

1. GİRİŞ

İskeletin değişik kemikleri arasında işlevsel bağlantıya eklem denir. Bu işlevsel bağlantılar iskelet sisteminin hareket kazanmasını sağlar. Eklemler üç ana gruba ayrılır. Sinoviyal eklemler; serbestçe hareket edebilen, eklemi oluşturan kemiklerin birbirine değmediği, kemiklerin eklem yüzeylerinin kıkırdak dokusu ile kaplı olan ve aralarında sinoviyal boşluk bulunan eklemlerdir. Bu sinovial boşluk sinoviyal zar ile sarılmıştır ve sinoviyal sıvı salgılar. Sinovial zarın dışında eklem kapsülü bulunur. Kartilaginöz eklemler az miktarda harekete izin verirler. Kemik yüzeyler fibrokartilaginöz disk tarafından birbirinden ayrılırlar. Fibröz eklemler, fibröz dokularının birbiri içine tutunduğu eklemlerdir ve harekete izin vermezler (1). Sinovial eklemler de 6 farklı tipe ayrılır. Alt ekstremitenin üç ana eklemi üç farklı tiptedir. Kalça eklemi sferoidal (topuz-mahmuz) bir eklemdir. Eklem stabilitesi kemik yapısı ile sağlanır ve sadece rotasyon yapılabilir , translasyona izin vermez . Böylece yüke karşı çok iyi destek verir (2). Diz eklemi hem gignglimus(menteşe) eklem hem de trokoid (pivot) eklem özellikleri gösterir. Diz eklemi sadece fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapmayıp , yürüme sırasında her üç düzlemde de hareket biçimi gösterir. Ayak bileği eklemi menteşe tipi bir eklemdir.

Bir eklem sinoviyasının kronik bir yangı sonucunda eklem kıkırdağının, eklem komşu kemiklerin ve bağların hasar görmesi ile oluşan hastalıklara genel olarak artrit denir. Artroz ise genellikle bu artritlerin sonucunda oluşan radyolojik değişiklikleri tanımlamak amacıyla kullanılır. Bu değişiklikler eklem aralığında daralma , subkondral skleroz ve osteofitlerin oluşumudur. Osteoartrit ise enflamatuar süreç olmadan ilerleyici kıkırdak ve eklem komşu kemik kaybı ile giden dejeneratif eklem hastalığıdır (3).

Artritlerin en sık görülen tipi olan osteoartrit dünyada milyonlarca insanı etkilemektedir. Dünya Sağlık Örgütü'nün yaptığı çalışmaya göre gonartroz ; sakatlığa yol açan nedenler arasında kadınlarda 4'üncü ve erkeklerde ise 8'inci sıradadır (4). Çok uzun yıllar , sadece birkaç tedavinin olduğu , sık görülen fakat zor anlaşılabilen bir hastalık idi. Son yıllardaki epidemiyolojik , klinik ve tedavi ile ilgili çalışmalar sonucunda bu karmaşık hastalığın görünümünü şaşırtıcı biçimde değiştirmiştir. Patofizyolojisindeki biyokimyasal nedenler ile

biyomekanik nedenler arasındaki ilişkinin kurulması söz konusu değişimde önemli rol oynamıştır (5).

İnsan bedeninde femur başı merkezinden ayak bileği merkezine çizilen çizgi alt ekstremitenin mekanik eksenini gösterir. Mekanik eksen bir başka deyişle eklemlerin yük taşıma eksenidir. Mekanik eksen meydana gelen deformiteler eklemlerin yük taşıma eksenini bozar. Yük taşıma ekseninin bozulması, eklemlere gelen yük dengesini değiştirecektir (6). Yapılan çalışmalarda uygunsuz dizilim diz osteoartritinin hem ilerlemesinde hem de işlevsel durumun kötüleşmesinde rol oynamaktadır (7).

İnsan kalça eklemi, bipedal yürüme probleminin karmaşık, evrimsel bir sonucudur. Filogenetik olarak kıvrılma pelviste birbirinden ayrılan, femurda birbirine yaklaşan iki açının oluşması ile sonuçlanmıştır. Bu açılar femur boyun cisim açısı ve femoral anteversiyon açısıdır. Vücut ağırlığını dört ayak yerine iki ayak üzerinde desteklemek insan kalça ekleminde daha karmaşık bir stres iletim modelinin ortaya çıkmasına neden olmuştur (8).

Dizin iç ve dış osteoartritte kalça ve pelvisin biyomekanik özellikleri de rol oynamaktadır. Dizin dış osteoartriti olup kalça osteoartriti olmayan hastaların dizin iç osteoartriti bulunan hastalara göre pelvislerinin daha geniş olduğu ve daha kısa femur boyun ve baş-cisim uzaklığı olduğu gösterilmiştir. Dizin dış osteoartriti ile kalça osteoartritinin birlikteliğinin daha fazla olduğu ve bu hastalarda boyun-cisim açısının artmış olduğu (koksa valga) görülmüştür. Bu hastalarda daha büyük abduksiyon momenti oluşması ile hem kalçada hem dış eklem aralığında osteoartrit görülmektedir (9).

Hipotezimiz ; dizin dış ve iç osteoartriti gelişiminde kalça anatomisi kaynaklı biyomekanik nedenlerin rol oynadığını gösterebilmek idi.

Bu nedenle iki aşamalı biyomekanik bir çalışma planlandı. Birinci aşamada üç yetişkin erkek kadavra femuru üç boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarıldı. Farklı 6 anteversiyon ve 7 boyun-cisim açısı olmak üzere, toplam 42 deney modeli bilgisayar ortamında oluşturuldu. Sonlu eleman analiz yöntemi kullanılarak stres dağılımları incelendi. Sonlu eleman analizi, mühendislik mekaniğinde yapıların stres analizlerinde kullanılan bir bilgisayar programıdır (10). Ortopedik biyomekanikte ilk defa 1972 yılında Brekelmans ve ark. tarafından kemikteki stres

dağılımları ve kemiğin yük altında davranışını araştırmak için kullanılmıştır (11). O zamandan itibaren de protez tasarımları, kırık fiksasyon cihazları ve dokuların bu yapılarla etkileşimini araştırmak için yaygın olarak kullanılmaktadır. En önemli avantajı uzun süre ve yüksek maliyetlere neden olabilecek deneysel çalışmaların gerçeğe yakın olarak, düşük maliyetle ve kısa sürede yapılmasını sağlamasıdır.

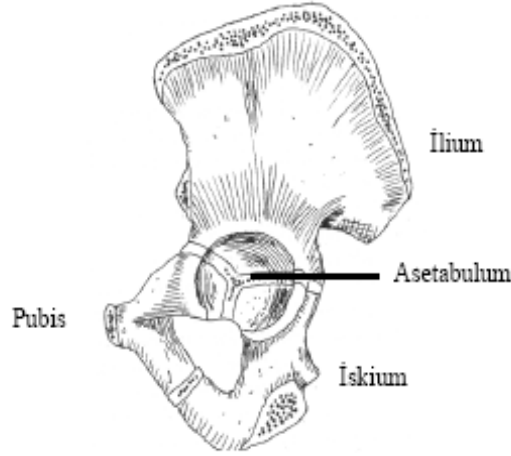
Çalışmanın ikinci aşamasında, laboratuvar koşullarında gerçekleştirilecek deneylerle sanal ortamda oluşturulan modellerin doğrulanması amaçlanmaktadır.

Farklı femur boyun-cisim açılarında ve farklı anteversiyon açılarında diz eklemine gelen kuvvetlerin nasıl etkilendiğini ortaya koymak, dizin i ve dış osteoartritini anlamamızı kolaylaştıracaktır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Anatomi

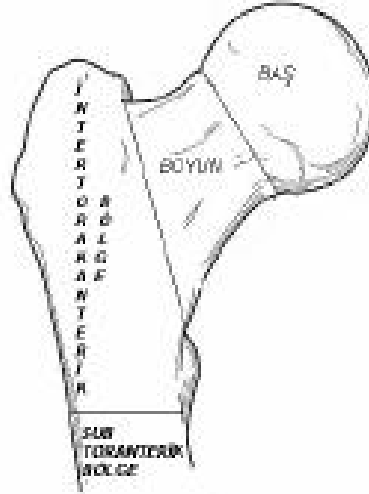
İnsanda kalça eklemi asetabulum ve femur başı ile oluşur. Asetabulum ilium , iskiüm ve pubis kemiklerinin birleşmesi ile meydana gelir. Asetabulum 2/3 küre şeklindedir ve içine femur başı girer. Kalça eklemi sferoidal (topuz-mahmuz) bir eklemdir. Eklem stabilitesi kemik yapısı ile sağlanır ve sadece rotasyon yapılabilir , translasyona izin vermez . Böylece yüke karşı çok iyi destek verir. Femur başının ekvatorundan daha fazlasını yakalayabilmesi için asetabulum fibrokartilaginöz labrum ile yüzeyi arttırılmıştır. Asetabulum merkezi ile femur başı merkezi çakışır (2) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 : Asetabulumun yandan görünüşü

Femur; insan vücudunun en uzun ve en kuvvetli kemiğidir (12). Uzunluğu kişiden kişiye değişmekle birlikte genellikle vücut uzunluğunun 1/4'ünü oluşturur. Proksimalde asetabulumdan aldığı yükü distalde diz eklemiyle tibiaya aktarır. Ayakta duran bir kişide femur doğrultusu yukarıdan aşağıya ve dıştan içe doğrudur. Femur cismi eğriliği öne bakan hafif bir eğrilik gösterir ve alt ucu üst uca nazaran daha arkada bulunur (13).

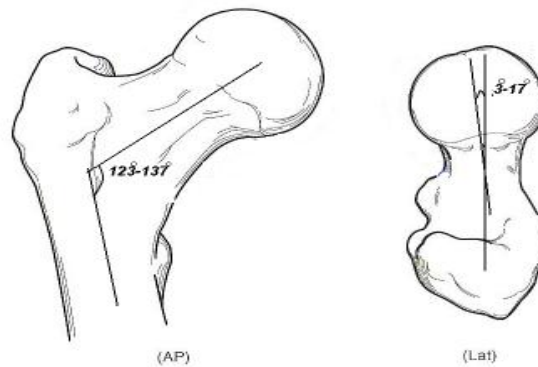
Anatomik olarak femur proksimal, cisim ve distal bölge olarak üç bölümde incelenebilir. Proksimal femur; kaput femoris, kollum femoris, trokanter majör, trokanter minor ve subtrokanterik bölgeden oluşur (Şekil 2.2).



Şekil 2.2 : Femur üst uç anatomik bölgeleri

Femur başı bir kürenin üçte ikisi kadardır ve asetabulum ile eklemler. Eklem yüzünün ortasında ufak bir çukur vardır ve fovea kapitis adını alır. Buraya ligamentum kapitis femoris tutunur (14).

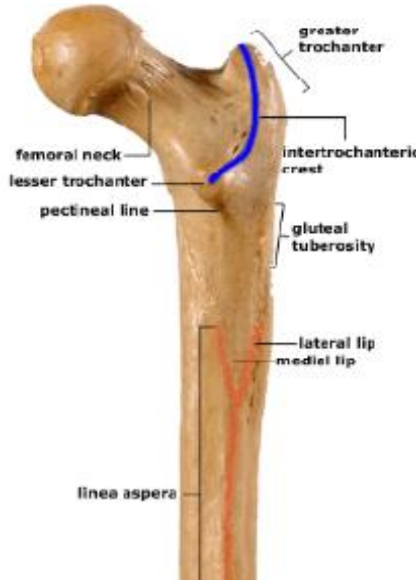
Femur boynu, başı cisme bağlayan kısımdır. Femur boynu ile cisim arasında yetişkinlerde 123° - 137° 'lik bir açı vardır. Buna femur boyun açısı , kollodialfizer açı ya da inklinasyon açısı denir. Frontal planda femur boyununun aksı ile femur cisminin aksı arasında 3° - 17° 'lik öne açılanması mevcuttur. Buna da femoral anteversiyon ya da deklinasyon açısı adı verilir (15) (Şekil 2.3).



Şekil 2.3 : Femur baş-boyun ve anteversiyon açıları

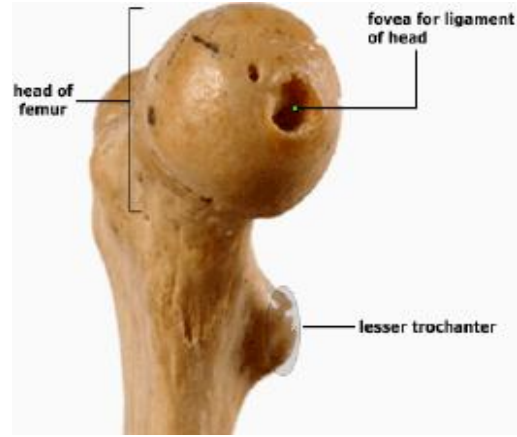
Trokanter major femur cisminin boyunla birleştiği hizada bulunan büyük çıkıntıya verilen addır ve femur cisminin üst sınırının arka ve üst dış yan tarafında bulunur (16) (Şekil 2.1.4 A). Buraya kalça abdüktörlerinden gluteus medius ve minimus kasları yapışır. Femur boyununun cisim ile birleştiği yerde, iç tarafta

trokanter minor bulunur (Şekil 2.4 B). Buraya kalçanın en önemli fleksörü olan iliopsoas kası yapışır. Trokanter minor ile majorü birleştiren çizgi ile trokanter minorun altından geçen hayali çizgi arasındaki bölge intertrokanterik bölge olarak adlandırılır (Şekil 2.4 A). Bu bölge spongioz yapıya sahip olup kanlanması iyidir (17).



Şekil 2.4 (A)

Femurun Arkadan Görünüm



Şekil 2.4 (B)

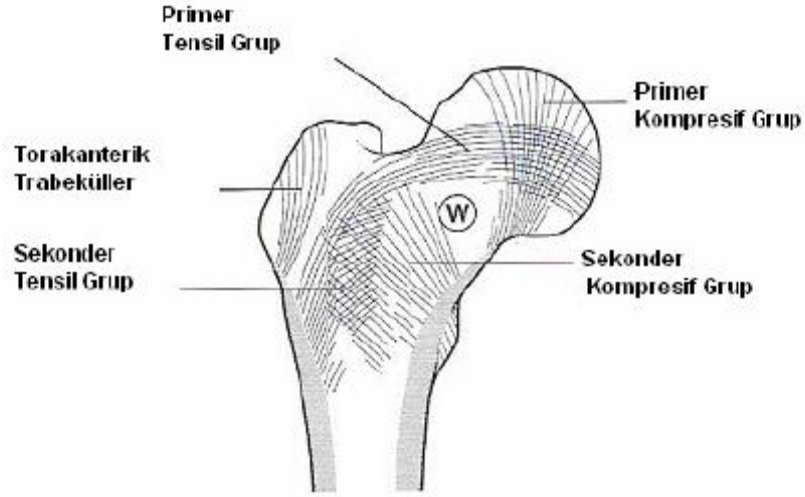
Femurun İçten Görünüm

Proksimal femurun internal trabeküler yapısı ilk kez 1938 yılında Ward tarafından tanımlanmıştır (18). Femur boynunda ve trokanterik bölgede cismin korteksinden spongioz bölgeye uzanan kansellöz trabekülasyonlar bulunur. Trabeküllerin dizilimi ; Wolff kanunlarına göre stres boyunca olup kalın trabeküller trokanter minorun altından başlayarak yukarısına doğru basın yük taşıyan bölgesine gider. Bu trabeküllere temel kompresif grup adı verilir. Kemikğin sağlamlığını ve stabilitesini asıl etkileyen trabeküller foveal bölgenin altından başlayarak boyunun üst kısmından trokanter majöre, oradan da dış kortekse uzanır.

Bu gruba primer tensil grup denir. Eğer trabeküller yerine kompakt bir kemik olsaydı bölgenin sağlamlığı oldukça azalır ve minor travmalarda dahi şiddetli kırıklarla karşılaşılırdı (19) (Şekil 2.5).

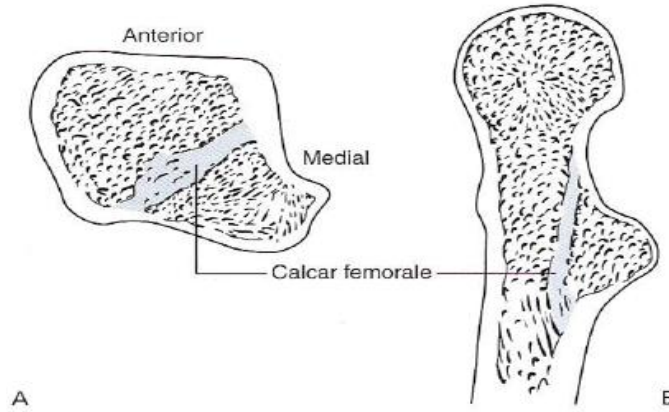
Trabeküler yapıların ortasında kalan üçgen boşluğa Ward üçgeni adı verilir. Kesitsel mekanik incelemelerde yük binen trabeküler bölgede kemikğin sertliği

artmıştır. Fakat intertrokanterik bölgede ve Ward üçgeninin olduğu bölgede kemik sertliği azalmaktadır (19) (Şekil 2.5).

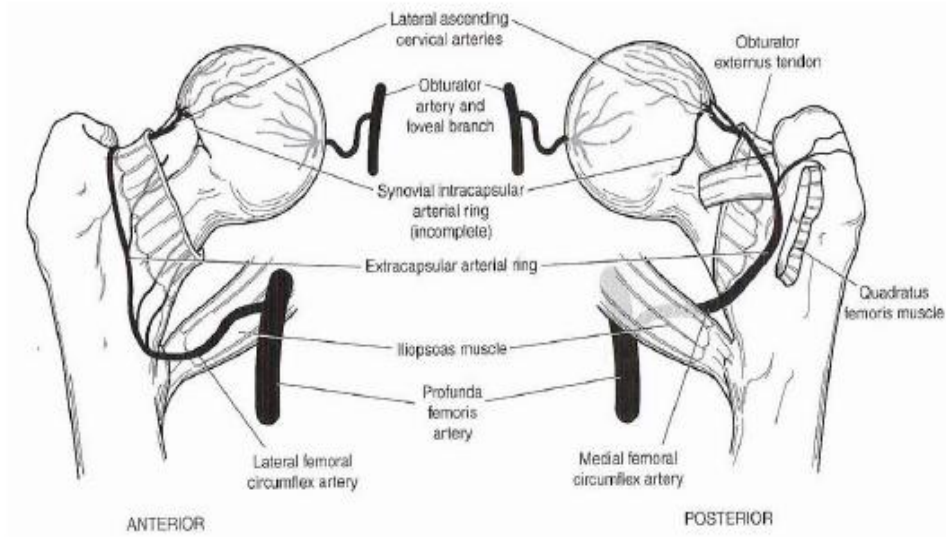


Şekil 2.5 : Femur üst ucunun trabeküler yapısı

Femur cisminin arka-iç kısmından başlayarak femur boynunun arkasına doğru uzanan dens kemik tabakasına kalkar femorale denir. Femur boynunda ve trokanterik bölgede stres transferinde önemli rol oynayan güçlü internal bir destektir. Vertikal pozisyonundan dolayı boynun gücünü arttırmada anahtar rolü bulunmaktadır (Şekil 2.6).



Şekil 2.6: Kalkar femorale transvers (A) ve sagittal (B) kesitleri

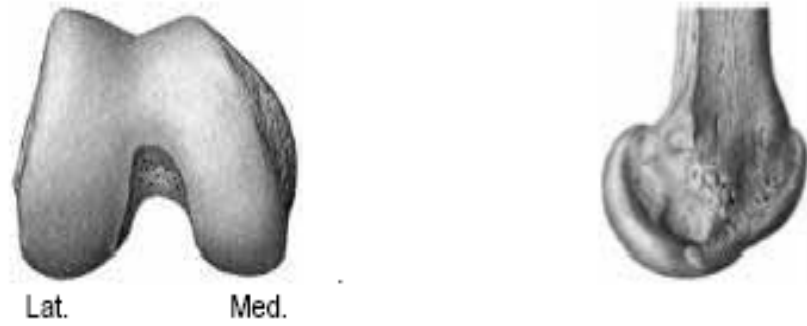


Şekil 2.7 : Femur başının beslenmesi

Femur başının damarsal beslenmesi femoral arterin dalı olan A. Femoralis profundusun femur boynu yakınında verdiği iç ve dış sirkümfleks arterler tarafından sağlanır. İç femoral sirkümfleks arter dış sirkümfleks atere göre daha küçük çapı olmasına rağmen femur başının beslenmesinde daha büyük öneme sahiptir (Şekil 2.7). Bu arterler femur boyununun çevresinde öncelikle kapsül dışı arterial ringi oluştururlar. Daha sonra bu ağdan ayrılan assendan servikal dallar kapsül içine retinaküler arter olarak dağılırlar. Retinaküler arterler arka-üst, arka-alt ve ön dallar olmak üzere 3 bölüme ayrılırlar (20).

Cisim bölgesi trokanter minorun 5 cm distalinden başlayarak addüktör tüberülün 5 cm proksimalinde sonlanır (21). Cisim tubuler bir yapıdadır. Distalde ise suprakondiler ve kondiler bölge yer alır.

Femur kondillerinin ön yüzü arka yüze göre daha düzdür. Bu özellik ekstansiyonda yük aktarımını için daha geniş bir yüzey alanı sağlar. Femur kondillerinin büyük kısmı cismin arkasında kalır. İç kondilin eklem yüzeyi daha uzundur fakat dış kondil daha geniştir. İç femoral kondil ile sagittal düzlem arasında 22°'lik açı bulunur. Bu durum kondillerin sagittal planda eksantirik olmasına yol açmakta ve 'mil dirseği' denilen mekanizmayı oluşturmaktadır. Bu özellik sayesinde ekstansiyonda yan bağların gerginliği artar (22).



Şekil 2.8 : Femur kondillerinin önden ve yandan görünüşleri

Kondiller ön tarafta birleşerek fasies patellarisi oluştururlar. Bu yapı yukarıdan aşağıya doğru uzanan bir oluk olup eklem yüzeyini ikiye ayırır. Dış taraftaki eklem yüzeyi daha geniş olup patella ile daha geniş eklem yüzeyi ilişkisi sağlar. İki kondil arasında patellanın yuvalandığı bir oluk vardır. Bu oluğa patellofemoral oluk yada troklea denir.

Patella , ekstansör mekanizmada yer alan , kabaca üçgen şeklinde olan vücuttaki en büyük sesamoid kemiktir. Ekstansör mekanizmanın kaldıraç kolunu yapışma açısını artırır. Yukarı kısmı aşağı kısmına göre daha geniştir. Eklem yüzeyi vertikal bir çentik ile iç ve dış olmak üzere iki ayrı fasete ayrılmıştır. Dış eklem yüzü daha geniştir. Patellanın 7 temas yüzeyi vardır. İç ve dış eklem yüzeylerinin her biri hemen hemen 3 eşit parçaya ayrılmıştır. İç eklem yüzeyinin içi de ayrı bir yüzey olarak ele alınır. Diz ekstansiyonda iken dış patellar fasetin aşağı kısmı, dış femoral kondille eklemleşir. Diz 90° fleksiyonda iken , patella önce femoral oluk ile , fleksiyon arttığında ise iç ve dış eklem yüzeyleri femoral kondillerle ayrı ayrı eklemleşir. Tam fleksiyonda basınç iç eklem yüzeyinde daha çok olmaktadır. Patellanın en geniş temas yüzeyi diz 45° fleksiyonda iken olmaktadır (Şekil 2.9).



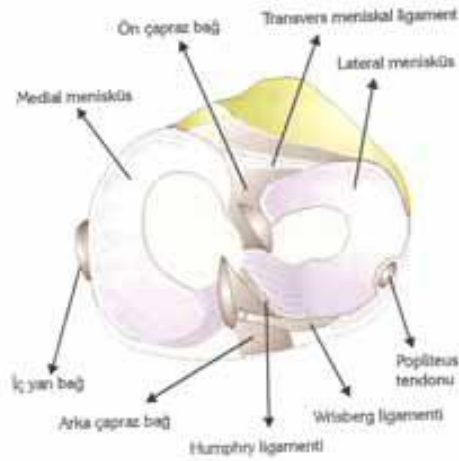
Şekil 2.9 : Patellanın önden ve arkadan görünümü

Menisküsler , femur kondillerinin tibia eklem yüzeyine oturmasını sağlayan, eklem yüzey alanını arttıran fibrokartilajdan oluşmuş yarımay şeklinde yapılardır. Menisküsler , tibia platosunda , eklem yüzeyinin 2/3 lük periferik kısmını kaplarlar. Proksimal kısımları içbükey ve femur kondilleri ile temasta iken , periferik kısımları kalın , dışbükeydir ve eklem kapsülüne yapışırlar. Üçgen biçiminde kesitleri olup merkeze doğru geldikçe incelikler. Menisküsler, basınca direnç gösterecek biçimde yoğun sıkı örgü şeklinde kollojen lifleri bulunan , elastiki bir yapıdadır. Ön tarafta her iki menisküsü birbirine bağlayan “lig. transversum genus” bulunur (Şekil 2.10).

Dış menisküs daha dairesel yapıdadır. Ön boynuzu , interkondiler çıkıntı önünde ve ön çapraz bağın dışında kalacak şekilde yapışır. Arka boynuzu ise interkondiler çıkıntının arkasına ve iç menisküs arka yapışma yeri önüne yapışır. Dış menisküsün arka boynuzundan, iç femoral kondil ve interkondiler fossaya uzanan ve arka çapraz bağ ile olan ilişkilerine göre adlandırılan iki bağ vardır. Arka çapraz bağın önünde yer alana, “lig. meniskofemorale anterior” (Humphry lig.); arkasında yer alana “lig. meniskofemorale posterior” (Wrisberg) adı verilir. Dış menisküsün, dış yan bağ ile ilişkisi zayıf, kapsülle bağlantısı gevşek olduğundan çok hareketlidir ve gerilme zorlamasına az uğrar. Tibia dış rotasyon yaptığıında dış menisküs arkaya doğru yoğunlaşır, tibia kondili, menisküs kenarından hafif öne doğru kabarır. İç rotasyonda ise tersi olur (Şekil2.10). İç menisküs C şeklinde olup kenarları dış menisküye oranla daha kalındır (Şekil 2.10). Ön boynuzu , interkondiler çıkıntıya, ön çapraz bağ ile birlikte yapışır. Arka boynuz, öne göre daha kalın olup interkondiler çıkıntının arkasına , arka çapraz bağ ile birlikte

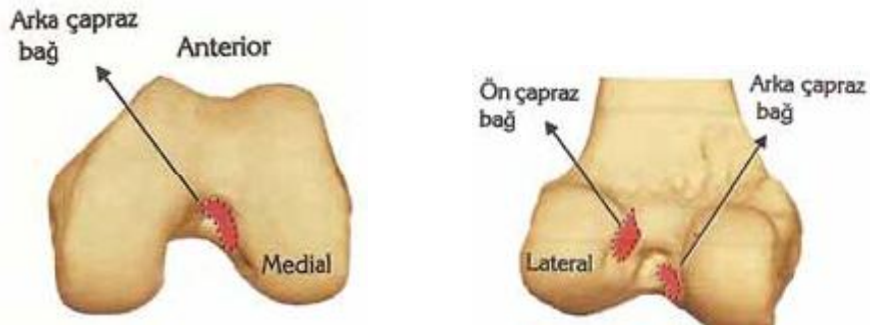
yapıştır. İç menisküs orta hatta, periferik kısımları, iç yan bağa sıkıca yapışmıştır. Arka yan kısmı , popliteus kası ile komşudur.

Menisküslerin görevleri arasında, kuvvet taşıma, eklem hareketlerini kolaylaştırma, stabiliteye yardımcı olma, eklem kıkırdağının beslenmesinin temini ve şoku emme sayılabilir. Menisküslerin %30'luk periferik kısmı üst geniküler arter ve alt geniküler arterin iç ve dış dalları arafından oluşturulan kapiller ağdan beslenirken,merkezi kısım doğrudan eklem sıvısından beslenir (23) (24).



Şekil 2.10 : İç ve dış menisküs

Dizin fonksiyonel anatomisinde çapraz bağların büyük önemi vardır. Tibiada eminentia interkondilaris'e yapışma yerlerine göre isimlendirilmişlerdir (Şekil 2.11).



Şekil 2.11: Çapraz bağların femurda yapışma yerleri

Ön çapraz bağ ‘‘eminencia interkondilaris’’in önünden ve dışından başlar,femur dış kondilinin iç yüzeyinin arkasına yelpaze şeklinde yapışır. Ön çapraz bağ ön-iç (anteromedial), orta (intermediet) ve arka-dış (posterolateral) olmak üzere 3 hüzmenden meydana gelmiştir.

Ön-iç kısmı daha ince olup , arka-dış kısmı daha hacimlidir. Fleksiyonda ön-iç hüzmeye, ekstansiyonda ise arka-dış hüzmeye gerilir. Ön çapraz bağ , tibianın öne kaymasını önler. Varus, valgus zorlamalarına, diz ekstansiyonda iken rotasyon zorlamalarına karşı koyar (25) (26).

Arka çapraz bağ, daha kuvvetli ve daha az obliktir. İç menisküs arka boynuzunun hemen arkasında , tibia interkondiler fossanın arkasından başlar. Yukarıya, öne ve içe doğru giderek ön çapraz bağı çaprazlar , iç femoral kondilde , interkondiler yüzeyin arka dış kısmına yapışır. Ön-dış (anterolateral) ve arka-dış (posterolateral) olmak üzere iki hüzmeye ayrılır. Fleksiyonda ön dış , ekstansiyonda ve 100° üzerindeki fleksiyonda arka-dış hüzmeler gerilir. Ana görevi, tibianın arkaya kaymasını engellemektir. Aynı zamanda femurun tibia üzerinde rotasyonu sırasında, menisküsleri stabilize eder, eksternal rotasyonel kuvvetlerine karşı koyar ve dizin fleksiyonu sırasında, femurun tibia üzerinde kayarken , yuvarlanma hareketinin oluşmasını sağlar (27).

Sinoviya diz eklemine girinti ve çıkıntılar yaparak, boşlukları doldurur. Sinovyal membran fibröz yapıda olup, kapsülün iç kısmını döşer, çapraz bağların etrafını kılıf gibi sarar, fakat menisküsleri örtmez. Suprapatellar bursa , patellanın yukarısında, kuadriseps femoris , femur alt ucu ve sinoviyanın birlikte oluşturduğu yapıdır. Aşağıda ise , patellar tendonun eklem içi yüzünden başlayarak, iç ve dış taraflara uzanım gösterir (26).

Eklem kapsülü bağ adı verilen çeşitli kalınlaşma odakları içeren fibröz bir zardır. Ön tarafta bu eklem kapsülü yerini patellar tendona bırakır. Patellar tendon , patellanın alt kutbundan başlayan , yaklaşık 6 cm. boyunda güçlü , düz bir bağsal yapıdır. Arka yüzeyi bir bursayla tibiadan ve infrapatellar yağ yastıkçığı ile eklem sinovyal membranından ayrılır. Eklem kapsülünün arka bölümü vertikal liflerden oluşmuştur. Bu lifler semimembranöz kastan oluşan oblik lifler ve popliteal bağ ile güçlendirilmiştir.

Warren ve Marshall dizin iç ve dış destekleyici yapılarını 3 tabakada incelemişlerdir. (27) (28) (29).

İç tarafta:

1.tabaka: Cilt kesisini takiben karşılaşılan en yüzeysel tabakadır. Bu tabakayı sartorius kasını saran derin fasyal tabaka oluşturur.

2.tabaka: İç yan bağın yüzeysel kısımları tarafından oluşturulur. Ön kısımdaki paralel lifler femurun iç kondilinden başlar ve pes anserinusun arkasına yapışır. Arka kısımdaki oblik lifler femur iç kondilinden başlar , alttaki daha derin , 3. tabaka olan kapsül ile karışır ve arka tibial eklem yüzeyinin hemen aşağısına ve iç menisküse yapışır. Fleksiyon sırasında yüzeysel bağın ön kenarı,ekstansiyonda ise arka kenarı gerilir. 45° fleksiyonda iken bağ en uzun konumunu alır. 30° fleksiyonda iken bağ en gevşek halini alır ve bu konumda tibianın rotasyonuna izin verir. Yüzeysel iç yan bağın paralel olan lifleri dizin valgus zorlanmalarına karşı ana destekleyicisidir.

3.tabaka: İç yan bağın derin kısmı diz eklemi iç kapsülüdür. Eklem kapsülü yukarıda femur kondili iç yüzüne ve iç menisküse güçlü bir şekilde yapışmıştır. Aşağıda, eklem yüzeyinin hemen altında , tibiaya, "koronal" bağ adı altında yapışır (30).

Dış Tarafta:

1.tabaka: Traktus iliotibialis ile dış retinakulum bulunur. Dış tarafta uzunlaşmasına seyreden lifler "Gerdy" çıkıntısına yapışır.

2.tabaka: Dış yan bağ ve arkuat bağ bulunur. Dış yan bağ , femur dış epikondilinden başlar ve dış retinakulumun altından geçerek fibula başında sonlanır. Popliteus tendonu , dış yan bağ altından geçerek femurun dış epikondiline yapışır. Kapsülün kalınlaşmış bir uzantısı , dış yan bağın arkasında,femur dış kondili ile fibula başı arasında yer alır ki bu uzantıya arkuat bağ adı verilir.

3.tabaka: Dış eklem kapsülüdür.

Dizin varus zorlanmasına karşı ana destekleyicisi dış yan bağıdır (30) . Kuadriseps kası; dizin en güçlü ekstansörüdür. Rektus femoris , vastus medialis , lateralis ve intermedius olmak üzere 4 kas grubundan oluşmuştur. Rektus femoris kasının uzun başı spina iliaca anterior inferiordan , reflekte başı ise asetabulumdan başlar. Vastus lateralis trokanter majorden , vastus intermedius linea

intertrokanterikadan , vastus medialis ise trokanter minörün altında linea asperadan başlayarak , aşağıya doğru birleşip kuadriseps tendonunu oluştururlar.

Kuadriseps kası , femur cismi ile olan konumundan dolayı patellar tendonla aynı doğrultuda değildir. Vastus lateralisin kas lifleri, patellaya 14° lik bir açı ile yapışırken vastus medialisin kas lifleri 55° lik bir açıyla yapışır. Her iki tendon, yani patellar tendon ile kuadriseps tendonu arasındaki açı valgustadır ki bu açığa Q açısı adı verilir. Bu açı kadınlarda yaklaşık 12°, erkeklerde ise 15° dir. Q açısı büyük olanlarda, patella dışa sublukse olma eğilimindedir. Patella fleksiyonun başlangıcında troklea ile temas etmediğinden laterale sublukse olmasını engelleyebilecek tek yapı,vastus medialisin oblik kas lifleridir. Fleksiyon arttıkça , troklea devreye girerek , bu görevi üstlenir (31) .

Hamstring kasları; sartorius, gracilis ve semitendinosus tarafından oluşturulur. Gracilis kası pubis arkından , sartorius kası spina iliaca anterior superioridan , semitendinosus kası tuber iskiadikumdan kaynak alırlar. Aşağıda bu üç kas pes anserinusunu oluşturarak tibianın iç kondiline yapışırlar. Bu kaslar dizi hem rotasyonel zorlamalardan hem de valgus zorlamalarından korurlar. Bacağa fleksiyon ve biraz da iç rotasyon hareketi yaptırırlar.

Gastroknemius kası; her iki başı femoral kondillerden başlayıp soleus kasını da içine alarak aşağıda aşil tendonunu oluşturup kalkaneusa yapışır. En kuvvetli bacak kasıdır. Kapsül ile sıkı ilişkisi vardır. Plantaris kası femur kondilinin üst dış kısmından başlayıp ince bir tendon halinde gastrokinemius kasının içteki başı altında ilerler. Semimembranöz kası; tuber iskiadikumdan başlar, tibianın iç kondilinin arka alt kısmında sonlanır. Tendonundan ayrılan kalın liflerin bir kısmı, dizin arka oblik bağını meydana getirir. Bacağa fleksiyon ve iç rotasyon yaptırır.

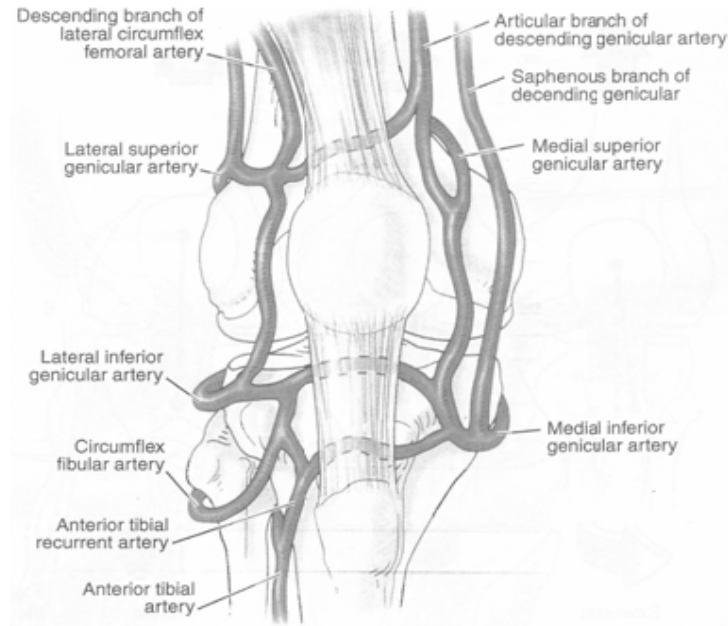
Biceps femoris kası; uzun başı tuber iskiadikumdan , kısa başı linea asperadan başla ve her iki baş aşağıda bileşerek fibula başında sonlanır. Bacağa fleksiyon ve dış rotasyon yaptırır. Dizi rotasyonel ve varus streslerine karşı korur. Dizi pelvise sabitleyen içteki kaslar sartorius, gracilis ve semitendinosus, dıştaki kaslar ise iliotibial traktustur.

Femoral arter hiatus adduktorius (Hunter kanalı) tan geçtikten sonra popliteal arter adını alır. Femurun 1/3 alt kısmında adduktor magnustaki delikten

geçerek popliteal fossaya girer. Bu arter aşağıda tibialis anterior ve tibialis posterior olmak üzere iki uç dala ayrılır. Diz eklemi etrafında ise 5 adet yan dal verir;

- A.genu superior lateralis
- A.genu superior medialis
- A.genu media
- A.genu inferior lateralis
- A.genu inferior medialis'dir.

Bu beş geniküler arter;geniküler arterin inen dalı,dış sirkumfleks femoral arterin inen dalı ve ön tibial arterin rekurren dalları ile diz etrafında anastomoz oluştururlar (Şekil 2.12).



Şekil 2.12 : Dizin kanlanması

İç parapatellar kesi ile giriş sırasında A.genu superior medialis ve A.genu inferior medialis kesilir. Dıştan gevşetme yapılırken A.genu superior lateralis kesilme olanağı vardır (32) (33). Patellar kanlanma büyük ölçüde, A.genu superior lateralis tarafından sağlanır. Dolayısı ile bu arterin dikkat edilmeyip kesilmesi, patellada avasküler nekroz zemini hazırlar.

Dizin innervasyonunu femoral , tibial , peroneal ve obturator sinirler sağlamaktadır. Tibial sinir siyatik sinirden ayrıldıktan sonra popliteal fossaya girer. Burada gastroknemius, soleus, plantaris ve popliteus kaslarına motor dal verir.

Peroneal sinir ise siyatik sinirden ayrıldıktan sonra popliteal alanda biceps femoris kası boyunca yakın komşulukta ilerler. Fibula başının arkasından dolanarak aşağıya uzanır. Patella çevresindeki nöral pleksus uyluğun dış, orta ve iç femoral duysal siniriyle, femoral sinirin arkasından ayrılan safen sinirin patella altındaki dalları arasındaki sayısız bağlantıları ile oluşur. Safen sinirden sartorius ile grasilis kasları arasındaki fasyayı delerek ayrılan "infrapatellar" dal, sartoriusu çarpazlayarak ön iç kapsül, pateller tendon ve ön iç taraftaki cildin duyusunu sağlar. Safen sinir ise dizin iç kısmından aşağıya doğru uzanır (30).

2.2 Biyomekanik

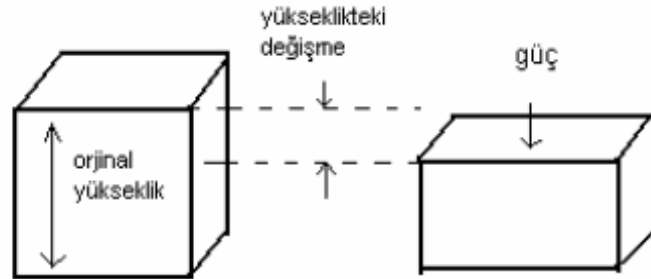
Biyomekanik , biyolojik dokuların mekanik özelliklerini ve fiziksel davranışını inceleyen bilim dalıdır (34). Bazı biyomekanik temellerin bilinmesi hareket sistemi hastalıklarının etyolojisini ve tedavisini anlamamıza yardımcı olmaktadır. Bu temelleri anlayabilmek için bazı tanımların bilinmesi gereklidir.

Güç: İtme ya da çekme şeklinde bir cisme uygulandığında ivme yada bozunum yapan bir etkidir.

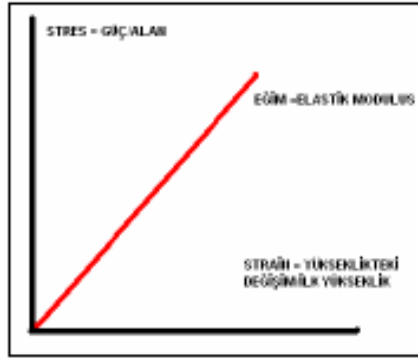
Bir maddenin mekanik özelliklerinden stres ve strain tanımlanır.

Stres: Maddenin başlangıçtaki birim yüzey alanının maruz kaldığı kuvvettir.

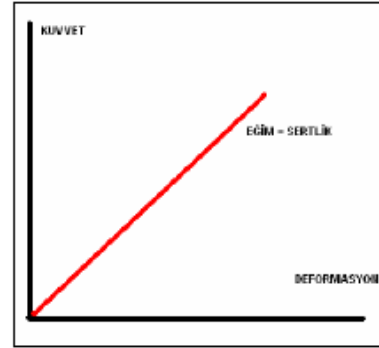
Strain: Kuvvet uygulanması sonucunda başlangıçtaki birim uzunluğundaki deformasyon miktarıdır (Şekil 2.13). Maddelerin geometrik boyutlarındaki değişmelerin (alan yada uzunluğundaki değişiklikler) sözkonusu maddenin stres-strain eğrisi üzerine etkisi yoktur.



Şekil 2.13 : Stres = Güç / Alan (birim alandaki kuvvet)



Şekil 2.14 : Stres-strain eğrisi

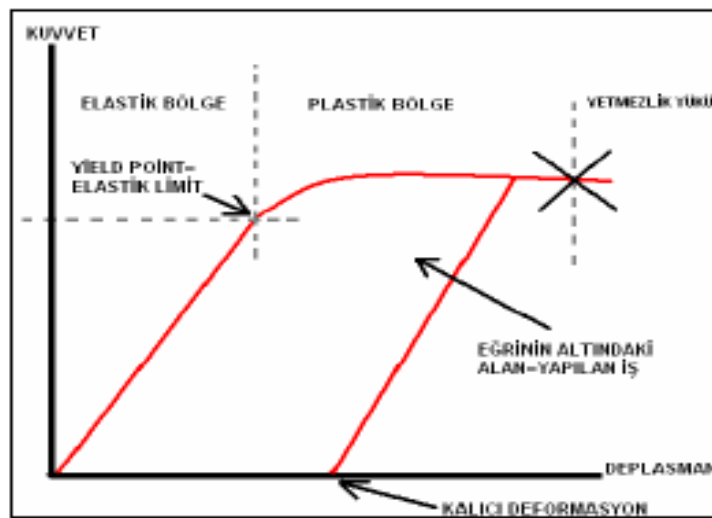


Şekil 2.15 : Kuvvet-Deformasyon Eğrisi

Elongasyon : Yük yada stres uygulandığında meydana gelen deformasyon miktarıdır. Başlangıçta deformasyon elastiktir. Sonra plastik deformasyon meydana gelir.

Elastik modülüs : Elastik deformasyon aralığında , stres- strain eğrisinin eğimidir. Bir materyalin sertlik yada rijidite ölçümüdür (Şekil 2.14).

Kuvvet-deformasyon eğrisi : Maddelerin mekanik özelliklerini değerlendirmede kullanılır. Bu eğrideki eğim sertliği verir. Bu eğri maddenin geometrik özelliklerinden etkilenir. Örneğin; uzunluk değişmeden çap artarsa sertlik de artar , çap değişmeden uzunluk artarsa sertlik azalır (Şekil 2.15).



Şekil 2. 16 : Yük deformasyon eğrisi

Elastik limit (Proportional limit-yield point): Belirgin bir deformasyon oluşmadan direnebildiği maksimum streştir. Yük kalktığında deformasyon geri döner (Şekil 2.16).

Eğrilme gücü : Elastik deformasyonun bitip plastik deformasyonun başladığı noktadır.

Yumuşaklık: Bir materyalin plastik deformasyona kırılmadan dayanabilme kabiliyetidir.

Dayanıklılık: Deforme olarak fakat kırılmadan bir maddenin enerji absorbe edebilme kabiliyetidir.

En son tensil güç: Tek başına uygulandığında kırılmadan direnebileceği maksimum güçtür.

Fizyolojik ortamda tekrarlayan kuvvetlere maruz kalan maddelerde yetmezlik yükü noktasına ulaşmayan basınçlarda da yetmezlik gelişebilir. Bir maddenin siklik yüklenmelere verdiği cevabı gösteren eğriye yorulma eğrisi denir. Siklus sayısı arttıkça metalin yetmezlik öncesi dayanabileceği stres miktarı azalır. Bir maddenin dayanıklılık sınırı , siklus sayısından bağımsız olarak yorulma yetmezliğinin gelişmeyeceği maksimum basınç miktarıdır (34).

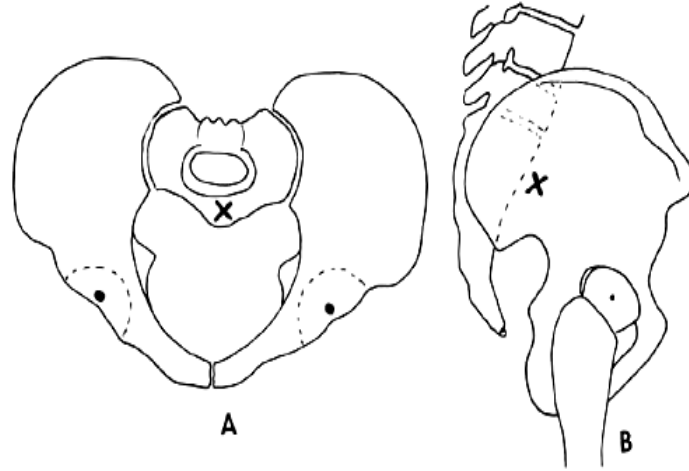
Kemiğin biyomekanik özellikleri kompleks görevleri yapabilmesi için özelleşmiştir. İskelet sistemi ; iç organları koruyan , onlara destek sağlayan , kaslara yapışma yeri sağlayan ve böylece vücut hareketini düzenleyen bir yapıdır.

Kemik mekanik ihtiyaçlarına göre yeniden şekillenerek iç yapı ve konfigurasyonunu değiştirebilen bir dokudur. Uzun süreli kemiğe distraksiyon yada aşırı yüklenmede kemiğin dansitesinde mutlaka değişiklik yaratacaktır.

Kemik kortikal ve kansellöz kemikten oluşur. Her ikisinin mekanik özellikleri birbirinden farklıdır. Kortikal kemik kansellöz kemikten daha serttir. Kortikal kemiğin elastik modülüsü yaklaşık 15.000 megapaskal (Mpa) iken kansellöz kemiğin 1000 Mpa'dır. Kansellöz kemik porositesinden dolayı daha fazla enerji depolayabilir. Bu nedenle kortikal kemik strain %2 aştığında kırılır fakat kansellöz kemik strain %75'e kadar kırılmaz. Genel olarak kemiğin gücü ve sertliği , yükün yaygın kullanıldığı yönde en büyüktür. Yüklenme şekli açısından , kortikal kemik kompresyonda en güçlü, makaslama en zayıftır (36).

2.3 Kalça Eklemine Etkiyen Güçler

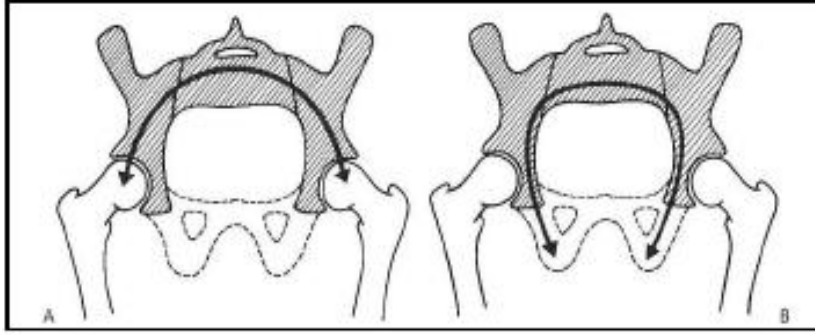
Tedavi seçeneklerinin artması ve değişmesiyle kalça biyomekaniğini anlama ihtiyacımız giderek artmaktadır. Eklem fonksiyonlarının incelemek , değişik eklem sorunlarına tedavi seçenekleri üretebilmek kalça biyomekaniğini anlamaktan geçmektedir (107). Dört ayaktan iki ayağa geçme sonucunda pelvis ile alt eksteremite arasında bükülme gerçekleşmiştir. Filogenetik olarak kıvrılma femur üst ucunda iki açının oluşması ile sonuçlanmıştır. Bu açılar femur boyun cisim açısı ve femoral anteversiyon açısıdır. Vücut ağırlığını dört ayak yerine iki ayak üzerinde desteklemek insan kalça eklemine daha karmaşık bir stres iletim modelinin ortaya çıkmasına neden olmuştur (8).



Şekil 2.17 : Vücut ağırlık merkezi

Vücut ağırlık merkezi 2. sakral vertebranın anteriorundadır. Vücut ağırlık merkezi eklem aksının posteriorundadır (Şekil 2.17). Bu nedenle sandalyeden kalkma , merdivenden çıkma sırasında posteriora doğru etkiyen kuvvetler artar (37). Ayakta duran bir insanın vücut ağırlığı vertebral kolonla sakruma gelir. Sakroiliak eklemler aracılığı ile her iki kalçaya eşit olarak dağılır (Şekil 2.18).

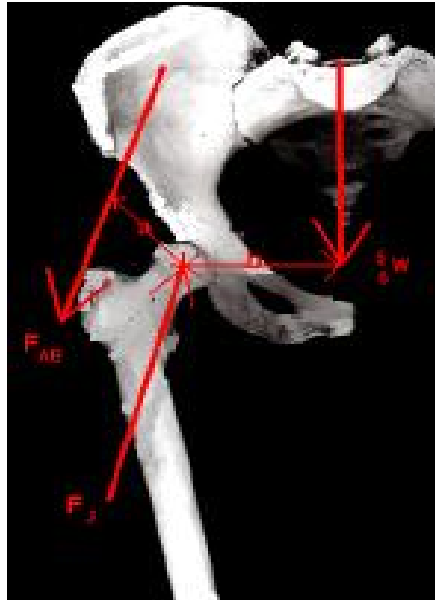
Kalça eklemine bir çok kas çaprazlamaktadır. Kalça eklemine etkiyen güçleri hesaplamadaki zorluğun nedeni kasların oluşturduğu gücü hesaplamının zorluğudur. Bir çok yöntem öne sürülmüş fakat hiçbirinin şu an geniş kullanımı bulunmamaktadır.



Şekil 2.18 : Ayakta (A) ve otururken (B) yük dağılımı

Bazı araştırmacılar matematiksel ölçüm ve modeller ile internal güçleri anlamaya çalışırken bazı araştırmacılar kinetik ve kinematik yöntemleri kullanarak ölçümler yapmaya çalışmışlardır. Hiçbir yöntem ortalama vücut ölçülerine sahip bir insanın farklı aktiviteler sırasındaki kalça eklemine etkiyen gerçek güçlerin değerlerini verememiştir (2) (38).

Denge durumunda kalçada oluşan moment şekil 2.19’de gösterilmiştir. Ekleme etkiyen toplam güç vücut ağırlığı ve aktif kas gücünün vektöriyel toplamıdır. Kaldıraç kolu kavramı da düşünüldüğünde kalça eklemine şaşırtıcı yükler etkir. Tek bacak üzerinde durma sırasında kalçaya yansıyan yük vücut ağırlığının yaklaşık 2,5 katı, koşarken 5 katı, supin pozisyonunda diz ekstansiyonda iken 1,5 katı, merdiven çıkarken 2,5 katı, merdiven inerken yaklaşık 4 katıdır (39).

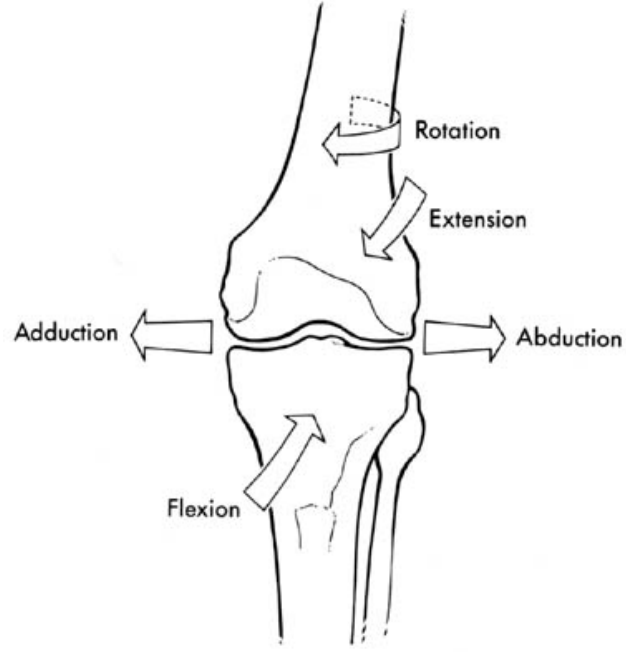


Şekil 2.19 : Kalçaya etkiyen kuvvetler

Benzer nedenlerle, koltuk değnekleriyle tek ayağını basmaksızın havadaki kalçaya yansıyan yük, ayağın ağırlık vermeden yere değdirilmesine oranla daha fazladır. Bu durumda gövde, iki kol ve bacağın ağırlığı kişinin tüm ağırlığının 5/6'sı kadardır. Bu ağırlık sağ kalçada abdüktör kas gücü (FAB) ve eklem reaksiyon kuvvetleri (Fj) tarafından desteklenmeli ve dengelenmelidir. Hareketsiz olan eklem dengededir. Denge sırasında oluşan denklem $FAB \times a = 5/6W \times b$ şeklindedir (39).

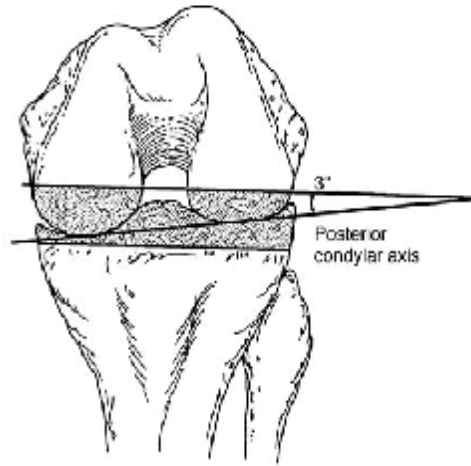
2.4 Diz Eklemine Etkiyen Güçler

Diz, alt ekstremitede bir ara eklemdir. Vücudumuzun en büyük eklemlerinden biri olan dizin temel işlevi vücut ağırlığını taşıması ve yürümenin sağlanmasıdır (103). Gignglimus(menteşe) ve trokoid (pivot) eklem yapısında olan diz, patella ile femurun eklemleşmesinden oluşan patellafemoral eklem ve femur ile tibianın eklemleşmesinden oluşan tibiofemoral eklem olarak iki önemli eklemden meydana gelir. Kalça ve ayak bileği eklemlerinin kemik biçimi eklem stabilitesinde önemli bir yer tutmasına karşın dizin kemik biçimi stabilitesine pek az katkıda bulunur. Dizin stabilitesi kemik biçiminden çok kapsül, bağlar ve kaslarla sağlanır. (104). Diz eklemi femur kondillerindeki eklem yüzeylerinde eşitsizlik olmasından dolayı fleksiyon ve ekstansiyon hareketi sırasında iki farklı hareket yapar. Diz eklemi sadece fleksiyon ve ekstansiyon hareketi yapmayıp , yürüme sırasında her üç düzlemde de hareket eder. Diz eklemi sagital planda fleksiyon ekstansiyon hareketi , transvers planda iç-dış rotasyon ve koronal planda abdüksiyon-addüksiyon hareketine izin verir (22) (23) (Şekil 2.20) .

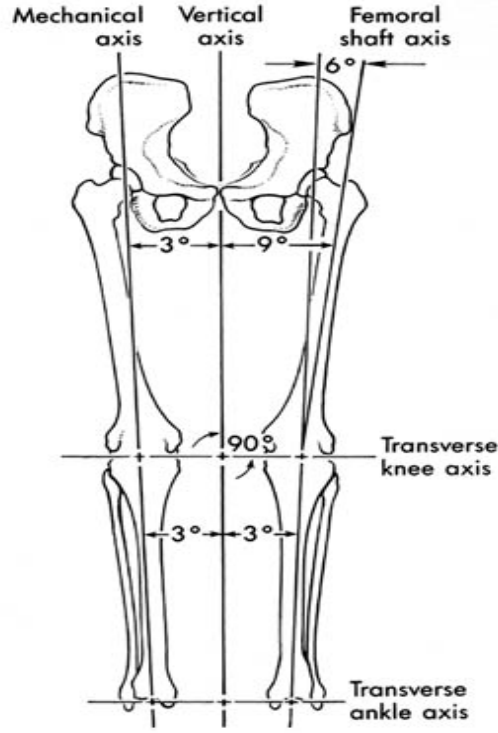


Şekil 2.20 : Diz ekleminin üç plandaki hareketi

Hem ön-arka hem de sagittal düzlemde dış kondil iç kondilden daha küçüktür. Bu konfigürasyon femoral eklem çizgisinin tibia platoya göre 3° valgusta ve 9° posterior eğimde olmasına neden olmaktadır (Şekil 2.21).



Şekil 2.21 : Lateral kondilin valgusu



Şekil 2.22. Alt ekstremitenin mekanik ve anatomik eksenleri

Femur başı merkezinden talus kubbesine doğru çizilen mekanik eksen diz ekleminin tam ortasından geçer. Femurun anatomik eksen mekanik eksene göre $6 \pm 2^\circ$ valgustadır. Yürüyüş sırasında mekanik eksen vertikal eksene göre 3° inklinasyon gösterir. Eklem yüzeyi vertikal eksene göre 9° valgustadır. Tibiannın ekseni 3° varustadır (40) (Şekil 2.22).

Sagittal planda fleksiyondaki bir diz incelediğinde, dizi fleksiyona getiren kuvvetlerin, dizin ön tarafında oluşan kuvvetlerle dengelendiği görülür. Bu kuvvetler patellar tendon ve kuadriseps tarafından oluşturulur (105).

Patella konumunu ve femur ile tibiaya olan mesafesini koruduğu süreçte patellar tendon gücü, kuadriseps kas gücü ile dengelenir. Her ikisinin de momenti ters yöndedir. Bu kuvvetlerin bileşkesi patellayı femura doğru sıkıştırır. Fleksiyonun artışı ile dizde patella femoral sıkışma da artacaktır (105).

Yüklenmenin artması ile patella femoral temasın lokalizasyonu değişmez, sadece temas yüzeyi hafifçe artar. Ancak patella femoral eklemden uyumsuzluk söz konusu olduğunda bazı lokalizasyonlarda yüksek bası noktaları oluşturularak, bu bölgelere dik gelen kuvvetlerin de etkisiyle, kırıldaktaki kompresif stresler bir

zaman sürecine bağlı olarak her iki yüzeydeki eklem kıkırdaklarının bozulmasına neden olur (106).

Dizdeki mekanik etkilerin, kişinin kilosuna, kas gücüne, eklemlerinin yapısına, kemiklerin dizilim ve birbirleriyle uyumuna bağlı olarak değişeceği her zaman göz önünde bulundurulmalıdır (106).

2.5 Sonlu Eleman Analizi

Yapısal stres analizi amacıyla mekanik mühendislik bilimi tarafından geliştirilmiş bir “gelişmiş bilgisayar işlemi”dir. Bu yöntem , ortopedide, insan kemiklerinin biyomekanik analizleri amacıyla ilk defa 1972 senesinde kullanılmaya başlanmıştır. O zamandan beri, gittikçe artan sıklıkla, kemik, kemik/protez yapıları, kırık tespit implantları ve çeşitli kemik dışı dokuların analizi için uygulanmaktadır.

Biyomekanik konusunda incelediğimiz kurallar bir cisme tek yönlü tansiyon yada kompresyon uygulandığında yada sadece makaslama kuvveti uyguladığımızda geçerli olan kurallardır. Daha kompleks geometrik formlarda ve yüklenme çeşitlerinde ve daha kompleks materyallerde oluşan stres çok karmaşıktır. Basit analiz yöntemleri vücut içindeki oluşan stresleri incelemede kullanılamaz ya da çok büyük dikkat ile kullanılmalıdır. Bu durumu bir örnek ile incelemek gerekirse ; femurun içinde femur başı protezi bulunan bir modelde stres analizi yapmak için bilinmesi gerekenler; 1) kemiğe ve proteze gelen yükler, 2) femur-protez modelinin geometrik yapısı, 3) kemiğin ve protezin materyal özellikleri, 4) protez-kemik arasındaki koşullar. Yapılacak çok ayrıntılı çalışmalar ile buradaki bazı sorulara yanıt bulunabilse bile protez ile kemik arasındaki koşullara yanıt bulabilmek oldukça zordur.

Karmaşık geometrik materyal özellikleri bulunan modellerde sonlu eleman analizi kullanımı sorunu basit geometrik formlar olan sonlu elemana indirir. Genellikle üçgen yada dikdörtgen elemanlar kullanılır. Bilgisayar her eleman ve komşusundaki elemana etkiyen güçleri ve momentleri dengelemesi için programlanır. Böylece çok fazla miktarda eleman sahibi olan çok büyük materyallerde bile sorunu aşar. Sonlu eleman analizi kavram olarak basit gibi görünse de teknik ayrıntıları ile birlikte bilgisayar programında uygulamak çok karmaşıktır (41).

Dalstra ve Huiskes (42), 1995 yılından sonlu eleman analizi yöntemini kullanarak yaptıkları ve pelvis boyunca yüklenmenin transferini analiz ettikleri yayınlarında, yüklenmenin önemli bir kısmının kortikal kemik yoluyla aktarıldığını, kalçayı etkileyen kuvvetlerin değişken olmakla beraber, normal yürüme sırasında bu kuvvetlerin asetabulumun ön-üst kadranda biriktiğini göstermişlerdir. Pelvisin kortikal kemik yapısında biriken stresin, trabeküler kemiktekinden 50 kat fazla olduğu (15-20 Mpa ya karşın 0.3-0.4 Mpa) görülmüştür. En yüksek eklem içi basınç tek ayak üzerindeyken ölçülmüştür ve değeri 9 Mpa dır. Çoğunluğu trabeküler kemik olan ve ince bir kortikal kemik ile kaplı olan pelvis yüksek dayanıklılığı ve hafif yapısı sebebiyle “sandviç tasarımı” olarak terimlendirilmiştir. Bu analizde 2662 element ve 1982 nod kullanılmıştır.

Rybicki ve ark.(43), 1972’de insan femurunun matematiksel stres analizini yapmışlar ve yüklenme ile femurda oluşan “bending stres” in tensor fascia lata tarafından etkinlikle dengelendiğini söylemişlerdir. Femurdaki stresi ölçmek için iki matematiksel yöntem önermişlerdir. Femur cismi için beam teori yöntemi uygunken trokanter major, femur bası, kas yapıma yerleri gibi bölgeler için ise continuum teorisinin uygun olduğunu iddia etmişlerdir.

Bugün bu metod oldukça iyi anlaşılmış olup, ortopedik biyomekanik analizlerde ve temel araştırma ile yeni tasarımlar için kullanılmaktadır. Bilgisayar teknolojisi geliştikçe bu metodun kapasitesi de artmaktadır. Sonlu eleman analizi ve ortopedik kullanımı ile ilgili çok sayıda yayın olup, bu yöntemin güvenilir olduğu gösterilmiştir (10).

2.6 Osteoartrit

2.6.1 Hastalık , Prevalans ve Etkisi

Osteoartrit ; çok uzun yıllar , sadece birkaç tedavinin bulunduğu , sık görülen fakat zor anlaşılabilen bir hastalık idi. Fakat bu bakış açısı çok hızlı biçimde değişmiştir. Son yıllardaki epidemiyolojik , klinik ve tedavi ile ilgili çalışmalar sonucunda bu karmaşık hastalığın görünümü şaşırtıcı biçimde değiştirmiştir. Cerrahi tedavi seçeneklerinin artması , hasta eğitimindeki ilerlemeler ve patofizyolojisinde biyokimya ve biyomekanik arasındaki ilişkinin kurulması söz konusu değişimde önemli rol oynamıştır (5).

Osteoartrit ; artritlerin en sık görülen formudur. Ülkemizde bu konuda yeterli istatistiksel çalışma olmamasına rağmen ABD verilerine göre 25-75 yaş arasında nüfusun yaklaşık %12'sinde osteoartrit görülmektedir (44). Dünya sağlık örgütünün yaptığı çalışmaya göre gonartroz ; sakatlığa yol açan nedenler arasında kadınlarda 4'üncü ve erkeklerde ise 8'inci sıradadır (4). Bir çok eklemdaki osteoartrit prevalansı 50 yaş öncesinde kadınlara göre erkeklerde daha yüksektir. Ellili yaşlardan sonra el, ayak ve diz osteoartritinde kadınlar erkeklerden daha fazla etkilenmektedirler. Bir çok çalışmada kalça osteoartritinin erkeklerde fazla olduğu gösterilmiştir (5). Yapılan diğer bir toplum bazlı çalışmada 30-65 yaş arasında osteoartritin görülme insidansı ve prevalansı 2 ile 10 kat daha fazla olduğu gösterilmiştir (45). Osteoartrit cinsiyet farkı göstermektedir ve yaş ile artmaktadır.

Osteoartrit; tüm eklemi ilgilendiren , fokal yada ilerleyici hiyalin artiküler katilaj kaybı ile giden ve osteofit , kemik sklerozonda artış gibi subkondral kemik doku değişikliklerinin de eşlik ettiği bir patolojik durumdur. Eklem etrafındaki yumuşak dokular da etkilenir. Bu dokulardan sinoviumda ; inflamatuvar hücreler görülür , bağlarda ; sıklıkla gevşeme izlenir, kaslarda ; zayıflama oluşur (5). Birçok kişide osteoartritin radyolojik ve patolojik işaretleri olmasına rağmen semptom bulunmamaktadır (46). Klinik yönden bakıldığında hastalığın en önemli özelliği eklemin kullanılması ile ağrının oluşmasıdır. Fakat osteoartritteki ağrı nedeni bilinmemektedir (47).

Osteoartritin tek bir hastalık mı , yoksa benzer bulgulara neden olan bir çok hastalığın ortak ismi mi olup olmadığı tartışma konusudur. Kalçanın ve dizin osteoartritinde eşlik eden birçok risk faktörü bulunmaktadır.

Yaygın osteoartriti bulunan hastalarda genetik predispozisyon daha önemliken kalça ve diz osteoartritinde lokal (mekanik) etkenler daha fazla önem kazanmaktadır (48). Bu nedenle diğer eklemlerin osteoartritinden (interflangial eklemler ve vertebra) kalça ve diz osteoartriti farklı görülmektedir (49).

2.6.2 Sınıflama

Osteoartrit etyolojisine göre ve tutulan eklem göre sınıflandırılabilir. Radyolojik ve patolojik incelemeler sonucunda hastalık primer (idiopatik) ve sekonder osteoartrit olarak iki büyük gruba ayrılabilir.

Primer osteoartrit

Osteoartriti bulunan hastaların çoğu idiopatiktir. Altmış beş yaş üzerindeki kişilerde osteoartrit bulguların sıklıkla rastlanmaktadır. Genellikle bilinmeyen bir nedenle başlar. Osteoartrit ile yaşlanma arasında güçlü beraberliğe ve 65 yaş üzerindeki kişilerde eklem normal aşınmasına ve yıpranmasına bağlı olarak geliştiği şeklindeki yaygın görüşe rağmen yaşlanma ile osteoartrit arasındaki ilişki tam olarak anlaşılamamıştır. Normal eklem kullanımının dejenerasyona yol açtığı gösterilememiştir (44).

Sekonder osteoartrit

Sekonder osteoartrit sebepleri 6 ana başlıkta incelenir:

1. Post-travmatik : Eklemi ilgilendiren kırıklar , bağ yalanmaları , çıkıklar, meniskus yaralanmaları ve geçirilmiş cerrahiler sonrasında görülebilir.

2. Avasküler nekroz : İdiopatik yada sekonder nedenleriyle (kortizon kullanımı, renal transplantasyon , sickle cell anemi gibi) gelişen avasküler nekroz sonucundaki eklem dejenerasyonudur.

3. İnflamatuvar Hastalıklar : Romatoid artrit ve ankilozan spondilit gibi hastalık zemininde gelişen artrozlardır.

4. İnfeksiyöz Hastalıklar: Burada en önemli neden spesifik yada non spesifik nedenlere bağlı gelişen septik artritlerdir.

5. Metabolik Hastalıklar : Hemakramotosis , gut ve kristal artropatiler örnek gösterilebilirler.

6. Hematolojik Hastalıklar : Hemofili hastaları eklem için kanamalar sonucunda erken yaşta osteoartritin görüldüğü ve ciddi biçimde yaşam kalitesi azalan hastalık grubudur.

7. Anatomik Sorunlar : Bacak boy eşitsizliği , perthes hastalığı , femoral epifiz kayması gibi çok önemli ortopedik rahatsızlıklar bulunmaktadır.

2.6.3 Risk Faktörleri

Primer osteoartrit için tanımlanmış risk faktörleri vardır.

İrk

İrksal değişiklikler zenci-Amerikalılar ile beyaz ırk arasındaki çalışmada gösterilmiştir. Zenci-amerikalı kadınlarda osteoartritin daha sık olduğu görülmüştür. Kalça osteoartriti zenci-Amerikalı erkeklerde beyaz erkeklere göre %35 daha fazla olduğu gösterilmiştir (50). Zenci-Amerikalılarda diz ve kalça osteoartriti radyografik olarak daha şiddetli olmakta ve iki taraflı tutulumu daha fazla görülmektedir (51). İrksal farklılığa biyolojik , yaşam stili ve sosyoekonomik etmenlerin ne ölçüde katkıda bulunduğu bilinmemektedir. İrksal farklılık, vücut kitle indeksinin farklı olması ile açıklanmasının yanında biyolojik ve genetik etmenler de önemli rol oynamaktadır. (52)

Homonal Durum ve Kemik Dansitesi

Menopoz sonrasında osteoartrit insidansında artma östrojen defektinin bir rol oynayabileceğini düşündürmüştür. Östrojen alımı hastalığın hem prevalansını hem de insidansını azaltmıştır. Östrojenin koruyucu bir etkisi bulunmaktadır (53).

Osteoporoz ile osteoartrit arasında ters bir ilişki bulunmaktadır. Yüksek kemik mineral dansitesi olan hastalarda kalça , diz ve ellerde , osteoartrit daha sık görülmektedir (54). Premenoposal ve perimenoposal hastalarda yapılan çalışmada dizde osteoartrit bulguları gösteren hastalar ilk 3 yıl içinde hızlı biçimde kemik kaybına uğramıştır. Bu bulguya ek olarak kemik döngüsünü gösteren bir işaret olan osteokalsin seviyesi diz ve ellerinde osteoartriti bulunan hastalarda olmayanlara göre daha düşük seviyede bulunmuştur (55). Framingham çalışmasında ; yüksek kemik mineral dansite , dizde osteoartrit görülme riskini arttırmaktadır fakat hastalığın ilerlemesi karşısında koruyucu etkisi bulunmaktadır. Osteoartriti bulunan hastalarda kemik kaybı da varsa hastalığın ilerleme ivmesi artmaktadır (56).

Yüksek hayat beklentisi sonucunda endojen yada eksojen östrojen alımı yüksek kemik kütlelerine neden olarak osteoartrit riskini arttıracaktır. Diğer yandan osteoartriti bulunan hastalarda östrojen alımının koruyucu etkisi bulunmakta iken subkondral kemik değişimini de olumsuz etkilemekte ve kalça ve diz osteoartriti hızlandırmaktadır. Östrojenin bu dolaylı etkisi ile koruyucu etki gücü

azalmaktadır. Östrojenenin koruyucu etkisi osteoartrit riskini azaltırken, yüksek kemik kütlelerine neden olarak osteoartrit riskini arttırmaktadır. Bu nedenle östrojen ile osteoartrit arasındaki ilişki karmaşıktır ve birbiri içine girmiştir (57).

Nutrisyonel Faktörler

Orta yada yüksek oranda C vitamini alan hastalarda hastalığın ilerlemesinin 3 kat azaldığı gösterilmiştir. Yüksek C vitamini alanlarda diz ağrısında da azalma izlenmiştir (58). Dokularda düşük seviyede bulunan D vitamini , osteoartrite karşı kemiğin verdiği yanıtı zayıflatarak hastalığın ilerlemesini hızlandırır (59). Framingham çalışmasında; orta ve düşük oranda D vitamini alımının hastalığın ilerlemesi 3 kat attırdığı gösterilmiştir (60). Kalça osteoartrisinde, yüksek oranda D vitamini alımı, hem insidansında hem de hastalığın ilerlemesine karşı koruyuculuğu bulunmaktadır (61).

Kemik ve Kartilaj Metabolizması Biyokimyasal İşaretleri

Osteoporozda; idrarda kemik kaynaklı cross-link kollojenlerinin ölçülmesi hastalığın gelişmesinde, ilerlemesinde ve tedavisinde yeni bir anlayış getirmiştir. Benzer yaklaşım osteoartritte de beklenmektedir. Hastalığın ilerlemesinin hızlandığı hastalarda kartilaj oligomerik proteinin ve hiyaluranik asidin serum seviyelerinde yükselme izlenmiştir. Bu da bize bu aşamada sinovitin eşlik ettiğini göstermektedir. Yakın bir zamanda; hastalığın görülme ve ilerlemesinin hızlı olacağı hastalarda bu biyolojik işaretlerin tanımlanabilmesi olasıdır (62).

Obesite

Obesitenin osteoartrit üzerine etkisi giderek daha fazla olacaktır. Obesite çok önemli bir halk sağlığı sorunudur. ABD istatistiklerine göre kadınların %25'inin ve erkeklerin %20'sinin vücut kitle indeksi 30 kg/m²'den fazladır (63). Yüksek kilosu bulunan hastalarda diz osteoartriti prevalansı daha yüksektir. Aşırı kilo osteoartritin başlamasının nedeni mi yoksa sonucumu olduğu açık değildir.

Son yıllarda yapılan çalışmalarda hastalığın başlamasının bir nedeni olarak görülmektedir (64). Kilo vermenin osteoartrit riskini azalttığı ve kilo verme ile hastalığın semptomlarının azalması arasında güçlü bir bağlantı olduğu

gösterilmiştir (65). Vücut kitle indeksi ile diz osteoartritinin başlaması ve ilerlemesi arasında güçlü bir bağlantı olduğu ortaya konmuştur; fakat bu güçlü bağlantı kalça osteoartriti için gösterilememiştir (66). Dizde osteoartrit ile obesite arasındaki bağlantı var olan dizdeki dizilim bozukluğu sonucunda geliştiği görüşü bazı araştırmacılar tarafından kabul edilmektedir (67) (68).

Obesitenin kalça osteoartritin ile ilişkisinin olmaması, fakat diz osteoartriti ile bağlantısının bulunması anatomik yapı ile açıklanabilir. Kalça eklemi topuz-mahmuz tipi bir eklemdir. Diz eklemi ise menteşe tipi eklemdir.

Dizilim bozukluğu diz eklemi için önemli sorundur. Obesite nedeniyle eklem gelen kuvvetler yüksektir. Ama kalça eklemi topuz-mahmuz tipi eklem olması nedeniyle dizilim bozukluğu diz kadar önemli değildir (66).

Diz Eklem Mekanik Özellikleri

Eklem mekanik dizilimindeki bozulma yük dağılımı üzerine olumsuz etki yapmaktadır. Dizilimi normal olan diz ekleminde, yük orantısız olarak dağılır ve medial eklem aralığında daha fazla yük aktarılır. Varus dizilimi olduğunda medial eklem aralığına daha fazla yük aktarılır. Valgus diziliminde, lateral eklem aralığına aktarılan yük artar. Ancak çok aşırı düzeyde valgus olduğunda laterale aktarılan yük medial eklem aralığından fazla olur. Varus ve valgus dizilimi genetik, gelişimsel ve posttravmatik olabilir. Yapılan çalışmalarda uygunsuz dizilim diz osteoartritin hem ilerlemesinde hem de fonksiyonel durumun kötüleşmesinde rol oynamaktadır. Uygunsuz dizilimin etkileri cinsiyetten bağımsız olduğu ortaya konmuştur (7).

Dizin iç ya da dış osteoartrinde kalça ve pelvisin biyomekanik özellikleri de rol oynamaktadır. Dizin dış osteoartriti olan fakat kalça osteoartriti olmayan hastaların dizin iç osteoartriti bulunan hastalara göre pelvislerinin daha geniş olduğu ve daha kısa femur boyun ve baş-cisim uzaklığı olduğu gösterilmiştir. Dizin dış osteoartrit ile kalça osteoartritinin birlikteliğinin daha fazla olduğu ve bu hastalarda boyun-cisim açısının artmış olduğu (koksa valga) görülmüştür. Bu hastalarda daha büyük abdüksiyon momenti oluşması ile hem kalçada hem dizin dış eklem aralığında osteoartrit görülmektedir (9).

Meslek

Eklemlerin aşırı kullanıldığı ve tekrarlayan hareketler ile eklemi koruyan kasların zarar gördüğü işlerde çalışan işçilerde osteoartrit sık rastlanmaktadır. Tekstil fabrikasında çalışan ve parmaklarıyla yoğun şekilde yakalama hareketi yapan bayan işçilerde interflangial eklemlerde osteoartrit sık görülmüştür (69). Kalça osteoartriti en sık çiftçilerde görülmektedir (70). Çömelme, ağır kaldırma, merdiven çıkma ve yeraltında çalışan işçilerde diz osteoartriti daha sık görülmektedir (71).

Osteoartrit Patogenezi

Osteoartrit sinovial eklemi oluşturan kıkırdak, subkondral kemik, sinovial doku, bağlar, kapsül ve kaslar gibi tüm elemanları tutar. Ancak birincil değişiklikler eklem kıkırdak kaybı, subkondral kemiğin yeniden biçimlenmesi ve osteofit oluşumunu içermektedir. Temel patolojik mekanizmanın aşınma ve yırtılma olduğu öne sürülen dejeneratif bir hastalık olarak görülmekte iken, günümüzde genetik, çevresel, metabolik ve biyomekanik etmenlerin patogeneizde katkısı olduğu düşünülmektedir (72).

Osteoartritte görülen en erken patolojik bulgunun kıkırdağın yüzeysel tabakasına doğru uzanan çatlaklar ve subkondral kemiğin yeniden biçimlenmesi olduğu gösterilmiştir. Bazı araştırmacılara göre öncelikle subkondral kemik esnekliğini kaybetmektedir. Diğer araştırmacılara göre öncelikle kıkırdak kaybı meydana gelmektedir. Hangisinin daha önce olduğu bilinmese de osteoartrit, kıkırdak kaybı ve subkondral kemiğin yeniden biçimlenmesi ile başlayan bir hastalıktır (73).

Radyografide osteoartritte sıklıkla subkondral kemik değişikliklerine rastlanır. Kıkırdağın bütünlüğünün altındaki kemik yatağının mekanik özelliklerine bağlı olduğu bilinmektedir. Tekrarlayıcı mikrokırıklardan sonra subkondral kemiğin sertleşmesi ve şok emici özelliğini kaybetmesine yol açarak osteoartrite yol açmaktadır (74). Eklem kıkırdağının yüzeysel tabakalarında ortaya çıkan yüzeysel fibrilasyonlar ve ayrılmalar osteoartritin gözle görülen ilk belirtisidir. Hastalık devam ettikçe eklem yüzeyinin daha büyük bölümü düzensizleşir ve gittikçe derinleşerek subkondral kemiğe ulaşır. Sonunda eklem kıkırdağının

ilerleyici kaybı kemiğin açıkta kalmasına yol açar (75). Bu hastalarda total kalça protezi uygulamasından yaklaşık 8 yıl önce ve total diz protezi uygulamasından yaklaşık 16 yıl önce osteoartrite ilişkin değişiklikler başlamaktadır (76). Bu süreç; kırıldak hasarı, kondrosit yanıtı ve kondrosit yanıtının azalması şeklinde üç döneme ayrılabilir. İlk dönemde matriksin makromoleküler çatısı bozulur ve su içeriği artar. Su içeriğinin artması sırasında tip II kollogen konsantrasyonu normal kalırken, proteoglikan konsantrasyonu ve aggregasyonu ile glukozaminoglikan zincirlerinin uzunluğu artar. Kollojen ağındaki minor kollojenler ile kollojen fibrilleri arasındaki ilişkinin bozulması agregan moleküllerin şişmesine neden olur. Tüm bu değişiklikler geçirgenlik artışına yol açarak suyun ve diğer moleküllerin matrikste daha rahat hareket etmesine neden olur ve matriks sertliği azalır. Sonuçta matriks mekanik hasara daha az dayanıklı hale gelir (75).

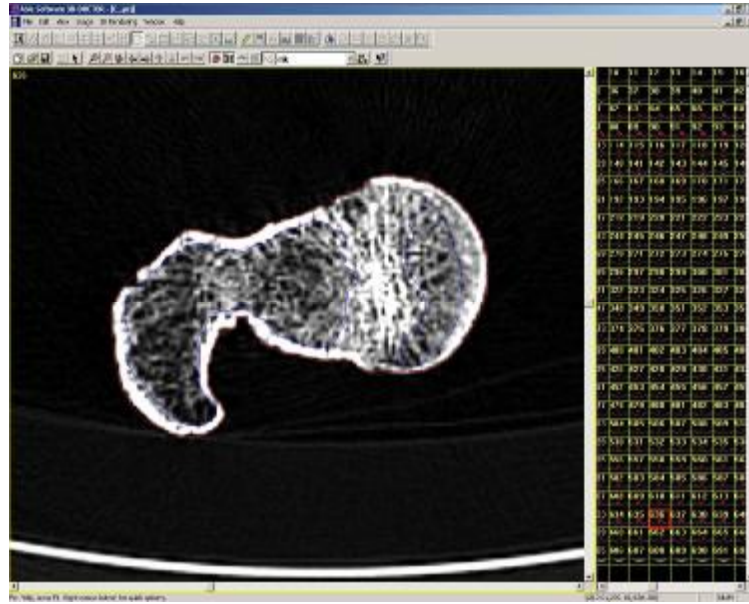
Kondrositler; osmolarite değişikliği ve hücre membranına bağlı matriksteki zorlanmanın veya elektirik yükünün değişmesi sonucunda doku yanıtını uyaran mediatörler salgılar. Bu yanıt kondrosit proliferasyonu yanı sıra anabolik ve katabolik yanıtı da içerir. Anabolik ve mitojenik büyüme etmenlerin matriks sentezini uyarmada önemli rolleri vardır. Kırıldak hücreleri çeşitli kimyasal ve mekanik streslere yanıt olarak nitrik oksit sentezler (76). Hızla hücre dışına çıkan nitrik oksit hızla matriks moleküllerini parçalayan, mettalloproteazların üretimini indükleyen IL-1 yağımını başlaştır. Hasar gören dokudaki diğer moleküller sürekli IL-1 yapımını ve proteaz salgılanmasını uyarırlar. IL-1 matriks komponentlerinin sentezini azaltır, degradatif enzimlerin yapımını artırır ve kondrosit proliferasyonunu baskılar. Kondrositler IL-1 reseptörüne sahiptir. Kondrosit aktiviteleri üzerine etkili diğer sitokinler IL-6, TNF α 'dır, ancak osteoartritteki görevleri tam anlamıyla bilinmemektedir (79).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmaya başlamadan önce, çalışma için hazırlanan protokol, Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Etik Kurulu'na sunulup onay alındı (08/02/2007 tarihli, 17 sayılı karar). Çalışma; birinci aşaması sanal ortam sonlu eleman analizi (Finite Element Analysis), ikinci aşaması laboratuvar ortamında olmak üzere iki aşamalı olarak gerçekleştirildi.

3.1 Biyomekanik Sanal Ortam Çalışması

Biyomekanik sanal ortam çalışması için üç yetişkin erkek kadavranın sağ femurları Siemens Somatom Sensation 16 Multi Detector (Forcheim, Germany) cihazı ile tarandı ve metafizer bölgeden 2-4 mm, diafizer bölgeden 5-9 mm'lik aralıklarla bilgisayarlı tomografi kesitleri elde edildi (Şekil 3.1). Bu kesitlerin Voxel boyutları X ve Y koordinatlarında 0.74 ve Z koordinatında ise 0.7' idi.

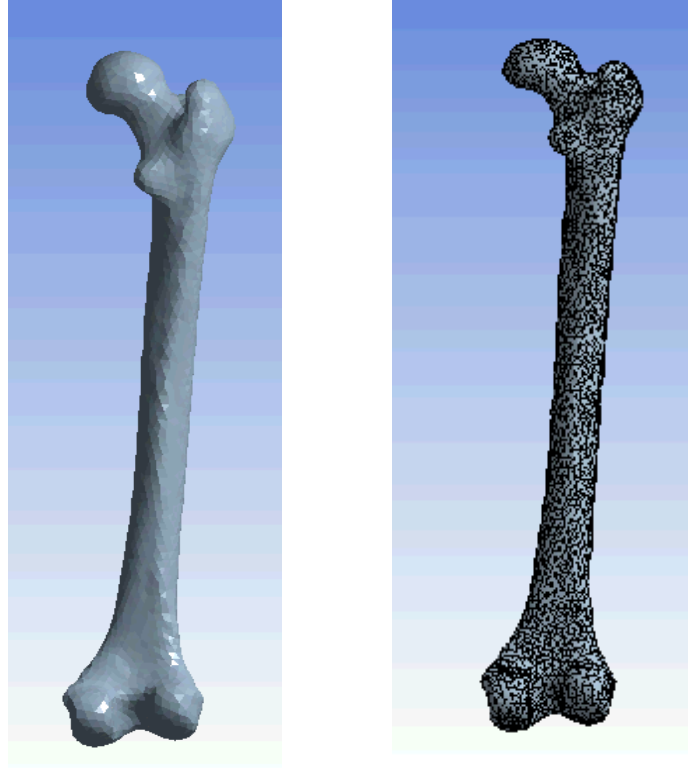


Şekil 3.1: Kadavra femurunun bilgisayarlı tomografi kesiti

(Toplam 632 kesit elde edilmiştir)

Bilgisayarlı tomografi kesitleri 3D-Doctor 3.5.050106 (Able Software, USA) yazılımı ile rekonstrükte edilerek kortikal ve kansellöz kemiğin üç boyutlu yüzey modeli elde edildi (Şekil 3.2A). Bu model baz alınarak Autodesk AutoCAD 2005 (Autodesk, Inc., USA) yazılımı aracılığıyla 6 anteversiyon ve 7 boyun-cisim

açısı olmak üzere, toplam 42 deney modeli, temel model modifiye edilerek elde edildi. Elde edilen modeller ANSYS Workbench 10.0 (ANSYS, Inc., USA) yazılımı ile analiz edildi.



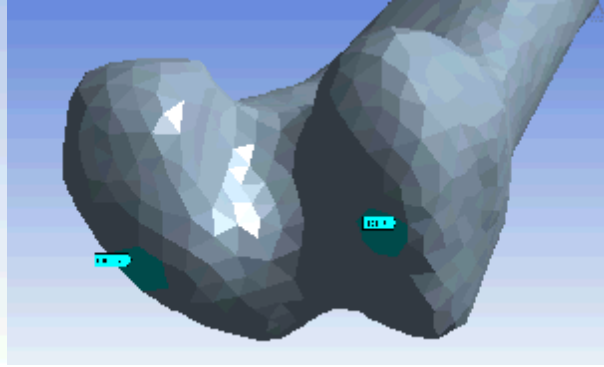
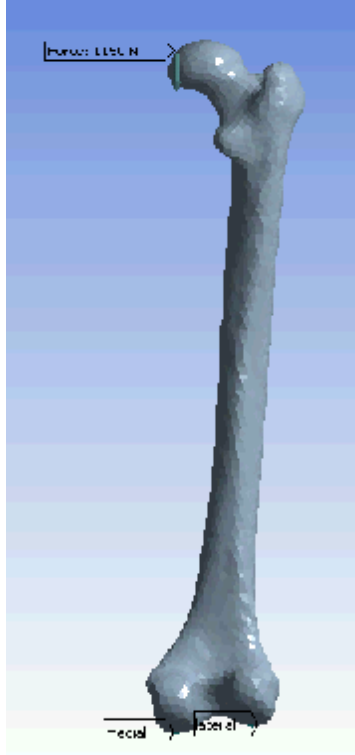
Şekil 3.2: (A)Femurun sanal model görüntüsü (B) mesh model görüntüsü

Oluşturulan modeller Ansys programına aktarıldıktan sonra mesh yapısı (örümcek ağı benzeri 3 boyutlu bir geometri) tanımlandı. Mesh yapısı element (eleman) ve node (düğüm) adı verilen alt birimlerden oluşmaktadır (Şekil 3.2B). Bir mesh'in yapısını oluşturan temel yapıtaşları olan element ve node'ların sayısı o modelin karmaşıklığını göstermektedir. Bu çalışmada kullanılan modeller ortalama olarak 74 000 nod ve 44 000 elemandan oluşmaktadır.

Tüm bu analizlerde kemik doku homojen izotropik lineer elastik bir materyal olarak ele alındı. Gerçekte kemik doku, kortikal ve kansellöz yapılarının farklı özelliklerde olması nedeniyle heterojen, lineer olmayan, anizotropik bir özellik gösterir. Ancak bu çalışmada amacın biyomekanik özellikleri etkileyen değişkenlerin incelenmesi ve karşılaştırmalı biyomekanik analiz olması nedeniyle kullanılan ortalama özellikler yeterli doğruluktur. Kemik'in mekanik özellikleri aşağıda verilmiştir (80) (Tablo 3.1).

Tablo 3.1: Kemik dokunun ortalama mekanik özellikleri

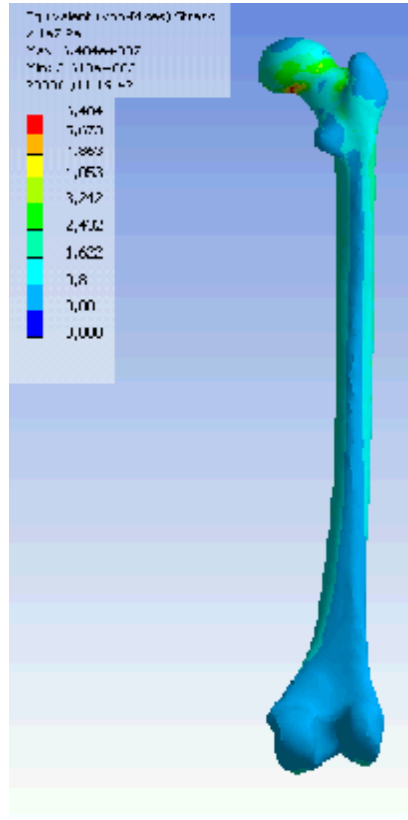
Kemik doku	Elastik modülüs (N/mm ²)	Poisson oranı
Kortikal kemik	14,217	0,32
Kansellöz kemik	1000	0,3



Şekil 3.3 : Uygulanan kuvvet

Şekil 3.4: Fiksasyon bölgeleri

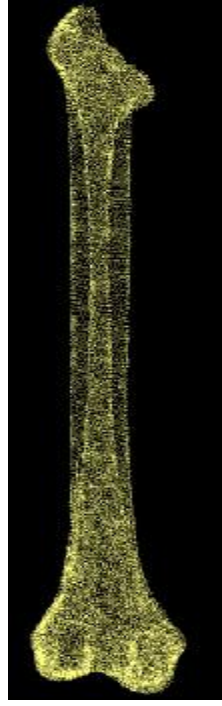
Katı modelde yürüyüş sırasındaki yük aktarımını karşılayacak şekilde 1150 N vertikal olarak uygulanmıştır . Modeli sabitlemek amacı ile iç ve dış kondilde seçilen iki bölgeden tesbit uygulandı (81) (Şekil 3.3).



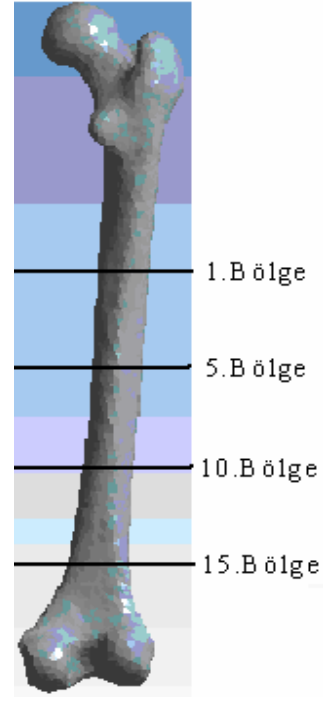
Şekil 3.5: Stress dağılımı

Sonlu eleman analizi sonucunda elde edilen stres değerleri Paskal cinsinden olup Von Misses stres olarak isimlendirilir. Bu stres değerleri renk skalasından makroskopik olarak ve her bir nodta sayısal olarak elde edilebilir. İncelenen yapının Von Misses stres değeri yapının akma gücü (yield strenght)'nden yüksek ise yapıda yetmezlik gelişmesi beklenmelidir (Şekil 3.5).

Elde edilen 42 modelin sonuçlarını birbiri ile sayısal olarak karşılaştırabilmek için bütün nodlardaki stres değerleri Ansys programından Javascript programlama dili kullanılarak oluşturulan program aracılığıyla okundu. Veri dosyaları bu kez Visual Basic programlama dili kullanılarak oluşturulan bir program aracılığı ile birbiri ile karşılaştırıldı. Karşılaştırma sonucunda bütün modellerde 21846 nodun birbiri ile çakıştığı görüldü. Çakışan noktalar AutoCAD yazılımına geri aktarılarak nod bulutu elde edildi. Bu nokta bulutu kullanılarak çeşitli bölgelerdeki stress değerleri birbiri ile karşılaştırıldı (Şekil 3.6).



Şekil 3.6 : Çakışan noktaların
görüntüsü



Şekil 3.7 : Bölgelerin şematik
görünümü

Açısal değişiklik oluşturulan intertrokanterik bölgenin 100mm distalinden başlayarak her 15 mm de bir transvers kesit alınarak oluşturulan 15 bölge , iç ve dış kortikal bölgelerindeki stres dağılımı ayrıntılı olarak incelendi (Şekil 3.7).

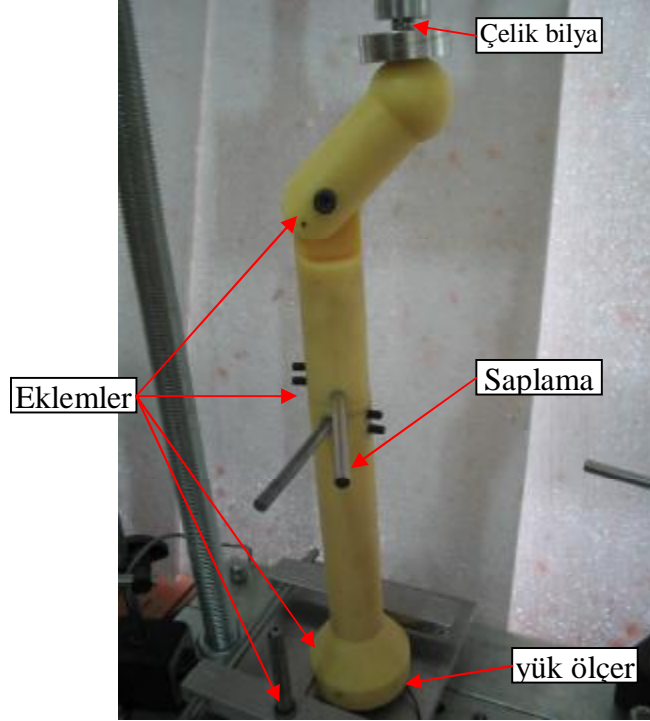
3.2 Biyomekanik Gerçek Ortam Çalışması

Deneysel kemik modeli olarak Kestamid (Döküm Poliamid-P6) adı verilen sanayi tipi, silindirik bir materyal kullanıldı. Bu materyal, mekanik özelliklerinin kemik dokusuna ve özellikle de kortikal kemiğe yakın ve kolay işlenebilir olması nedeniyle seçildi (82) (Tablo 3.2).

Tablo 3.2 : Kestamid'in mekanik özelliklerinin karşılaştırılması

	Çekme Dayanımı Mpa	Basma Dayanımı Mpa	Elastik Modülüs Mpa
KortikalKemik	100	175	14.217
Kansellöz Kemik	2	3	1000
Kestamid	75	145	3000
Polietilen	40	20	1000

Biyomekanik laboratuvar ortam çalışmasında sagittal planda 0° , 10° , 15° ve frontal planda 120° , 125° , 130° , 135° , 140° , 145° açıları, sanal ortam ile karşılaştırılmak amacı ile seçildi.

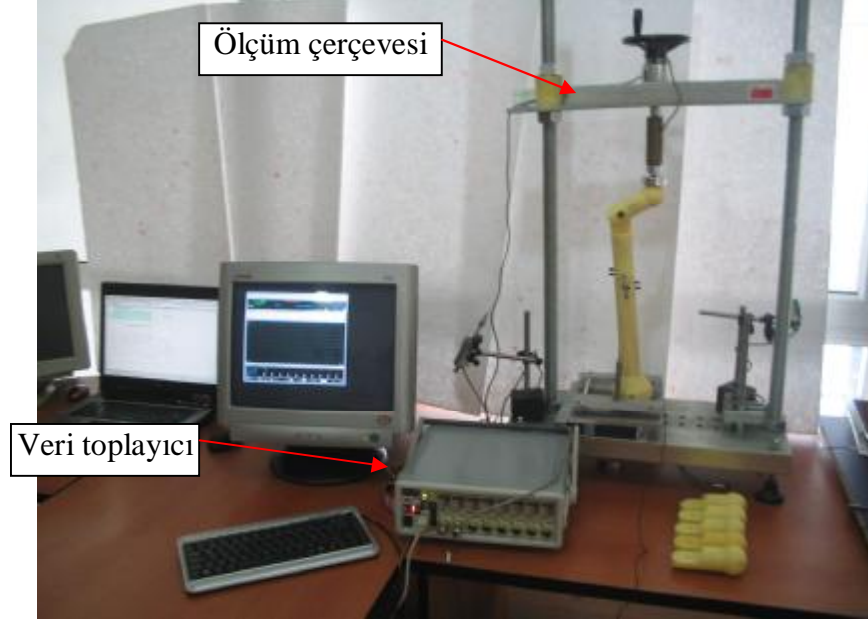


Şekil 3.8 : Kestamid femur modeli ve deney ortamı

Kestamid modeller için 50 mm ve 100 mm çaplı malzemeler kullanıldı. Modeller 3 kestamid parçanın 2 silindirik eklem ile birleştirilmesi ile oluşturuldu. Modelin üst kısmında yer alan birinci birleşim frontal açıların varus valgus açılarının ayarlanmasında, modelin ortasında yer alan ikinci birleşim ise anteversiyon açısının ayarlanmasında kullanıldı. Açı ayarlamalarında hata payını olabildiğince düşürebilmek için saplamalardan faydalandı (Şekil 3.8).

Kestamid model, sanal ortamda dış korteksde oluşturulan sabitleme bölgesini temsil etmesi için X ekseninde rotasyona izin verebilen silindirik bir eklem ile alüminyum bir yüzeye, bu yüzeyi ise Z ekseninde harekete izin veren silindirik yataklar ile ölçüm çerçevesine bağlandı. Sanal ortamda iç korteksde oluşturulan fiksasyon bölgesine, kestamid modelde uyan bölgeye ise yük ölçer (load cell) yerleştirildi. Eklem yerlerindeki esnemeler ve yük ölçerin ölçüm sınırları nedeniyle modele 500 N dikey kuvvet uygulandı. Uygulanan kuvvetin dikeyliğinin

korunması ve moment uygulanmaması için çelik bilyalardan yararlanıldı. Uygulanan kuvvetler veri toplayıcı (data logger) aracılığı ile bilgisayar ortamına aktarıldı (Şekil 3.9).



Şekil 3.9 : Deney ortamında ölçüm çerçevesi ve veri toplayıcı

Katı modeller ile yapılan deneylerde yük ölçerler , normal kemikte iç tarafı temsil edecek şekilde yerleştirildi. Ölçümler sadece iç taraftan yapıldı. Anteversiyon açılarında 0° , 10° , 15° ve femur boyun cisim açılarından 120° , 125° , 130 , 135 , 140 , 145 açılarının ölçüm değerleri sanal ortam çalışmasındaki aynı açıların değerleri ile istatistiksel olarak Mann-Whitney U testi ile karşılaştırıldılar.

4. BULGULAR

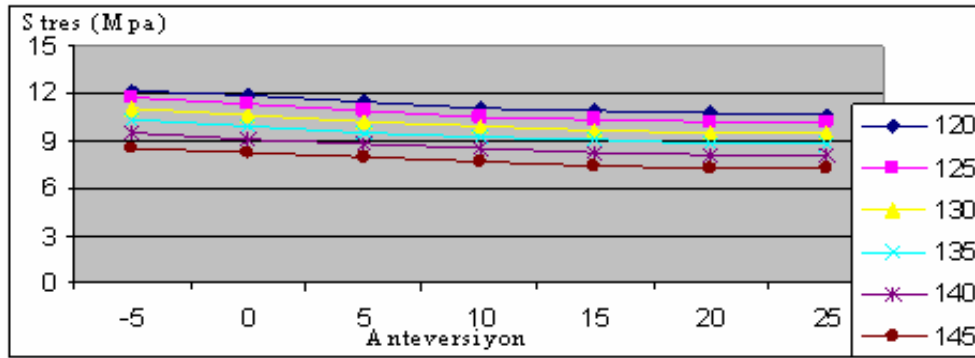
4.1 Sanal Ortam Bulguları :

Açısal değişiklik oluşturulan intertrokanterik bolgenin 100mm distalinden başlayarak her 15 mm de bir transvers kesit alınarak oluşturulan 15 bölge, iç ve dış korteks bölgelerindeki stres dağılımı incelendi (Bkz. Şekil 3.7). Bu 15 bölgenin sadece 1., 5., 10. ve 15. bölgelerindeki stres dağılımlarının Mpa cinsinden rakamsal değerleri ve grafikleri aşağıda verilmiştir (Tablo 4.1-4.6) (Şekil 4.1-4.6).

Tablo 4.1 : 1. Bölgedeki Stres dağılımı (Mpa).

1. bölge

	120	125	130	135	140	145
-5	12.25	11.79	11.1	10.39	9.56	8.54
0	11.85	11.31	10.66	9.94	9.14	8.3
5	11.44	10.92	10.28	9.58	8.77	7.97
10	11.12	10.55	9.94	9.27	8.5	7.68
15	10.9	10.36	9.71	9.05	8.27	7.42
20	10.75	10.22	9.6	8.9	8.14	7.33
25	10.71	10.17	9.55	8.86	8.08	7.27



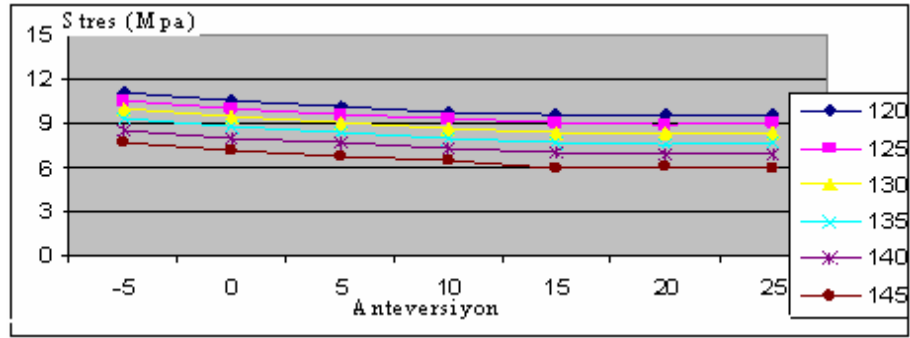
Şekil 4.1 : 1. Bölgedeki Stres Dağılımının açılara göre değişimi.

1. bölge stres dağılımına baktığımızda; tüm boyun-cisim açılarında retroversiyon ile en yüksek stres oluşmaktadır. Anteversiyon derecesi artması ile stres azalmaktadır.

Tablo 4.2 : 5. Bölgedeki stres dağılımı (Mpa).

5. bölge

	120	125	130	135	140	145
-5	11.05	10.56	9.95	9.26	8.53	7.65
0	10.55	10.04	9.43	8.75	8.02	7.22
5	10.12	9.6	8.99	8.32	7.64	6.8
10	9.79	9.26	8.66	8	7.27	6.46
15	9.6	9.05	8.44	7.74	6.99	5.9
20	9.53	8.98	8.33	7.62	6.85	6.02
25	9.63	9.06	8.39	7.65	6.84	5.98

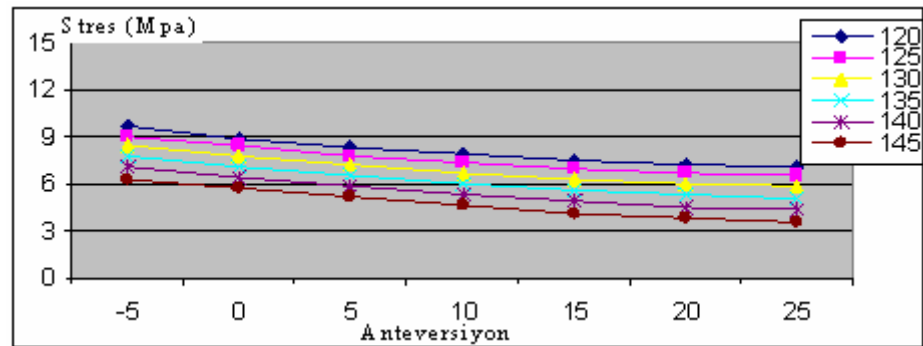


Şekil 4.2 : 5. bölgedeki stres dağılımının açılara göre değişimi.

Tablo 4.3 : 10. Bölgedeki Stres Dağılımı

10. bölge

	120	125	130	135	140	145
-5	9.64	9.06	8.48	7.83	7.14	6.31
0	8.92	8.39	7.8	7.14	6.45	5.76
5	8.35	7.8	7.19	6.53	5.86	5.13
10	7.86	7.3	6.69	6.01	5.3	4.57
15	7.5	6.93	6.29	5.59	4.86	4.06
20	7.24	6.67	6.01	5.3	4.53	3.77
25	7.09	6.52	5.85	5.11	4.34	3.56

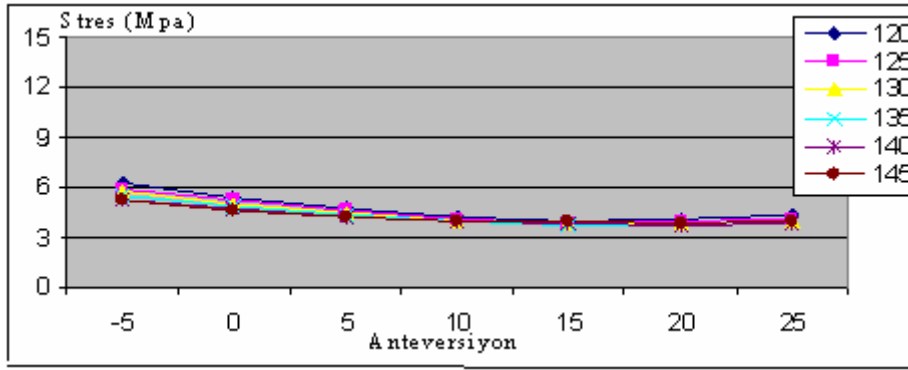


Şekil 4.3 : 10. bölgedeki stres dağılımının açılara göre değişimi.

Tablo 4.4 : 15. bölgesi stres dağılımı (Mpa).

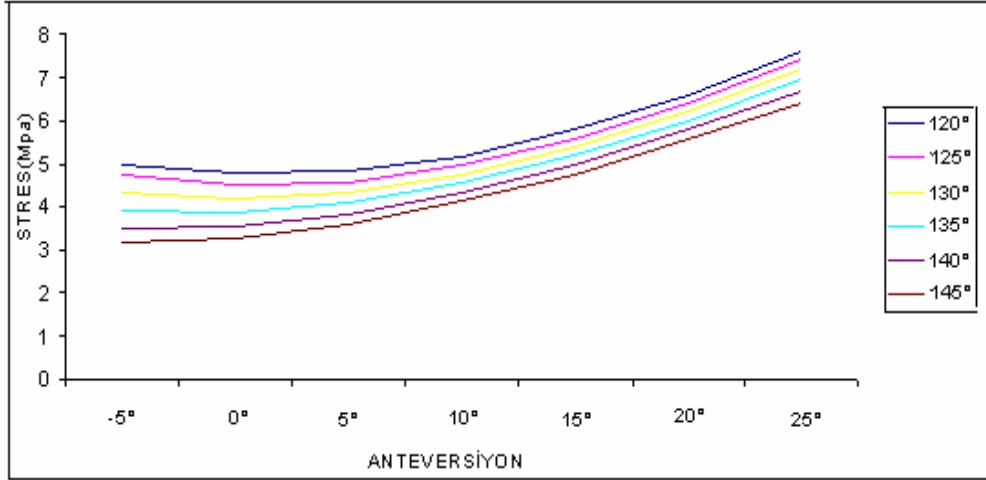
**15.
bolge**

	120	125	130	135	140	145
-5	6.22	5.95	5.74	5.52	5.29	5.2
0	5.41	5.24	5.06	4.89	4.73	4.61
5	4.75	4.6	4.46	4.34	4.21	4.22
10	4.25	4.11	4.01	3.94	3.93	3.99
15	4.02	3.89	3.79	3.76	3.79	4.03
20	4.08	3.93	3.83	3.76	3.77	3.86
25	4.35	4.15	4	3.9	3.87	3.93



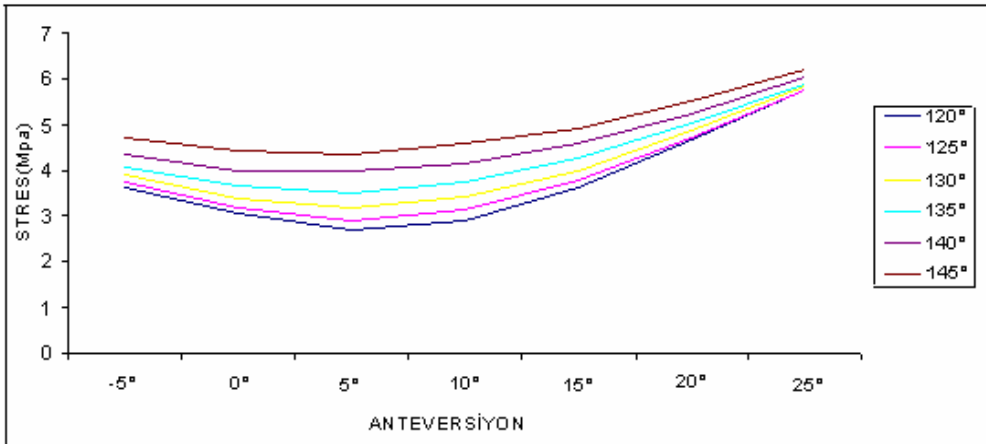
Şekil 4.4 : 15. bölgedesi stres dağılımının açılara göre değişimi

Beşinci ve 10. bölgelerde stres dağılımı 1. bölgedekine benzer özellik göstermektedir. Anteversiyon arttıkça stres azalmıştır. Onbeşinci bölge ekleme gelmeden önceki son kesit olması nedeniyle önemlidir. Cisim boyunca anteversiyonun artması ile azalan stres, 15° 'den sonraki açılarda artma eğilimi göstermiştir. En düşük stres 15°'de gözlenmiştir. Anteversiyon açısı arttıkça ve femur boyun-cisim açısı arttıkça tüm bölgelerdeki stres azalmaktadır. Anteversiyon azaldıkça ve femur boyun-cisim açısı azaldıkça tüm bölgelerde stres artmaktadır. Birinci bölgede en yüksek stres mevcut iken en düşük stres 15. bölgede görülmektedir.



Şekil 4.5 : Medial bölgelerdeki stres dağılımının açılara göre değişimi.

Dizin iç bölümünde en düşük stres 5° retroversiyonda oluşurken en yüksek stres 25° 'de izlenmektedir (Şekil 4.5). Dizin iç bölümünde anteversiyon arttıkça stres artmaktadır. Tüm anteversiyon açılarında en yüksek stres femur boyun-cisim açısının 120° olduğu modelde izlenmektedir. Dizin iç bölümünde femur boyun-cisim açısının varusu arttıkça stres artmaktadır.



Şekil 4.6: Lateral bölgelerdeki stres dağılımının açılara göre değişimi.

Dizin dış bölümünde anteversiyonun artması ile stres azalmaktadır. En düşük stres 5° anteversiyonda görülmektedir. Bu dereceden sonra anteversiyonun artması ile stres artmaktadır. Dizin dış bölümünde en yüksek stres femur boyun-cisim açısının 145° olduğu modelde izlenirken en düşük stres femur boyun-cisim açısının 120° olduğu modelde izlenmektedir. Dizin dış bölümünde femur boyun-cisim açısının artması ile stres artmaktadır. Bu stres değerleri dizin iç ve dış tarafı

ile kıyaslandığında dizin iç tarafında daha fazla stres olduğu görülmektedir (Şekil 4.6).

Tablo 4.5 : İç ve dış bölgelerdeki tepki kuvvet değerleri(N).

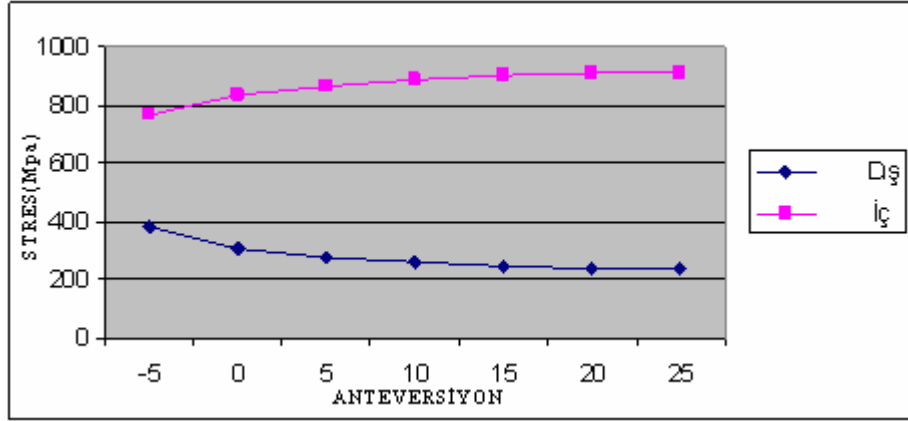
	120°		125°		130°		135°		140°		145°	
	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç
-5°	382.16	767.84	393.11	756.89	443.75	706.25	500.86	649.14	563.87	586.13	625.47	524.53
0°	311.68	838.32	357.3	792.7	409.91	740.09	469.07	680.93	534.49	615.51	605.47	544.53
5°	281.88	868.12	328.81	821.19	382.88	767.12	443.62	706.38	511.06	638.94	583.89	566.11
10°	259.63	890.37	307.47	842.53	362.83	787.17	424.75	725.25	493.67	656.33	568.39	581.61
15°	245.31	904.69	294.09	855.91	349.96	800.04	413.09	736.91	482.64	667.36	557.54	592.46
20°	239.41	910.59	288.07	861.93	344.34	805.66	407.36	742.64	477.45	672.55	553.24	596.76
25°	241.49	908.51	289.91	860.09	346.28	803.72	408.72	741.28	479.45	670.55	555.34	594.66

Sanal ortam testlerinde elde edilen tepki kuvvetlerinin dağılımlarına baktığımızda standart femur modeli olarak kabul edilen modelde dizin iç eklem aralığına 424.75 N tepki kuvveti oluşurken dizin dış eklem aralığına 725.25 N tepki kuvveti oluşmaktadır. Dizinin dış eklem aralığına en fazla kuvvet femur boyun-cisim açısının 145° ve anteversiyon açısının -5° olduğu açılarda gelmektedir. Lateral eklem aralığına en az kuvvet femur boyun-cisim açısının 120° ve anteversiyon açısının 20° olduğu açılarda gelmektedir (Tablo 4.6).

Medial eklem aralığına en fazla kuvvet femur boyun-cisim açısının 120° ve anteversiyon açısının 20° olduğu açılarda gelmektedir. Medial eklem aralığına en az kuvvet femur boyun-cisim açısının 145° ve anteversiyon açısının -5° olduğu açılarda gelmektedir (Tablo 4.6).

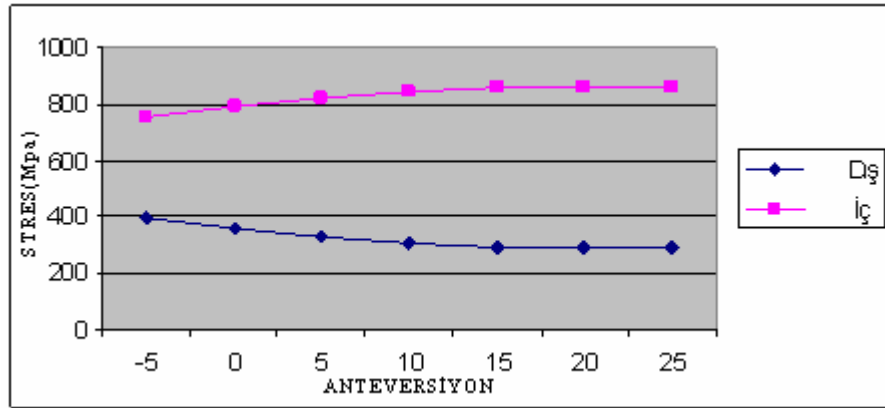
Femur anteversiyon açısı 10°'de sabit bırakıp femur boyun-cisim açısını 5° varusa aldığımızda dizin medialinde oluşan tepki kuvveti 362.83 N, dizin lateralinde 787.17 N tepki kuvveti oluşmaktadır. Femur anteversiyon açısı 10°'de sabit bırakıp femur boyun-cisim açısını 5° valgusa aldığımızda dizin medialinde oluşan tepki kuvveti 493.67 N olurken dizin lateralinde 656.33 N tepki kuvveti oluşmaktadır.

Tepki kuvvetlerinin yapılan korelasyon analizinde iç ve dış bölüm kendi aralarında negatif korelasyon gösterdiği görülmüştür. İç bölümde yük arttığında dış bölümde azalmakta yada dış bölümde yük arttığında iç bölümde azalmaktadır. Aşağıdaki şekillerde açılara göre stres dağılımları izlenmekte ve korelasyon analiz sonuçları yer almaktadır (Şekil 4.7-4.12).



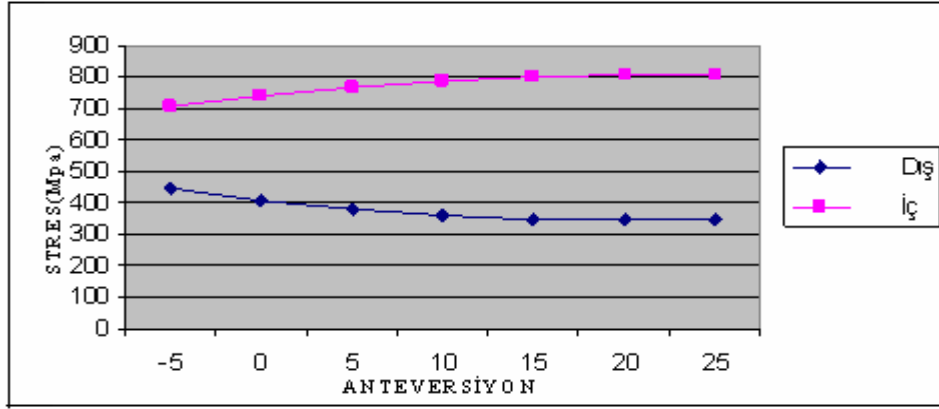
Şekil 4.7: 120° İç ve Dış Kondil Stress Dağılımı (N).

Laterale gelen yükler ile anteversiyon açısı arasında ilişki negatif yönde bulunmuştur ($r=-0.876$ $p=0.01^*$). Mediale gelen yükler ile anteversiyon açısı arasında ilişki pozitif yönde bulunmuştur ($r = 0.896$ $p = 0.006^{**}$).



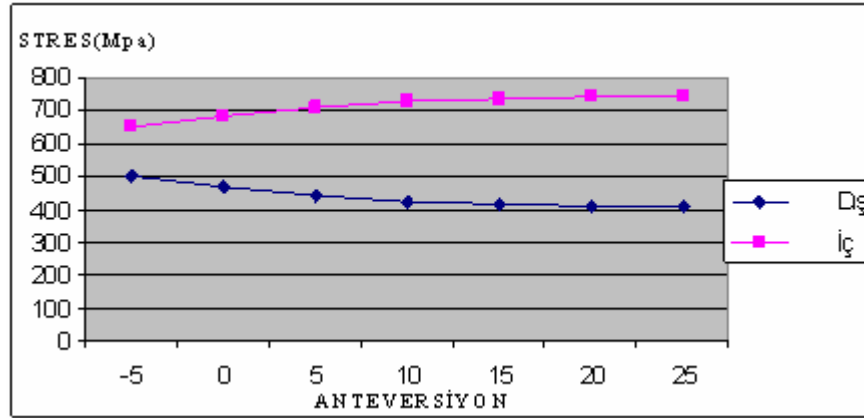
Şekil 4.8: 125° İç ve Dış Kondil Stress Dağılımı (N).

Laterale gelen yükler ile anteversiyon açısı arasında ilişki negatif yönde bulunmuştur ($r = -0.935$ $p=0.02^*$). Mediale gelen yükler ile anteversiyon açısı arasında ilişki pozitif yönde bulunmuştur ($r = 0.935$ $p = 0.002^{**}$).



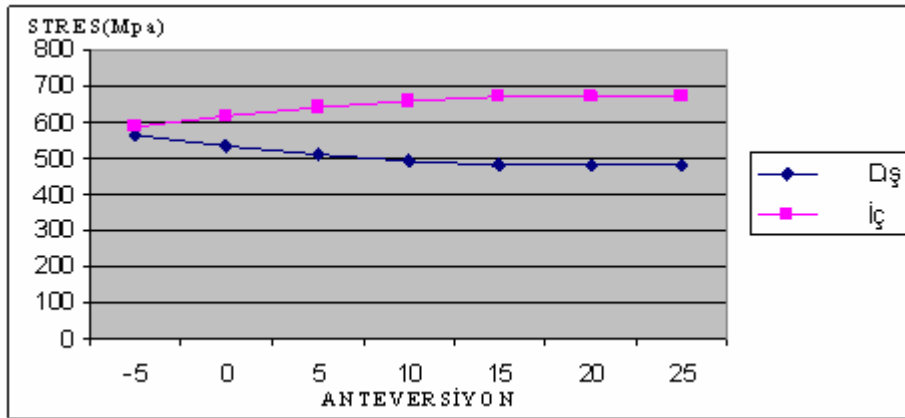
Şekil 4.9: 130° İç ve Dış Kondil Stress Dağılımı (N).

Laterale gelen yükler ile anteverسیون açısı arasında ilişki negatif yönde bulunmuştur ($r = -0.935$ $p=0.02^*$). Mediale gelen yükler ile anteverسیون açısı arasında ilişki pozitif yönde bulunmuştur ($r = 0.935$ $p = 0.002^{**}$).



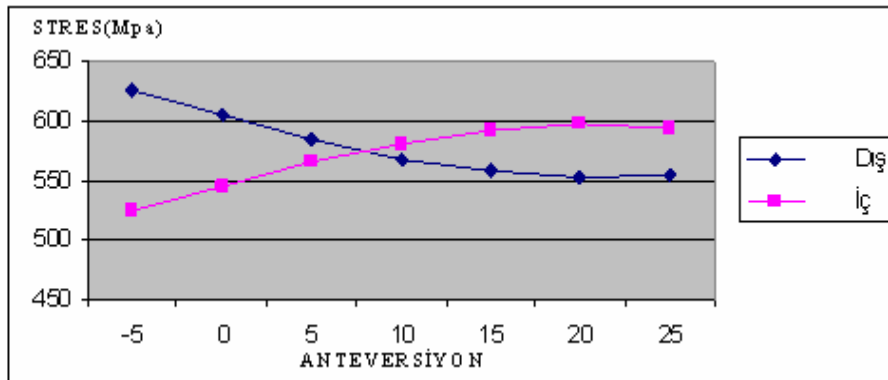
Şekil 4.10: 135° İç ve Dış Kondil Stress Dağılımı (N).

Laterale gelen yükler ile anteverسیون açısı arasında ilişki negatif yönde bulunmuştur ($r = -0.937$ $p=0.002^*$). Mediale gelen yükler ile anteverسیون açısı arasında ilişki pozitif yönde bulunmuştur ($r = 0.937$ $p = 0.002^{**}$).



Şekil 4.11: 140° İç ve Dış Kondil Stress Dağılımı (N).

Laterale gelen yükler ile anteversiyon açısı arasında ilişki negatif yönde bulunmuştur ($r = -0.935$ $p = 0.002^{**}$). Mediale gelen yükler ile anteversiyon açısı arasında ilişki pozitif yönde bulunmuştur ($r = 0.935$ $p = 0.002^{**}$).



Şekil 4.12 : 145° İç ve Dış Kondil Stress Dağılımı (N).

Laterale gelen yükler ile anteversiyon açısı arasında ilişki negatif yönde bulunmuştur ($r = -0.943$ $p = 0.001^{***}$). Mediale gelen yükler ile anteversiyon açısı arasında ilişki pozitif yönde bulunmuştur ($r = 0.943$ $p = 0.001^{***}$).

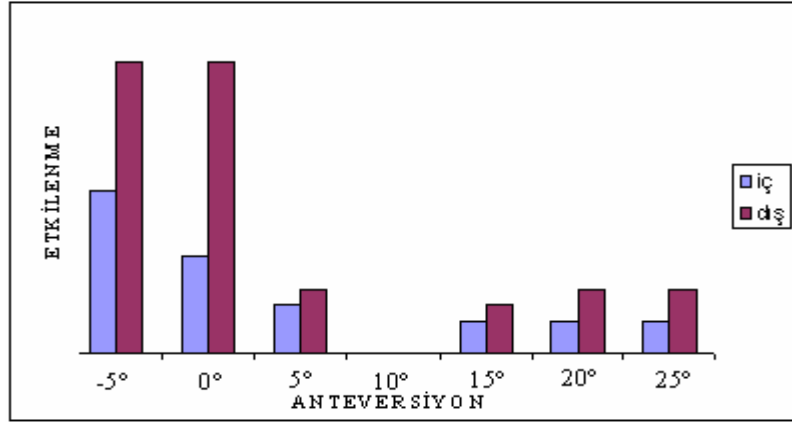
Anteversiyon açısının 10 derece ve femur cisim-boyun açısının 135 derece olduğu femur modelini insan anatomisine en yakın model olması nedeniyle standart femur modeli olarak kabul ettik (83,84). Tepki kuvvetlerinin anteversiyon açısı ve femur boyun-cisim açısı değiştirildiğinde medial ve lateral kondile gelen kuvvetlerin standart femur modeline göre yüzde değişimleri tablo 4.9'da ayrıntılı olarak verilmiştir.

Tablo 4.6 : Standart femur modelinin , femur boyun-cisim ve anteversiyon açılarının değiştirilmesi ve diğer modeller ile karşılaştırılmasının yüzde olarak ifadesi.

	120°		125°		130°		135°		140°		145°	
	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış
-5°	+%0.6	-%10	+%0.4	-%0.7	-%0.3	+%0.4	-%10	+%18	-%19	+%33	-%28	+%47
0°	+%16	-%27	+%0.9	-%16	+%0.2	-%0.3	-%0.6	+%18	-%15	+%26	-%25	+%43
5°	+%20	-%34	+%13	-%23	+%0.6	-%10	-%0.3	+%0.4	-%12	+%20	-%22	+%37
10°	+%23	-%39	+%16	-%28	+%0.9	-%15	.00	.00	-%10	+%16	-%20	+%34
15°	+%25	-%33	+%18	-%31	+%10	-%18	+%0.2	-%0.3	-%0.8	+%14	-%18	+%31
20°	+%26	-%44	+%19	-%32	+%11	-%19	+%0.2	-%0.4	-%0.7	+%12	-%18	+%30
25°	+%25	-%43	+%19	-%32	-%11	-%18	+%0.2	-%0.4	-%0.8	+%13	-%18	+%31

Femur cisim-boyun açısı 135° olan modelde anteversiyon açılarını değiştirdiğimizde iç bölümde çok büyük değişimlerin olmadığı görülmektedir. En fazla artış standart femura göre %0.2, en fazla azalma ileri retroversiyonda görülmüş olup %10'dur. Dış bölümde anteversiyonun artması önemli bir değişim göstermez iken anteversiyonun azalmasında dışa gelen yükün artmasına neden olmaktadır. Yükün artışı standart femur modeline göre %18'e kadar yükselmektedir.

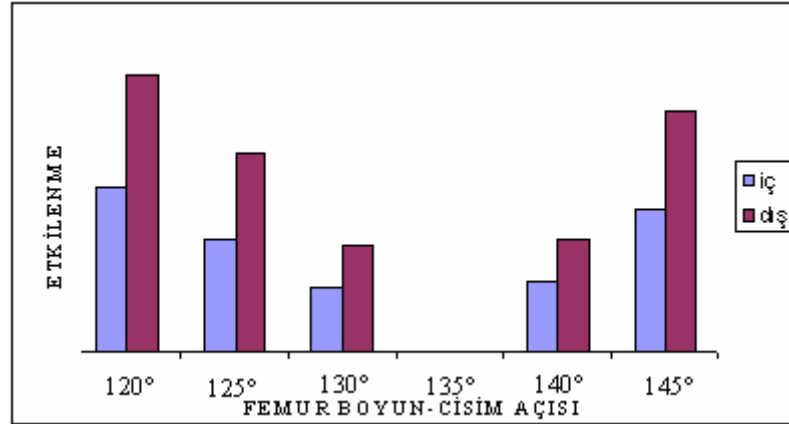
Femur cisim-boyun açısının 135° sabit tutulup sadece anteversiyonun değiştirilmesi standart femura göre iç bölümde en fazla %10'luk bir değişime neden olurken dış bölümde en fazla %18'lik değişim izlenmektedir. Femur cisim-boyun açısının 135° olan modelde farklı anteversiyon açılarında dizin iç ve dış bölümlerinin etkilenme miktarları Şekil 4.13'de gösterilmiştir. Femur boyun-cisim açısını 135°'de sabit tutulup anteversiyon açılarını değiştirdiğimizde her açıda dış bölümdeki etkilenme daha fazladır.



Şekil 4.13: Femur boyun-cisim açısını 135° olduğu modelde farklı anteversiyon açılarında iç ve dış bölümlerdeki etkilenme

Femur cisim-boyun açısını azalttığımızda iç bölüme gelen yüklerin arttığını görmekteyiz. Femur cisim-boyun açısını arttırdığımızda dış bölüme gelen yüklerin arttığını görmekteyiz. Femur anteversiyon derecesi 10° olan modelde femur cisim-boyun açısını 5°'lik azalttığımızda standart femura göre gelen yükler iç bölümde %0.9 artmakta iken dış bölümde %15 azalmaktadır. Yine femur anteversiyon derecesi 10° sabit bırakılarak femur cisim-boyun açısını 5° valgus yönüne doğru arttırdığımızda iç bölümdeki azalma %10 iken dış bölümdeki artma %16'dır. Femur anteversiyon derecesi 10° sabit bırakılarak femur cisim-boyun açısını 5° varus-valgus yönünde değiştirdiğimizde içe göre dış bölümde etkilenme daha fazladır.

Femur anteversiyon derecesi 10° sabit bırakılarak femur cisim-boyun açısını 145° valgusa getirdiğimizde standart femura göre iç bölümde azalma %20 iken, dış bölümdeki artma %34'tür. Femur boyun cisim açısını valgusa getirildiğinde dış bölümde yüklerin artması beklenen bir sonuçtur. İç ve dış bölüm arasındaki ters korelasyon nedeniyle iç bölümde yüklerin azalması da beklenen bir sonuçtur. Aşırı valgus pozisyonunda en fazla etkilenen dış bölümdür. Femur anteversiyon derecesi 10° sabit bırakılarak femur cisim-boyun açısını 120° varusa getirdiğimizde standart femura göre iç bölümde artma %23 iken, dış bölümde azalma %39'tür. Femur anteversiyon açısının 10° olduğu femur modelinde femur boyun-cisim açısının değiştirilmesi ile dizin iç ve dış bölümlerinin etkilenme miktarı Şekil 4.14'de gösterilmiştir. Aşırı varus pozisyonunda iç bölümde yükler artış göstermesine rağmen en fazla etkilenen dış bölümdür.



Şekil 4.14: Femur anteversiyon açısını 10° olduğu modelde farklı femur boyun-cisim açılarındaki etkilenme

Sanal ortam testlerinde elde edilen tepki kuvvetlerinin dağılımlarına baktığımızda standart femur modeli olarak kabul edilen modelde dizin iç bölümüne, yükün % 63'ü düşerken dizin dış bölümüne yükün %37'si düşmektedir. Femur anteversiyon açısı 10°'de sabit bırakıp femur boyun-cisim açısını 5° varusa aldığımızda dizin iç bölümüne yükün % 68'i düşerken dizin dış bölümüne yükün %32'si düşmektedir. Femur anteversiyon açısı 10°'de sabit bırakıp femur boyun-cisim açısını 5° valgusa aldığımızda dizin iç bölümüne yükün % 57'si düşerken dizin dış bölümüne yükün %43'ü düşmektedir (Tablo 4.7).

Tablo 4.7: Femur başından uygulanan yükün dizin iç ve dış bölümünde yük dağılımının yüzde olarak değerleri.

	120°		125°		130°		135°		140°		145°	
	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış	İç	Dış
-5°	%67	%33	%66	%34	%61	%39	%56	%44	%51	%49	%46	%54
0°	%73	%27	%69	%31	%64	%36	%59	%41	%54	%46	%47	%53
5°	%75	%25	%71	%29	%67	%33	%61	%39	%56	%44	%49	%51
10°	%77	%23	%73	%27	%68	%32	%63	%37	%57	%43	%51	%49
15°	%75	%25	%74	%26	%70	%30	%64	%36	%58	%42	%52	%48
20°	%79	%21	%75	%25	%70	%30	%65	%35	%58	%42	%52	%48
25°	%79	%21	%75	%25	%70	%30	%64	%36	%58	%42	%52	%48

Femur boyun açısı 135° sabit bırakıldığında femur anteversiyon açısı 5° azaltıldığında dizin iç bölümüne yükün % 61'i düşerken dizin dış bölümüne yükün %39'u düşmektedir. Tüm anteversiyon açılarını göz önünde bulundurduğumuzda femur boyun-cisim açısının 140° ve 145° olduğunda iç ve dış bölümlere dağılım daha dengeli olmaktadır (Bkz. Tablo 4.7).

4.2 Gerçek Ortam Bulguları :

Kestamid modeller üzerine 500 N 'luk kuvvet uygulanmıştır. Kestamid modelde iç bölümü temsil eden bölgeye yerleştirilen yük ölçer yardımı ile tepki kuvvetleri Newton cinsinden okundu. Bu ölçümlerin rakamsal değerleri Tablo 4.8'de verilmiştir.

Tablo 4.8 : Gerçek ortam deneylerinin tepki kuvvet değerleri

	120°	125°	130°	135°	140°	145°
	İç bölüm	İç bölüm	İç bölüm	İç bölüm	İç bölüm	İç bölüm
0°	363.7	327.5	323.3	277.0	255.8	221.1
10°	376.0	354.2	335.0	314.2	264.2	239.3
25°	379.7	360.0	352.1	320.5	288.0	250.1

Katı model deneylerinden elde edilen 0°, 10°, 15° anteversiyon ve 120°, 125°, 130°, 135°, 140°, 145° femur boyun cisim açılarındaki sadece iç bölümdeki tepki kuvvet değerleri, sanal ortam çalışmasındaki aynı açıların iç bölüm değerleri ile istatistiksel olarak Mann-Whitney U testi ile karşılaştırıldılar. Sanal ortam deneyleri ile gerçek ortam deneyleri arasında istatistiksel olarak bir fark saptanmamıştır ($p < 0.005$).

5.TARTIŞMA

Normal dizin çeşitli hareketler sırasında kinematiğindeki değişim ; eklem alan biçimi , bağların pozisyonu ve anatomisi , kaslar , tendonlar gibi bir çok etmene bağlıdır. Alt ekstremitedeki üç büyük eklemün üçü de farklı tipte eklemdir. Kalça ve ayak bileği eklemünün temas yüzeyi diz eklemine göre daha geniştir. Diz eklemünde küçük temas alanı menisküsler ile genişletilir ve daha geniş alanda şoku absorbe etme görevi vardır. Normal bir dizde temas yüzeyi 20-12 cm²'dir (84).

Osteoartrit ; sinovial eklemi oluşturan kıkırdak, subkondral kemik, sinovial doku, bağlar, kapsül ve kaslar gibi tüm elemanları tutsa da en erken patolojik bulgunun kıkırdağın yüzeyel tabakasına doğru uzanan çatlaklar ve kıkırdak kaybıdır (72). Alt ektremite aksiyel diziliminin , küçük temas alanı olan dize etkileri bir çok çalışmada gösterilmiştir. Buna ek olarak dizin iç ve dış osteoartritinin anatomik farklılıkları da ortaya konmuştur. Dizin iç osteoartritte , tibial yüzey geometrisi normal olup, anormal bir femoral geometri mevcuttur. Dizin dış osteoartritte ise tibial geometri etkilenmektedir (85).

Osteoartritte lokal mekanik etmenlerin etyolojide rol oynadığı görüşüne çok geniş bir katılım vardır (86). Diz eklemünde dizilim , gelen yük dağılımı açısından anahtar rolü oynamaktadır. Kalça , diz ve ayak bileğindeki dizilimin nötrale göre her hangi bir yerindeki sapma diz eklemine yük dağılımını etkilemektedir (87). Normal dizilimi olan bir diz eklemünde yürüyüş sırasında yükler orantısız olarak dağılırlar (88). Dizin valgus diziliminde , dizin kompartmanları arasında yük dağılımı daha dengeli olmaktadır. Bu nedenle obesite ile diz osteoartriti arasındaki ilişkiye baktığımızda valgus dizilimi obesiteyi daha iyi tolere etmektedir (67).

Dizin iç bölümüne gelen orantısız yük dağılımı addüksiyon momentinin oluşmasını sağlar (89). Oluşan bu addüksiyon momenti yürüyüş sırasında dizin iç bölümüne kompressif yüklerin daha fazla etki etmesine neden olmaktadır. Varus ve valgus dizilim bu momentin büyüklüğünde anahtar rolü oynamaktadır (90). Diz osteoartritinin başlangıç evresinde varus yada valgus dizilimi ne kadar fazla ise hastalığın ilerleyişi o kadar hızlı olmaktadır ve hastanın fonksiyonel durumunu aynı ölçüde azaltmaktadır. Bu bulgu , dizilim bozulmasının diz osteoartritte ne kadar önemli olduğunu ortaya koymaktadır (7).

Varus-valgus dizilimi ile birlikte uygun olmayan rotasyonların da diz osteoartriti üzerine etkisi gösterilmiştir. Dizin iç osteoartritte 12°'den fazla tibial internal torsiyon izlenirken , dizin dış osteoartritte 5°'den fazla eksternal rotasyon izlenmektedir (91).

Diz osteoartritin risk faktörleri hakkında literatürde çok sayıda yayın bulunurken dizin iç ve dış osteoartritinin etyolojik farklılığını ve kalça eklem biyomekaniğinin etkisini araştıran yayınlar az sayıdadır.

Wiedow ve ark. (9) yaptıkları bir çalışmada dizin iç ve dış osteoartriti ile femur cisim-boyun açısı , pelvis genişliği , kaldıraç kol uzunluğu arasındaki ilişki araştırılmıştır. Bu çalışmada öncelikle kalça osteoartriti ile dizin iç ve dış osteoartrit birlikteliği incelendiğinde dizin dış osteoartriti bulunan hastalarda kalça osteoartritinin daha sık görüldüğü bildirilmiştir. Dizin iç osteoartriti ile kalça osteoartriti birlikteliği daha nadirdir. Bu bulgu , dizin dış osteoartriti etyolojisinde kalça anatomisindeki değişikliklerinin bulunabileceği düşüncesini desteklemektedir.

Dizin iç ve dış osteoartriti bulunan hastalarda , her iki asetabulum medial kenarları arasındaki uzaklık araştırılmış ve normal grup ile kıyaslanmıştır. Dizin dış osteoartriti bulunan hastalarda , dizin iç osteoartriti bulunan hastalara göre iki asetabulum iç kenarı arasındaki uzaklık 1cm daha geniş olduğu saptanmıştır. Bir başka değişle , dizin iç osteoartriti bulunan hastaların iki asetabulum medial kenarı arasındaki uzaklık 2cm daha dar olduğu söylenebilir. Pelvis genişliğinin de diz osteoartriti üzerine etkisi bulunduğu bu çalışma ile ortaya konmuştur (9). Fakat bunun açıklanması için yeni çalışmalara gereksinim vardır.

Bu saydığımız anatomik çalışmaların dışında diz osteoartriti bulunan hastalarda yapılan yürüme analizlerinde dizin iç ve dış osteoartritte farklılıklar bulunmaktadır. Dizin dış osteoartriti bulunan hastalarda yüksek internal kalça rotasyon momentinin olduğu bulunmuştur. Dizin iç osteoartriti bulunan hastalarda ise internal diz abdüksiyon momentinde artma saptanmıştır (92). Yürüme analizinde de dizin dış osteoartriti ile kalça eklemi biyomekaniği arasında ilişki olduğu görülmektedir.

Diz osteoartriti bulunan hastalar ile tamamiyle normal olan kontrol grubu arasında yapılan yürüme analizinde , osteoartriti bulunan hastaların femurunda 8°

daha fazla dış rotasyon olduğu belirtilmektedir. Bu dış rotasyon femuru pelvise daha da yakınlaştırarak pelvisin total genişliğini azaltmaktadır. Dış rotasyon asetabulumdaki yük dağılımını değiştirmekte ve kalça osteoartritine yatkınlık yaratmaktadır. Dizin dış osteoartritte femurdaki dış rotasyonun nedeni bilinmemektedir. Bu sonucun bir nedeni , kalça anatomisindeki değişiklik olabileceği belirtilmiştir (9).

Weidow ve ark. (9) yaptığı çalışmada osteoartriti bulunan hastalarda kaldıraç kol uzunluğu araştırılmıştır. Kalça osteoartriti ve dizin dış osteoartriti olan hastalarda kontrol grubuna göre kaldıraç kolunun %19 daha kısa olduğu görülmüştür. Kısa kaldıraç kolu nedeniyle abduksiyon momenti azalmaktadır. Bunun sonucunda yürüme sırasında ikincil değişiklikler oluşmakta ve diz eklemi valgus dizilimine gitmektedir. Kaldıraç kol kısalığını yenmek için tensör fascia latayı da içerecek şekilde abdükör aktivitesini arttırmaya çalışır. Bu kas grupları dizin dışında bulunmaktadır ve dış taraftaki güç dağılımını değiştirmektedirler.

Yine Wiedow ve ark. (9) yaptığı çalışmada diz dış osteoartriti olan hastalarda koks valganın daha sık görüleceği ileri sürülmüştür. Koks valga , yüksek abduksiyon momentine neden olarak kalça ve dizin dış osteoartritte rol oynayabileceği ön görülmüştür. Fakat femur cisim-boyun açılarında normal gruba göre bir farklılık saptanmamıştır. Bu çalışmanın eksik yönü femur anteverسیون açıları değerlendirmeye alınmamasıdır.

Yapılan dinamik ve anatomik çalışmalar ışığında dizin dış ve iç osteoartritte etyolojik bir farkın olduğu anlaşılmaktadır. Çalışmamızda kalça eklemine biyomekaniğinin diz eklemi yük dağılımına nasıl etkilediğini araştırmak amacıyla üç boyutlu bilgisayar modelinde dize gelen yükün dağılımını sonlu eleman analiz yöntemi kullanarak inceledik.

Femur başına etkiyen kuvvetler çok değişken olmasına rağmen literatürde , sanal ortam çalışmalarında en çok kullanılan ve gerçeğe yakın olan , yürüme siklusunun duruş (stance) fazında kalçaya etkiyen kuvvetler belirtilmiştir. Buna göre birinci kuvvet femur başına frontal planda 23° , sagittal planda 6° açıyla gelen 2460 Newton'luk kuvvettir. İkinci kuvvet trokanter major'da abduktör kasların çekmesine bağlı frontal planda 24° , sagittal planda 15° açıyla etkiyen 1700 Newton'luk, üçüncü kuvvet ise frontal planda 41° , sagittal planda 26° açıyla

etkiyen iliopsoas kasının çekme kuvvetine bağlı olarak oluşan 771 Newton'luk kuvvettir (94) (95).

Katı model deneyleri sırasında femur başına frontal planda 23° ile uygulanan kuvvet , ölçüm çerçevesinde modelin rotasyona uğramasına neden olmuş ve literatürde bahsedilen ideal koşullarda katı model deneyleri yapılamamıştır. Bu nedenle Pena ve ark.(96) ile Sathasivam ve ark. (80) yaptıkları çalışmadan örnek alınarak femur başına yük , tam ekstansiyonda yürüme sırasında , femur üst ucuna gelen kuvvetler ile uyuşacak şekilde , 1150 N vertikal olarak uygulanmıştır.

Çalışmamızda ; bilgisayar ortamında 6 farklı anteversiyon ve 7 farklı femur cisim-boyun açısı olmak üzere toplam 42 farklı femur modeli incelenmiştir. Weidow ve ark. (9) yaptıkları çalışmada anteversiyon açısı incelenmemiştir. Çalışmamızda anteversiyon açılarının değerlendirilmesi ile femur anteversiyon açısının diz eklemi üzerine etkisi daha ayrıntılı bir biçimde ortaya konmuş ve literatürde bu alanda bulunan eksiklik doldurularak önemli bir destek sağlanmıştır.

Çalışmamızda femur boyun cisim açısının 135° ve anteversiyon açısının 10° olduğu femur modelini standart femur model olarak kabul ettik. (82) (83). Sanal ortam testlerinde elde edilen tepki kuvvetlerinin dağılımlarına baktığımızda standart femur modeli olarak kabul edilen modelde , dizin iç kısmına yükün % 63'ü düşerken dizin dış kısmına yükün %37'si düşmektedir. Kalçadan dize aktarılan yükler orantısız olarak diz eklemine iletilmektedir. Standart femurda diz eklemine iç bölümüne daha fazla yük gelmektedir. Tepki kuvvetlerinin yapılan korelasyon analizinde iç ve dış bölümlerinin kendi aralarında negatif korelasyon gösterdiği görülmüştür. İç bölümde yük arttığında dış bölümde azalmakta yada dış bölümde yük arttığında iç bölümde azalmaktadır. Femur cisim-boyun açısı 140° ve 145° olduğunda diz eklemine iç ve dış bölümlerine daha eşit oranda yük dağılımının olduğunu görmekteyiz. Johnson ve ark. (97) yaptığı yürüme analizinde ; dizin valgus diziliminde dahi dizin iç bölümüne daha fazla yükün geldiği bildirilmiştir. Femur cisim-boyun açısının 140° ve 145° olduğunda bunun yürüme analizinde nasıl yansıtacağı bilinmemektedir.

Anatomik çalışmalar bir eklem gelen kuvvetleri hesaplamak amacıyla kullanılabilirler. Eklemde hareket olmadığı zaman tüm kuvvetler dengededir. Böylece eklemlere gelen kuvvetler hesaplanabilir. Tek ayağı üzerinde duran bir

kişinin eklemlerine gelen kuvvetlerin hesaplanması örnek olabilir (98). Dizin iç ve dış bölümlerine gelen yük dağılımı bir çok nedenle değişebilmektedir. Diz eklemının değişik fleksiyon derecelerinde temas alanları değişmektedir. Dizin dış bölümünde temas alanı daha arkada iken dizin iç bölümünde daha öndedir (93). 45° fleksiyon ile dış femoral kondilin hareket merkezi posteriora yer değiştirmekte ve ekstansiyon ile tekrar anteriora gelmektedir (99). Diz eklemının varus-valgus diziliminin diz osteoartritinde anahtar rolü olduğu bilinmektedir. Fakat yapılan yürüme analizi çalışmalarında açısal deformite ile diz eklemındaki yük dağılımı arasında ilişki bulunamamıştır (100) (101).

Çalışmamız biyomekanik bir çalışmadır ve bulduğumuz bu oranlar yere dik duran bir femur modelinden elde ettiğimiz bulgulardır.

Kalça biyomekaniğinde çok önemli olan femur cisim-boyun açısının değiştirilmesi diz eklemine gelen yükün iç ve dış bölümlere dağılımını etkilemektedir. Femur cisim-boyun açısı ve femur anteversiyon açısı değişikliklerinde sadece kalça eklemındaki yük dağılımı değişmemekte aynı zamanda diz eklemi de etkilenmektedir.

Bilgisayar ortamındaki testler sonucunda elde ettiğimiz değerleri standart femur değerleri ile karşılaştırdık. Femur cisim-boyun açısını azalttığımızda iç bölüme gelen yüklerin arttığını görmekteyiz. Femur cisim-boyun açısını arttırdığımızda dış bölüme gelen yüklerin arttığını görmekteyiz. Femur anteversiyon derecesi 10° olan modelde femur cisim-boyun açısını varus yönünde 5° azalttığımızda standart femura göre gelen yükler iç bölümde %0.9 artmakta iken dış bölümde %15 azalmaktadır. Yine femur anteversiyon derecesi 10° sabit bırakılarak femur cisim-boyun açısını 5° valgus yönüne doğru arttırdığımızda iç bölümdeki azalma %10 iken dış bölümdeki artma %16'dır.

Femur anteversiyon derecesi 10° sabit bırakılarak femur cisim-boyun açısını 5° varus-valgus yönünde değiştirdiğimizde iç bölüme göre dış bölümde etkilenme daha fazla olduğunu görmekteyiz.

Femur cisim-boyun açısı 135° olan modelde anteversiyon açılarını değiştirdiğimizde iç bölümde çok büyük değişimlerin olmadığı görülmektedir. En fazla artış standart femura göre %0.2 , en fazla azalma ileri retroversiyonda görülmüş olup ve %10'dur. Dış bölümde anteversiyonun artması önemli bir

değişim göstermez iken anteversiyonun azalmasında dış bölüme gelen yükün artmasına neden olmaktadır. Yükün artışı standart femur modeline göre %18'e kadar yükselmektedir. Femur cisim-boyun açısının 135° sabit tutulup sadece anteversiyonun değiştirilmesi standart femura göre iç bölümde en fazla %10'luk bir değişime neden olurken dış kısımda en fazla %18'lik değişim izlenmektedir. Femur cisim-boyun açısını 135° 'de sabit tutulup anteversiyon açılarını değiştirdiğimizde dış kısımdaki etkilenmenin daha fazla olduğu görülmektedir. Bir başka deyişle , standart femur ile diğer modelleri karşılaştırdığımızda dış bölümdeki yüzde değerlerinin iç bölümdeki yüzde değerlerinden daima büyük olduğunu görmekteyiz (Bkz. Tablo 4.9). Femur boyun-cisim açısı ve femur anteversiyon açısı kalça biyomekaniğinde önemli rol oynamaktadır. Bu açıların değiştirilmesinde dizin iç bölümünden daha çok dış bölümü etkilenmektedir.

Çalışmamıza ile benzerlik gösteren çalışma Seber ve ark. tarafından yapılmıştır (102). Bu çalışmada iki boyutlu femur modelleri sonlu eleman analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Bu çalışmada 11 farklı femur boyun-cisim açısı ve sadece 0° anteversiyon açısı kullanılmıştır. Bu çalışmada sonlu eleman analizinde oluşan nod sayısı 106 , eleman sayısı 149'dur. Bu çalışma sonucunda femur boyun cisim açısındaki değişimler ile kondillere iletilen kuvvetler arasında doğrusal bir bağlantı saptanmıştır. Femur cisim boyun açısının 160° olduğu modelde iç kondile gelen yükün 1.6 katı , femur cisim boyun açısının 110° olduğu modelde ölçülmüştür. Femur cisim boyun açısının 110° olduğu modelde dış kondile gelen yükün 3.2 katı , femur cisim boyun açısının 160° olduğu modelde ölçülmüştür. Bu bulgular eşliğinde ; femur boyun cisim açısındaki değişimlerin iç kondile nazaran dış kondili daha fazla etkilediği sonucuna varılmıştır.

Çalışmamızın Seber ve ark. (102) yaptığı çalışmaya göre üstünlükleri bulunmaktadır. Yaptığımız çalışmada üç boyutlu femur modelleri oluşturulmuştur ve sonlu eleman analizi kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan modeller ortalama olarak 74 000 nod ve 44 000 elemandan oluşmaktadır. Yüksek node ve eleman sayısı modellerin doğruluğunu arttırmaktadır. Katı model deneyleri de yapılarak sanal ortamın sonuçları doğrulanmıştır. Çalışmamızın diğer bir üstünlüğü 7 farklı femur anteversiyon açılarının kullanılması ve femur anteversiyon açısı değişiminin diz eklemine iletimine yaptığı etkinin gösterilmesidir. Bu özelliği ile bizim

çalışmamız hem Seber ve ark. yaptığı çalışmanın hem de Wiedow ve ark. (9) yaptığı çalışmanın eksik yönünü tamamlamaktadır. Yaptığımız çalışma , Seber ve ark. (102) yaptığı çalışmayı desteklemektedir.

Femur boyun cisim açısı doğumsal , gelişimsel , travma , enfeksiyon ve idiopatik nedenler ile değişebilir. Femur cisim boyun açısında azalma ile dizin iç bölümüne daha fazla yük gelir iken femur cisim boyun açısında artma ile dizin dış bölümüne gelen yüklerde artma olmaktadır. Bu noktadan hareket ile kalça anatomisindeki değişikliklerin diz osteoartriti ile ilişkisi olabileceği düşünülmüştür. Çalışmamızda amacımız , dizin iç ve dış osteoartriti gelişiminde kalça anatomisi kaynaklı biyomekanik nedenlerin rol oynadığını göstermek idi. Çalışmamızın sonucunda femur boyun cisim ve anteversiyon açılarının değiştirilmesi ile diz eklemine gelen yük dağılımı değişmektedir. Kalça biyomekaniğinde önemli rolü bulunan femur boyun cisim ve anteversiyon açılarının değiştirilmesi dizin iç bölümünden daha çok dizin dış bölümünü etkilemektedir.

Bizim bulgularımız henüz kalça biyomekaniği ile dizin dış bölümü arasında kesin bir ilişki kurmak için yeterli değildir. Bu ilişkinin kurulabilmesi için yeni çalışmalar ile desteklenmesi gerekmektedir.

Yapılan anatomik ve dinamik çalışmalara incelediğimizde , dizin iç ve dış osteoartritin başlangıçlarının farklı olduğunu düşündürmektedir. Dizin dış osteoartriti ile kalça anatomik ve biyomekanik özellikleri arasındaki ilişkiyi gösterecek bilgilerimizdeki artma bize tedavide ve tanıda yardımcı olacaktır. Eğer gelecekteki çalışmalar ile bu ilişki gösterilebilir ise diz osteoartriti daha iyi anlaşılacaktır. Diz osteoartrit riskini azaltmak için kalça osteotomileri gündeme gelecek ya da total kalça artroplastisindeki ofsetlerin değiştirilmesi gerekli olacaktır. Bunun yanı sıra , diz protezi uygulamaları sırasında ortaya çıkan patellofemoral sorunlar , instabilite , sement kırılması , aseptik gevşeme gibi mekanik nedenli olabilecek komplikasyonların açıklanması tanı ve tedavide yeni ufuklar açacaktır. Mekanik nedenler nedeniyle başarısızlığa uğrayan total diz protezli hastaların kalça anatomik özellikleri incelenmesi tanıda bize yardımcı olacaktır. Total diz protezinin ömrünü azaltan en önemli nedenler arasında mekanik nedenli gevşemeler bulunmaktadır. Mekanik gevşemelerin nedeninin iyi

anlaşılması hastanın kalça anatomisine uygun diz protez tasarımlarını gündeme getirebilecektir. Bu gelişmeler diz protezinin ömrünün uzaması ile sonuçlanacaktır.

SONUÇ VE ÖNERİLER

Sonuçlar

1. Femur cisminde yapılan stres analizinde anteversiyon açısı arttıkça ve femur boyun-cisim açısı arttıkça tüm bölgelerdeki stres azalmaktadır. Anteversiyon azaldıkça ve femur boyun-cisim açısı azaldıkça tüm bölgelerde stres artmaktadır.

2. Dizin iç bölümünde anteversiyon ve femur boyun-cisim açısı arttıkça stres artmaktadır.

3. Dizin dış bölümünde en düşük stres 5° anteversiyonda görülmektedir. Bu dereceden sonra anteversiyonun artması ile stres artmaktadır. Dizin dış bölümünde femur boyun-cisim açısının artması ile stres artmaktadır.

4. Medial eklem aralığına en az kuvvet femur boyun-cisim açısının 145° ve anteversiyon açısının -5° olduğu açılarda gelmektedir.

5. Lateral eklem aralığına en az kuvvet femur boyun-cisim açısının 120° ve anteversiyon açısının 20° olduğu açılarda gelmektedir.

6. Tepki kuvvetlerinin yapılan korelasyon analizinde iç ve dış bölüm kendi aralarında negatif korelasyon gösterdiği görülmüştür. İç bölümde yük arttığında dış bölümde azalmakta yada dış bölümde yük arttığında iç bölümde azalmaktadır.

7. Kalçadan dize aktarılan yükler orantısız olarak diz eklemine iletilmektedir. Sanal ortam testlerine baktığımızda standart femur modeli olarak kabul edilen modelde, dizin iç kısmına yükün % 63'ü düşerken dizin dış kısmına yükün %37'si düşmektedir.

8. Sanal ortam deneyleri ile gerçek ortam deneyleri arasında istatistiksel olarak bir fark saptanmamıştır ($p < 0.005$). Üç boyutlu ortamda sonlu eleman analizi kullanımı oldukça elverişli bir yöntemdir.

9. Kalça biyomekaniğinde önemli rol oynayan femur boyun-cisim açısı ve femur anteversiyon açısının değiştirilmesi, dizin iç bölümünden daha çok dış bölümü etkilenmektedir.

Öneriler:

Kalça biyomekaniği ile dizin dış osteoartriti arasında bir ilişki olabileceğinden , dizin dış osteoartriti bulunan hastalarda kalça anatomisi kaynaklı biyomekanik nedenlerin araştırılması uygun olacaktır.

KAYNAKLAR

1. Bickley L.S., Physical examination and history taking. 7th edition. Philadelphia : Lippincott Williams&Wilkins;1999. pp:483-555.
2. Sheldon RS. Kinesiology. In: Buckwalter J.A , Einhorn T.A , Simon S.R. editors Orthopaedic Basic Science 2nd edition, Rosemont: AAOS;2000. p.730-818.
3. Weidow J. Lateral osteoarthritis of knee. Etiology based on morphological, anatomical, kinematic and kinetic observations. Acta Orthopaedica supp; 2006: 322-77.
4. Murray CJL, Lopez AD. The global burden of disease. Geneva: World Health Organization; 1997.
5. Felson DT , Lawrence RC, Dieppe PA, Hirsch R. Osteoarthritis : New Insights. Part1: The disease and its risk factors. Ann Intern Med 2000;133(8):635-46.
6. Gülşen M. Deformite düzeltilme prensipleri. İç: Çakmak M., Kocaoğlu M, editorler.İlizarov cerrahisi ve prensipleri. İstanbul:Doruk Grafik: 1999.s:145-166.
7. Sharma L, Song J, Felson DT, Cahue S, Sghamiyeh E, Dunlop D. The role of knee alignment in disease progression and functional decline in knee osteoarthritis. JAMA . 2001;(2)286:188-94
8. H. Legal. Introduction to the biomechanics of the hip. In: Tönnis D., Editors. Congenital displasia and dislocation of hip in children and adults , Berlin: Springer-Verlag; 1987.pp.26-57.
9. Weidow J, Mars I, Kärrholm J. Medial and lateral osteoarthritis of the knee is related to variations of the hip and pelvic anatomy. Osteoarthritis and Cartilage. 2005;13:471-77.

10. Huiskes R, Chao EYS. A survey of finite element analysis in orthopaedic biomechanics: The first decade. *J Biomech* 1983; 16: 385-409.
11. Brekelmans WAM, Poort HW, Slooff TJJH. A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts. *Acta Orthop Scand.* 1972; 43: 301-317
12. Gray H. *Anatomy of the human body.* Philadelphia. Lea & Febiger. 1918. 20th ed. Newyork 2000.
13. Helfet PL, Fractures of the distal femur. In: Browner BD, Jupiter JB, Levine AM, Trafton PG(Eds). *Skeletal Trauma.* 2nd edition, WB saunders Comp, Philedelphia, 1992:1643-83.
14. Ege R: Femur cisim kırıkları, ve eklem yaralanmaları. İç :Ege R, Editors. Rıdvan Ege Travmatoloji 5. baskı, 3.cilt, Kadioğlu matbaası. Ankara:1989: s. 2363-2443.
15. Hoaglund FT., Low WD. Anatomy of the femoral neck and head, with comparative data from Caucasians and Hong Kong Chinese. *Clin Orthop Relat Res.* 1980; 152: 10-16.
16. Kuran O.; Femur Anatomisi; Sistemantik Anatomi, İstanbul, Filiz Kitabevi; s:76-79,1983.
17. Hoaglund FT., Low WD. Anatomy of the femoral neck and head, with comparative data from Caucasians and Hong Kong Chinese. *Clin Orthop Relat Res.* 1980; 152: 10-16.
18. Graffin JB. The calcar femorale redefined. *Clin Orthop Scand* 1980;51:429-37
19. Brown TD, Ferguson AB Jr. Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proksimal femur. *Acta Orthop Scand.* 1980;51:429-37.

20. Crock HV . An atlas of the arterial supply of the head and the neck of the femur in man. Clin Orthop Relat Res 1980 ; 152: 17-27.
21. Ege,R: Trokanterik bölge kırıkları. İç: Ege,R editör.Kalça cerrahisi ve sorunları.Ankara:THK basımevi 1996. s.1041-94.
22. Miller R.H. Knee injuries. In: Canale S.T , editor. Campbell's operative Orthopaedics. 10 th ed. Volume 3 , Philadelphia , Pennsylvania : 2003.pp. 2165-2321.
23. Ege,R.:Diz Anatomisi.Diz sorunları,Editör Ege,R.:2:27-54,1998.
24. Magee,D.J:Orthopaedic Physical Assessment.Knee,Fourth Edition:12:661-764, 2002.
25. Müezzinoğlu S. : Ön Çapraz Bağ Anatomisi.Ön Çapraz Bağ Cerrahisi, Editör Tandoğan,R.: 1:1-10,2002.
26. Henry,D.C.,Scott,N. :Anatomy.Surgery of The Knee.3rd edition New York,Churchill Livingstone: 2:13-71,2001.
27. Insall,J.N. Surgery of the knee. In: Insall J. editors. .Total knee replacement. New York,Churchill Livingstone.1984. pp.587-695.
28. Hozack,W.J.,Goll,S.R.,Lotke,P.A., et al: The treatment of patellar fractures after total knee arthroplasty .Cline.Orthop.1988;236:123-127.
29. Warren,L.A.,Marshall, J.L.,Girgis,F.:The prime static stabilizer of the medial side of the knee.J. Bone Joint Surg.1979,56-A:665-674.
30. Henry,D.C.,Scott,N. :Anatomy.Surgery of The Knee. 3rd edition New York, Churchill Livingstone:2001. pp.13-71.

31. Guyton, J.L.: Arthroplasty of Ankle and Knee. Campbell's Operative Orthopaedics. 9th edition, St. Louis, Mosby-Year Book: 1998. pp. 232-295.
32. Insall, J.N., Kelly, M.A. Anatomy In: Insall, J.N. editors. Surgery of the knee. 2nd edition. New York Churchill Livingstone. Inc. 1, 1993.
33. Clayton, M.L., Thurupathi, R.: Patellar complications after total condylar knee arthroplasty. Clin. Orthop. 1982, 170: 152.
34. Func YC. Biomechanics: Mechanical properties of living tissue. 2nd ed. California. Springer. 1993. p. 1-3.
35. Skinner HB. Current diagnosis & treatment in orthopaedics. In: Gupta R, Caizozzo V., Cook SD, Barrack RL, Skinner HB. Editors. Basic science in orthopaedic surgery. 3rd ed. Philadelphia: McGraw-Hill; 2005. p. 7-9, 4-5.
36. Lacroix H, Arwert H, Snijder J, Fontijne P. Preservation of the fracture at the distal locking site of gamma nail. A biomechanical study. J Bone Joint Surgery 1995; 77B: 274-6.
37. Harkess J.W. Arthroplasty of hip. In: Canale S.T., editor. Campbell's operative Orthopaedics. 10th ed. Volume 1, Philadelphia, Pennsylvania: 2003. pp. 315-470.
38. Rydell N. Biomechanics of the hip joint. Clin Orthop Relat Res. 1973; 92: 6-15.
39. Radin EL. Biomechanics of the human hip. Clin Orthop Relat Res 1980; 152: 28-34.
40. Crockarell J.R., Guyton J.L. Arthroplasty of ankle and knee. In: Canale S.T., editor. Campbell's operative Orthopaedics. 10th ed. Volume 1, Philadelphia, Pennsylvania: 2003. pp. 243-98.

41. Mow V.C. Biomechanics. In: Buckwalter J.A , Einhorn T.A , Simon S.R. editors. Orthopaedic Basic Science 2nd edition .Rosemont: AAOS;2000. p.133-81.
42. M.Dalstra and R.Huiskes : Load Transfer Across The Pelvic Bone J.Biomechanics, Vol 28,No 6, pp715-724 1995.
43. Rybicki EF, Simonen FA, Weis EB. On the mathematical analysis of stress in the human femur. J Biomechanics. 1972; 5: 203-215.
44. Baydar M.L. Gonartrozda risk faktörleri ve patogenez. İç: Tandoğan R.N. editors. Gonartrozda artroplastisi dışı tedavi yöntemleri.Ankara 2003.s. 1-12.
45. Oliviera SA, Felson DT, Reed JI, Cirillo PA, Walker AM. Incidence of symptomatic hand, hip and knee osteoarthritis among patients in a health maintenance organization. Arthritis Rheum 1995;38:1134-41.
46. Lawrence JS, Bremner JM, Bier F. Osteo-arthrosis. Prevalence in the population and relationship between symptoms and X-ray changes. Ann Rheum Dis. 1966;25:1-24.
47. Dieppe P. What is the relationship between pain and osteoarthrosis? Rheumatology in Europe.1998;27:55-6.
48. Spector TD, Cicuttini F, Baker J, Loughlin J, Hard D. Genetic influences on osteoarthritis in woman: a twin study.BMJ.1996;312:940-3.
49. Feldon D. The epidemiology of osteoarthritis : prevalence and risk factors. In: Kuettner KE, Goldberg VM, editors. Osteoarthritis disorders.Rosemont, IL : American Academy of Orthopaedic surgeons; 1995:13-24.

50. Jordan JM, Renner JB, Luta G, Dragomir A, Fryer JG, Helmick C. Hip osteoarthritis is not rare in African-Americans and is different than in Caucasians. *Arthritis Rheum.* 1997;40(Suppl):s.236.
51. Jordan JM, Linder GB, Renner JB, Fryer JG. The impact of arthritis in rural populations. *Arthritis Care Res.* 1995;8:242-50.
52. Clark AG, Jordan JM, Vilim VV, Renner JB, Dragomir AD, Luta G. Serum cartilage oligomeric matrix protein reflects osteoarthritis presence and severity: the Johnston Country Osteoarthritis Project. *Arthritis Rheum.* 1999;42:2356-64.
53. Nevitt MC, Cummings SR, Lane NE, Hochberg MC, Scott JC, Pressman AR. Association of estrogen replacement therapy with the risk of osteoarthritis of the hip in elderly white women. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arch Intern Med.* 1996;156:2073-80.
54. Nevitt MC, Lane NE, Scott JC, Hochberg MC, Pressman AR, Cummings SR. Radiographic osteoarthritis of the hip and the bone mineral density. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arthritis Rheum.* 1995;38:907-16.
55. Sowers M, Lachance L, Jamadar D, Hochberg MC, Hollis B, Cruchfield M. The associations of bone mineral density and bone turnover markers with osteoarthritis of the hand and knee in pre- and postmenopausal women. *Arthritis Rheum.* 1999;42: 483-9.
56. Zhang Y, Hannan MT, Chaisson CE, McAlindon TE, Evans SR, Aliabadi P. Bone mineral density and risk of incident and progressive radiographic knee osteoarthritis in women: The Framingham study. *J Rheumatol.* 2000;27:1032-7.

57. Hannan MT, Anderon JJ, Zhang Y, Levy D, Felson DT. Bone mineral density and knee osteoarthritis in elderly in men and women. The Framingham study. *Arthritis Rheum.* 1993;36:1671-80.
58. McAlindon TE, Jaques P, Zhang Y, Hannan MT, Aliabadi P, Weissman P. Do antioxidant micronutrients protect against the development and progression of the knee osteoarthritis? *Arthritis Rheum.* 1996;39:648-56.
59. Keip DP. Vitamine D , calcium and bone : descriptive epidemiology. In: Rosenberg IH, editors. *Nutritional Assesment of Elderly Populations : Measure and Fonction.* New York: Reaven Pr; 1995:277-90.
60. McAlindon TE, Felson DT, Zhang Y, Hannan MT, Aliabadi P, Weissman P. Relationship of dietary intake and serum levels of vitamin D to progression of osteoarthritis of the knee among participants in The Framingham study. *Ann Intern Med.* 1996;125:353-9.
61. Lane NE, Gore LR, Cummings SR, Hochberg MC, Scott JC, Williams EN. Serum vitamin D levels and incident cahnges of radiographic hip osteoarthritis: longitudinal study. The Study of Osteoporotic Fractures Research Group. *Arthritis Rheum.* 1999;42:854-60
62. Poore AR. Can osteoarthritis as a disease be distinguish from ageing by skeletal and inflamatory markers? Implication for early diagnosis , monitoring skeletal changes and effects of therapy. In: Hamermann D, editors. *Osteoarthritis: Public Health Implications For An Aging Population.* Baltimore: Johns Hopkins Univ Pr; 1997: 187-214.
63. Flegal KM, Carroll MD, Kuczmarski RJ, Johnson CL. Overweight and obesity in United States: prevalance and trends, 1960-1994. *Int J Obes Relat Metab Disord.* 1998;22:39-47.

64. Felson DT, Zhang Y, Hannan MT, Niamark A, Weissman P, Aliabadi P. Risk factors for incident radiographic knee osteoarthritis in the elderly: The Framingham Study. *Arthritis Rheum.* 1997;40:728-33.
65. Felson DT, Zhang Y, Anthony JM, Niamark A, Anderson JJ. Weight loss reduces the risk for symptomatic knee osteoarthritis in women. The Framingham Study. *Ann Intern Med.* 1992;116:535-9.
66. Reijman M, Pols HAP, Berkink AP, Hazes JMW, Belo JN, Lieverse AM, Bierma-Zeinstra SMA. Body mass index associated with onset and progression of osteoarthritis of the knee but not of the hip: The Rotterdam Study. *Ann Rheum Dis.* 2007;66:158-162.
67. Sharma L, Lou C, Cahue S, Dunlop DD. The mechanism of the effect of obesity in knee osteoarthritis: the mediating role of alignment. *Arthritis Rheum.* 2000; 43: 568-75.
68. Felson DT, Coggins J, Niu J, Zhang Y, Hunter DJ. The effect of body weight on progression of knee osteoarthritis is dependent on malalignment. *Arthritis Rheum.* 2004;50:3904-9.
69. Hadler NM, Gillings DB, Imbus HR, Levitin PM, Makuc D, Utsinger PD. Hand structure and function in an industrial setting. *Arthritis Rheum.* 1978;21:210-20.
70. Coggon D, Kellingray S, Inskip H, Croft P, Campbell L, Cooper C. Osteoarthritis of the hip and occupational lifting. *Am J Epidemiol.* 1998;147:523-8.
71. Felson DT, Hannan MT, Neimark A, Berkeley J, Gordon G, Wilson PW. Occupational physical demands, knee bending and knee osteoarthritis: results from The Framingham Study. *J Rheumatol.* 1991;18:1587-92.

72. Sandy JD, Lark M W. Proteolytic degradation of normal and osteoarthritic cartilage matrix. In: Osteoarthritis. Brandt K, Doherty M, Lohmender LS. Editors. New York, Oxford University Press, 1998:84-94.
73. Tyler JA, Hunziker EB. Articular cartilage damage regeneration. In: Osteoarthritis. Brandt K, Doherty M, Lohmender LS. Editors. New York, Oxford University Press, 1998:94-108.
74. Sandy JD, Plaas AHK, Rosenberg L. Structure, function and metabolism of cartilage proteoglycans. In: Arthritis and Allied Conditions. Koopman WJ. Editors. 13th editions, USA, Williams & Wilkins, 1997:229.
75. Mov VC, Setton LA. Mechanical properties of normal and osteoarthritic cartilage. In: Osteoarthritis. Brandt K, Doherty M, Lohmender LS. Editors. New York, Oxford University Press, 1998:108-20.
76. Chitnavis J, Sinsheimer SJ, Suchard A, Clipsham K, Carr AJ. End-stage coxarthrosis and gonarthrosis. Aetiology, clinical patterns and radiographical features of idiopathic osteoarthritis. *Rheumatology* 2000;39:612-9.
77. Grodzinski AJ, Kim Y, Buschmann MD, Garcia M. Response of the chondrocyte to mechanical stimuli. In: Osteoarthritis. Brandt K, Doherty M, Lohmender LS. Editors. New York, Oxford University Press, 1998:123-37.
78. Creamer P, Hochberg MC. Osteoarthritis. *Lancet* 1997; 350(9076):503-8.
79. Felson DT, Radin EL. What causes osteoarthritis: are different compartments susceptible to different risk factors? *J Rheumatol* 1994; 21(2):181-3.
80. Jacobs CR. Numerical simulation of bone adaptation to mechanical loading. Dissertation for the degree of doctor of Philosophy. Stanford University. California. 1994.

- 81.** Sathasivam, S., Walker, P.S., 1997. A computer model with surface friction for the prediction of total knee kinematics. *J. Biomech.* 30,177–184.
- 82.** Jani L. İdiopathic anteversion of femoral neck . *Int.Orthop* (1979): 62-B ; 283-292.
- 83.** Seber S , Öraz Y , Uslu B , Büyüктаş M . Eskişehir ve yöresinde 0-16 yaş grupları arasındaki femur inklinasyon ve anteversiyon açısı değerleri . *Ege R. Editors.* 9. Milli Türk ve Ortopedi El Kitabı. Ankara : Emel Matbaacılık :1987. s.235-237.
- 84.** Maquet PG, Van de Berg AJ, Simonet JC. Femorotibial weight-bearing areas. Experimental determination. *JBone Joint Surg [Am]* 1975; 57(6): 766-71.
- 85.** Cooke D, Scudamore A, Li J, Wyss U, Bryant T, Costigan P. Axial lower-limb alignment: comparison of knee geometry in normal volunteers and osteoarthritis patients. *Osteoarthritis Cartilage* 1997; 5(1): 39-47.
- 86.** Dieppe P. The classification and diagnosis of osteoarthritis . In: Kuettner KE, Goldberg VM, editors. *Osteoarthritis disorders*. Rosemont, III : American Academy of Orthopedic Surgeons; 1995:7.
- 87.** Tetsworth K, Paley D. Malalignment and degenerative arthropaty. *Orthop Clin North Am.* 1994;25:367-77.
- 88.** Morrison JB. The mechanics of the knee joint in relation to normal walking. *J Biomech* 1970;3:51-61.
- 89.** Adriaicchi TP. Dynamics of knee malalignment. *Orthop Clin North Am.* 1994;25:395-403.
- 90.** Schipplein OD, Adriaicchi TP. İnteraion between active and passive knee stabilizers during level walking. *J Orthop Res.* 1991;9:113-119.

91. Yoshioka Y, Siu DW, Scudamore RA, Cooke TD. Tibial anatomy and functional axes. *J Orthop Res* 1989; 7(1): 132-7.
92. Weidow J, Tranberg R, Saari T, Kärrholm J. Hip and knee joint rotations differ between patients with medial and lateral knee osteoarthritis. Gait analysis of 30 patients and 15 controls. *J Orthop Res* 2006. Sep;24(9):1890-9.
93. Wiedow J, Pak J, Kärholm J. Different pattern of cartilage wear in medial and lateral gonarthrosis. *Acta Orthop Scand* 2002; 73(3):326-29.
94. Verdonschot N, Huiskes R. Can polished stems reduce mechanical failures of the cement/bone interface in THA? *Trans. Eur. Orthop. Res. Soc.* 1995; 5: 42-51.
95. Verdonschot N, Huiskes R. Acrylic cement creeps but does not allow much subsidence of femoral stems. *J. Bone Joint Surg.* 1997; 79: 665-674.
96. E. Pena, B. Calvo, M.A. Martinez, D. Palanca, M. Doblare. Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clinical Biomechanics* 2005; 20: 498–507.
97. Johnson F, Leitzl S, Waugh W. The distribution of load across the knee. A comparison of static and dynamic measurements. *J Bone Joint Surg [Br]* 1980; 62(3): 346-9)
98. McLeish RD, Charnley J. Abduction forces in the one-legged stance. *J Biomech* 1970; 3(2): 191-209.
99. Weidow J, Kärrholm J, Saari T, McPherson A. Anormal motion of the femoral condyle in lateral knee osteoarthritis. *Clin Orthop Rel Res* 2006;454;27-34.

100. Harrington IJ. Static and dynamic loading patterns in knee joints with deformities. J Bone Joint Surg [Am] 1983;65(2): 247-59.
101. Weidenhielm L, Svensson OK, Broström LA, Mattsson E. Adduction moment of the knee compared to radiological and clinical parameters in moderate medial osteoarthritis of the knee. Ann Chir Gynaecol 1994; 83(3): 236-42.
102. Seber S. Femur boyun-cisim arasındaki değişimlerin kondiller üzerine etkileri.1986 Eskişehir. Anadolu Üniversitesi yayınları. No:203:14.
103. Tüzün F. Eryavuz M. Akarırmak .. Diz Ağrıları. Hareket Sistemi Hastalıkları. İstanbul:Nobel Tıp Kitabevleri, 1997: 279-280.
104. Oğuz H. Diz Ağrıları. Romatizmal ağrılar . Konya: Atlas Tıp Kitabevi, 1992: 275-85.
105. Alparslan B. Omuz ve Diz Eklemine Anatomisi ve Biomekaniği. Kas Üskelet Sistemi Rehabilitasyonunda Yeni Görüşler. İstanbul: Güncel Tıp Yayınları, 1996: 147-177.
106. Gürler G, Seçkin B. Diz Biyomekaniği. Romatizma . 2001;16(2): 114-24
107. Hurwitz D.E., Andriacchi P.T. Biomechanics of the hip. In: Callagan JJ, Rosenberg AG, Rubash HE. Editors. The Adult Hip. Volume 1. Philadelphia: Lippincott;1998.p.75-86.