

Diz Eklem Protezlerinde Kullanılan UHMWPE Inset Bileşeni için Aşınma Durumunun Diz Eklem Protezi Aşınma Test Simülatörü İle İncelenmesi

Investigation of the Wear Condition for the UHMWPE Inset Component Used in Knee Joint Prosthesis with Knee Joint Prosthesis Wear Test Simulator

Ender EMİR^{*1,a}, Erkan BAHÇE^{2,b}, Mehmet Sami GÜLER^{3,c}

¹Kahramanmaraş İstiklal Üniversitesi, Elbistan MYO, Otomotiv Teknolojileri Programı, Kahramanmaraş

²İnönü Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Malatya

³Ordu Üniversitesi, TBMYO, Makine ve Metal Teknolojileri Bölümü, Ordu

• Geliş tarihi / Received: 29.03.2019 • Düzeltilek geliş tarihi / Received in revised form: 19.09.2019 • Kabul tarihi / Accepted: 27.09.2019

Öz

Günümüzde bireylerin diz eklemine trafik kazaları, spor yaralanmaları ve kırık yapılarında meydana gelen deformasyon sonucunda cerrahi operasyonlarda diz eklem protezleri yoğun olarak kullanılmaktadır. Ancak kullanım şartlarına bağlı olarak protez bileşenlerinde oluşabilecek hataların belirlenebilmesi gerekmektedir. Bu çalışmada kullanım esnasında diz eklem protez bileşenlerinden biri olan yüksek moleküler yoğunluklu ultra hafif polietilen (UHMWPE) inset bileşeninde meydana gelen hata durumlarının gözlemlenebilmesi amaçlandı. Bu nedenle diz simülatörü ile aşınma testi 1×10^6 , 2×10^6 ve 3×10^6 olmak üzere üç farklı çevrim sayısında gerçekleştirildi. Testlerin sonunda UHMWPE inset medial ve lateral kondillerden mikroskop görüntüleri ve kütle kaybı ölçümleri alındı. Elde edilen bulgularda çevrim sayısının artışına bağlı olarak UHMWPE inset bileşeni üzerinde farklı eksenlerdeki tekrarlı kuvvetler sonucunda çukurcuk aşınmalarının, kılcal çatlakların, çiziklerin, yığılmış partiküllerin ve kütle kayıplarının belirgin bir şekilde oluştuğu görüldü.

Anahtar kelimeler: Diz Eklem Protezi, Kütle Kaybı, UHMWPE Inset, Yüzey Kalitesi

Abstract

Today, knee joint prosthesis is used extensively in surgical operations as a result of traffic accidents, sports injuries and in the deformation of the cartilage structure in the knee joint of individuals. However, depending on the conditions of use, it is necessary to determine the defects that may occur in the prosthetic components. In this study, it is aimed to observe the error mechanisms of ultra high molecular weight polyethylene (UHMWPE) inset component which is one of the knee joint prosthesis components during use. Therefore, the wear test with knee simulator was carried out in three different cycles; 1×10^6 , 2×10^6 and 3×10^6 . At the end of the tests, microscop images and mass loss measurements were taken from the medial and lateral condyles of the UHMWPE inset. According to the results, it is seen that due to the increase in the number of cycles, it is seen that pitting wear, capillary cracks, scratches, agglomerated particles and mass losses occur as a result of repetitive forces on different axes on UHMWPE inset component.

Keywords: Knee Joint Prosthesis, Mass Loss, UHMWPE Inset, Surface Quality

*^a Ender EMİR; enderemir.inonu@gmail.com, orcid.org/0000-0003-4972-5064

^b orcid.org/0000-0001-5389-5571

^c orcid.org/0000-0003-0414-7707

1. Giriş

Vücudun en büyük eklemi olma özelliğini taşıyan diz eklemi vücut ağırlığı başta olmak üzere, günlük aktivitelere bağlı olarak dinamik kuvvetlere maruz kalmaktadır. Etkisi altında kaldığı kuvvetler sonucunda belli bir süre sonra diz eklemde problemler meydana gelmektedir. Bu problemlerin en başında diz eklemine birbiri ile uyumlu bir şekilde hareket etmesine yardımcı olan eklem kıkırdağının yapısının bozulmasıdır. Eklem kıkırdağındaki bu bozulma sonucunda kemik yüzeyleri birbirini aşındırmaya başlamaktadır. Kemik yüzeylerindeki aşınma ile birlikte diz eklemi eski işlevini yitirir ve bireylerde yürüme kaybına kadar giden problemler ortaya çıkmaktadır. Bu problemlerin giderilebilmesi için hasar görmüş eklem yerine; eklem geometrik yapısını taklit edecek şekilde tasarlanmış, biyouyumluluğu yüksek, metal ve polietilen malzemelerden imal edilmiş diz eklem protezleri kullanılmaktadır.

Günümüzde protez kullanım ömürlerinin yaklaşık olarak 20-25 yıl arasında olması beklenmektedir. Ancak kullanım şartları ve cerrahi operasyonun başarı oranına göre bu süre 10-12 yıla kadar düşmektedir. Bu nedenle diz eklem protez bileşenlerinde meydana gelen aşınmaların boyutlarının kullanım şartlarına göre belirlenebilmesi protez ömürlerinin tahmini açısından önemlidir. Literatürde diz eklem protezlerinin ömürlerinin belirlenmesinde üç farklı yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar in-vivo testler, in-vitro testler ve sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirilen testlerdir. In-vivo testler vücut ortamında gerçekleştirildiğinden dolayı hem

maliyetli hem de hazırlanması zor bir test yöntemidir. Sonlu elemanlar analizi ile gerçekleştirilen testlerde ise protezlerde meydana gelebilecek beklenmedik hataların gözlemlenmesi mümkün olmamaktadır. In-vitro testleri ise vücut ortamını taklit eden ortamlarda gerçekleştirilen testlerdir. Literatürde de yaygın olarak in-vitro ortamında gerçekleştirilen aşınma testlerinin yapıldığı görülmektedir (Tablo 1).

Literatürde UHMWPE insert bileşeninde meydana gelen yüzey kusurlarının araştırılması üzerine yapılan çalışmalar incelendiğinde genel olarak partikül yığılmaları, çizikler, çukurcuk aşınmaları, delaminasyon ile karşılaşıldığı görülmüştür (Lancin vd., 2007; Flannery vd., 2008; Schwenke vd., 2009; Willing ve Kim, 2009; Affatato vd., 2011; Abdel-Jaber vd., 2015). Gerçekleştirilen testlerin bir kısmı ISO 14243 aşınma test standardına uygun olarak gerçekleştirildiği görülmektedir (Lancin vd., 2007; Affatato vd., 2011; Abdel-Jaber vd., 2015). Diğer çalışmalarda ise standart hareketlerinin dışına çıkılarak testler gerçekleştirilmiştir (Flannery vd., 2008; Willing ve Kim, 2009). Ancak aşınma testleri için kullanılan diz simülatörlerinde çoğunlukla eklem hareketine yardımcı kas, tendon ve bağların etkisi göz ardı edilerek çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Yumuşak doku davranışı sergileyen simülatör çalışmalarında ise diz eklemine sadece tek bir hareket çiftine uygulandığı görülmektedir (Lancin vd., 2007; Schwenke vd., 2009). Bu durum sonucunda da elde edilecek aşınma verileri tam olarak esas diz eklem hareketine uygun olmayan testler sonuçları elde edilmekte ve protez ömürlerinin tespitinde hatalar meydana gelmektedir.

Tablo. 1 Literatür çalışmaları

Yazar	Simülatör hareketleri*	Çevrim (milyon)	Yumuşak doku davranışı	Aşınma tipi	Kütle kaybı (mg)
Lancin vd. (2007)	İ/D, Ö/A, T.D., E.K.	2.5	Ö/A	Çukurcuk	32
Flannery vd. (2008)	Ö/A, İ/D, E.K.	2	-	Çizik Delaminasyon	5.4
Schwenke vd. (2009)	İ/D, T.D., Ö/A, S/S, V/V	5	T.D.	Çukurcuk Delaminasyon Çizik	70
Willing ve Kim (2009)	Ö/A, İ/D, S/S, T.D., A/A	3.5	-	Çukurcuk Çizik	50
Affatato vd. (2011)	İ/D, Ö/A, T.D., E.K.	3	-	Çukurcuk	4.5
Abdel-Jaber vd. (2015)	Ö/A, İ/D, T.D., E.K.	5	-	Çizik	20.2

*İ/D: İçe/Dışa, Ö/A: Öne/Arkaya, T.D.: Tibial Dönme, S/S: Sağa/Sola, E.K.: Eksenel Kuvvet

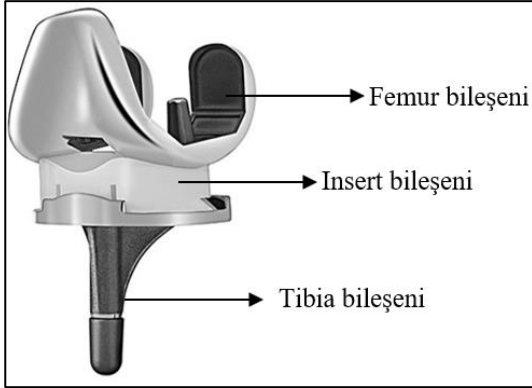
Bu çalışmada da ISO 14243 test standardına uygun olarak üretilen tek istasyonlu diz eklem aşınma test simülatörü ile UHMWPE materyalinde tekrarlı yükler altında meydana gelen aşınma durumları incelendi. Testler

gerçekleştirilirken literatürden farklı olarak eksenel kuvvet ve öne-arkaya hareketinde kas, tendon ve yumuşak doku davranışı sergileyebilmesi için yay kullanıldı.

2. Materyal ve Metot

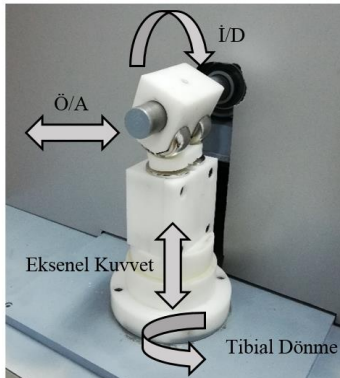
2.1. Materyal

Diz eklem protezi kendi içerisinde üç ana bileşenden oluşmaktadır. Bunlar CoCrMo alaşımından döküm yoluyla üretilen femur ve tibia bileşenleri ve UHMWPE polimer malzemesinden üretilen insert bileşenidir (Şekil 1). Bu çalışmada da yaygın olarak tercih edilen size beş bağ koruyan diz eklem protez bileşenleri kullanıldı.



Şekil. 1 Diz eklem protezi

Aşınma testlerinin gerçekleştirilmesi için ISO 14243 aşınma test standardında yer alan içe-dışa (İ/D) bükülme, öne-arkaya (Ö/A) hareket, aksel kuvvet ve tibial dönme olarak adlandırılan dört farklı zıt hareket çiftini uygulayabilen tek istasyonlu diz eklem protezi aşınma test simülatörü kullanıldı (Şekil 2). Simülatörde Ö/A ve aksel kuvvet hareketlerinin uygulanabilmesi için dairesel hareketi doğrusal harekete çeviren lineer aktüatörler kullanıldı. Ö/A hareketinde maksimum 5.7mm'lik yer değiştirme, aksel kuvvette ise maksimum 2600N kuvvet değeri elde edilecek şekilde sınırlandırıldı. İ/D bükülme ve tibial dönme hareket çiftlerinde ise servo motor kullanılarak İ/D hareketinin açısal yer değiştirme değeri maksimum 58°, tibial dönme hareketinin ise 5.2° olarak sınırlandırıldı.



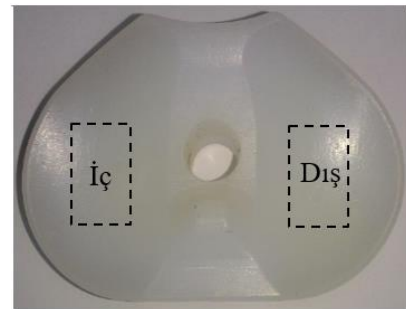
Şekil. 2 Tek istasyonlu diz eklem protezi aşınma simülatörü

2.2. Metot

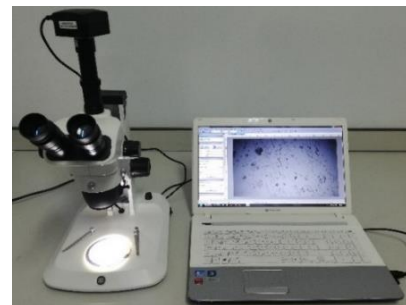
Aşınma testleri literatürde gerçekleştirilen çalışmalar dikkate alınarak üç milyon çevrim için gerçekleştirildi. Test için uygulanan dört farklı zıt hareket çifti için kuvvet ve yer değiştirme değerleri Tablo.2'de verildiği gibidir. Testler gerçekleştirilirken her bir milyon çevrim sonucunda literatürde yapılan çalışmalara uygun olarak UHMWPE insert bileşenin iç (medial) ve dış (lateral) kondillerinden taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile 500x-1000x-2500x-5000x büyütmede Şekil 3'de gösterilen bölgelerden görüntüler alındı. Ayrıca meydana gelen belirgin aşınmaların görüntülenmesi için makro görüntü elde edilebilen Euromex marka mikroskop ile görüntüler alındı (Şekil 4). Ayrıca elde edilen aşınma verilerinin doğruluğunun desteklenebilmesi için sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi. Elde edilecek sonuçların hassasiyetinin artırılabilmesi için iki mm boyutunda tetragonal mesh (element sayısı 84122, düğüm sayısı 129473) atıldı. Her bir hareket için gerekli olan açısal ve doğrusal yer değiştirme değerleri Tablo.2'de verilen diz eklem aşınma test simülatöründe uygulanan değerler ile aynı belirlendi.

Tablo. 2 Aşınma test değerleri

Hareket Varyasyonları	Test Değerleri (max)
Öne-Arkaya Hareketi (mm)	5.7
İçe-Dışa Bükülme Hareketi (°)	58
Eksenel Kuvvet (N)	2600
Tibial Dönme (°)	5.2



Şekil. 3 SEM ölçüm bölgeleri



Şekil. 4 Makro görüntülerinin alınması

Diz eklem protezlerinde kullanım ömrünün belirlenmesinde protez bileşeninde meydana gelen yüzeysel kusurların yanı sıra aşınmaya bağlı olarak ortaya çıkan kütle kayıpları da önemli bir referans oluşturmaktadır. Bu nedenle test esnasında her bir milyon çevrim sonucunda hassas terazi ile UHMWPE insert bileşenindeki kütle kayıplar ölçüldü (Şekil 5).



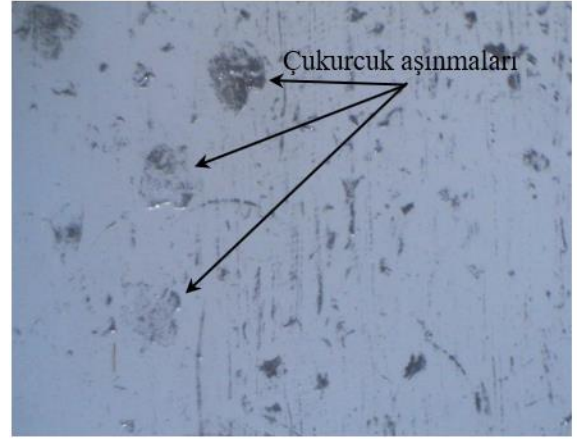
Şekil. 5 Hassas terazi ile kütle kayıplarının ölçümü

3. Sonuçlar ve Tartışma

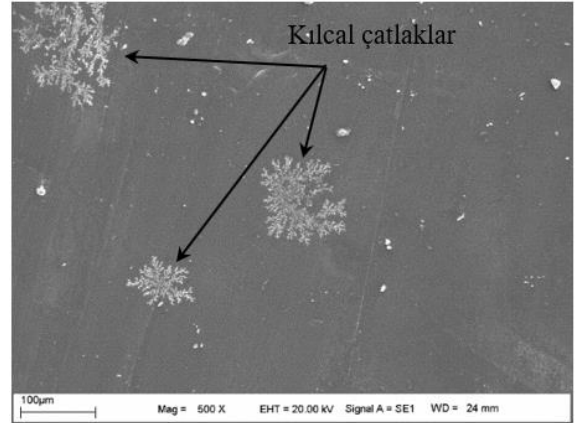
Bu bölümde tek istasyonlu diz eklem protezi aşınma test simülatörü ile gerçekleştirilen testler sonucunda UHMWPE insert numunesinde farklı çevrim sayılarında meydana gelen yüzey kusurları protez ömrü üzerinde önemli etkileri olduğu belirlendi. Elde edilen mikroskop görüntülerinde benzer sonuçların ortaya çıkmasından dolayı üç milyon çevrim sayısı sonucunda ortaya çıkan aşınma görüntüleri verildi.

3.1. Yüzey Kusurları

İnsert kondillerinden alınan mikroskop görüntülerinde belirgin bir şekilde çukurcuk aşınmalarının meydana geldiği görüldü (Şekil 6). Kendi içerisinde üç aşamalı olarak gerçekleşen bu aşınma tipinde ilk olarak yüzey altında Hertz basıncı olarak adlandırılan küçük boyutlu basınçlar oluşmaktadır. Meydana gelen değişken basınç değerleri sonucunda yüzeye yakın bölgelerde kılcal çatlaklar oluşmaktadır. Alınan SEM görüntülerinde de kondil yüzeylerinde kılcal çatlakların oluştuğu görüldü (Şekil 7). Kılcal çatlakların oluşum aşamasından sonra farklı yönlerde insert bileşenine etki eden çok yönlü ve değişken kuvvetler sonucunda kılcal çatlaklar giderek büyümekte ve son aşamada da yüzeyden tabaka halinde parçacıklar kopmaya başlamaktadır (Lombardi vd., 2008; Wright ve Goodman, 2001; Shi, 2007).



Şekil. 6 Çukurcuk aşınması



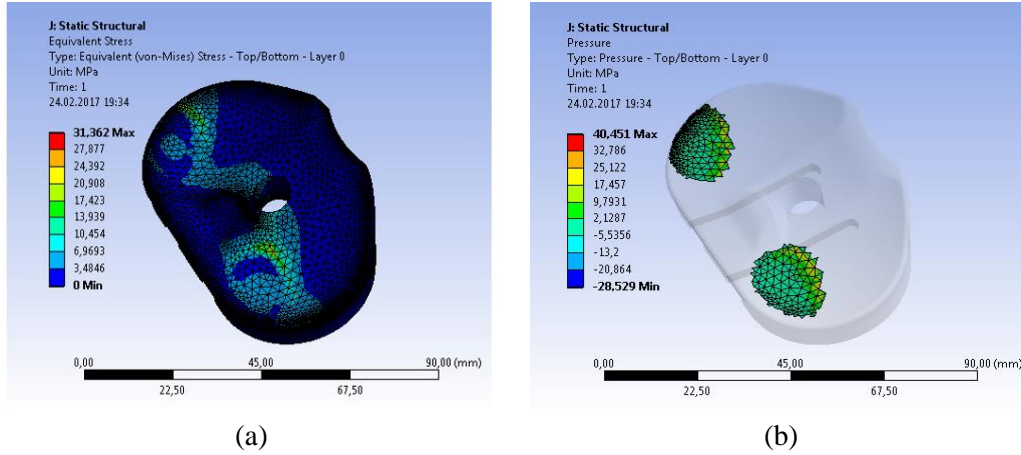
Şekil. 7 Kılcal çatlaklar

UHMWPE insert bileşeninin iç ve dış kondillerinin ön (anterior) bölgelerinden alınan mikroskop görüntülerinde belirgin aşınma izlerinin oluşumuna rastlandı (Şekil 8). Diz eklemine biyomekaniğinden kaynaklı olarak içe-dışa bükülme hareketi esnasında tibia eklemi geriye doğru kayma eğilimi göstermektedir. Bu davranış literatürde "femoral geri yuvarlanma" hareketi olarak adlandırılmaktadır. İçe-dışa bükülme hareket aralığının artışı ile aksel kuvvet ve öne-arkaya hareketinden kaynaklı olarak anterior bölgelere daha fazla yük binmektedir. Literatürde UHMWPE insert bileşenin aşınması üzerine yapılan çalışmalarda da iç ve dış kondillerin ön bölgelerinde deformasyonların meydana geldiği görülmektedir (Abdelgaied vd., 2011; Cheng ve Hsiao, 2010). Nitekim diz eklem protezlerinin sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen verilerde de insert bileşeninin ön (anterior) bölgesinde eş değer gerilmelerin ve kontak basınç dağılımlarının yoğunlaştığını gösterdi (Şekil 9).

UHMWPE malzemesinin kondil yüzeylerinde yığılmış granül partiküllerinin Ö/A hareket yönünde yoğun olarak oluştuğu görüldü (Şekil 10).



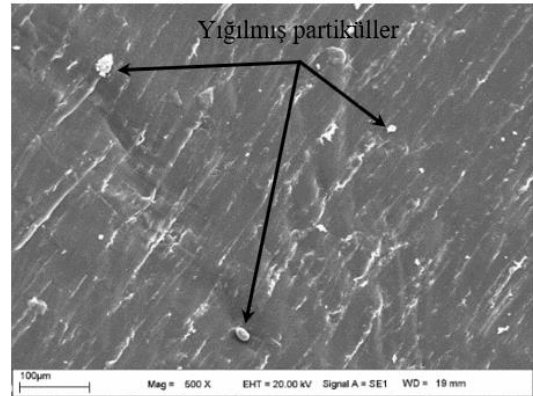
Şekil. 8 Ön (anterior) bölge aşınması; a) iç (medial), b) dış (lateral)



Şekil. 9 Diz eklem protezi sonlu elemanlar analizi; a) eş değer gerilemeler, b) kontak basınç değerleri

Bu yapı birbiri ile etkileşime giren ve birbiri üzerinde biriken iki veya daha fazla partikülün bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır (Liu vd., 2015). Kullanıma bağlı olarak deforme olabilirliğinin sürekli artması ile partikül-alt katman (UHMWPE polimer matris) ara yüzünde oluşan bu yapının temel sebebi polimer matrislerinin bir araya toplanması ile açıklanabilir. Sonuç olarak bu durum üniform olmayan özellikle bir oluşum ile sonuçlanmaktadır. Nitekim literatürde de UHMWPE aşınması üzerine yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlarda benzer durumun oluştuğunu görülmektedir (Liu vd., 2015; Villa vd., 2004).

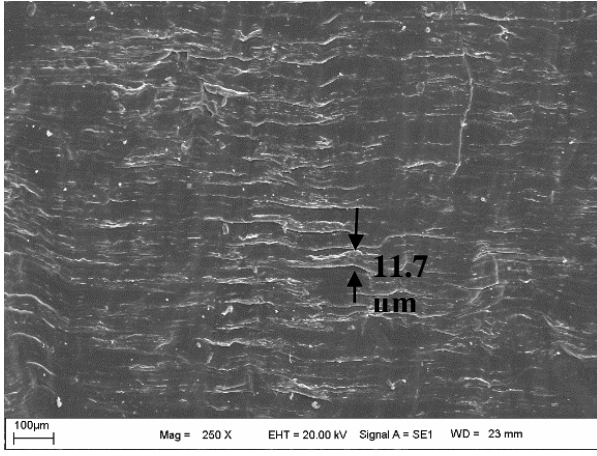
Alınan SEM görüntülerinde Ö/A hareketi ile aynı yönlü çiziklerin oluştuğu görüldü (Şekil 11). Çizik oluşumunda polietilen ve metal malzemelerden kopan partiküllerin yanı sıra tekrarlı yük ile gevşeyen kemik çimentosundan ayrılan partiküller insert ve femur bileşeninin arasına girerek Ö/A ve İ/D hareketinin birleşimi ile ortaya çıkan bileşke kuvvet ile yüzey üzerinde hem baskıya hem de sürtünmeye maruz kaldığından belirgin çizikler oluşturmaktadır. Ayrıca SEM görüntülerinde de insert bileşeninin iç ve dış kondillerinde de farklı boyutlarda çiziklerin oluştuğu görüldü. Çiziklerin kalınlıkları ölçüldüğünde lateral bölgede ortalama 7.1 μm iken medial bölgede ortalama 11.7 μm olduğu görülmektedir (Şekil 11a-11b).



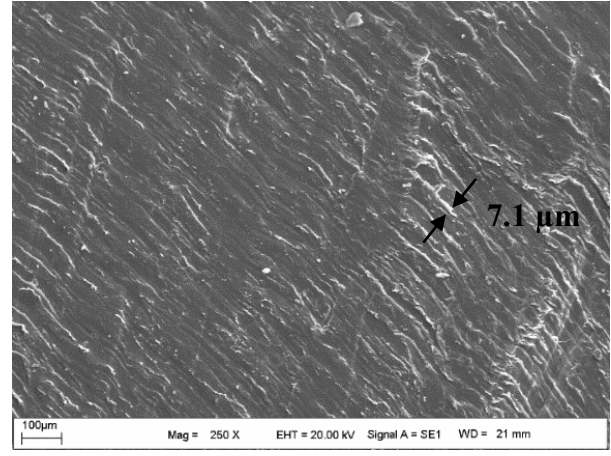
Şekil. 10 Yığılmış granül partikülleri

Meydana gelen bu fark vücut mekanik aksından kaynaklı yük dengesizliğinden kaynaklı olarak oluşmaktadır. Nitekim UHMWPE malzemesinde meydana gelen çizik oluşumları ile ilgili yapılan çalışmalarda da bu durum desteklenmektedir (Flannery vd., 2008).

Femur bileşen kondillerinden alınan SEM görüntülerinde de doğrusal ve çok yönlü çiziklere rastlandı (Şekil 12a-12b). Böylece insert kondillerinde oluşan çiziklerin femur bileşeni ile ilişkili olarak meydana geldiği görüldü. Femur bileşeninde oluşan doğrusal çizikler içe-dışa bükülme hareketi ile çok yönlü çiziklerin ise hem öne-arkaya hareketi hem de tibial dönme hareketinden kaynaklı olarak oluştuğu belirlendi.

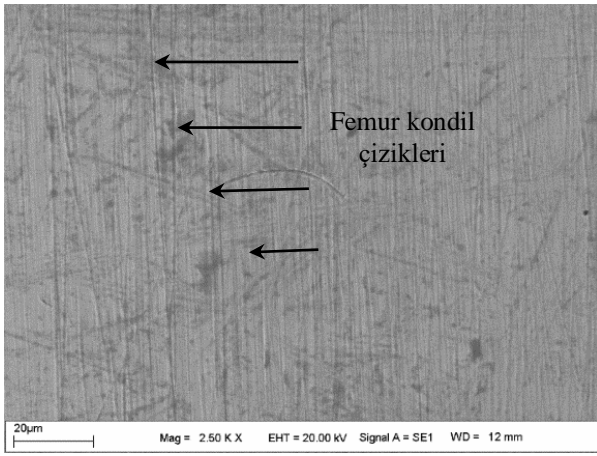


(a)

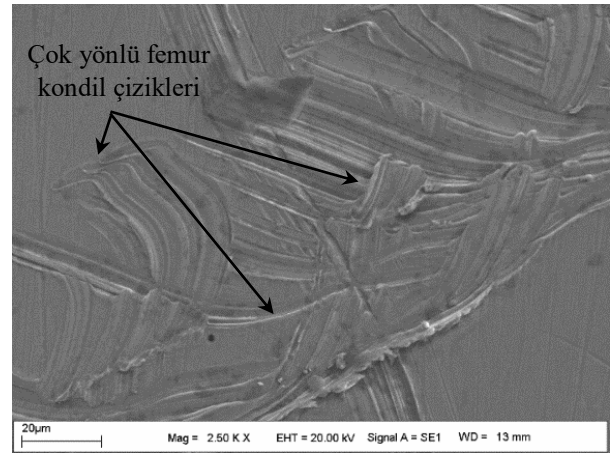


(b)

Şekil. 11 Çizikler: a) iç (medial) kondil, b) dış (lateral) kondil



(a)



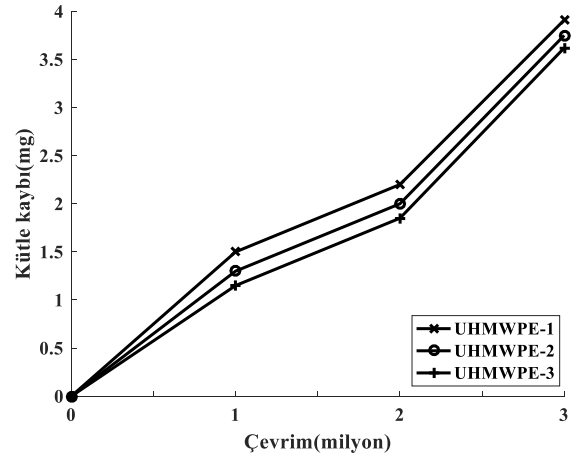
(b)

Şekil. 12 Femur bileşen çizikleri, a) doğrusal, b) çok yönlü

3.2. Kütle Kaybı

Diğer yandan meydana gelen partikül kopmaları sonucunda UHMWPE malzemesinde kütle kayıpları oluşmaktadır. Kütle kayıplarının bilinmesi de protez ömrünün belirlenmesinde önemli bir parametredir. Bu nedenle üç farklı UHMWPE malzemesinden, üç farklı çevrim sayısı sonucunda hassas teraziden alınan ölçümler sonucunda kütle kaybı maksimum 3.91 mg olarak ölçüldü (Şekil 13). Aşınmanın birinci aşamasında kütle kaybı ani ve değişken yükler ve bu yüklerle bağlı olarak oluşan yorulma ile hızlı bir şekilde artmaktadır. İkinci aşamada ise aşınan bölgelerdeki hem çukurcuk aşınmaların hem de çukurcuk aşınmasının oluşumunda önemli rol oynayan kılcal çatlakların giderek büyümesi sonucunda kütledeki kaybın giderek artışına sebep olmaktadır.

Son aşamada ise tekrarlı yüklerle bağlı yorumların artışı yüzey kusurlarındaki artışı daha fazla tetiklemekte ve kütle kaybı birinci ve ikinci aşamaya göre daha hızlı gerçekleştiği görülmektedir.



Şekil. 13 UHMWPE insert bileşen kütle kaybı

Sonuç olarak bu durum değişken olarak farklı eksenlerde sürekli uygulanan kuvvetlerin etkisi ile gerilmeler sonucunda kopan partiküllerin sayısında artış sonucunu ortaya çıkılmaktadır (Willing ve Kim, 2009; Wright ve Goodman, 2001).

4. Genel Sonuçlar

Bu çalışmada diz eklem protezlerindeki UHMWPE malzemesinin periyodik yükler altında aşınma performanslarını gözlemek için testler gerçekleştirilerek, UHMWPE malzemesindeki hata mekanizmaları incelendi. Elde edilen deneysel veriler aşağıda sıralandığı gibidir:

1. Test çevrim sayısının artmasına bağlı olarak UHMWPE malzemesinden aşınma sonucunda meydana gelen kütle kaybının arttığı görülmüştür.
2. Çevrim sayısının artmasına bağlı olarak UHMWPE malzemesinin yüzeylerinde yorulma aşınmalarının giderek belirginleştiği görüldü. Ayrıca, femoral geri yuvarlanma hareketinden dolayı ön (anterior) bölgedeki aşınmaların arka (posterior) bölgeye oranla daha yoğun gerçekleştiği görüldü.
3. İç (medial) bölgede meydana gelen yorulma aşınmalarının dış (lateral) bölgeye göre daha fazla olduğu görüldü.
4. Ö/A hareket yönünde yığılmış granül partiküllerinin oluştuğu görüldü.
5. İ/D bükülme hareket aralığının artışı ile yüzeyde meydana gelen aşınmaların arttığı görüldü.
6. Çevrim sayısının artışına bağlı olarak insert numunelerinde kütle kayıplarının arttığı görüldü.

Sonuç olarak, UHMWPE insert bileşeninin aşınma testleri ile cerrahi operasyon öncesinde aşınma bölgeleri net bir şekilde anlaşılabilir. Böylece protez bileşenlerinde farklı tasarımlar ve üretim yöntemleri ile gerçekleştirilecek imalat aşamaları sayesinde protezlerin kullanım ömürleri arttırılabilmektedir. Ayrıca, cerrahi operasyonun başarısı arttırılarak hasta sağlığı açısından olumlu sonuçlar elde edilebilecektir.

Kaynaklar

- Abdelgaied, A., Liu, F., Brockett, C., Jennings, L., Fisher, J. ve Jin, Z., 2011. Computational wear prediction of artificial knee joints based on a new wear law and formulation. *Journal of Biomechanics*. 44, 1108–1116.
- Abdel-Jaber, S., Belvedere, C., Leardini, A. ve Affatato, S., 2015. Wear simulation of total knee prostheses using load and kinematics waveforms from stair climbing. *Journal of Biomechanics*. 48, 3830–3836.
- Affatato, S., Spinelli, M., Lopomo, N., Grupp, T. M., Marcacci, M. ve Toni, A., 2011. Can the method of fixation influence the wear behaviour

of ZrN coated unicompartmental mobile knee prostheses. *Clinical Biomechanics*. 26(2), 152–158.

- Cheng, H., J. ve Hsiao, S., S., 2010. The study of granular agglomeration mechanism. *Powder Technology*. 199, 272–283.
- Flannery, M., McGloughlin, T., Jones, E. ve Birkinshaw, S., 2008. Analysis of wear and friction of total knee replacements: Part I. Wear assessment on a three station wear simulator. *Wear*. 265, 999-1008.
- ISO (2014). Loading and displacement parameters for wear-testing machines with displacement control and corresponding environmental conditions for test, ISO 14243-3: International Organization for Standardization
- Lancin, P., Essner, A., Yau, S., S. ve Wang, A., 2007. Wear performance of 1900 direct compression molded, 1020 direct compression molded, and 1020 sheet compression molded UHMWPE under knee simulator testing. *Wear*. 263, 1030–1033.
- Liu, A., Richards, L., Bladen, C., L., Ingham, E., Fisher, J. ve Tipper, J., L., 2015. The biological response to nanometer sized polymer particles. *Acta Biomaterialia*. 23, 38–51.
- Lombardi, A., V., Ellison, B., S. ve Berend, K., R., 2008. Polyethylene Wear Is Influenced by Manufacturing Technique in Modular TKA. *Clinical Orthopaedics and Related Research*. 466.
- Schwenke, T., Orozco, D., Schneider, E. ve Wimmer, M., A., 2009. Differences in wear between load and displacement control tested total knee replacements. *Wear*. 267, 757–762.
- Shi, J., 2007. Finite Element Analysis Of Total Knee Replacement Considering Gait Cycle Load and Malalignment, Ph.D. Thesis, Wolverhampton University England, 142s.
- Villa, T., Migliavacca, F., Gastaldi, D., Colombo, M. ve Pietrabissa, R., 2004. Contact stresses and fatigue life in a knee prosthesis: comparison between in vitro measurements and computational simulations. *Journal of Biomechanics*. 37 45–53.
- Willing, R. ve Kim, I., Y., 2009. A holistic numerical model to predict strain hardening and damage of UHMWPE under multiple total knee replacement kinematics and experimental validation. *Journal of Biomechanics*, 42(15), 2520–2527.
- Wright, T., M. ve Goodman, S., B., 2001a. What design factors influence wear behavior in total knee replacement. *American Academy of Orthopaedic Surgeons (Ed.). Implant Wear in Total Joint Replacement*. p.224.