

KOÇ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI



**TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİNDE SPİNOPELVİK DENGİNİN KİNEMATİK
ANALİZİ**

Dr. Batuhan Yürük

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

İSTANBUL- 2025

(Referans Numarası: 10690912)

KOÇ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ

TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİNDE SPİNOPELVİK DENGİNİN KİNEMATİK
ANALİZİ

Dr. Batuhan Yürük

ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ ANABİLİM DALI

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Sezai Aykın Şimşek

İSTANBUL- 2025

(Referans Numarası: 10690912)

TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİNDE SPİNOPELVİK DENGİNİN KİNEMATİK ANALİZİ

Dr. Batuhan Yürük

Dr. Batuhan Yürük tarafından yapılmış olan bu çalışma, aşağıda yer alan jüri üyelerimiz tarafından Koç Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda uzmanlık tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri	Ünvan / Ad-Soyad:	İmza:
Başkan	Prof. Dr. Emel Gönen	_____
Üye (Danışman)	Prof. Dr. Sezai Aykın Şimşek	_____
Üye	Prof. Dr. Mehmet Selahattin Demirhan	_____
Üye	Prof. Dr. Aksel Seyahi	_____
Üye	Prof. Dr. Mehmet Ali Deveci	_____

Tarih: 14.01.2025

ONAY

Bu tez çalışması, 14.01.2025 tarihinde Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Başkanı tarafından belirlenen ve yukarıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Emel Gönen

İmza

Koç Üniversitesi Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Başkanı

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmayla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

Batuhan Yürük



TEŞEKKÜR SAYFASI

Koç Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Ana Bilim Dalı'nda geçirdiğim ihtisas sürem boyunca edindiğim bilgi ve becerilerimin gelişmesinde emeği bulunan ilk anabilim dalı başkanım Prof. Dr. Mehmet Demirhan'a ve şu anki anabilim dalı başkanım Prof. Dr. Emel Gönen'e, kendisiyle kısa bir süre çalışma şansı bulmuş olmama rağmen bu kısa zamanda uzmanlık eğitimim ve tıbbi etik görüşüm adına büyük izler bırakmış olan bir önceki anabilim dalı başkanım rahmetli Prof. Dr. Önder Kılıçoğlu'na teşekkürü bir borç bilirim.

Hastaya yaklaşımı ve hekimlik sanatı ile meslek hayatım boyunca her zaman örnek alacağım, cerrahi bilgi ve deneyimleri ile her zaman bize yol göstermiş tez danışmanım Prof. Dr. Sezai Aykın Şimşek'e teşekkürlerimi sunarım.

Değerli fikirleriyle tezimin yazım aşamasında çok büyük katkıları olan, akademik anlamda fikirleriyle farklı bir bakış açısı kazanmamı sağlamış olan Prof. Dr. Aksel Seyahi'ye, ihtisasım boyunca kendisinden çok şey öğrendiğim, öğretim üyesinden çok bir ağabey olarak gördüğüm, tezim için hastalarını benimle paylaşmış olan Prof. Dr. Mehmet Ali Deveci 'ye ve tezimin fikrini öne süren, yazarken ve genel olarak bana her zaman tam destek veren ve değerli vaktini ayıran Doç. Dr. Emrah Çalışkan'a teşekkür ederim.

Yetişmemde çok büyük katkıları olan, bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen Koç Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nın tüm öğretim üyeleri Prof. Dr. Eftal Güdemez, Doç. Dr. İlker Eren, Uzm. Dr. Olgar Birsal, Uzm. Dr. Mehmet Eren ve Uzm. Dr. Caner Günerbüyük ile birlikte çalışmaktan kıvanç duyduğum kıymetli ağabeylerim Doç. Dr. Hakan Özben, Uzm. Dr. Ali Baş ve Uzm. Dr. Mehmet Chodza'ya teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunarım.

Tüm ihtisasım boyunca her türlü kahrımı çeken, akademik anlamda üzerimde çok emeği olan, bireysel anlamda benim için gerçek bir ağabey olmuş Uzm. Dr. Lercan Aslan'a ayrıca teşekkür ederim.

Başta ihtisasa beraber başladığım Dr. Cihad Gedik olmak üzere birlikte çalıştığım diğer tıpta uzmanlık öğrencisi arkadaşlarım Dr. Buğra Güllü, Dr. Ata Cem Akbaba, Dr. İbrahim Selçuk Tutuş ve değerli dostum koordinatörümüz Murat Bahar'a teşekkür ederim.

Bugüne gelmemde hayatım boyunca her türlü desteğini benden esirgemeyen, emeklerini boşa çıkarmamak için her gün daha fazla gayret gösterdiğim canım aileme ve hayatımdaki en büyük destekçim ve en büyük şansım olan canım eşime içten sevgilerimle...



ÖZET

Total Diz Artroplastisinde Spinopelvik Dengenin Kinematik Analizi

Dr. Batuhan Yürük

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

14.01.2025

Amaç: Bu çalışma, ileri evre diz osteoartriti nedeniyle robotik total diz artroplastisi (rTDA) uygulanan hastalarda rTDA 'sinin spinopelvik hareket parametreleri üzerindeki etkilerini dinamik ve statik olarak değerlendirmeyi amaçlamaktadır.

Yöntem: Bu çalışmaya Koç Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi'nde Temmuz 2022 ile Kasım 2023 yılları arasında primer diz osteoartriti nedeniyle aynı cerrahi ekip tarafından, tek taraflı robotik total diz artroplastisi yapılan hastalar dahil edilmiştir. Hastaların ameliyat öncesi ve en az bir yıl takibi sonrasında yapılan yürüme analizi ile hem yürüme sırasında hem de oturma-kalkma sırasındaki pelvik ve lomber omurga hareketleri dinamik olarak incelenmiştir. Ayrıca lumbosakral yan grafiiler kullanılarak spinopelvik parametrelerden sakral slope, pelvik tilt ve pelvik insidans statik ölçümlerle değerlendirilmiştir. Hastaların ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası fonksiyonel sonuçları WOMAC ve OKS anketleri ile karşılaştırılmıştır.

Bulgular: Bu çalışmaya 28 hasta (23 kadın, 5 erkek) dahil edilmiş olup hastaların yaş ortalaması 69.9 ± 6.86 , vücut kitle indeksi (VKI) ortalaması $29.5 \text{ kg/m}^2 \pm 5.18$, takip süresi ortalaması 13.8 ay olarak hesaplanmıştır. Kellgren-Lawrence sınıflandırmasına göre hastaların 13'ü (%46.42) evre 3, 15'i (%53.58) evre 4 olarak tespit edilmiştir. Ameliyat sonrası yapılan dinamik ölçümlerde hem yürüme hem de oturma-kalkma sırasında pelvik tilt değerlerinde anlamlı değişiklik tespit edilmiştir. Pelvik tiltteki değişiklikler oturma-kalkma sırasında hem hareket boyunca hem de anlık açısal ölçümlerde tespit edilmiştir. Dinamik ölçümlerde ayrıca her iki diz hareketlerinde de ameliyat sonrasına kıyasla belirgin iyileşmeler gözlenmiştir. Radyolojik ölçümlerde ise yalnızca ayakta çekilmiş olan grafiilerde sakral slope değerlerinde ameliyat sonrasına göre anlamlı fark tespit edilmiştir. WOMAC ve OKS fonksiyonel skorları her ikisinde belirgin iyileşme sağlanmıştır.

Sonuç: Bu çalışma, robotik total diz artroplastisinin (rTDA) spinopelvik parametreler üzerindeki etkilerini dinamik bir perspektifle inceleyen bir çalışmadır. Bu çalışma rTDA'nın yalnızca diz eklem fonksiyonlarını düzeltmekle kalmayıp, spinopelvik hareketlerin kompanzasyonunu da düzelterek postür dinamiklerini de iyileştirme potansiyeline sahip olduğunu göstermektedir. Ayrıca rTDA'nın cerrahi etkinliğini artırmak ve fonksiyonel iyileşmeyi desteklemek için ameliyat öncesinde pelvis ve omurganın dinamik olarak değerlendirilmesinin önemini de vurgulamaktadır.



ABSTRACT

Kinematic Analysis of Spinopelvic Balance in Total Knee Arthroplasty

Dr. Batuhan Yürük

Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

14.01.2025

Purpose: This study aims to evaluate the effects of robotic total knee arthroplasty (rTKA) on spinopelvic motion parameters dynamically and statically in patients with advanced-stage knee osteoarthritis who underwent rTKA.

Methods: Patients who underwent unilateral robotic total knee arthroplasty for primary knee osteoarthritis by a same surgical team at Koç University Hospital between July 2022 and November 2023 were included in this study. Dynamic analyses of pelvic and lumbar spine movements were conducted during walking and sit-to-stand transitions, both preoperatively and at minimum one year follow-up, using gait analysis. Additionally, static measurements of spinopelvic parameters, including sacral slope, pelvic tilt, and pelvic incidence, were assessed using lateral lumbosacral radiographs. Functional outcomes of the patients were compared preoperatively and postoperatively using the WOMAC and OKS questionnaires.

Results: A total of 28 patients (23 women, 5 men) were included in this study, with an average age of 69.9 ± 6.86 years, an average body mass index (BMI) of $29.5 \text{ kg/m}^2 \pm 5.18$, and an average follow-up period of 13.8 months. According to the Kellgren-Lawrence classification, 13 patients (46.42%) were classified as stage 3 and 15 patients (53.58%) as stage 4. Postoperative dynamic measurements revealed significant changes in pelvic tilt values during both walking and sit-to-stand transitions. These changes in pelvic tilt were observed throughout the movement and in momentary angular measurements during sit-to-stand transitions. In the dynamic measurements, significant improvements in the movement of both knees compared to preoperative results were also observed. In the radiological measurements, a significant difference was found only in the sacral slope values in the standing radiographs compared to

preoperative measurements. Both WOMAC and OKS functional scores showed marked improvements postoperatively.

Conclusion: This study provides a dynamic perspective on the effects of robotic total knee arthroplasty (rTKA) on spinopelvic parameters. It demonstrates that rTKA not only restores knee joint function but also has the potential to improve postural dynamics by correcting compensatory spinopelvic movements. Furthermore, the findings emphasize the importance of preoperative dynamic evaluation of the pelvis and spine to enhance surgical efficacy and support functional recovery.



İÇİNDEKİLER

Tez Onayı	i
Beyan	ii
Teşekkür	iii - iv
Özet	v - vi
İngilizce Özet (Abstract)	vii -vii
İçindekiler	ix - x
Şekil Listesi	xi
Tablo Listesi	xii
Kısaltmalar	xiii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1 DİZ ANATOMİSİ	2
2.1.1 Kemik Yapılar	2
2.1.1.1 Femur	2
2.1.1.2 Tibia	2
2.1.1.3 Patella	2
2.1.2 Kemik Dışı Yapılar	3
2.1.2.1 Menisküsler	3
2.1.2.2 İntraartiküler Bağlar	3
2.1.2.3 Ekstraartiküler Bağlar	3
2.1.2.4 Kaslar	4
2.2 DİZ BİYOMEKANİĞİ	5
2.3 DİZ OSTEOARTRİTİ	6
2.4 TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ	10
2.4.1 Total Diz Artroplastisi Endikasyonları	11
2.4.2 Total Diz Artroplastisi Kesin ve Göreceli Kontrendikasyonlar	11
2.4.3 Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları	11
2.5 ROBOTİK TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ	12
2.6 SPİNOPELVİK PARAMETRELER	16
2.7 KALÇA-DİZ-OMURGA SENDROMU	21

2.8 YÜRÜME ANALİZİ	23
2.8.1 Yürüme Döngüsü	23
2.8.2 Yürüme Analizi Sistemleri	24
2.8.3 İnertial Ölçüm Birimleri (IMU)	25
2.8.4 Yürüme Analizinin Bileşenleri	26
2.8.4.1 Mekansal-Zamansal (Spatiotemporal) Ölçümler	27
2.8.4.2 Zamansal (Temporal) Ölçümler	28
2.8.4.3 Kinematik Ölçümler	28
2.8.4.4 Kinetik Ölçümler	28
2.8.4.5 Elektromiyografi (EMG) Ölçümleri	29
3. GEREÇ ve YÖNTEM	30
3.1 İSTATİSTİKSEL ANALİZ	36
4.BULGULAR	37
4.1 YÜRÜME ANALİZİ	38
4.2 OTURMA ANALİZİ	42
4.3 RADYOLOJİK ÖLÇÜMLER	44
4.4 SUBJEKTİF DEĞERLENDİRME ÖLÇÜMLERİ	45
5. TARTIŞMA	46
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	50
KAYNAKLAR	51
EKLER (Etik Kurul Onayı)	58

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil-1: Kellgren-Lawrence sınıflandırılması. (Soldan sağa evre 1-2-3-4)	8
Şekil-2: Sağ alt ekstremité mekanik aks ölçümü.	9
Şekil-3: Ayakta ve oturarak çekilen grafilerde sakral slope (SS) ölçümü.	17
Şekil-4: Ayakta ve oturarak çekilen grafilerde pelvik tilt (PT) ölçümü.	18
Şekil-5: Ayakta ve oturarak çekilen grafilerde pelvik insidans (PI) ölçümü.	19
Şekil-6: Ayakta çekilen grafide lomber lordoz (LL) ölçümü.	20
Şekil-7: Ayakta çekilen grafide sagittal vertikal aks (SVA) ölçümü.	21
Şekil-8: Giyilebilir sensörler (IMU) ve giyme aparatları.	25
Şekil-9: İnertial Ölçüm Birimleri (IMU).	26
Şekil-10: Giyilebilir sensörlerin yerleşimi.	32
Şekil-11: Yürüme analizi sırasındaki 'Noraxon® myoMETRICS' ölçümleri.	33
Şekil-12: Oturma analizi.	33
Şekil-13: Oturma analizi sırasındaki 'Noraxon® myoMETRICS' ölçümleri.	34
Şekil-14: WOMAC değerlendirme anketi.	35
Şekil-15: OKS değerlendirme anketi.	36

TABLO LİSTESİ

Tablo-1: Hastaların demografik özelliklerinin dağılımı.	37
Tablo-2: Ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası sagittal ve koronal plan açıların değişimi.	38
Tablo-3: Yürümenin mekânsal parametreleri değerlendirilmesi.	38
Tablo-4: Yürüme sırasındaki pelvik hareketlerin değerlendirilmesi.	39-40
Tablo-5: Yürüme sırasındaki lomber omurga hareketlerinin değerlendirilmesi.	41
Tablo-6: Yürüme sırasındaki diz hareketlerinin değerlendirilmesi.	42
Tablo-7: Oturma sırasındaki pelvis ve lomber omurga değerlendirilmesi.	43
Tablo-8: Oturma sırasındaki açısal değerlendirme.	43-44
Tablo-9: Radyolojik ölçümlerde spinopelvik parametrelerin değerlendirilmesi.	45
Tablo-10: Ameliyat öncesi ve sonrası WOMAC-OKS skorlarının değerlendirilmesi.	45

KISALTMALAR

AÇB: Arka çapraz bağ

BT: Bilgisayarlı tomografi

CR: Cruciate retaining

DOS: Diz-omurga sendromu

IMU: Inertial Measurement Unit (İntertial ölçüm birimi)

KDOS: Kalça-diz-omurga sendromu

LKL: Lateral kollateral bağ

LL: Lomber lordoz

MKL: Medial kollateral bağ

MPFL: Medial patellofemoral ligament

OA: Osteoartrit

ÖÇB: Ön çapraz bağ

PI: Pelvik insidans

PS: Posterior stabilized

PT: Pelvik tilt

rTDA: Robotik total diz artroplastisi

SS: Sakral slope

SVA: Sagital vertikal aks

TDA: Total diz artroplastisi

TKA: Total kalça artroplastisi

UDA: Unikondiler diz artroplastisi

VKM: Vücut kütle merkezi

1.GİRİŞ

Diz osteoartriti, diz ekleminde ağrı, inflamasyon ve dejeneratif değişikliklerle karakterize bir hastalık olup, ileri evrelerde deformitelerle sonuçlanmaktadır. Dizde oluşan ağrı ve deformite, kalça, pelvis ve omurga diziliminde de değişikliklere neden olabilmektedir ve vücut bu değişiklikleri kompanse etmeye çalışmaktadır. 'Diz-Omurga Sendromu (DOS)'(1) olarak tanımlanan bu kompanzasyon mekanizmasında, dizdeki anormal yüklenmeleri azaltmak ve minimum enerji harcayarak vücut kütle merkezini her iki ayağın ortasına getirmek amaçlanmaktadır. Ancak bu süreç, kompanse edilen eklemlerde anormal yüklenmelere yol açarak dejenerasyon gelişmesine neden olmaktadır. Özellikle lomber omurga, spinopelvik bölge ve kalça ekleminde gelişen bu dejenerasyon, bu bölgelerde ağrı ve hareket kısıtlılığına sebep olarak hastaların şikayetlerini artırmakta ve fonksiyonel sonuçlarını olumsuz etkilemektedir.(2)

Total diz artroplastisi (TDA), ileri evre diz osteoartriti olan hastalarda ağrıyı hafifletmek, eklem fonksiyonunu artırmak ve dizdeki deformiteleri düzeltmek amacıyla Ortopedi alanında sık uygulanan cerrahi işlemlerden biridir. TDA'nın eklemde yaptığı iyileştirmeler, aynı zamanda omurga ve alt ekstremitenin biyomekanik uyumuna katkıda bulunarak genel postür ve hareket kalitesini de arttırmaya yardımcı olur ancak yapılan çalışmalarda TDA sonrası hastaların uzun dönem sağ kalım oranları %95'lere ulaşırken(3), fonksiyonel sonuçları %75-80 seviyelerinde olduğu bildirilmektedir.(4) Fonksiyonel sonuçları daha da iyileştirmek ve hasta memnuniyetini artırmak amacıyla araştırmalar halen devam etmekte olup bu amaçla, 'Robotik Total Diz Artroplastisi (rTDA) teknolojik gelişmelerin bir sonucu olarak Ortopedi pratiğine girmiştir. Literatürde rTDA'nın kısa ve orta dönem ağrı, eklem fonksiyonu ve hasta memnuniyeti üzerindeki etkilerinin değerlendirildiği birçok sayıda çalışma bulunmaktadır.(5, 6) Ancak rTDA'nın fonksiyonel sonuçlarını etkileyen spinopelvik hareket üzerindeki etkisini inceleyen çalışma sayısı kısıtlıdır.

Bu bilgiler doğrultusunda, biz de bu çalışmamızda rTDA uygulanan hastaların spinopelvik hareketlerini, yürüme analizi ile dinamik olarak incelemeyi amaçladık ve çalışmamızın hipotezini, "Robotik total diz artroplastisi uygulanan hastaların ameliyat sonrası spinopelvik hareketleri olumlu yönde etkilenir." şeklinde belirledik.

2.GENEL BİLGİLER

2.1 DİZ ANATOMİSİ

Vücutun en büyük sinoviyal eklemlerinden biri olan diz eklemi, femur, tibia ve patella olmak üzere üç ana kemikten oluşup menisküsler, bağlar ve kaslar gibi yumuşak dokularla birlikte son derece kompleks bir yapı oluşturur.

2.1.1 Kemik Yapılar

2.1.1.1 Femur

Femur, insan vücudundaki en uzun ve en büyük kemik olup, distal ucu medial ve lateral kondil olarak ikiye ayrılıp diz eklemine üst kısmını oluşturur.

Medial ve lateral kondil üzerinde medial ve lateral kollateral bağların yapışma noktalarını oluşturan epikondiler çıkıntılar yer alır. Medial ve lateral epikondiler çıkıntılar arasından çizilen doğruya "transepikondiler aks" adı verilir. Her iki kondilin posterior yüzlerini teğet geçen doğru ise "posterior kondiler aks" olarak adlandırılır. Transepikondiler aks ile posterior kondiler aks arasında yaklaşık 3 derecelik anatomik bir dış rotasyon açısı bulunur.(7) Bu açısal ilişki, total diz artroplastisi sırasında rotasyonel dizilim açısından önemli bir referans noktasıdır.

2.1.1.2 Tibia

Tibia, proksimal ucu düz yüzeyli bir kemik olup diz eklemine alt kısmını oluşturur. Üst yüzeyi üzerinde, eklem uyumunu artırmak ve yük dağılımını sağlamak amacıyla menisküsler yer alır. Proksimal tibianın anterior yüzünde, patellar tendonun yapışma noktası olan tibial tüberkül, anterolateralinde iliotibial bandın (IT bant) yapışma noktası olan Gerdy tüberkülü, anteromedialinde ise kaz ayağı (Pes anserinus) için bir yapışma yüzeyi yer alır.

2.1.1.3 Patella

Patella, vücudun en büyük sesamoid kemiği olup kuadriseps tendonu içinde yer alır. Diz ekstansiyonu sırasında ekstansör mekanizmanın kaldıraç kolunu uzatarak hareketin daha kolay ve verimli bir şekilde gerçekleştirilmesine yardımcı olur. Patellanın eklem

yüzeyi, femoral troklear oluk ile eklem oluşturur ve bu eklem yüzeyi vücudun en kalın hiyalin kıkırdak yüzeyine sahiptir.(8)

2.1.2 Kemik Dışı Yapılar

2.1.2.1 Menisküsler

Menisküsler, femoral kondiller ile tibial plato yüzeyi arasında yer alan, hilal (crescent) şeklindeki iki fibröz kıkırdak yapıdan oluşur. Diz eklemine stabilitesine katkı verme, yük dağılımını sağlama, eklem yüzeyini genişletme ve şok emilimi gibi önemli işlevleri vardır.

Medial menisküs, 'C' şeklinde bir yapıya sahiptir ve meniskal bağlar ile medial kollateral bağa (MKL) sıkıca bağlıdır. Lateral menisküs ise daha yuvarlak bir şekle sahip olup çevre dokulara daha gevşek bir şekilde bağlıdır.(9)

2.1.2.2 İntraartiküler Bağlar

- **Ön Çapraz Bağ (ÖÇB):** Ön çapraz bağ (ÖÇB), tibia platosunun ön kısmında anterior interkondiler eminensiyadan başlayarak, femur lateral kondilinin arka kısmına doğru uzanır. Tibianın femura göre öne doğru kaymasını engeller ve dizin rotasyonel stabilitesine katkı sağlar.
- **Arka Çapraz Bağ (AÇB):** Arka çapraz bağ (AÇB), tibianın arka yüzünde, eklem seviyesinin yaklaşık 1 cm distalinde posterior tibial sulkustan başlayarak femurun medial kondiline doğru uzanır. Tibianın femura göre arkaya kaymasını engeller ve özellikle diz fleksiyondayken eklem rotasyonel stabilitesine katkı sağlar.

2.1.2.3 Ekstraartiküler Bağlar

- **Medial Kollateral Ligament (MKL):** Medial kollateral bağ (MKL), dizin medial kısmında yer alan, yüzeysel ve derin liflerden oluşan önemli bir stabilizatör bağdır. Femur medial epikondilden başlar. Yüzeysel lifler, grasilis ve semitendinosus tendonlarının derininde eklem çizgisinin yaklaşık 4.5-6 cm distalinde tibiaya yapışırken derin lifler medial eklem kapsülünün kalınlaşmasıyla oluşur.(10)
- **Lateral Kollateral Ligament (LKL):** Lateral kollateral ligament (LKL), femur lateral epikondilinden başlayıp fibula başının lateraline doğru uzanır.

2.1.2.4 Kaslar

Diz çevresi kaslar, diz ekleminin hareketlerini kontrol etmek ve stabilitesini sağlamak açısından önemli bir rol oynar. Bu kaslar, fonksiyonlarına göre temel olarak ekstansörler ve fleksörler olarak sınıflandırılabilir.

Ekstansörler

Ekstansör kas grubunu, uyluğun ön kısmında yer alan kuadriseps femoris oluşturur. Dört adet kastan oluşan kuadriseps için *rectus femoris*, hem kalça hem de diz eklemini geçen tek kastır. *Vastus lateralis*, uyluğun lateral tarafında bulunan ve kuadriseps kas grubundaki en büyük kastır. *Vastus medialis*, uyluğun medial kısmında, *vastus intermedius* ise uyluğun ön kısmında, *rectus femoris* kasının altında yer alır.(11) Tüm kuadriseps kasları, kuadriseps tendonunu oluşturarak patella proksimaline yapışır.

Fleksörler

Fleksör kas grubunu, uyluğun arka kısmında yer alan hamstring kas grubu oluşturur. Hamstring kasları, kalça eklemini de geçtikleri için hem kalça hem de diz ekleminin hareketine katkıda bulunurlar. *Biceps femoris*, lateral tarafta bulunur ve uzun başı iskiyal tuberositadan, kısa başı ise femurdan başlar; her iki baş birleşerek fibula başına yapışır. *Semitendinosus* ve *semimembranosus* ise medial tarafta yer alır ve her ikisi de iskiyal tuberositadan başlar. *Semitendinosus*, tibianın anteromedial yüzeyine, *semimembranosus* ise tibianın posteromedial kısmına yapışır.(11)

Diz hareketini etkileyen diğer önemli kaslardan olan *gastrocnemius*, femur posterior kondillerinden başlayarak Aşil tendonu aracılığıyla kalkaneus posterioruna yapışır. Diz eklemini geçer ve özellikle güçlü ve hızlı diz fleksiyonu gereken aktivitelerde (koşma ya da zıplama gibi) dizin fleksiyonuna yardımcı olur.(12)

Popliteus kası, diz arkasında yer alan küçük bir kas olup, tibianın posterior yüzeyinden başlayarak, tendinöz kısmıyla intraartiküler bir yol izler ve femurun lateral kondilinin lateral yüzeyine yapışır. *Popliteus* kası, dizin fleksiyona geçiş sırasında kasılarak dizin 'kilidini' açar ve hareketin başlamasını sağlar. Bunun yanı sıra, yürüme sırasında tibianın iç rotasyonuna katkıda bulunur.(13)

Iliotibial Bant (IT Band), pelvisten başlayarak uyluğun lateral kısmında seyreden ve tibianın lateralinde yer alan Gerdy tüberkülüne yapışan kalın ve güçlü bir fasyal banttir.

2.2 DİZ BİYOMEKANIĞI

Diz eklemi, yürüme, merdiven inip çıkma ve oturma-kalkma gibi günlük aktivitelerde kritik bir rol oynar. Sağlıklı bir bireyin diz eklemi, yaklaşık 120° ile 150° arasında fleksiyon yapabilme kapasitesine sahiptir. Ancak normal bir yürüyüş için 75°, koşma hareketi için 90°, merdiven çıkmak için 80°, merdiven inmek için 90° ve bir sandalyeden kalkabilmek için yaklaşık 90°'lik diz hareket açıklığı yeterlidir.(14) Fleksiyon sırasında birincil kas hamstring kaslarıdır ancak özellikle koşma ve zıplama gibi yüksek kuvvet gerektiren aktivitelerde de gastrocnemius kası fleksiyona yardımcı olur. Ekstansiyon sırasında ise birincil kas, kuadriseps femoris kasıdır. Kuadriseps, patella üzerinden ürettiği kuvveti patellar tendon ile tibial tüberküle ileterek diz ekstansiyonunu gerçekleştirir

Diz ekleminde, fleksiyon-ekstansiyon hareketlerinin temel mekanizması, yuvarlanma ve kayma hareketlerinin kombinasyonuna dayanır. Normal bir diz eklemi fleksiyon hareketine başladığında, genellikle ilk 20 derecelik açıda femurun distali tibia üzerinde yuvarlanma hareketi yapar. Ancak, fleksiyon ilerledikçe, özellikle 20° ile 90° arasında, hareketin büyük bölümü kayma şeklinde gerçekleşir. Bu yuvarlanma ve kayma hareketlerinin kombinasyonu, 'femoral geri yuvarlanma (femoral rollback)' olarak adlandırılır.(15) Bu mekanizma, diz ekleminin stabilitesini korumasının yanı sıra, daha geniş bir hareket aralığı sağlar.

Diz eklemi temel olarak bir menteşe tipi eklem olsa da kompleks yapısı sayesinde fleksiyon sırasında bir miktar rotasyonel hareket de yapabilir. Diz ekstansiyonunun son aşamalarında, özellikle son 20°'lik harekette, femurun medial kondili, lateral kondile göre dış rotasyon yapar. Bu fenomen, 'yuva-vida (screw-home) hareketi' olarak adlandırılır.(16) Yuva-vida hareketi, diz ekleminin ekstansiyon sırasında stabil kalmasını sağlar. Bu mekanizma, özellikle yük taşıma sırasında dizin kilitlenmesine yardımcı olur.

Diz fleksiyonu ile patella femoral troklear oluk içinde aşağı doğru kayar ve derinleşir. Bu hareket sırasında, patella ile femur arasındaki temas alanı alt kısımdan üst kısma doğru kayarak artar. Temas alanındaki bu artış, yükün daha geniş bir alana yayılmasını sağlayarak eklem üzerindeki basıncı azaltır ve eklem yüzeylerini korur. Derin diz fleksiyonuyla, kuadriseps tendonunun uzamasına bağlı olarak patellofemoral eklemdaki

kuvvet belirgin şekilde artar. Bu kuvvet artışı, özellikle diz 60° ile 90° fleksiyon arasında en üst seviyeye ulaşır. Fleksiyon sırasında, vastus medialis oblikus (VMO) kası ve medial patellofemoral ligament (MPFL), patellanın troklea içinde merkezde kalmasını sağlayarak stabiliteyi korur.(17)

Diz eklemi, yürüyüş döngüsünün her aşamasında kritik bir role sahiptir. Duruş (stance) fazında diz eklemi, vücut ağırlığının desteklenmesi için topuğun yere temas ettiği anda (heel strike) ilk temasın etkisini emmek için hafifçe fleksiyona gelir (yaklaşık 5°). Bu aşamada, kuadriseps kaslarının eksantrik kasılması, eklem stabilitesini sağlamak ve şoku emmek için önemli bir rol oynar. Salınım (swing) fazında ise diz yaklaşık 60° fleksiyona gelerek ayağın yerden kalkmasını sağlar. Bacak öne doğru hareket ettikçe diz tekrar ekstansiyona geçerek bir sonraki topuk teması için hazırlanır. Bu süreçte, hamstring kasları dizin fleksiyonunu sağlayarak bacağın öne doğru salınmasına olanak tanır. Ayak yere yaklaşırken, kuadriseps kaslarının tekrar konsantrik kasılması ile dizin ekstansiyonu sağlanır. Ancak bu döngü boyunca diz hiçbir zaman tam ekstansiyona ulaşmaz ve genellikle yaklaşık 5° fleksiyonda bulunur. Bu küçük fleksiyon, yürüme sırasında sürekli bir hareket akışı ve eklem stabilitesi sağlamak için gereklidir.(18)

Ayağa kalkma sırasında kuadriseps kasları *konsantrik* olarak kasılarak dizin ekstansiyona gelmesini sağlar ve vücudun yükselmesine yardımcı olur. Bu hareket sırasında, hamstring ve gluteal kaslar da kalça ekstansiyonu oluşturarak hareketin tamamlanmasına katkıda bulunur. Ayağa kalkma hareketinin özellikle başlangıç aşamasında, kuadriseps kaslarının yoğun kasılması patellanın femur trokleası içinde stabil kalmasını sağlarken, hareketin etkinliğini de artırır. Bu nedenle, oturma-kalkma gibi günlük aktivitelerde diz eklemine ve çevre kasların uyumlu çalışması hem hareketin düzgünlüğünü hem de eklem sağlığını korumada kritik bir rol oynar.(19)

Oturma hareketi sırasında, hamstring kasları kontrollü bir fleksiyon gerçekleştirir ve bu süreçte de kuadriseps kaslarının *eksantrik* kasılması dizin stabilitesini katkı sağlar.

2.3 DİZ OSTEOARTRİTİ

Osteoartrit (OA), eklem kıkırdığının ilerleyici harabiyeti sonucu subkondral kemiğin açığa çıkması ve eklem fonksiyonel yapısının bozulmasıyla sonuçlanan dejeneratif eklem hastalığıdır. En sık görülen artrit türü olan OA, genellikle yaşlı yetişkinlerde ortaya

çıkar, ancak travma sonrası eklem kıkırdak yaralanmaları, hemofilik artropati veya genetik yatkınlık gibi faktörlere bağlı olarak daha genç bireylerde de görülebilir.(20)

Osteoartritte kıkırdak aşınmasına bağlı olarak eklemde şişlik ve inflamasyon meydana gelir. Eklem içi inflamasyon ve sinovit, kıkırdak harabiyetini daha da artırarak hastalığın ilerlemesine katkıda bulunur. Kıkırdak ilerleyici harabiyeti ile eklem aralığı daralır, subkondral kemik üzerindeki yük artar ve subkondral kemikte yük artışına bağlı skleroz gelişimine yol açar. Harabiyet devam ettikçe kıkırdak yüzeyler tamamen kaybolur ve subkondral kemik açığa çıkar. Bu noktada, eklemdeki yük dağılımını dengelemeye çalışmak için kemikte osteofitik değişiklikler oluşur. Osteofitlerin gelişimi başlangıçta eklem stabilitesini artırmaya yönelik bir adaptasyon olsa da uzun vadede eklem hareketlerini kısıtlar ve fonksiyonun daha fazla bozulmasına neden olur. Bu dejeneratif süreç, eklem fonksiyonlarının kademeli olarak kaybıyla sonuçlanır ve OA'nın karakteristik semptomlarının şiddetlenmesine yol açar.(21)

Osteoartritte semptomlar hastalığın şiddetine göre değişiklik göstermekle birlikte, klinikte en sık başvuru nedeni ağrıdır. Ağrı genellikle kademeli olarak başlar ve zamanla şiddetlenir. Bu ağrı yürüyüş sırasında ortaya çıkabilir veya istirahat sonrası hareket ile başlayan bir 'başlangıç ağrısı' şeklinde kendini gösterebilir. İlerleyen evrelerde, ağrı istirahat halinde bile devam edebilir.

Hastalarda ağrı dışında, şişlik, sertlik, kas atrofisi ve hareket kısıtlılığı gibi semptomlar görülebilir. Hastalık ilerledikçe eklemlerde deformite ve ileri derece artroz ile kişilerin günlük aktivitelerinin kısıtlanmasına, yaşam kalitesinin önemli ölçüde düşmesine neden olur.

Radyolojik görüntüleme, özellikle düz grafiler, diz osteoartritinin teşhisinde ve hastalığın şiddetini değerlendirmede kullanılan önemli bir araçtır. Düz grafilerde eklem aralığının daralması, osteofit oluşumu, subkondral skleroz ve kistik değişiklikler gibi osteoartrite özgü bulgular tespit edilebilir. Bu bulgular, hastalığın ilerleme seviyesini değerlendirmek ve tedavi planlamasına rehberlik etmek açısından değer taşır. Ancak diz osteoartritte radyolojik olarak tespit edilen belirtiler her zaman klinik semptomlarla uyumlu değildir. Radyolojik olarak kanıtlanmış diz osteoartriti olan hastaların yalnızca %10'unun diz ağrısı şikâyeti olduğunu göstermektedir.(22)

Diz ekleminde osteoartrit derecesi, radyografik olarak Kellgren-Lawrence sınıflandırılmasına göre değerlendirilebilir.(23)



Şekil-1: Kellgren-Lawrence sınıflandırılması. (Soldan sağa evre 1-2-3-4)

Diz OA'da ağrı, sertlik ve hareket kısıtlılığı hastaların yürüyüş dinamiklerini etkiler. Hastaların yürüme hızlarında belirgin bir azalma görülür. Ayrıca ağırlı bacak üzerinde daha az zaman geçirmek ve dize yük vermemek için yürümenin duruş fazını kısaltmaya çalışırlar. 'Antalgik yürüyüş' adı verilen bu yürüme tipinde ağrıya bağlı etkilenen tarafta kısa adımlama zamanı ve aksayarak yürüme görülür.(24) Bu durum aynı zamanda alt ekstremitte boyunca kuvvet dağılımını değiştirir. Etkilenen dizdeki yük azaltılmaya çalışıldıkça ayak bileği, karşı taraf diz, kalça ve omurga üzerinde anormal yük dağılımında artışa yol açarak bu bölgelerde yeni semptomların gelişmesine neden olabilir.(25, 26)

Diz OA kıkırdakta yarattığı harabiyetle birlikte diz ekleminde özellikle koronal plan deformitelerine ve bunun sonucunda vücut yük dağılımında değişikliklere sebep olur. Alt ekstremitte 'mekanik eksen' olarak ifade edilen vücut yük taşıma hattı kalça eklemi merkezinden ayak bileği merkezine çizilen doğru olarak değerlendirilir ve ideal olarak bu eksenin diz ekleminin orta noktasından (veya en fazla 10mm medialinden) geçmelidir.(27) Bu eksenin diz eklemi merkezinin medialinden geçmesi 'genu varum', lateralinden geçmesi 'genu valgum' olarak isimlendirilir.



Şekil-2: Sağ alt ekstremitte mekanik aks ölçümü.

Diz OA, koronal plan deformitelerine neden olduğu gibi sagittal planda da (fleksiyon kontraktürü, genu rekurvatum-hiperekstansiyon) deformitelere neden olabilir.

Fleksiyon kontraktürü olan hastalarda, diz tam ekstansiyona gelemediği bükük diz yürüyüşü gözlenir ve diz stabilitesini sağlamak amacıyla kuadriseps kasları daha fazla çalışır, bu da patellofemoral eklem üzerindeki kuvvetin daha da artmasına neden olarak hastaların ağrı şikayetinin artmasına neden olur.(28) Ayrıca hastalar, ağrıyı azaltmak, vücut ağırlık merkezini öne alabilmek için eğilerek yürümeye başlar ve bu öne eğilme postürü, zamanla pelvis ve lomber bölgede anormal yüklenmelere neden olarak bu bölgelerde de ağrı ve başka semptomların gelişmesine yol açabilir.(1)

2.4 TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ

Konservatif tedavi yöntemlerinden fayda görmeyen ve diğer cerrahi seçeneklerin yetersiz kaldığı ileri evre diz osteoartritinde total diz artroplastisi (TDA) en etkili tedavi yöntemlerinden biridir. TDA'nin temel amacı, kronik ağrıyı hafifletmek, eklem fonksiyonunu geri kazandırmak, deformiteyi düzeltmek ve hastaların fonksiyonelliğini ve bağımsızlığını geri kazandırarak genel yaşam kalitesini iyileştirmektir.(12)

Freeman ve arkadaşları, 1973 yılında ideal total diz protezi tasarımının temel prensiplerini tanımlamış ve bu prensipler, günümüz protez tasarım ve cerrahi uygulamalarında da rehber niteliği taşımaktadır.(29) Bu prensipler şu şekilde özetlenmiştir:

- Standart bir teknik cerrahi işlem uygulanmalı: Cerrahi prosedürün her hastada aynı standartlarda gerçekleştirilmesi sonuçların güvenilirliğini artırır.
- Minimal kemik kesisi yapılmalı: Kansellöz kemik üzerinde geniş düz yüzeyler bırakarak protezin stabilitesini sağlayan minimal kemik kesisi tercih edilmelidir.
- Gevşeme riski azaltılmalı: Protez komponentlerinin güvenli bir şekilde sabitlenmesi ve uzun süreli stabilitesinin sağlanması hedeflenmelidir.
- Aşınma ürünleri en aza indirilmeli: Protez bileşenlerinin tasarımı, mümkün olan en az aşınma ürününü üretmeli ve bu ürünlerin aktivitesi düşük seviyede tutulmalıdır.
- Uzun stem kullanımından kaçınılmalı: Protezin uzun stemlerle sabitlenmesi yerine, gevşeme riskini azaltacak şekilde stemsiz veya daha kısa stemler tercih edilmelidir.
- Enfeksiyon riskini azaltmak için ölü boşluk minimumda tutulmalıdır.
- Fonksiyonel hareket açıklığı sağlanmalı: Protez en az 5 derece hiperekstansiyon ve 90 derece fleksiyona izin verecek şekilde tasarlanmalıdır.
- Bir miktar rotasyona izin verilmeli: Protezin tasarımı, eklemden doğal rotasyona müsaade ederek hareket kabiliyetini artırmalıdır.
- Yumuşak doku dengesi ile aşırı hareketin önlenmesi sağlanmalıdır.

2.4.1 Total Diz Artroplastisi Endikasyonları

TDA için endikasyonlar, önemli ağrı, fonksiyon kaybı veya deformiteye neden olan aşağıdaki durumlardır:

- Primer osteoartrit: Osteoartrit, TDA'nın en yaygın endikasyonudur.
- İnflamatuar artrit
- Postravmatik artrit
- Avasküler nekroz/Osteonekroz
- Eklemde ileri derece deformite

2.4.2 Total Diz Artroplastisi Kesin ve Göreceli Kontrendikasyonlar

TDA birçok hasta için önemli faydalar sağlasa da belirli durumlarda ameliyat önerilmez veya ertelenmelidir:

- Aktif enfeksiyon
- Şiddetli vasküler hastalık
- Şiddetli nörolojik bozukluklar
- Ekstansör mekanizmanın yetersizliği
- Anesteziye uygun olmayan komorbiditelerin varlığı
- Morbid obezite
- Şiddetli osteoporoz
- Major psikiyatrik hastalık
- Ameliyat sonrası rehabilitasyona uyum gösteremeyecek hasta

2.4.3 Total Diz Artroplastisi Komplikasyonları

TDA, güvenli ve etkili bir prosedür olmasına rağmen kısa ve uzun vadeli sonuçları etkileyebilecek belirli riskler ve potansiyel komplikasyonlar taşır. Yüksek başarı oranına rağmen olası komplikasyonları anlamak ve önlemek, uzun vadeli başarının sağlanmasına yardımcı olur:(11)

- Yara yeri komplikasyonları
- Enfeksiyon: TDA'nin en korkulan komplikasyonlarından biridir. Erken dönemde veya yıllar içinde ortaya çıkabilir. Antibiyotik tedavisi, debridman veya protezin değiştirilmesini gerektiren revizyon cerrahisi gibi müdahalelere ihtiyaç duyulabilir.
- Aseptik gevşeme: Ağrı, instabilite veya yeni gelişen deformite ile karşımıza çıkabilir.
- Derin ven trombozu/Pulmoner emboli: Profilaksi ile insidansı azaltılabilir.
- Eklem sertliği/Artrofibrozis: Eklem hareketinde azalmaya neden olarak fonksiyonel sonuçları azaltır.
- Kırıklar: Peroperatif veya postoperatif görülebilir. Bu kırıkların stabilize edilmesi gerekir.
- Damar-sinir yaralanması
- Patellar dizilim bozukluğu

2.5 ROBOTİK TOTAL DİZ ARTROPLASTİSİ

Total diz artroplastisi (TDA), ileri evre diz osteoartriti tedavisinde oldukça başarılı bir prosedür olarak kabul edilmesine rağmen, uzun dönem sonuçlara bakıldığında hasta memnuniyet oranlarının %75-80 arasında olduğu birçok çalışma bulunmaktadır.(4, 30, 31) Bu durum, TDA'da uzun dönem sağ kalım oranlarının yüksek olmasına rağmen, bazı hasta gruplarında fonksiyonel sonuçların veya subjektif memnuniyetin optimal seviyeye ulaşamadığını göstermektedir. Teknolojideki ilerlemelerle birlikte TDA'nın sonuçlarını daha da iyileştirmek ve hasta memnuniyetini yükseltmek amacıyla robotik cerrahi Ortopedi pratiğine girmiştir. Günümüzde robot yardımcı artroplastisi, özellikle implant yerleşiminde artan hassasiyeti, kişiye özel fonksiyonel dizilim sağlaması ve özellikle erken dönemdeki yüksek hasta memnuniyeti nedeniyle, birçok klinik ve cerrah tarafından geleneksel yöntemlerle yapılan artroplastisi cerrahisine tercih edilmeye başlanmıştır.(32)

Robot yardımcı cerrahinin tarihi 1980'lere kadar uzanır ve başlangıçta Nöroşirurji ve Üroloji gibi branşlarda araştırılmaya başlanmıştır. Ortopedik cerrahide robot kullanımı ise ilk kez 1990'ların başında 'ROBODOC®' sistemi ile başlamıştır.(33) IBM® Watson Center ve California Üniversitesi iş birliğiyle geliştirilen ROBODOC®, başlangıçta total kalça artroplastisi (TKA) için tasarlanmış bir sistemdir. ROBODOC®, özellikle kemik kesilerinin hassasiyetini artırmada önemli bir yenilik sunmuştur. Ancak, yüksek maliyeti, karmaşık öğrenme süreci ve o dönemdeki yeniliklere karşı cerrahi topluluk içindeki şüphecilik nedeniyle kullanımı sınırlı kalmıştır. Yine de ROBODOC®, daha sonra diz artroplastisi ameliyatlarında da kullanılmaya başlanmış ve bu alanda da kullanılan ilk sistemlerden biri olmuştur.(34)

ROBODOC®'un başarısını takiben, 2000'lerin başında TKA'da femoral hazırlık için robot yardımcı 'CASPAR®' (OrthoMaquet, Almanya) sistemi tanıtıldı. CASPAR® da başlangıçta TKA için kullanılmaya başlanmış, daha sonra TDA için de uyarlanmıştır. Bu sistemin, diz cerrahisinde kemik kesilerinin hassasiyetini artırdığı ve cerrahi doğruluğu geliştirdiği gösterilmiştir.(35) Ancak, yüksek maliyeti ve kullanımındaki teknik zorluklar nedeniyle sınırlı bir şekilde uygulanmıştır. Aynı dönemde, Londra Imperial College tarafından 'ACROBOT®' adı verilen bir başka robotik sistem tanıtılmıştır. ACROBOT® ise başlangıçta robot yardımcı unikondiler diz artroplastisi (UDA) için geliştirilmiş bir sistemdir. Sistem, kesici alet olarak burr kullanmıştır. ACROBOT®, robotik cerrahinin unikondiler artroplastide kullanımının önünü açan bir yenilik olarak kabul edilmiştir.

2006 yılında tanıtılan MAKO® (Fort Lauderdale, FL, ABD) robotik sistemi, robotik artroplasti alanında önemli bir yenilik sunarak bu teknolojinin gelişiminde bir dönüm noktası olmuştur. Sistem, 'RIO' adı verilen robotik bir kol kullanarak başlangıçta UDA için tasarlanan sistem, daha sonra patellofemoral artroplastie genişletilmiştir.

Günümüzde ise MAKO® robotik sistemi, bunlara ek olarak TDA, TKA hatta omuz artroplastilerinde de kullanılmaktadır. Artan cerrahi hassasiyet oranları, komplikasyon oranlarının azlığı, uzun vadeli protez stabilitesi ve hasta memnuniyeti oranlarıyla günümüzde en sık kullanılan robotik artroplasti sistemlerinden biri haline gelmiştir.(36) Günümüzde MAKO® robotik sistemi haricinde NAVIO®, ROSA®, CORI®, MISSO®, TSolution One® (ROBODOC®) ve OMNIBotic® gibi birçok firmanın kullandığı birçok farklı robotik sistem diz ve kalça artroplastisinde kullanılmaktadır.

Ameliyat sırasında doğruluğu artırmak için, birçok robotik sistem bilgisayar navigasyon sistemleriyle entegre bir şekilde çalışır. Bu entegrasyon, ameliyat öncesi yapılan bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans (MR) görüntülemelerinden elde edilen 3 boyutlu (3D) modellerin kullanılmasını içerir. Bu modeller cerraha, ameliyat sırasında implantların ve cerrahi aletlerin gerçek zamanlı konumlarını takip etme olanağı sağlar. Navigasyon sistemleri ayrıca cerrahi sırasında sürekli geri bildirim sunarak kemik kesimlerinin ideal şekilde uygulanmasını, implantların doğru dizilimde yerleştirilmesi ve cerrahi planlamanın daha iyi uygulanmasını sağlar.

Robotik sistemler cerraha sağladığı yardım düzeyine göre sınıflandırılabilir. Buna göre sistemler aktif otonom, yarı aktif ve pasif robotik sistemler olarak üç gruba ayrılır.(37)

Aktif otonom robotik sistemler, cerrahdan bağımsız olarak belirli görevleri otomatik bir şekilde gerçekleştiren tamamen robotik olan sistemlerdir. Bu sistemler, cerrahdan gerçek zamanlı müdahale gerektirmeksizin, ameliyat öncesi görüntüleme verilerine dayalı olarak programlanmış planları takip ederek kemik kesilerini gerçekleştirir.

Cerrah, ameliyat öncesinde implant yerleşimi ve kemik kesi planlarını sisteme yükler; robot ise bu planı tamamen otonom bir şekilde uygular. TSolution One® ve CASPAR® aktif otonom sistemlere örnektir.(38)

Yarı aktif robotik sistemler, ameliyat sırasında cerraha yardımcı olan, ancak cerrahın gerçek zamanlı rehberliği ve girdisiyle çalışan robotik teknolojilerdir. Bu sistemler, cerrahın kontrolü altında hareket eder ve işlem sırasında sağladığı geri bildirim mekanizmaları sayesinde hassasiyeti artırır. Bu sistemlerde, cerrah robotik sistemin rehberliğinden faydalanırken cerrahi işlemleri bizzat gerçekleştirir. Sistem, belirlenen cerrahi plan dışına çıkılmasını engelleyen sınırlama mekanizmalarıyla güvenliği artırır. MAKO®, NAVIO® ve OMNIBotic® yarı aktif robotik sistemlere örnektir.(38)

Pasif robotik sistemler, cerrahi sırasında cerraha rehberlik sağlamak için kullanılan teknolojilerdir ancak cerrahi aletlerin kontrolü tamamen cerraha aittir. Bu sistemler, ameliyatı planlama aşamasında cerraha yardımcı olur ve ameliyat sırasında aletlerin doğru konumlandırılmasına yönelik yönlendirmeler sağlayabilir ancak, aktif bir görev gerçekleştirmezler. Robotun yalnızca destekleyici bir araç olarak işlev görür.

Robot yardımcı artroplasti, geleneksel cerrahi tekniklere kıyasla birçok önemli avantaj sunar. Başlıca avantajlar şu şekilde sıralanabilir:(39)

- Artmış hassasiyet: Robot yardımcı artroplasti, hastaya ve cerraha bağlı değişkenliği en aza indirir ve farklı vakalarda daha tutarlı sonuçlar elde edilmesini sağlar.
- İyileştirilmiş dizilim: Robotik sistemler, ameliyat öncesinde yapılan 3D modelleme ve ameliyat sırasında sağlanan geri bildirim mekanizmalarıyla protez diziliminin daha doğru yapılmasını sağlar.
- Kişiselleştirilmiş cerrahi: Robotik sistemler, her prosedürü hastanın anatomisine göre kişiselleştirmeye olanak tanır. Ameliyat öncesi planlama, cerraha implant boyutu, dizilimi ve yerleşimini hastaya özel ayarlama fırsatı sağlar ve fonksiyonel dizilim elde edilmeye çalışılır.
- Yumuşak doku gevşetmelerinin azaltılması: Robotik ölçümlerin hassasiyeti sayesinde yumuşak dokuların gereksiz gevşetilmesi önlenir. Bu durum, ameliyat sonrası daha az ağrı ve şişlik ile sonuçlanır ve hastaların daha hızlı rehabilitasyona başlamasına katkı sağlar.
- Daha kısa hastanede kalış süresi: Robot yardımcı cerrahiler, genellikle daha hızlı iyileşme ve daha kısa hastanede kalış süreleri ile ilişkilidir. Azalan ağrı ve şişlik, hastaların daha erken mobilize olmasına olanak tanır, bu da erken taburculuğa olanak sağlar.
- Azalmış cerrah yorgunluğu: Robotik sistemler, özellikle karmaşık ve uzun prosedürler sırasında cerrahın fiziksel yorgunluğunun azalmasına yardımcı olur. Robotik kolun aletlerin pozisyonlandırılmasına yardımcı olması, cerraha ergonomik bir çalışma ortamı sağlar.

Robot yardımcı artroplasti, çeşitli avantajlar rağmen, kullanımıyla ilişkili bazı önemli dezavantajlar da bulunmaktadır:(40)

- Yüksek maliyet: Robotik cerrahi sistemler, cihazların kendisinin yanı sıra bakım, yazılım güncellemeleri ve ek eğitim maliyetleri gibi nedeniyle de yüksek maliyete sebep olur.

- Uzun öğrenme eğrisi: Robot yardımcı cerrahinin etkin bir şekilde uygulanabilmesi için cerrahların kapsamlı bir eğitim alması ve sistemin kullanımına alışması gerekir.
- Erişilebilirlik: Robotik cerrahi sistemlerinin yüksek maliyeti ve teknik gereksinimleri nedeniyle, bu sistemler tüm hastaneler veya cerrahi merkezlerde mevcut değildir.
- Teknik arıza riski: Robotik sistemler, teknik arızalara karşı duyarlıdır ve bu tür bir arıza, cerrahi işlemin gecikmesine veya durmasına neden olabilir.
- Ameliyat öncesi artan planlama: Robotik cerrahi, genellikle ameliyat öncesi BT veya MRI taramaları gerektirir. Bu taramalar, ek maliyet, zaman ve radyasyon maruziyeti gibi dezavantajları beraberinde getirir.
- Belirsiz uzun dönem sonuçlar: Robot yardımcı artroplasti giderek yaygınlaşmasına rağmen, robotik ve geleneksel cerrahilerin uzun dönem sonuçlarını karşılaştıran çalışmalar sınırlıdır.
- Revizyon cerrahileri: Bazı çalışmalar, robotik cerrahinin avantajlarının özellikle primer cerrahilerde belirgin olduğunu göstermektedir. Ancak, revizyon cerrahisi için robotik sistemlerin etkinliği henüz net değildir.

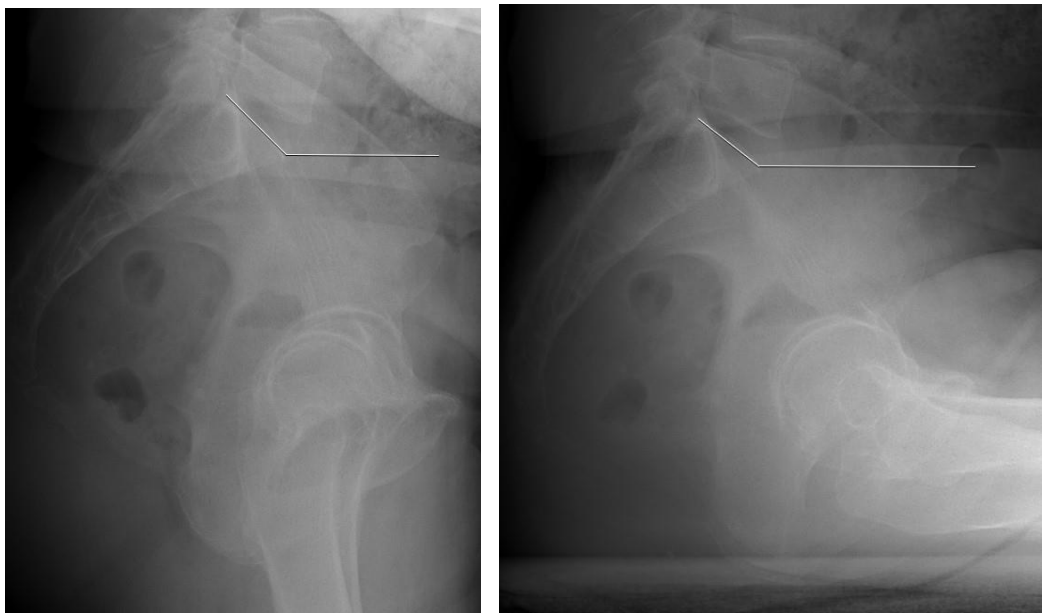
2.6 SPİNOPELVİK PARAMETRELER

Spinopelvik parametreler, omurga ve pelvis arasındaki uzaysal ilişkiyi tanımlayan ve denge, postür ve hareket sırasında kritik bir rol oynayan önemli ölçümlerdir. Geçmişte, omurga ve pelvis deformiteleri genellikle ayrı ayrı ele alınırken, günümüzde bu parametreler hem klinik hem de cerrahi değerlendirmelerde giderek daha popüler hale gelmiştir. Omurga ve pelvis arasındaki biyomekanik etkileşimin anlaşılmasıyla spinopelvik parametreler omurga cerrahilerinde spinal deformitelerin değerlendirilmesi ve cerrahi planlamada önemli bir hale gelmiştir.(41) Daha sonra, TKA'da asetabular komponentin doğru konumlandırılması açısından önemi ortaya konmuştur.(42, 43) Pelvis, oturma ve ayağa kalkma gibi günlük hareketlerde hareketli bir yapıya sahiptir. Oturma hareketinde hareketin 70°-80°'ye kadar olan kısmı kalça ekleminde sağlanırken kalan 10°-20° hareket ise pelvik hareket ile tamamlanır ve oturma

gerçekleştirilir. Pelvis bu hareketi anterior tilt pozisyonundan (fleksiyondan) posterior tilt pozisyonuna (ekstansiyona) doğru hareket ederek sağlar. Pelvisin öne-arkaya olan bu dinamik hareketi, asetabulumun uzaysal konumunu da beraberinde değiştirmektedir. Pelvis veya omurgadaki dejeneratif değişiklikler veya lomber füzyon cerrahisi sonrası gibi pelvik hareketin azalması durumunda pelvis postürü değişikliklere uyum sağlayamayacağı için sıkışmaya (impingement) neden olarak TKA'da dislokasyon riskini arttırmaktadır. Bu mekanizmanın anlaşılması TKA'nın uzun dönem sonuçları açısından spinopelvik hareketin ameliyat öncesi değerlendirilmesinin önemini arttırmıştır.

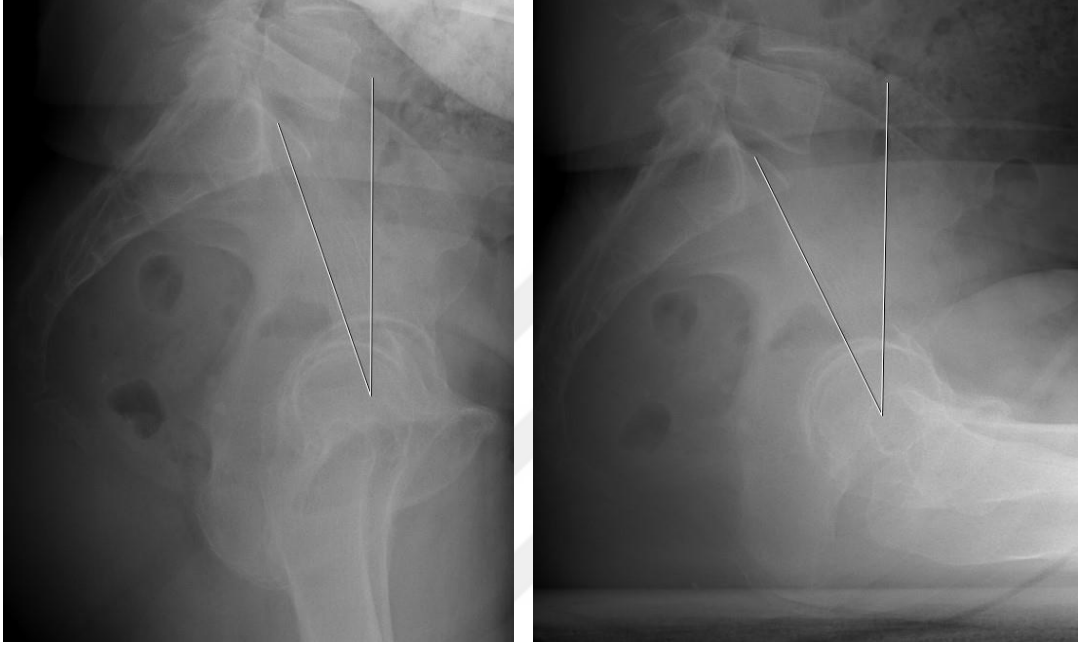
Pelvik insidans, sakral slope, pelvik tilt, lomber lordoz gibi kullanılan spinopelvik parametreler, pelvik hareketi değerlendirmek ve omurga-pelvis etkileşimini statik olarak ölçmek için kullanılan parametrelerdir. Ölçümler omurga ve pelvisi içeren yan radyografiler ile gerçekleştirilmektedir. Bu grafiler omurga ile pelvis arasındaki ilişkiyi daha iyi değerlendirmek için ayakta ve oturarak çekilir.(44) Kullanılan temel spinopelvik parametreler şunlardır:

- Sakral Slope (SS): Sakrumun üst end-plate ile yer düzlemine paralel çizilen yatay çizgi arasındaki açı ile hesaplanır. (45) Ortalama 40° olan SS, 20° ile 65° arasında olabilir.(46) Sakrumun anterior tilt derecesini yansıtır ve özellikle lomber lordoz ile yakından ilişkilidir.



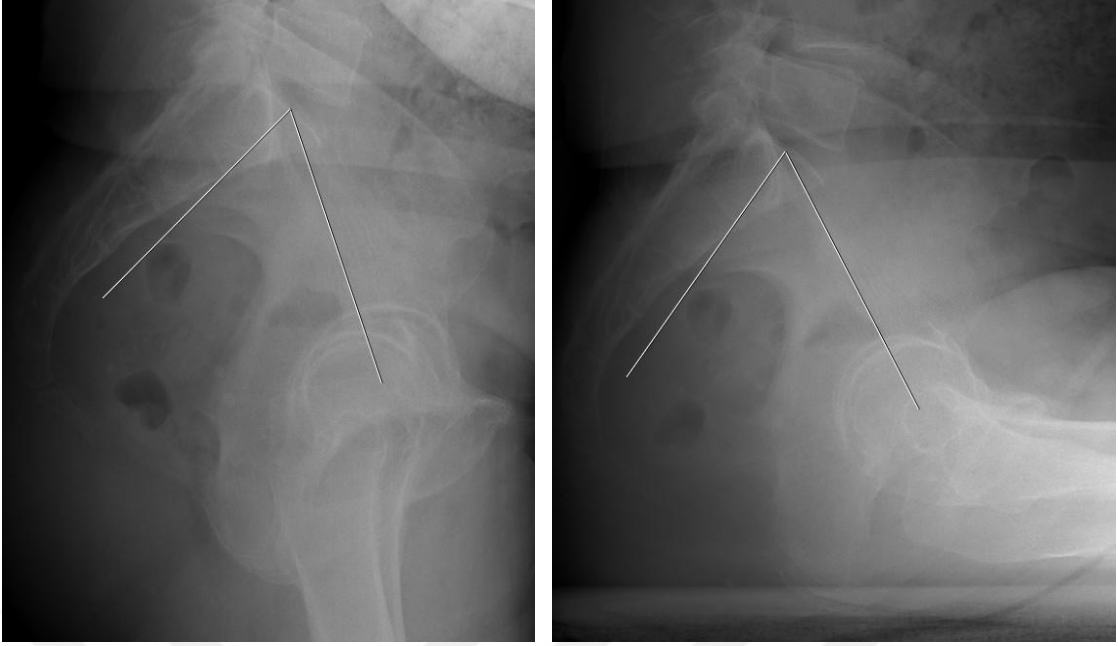
Şekil-3: Ayakta ve oturarak çekilen grafilerde sakral slope (SS) ölçümü.

- Pelvik Tilt (PT): Pelvisin femur başlarına göre anterior veya posterior eğimini tanımlar. Femur başı merkezlerini birleştiren doğrunun orta noktasından geçen yer düzlemine dik çizilen doğru ile bu noktadan sakral üst end-plate'in orta noktasına çizilen doğru arasındaki açı ile hesaplanır.(45) Ortalama 12° olan PT, 5° ile 30° arasında olabilir. PT, postüre bağlı olarak değişen dinamik bir parametredir ve omurgadaki sagittal imbalansa karşı kompanzasyonu sağlar.



Şekil-4: Ayakta ve oturarak çekilen grafilerde pelvik tilt (PT) ölçümü.

- Pelvik İnsidans (PI): Hayat boyu değişmeyen sabit bir parametre olarak kabul edilen parametredir. Femur başı merkezlerini birleştiren doğrunun orta noktasından sakral üst end-plate orta noktasına çizilen doğru ile sakrum üst end-plate orta noktasından geçen dik doğru arasındaki açı ile de hesaplanır.(45) Ortalama 51° olan PI, 34° ile 86° arasında olabilir.



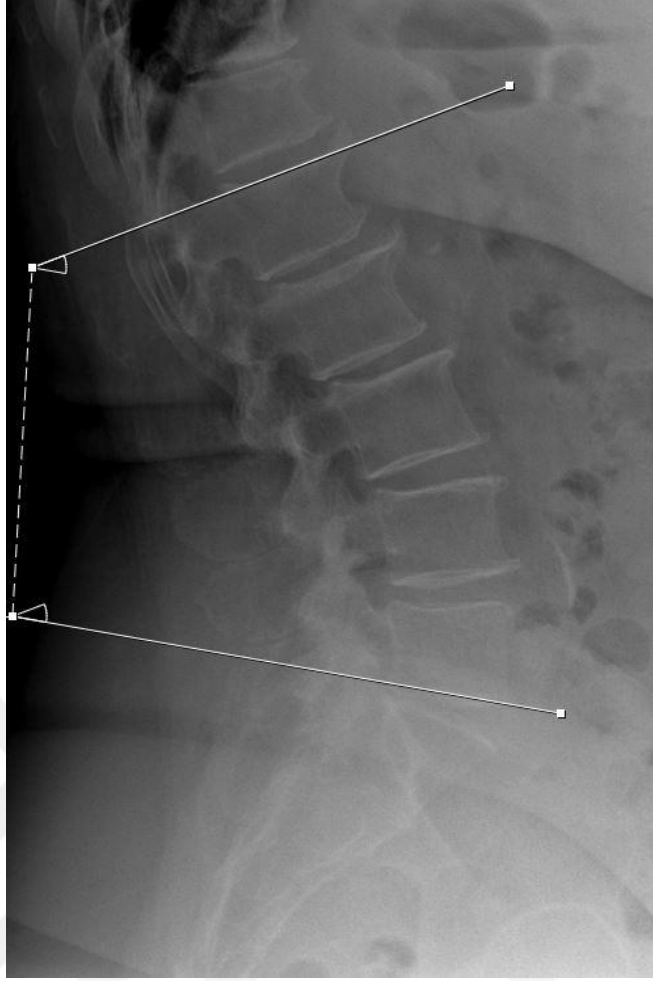
Şekil-5: Ayakta ve oturarak çekilen grafilerde pelvik insidans (PI) ölçümü.

Tüm bu açılar arasında geometrik bir ilişki vardır ve PI, PT ile SS toplamına eşittir.

$$(PI=PT+SS)(47)$$

- Lomber Lordoz (LL): Lomber lordoz, lomber omurganın dış bükey eğriliği olup Cobb açısı tekniği ile birinci lomber vertebra'nın üst end-plate ile sakrum üst-end plate arasındaki açı ile ölçülür.(45) LL, mekanik yükleri omurga ve pelvis boyunca dağıtarak sagittal dengeyi sağlamada önemli bir rol oynar. Lordoz derecesi hem SS hem de PI tarafından etkilenir.

PI ve LL doğrudan ilişkilidir ve aralarındaki normal fark değeri $(PI-LL) \leq 10^\circ$ vardır. PI ve LL arasındaki bu fark 'mismatch' olarak tanımlanır. Bu farkın $\geq 10^\circ$ olması durumunda hastaların ağrı ve fonksiyonel skorlarında azalma görülür.(48)



Şekil-6: Ayakta çekilen grafide lomber lordoz (LL) ölçümü.

- **Sagital Vertikal Aks (SVA):** Sagital vertikal aks, C7 vertebra korpus merkezinden yere dikey düşen 'plumb hattı' ile sakrumun arka kenarı arasındaki bu doğruya dik yatay mesafe ölçülerek belirlenir.(45) Artan SVA, genellikle spinal deformitelerde görülen kifotik bir duruşu işaret eder ve bu da dengenin ve yürüyüşün etkilenmesine neden olur.



Şekil-7: Ayakta çekilen grafide sagittal vertikal aks (SVA) ölçümü.

2.7 KALÇA-DİZ-OMURGA SENDROMU

1990'larda Jean Dubousset tarafından tanımlanmış "*Ekonomi Konisi*", postür, denge ve enerji verimliliğini değerlendiren özellikle omurga ile diğer kas-iskelet sisteminin biyomekaniğini tanımlayan bir kavramdır. Dubousset bu teoriyi, insan vücudunun nasıl denge sağladığını açıklamak için kullanmıştır. Bu fikir, özellikle spinal deformiteler ve dejeneratif alt ekstremit eklemler hastalıklarının yönetiminde büyük önem kazanmıştır.(49) Ekonomi konisi, vücudun denge aralığını temsil eden metaforik bir ters koni olarak tanımlanır. Koninin tabanı, genellikle pelvis ve alt ekstremitelerin etrafında merkezlenmiş olan vücudun destek tabanını temsil eder. Bu modelde, vücut kütle merkezi (VKM), koninin içinde tutulduğu sürece postür stabil kalır ve vücut minimum enerji harcamasıyla dengeyi korur. Ancak VKM koninin dışına kayduğunda -örneğin spinal

deformiteler, alt ekstremitte eklem kontraktürleri- dengeyi sağlamak için daha fazla enerji gerektirir. Artmış enerji ihtiyacı sonuçta yorgunluk, instabilite ve artmış kompanzatuvar deformiteler ile artmış düşme riskini ortaya çıkarır.(50, 51)

Ekonomi konisi teorisi, alt ekstremitte eklemlerindeki osteoartrit sonucu diğer eklemlerde, özellikle omurgada telafi edici değişikliklere yol açan ve Diz-Omurga Sendromu (DOS)(1) veya Kalça-Diz-Omurga Sendromu (KDOS)(52) olarak tanımlanmış sendromları anlamak için faydalıdır. KDOS, kalça, diz ve omurga arasındaki birbirine bağlı ve çoğu zaman kompanzatuvar ilişkileri tanımlayan bir sendromdur. Bu sendrom, örneğin diz eklemiindeki dejeneratif değişikliklerin, kalça ve omurga mekaniklerini nasıl etkileyebileceğini veya bunun tersinin de geçerli olabileceğini gösterir. Diz osteoartriti hem sagittal hem de koronal planda yarattığı değişiklikler sonucunda omurga ve diğer alt ekstremitte eklemlerinde kompanzatuvar değişiklikler ortaya çıkararak pelvis ve kalça hareketlerinin etkilenmesine neden olur. Fleksiyon kontraktürü gelişmiş bir diz osteoartriti hastada, dik postürü ve dengeyi korumak için lomber omurgada hiperekstansiyon (lordozda azalma) ve pelviste anteversiyon gelişir.(53) Lomber lordozda azalmaya bağlı torakal kifozda artış görülür ki hastaların öne doğru eğilmesine neden olan bu durum 'Kalça-Diz-Omurga Sendromu'nun klasik bir özelliğidir. Pelvik anteversiyon gluteal kaslarda gerginliğe bağlı kalça eklemlerinde hiperekstansiyona neden olur. Ayrıca ağrı nedeniyle diz hareketindeki kısıtlama, pelvis ve kalça eklemlerinin kullanılmasında ve bu eklemlerdeki anormal yüklenmelerde artışa neden olur.

Bu değişiklikler, sagittal planda olabileceği gibi koronal plan deformitelerine bağlı da gelişebilir. Varus veya valgus gibi koronal plan deformitelerinde ise dizdeki deformitelere bağlı bir tarafın diğer tarafa göre daha yüksek konumlanmasına neden olarak pelvik asimetri gelişir ve hastanın bir tarafa doğru eğilmesine özellikle lomber omurgada artan bir mekanik strese yol açar.(54, 55)

Diz osteoartriti olan hastalarda, ağrı, sertlik ve deformiteyi telafi etmek için yürüyüş paternlerinde de değişiklikler gösterirler. Adım uzunluğunun azalması, ağırlı tarafta duruş fazının kısalması, ağrı ve daha az ekstansiyon hareketine bağlı dengenin sağlanması için gövde ve pelvisin daha harekette daha fazla kullanılması bunlardan

bazılarıdır. Ayrıca bu hastaların gövdelerini öne doğru eğerek yürümesi lomber omurgada ve pelviste daha fazla stres oluşmasına neden olur.(25, 56)

TDA'da, temel amaç diz eklemiindeki ağrının azaltılması ve deformitelerin düzeltilmesi olsa da bu değişikliklerin sonucu yalnızca diz eklemiyle sınırlı kalmaz ve vücudun diğer bölgelerini de etkiler. Diz eklemiindeki iyileştirmeler, omurga, pelvis ve alt ekstremitelerin biyomekanik uyumuna katkıda bulunarak genel postür ve hareket kalitesini artırır. Örneğin, fleksiyon kontraktürünün düzeltilmesi, pelvisin posterior PT açısında azalmaya ve SS açısında artışa yol açar. Bu durum, lomber lordozun yeniden sağlanmasına katkıda bulunur. Aynı şekilde, koronal plan deformitelerin düzeltilmesi, kuadriseps ve hamstring gibi kalça eklemi geçen kas gruplarının da uygun pozisyonlanmasına katkı sağlar. Bu, yalnızca kasların biyomekanik etkinliğini artırmakla kalmaz, aynı zamanda pelvik asimetrinin düzelmesine yardımcı olur. Ayrıca, TDA sonrası ağrının azalması, hastaların daha düzgün ve normal bir yürüme paternine kavuşmasını sağlar. Yürüme mekaniklerinin düzelmesi, pelvik hareketlerin ve omurga yüklenmelerinin dengeli bir şekilde dağılmasını sağlayarak kompanzasyon sonucu oluşan postüral bozuklukları azaltır.(57, 58)

2.8 YÜRÜME ANALİZİ

Yürüme, vücudun belirli bir hızda ve doğrultuda hareket ederek istenilen yere taşınmasını sağlayan temel bir motor aktivitedir. Yürüme analizi ise insan yürüyüşünü ve yürüme paternlerinin sistematik olarak incelenmesidir. Eklem açılarını, kas aktivasyonlarının ve yürüme sırasında yük dağılımının değerlendirilmesi gibi birçok biyomekanik ölçümleri içeren yürüme analizi sistemleri günümüzde birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.

2.8.1 Yürüme Döngüsü

Yürüme döngüsü, tekrarlayan yürüme olaylarından birbirini takip eden iki oluşumu arasındaki zaman aralığı olarak tanımlanabilir. Yürüme döngüsünü tanımlamak için herhangi bir olay seçilebilmesine rağmen, genellikle ilk topuk teması ile aynı topuğun ikinci temasına kadar geçen süreç tercih edilir. Yürüme döngüsü, iki ana faza ayrılır: Duruş (Stance) fazı ve Salınım (Swing) fazı

- **Duruş Fazı:** Topuk yere teması (heel strike) ile başlar ve aynı ayağın parmak ucu kalkmasıyla (toe-off) sona erer. Yürüme döngüsünün yaklaşık %60'ını oluşturur ve bu fazda vücut iki ayak tarafından desteklenir.
- **Salınım Fazı:** Parmak ucu kaldırıldığından tekrar topuk yere temas anına kadar gerçekleşir. Bu faz, yürüme döngüsünün kalan %40'ını kapsar. Bu sırada vücut tek ayak üzerinde bulunur.

2.8.2 Yürüme Analizi Sistemleri

Yürüme analizi için kullanılan sistemler, basit gözlemsel tekniklerden oldukça gelişmiş teknoloji tabanlı yöntemlere kadar çeşitlilik gösterir:

- **Gözlemsel Yürüme Analizi:** En basit formdur ve eğitimli bir klinisyen tarafından hastanın yürüyüşü görsel olarak incelenir. Genel değerlendirme için etkili olsa da subjektif olması ve kesin veri sağlayamaması gibi dezavantajları vardır.
- **Hareket Yakalama Sistemleri:** Bu sistemler, vücuda yerleştirilen yansıtıcı işaretleyicilerle üç boyutlu hareketi yakalayan sensörler kullanır. Son derece hassas olup eklem açıları, uzuv hareketleri ve mekânsal parametreler hakkında detaylı bilgi sağlar. Ancak, karmaşıklığı ve maliyeti nedeniyle genellikle laboratuvar ortamlarında kullanılır.
- **Giyilebilir Sensörler:** İnertial Ölçüm Birimleri ile (Inertial Measurement Units- IMU'lar) giyilebilir teknolojiler, kişilerin günlük aktiviteler sırasında sürekli izleme imkânı sağlar. Hareket yakalama sistemlerinden farklı olarak laboratuvar ortamına ihtiyaç duymaz. Hastaların gerçek hayat koşullarındaki yürüme, oturma gibi aktiviteleri hakkında detaylı bilgiler sunar.



Şekil-8: Giyilebilir sensörler (IMU) ve giyme aparatları.

2.8.3 İnertial Ölçüm Birimleri (IMU)

Günümüzdeki teknolojik gelişmelerle birlikte birden fazla kamera ve teknik ekipman içeren belirli bir laboratuvar ortamına ihtiyaç duyan sistemlerinin aksine, kompakt, taşınabilir ve hemen hemen her ortamda uygulanabilir sistemler olan IMU'lar hareket yakalama sistemlerinin aksine uzayda dönüşler ve çeviriler içeren karmaşık hareketleri de analiz edebilen sistemler olup iki boyutlu analizle değerlendirilemeyen hareket mekaniğine ilişkin de değerlendirme olanağı sunar. Ek olarak gerçek zamanlı geri bildirim ile verileri yerinde işleme veya bir bilgisayara iletebilme imkânı da sağlar. Ayrıca IMU verileri, kişiselleştirilmiş biyomekanik modellere entegre edilebilir, bu entegrasyon ile IMU'lar günlük yaşam aktivitelerinin dinamik simülasyonlarını gösterebilir.



Şekil-9: İnertial Ölçüm Birimleri (IMU).

Yapılan çalışmalar, IMU tabanlı sistemlerin, belirli aktivite için optimize edildiğinde, optik hareket yakalama sistemleriyle karşılaştırılabilir hassasiyette eklem kinematiğini doğru bir şekilde yakalayabildiğini göstermiştir.(59) Ancak, doğruluğun sensör kalitesi ve yerleşimine bağlı olarak değişebileceği akılda tutulmalıdır. Kayıt sırasında zorluklar ve dikkat edilmesi gerekenler temel olarak sensör yerleşimi, kalibrasyonu ve çevresel faktörlerin yaratacağı etkilerin engellemesidir. Yanlış pozisyonlama, gerçek hareketin doğru bir şekilde yakalanmasında hatalara yol açabilir. Ek olarak, IMU’larda kullanılan manyetometrelerin okumalarını etkileyebilecek, çevrede var olan diğer elektroniklerin neden olacağı manyetik bozulmalara da dikkat edilmesi gerekmektedir.

2.8.4 Yürüme Analizinin Bileşenleri

Yürüme analizi sistemleri, yürüme mekaniğini değerlendirmek için birçok çeşitli ölçüm yapar. Bu ölçümler, eklem hareketleri, zamanlama, kuvvet dağılımı ve genel denge hakkında ayrıntılı bilgiler sağlar. Bu ölçümleri mekansal-zamansal (spatiotemporal)

veriler, kinematik veriler, kinetik veriler ve elektromiyografi (EMG) ölçümleri olarak kategorize edebiliriz.

2.8.4.1 Mekansal-Zamansal (Spatiotemporal) Ölçümler

Bu ölçümler, yürüyüşün zamanlama ve mekansal yönleri hakkında bilgi sağlar ve yürüme analizinde en yaygın kullanılan temel parametrelerdir.

- **Duruş (Stance) ve Salınım (Swing) Süresi:** Duruş süresi, ayağın yere temas ettiği süreyi ifade ederken, salınım süresi ayağın havada kaldığı süreyi ifade eder. Duruş ve salınım sürelerinin oranı yürüme hızına göre değişir.
- **Adım Uzunluğu (Step Length):** Bir ayağın topuk temasından diğer ayağın topuk teması arasındaki mesafeye denir. Adım uzunluğu, adım simetrisi ve yürüyüş verimliliği hakkında bilgi verir. Anormal adım uzunluğu, eklem ağrısı, hareket kısıtlılığı ve deformitelere bağlı olabilir.
- **Adım Döngü Uzunluğu (Stride Length):** Aynı ayağın iki ardışık topuk teması arasındaki mesafeye denir. Kısa adım uzunluğu, eklemde hareket kısıtlılığı, kas zayıflığı veya nörolojik bozukluklarla ilgili yürüme anormalliklerini gösterebilir.
- **Kadans (Cadence):** Ritim olarak da Türkçeye çevrilebilen 'kadans', dakikada atılan adım sayısına denir. Düşük kadans yavaş yürüme hızı ile ilişkiliyken, yüksek kadans genellikle hızlı yürüme veya koşmayla ilişkilendirilebilir.
- **Yürüme Hızı (Gait Speed):** Bir bireyin yürüdüğü toplam hız, genellikle metre bölü saniye (m/sn) olarak ölçülür. Yürüme hızı, fonksiyonel hareketliliğin güçlü bir göstergesidir ve yürüme hızındaki düşüş, yaşlanma, nörolojik rahatsızlıklar veya ortopedik problemlere bağlı olabilir.
- **Adımlama Zamanı (Step Time):** Her adımın tamamlanma süresine denir. Adım zamanındaki değişiklikler, yürüme asimetrisini veya denge sorunlarını gösterebilir.
- **Çift Destek Süresi (Double Support Time):** Yürüyüş sırasında her iki ayağın da yerde olduğu süreyi ifade eder. Her döngünün yaklaşık %10'unu oluşturur. Çift destek süresinin ortadan kalkması durumuna 'koşma' denir. Artan çift destek süresi, denge bozukluğu olan bireylerde gözlenir.

2.8.4.2 Zamansal (Temporal) Ölçümler

Zamansal ölçümler, denge, koordinasyon ve hareketlerin zamanlamasını değerlendirmek için kullanılır.

- Faz Zamanlaması (Phase Timing): Yürüme döngüsünün her aşamasında harcanan zamanın yüzdesini izler. Faz zamanlamasındaki değişiklikler, denge sorunlarını veya eklem ağrısına telafi olarak gelişen mekanizmaları gösterebilir.
- Kadans Değişkenliği (Cadence Variability): Kadansın zaman içinde nasıl değiştiğini gösterir. Kadans değişkenliğindeki yüksek oran, yürüme instabiliteleri veya nöromusküler hastalıkları gösterebilir.

2.8.4.3 Kinematik Ölçümler

Kinematik veriler, eklemlerin ve ekstremitelerin hareketlerine odaklanır ve kuvvetleri dikkate almadan açısal yer değiştirme, hız ve ivme verilerini içerir.

- Eklem Açıları (Joint Angles): Kalça, diz ve ayak bileği eklemlerindeki açılar, yürüme döngüsünün farklı aşamalarında izlenir. Eklem açı ölçümleri, hareket açıklığını, eklem hareket kısıtlılığını ve normal hareket paternlerinden sapmaları değerlendirir.
- Açısal Hız ve İvme (Angular Velocity and Acceleration): Bu ölçümler eklem açılarındaki hızı ve ivmeyi ölçer.
- Ayak İlerleme Açısı (Foot Progression Angle): Yürüme aksı ile ayağın gösterdiği yön arasındaki açıya denir. Kalça veya dizdeki rotasyonel deformitelerden kaynaklanabilen dışa basma veya içe basma gibi anormallikleri belirlemeye yardımcı olur.

2.8.4.4 Kinetik Ölçümler

Kinetik ölçümler, yürüme sırasında uygulanan kuvvetleri içerir.

- Zemin Reaksiyon Kuvvetleri (Ground Reaction Forces): Bu kuvvetler, yürüyüş sırasında ayak üzerine zemin tarafından uygulanan kuvvetlerdir. Zemin reaksiyon kuvvetleri dikey, ön-arka (frenleme ve itiş) ve medial-lateral (yan denge) olmak üzere üç boyutta ölçülür.

- **Eklemler Momentleri (Joint Moments):** Eklemler momentleri, bir eklem etrafındaki döndürme kuvvetlerini ifade eder. Diz veya kalça momentleri, yürüyüş sırasında eklemi hareket ettirmek için ne kadar kuvvet gerektiğini anlamak için önemlidir. Eklemler momentlerindeki sapmalar, kas zayıflığı veya eklem instabilitelerini gösterebilir.
- **Basınç Merkezi (Center of Pressure):** Vücut ağırlığının ayak üzerine dağıldığı noktayı gösterir. Yürüme döngüsü boyunca basınç merkezi hareketi, denge sorunları ve ayaklar arasındaki asimetrik yükleme paternlerini ortaya çıkarabilir.

2.8.4.5 Elektromiyografi (EMG) Ölçümleri

EMG, yürüme sırasında kasların elektriksel aktivitesini ölçer. Bu ölçüm, kas fonksiyonunu ve koordinasyonunu anlamak için kullanılır.

- **Kas Aktivasyon Zamanlaması (Muscle Activation Timing):** EMG, yürüme döngüsü boyunca kas aktivasyonunun başlangıcını ve süresini izler. Kas aktivasyonunun çok erken veya geç gerçekleşmesi, nöromüsküler hastalıklarda görülebilir.
- **Kas Aktivasyon Yoğunluğu (Muscle Activation Intensity):** EMG sinyalinin amplitüdü, kas kasılmalarının gücünü gösterir. Eklem disfonksiyonlarında telafi olarak daha yüksek bir yoğunluk gerekebilirken, daha düşük yoğunluk kas zayıflığını veya yetersiz aktivasyonu gösterebilir.

3. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Koç Üniversitesi Klinik Araştırmalar Etik kurulu tarafından '2024.095.IRB1.007' protokol numarası ile kabul edildi. Koç Üniversitesi Hastanesi'nde Temmuz 2022 ile Kasım 2023 tarihleri arasında primer diz osteoartriti tanısıyla aynı cerrahi ekip tarafından, tek taraflı robotik total diz artroplastisi (Stryker® MAKO robot-Stryker® Triathlon PS) uygulanan hastaların demografik verilerinin (yaş, cinsiyet, VKİ), ameliyat öncesi ve sonrası yapılan hareket analizi verilerinin, radyografik verilerinin ve fonksiyonel sonuçlarının değerlendirildiği tek merkezli, prospektif takibi olan retrospektif bir kohort çalışmasıdır.

Çalışmaya Dahil Edilme Kriterleri

- Koç Üniversitesi Hastanesi'nde primer diz osteoartrit tanısıyla tek taraflı robotik total diz artroplastisi uygulanmış 1 yıl ve üzeri takibi olan hastalar
- 55-85 yaş hasta
- Ameliyat öncesi ve sonrasında yürüme analizi gerçekleştirilmiş hastalar
- Oturarak ve ayakta lumbosakral yan grafileri çekilmiş hastalar

Çalışmadan Dışlama Kriterleri

- 1 yılın altında takibi olan hastalar
- İnflamatuar osteoartrit zemininde total diz protezi uygulanmış hastalar
- Kırık zemininde artroplastisi uygulanmış hastalar
- Desteksiz yürüme platformunda yürüyemeyen veya sandalyeye oturma-kalkma hareketini gerçekleştiremeyen hastalar
- Lomber spinal füzyon cerrahisi geçirmiş hastalar
- Aynı veya karşı taraf total kalça protezi mevcut olan hastalar

Çalışmaya dahil edilen tüm hastalar 2g Sefazolin ve 1g Traneksamik asit profilaksisi altında spinal ve epidural kombine anestezi altında supin pozisyonda turnikesiz bir şekilde ameliyata hazırlandı. Orta hat cilt insizyonu ve medial parapatellar artrotomi ile ekleme giriş sağlandı. Yumuşak doku gevşetmeleri ve kemik kesileri gerçekleştirmeden ameliyat öncesi çekilen bilgisayarlı tomografi (BT) ölçümleri de kullanılarak 'MAKO® robotik sistemi'ne hastaların kemik tanıtları yapıldı. Planlanan femur ve tibia kemik kesileri robotik kol yardımıyla gerçekleştirildi. Arka çapraz bağ kesisi kılavuzu üzerinden

ve patella kemik kesisi ise serbest olarak kemik testeresi yardımıyla gerçekleştirildi. Stryker® Triathlon PS komponentleri antibiyotikli sement ile yerleştirildikten sonra da 'MAKO® robotik sistemi' ile aks ölçümleri kontrol edildi. Dren yerleştirilmeden eklem kapsülü kapatıldıktan sonra 1g Traneksamik asit eklem içine enjekte edilip cilt altı ve cilt dokuları kapatıldı. Hastalara ameliyat sonrası 24 saat 4x1g Sefazolin, 48 saat 2x500mg Traneksamik asit profilaksisine devam edildi. Tüm hastalar ameliyat gecesi yatak kenarına oturtularak mobilizasyona başlandı. Ameliyat sonrası 1.günde yürüteç yardımıyla mobilizasyona devam edildi. Ameliyat sonrası 3. günde merdiven inip-çıkma ve çift kanadiyen değnek ile mobilizasyon eğitimi aldıktan sonra ameliyat sonrası 4.günde çift kanadiyen değnek ile taburcu edildi. Ameliyat sonrası 2. hafta dikişler alındıktan sonra ameliyat olan tarafın karşı tarafında kullanacak şekilde tek değnek ile mobilizasyona geçildi. Ameliyat sonrası 1.ay sonunda da desteksiz mobilizasyona başlandı.

Hastaların yatış süresi boyunca ağrı kontrolünü sağlamak için ameliyattan 1 gün önce servise alınıp Koç Üniversitesi Hastanesi'nde tüm alt ekstremitte artroplastisi hastalarına uygulanan 'Multimodel ağrı protokolü'ne başlandı. Bu protokole göre, hastalara 1x500mg Parasetamol, 1x75mg Pregabalin ve 1x200mg Selekoksib ameliyattan bir gün önce oral yolla uygulandı. Ameliyattan sonra intravenöz yolla 4x1000mg Parasetamol ve 3x100mg Tramadol, oral yolla 2x200mg Selekoksib ve 1x75mg Pregabalin tedavileri ile devam edildi. Epidural kataterleri ameliyat sonrası 3.güne kadar tutuldu. Hastalar 2x200mg Selekoksib ve 3x50mg Tramadol oral tablet reçete edilerek taburcu edildi.

Çalışmadaki yürüme analizi ölçümleri ameliyattan 1 gün önce ve en az 1 sene takip sonrası Koç Üniversitesi Hastanesi'nde bulunan 'KUTTAM Hareket Analiz ve Kognisyon Laboratuvarı'nda 'Noraxon® myoMETRICS 3.12 Taşınabilir Lab' cihazında gerçekleştirildi. Bu cihazın giyilebilir sensörleri, 1'er adet askı kemer ile lomber omurganın orta hattına ve sakrum üzerine, her iki uyluk orta 1/3'lük kısmının ön yüzüne, her iki bacak orta 1/3'lük kısmının lateral yüzüne ve her iki ayak sırtına da yapışkan bant ile hastalara giydirildi. Eklemlerin mekânsal konumunun bilgisayar ortamına aktarılabilmesi için hastalar ayakta dururken cihazın kalibrasyonu gerçekleştirildi. Hastalar, 10 metrelik yürüme platformu üzerinde yürürken ve bir

sandalyede oturma-kalkma hareketleri yaparken lomber omurga, pelvis, kalça, diz ve ayak bileği eklemlerinin hareket boyunca açısal değerleri kaydedildi.



Şekil-10: Giyilebilir sensörlerin yerleşimi.

Yürüme analizinde, her iki alt ekstremitenin duruş (stance) ve salınım (swing) fazının yüzdesel dağılımı (%), adımlama zamanı (step time- ms), adım döngü uzunluğu (stride- ms) ve kadans (cadance- ms/step) değerleri ölçüldü. Ek olarak pelvik tilt (sagittal plan), pelvik oblisite (koronal plan) ve pelvik rotasyon (aksiyel plan); lomber omurganın fleksiyon (sagittal plan) ve lateral fleksiyon (koronal plan) hareketleri ile diz ve kalça eklemlerinin hareketlerinin ortalama (mean), hareket aralığı (range), maksimum (max.) ve minimum (min.) açısal değerleri yürüyüşün duruş fazında, salınım fazında ve hareketin tamamında ayrı ayrı analiz edildi.



Şekil-11: Yürüme analizi sırasında 'Noraxon® myoMETRICS' ölçümleri.

Oturma analizinde, pelvik tilt, lomber fleksiyon ile diz eklemlerinin hareket sırasındaki ortalama, hareket aralığı, maksimum ve minimum açısal değerleri ölçüldü. Ayrıca sol kalça ekleminin oturma sırasındaki açısal değerlerine göre sol kalça 0° (ayakta durma), 15°, 30°, 45°, 60° ve 90° (oturma) iken pelvik tilt, lomber fleksiyon ve diz eklemlerinin açısal değerleri ölçüldü.



Şekil-12: Oturma analizi.



Şekil-13: Oturma analizi sırasındaki 'Noraxon® myoMETRICS' ölçümleri.

Çalışmada spinopelvik parametrelerin radyolojik olarak ölçümleri de ameliyattan bir gün önce ve en az 1 sene takip sonrası oturarak ve ayakta çekilen lumbosakral yan grafi ile analiz edildi. Grafi hastaların her iki femur başı ve L5 omurga üst end-plate'ni gösterecek şekilde gerçekleştirildi. Spinopelvik parametrelerden pelvik tilt, sakral slope ve pelvik insidans ölçümleri giriş kısmında anlatılan şekilde gerçekleştirildi. Ölçümler ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası çekilen grafi lerde yapıldı. Ölçümler gözlemciler içi (intra-observer) ve gözlemciler arası (inter-observer) uyumu sağlamak için 2 farklı Ortopedist tarafından 1'er hafta arayla yapılan iki ölçüm şeklinde

gerçekleştirildi. Ölçümlerde Koç Üniversitesi Hastanesi'nde çekilmiş, protokol numarası ile PACS (Patient Archiving and Communication Systems)'nden bulunabilen grafiler kullanıldı.

Hastaların ameliyat edilecek tarafın ameliyat öncesi çekilen BT ile yapılan robotik planlamaları kullanılarak ameliyat sırasında yumuşak doku gevşetmeleri ve kemik kesileri yapılmadan önce dizin kemik yapısının robota tanıtılması sonucunda ölçülen eklemin sagittal plan (fleksiyon-ekstansiyon) ve koronal plan (varus-valgus) açıları ile tüm komponentler yerleştirildikten sonra robot tarafından ölçülmüş olan eklemin nihai açısal değerlerinin karşılaştırılması yapıldı.

Hastaların fonksiyonel sonuçlarını değerlendirmek için, diz osteoartriti için kullanılan subjektif değerlendirme anketleri hastalara uygulandı. Hastalara ameliyattan bir gün önce ve ameliyattan en az 1 sene takip sonrası WOMAC (Western Ontario and McMaster Universities Osteoarthritis Index) ve OKS (Oxford Knee Score) subjektif anket testleri yapılarak hastaların ameliyat öncesi ve sonrası ağrı, fonksiyon karşılaştırılması gerçekleştirildi.

Western Ontario ve McMaster Üniversiteleri Osteoartrit İndeksi
(WOMAC)

İsim: _____ Tarih: _____

Açıklama: Lütfen her kategoride belirtilen aktiviteler için ağrı / zorlanma derecenizi 0 ile 4 arasında bir puan verin: 0 = Yok, 1 = Hafif, 2 = Orta, 3 = Şiddetli, 4 = Çok şiddetli

Her aktivite için tek bir numarayı işaretleyin.

Ağrı	Düz zeminde yürümekle ağrı	0	1	2	3	4
	Merdiven inip çıkmakla ağrı	0	1	2	3	4
	Gece yatakta ağrı	0	1	2	3	4
	Oturmak veya uzanmakla ağrı	0	1	2	3	4
	Ayakta durmakla ağrı	0	1	2	3	4
Sertlik	Sabah ilk yürüme sırasında sertlik	0	1	2	3	4
	Gün içinde oturma, uzanma, istirahat sonrası sertlik	0	1	2	3	4
Fiziksel fonksiyon	Merdiven inme	0	1	2	3	4
	Merdiven çıkma	0	1	2	3	4
	Otururken ayağa kalkma	0	1	2	3	4
	Ayakta durma	0	1	2	3	4
	Yere eğilme (çömelme)	0	1	2	3	4
	Düz zemin üzerinde yürüme	0	1	2	3	4
	Arabaya inme-binme	0	1	2	3	4
	Alışveriş yapma	0	1	2	3	4
	Çorap giyme	0	1	2	3	4
	Çorap çıkartma	0	1	2	3	4
	Yataktan kalkma	0	1	2	3	4
	Yatakta uzanma	0	1	2	3	4
	Banyo küvetine girme-çıkma	0	1	2	3	4
	Oturma	0	1	2	3	4
	Tuvalete girme-çıkma	0	1	2	3	4
	Ağır ev işleri	0	1	2	3	4
	Hafif ev işleri	0	1	2	3	4

Toplam puan: _____ / 96 = _____ %

Yorumlar (hekim / araştırmacı tarafından doldurulacak):

Şekil-14: WOMAC değerlendirme anketi.(60)

1. Dizinizde <u>genellikle</u> olan ağrıyı nasıl tarif edersiniz?	Yok ☐	Çok hafif ☐	Hafif ☐	Orta ☐	Şiddetli ☐
2. Yürürken ve kurulanırken (tüm vücudunuzu) <u>diziniz nedeniyle</u> hiç sıkıntınız oldu mu?	Hiçbir sıkıntı yok ☐	Çok az sıkıntı ☐	Orta düzeyde sıkıntı ☐	Aşırı zorlanma ☐	Yapmak imkansız ☐
3. Arabaya binip inerken ya da toplu taşıma araçlarını kullanırken diziniz nedeniyle hiç sıkıntınız oldu mu? (hangisini daha sık kullanıyorsanız)	Hiçbir sıkıntı yok ☐	Çok az sıkıntı ☐	Orta düzeyde sıkıntı ☐	Aşırı zorlanma ☐	Yapmak imkansız ☐
4. Dizinizdeki ağrı şiddetlenmeden önce ne kadar süre yürüyebildiniz? (bastonlu veya bastonsuz)	Ağrı yok/30 dakikadan fazla ☐	16-30 dakika ☐	5-15 dakika ☐	Sadece evin etrafında ☐	Hiç-yürüyüşte ağrı şiddetli ☐
5. Yemekten sonra (masada oturarak) <u>diziniz nedeniyle</u> ayağa kalkmak ne kadar ağrılı oldu?	Ağrılı değil ☐	Hafif ağrılı ☐	Orta şiddette ağrılı ☐	Çok ağrılı ☐	Dayanılmaz ☐
6. Yürürken <u>diziniz nedeniyle</u> topalladınız mı?	Nadiren/hiç ☐	Bazen veya sadece başlangıçta ☐	Sıklıkla, sadece başlangıçta değil ☐	Çoğu zaman ☐	Her zaman ☐
7. Diz çöküp tekrar kalkabildiniz mi?	Evet kolaylıkla ☐	Hafif zorlanmayla ☐	Orta düzeyde zorlanmayla ☐	Aşırı zorlanmayla ☐	Hayır mümkün değil ☐
8. Gece yataкта <u>dizinizdeki ağrı</u> nedeniyle sıkıntınız oldu mu?	Hiçbir gece ☐	Sadece 1-2 gece ☐	Bazı geceler ☐	Çoğu geceler ☐	Her gece ☐
9. <u>Dizinizdeki ağrı</u> günlük işlerinizi (ev işleri dahil) ne kadar etkiledi?	Hiç ☐	Biraz ☐	Orta düzeyde ☐	Epeyce ☐	Tamamen ☐
10. Diziniz aniden boşalacakmış veya bükülecekmiş gibi hissettiniz mi?	Nadiren/hiç ☐	Bazen veya sadece başlangıçta ☐	Sıklıkla, sadece başlangıçta değil ☐	Çoğu zaman ☐	Her zaman ☐
11. Ev alışverişlerini <u>kendiniz</u> yapabildiniz mi?	Evet kolaylıkla ☐	Hafif zorlanmayla ☐	Orta düzeyde zorlanmayla ☐	Aşırı zorlanmayla ☐	Hayır mümkün değil ☐
12. Bir kat merdiven inebildiniz mi?	Evet kolaylıkla ☐	Hafif zorlanmayla ☐	Orta düzeyde zorlanmayla ☐	Aşırı zorlanmayla ☐	Hayır mümkün değil ☐

Şekil-15: OKS değerlendirme anketi.(61)

3.1 İSTATİSTİKSEL ANALİZ

İstatistiksel analiz SPSS program kullanılarak (IBM Corp., Ar- monk, NY, USA) ile yapıldı.

Verilerin normal dağılım gösterip göstermediği, hem görsel (histogram ve olasılık grafikleri) hem de analitik yöntemlerle (Shapiro-Wilk testleri) değerlendirildi. Normal dağılım gösteren değişkenler için tanımlayıcı istatistikler 'ortalama $\pm$ standart sapma' olarak, parametrik olmayan testler için ise medyan (minimum-maksimum) değerler şeklinde sunuldu. Normal dağılıma sahip verilerin başlangıç ve 12. ay arasındaki karşılaştırmaları, bağımlı gruplar için Student-T testi ile yapıldı. Normal dağılım göstermeyen verilerin karşılaştırılmasında Wilcoxon testi, iki grup arasındaki farkların değerlendirilmesinde ise Mann Whitney U testi kullanıldı. Korelasyon analizleri, parametrik veriler için Pearson testi, non-parametrik veriler için Spearman testi ile yapıldı. İstatistiksel anlamlılık, p değerinin 0.05'in altında olduğu durumlar için kabul edildi. Değerlendiricilerin kendi içinde ve birbirleri arasındaki güvenilirliğini değerlendirmek amacıyla sınıf içi korelasyon katsayısı (Interclass Correlation Coefficient – ICC) hesaplandı. Çalışmanın istatistiksel güç analizi yapıldı ve gücün 0.80 üzerinde olduğu belirlendi.

4. BULGULAR

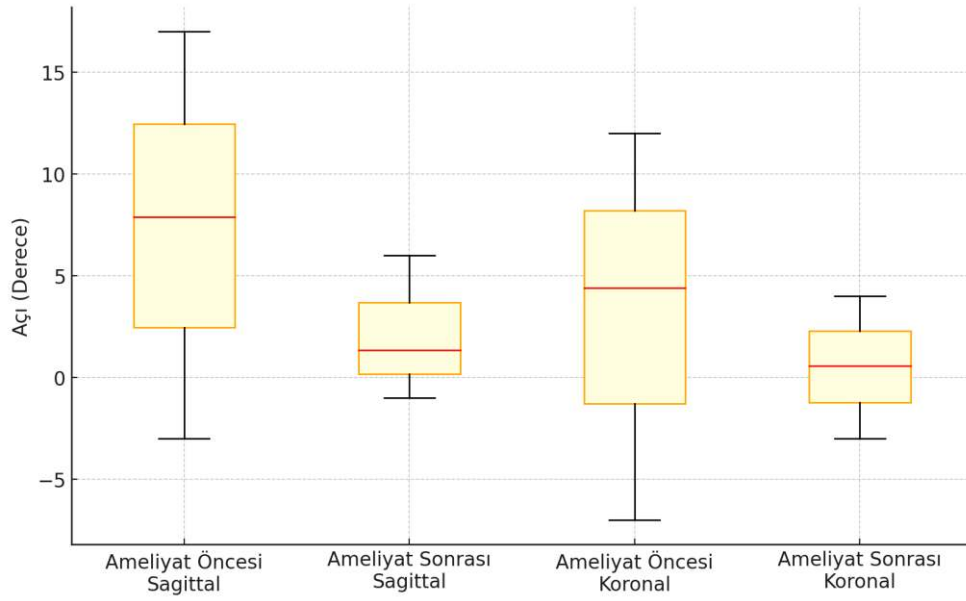
Bu çalışma, Temmuz 2022 ile Kasım 2023 tarihleri arasında Koç Üniversitesi Hastanesi'nde tek taraflı robotik total diz artroplastisi uygulanmış en az 1 senelik takibi olan toplam 28 hasta (23 kadın, 5 erkek) ile gerçekleştirildi. Hastaların yaş ortalaması 69.9 ± 6.9 (56 – 81), vücut kitle indeksi (VKI) ortalaması $29.5 \text{ kg/m}^2 \pm 5.18$ (19.56 – 41.29), takip süresi 13.8 ay (12 – 21) olarak hesaplandı. Ameliyat öncesi çekilmiş ön-arka grafilerde değerlendirilen osteoartrit evrelemesine (Kellgren & Lawrence sınıflaması) göre hastaların 13'ü (%46.4) evre 3, 15'i (%53.6) evre 4 olarak belirlendi. Hastaların 16'sına (%57.2) sağ taraf, 12'sine (%42.8) sol taraf robotik total diz artroplastisi uygulandı. (Tablo-1) Hastaların hiçbirinde artrofibrozis, aseptik gevşeme, periprostetik kırık ve periprostetik enfeksiyon gibi majör komplikasyon gözlenmedi.

Tablo-1: Hastaların demografik özelliklerinin dağılımı.

	n (Ort. $\pm$ Ss.)
Cinsiyet	23 Kadın (%82.1) 5 Erkek (%17.9)
Yaş (Min. – Max.)	69.9 ± 6.9 (56 – 81)
VKI (kg/m²) (Min. – Max.)	29.5 ± 5.18 (19.56 – 41.29)
Kellgren & Lawrence sınıflaması	13 Evre 3 (%46.4) 15 Evre 4 (%53.6)
Taraf	16 Sağ (%57.2) 12 Sol (%42.8)
Takip süresi (ay) (Min. – Max.)	13.8 (12 – 21)

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma, Min. =Minimum, Max. =Maksimum)

Hastaların işlem öncesi ölçülen sagittal plan açısı ortalaması $7.9^\circ \pm 4.4^\circ$, koronal plan açısı ortalaması $4.4^\circ \pm 4.7^\circ$ olarak bulundu. Komponentler yerleştirildikten sonra sagittal plan açısı ortalaması $1.35^\circ \pm 1.7^\circ$ ($p < 0.001$), koronal plan açısı ortalaması $0.5^\circ \pm 1.7^\circ$ ($p < 0.001$) olarak hesaplandı.

Tablo-2: Ameliyat öncesi ve ameliyat sonrası sagittal ve koronal plan açıların değişimi.

4.1 YÜRÜME ANALİZİ

Yürümenin mekânsal parametreleri incelendiğinde, hastaların ameliyat sonrası kadans (cadance) ve adım döngü uzunluğu (stride) açısından anlamlı farklar tespit edilmiştir. (Tablo-3)

Tablo-3: Yürümenin mekânsal parametreleri değerlendirilmesi.

	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. ± Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. ± Ss.)	p değeri
DURUŞ (%)			
SOL	45.94 ± 18.4	48.47 ± 17.53	0.53
SAĞ	54.54 ± 15.24	51.61 ± 18.48	0.39
SALINIM (%)			
SOL	54.06 ± 18.4	51.53 ± 17.53	0.28
SAĞ	45.46 ± 15.24	48.39 ± 18.48	0.36
ADIMLAMA ZAMANI (ms)			
SOL	636.12 ± 248.86	567.54 ± 167.61	0.23
SAĞ	603.86 ± 247.16	575.48 ± 193.1	0.6
ADIM DÖNGÜ UZUNLUĞU (ms)	1238.24 ± 145.44	1134.71 ± 129.93	<0.001
KADANS (ms/adım)	102.19 ± 13.25	114.07 ± 13.01	<0.001

(ms =milisaniye, Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

Yürüme sırasındaki pelvik hareketler incelendiğinde, ameliyat sonrası *pelvik tilt* (sagital plan) ölçümlerinde, yürümenin duruş fazında, salınım fazında ve tamamında ortalama, maksimum ve minimum değerlerinde anlamlı fark tespit edilmiştir. *Pelvik oblisite* (koronal plan) ölçümlerinde, ameliyat sonrası hareket aralığı, maksimum ve minimum değerlerinde yürümenin fazlarında anlamlı farklar bulunmuştur. *Pelvik rotasyon* (aksiyel) ölçümlerinde ise ameliyat sonrası yürümenin duruş fazında ortalama ve maksimum değerlerinde anlamlı fark tespit edilmiştir. (Tablo-4)

Tablo-4: Yürüme sırasındaki pelvik hareketlerin değerlendirilmesi.

	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. ± Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. ± Ss.)	p değeri
PELVİK TILT (SAGİTAL) (°)			
Ortalama			
Duruş	1.46 ± 3.61	-0.43 ± 3.03	0.003
Salınım	1.89 ± 3.61	-0.67 ± 3.06	<0.001
Total	1.63 ± 3.58	-0.58 ± 2.95	<0.001
Hareket Aralığı			
Duruş	3.49 ± 1.51	3.78 ± 1.72	0.45
Salınım	3.29 ± 1.6	3.22 ± 1.65	0.88
Total	8.58 ± 2.54	8.33 ± 2.4	0.66
Maksimum			
Duruş	3.16 ± 3.61	1.35 ± 3.17	0.002
Salınım	3.49 ± 3.65	0.99 ± 3.11	<0.001
Total	6.19 ± 4.22	3.84 ± 3.1	0.003
Minimum			
Duruş	-0.34 ± 3.58	-2.42 ± 3.34	0.004
Salınım	0.2 ± 3.7	-2.24 ± 3.27	0.002
Total	-2.4 ± 3.5	-4.5 ± 3.23	0.005

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

Yürüme sırasındaki lomber omurga hareketleri incelendiğinde *lomber fleksiyon* (sagital plan) ve *lomber lateral fleksiyon* (koronal plan) hareketlerinde ameliyat öncesine göre anlamlı değişim tespit edilmemiştir. (Tablo-5)

Tablo-4 (devamı): Yürüme sırasındaki pelvik hareketlerin değerlendirilmesi.

	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. $\pm$ Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. $\pm$ Ss.)	p değeri
PELVİK OBLİSİTE (KORONAL) (°)			
Ortalama			
Duruş	0.55 $\pm$ 1.93	0.91 $\pm$ 1.64	0.36
Salınım	-0.17 $\pm$ 1.86	-0.91 $\pm$ 1.53	0.12
Total	0.29 $\pm$ 1.75	0.11 $\pm$ 1.32	0.63
Hareket Aralığı			
Duruş	3.67 $\pm$ 1.72	4.95 $\pm$ 2.29	0.006
Salınım	3.04 $\pm$ 1.79	3.93 $\pm$ 2.42	0.11
Total	7.23 $\pm$ 1.98	9.22 $\pm$ 2.96	0.003
Maksimum			
Duruş	2.2 $\pm$ 2.06	2.96 $\pm$ 2.04	0.07
Salınım	1.28 $\pm$ 2.16	1.06 $\pm$ 2.09	0.7
Total	3.77 $\pm$ 1.94	4.81 $\pm$ 1.96	0.018
Minimum			
Duruş	-1.47 $\pm$ 2.11	-1.99 $\pm$ 1.67	0.27
Salınım	-1.76 $\pm$ 1.7	-2.87 $\pm$ 1.88	0.039
Total	-3.46 $\pm$ 2.12	-4.41 $\pm$ 1.95	0.09
PELVİK ROTASYON (AKSİYEL) (°)			
Ortalama			
Duruş	-1.36 $\pm$ 4.2	1 $\pm$ 1.83	0.01
Salınım	-2.34 $\pm$ 4.37	-1.12 $\pm$ 2.31	0.9
Total	-2.18 $\pm$ 4.13	-0.56 $\pm$ 1.43	0.45
Hareket Aralığı			
Duruş	4.78 $\pm$ 2.6	4.85 $\pm$ 2.76	0.92
Salınım	5.33 $\pm$ 2.65	5.26 $\pm$ 2.69	0.93
Total	12.62 $\pm$ 6.51	12.77 $\pm$ 5.9	0.94
Maksimum			
Duruş	1.06 $\pm$ 3.7	3.27 $\pm$ 1.9	0.002
Salınım	0.43 $\pm$ 3.67	1.9 $\pm$ 2.14	0.39
Total	4.52 $\pm$ 3.75	6.12 $\pm$ 3.14	0.053
Minimum			
Duruş	-3.72 $\pm$ 5.12	-1.58 $\pm$ 2.36	0.21
Salınım	-4.9 $\pm$ 5.02	-3.37 $\pm$ 2.81	0.58
Total	-8.1 $\pm$ 6.41	-6.65 $\pm$ 3.28	0.34

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

Tablo-5: Yürüme sırasındaki lomber omurga hareketlerinin değerlendirilmesi.

	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. ± Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. ± Ss.)	p değeri
LOMBER FLEKSİYON (°)			
Ortalama			
Duruş	4.34 ± 3.29	4.7 ± 3.38	0.6
Salınım	5 ± 3.46	5.76 ± 3.86	0.61
Total	4.64 ± 3.27	5.19 ± 3.48	0.54
Hareket Aralığı			
Duruş	3.66 ± 2.03	4.86 ± 2.89	0.053
Salınım	2.59 ± 1.56	3.43 ± 2.1	0.029
Total	7.41 ± 3.59	8.91 ± 5.21	0.21
Maksimum			
Duruş	6.27 ± 3.66	7.21 ± 3.88	0.27
Salınım	6.15 ± 3.64	7.22 ± 4.03	0.34
Total	7.89 ± 4.24	8.84 ± 4.79	0.58
Minimum			
Duruş	2.61 ± 2.91	2.34 ± 3.04	0.69
Salınım	3.57 ± 3.27	3.79 ± 3.92	0.92
Total	0.48 ± 3.07	-0.07 ± 3.47	0.42
LOMBER LATERAL FLEKSİYON (°)			
Ortalama			
Duruş	0.73 ± 1.47	0.79 ± 1.32	0.81
Salınım	-1.25 ± 1.77	-1.06 ± 1.68	0.54
Total	0.06 ± 1.31	0.08 ± 1.18	0.92
Hareket Aralığı			
Duruş	4.09 ± 2.05	3.99 ± 1.81	0.86
Salınım	2.42 ± 1.51	2.76 ± 1.86	0.41
Total	6.53 ± 2.88	6.73 ± 2.89	0.79
Maksimum			
Duruş	2.25 ± 1.78	2.34 ± 1.39	0.83
Salınım	0.11 ± 2.12	0.38 ± 2.14	0.49
Total	3.21 ± 1.98	3.42 ± 1.89	0.64
Minimum			
Duruş	-1.83 ± 1.73	-1.66 ± 1.79	0.67
Salınım	-2.31 ± 1.75	-2.38 ± 1.74	0.86
Total	-3.31 ± 2.05	-3.3 ± 1.88	0.99

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

Her iki *kalça* hareketleri incelendiğinde ameliyat sonrası anlamlı bir fark tespit edilmemişken her iki *diz* hareketinin ortalama, hareket aralığı ve maksimum

değerlerinde yürümenin duruş fazında, salınım fazında ve tamamında anlamlı fark bulunmuştur. (Tablo-6)

Tablo-6: Yürüme sırasındaki diz hareketlerinin değerlendirilmesi.

	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. ± Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. ± Ss.)	p değeri	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. ± Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. ± Ss.)	p değeri
	SOL DİZ (°)			SAĞ DİZ (°)		
Ortalama						
Duruş	13.69 ± 5.95	18.4 ± 6.94	0.005	13.29 ± 6.54	18.18 ± 7.09	0.003
Salınım	14.11 ± 5.86	22.07 ± 6.9	<0.001	17.75 ± 7.81	23.18 ± 8.11	0.004
Total	11.88 ± 4.34	16.88 ± 5.64	<0.001	13.24 ± 5.82	17.46 ± 6.02	0.004
Hareket Aralığı						
Duruş	42.38 ± 10.29	49.51 ± 6.37	<0.001	43.68 ± 9.57	49.39 ± 7.31	0.007
Salınım	42.79 ± 10.48	49.74 ± 6.5	<0.001	43.34 ± 9.56	49.04 ± 7.34	0.008
Total	47.11 ± 10.72	54.25 ± 7.03	<0.001	48.73 ± 9.45	53.75 ± 7.14	0.022
Maksimum						
Duruş	41.61 ± 9.48	51.63 ± 8.29	<0.001	43.26 ± 10.05	51.56 ± 8.78	<0.001
Salınım	41.93 ± 9.53	51.96 ± 8.33	<0.001	43.58 ± 10.06	51.88 ± 8.82	<0.001
Total	44.72 ± 9.44	54.6 ± 8.66	<0.001	46.55 ± 9.39	54.15 ± 8.94	0.001
Minimum						
Duruş	-0.77 ± 5.89	2.12 ± 4.22	0.02	-0.42 ± 6.81	2.17 ± 5.67	0.1
Salınım	-0.86 ± 5.87	2.22 ± 4.28	0.02	0.24 ± 6.63	2.84 ± 5.89	0.16
Total	-2.39 ± 6.51	0.34 ± 3.9	0.038	-2.18 ± 7.25	0.39 ± 5.76	0.14

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

4.2 OTURMA ANALİZİ

Oturma incelendiğinde, *pelvik tilt* için ameliyat sonrası ortalama, hareket aralığı ve maksimum değerleri açısından ameliyat öncesine göre anlamlı fark tespit edilmiştir. (Tablo-7)

Tablo-7: Oturma sırasındaki pelvis ve lomber omurga değerlendirilmesi.

	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. ± Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. ± Ss.)	p değeri
PELVİK TILT (°)			
Ortalama	5.69 ± 8.21	1.15 ± 8.83	0.033
Hareket Aralığı	47.89 ± 12.02	38.97 ± 12.54	0.005
Maksimum	34.71 ± 11.36	23.27 ± 12.35	<0.001
Minimum	-13.18 ± 13.71	-15.7 ± 13.71	0.37
LOMBER FLEKSİYON (°)			
Ortalama	11.66 ± 8.63	10.11 ± 8.63	0.5
Hareket Aralığı	31.72 ± 15.2	36.03 ± 10.24	0.17
Maksimum	26.31 ± 11.22	30.32 ± 11.2	0.2
Minimum	-5.41 ± 10.58	-5.71 ± 8.16	0.91

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

Oturma sırasında *lomber fleksiyon* için anlamlı bir fark bulunmamışken, her iki *diz* için ise ortalama ve hareket aralığı değerlerinde ameliyat sonrasına göre anlamlı farklar tespit edilmiştir.

Tablo-8: Oturma sırasındaki açısal değerlendirme.

	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. ± Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. ± Ss.)	p değeri
PELVİK TILT			
0°	0.27° ± 4.95°	0.74° ± 5.69°	0.61
15°	6.6° ± 3.41°	4.4° ± 5.75°	0.045
30°	13.76° ± 3.7°	9.33° ± 7.97°	0.01
45°	20.25° ± 4.72°	14.13° ± 10.4°	0.01
60°	25.39° ± 7.39°	16.85° ± 13.28°	0.004
90°	-12.05° ± 8.41°	-13.3° ± 13.46°	0.64
LOMBER LORDOZ			
0°	-0.45° ± 6.97°	-0.87° ± 8.4°	0.73
15°	8.15° ± 7.47°	8.64° ± 9.37°	0.81
30°	11.3° ± 8.5°	12.5° ± 9.91°	0.6
45°	14.1° ± 9.87°	16.35° ± 11.09°	0.37
60°	16.38° ± 10.36°	20.57° ± 12.11°	0.11
90°	14.86° ± 7.4°	13.45° ± 10.92°	0.55

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

Açısal olarak oturma değerlendirildiğinde *pelvik tilt* açılarında 15°, 30°, 45° ve 60° açılarda ameliyat öncesine göre anlamlı fark tespit edilmiştir. (Tablo-8)

Tablo-8 (devamı): Oturma sırasındaki açısal değerlendirme.

	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. $\pm$ Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. $\pm$ Ss.)	p değeri
SOL DİZ			
0°	1.06° $\pm$ 3.82°	-0.57° $\pm$ 4.21°	0.06
15°	7.29° $\pm$ 4.65°	11.18° $\pm$ 6.5°	0.016
30°	14.46° $\pm$ 6.71°	20.87° $\pm$ 8.53°	0.002
45°	23.33° $\pm$ 8.89°	31.18° $\pm$ 10.62°	0.002
60°	32.42° $\pm$ 10.03°	44.26° $\pm$ 13.33°	<0.001
90°	69.31° $\pm$ 13.08°	75.78° $\pm$ 10.27°	0.013
SAĞ DİZ			
0°	1.46° $\pm$ 3.26°	0.54° $\pm$ 3.91°	0.32
15°	8.12° $\pm$ 4.58°	11.38° $\pm$ 7.15°	0.03
30°	15.31° $\pm$ 5.82°	20.12° $\pm$ 10.08°	0.02
45°	24.81° $\pm$ 8.06°	30.25° $\pm$ 10.87°	0.013
60°	34.3° $\pm$ 9.29°	43.89° $\pm$ 12.02°	<0.001
90°	69.61° $\pm$ 11.94°	73.8° $\pm$ 10.93°	0.06

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

Lomber fleksiyon açıları değerlendirildiğinde ameliyat sonrası hiçbir aşamada ameliyat öncesine göre anlamlı bir fark bulunmamışken her iki *diz* açılarında ise yine oturmanın 15°, 30°,45° ve 60° açılarında anlamlı farklar tespit edilmiştir. (Tablo-8)

4.3 RADYOLOJİK ÖLÇÜMLER

Her değerlendirici için ayrı ayrı hesaplanan ICC değerleri ‘0.831-0.978’ ve ‘0.911-0.982’ olarak hesaplanmış olup, bu değerler her değerlendiricinin kendi içinde tutarlı bir güvenilirlik sergilediğini göstermektedir. Değerlendiriciler arasındaki ICC değerleri ise 0.859-0.970 arasında bulunmuş ve bu değerlerin iyi ile mükemmel güvenilirlik düzeyinde olduğu görülmüştür.

Yapılan ölçümler sonucunda da sadece ameliyat sonrası ayakta çekilen grafilerde sakral slope açılarında ameliyat öncesine göre anlamlı bir fark tespit edilmiştir. (Tablo-9)

Tablo-9: Radyolojik ölçümlerde spinopelvik parametrelerin değerlendirilmesi.

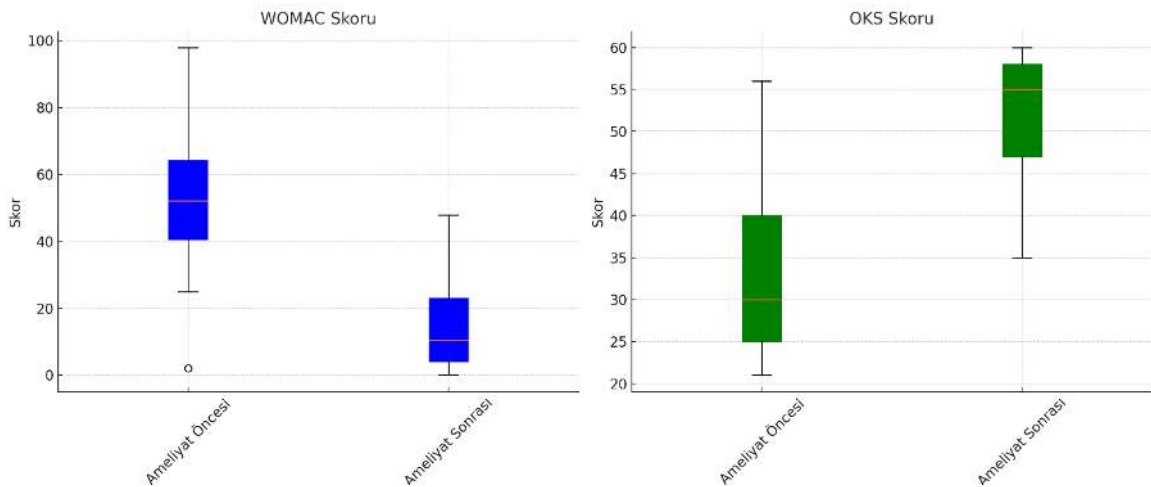
	AMELİYAT ÖNCESİ (Ort. ± Ss.)	AMELİYAT SONRASI (Ort. ± Ss.)	p değeri
AYAKTA			
Sakral Slope	38.35° ± 6.04°	35.95° ± 6.85°	0.015
Pelvik Tilt	21.33° ± 7.04°	22.94° ± 7.77°	0.378
Pelvik İnsidans	60.86° ± 8.73°	60.03° ± 7.44°	0.153
OTURARAK			
Sakral Slope	21.83° ± 11.65°	22.74° ± 10.51°	0.15
Pelvik Tilt	39.19° ± 8.91°	37.26° ± 10.56°	0.428
Pelvik İnsidans	60.57° ± 8.42°	60.41° ± 8.74°	0.99

(Ort. =Ortalama, Ss. =Standart Sapma)

4.4 SUBJEKTİF DEĞERLENDİRME ÖLÇÜMLERİ

Hastaların ameliyat öncesi WOMAC skoru ortalaması 53.93 ± 15.73 (25 – 97.91) olarak hesaplanırken, ameliyat sonrası WOMAC skoru ortalaması 13.35 ± 12.68 (0 – 47.91) olarak belirlenmiştir. Bu sonuçlar, ameliyat sonrası WOMAC skorlarında anlamlı bir fark olduğunu göstermektedir ($p<0.0001$). (Tablo-10)

Ayrıca, ameliyat öncesi OKS skoru ortalaması 31.67 ± 8.8 (21 – 56) iken, ameliyat sonrası OKS skoru ortalaması 52.03 ± 6.83 (38 – 60) olarak hesaplanmıştır. Bu ölçümlerde de ameliyat sonrasında OKS skorlarında anlamlı bir fark olduğunu ortaya koymaktadır ($p<0.0001$). (Tablo-10)

Tablo-10: Ameliyat öncesi ve sonrası WOMAC-OKS skorlarının değerlendirilmesi.

5.TARTIŞMA

Spinopelvik parametrelerin önemi, spinal cerrahilerde ve total kalça artroplastisi cerrahisinde giderek artmaktadır. Lazennec ve arkadaşlarının çalışması(62) göstermiştir ki total kalça artroplastisinde dislokasyon otururma veya ayakta durma anında değil, oturmaya başlama veya ayağa kalkma sürecinde meydana gelmektedir. Bu nedenle ki spinopelvik parametrelerin yalnızca statik değerlendirme ile sınırlı kalmayıp, hareket sırasındaki değişikliklerini de dikkate alan bir yaklaşımın önemi vurgulanmıştır. Ayrıca literatürde TDA sonrasında da spinopelvik parametrelerde değişim olduğunu gösteren birçok çalışma mevcuttur.(63-65) TDA sonrası eklemdaki koronal ve sagittal plan deformitelerinin düzeltilmesiyle omurga ve pelvisteki kompanzatuvar mekanizmaların etkilendiği ve spinopelvik parametrelerdeki değişikliklere katkıda bulunduğu gösterilmiştir.

Bu bilgiler ışığında bu çalışmada, yürüme ve oturma gibi gündelik hareketlerde robotik total diz artroplastisinin (rTDA) spinopelvik parametreler üzerindeki etkilerini dinamik olarak incelemeyi amaçladık. Bu amaçla gerçekleştirdiğimiz yürüme analizi sonucunda tek taraflı gerçekleştirilen rTDA sonrasında hem yürüme hem de oturma sırasında pelvik tilt değerlerinde anlamlı değişim saptanmıştır. Bu bulgu, literatürle uyumlu şekilde, ameliyat öncesinde dizdeki deformitelere karşı pelvisin üstlendiği kompanzatuvar rolü ve TDA sonrasında pelvisteki bu kompanzasyonun düzeldiğini ortaya koymaktadır.(66)

Çalışmamızda ameliyat öncesi hem yürürken hem de otururken pelvik tiltin anterior tilt (fleksiyon) pozisyonundan ameliyat sonrası azaldığı yani daha posterior (ekstansiyona) pozisyona doğru değişim gösterdiği tespit edilmiştir. Kitagawa ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada(67) da TDA sonrası hastaların pelvik tilt değerlerinin azaldığı gösterilmiş ve kalça-diz-omurga sendromu (KDOS)(52) olan hastalarda kompanzasyon olarak gelişen pelvik anterior tiltin, TDA sonrası diz ekleminde var olan deformitenin düzeltilmesiyle posteriora doğru düzeldiğini destekleyen bulgular ortaya koymuştur. Bu da TDA'nın sadece diz eklemi mekaniğini düzeltmeyip aynı zamanda omurga, pelvis ve postür dinamiklerini de etkilediğini göstermektedir.

Çalışmamızın dikkat çeken bulgularından biri, dinamik olarak pelvik tiltte anlamlı değişimler saptanmasına rağmen, literatürden farklı olarak(68) statik ölçümlerde anlamlı bir değişiklik gösterilememesidir. Bu fark, TDA'nın spinopelvik bölge üzerindeki işlevsel etkilerini anlamada statik görüntülemenin sınırlı kaldığını düşündürmektedir. Dinamik ölçümler, oturma ve yürüme gibi hareketler sırasında gerçekleşen gerçek zamanlı uyarlamaları içermekte ve TDA ile elde edilen işlevsel düzeltmeleri daha iyi yansıtmaktadır. Bu bulgular klinik uygulamalarda statik radyolojik analizlerin dinamik değerlendirme araçlarıyla beraber desteklenmesinin gerekliliğini vurgulamaktadır.

Çalışmamızda radyografik olarak spinopelvik parametrelerde değişim saptanamasa da oturma sırasında (15°,30°,45° ve 60°) pelvik tiltte anlamlı değişimler olduğu tespit edilmiştir. Bu bulgu, pelvisin dinamik uyum yeteneğini destekleyen bir diğer bulgu olmakla birlikte, pelvik uyumu artıran etkilerin dinamik ölçümlerle daha net ortaya çıkabileceğini ve statik yöntemlerin bu tür değişimleri yakalamada sınırlı kalabileceğini de desteklemektedir. Ayrıca Chevillotte ve arkadaşlarının çalışmada(69) ayakta, oturarak ve yatarak çekilen lumbosakral yan grafler arasından otururken yapılan ölçümlerde standart sapmanın fazla olduğu ve bunun nedeni olarak da kişilerin oturma sırasındaki lomber lordozlarındaki değişikliklere bağlı olabileceği çıkarımında bulunmuştur. Bu da pelvisin özellikle otururken yapılan statik ölçüm değerlendirilmesinde doğru sonuçlara ulaşamayabileceğini düşündürmektedir. Ancak bu bilgiler haricinde bir yıllık takip süresinin kısa olması nedeniyle de spinopelvik parametrelerdeki bu değişikliklerin radyolojiye henüz yansımamış olabileceği de düşünülmektedir.

Dinamik ölçümlerde gözlenen bu anlamlı değişimler, yalnızca mekanik bir düzelmenin değil, aynı zamanda fonksiyonel iyileşmenin de bir göstergesi olabilir. Ameliyat sonrası hastaların daha rahat ve ağrısız bir şekilde yürüyebilmesi fonksiyonel iyileşmenin bir yansıması olarak pelvik tilt dinamiklerinin değişmesi olarak da değerlendirilebilir.

Çalışmamızda kadans ve adım döngü uzunluğunda saptanan değişimlerin, yürüme dinamiklerindeki düzelmeyi gösterdiği bunun da fonksiyonel iyileşmeye katkı sağladığı düşünülmektedir. Wang J. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada(70) TDA sonrası 1 senelik takipte hastaların yürüme dinamiklerinde düzelme olduğu, Pua YH. ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada(71) ise TDA hastalarının yürüme hızlarının ameliyat sonrası

fonksiyonel skorlarını etkilediği gösterilmiş olup çalışmamızda da benzer bulgular ortaya konmuştur. Çalışmamızdaki pelvik tilt ve yürüme parametrelerindeki bu değişimlerin, ameliyat sonrası genel hareket kalitesinin ve postüral dengenin iyileşmesini gösteren bulgular olarak da değerlendirilebilir.

TDA sonrası pelvik tiltteki değişim, aynı zamanda bel ağrısı yönetimi açısından da önemli sonuçlar doğurabilir. Kalça-diz-omurga sendromu (KDOS) olan hastalarda, TDA sonrası bel ve sırt ağrısı şikayetlerinin azaldığı bilinmektedir. Dizdeki fleksiyon deformitesinin düzeltilmesiyle sağlanan sagittal dengenin, omurgadaki anormal yüklenmeleri azalttığı birçok çalışmada gösterilmiştir.(67) Çalışmamızda lomber omurga hareketlerinde anlamlı bir değişim saptanamamış olsa da pelvik tilt değerinin pelvis ile omurga ilişkisini düzenleyen bir açı olması nedeniyle ameliyat sonrası dizdeki mekanik düzelmenin omurga-pelvis ilişkisini olumlu yönde etkilediği düşünülmektedir. Spinopelvik parametrelerdeki bu değişiklikler sayesinde TDA sonrası hastaların daha dik ve dengeli bir duruş sergilemesine olanak sağlanabilir ve TDA'nın genel vücut postüründe iyileşme sağladığı düşünülebilir. Bu da ameliyat öncesi hastaların fonksiyonel sonuçlarını iyileştirmek için lomber omurga ve pelvis hareketlerinin de değerlendirilmesinin önemini göstermektedir.

Günümüzde geleneksel total diz artroplastisinin (TDA) uzun dönem fonksiyonel başarı oranlarının %80'in üzerinde olduğu bilinmektedir.(4, 30, 72) Omurga ve pelvis dejenerasyonuna bağlı hastaların fonksiyonel sonuçlarının olumsuz yönde etkilendiği de literatürde vurgulanmıştır.(73-75) Robotik TDA (rTDA) ise, özellikle kısa ve orta dönemde, geleneksel yöntemlere kıyasla daha iyi fonksiyonel sonuçlar sunmaktadır.(76, 77) Pelvik tiltteki bu değişim sayesinde hastaların postüral dengenin ve aynı zamanda yürüme fonksiyonlarındaki iyileşmelere bağlı rTDA'nın uzun dönem fonksiyonel sonuçlarına olumlu katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Ayrıca çalışmamızda ameliyat sonrası WOMAC ve OKS skorlarında kısa dönemli sonuç olarak anlamlı iyileşmeler de saptanmıştır. Bunun yanı sıra, kadans ve adım döngü uzunluğu gibi yürüme parametrelerinde görülen belirgin değişiklikler de robotik cerrahinin hastaların fonksiyonel sonuçları iyileştirildiğini desteklemektedir.

Çalışmamızda, ameliyat öncesi ve sonrası yapılan yürüme analizine ek olarak oturma hareketleri de değerlendirilmiş, elde edilen sonuçlar TDA'nın spinopelvik

parametrelerde dinamik değişikliklere yol açtığını ortaya koymuştur. Bu bulgular ileride total kalça artroplastisinde asetabular komponent yerleşiminin daha iyi planlanabilmesi açısından radyografiler ile statik incelemelerin yanında dinamik incelemelerin de değerlendirildiği yeni çalışmalara ihtiyaç olabileceğini düşündürmektedir.

Bu çalışmanın güçlü yanlarından biri robotik TDA'nın (rTDA) spinopelvik parametreler üzerindeki etkilerini inceleyen ilk çalışma olma özelliği taşıması olup bu alanda gelecekte yapılacak araştırmalara önemli bir referans oluşturabilir. rTDA'nın diz eklemindeki lokal iyileştirmeleri yanında pelvik hareketler üzerindeki etkilerini de göstermesi bakımından dikkat çekici sonuçlar ortaya koymuştur. Bu sonuçları spinopelvik parametreleri yalnızca radyolojik olarak değerlendirmeyip yürüme ve oturma gibi gündelik hareketler ile dinamik olarak incelemesiyle farklı bir yaklaşımla göstermiştir. Ayrıca rTDA'nın spinopelvik parametrelere etkisini göstererek rTDA'nın uzun dönem fonksiyonel sonuçlarını değerlendirme potansiyeli de ortaya koymaktadır.

Çalışmamızda yer alan 28 hastalık örneklem büyüklüğü, sonuçların genellenebilirliğini kısıtlayan önemli bir faktördür. Gelecekte yapılacak çalışmalarda, daha büyük örneklemlemlerle ve çok merkezli bir tasarımla bu sınırlamalar aşılabılır.

Robotik total diz artroplastisi (rTDA) yapılan hastaların, geleneksel yöntemlerle ameliyat edilen hastalarla karşılaştırılmaması, rTDA'nın etkilerini bağımsız olarak değerlendirmeyi zorlaştırmaktadır. Kontrol grubunun bulunmaması, rTDA'nın klinik üstünlüklerini veya dezavantajlarını belirleme fırsatını ortadan kaldırır. Ancak çalışmamızda ameliyat öncesi ve sonrası yapılmış bir karşılaştırmanın olması TDA'nın spinopelvik parametreler üzerindeki etkileri açısından önemli sonuçlar göstermiştir. Gelecekteki çalışmalarda, geleneksel yöntemlerle yapılan kontrol grubu eklenerek, robotik cerrahinin etkinliği daha sağlam verilerle değerlendirilebilir.

Hareket sırasındaki bireysel varyasyonlar, ölçüm cihazlarının hassasiyetine ve hasta uyumuna bağlı olarak da farklı sonuçlar doğurabilir. Ölçümler için kullanılan IMU sensör teknolojisi, hareket analizi açısından yenilikçi bir yöntem sunmasına karşın sensörlerin doğru yerleştirilmesindeki hassasiyet ve çevresel faktörlerden çok kolay etkilenmesi gibi dezavantajları olması bu çalışmanın limitasyonlarından bir diğerini oluşturur.

6.SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu çalışma, robotik total diz artroplastisinin (rTDA) spinopelvik parametreler üzerindeki etkilerini dinamik bir perspektifle inceleyen bir çalışmadır. Yürüme ve oturma sırasında anlamlı değişiklikler, rTDA'nın yalnızca diz ekleminin mekanik işlevselliğini düzeltmekle kalmayıp, aynı zamanda omurga-pelvis ilişkisi ve genel postür dinamiklerini de iyileştirebileceğini göstermektedir. Dinamik ölçümlerde gözlemlenen bu değişiklikler, rTDA'nın hareket sırasındaki adaptasyonları da düzeltme potansiyeline sahip olduğunu göstermektedir. Bu bulgular, rTDA'nın cerrahi etkinliğini artırmak ve ameliyat sonrası fonksiyonel iyileşmeyi desteklemek adına dinamik değerlendirme araçlarının klinik uygulamalara entegre edilmesinin önemini vurgulamaktadır. Gelecekte, örneklem sayısının artırıldığı, çok merkezli ve robotik cerrahinin geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığı uzun dönem takip sonuçlarını içeren çalışmalar ile elde edilen sonuçların klinik uygulamalara yol gösterebileceği kanaatine varılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Murata Y, Takahashi K, Yamagata M, Hanaoka E, Moriya H. The knee-spine syndrome: association between lumbar lordosis and extension of the knee. *The Journal of Bone & Joint Surgery British Volume*. 2003;85(1):95-9.
2. Kechagias VA, Grivas TB. Hip-Spine and Knee-Spine Syndrome: Is Low Back Pain Improved After Total Hip and Knee Arthroplasty? *Cureus*. 2024;16(4).
3. Kim Y-H, Park J-W, Jang Y-S. Long-term (up to 27 years) prospective, randomized study of mobile-bearing and fixed-bearing total knee arthroplasties in patients < 60 years of age with osteoarthritis. *The Journal of Arthroplasty*. 2021;36(4):1330-5.
4. Shan L, Shan B, Suzuki A, Nouh F, Saxena A. Intermediate and long-term quality of life after total knee replacement: a systematic review and meta-analysis. *JBJS*. 2015;97(2):156-68.
5. Liow MHL, Xia Z, Wong MK, Tay KJ, Yeo SJ, Chin PL. Robot-assisted total knee arthroplasty accurately restores the joint line and mechanical axis. A prospective randomised study. *The Journal of arthroplasty*. 2014;29(12):2373-7.
6. Jacofsky DJ, Allen M. Robotics in arthroplasty: a comprehensive review. *The Journal of arthroplasty*. 2016;31(10):2353-63.
7. Fitz DW, Johnson DJ, Hartwell MJ, Sullivan R, Keller TJ, Manning DW. Relationship of the Posterior Condylar Line and the Transepicondylar Axis: A CT-Based Evaluation. *The Journal of Knee Surgery*. 2020/07;33(07).
8. Atik OS, Korkusuz F. Surgical repair of cartilage defects of the patella. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2001;389:47-50.
9. Luvsannyam E, Jain MS, Leitaio AR, Maikawa N, Leitaio AE. Meniscus tear: pathology, incidence, and management. *Cureus*. 2022;14(5).
10. Hassebrock JD, Gulbrandsen MT, Asprey WL, Makovicka JL, Chhabra A. Knee ligament anatomy and biomechanics. *Sports medicine and arthroscopy review*. 2020;28(3):80-6.
11. WN S. Insall & Scott Surgery of the Knee. 6th ed. Philadelphia: Elsevier; 2017.
12. Javad Parvizi BAK. Essentials in Total Knee Arthroplasty. 1st ed. NJ: CRC Press; 2011.

13. Nyland J, Lachman N, Kocabey Y, Brosky J, Altun R, Caborn D. Anatomy, function, and rehabilitation of the popliteus musculotendinous complex. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2005;35(3):165-79.
14. E. Carlos Rodríguez-Merchán SO. *Total Knee Arthroplasty: A Comprehensive Guide*. 1st ed: Springer International Publishing; 2015.
15. Todo S, Kadoya Y, Moilanen T, Kobayashi A, Yamano Y, Iwaki H, et al. Anteroposterior and rotational movement of femur during knee flexion. *Clinical Orthopaedics and Related Research* (1976-2007). 1999;362:162-70.
16. Piazza SJ, Cavanagh PR. Measurement of the screw-home motion of the knee is sensitive to errors in axis alignment. *Journal of biomechanics*. 2000;33(8):1029-34.
17. Amis AA. Current concepts on anatomy and biomechanics of patellar stability. *Sports medicine and arthroscopy review*. 2007;15(2):48-56.
18. Rowe P, Myles C, Walker C, Nutton R. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait & posture*. 2000;12(2):143-55.
19. Salsich GB, Ward SR, Terk MR, Powers CM. In vivo assessment of patellofemoral joint contact area in individuals who are pain free. *Clinical Orthopaedics and Related Research*®. 2003;417:277-84.
20. Sliwa K, Collaborators GBoDS. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 301 acute and chronic diseases and injuries in 188 countries, 1990–2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *The Lancet*. 2015:743-800.
21. Bijlsma JW, Berenbaum F, Lafeber FP. Osteoarthritis: an update with relevance for clinical practice. *The Lancet*. 2011;377(9783):2115-26.
22. Haugen IK, Englund M, Aliabadi P, Niu J, Clancy M, Kvien TK, et al. Prevalence, incidence and progression of hand osteoarthritis in the general population: the Framingham Osteoarthritis Study. *Annals of the rheumatic diseases*. 2011;70(9):1581-6.
23. Kellgren JH, Lawrence J. Radiological assessment of osteo-arthritis. *Ann Rheum Dis*. 1957;16(4):494-502.
24. Kaufman KR, Hughes C, Morrey BF, Morrey M, An K-N. Gait characteristics of patients with knee osteoarthritis. *Journal of biomechanics*. 2001;34(7):907-15.

25. Astephen JL, Deluzio KJ, Caldwell GE, Dunbar MJ. Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *Journal of orthopaedic research*. 2008;26(3):332-41.
26. Tateuchi H. Gait-and postural-alignment-related prognostic factors for hip and knee osteoarthritis: toward the prevention of osteoarthritis progression. *Physical therapy research*. 2019;22(1):31-7.
27. Probe RA. Lower extremity angular malunion: evaluation and surgical correction. *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2003;11(5):302-11.
28. Favre J, Erhart-Hledik JC, Andriacchi TP. Age-related differences in sagittal-plane knee function at heel-strike of walking are increased in osteoarthritic patients. *Osteoarthritis and cartilage*. 2014;22(3):464-71.
29. Freeman M, Swanson S, Todd R. Total replacement of the knee using the Freeman-Swanson knee prosthesis. *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 1973;94:153-70.
30. Canovas F, Dagneaux L. Quality of life after total knee arthroplasty. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*. 2018;104(1):S41-S6.
31. Bourne RB, Chesworth BM, Davis AM, Mahomed NN, Charron KD. Patient satisfaction after total knee arthroplasty: who is satisfied and who is not? *Clinical Orthopaedics and Related Research®*. 2010;468(1):57-63.
32. Wu X-D, Zhou Y, Shao H, Yang D, Guo S-J, Huang W. Robotic-assisted revision total joint arthroplasty: a state-of-the-art scoping review. *EFORT Open Reviews*. 2023;8(1):18-25.
33. Clark G, Wood D. Robotics in arthroplasty: where are we today? *Bone & Joint* 360. 2015;4(5):2-7.
34. Nishihara S, Sugano N, Nishii T, Miki H, Nakamura N, Yoshikawa H. Comparison between hand rasping and robotic milling for stem implantation in cementless total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*. 2006;21(7):957-66.
35. Siebert W, Mai S, Kober R, Heeckt PF. Technique and first clinical results of robot-assisted total knee replacement. *The Knee*. 2002;9(3):173-80.

36. Pearle AD, van der List JP, Lee L, Coon TM, Borus TA, Roche MW. Survivorship and patient satisfaction of robotic-assisted medial unicompartmental knee arthroplasty at a minimum two-year follow-up. *The Knee*. 2017;24(2):419-28.
37. Siddiqi A, Horan T, Molloy RM, Bloomfield MR, Patel PD, Piuze NS. A clinical review of robotic navigation in total knee arthroplasty: historical systems to modern design. *EFORT Open Reviews*. 2021;6(4):252-69.
38. Yassen Z, Woffenden H, Robinson AP. Robotic-Assisted Knee Arthroplasty: Insights and Implications From Current Literature. *Cureus*. 2023;15(12).
39. St Mart J-P, Goh EL. The current state of robotics in total knee arthroplasty. *EFORT open reviews*. 2021;6(4):270-9.
40. Lonner JH. *Robotics in Knee and Hip Arthroplasty: Current Concepts, Techniques and Emerging Uses*. 1st ed. Philadelphia: Springer; 2019.
41. Noshchenko A, Hoffecker L, Cain CM, Patel VV, Burger EL. Spinopelvic parameters in asymptomatic subjects without spine disease and deformity: a systematic review with meta-analysis. *Clinical spine surgery*. 2017;30(9):392-403.
42. Cinotti G, Lucoli N, Malagoli A, Calderoli C, Cassese F. Do large femoral heads reduce the risks of impingement in total hip arthroplasty with optimal and non-optimal cup positioning? *International orthopaedics*. 2011;35:317-23.
43. Esposito CI, Gladnick BP, Lee Y-y, Lyman S, Wright TM, Mayman DJ, et al. Cup position alone does not predict risk of dislocation after hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2015;30(1):109-13.
44. Suzuki H, Endo K, Sawaji Y, Matsuoka Y, Nishimura H, Takamatsu T, et al. Radiographic assessment of spinopelvic sagittal alignment from sitting to standing position. *Spine Surgery and Related Research*. 2018;2(4):290-3.
45. Grammatopoulos G, Innmann M, Phan P, Bodner R, Meermans G. Spinopelvic challenges in primary total hip arthroplasty. *EFORT Open Reviews*. 2023;8(5):298-312.
46. Bradford DS, Tay BK, Hu SS. Adult scoliosis: surgical indications, operative management, complications, and outcomes. *Spine*. 1999;24(24):2617.
47. Menezes CM, Lacerda GC, Lamarca S. Sagittal alignment concepts and spinopelvic parameters. *Revista Brasileira de Ortopedia*. 2023;58:1-8.

48. Schwab FJ, Blondel B, Bess S, Hostin R, Shaffrey CI, Smith JS, et al. Radiographical spinopelvic parameters and disability in the setting of adult spinal deformity: a prospective multicenter analysis. *Spine*. 2013;38(13):E803-E12.
49. Dubousset J. Three-dimensional analysis of the scoliotic deformity. *The pediatric spine: principles and practice*. 1994.
50. Imagama S, Ito Z, Wakao N, Seki T, Hirano K, Muramoto A, et al. Influence of spinal sagittal alignment, body balance, muscle strength, and physical ability on falling of middle-aged and elderly males. *European Spine Journal*. 2013;22:1346-53.
51. Jantzen C, Madsen CM, Lauritzen JB, Jørgensen HL. Temporal trends in hip fracture incidence, mortality, and morbidity in Denmark from 1999 to 2012. *Acta orthopaedica*. 2018;89(2):170-6.
52. Oshima Y, Watanabe N, Iizawa N, Majima T, Kawata M, Takai S. Knee–hip–spine syndrome: improvement in preoperative abnormal posture following total knee arthroplasty. *Advances in Orthopedics*. 2019;2019(1):8484938.
53. Katsumi R, Mannen EM, Bajaj G, Smith JR, Mears SC, Stambough JB, et al. The influence of knee osteoarthritis on spinopelvic alignment and global sagittal balance. *The Journal of Knee Surgery*. 2023;36(09):917-24.
54. Chang A, Hayes K, Dunlop D, Song J, Hurwitz D, Cahue S, et al. Hip abduction moment and protection against medial tibiofemoral osteoarthritis progression. *Arthritis & Rheumatism*. 2005;52(11):3515-9.
55. Park S-K, Kobsar D, Ferber R. Relationship between lower limb muscle strength, self-reported pain and function, and frontal plane gait kinematics in knee osteoarthritis. *Clinical Biomechanics*. 2016;38:68-74.
56. Byrnes SK, Holder J, Stief F, Wearing S, Böhm H, Dussa CU, et al. Frontal plane knee moment in clinical gait analysis: A systematic review on the effect of kinematic gait changes. *Gait & Posture*. 2022;98:39-48.
57. Mizner RL, Petterson SC, Snyder-Mackler L. Quadriceps strength and the time course of functional recovery after total knee arthroplasty. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2005;35(7):424-36.
58. Huang C-H, Lee Y-M, Liao J-J, Cheng C-K. Comparison of muscle strength of posterior cruciate-retained versus cruciate-sacrificed total knee arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 1998;13(7):779-83.

59. Höglund G, Grip H, Öhberg F. The importance of inertial measurement unit placement in assessing upper limb motion. *Medical Engineering & Physics*. 2021;92:1-9.
60. Tüzün E, Eker L, Aytar A, Daşkapan A, Bayramoğlu M. Acceptability, reliability, validity and responsiveness of the Turkish version of WOMAC osteoarthritis index. *Osteoarthritis and cartilage*. 2005;13(1):28-33.
61. Tuğay BU, Tuğay N, Güney H, Kınıklı Gİ, Yüksel I, Atilla B. Oxford Knee Score: cross-cultural adaptation and validation of the Turkish version in patients with osteoarthritis of the knee. 2016.
62. Lazennec JY, Thauront F, Robbins CB, Pour AE. Acetabular and femoral anteversions in standing position are outside the proposed safe zone after total hip arthroplasty. *The Journal of arthroplasty*. 2017;32(11):3550-6.
63. Lee S-M, Yoon MG, Moon M-S, Lee B-J, Lee S-R, Seo YH. Effect of correction of the contractured flexed osteoarthritic knee on the sagittal alignment by total replacement. *Asian Spine Journal*. 2013;7(3):204.
64. Kim SC, Kim JS, Choi HG, Kim TW, Lee YS. Spinal flexibility is an important factor for improvement in spinal and knee alignment after total knee arthroplasty: evaluation using a whole body EOS system. *Journal of clinical medicine*. 2020;9(11):3498.
65. Shichman I, Ben-Ari E, Sissman E, Singh V, Hepinstall M, Schwarzkopf R. Total knee arthroplasty in patients with lumbar spinal fusion leads to significant changes in pelvic tilt and sacral slope. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*. 2023;143(4):2103-10.
66. Polat EA, Polat Y, Karatay GM, Esmer M, Kafa N, Guzel NA. Does total knee arthroplasty affect pelvic movements? A prospective comparative study. *Revista da Associação Médica Brasileira*. 2023;69:e20221231.
67. Kitagawa A, Yamamoto J, Toda M, Hashimoto Y. Spinopelvic alignment and low back pain before and after total knee arthroplasty. *Asian Spine Journal*. 2020;15(1):9.
68. Han H-S, Yun K-R, Cho K, Kim TW, Kang S-B. Relationships between the changes in flexion contracture and standing flexion angle of the knee and sagittal spinal alignment after total knee arthroplasty. *The Knee*. 2021;29:374-80.
69. Chevillotte T, Coudert P, Cawley D, Bouloussa H, Mazas S, Boissière L, et al. Influence of posture on relationships between pelvic parameters and lumbar lordosis:

Comparison of the standing, seated, and supine positions. A preliminary study.

Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research. 2018;104(5):565-8.

70. Wang J, Severin AC, Mears SC, Stambough JB, Barnes CL, Mannen EM. Changes in mediolateral postural control mechanisms during gait after total knee arthroplasty.

The Journal of Arthroplasty. 2021;36(9):3326-32.

71. Pua Y-H, Seah FJ-T, Clark RA, Poon CL-L, Tan JW-M, Chong H-C, editors. Factors associated with gait speed recovery after total knee arthroplasty: a longitudinal study. Seminars in arthritis and rheumatism; 2017: Elsevier.

72. González-Sáenz-de-Tejada M, Quintana JM, Arenaza JC, Azcarate-Garitano JR, Esnaola-Guisasola PM, García-Sánchez I, et al. Long-term health related quality of life in total knee arthroplasty. BMC Musculoskeletal Disorders. 2023;24(1):327.

73. Boyle J, Anthony I, Jones B, Wheelwright E, Blyth M. Influence of low back pain on total knee arthroplasty outcome. The Knee. 2014;21(2):410-4.

74. Clement N, MacDonald D, Simpson A, Burnett R. Total knee replacement in patients with concomitant back pain results in a worse functional outcome and a lower rate of satisfaction. The bone & joint journal. 2013;95(12):1632-9.

75. Caliskan E, Igdir V, Dogan O, Bicimoglu A. Primary total knee replacement leads to an increase in physical activity but no changes in overall time of sedentary behaviour: a retrospective cohort study using an accelerometer. International orthopaedics. 2020;44:2597-602.

76. Khlopas A, Sodhi N, Hozack WJ, Chen AF, Mahoney OM, Kinsey T, Orozco F, Mont MA. Patient-reported functional and satisfaction outcomes after robotic-arm-assisted total knee arthroplasty: early results of a prospective multicenter investigation. The journal of knee surgery. 2020 Jul;33(07):685-90.

77. Kayani B, Konan S, Tahmassebi J, Pietrzak JR, Haddad F. Robotic-arm assisted total knee arthroplasty is associated with improved early functional recovery and reduced time to hospital discharge compared with conventional jig-based total knee arthroplasty: a prospective cohort study. The bone & joint journal. 2018 Jul 1;100(7):930-7.

EKLER

