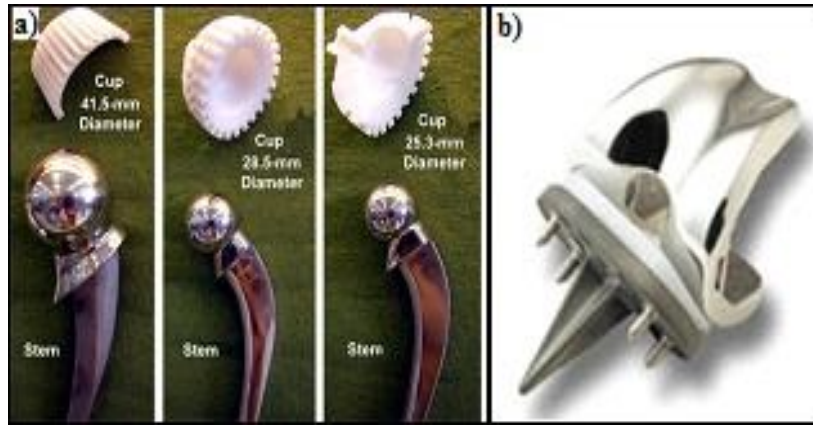
Byett ve Allen (1992), cam fiber, yüksek molekül ağırlıklı polietilen(UHWPE) ve teflon/% 2 silikon yağı (PTFE/% 2Si) içeren Polikarbonat(PC) ve Poliamid 66(PA66) kuru kayma şartları altında paslanmaz bir çelik yüzeye karşı çalışma yapmışlardır. PA66 ve PC içerisindeki cam fiber takviyesinin, PTFE katkısının ve UHMWPE'li yapının, kayma aşınma davranışlarını büyük bir şekilde geliştirdiği görülmüştür. PA 66 ve PC'ın yüksek oranda cam fiber takviye edilmiş çeşidi, hem aşınma direncini hem de mekanik mukavemeti güçlendirirken PA 66/PTFE/% 2 Si yağlı kompozit, mevcut kompozitler içerisinde aşınma davranışlarının en iyisini gösteren kompozit olduğunu belirtmişlerdir [50].

Liu ve arkadaşları (2001), PA6/UHMWPE alaşımı, UHMWPE ve PA6 polimer malzemeler paslanmaz çelik bir yüzeye karşı, pim-on-disk aşınma testi kullanılarak aşınma davranışlarını karşılaştırmak, malzemelerin fiziksel ve mekanik özelliklerine bağlı aşınma faktörlerinin etkisini belirlemek amacıyla araştırma yapmışlardır. PA6,

diğer iki malzemededen daha düşük aşınma oranı görülürken, UHMWPE polimer malzemedede en düşük aşınma direnci görülmüştür. Malzemelerin aşınmasında temas basıncının en önemli faktör olduğu bulunmuştur. Diğer aşınma faktörlerini sırasıyla kayma mesafesi ve kayma hızı takip eder. Kayma hızı araştırılan malzemelerin aşınma hacimlerinde en düşük etkiye sahip olduğunu belirtmişlerdir [50].

BÖLÜM 5. EKLEM REPLASMANI

Eklem replasmanı zarar görmüş ve hasara uğramış eklemlerin yapay bir eklem ile değiştirildiği cerrahi bir prosedürdür. Bu cerrahi prosedürde eklem her iki yüzeyi birden değiştirilebilir. Eklem hasarlı bir bölgesinin desteklenmesi de amaçlanabilir. “Tam” kelimesi, eklemi oluşturan kemiklerin her iki ucunun da kesilip ve/veya inceltildiği, daha sonra da metal, polimer veya seramikten yapılmış bir protez ile değiştirilmesi anlamına gelir. Şekil 5.1.’de kalça ve diz implant malzemeleri gösterilmektedir.



Şekil 5.1. Eklem replasmanı implantları a) Kalça implantı b) Diz implantı

5.1. İlk Eklem Operasyonları ve Tarihi Gelişimi

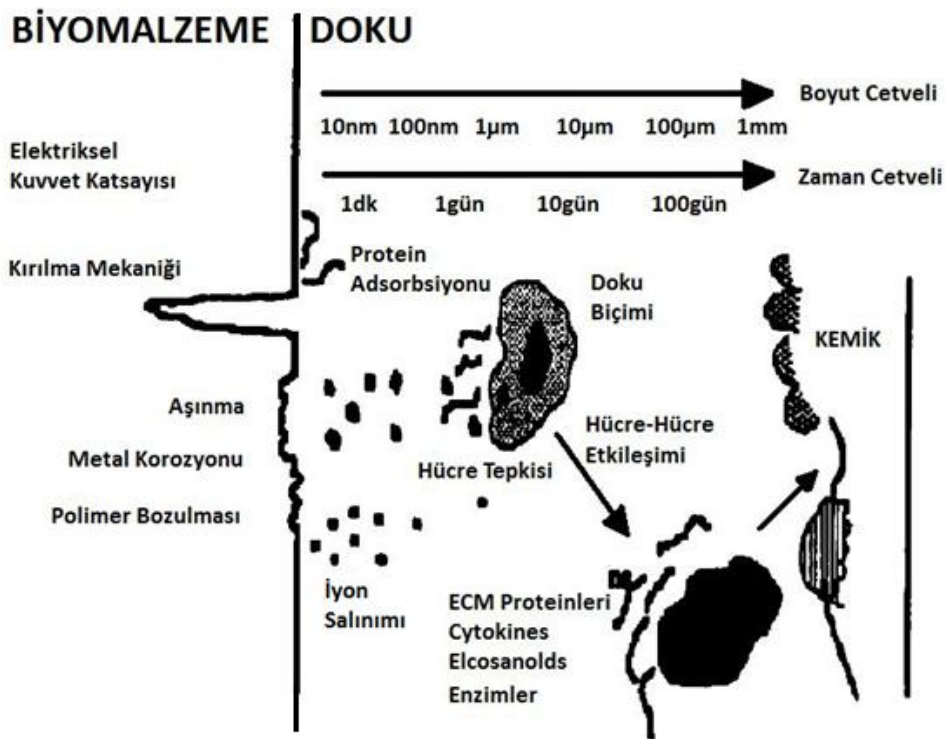
İlk eklem operasyonunun yapılması 1536'nın ilk dönemlerinde yapılmıştır. Fakat başarısızlıkla sonuçlanmıştır. Denemeler zamanla devam etmiştir. İlk tam eklem replasmanı 1890'a kadar gerçekleşmemiştir. Olağan bir şekilde tam eklem replasmanına girilmeden önce ayrılan eklem üzerinde bir kaç yöntem denenmiştir. Themistocles Gluck Berlin'de yaptığı konferanslarda ilk tam eklem artroplastinin tanımlamasını yapmıştır. Belirtilen sistem içinde fildişinden protez vardı ve bu çamsakızı çimentosu, sünger taşı, alçıtaşı ile stabilize edilmişti. Gluck ilk tam kalça

replasmanı operasyonundaki gibi yapıştırıcı çimento kullanarak yaptığı ilk temporaandibular eklem değişiminde bir saygınlık kazandı. Phillip W. Wiles 1938 de ilk paslanmaz çelik protezini uygulamıştır. Hokka çukuru ve uyluk başı paslanmaz çelik parçalarının vidalanması ve destek parçasının da ilave edilmesiyle değiştirilmiştir. Vidalar ve destek levhası zayıfladı ve kırıldı ve de bunun üzerine Wiles bir daha bunu uygulamayı denemedi. 1940'ların başında uyluk başı değiştirmede kullanmak için kalça protezi CoCrMo bileşeninden üretilmişti. Uyluk parçalarının metal bileşenlerinde 1950'li yıllarda bir kaç modifikasyon yapılmıştır. Bazı denemeler uyluk başına yapıldığı gibi çanaksı yüzeye de uygulanmıştır. Tüm ilk denemelerde çanaksı yüzeyde geniş oranda aşınmaya neden olan metalden tasarlanmıştır. Kemik alaşımı yumuşak plastiğin ilk kullanımı bu zaman diliminde meydana gelmiştir [58].

Bir çok modern kalça replasmanı operasyonundaki dizayn gelişmelerinin en can alıcı çalışmaları Sir John Charnley tarafından 1960'lı yıllarda gerçekleştirilmiştir. Charnley geniş çapta kemik çimentosu kullanımında ilk operasyonu yapandır. Charnley ayrıca çanaksı yuvalı yüzeylerinde polimer kullanım kavramını getirmiştir. Charnley ilk olarak teflon (PTFE) kullanmıştır. Fakat daha sonra aşınma ve yıpranmayı önlemek için polietileni uyluk baş kısmında çelik ile değiştirmiştir. Charnley Kalça çeşitli modifikasyonlarla üretimlerle hala günümüzde kullanılmaktadır. Amerika'daki birçok kalça değiştirme işlemi UHMWPE ile CoCrMo bileşenleriyle kullanılmaktadır. Seramik uyluk başlı bazı protezler bu ülkede uygulanmıştır. Metal üzerine metal olacak şekilde bir uygulama şu an kliniksel ortamda kullanımda değildir. Fakat bu alandaki bir deneme yöntemi polietilenin yıpranması ile yaşanan ani sorunların giderilmesi ile bağlantılı olarak denenmektedir. Kalça replasmanı, John Charnley (Charnley 1960; Charnley 1964; Charnley 1995) tarafından üretildiği andan bu yana hastaların çoğunluğunun hayat kalitesinin yükselmesini sağlamıştır. Bugün sadece, yaklaşık 500.000 adet ana kalça replasmanı dünya çapında her yıl uygulanmaktadır. Birleşmiş Milletler'de ise 300.000 adet üzerinde kalça replasmanı uygulaması yapılmaktadır.

5.2. Doku Ara Yüzeyi - Biyomalzeme Önemi

Polimer biyomalzemenin yüzeyi, performans değeri açısından kritik bir önem taşır. Kimyasal, biyolojik ve mekanik yüzey özelliklerinin hepsi, potansiyel bir biyomalzemenin değerlendirilmesinde göz önüne alınacak önemli faktörlerdir. Yeni bir cihazın kullanılması veya implant edilmesi halinde vücudun ilk gördüğü şey yüzeydir. Doku-biyomalzeme kullanım zaman cetveli kateter gibi tek kullanımlık bir cihaz için yaklaşık birkaç dakika olabilir veya tam bir eklem protezi veya kardiyovasküler bir doku parçası gibi implant edilemeyen bir cihaz için ise çok uzun yıllara kadar çıkabilir. Bahsedilen durumlar için zaman cetveli moleküler mertebeden milimetre düzeyine kadar değişkenlik gösterir. Şekil 5.2.'de biyomalzemesel bir doku ara yüzeyindeki birkaç potansiyel etkileşimi görselleştirmektedir.



Şekil 5.2. Biyomalzeme-Doku ara yüzeyindeki potansiyel aktivitenin şematik olarak gösterimi

Biyomalzeme tarafında malzeme özellikleri, kırımım mukavemeti, aşınma, korozyon ve bozunma faktörlerinin hepsi malzeme performansı bazında kritik değişkenlerdir. Malzeme yüzeyinde protein adsorpsiyonu, iyon salınımı ve filtrelenebilenler önem arz eder. İmplantasyonun neredeyse hemen sonrasında cihaz yüzeyi

doğal proteinlerle kaplanır. Yüzey üzerine tutunan protein çeşitleri, birkaç saat içerisinde hücrel cevabını belirler. Birkaç gün sonra, hücre-hücre etkileşimleri meydana gelerek enflamasyon (iltihap), rejeksiyon (kabul etmeme) veya kabul gibi durumlar oluşabilir. Uzun süreli biyomalzeme-doku etkileşimi aylar veya yıllarca semptom göstermeyen sistemik cevaplara yol açabilir [59 - 61].

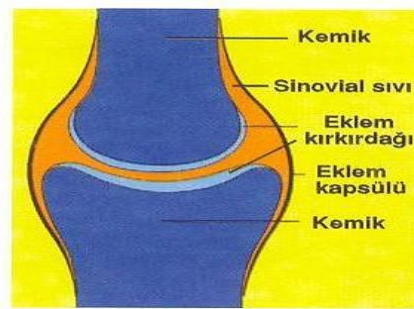
Protein adsorpsiyonu nanometrelik ölçülerde meydana gelir. Yüzeyin kimyasal ortamının değiştirilmesi, yüzeye hangi proteinlerin tutunacağını tayinini büyük ölçüde etkiler. Spesifik proteinlerin çekilmesi ve diğerlerinin de dışlanmasıyla malzeme başlangıca biyolojik olarak uyumlu kılınmıştır. Eğilimi olmayan biyomalzeme-doku etkileşimlerinin elimine edilmesi veya düşürülmesi de önemli bir durumdur. Kimyasallar ve partiküller vücut içerisine korozyon ve aşınma işlemi ile eğilimsiz olarak serbest bırakılabilir. Bu katkılar lokal ve sistemik seviyelerin her ikisinde de yabancı vücut tepkilerine yol açabilir (lokal tepkilere örnek: kızarıklık, kolaylıkla incinme ve şişkinlik sistemik tepkilere örnek: ateş, otoimmün tepkiler) [62]. Hücre-hücre tepkisi yüzeyin mekaniksel özelliklerinden de etkilenebilir. Bazı hücre tiplerinin mekanik kuvvetlere karşı tepki gösterdiği bilinmektedir. Vücut içerisinde mekanik kuvvetler deri hücrelerine benzer şekilde hücre dışı matrisler boyunca veya epitel kaplı kan damarlarına benzer şekilde hücre üzerindeki bir sıvı akışı ile uygulanabilir. Deneysel ortamlarda hücre gerilme deneyleri değişik teknikler kullanılarak gerçekleştirilmiştir [63]. Yeni nesil biyocihazlar ağırlıklı olarak yapay ekstrasellüler matris tabanlıdır (çoğunlukla polimerler) ve canlı hücreler bu matrisler üzerine serpilmiştir. Hâlihazırda üretilmekte olan bir cihaz örneği de yapay deridir. Bu yapay deri, şiddetli yanığa maruz kimselerde yeni bir deri yerine kullanılan sentetik bir kollejen ağ üzerindeki deri hücreleri serpimtilerinden oluşmuştur. Geliştirilmekte olan bir cihaz örneği de kollejen bir ağ ile silikon bir tüpten yapılmış olan sinir tüpüdür. Bu sistemin mühendislik alanında uygulanmasının ise şiddetli zarar görmüş bir sinirin boşlukları içerisindeki nöron aksonlarının gelişimini tetikleyeceği umulmaktadır [64].

Yapay ekstrasellüler matrisin mekanik davranışının hücrenin beklediği türden bir davranış olmaması halinde beklenen fonksiyonunu yerine getiremeyebilir veya bu işlemi beklenenin dışında bir durumda yerine getirir. Bu sebeplerden dolayı, ele

alınan bir biyomalzemenin yüzeyine ait mekanik özelliklerine dair sahip olunacak bilgiler, bu tür cihazların tasarımında kritik bir ehemmiyete sahiptir. Spesifik hücre ile yüzeylerin etkileşimleri biyomedikal uygulamalarda sertleştirilmeye tabi tutulduğundan yüzey özelliklerinin belirlenmesi daha da kritik bir hal alır. Örneğin, biyomedikal uygulamalarda kullanılan mikro mekanik makineler üniversite ve endüstri bazında araştırmaların odak noktası haline gelmiştir.

5.3. Sağlıklı Sinovyal Eklemlerde Yağlama ve Aşınma

Sinoviyal sıvı, intertisyel sıvının intraartiküler (eklem içi) aralıktaki uzantısıdır, plazma transüdası özelliğindedir. Normal şartlarda görünümü berrak, pH'ı 7.3-7.4, dansitesi 1010, viskozitesi suyunkinin 50-200 katı arasında, protein konsantrasyonu %1 ve albümin/globülin oranı 4'tür. Glikoz konsantrasyonu değişiklik göstermektedir. Fibrinojen ve lipid içermez. Sinovyal eklemdaki eklem bağlantılı kıkırdak sürtünme katsayısının önemli ölçüde azalmasını sağlar (Şekil 5.3.). Değerler 0.002 kadar düşük olarak diz hareketlerinde not edilmiştir [65]. Sağlıklı eklem kıkırdaklarında zamanla hiç bir yıpranma gerçekleşmemiştir. Mekanizmalarında bir kaç farklı sağlıklı kıkırdaklar da yer almaktadır. Kıkırdakların dış yüzeyi yüksek yoğunluklu lubrisin (yağlayıcı) adı verilen proteinlerle kaplıdır. Lubrisin izole edilmiş ve moleküler ağırlığı 225.000 daltondur. Molekül sinovyal, insan vücudundaki ana çevreleyici olan yağlayıcı ve hücrelerle sentezlenmiştir [58].



Şekil 5.3. Sağlıklı eklem yapısı

Kıkırdaksız eklem yapısında aynı zamanda sıvı yağlama mekanizması zarı da vardır. Bir birey ayakta dururken sıkıştırma zarı iki eklem yüzeyi arasında bulunur. Yürüyüş devresinde eklemlerin hareketi yüksek olabilir. Yani muhtemelen elastohidrodinamik

mekanizma uygulanabilir. Sinovyal sıvı kendi içinde jel yapısındadır. Bunun yapışkanlığı kesme ile azalır. Böylelikle hareketi daha rahat ve kolay hale getirilebilir. Hidrodinamik yağlama; eklemleri taşıyan yükleme esnasında daha rahat ve hızlı kayma hızı için yapılıır [65,66]. Tablo 5.1. de yürüme esnasında hız listesi ve alt uzuvdaki yükleme yer almaktadır [67].

Tablo 5.1. Eklemlerdeki maksimum hız ve maksimum yükün vücut ağırlığına oranı

EKLEM	Mak.Yük/Vücut Ağırlığı	Kayma Hızı (m/s)
Kalça	3 - 6	0 - 0.15
Diz	3 - 7	0 - 0.50
Ayak Bileği	2 - 5	0 - 0.06

(Wright and Dowson,1981)

Yürüme esnasında kalçadaki ve dizdeki basınç vücut ağırlığından 2 ila 4 kat fazlası olabilir [68,69]. Hatta bu basınç herhangi bir merdiveni tırmanırken yada sandalyeden kalkarken daha da yüksek olabilir. Farklı yürüyüş evreleri aynı zamanda eklem temas gücünü de etkiler [70]. Genel olarak hasta insanın yürüme evresi ile sağlıklı bir insanın yürüme evresi birbirinden ayrı tutulur. Bunun yanında komple eklem protezi taşıyan bir bireyinki de ayrıca bunlardan farklıdır. Tüm bu faktörler implant hazırlanırken dikkate alınmalıdır.

5.4. Eklem Rahatsızlıklarının Patolojisi

Sorunlu eklem günlük normal aktivitelerin yerine getirilmesinde çok fazla dayanamaz. Bazı durumlarda spor yaralanmaları gibi olan mekanik bozulmalar zamanından önce bir takım biyolojik dejenerasyona neden olabilir. Aynı zamanda sistematik sorunlar eklemden kimyasal bozulmalara yol açabilir. Sonuç olarak da eklem kısmı kullanılamayacak hale getiren eklem rahatsızlığı osteoartrit ve romatizmatik artritir. Osteoartrit, kalça eklemlerinde oluşan öncül hataların bir sonucu olarak açığa çıkmaz; kalça basitçe aşınır. Bazı insanlarda, osteoartrit oluşma riskine dair genetik bir eğilim de bulunabilir. Rahatsızlık patolojisi hala geniş olarak tartışma konusudur. Fakat sistematik olmadığı konusunda ve bireyde sadece bölgesel olduğu konusunda hem fikir olunmuştur [71].

Romatizmal artrit virüsün neden olduğu sistematik bir rahatsızlıktır. Eklem ağrısı ve hareket ivmesinin kaybı uzun zaman sürecinde meydana gelebilir. Aynı zamanda bir kaç eklemi de etkiler. Hem uygulanan ağrı gidericinin etkisi hem de hastanın ağrı yüzünden günlük aktivitelerini yapamayacak duruma gelmesine neden olmaktadır. Bu noktada tam eklem replasmanı çözüm olabilmektedir. Bütün halinde sorunlu eklem çıkarılarak birçok harekette meydana gelebilecek olan ağrı önlenmiş olur. Ve birçok farklı durumda tam kapasiteli hareket ivmesi korunmuş olur [72 - 74].

Kalça bağlantısı dejenerasyonun diğer sebeplerinden biri de avasküler nekrozdur. Bu durumda, femur başı, kan tedarik mekanizmasının bir kısmını kaybeder ve aslında ölür. Bu da femur başının çökmesine ve eklem yırpanmasına yol açar. Avasküler nekrozun sebeplerinden bazıları ise alkolizm, kalça kırılmaları, kalçadaki dislokasyonlar ve diğer hastalıklarda kullanılan uzun vadeli kortizon tedavisi olarak gösterilmektedir [71].

5.5. Sabitleme Metotları

Protezin sabitlenebilirliği ve fonksiyonelliği, protez ve bitişik kemik dokusu arasındaki sabitleme durumuna bağlıdır. Kupa sabitlenebilirliği, tam kalça replasmanının başarısını arttırma faktörlerinin en önemlilerinden biri haline gelmiştir. Yapay kalça implantlarının her bir tipimin sabitlenmesinde, implantın kendine has sabitleme metodu kullanılır. Protez sabitlemelerinde ana hedef, implant ile kendisini destekleyen kemik arasındaki bağıl hareketi ve kendisini destekleyen kemik içerisindeki normal ön gerilmelerin açığa çıkmasını elimine etmektir. İmplant-kemik ara yüzündeki sertlikte kademeli bir değişim de istenen bir durumdur. Belirli bir sabitleme metodu elde etmek amacına yönelik çalışmalar ve implant tasarımları Tablo 5.2.'de özet halinde verilmiştir [75].

Tablo 5.2. Değişik protez sabitleme yöntemleri

1. Mekanik Sabitleme
a) Vida, cıvata, somun, kablo vs. aktif kullanımı
b) Pasif iç içe geçirerek sabitleme ve iç içe geçirmeden sabitleme
2. Kemik Çimentolu Sabitleme
a) Saf çimento
b) Modifiye edilmiş çimento-kompozit çimento, yeniden emilebilir partikül emdirilmiş çimento
3. Biyolojik Sabitleme
a) Gözenekli içe büyüme
b) Modifiye edilmiş gözenekli içe büyüme-elektrikli ve puls gönderilmiş elektromanyetik alan (PEMF)
4. Direkt (Kimyasal) Bağ Sabitlemesi
a) Osteojenik (kemik yapıcı)/ endüktif-cam-seramik
b) Kemiksel olarak iletken (osteokondüktif)-hidroksi mineral

BÖLÜM 6. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

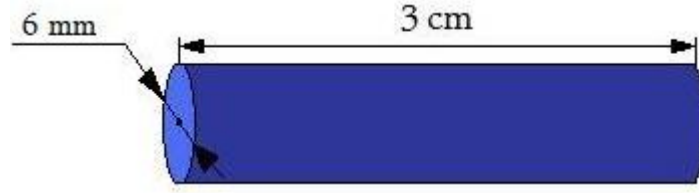
Biyomedikal UHMWPE'nin kuru ve sulu ortamlardaki sürtünme ve aşınma davranışı incelenmiştir. GUR 1020 polietileninin implant olarak kullanıldığı ortamlarda daha az sürtünme ve aşınma göstermesi hem kullanım ömrünün artmasını sağlayacak hem de ikincil operasyonlara ihtiyacın kalkmasına imkân sağlayacaktır. Daha az sürtünme ve aşınma olması için ortamda yağlayıcı bulunması gerekmektedir. Doku ve implanta uygun en iyi yağlayıcının tespit edilmesi ve kullanılması araştırma konuları içindedir. Bu amaçla çalışmada kuru ortam ile farklı yağlayıcı sıvı ortamlar kullanılmıştır.

1. Kuru
2. Saf su
3. Yumurta Albüminli Saf su
4. Hank'ın Dengeli Tuz Çözeltisi (HBSS)
5. Hiyalüronik Asit Katılmış HBSS (HBSS+HA)

6.1. Deneylerde Kullanılan Malzemeler

6.1.1. Pim

Quadrant Engineering Plastic Products (Almanya) firmasından temin edilen, tıbbi kaliteli Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (UHMWPE) GUR 1020 cerrahi implantları, ISO 5834 ve ASTM F 648 standartlarında basınçlı döküm yöntemiyle üretilmiştir. Firma genel olarak bilinen GUR 1020 yerine CHIRULEN 1020 ticari ismini kullanmaktadır. Deney numuneleri, 6x30 mm ölçülerinde pimler olacak şekilde torna tezgâhında işlenmiştir. Şekil 6.1'de deneylerde kullanılan pim numunesi ve ölçüleri verilmiştir.



Şekil 6.1. Deneyleerde kullanılan pim numunesi ve ölçüleri

6.1.2. Disk

Deneyleerde, AISI 316L tipi ostenitik paslanmaz çelik disk kullanılmıştır. Ostenitik paslanmaz çeliklerde Cr miktarı yüksektir. En iyi paslanmazlık özelliği diğer paslanmaz çeliklere nazaran bu çeliklerde görülür. Ostenitik paslanmaz çeliklerin sünekliliği yüksek ve mukavemeti iyidir. Cerrahi tedavide tavsiye edilen alaşım, %18-20 Cr, %10-14 Ni içeren Mo'li ostenitik paslanmaz çelikler olup tavsiye edilen tipleri AISI 316 veya 316L ve 317 kaliteleridir. Tablo 6.1.'de disk numunesinin kimyasal bileşimi Tablo 6.2.'de ise deneyleerde kullanılan disk ve pim numunelere ait pürüzlülük ve sertlik değerleri verilmiştir.

Tablo 6.1. AISI 316L diskin kimyasal bileşimi

Fe	C	Si	Mn	P	Cr	Mo	Ni	Co	V	W
63,5	0,018	0,645	1,86	0,019	17,35	2,5	13,58	0,037	0,063	0,1

Tablo 6.2. Diskin ve pimin ebatları, pürüzlülükleri ve sertlikleri

Numune	Malzeme	Çap (mm)	Kalınlık (mm)	Uzunluk (mm)	Yüzey Pürüzlülüğü Ra (µm)	Sertlik
Disk	AISI 316 L	100	6	-	0.365	26.7(HRc)
Pim	UHMWPE	6	-	30	-	60-65(ShoreD)

6.1.3. Yağlayıcı sıvı ortamlar

6.1.3.1. Hank'ın dengeli tuz solüsyonu (HBSS)

Hank'ın Dengelenmiş Tuz Solüsyonu (Kod:H8264) Sigma firmasından temin edilmiştir. Dengelenmiş tuz çözeltisinin (BSS) doku kültüründe kullanımı genellikle bu alanda ilk çalışanlara atfedilir. Sydney Ringer 1885'te, memeli hayvanların kalp dokularından kontraktilitenin (büzülme) muhafaza edilebilmesi amacıyla inorganik tuzlardan oluşan çözeltiler geliştirmiştir. Nispeten daha az spesifik olarak Tyrode tarafından genel olarak memeli hayvanların hücrelerinde kullanılmak üzere bir tuz çözeltisi geliştirilmiştir. Tyrode'un geliştirdiği tuz çözeltisi, doğal esaslı karışımların protein bileşenlerinin seyreltilmesinde kabul edilen sıvı olmuştur. O zamandan beri, doku kültüründe kullanılmak üzere birçok dengelenmiş tuz çözeltisi geliştirilmiştir. Tablo 6.3.'te deneylerde kullanılan Hank'ın dengelenmiş tuz çözeltisinin kimyasal bileşimi verilmektedir. Dengelenmiş bir tuz çözeltisinin hücre kültüründeki mevcut rolü çok yönlü ve karmaşık olmakla beraber dört ana fonksiyona bölünebilir:

1. Hücre içi ve hücre dışı ozmotik dengenin sağlanmasında yıkayıcı (yaranın yıkanması, lavaj vb.), taşıyıcı ve seyreltici sıvı olarak iş görür.
2. Normal hücre metabolizmaları için ehemmiyet teşkil eden sulu hücre ve belirli yığın inorganik iyon oluşumunu sağlar.
3. Glikoz gibi bir karbonhidrat ile birleşerek hücre metabolizması için gerekli enerji kaynağını oluşturur
4. Ortam içerisinde fizyolojik pH aralığının (7.2-7.6) sağlanması için bir tamponlama sistemi oluşturur.

Tablo 6.3. HBSS kimyasal bileşimi

CaCl ₂ ·2H ₂ O	MgSO ₄	KCl	KH ₂ PO ₄	NaHCO ₃	NaCl	Na ₂ HPO ₄	D-Glikoz
0.185	0.09767	0.4	0.06	0.35	8.0	0.04788	1.0

6.1.3.2. Hiyalüronik asit (HA)

Hyalüronik asit (Hyaluronic acid) Fluka (Kod:53747) firmasından alınmıştır. Hyalüronik asit vücudun her dokusunda bulunan bir bileşim olup, en yüksek konsantrasyonu kıkırdaklarda ve bağ dokularında bulunur. Bu asit eklem sıvısının önemli bir ögesidir. Eklem sıvısına yağlayıcı madde olarak ve basınç kuvvetine karşı koyan önemli bir ögedir. Hiyalüronik asit (HA) sinoviyositler tarafından sentezlenir ve sinoviyal sıvının viskoelastik özelliklerinin ana belirleyicisidir.

6.1.3.3. Yumurta albümini (Egg Albümin)

Sigma firmasından (Kod:A5253) temin edilen toz şeklindeki ortam bileşeni tavuk yumurtası beyazını oluşturan albüminden faydalanılarak üretilmiştir. Sinoviyal sıvıda da albümin bulunmaktadır. Kurutulmuş yumurta beyazlarının üstünkörü olarak hazırlanmasıyla elde edilmiştir. Albümin, yumurta beyazı yapıtaşını oluşturan temel proteindir. Tavuk yumurtası albümini, fosforillenmiş bir glikoproteindir. Genel olarak Tablo 6.4.'de yağlayıcı sıvı ortamların 20 °C'deki bileşim oranları, viskoziteleri ve yoğunlukları verilmiştir.

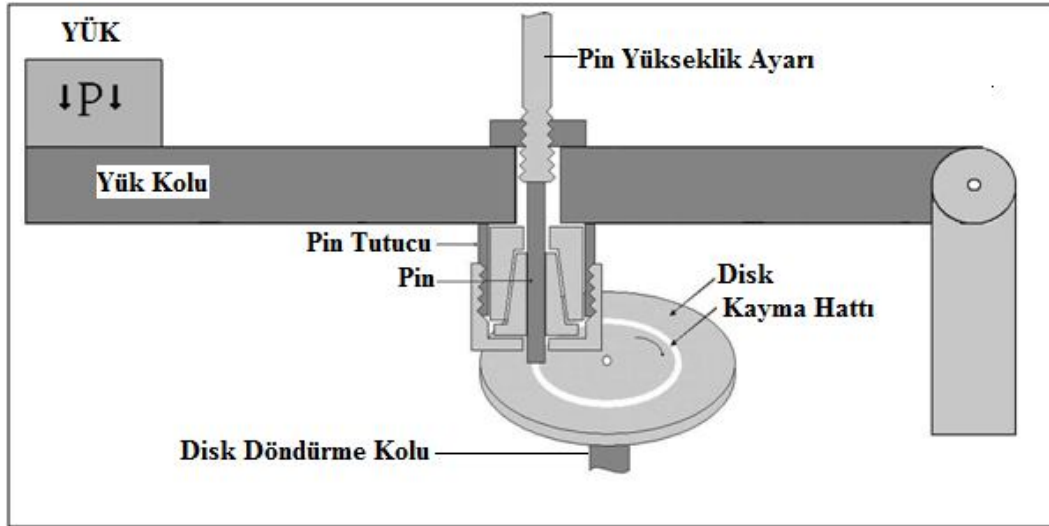
Tablo 6.4. Yağlayıcıların 20 °C'deki bileşim oranları, viskoziteleri ve yoğunlukları

Sıvı Malzemeler	Saf Su (mL)	HBSS (mL)	HA (mg/mL)	Yumurta Albümini (mg/mL)	Viskozite (Pa.s)	Yoğunluk (g/cm ³)
1 HBSS	-	1000	-	-	9.3x10 ⁻⁴	1.017
2 HBSS+HA	-	1000	3.0	-	22.1x10 ⁻⁴	1,014
3 Saf Su+Y. Albümini	1000	-	-	10	10.1x10 ⁻⁴	1.015
4 Saf Su	1000	-	-	-	8.9x10 ⁻⁴	1.025

6.2. Aşınma Deneylerinin Uygulanışı

Aşınma deneyleri Sakarya Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi, Metal Eğitimi laboratuvarında bulunan, Şekil 6.2'de şematik resmi gösterilen DIN 50324 standardına göre dizayn edilmiş pim-disk aşınma cihazında gerçekleştirilmiştir. Her deney öncesi çelik disk aşınma cihazına uygun şekilde bağlanarak yüzeyleri asetonla temizlenmiştir. Aseton ile temizleme pim numunelerin alın yüzeyleri için de

uygulanmış olup, temizlemenin amacı yüzeylerde gözle görülmeyen toz, yağ lekelerinin ortamdaki uzaklaştırılmasını sağlamaktır. Deneyde kullanılacak pim numunelerinin ilk ağırlıkları Precisa marka 10^{-4} gr hassasiyetli elektronik dijital terazi ile ölçülmüştür. Pim numunelerin pens tertibatlı yuvasına bağlanarak disk ile pim yüzeylerinin birbirine paralel bir şekilde temas etmesi sağlanmıştır.



Şekil 6.2. Pim-on-disk sistemiyle çalışan aşınma deney cihazının şematik gösterimi

Aşınma cihazı hesaplanan devirde çalıştırılıp ve pimin bağlı olduğu kol, diskin üzerine yavaşça bırakılmış, sürtünme kuvveti verilerinin gerilim cinsinden alımı için aşınma programı çalıştırılmıştır. Pim numunesinin diske sürtünmesiyle birlikte pimin bağlı olduğu kol, diskin dönüş yönüne göre hareket etmek istemiş, bu hareket ekstansometreye iletilmiştir. Ekstansometre bu salınım hareketini bağlı bulunduğu kablolarla önce gerilim kuvvetlendirici cihaza, sonra A/D çevirici entegreye, burada gerilim farkı ölçülerek bilgisayara iletilmiştir. Deneylerde saniyede 10 veri alacak şekilde bilgisayarda program vasıtasıyla sürtünme katsayısı olarak kayıt edilmiştir.

Aşınma deneylerinin bitiminde, önce kol kaldırılarak aşınma programı durdurulmuş, daha sonra diski döndüren motorun stop düğmesine basılarak disk durdurulmuştur. Pim bağlı olduğu yerden çıkarılmış, varsa üzerindeki aşınma partikülleri ve çapakları alınarak son ağırlık için dijital terazide ağırlığı ölçülmüştür. İlk ağırlık ile son ağırlık arasındaki fark hesaplanarak belirlenen şartlar için aşınma miktarının değeri bulunmuştur. Pim-disk aşınma deneyinde diskin devir sayısının hesaplanması işlemi

için geleneksel imalat yöntemlerinde kesicilerin devir sayısının hesaplanmasında kullanılan formül kullanılabilir. Formül 1'deki 60 değeri saniyeyi dakikaya çevirmek için, 1000 değeri ise metreyi milimetreye çevirmek içindir.

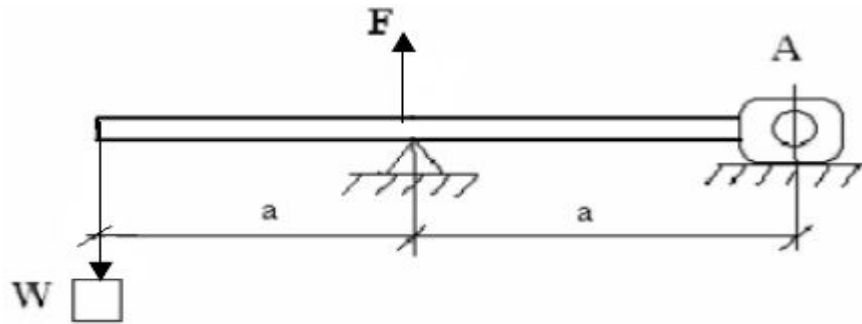
$$n = \frac{60 \times V \times 1000}{\pi \times D} \quad (1)$$

V: Kayma hızı, m/s,

D: Pim iz çapı, mm,

n: Diskin devir sayısı, d/d

Normal kuvvet, pim-disk aşınma mekanizmasındaki moment mekanizmasından dolayı Şekil 6.3'de görüldüğü gibi uygulanmaktadır.



Şekil 6.3. Pim-disk aşınma mekanizmasının moment-kuvvet şeması

Yük koluna konulacak ağırlığın hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılır (Formül 2);

$$W = \frac{F_N}{2} \quad (2)$$

W: Ağırlık, g

F_N : Diske uygulanan normal kuvvet, N

Aşınma kaybının yük, kayma yolu ve pimin yoğunluğu ile ilişkilendirilerek aşınma oranının hesaplandığı formül (Formül 3);

$$W_a = \frac{\Delta G}{d.M.S} \quad (3)$$

W_a =Aşınma Oranı (mm^3/Nm)

ΔG =Ağırlık Kaybı (mg)

d =Yoğunluk (mg/mm^3)

M =Yük (N)

S =Aşınma Yolu (m)

6.3. Aşınma Deney Şartları

Aşınma deneyleri laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir ve farklı yağlayıcı ortamlarda yapılan deney şartları Tablo 6.5’de verilmiştir.

Tablo 6.5. Kuru, Saf Su, Saf Su+Yumurta Albümini, HBSS ve HBSS+HA ortamlarındaki deney şartları

YOL (m)	HIZ (m/s)	DEVİR (d/dk)	SÜRE (dk)	YÜK (N)	Sıcaklık (°C)	Nem (%)
3000	0.4	153	125	38	20±2	43±2
	0.8	218	63	88		
	1.2	255	42	138		

Tablo 6.5’de görüldüğü gibi deneylerin yapılışı sırasında ortamın nemi ve sıcaklık değişimi ortalama olarak kaydedilmiştir. Kuru, Saf su, Saf su+Yumurta albümini, HBSS ve HBSS+HA yağlayıcı ortamları kullanılarak; UHMWPE pim numunelere 3000m kayma mesafesi, 0.4-, 0.8- ve 1.2 m/s kayma hızı ve 38-, 88- ve 138 N yük

uygulanmıştır. En son olarak her bir yağlayıcı ortamda 0.4 m/s ve 1.2 m/s kayma hızlarında değişken yük altındaki sürtünme katsayısı davranışları incelenmiştir.

6.4. Mikroyapı İncelemeleri

Aşınma testlerinden sonra, aşınmış polimer pim yüzeyleri Nikon marka optik mikroskop ile incelenmiştir. Ayrıca deneylerde kullanılan polimerlerin aşınma yüzeyleri JEOL JSM 6060 LV marka Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) kullanılarak mikro yapı görüntüleri alınmıştır.

BÖLÜM 7. DENEYLER VE İRDELEMELER

7.1. Malzemelerin Aşınma Davranışları

7.1.1. Aşınma kaybı sonuçları

Vücut sıvılarının biyomedikal (implant) malzemelerin aşınmasında etkisi olduğu bilinmektedir. Sürtünmenin çok olduğu eklem bölgelerinde aşınma daha çok görülmektedir. Eklemlerdeki yağlayıcı vücut sıvısı (Sinovyal sıvı) aşınmayı azaltmaktadır. UHMWPE deney numunesinin, 0.4-, 0.8- ve 1.2m/s kayma hızlarında ve 38-, 88- ve 138N yüklerdeki, kuru ve sulu yağlayıcı ortamlardaki pim-disk adhesiv aşınma deneyleri sonucu elde edilen ağırlık kayıpları Tablo 7.1.'de verilmiştir. Yapılan deneylerde kuru ortamdaki aşınma kaybı, yağlayıcı ortamlardaki aşınma kaybından daha fazla olduğu tespit edilmiştir. Kayma yükünün ve kayma hızının artmasıyla aşınma kaybı artmaktadır.

Tablo 7.1.'de saf su yağlayıcı ortamında 0.4m/s kayma hızı ve 38-, 88- ve 138N yükte elde edilen aşınma kayıpları sırasıyla 0,00045 gr, 0,00060 gr ve 0,00075 gr'dır. Yağlayıcı ortam olarak HBSS kullanıldığında ise 0.4m/s kayma hızı ve 38-, 88- ve 138 N yükte elde edilen aşınma kayıpları sırasıyla 0,00040 gr, 0,00070 gr ve 0,00080 gr olarak elde edilmiştir. Yükün artmasıyla aşınma kaybı artmıştır. En düşük aşınma kaybı HBSS+HA yağlayıcısında 0.4m/s kayma hızı ve 38N yükte elde edilmiştir. Genel olarak en düşük aşınma kaybı HBSS+HA yağlayıcısında elde edilmiştir. Hüseyin Ünal'ın [79] ve Y.Q. Wang'ın [84] yaptıkları çalışmalarında yükün ve kayma hızının artmasıyla aşınma kaybının arttığını bulmuşlardır.

Tablo 7.1.'de kuru ortamda 38N yük ve 0.4-, 0.8- ve 1.2m/s kayma hızlarında elde edilen aşınma kayıpları sırasıyla 0,00045 gr, 0,00080 gr ve 0,00110 gr'dır. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında ise 38N yük ve 0.4-, 0.8- ve 1.2m/s kayma

hızlarında elde edilen aşınma kayıpları sırasıyla 0,00030 gr, 0,00038 gr ve 0,00040 gr olarak elde edilmiştir. Kayma hızının artmasıyla aşınma kaybı artmıştır.

Tablo 7.1. Aşınma deneyleri sonucu elde edilen ağırlık kayıpları

Yağlayıcı Ortamlar	Yük (N)	Kayma hızı (m/s)		
		0.4	0.8	1.2
		Ağırlık Kaybı (gr)		
Kuru	38	0,00045	0,00060	0,00075
	88	0,00080	0,00090	0,00150
	138	0,00110	0,00120	0,00150
Saf su	38	0,00035	0,00040	0,00060
	88	0,00060	0,00080	0,00110
	138	0,00090	0,00110	0,00130
Saf su+Yumurta albümini	38	0,00040	0,00050	0,00055
	88	0,00050	0,00070	0,00090
	138	0,00065	0,00090	0,00100
HBSS	38	0,00040	0,00050	0,00050
	88	0,00070	0,00070	0,00070
	138	0,00080	0,00090	0,00100
HBSS+HA	38	0,00030	0,00038	0,00040
	88	0,00060	0,00070	0,00070
	138	0,00050	0,00080	0,00089

7.1.2. Aşınma ara yüzey sıcaklıkları

Pim ile disk arasında sürtünme ve aşınmaya bağlı sıcaklık değişimleri olmaktadır. Ara yüzeyde sıcaklık zamanla artmaktadır. Bu artış kuru ortamda fazla olurken sulu ortamlarda daha az olmaktadır. Tablo 7.2.'de deneylerin yapılması esnasında sürtünme ve aşınmaya bağlı oluşan sıcaklığın farklı kayma hızlarında ve farklı yüklerinde pimdeki ve diskteki maksimum değerleri verilmiştir. Tablo 7.2.'de kuru ortamda 0.4m/s kayma hızı ve 38-, 88- ve 138N yükte elde edilen pimin maksimum sıcaklıkları sırasıyla 35 °C, 39 °C ve 42 °C'dir. Yağlayıcı ortam olarak HBSS kullanıldığında ise 0.4m/s kayma hızı ve 38-, 88- ve 138 N yükte elde edilen pimin maksimum sıcaklıkları sırasıyla 24 °C, 25 °C ve 31 °C'dir. Yükün artmasıyla ve

kayma hızının artmasıyla maksimum sıcaklık değerleri artmıştır. Ferda Uzuner'in [57] yaptığı çalışmada da kayma hızının ve yükün artmasıyla sıcaklığın arttığını elde etmiştir. Farklı yağlayıcı ortamlar karşılaştırıldığında en yüksek sıcaklıklar kuru ortamda elde edilirken diğer sulu ortamlar birbirine yakın sıcaklık değerlerine sahiptirler. Sulu ortamlar ara yüzeyde oluşan ısıyı azaltmaktadırlar.

Tablo 7.2.'de kuru ortamda 1.2m/s kayma hızı ve 38-, 88- ve 138N yüklerde elde edilen pimin maksimum sıcaklıkları 40 °C, 53 °C ve 59 °C iken diskin maksimum sıcaklıkları sırasıyla 39 °C, 50 °C ve 54 °C gibi pimden daha düşük değerlerde elde edilmiştir. Ancak saf su ortamında 1.2m/s kayma hızı ve 38-, 88- ve 138N yüklerde elde edilen pimin maksimum sıcaklıkları 27 °C, 31 °C ve 33 °C iken diskin maksimum sıcaklıkları sırasıyla 35 °C, 38 °C ve 43 °C gibi pimden daha yüksek değerlerde elde edilmiştir. Pim sulu ortamlarda diske göre daha çok ısı kaybetmiştir.

Tablo 7.2. Pimin ve diskin maksimum sıcaklıkları

ORTAM	YÜK (N)	Sıcaklık (°C)					
		0.4 m/s		0.8 m/s		1.2 m/s	
		Pim	Disk	Pim	Disk	Pim	Disk
KURU	38	35	33	40	36	40	39
	88	39	35	48	44	53	50
	138	42	39	51	48	59	54
SAF SU	38	24	27	25	30	27	35
	88	25	30	29	35	31	38
	138	27	35	31	39	33	43
YUMURTA ALBÜMİNİ	38	25	27	27	29	29	30
	88	26	29	31	34	33	36
	138	27	29	35	36	36	38
HBSS	38	24	25	26	28	29	33
	88	25	27	30	35	31	40
	138	31	34	33	38	34	40
HBSS+HA	38	26	24	25	30	26	30
	88	29	26	34	39	32	38
	138	27	27	36	43	34	41

7.1.3. Yük ve kayma hızına göre sürtünme katsayısı sonuçları

Yükün ve kayma hızının UHMWPE üzerindeki sürtünme katsayısı değişimleri incelenmiştir. Tablo 7.3.'de UHMWPE için oda sıcaklığında, farklı yağlayıcı ortamlarında ve 38-, 88- ve 138N yük altında ve 0.4-, 0.8- ve 1.2m/s kayma hızlarındaki sürtünme katsayısı değerleri verilmiştir.

Tablo 7.3 UHMWPE için farklı ortamlarda, farklı yük ve kayma hızlarında ortalama sürtünme katsayısı değerleri

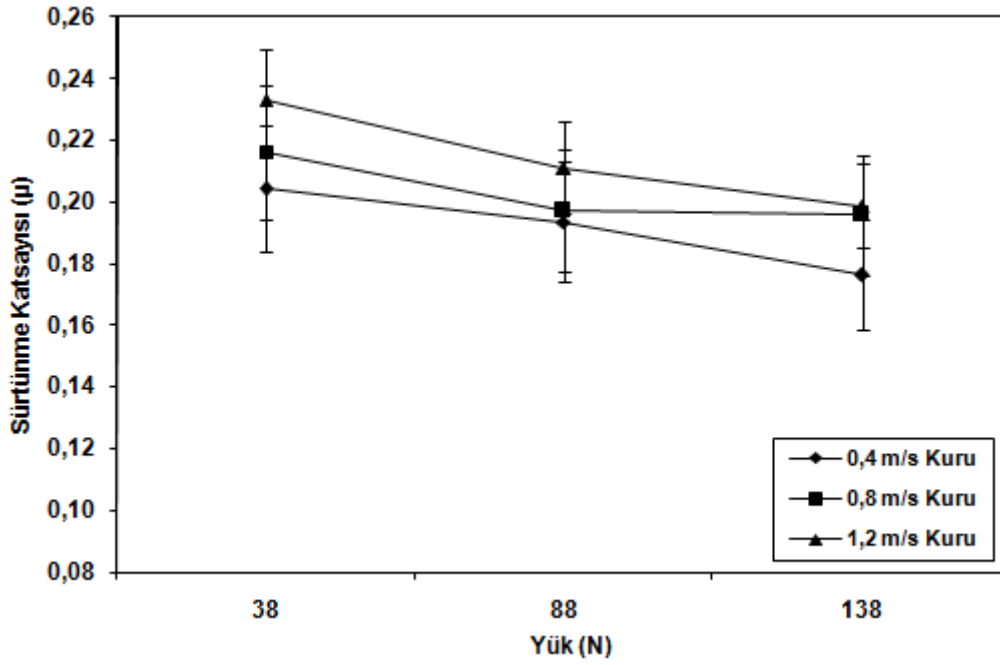
Yağlayıcı Ortamlar	Yük (N)	Kayma hızı (m/s)		
		0.4	0.8	1.2
Sürtünme katsayısı (μ)				
Kuru	38	0,20454	0,21630	0,23325
	88	0,19358	0,19718	0,21117
	138	0,17656	0,19578	0,19889
Saf su	38	0,1597	0,1588	0,1929
	88	0,1477	0,1514	0,1651
	138	0,1444	0,1532	0,1601
Saf su+Yumurta albümini	38	0,1360	0,1444	0,1566
	88	0,1310	0,1419	0,1526
	138	0,1287	0,1375	0,1507
HBSS	38	0,1148	0,1204	0,1280
	88	0,1068	0,1156	0,1250
	138	0,1062	0,1125	0,1161
HBSS+HA	38	0,1059	0,1149	0,1247
	88	0,1025	0,1086	0,1161
	138	0,0986	0,1078	0,1115

Şekil 7.1. ve 7.2.'de sırasıyla UHMWPE için kuru ortamda, sürtünme katsayısının uygulanan yük ve kayma hızlarındaki değişimi verilmiştir.

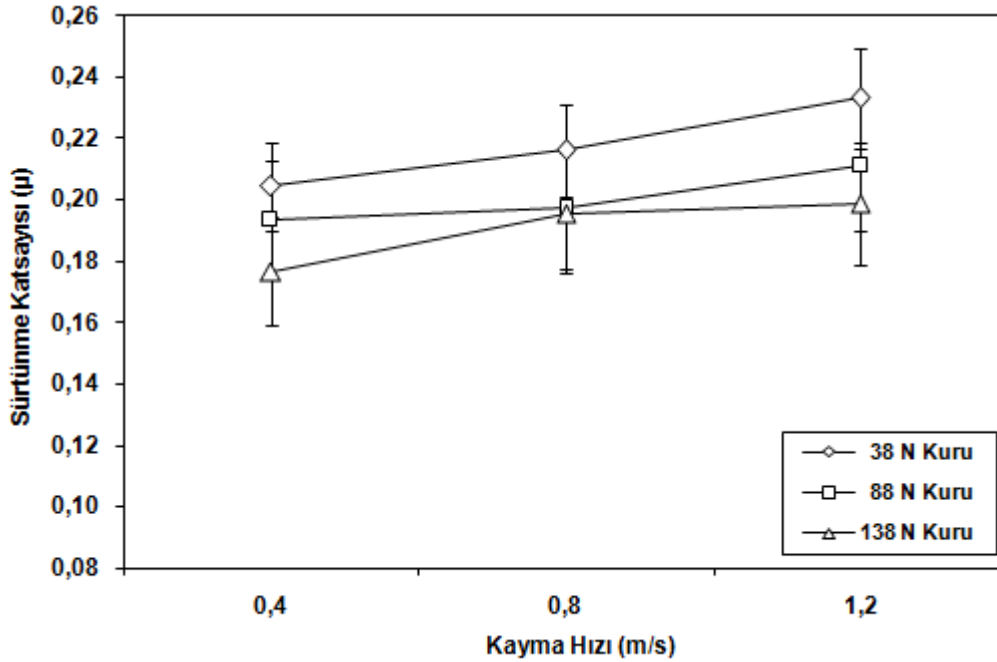
Şekil 7.1.'de uygulanan yük ile sürtünme katsayısının lineer olarak azaldığı görülmektedir. Bu sonuç, M.P. Gispert ve arkadaşlarının [76], P. Samyn ve arkadaşlarının [77] yaptıkları çalışmalarla uyusmaktadır. Kayma hızının artması ile sürtünme katsayısı artmıştır. Sürtünme katsayısı değerleri 0.17 ila 0.23 arasındadır. 0.4m/s, 0.8m/s ve 1.2m/s kayma hızları için, uygulanan yükün artması ile ortalama sürtünme katsayısı değerleri sırasıyla %8, %5 ve %9 azalmıştır.

Şekil 7.2.'de kuru ortamda farklı kayma hızları altında sürtünme katsayıları verilmiştir. Uygulanan kayma hızı ile sürtünme katsayısının lineer olarak arttığı görülmektedir. Bu sonuç, Margam Chandrasekaran ve arkadaşlarının [78] ve Hüseyin Ünal ve arkadaşlarının [79] yaptıkları çalışmalarda yükün artması ile sürtünme katsayısının düştüğünü elde etmişlerdir. Yükün artması ile de sürtünme katsayısı azalmıştır. Kayma hızının %100 artması ile sürtünme katsayısı değerleri 38-, 88- ve 138N için sırasıyla %6, %4 ve %7 artmıştır. En düşük sürtünme katsayısı 0.4m/s kayma hızında ve 138N yükte elde edilmiştir. Şekillerden de görüldüğü gibi kayma hızı uygulanan yüke göre daha etkilidir.

Polimerik pimin ultra yüksek moleküler ağırlığı, üstün mekanik özellikleri ve üstün kimyasal özellikleri sebebiyle yükün artmasıyla kendinden yağlama özelliği göstermiştir. Bu özellik sıcak atlamalarının (jump) neticesinde gerçekleşmektedir. Yük artışı sürtünme katsayısında düşüşe neden olarak avantaj sağlanmıştır.



Şekil 7.1. Kuru ortamda gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi



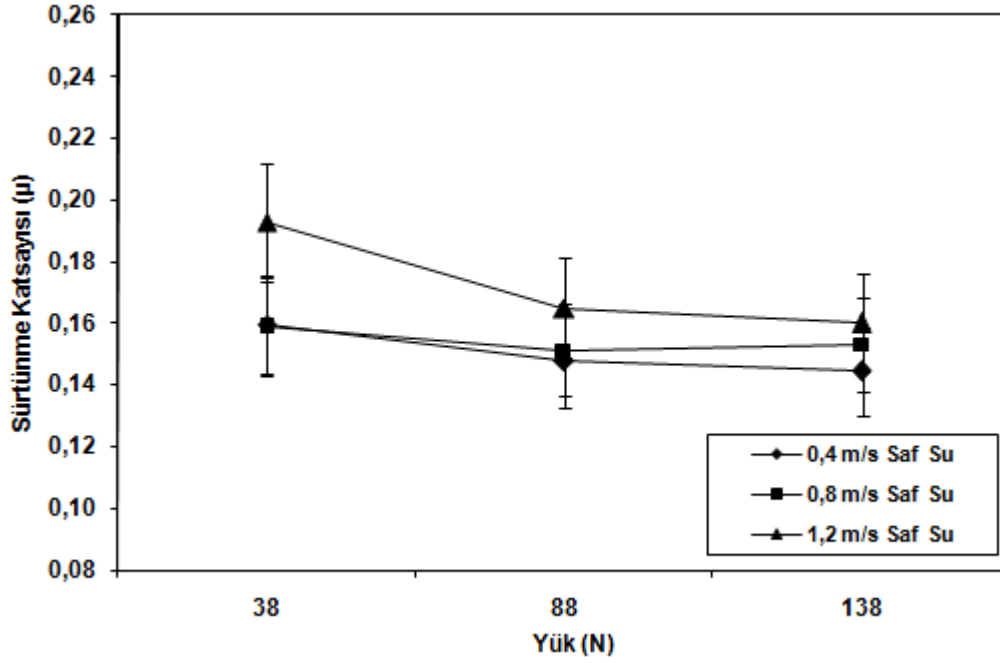
Şekil 7.2. Kuru ortamda gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı- kayma hızı ilişkisi

Şekil 7.3. ve 7.4.'de sırasıyla UHMWPE için saf su ortamında, sürtünme katsayısının uygulanan yük ve kayma hızlarındaki değişimi verilmiştir.

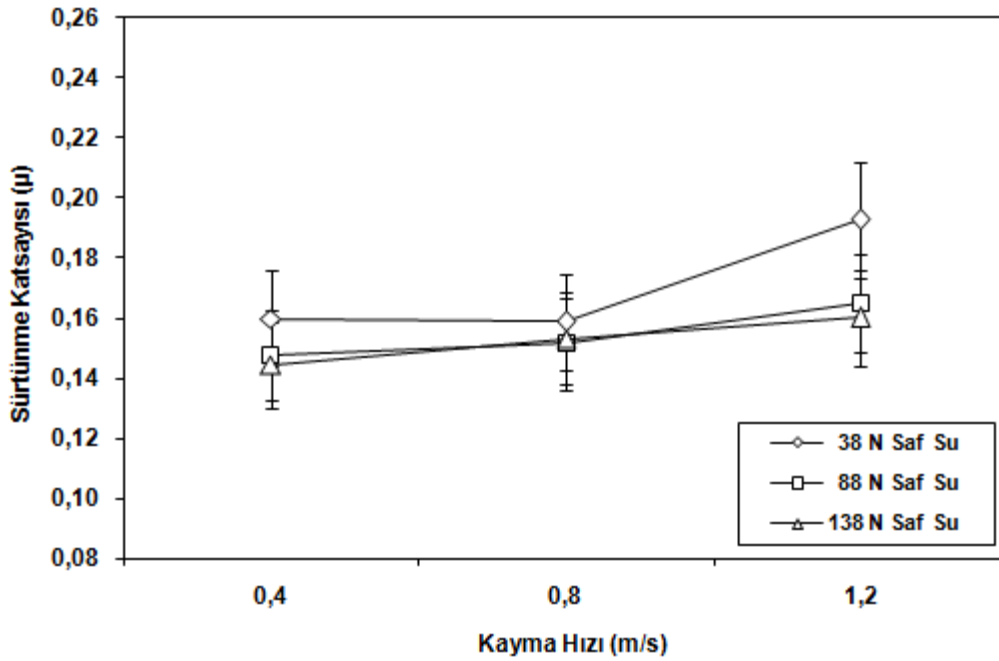
Şekil 7.3.'de uygulanan yük ile sürtünme katsayısının lineer olarak azaldığı görülmektedir. Sürtünme katsayısı değerleri 0.14 ile 0.19 arasında değişmektedir. Yükün 88N'dan 138N'a çıkmasıyla sürtünme katsayısı değerleri çok az bir değişim göstermiştir. En yüksek sürtünme katsayısı 38N yük ve 1.2m/s kayma hızında elde edilirken, en düşük sürtünme katsayısı ise 138N yük ve 1.2m/s kayma hızında elde edilmiştir. Kayma hızının artması ile sürtünme katsayısı artmıştır. 0.4m/s, 0.8m/s ve 1.2m/s kayma hızları için, uygulanan yükün artması ile sürtünme katsayısı değerleri ortalama sırasıyla %5, %2 ve %10'ar azalmıştır.

Şekil 7.4.'de saf su ortamında farklı kayma hızları altında sürtünme katsayıları verilmiştir. Uygulanan kayma hızı ile sürtünme katsayısının lineer olarak arttığı görülmektedir. Kayma hızının artmasıyla birlikte sürtünme katsayısındaki artış Margam Chandrasekaran ve arkadaşlarının [78], Hüseyin Ünal ve arkadaşlarının [79] ve Recep Koç'un doktora tezinde [50] yaptıkları çalışmalar ile uyumaktadır. 38N yük altındaki sürtünme katsayısı, kayma hızının 3 kat artması ile en yüksek değere ulaşmıştır. Kayma hızının %100 artması ile sürtünme katsayısı değerleri 38-, 88- ve 138N için sırasıyla ortalama %9, %5 ve %5 artmıştır. En düşük sürtünme katsayısı 0.4m/s kayma hızında ve 138N yükte elde edilmiştir. Şekillerden de görüldüğü gibi kayma hızı uygulanan yüke göre daha etkilidir.

Saf su yağlayıcı ortamı sürtünme katsayısının kuru ortama göre düşmesini sağlamıştır. Saf su, sürtünmeyle oluşan ısıyı yüzeyden uzaklaştırarak sıcaklığı düşürmüştür. Bu sıcaklık düşüşüyle birlikte polimer yüzeyi sertleşirken sürtünme yüzeyi temas alanı da azaltarak sürtünme katsayısını düşürmüştür.



Şekil 7.3. Saf su ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi



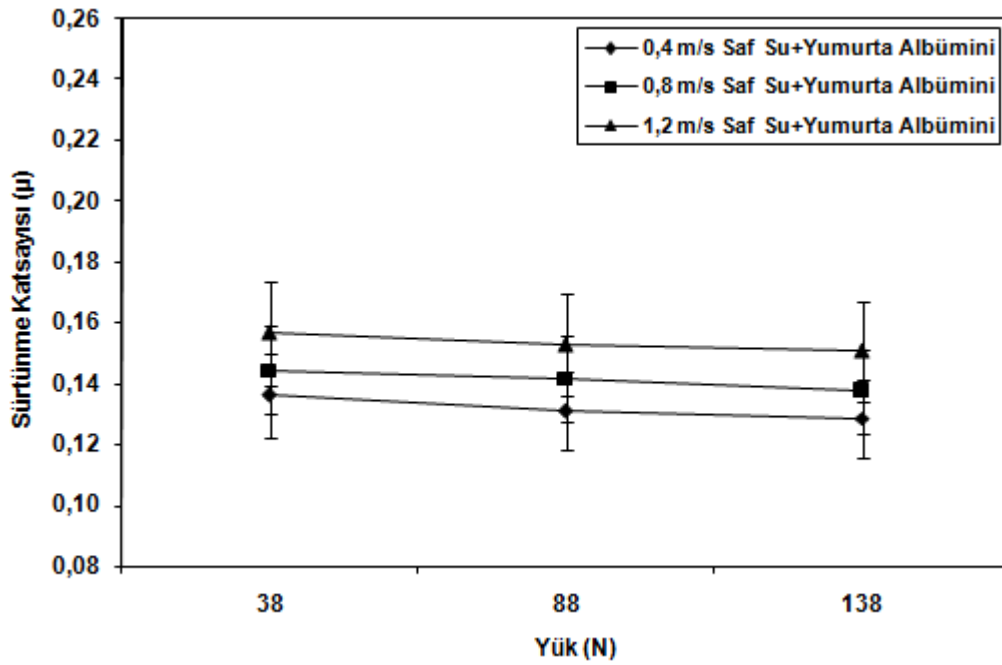
Şekil 7.4. Saf su ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı- kayma hızı ilişkisi

Şekil 7.5. ve 7.6.'da sırasıyla UHMWPE için saf su+yumurta albümini ortamında, sürtünme katsayısının uygulanan yük ve kayma hızlarındaki değişimi verilmiştir.

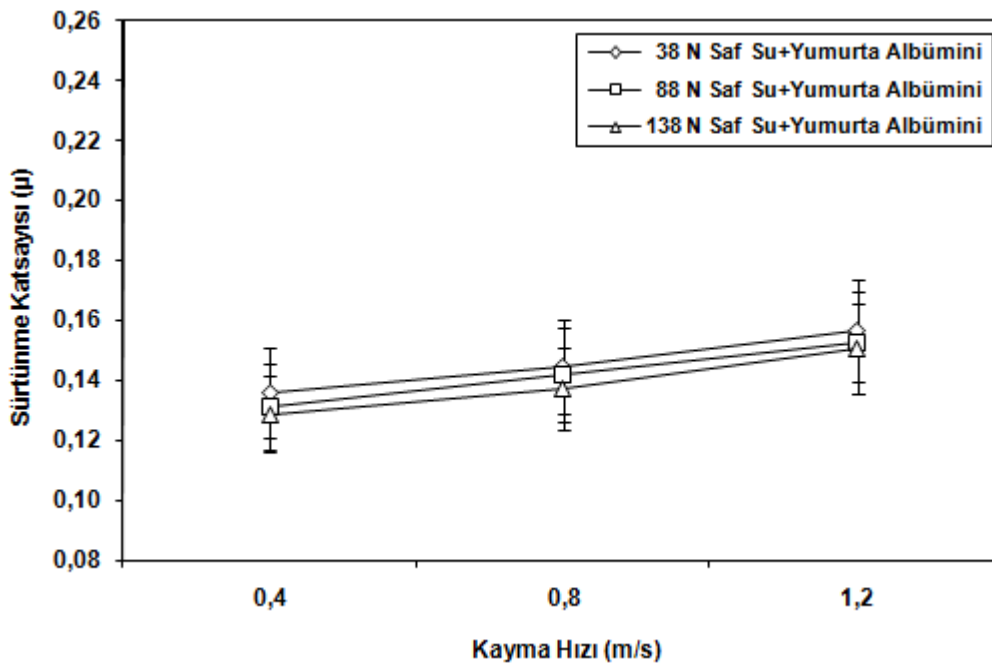
Şekil 7.5.'de uygulanan yükün sürtünme katsayısı üzerinde önemli bir etkiye sahip olmadığı görülmektedir. En yüksek sürtünme katsayısı 38N yük ve 1.2m/s kayma hızında elde edilirken, en düşük sürtünme katsayısı ise 138N yük ve 1.2m/s kayma hızında elde edilmiştir. Yükün artması ile sürtünme katsayısı düşmüştür. Bu sonuç, P. Samyn ve arkadaşlarının [77,81] yaptıkları çalışmalar ile uyusmaktadır. 0.4m/s, 0.8m/s ve 1.2m/s kayma hızları için, uygulanan yükün artması ile ortalama sürtünme katsayısı değerleri sırasıyla %3, %3 ve %2 azalmıştır.

Şekil 7.6.'da saf su+yumurta albümini ortamında, farklı kayma hızları altındaki sürtünme katsayıları verilmiştir. Uygulanan kayma hızı ile sürtünme katsayısının lineer olarak arttığı görülmektedir. Bu sonuç, Ferda Uzuner [57], Margam Chandrasekaran [78] ve Recep Koç'un [50] yaptıkları çalışmalar ile uyusmaktadır. Kayma hızının %100 artması ile sürtünme katsayısı değerleri 38-, 88- ve 138-N için sırasıyla %7, %7 ve %7,5 artmıştır. En düşük sürtünme katsayısı 0.4m/s kayma hızında ve 138N yükte elde edilmiştir. Şekillerden de görüldüğü gibi kayma hızı uygulanan yüke göre daha etkilidir.

Margam'ın [78] yaptığı çalışmada kuru, saf su ve saf su+yumurta albümini yağlayıcı ortamlarında deneylerini gerçekleştirmiştir. En iyi sürtünme katsayısını saf su+yumurta albümini yağlayıcısının düşük kayma hızında bulmuştur. Bu sonuç yaptığımız deneyler ile birebir uyusmaktadır.



Şekil 7.5. Saf su+yumurta albümini ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi



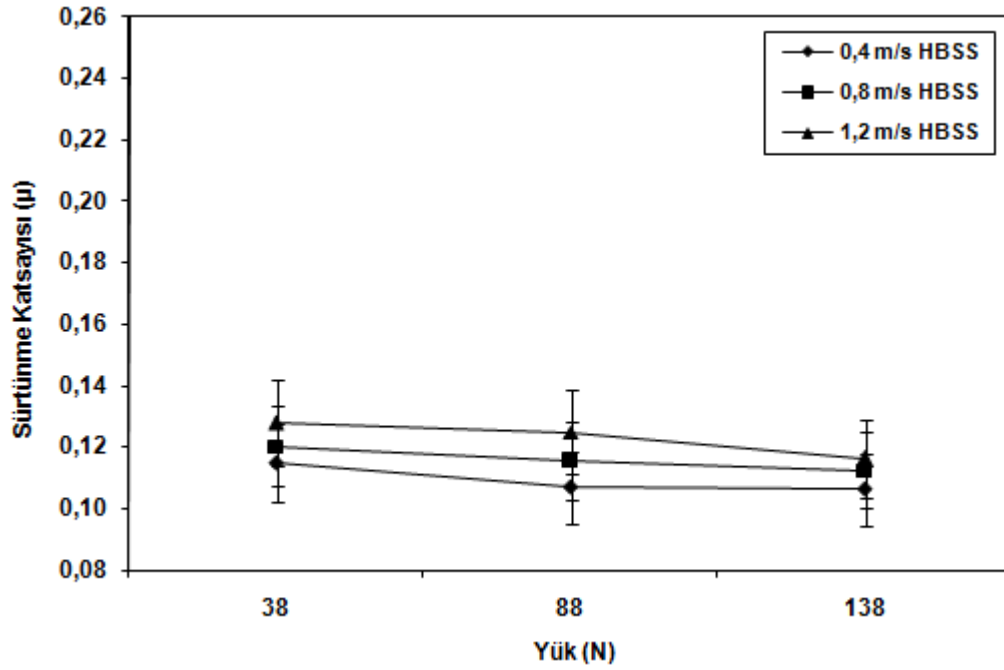
Şekil 7.6. Saf su+yumurta albümini ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-kayma hızı ilişkisi

Şekil 7.7. ve 7.8.'de sırasıyla UHMWPE için HBSS ortamında, sürtünme katsayısının uygulanan yük ve kayma hızlarındaki değişimi verilmiştir.

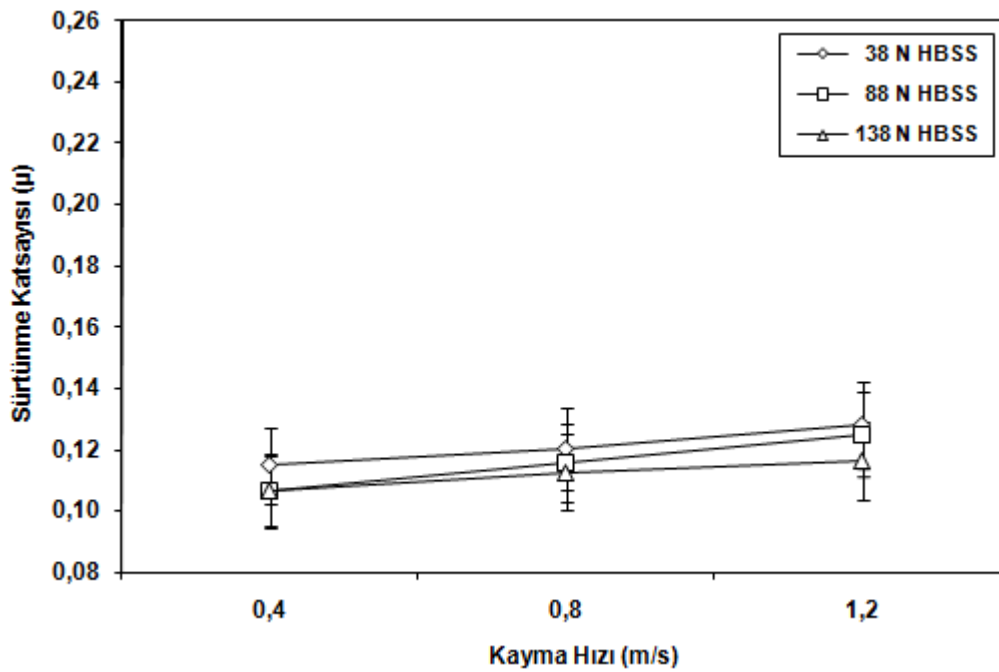
Şekil 7.7.'de yükün artmasıyla sürtünme katsayısının çok az da olsa azaldığı görülmektedir. Sürtünme katsayısı değerleri 0.11 ile 0.14 arasında değişmektedir. Yükün 88N'dan 138N'a çıkmasıyla sürtünme katsayısı değerleri çok az bir değişim göstermiştir. 88N yük ve 0.4-, 0.8- ve 1.2m/s kayma hızlarındaki sürtünme katsayısı farkı 0.0182µm ile en yüksektir. En yüksek sürtünme katsayısı 38N yük ve 1.2m/s kayma hızında elde edilirken, en düşük sürtünme katsayısı ise 138N yük ve 1.2m/s kayma hızında elde edilmiştir. 0.4m/s, 0.8m/s ve 1.2m/s kayma hızları için, uygulanan yükün artması ile ortalama sürtünme katsayısı değerleri sırasıyla %4, %3,5 ve %5 azalmıştır.

Şekil 7.8.'de HBSS ortamında, farklı kayma hızları altındaki sürtünme katsayıları verilmiştir. Uygulanan kayma hızı ile sürtünme katsayısının lineer olarak arttığı görülmektedir. 0.8m/s kayma hızında ve 38-, 88- ve 138N yüklerindeki sürtünme katsayısı farkları en düşük aralığa sahiptir. En yüksek sürtünme katsayısı farkı 1.2 m/s kayma hızında elde edilmiştir.

Bu sonuçlar; Ferda Uzuner [57], Margam Chandrasekaran [78] ve Recep Koç'un [50] yaptığı çalışma ile de uyumaktadır. Kayma hızının %100 artması ile sürtünme katsayısı değerleri 38-, 88- ve 138N için sırasıyla %6,5, %7 ve %7,5 artmıştır. En düşük sürtünme katsayısı 0.4m/s kayma hızında, 88N ve 138N yüklerde elde edilmiştir. Şekillerden de görüldüğü gibi kayma hızı uygulanan yüke göre daha etkilidir. Sürtünme katsayısı değerleri çok az değer aralığında değişime uğramıştır.



Şekil 7.7. HBSS ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi



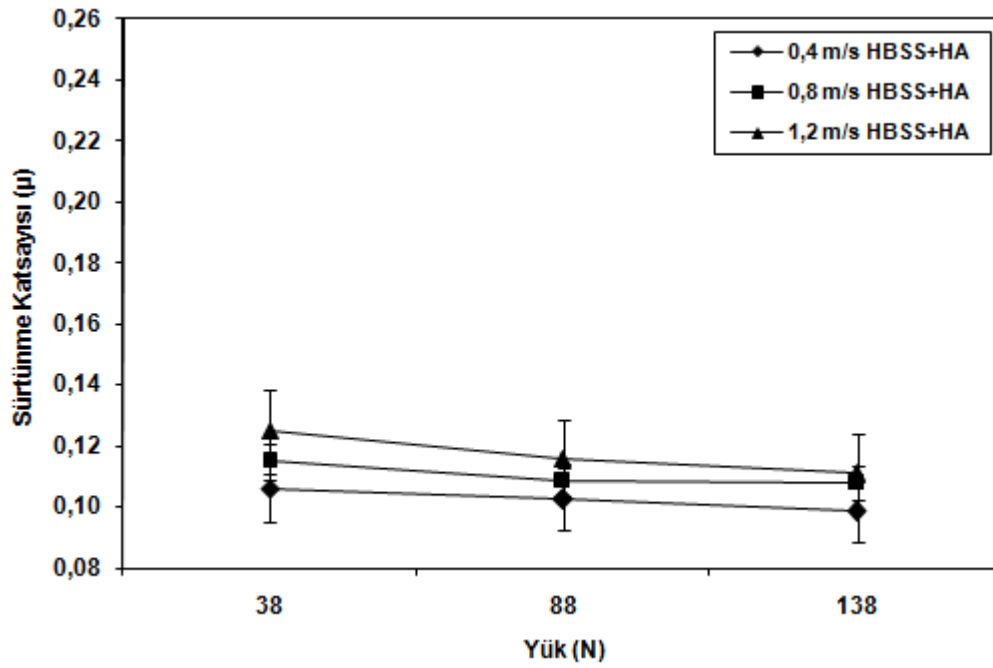
Şekil 7.8. HBSS ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-kayma hızı ilişkisi

Şekil 7.9. ve 7.10.'da sırasıyla UHMWPE için HBSS+HA ortamında, sürtünme katsayısının uygulanan yük ve kayma hızlarındaki değişimi verilmiştir.

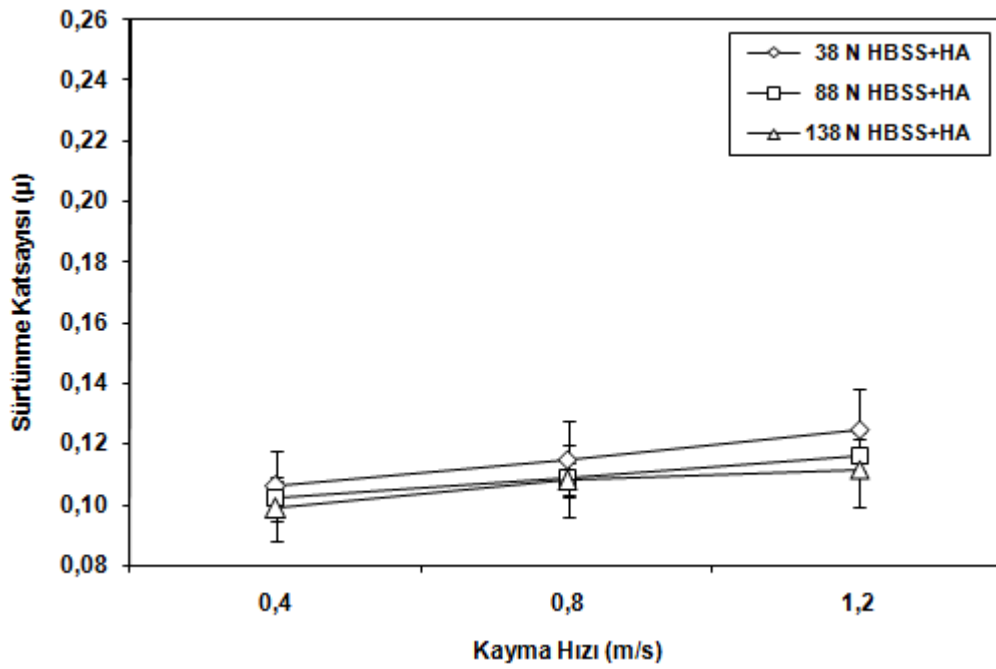
Şekil 7.9.'da yükün artmasıyla sürtünme katsayısının lineer olarak azaldığı görülmektedir. En yüksek sürtünme katsayısı 38N yük ve 1.2m/s kayma hızında elde edilirken, en düşük sürtünme katsayısı ise 138N yük ve 1.2m/s kayma hızında elde edilmiştir. 0.4m/s, 0.8m/s ve 1.2m/s kayma hızları için, uygulanan yükün artması ile ortalama sürtünme katsayısı değerleri sırasıyla %4, %3.5 ve %6 azalmıştır.

Şekil 7.10.'da HBSS+HA ortamında, farklı kayma hızları altındaki sürtünme katsayıları verilmiştir. Uygulanan kayma hızı ile sürtünme katsayısının lineer olarak arttığı görülmektedir. Kayma hızının %100 artması ile sürtünme katsayısı değerleri 38-, 88- ve 138-N için sırasıyla %7.5, %6 ve %6 artmıştır. En düşük sürtünme katsayısı 0.4m/s kayma hızında ve 138N yüklerde elde edilmiştir. Kayma hızı uygulanan yüke göre daha etkilidir.

HBSS+HA sürtünme katsayısını kuru ortama göre yaklaşık %60 indirmeyi başarmıştır. Sürtünme katsayısındaki bu düşüş, hem sıcaklığın düşmesinden hem de HBSS+HA'nın UHMWPE tarafından absorbe edilmesi neticesinde yüzeyde kaygan tabakanın oluşmasından kaynaklanmaktadır.



Şekil 7.9. HBSS+HA ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı-yük ilişkisi



Şekil 7.10. HBSS+HA ortamında gerçekleştirilen aşınma deneyleri sonucunda sürtünme katsayısı kayma hızı ilişkisi

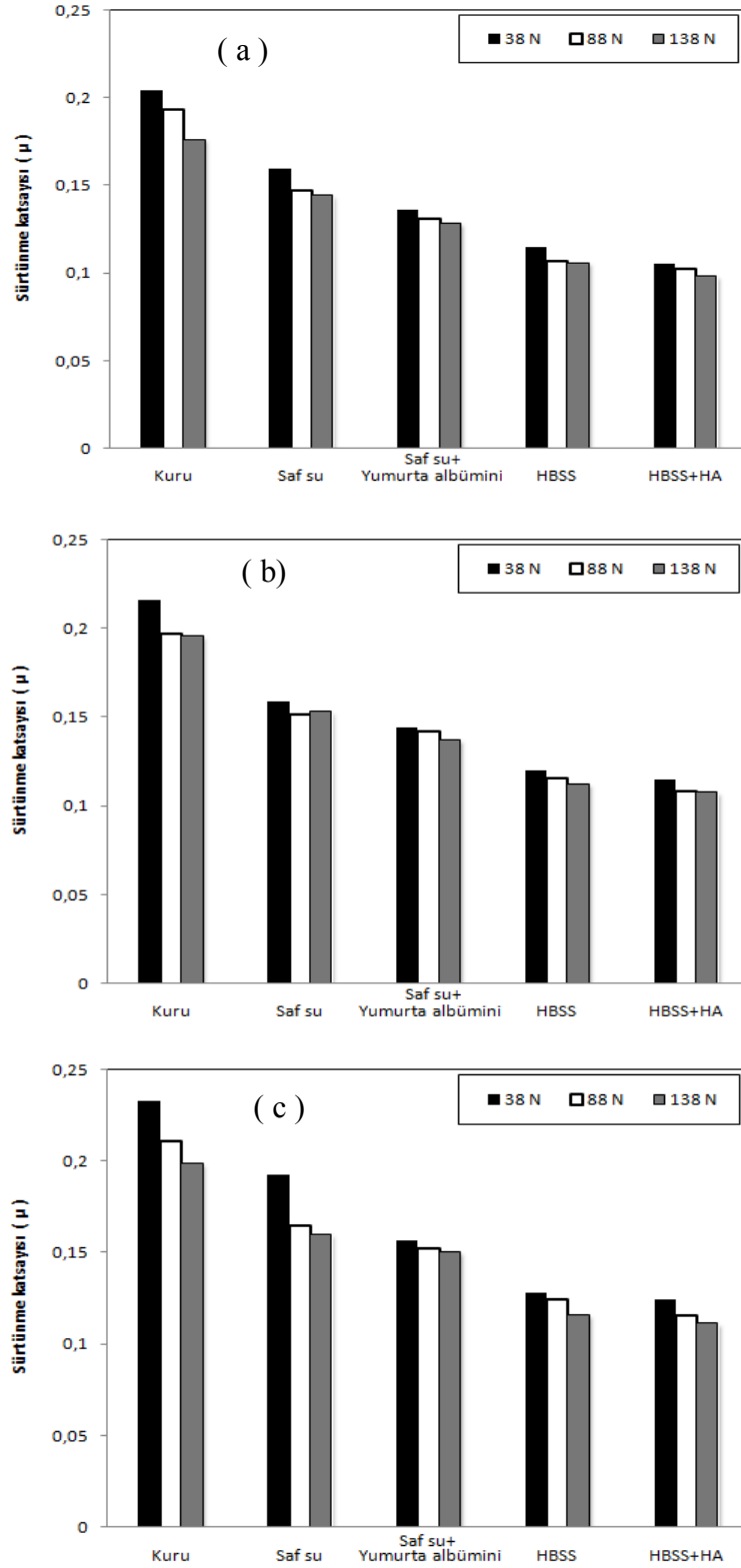
7.1.4. Yağlayıcı ortama göre sürtünme katsayısı sonuçları

Şekil 7.11.'de yağlayıcı ortamların a)0.4m/s, b)0.8m/s ve c)1.2m/s kayma hızlarındaki yük-sürtünme katsayısı değişimi verilmiştir. Yükün artmasıyla birlikte kullanılan yağlayıcı ortamlarda sürtünme katsayısı azalmıştır.

0.4m/s hız ve 38N yük ve kuru ortamda sürtünme katsayısı $0,20454\mu\text{m}$, 0.4m/s ve 88N yükte sürtünme katsayısı $0,19358\mu\text{m}$ ve 0.4m/s ve 138N yükteki sürtünme katsayısı ise $0,17656\mu\text{m}$ olarak elde edilmiştir. Yağlayıcı ortam olarak saf su kullanıldığında 0.4m/s hız ve 38-, 88- ve 138N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla $0,1597\mu\text{m}$, $0,1477\mu\text{m}$ ve $0,1444\mu\text{m}$ 'dur. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında ise 0.4m/s hız ve 38-, 88- ve 138 N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla $0,1059\mu\text{m}$, $0,1025\mu\text{m}$ ve $0,0986\mu\text{m}$ elde edilmiştir.

Genel olarak, 1.2m/s kayma hızında ve 88N yük altında, HBSS+HA yağlayıcı ortamı kullanılarak elde edilen ortalama sürtünme katsayısı, kuru ortama göre yaklaşık %45 oranında azalmıştır. HBSS yağlayıcı ortamında ise sürtünme katsayısı kuru ortama göre yaklaşık %40 azalmıştır. Saf su ile Saf su+Yumurta albümini kullanılan yağlayıcı ortamlarda ise kuru ortama göre sürtünme katsayısı sırasıyla %21 ve %28 azalmıştır. Grafiklerden de görüldüğü gibi en yüksek sürtünme katsayısı, her üç kayma hızında da kuru ortamda elde edilmiştir. En düşük sürtünme katsayısı ise 0.4m/s kayma hızında HBSS+HA yağlayıcı ortamında elde edilmiştir.

Margam Chandrasekaran'ın [78] farklı yağlayıcı ortamlar altında yaptıkları çalışmada kuru, saf su ve saf su+yumurta albümini ortamlarını kullanarak ortamların sürtünme katsayısına etkisini incelemiştir. Margam'ın sonuçları bulduğumuz sonuçları desteklemektedir. Bulduğu sonuçlara göre en yüksek sürtünme katsayısını kuru ortamda 600 devirde yaklaşık $0.38\mu\text{m}$, 300 devirde $0.31\mu\text{m}$ olarak elde etmiştir. Sürtünme katsayısını saf su yağlayıcısı içinde 600 devirde yaklaşık $0.32\mu\text{m}$, 300 devirde yaklaşık $0.27\mu\text{m}$ olarak elde etmiştir. Sürtünme katsayısını yumurta albüminli su yağlayıcısı içinde 600 devirde yaklaşık $0.25\mu\text{m}$, 300 devirde yaklaşık $0.22\mu\text{m}$ olarak elde etmiştir.

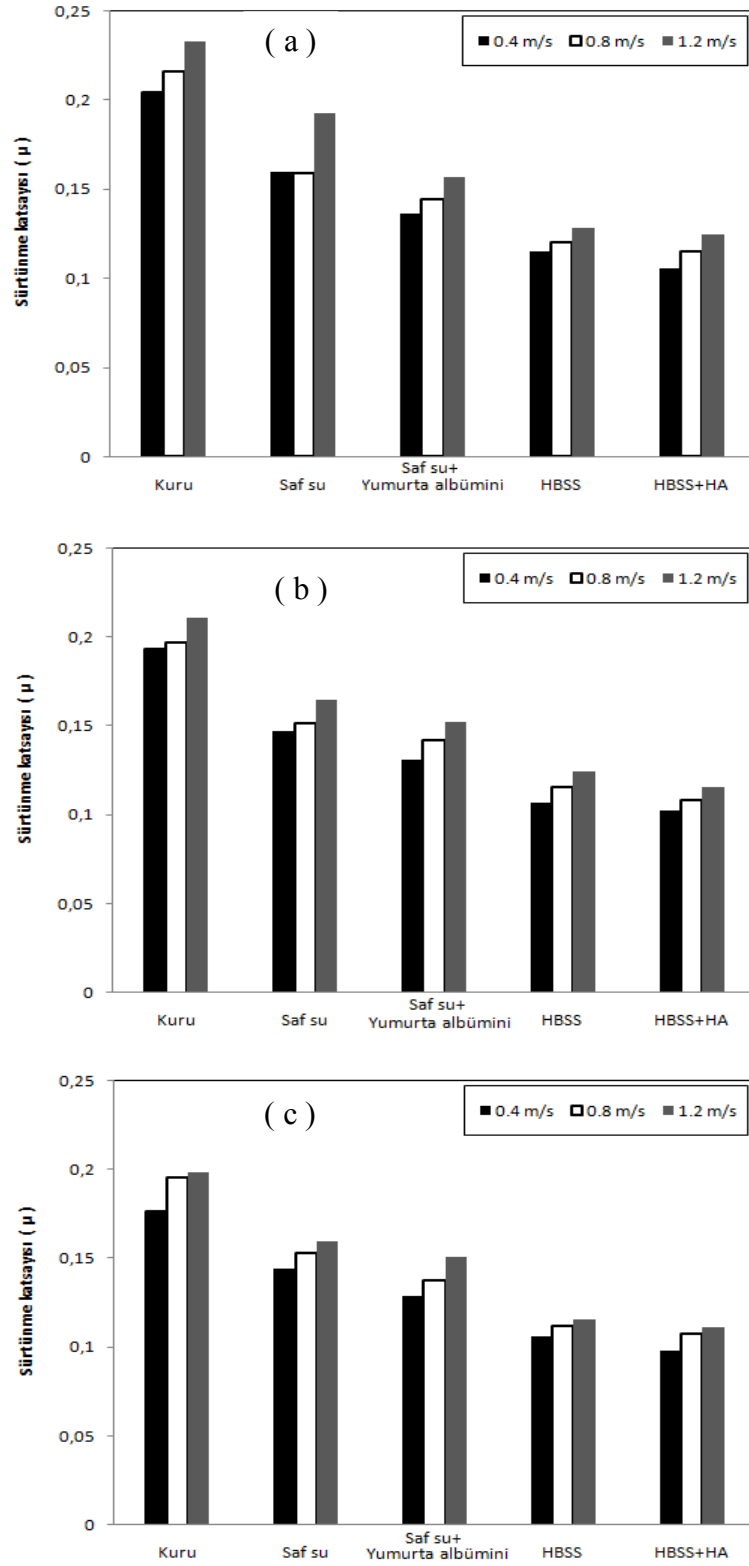


Şekil 7.11. Yağlayıcı ortamların farklı kayma hızlarındaki yük-sürtünme katsayısı değişimi a) 0.4m/s, b) 0.8m/s, c) 1.2m/s.

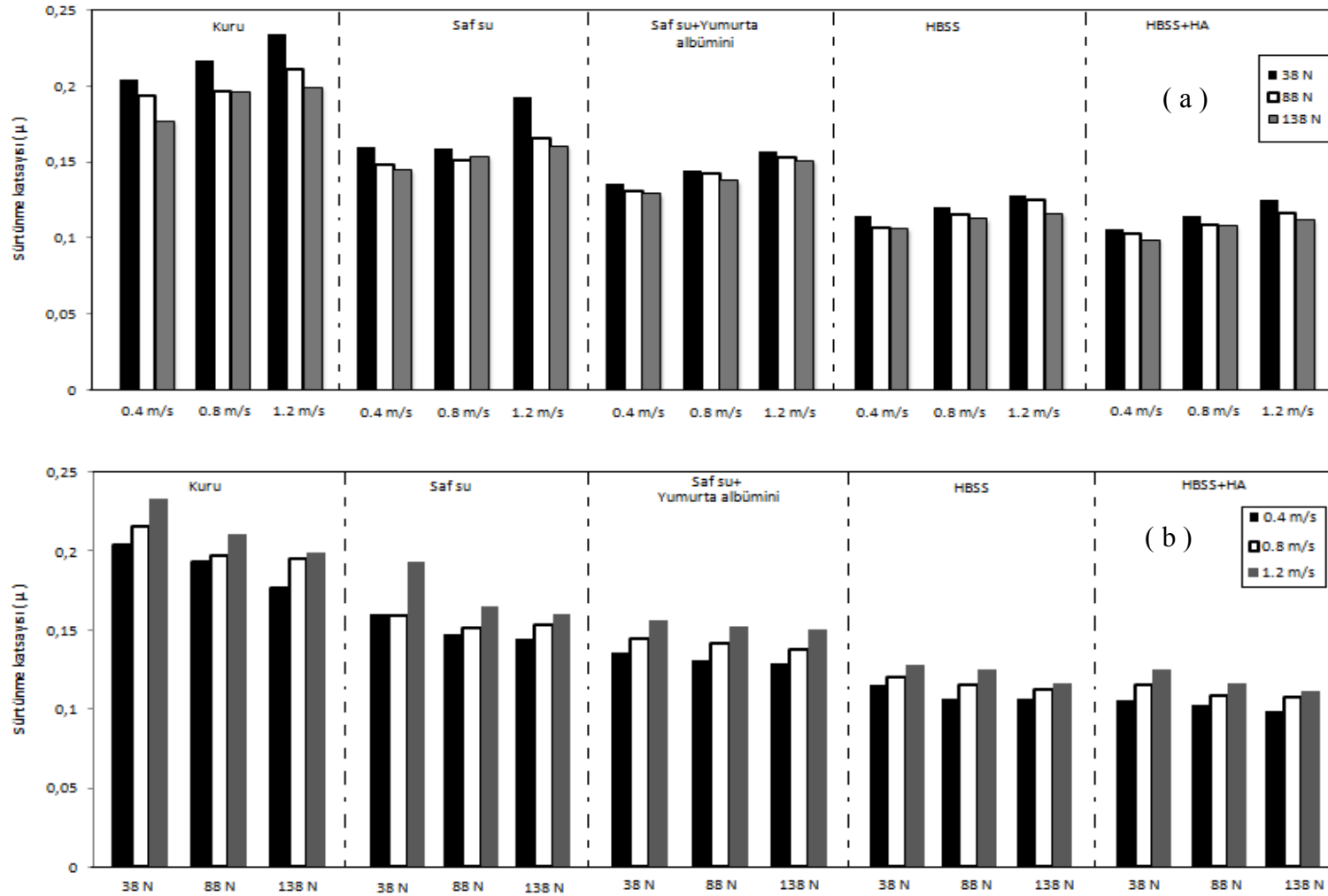
M.P. Gispert ve arkadaşlarının [76] farklı yağlayıcı ortamlar altında yaptıkları çalışmada HBSS ile HBSS+HA yağlayıcılarını karşılaştırmakta ve HBSS+HA'nın sürtünme katsayısını daha düşük değerlerde elde etmiştir. Sürtünme katsayısı HBSS yağlayıcısına göre yaklaşık %40-70 düşük değerlerde HBSS+HA yağlayıcısı içinde elde etmiştir. Dangsheng Xiong da [82] farklı yağlayıcı koşullar altında yaptığı çalışmasında, kuru ortam ile saf su yağlayıcı ortamı da karşılaştırmış ve sürtünme katsayısı kuru ortama göre yaklaşık %60-70 düşük değerlerde saf su yağlayıcısı içinde elde etmiştir. Kuru ortamda sürtünme katsayısı 0.14 μm iken saf su yağlayıcı ortamında 0.04 μm 'a kadar değerlerin düştüğünü saptamıştır.

Şekil 7.12.'de yağlayıcı ortamların a)38N, b)88N ve c)138N yük altındaki kayma hızı-sürtünme katsayısı değişimi verilmiştir. Grafiklerden de görüldüğü gibi kayma hızının artmasıyla sürtünme katsayısı artmıştır. En yüksek sürtünme katsayıları, 1.2m/s kayma hızlarında ve kuru ortamlarda elde edilmiştir. En düşük sürtünme katsayıları, 0.4m/s kayma hızlarında ve HBSS+HA yağlayıcı ortamlarda elde edilmiştir. En düşük sürtünme katsayısı ise 0.4m/s kayma hızında ve 138N yük altında HBSS+HA yağlayıcı ortamda elde edilmiştir.

38N yük ve kuru ortamdaki 0.4m/s kayma hızında sürtünme katsayısı 0,20454 μm , 0.8m/s kayma hızında sürtünme katsayısı 0,21630 μm ve 1.2m/s kayma hızında sürtünme katsayısı ise 0,23325 μm olarak elde edilmiştir. Yağlayıcı ortam olarak saf su kullanıldığında 38N ve 0.4-, 0.8- ve 1.2 m/s kayma hızında elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla 0,1597 μm , 0,1588 μm ve 0,1929 μm 'dur. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında ise 38N ve 0.4-, 0.8- ve 1.2 m/s kayma hızlarında elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla 0,1059 μm , 0,1149 μm ve 0,1247 μm elde edilmiştir. Genel olarak 88N yük ve 1.2m/s kayma hızı altında, kuru yağlayıcı ortamı kullanılarak elde edilen ortalama sürtünme katsayısı, HBSS+HA ortama göre yaklaşık %82 oranında artmıştır. Kuru ortamın sürtünme katsayısı, HBSS yağlayıcı ortama göre yaklaşık %70 artmıştır. Kuru ortamın sürtünme katsayısı, saf su ile saf su+yumurta albümini kullanılan yağlayıcı ortamlara göre sürtünme katsayıları sırasıyla %30 ve %40 artmıştır. Şekil 7.13.'de sürtünme katsayısının toplu halde farklı yağlayıcı ortamlarına göre değişimleri verilmiştir.



Şekil 7.12. Yağlayıcı ortamların farklı yükler altındaki sürtünme katsayısı - kayma hızı değişimi
a) 38N, b) 88N, c) 138N



Şekil 7.13. Sürtünme katsayısının farklı yağlayıcı ortamlarına göre değişimi a)Kayma hızı b)Yük

7.1.5. Yağlayıcı ortama göre spesifik aşınma sonuçları

Tablo 7.4.'de UHMWPE için oda sıcaklığında, farklı yağlayıcı ortamlarında, 38-, 88- ve 138N yükler altında ve 0.4-, 0.8- ve 1.2m/s kayma hızlarındaki sürtünme katsayısı değerleri verilmiştir.

Tablo 7.4 UHMWPE için farklı yağlayıcı ortamlarda, farklı yüklerde ve kayma hızlarında ortalama spesifik aşınma oranı değerleri

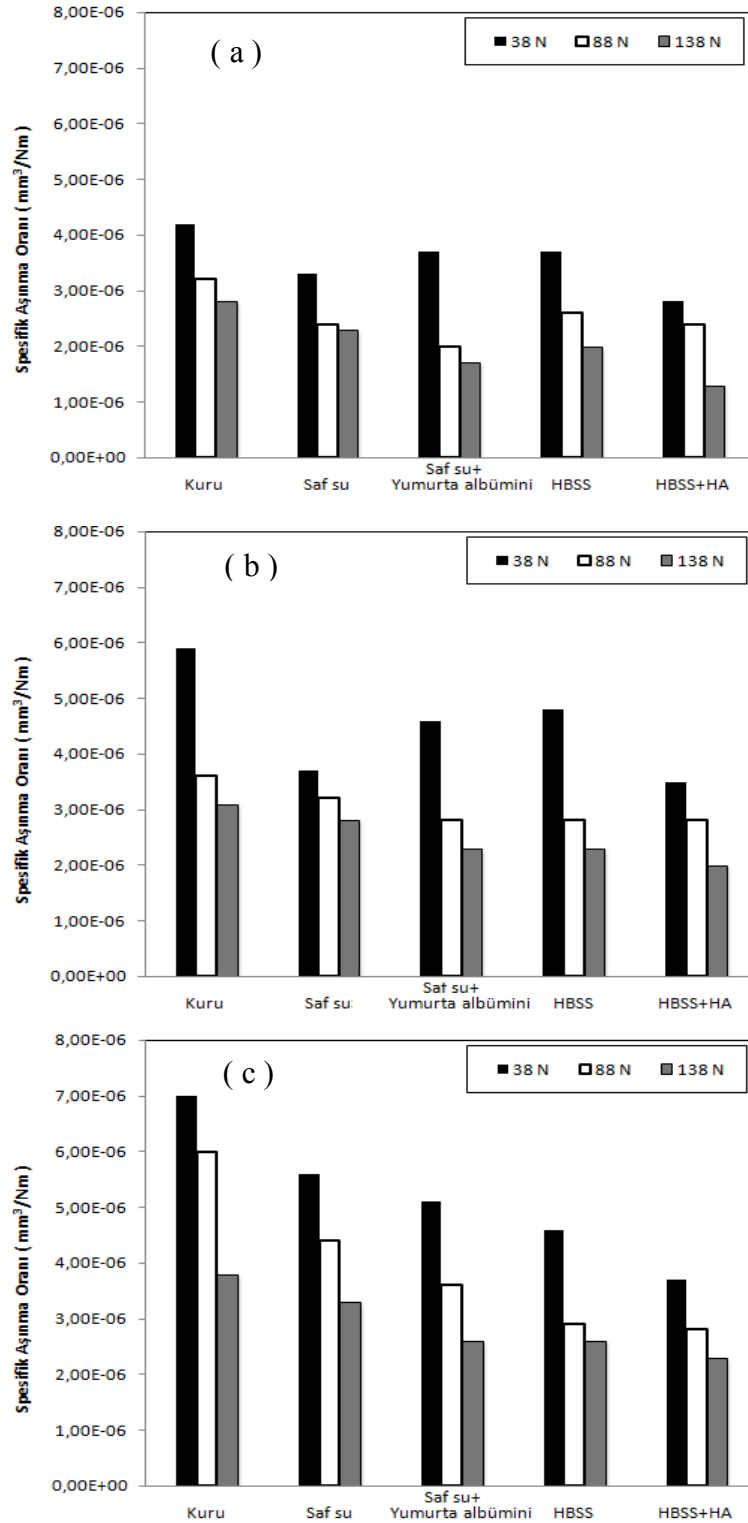
Yağlayıcı Ortamlar	Yük (N)	Kayma hızı (m/s)		
		0.4	0.8	1.2
Spesifik Aşınma Oranı (mm ³ /Nm)				
Kuru	38	4,2 x 10 ⁻⁰⁶	5,9 x 10 ⁻⁰⁶	7,0 x 10 ⁻⁰⁶
	88	3,2 x 10 ⁻⁰⁶	3,6 x 10 ⁻⁰⁶	6,0 x 10 ⁻⁰⁶
	138	2,8 x 10 ⁻⁰⁶	3,1 x 10 ⁻⁰⁶	3,8 x 10 ⁻⁰⁶
Saf su	38	3,3 x 10 ⁻⁰⁶	3,7 x 10 ⁻⁰⁶	5,6 x 10 ⁻⁰⁶
	88	2,4 x 10 ⁻⁰⁶	2,8 x 10 ⁻⁰⁶	4,4 x 10 ⁻⁰⁶
	138	2,3 x 10 ⁻⁰⁶	2,8 x 10 ⁻⁰⁶	3,3 x 10 ⁻⁰⁶
Saf su+Yumurta albümini	38	3,7 x 10 ⁻⁰⁶	4,6 x 10 ⁻⁰⁶	5,1 x 10 ⁻⁰⁶
	88	2,0 x 10 ⁻⁰⁶	2,8 x 10 ⁻⁰⁶	3,6 x 10 ⁻⁰⁶
	138	1,7 x 10 ⁻⁰⁶	2,3 x 10 ⁻⁰⁶	2,6 x 10 ⁻⁰⁶
HBSS	38	3,7 x 10 ⁻⁰⁶	4,8 x 10 ⁻⁰⁶	4,6 x 10 ⁻⁰⁶
	88	2,6 x 10 ⁻⁰⁶	2,8 x 10 ⁻⁰⁶	2,9 x 10 ⁻⁰⁶
	138	2,0 x 10 ⁻⁰⁶	2,3 x 10 ⁻⁰⁶	2,6 x 10 ⁻⁰⁶
HBSS+HA	38	2,8 x 10 ⁻⁰⁶	3,5 x 10 ⁻⁰⁶	3,7 x 10 ⁻⁰⁶
	88	2,4 x 10 ⁻⁰⁶	2,7 x 10 ⁻⁰⁶	2,8 x 10 ⁻⁰⁶
	138	1,3 x 10 ⁻⁰⁶	2,0 x 10 ⁻⁰⁶	2,3 x 10 ⁻⁰⁶

Şekil 7.14.'de farklı yağlayıcı ortamların a)0.4m/s, b)0.8m/s ve c)1.2m/s kayma hızlarındaki spesifik aşınma oranlarının değişimi verilmiştir. Grafiklerden de

görüldüğü gibi uygulanan yükün artmasıyla spesifik aşınma oranı azalmıştır. Tüm yağlayıcı ortamlarda spesifik aşınma oranı 10^{-6} mm³/N.m olarak elde edilmiştir. 0.4m/s hız ve 38N yük ve kuru ortamda spesifik aşınma oranı $4.2 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m, 0.4m/s ve 88N yükte spesifik aşınma oranı $3.2 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m ve 0.4m/s ve 138N yükteki spesifik aşınma oranı ise $2.8 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m olarak elde edilmiştir. Yağlayıcı ortam olarak saf su+yumurta albümini kullanıldığında 0.4m/s kayma hızı ve 38-, 88- ve 138 N yükte elde edilen spesifik aşınma oranları sırasıyla $3.7 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m, $2.0 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m ve $1.7 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m'dir. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında ise 0.4m/s hız ve 38-, 88- ve 138 N yükte elde edilen spesifik aşınma oranları sırasıyla $2.8 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m, $2.4 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m ve $1.3 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m elde edilmiştir. Genel olarak 1.2m/s kayma hızında ve 138N yük altında, HBSS+HA yağlayıcı ortamı kullanılarak elde edilen ortalama spesifik aşınma oranı, kuru ortama göre yaklaşık %40 oranında azalmıştır. HBSS yağlayıcı ortamında ise spesifik aşınma oranı kuru ortama göre yaklaşık %30 azalmıştır. Saf su+yumurta albümini ile Saf su kullanılan yağlayıcı ortamların kuru ortama göre spesifik aşınma oranları sırasıyla %30 ve %15 azalmıştır.

En düşük spesifik aşınma oranı her üç kayma hızı içinde HBSS+HA yağlayıcı ortamda gerçekleşmiştir. En yüksek spesifik aşınma oranı ise kuru ortamda elde edilmiştir. 0.4m/s ve 0.8m/s kayma hızlarında saf su+yumurta albümini ile HBSS yağlayıcısının spesifik aşınma oranı saf su yağlayıcısının spesifik aşınma oranına göre daha yüksek çıkmıştır. Bu sonuç Margam Chandrasekaran'ın [78] yaptığı çalışmayla uyusmaktadır. Margam Chandrasekaran yaptığı çalışmasında kayma hızının artmasıyla birlikte yumurta albüminli yağlayıcının saf su yağlayıcısına göre daha yüksek aşınma gösterdiğini elde etmiştir. Dangsheng Xiong [82] farklı yağlayıcı koşullar altında yaptığı çalışmasında, kuru ortam ile saf su yağlayıcı ortamı karşılaştırarak spesifik aşınma oranını kuru ortama göre yaklaşık %65 daha düşük değerlerde saf su yağlayıcısı içinde elde etmiştir. Kuru ortamda spesifik aşınma oranı yaklaşık $22 \cdot 10^{-8}$ mm³/N.m iken saf su yağlayıcı ortamında yaklaşık $8.0 \cdot 10^{-8}$ mm³/N.m'e kadar düştüğünü elde etmiştir. C.Z. Liu ve arkadaşlarının [83] yaptıkları çalışmalarında ise, yükün artmasıyla birlikte spesifik aşınma oranının düştüğünü elde etmiştir. Kuru ortam ile sulu yağlayıcı ortamın spesifik aşınma oranını da

karşılaştırmış sulu yağlayıcının kuru ortama göre %75-85 oranında daha düşük spesifik aşınma oranına sahip olduğunu elde etmiştir.



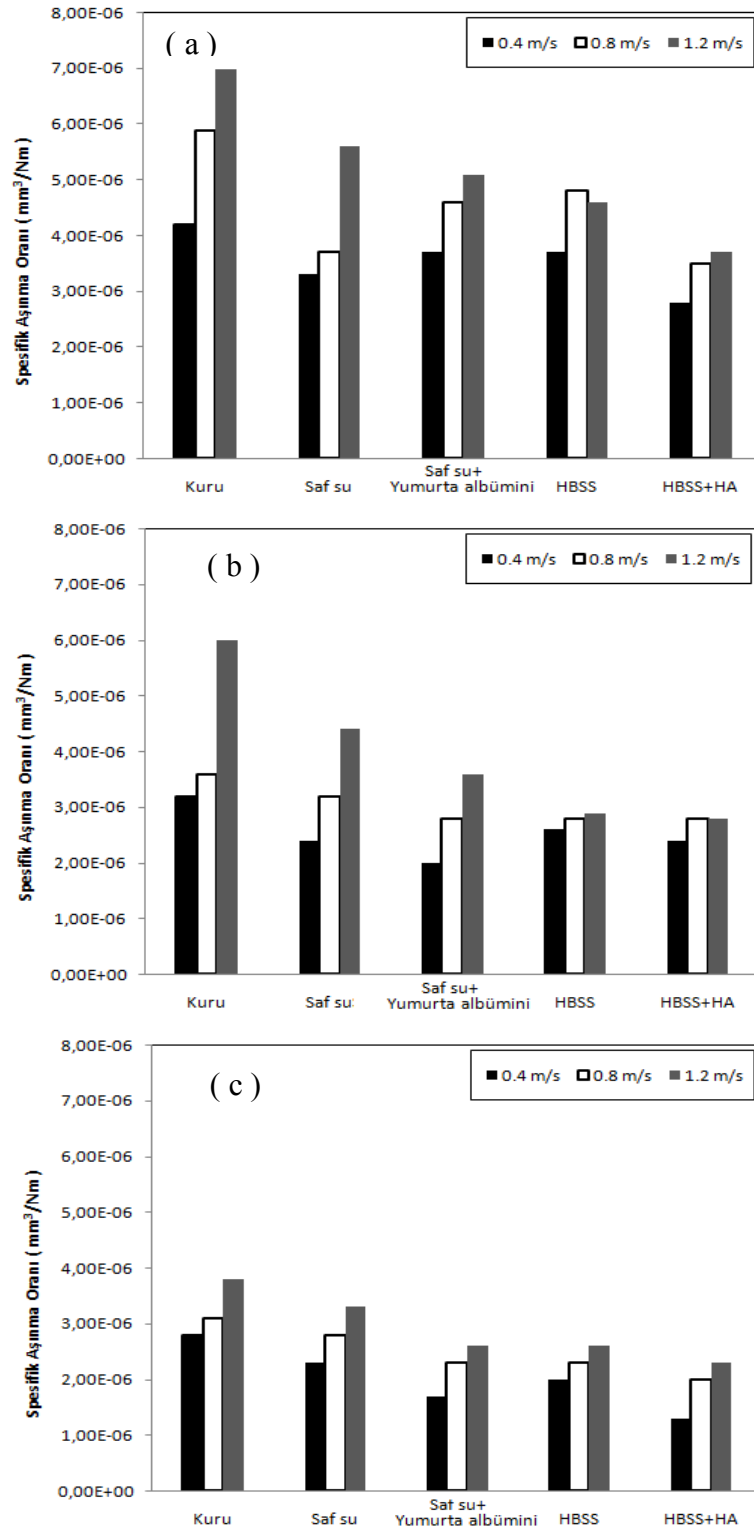
Şekil 7.14. Farklı yağlayıcı ortamların farklı kayma hızlarındaki spesifik aşınma oranı - yük değişimi
a) 0.4m/s, b) 0.8m/s, c) 1.2m/s.

Şekil 7.15.'de farklı yağlayıcı ortamlarda, a)38N, b)88N ve c)138N yük altındaki spesifik aşınma oranlarının değişimi verilmiştir. Grafiklerden de görüldüğü gibi kayma hızının artması ile spesifik aşınma oranı artmıştır. Kullanılan yağlayıcı ortamlarda spesifik aşınma oranı 10^{-6} mm³/N.m olarak elde edilmiştir. Kuru ortamda; 38N yük ve 0.4m/s kayma hızında spesifik aşınma oranı $4.2 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m, 38N yük ve 0.8m/s kayma hızında spesifik aşınma oranı $5.9 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m ve 38N yük ve 1.2m/s kayma hızında spesifik aşınma oranı ise $7.0 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m olarak elde edilmiştir. Yağlayıcı ortam olarak saf su kullanıldığında 38N yük ve 0.4-, 0.8- ve 1.2m/s kayma hızlarında elde edilen spesifik aşınma oranları sırasıyla $3.3 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m, $3.7 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m ve $5.6 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m'dir. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında ise 38N yük ve 0.4-, 0.8- ve 1.2m/s kayma hızlarında elde edilen spesifik aşınma oranları sırasıyla $1.3 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m, $2.0 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m ve $2.3 \cdot 10^{-6}$ mm³/N.m olarak düşük değerlerde elde edilmiştir.

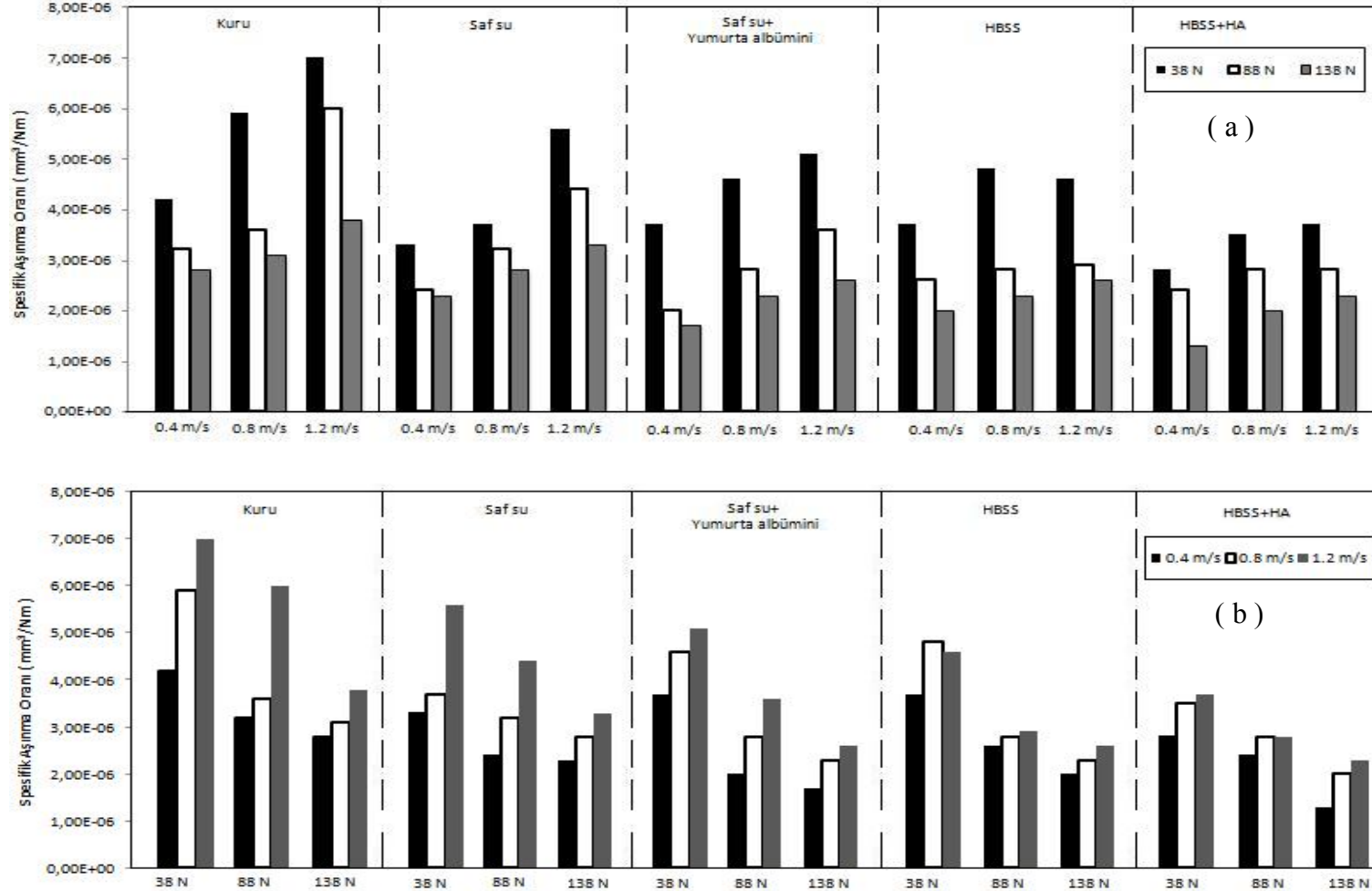
Genel olarak 88N yük altında ve 1.2m/s kayma hızında, HBSS+HA yağlayıcı ortamı kullanılarak elde edilen ortalama spesifik aşınma oranı, kuru ortama göre yaklaşık %55 oranında azalmıştır. HBSS yağlayıcı ortamında da spesifik aşınma oranı kuru ortama göre yaklaşık %50 azalmıştır. Saf su+Yumurta albümini ile Saf su kullanılan yağlayıcı ortamlarda ise kuru ortama göre spesifik aşınma oranı sırasıyla yaklaşık %40 ve %27 azalmıştır.

En düşük spesifik aşınma oranı 0.4m/s kayma hızında HBSS+HA yağlayıcı ortamda gerçekleşmiştir. En yüksek spesifik aşınma oranı ise kuru ortamda 1,2m/s kayma hızında elde edilmiştir. Dangsheng Xiong [82] farklı yağlayıcı koşullar altında yaptığı çalışmasında, kuru ortama göre saf su yağlayıcı ortamın daha iyi spesifik aşınma gösterdiğini elde etmiştir. C.Z. Liu ve arkadaşlarının [83] yaptıkları çalışmalarında ise, kuru ortama göre sulu yağlayıcı ortamın spesifik aşınma oranını daha düşük değerlerde elde etmiştir.

Şekil 7.16.'da spesifik aşınma oranının toplu halde farklı yağlayıcı ortamlarına göre değişimleri verilmiştir.



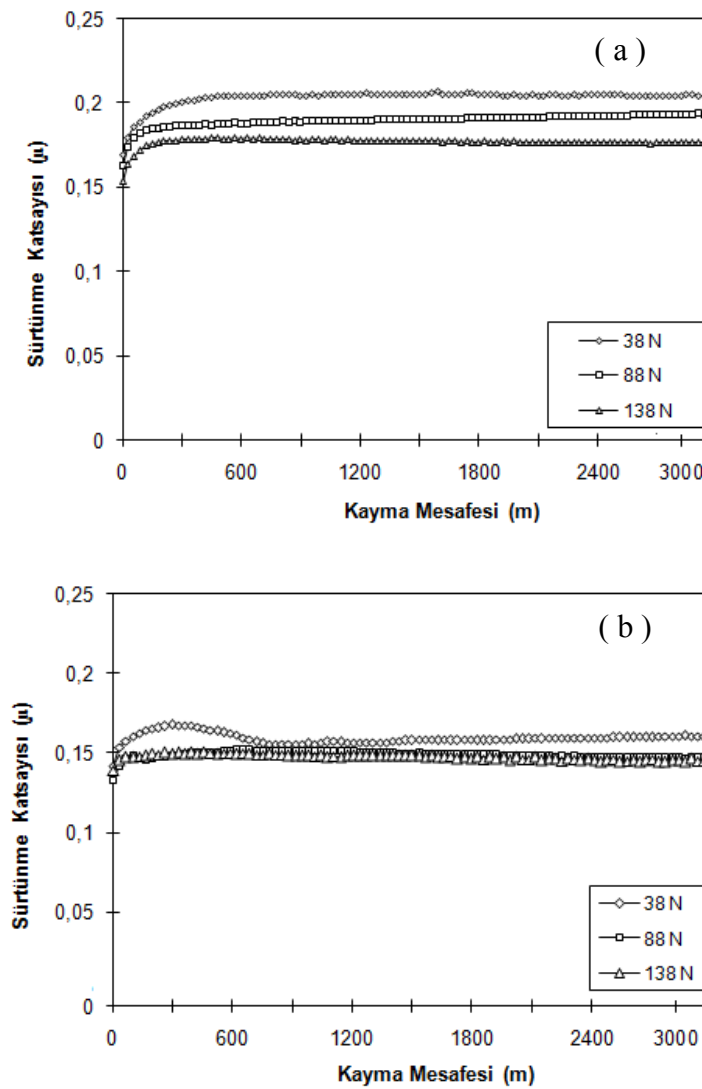
Şekil 7.15. Yağlayıcı ortamların farklı yükler altındaki spesifik aşınma oranı - kayma hızı değişimi
a) 38N, b) 88N, c) 138N



Şekil 7.16. Spesifik aşınma oranının farklı yağlayıcı ortamlarına göre değişimi a)Kayma hızı b)Yük

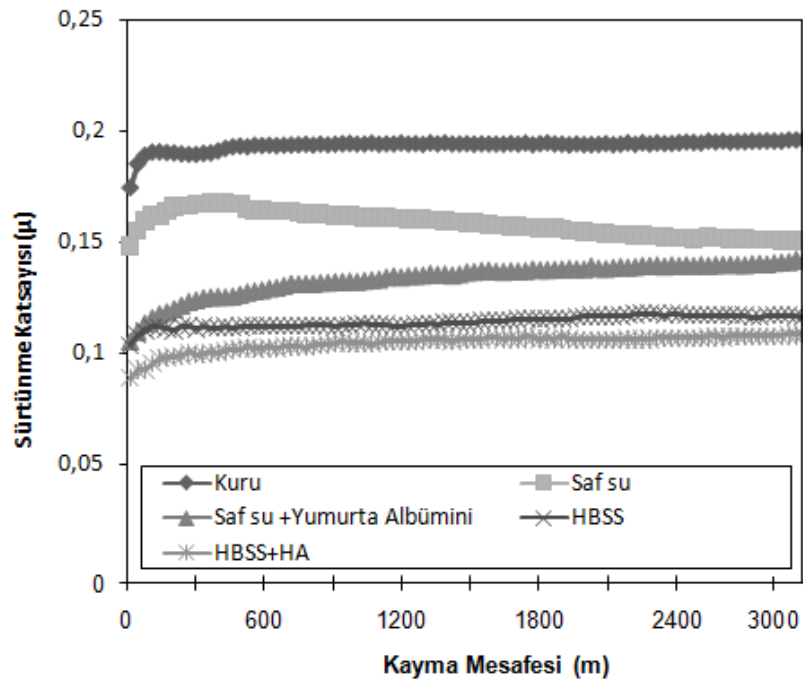
7.1.6. Yağlayıcı ortama göre sürtünme katsayısı ve kayma mesafesi ilişkisi

Şekil 7.17.'de 0.4m/s kayma hızında, a)kuru ve b)saf su ortamlarındaki sürtünme katsayısı-kayma mesafesi grafikleri verilmiştir. Grafiklerden de görüldüğü gibi iki aşamalı sürtünme katsayısı-kayma mesafesi eğrileri elde edilmiştir. İlk aşama olan başlangıç aşaması, yaklaşık 300m'de sona ermiştir. Daha sonraki aşama olan kararlı hal aşamasında ise sürtünme katsayısı stabil hale gelmiştir.



Şekil 7.17. 0.4 m/s kayma hızında a) Kuru ve b) Saf su ortamındaki sürtünme katsayısı-kayma mesafesi ilişkisi

Şekil 7.18.'de 0.8m/s kayma hızında ve 88N yük altında farklı yağlayıcı ortamlara göre sürtünme katsayısı-kayma mesafesi grafikleri verilmiştir. Başlangıç aşaması kuru, saf su ve saf su+yumurta albümini ortamlarında yaklaşık 600m'de sona ererken, HBSS ve HBSS+HA yağlayıcı ortamlarında başlangıç aşaması yaklaşık 300m'de sona ermektedir. Kararlı hal aşamasında ise tüm ortamlarda kayma mesafesi boyunca stabil olarak devam etmektedir. Bu olayla ilgili olarak polimer malzemenin yüzeyinde tepecikler oluşur, fakat kararlı hal aşamasında bu tepecikler kaybolur ve aşınma parçacıkları yüzeyi kaplar.



Şekil 7.18. Yağlayıcı ortamlara göre sürtünme katsayısı-kayma mesafesi ilişkisi (Kayma Hızı=0.8m/s; Yük= 88N)

7.1.7. Aşamalı yükler altında aşınma davranışı

UHMWPE kendinden yağlamalı özelliğine sahip bir polimerdir. Sürtünen malzemeler arasında ısıyla birlikte sıcaklık artışı meydana gelmektedir. Temas eden yüzeylerin sıcaklıkları mikron seviyelerde ölçüldüğünde, sıcaklıkta maksimuma ulaşan ani bir yükselişin hemen ardından ani bir düşmenin meydana gelmesiyle birlikte sıcaklık atlamaları (jump) meydana gelmektedir. Bu sıcaklık atlamaları UHMWPE'nin eriyerek yağlayıcılık özelliği göstermesine neden olmaktadır. Yükün

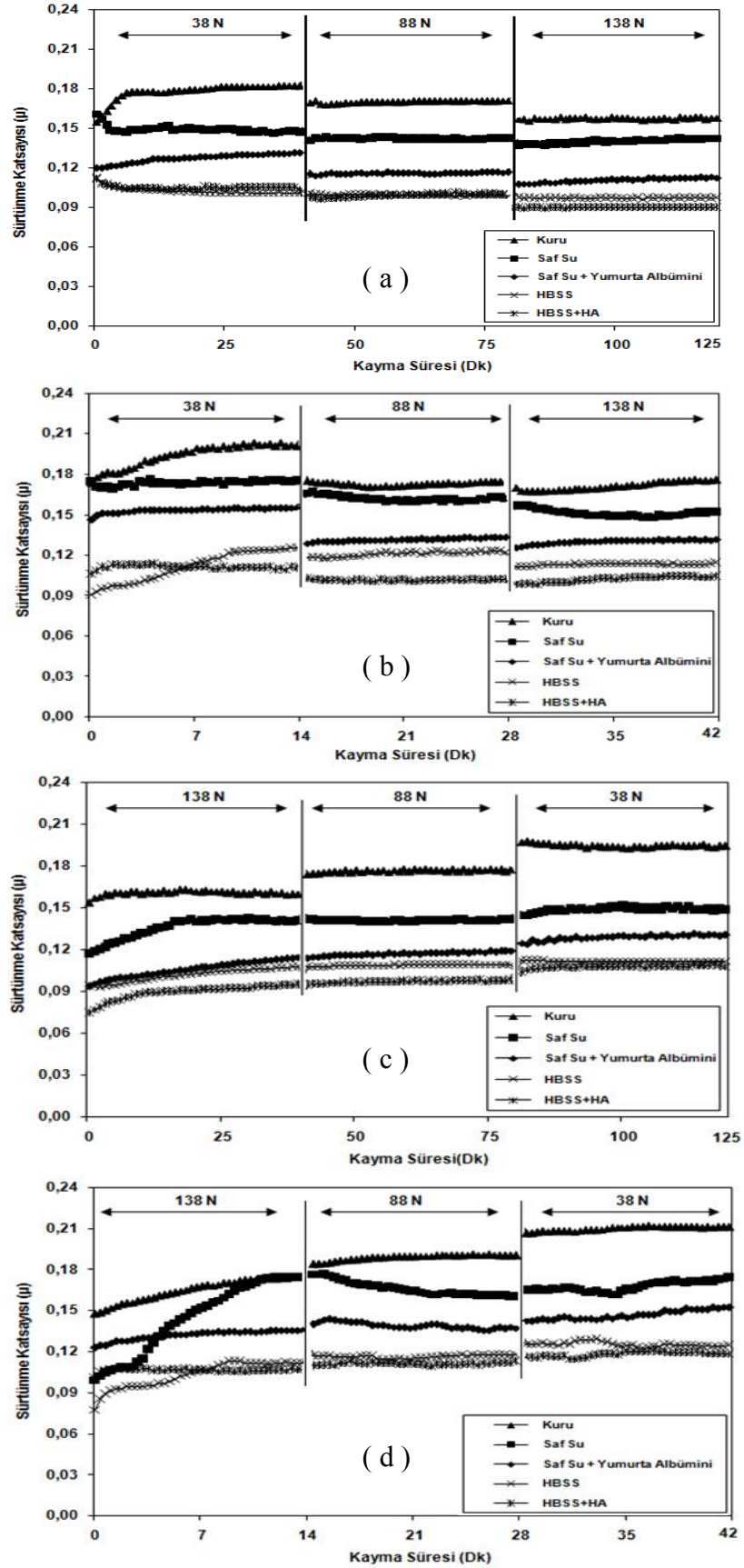
artması jumpın daha yüksek sıcaklıklara ulaşmasını sağlamakta ve böylece sürtünme katsayısını düşürmektedir.

Şekil 7.19.'da UHMWPE'nin farklı yağlayıcı ortamlar altında, a)0.4m/s ile b)1.2m/s kayma hızlarındaki aşamalı arttırılan yüklerde elde edilen sürtünme katsayısı grafikleri verilmiştir. 38N yük ile başlanan deneyler önce 88N yüke daha sonra da 138N yüke aşamalı olarak arttırılmaktadır.

Şekil 7.19. a'da kuru ortamın 0.4m/s kayma hızı ve aşamalı arttırılan 38-, 88- ve 138N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla ortalama 0.182 μ m, 0.170 μ m ve 0.157 μ m olarak elde edilmiştir. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında 0.4m/s kayma hızı ve aşamalı arttırılan 38-, 88- ve 138N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla ortalama 0.110 μ m, 0.100 μ m ve 0.090 μ m olarak elde edilmiştir. Kuru ortamda ve 0.4m/s kayma hızında başlangıç yüküne (38N) göre sürtünme katsayısı yüzde olarak sırasıyla %7 ve %13 azalmıştır. HBSS+HA yağlayıcı ortamında ise sırasıyla %9 ve %18 azalmıştır. En iyi yağlayıcı ortam HBSS+HA'dır.

Şekil 7.19. b'de kuru ortamın 1.2m/s kayma hızı ve aşamalı arttırılan 38-, 88- ve 138N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla ortalama 0.200 μ m, 0.175 μ m ve 0.174 μ m olarak elde edilmiştir. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında 1.2m/s kayma hızı ve aşamalı arttırılan 38-, 88- ve 138N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla ortalama 0.110 μ m, 0.101 μ m ve 0.100 μ m olarak elde edilmiştir. Kuru ortamda ve 1.2m/s kayma hızında başlangıç yüküne (38N) göre sürtünme katsayısı yüzde olarak sırasıyla %12,5 ve %13 azalmıştır. HBSS+HA yağlayıcı ortamında ise sırasıyla %8 ve %9 azalmıştır. En iyi yağlayıcı ortam HBSS+HA'dır.

Şekil 7.19.'da UHMWPE'nin farklı yağlayıcı ortamlar altında, c)0.4m/s ile d)1.2m/s kayma hızlarındaki aşamalı azaltılan yüklerde elde edilen sürtünme katsayısı grafikleri verilmiştir. 138N yük ile başlanan deneyler önce 88N yüke daha sonra da 38N yüke aşamalı olarak azaltılmaktadır.



Şekil 7.19. Farklı yağlayıcı ortamlar içerisinde aşamalı arttırılan [a) 0.4m/s b) 1.2m/s] ve aşamalı azaltılan [c) 0.4m/s d) 1.2m/s] yükler altındaki sürtünme katsayısı ilişkileri

Şekil 7.19. c’de kuru ortamın 0.4m/s kayma hızı ve aşamalı azaltılan 138-, 88- ve 38N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla ortalama 0.159 μ m, 0.176 μ m ve 0.194 μ m olarak elde edilmiştir. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında 0.4m/s kayma hızı ve aşamalı azaltılan 138-, 88- ve 38N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla ortalama 0.094 μ m, 0.098 μ m ve 0.108 μ m olarak elde edilmiştir. Kuru ortamda ve 0.4m/s kayma hızında başlangıç yüküne (138N) göre sürtünme katsayısı yüzde olarak sırasıyla %11 ve %22 artmıştır. HBSS+HA yağlayıcı ortamında ise sırasıyla %5 ve %15 artmıştır. En iyi yağlayıcı ortam HBSS+HA’dır.

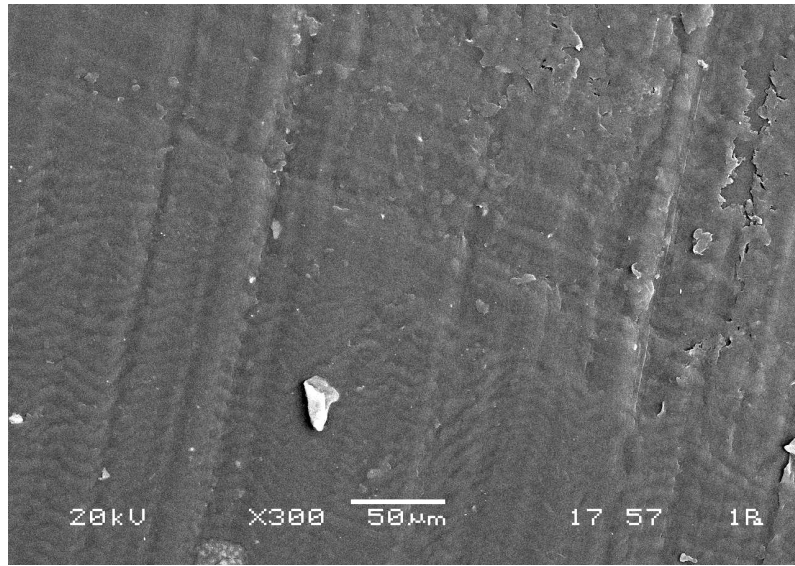
Şekil 7.19. d’de kuru ortamın 1.2m/s kayma hızı ve aşamalı azaltılan 138-, 88- ve 38N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla ortalama 0.173 μ m, 0.190 μ m ve 0.210 μ m olarak elde edilmiştir. Yağlayıcı ortam olarak HBSS+HA kullanıldığında 1.2m/s kayma hızı ve aşamalı azaltılan 138-, 88- ve 38N yükte elde edilen sürtünme katsayıları sırasıyla ortalama 0.107 μ m, 0.111 μ m ve 0.119 μ m olarak elde edilmiştir. Kuru ortamda ve 1.2m/s kayma hızında başlangıç yüküne (138N) göre sürtünme katsayısı yüzde olarak sırasıyla %10 ve %21 artmıştır. HBSS+HA yağlayıcı ortamında ise sırasıyla %4 ve %11 artmıştır.

Aşamalı artan/azalan yüklerde 0.4m/s kayma hızındaki sürtünme katsayıları 1.2m/s kayma hızındaki sürtünme katsayılarına göre daha düşük değerlerde elde edilmiştir. Kayma hızının artması sürtünme katsayısını artırmaktadır. Kayma hızının artması sürtünme katsayısı-kayma mesafesi grafiklerindeki lineer akışı bozmaktadır. En iyi yağlayıcı ortam HBSS+HA’dır. Aynı yağlayıcı ortamda ve aynı kayma hızında olmak şartıyla, 38N yükte oluşacak sıcaklık (jump) atlamasıyla 138N yükte oluşacak sıcaklık atlaması farklılık gösterir ki 138N yükte sıcaklık atlaması daha yüksektir. Sıcaklık atlamasının yükselmesi UHMWPE’nin yağlayıcılık özelliğini arttırmaktadır. Bu nedenle yük aşamalı olarak arttırıldığında sürtünme katsayısı düşmüştür. Yük aşamalı olarak azaltıldığında da sürtünme katsayısı yükselmektedir.

7.2. Aşınma Yüzeylerinin İncelenmesi

Kalça ve diz eklemlerinde çeşitli metalik implantlarla bir arada görev yapan UHMWPE aşınmaya maruz kalmaktadır. Yüzey aşınma mekanizmasının bilinmesi

ve kullanıldığı yerlerdeki sıvılarla etkileşimi sonucu meydana gelecek aşınma mekanizmalarının neler olacağı konusunda bilgi sahibi olmak önemlidir. UHMWPE'nin aşınma yüzeylerinin incelenmesinde optik görüntülerden ve de taramalı elektron mikroskobundan yararlanılmıştır. Şekil 7.20'de kuru ortamda, 0.8m/s kayma hızı ve 138N yüke sahip pimin (a) SEM, (b) optik mikroskopta, aşınmış yüzey görüntüleri görülmektedir. Optik mikroskop görüntüsünde aşınma çizgileri birbirine paralel, geniş ve iz boyunca devam etmektedir. Aşınma izleri derin ve süreklilik arz etmektedir. SEM'de abrasif ve adhesiv aşınmanın varlığı söz konusudur.



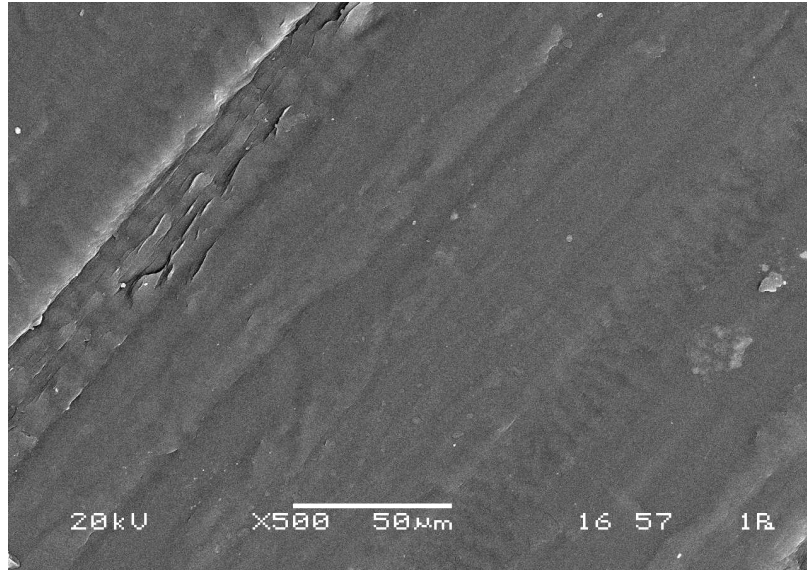
(a)



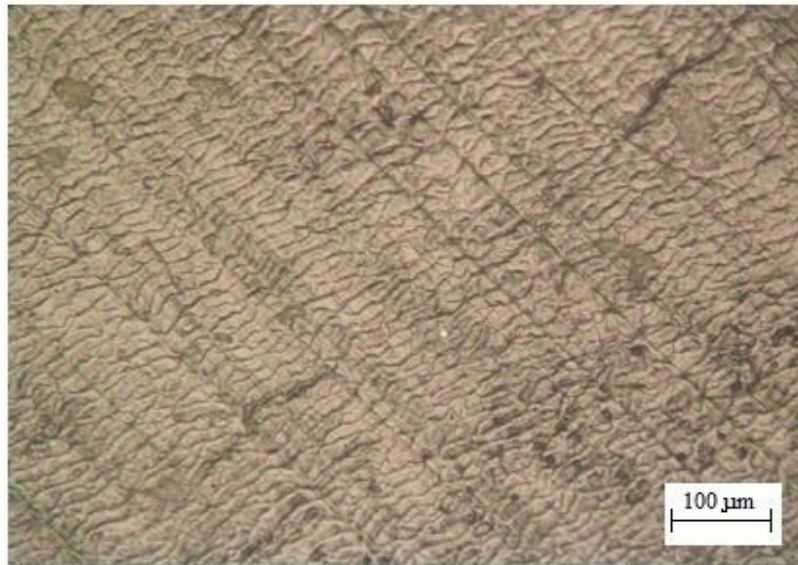
(b)

Şekil 7.20. Kuru ortamda, 0.8 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a) SEM, b) Optik (100X) görüntüsü

Şekil 7.21.'de saf su yağlayıcı ortamda, 0.4m/s kayma hızı ve 138N yüke sahip pimin (a) SEM, (b) optik mikroskopta, aşınmış yüzey görüntüleri görülmektedir. Optik mikroskop görüntüsünde aşınma çizgileri birbirine paralel ve boydan boya devam etmektedir. Aşınma izleri kuru ortama göre daha az ve yüzeyseldir. Kayma yüzeyindeki sürtünmenin etkisi ile ısınma oluşur, test süresince sıcaklık yükselir, polimer yüzeyi yumuşar ve sonuç olarak aşınmanın gereği fazla dalgalı yüzeyler meydana gelebilir.



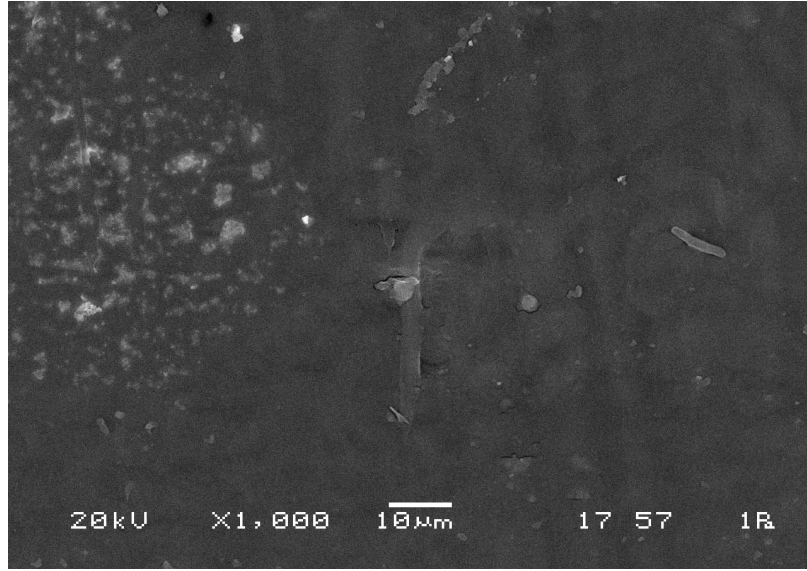
(a)



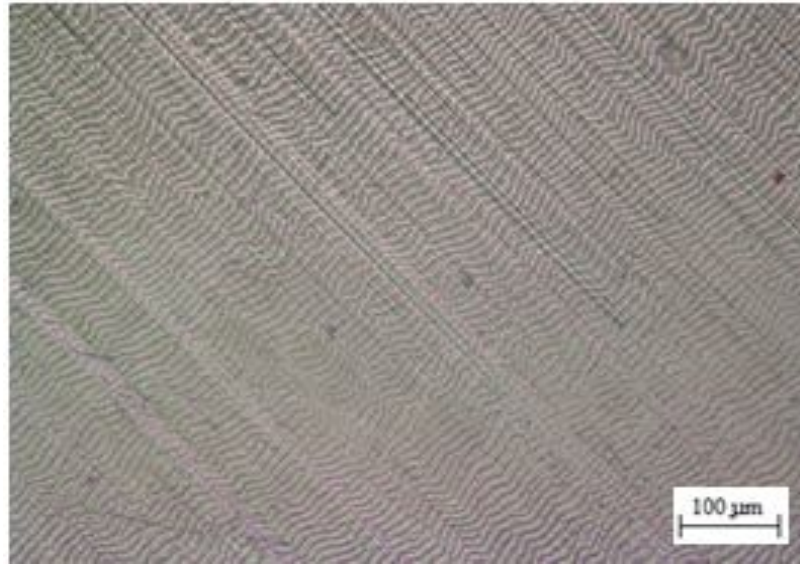
(b)

Şekil 7.21. Saf Su yağlayıcı ortamda,0.4 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü

Şekil 7.22.'de saf su+yumurta albümini yağlayıcı ortamda, 0.4m/s kayma hızı ve 138N yüke sahip pimin (a) SEM, (b) optik mikroskopta, aşınmış yüzey görüntüleri görülmektedir. Optik mikroskop görüntüsünde aşınma çizgileri birbirine paralel izler kuru ortama göre daha az ve yüzeyseldir. Dalgalanmalar aşırı derecede artmıştır. Yumurta albüminden kaynaklanan muhtemel kalıntılar yüzeyde görülmektedir.



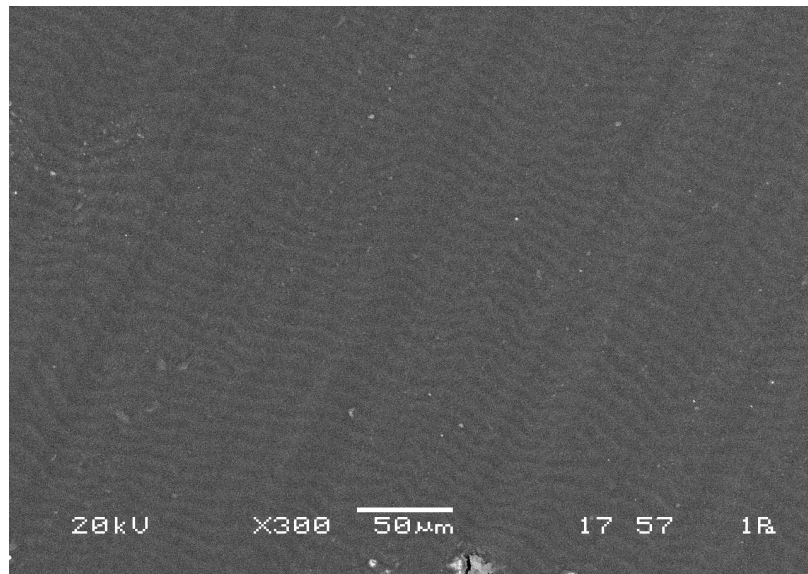
(a)



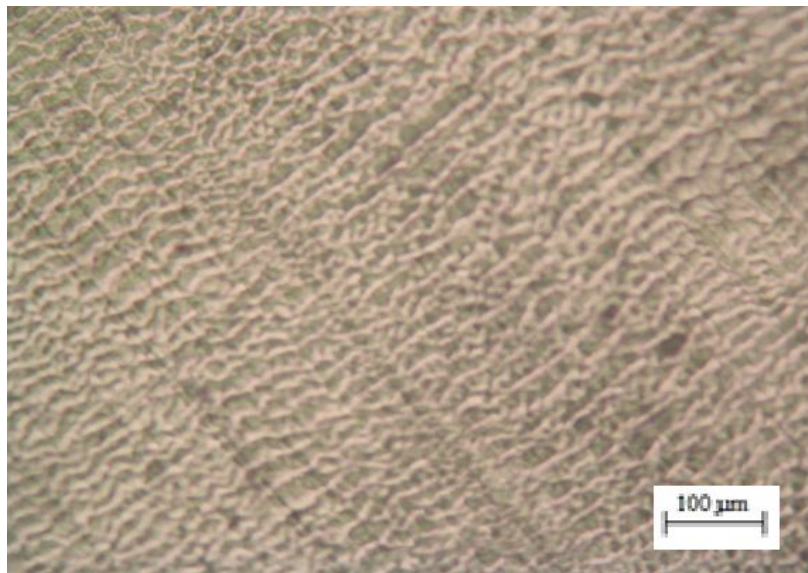
(b)

Şekil 7.22. Saf Su+Yumurta Albümini yağlayıcı ortamda,0.4 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü

Şekil 7.23.'de HBSS yağlayıcı ortamda, 0.8m/s kayma hızı ve 138N yüke sahip pimin (a) SEM, (b) optik mikroskopta, aşınmış yüzey görüntüleri görülmektedir. Optik mikroskop görüntüsünde aşınma çizgileri birbirine paralel ve boydan boya devam etmektedir. Aşınma izleri azalmış ve sıcak atlamalarından kaynaklanan dalgalanmalar aşınma yüzeyine hakim olmuştur. Dalgalar; birbirine tutunmakta aşınma izleri ile kesilmemekte ve ize dik gelecek şekilde dağılım göstermektedir. Bu dağılım sürtünmenin bir bölgede değil tüm yüzeyi kaplayacak şekilde oluştuğunu ifade etmektedir.



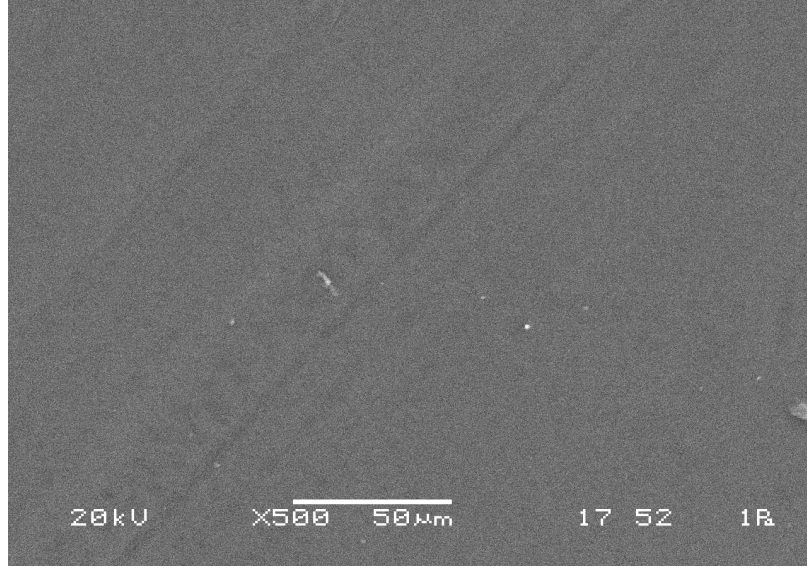
(a)



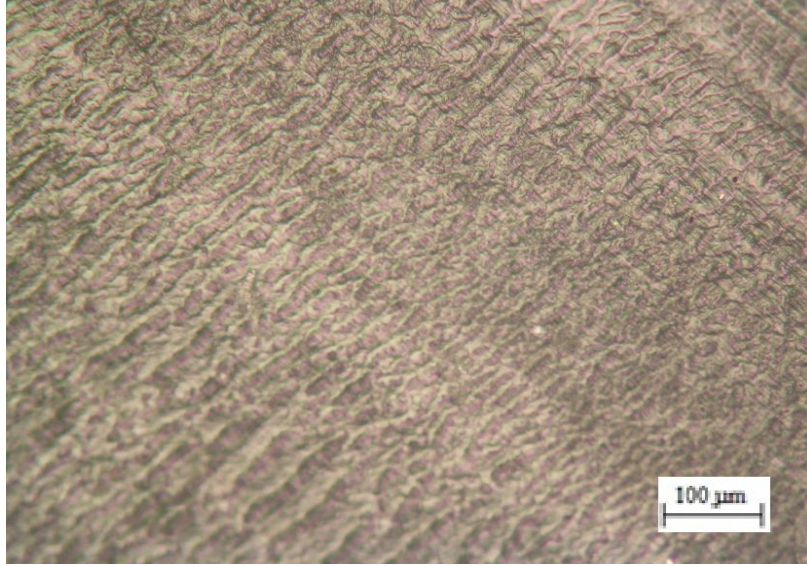
(b)

Şekil 7.23. HBSS yağlayıcı ortamda,0.8 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü

Şekil 7.24.'de HBSS+HA yağlayıcı ortamda, 0.8m/s kayma hızı ve 138N yüke sahip pimin (a) SEM, (b) optik mikroskopta, aşınmış yüzey görüntüleri görülmektedir. Aşınma, yağlayıcının etkisiyle azalmıştır. Dalgalanmalar yüzeyde devam etmektedir.



(a)



(b)

Şekil 7.24. HBSS+HA yağlayıcı ortamda,0.8 m/s kayma hızı ve 138 N yüke sahip pimin a)SEM, b) Optik (100X) görüntüsü

BÖLÜM 8. SONUÇLAR

GUR 1020 pim ile AISI 316L ostenitik paslanmaz çeliğin farklı yağlayıcı ortamlar (Kuru, Saf su, Saf su+yumurta albümini, HBSS ve HBSS+HA), farklı kayma hızı (0.4-, 0.8- ve 1.2m/s) ve farklı yükler (38-, 88- ve 138N) kullanılarak yapılan deneylerde aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

1. Yük artışı sürtünme katsayısını düşürmektedir. En yüksek sürtünme katsayısı değerleri 38N yükte elde edilirken, en düşük sürtünme katsayısı değerleri 138N yükte elde edilmiştir.
2. Kayma hızının artışı, sürtünme katsayısını artırmaktadır. En yüksek sürtünme katsayısı değerleri 1.2m/s kayma hızında görülürken en düşük sürtünme katsayısı değerleri 0.4 m/s kayma hızında görülmüştür.
3. Yükün artışı aşınma oranını düşürmektedir. En yüksek aşınma oranı değerleri 38N yükte elde edilirken en düşük aşınma oranı değerleri 138N yükte elde edilmiştir.
4. Kayma hızının artışı, aşınma oranını artırmaktadır. En yüksek aşınma oranı değerleri 1.2m/s kayma hızında elde edilirken en düşük aşınma oranı 0.4m/s kayma hızında görülmüştür.
5. Aşınan yüzeylerde yağlayıcı kullanılması sürtünme katsayısını, aşınma kaybını ve aşınma oranını düşürmektedir.
6. Aşınma kaybı, hem yük ile hem de kayma hızıyla artmaktadır.
7. Kuru ve sulu yağlayıcı ortamlar içinde yapılan deneylerin sürtünme katsayıları karşılaştırıldığında HBSS+HA yağlayıcısı ortamında en düşük sürtünme katsayısı elde edilmiştir. En iyi yağlayıcı ortam HBSS+HA'dır.
8. HBSS yağlayıcısı ile HBSS+HA yağlayıcısı birbirine benzer aşınma ve sürtünme katsayısı sonuçları göstermektedir.
9. Hiyalüronik asit (HA) viskoziteyi arttırıcı etki yapmaktadır.

10. GUR 1020 pimin yüzey aşınma mekanizması incelendiğinde sıcak atlamalarından kaynaklanan dalgalanmalar hakim olmakta genelde abrasiv, adhesif aşınmaya maruz kalmakta ve yüzey çatlakların varlığı görülmektedir.
11. Sulu ortamların yağlayıcılık özellikleri büyükten küçüğe sırasıyla; HBSS+HA > HBSS > Saf su+yumurta albümini > Saf Su olduğu görülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] LI, S., Burstein A.H., Current Concepts Review. Ultra-High Molecular Weight Polyethylene. The Material and Its Use in total Joint Implants. Journal of Bone & Joint Surgery, 1994.
- [2] WROBLEWSKI BM., Siney PD. Charnley low-friction arthroplasty of the hip, Longterm results. Clinical Orthopaedics & Related Research, 1993.
- [3] SEOK-JO Y., Development Of Wear-Enhanced All Polyethylene Acetabular Component In Total Hip Arthroplasty, 2003.
- [4] ÖZDEMİR Ö., Sakarya Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi. Biyomalzemeler Ders Kitabı, 2007.
- [5] MIT OCW. 3.051J/20.340J Lecture 1: Intro. to Biomaterials: Structural Hierarchy in Materials & Biology, 2008.
- [6] GÜMÜŞDERELİOĞLU, M., "Biyomalzemeler", Bilim ve Teknik Dergisi, Temmuz Sayısı, TÜBİTAK, 2002.
- [7] www.uhmwpe.org, 2008.
- [8] PARK JB., Lakes RS. Biomaterials: An Introduction. New York: Plenum Press, 1992.
- [9] Park JB. Biomaterials Science and Engineering. NY: Plenum Press, 1984.
- [10] FOLIE B., Radosz M. Phase-Equilibria in High-Pressure Polyethylene Technology. Industrial & Engineering Chemistry Research, 1995.
- [11] DOAK KW., Schrage A. Polymerization and copolymerization processes. In: Raff RAV, Doak KW, editors. Crystalline Low Molecular Weight Polymers, I. vol. XX. New York: Interscience Publishers p:301-396, 1965.
- [12] WHITELEY K., Polyolefins. Ullmann's encyclopedia of industrial chemistry (A21). vol. 21. Deerfield Beach, FL: VCH Publishers, 1992.
- [13] BIRNKRAUT HW., Synthesis of UHMW-PE. In: Willert H, G.H. B, P. E, editors. Ultra-High Molecular Weight Polyethylene as Biomaterial in Orthopedic Surgery. vol. Lewiston, NY: Hogrefe & Huber Publishers p:3-5. 1990.

- [14] AL-SAMMERRAI D., N.K. A-N. Polyethylene: Synthesis, Properties, and Uses. In: Cheremisinoff NP, editor. Handbook of Polymer Science and Technology, vol. Volume 2. New York, 1989.
- [15] Harvey L. Stein, P.E. "Ultrahigh Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE)" Ticona LLC, 1999.
- [16] EDİDİN AA., Kurtz SM. The influence of mechanical behavior on the wear of four clinically relevant polymeric biomaterials in a hip simulator. *J. Arthroplasty*;15:321-331. 2000.
- [17] KURTZ SM., Muratoglu OK, Evans M, Edidin AA. Advances in the processing, sterilization, and crosslinking of ultra-high molecular weight polyethylene for total joint arthroplasty. *Biomaterials*, 1999.
- [18] ÜNAL H., 2004. "Abrasive wear behaviour of polymeric materials" Elsevier. *Materials and Design* 26 (2005) 705–710
- [19] STEIN H.L.; Ultra high molecular weight polyethylene, Materials Park, OH, ASM International, 1999.
- [20] KELLERSON DIR. Processing of UHMW-PE (Hostalen GUR). In: Willert H, G.H.B, P. E, editors. *Ultra-High Molecular Weight Polyethylene as Biomaterial in Orthopedic Surgery*, vol. Lewiston, NY: Hogrefe & Huber Publishers;. p 6-10. 1990.
- [21] LI S, Burstein AH. Ultra-High-Molecular-Weight Polyethylene - the Material and Its Use in Total Joint Implants. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*;76A(7): 1080-1090. 1994.
- [22] <http://www.quadrantplastics.com>, 2008
- [23] ArCom Processed Polyethylene. Report No. Y-BMT-503. Warsaw: Biomet, Inc., 1997.
- [24] HAN KS., Wallace JF, Truss RW, Geil PH. Powder compaction, sintering, and rolling of ultra-high molecular weight polyethylene and its composites. *J. Macromol. Sci.-Phys.* B19: 313-349. 1981
- [25] TRUSS RW., Han KS, Wallace JF, Geil PH. Cold compaction molding and sintering of ultra-high molecular weight polyethylene. *Poly. Engr. Sci.*;20: 747-755. 1980
- [26] CHEN K-C, Ellis EJ, Crugnola A. Effects of molding cycle on the molecular structure and abrasion resistance of ultra-high molecular weight polyethylene. *ANTEC '81*; 39: 270-272. 1981

- [27] LEWIS G. Properties of crosslinked ultra-high-molecular-weight polyethylene. *Biomaterials* 22(4):371-401. 2001
- [28] WANG A., Sun DC, Stark C, Dumbleton JH. Wear Mechanisms of Uhmwpe in Total Joint Replacements. *Wear* 181:241-249. 1995.
- [29] PATEL J., Scott JE, Radford WJ. Severe polyethylene wear in uncemented acetabular cup system components: a report of 5 cases. *Journal of Arthroplasty* 14(5):635-6. 1999.
- [30] EDIDIN AA., Herr MP, Villarraga ML, Muth J, Yau SS, Kurtz SM. Accelerated aging studies of UHMWPE. I. Effect of resin, processing, and radiation environment on resistance to mechanical degradation. *Journal of Biomedical Materials Research* 61(2):312-322. 2002.
- [31] EDIDIN AA., et.al., Accelerated aging studies of UHMWPE. II. Virgin UHMWPE is not immune to oxidative degradation. *Journal of Biomedical Materials Research* 61(2):323-329. 2002.
- [32] DALY BM., Yin J. Subsurface oxidation of polyethylene. *Journal of Biomedical Materials Research*. 42(4):523-9. 1998.
- [33] YU YJ., Shen FW, McKellop HA, Salovey R. Hydroperoxide formation in irradiated polyethylene. *Journal of Polymer Science Part a-Polymer Chemistry* 37(16):3309-3316. 1999.
- [34] O'NEILL P., Birkinshaw C, Leahy JJ, Barklie R. The role of long lived free radicals in the ageing of irradiated ultra high molecular weight polyethylene. *Polymer Degradation and Stability* 63:31-39. 1999.
- [35] STREICHER R. M., Sterilization and long-term aging of medical-grade UHMWPE. *Radial Phys. Chem.*, 46(4-6): 893-896. 1995.
- [36] RIMNAC C. M., et. al., Post-irradiation aging of ultra-high molecular weight polyethylene. *J. Bone Joint Surg. Am.*,76(7):1052-6. 1994.
- [37] COOTE C. F., Hamilton, J. V., McGimpsey, W. G., Thompson, R. W., , Oxidation of gamma-irradiated ultrahigh molecular weight polyethylene. *J. Appl. Polym. Sci.*, 77(11):2525-2542. 2000.
- [38] GOLDMAN M., et. al., The effects of gamma radiation sterilization and aging on the structure and morphology of medical grade ultra-high-molecular weight polyethylene. *Polymer*, 37(14):2909-2913 1996
- [39] BHATEJA S. K., et. al., Radiation-induced crystallinity changes in linear polyethylene. *J. Polym. Sci, Polym. Phys. Ed.*, 21(4):523-36. 1983.
- [40] JIN CHEOL C., Development Of Uhmwpe Acetabular Cup For Improved Fixation And Wear In Total Hip Replacement, 2005.

- [41] ZHAO Y., Luo, Y., Jiang, B., Effect of irradiation on crystallinity and mechanical properties of ultrahigh-molecular-weight polyethylene. *J. Appl. Polym. Sci.*, 50(10):1797-801, 1993.
- [42] ANDJELIC S., Richard, R. E., Crystallization behavior of ultrahigh molecular weight polyethylene as a function of in-vacuo g-irradiation. *Macromolecules*, 34(4):896-906. 2001.
- [43] KAMEL I., Finegold, L., A model for radiation-induced changes in ultrahigh-molecular-weight polyethylene. *J. Polym. Sci, Polym. Phys. Ed.*, 23(11):2407-9, 1985.
- [44] SHINDE A., Salovey, R., Irradiation of ultrahigh-molecular-weight polyethylene. *J Polym. Sci., Polym. Phys. Ed*, 23(8):1681-9, 1985.
- [45] DENG M., Shalaby, S. W., Effects of gamma irradiation, gas environments, and post-irradiation aging on ultrahigh molecular weight polyethylene. *J. Appl. Polym. Sci*, 58(11):2111-19, 1995.
- [46] GOLDMAN M., vd., The influence of sterilization technique and ageing on the structure and morphology of medical-grade ultrahigh molecular weight polyethylene. *Mater. Sci.: Mater. Med.*, 9(4):207-212, 1998.
- [47] CHOUDHURY M., Hutchings, I. M., The effects of irradiation and ageing on the abrasive wear resistance of ultra high molecular weight polyethylene. *Wear*, 203-204:335-340, 1997.
- [48] HALPON D.B.; Tong, T.C.; *Encyclopedia of Polymer Science and Engineering*; John Wiley and Sons; 2nd Edition; Vol. 9; pp. 486-508; 1986.
- [49] WILLERT H. et.al. *Ultra-High Molecular Weight Polyethylene as Biomaterial in Orthopedic Surgery*; Hogrefe and Huber Publishers; pp. 1-88; 1991.
- [50] KOÇ Recep; Sakarya Üniversitesi F.B.E. Doktora Tezi. Vagon Boji Bagalarına Alternatif İncelenmesi Polimer Malzemelerin Deneysel İncelenmesi, 2004.
- [51] ROBERTS, S., "Wear", *Surface Engineering, Course Handbook*, Department of Materials, Oxford University, United Kingdom, 2000-2001
- [52] AKKURT, S., "Plastik Malzeme Bilgisi", s. 96-118,193-196, İstanbul, 1991.
- [53] UZUNER, H., "Polimerlerin Sürtünme ve Aşınma Davranışları", Y. L. Tezi, S.A.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, Mayıs, 2001.

- [54] BRISCOE, B. J., TWEETPALE, P. J., "A Critical Review of The Tribology of Polymers Composites", In; Matthews F.L., et al., editors, Proc. 6th In. Conf. Composite Materials. London: Elsevier Applied Science, 1987.
- [55] ŞAHİN, Y., "Kompozit Malzemelere Giriş", Gazi Kitabevi, s.79-86, Ankara, Ekim, 2000.
- [56] ŞAFFAK, Zehra, Çeşitli Plastik Kaymalı Yatak Malzemelerinin Kuru Sürtünme Şartlarındaki Sürtünme Ve Aşınma Davranışlarının İncelenmesi, 2003.
- [57] UZUNER, Ferda, ve GEDİKTAŞ, Mustafa. "Salınım Hareketi Yapan Radyal Kaymalı Plastik Yataklarda Sürtünme" İtü Dergisi/d. Cilt:3, Sayı:6, 91-98 Aralık, 2004.
- [58] PETTY, W., Total Joint Replacement. Philadelphia, Harcourt Brace Jovanovich, 1991.
- [59] WILLIAMS, D. F., Systemic aspects of biocompatibility. Boca Raton, Fla., CRC Press, 1981.
- [60] SILVER, F. H., and Doillon, C., Biocompatibility: interactions of biological and implantable materials. New York, N.Y., 1989.
- [61] BLACK, J., Biological performance of materials: fundamentals of biocompatibility. New York, Dekker, 1992.
- [62] BRAYBROOK, J. H., Biocompatibility: assessment of medical devices and materials. Chichester; New York, Wiley, 1997.
- [63] RUOSLAHTI, E. "Stretching is good for a cell," Science Vol. 276(5317): pp. 1345, 1997.
- [64] CHAMBERLAIN, L. et.al. "Early peripheral nerve healing in collagen and silicone tube implants: myofibroblasts and the cellular response," Biomaterials Vol. 19(15): pp. 1393-403. 1998.
- [65] MOW, V. C., and Hayes, W. C., Basic orthopaedic biomechanics. Philadelphia, Lippincott-Raven. 1997.
- [66] SILVER, F. H., Bilopical Materials: Structure. Mechanical Properties and Modeling of Soft Tissues. New York, New York University. 1987.
- [67] WRIGHT, V. and Dowson, D., An Introduction to the bio-mechanics of joints and joint replacement. London, Mechanical Engineering Publications. 1981.
- [68] SIMS, K., The development of hip osteoarthritis: implications for conservative management. Man Ther Vol. 4(3): pp. 127-35. 1999.

- [69] VON EISENHART-Rothe v.d., Direct comparison of contact areas, contact stress and subchondral mineralization in human hip joint specimens.. *Anatomy and Embryology* Vol. 195(3): pp. 279-88. 1997.
- [70] ISHIKAWA et. al., "Contact analysis of ultrahigh molecular weight polyethylene articular plate in artificial knee joint during gait movement," *Journal of Biomechanical Engineering* Vol. 118(3): pp. 377-86, 1996.
- [71] KLAPPERICH, C.M. et. al., *Mechanical, Chemical and Biological Evaluation of Energetically Treated Polymer Surfaces for Biomedical Applications*. 2000.
- [72] SOREN, A., *Arthritis and related affections: clinic, pathology, and treatment*. Berlin; New York, Spring-Verlag. 1993.
- [73] CLEMENT B., Sledge, E. D. H., Shaun Ruddy and William N. Kelly, *Arthritis Surgery*. Philadelphia, W.B. Saunders Company. 1994.
- [74] SLAVKIN, H. et.al., "Future opportunities for bioengineering research at the National Institutes of Health," *Clinical Orthopaedics and Related Research* Vol. 27(367 Suppl): pp. SI7-30. 1999.
- [75] PARK, J. B., *The biomedical engineering handbook*, 2nd ed., Florida, CRC Press. 2000.
- [76] GİSPERT, M.P. ve arkadaşları. "Friction and wear mechanisms in hip prosthesis: Comparison of joint materials behaviour in several lubricants" Elsevier. *Wear* 260 (2006) 149-158, 2006.
- [77] SAMYN, P., and et.al. "Large-scale friction and wear tests on a hybrid UHMWPE-pad/primer coating combination used as bearing element in an extremely high-loaded ball-joint". Elsevier. *Tribology International* 39 (2006) 796–811, 2006.
- [78] CHANDRASEKARAN M., ve arkadaşları. "Effect of counterface on the tribology of uhmwpe in the presence of proteins" Elsevier. *Wear* 250 (2001) 237-241, 2001.
- [79] ÜNAL H., ve arkadaşları. "Dry sliding wear characteristics of some industrial polymers against steel counterface" Elsevier. *Tribology International* 37 (2004) 727–732, 2004.
- [80] ÜNAL H., ve arkadaşları. "Friction and wear behaviour of unfilled engineering thermoplastics" Elsevier. *Materials and Design* 24 (2003) 183–187, 2003.

- [81] Samyn P., and et.al. "Large-scale friction and wear tests on a hybrid UHMWPE-pad/primer coating combination used as bearing element in an extremely high-loaded ball-joint" Elsevier. *Tribology International* 39 (2006) 796–811, 2006.
- [82] XIONG D., and Shirong Ge "Friction and wear properties of UHMWPE/Al₂O₃ ceramic under different lubricating conditions" Elsevier. *Wear* 250 (2001) 242–245, 2001.
- [83] LIU C.Z., and et. al. "Tribological behaviours of PA/UHMWPE blend under dry and lubricating condition" Elsevier. *Wear* 260 (2006) 109–115, 2006.
- [84] WANG Y.Q., and J. Li. "Sliding wear behavior and mechanism of ultra-high molecular weight polyethylene" Elsevier. *Materials Science and Engineering A266* (1999) 155–160, 1999

ÖZGEÇMİŞ

Recep KURTERİ, Kütahya ilinin Tavşanlı ilçesinde 1983 tarihinde doğdu. İlköğrenimini Gevrekler Köyü İlkokulunda başlayıp Balıköy İlköğretim Okulunda tamamladı. Ortaöğrenimini Tavşanlı Sağlık Meslek Lisesi Acil Tıp Teknisyenliği Bölümünden mezun olarak tamamladı. Lisans Eğitimini 2001 senesinde kazandığı Sakarya Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Metal Öğretmenliği Bölümünden 2005 yılında Metal Öğretmeni ünvanını alarak mezun oldu. 2004 senesinde Kocaeli ili 112 Acil Sağlık Hizmetlerinde memuriyete başladı ve hala devam etmektedir. Metal Eğitimi Ana Bilim Dalında Lisans Üstü eğitimine 2005 senesinde başladı ve hala devam etmektedir.