T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERİSTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KAFESLİ KALÇA PLAĞININ GELİŞTİRİLMESİ

(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)

İŞVE (HAVITÇIOĞLU) DOĞRUÖZ

BİYOMEKANİK A.D.

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İZMİR–2007

T.C.

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERİSTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

KAFESLİ KALÇA PLAĞININ GELİŞTİRİLMESİ

(BİYOMEKANİK ÇALIŞMA)

BİYOMEKANİK A.D.

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İŞVE (HAVITÇIOĞLU)DOĞRUÖZ

Prof.Dr. Ramazan KARAKUZU

Prof.Dr. Hasan TATARİ

İÇİNDEKİLER

1. ÖNSÖZ :1

2. ÖZET :4-5

3. GİRİŞ ve AMAÇ :6

4. GENEL BİLGİLER :7

5. MATERYAL – YÖNTEM :10

6. BULGULAR :17

7. TARTIŞMA :23

8. SONUÇLAR :35

9. KAYNAKLAR :36

10. ŞEKİL LİSTESİ :43

11.RESİM- GRAFİK :44

12.TABLO LİSTESİ :45

13.KISALTMALAR :46

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim boyunca deneyimlerinden ve bilgilerinden büyük fayda gördüğüm sayın hocalarım; Prof.Dr Hasan HAVITÇIOĞLU, Prof.Dr. Hasan TATARİ, Doç.Dr. Önder BARAN, Prof.Dr. Sami AKSOY, Ahmet ÇAKIR, Tevfik AKSOY, Ramazan KARAKUZU teşekkür ederim.

Tezimle ilgili her konuda bana yardımcı olan ve tez danışmanlığımı yapan Prof. Dr. Hasan TATARİ ve Prof.Dr. Ramazan KARAKUZU' ya ayrıca teşekkürü borç bilirim.

Tez çalışmalarım sırasında değerli fikirlerinden faydalandığım Doç.Dr. Önder BARAN ve DEÜ Mühendislik Fakültesi Malzeme ve Metalürji bölümü öğretim üyesi Prof.Dr. Ahmet ÇAKIR'a ve Biyomekanik Anabilim dalı başkanımız Prof.Dr Hasan HAVITÇIOĞLU teşekkür ederim.

Tezimde kulanılan malzemenin temini, standardize edilmiş şeritlerin hazırlanmasını sağlayan Tıp Med. Şirketi yetkililerne teşekkür ederim.

Tezimin mekanik testlerinin yapılmasında katkılarından dolayı tüm yükek lisans arkadaşlarıma: Berivan E.ÇEÇEN, İbrahim MUTLU, Bora UZUN, Hakan OFLAZ, teşekkür ederim.

Tezimin istatistiklerinin yapılmasındaki katkıları nedeniyle DEÜTF Halk Sağlığı A.D. Prof.Dr. Reyhan UÇKU'ya teşekkür ederim.

1.ÖZET:

İşve DOĞRUÖZ
Dokuz Eylül Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Biyomekanik Anabilim Dalı
35340 İnciraltı/İzmir

KAFESLİ KALÇA PLAĞININ GELİŞTİRİLMESİ

Kalça kırıklarından sonra morbidite ve mortalite oranları yüksektir. Femur boyun kırıklarında tedavi metodlarının geliştirilmesi en etkili tedavi paradigması artarak önem kazanıyor. Birçok kırık artroplasti veya internal plak ile tedavi edilmektedir. Artroplasti ve internal plaklarla tedavide başarısızlıklar vardır. Kalça kırıklarında en çok kullanılan implant dinamik veya kayıcı kalça çivisidir. Femur boyun kırıklarında birçok olgu tedavisinde DHS tercih edilmekle birlikte femur boyun kırıklarının tedavisinde postoperatif komplikasyonlar halen yüksek risklidir. Dinamik kalça çivisi sıklıkla çivinin kırılması ile başarısız olmaktadır. Femur boyun kırıklarında ana kırık fiksasyonunda rolü olan tek kalça çivisi rotasyonal stabilitede yetersiz olabilmektedir.

AMAÇ: DHS yi geliştirmeye çalıştık ve femoral çiviye yüzük şeklinde ilave parça ekledik. Bu çalışmada yeni yüzük eklenmiş DHS sistemi(RACP),yüzüksüz DHS sistemi ile karşılaştırılmıştır (DHS).

METHOD: Femur boyun kırıklarında yeni yüzük eklenmiş kompresyon plağı (RACP), ile osteosentez yapılmış ve dinamik kalça plağı (DHS) standart osteosentez yapılmış grublar karşılaştırıldı. 7 sentetik femur hiçbir osteotomi yapılmadan DHS ile tesbit edilmiş olan birinci grub,7 sentetik femur ile osteotomi yapılmış olan DHS ile tesbit yapılmış olan ikinci grub ve 7 sentetik femur ile osteotomi ile femur boynu RACP ile tesbit edilmiş olan üçüncü grup.

Her bir grup RACP veya DHS ile tesbit edilmiştir. Tüm femur başları 2000 Newton'a kadar basma-çekme makinesi ve videoekstansiyometre ile kırık fragmanları yerdeğiştirmesinin kaydı yapıldı.

BULGULAR: RACH li 3. grup, sadece DHS li grubundan daha az kırık uçlarında yerdeğiştirme görülmüştür. Bu sonuçlar yüzük eklenmiş dinamik kalça plağının RACH (3.grup),DHS li grubdan daha stabil bir sistem olduğu görülmüştür.

SONUÇLAR: İnvitro bulgulardaki RACP nin DHS den daha stabil olduğunun klinik prospektif çalışmalarla onaylanmasına ihtiyaç vardır.

2. SUMMARY:

İşve DOĞRUÖZ
Dokuz Eylül Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü
Biyomekanik Anabilim Dalı
35340 İnciraltı/İzmir

DEVELOPMENT OF HIP PLATE WITH GAGE

BACKGROUND: High rates of morbidity and mortality are reported following hip fractures. Evaluating treatment methods in femoral neck fractures to determine the most effective treatment paradigm will become increasingly important. Most of the fracture are treated by arthroplasty or internal plate. The arthroplasty treatment and the internal plate have many failure. The dynamic or sliding hip screw (DHS) is the most commonly used implant for the hip fracture. In most of the case DHS are preffered for treatment of the femoral neck fracture but treatment of femoral neck fractures are still associated with a higher risk of postoperative complications. The dynamic hip screw device has several modes of failure, the most common of which is cut out of screws. The single screw in the femoral neck, which provides the main mode of fracture fixation, may be insufficient in providing rotational stability.

PURPOSE: We try to develope the DHS and we added a ring gage on the femoral screw. The current study compared new ring gage added compression plate (RGCP) with dynamic sliding hip screw (DHS).

METHODS: We compared the mechanical behaviour of osteosynthesis with the new ring added compression plate (RGCP) compared with the standard osteosynthesis dynamic sliding hip screw (DHS) in femoral neck hip fractures. We fixed the DHS with 7 synthetic femurs without any osteotomy in first group, osteotomy of the DHS with 7 synthetic femoral neck with DHS in second group and osteotomy of the DHS with 7 synthetic femoral neck with RGCP in third group. Each fracture was fixed with either the RGCP or DHS. All femoral heads were load until 2000 Newton by the compression-distraction machine (Shimatsu-Japon) and we used the video extensiometer to record the deplacement of the fracture fragment.

RESULTS: The RACH group, less deplaced than the DHS group.

These results showed that RACH (3.group),which have been ring added DHS are more stabil sytem than the DHS group.

CONCLUSIONS: Clinical prospective studies are needed to confirm these in vitro findings that the RGCP is more stable than the DHS.

3.GİRİŞ VE AMAÇ:

Amerikada yılda 250000'in üstünde femur boyun kırığı meydana gelmektedir (1,2). Yaşlı popülasyonun artması ile birlikte, bu sayının 2050 yılında iki katına çıkacağı tahmin edilmektedir(1,2).40 yıl içerisinde bu rakamın iki katına çıkması beklenmektedir (3). İngiltere'de 2016 yılında kalça kırıklarının yıllık insidansının 117000'e ulaşacağı tahmin edilmektedir (4).

Kalça kırıklarının yüzde doksanı 65 yaş üzerinde ve kalça kırığına eşlik eden büyük morbitide yakınmaları eşlik ettiği görülmektedir (5). Kalça kırıklarından sonra morbidite ve mortalite oranları yüksektir (6).

Bu kırıkların konservatif tedavisi mümkün değildir. Günümüzde femur boyun kırığı olan yaşlı hastalar genellikle total ya da parsiyel kalça artroplastileri, genç hastalar ise internal fiksasyon teknikleri ile tedavi edilmeye çalışılmaktadırlar (7,8).

Femur boyun kırıklarında ve trokanterik kırıklarda eksternal fiksatör, intramedüller çiviler, plaklar, kanüle vidalar, çeşitli şekillerde dizayn edilmiş çiviler ve hemiartroplasti gibi tedavi araçlarından yararlanılmaktadır (1,7,8).

Bu tez çalışmasında amaç femur boyun kırıklarında kullanılmakta olan Dinamik kalça plaklarının biyomekanik özelliklerinin geliştirilmesi ve daha stabil bir sistem haline dönüştürülmesidir. Tasarlamış olduğumuz plağın biyomekanik dayanıklılığı ölçülecek ve dinamik kalça vidası ile biyomekanik özellikleri açısından karşılaştırılması amaçlanmıştır.

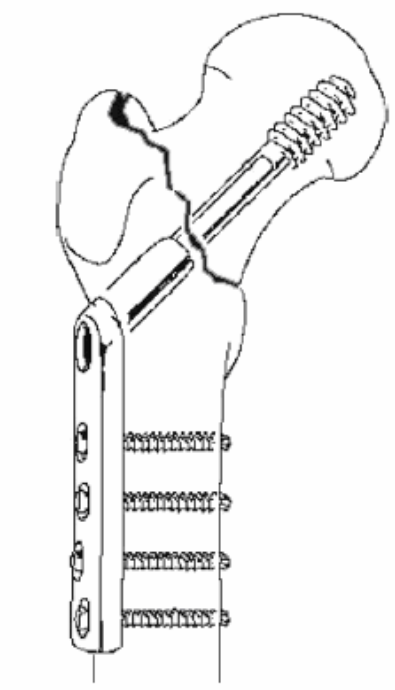
4.GENEL BİLGİLER:

1950'li yıllardan itibaren çeşitli kayabilen kalça çivi ve plak uygulamaları bildirilmiştir (9). Kayabilen kalça çivileri (SHS)sinonim isim olarak Dynamic, Richards ve Ambi kalça çivileri olarak isimlendirilmektedir (10).Tarihsel gelişiminde Smith Peterson çivisi 1940'lı yıllarda kullanılmıştır (10). Proksimal femur kırıklarında kullanılan plaklar "statik" veya "sabit" implantlar olarak tanımlanmıştır ve bu implantların kayma özelliği bulunmamaktadır (10). Bunlar Jewett, Carpenter veya Holt plakları olarak adlandırılmışlardır (10). Buna alternatif olarak Thornton ve McLaughlin çivileri statik olmayan operasyonda plağa bağlanan çiviler olarak mevcuttu(10). 1950'lerden sonra kayabilen kalça çivileri geliştirildi. Bu çivilerin plak ile çivi bileşke yerinde kayabilme kapasitesi bulunup kırık hattında yaklaştırma imkanı sağlamaktadır.(10)

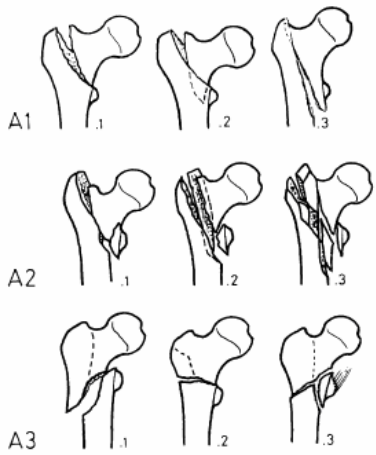
Tarihsel olarak femur boyun kırıklarında plaklar, intramedüller rodlar kullanılmıştır (2), vidalı çiviler, statik plaklar, Jewit çivileri, Weisman ve Salama çivileri ve kompresyon kayıcı kalça çivileri (Chang 1987, Clawson 1964, Jacobs 1980, Medoff ve Maes 1991, Rao 1983) bulunmaktadır(2).

Femur boyun kırıkların (11) ve trokanterik kırıkların çeşitli sınıflamaları bulunmaktadır (11,12,13,14).Temel olarak kırık fragmanlarının stabil yada instabil oluşuna göre sınıflama yapılmaktadır(13,14,15,16). İnstabilite genellikle medial korteks devamlılığı ve posterolateral instabilite olarak değerlendirilmektedir(17,18,19,20,21). En sık kullanılan sınıflama AO-ASIF sınıflamasıdır (23). Schipper ve arkadaşları instabil trokanterik femur kırıklarını intramedüller veya ekstra medüller tespiti ile ilgili literatürleri inceleyerek, stabil trokanterik kırıklarda intramedüller fiksasyon önerilmemekte bunun için kayabilen kalça sistemlerinin basit ve güvenilebilir bir alternatif olduğunu instabil kırıklarda ise intramedüller implantların biyomekanik olarak üstün olduğu belirtilmektedir (Şekil–1). Kayabilen kalça çivileri ekstra kapsüller kalça kırıklarında standart implant haline gelmiştir (Şekil 2) (24). Ancak bu implantında değişik oranlarda başarısızlıkları yayınlanmıştır (25,26,27,28,29,30). Bununla birlikte % 10'dan fazla olguda fiksasyon yetmezliği bildirilmiştir(31). Kayabilen çivilerin erken dönemdeki instabil kırıklarda fiksasyon yetmezliğinin %10 olarak verilirken bu oranın daha sonraki çalışmlarda %4,6 ila 8,2 arasında olduğu bildirilmektedir (25,26,27,28,29,30). İnternal tesbit yöntemleri yanında eksternal fiksatör tesbitleri ile ilgili yayınlarda bulunmakla birlikte sıklıkla kullanılan inernal tesbit yöntemi Dinamik kalça plagıdır (DHS) (Şekil 2)(32). DHS 1964 yılında Clawson tarafından tanıtıldı ve düşük nonunion oranı nedeni ile tercih edilmiştir (33). Bununla birlikte kayabilen çivi yetersizliği ve çekme veya plak tarafında zayıflık nadiren bildirilmektedir(25). Birçok klinik biyomekanik çalışmalar çivinin

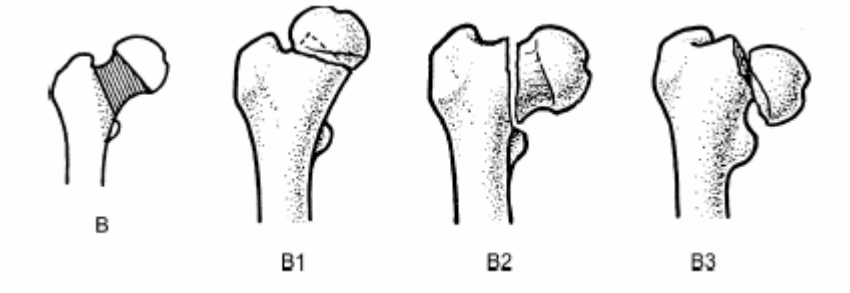
yerleştirilmesi ve uygun açıda yerleştirilmemesi ile ilgilidir (34,35,36,37,38) Ancak DHS nin klinik çalışmalarında değişik oranlarda başarısızlıklar da bildirilmektedir. Ters oblik intertrokanterik kırıklarda Haidukewych (37) yayınında başarısızlık %32 olarak verilirken, Willoughby (38) ın yayınında bu oran %56 olarak verilmektedir. Mekanik başarısız sonuçlar progressif varus deformitelerini içermektedir. Bu plak ile vidalar arasında gerilmeleri artırıcı etkisi ile olabilmektedir (39).



Şekil–1: Dinamik kalça plağı örneği ve femur boyun kırığı (servikobasiler) (Schipper in yayınından alınmıştır).



Şekil–2: Tokanterik kırıklarda AO sınıflaması (Schipper in yayınından alınmıştır)



Şekil–3: Femur boyun kırıklarında AO sınıflamsı (Müller)

Dinamik kalça çivisi (DHS), pertrokanterik femur kırıkların (AO sınıflamasında 31-A.1) cerrahi tedavisinde ideal bir kalça çivisi olduğu bildirilmektedir.

5.MATERYAL VE YÖNTEM:

5.1Araştırmanın yapıldığı yer:

Bu çalışma Dokuz Eylül Üniversitesi Sağlık Bilimleri Biyomekanik Anabilimdalı ve Tıp Fakültesi Ortopedi-Travmatlolji Anabilim dalları işbirliği ile Biyomekanik anabilimdalında gerçekleştirilmiştir.

5.2. Materyal:

Sentetik femur (Sawbones, Malmö, Sweden) (3.jenerasyon, no:3303) kullanılmıştır. Sentetik femurlar spongioz bölümü sertleştirilmiş poliüretan köpük, kortikal kısımları ise cam fiber ve epoksi resin yapısında, kortikal yoğunluğu 1,7 g/cm3,spongioz yogunluğu 0.32 g/cm3 di (Şekil–3).Kemiklerin kompressif modulusu kortikal kısımda 7.6 MPa, spongioz kısımda ise 137 MPa idi. Kompozit femur un fabrika verilerine göre ölçüleri: femur uzunluğu 455mm,femur başı 45mm,femur boynu 31mm, femur kollum-diyafiz açısı 135 derece, femur diyafiz en dar yeri dış çapı 27 mm, iç çapı 13 mm, femur kondilleri en geniş yeri 74 mm idi (Şekil–4).

Dinamik Kalça plağı:

Dinamik kalça plağı olarak 4 delikli 135 0 açılı 90 mm uzunlıukta Dinamik kalça plağı (Tıp_Med.-İzmir)kullanılmıştır.

Kafesli kalça plağı:

Dinamik kalça kompresyon çivisinin çapından 1mm büyük plağın trokanter majora girdiği yerdeki kısmından küçük olacak şekilde biyomekanik labratuarımızın Bilgisayar kontrollu torna cihazında (Focus SCL 200-Taiwan) yüzük kafes şeklinde ek parça üretildi.







Resim-1a,b,c: Dinamik kalça plağı ve kafesli yüzük şeklinde parça eklenmişkafesli dinamik kalça plağı

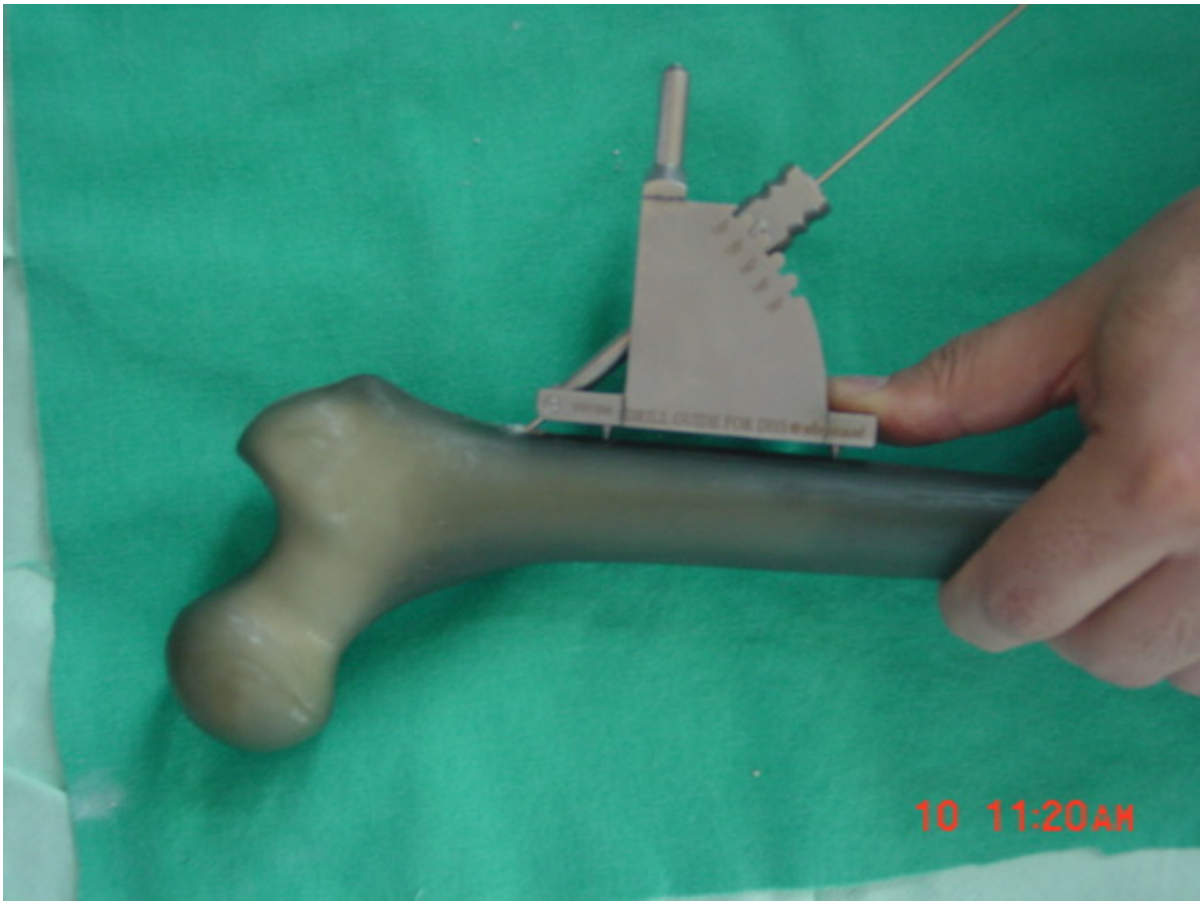
5.3.Örneklerin hazırlanması ve grublar:

Çalışmamızda kalça kırıklarında kullanılan dinamik kalça plağı ve yüzük eklenmiş dinamik kalça plağı karşılaştırmak amaçı ile 3 grub oluşturulmuştur:

Sowbone Dinamik kalça plağı yerleştirilmiş olan grup. Kırık yok.Sow bone da DHS yerleştirilmiş olan bu grubda femur boynunda osteotomi yapılmamıştır.

Sowbone Dinamik kalça palğı yerleştirilmiş olan grup. Kırık var. Sowbone da DHS plak kırık oluşturduktan sonra yerleştirilmiştir.

Sowbone Dinamik kalça plağı + kafes yerleştirilmiş olan grup: Sowbone da kırık oluşturduktan sonra kafesli dinamik kalça plağı yerleştirilmiştir.



Resim–2: Kılavuz telin boyuna gönderilmesi.

Çalışmada 21 adet Sowbone kemik 4 delikli Dinamik kalça plağı (DHS) (Tıp-med) kullanılmıştır. Kalça plağı 4.5mm çapında kortikal vida tesbit amacı ile kullanılmıştır. Kalça plağının kolluma giden standart çivisinin boyu 90 mm uzunluğunda idi.

5.4.Yöntem:

1.grubda femur boynunda ostetomi yapmadan dinamik kalça plağı yerleştirilmiştir. Bu amaçla 7 adet sowbonun tokanter minorun 18 mm inferiorundan transvers eksende ve kemik ortasına gelecek şekilde standart kılavuz kullanarak 1 adet kirshner telini şekildeki gibi yerleştirildikten sonra kirhner teli üzerinden onun kılavuzluğunda dril ile kılavuz ve daha sonra çivi için kılavuz gönderildi. Dinamik kalça plagı kılavuzu ile drilleme yapıldıktan sonra 90 mm uzunlukta DHS çivisi gönderildi. Trokanterin lateralindeki delikten plak yerleştirilip 4 adet kortikal ayni boydaki 42 mm uzunluğunda vida ile kemiğe tesbit edildi (Resim–1,2,3).

2. grubda ayni şekilde trokanter minorun 18 mm distalinden femur lateralinden kılavuz tel gönderip dril ile oyucu kullanarak çivi için oyma işlemi tamamlandı. DHS çivisi yerleştirildikten sonra femur trokanter minorun 30 mm üzerinden 45 dereceli açı ile osteotmi uygulandı. DHS çivisi tekrar sıkıştırldıktan sonra deney için hazırlandı.

3. grubda ayni seviyeden delik, oyma ve femur boynundan ayni yerden ayni şekilde osteotomi yapıldı. Bu grubda DHS çivisi yerleştirildikten sonra yüzük şeklindeki halka sistemi yerleştirildi ve femur lateralinden DHS plağı da yerleştirildi Çivinin plağa kopresyon yapmasını sağlayan tapa çivi ayni kuvvet ve torkta sıkıldı. Sonra 1. ölçümler alındı.

Her üç gubda basma –çekme makinesi ile deney yapıldı. 2000 Newton değerinde basma (kompresyon) deneyi uygulandı. Non kontakt video analiz için kırık hattının üzerinden ve altından yerleştirlen marker (işaretler) ile kırık sahasındaki yerdeğiştirme (deplasman) değerleri elde edildi.

5.5.Yüklenme Testleri ve Ölçüm:

Deneyde basma aleti olarak AG-I 10 kN, Shimadzu, Japonya test cihazı kullanıldı. Ölçme aleti olarak Video ekstansiyometre cihazı (Non-contact Video Extensometer DVE–101/201, Shimadzu, Japonya) kullanıldı (Şekil 5).





Resim–3: Yüklenme altında videoekstansiyometre ile ölçüm için markerlar yerleştirilmiş

5.5.1 Aksial Yüklenme Testleri:

Deneyler yapılırken örneklere yük verilmeden önce basma-çekme makinesi ve video ekstansiyometre her deney için kalibre edildi. Örnek platforma yerleştirldikten sonra basma aleti ile 2000 Newton'a kadar, basma hızı 1mm/dak olacak şekilde sürekli artan şekilde aksiyal kompresyon uygulandı. Femur osteotomi proksimaline (femur başına) ve distaline (trokanter minor üzerine) marker yerleştirildi. Video ekstansiyometre ile eşzamanlı olarak tüm veriler kaydedildi (Şekil 6).Örneklerde oluşabilecek ani deformasyon ve çökmeler eş zamanlı olarak oluşan grafikler üzerinden kontrol edildi. Ölçümler sonunda yük-N-yer değiştirme eğrileri (mm) elde edildi (Grafik1–2–3).

5.6 İstatiksel Analiz Yöntemi:

Grublardan elde edilen değerler SPSS programına aktarıldıktan sonra grubların ortalama değerleri, standart sapmaları, k 2 değerleri ve p değerleri elde edildi (Tablo1) .

İstatistiksel olarak üç grup arasındaki deplasman ortalama verileri Kruskal-Wallis testi ile değerlendirilmesi planlandı. Sonuç anlamlı çıkarsa hangi gruplar arasında olduğunu değerlendirmek amacı ile Mann-Whitney U testi uygulanması gerçekleştirilecektir.

6.BULGULAR:

Her grubun basma çekme cihazı ile elde edilen verileri aşagıdaki verilmiştir. Grub 1 de dinamik kalça plagı yerleştirilmiş boyun sağlam olarak yaklaşık 2000 Newton altında elde edilen yerdeğiştirme değerleri Tablo 1de, boyun kesildikten sonra dinamik kalça plağı yerleştirilmiş olan grub2 ve boyun kesilmiş ve yüzük şeklinde kafesli kalça plağı yerleştirilmiş grub 3 verileri Tablo 3 de görülmektedir.

	Maksimal kuvvet	Maksimal yer değiştirme
1	1999,53	0,6313
2	2000,00	0,5813
3	1999,69	0,5750
4	1997,81	0,5344
5	1998,91	0,5562
6	1998,59	0,4406
7	2000,47	0,4938
8	1998,91	0,6719

Tablo–1: 1.Kuvvete bağlı maksimum yerdeğiştirme değerleri: Dinamik kalça plağı – boyun sağlam

	Maksimal kuvvet	Maksimal yer değiştirme
1	1999,22	0,8594
2	1997,50	0,8531
3	1998,28	0,8938
4	2000,31	0,7969
5	1999,53	0,8938
6	1999,84	0,8813
7	1998,28	0,9031

Tablo–2: 2. Kuvvete bağlı maksimum yerdeğiştirme değerleri: Dinamik kalça plağı + boyun kesilmiş

	Maksimal kuvvet	Maksimal yer değiştirme
1.	1998,59	0,6656
2.	2000,16	0,6906
3.	1998,75	0,6844
4	2000,00	0,8938
5	1999,53	0,7256
6	1999,69	0,7031
7	1998,13	0,6919

Tablo–3: 3 Kuvvete bağlı maksimum yerdeğiştirme değerleri:
Dinamik kalça plağı + boyun kesilmiş + kafesli

6.1 Bulguların Karşılaştırılması: Üç grubun deplasman ortalamaları Kruskal-Wallis analiz ile değerlendirildiğinde üç grup arasında anlamlı bir fark saptanmıştır (p=0,000). Anlamlılığın hangi gruptan kaynaklandığını belirlemek amacı ile gruplar ikili olarak karşılaştırılmış ve Mann-Whitney U testi uygulanmıştır. Yapılan analizler sonucunda tüm gruplar arasında anlamlı fark bulunmuştur. Analizler sonucu elde edilen p değerleri: dinamik kalça plağı+boyun sağlam ve dinamik kalça plağı + boyun kesilmiş grupları için p=0,001;

dinamik kalça plağı+boyun sağlam ile dinamik kalça plağı + boyun kesilmiş + kafesli grupları için p=0,002; dinamik kalça plağı + boyun kesilmiş ile dinamik kalça plağı + boyun kesilmiş + kafesli grupları için p=0,012 olarak bulunmuştur. Tablo değerlendirildiğinde DHS boyun sağlam grutda kuvvet karşısında en az yerdeğiştirme görülürken,boyun kesik olan grupta en fazla yer değiştirme görülmüştür. Boyun kesik ve yüzük şeklinde kafes yerleştirilmiş olan grub boyun sağlam gruba daha yakın yerdeğiştirmiştir bu bize kafesli kalça plagının sistemin rijiditesini artırdığını göstermektedir.

	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Deviasyon
DHS+BOYUN SAGLAM	8	,4406	,6719	,560563	,0732803
DHS+ BOYUN KESİK	7	,7969	,9031	,868771	,0367133
DHS+ BOYUN KESİK+KAFES	7	,6656	,8938	,722143	,0778588

Tablo 4: Üç grubun statiksel değerleri

Kruskal-Wallis Test sonuçları

Ranks

	VAR00004	N	Mean Rank
VAR00001	1,00	8	4,63
	2,00	7	18,29
	3,00	7	12,57
	Total	22	

Test Statistics

	VAR00001
Chi-Square	16,840
df	2
Asymp. Sig.	,000

a Kruskal Wallis Test
b Grouping Variable: VAR00004

Ranks

	VAR00004	N	Mean Rank	Sum of Ranks
DHS+BOYUN SAGLAM	1,00	8	4,50	36,00
DHS+ BOYUN KESİK	2,00	7	12,00	84,00
	Total	15		

Test Statistics

	VAR00001
Mann-Whitney U	,000
Wilcoxon W	36,000
Z	-3,243
Asymp. Sig. (2-tailed)	,001
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,000

a Not corrected for ties.
b Grouping Variable: VAR00004

Tablo5: DHS boyun sagalm ile DHS boyun kesik grublarının Kruskal_Wallis testi ile karşılaştırma sonuçları

Kruskal-Wallis Test

Ranks

	VAR00004	N	Mean Rank	Sum of Ranks
VAR00001	2,00	7	10,29	72,00
	3,00	7	4,71	33,00
	Total	14		

Test Statistics

	VAR00001
Mann-Whitney U	5,000
Wilcoxon W	33,000
Z	-2,503
Asymp. Sig. (2-tailed)	,012
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,011

a Not corrected for ties.
b Grouping Variable: VAR00004

Tablo6: DHS+ boyun kesik ile DHS boyun kesik+kafes eklenmiş olan grublarının Kruskal_Wallis testi ile karşılaştırma sonuçları

Kruskal-Wallis Test

Ranks

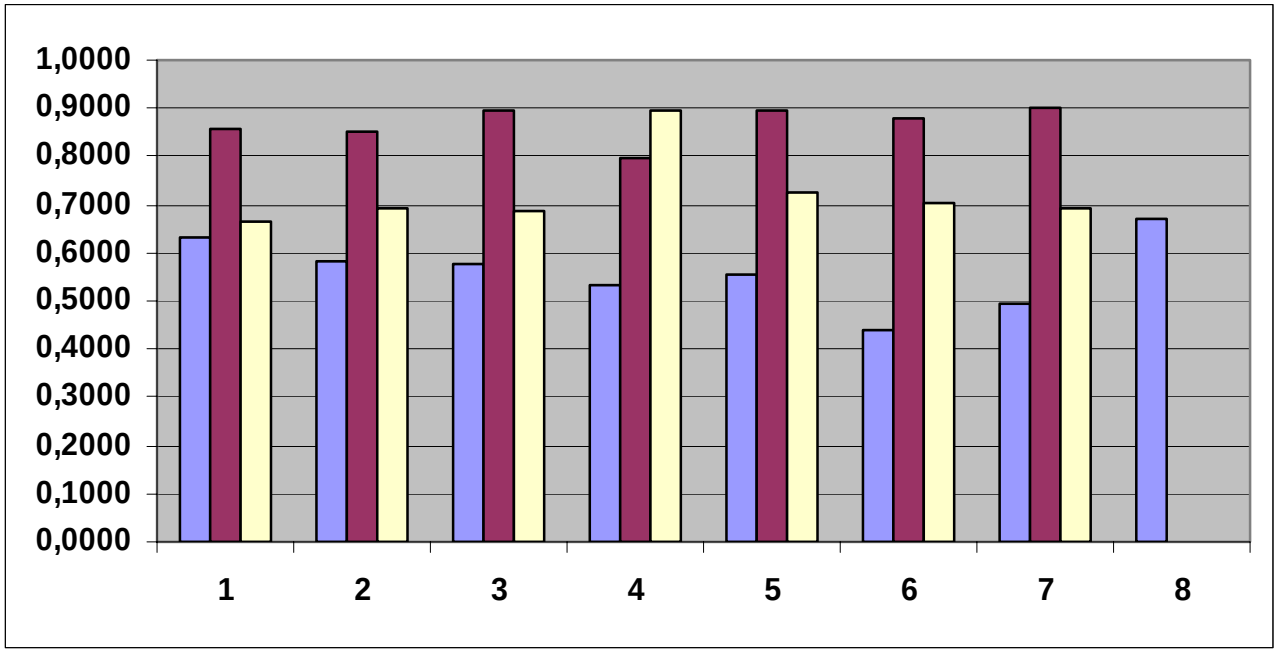
	VAR00004	N	Mean Rank	Sum of Ranks
VAR00001	1,00	8	4,63	37,00
	3,00	7	11,86	83,00
	Total	15		

Test Statistics

	VAR00001
Mann-Whitney U	1,000
Wilcoxon W	37,000
Z	-3,125
Asymp. Sig. (2-tailed)	,002
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,001

a Not corrected for ties.
b Grouping Variable: VAR00004

Tablo: DHS boyun saglam ile DHS boyun kesik+ kafes eklanmiş grublarının Kruskal_Wallis testi ile karşılaştırma sonuçları



Grafik 1: DHS + boyun saglam: sarı ,DHS + boyun kesilmiş:bordo, DHS + boyun kesilmiş + kafes yüzük şeklinde ,karşılaştırma.

7.TARTIŞMA:

Osteoportik kalça kırıkları yaşlı popülasyonda ”modern epidemik” olarak artarak büyümektedir (3). Kalça kırıkları ortopedik cerrahinin önemli uğraş alanlarından birisidir. Trokanterik ve femur boyun kırıkları çoğu kez tedavisinde güçlüklerle karşılaşılmakta veya birçok komplikasyon görülebilemektedir (5,6,41,42). Kalça kırıklarından sonra morbidite ve mortalite oranları yüksektir (6).

Bu kırıkların konservatif tedavisi mümkün değildir. Günümüz de femur boyun kırığı olan yaşlı hastalar genellikle total ya da parsiyel kalça artroplastileri, genç hastalar ise internal fiksasyon teknikleri ile tedavi edilmeye çalışılmaktadırlar (24).

Femur boyun kırıkları “ problemi çözülmemiş kırık” olarak sunulmaktadır. Optimal tedavi seçeneği halen tartışmalıdır (24,55). İnternal fiksasyon ve protez cerrahisi, rehabilitasyon ve implantın dayanıklığı halen tartışılmaktadır (24,31,53,54). Subkapital kırıklarda internal fiksasyon, hemiartroplasti veya total artroplasti seçenekleri tartışılmaktadır (56). Bazı yazarlar, sadece bu şekilde tedavi edilenlerin bir kısmında kaynamama, avasküler nekroz gelişmesi, ya da revizyon ihtiyacı gerektiği için femur başının korunmasını önermektedirler (55). Aynı sayıda başka yazarlarda çoğu hastada protez yerleştirmesini önermektedir (2,57). Coats ve Armour (58) ve Taine ve Armour (59) , hemiartroplasti sonrası gevşeme ve asetebular erozyon görülme sıklığından dolayı total kalça artroplastisi önermektedir. Deplese subkapital kırıklar için internal fiksasyon, hemiartroplsti ve total artroplasti gibi tedavi yöntemleri arasında karşılaştırmalı çalışmalar mevcuttur (59-62). Çoğu retrospektif çalışma benzer grupları karşılaştırmaktadır. Ravikumar ve arkadaşlarının çalışmasında bu üç tedavi yöntemi uygulanmış hastaların mortalite, morbitide ve fonksiyonel sonuçları prospektif olarak karşılaştırılmıştır (24).

Hemiartroplastinin ile internal tesbit yöntemlerinin klinik sonuçlarının karşılaştırmaları yanında biyomekanik karşılaştırmalı sonuçlarda literatürde mevcuttur (24,31,53,55,56,57,58,59,60,61,62,64).Hemiartroplasti uygulamalarının da kuşkusuz sorunları morbitite ve mortalite yönünden de mevcuttur (24,31,53,55,56,57,58,59,60,61,62,64).

Kalça kırıklarında Çeşitli kaynaklarda femur başı osteonekrozu gelişme riski %10 - % 45, kaynamama oranı % 10 - % 30 olarak verilmektedir (64). Heyse-Moore intrakapsüler femur boyun kırıklarında dinamik kalça plağı uygulanmış 55 olguluk serisinde 2 olguda fiksasyonun başarılı olamadığını için hemiartroplasti uyguladığını bildirmiştir (64). Bu 55 olgudan %3 avasküler nekroz %31 inde ise kırıkta deplasman geliştiği yazılmıştır(64).

Ravikumar'ın(24)yaptığı önemli bir randomize çalışmada subkapital femur kırıklarında 13 yıllık bir takipte 290 olguluk 65 yaş üzerindeki olgularını incelemiş ve 3 grubdaki olgularını karşılaştırmıştır. Dinamik kalça plağı, Austin Moore hemiartroplastili ve sementli total kalçalı olgularını değerlendirmiştir. Mortalite açısından istatiksel olarak 3 grupta bir farklılık bulunmazken (%81,%85 ve %91) revizyon oranı olarak internal tesbit yapılan grupda %33, hemiartroplastili grupta %24 ve THA grubunda ise %6.75 olarak bulunmuştur. Hemiartroplasti uygulanan grubunda protez çıkması %13 olarak bulunurken THA grubunda bu oran %20 olarak bulunmuştur. Haris kalça skoru 3 grubda sırası ile 62,55 ve 80 olarak bulunmuştur. Uzun dönem sonuçlarında ağrı ve mobilite yönünden internal fiksasyon ve hemiartroplasti uygulanan grublarda zayıf sonuçlar elde edilmiş olduğu belirtilmektedir (24).
El abed ve arkadaşları 122 olguluk serilerinde hemiartroplasti ile Dinamik Kalça çivisi yöntemini karşılatırmışlar ve kalça fonksiyon sınıflamasını Matta sınıflamasına göre internal tesbitin daha fonksiyon yönünden daha iyi olduğunu (%45 e %70) bildirmişlerdir (65).

Mortalite yönünden Sikand ve arkadaşları (66)yaptıkları çalışmada 160 olguluk serilerinde deplase olmamış intrakapsüler femur kalça kırıklarında 1 yıl sonraki mortalite oranlarını degerlendirmişler ve cerrahi uygulanmamış 21 olguyu degerlendirmişlerdir. Bu çalışmada hemiartroplasti uygulanmış olguların ilk bir ay içerisinde hastalar %21 inde exitus olurken internal tesbit uygulanmış olan grupta %2 bulunmuştur. Bu oran 1 yılın sonunda hemiartroplastili grupta %38 e ulaşırken diğer grupta %16 olarak bulunmuştur (66).
Trokanterik kırıkların çeşitli tesbit yöntemlerinin karşılaştırmalı değerlendirmeleri tablo 4 de ve unstabil trokanterik kırıklarla ilgili olarak tablo 5 de literatürde belirtilmiştir.

Reference	Method	Hasta Sayısı	Yaş Ortalaması	Stabil olmayan TF (%)	Fiksasyon Başarısızlıkları (%)	Varus kesimi	Femoral kırık (%)	(%) Yara iyileşmesi enfeksiyon	(%) Operasyon sonras
Bridle et al.[4]	GN	49	82	63	?	4	8	2	12
	DHS	51		56	?	6	0	8	6
Stark et al.[52]	SHS	56	75	57	0	?	?	5	2
	Ender Nail	36		50	0	?	?	0	11
Radford et al.[44]	GN	100	81	?	2	2	11	3	3
	DHS	100		?	3	3	1	12*	6
Aune et al.[3]	GN	177	77	51	0	2	6	?	7
	CHS	201		57	0	1	0	?	3*
Butt et al.[12]	GN	47	79	51	7	4	17	4	?
	DHS	48		38	7	6	0	4	?
O'Brien et al.[41]	GN	53	?	43	2	6	6	2	9
	DHS	49		43	2	2	0	2	4
Hoffman et al.[31]	GN	31	81	33	?	0	10	?	1
	Ambi Hip Screw	36		33	?	10	0	?	1
Park et al.[42]	GN-Asia Pacific	30	73	53	0	4	0	1	?
	CHS	30		63	0	6	0	1	?
Hoffmann et al.[32]	DHS	54	82	63	0	4	0	13	4
	IMHS	56		64	4	0	4	5	4
Dujardin et al.[20]	DHS	30	84	53	0	?	?	?	?
	Static Nail	30		73	0	?	?	?	?

GN: Gamma Nail®; CHS: Compression Hip Screw®; DHS: Dynamic Hip Screw®; IMHS: Intramedullary Hip Screw®; SHS: sliding hip screw.

* Significant difference: $P \leq 0.5$.

Tablo–7: Trokanterik kırıklarda çeşitli yayınlarda çeşitli tesbit yöntemlerinin karılaştırmaları.

.

Reference	Methot	Hasta sayısı	Yaş ortalaması	Stabil olmayan TF(%)	Operasyon zamanı	Kan kaybı	Fiksasyon başarısızlığı(%)	Varus kesimi(%)	Femoral kırık(%)	Yara iyileşmesi/ enfeksiyon(%)	Operasyon sonrası(%)
Desjardins et al.[17]	Anatomical reduction	57	81	100	83	340	0	9	0	23	2
	Medial displacement osteotomy	52		100	103*	460*	0	10	0	21	4
Buciuto et al.[11]	CHS	122	81	100	63	400	2	15	?	?	11
	RAB-plate	111		100	64	400	2	7*	?	?	5
Baumgaertner et al.[5]	DHS	68	79	49	80	340	0	3	0	?	7
	IMHS	67		46	72	245*	0	3	4	?	9
Hardy et al.[29]	DHS	50	80	68	57	144	0	2	0	0	?
	IMHS	50		74	71*	198*	0	0	2	0	?
Fritz et al.[24]	GN	40	79	100	62	296	0	8	0	5	10
	Gliding Nail®	40		100	63	338	0	0	3	8	8
Adams et al.[1]	GN	203	81	53	55	244	6	4	2	1	6
	SHS	197		55	61	260	4	3	0	1	4
Pelet et al.[43]	GN	13	70	100	86	550	0	6	0	0	0
	AB-plate	13		100	169*	1150*	6	22	0	0	22*
Sadowski et al.[46]	PFN	20	?	100	82	?	0	5	0	0	0
	DCS	19		100	166*	?	5	30*	0	5	30*

GN: Gamma Nail®; DCS: Dynamic Condylar Screw®; DHS: Dynamic Hip Screw®; PFN: Proximal Femoral Nail®; SHS: sliding hip screw; (R)AB-plate: (right) angle blade plate; CHS: Compression Hip Screw®; IMHS: Intramedullary Hip Screw®.
* Significant difference: $P \leq 0.05$.

Tablo–8: Stabil olmayan trokanterik kırıklarda çeşitli tesbit yöntemlerinin sonuçları verilmektedir

Görüldüğü üzere interenal tesbit yöntemlerine oranla artroplastili grubllarda mortalite oranları daha yüksek bulunmaktadır. Mortalite oranlarının artroplasti grubunda daha yüksek olması stabil osteosentez ve yeni internal tesbit yöntemlerinin geliştirilmei ile ilgili çalışmaların kaynağını oluturmaktadır. Literatürdeki yayınlar yanında patent çalışmaları da devam etmektedir.

Gamma çivisi ile tesbit edilmiş olguların daha çok dinamik kalça plakları ile karşılaştırmaları yapılmıştır. Bazı çalışmalarda Gamma çivisinin fiksasyonu (Adams),bazılarında ise dinamik kalça çivisinin fiksasyonları (Sadowski) yetersiz bulunmuştur.

Kalça kırıklarında çok değişik implantlar kullanılmaktadır. Femur boyun kırıklarında ve trokanterik kırıklarda eksternal fiksatör, intramedüller çiviler, plaklar, kanüle vidalar, çeşitli şekillerde dizayn edilmiş çiviler ve hemiartroplasti gibi tedavi araçlarından yararlanılmaktadır 1,2,3. Deneysel olarak Jukkala-Partio K ve arkadaşları (67)subkapital femur osteotomili koyunlara kendiliğinden absorbe olabilen poly-L-lactide lag çivisi ile metalik vidaların karşılaştırması yapılmış ve benzer statiksel değerler elde edilmiştir(67).

Eksternal fiksatörlerin yüksek riskli geriatrik olgularda kolay ve güvenli bir method olarak kullanılabileceği bildirilmektedir (68,69,70).Stabil olmayan intertrokanterik kırıklarda primer bipolar hemiartroplasti sonuçları erken tam yüklenmede başarılı sonuçlar bildirilmiştir.(71,72)

Tüm geliştirilen bu sistemlerde amaç stabil bir redüksiyon sağlamak, osteonekroz ve kaynamama riskini en aza indirmektir. Bu amaçla stabil bir fiksasyon sağlayacak internal fiksasyon sistemleri geliştirme çabaları sürmektedir. Femur boyun kırıklarında ve trokanterik kırıklarda çok değişik kalça plakları da kullanılmaktadır. Günümüzde femur boyun kırıklarında ve trokanterik kırıklarda tüm sorunlarına karşın en sıklıkla Dinamik kalça plakları kullanılmaktadır (32).

Proksimal femur intrakapsüler kırıklarının tedavisinde temel amaç morbidite olmadan travmatize olmadan önceki fonksiyonlarının restorasyonudur (32). Bununla birlikte aksiyal ve rotasyonal kuvvetler altında anatomik veya anatomik reduksiyona yakın reduksiyon ve stabil kırık fiksasyonu kırık fiksasyonu istenir (1,32,73,74,75,76). Rekonstrüksiyon satbilitesi, implantın stabiltesine ve kırığın çok parçalı oluşu ile stabil anatomik repozisyonun mümkün olmaması ile kısmen ilgilidir (32).DHS kalça intrakapsüler kırıkların tedavisinde en çok kullanılan osteosentezdir ve klinik çalışmalar bunu göstermiştir ancak başarısızlık oranı 12—32% dır (77,78,79,80,81,82).

Yapılan çalışmalarda kırık fragmanlarının tesbitinde başarısızlık rotasyonal stabilite ile bağımlıdır.Brantın çalışmasında perkütan kompresyon plağı ile yaptığı çalışmalarda, geliştirilmiş dizaynın stabilteyi optimize ederek, klinik başarısızlık oranını, minimal invaziv cerrahi yaklaşımla, azaltılmış kan kaybı, enfeksiyon ve yara problemlerinin azaldığı (83).

Dinamik kalça plağı trokanterik kırıklarda ve femur boyun kırıklarında internal tesbit kırıklarında kullanılmaktadır. Laohapoonrungsee ve arkadaslarının çalışmalarında 83 intertrokanterik kırıklı olguda %68 inde minimal kollaps ,%24 ünde orta ve %8 inde ağır kollaps izelmişlerdir. Olguların %80 i orta veya ağır osteoporozlu ve stabil olmayan kırık özelliklerin deydi. 2 olguda femur çivisinin kırıldığı 2 olguda ise plağın ayrıldığı görülmüştür (84).

Dinamik kalça plaklarının klinik sonuçları yanında biyomekanik sonuçları da literatürde mevcuttur (32). Yian ve arkadaşlarının (85) 3 çivinin plak fiksasyonu için yeterli stabilite sagladığını ancak ilave çivinin avantaj oluşturmadığını bildirmişlerdir. MCLoughlin ve arkadaşları 2 ve 4 delikli Dinamik kalça plaklarının biyomekanik stabilite için farklılık oluşturmadığını bulmuşlardır (41).Bolhofner ve arkadaşları iki delikli DHS nin 69 olguda başarısız olgu yayınlamamıştır (86). DiPaola da 13 olguda başarısız olgu yayınlamamıştır (87).

Bizim çalışmamızda DHS boynuna yüzük şeklinde kafesli bir oluşum eklenmesi ile daha rijit bir sistem elde edilmiştir. Özellikle medial ve posterior kırık defekti bulunan olgularda daha rijit bir sistem ile yüklenme altında rotasyonal sorunlarla karşılaşma daha azalacaktır. Bu bize hastanın daha erken mobiliizasyonuna ve gereksiz artroplasti uygulamalarından korunmamıza imkan sağlayacaktır. Bizim çalışmamızda boyun sağlam grub ile kırık modeli ve kırık modeline kafesli yüzük şeklinde sistemin statiksel olarak her birinin anlamlı farklılık göstermesi önemli bir veridir. Kırık oluşturulmuş olan 2.grubda maksimal kuvvet karşısında oluşan yerdeğiştirme ortalama (,868771) iken DHS çivisine kafes şeklinde ekleme yapılmış olan grubda ortalama (,722143) yerdeğiştirme görülmüştür. Kafesli sistemde daha rijit bir sistem elde edilmiştir.

Değişik tesbit plaklarının biyomekanik testleri bulunmaktadır. Mauerer ve arkadaşları (88) kansellöz 2 ve 3 çivinin karşılaştırılmasında 3 çivi ile daha stabil değerler elde edildiği gösterilmiştir(88).Hernefalk (89) L subkapital osteotom uygulanmış 79 kadavralarda femurunda 9 farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmışlar ve Kanüllü vida, kayabilen (DHS),Deyerli ve Bohr çivilerini karşılaştırmışlardır(89). Sementli Bohr çivilerinin en stbil olduğunu bildirmişlerdir(89).

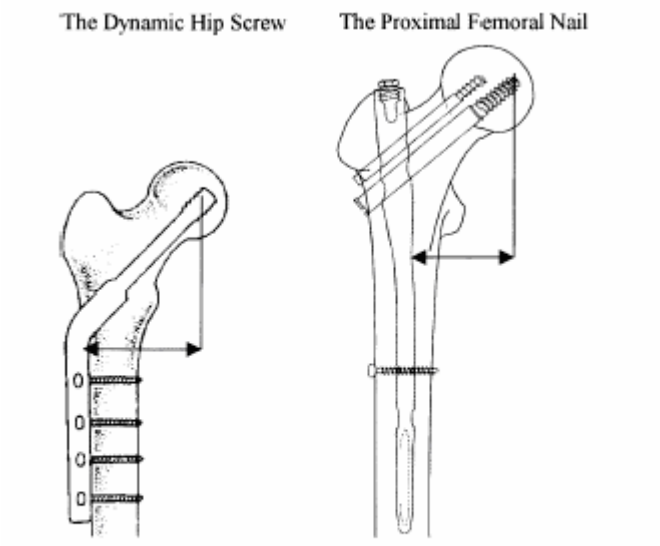
Dinamik kalça plağının sıklıkla kullanılmasına karşın özellikle subtrokanterik kırıklarda başarısız sonuçları nedeni ile değişik araştırmalar ve çalışmalar mevcuttur. Booth iki kanüllü vida ile femoral boyun kırıklarında stabilizasyonu ile ilgili yaptığı çalışmada (1) Steinberg(2) de yaptıgı biyomekanik çalışmada kadavra üzerinde biyomekanik incelemelerde bulunmuştur. Literatürde Dinamik kalça plağının sorunları, nedeni ile hemiartroplasti uygulamaları da mevcuttur.

Kayıcı kalça plaklarının çeşitli komplikasyonları nedeni ile intramedüller çivilerde kalça kırıklarında küçük cerrahi insizyonları, azalmış kan transfüzyonu, implantın yorgunluk kırığı riskini daha kısa bir kuvvet kolu olması nedeni ile tercih edilmektedir (90). Gamma Nail'in çeşitli avantajları olduğuna dair yayınlar bulunmaktadır (90). Bununla birlikte çivinin

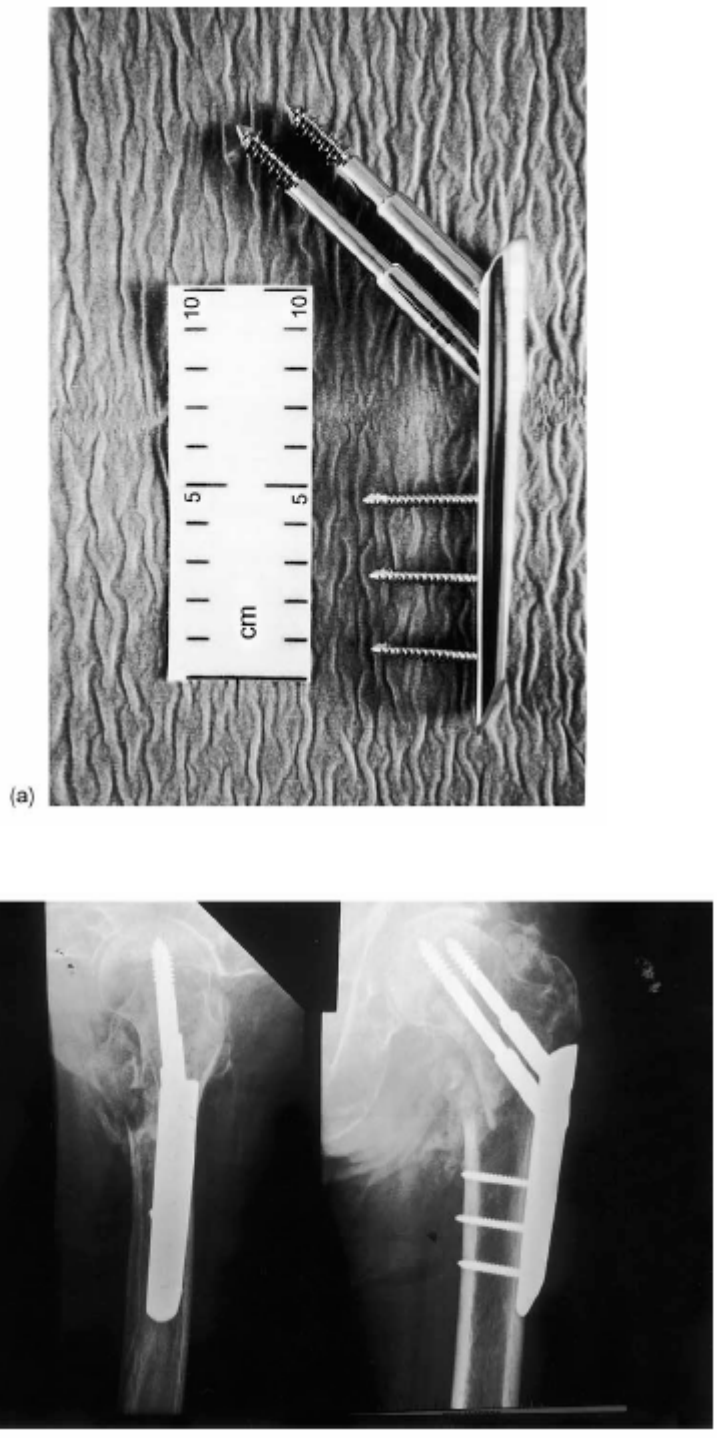
distalinde %2–20 arasında femoral şaft kırığı gelişme en büyük dezavantajıdır (4). Simpson ve arkadaşlarının yayınında çivi kırılması plağın şaftdan ayrılması, implant ayrılması ve kaynama geçikmesinde yorgunluk kırıklarına bağlı başarızsızlıklar olarak sınıflamıştır (91) .

Literatürde DHS nin biyomekanik özellikleri ile ilgili daha çok karşılaştırmalı sonuçlar bulunmakta intramedüller çiviler veya değişik plaklarla karşılaştırmaları sunulmaktadır. DHS cihazı en çok çivinin kırılmasında başarısızlığa uğramaktadır(92,93).Rotasyonal stabilite çivi yetersizliğinde olabilmektedir. Femur lateralinde 123 mm2 büyüklüğünde delik ile drillenmesine bağlı stres yığılması olmakta ve lateral korteks kırık yönlendirilmesine trokanter majorda neden olabilmektedir (6). Bir başka fenomende kayma çivisinin aşırı olması ile medializasyon ve yükleme altı distal fragmnda kollaps olabilmektedir (92,93).Bir fenomende posteromedial devamızlık bulunan (AO tip 31 A2ve Evans U2 .(1,17)de sıklıkla olabilmektedir.(cit 6)

Pertrokanterik kırıklarda değişik İntramedüller tesbit yöntemleri kullanılmaktadır(1.2.10.16). Biyomekanik olarak Dinamik kalça plağı fiksasyonunda, proksimal femurdan kalkar femur boyunca yüklenmede intramedüller çivilerden daha dezavantajlıdır (90)(Şekil 7). Bu dezavantaj unsabil trokanterik ve subtrokanterik kırıklarda daha belirgindir. Unsatbil kırıklarda başarısızlık oranı DHS plaklarında 21% olarak verilmektedir (84).



Şekil–4: DHS implant ile femur şahftı arası uzaklık ve femur başı ile femur shaftındaki vidalar arasındaki uzaklık farkı intrameduller çivilerde daha az ve femur boynuna giden çivilerin kırılma riski de daha azdır (Banan ‘ın yayınından 90).



Resim–5: Gotfried in geliştirdiği perkutan kopresyon plağı

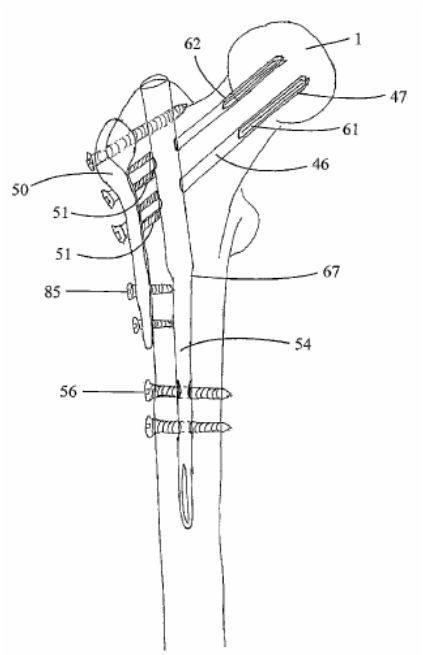
Dinamik kalça plağı yanında son yıllarda yayınlanmış Gotfried ‘in Perkütan kompresyon plağı adını verdiği yeni bir kompresyon plağı (Percutaneous compression plating -PCCP) geliştirmiştir(84,94). İmplant minimal invazif yöntemle yerleştirilebilmektedir. Bu da kan kaybını, yara yeri problemlerini ve kırık parçalarının devaskülarizasyonunu azaltmakta kırık hematomunun kaybını azaltmaktadır. Gotfried klinik ve biyomekanik çalışmalarda DHS ile karşılaştırıldığında daha iyi sonuçlar elde etmiştir (95,96). Bu randomize çalışmadan önce 20 hastalık bir PCCP ile yapılmış pilot bir çalışma vardır ve bu çalışmada major teknik problem ya da komplikasyon izlenmemiştir. Brandt ın DHS ile PCCP ın yapılan klinik bir karşılaştırmalı çalışmasında operasyon süresi, kan kaybı, yara iyileşmesi, kırık iyileşmesi ve fonksiyonal takiplarinde istatiksel anlamlı bir farklılık olmadığı bildirilmiştir (84).
Cerrahi olarak minimal insizyonla internal tesbit yöntemleri ile ilgili çalışmalar ve bunun sonuçları ile ilgili çalışmalar da mevcuttur (6,32,84).Gotfried’in geliştirdiği Perkutan kompreyon civilerinin trokanterik kırıklarda minimal invazis bir yöntem olarak çift aks ile kırık uçlarının rotasyonal stabilitesini azaltabildiği ve erken dönem yüklenmelerde kırık yer uçlarının yer değiştirmesinden de koruduğu bildirilmektedir (84,95,96)

Brantın başka bir çalışmasında DHS plağa oranla PCCP plağın daha stabil biyomekanik özelliklere sahip olduğu bildirilmektedir (32).

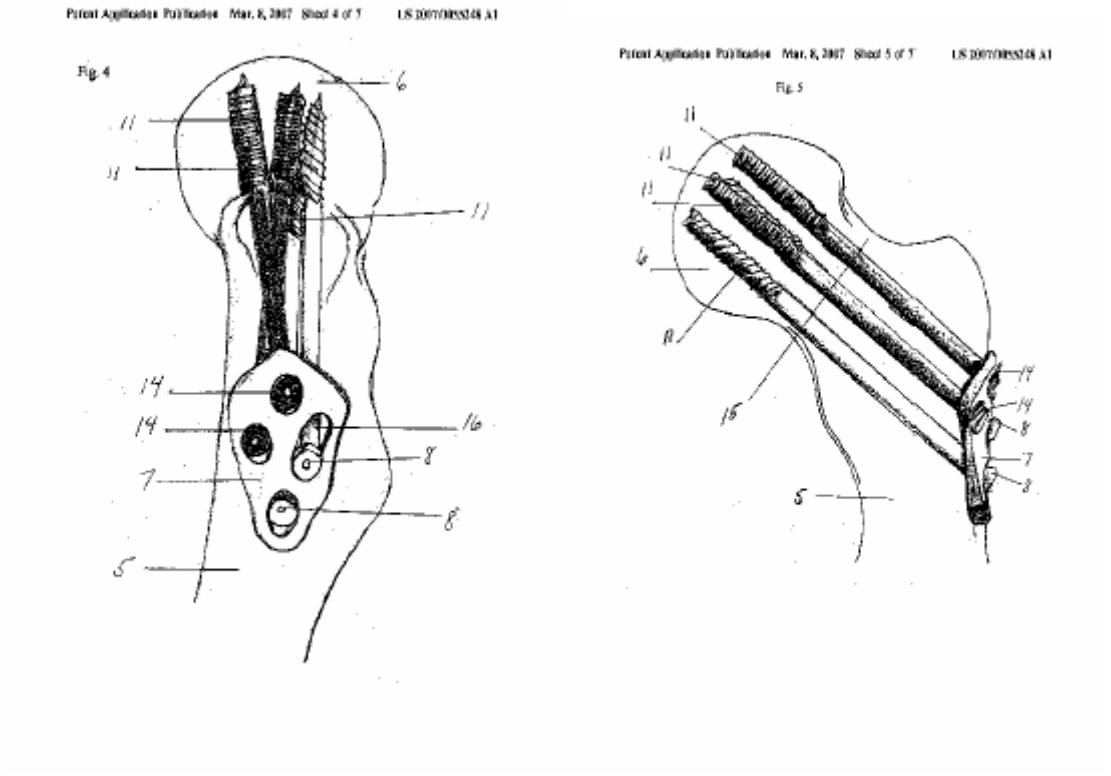
Neustad ve arkadaşlarının biomekanik bir çalışmada İntrakapsüler kalça kırıklarında Asnis çivisi ile teleskopik çivileri karşılaştırmışlardır (97).

Trokanrerik kırık tesbitinde de DHS ve intramedüller Gamma çivisi ve plak karşılaştırması Adams ve arkadaşları yapmışlardır. Bu çalışmada 400 hastanın başarılı tedavisi ve operasyon tekrarı ile ilgili bir değerlendirme yapılmış ve Gamma nail grubunda revizyon oranı %6, DHS grubunda ise %4 olarak verilmiştir(98).

Çeşitli patent çalışmalrında farklı arayışlarla daha stabil ve biyoljik yapıya uygun arayışlar devam etmektedir.Çoklu çivi ile femur proksimal uç kırıkları ile ilgili yayın bulunmaktadır (Şekil). Biyomekanik olarak daha avantajı olduğu sanılmakla birlikte rijit bir sistem olmadığı kanatindeyim. İntramedüller sistemle kombine edilmiş rijit bir plak sisteminin çok daha rijit bir sistem olduğu ve biyomekanik olarak en stabil olduğu kuvvet kolunun kısalığı ile izah edilebilir (81).



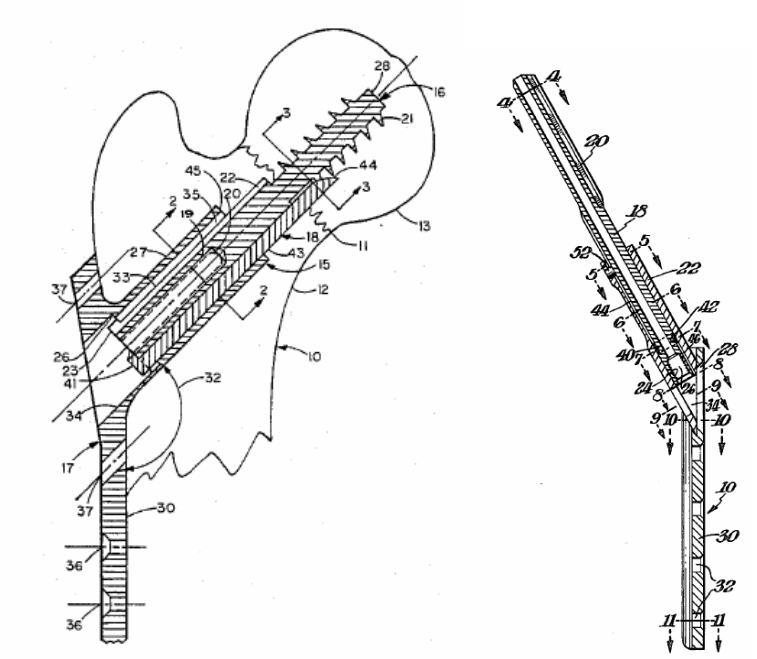
Şekil 8 : İntraemedüller ve plak kombine sistemleri.



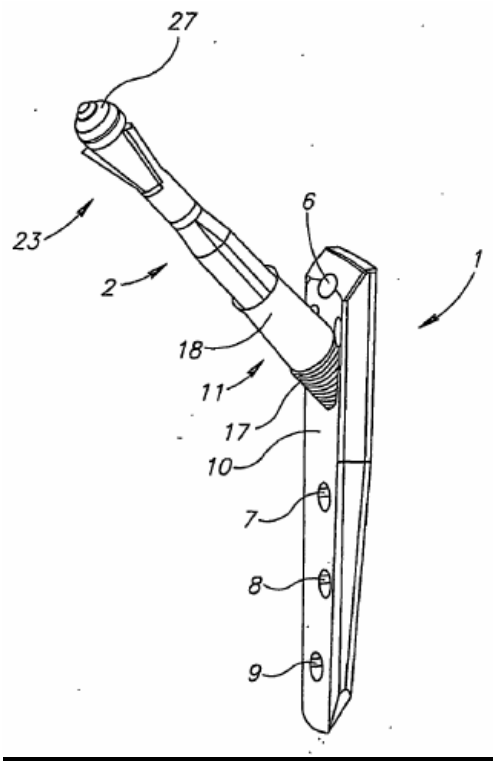
Şekil 9 a,b: Çoklu çivi ile tesbit

Kalkar femoral desteklenmiş kayıcı başka bir sistemde de mekanik olarak femur boynuna gelecek yük gerilmelerinin daha iyi karşılanabileceği görülmektedir. Kayabilen ve baş içerisinde genişleyebilen sistemde ise yine rotasyonel

stabiliteyi artırmak amaçlanmıştır (Şekil). Tüm araştırma ve patent çalışmaları değerlendirildiğinde özellikle femur boyun kırıklarında rotasyonel kuvvetlere karşı farklı arayışların devam ettiği görülmektedir. Bizim çalışmamaızda dinamik kalça plağına oranla daha stabil bir sistem olduğu ve bu yöndeki çalışmalara ışık tutabileceği kanatindeyiz.



Şekil 10: Kalkar femoral desteklenmiş kayabilen bir patent çalışması



Şekil 11: Kayabilen ve baş içerisinde genişleyebilen bir plak sistemi

Kalça kırıklarında tüm sorunlarına karşın en sıklıkla kullanılan Dinamik kalça plaklarıdır. Bu sorunların başında stabilite ve rotastonal kuvvetler karşısında femur başının deplasmanı ve yetersiz tesbit nedeni ile nonunion, avasküler nekroz kaçınılmaz sonuçaları oluşturmaktadır.

Kafesli kalça plağı hem daha stabil hemde uygulaması kolay bir işlem olarak kalça kırıklarında başarı ile uygulanabilecektir.Bizim kullandığımız kafes sistemi ile sonlu elemanlarla analiz yapılabilinir ve sistemin optimizasyonu sağlanabilir. Sistemde gerekirse rijit materyaller yerine rezorbe olabilen materyaller veya koroziv etki yapmayabilecek başka bir rijit biyomateryalde kullanılabilir. Bu çalışma geliştirilip invivo faz çalışmaları yapılabilinir.

Günümüzde kalça kırıklarında en çok kullanılan kalça plağının geliştirilmesi ile daha stabil bir fiksasyon sistemi elde edilerek geriye dönüşü olmayan ve morbititesi yüksek kalça protezi yerine önemli, bir alternatif geliştirilmiş olacaktır.

8. SONUÇ:

Kalça kırıklarında en çok tercih edilen internal tesbit aracı olan Dinamik Kalça Plakları olmakla birlikte bu plakların kalkar femoralin medial ve posteriorundaki kemik defektleri yanında plağın mekanik yetersizlikleri bu plakların geliştirilmesi düşüncemiz için temel oluşturmuştur. Yüzük şeklindeki Dinamik kalça plağının çivisi üzerine eklediğimiz yeni sistemle stabiliteyi artırmak mümkün olmuştur. Bu çalışmanın invivo randomize çalışmalarla geliştirilmesi gerekli olduğu kanatindeyiz.

KISALTMALAR

DHS	;	Dinamik kalça plağı
PCCP	:	Perkütan kompresyon plağı
THA	:	Total kalça protezi
GN	:	Gamma çivisi
CHS	:	Kompreyon kalça çivisi
IMHS	:	İntramedüller kalça çivisi
SHS	:	Kayabilen kalça çivisi
RGCP	:	Kafesli dinamik kalça plağı

9. KAYNAKLAR:

1.Booth KC, Donaldson TK, Dai QG. Femoral neck fracture fixation: a biomechanical study of two cannulated screw placement techniques. Orthopedics. 1998 Nov;21(11):1173–6.

2. Steinberg E. L, Nehemia B, Shmuel D. The fixion proximal femur nailing system: biomechanical properties of the nail and a cadaveric study. Journal of Biomechanics. January 2005;38(1):63–68.

3. Cummings SR, Rubin SM, Black D. The future of hip fractures in the United States. Numbers, costs, and potential effects of postmenopausal estrogen. Clin Orthop Relat Res. March 1990;(252):163–6.

4.Harrington P, Nihal A.,. Singhania A.K, Howell F.R.Intramedullary hip screw versus sliding hip screw for unstable intertrochanteric femoral fractures in the elderly. Injury, Int. J.Care Injured 33(2002)23–28.

5 Morris AH, Zuckerman JD. National consensus conference on improving the continuum of care for patients with hip fracture. J Bone Joint Surg 2002;84 A:670—4.

6.Peyser A, Weil Y, Broche L, Manor O, Mosheiff R, Liebergaill M.Percutaneous compression plating versus compression hip screw fixation fort he treatment of intertrochanteric hip fractures. Injury, Int. J.Care Injured (2005) 36,1343–1349.

7.Broos, PLO, Vercruysse R, Fourneau I, Driesen R, Stappaerts KH. Unstable femoral neck fractures in young adults: treatment with the AO 130-degree blade plate. J Orthop Trauma. 1998 May;12(4):235–39.

8.Haidukewych GJ, Rothwell WS, Jacofsky DJ, Torchia ME, Berry DJ. Operative treatment of femoral neck fractures in patients between the ages of fifteen and fifty years. J Bone Joint Surg Am. 2004 Aug;86-A(8):1711–6.

9.Massie WK. Functional fixation of femoral neck fractures: Telescopic Nail technique. Clin Orth 1958;12.230–55.

10. Chinoy MA, Parker MJ. Fixed nail plates versus sliding hip systems for the treatment of trochanteric femoral fractures: a meta analysis of 14 studies. Injury. April 1999;30(3):157–163.

11.Müller ME, Nazarian S, Koch P. The comprehensive classification of fractures of long bones. In: Müller ME, Nazarian S, Koch P, editors. Manual of osteosynthesis, Berlin Heidelberg: Springer, 1990. p. 118.

12.Schipper IB, Marti RK, Chr. van der Werken. Unstable trochanteric femoral fractures: extramedullary or intramedullary fixation: Review of literature. Injury. February 2004;35(2):142–151.

13. Evans EM. The treatment of trochanteric fractures of the femur. J Bone Joint Surg 1949;31B:190—203.

14.Hafner RHV. Trochanteric fractures of the femur. J Bone Joint Surg 1951;33B:516.

15.Rasmussen KB. McLaughlin osteosynthesis in trochanteric fractures. Acta Chir Scand 1953;105:246—51.

16.Wade PA, Campbell RD, Kerin RJ. Management of intertrochanteric fractures of the femur. Am J Surg 1959;97: 634—43.

17. Harrington KD. The use of methylmethacrylate as an adjunct in the internal fixation of unstable comminuted intertrochanteric fractures in osteoporotic patients. J Bone Joint Surg Am 1975;57:744—50.

18.Johnson LL, Lottes JO, Arnot JP. The utilization of the Holt nail for proximal femoral fractures. A study of one hundred and forty-six patients. J Bone Joint Surg Am 1968;50:67—78.

19. Massie WK. Extracapsular fractures of the hip treated by impaction using a sliding nail—plate fixation. Clin Orthop 1962;22:180—201.

20. Murray RC, Frew JFM. Trochanteric fractures of the femur——a plea for conservative treatment. J Bone Joint Surg 1949;31B:204—19.

21. Sarmiento A, Williams EM. The unstable intertrochanteric fracture: treatment with a valgus osteotomy and I-beam nail—plate. A preliminary report of one hundred cases. JBone Joint Surg Am 1970;52:1309—18.

22. Scott JC. Treatment of trochanteric fractures. J Bone Joint Surg 1951;33B:508—12.

23.Simmermacher RK, Bosch AM, van der Werken Chr. The AO/ ASIF-proximal femoral nail (PFN): a new device for the treatment of unstable proximal femoral fractures. Injury1999;30:327—32.

24. Ravikumar KJ, Marsh G. Internal fixation versus hemiarthroplasty versus total hip arthroplasty for displaced subcapital fractures of femur--13 year results of a prospective randomised study. Injury. 2000 Dec;31(10):793–7.

25. Bannister GC, Gibson AG, Ackroyd CE, Newman JH. The fixation and prognosis of trochanteric fractures. A randomized prospective controlled trial. Clin Orthop 1990;254:242—6.

26. Bridle SH, Patel AD, Bircher M, Calvert PT. Fixation of intertrochanteric fractures of the femur. A randomised prospective comparison of the gamma nail and the dynamic hip screw. J Bone Joint Surg Br 1991;73.330–4.

27. Buciuto R, Uhlin B, Hammerby S, Hammer R. RAB-plate vs. Richards CHS plate for unstable trochanteric hip fractures. A randomized study of 233 patients with 1-year follow-up. Acta Orthop Scand 1998;69.25–8.

28.Desjardins A, Roy A, Paiement G, et al. Unstable intertrochanteric fracture of the femur. A prospective randomised study comparing anatomical reduction and medial displacement osteotomy. J Bone Joint Surg Br 1993;75: 445–7.

29.Leung KS, So WS, Shen WY, Hui PW. Gamma nails and dynamic hip screws for peritrochanteric fractures. A randomised prospective study in elderly patients. J Bone Joint Surg Br 1992;74.345—51.

30.Watson JT, Moed BR, Cramer KE, Karges DE, Comparison of the compression hip screw with the Medoff sliding plate for intertrochanteric fractures. Clin Orthop 1998;348,79—86.

31.Sim R. Displaced femoral neck fractures: the rationale for primary total hip replacement. In: The Hip: Proceedings of the Eleventh Open Scientific Meeting for the Hip Society. St Louis: CV Mosby, 1983,51.

32.Brandt E,Nico Vendenschot, Aric van Vugt, Albert von Kampen. Biomechanical analysis of the percutaneous compression plate and sliding hip screw in intracapsular hip fractures: Experimental assesment using synthetic and cadaver bones. Injury, Int. J.Care Injured (2006)37,979–983.

33.Clawson DK. Trochanteric fractures treated by the sliding screw plate fixation method. J Trauma 1964;4:737—52.

34.Martens M, Van Audekercke R, Mulier JC, Stuyck J. Clinical study on internal fixation of femoral neck fractures. Clin Orthop. 1979 Jun;(141):199–202.

35.John B. Sledge III Management of Femoral Neck Stress Fractures. Operative Techniques in Sports Medicine. October 2006;14(4):265–269.

36. Ohnishi I, Katsuhiko O, Koichiro T, Tadashi I, Takahide K. A femoral neck fracture model in rabbits. Journal of Biomechanics. March 2003;36(3):431–442.

37. Haidukewych GJ, Israel A, Berry DJ. Reverse obliquity fractures of the intertrochanteric region of the femur. J Bone Joint Surg Am 2001;83:643—50.

38. Willoughby R. Dynamic hip screw in the management of reverse obliquity intertrochanteric neck of femur fractures. Injury, Int. J. Care Injured (2005) 36, 105—109

39.Hordon L D, Peacock M. The architecture of cancellous and cortical bone in femoral neck fracture. Bone and Mineral. December 1990;11(3):335–345
40.Dorr L. Hip fractures in elderly and senile patients. Orthop Clin North Am 1981;12,1.
41. Nordkild P, Sonne-Holm S. Necrosis of the femoral head following fracture of the femoral neck. Injury. September 1986;17(5):345–348
42.Linde F, Andersen E, Hvass I, Madsen F, Pallesen R. Avascular femoral head necrosis following fracture fixation. Injury. May 1986;17(3):159–163 13.
43.Nicoll EA. The Unsolved fracture. J Bone Joint Surg 1963;45B:239.
44 Welch R, Taylor L, Wynne G, White A. Results with the cemented hemiarthroplasty for displaced fractures of the femoral neck. In: The Hip: Proceedings of the Fifth Open Scientific Meeting for the Hip Society. St Louis: CV Mosby, 1977,87.
45.Coats R, Armour P. Treatment of subcapital fractures by primary total hip replacements. Injury 1979;11.132.
46.Taine WH, Armour PC. Primary total hip replacement for displaced subcapital fractures of the femur. J Bone Joint Surg 1985;67B:214.
47. Sikorski JM, Barrington R. Internal fixation versus hemiarthroplasty for the displaced subcapital fracture of femur. J Bone Joint Surg 1981;63B:357–61.
48.Hunter GA. A comparison of the use of internal fixation and prosthetic replacement for fresh fractures of the neck of the femur. Br J Surg 1969;56.229–32.
49.Hunter GA. A further comparison of the use of internal fixation and prosthetic replacement for fresh fractures of the neck of the femur. Br J Surg 1974;61.382–4.
50.Riley TBH. Knobs or screws? — a prospective trial of prosthetic replacement against internal fixation of subcapital fractures. J Bone Joint Surg 1978;60B:136.
51.Heyse-Moore GH. Fixation of intracapsular femoral neck fractures with a one-hole plate dynamic hip screw. Injury. 1996 April;27(3):181–183.
52.El-Abed K, McGuinness A, Brunner J, Dallovedova P, O'Connor P, Kennedy JG. Comparison of outcomes following uncemented hemiarthroplasty and dynamic hip screw in the treatment of displaced subcapital hip fractures in patients aged greater than 70 years. Acta Orthop Belg. 2005 Feb;71(1):48–54.
53.Sikand M, Wenn R, Moran CG. Mortality following surgery for undisplaced intracapsular hip fractures. Injury. 2004 Oct;35(10):1015–9.
54.Jukkala-Partio K, Laitinen O, Partio EK, Vasenius J, Vainionpaa S, Pohjonen T, Tormala P, Rokkanen P. Comparison of the fixation of subcapital femoral neck osteotomies with

absorbable self-reinforced poly-L-lactide lag-screws or metallic screws in sheep. J Orthop Res. 1997 Jan;15(1):124–7.

55.Christodoulou NA, Sdrenias CV. External fixation of intertrochanteric fractures with the single hip screw. Clin Orthop 2000;381:204—11.

56. Kamble KT, Murthy BS, Pal V, Rao KS. External fixation in unstable intertrochanteric fractures of the femur. Injury 1996;27(2):139—42.

57. Kourtzis N, Pafilas D, Kasimatis G. Mangement of pertrochanteric fracture in elderly patients with an external fixation. Injury 2001;32(Suppl. 4):115—28.

58.Hoentjens P, Casteleyn PP, DeBoeck H, et al. Treatment of unstable intertrochanteric and subtrochanteric fractures in elderly patients. Primary bipolar arthroplasty compared with internal fixation. J Bone Joint Surg [Am] 1989;71(8):1214—25.

59. Rodop O, Kiral A, Kaplan H, Akmaz I. Primary bipolar hemiarthroplsty for unstable intertrochanteric fractures. Int Orthop 2002;26(4):233—7.

60.Brandt SE, Lefever S, Janzing HMJ, Broos PLO, Pilot P, Houben BJJ. Percutaneous compression plating (PCCP) versus the dynamic hip screw for pertrochanteric hip fractures: preliminary results. Injury. June 2002;33(5):413–418.

61. Maurer SG, Wright KE, Kummer FJ, Zuckerman JD, Koval KJ. Two or three screws for fixation of femoral neck fractures? Am J Orthop. 2003 Sep;32(9):438–42.

62.Hernefalk L, Messner K. Femoral stiffness after osteosynthesis of a subcapital osteotomy in osteoporotic bone: an in-vitro comparison of nine fixation methods. J Orthop Trauma. 1995;9(6):464–9.

63. Simpson AHRW, Varty K,Dodd CAF. Sliding hip screws: modes of failure. Injury 1989;20:227–31

64.Davis TRC, Sher JL, Horsman A, et al. Intertrochanteric femoral fractures: mechanical failure after internal fixation. J Bone Joint Surg 1990;72 B:26—31.

65.Bendo JA, Weiner LS, Strauss E, Yang E. Collapse of intertrochanterichip fractures fixed with sliding screws. Orthop Rev 1994;August Suppl:30—7.

66.Flores LA, Harrington IJ, Heller M. The stability of intertrochanteric fractures treated with a sliding screw-plate. J Bone Joint Surg 1990;72 B:37—40.

67.Waters T.S.D.M.R. Gibbs, J.H.Dorell, D.P.Powles. Perkutaneous dynamic hip. Injury, Int. J.Care Injured (2006) 37,751–754.

68.Neustadt JB, Tronzo R, Hozack WJ, Latta L. Femoral neck fractures. A biomechanical study of a new form of internal fixation using multiple telescoping variable length compression screws. Clin Orthop Relat Res. 1989 Nov;(248):181–8.

69.Adams CI, Robinson CM, Court-Brown CM, McQueen MM. Prospective randomized controlled trial of an intramedullary nail versus dynamic screw and plate for intertrochanteric fractures of the femur. J Orthop Trauma. 2001 Aug;15(6):394–400.

70. Alberts KA, Jervaeus J. Factors predisposing to healing complications after internal fixation of femoral neck fracture: a stepwise logistic regression analysis. Clin Orthop 1990;257: 129—33.

71. Deneka DA, Simonian PT, Stankewich CJ, et al. Biomechanical comparison of internal fixation techniques for the treatment of unstable basicervical femoral neck fractures. J Orthop Trauma 1997;11:337—43.

72.Goodman SB, Davidson JA, Locke L, et al. A biomechanical study of two methods of internal fixation of unstable fractures of the femoral neck. A preliminary study. J Orthop Trauma 1992;6:66—72.

73.Parker MJ. The management of intracapsular fractures of the proximal femur. J Bone Joint Surg 2000;82:937—41.

74. Bray TJ, Smith-Hoefe E, Hooper A, et al. The displaced femoral neck fracture. Internal fixation versus bipolar endoprosthesis. Results of a prospective, randomized comparison. Clin Orthop 1988;230:127–40.

75. Holmberg S, Mattson P, Dahlborn M, et al. Fixation of 220 femoral neck fractures. A prospective comparison of the Rydell nail and the LIH hook pins. Acta Orthop Scand 1990;61:154–7.

76. Husby T, Alho A, Nordsletten L, et al. Early loss of fixation of femoral neck fractures. Comparison of three devices in 244 cases. Acta Orthop Scand 1989;60:69–72.

77. Madsen F, Linde F, Andersen E, et al. Fixation of displaced femoral neck fractures. A comparison between sliding screw plate and four cancellous bone screws. Acta Orthop Scand 1987;58:212–6.

78. Ort PJ, La Mont J. Treatment of femoral neck fractures with a sliding compression screw and two Knowles pins. Clin Orthop 1984;190:158–62.

79. Rehnberg L, Olerud C. Subchondral screw fixation for femoral neck fractures. J Bone Joint Surg 1989;71:178–80.

80.Banan H,Al-Sabti A, Jimulia T, Hart A.J.The treatment of unstable, extracapsular hip fractures with the AO/ASIF proximal femoral nail (PFN)—our first 60 cases. Injury, Int. J. Care Injured 33 (2002) 401–405.

81: Plak ve intramedüller patent: **Patent numarası** DE19504115, **Yayın tarihi**1996-08-14, **Buluş sahibi,** ELHAMI LAGHAOLLAH DR MED (DE

ŞEKİLLER

Şekil–1: Dinamik kalça plağı örneği ve femur boyun kırığı (servikobasiler) (Schipper in yayınından alınmıştır).

Şekil–2: Tokanterik kırıklarda AO sınıflaması (Schipper in yayınından alınmıştır)

Şekil–3: Femur boyun kırıklarında AO sınıflamsı (Müller)

Şekil-4: Kafesli kalça plagı grafik ve biyomekanik bilgileri

Şekil -5:Dinamik kalça plağı kırık oluşturduktan sonraki biyomekanik verileri.

Şekil- 6: Kafesli kalça plagı grafik ve biyomekanik bilgileri

Şekil -7: DHS implant ile femur sahftı arası uzaklık ve femur başı ile femur shaftındaki vidalar arasındaki uzaklık farkı intrameduller çivilerde daha az ve femur boynuna giden çivilerin kırılma riski de daha azdır (Banan ‘ın yayınından 90).

Şekil 8 : İntramedüller ve plak kombine sistemleri.

Şekil 9 a,b: Çoklu çivi ile tesbit

Şekil 10: Kalkar femoral desteklenmiş kayabilen bir patent çalışması

Şekil 11: Kayabilen ve baş içerisinde genişleyebilen bir plak sistemi

RESİMLER

Resim-1a,b,c: Dinamik kalça plağı ve kafesli yüzük şeklinde parça eklenmişkafesli dinamik kalça plağı

Resim–2: Kılavuz telin boyuna gönderilmesi.

Resim–3: Yüklenme altında videoekstansiyometre ile ölçüm için markerlar yerleştirilmiş

Resim 4: Gotfried in geliştirdiği perkutan kopresyon plağı

GRAFİK

Grafik 1: DHS + boyun saglam: sarı ,DHS + boyun kesilmiş:bordo, DHS + boyun kesilmiş + kafes yüzük şeklinde ,karşılaştırma.

TABLOLAR

Tablo–1: 1.Grub ortalama değerleri ve standart sapmaları.
Dinamik kalça plağı – boyun sağlam

Tablo–2: 2.Grub ortalama değerleri ve standart sapmaları
Dinamik kalça plağı + boyun kesilmiş

Tablo–3: 3.Grub ortalama değerleri ve standart sapmaları
Dinamik kalça plağı + boyun kesilmiş + kafesli

Tablo–4: Üç grubun istatiksel değerleri

Tablo -5: 1.ve 2.grupun Kruskal _Waalis ile istatiksel analizi.

Tablo 6: 2.ve 3.grupun Kruskal _Waalis ile istatiksel analizi

Tablo 7:Trokanterik kırıklarda çeşitli yayınlarda çeşitli tesbit yöntemlerinin karşılaştırmaları.

Tablo–8: Stabil olmayan trokanterik kırıklarda çeşitli tesbit yöntemlerinin sonuçları verilmektedir.

KISALTMALAR

DHS	;	Dinamik kalça plağı
PCCP	:	Perkütan kompresyon plağı
THA	:	Total kalça protezi
GN	:	Gamma çivisi
CHS	:	Kompreyon kalça çivisi
IMHS	:	İntramedüller kalça çivisi
SHS	:	Kayabilen kalça çivisi
RGCP	:	Kafesli dinamik kalça plağı