

## FEMUR KIRIK MODELLERİNDE İKİLİ VE ÜÇLÜ TİTANYUM ELASTİK ÇİVİ UYGULAMALARININ BİYOMEKANİK OLARAK KARŞILAŞTIRILMASI

### BIOMECHANICAL COMPARISON OF DOUBLE AND TRIPLE TITANIUM ELASTIC NAIL FIXATION IN FEMUR FRACTURE MODELS

Özgür DOĞAN<sup>1</sup>, Emrah ÇALIŞKAN<sup>1</sup>, Ahmet ÇULCU<sup>1</sup>, Emre MİNARECİ<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

<sup>2</sup>Çerkezköy Optimed Özel Hastanesi

#### ÖZ

**AMAÇ:** Bu çalışmanın amacı, pediatrik femur cisim transvers ve parçalı kırık modellerinde iki adet retrograt titanyum elastik çivi (TEÇ) uygulaması ile iki adet retrograt bir adet anterograt TEÇ uygulamasının, sentetik kemik modeller üzerinde vertikal ve rotasyonel kuvvetlere karşı biyomekanik stabilitelelerinin araştırılmasıdır.

**GEREÇ VE YÖNTEM:** 24 adet sentetik femur modelinde oluşturulan transvers ve parçalı kırık paternleri ikili (retrograt) ve üçlü (iki adet retrograt bir adet anterograt) TEÇ ile fiske edildi. Oluşturulan fiksasyon modelleri rotasyonel ve vertikal kuvvetlere maruz bırakılarak stabiliteleleri biyomekanik açıdan incelendi.

**BULGULAR:** Transvers kırığın üçlü TEÇ ile fiske edildiği modellerde 10 derecelik açı değişimine neden olan rotasyonel kuvvet ortalama 4.92N iken, ikili TEÇ uygulanan modellerde ortalama 1.86N olarak bulunmuştur (p=0.002). Parçalı kırıkların fiske edildiği üçlü ve ikili TEÇ modellerinde 10 derecelik değişim için gerekli rotasyonel kuvvetler sırasıyla 3.43N ve 1.77N bulunmuştur (p=0.002). İkili TEÇ uygulanan transvers kırık oluşturulmuş modellerde kırık hattında 5mm deplasman oluşturan ortalama kuvvet 103.6N olarak bulunmuşken, üçlü TEÇ'te bu kuvvetler ortalama 135.7N'dur (p=0.238). Parçalı kırık modellerinde 10 derecelik açılanma oluşturan vertikal kuvvetler ikili ve üçlü TEÇ uygulanan modellerde sırasıyla 83.8N ve 86.1N olarak tespit edilmiştir (p=0.87).

**SONUÇ:** Rotasyonel kuvvetler açısından transvers ve parçalı kırıklarda üçlü TEÇ modelinin daha stabil fiksasyon sağladığı bulunmuşken, vertikal kuvvetlere karşı meydana gelen açılanma ve deplasman miktarı açısından ikili ve üçlü TEÇ arasında anlamlı fark bulunamamıştır. Pediatrik femur kırıklarında ince ama sayıca fazla ve anterograt uygulama ile retrograd uygulamanın kombine edildiği TEÇ uygulanmasıyla daha stabil fiksasyon sağlanabileceği sonucuna ulaşılmıştır. Pediatrik femurlarda ince ama sayıca fazla ve anterograt uygulama ile retrograd uygulamanın kombine edildiği TEÇ uygulanmasıyla daha stabil fiksasyon sağlanabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

**ANAHTAR KELİMELE:** Biyomekanik çalışma, Titanyum elastik çivi, Femur

#### ABSTRACT

**OBJECTIVE:** The aim of this study is to investigate biomechanical stability of vertical and rotational forces on two retrograde titanium elastic nail (TEN) and three (two retrograde and one anterograde) TEN applications in pediatric femur diaphysis transverse and communitated fracture models.

**MATERIAL AND METHODS:** The transverse and fragmented fracture patterns formed in 24 synthetic femur models were fixed with double and triple TEN. The fixation models were subjected to rotational and vertical forces and their stability was examined biomechanically.

**RESULTS:** While the mean rotational forces that leads to 10 degree angulation of the transverse fracture pattern fixed with triple TEN models was 4.92N, it was 1.86N in the double TEN models (p=0.002). The rotational forces required for the 10-degree angulation in the communitated fracture models fixed with triple and double TEN were found to be 3.43N and 1.77N, respectively (p = 0.002). The mean rotational forces that leads 5-mm displacement at the fracture site in transverse fracture patterns fixed with double TEN was 103.6N, on the other hand these mean forces was 135.7N in the triple TEN models. In communitated fracture models, the vertical forces results in 10 degree angulation were found to be 83.8N and 86.1N, respectively, in the double and triple TEN models (p=0.87).

**CONCLUSIONS:** Although it was found that triple TEN models provided more stable fixation in transvers and communitated fracture in terms of rotational forces, there was no significant difference between them in terms of the amount of displacement and angulation occurred against vertical forces. It was concluded that a more stable fixation could be achieved in pediatric femur fractures by applying smaller in size but multiple TEN combined anterograde and retrograde technique.

**KEYWORDS:** Biomechanic study, Titanium elastic Nail, femur

**Geliş Tarihi / Received:** 04.10.2018

**Kabul Tarihi / Accepted:** 02.11.2018

**Yazışma Adresi / Correspondence:** Dr.Ahmet ÇULCU

Ankara Numune Eğitim ve Araştırma Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı  
dr.ahmetculcu@gmail.com

## GİRİŞ

Çocukluk çağı femur cisim kırıkları, pediatrik kırıkların %1.6'sını oluşturmakla beraber etiyolojik açıdan, yetişkinlerden farklı olarak; düşük enerjili travmalar, çocuk istismarı, metabolik hastalıklar (osteogenezis imperfecta, arthrogrypozis) ve neoplazmlar akla gelmelidir (1). Yetişkin femur kırıklarında cerrahi tedavi ön planda iken pediatrik femur cisim kırıklarında daha fazla seçenek olup tedavi seçiminde yaş, kilo ve kırık paterni önemlidir. 6 ay ve daha küçük hastalar için Pavlik bandajı veya pelvipedal açılama iyi bir tercihtir. 5 yaşına kadar oluşan kırıklarda erken pelvipedal açılamanın sonuçları diğer tedavi yöntemlerine göre daha üstündür. 5 yaşından sonra pelvipedal açılama daha çok; traksiyonda açılama, eksternal fiksasyon, titanyum elastik çivileme, plak-vida fiksasyon gibi seçenekler düşünülmelidir (2).

Son üç dekat içinde ortaya çıkan ve giderek popülerleşen, başarı oranları yüksek, komplikasyonları nispeten daha az titanyum elastik çivi (TEÇ) uygulaması, günümüzde de popülerliğini korumakta ve üzerine birçok çalışma yürütülmektedir (3,4). Spiral, çok parçalı ve proksimal ya da distal diyafizer kırıklarda titanyum elastik çivilemenin daha az tercih edildiği görülse de bu konuda yapılan çalışma sayısı çok değildir. Bilgimize göre transvers ve parçalı kırıklarda, titanyum elastik çivilerin, rotasyonel ve vertikal yüklenmelere karşı stabilite kontrolünü test eden çalışma bulunmamaktadır. Çalışmamızda transvers kırıklarda ve parçalı femur cisim kırıklarında, ikili retrograt uygulama ile üçlü anterograt ve retrograt (2'si retrograt 1'i anterograt) TEÇ uygulamasının vertikal ve rotasyonel kuvvetlere karşı biyomekanik olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda sentetik, kortikal ve spongioz kemiği simule edebilen 42cm uzunluğunda, 24 adet femur modeli (Pacific Research Labs Sawbone 1100®, Washington, USA) üzerinde çalışılmıştır. İki farklı kırık model grubu oluşturulurken, on iki adet transvers kırık, kemik uzunluğunun tam ortasından, uzun aksa dik bir şekilde elektrikli testere ile yapılan kesi sonucu elde edildi. On iki adet parçalı kırık ise uzun

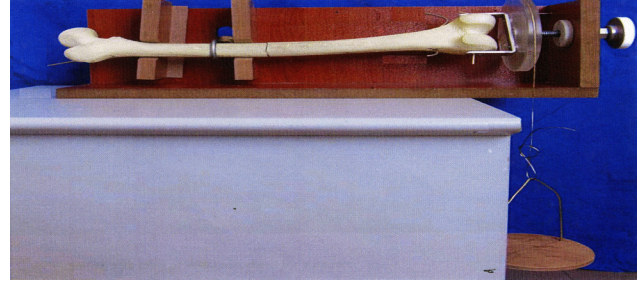
aksın orta noktasından ve 1,5cm proksimalinden ve distalinden, uzun aksa dik bir şekilde yapılan kesiye ek olarak, oluşan iki adet küçük fragmanın ön-arka planda, kemiğin uzun aksına paralel biçimde kesilmesiyle elde edildi.

Tespit materyali olarak, 3mm ve 4mm kalınlığında TEÇ (Titanium elastic needle system®, Synthes, Oberdorf, İsviçre) kullanılmıştır. On ikişer kemikten oluşan iki grup kırık modeli kendi içlerinde iki gruba ayrılarak; aynı cerrah tarafından bir gruba iki adet 4mm'lik TEÇ kondil seviyesinin 2cm proksimalinden trokanterik seviyeye kadar gönderildi, diğer gruba ise iki adet 3mm'lik TEÇ, kondil seviyesinin 2cm proksimalinden trokanterik seviyeye kadar ve bir adet 3mm'lik TEÇ, trokanter minör seviyesinde, femur anterolateral korteksten, lateral femoral kondilin 2cm proksimaline kadar gönderildi. Tüm fiksasyon modellerinin üç nokta prensibine uygun oldukları röntgen ile teyit edildi.

Rotasyonel stabilite testi için kırık proksimalinden düzeneğe sabitlenen kemik modeli, distalde orta noktası femur uzun aksından geçen makaraya sabitlendi.

Makara üzerine dakikada 5N (Newton) yük eklenerek modeller üzerine rotasyonel kuvvet uygulandı. 10 derece açı değişimi olana dek uygulanan kuvvetler not edildi (**Şekil 1**).

**Şekil 1:** Rotasyonel kuvvetlerin test edildiği düzenek



Vertikal yüklenme testi için ise servohidrolik test cihazı (LR 5K, Lloyd, Florida, USA®) kullanıldı. Proksimalde asetabulumu, distalde diz eklemine taklit eden bir mekanizma ile femur modelleri cihaza yerleştirildi (**Şekil 2**). 0,1mm/sn hızında yükleme testi yapıldı ve 200Hz frekansta veri toplandı. Kırık hattında oluşan deplasman sürmeli kumpas yardımı ile, açılma ise femur uzun aksına paralel kılavuz çizgi yardımı ile ölçülerek; 5mm deplasman ve femur shaftında 10 derece açılma olduğu andaki kuvvetler not edildi.

**Şekil 2:** Lloyd LR 5K vertikal yüklenme test cihazı

## İSTATİSTİKSEL ANALİZ

Veri analizi SPSS for Windows 11.5 paket yazılım ile yapıldı. Sürekli değişkenlerin dağılım analizi Shapiro Wilk testi ile araştırıldı. Tanımlayıcı istatistikler; rotasyonel kuvvet için ortanca (minimum-maksimum) şeklinde, vertikal kuvvet içinse ortalama  $\pm$  standart sapma olarak gösterildi.

Grup ortalamaları arasındaki farkın anlamlılığı Student's t test ile ortanca değerler arasında anlamlı fark olup olmadığı Mann Whitney testiyle araştırıldı.  $p < 0.05$  için sonuçlar istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

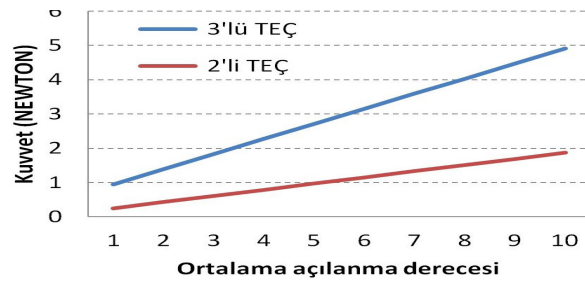
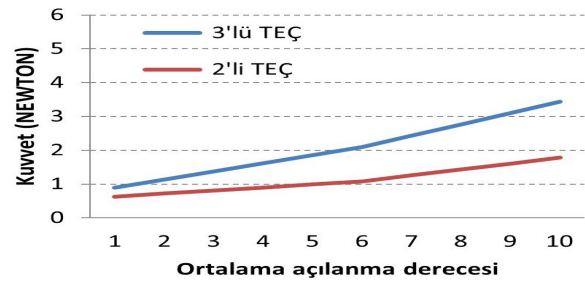
## Rotasyonel Stabilite Testi

Rotasyonel kuvvete karşı açı değişiminin kontrol edildiği transvers kırık oluşturulmuş kemik modelinde; üçlü (iki adet retrograd, bir adet anterograd) TEÇ uygulanmış altı modelde 10 derecelik açı değişimi için gereken ortalama kuvvet 4.92N olarak tespit edilmişken, ikili retrograd TEÇ uygulanan altı modelde ise bu kuvvet ortalama 1.86N olarak bulunmuştur ( $p=0.002$ ) (**Şekil 3**).

Parçalı kırık oluşturulmuş ve rotasyonel kuvvete karşı meydana gelen açı değişiminin ölçüldüğü, üçlü TEÇ uygulanan altı modelde ve ikili TEÇ uygulanan altı modelde 10 derecelik açı değişimine neden olan ortalama kuvvetler sırasıyla 3.43N ve 1.77N olarak tespit edilmiştir ( $p=0.002$ ) (**Tablo 1**) ve (**Şekil 4**).

**Tablo1:** İkili ve üçlü titanyum elastik çivi uygulanan modellerde 10 derecelik açı değişimine sebep olan rotasyonel kuvvetler ve ortalamaları

Rotasyonel kuvvete karşı ölçümler	Transvers kırık		p**	Parçalı kırık		p**
	İkili TEÇ*	Üçlü TEÇ*		İkili TEÇ*	Üçlü TEÇ*	
1. Ölçüm	1,85N	5,15N	0,002	2,05N	3,65N	0,002
2. Ölçüm	2,00N	4,35N		1,65N	3,25N	
3. Ölçüm	1,70N	4,80N		1,75N	4,00N	
4. Ölçüm	1,85N	5,00N		1,85N	3,15N	
5. Ölçüm	1,65N	5,00N		1,50N	3,60N	
6. Ölçüm	1,95N	5,20N		1,80N	2,90N	
Ortalama	1,86N	4,92N		1,77N	3,43N	

**Şekil 3:** İkili ve üçlü titanyum elastik çivinın transvers kırık modellerinde rotasyonel kuvvetlere karşı ölçülen ortalama açılanma değişimleri**Şekil 4:** İkili ve üçlü titanyum elastik çivinın parçalı kırık modellerinde rotasyonel kuvvetlere karşı ölçülen ortalama açılanma değişimleri

İkili TEÇ uygulanan transvers ve parçalı kırık modellerinde, 10 derecelik açı değişimi için gerekli rotasyon kuvveti açısından anlamlı fark bulunamazken ( $p=0.394$ ), üçlü TEÇ uygulamalarında 10 derecelik açı değişimi için gerekli rotasyonel kuvvet ise parçalı kırıklarda daha düşük olarak bulundu ( $p=0.002$ ) (**Tablo 2**).

**Tablo 2:** İkili ve üçlü titanyum elastik çivi uygulanan modellerde, kırık tipinin rotasyonel stabiliteye etkisi

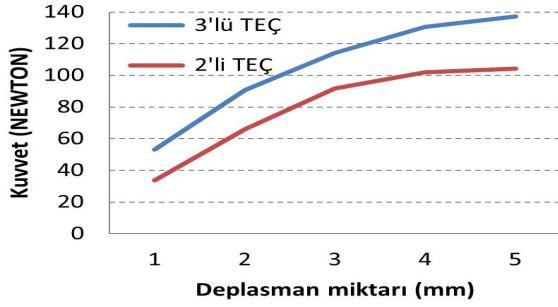
	İkili TEÇ* uygulanan modellerde rotasyonel kuvvet ortanca değeri		Üçlü TEÇ* uygulanan modellerde rotasyonel kuvvet ortanca değeri	
	Kuvvet	p**	Kuvvet	p**
Transvers kırık	1,85N (1,65-2,00)	0,394	5,00N (4,35-5,20)	0,002
Parçalı kırık	1,77N (1,50-2,15)		3,42N (2,90-4,00)	

## Vertikal Stabilite Testi

Vertikal stabilite testlerinde; transvers kırık oluşturulmuş modellerde deplasman miktarı, parçalı kırık oluşturulan modellerde ise femur shaftında oluşan açılanma esas alındı. İkili TEÇ uygulanan altı adet transvers kırık modelinde 5mm deplasman oluşturan vertikal kuvvet ortalaması 103.6N iken üçlü TEÇ uygulanan altı adet modelde ortalama 135.7N olarak ölçüldü ( $p=0.238$ ) (**Şekil 5**). Parçalı kırık modellerinde yapılan vertikal stabilite testlerinde femur shaftında oluşan açılanmanın ölçüldüğü

deneyde, 10 derecelik açılanmaya neden olan kuvvet ortalamaları ikili ve üçlü TEÇ uygulanmış modellerde 83.8N ve 86.1N olarak hesaplanmıştır (p=0.870) (**Tablo 3**). Kırık şekilleri karşılaştırıldığında ikili ve üçlü TEÇ uygulanan transvers ve parçalı kırık modellerinde vertikal kuvvet açısından istatistiksel anlamlı fark bulunamadı (p=0.273, p=0.091) (**Tablo 4**).

**Şekil 5:** İkili ve üçlü titanyum elastik çivinin transvers kırık modellerinde vertikal kuvvetlere karşı kırık hattında ölçülen ortalama deplasman miktarı



**Tablo 3:** İkili ve üçlü titanyum elastik çivi uygulanan modellerde 10 derecelik açı değişimine sebep olan vertikal kuvvetler ve ortalamaları

Vertikal kuvvete karşı ölçümler	Transvers kırık		p**	Parçalı kırık		p**
	İkili TEÇ* uygulaması	Üçlü TEÇ* uygulaması		İkili TEÇ* uygulaması	Üçlü TEÇ* uygulaması	
1. Ölçüm	78,4N	102,9N		83,1N	73,9N	
2. Ölçüm	120,4N	173N		75,1N	84,1N	
3. Ölçüm	83,4N	107,9N		79,1N	68,6N	
4. Ölçüm	117,9N	170N		71,0N	79,3N	
5. Ölçüm	112,2N	129,2N		95,1N	102,1N	
6. Ölçüm	109,7N	131,2N		95,2N	107,6N	
Ortalama	103,6N	135,7N	0,238	83,8N	86,1N	0,870

**Tablo 4:** Kırık modelleri ve ikili-üçlü titanyum elastik çivi uygulamalarının vertikal kuvvetlere karşı stabilizeye etkisi

	İkili TEÇ* uygulaması	Üçlü TEÇ* uygulaması
Transvers kırık modeli (5mm deplasman)	103,2N±22,70N	136,8N±35,27N
Parçalı kırık modeli (10 derece açılanma)	83,8N±13,63N	86,1N±18,16N
p**	0,273	0,091

## TARTIŞMA

Pediyatrik femur kırıklarının tedavi seçimi hastanın yaşı, kırığın konfigürasyonu, travmanın şekli, cerrahın tecrübesi, ailenin sosyokültürel durumu gibi faktörlere bağlı olarak değişiklik göstermektedir (5). Konservatif tedavi ile takip edilen hastalarda ekstremite eşitsizliği ve yanlış kaynama gibi komplikasyonların sık görülmesi nedeniyle son yıllarda pediyatrik femur cisim kırıklarında cerrahi tedaviyi tavsiye eden görüşler artmaktadır (5,6). Birçok çalışma TEÇ kullanımının pediyatrik femur shaft kırıkları için uygun olduğunu göstermiştir. Bu çalışmalarda TEÇ ile angüler deformasyon ve ekstremite uzunluk farkının daha az görüldüğü bildirilmiştir (7,15). Bu sonuçlar neticesinde TEÇ uygulama tekniği

konusunda birçok araştırma başlatılmış olup bu çalışmada da önceki çalışmalarda (6,16,18) kullanılmamış bir teknik olan bir adet anterograt iki adet retrograd TEÇ uygulamasının getirebileceği faydalar, fizyolojik şartları daha iyi taklit eden, vertikal yük altında diz eklemine taklit edecek şekilde fleksiyon ve ekstansiyona izin veren bir deney ortamı oluşturularak araştırılmıştır.

Fricka ve ark. on adet sentetik femur modeli üzerinde yaptığı çalışmada, transvers ve parçalı kırıklarda, retrograd çivi tekniğinin anterograt tekniğe göre rotasyonel ve vertikal kuvvetlere daha dayanıklı olduğu gösterilmiştir (16). Çalışmamızda transvers ve parçalı kırıklarda rotasyonel yük altında, üçlü TEÇ (bir anterograt ve iki retrograd) uygulanan modellerin biyomekanik açıdan daha stabil olduğu görülmüştür. Bu çalışma, bizim çalışmamızdan farklı olarak anterograt ve retrograd modellerde ikili TEÇ kullanmış ve distal femur bir düzenek yardımıyla sabitlenmiştir.

Çalışmamızda kullandığımız diz eklemi simülasyonunun daha reel olduğunu düşünmekteyiz. Bu modellerle kırık üzerine etki eden hem fleksiyon-ekstansiyon hem de rotasyonel kuvvetler kaydedilebilmiştir. Eğer sistemin distal ucu sabit tutulursa transvers kırık modelinde yük direkt kortekslere biner ve sadece kısalma ölçülebilir, literatürde de bugüne kadar yapılmış olan uygulamalar bu şekildedir (6,16,19,20). Önemli olan açılanma veya bunu gösterebilecek olan deplasman miktarıdır.

Green ve arkadaşlarının altı adet sentetik femur modelinde yaptığı çalışmada, rotasyona karşı ikili TEÇ uygulaması ile üçlü TEÇ uygulaması arasında anlamlı fark bulunmamıştır. Aynı çalışmada ayrıca iki adet 4mm TEÇ uygulanan modelin vertikal kuvvetlere karşı dayanıklılığı, iki adet 2mm ve bir adet 4mm TEÇ uygulanan modelden anlamlı olarak daha üstündü (21). Yaptığımız deneyler sonucunda, rotasyonel kuvvet deneyimize baktığımızda transvers kırık modelinde üçlü TEÇ uygulaması, ikili TEÇ uygulamasına göre istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde daha stabil olarak izlendi (p=0,002). Aynı şekilde parçalı kırık modellerinde de üçlü TEÇ uygulaması anlamlı ölçüde üstün bulunmuştur (p=0,002). Vertikal yükleme deneylerinde transvers kırık modellerinde,

yük altında deplasman miktarı ölçülmüş olup, parçalı kırık modellerinde birden fazla kırık hattı olması sebebiyle deplasman miktarı yerine femur shaftındaki açılanma derecesi ölçülmüştür. Deneyler sonucunda çalışmamızda; ikili ve üçlü TEÇ uygulanan transvers ve parçalı kırık modellerinin belirlenen redüksiyon kayıp kriterine (transvers kırıklarda 5mm deplasman, parçalı kırıklarda 10 derece açılanma) ulaşması için gereken kuvvetler arasında anlamlı fark bulunamadı. Sonuçların Green ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile farklı olarak çıkmasının sebepleri arasında; Green ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada üç TEÇ'i de retrograt kullanmaları ve uygulanan çivi kalınlıklarının (2mm-2mm-4mm)dahaküçükolması sayılabilir.

Lee ve ark. Ender çivilerini fiksasyon materyali olarak kullandığı biyomekanik çalışmalarında redüksiyon kaybı oluşturacak rotasyonel (48-130N) ve vertikal kuvvetleri (547N) çalışmamızdan farklı olarak tespit etmişlerdir. Bu farkın oluşmasında kullanılan fiksasyon materyalleri ve deney düzenekleri etkili olabilir. Mevcut çalışmamızda titanyum elastik çiviler kullanılmışken Lee ve ark. paslanmaz çelik materyalinden yapılmış çivileri tercih etmişler ve deney düzeneği olarak vertikal ve eğilme kuvvetlerini kullanmışlardır. Kullanılan sentetik kemiklerdeki boy, kanal çapı ve anterioreğimdeki farklılıklar da sonuçları etkilemiş olabilir (20).

Bu çalışma sentetik kemikte transvers ve parçalı kırık modellerinde retrograt TEÇ uygulamasıyla retrograt ve anterograt kombine TEÇ uygulamasının biyomekanik farklarını göstermektedir.

Her ne kadar mekanik çalışmalar için sentetik kemik modeller uygun olsa da normal yumuşak doku örtüsüne sahip olmadıkları ve çivi sürtünmesini azaltan kemik iliği dokusu içermedikleri için mükemmel bir simülasyon oluşturamazlar (21,23).

Çalışmada kullanılan kırık tipleri basit transvers ve parçalı kırıklardan ibaret olup spiral, oblik vb. kırıkların çalışılmamış olması kısıtlayıcı faktör olarak kabul edilebilir. Bunların yanında bilgilerimize göre, literatürde bugüne kadar yapılmış olan çalışmalarda kullanılan deney düzenekleri ile çalışmamızda kullanılan düzeneklerden elde

edilen verilerin birebir karşılaştırılmasının çok da doğru olmayacağını düşünmekteyiz.

## SONUÇ

Literatürden farklı bir şekilde 3'lü kombine TEÇ uygulamasının kapladığı yüzey alanının (21.18mm<sup>2</sup>), 2'li retrograt TEÇ uygulamasına (25.13mm<sup>2</sup>) göre daha az olmasına rağmen rotasyonel kuvvetlere karşı mukavemeti arttırabileceği görülmüştür. İleride yapılacak olan çalışmalar için bir dayanak noktası oluşturabilecek olan çalışmamız sonucunda; dar olan pediatrik femur medullasına ince ama sayıca fazla ve anterograt uygulama ile retrograd uygulamanın kombine kullanıldığı TEÇ uygulamasıyla daha stabil fiksasyonu sağlanabileceği sonucuna ulaşılmıştır.

## KAYNAKLAR

1. Biçimoğlu A, Çelebi L. Çocuk Femur Cism Kırıkları. TOTBİD Dergisi 2006;5(2):34-43.
2. Flynn JM, Schwend RM. Management of pediatric femoral shaft fractures. J Am Acad Orthop Surg 2004;12:347-359.
3. Imam MA, Negida AS, Elgebaly A, et al. Titanium Elastic Nails Versus Spica Cast in Pediatric Femoral Shaft Fractures: A Systematic Review and Meta-analysis of 1012 Patients. Arch Bone Jt Surg. 2018;6(3):176-188.
4. Mohamed A, Rajeev AS. Clinical outcomes and complications of titanium versus stainless steel elastic nail in management of paediatric femoral fractures-a systematic review. Eur J Orthop Surg Traumatol. 2017;27(2):157-167.
5. Buckley SL. Current trends in the treatment of femoral shaft fractures in children and adolescents. Clin Orthop Relat Res. 1997;(338):60-73.
6. Gwyn DT, Olney BW, Dart BR, et al. Rotational control of various pediatric femur fractures stabilized with titanium elastic intramedullary nails. J Pediatr Orthop. 2004;24(2):172-7.
7. Heinrich SD, Drvaric DM, Darr K, et al. The operative stabilization of pediatric diaphyseal femur fractures with flexible intramedullary nails: a prospective analysis. J Pediatr Orthop. 1994;14(4):501-7.

8. Hinton RY, Lincoln A, Crockett MM, et al. Fractures of the femoral shaft in children. Incidence, mechanisms, and sociodemographic risk factors. *J Bone Joint Surg Am.* 1999;81(4):500-9.
9. Mazda K, Khairouni A, Penneçot GF, et al. Closed flexible intramedullary nailing of the femoral shaft fractures in children. *J Pediatr Orthop B.* 1997;6(3):198-202.
10. Hughes BF, Sponseller PD, Thompson JD. Pediatric femur fractures: effects of spica cast treatment on family and community. *J Pediatr Orthop.* 1995;15(4):457-60.
11. Ligier JN, Metaizeau JP, Prévot J, et al. Elastic stable intramedullary nailing of femoral shaft fractures in children. *J Bone Joint Surg Br.* 1988;70(1):74-7.
12. Vrsansky P, Bourdelat D, Al Faour A. Flexible stable intramedullary pinning technique in the treatment of pediatric fractures. *J Pediatr Orthop.* 2000;20(1):23-7.
13. Huber RI, Keller HW, Huber PM, et al. Flexible intramedullary nailing as fracture treatment in children. *J Pediatr Orthop.* 1996;16(5):602-5.
14. Flynn JM, Luedtke LM, Ganley TJ, et al. Comparison of titanium elastic nails with traction and a spica cast to treat femoral fractures in children. *J Bone Joint Surg Am.* 2004;86-A(4):770-7.
15. Mann DC, Weddington J, Davenport K. Closed Ender nailing of femoral shaft fractures in adolescents. *J Pediatr Orthop.* 1986;6(6):651-5.
16. Fricka KB, Mahar AT, Lee SS, et al. Biomechanical analysis of antegrade and retrograde flexible intramedullary nail fixation of pediatric femoral fractures using a synthetic bone model. *J Pediatr Orthop.* 2004;24(2):167-71.
17. Mehlman CT, Nemeth NM, Glos DL. Antegrade versus retrograde titanium elastic nail fixation of pediatric distal-third femoral-shaft fractures: a mechanical study. *J Orthop Trauma.* 2006;20(9):608-12.
18. Kiely N. Mechanical properties of different combinations of flexible nails in a model of a pediatric femoral fracture. *J Pediatr Orthop.* 2002;22(4):424-7.
19. Mani US, Sabatino CT, Sabharwal S, et al. Biomechanical comparison of flexible stainless steel and titanium nails with external fixation using a femur fracture model. *J Pediatr Orthop.* 2006;26(2):182-7.
20. Lee SS, Mahar AT, Newton PO. Ender nail fixation of pediatric femur fractures: a biomechanical analysis. *J Pediatr Orthop.* 2001;21(4):442-5.
21. Green JK, Werner FW, Dhawan R, et al. A biomechanical study on flexible intramedullary nails used to treat pediatric femoral fractures. *J Orthop Res.* 2005;23(6):1315-20.
22. Heiner AD, Brown TD. Structural properties of a new design of composite replicate femurs and tibias. *J Biomech.* 2001;34(6):773-81.
23. Cristofolini L, Viceconti M, Cappello A, et al. Mechanical validation of whole bone composite femur models. *J Biomech.* 1996;29(4):525-35.