



**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
SPOR HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**AYAKBİLEĞİ EVERTÖR VE DORSİFLEKSÖR KAS GRUPLARINA  
UYGULANAN KONSENTRİK VE EKSENTERİK KOMBİNE İZOKİNETİK  
EGZERSİZİN SENSORİMOTOR KONTROL ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dr. S. Banu KELEŞ**

**UZMANLIK TEZİ**

**BURSA – 2011**



**T.C.  
ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ  
TIP FAKÜLTESİ  
SPOR HEKİMLİĞİ ANABİLİM DALI**

**AYAKBİLEĞİ EVERTÖR VE DORSİFLEKSÖR KAS GRUPLARINA  
UYGULANAN KONSENTRİK VE EKSENTERİK KOMBİNE İZOKİNETİK  
EGZERSİZİN SENSORİMOTOR KONTROL ÜZERİNE ETKİSİ**

**Dr. S. Banu KELEŞ**

**UZMANLIK TEZİ**

**Danışman: Doç. Dr. Ufuk ŞEKİR**

**BURSA – 2011**

# İÇİNDEKİLER

	<b><u>Sayfa</u></b>
Türkçe Özet.....	ii
İngilizce Özet.....	iv
Giriş.....	1
Gereç ve Yöntem.....	5
1. Denekler.....	5
1.1 Deneklerin Testlere Hazırlanması ve Çalışma Planı	5
2. Ön Testler.....	6
2.1 Proprioepsiyon Testleri.....	6
2.1.1 Eklem Pozisyon Hissi Testi.....	6
2.1.1.1 Pasif Eklem Pozisyon Hissi Testi.....	6
2.1.1.2 Aktif Eklem Pozisyon Hissi Testi .....	7
2.1.2 Kinestezi Testi.....	8
2.2 Bilgisayarlı İzokinetik Kuvvet Testi.....	8
2.3 Kas Reaksiyon Zamanı Ölçümleri.....	9
2.3.1 EMG Ölçümleri İçin Hazırlık.....	9
2.3.2 İnversiyon Simulasyon Platformu.....	10
2.3.3 EMG Ölçümleri ve Kas Reaksiyon Zamanı.....	11
3. Egzersiz Program.....	11
4. İstatistiksel Analiz.....	14
Bulgular.....	15
Tartışma ve Sonuç.....	45
Kaynaklar.....	66
Teşekkür.....	72
Özgeçmiş.....	73

## ÖZET

Bu çalışmada sağlıklı bireylerin dominant ayak bileklerinin evertör ve dorsifleksör kas gruplarına uygulanan konsentrik ve eksentrik kombine izokinetik egzersizin sensorimotor kontrol üzerine etkisini araştırmayı amaçladık.

Çalışmaya 18- 30 yaş arasında sağlıklı ve rekreasyonel düzeyde spor yapan 24 erkek denek katılmıştır. Denekler randomize olarak egzersiz (n= 12) ve kontrol ( n=12) gruplarına ayrılmıştır. Deneklere ön testler olarak inversiyon yönünde 10° ve 20°, plantarfleksiyon yönünde ise 15° ve 30° açılarda aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testleri, kinestezi testi, 60, 180 ve 300°/s açısal hızda invertör, evertör, plantarfleksör ve dorsifleksör kas gruplarına eksentrik ve konsentrik izokinetik kuvvet testleri ve 15° ve 30° ani inversiyon simülasyon platformunda nötral ve plantarfleksiyon pozisyonlarında kas reaksiyon zamanı ölçümleri yapılmıştır. Egzersiz grubunun dominant ayak bileği dorsifleksör ve evertör kas gruplarına izokinetik dinamometre kullanılarak 6 hafta süre ile kombine konsentrik-eksentrik egzersiz uygulanmıştır. Bu süre sonrasında ilk testler tekrarlanmıştır.

Egzersiz sonrasında, egzersiz grubunun egzersiz yaptırılan dominant ayak bileğinde 1) dorsifleksör ve evertör kaslarda anlamlı eksentrik kas kuvveti artışı saptanmıştır (p<0.01-0.05) 2) peroneus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanları, nötral ve plantarfleksör pozisyonlarda 15° ve 30°de anlamlı olarak kısalmıştır (p<0.01-0.05) 3) inversiyon yönünde 10° ve 20° pasif eklem pozisyon hissi ve kinestezi değerlerinde anlamlı düzelme gözlemlenmiştir (p<0.01-0.05) 4) plantarfleksiyon yönünde 30° aktif ve pasif ile 15° aktif eklem pozisyon hissi ve kinestezi değerlerinde anlamlı düzelme (p<0.01-0.05) olmuştur. Biz çalışmamızda, sağlıklı ayak bileğine uygulanan izokinetik eksentrik-konsentrik kasılma içerikli bir egzersiz programı ile ayak bileğinde motor kuvvet, kas reaksiyon zamanları ve propriosepsiyonda önemli gelişmeler kaydedildiğini gösterdik.

Bu bulgular ışığında, yaralanmalara predispozisyon oluşturduğu savunulan kuvvet ve proprioepsiyon defisitlerinin azaltılarak, yaralanma insidansının ve tedavi giderlerinin azalacağı düşüncesindeyiz.

**Anahtar kelimeler:** eksentrik egzersiz, peroneal reaksiyon zamanı, izokinetik dinamometre, proprioepsiyon.

## SUMMARY

### **Effect of Eccentric and Concentric Combined Isokinetic Exercises of Ankle Evertor and Dorsiflexor Muscle Groups on Sensorimotor Control**

The aim of this study was to examine the effect of eccentric and concentric combined isokinetic exercises of ankle evertor and dorsiflexor muscle groups on sensorimotor control in uninjured ankles. Twenty-four male recreational athletes with healthy ankles (age between 18-30 years) participated in this study and they were randomly assigned to one of two groups: exercise (n=12) and control (n=12). Firstly, they were tested for active and passive position sense of ankle inversion at 10° and 20° and plantarflexion at 15° and 30°, kinesthesia, isokinetic eccentric and concentric peak torque of ankle invertor, evertor, plantarflexor and dorsiflexor muscle groups at 60,180 ve 300°/s, muscle reaction times of peroneus longus and tibialis anterior on the sudden inversion platform to 15° and 30° at neutral and plantarflexion. Eccentric exercise protocol was applied with isokinetic dynamometer for six weeks to dorsiflexor and evertor muscles of the dominant ankle of the exercise group. The initial tests were repeated after the end of this exercise period.

After exercise period 1) eccentric peak torque values of evertor and dorsiflexors were significantly higher ( $p<0.01-0.05$ ) 2) muscle reaction times of peroneus longus and tibialis anterior on sudden inversion platform at 15° and 30° at neutral and plantarflexion were significantly shortened ( $p<0.01-0.05$ ) 3) kinesthesia and passive position sense of ankle inversion at 10° and 20° were significantly improved ( $p<0.01-0.05$ ) 4) kinesthesia, 30° active and passive, and 15° active position sense of ankle plantarflexion were significantly improved ( $p<0.01-0.05$ ) at dominant ankles of exercise group. In our study, we showed that subjects with healthy ankles who applied a training program of isokinetic eccentric-concentric contractions gained important improvements in strength, muscle reaction time and also in

proprioception. In the light of this findings, we conclude that by improving muscle weakness and proprioceptive deficits which are causing predisposition to ankle injuries, the incidence of ankle injuries and treatment costs will reduce.

**Key words:** eccentric exercise, peroneal reaction time, isokinetic dynamometer , proprioception

## GİRİŞ

Ayak bileğinde inversiyon tipi burkulma yaralanmaları başta futbol, basketbol, voleybol gibi sıçrama ve ani duruş manevralarının yoğun olarak yapıldığı sporlarda sık gözlenir. Tüm spor yaralanmalarının %15 - %45'ini ayakbileği ligaman yaralanmaları teşkil etmektedir (1, 2, 3). Özellikle inversiyon tipi burkulmaların insidansının gün başına 10000 kişide 1 gözleendiğinden bahsedilmektedir (4, 5). İversiyon tipi yaralanmaların oluşumunda; ayak bileğinin plantarfleksiyonda olması, subtalar eklemde inversiyonu ile ayak ve zemin temas noktasının subtalar aksa göre mediale kayması suçlanmaktadır (6, 7). Ayak bileği burkulma tipi yaralanmalarının sık gözlenmesi yanısıra önemli bir özelliği de hastaların %30-40'ında tekrarlayan yaralanmaların ve kalıcı semptomların oluşmasıdır (5, 8). Tekrarlayan yaralanmalarda en çok karşılaşılan sorun ise fonksiyonel instabilitedir ve genellikle instabilitenin temelinde propriyoseptif yetersizlikler, ağrı ve kas zayıflığı rol oynar (5, 6).

Propriyosepsiyon, eklem kapsülü, ligamanlar, kaslar, tendonlar ve deride lokalize mekanoreseptörler aracılığı ile santral sinir sistemine olan kümülatif nöral bilgi girişi olarak tanımlanabilir (9, 10). Eşlik eden nöromüsküler geribildirim mekanizmaları ile birlikte propriyosepsiyon fonksiyonel eklem stabilitesinin oluşumunda ve idamesinde önemli bir rol oynamaktadır (10). İlk olarak Freeman ve Wyke (11) tarafından yaralanma sonrası eklem mekanoreseptörlerinin kısmi afferent ileti kaybına uğradıkları düşüncesi ortaya atılmış ve bunun kronik ayakbileği instabilitesinde anahtar rolü oynadığı ifade edilmiştir. Garn ve Newton (12) ayakbileği yaralanması olanlarda kinestezi testlerinde sağlam tarafla karşılaştırıldığında gerileme saptamışlardır. Löfvenberg ve ark. (13) deneysel ortamda ani inversiyona karşı oluşan refleks peroneal reaksiyon zamanının kronik lateral ayakbileği instabilitesi olan bireylerde, sağlam kontrol grubu ile kıyaslandığında daha uzun olduğunu belirtmişlerdir. Araştırmacılar bunun kronik instabiliteye predispozisyonu arttırdığını ileri sürmüşlerdir. Konradsen ve Ravn (14)



kronik ayakbileği instabilitesi olanlarda benzer sonuçlar elde etmişlerdir. Glencross ve Thornton (15) pasif eklem pozisyonu saptama becerisinde yaralanma şiddetiyle orantılı olarak hata payının arttığını belirtmektedir. Ayakbileğinde tek bacak sıçrama gibi fonksiyonel test kullanılarak fonksiyonel instabilitesi olan kişilerde yapılan bir araştırmada yaralanan tarafta daha kötü performans sonuçları bildirilmektedir (16). Leanderson ve ark. (17) ve Tropp (18) postüral kaymayı inceledikleri araştırmalarında fonksiyonel ayakbileği instabilitesi olan kişilerde normal kontrollerle kıyaslandığında postüral kayma oranının arttığını saptamışlardır. Kronik fonksiyonel ayakbileği instabilitesinde propriyoseptif yetersizlikleri değişik boyutları ile inceleyen bu çalışma sonuçları propriyosepsiyonun eklem stabilitesini sağlamak ve tekrarlayan yaralanmalardan korunmak bakımından ne derece önemli olduğunu ortaya koymaktadır. Konradsen ve ark. (6) ayakbileğinin fonksiyonel instabilitesinin sağlanmasında iki önemli noktaya dikkati çekmiştir. Birincisi, ayakbileğinin plantarfleksiyonla birlikte inversiyona gidişine yol açan pozisyonlardan kaçınmak diğeri ise bir inversiyon kuvveti ile karşılaşıldığında bu kuvvete karşı yeteri kadar hızlı ve kuvvetli karşı gelebilmektir. Başka bir deyişle örneğin yürüme sırasında salınım fazında ayağın daha yükseğe kaldırılması, peroneal kasların preaktivasyonu ve periferik afferent uyarıların artırılarak uygunsuz pozisyona giden ayakbileğinin peroneal kaslarla kontrolünün sağlanması instabiliteyi engelleyecektir. Trevino ve ark.(5) ve Mascaro ve Swanson (19), tekrarlayan ayakbileği yaralanmalarından korunmak ve fonksiyonel instabiliteyi kontrol edebilmek için rehabilitasyon programında özellikle peroneal kasların kuvvetlendirilmesine ve propriyoseptif antrenmanlara önem verilmesi gerektiğini ifade etmektedirler. Bugüne kadar yapılan değişik araştırma sonuçlarına göre propriyosepsiyon egzersizleri ile nöromusküler yetersizlikler azaltılabildiği gibi (1, 20-22) tekrarlayan ayakbileği yaralanmalarından korunmanın da mümkün olabileceği ifade edilmektedir (10, 21). Bernier ve Perrin (20) altı haftalık koordinasyon ve balans antrenmanları ile postüral kayma testlerinde fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olanlarda kontrol grubuna oranla düzelme saptamışlardır. Holme ve ark. (21) balans antrenmanlarının akut ayak bileği yaralanması olanlarda

eklem pozisyon hissi, postüral kayma ve yeniden yaralanma riski üzerine etkisini incelemişler ve 6 haftalık egzersiz programı ile kontrol grubuna oranla yeniden yaralanma riskinin azaltılabileceği ifade edilmiştir. Eils ve Rosenbaum (1) ise kronik ayakbileği instabilitesi olan 30 kişide çoklu egzersiz istasyonlarından oluşan bir propriyoseptif egzersiz programı uygulamışlar ve eklem pozisyon hissi, postüral kayma ve peroneal kas reaksiyon zamanlarında anlamlı gelişmeler saptamışlardır ve böyle bir programın tekrarlayan ayak bileği yaralanmalarının rehabilitasyonu ve önlenmesinde faydalı olacağını ifade etmişlerdir. Sekir ve ark. (23) fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan sporcularda ayak bileği invertör ve evertör kas gruplarına yönelik 6 hafta süre ile konsentrik modda izokinetik bir egzersiz programı uygulamışlar ve propriosepsiyonun bir ölçümü olan eklem pozisyon hissi üzerinde olumlu bir gelişmenin olduğunu göstermişlerdir.

Eklem stabilitesini arttırmaya yönelik yapılan ve propriyosepsiyonu geliştiren egzersiz programlarının hangi refleks mekanizmalar üzerinden etkili olduğu ve hangi tip egzersizlerin daha yararlı olduğu konusu ise halen tartışmalıdır (9). Özellikle kasta lokalize kas içiği ve tendonda yer alan golgi tendon organı eklem propriyosepsiyonuna ciddi katkılar sağlamaktadır (9, 10). Ayakbileğinde kütanöz dokular ve eklem kaynaklı duyu sinirlere anestezi blokaj yapılarak yapılan araştırmalarda ayakbileği propriyosepsiyonunun ciddi bir şekilde etkilenmediği saptanmıştır (9, 24). Bu bulgu eklem etrafında yer alan özellikle peroneal kasların dinamik stabilizasyonda ne derece önemli olduğunu bir kere daha göstermektedir. Irrgang ve Neri (9) eklem etrafındaki kasların gerilimlerinin artırılması ile kas içiği duyarlılığının artırılmasının propriyosepsiyona önemli katkılar sağlayacağını belirtmektedir. Mascaro ve ark. (19) tekrarlayan ayakbileği yaralanmalarında rehabilitasyon programında eksentrik içerikli izokinetik egzersizlerin faydalı olabileceğini ifade etmektedir. Genel literatür bilgisine bakıldığında ise özellikle kas içi gerilimleri artırma bakımından eksentrik nitelikte kasılma içeren egzersizlerin daha etkili olduğu gerçeği de bu görüşü desteklemektedir (25, 26). Ani inversiyon hareketine karşı deneysel ortamda peroneal kas gruplarının reaksiyon zamanının yetersiz olduğunu gösteren

araştırma bulguları yanısıra (7), Hartsell ve Spaulding (28) özellikle 240<sup>0</sup>/saniyelik açısız hızlarda ani inversiyonda peroneal kasların eksentrik kasılma gücünde bir azalma olduğunu ifade edilmektedir. Bu bilgiler tekrarlayan kronik lateral ayakbileği instabilitesinin önlenmesinde özellikle eksentrik nitelikte kasılmalar içeren izokinetik kuvvetlendirme programlarının yüksek hızlarda gerekli reaksiyon zamanını ve kuvvetini arttırarak eklem stabilitesini olumlu yönde etkileyeceği düşüncesini akla getirmektedir. Diz fleksörlerinin ekstansiyona giderken dizin deselerasyonu sırasında eksentrik kuvvetinin önemli olduğu bilgisi dizde böyle bir etkinin olduğunu göstermektedir (26). Fakat ayakbileğinde dorsifleksör (tibialis anterior) ve evertör (peroneal) kas gruplarına yönelik eksentrik kasılma içerkli egzersizlerin propriyosepsiyona ve eklem stabilitesine olan katkısını ve ilişkisini direkt olarak inceleyen literatür çalışmasına rastlanmamıştır.

Bu bilgiler ışığında planlanan bu çalışmada sağlıklı bireylerde ayakbileği dorsifleksör ve evertör kas gruplarına uygulanacak eksentrik-konsentrik içerkli izokinetik bir egzersiz programının ayakbileği sensorimotor kontrol üzerine olan etkilerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

## GEREÇ VE YÖNTEM

### 1.Denekler

Çalışmaya 18- 30 yaşları arasında, sağlıklı ve rekreasyonel düzeyde spor yapan 24 denek katılmıştır. Denekler, çalışmaya katılımlarını engelleyecek sağlık sorunları açısından değerlendirilmiştir. Genel fizik muayeneden sonra, özellikle alt ekstremitte ayrıntılı şekilde muayene edilmiştir. Testlerin başlangıcından altı aydan daha kısa süre içinde alt ekstremitte yaralanması ya da travmatik lateral ayak bileği burkulması, ayak bileği kırığı veya operasyonu öyküsü, tekrarlayan ayak bileği burkulması bulguları ya da “ayak bileğinde boşalma ” hissi, vestibuler veya nörolojik hastalık öyküsü, testler sırasında alt ekstremitede kas yorgunluğu veya ağrı olan denekler çalışma dışı bırakılmıştır. Deneklere öncelikle çalışma hakkında ayrıntılı bilgi verilmiş, ön bilgi içeren ve gönüllü katılımlarını belirttikleri Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 25 Ocak 2011 tarih ve 2011-3/13 no’lu karar ile onaylanmış “Bilgilendirilmiş Gönüllü Olur Formu ” imzalatılmıştır. Daha sonra, çalışmaya katılan 24 denek randomize olarak, egzersiz (n= 12) ve kontrol (n=12) gruplarına ayrılmıştır. Egzersiz grubunda 11 sağ ve 1 sol dominant denek, kontrol grubunda da aynı şekilde 11 sağ ve 1 sol dominant denek bulunmaktadır.

#### 1.1 Deneklerin Testlere Hazırlanması ve Çalışma Planı:

Tüm testler Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Ana Bilim Dalı Laboratuvarı’ nda yapılmıştır. Sirkadien ritmin sonuçlar üzerindeki olası etkilerinden kaçınmak amacıyla testler sabah 08.00-12.00 saatleri arasında gerçekleştirilmiştir. Tüm denekler, test günlerinde alkol ya da ilaç kullanmamaları ve yorucu fiziksel aktiviteden kaçınmaları konularında uyarılmıştır. Çalışma öncesinde deneklere boy ve kilo ölçümleri yapılmıştır ve dominant ekstremitte belirlenmiştir. Dominant ekstremitenin belirlenmesi için deneklere topa vurdukları ayak sorulmuştur. Denekler ilk testler için 3 farklı

gün EMG ile kas reaksiyon zamanı ölçümü, invertör-evertör kasların ve plantarfleksör-dorsifleksör kasların propiosepsiyon testleri (pasif ve aktif eklem pozisyon hissi testleri, kinestezi testleri) ve izokinetik kuvvet testlerinin yapılması amacıyla laboratuara çağırılmıştır. İlk gün EMG ile birlikte ani ayak bileği inversiyonunda evertör-dorsifleksör kas reaksiyon zamanı ölçümlerini içeren testler yapılmıştır. İkinci gün invertör ve evertör kasları değerlendirmek için, önce ayak bileğinde pasif ve aktif eklem pozisyon hissi testleri ve kinestezi testi, sonra izokinetik kuvvet ölçümü yapılmıştır. Kuvvet testlerinin propiosepsiyon ölçümlerine olası olumsuz etkisinden kaçınmak amacıyla propiosepsiyon testleri özellikle kuvvet testlerinden önce yapılmıştır. Üçüncü gün plantarfleksör ve dorsifleksör kasları değerlendirmek için sırası ile ayak bileğinde pasif ve aktif eklem pozisyon hissi testi, kinestezi testi ve izokinetik kuvvet ölçümü yapılmıştır. Tüm ölçümler dominant ve nondominant bacakta gerçekleştirilmiştir. Egzersiz grubunda yer alan deneklere daha sonra 6 hafta süre ile haftada 3 gün dominant taraf ayakbileği evertör ve dorsifleksör kaslarına izokinetik egzersiz programı uygulanmıştır. Kontrol grubunda yer alan denekler ise bu süre zarfında normal günlük yaşam aktivitelerine devam ettiler. Altı hafta sonunda ise egzersiz ve kontrol grubunda yer alan deneklere 3 farklı günde tüm aynı şekilde ölçümler tekrarlanmıştır.

## **2. Ön Testler**

### **2.1 Propriosepsiyon Testleri**

**2.1.1 Eklem Pozisyon Hissi Testi:** Aktif ve pasif eklem pozisyon hissini değerlendirmek amacıyla inversiyon yönünde 10 ve 20° , plantarfleksiyon yönünde ise 15 ve 30° test açıları olarak belirlenmiştir.

**2.1.1.1 Pasif Eklem Pozisyon Hissi Testi:** Ölçümlerde izokinetik dinamometre cihazı (CSMI Humac Norm, ABD) kullanılmıştır. Her ölçümden önce cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Denekler cihaza sırtüstü pozisyonda yerleştirilmiştir. Plantarfleksiyon açılarının ölçümü için kalça 30-40° ve diz 20-30° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirilerek ayak bileği izokinetik dinamometrenin kuvvet platformuna bağlanmıştır. Rotasyon aksı

plantarfleksiyon açıları için medial malleolü görecektek şekilde ayarlanmıştır. İnversiyon açılarının ölçümü için kalça 90° ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde iken ayak bileği izokinetik dinamometreye yerleştirilmiştir (Şekil-3) Rotasyon aksı inversiyon açıları için subtalar eklemi görecektek şekilde ayarlanmıştır. Tüm test boyunca deneklerin gözleri kapalı tutulmuştur. Ayakbileği, inversiyon ve plantarfleksiyon yönündeki daha önce belirlenen açılardan her birine rasgele şekilde, önce araştırmacı tarafından pasif olarak 1 saniye içerisinde getirilmiştir (Her bir açı için nötralden başlanmıştır). İlgili açıda 5 saniye tutulduktan sonra hemen nötrale getirilmiş olan ayak bileği 0.5°/saniyelik hızda tekrar o açığa doğru izokinetik dinamometre tarafından hareket ettirilirken, denegin o açığa geldiğini hissettiğinde durması ve sesle uyarı vermesi istenmiştir. Her testten önce denegin teste uyumunu arttırmak amacı ile birer deneme yapılmıştır. Her bir açı için testler 3 kere tekrarlanmıştır. Elde edilen değerlerin, hedef açıdan farkı alınarak hesaplamalar yapıldıktan sonra ortalamaları alınmıştır.

**2.1.1.2 Aktif Eklem Pozisyon Hissi Testi:** Ölçümlerde izokinetik dinamometre cihazı (CSMI Humac Norm, ABD) kullanılmıştır. Her ölçümden önce cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Denekler cihaza sırtüstü pozisyonda yerleştirilmiştir. Plantarfleksiyon açılarının ölçümü için kalça 30-40° ve diz 20-30° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirilerek ayak bileği izokinetik dinamometrenin kuvvet platformuna bağlanmıştır. Rotasyon aksı, medial malleolü görecektek şekilde ayarlanmıştır. İnversiyon açılarının ölçümü için kalça 90° ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde iken ayak bileği izokinetik dinamometreye yerleştirilmiştir. Rotasyon aksı inversiyon açıları için subtalar eklemi görecektek şekilde ayarlanmıştır. Tüm test boyunca deneklerin gözleri kapalı tutulmuştur. Ayakbileği, inversiyon ve plantarfleksiyon yönündeki daha önce belirlenen açılardan her birine rasgele şekilde, önce araştırmacı tarafından pasif olarak 1 saniye içerisinde getirilmiştir (Her bir açı için nötralden başlanmıştır). İlgili açıda 5 saniye tutularak denegin açığı öğrenmesi istenmiştir. Cihazın hızı 0.5<sup>0</sup>/saniye olarak ayarlanmıştır. Bu testte pasif pozisyon hissi testinden farklı olarak denekten ayakbileğini aktif olarak hareket ettirerek kendisine gösterilen açığı bulmaları istenmiştir. Her testten

önce birer deneme yapılmıştır. Her bir açı için testler 3 kere tekrarlanmıştır. Elde edilen değerlerin, hedef açıdan farkı alınarak hesaplamalar yapıldıktan sonra ortalamaları alınmıştır.

### **2.1.2 Kinestezi Testi:**

Ölçümlerde izokinetik dinamometre cihazı (CSMI Humac Norm, ABD) kullanılmıştır. Her ölçümden önce cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Denekler cihaza sırtüstü pozisyonda yerleştirilmiştir. Plantarfleksiyon açılarının ölçümü için kalça 30-40° ve diz 20-30° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirilerek ayak bileği izokinetik dinamometrenin kuvvet platformuna bağlanmıştır. Rotasyon aksı plantarfleksiyon açıları için medial malleolü görececek şekilde ayarlanmıştır. İnversiyon açıların ölçümü için kalça 90° ve diz 90° fleksiyonda olacak şekilde iken ayak bileği izokinetik dinamometreye yerleştirilmiştir. Rotasyon aksı inversiyon açıları için subtalar eklemi görececek şekilde ayarlanmıştır. Aynı ayrı plantarfleksiyona ve inversiyona 5° kadar gidebilecek bir hareket sınırı belirlenmiştir. Cihaz 0.1°/saniyelik bir açısal hızda, rasgele şekilde, nötralden plantarfleksiyona veya inversiyona hareket edecek şekilde ayarlandıktan sonra, test süresince gözleri kapalı olan deneğin cihazda hareketin başlatılmasından itibaren hareketi ilk hissettiği an haber vermesi istenmiştir. Nötralden itibaren deneğin uyarı verdiği açıdaki fark hesaplanmıştır. Her testten önce birer deneme yapılmıştır. Her bir açı için test 3 kere tekrarlanıp ortalaması alınmıştır.

### **2.2 Bilgisayarlı İzokinetik Kuvvet Testi:**

Testten önce deneklere bisiklet ergometresinde 10 dakika ısınma sonrası her iki ayak bileğine test edilecek eklemeye yönelik 20 saniyelik 2 set germe egzersizi yaptırılmıştır. Deneklerin her iki ayak bileği plantarfleksör/dorsifleksör ve invertör/evertör kas kuvvetleri izokinetik dinamometre (CSMI Humac Norm, USA) kullanılarak test edilmiştir. Her ölçümden önce cihazın kalibrasyonu yapılmıştır. Plantarfleksör/dorsifleksör kas kuvvetleri ölçümü için kalça 30-40° ve diz 20-30° fleksiyonda olacak şekilde yerleştirilerek ayak bileği izokinetik dinamometrenin kuvvet platformuna bağlanmıştır. Rotasyon aksı, medial malleolü görececek şekilde ayarlanmıştır. İnvertör/evertör kas kuvvetleri ölçümü için kalça 90° ve diz 90°

fleksiyonda olacak şekilde iken ayak bileği izokinetik dinamometreye yerleştirilmiştir. Rotasyon aksı inversiyon açıları için subtalar eklemi görece şekilde ayarlanmıştır. Deneklerin konsentrik ve eksentrik kas kuvvetleri 60°/san, 180°/san ve 300°/san'lik açısal hızlar için 4 tekrarlı kasılmaları içeren bir protokol ile test edilmiştir. Testler sırasında denekler sözel olarak cesaretlendirilmiştir. Testler öncesinde hastaların test uygulamalarına maksimum uyumunu sağlayabilmek için her açısal hızda 3 tekrarlı denemeler yaptırılmıştır. Her iki ayak bileği ölçümleri arasında 3 dakika, farklı açı ve açısal hızlar arasında 20 saniye, konsentrik ve eksentrik ölçümler arasında ise hastalara 5 dakika istirahat verilmiştir. Test sonucunda deneklerin tüm kas gruplarına ait kas kuvvet oranları izokinetik dinamometrenin software'i aracılığı ile elde edilmiştir.

## **2.3 Kas Reaksiyon Zamanı Ölçümleri**

### **2.3.1 EMG Ölçümleri İçin Hazırlık**

Elektromiyografik aktivite, taşınabilir 8 kanallı kas EMG aleti (ME3000P, Mega Electronics, Kuopio, Finland) kullanılarak ayak bileği evertör (peroneus longus) ve dorsifleksör (tibialis anterior) kaslardan kaydedilmiştir. Peroneus longus ve tibialis anterior kaslarından yüzeysel elektromiyografi (EMG) kayıtlarını elde etmek için bipolar gümüş/gümüşklorid kaplı yüzey elektrotlar (Kendall-Arbo elektrotlar 1 cm gümüş-gümüşklorid diskler ile; Tyco Healthcare, Neustadt/Donau, Germany) kullanılmıştır. Elektrotlar yerleştirilmeden önce, deri traşlanmış ve isopropil alkolle temizlenmiş ve elektrot arası empedansı 2000  $\Omega$  altında tutmak ve deri empedansını en aza indirmek için zımpara kağıdı ile ovulmuştur. Elektrotlar ölçüm yapılacak olan peroneus longus ve tibialis anterior kaslarının en belirgin olduğu yerlere, kas liflerinin yönüne mümkün olduğunca paralel bir çizgi boyunca kasların gövdesi üzerindeki deriye yapıştırılmıştır. Elektrot çiftlerinin merkezleri arasındaki mesafe 20 mm olarak belirlenmiştir. Elektrotlar, tibialis anterior için tibia'nın üst ve orta 1/3'lük kesiminin birleştiği yere ve subkütanöz sınırının 1 cm lateraline, peroneus longus için fibula'nın üst ve orta 1/3'lük kesimlerinin birleşim yeri civarı lateral kompartman üzerine yerleştirilmiştir (Şekil-2) Daha sonra uygun yerleşim yapıp yapılmadığı



manuel testlerle ve istemli kontraksiyonlarla kontrol edilmiştir. Elektrotlar her iki bacağa aynı şekilde yapıştırılmıştır ve tüm ölçümler tamamlanıncaya kadar çıkarılmamıştır. Testler sırasında deneklerin ayakkabıları ayaklarındaydı.

### **2.3.2 İversiyon Simulasyon Platformu**

Peroneus longus ve tibialis anterior kaslarının reaksiyon zamanlarının yüzeysel EMG ile ölçümü için ayak bileği inversiyon tipi burkulma mekanizmasının simülasyonu amacıyla özel olarak yaptırılan tuzak platform kullanılmıştır. Bu platformda frontal düzlemde 15° ve 30° ayakbileği inversiyonuna izin veren menteşeli sistem mevcuttur. Deneğin platform üzerinde elektronik düzeneğe sırtı dönük olarak ayakta durdurması istenmiştir ve her iki ayak arasındaki mesafe yaklaşık 10 cm olacak şekilde, ayakların platform üzerinde belirlenmiş yerleşim yerlerine tam basacak biçimde yerleşimleri sağlanmıştır (Şekil-4). Rotasyonun aksı ise her iki ayakbileği için ayakbileği medialinde kalmıştır. Denek platform üzerinde dururken ayak bileği nötral veya 20° plantar fleksiyon pozisyonunda iken 8 kanallı EMG cihazı (Mega Electronics, Finland) kayda başlanmıştır.

Platforma ait her iki bacağın ağırlığını ayrı ayrı gösteren gösterge izlenerek her iki bacağa eşit yük vermesi sağlandığında ve denek istirahat EMG aktivitesi gösterdiğinde deneğin haberi olmadan manuel kontrollü bir düzenekle tuzak platformunun bir kapağı o taraftaki ayakbileğinde 15° veya 30°'lik ani inversiyon yapacak şekilde serbest bırakılmıştır (Şekil 5-a). Sistem aynı zamanda EMG cihazına hareketin başladığına dair bir sinyal göndermektedir. Bu test her ayakbileği için rastgele olarak 3 kere tekrar edilmiştir. Nötral pozisyondaki testler tamamlanınca, platformun 20° plantar fleksiyon pozisyonuna gelmesi sağlanmıştır ve aynı test protokolü 20° plantar fleksiyondaki platformda tekrarlanmıştır (Şekil 5-b). Testler esnasında deneklerin gözleri açıktı. Deneklerden kollarını her iki yanda serbest şekilde bırakmaları, platformun her iki yanında güvenlik amacıyla mevcut bölüme tutunmamaları istenmiştir.

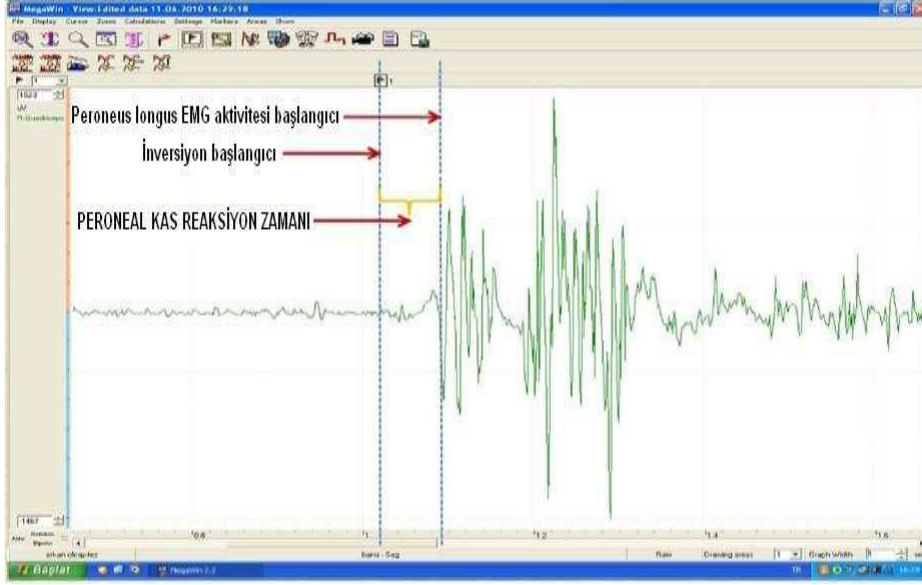
### **2.3.3 EMG ölçümleri ve Kas Reaksiyon Zamanı:**

Sinyaller elektrotlara yakın yerleşik, düşük geçiş filtrelili (8-500 Hz, -3dB points), 12-bit analog-dijital dönüşümlü analog ayırıcı amplifikatörler ile büyütülmüş ve bir mikrobilgisayarda (Mega Electronics, ME3000P sistem) depolanmıştır. Bu birim analog EMG sinyalini 1000 Hz frekansında örneklemiştir. Kayıt sırasında, veriler optik bir kablo ile kişisel bir bilgisayara aktarılmış ve ham EMG amplitüd değerleri ( $\mu\text{V}$ ) ME3000P software (MegaWin v2.2, Mega Electronics) ile otomatik olarak hesaplanmıştır. Depolanmış ham EMG verisi software tarafından mutlak ortalama karekök amplitüd değerleri ( $\mu\text{V}$ ) olarak ifade edilmiştir.

Kas reaksiyon zamanı yüzeysel EMG ile, inversiyon süresi ve hareket hızı platformdaki elektronik sistem aracılığı ile ölçülmüştür. Ayakbileği inversiyonunun başladığı noktadan itibaren ilk EMG cevabının oluştuğu süre kas reaksiyon zamanı olarak adlandırılmaktadır. Kas reaksiyon zamanı hesabı için; istirahatteki EMG sinyal seviyesinin 2 katını geçen art arda yükselen 3 ölçümünden ilki alınmıştır ve bu değerden, platformda inversiyonun başlangıcını gösteren marker tarafından belirtilmiş süre çıkarılmıştır. Bu süre EMG cihazı software'i ve bilgisayar yardımı ile her bir ölçümde tibialis anterior ve peroneus longus için ayrı ayrı hesaplanmıştır. 3 ölçümün ortalaması alınmıştır.

### **3. Egzersiz programı:**

Egzersiz grubu deneklerine, kontrol grubundan farklı olarak ayak bileği evertör ve dorsifleksör kaslarına izokinetik dinamometrede (CSMI Humac Norm, USA) kombine konsentrik-eksentrik egzersiz programı uygulanmıştır. Egzersizler, test bölümünde ifade edilen pozisyonlara uygun şekilde denek cihaza bağlanarak yapılmıştır.  $60^\circ$ ,  $120^\circ$ ,  $180^\circ$ ,  $240^\circ$  ve  $300^\circ/\text{s}$  açısal hızlarda 6 tekrarlı ve setler arasında 20 saniyelik istirahatlerden oluşan programla çalışılmıştır. Bu program, egzersiz grubu deneklerin, sadece dominant bacak ayak bileğine haftada 3 gün ve 6 hafta süreyle uygulanmıştır.



**Şekil- 1:** Peronus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanı ölçümü EMG görüntüsü.



**Şekil-2:** Peronus longus ve tibialis anterior kaslarına elektrot yerleşimi.



**Şekil-3:** Deneğin izokinetik dinamometre cihazındaki yerleşimi



**Şekil-4:** Deneğin ani inversiyon platformundaki yerleşimi (nötral pozisyon)



A

B

**Şekil-5:** Deneğin nötral pozisyonundan 30° inversiyona (A) ve 20° plantarfleksiyondan 30° inversiyona (B) düşme pozisyonları.

#### 4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel değerlendirmede SPSS istatistik programı (version 16.0) kullanıldı. İstatistiksel hesaplamalarda, egzersiz öncesi ölçülen parametrelerin egzersiz ve kontrol grupları arasındaki farklılıklarının değerlendirmelerinde “Mann-Whitney U testi ” kullanıldı. Her iki grubun kendi içinde egzersiz öncesi ve sonrası ölçülen parametrelerin istatistiksel analizinde “Wilcoxon testi” uygulandı. Yüzdesel değişim hesaplamalarında  $(ES - EÖ) / EÖ \times 100$  formülü kullanıldı. Ölçülen parametrelerin yüzdesel değişimleri açısından iki grup arasındaki değerlendirmede de “Mann-Whitney U testi” kullanıldı.  $p < 0.05$  değeri istatistiksel anlamlılık olarak alındı. Sonuçlar aritmetik ortalama  $\pm$  standart sapma olarak verildi.

## BULGULAR

### Deneklerin Fiziksel Özellikleri

Deneklerin fiziksel özellikleri Tablo-1'de özetlenmiştir. Test uygulamalarına başlarken, deneklerin fiziksel özellikleri olarak kabul edilen yaş, boy ve kilo parametrelerinde egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ( $p>0,05$ ).

**Tablo-1:** Deneklerin fiziksel özellikleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma).

	EGZERSİZ	KONTROL
YAŞ	21.9 $\pm$ 3.1	24.3 $\pm$ 3.1
BOY	175.8 $\pm$ 4.3	175.9 $\pm$ 5.4
KİLO	70.8 $\pm$ 6.9	75.2 $\pm$ 10.4

### Kuvvet

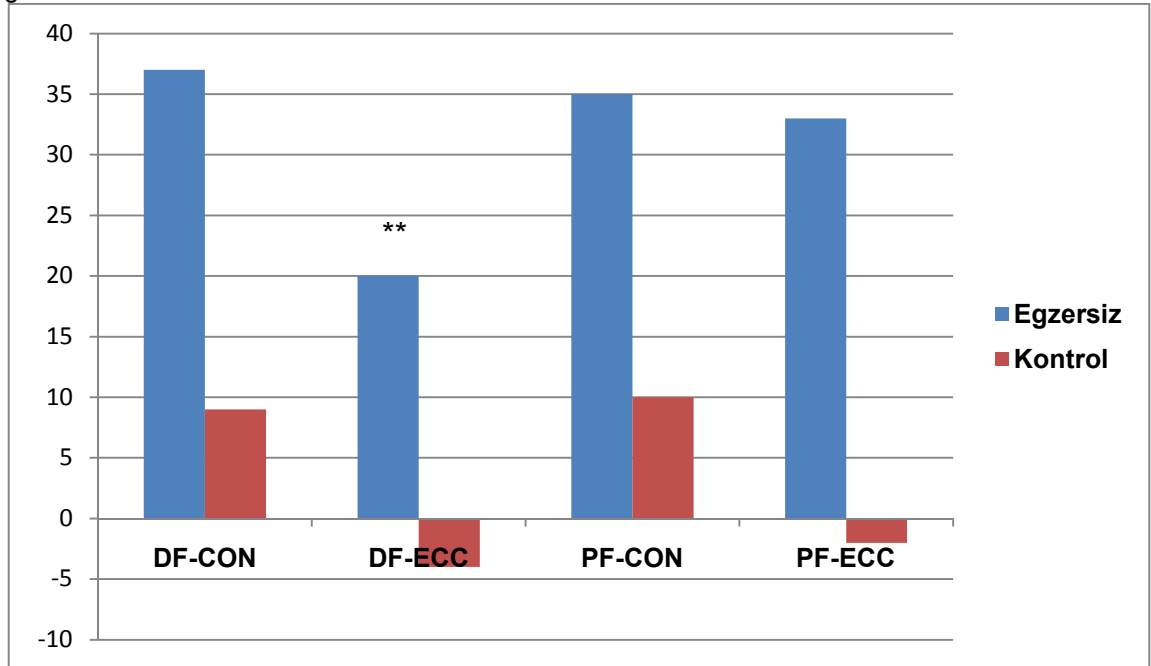
Dominant ayak bileklerinde; egzersiz grubu ile kontrol grubu arasında, egzersiz öncesinde, dorsifleksör ve plantarfleksör kas gruplarının 60,180 ve 300 °/s açısal hızlardaki eksentrik kas kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Tablo-2, 3, ve 4 ;  $p<0,01-0,05$ ). Egzersiz öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, egzersiz grubunun dominant taraf dorsifleksör kas grubu 60°/s konsentrik pik tork değerleri ile 60 ve 180 °/s plantarfleksör ve dorsifleksör kas grubu eksentrik pik tork değerinde anlamlı artış gözlenmiştir (Tablo-2,3  $p<0,01-0,05$ ). Egzersiz öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, egzersiz grubunun dominant taraf dorsifleksör kas grubu 300°/s eksentrik pik tork değerinde anlamlı artış gözlenmiştir (Tablo-4;  $p<0,05$ ). Dominant tarafın dorsifleksör kas grubunun 60,180 ve 300°/s açısal hızdaki ve plantarfleksör kas grubunun 180 ve 300°/s eksentrik pik tork ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Şekil-6, 7 ve 8;  $p<0,01-0,05$ ).

**Tablo-2:** Dominant ayak bileklerdeki dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 60°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>DF-CON</b>	EGZERSİZ	23 $\pm$ 6	34 $\pm$ 32*
	KONTROL	26 $\pm$ 5	29 $\pm$ 9
<b>DF-ECC</b>	EGZERSİZ	37 $\pm$ 11 <sup>##</sup>	44 $\pm$ 11**
	KONTROL	50 $\pm$ 11	49 $\pm$ 15
<b>PF-CON</b>	EGZERSİZ	56 $\pm$ 29	68 $\pm$ 25
	KONTROL	72 $\pm$ 26	78 $\pm$ 36
<b>PF-ECC</b>	EGZERSİZ	59 $\pm$ 30	74 $\pm$ 38*
	KONTROL	115 $\pm$ 59	109 $\pm$ 63

<sup>##</sup>p<0,01  
(egzersiz

öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki); \* p<0,05; \*\*p<0,01 (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik



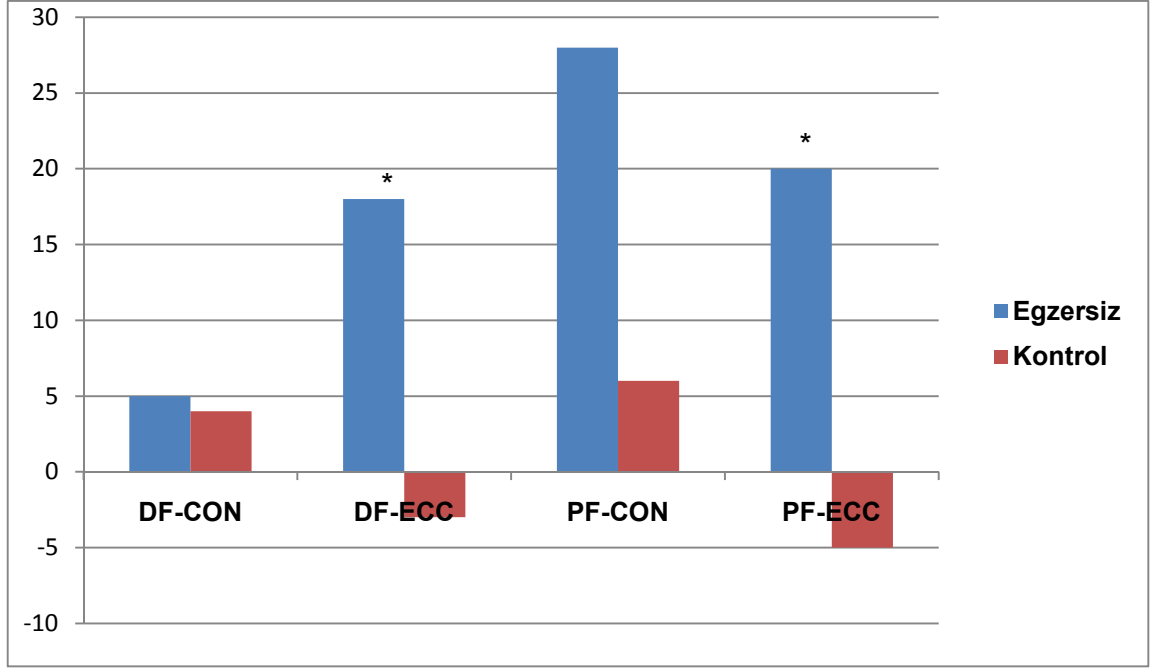
**Şekil-6 :** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 60°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesele değışim değeri. \*\*p<0,01 istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu, **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

**Tablo-3:** Dominant ayak bileklerindeki dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 180°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>DF-CON</b>	EGZERSİZ	18 ± 4	19 ± 4
	KONTROL	19 ± 3	20 ± 4
<b>DF-ECC</b>	EGZERSİZ	37 ± 11 <sup>##</sup>	42 ± 12*
	KONTROL	52 ± 13	50 ± 17
<b>PF-CON</b>	EGZERSİZ	35 ± 16	42 ± 18
	KONTROL	46 ± 19	48 ± 24
<b>PF-ECC</b>	EGZERSİZ	58 ± 27 <sup>##</sup>	69 ± 35*
	KONTROL	108 ± 50	99 ± 44

<sup>##</sup>p<0,01 (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki) ; \* p<0,05 (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik



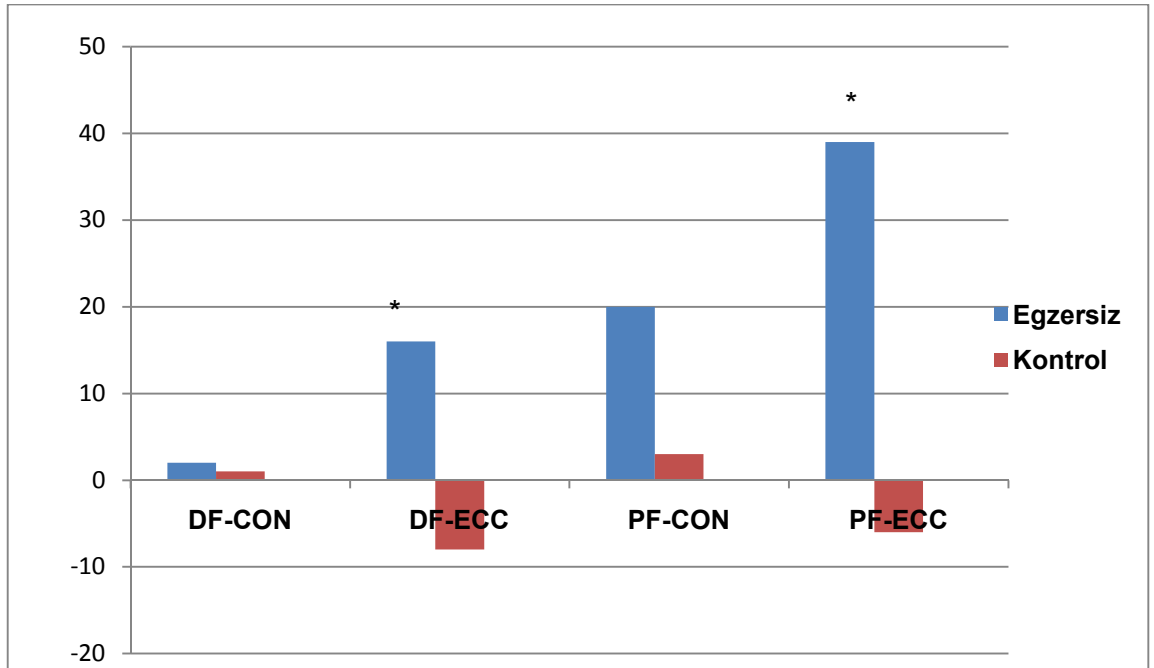


**Şekil-7:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 180°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri. \*p<0,05 istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

**Tablo-4:** Dominant ayak bileklerindeki dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 300°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma).

		Öncesi	Sonrası
<b>DF-CON</b>	EGZERSİZ	17 $\pm$ 3	18 $\pm$ 4
	KONTROL	21 $\pm$ 4	21 $\pm$ 4
<b>DF-ECC</b>	EGZERSİZ	36 $\pm$ 9 <sup>#</sup>	40 $\pm$ 7*
	KONTROL	48 $\pm$ 11	46 $\pm$ 18
<b>PF-CON</b>	EGZERSİZ	31 $\pm$ 14	34 $\pm$ 11
	KONTROL	42 $\pm$ 17	40 $\pm$ 10
<b>PF-ECC</b>	EGZERSİZ	54 $\pm$ 31 <sup>#</sup>	70 $\pm$ 32
	KONTROL	107 $\pm$ 59	95 $\pm$ 46

<sup>#</sup>p<0,05 (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki) ; \* p<0,05 (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik



**Şekil-8:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 300°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesele değişim değerleri \*p<0,05 istatistiksel anlamlı farklılığı

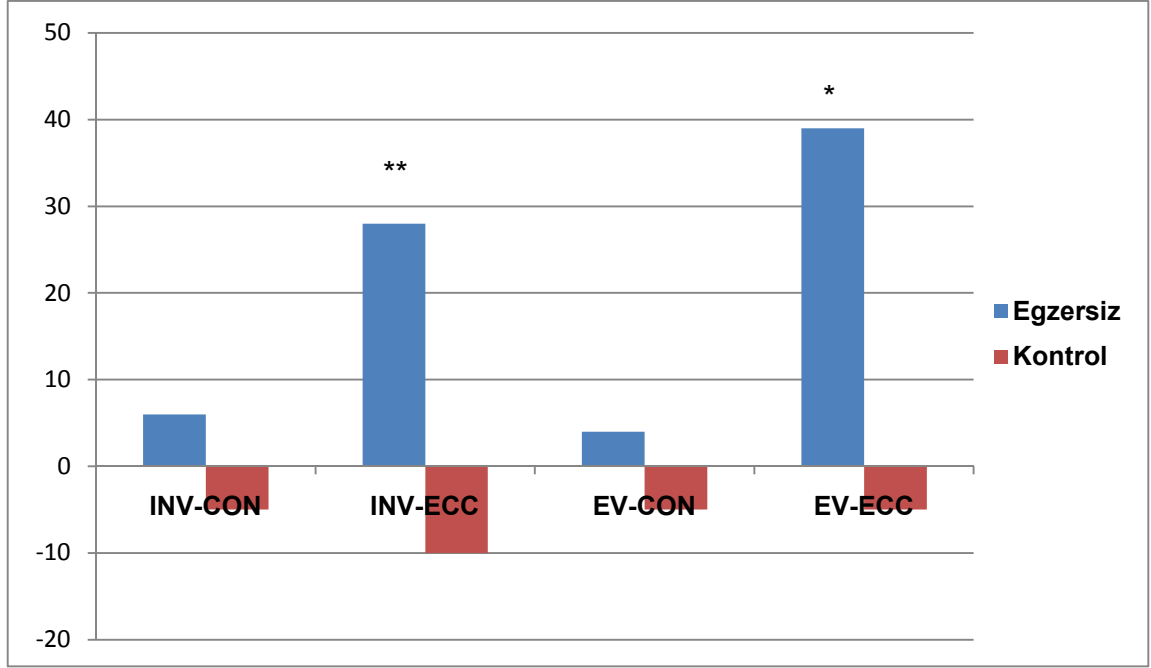
göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantar fleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

Egzersiz öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, egzersiz sonrasında egzersiz grubunun dominant invertör ve evertör kas gruplarında 60 ve 180°/s açısal hızlardaki eksentrik pik tork değerlerinde anlamlı artış gözlenmiştir (Tablo- 5 ve 6;  $p<0,01-0,05$ ). Egzersiz öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, sadece kontrol grubunun evertör kas grubunda 300°/s açısal hızdaki konsentrik pik tork değerlerinde anlamlı düşüş gözlenmiştir (Tablo-7;  $p<0,05$ ). Dominant tarafın invertör ve evertör kas gruplarının 60 ve 180°/s açısal hızdaki eksentrik pik tork ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Şekil-9 ve 10;  $p<0,01-0,05$ ) ancak 300°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Şekil-11;  $p>0,05$ ).

**Tablo-5** : Dominant ayak bileklerindeki invertör ve evertör kasların 60°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma).

		Öncesi	Sonrası
İNV- CON	EGZERSİZ	24 $\pm$ 5	25 $\pm$ 6
	KONTROL	32 $\pm$ 15	28 $\pm$ 8
İNV- ECC	EGZERSİZ	28 $\pm$ 10	35 $\pm$ 10*
	KONTROL	33 $\pm$ 10	30 $\pm$ 12
EV- CON	EGZERSİZ	23 $\pm$ 5	24 $\pm$ 5
	KONTROL	28 $\pm$ 9	25 $\pm$ 6
EV - ECC	EGZERSİZ	24 $\pm$ 7	31 $\pm$ 7*
	KONTROL	36 $\pm$ 21	30 $\pm$ 10

\*  $p<0,05$  (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

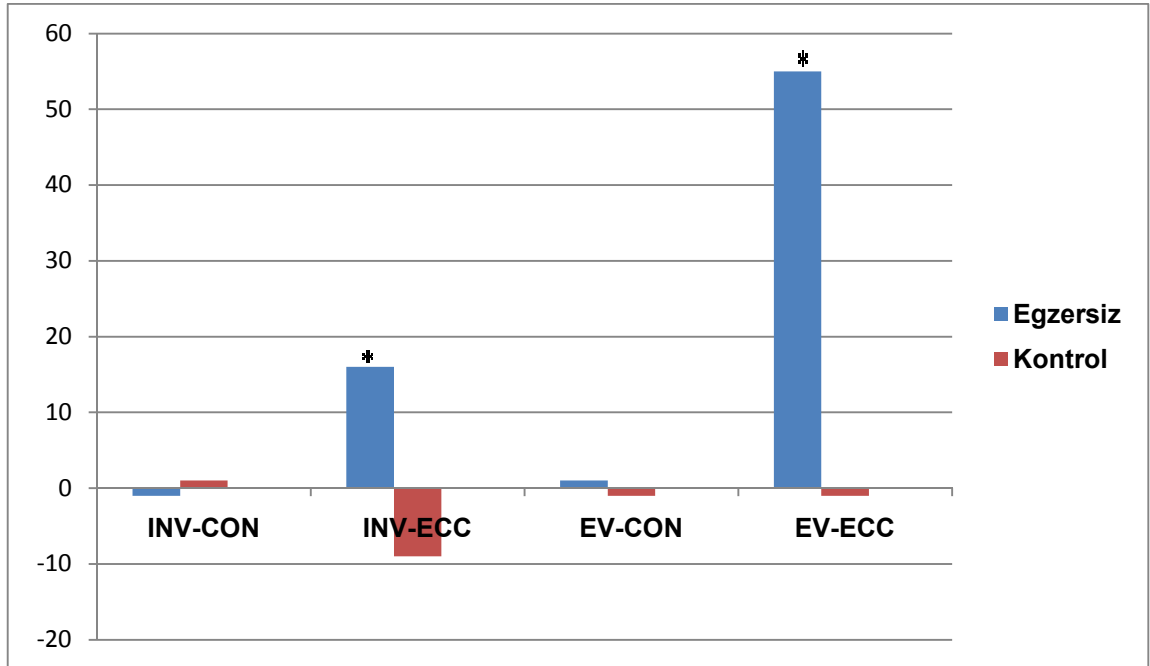


**Şekil-9:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf invertör ve evertör kasların 60°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri \*p<0,05, \*\*p<0,01 istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **INV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**=Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

**Tablo-6:** Dominant ayak bileklerindeki invertör ve evertör kasların 180°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer ± standart sapma).

		Öncesi	Sonrası
İNV- CON	EGZERSİZ	21 ± 6	19 ± 4
	KONTROL	23 ± 8	22 ± 7
İNV- ECC	EGZERSİZ	24 ± 5	28 ± 5*
	KONTROL	32 ± 12	28 ± 11
EV- CON	EGZERSİZ	20 ± 5	19 ± 4
	KONTROL	23 ± 7	21 ± 5
EV - ECC	EGZERSİZ	22 ± 7	31 ± 8**
	KONTROL	33 ± 17	28 ± 12

\* p<0,05, \*\* p<0,01 (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

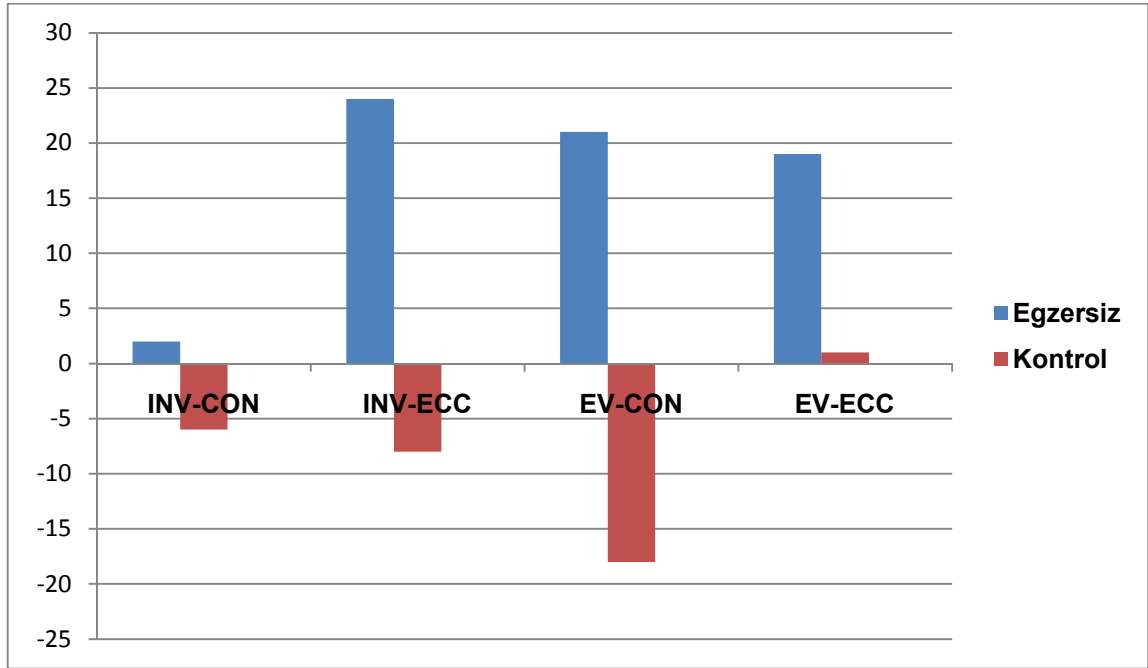


**Şekil-10:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf invertör ve evertör kasların 180°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri \*p<0,05 istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

**Tablo-7:** Dominant ayak bileklerindeki invertör ve evertör kasların 300°/s açısızal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değeri (ortalama değeri ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
İNV- CON	EGZERSİZ	22 ± 10	19 ± 4
	KONTROL	22 ± 5	22 ± 7
İNV- ECC	EGZERSİZ	25 ± 9	28 ± 8
	KONTROL	31 ± 13	27 ± 12
EV- CON	EGZERSİZ	20 ± 6	22 ± 11
	KONTROL	24 ± 5	19 ± 5*
EV - ECC	EGZERSİZ	23 ± 6	27 ± 9
	KONTROL	29 ± 10	29 ± 14

\* p<0,05 (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik



**Şekil-11:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf invertör ve evertör kasların 300°/s açısızal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdeseşil değerişim değeri **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

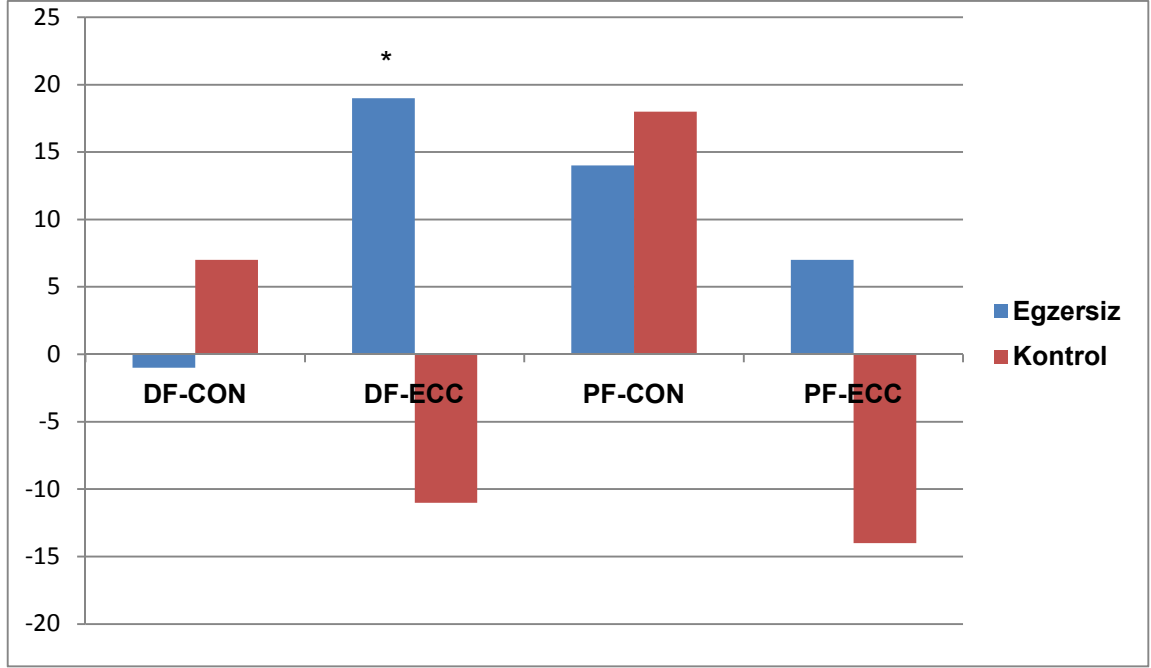
Egzersiz grubu ile kontrol grubu arasında egzersiz öncesinde, non-dominant taraf dorsifleksör ve plantarfleksör kas grubu 60°/s açısızal hızdaki eksentrik kas kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur

(Tablo-8;  $p < 0,01-0,05$ ). Egzersiz grubu ile kontrol grubu arasında egzersiz öncesinde, plantarfleksör kas grubu 180 ve 300°/s açısızal hızlardaki eksentrik kas kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Tablo-9,10;  $p < 0,05$ ). Egzersiz öncesini ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, sadece kontrol grubunun non-dominant taraf plantarfleksör kas grubu 60°/s açısızal hızlardaki konsentrik pik tork değerinde anlamlı artış gözlenmiştir (Tablo-8;  $p < 0,05$ ). Non-dominant tarafın dorsifleksör kas grubunda 60°/s eksentrik pik tork ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Şekil-12;  $p < 0,05$ ). Non-dominant tarafın plantarfleksör ve dorsifleksör kas gruplarında 180 ve 300°/s açısızal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Şekil-13, 14;  $p > 0,05$ )

**Tablo-8:** Non-dominant ayak bileklerdeki dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 60°/s açısızal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma).

		Öncesi	Sonrası
<b>DF-CON</b>	EGZERSİZ	22 $\pm$ 4	22 $\pm$ 5
	KONTROL	24 $\pm$ 6	26 $\pm$ 7
<b>DF-ECC</b>	EGZERSİZ	35 $\pm$ 9 <sup>#</sup>	40 $\pm$ 9
	KONTROL	47 $\pm$ 14	43 $\pm$ 18
<b>PF-CON</b>	EGZERSİZ	60 $\pm$ 21	65 $\pm$ 22
	KONTROL	67 $\pm$ 20	78 $\pm$ 25*
<b>PF-ECC</b>	EGZERSİZ	58 $\pm$ 22 <sup>##</sup>	61 $\pm$ 32
	KONTROL	106 $\pm$ 41	91 $\pm$ 59

<sup>##</sup> $p < 0,01$ ; <sup>#</sup> $p < 0,05$  (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki); \*  $p < 0,05$  (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik



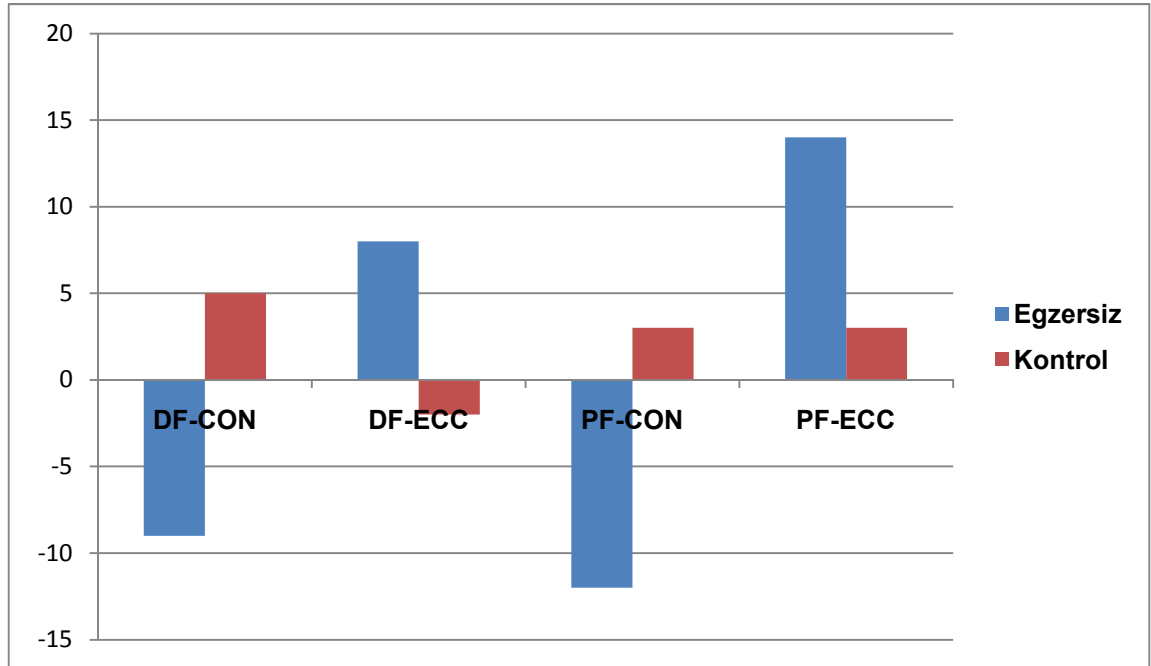
**Şekil-12:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 60°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri \*p<0,05 istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik



**Tablo-9:** Non-dominant ayak bileklerindeki dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 180°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>DF-CON</b>	EGZERSİZ	16 ± 3	15 ± 4
	KONTROL	17 ± 4	17 ± 3
<b>DF-ECC</b>	EGZERSİZ	37 ± 9	38 ± 11
	KONTROL	47 ± 15	46 ± 18
<b>PF-CON</b>	EGZERSİZ	41 ± 17	33 ± 10
	KONTROL	45 ± 15	46 ± 17
<b>PF-ECC</b>	EGZERSİZ	58 ± 29 <sup>#</sup>	63 ± 28
	KONTROL	100 ± 50	101 ± 59

<sup>#</sup>p<0,05 (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

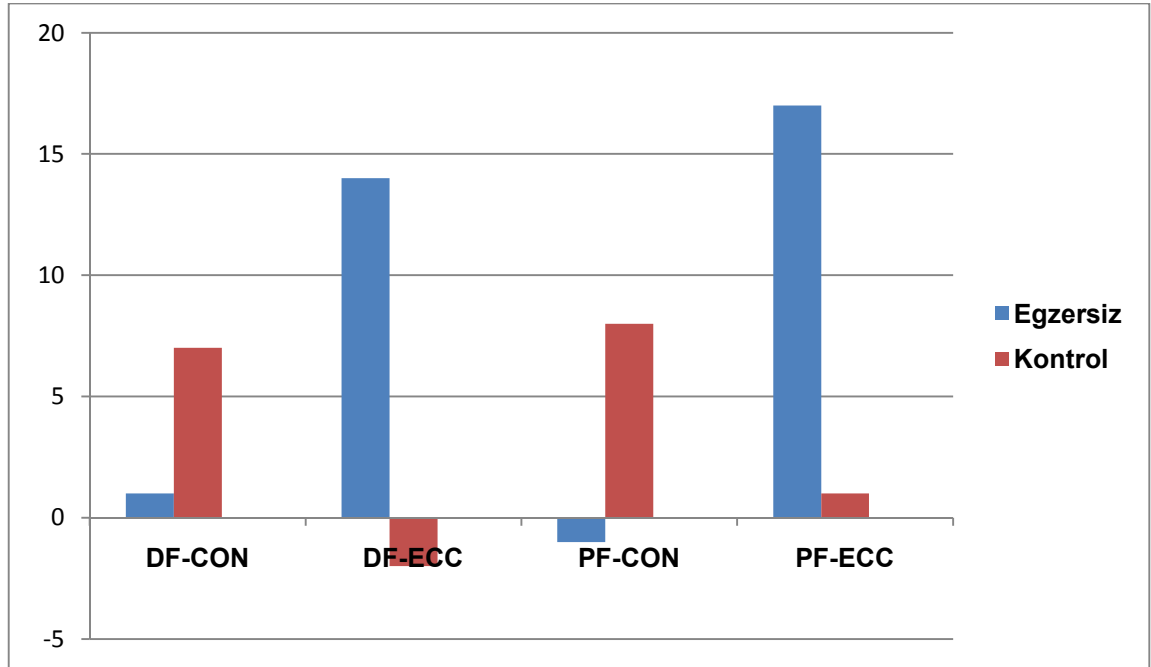


**Şekil-13:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 180°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesele değişim değerleri **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

**Tablo-10:** Non-dominant ayak bileklerindeki dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 300°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>DF-CON</b>	EGZERSİZ	15 ± 1	15 ± 5
	KONTROL	17 ± 3	18 ± 3
<b>DF-ECC</b>	EGZERSİZ	35 ± 12	37 ± 9
	KONTROL	46 ± 17	43 ± 15
<b>PF-CON</b>	EGZERSİZ	33 ± 11	32 ± 10
	KONTROL	40 ± 15	41 ± 14
<b>PF-ECC</b>	EGZERSİZ	49 ± 26 <sup>#</sup>	53 ± 21
	KONTROL	111 ± 65	89 ± 44

<sup>#</sup>p<0,05 (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **DF**=Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik



**Şekil-14:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf dorsifleksör ve plantarfleksör kasların 300°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri **DF**= Ayak bileği dorsifleksör kas grubu **PF**= Ayak bileği plantarfleksör kas grubu **CON**= Konsentrik **ECC**= Eksentrik

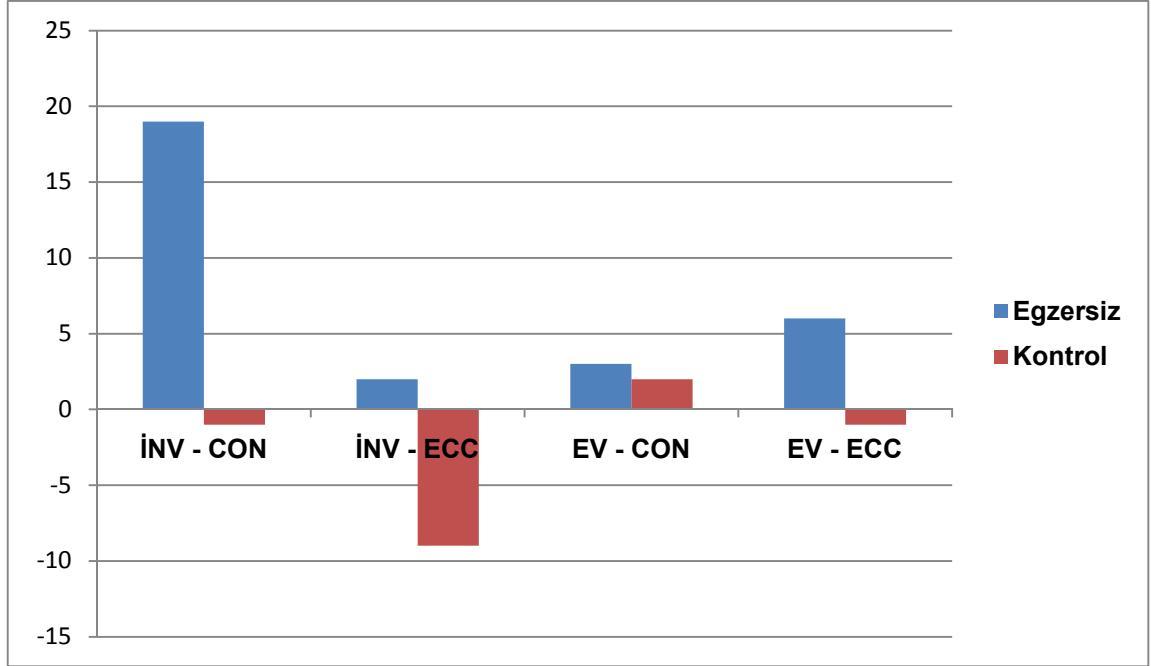
Egzersiz grubu ile kontrol grubu arasında egzersiz öncesinde, non-dominant invertör kas grubunun 60,180 ve 300°/s açısal hızlardaki konsentrik ve 180°/s açısal hızdaki eksentrik kas kuvvetlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Tablo-11, 12 ve 13; p<0,01-0,05). Egzersiz öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, egzersiz ve kontrol grubunun non-dominant taraf invertör ve evertör kas grubu 60,180 ve 300°/s açısal

hızlardaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerinde anlamlı değişiklik gözlenmemiştir. (Tablo-11, 12 ve 13 ;  $p>0,05$ ). Non-dominant tarafın invertör ve evertör kas gruplarında 60,180 ve 300°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Şekil-15, 16 ve 17;  $p>0,05$ ).

**Tablo-11:** Non-dominant ayak bileklerindeki invertör ve evertör kasların 60°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
İNV- CON	EGZERSİZ	20 $\pm$ 7 <sup>###</sup>	22 $\pm$ 4
	KONTROL	28 $\pm$ 7	27 $\pm$ 8
İNV- ECC	EGZERSİZ	25 $\pm$ 9	23 $\pm$ 6
	KONTROL	30 $\pm$ 8	27 $\pm$ 10
EV- CON	EGZERSİZ	22 $\pm$ 5	21 $\pm$ 5
	KONTROL	27 $\pm$ 10	26 $\pm$ 4
EV - ECC	EGZERSİZ	26 $\pm$ 7	26 $\pm$ 6
	KONTROL	30 $\pm$ 12	27 $\pm$ 8

<sup>###</sup> $p<0,01$  (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

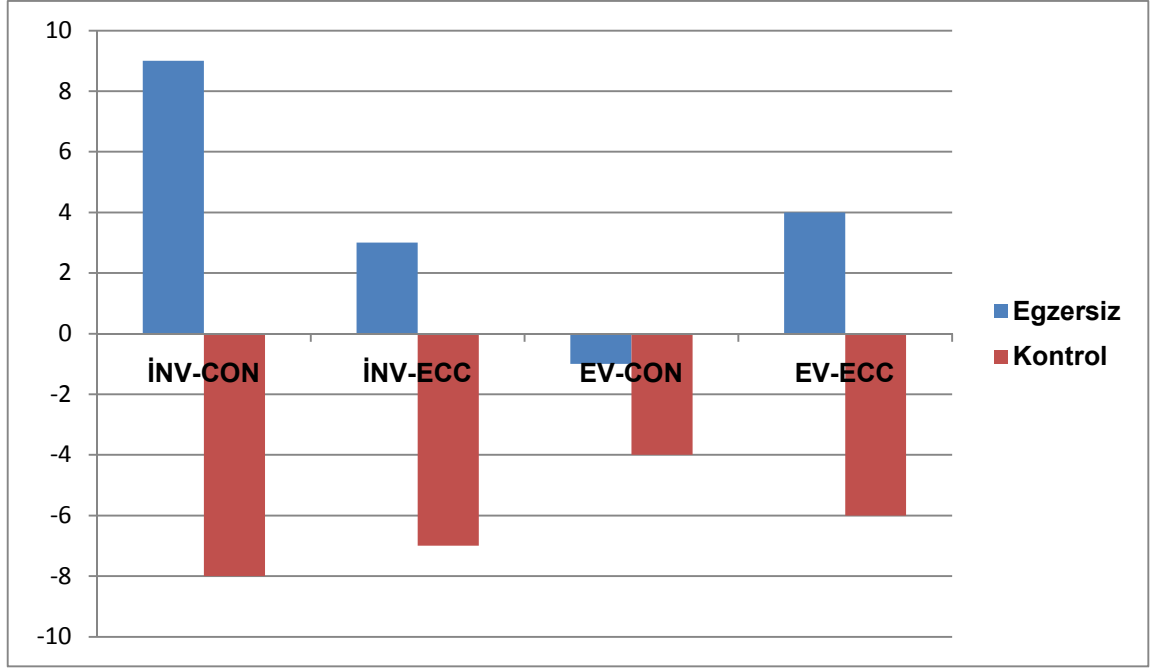


**Şekil-15:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf invertör ve evertör kasların 60°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

**Tablo-12:** Non-dominant ayak bileklerindeki invertör ve evertör kasların 180°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
İNV- CON	EGZERSİZ	16 ± 4 <sup>#</sup>	17 ± 4
	KONTROL	24 ± 8	20 ± 7
İNV- ECC	EGZERSİZ	22 ± 6 <sup>#</sup>	22 ± 5
	KONTROL	31 ± 10	27 ± 9
EV- CON	EGZERSİZ	18 ± 4	18 ± 4
	KONTROL	23 ± 9	20 ± 3
EV - ECC	EGZERSİZ	26 ± 7	26 ± 5
	KONTROL	33 ± 14	27 ± 9

<sup>#</sup>p<0,05 (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

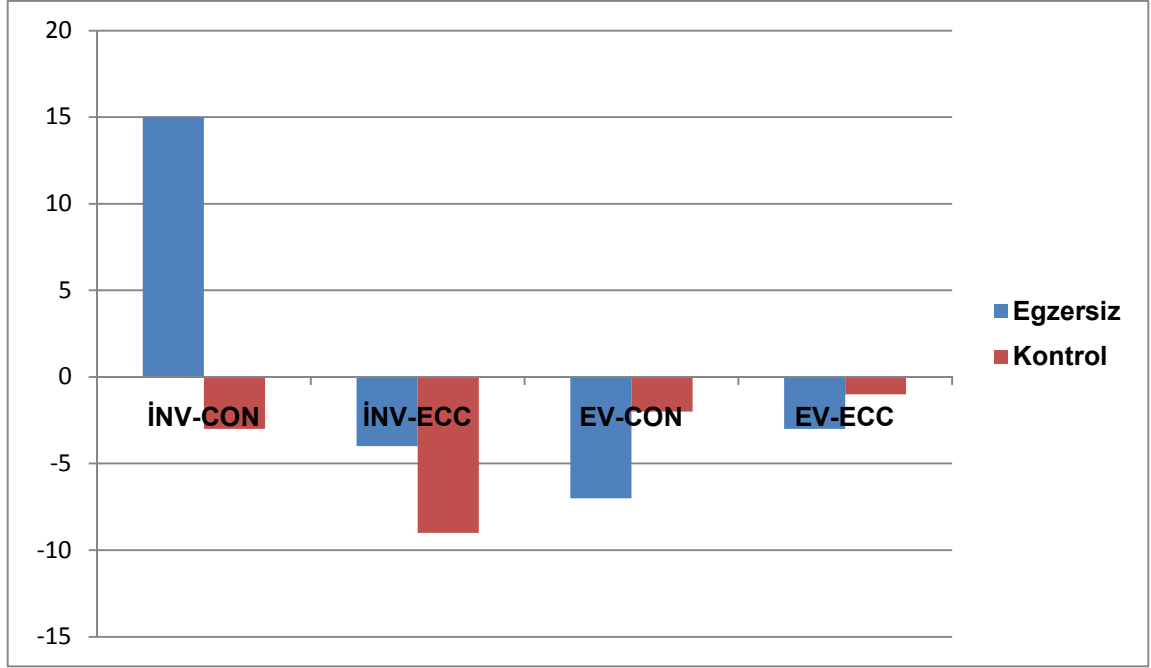


**Şekil-16:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf invertör ve evertör kasların 180°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

**Tablo-13:** Non-dominant ayak bileklerindeki invertör ve evertör kasların 300°/s açısal hızdaki konsentrik ve eksentrik pik tork değerleri (ortalama değer ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
İNV- CON	EGZERSİZ	16 ± 4 <sup>#</sup>	18 ± 4
	KONTROL	23 ± 5	21 ± 4
İNV- ECC	EGZERSİZ	24 ± 5	22 ± 8
	KONTROL	30 ± 9	26 ± 10
EV- CON	EGZERSİZ	19 ± 5	17 ± 4
	KONTROL	23 ± 5	21 ± 3
EV - ECC	EGZERSİZ	26 ± 7	24 ± 6
	KONTROL	30 ± 13	27 ± 11

<sup>#</sup>p<0,05 (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**= Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik



**Şekil-17:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf invertör ve evertör kasların 300°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik kuvvet ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri **İNV**=Ayak bileği invertör kas grubu **EV**=Ayak bileği evertör kas grubu **CON**=Konsentrik **ECC**=Eksentrik

### Peroneus Longus ve Tibialis Anterior Kas Reaksiyon Zamanları

Egzersiz öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, egzersiz sonrasında egzersiz grubunun dominant ayak bileklerinin peroneus longus kas reaksiyon zamanları, nötral ve plantarflexör pozisyonlarda 15° ve 30°'de, istatistiksel anlamlı olarak kısalma göstermiştir (Tablo-14;  $p < 0,01-0,05$ ). Dominant tarafın peroneus longus kas reaksiyon zamanlarının, nötral ve plantarflexör pozisyonlarda 15° ve 30°'deki ölçümlerinin yüzdesel değişim değerlerinde egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Şekil-18;  $p < 0,05$ ).

Egzersiz öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, egzersiz sonrasında egzersiz grubunun dominant ayak bileklerinin tibialis anterior kas reaksiyon zamanı, nötral ve plantarflexör pozisyonlarda 15° ve 30°'de, istatistiksel anlamlı olarak kısalma gösterirken (Tablo-15;  $p < 0,01-0,05$ ); kontrol grubunun tibialis anterior kas reaksiyon zamanı plantarflexiyondan 30°'ye düşürüldüğünde istatistiksel anlamlı olarak uzamış bulunmuştur (Tablo-15;  $p < 0,05$ ). Dominant tarafın tibialis anterior kas reaksiyon

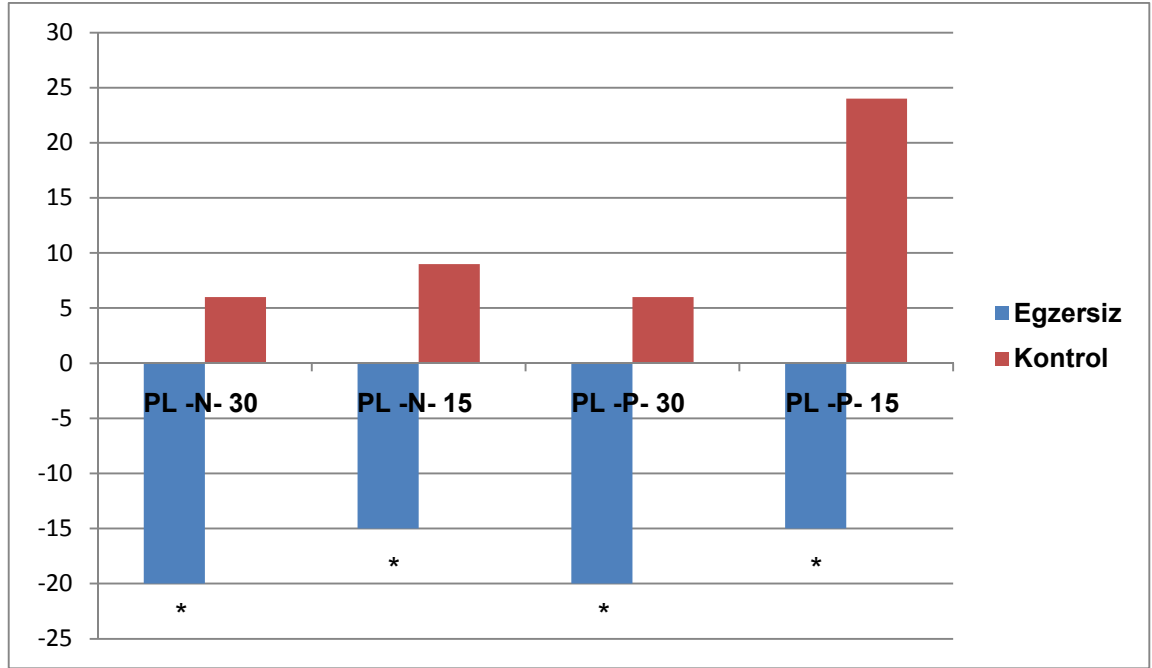
zamanlarının, nötral ve plantarfleksör pozisyonlarda 15° ve 30°'deki ölçümlerinin yüzdesel değişim değerlerinde egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Şekil-19; p<0,01-0,05)

Bununla beraber, non dominant ayak bileklerinde yapılan peroneus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanları ölçümlerinde egzersiz sonrasında her iki grupta istatistiksel anlamlı hiçbir değişim gözlenmemiştir (Tablo-16 ve 17; p>0,05). Non-dominant tarafın peroneus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanlarının, nötral ve plantarfleksör pozisyonlarda 15° ve 30°'deki ölçümlerinin yüzdesel değişim değerlerinde egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Şekil-20 ve 21; p>0,05).

**Tablo-14:** Dominant taraf peroneus longus kasının reaksiyon zamanı ölçümleri (ortalama değer ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>PL-N- 30</b>	EGZERSİZ	98.3 ± 20.8	75.8 ± 6.7**
	KONTROL	102.5 ± 34.7	102.5 ± 30.6
<b>PL-N- 15</b>	EGZERSİZ	95.8 ± 25.8	78.3 ± 11.1*
	KONTROL	105.4 ± 28.9	115.0 ± 5.0
<b>PL-P- 30</b>	EGZERSİZ	100,0 ± 38.1	74.2 ± 6.7**
	KONTROL	89.2 ± 6.7	95.0 ± 30.1
<b>PL-P- 15</b>	EGZERSİZ	99.2 ± 28.7	79.2 ± 5.2*
	KONTROL	94.6 ± 38.0	114.2 ± 49.0

\*\*p<0,01; \*p<0,05 (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir.. **PL**= Peroneus longus kası **N**=Nötral pozisyon **P**= Plantar fleksiyon pozisyonu **15**=15° inversiyon **30**=30° inversiyon



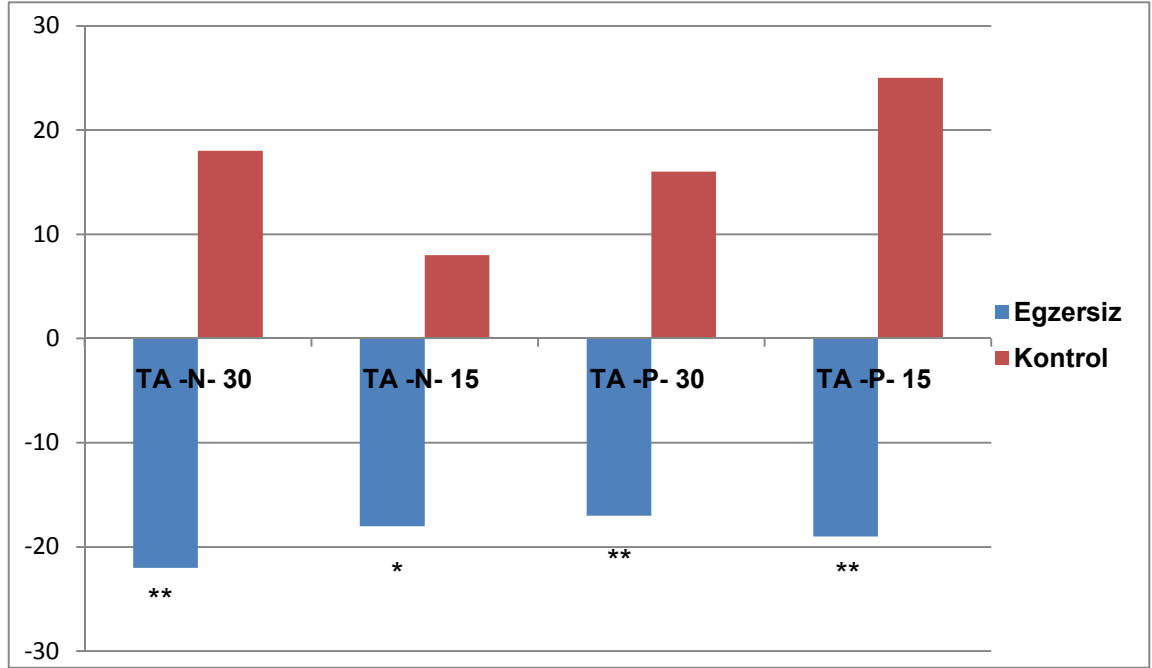
**Şekil-18:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf peroneus longus kas reaksiyon zamanı ölçümlerinin yüzdesel değışim değeri \* $p < 0,05$  istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **PL**= Peroneus longus kası **N**=Nötral pozisyon **P**= Plantar fleksiyon pozisyonu **15**= $15^\circ$  inversiyon **30**= $30^\circ$  inversiyon

**Tablo-15:** Dominant taraf tibialis anterior kasının reaksiyon zamanı ölçümleri (ortalama değeri  $\pm$  standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>TA-N- 30</b>	EGZERSİZ	119.1 $\pm$ 45.8	83.3 $\pm$ 10.7**
	KONTROL	117.5 $\pm$ 51.4	133.3 $\pm$ 54.4
<b>TA -N- 15</b>	EGZERSİZ	111.7 $\pm$ 27.6	88.3 $\pm$ 17.5**
	KONTROL	115.0 $\pm$ 36.4	118.3 $\pm$ 42.7
<b>TA-P- 30</b>	EGZERSİZ	104.2 $\pm$ 31.2	81.7 $\pm$ 15.9*
	KONTROL	100.0 $\pm$ 26.9	112.9 $\pm$ 26.7*
<b>TA -P- 15</b>	EGZERSİZ	112.5 $\pm$ 34.9	84.2 $\pm$ 13.1**
	KONTROL	97.1 $\pm$ 29.3	122.3 $\pm$ 52.8

\*\* $p < 0,01$ ; \* $p < 0,05$  (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **TA** =Tibialis anterior kası **N**=Nötral pozisyon **P**= Plantarfleksiyon pozisyonu **15**= $15^\circ$  inversiyon **30**= $30^\circ$  inversiyon



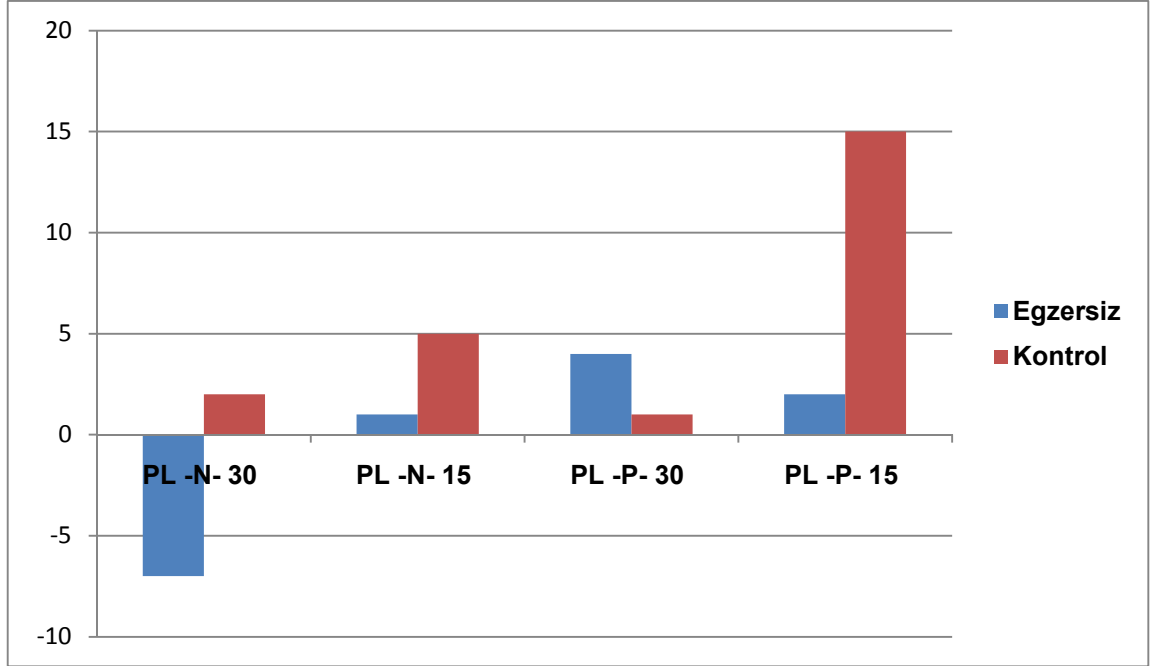


**Şekil-19:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf tibialis anterior kas reaksiyon zamanı ölçümlerinin yüzdesele değışim değeri. \* $p < 0,05$ , \*\* $p < 0,01$  istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **TA**= Tibialis anterior kası **N**=Nötral pozisyon **P**=Plantarfleksiyon pozisyonu. **15**= $15^\circ$  inversiyon **30**= $30^\circ$  inversiyon

**Tablo-16:** Non-dominant taraf peroneus longus kasının reaksiyon zamanı ölçümleri(ortalama değeri  $\pm$  standart sapma).

		Öncesi	Sonrası
<b>PL-N- 30</b>	EGZERSİZ	98.3 $\pm$ 28.2	89.6 $\pm$ 24.5
	KONTROL	99.2 $\pm$ 41.7	92.9 $\pm$ 16.1
<b>PL-N- 15</b>	EGZERSİZ	92.1 $\pm$ 11.8	92.1 $\pm$ 14.8
	KONTROL	96.3 $\pm$ 21.4	97.9 $\pm$ 22.7
<b>PL-P- 30</b>	EGZERSİZ	91.7 $\pm$ 17.4	94.6 $\pm$ 22.9
	KONTROL	87.9 $\pm$ 15.4	87.1 $\pm$ 14.2
<b>PL-P- 15</b>	EGZERSİZ	95.4 $\pm$ 39.7	90.8 $\pm$ 17.4
	KONTROL	100.4 $\pm$ 36.2	109.6 $\pm$ 37.6

**PL**= Peroneus longus kası **N**=Nötral pozisyon **P**= Plantarfleksiyon pozisyonu **15**= $15^\circ$  inversiyon **30**= $30^\circ$  inversiyon

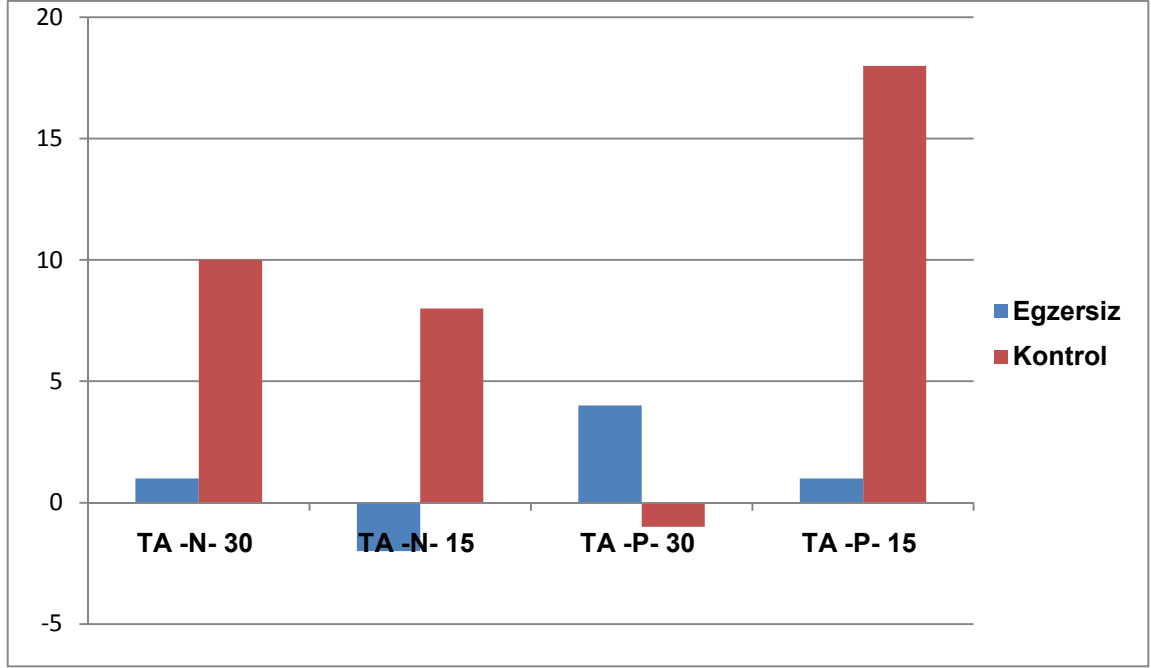


**Şekil-20:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf peroneus longus kas reaksiyon zamanı ölçümlerinin yüzdesele değişim değerleri **PL**= Peroneus longus kası **N**=Nötral pozisyon **P**= Plantarfleksiyon pozisyonu **15**=15° inversiyon **30**=30° inversiyon

**Tablo-17:** Non-dominant taraf tibialis anterior kasının reaksiyon zamanı ölçümleri (ortalama değer ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>TA-N- 30</b>	EGZERSİZ	91.3 ± 17.7	91.3 ± 22.5
	KONTROL	102.5 ± 38.4	107.5 ± 33.5
<b>TA -N- 15</b>	EGZERSİZ	105.4 ± 19.4	100.8 ± 15.5
	KONTROL	101.7 ± 19.9	109.6 ± 27.0
<b>TA-P- 30</b>	EGZERSİZ	103.3 ± 40.1	101.3 ± 18.5
	KONTROL	96.3 ± 18.4	96.3 ± 23.9
<b>TA -P- 15</b>	EGZERSİZ	94.6 ± 23.4	92.5 ± 18.9
	KONTROL	100.0 ± 20.9	116.3 ± 47.0

**TA** =Tibialis anterior kası **N**=Nötral pozisyon **P**= Plantarfleksiyon pozisyonu **15**=15° inversiyon **30**=30° inversiyon



**Şekil-21:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf tibialis anterior kas reaksiyon zamanı ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri  
**TA=** Tibialis anterior kası **N=Nötral pozisyon** **P=** Plantarfleksiyon pozisyonu  
**15=15°** inversiyon **30=30°** inversiyon

### Propriosepsiyon

Egzersiz grubu ile kontrol grubu arasında egzersiz öncesinde, dominant ayak bileklerinin 15° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi ölçümlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmuştur (Tablo-18;  $p < 0,05$ ). Egzersiz sonrasında, egzersiz öncesi ile kıyaslandığında egzersiz grubunda dominant ayak bileklerinin plantarfleksiyon yönünde 30° aktif ve pasif ile 15° aktif eklem pozisyon hissi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı düşüş saptanmıştır (Tablo-18;  $p < 0,01- 0,05$ ). Egzersiz öncesi ile kıyaslandığında egzersiz sonrasında, kontrol grubunda dominant ayak bileklerinin plantarfleksiyon yönünde 30° aktif eklem pozisyon hissi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı düşüş saptanmıştır (Tablo-18;  $p < 0,05$ ). Dominant tarafın plantarfleksiyon yönünde 15° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Şekil-22;  $p < 0,001-0,05$ ).

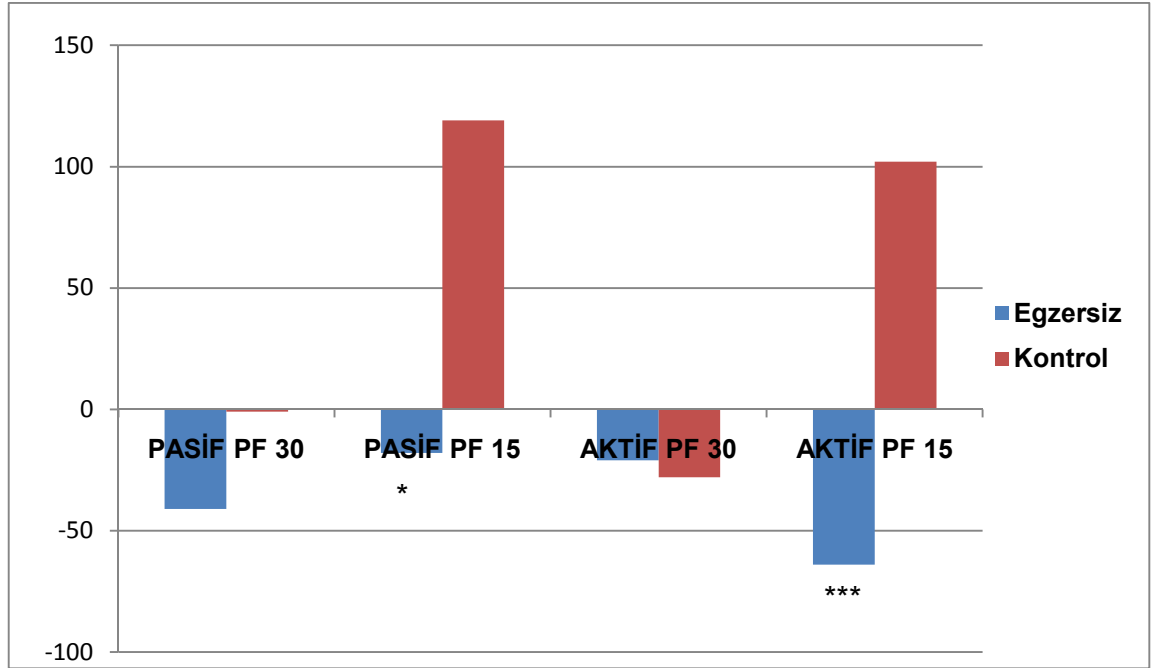
Egzersiz grubu ile kontrol grubu arasında egzersiz öncesinde, non-dominant ayak bileklerinin 15° ve 30° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi

değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo-19;  $p>0,05$ ). Egzersiz sonrasında, egzersiz öncesi ile kıyaslandığında non-dominant ayak bileğinde egzersiz ve kontrol grubunda,  $15^\circ$  ve  $30^\circ$  aktif ve pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo-19;  $p>0,05$ ). Non-dominant tarafın plantarfleksiyon yönünde  $15^\circ$  ve  $30^\circ$  aktif ve pasif eklem pozisyon hissi ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır( Şekil-23;  $p>0,05$ ).

**Tablo 18:** Dominant ayak bileklerinin plantarfleksiyon yönünde  $15$  ve  $30^\circ$  aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testi değerleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>PASİF PF 30</b>	EGZERSİZ	4.6 $\pm$ 2.2	2.6 $\pm$ 1.9**
	KONTROL	3.2 $\pm$ 1.5	2.5 $\pm$ 1.5
<b>PASİF PF 15</b>	EGZERSİZ	2.4 $\pm$ 1.4 <sup>#</sup>	1.4 $\pm$ 1.3
	KONTROL	1.3 $\pm$ 1.2	1.9 $\pm$ 1.4
<b>AKTİF PF 30</b>	EGZERSİZ	3.6 $\pm$ 2.4	1.8 $\pm$ 1.5*
	KONTROL	3.5 $\pm$ 1.8	1.9 $\pm$ 1.4*
<b>AKTİF PF 15</b>	EGZERSİZ	2.3 $\pm$ 1.1 <sup>#</sup>	0.7 $\pm$ 0.3**
	KONTROL	1.2 $\pm$ 0.7	1.7 $\pm$ 1.1

<sup>#</sup> $p<0,05$  (egzersiz öncesinde egzersiz grubu ile kontrol grubu arasındaki) \*\* $p<0,01$ ; \* $p<0,05$  (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **PF=** Plantarfleksiyon yönü **15=** $15^\circ$  **30=** $30^\circ$

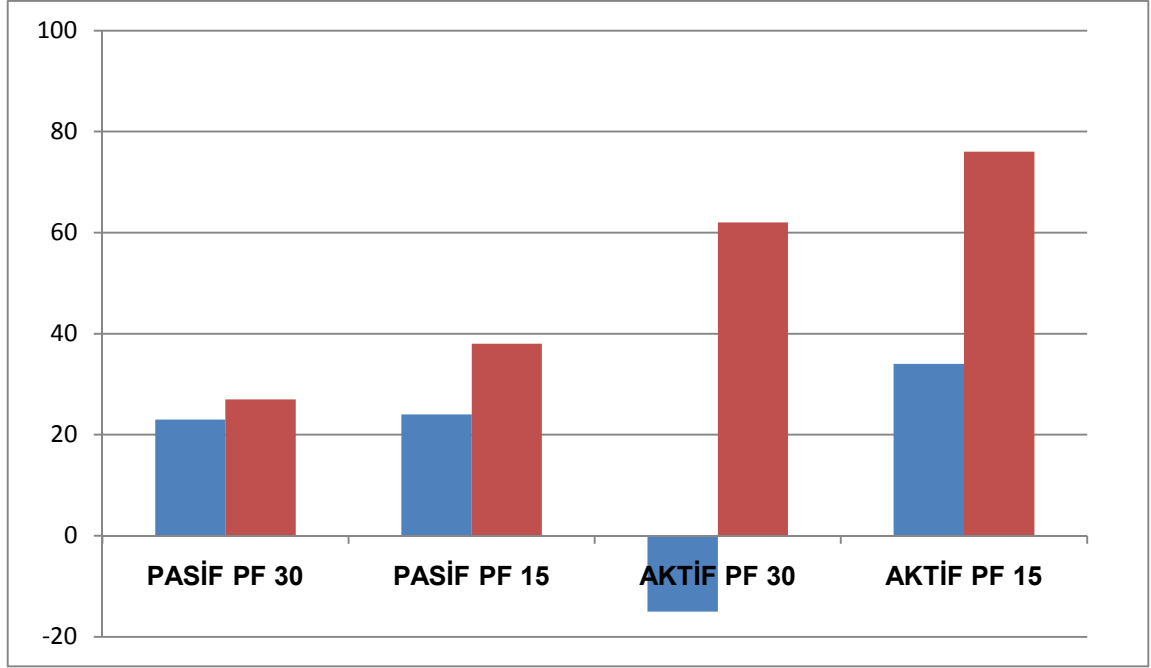


**Şekil-22:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testlerinde plantar fleksiyonda 15° ve 30° açılardan sapma miktarının ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri \*p<0,05, \*\*\*p<0,001 istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. PF= Plantarfleksiyon yönü 15=15° 30=30°

**Tablo 19:** Non-dominant ayak bileklerinin plantarfleksiyon yönünde 15 ve 30° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testi değerleri (ortalama değer ± standart sapma).

		Öncesi	Sonrası
PASİF PF 30	EGZERSİZ	2,7 ± 1,8	2,9 ± 2,8
	KONTROL	3,1 ± 2,0	3,0 ± 2,4
PASİF PF 15	EGZERSİZ	2,0 ± 1,1	1,6 ± 2,1
	KONTROL	2,0 ± 1,6	1,5 ± 1,1
AKTİF PF 30	EGZERSİZ	2,7 ± 1,9	2,1 ± 1,5
	KONTROL	2,4 ± 1,5	2,0 ± 1,5
AKTİF PF 15	EGZERSİZ	1,9 ± 1,1	1,9 ± 1,5
	KONTROL	1,2 ± 0,8	1,3 ± 0,9

. PF= Plantarfleksiyon yönü 15=15° 30=30°



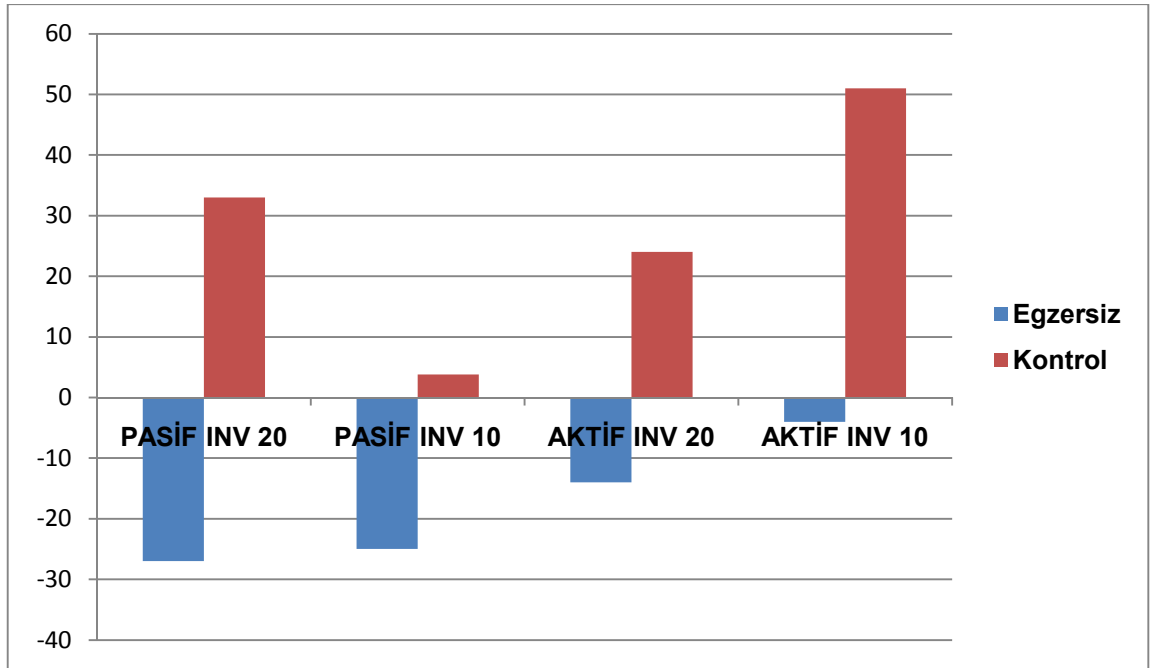
**Şekil-23:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testlerinde plantar fleksiyonda 15° ve 30° açılardan sapma miktarı ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri  
**PF= Plantarfleksiyon yönü 15=15° 30=30°**

Egzersiz grubu ile kontrol grubu arasında egzersiz öncesinde, dominant ve non-dominant ayak bileklerinin inversiyon yönünde 10° ve 20° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Tablo-20, 21;  $p>0,05$ ). Egzersiz sonrasında, egzersiz öncesi ile kıyaslandığında dominant ayak bileğinde egzersiz grubunda, inversiyon yönünde 10° ve 20° pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma gözlenmiştir (Tablo-20;  $p< 0,05$ ). Egzersiz sonrasında, egzersiz öncesi ile kıyaslandığında non-dominant ayak bileğinde egzersiz ve kontrol grubunda, inversiyon yönünde 10° ve 20° pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı değişiklik saptanmamıştır (Tablo-21;  $p>0,05$ ). Dominant ve non-dominant tarafın inversiyon yönünde 10° ve 20° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi ölçümlerinin yüzdesel değişim değerlerinde egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır (Şekil-24, 25;  $p>0,05$ ).

**Tablo 20:** Dominant ayak bileklerinin inversiyon yönünde 10 ve 20° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testi değerleri (ortalama değer ± standart sapma).

		Öncesi	Sonrası
<b>PASİF İNV 20</b>	EGZERSİZ	2.5 ± 1.8	0.8 ± 0.6*
	KONTROL	1.9 ± 1.2	1.5 ± 1.1
<b>PASİF İNV 10</b>	EGZERSİZ	2.1 ± 1.8	1.0 ± 0.5*
	KONTROL	1.3 ± 0.8	1.1 ± 0.9
<b>AKTİF İNV 20</b>	EGZERSİZ	1.8 ± 1.3	1.0 ± 0.7
	KONTROL	1.7 ± 1.3	1.2 ± 0.7
<b>AKTİF İNV 10</b>	EGZERSİZ	2.0 ± 1.0	1.5 ± 1.0
	KONTROL	1.3 ± 0.7	1.2 ± 1.0

\*p<0,05 (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **İNV**=inversiyon yönü **10**=10° **20**=20°

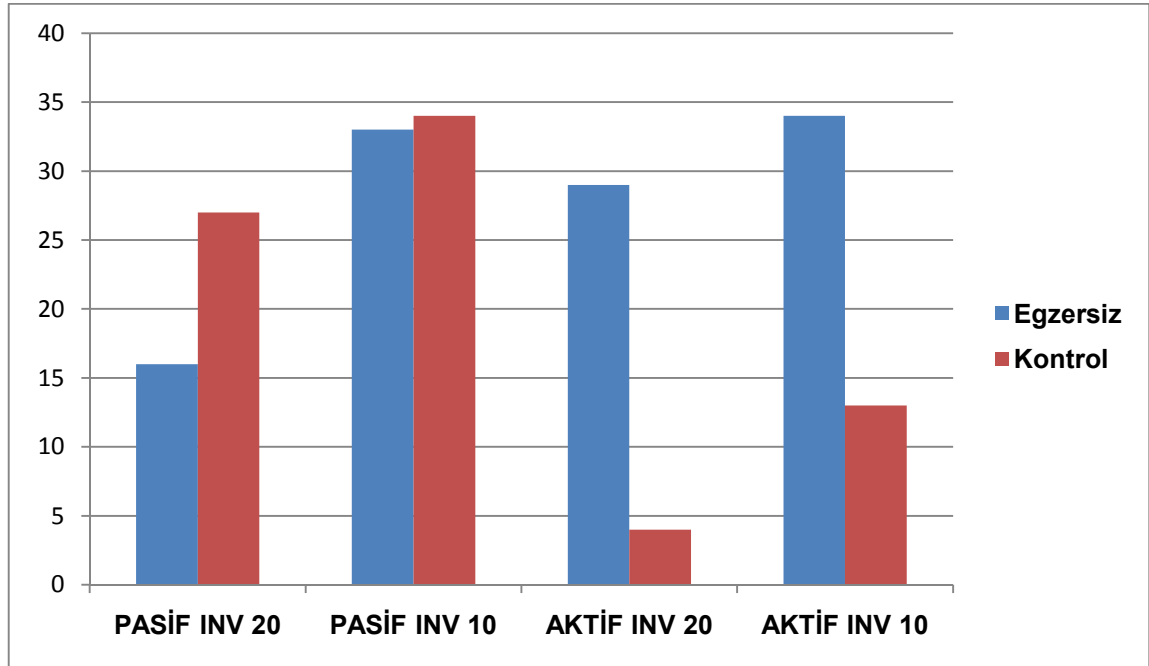


**Şekil-24:** Egzersiz ve kontrol grupları arasında dominant taraf aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testlerinde inversiyonda 10° ve 20° açılardan sapma miktarının ölçümlerinin yüzdesel değışim değerleri **İNV**=inversiyon yönü **20**=20° **10**=10°

**Tablo 21:** Non-dominant ayak bileklerinin inversiyon yönünde 10 ve 20° aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testi değerleri (ortalama değer ± standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>PASİF İNV 20</b>	EGZERSİZ	2.0 ± 1.3	1.9 ± 1.4
	KONTROL	2.0 ± 1.3	1.7 ± 1.7
<b>PASİF İNV 10</b>	EGZERSİZ	1.7 ± 1.1	1.4 ± 0.8
	KONTROL	1.3 ± 0.7	1.2 ± 0.8
<b>AKTİF İNV 20</b>	EGZERSİZ	2.2 ± 1.6	1.9 ± 1.4
	KONTROL	2.7 ± 1.7	1.9 ± 0.9
<b>AKTİF İNV 10</b>	EGZERSİZ	1.3 ± 0.8	1.5 ± 0.9
	KONTROL	1.4 ± 1.1	1.0 ± 0.7

. İNV= İversiyon yönü **10=10° 20=20°**



**Şekil-25:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf aktif ve pasif eklem pozisyon hissi testlerinde inversiyonda 10° ve 20° açılardan sapma miktarı ölçümlerinin yüzdesele değışim değeri İNV=inversiyon yönü **20=20° 10=10°**

Egzersiz grubu ile kontrol grubu arasında egzersiz öncesinde, dominant ve non-dominant ayak bileklerinin plantarfleksiyon ve inversiyon yönünde kinestezi testi değeriinde istatistiksel olarak anlamlı fark



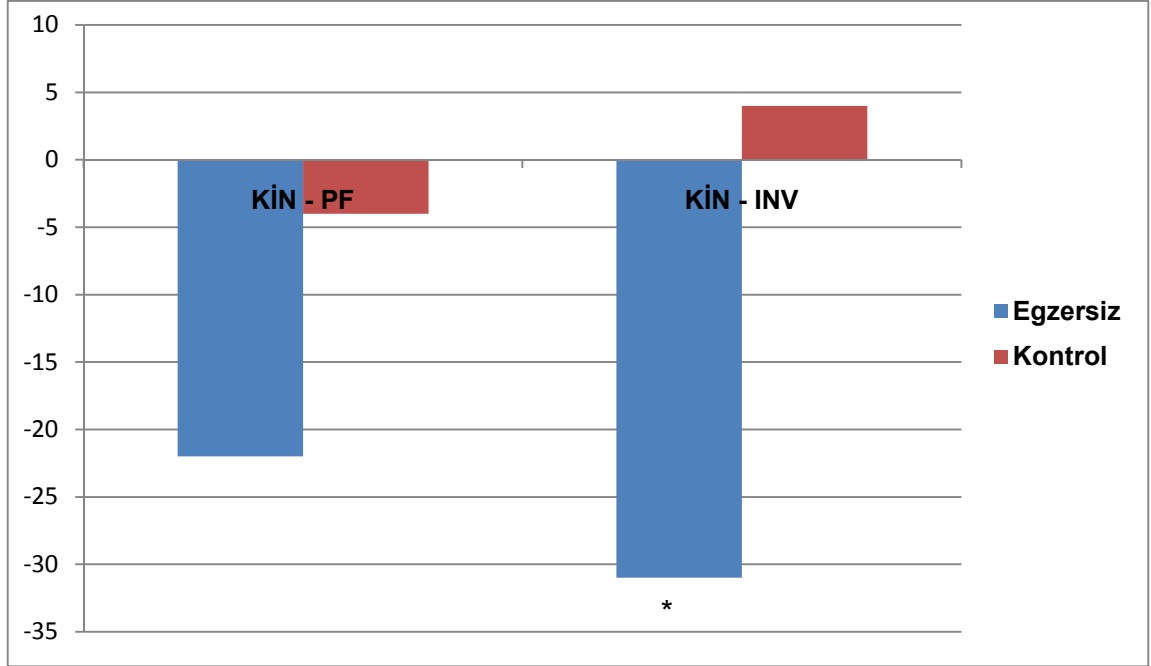
bulunmamıştır (Tablo-22, 23;  $p>0,05$ ). Egzersiz sonrasında, egzersiz öncesi ile kıyaslandığında egzersiz grubunda dominant ayak bileğinin plantarfleksiyon ve inversiyon yönünde kinestezi testi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı azalma gözlenmiştir (Tablo-22;  $p< 0,01-0,05$ ). Dominant tarafın inversiyon yönündeki kinestezi ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ( Şekil-26;  $p< 0,05$ ).

Egzersiz sonrasında, egzersiz öncesi ile kıyaslandığında egzersiz ve kontrol grubunda non-dominant ayak bileğinin plantarfleksiyon ve inversiyon yönündeki kinestezi testi değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı değişim bulunmamıştır (Tablo -23;  $p>0,05$ ). Non-dominant tarafın plantar fleksiyon ve inversiyon yönündeki kinestezi ölçümlerinin yüzdesel değişim değerleri egzersiz ve kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (Şekil-27;  $p> 0,05$ ).

**Tablo 22:** Dominant ayak bileklerinin kinestezi testi değerleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>KİN-PF</b>	EGZERSİZ	0.67 $\pm$ 0.36	0.50 $\pm$ 0.28*
	KONTROL	0.51 $\pm$ 0.24	0.48 $\pm$ 0.34
<b>KİN-İNV</b>	EGZERSİZ	0.73 $\pm$ 0.49	0.47 $\pm$ 0.32**
	KONTROL	0.59 $\pm$ 0.41	0.54 $\pm$ 0.29

\*\* $p<0,01$ ; \* $p<0,05$  (egzersiz grubunda, egzersiz sonrasında egzersiz öncesine göre) istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **KİN**=Kinestezi **PF**=Plantarfleksiyon yönü **İNV**=inversiyon yönü

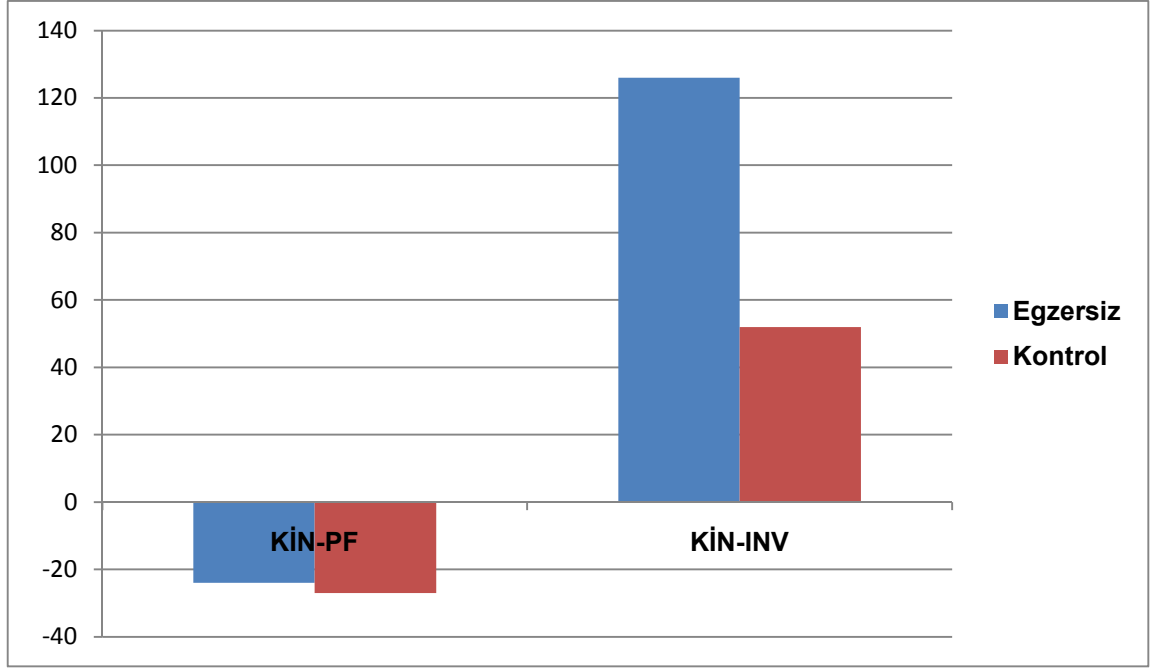


**Şekil-26:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında dominant taraf kinestezi testlerinde plantar fleksiyon ve inversiyon yönlerindeki ölçümlerin yüzdesel değişim değerleri \* $p < 0,05$  istatistiksel anlamlı farklılığı göstermektedir. **KİN**=Kinestezi **PF**=Plantarfleksiyon yönü **INV**=inversiyon yönü

**Tablo-23:** Non-dominant ayak bileklerinin kinestezi testi değerleri (ortalama değer  $\pm$  standart sapma)

		Öncesi	Sonrası
<b>KİN-PF</b>	EGZERSİZ	$0.82 \pm 0.37$	$0.61 \pm 0.49$
	KONTROL	$0.68 \pm 0.54$	$0.43 \pm 0.34$
<b>KİN-İNV</b>	EGZERSİZ	$0.84 \pm 0.57$	$1.88 \pm 4.17$
	KONTROL	$0.67 \pm 0.52$	$0.66 \pm 0.57$

**KİN**=Kinestezi **PF**=Plantarfleksiyon yönü **İNV**=inversiyon yönü



**Şekil-27:** Egzersiz ve kontrol gruplarının arasında non-dominant taraf kinestezi testlerinde plantar fleksiyon ve inversiyon yönlerindeki ölçümlerin yüzdesel değişim değerleri **KİN**=Kinestezi **PF**=Plantarfleksiyon yönü **INV**=inversiyon yönü

## TARTIŞMA VE SONUÇ

Dominant taraf ayakbileğinin evertör ve dorsifleksör kas gruplarına uygulanan konsentrik ve eksentrik kombine izokinetik egzersizin sensorimotor kontrol üzerine etkisinin incelendiği bu çalışma sonucunda 1) Egzersiz grubunun dominant taraf ayak bileğinin dorsifleksör kas grubunda 6 hafta egzersiz süresi sonunda test edilen tüm açısal hızlarda eksentrik kuvvet artışı gözlenmiştir, 2) Egzersiz grubu dominant taraf ayak bileğinin evertör kas grubunda 6 hafta egzersiz süresi sonunda 60 ve 180°/s açısal hızlardaki eksentrik pik tork değerlerinde artış mevcutken aynı kas grubunun 300°/s hızlardaki eksentrik pik tork değerlerinde artış gözlemlense de istatistiksel anlamlı düzeyde artış bulunmamıştır, 3) Egzersiz grubunun non-dominant taraf ayak bileklerinin plantarfleksör ve dorsifleksör kas gruplarının eksentrik ve konsentrik kuvvet ölçümlerinde anlamlı değişiklik saptanmazken, sadece kontrol grubunun non dominant taraf plantarfleksör kas grubunda 60°/s açısal hızdaki konsentrik pik tork değerinde anlamlı artış gözlenmiştir, 4) Egzersiz öncesi ve sonrası değerler karşılaştırıldığında, egzersiz ve kontrol grubunun non-dominant taraf invertör ve evertör kas gruplarında hiçbir açısal hızda anlamlı konsentrik ve eksentrik pik tork değeri değişimi gözlenmemiştir, 5) Egzersiz grubunun dominant ayak bileklerinin peroneus longus kas reaksiyon zamanları, nötral ve plantarfleksör pozisyonlarda 15° ve 30°'de anlamlı olarak kısalmıştır, 6) Egzersiz grubunun dominant ayak bileklerinin tibialis anterior kas reaksiyon zamanları, nötral ve plantarfleksör pozisyonlarda 15° ve 30°'de anlamlı olarak kısalmıştır, 7) Non dominant ayak bileklerinde yapılan peroneus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanları ölçümlerinde egzersiz sonrasında her iki grupta anlamlı hiçbir değişim gözlenmemiştir, 8) Egzersiz öncesi ile kıyaslandığında egzersiz sonrasında, egzersiz grubunda dominant ayak bileklerinin plantarfleksiyon yönünde 30° aktif ve pasif ile 15° aktif eklem pozisyon hissi değerlerinde anlamlı düzelme saptanırken, her iki grubun non-dominant taraftaki ölçümlerinde hiçbir anlamlı fark görülmemektedir, 9) Egzersiz sonrasında, egzersiz grubunda, dominant

ayak bileğinde inversiyon yönünde 10° ve 20° pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde anlamlı düzelme gözlenirken; 10° ve 20° aktif eklem pozisyon hissi değerlerinde de düşüş olmakla beraber istatistiksel anlamlı düzeye ulaşamamıştır, 10) Egzersiz sonrasında, egzersiz öncesi ile kıyaslandığında egzersiz grubunun dominant ayak bileğinin plantarfleksiyon ve inversiyon yönünde kinestezi testi değerlerinde anlamlı düzelme gözlenmiştir. Çalışmamızın sonuçları, ayakbileğinde ani inversiyonda peroneal kas reaksiyon zamanı, propriosepsiyon ve kuvveti araştıran çeşitli çalışmalarla uyumludur. Ancak bu çalışmaların çoğu kronik ayak bileği instabilitesi olan hastalarda yapılmıştır. Bildiğimiz kadarıyla, bu çalışma, sağlıklı deneklerin dorsifleksör ve evertör kaslarına eksentrik egzersiz modeli uygulanarak sensoriomotor kontrolün incelendiği ilk çalışmadır.

### **Kuvvet**

Dinamik eklem stabilitesini etkileyen önemli bir faktör antagonist kas gruplarının koaktivasyonudur Peroneal kasların, fonksiyonel ayak bileği instabilitesinde (FAİ) invertör mekanizmaya karşı yeterince kuvvetli olması gerektiği düşünülür (18, 31). Evertör kuvvet kaybı, bu kasların inversiyon burkulmasından korunmayı sağlayan inversiyona direnç ve ayağı tekrar nötral pozisyona getirme yeteneğini azaltır (23). Yapılan çalışmaların bazılarında, konsentrik evertör kuvvet defisitinin FAİne yol açmadığı gösterilirken (32, 33), diğer araştırmacılar, FAİ olan hastalarda sağlıklı bireylerle kıyaslandığında eksentrik evertör zayıflık saptamışlardır (28, 34). Bazı araştırmalarda, peroneal kas zayıflığının FAİ ile ilişkisi önerimine itiraz edilmiştir. (33, 35-39). Tek taraflı FAİ olan bireylerde eksentrik evertör ve invertör ayak bileği kuvvetini değerlendiren çalışmalardan 5 tanesinde yaralanan ekstremitelere sağlam karşı taraf ekstremiteler ile kıyaslanmıştır ve hiç birinde eksentrik evertör kas gücü kaybı gözlemlenmemiştir (20, 23, 40-42). Bunun aksine, diğer çalışmalar FAİ olan bireylerde eksentrik evertör kuvvet kaybı mevcudiyetini ortaya koymuşlardır (28, 34, 43).

İlginç olarak, bazı çalışmalarda kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde konsentrik invertör kuvvet defisiti gösterilmiştir (23, 32, 33, 39). Ryan ve ark. (39) inversiyon güçsüzlüğünün; ayak bileği invertörlerinin ilk yaralanma yönünde hareketi başlatma yeteneğinin selektif refleks inhibisyonu ya da peroneal sinir aşırı gerilimi sonucu, derin peroneal sinir disfonksiyonu sonucunda ortaya çıkmış olabileceği hipotezini savunular. Ayrıca, invertör kas fonksiyonları ile ilişkili motor nöron topluluğunun, lateral ayak bileği burkulması ile daha az uyarılırken; evertör kas fonksiyonları ile ilişkili olanların aynı düzeyde etkilenmediği speküle etmişlerdir (33, 39). Diğer yandan; başka güncel çalışmalar, yaralanmış ekstremitenin karşıt sağlam ekstremiteye ya da yaşı eşlenmiş sağlıklı grupla karşılaştırıldığında konsentrik invertör kas zayıflığı saptamamıştır (34, 42).

Ayak bileği invertör kuvvetinin, ayak bileği inversiyonunun aşılmasına neden olabilecek lateral postural stabilite kaybından korunmada rol oynayabileceği iddia edilmiştir. (33, 44). Azalmış invertör kuvvet, ayak bileğindeki evertör ve invertör kas grupları arasındaki kas dengesizliğinin yansıması olabilir (23).

Ayak bileği burkulması sonrası tam fonksiyonel aktiviteye ulaşmak için, rehabilitasyonda kuvvet çalışmalarının yanı sıra proprioseptif defisit ve fonksiyonel kapasite restore edilmelidir (23). Son yıllarda, izokinetik egzersiz Spor Hekimliği uygulamalarında sıkça kullanılmaktadır ve kas kondisyonunu artırır ve klinik şikayetleri azaltır (45). İzokinetik dinamometreler, kas fonksiyonuna ait kuvvet parametrelerinin hızlı sayısallaştırılmasına imkan sağlar ve bu cihazlarda çeşitli açılarda izometrik, geniş bir açılarda hız spektrumunda izokinetik (konsentrik ve eksentrik) ölçümler elde edilebilir (46). İzokinetik dinamometrelerin kullanışlılığı, diğer değerlendirme metodlarında olduğu gibi, ölçümü etkileyen kontrol faktörlerine bağlıdır. Bu kontrol faktörleri, dinamometrenin doğruluğu, test protokolü, ölçümlerin yinelenebilirliği ve testi yapan kişi ve test edilen kişiye ait faktörlerdir.(47).

Deneğin dinamometreye uygun şekilde yerleştirilmemesi, agonistik koaktivasyona bağlı olarak, ölçümlerde farklı değerlerle karşılaşılmasına yol açabilir (46). Cihazdaki kısa kaldıraç kolu ile birlikte kesitsel kas alanının

küçük olması, ayak bileği ekleminde deneğin cihaza yerleşimini daha da önemli kılar. Kuvvet testleri arasında verilen mola sürelerinin kısalığı da, testlerdeki kuvvet çıkışını anlamlı şekilde etkileyebilir (46). İzokinetik dinamometrenin, dorsifleksör ve plantarfleksör izokinetik kuvvet ölçümlerindeki güvenilirliği çeşitli çalışmalarda (47-50) yüksek bulunmuştur. İzokinetik evertör ve invertör testlerin güvenilirliğini araştıran az sayıda çalışma vardır (42, 51-54). FAİ de ayak bileği invertör ve evertör kaslarının değerlendirilmesinin önemi gösterilmiştir (55). Aydog ve ark.(52) sağlıklı kişilerde Biodex dinamometre kullanarak 60°/s ve 180°/s açısal hızlarda konsentrik evertör ve invertör kuvvetleri ölçümlerinin yüksek güvenilirlik gösterdiğini tespit etmiştir. Amarel De Noronha ve ark. (51) lateral ayak bileği burkulması olan hastalarda 120°/s açısal hızda bu kaslar için yüksek güvenilirlik saptamıştır. Munn ve ark. (42) FAİ hastalarda, konsentrik ve eksentrik modlarda, hem evertör hem de invertör kaslar için düşük (60°/s) ve yüksek (120°/s) açısal hızlarda yüksek güvenilirlik gözlemlemiştir. Benzer olarak SEKİR ve ark. (54) FAİ hastalarda ve Yıldız ve ark (46) sağlıklı rekreasyonel sporcularda. evertör ve invertör kaslar için, 120°/s açısal hızda iyi-yüksek güvenilirlik bulunmuştur. Bizim çalışmamızda invertör, evertör, plantar fleksör ve dorsifleksör kas gruplarının eksentrik ve konsentrik kuvvet testi protokollerinde 60,180 ve 300°/s ve evertör ve dorsifleksör kas gruplarının eksentrik egzersiz protokollerinde 60,120, 180, 240 ve 300°/s açısal hızlar kullanılmıştır.

Çalışmamızda eksentrik egzersiz protokolünü seçtik. Bunun sebebi ayak bileği inversiyon yaralanmaları sırasında inversiyon hareketini önlemek için evertör kasların eksentrik olarak kasılması ve daha önce yapılan bazı çalışmalarda (28, 34) FAİ'nde evertör kaslarda eksentrik zayıflık gösterilmesidir. Ayak bileğinin kas kuvvetini, propriyosepsiyonunu ve fonksiyonel kapasitesini geliştiren özel egzersiz programları mevcuttur (23). Sekir ve ark.(23) FAİ olan rekreasyonel sporcu grubunda; propriyosepsiyon, fonksiyon ve kuvvet kayıplarını inceleyerek, izokinetik egzersizin bu parametrelere etkisini araştırmışlardır. Tek taraflı FAİ olan rekreasyonel sporcuların yaralanmış ayak bileklerinin invertör ve evertör kas gruplarına, 6

hafta süre boyunca 120°/s açısal hızda 3 set 15 tekrardan oluşan programla konsentrik moda izokinetik egzersiz modeli uygulamışlardır. Egzersiz öncesi ve sonrası invertör ve evertör kas kuvvet değerlerini ise hem konsentrik hem de eksentrik olarak 120°/s açısal hızda ölçmüşlerdir. Hem konsentrik invertör kuvvet hem de konsentrik evertör kuvvet (ilk ölçümlerde ayak bilekleri arasında anlamlı fark gözlenmese de) izokinetik egzersiz uygulamaları sonrasında anlamlı artış göstermiştir. Bu sonuçlar FAİ'de kuvvet kazanımında izokinetik egzersizin etkinliğini destekler (23). Sekir ve ark.'nın (23) çalışmasında egzersiz öncesindeki ilk ölçümlerde gruplar arası fark gözlenmezken, bizim çalışmamızda ilk ölçümlerde 60,180 ve 300°/s açısal hızlarda plantarfleksör ve dorsifleksör kas gruplarının eksentrik pik kuvvetleri arasında anlamlı fark mevcuttur. Bununla beraber araştırmamızda evertör ve dorsifleksör kaslar eksentrik egzersiz programı ile 6 hafta boyunca çalıştırılmıştır ve her iki kas grubunda da test edilen açılarda istatistiksel olarak anlamlı eksentrik kuvvet artışı saptanmıştır.

Kaminski ve ark.(56) tek taraflı FAİ olan hastalarda, 6 haftalık kuvvet ve proprioepsiyon egzersizin, eversiyon /inversiyon izokinetik kuvvet oranlarına (E/I) etkisini araştırdıkları çalışmada katılımcıları 4 gruba ayırmışlardır (S= sadece kuvvet, P=sadece proprioepsiyon, B=kuvvet + proprioepsiyon, C=kontrol). S grubu, therabandla 6 hafta plantarfleksör, dorsifleksör, invertör ve evertör kaslara hafta 3 sefer belirlenen protokolle egzersiz yapmışlardır (56). Egzersiz öncesi ve sonrası kuvvet gelişimleri 30 ve 120°/s açısal hızda konsentrik ve eksentrik olarak test edilmiştir. Ortalama tork ve pik tork kuvvet oranları, gruplar arasında anlamlı farklılık göstermedi, 6 haftalık kuvvet ve proprioepsiyon antrenmanının tek taraflı FAİ grup katılımcılarda anlamlı etki yapmadığı gözlenmiştir. Bizim çalışmamızda ise 6 haftalık eksentrik egzersiz periyodu sonrası düşük hız olarak kabul edebileceğimiz 60°/s açısal hızda evertör kaslarda anlamlı kuvvet artışı bulunmuştur. Çalışmamızda, egzersiz ve test protokolleri izokinetik dinamometre ile uygulanmıştır; bahsedilen çalışmada egzersiz uygulamaları egzersiz lastiği ile uygulanırken testler izokinetik dinamometre ile yapılmıştır. Bu uyumsuzluk egzersizin etkisinin yeterince gösterilememesine yol



açabileceği gibi, izokinetik dinamometrenin kullanımında dikkat edilmesi gereken faktörlere yeterli önemin verilmemesi de daha önce de bahsedildiği gibi test ölçümlerini etkileyebilir, bu nedenle çalışmamızda tüm test ve egzersiz uygulamalarının aynı kişi tarafından yapılması ve deneklerin izokinetik dinamometredeki yerleşimlerinin mümkün olduğunca aynı standart ölçülerde olması sağlanarak, sözü geçen olumsuz etkiler minimize edilmeye çalışılmıştır.

Diğer yandan, Docherty ve ark. (57) FAİ olan hastalarda progresif-dirençli kuvvet antrenmanlarının etkisini ele almıştır. Docherty ve ark. (57) tek taraflı FAİ olan bireylerde 6 haftalık progresif-dirençli kuvvet çalışmalarının eversiyon ve dorsifleksiyon kuvvetinde ve eklem pozisyon ölçümlerinde gelişim meydana getirdiğini raporlamıştır. Ancak, bahsedilen çalışmalarda progresif dirençli protokol olarak, izokinetik uygulama yerine Thera-Band elastik bantlar kullanılmıştır. Ayrıca, Docherty ve ark (57) yaptığı çalışmada ölçümlerde manuel dinamometre kullanılırken, bizim çalışmamızda izokinetik dinamometre kullanılmıştır. Manuel dinamometre metodu geçerli ve güvenilir olsa dahi, eklem hareket açıklığının bir noktasındaki kuvvet ölçümü, belirlenmiş bir eklem hareket açıklığı boyunca yapılan ölçüm kadar doğru değerlendirme sağlayamaz. Bu bilgiler, izokinetik egzersiz ve test ölçümlerinin ne denli fayda sağladığını desteklemektedir.

Ayak bileği dorsifleksör ve plantar fleksör kas kuvvetini manuel ve izokinetik dinamometre ile değerlendiren Andersen ve Jakobsen (58) manuel testlerin kas güçsüzlüğünün sıklığını ve ciddiyetini yeterince gösteremediğini savunmuşlardır. Leanderson ve ark. (59) ayak bileği lateral ligaman burkulması olan hastalarda izokinetik dinamometre ile 4-10 hafta sonra ayak bileği inversiyon-eversiyon hareketlerinin pik torkunu ölçtüler. İvertör kas pik torku değerleri, sağlıklı ve yaralanmış eklemler arasında farklı bulunmazken, yaralanmış ayak bileğinde, evertör kas pik torku değerlerinde defisit gözlenmiştir.

Konsentrik ve eksentrik kasılma modların her ikisinde de kuvvet büyüklüğü hıza bağlı olsa da bu eksentrik moda biraz daha azdır (28).

Sonuçta, eksentrik/konsentrik (E/C) oranı hıza bağlıdır ve test hızı ile orantılı olarak artar (60, 61). Yeni bilgilere göre, bu oran en çok hızın düşük-orta olduğu aralıkta geçerlidir, çünkü eksentrik kas performansı ölçümü için yüksek hızlar risksiz değildir (28). Ayak bileği dorsifleksörleri için E/C oranı bir çalışmada araştırılmıştır (62). Reinking (62) 30°/s ve 90°/s açısal hızlarda E/C oranlarını sırasıyla 1.45 ve 1.50 olarak bulmuştur. Bu oranlar, daha önce aynı koşullarda test edilen diğer kas gruplarından daha yüksektir. Reinking (62), bu yüksek eksentrik kuvvetin, hareketin duruş fazında yüklenme cevabına aracılık eden dorsifleksör kasılmanın rolünü gösterdiğini savunmaktadır. Biz çalışmamızda dominant ayak bileğinde egzersiz öncesi ve sonrası pik tork değerlerini kıyasladık ancak böyle bir parametre kullanmadık, sağlıklı katılımcılarda yapılacak gelecek çalışmalarda bu oran Reinking (62) 'in çalışmasında kullanılanlardan daha yüksek açısal hızlar da dahil edilerek daha ayrıntılı şekilde analiz edilebilir.

Hartsell ve ark. (28) kronik ayak bileği instabilitesi (KAİ) olan hastaların, ayak bileği invertör ve evertör kas kuvvetlerini (konsentrik ve eksentrik modlarda ,60,120,180,240 °/s) ve evertör /invertör kas tork oranını sağlıklı deneklerle kıyaslamışlardır. KAİ grubunda invertör ve evertör kas kuvvetleri konsentrik ve eksentrik modlarda anlamlı olarak düşüken, E/C oranı hiçbir eklem hareketinde farklı bulunmamıştır. Her iki grupta 180 ve 240°/s hızlar hariç, açısal hız arttıkça E/C oranı artmıştır(28). Bizim çalışmamızda evertör kas gruplarının eksentrik egzersiz protokollerinde 60,120, 180, 240 ve 300°/s açısal hızlar kullanılmıştır. İlginç olarak; egzersiz grubunun dominant taraf evertör kas grubunda 60 ve 180 °/s açısal hızlarda eksentrik kuvvet artışı gözlenirken, 300°/s açısal hızda anlamlı değişim görülmemiştir, deneklerin 6 hafta süre ile 300°/s açısal hızlarda eksentrik egzersiz yapmış olmalarına rağmen aynı açısal hızda kuvvet kazanımı gözlenememiştir. Maksimal eksentrik kasılmalar ardışık eksentrik/konsentrik testlerde azalmış görünebilir, bunun sebebi eksentrik kasılmalar, konsentrik kasılmalardan daha yorucudur ve 150 °/s üzerindeki açısal hızlarda bu farklar daha görünür hale gelir (61). Evertör kasların eksentrik olarak yüksek hızlarda çalışma yetersizliğinin klinik olarak günlük yaşam aktivitelerinin

fonksiyonelliğinde önemli olduğunu savunulmaktadır (28). Ligamentöz yaralanmalar tipik olarak, peroneal kasların yüksek hızda harekete cevap olarak eksentrik olarak çalışırken gelişir (38). Fonksiyonel olarak uygun olan 240°/s yüksek hızda, evertör kasların eksentrik olarak çalışma becerisi azalmıştır, bu durum ayak bileğinde fonksiyonel kas aktivitesinin eksentrik ve yüksek hız koşullarında bozulmasına neden olur. (28). Sağlıklı deneklerde, 240°/s açısal hızı hariç, E/C oranları kabul edilebilir sınırlar içindedir (62).

Kronik ayak bileği instabiliteli kişilerde E/C oranlarındaki değişkenlik sağlıklılarından daha fazla bulunmuştur, bunun sebebi özellikle evertör kaslardaki güçsüzlüktür (28) E/C oranlarının artışı; eksentrik kuvvetin konsentrik kuvvetle karşılaştırıldığında artışı ya da konsentrik kuvvetin, eksentrik kuvvetle karşılaştırıldığında azalması demektir (28). KAİ hastalarda, evertör kaslarda konsentrik kuvvet oluşturma yeteneği hız arttıkça invertör kaslara göre yetersiz kalmaktadır (28). Bu bilgiler, KAİnin yüksek insidansını ve sağlıklı ayak bileklerinin yaralanmaya yatkınlıklarını açıklamaya yardımcı olabilir(63,64). KAİ de E/C oranları sağlıklı ayak bileklerinden istatistiksel anlamlı olarak farklı bulunmamıştır (28). Fakat, kas kasılma tiplerinin E /C oranlarına uygun şekilde dengelenmiş gibi görülebilse de, klinisyenler spora dönüş fazında, normal kas kuvveti değerlerine ulaşılması gerekliliğini göz ardı etmemelidir (28). Rehabilitasyonda sadece konsentrik değil özellikle evertörlere yönelik eksentrik güçlendirme programları da uygulanmalıdır (28).

Uh ve ark. (65) sağlıklı ayak bileği olan 20 gönüllüyü önce egzersiz ve kontrol grubu olarak ikiye ayırmıştır. Daha sonra egzersiz grubunu dominant ekstremite ve nondominant ekstremite ile egzersiz yaptırılacak iki gruba ayırmışlar ve egzersiz grubuna izokinetik dinamometre ile 8 hafta süre ile ayak bileği invertör, evertör, dorsifleksör ve plantarfleksör kasların her birine konsentrik olarak 30, 60, 90 ve 120°/s ve eksentrik olarakta 30,60 ve 90°/s açısal hızlarda egzersiz yaptırılmıştır. 8 hafta sonrasında izokinetik pik tork, güç ve dayanıklılık değerlendirilmiştir (30 ve 120°/s açısal hızda ,konsentrik ve eksentrik modlarda, ayak bileği invertör,evertör,dorsifleksör ve plantarfleksör kaslar)Tüm yönlerde, tüm modlarda ve tüm açısal hızlarda, dominant ayak bileği çalışan egzersiz grubunda, dominant ayak bileğinde

%8,5; çalıştırılmayan karşı taraf ayak bileğinde %1,5 kuvvet gelişimi görülürken, nondominant ayak bileği çalıştırılan deneklerin nondominant ayak bileklerinde %9,3, dominant ayak bileklerinde %3,5 kuvvet gelişimi gözlenmiştir. Egzersiz periyodu olan 8 hafta boyunca, izokinetik dinamometre ile çalıştırılmayan diğer ayak bileğinde egzersizler boyunca kasılma olmaması için tüm önlemler alınmasına rağmen ve deneklerin hiçbir egzersiz yapmamaları konusunda sıkı şekilde bilgilendirilmesine rağmen çalıştırılmayan ayak bileği, çalışan ayak bileği gibi pik kuvvet gelişimi göstermiştir. Bu çapraz etki en fazla 120°/s açısızdaki eksentrik inversiyon hareketinde görülmekle beraber hareket yönü, modu ve hızı ile grupların pik torkları arasında istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmamıştır. Bu çapraz etkinin olası sebepleri olarak 1) nöromusküler uyarılabilirliğin artması 2) egzersiz yapmayan tarafa santral inhibitör uyarıların azalması 3) egzersiz yapmayan tarafta egzersiz sırasında farkedilmeyen izometrik kasılmalar gösterilmektedir (65). Bizim çalışmamızda, egzersiz grubunda nondominant ayak bileğinde plantarfleksör, dorsifleksör, invertör ve evertör kas gruplarının eksentrik ve konsentrik hiçbir açısız hızda anlamlı pik tork artışı saptanmamıştır, buradan yola çıkarak bizim çalışmamızda anlamlı çapraz etki olmadığı kanısına varılabilir. Ayrıca, Uh ve ark.(65) evertör ve invertör kaslardaki gelişimin günlük aktivitelerde daha fazla kullanılan plantarfleksör ve dorsifleksör kaslarla kıyaslandığında daha fazla gelişim gösterdiğini savunur. Sağlıklı ayak bileklerinde izokinetik egzersizlere dair yeterince çalışma bulunmamaktadır. Bu konuda yapılacak çalışmalarla sağlıklı bireylerdeki değerlerle ilgili daha fazla bilgi sahibi olunarak, çeşitli hastalıkların önlenmesi, tedavisi ve takibinde kullanılacak egzersiz modelleri geliştirilebilir.

### **Kas Reaksiyon Zamanı**

Ayak bileği sensorimotor kontrolünü inceleyen çok sayıda metod vardır. Bu metodlardan biri olan, ani ayak bileği inversiyon analizi ile peroneal kas reaksiyon zamanı ölçümü, ilk kas motor cevabından inversiyon hareketi başlangıcının farkıdır ve yüzeysel EMG ile ölçülür (66). Bizim çalışmamızda sağlıklı deneklerden oluşan egzersiz ve kontrol gruplarının dominant ve non-

dominant peroneus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanları egzersiz periyodu öncesinde ve sonrasında ani inversiyon burkulması simüle edilerek ölçülmüştür, egzersiz grubuna uygulanan 6 haftalık eksentrik egzersizin bahsedilen kasların reaksiyon zamanlarına etkisi araştırılmıştır.

Benesh ve ark. (67) sağlıklı kişilerde sağ ve sol peroneus longus reaksiyon zamanları arasında istatistiksel anlamlı farklılıklar saptamıştır, dominant olmayan tarafta bu süre daha kısa bulunmuştur. Fakat, Johnson ve Johnson (68), Isakov ve ark. (69) ve Nawoczenski ve ark. (70) sağlıklı katılımcılarda dominansi farkını gösteren istatistiksel anlamlı farklılık bulmamıştır. Bizim çalışmamızda egzersiz öncesi ilk ölçümlerde peroneus longus ve tibialis anterior kas reaksiyon zamanlarının ilk ölçümlerinde her iki grup arasında anlamlı fark saptanmamıştır ancak dominansi farkı araştırılmamıştır.

Benesh ve ark. (67) 30 sağlıklı sedanter kişide 30° inversiyona düşüren tuzak platform kullanarak peroneus longus ve brevis kaslarının reaksiyon zamanlarını incelemiştir, normal kas reaksiyon zamanı peroneus longus için 63 ms, peroneus brevis için 66 ms bulunmuştur. Bahsedilen çalışmada, peroneal kaslar arasındaki bu fark, peroneus brevis kasının daha distal yerleşimli olması dolayısıyla efferentlerin kas aktivasyonu için daha uzun yol katetmesi gerekliliği ile açıklanmıştır. Ayrıca, sağlıklı deneklerde her iki ayak bileğinin kas reaksiyon zamanları simetrik bulunmuş ve cinsiyetler arasında anlamlı fark gözlenmemiştir (67). Bizim çalışmamızda egzersiz öncesi yapılan ilk testlerde nötral pozisyonda 30°/s açısızdaki inversiyonda peroneus longus kas reaksiyon zamanı (PRZ) egzersiz grubunun dominant tarafında 98 ms ve non-dominant tarafta 98 ms; kontrol grubunun dominant tarafında 102 ms ve non-dominant tarafında 99 ms bulunmuştur. Cinsiyet farkını elimine etmek amacıyla çalışma grubumuzu erkek katılımcılardan oluşturduk. Löfvenberg ve ark. (13) FAİ olan hastalarda sağlıklı kontrol grubu ile kıyaslandığında PRZ'inde anlamlı uzama (FAİ olan grupta kas reaksiyon zamanı = 65 ms, sağlıklı deneklerin kas reaksiyon zamanı=49 ms) saptamıştır. Aynı araştırmacıların yaptığı bir başka

çalışmada, FAİ olan hastalarla sağlıklı kontrol grubu arasında 15 ms gecikme gözlemlenmiştir (8).

Konradsen ve ark. (14) yaptıkları çalışmada, FAİ olan 15 hastanın peroneal kas reaksiyonlarını 15 sağlıklı bireyle karşılaştırmıştır ve uzamış reaksiyon zamanı gözlemiştir (FAİ olan hastaların ortalama kas reaksiyon zamanları=84 ms, sağlıklı deneklerin ortalama kas reaksiyon zamanları=69 ms). Uzamış kas reaksiyon zamanı sebebi olarak, ayak bileği refleks stabilizasyonundaki kısmi deafferentasyon yani proprioseptif defisit gösterilmiştir (14). Aynı araştırmacıların yaptığı başka bir çalışmada sağlam ayak bileği olan 7 katılımcının ayak bileğine lokal anestezi ile rejyonel blok uygulanmıştır (24). Lokal anestezi öncesi ve sonrasında pasif ve aktif eklem pozisyon hissi testi, ani inversiyonda PRZ ve tek bacak üzerinde stabilize ölçümü yapılmıştır, anestezi sonrası pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde anlamlı artış gözlenirken diğer testlerde anlamlı değişim olmamıştır (24). Sağlam lateral ayak bileğini ligamanlarından çıkan afferent inputlar topuk vuruşu sırasında ayağın doğru yerleştirilmesi için önemlidir (24). Fakat, bu inputlar aktif kalf kasları tarafından sağlanan afferent bilgiyle yer değiştirebilir. Kalf kasları tarafından sağlanan afferent inputlar, ani ayak bileği inversiyonunda ayak bileğinin dinamik olarak korunmasından sorumludur ve tek bacak üzerinde durmak için yeterli stabilizasyonu sağlar (24). Bir başka çalışmada, 10 sağlıklı denek kas reaksiyon zamanlarının incelenmesi amacıyla yürüme ve ayakta durma pozisyonlarında yüzeysel EMG ile değerlendirildi (27). Söz geçen çalışmada, ayak bileği inversiyonu başladıktan 54 ms sonra peroneal EMG aktivitesi gözlemlendi, bu gecikme süresi ayak bileği inversiyondayken kısa, eversiyondayken uzun bulunmuştur. (27) Hamstring ve kuadriseps kas EMG aktivitesi inversiyon uyarısından 68 ms sonra gelişmişken aktif eversiyon 176 ms sonra gözlemlenmiştir (27). Diz ve kalça eklemlerindeki aktif hareketler daha geç başlamıştır. Ani inversiyona refleks reaksiyon; periferel seviyede inversiyon hareketi ile başlar, spinal veya kortikal motor merkezler aracılığı ile devam eder (27). Hem periferel hem de santral reaksiyonlar ani inversiyonda ayak bileğini korumak için oldukça yavaştır (27).

İnversiyon platformlarında EMG cihazı kullanılarak kas reaksiyon zamanı değerlendirilen çalışmaların çelişkili sonuçlarının önemli bir sebebi kas aktivitesi başlangıcının tanımlanmasındaki problemdir. Yapılan çalışmaların bazılarında, reaksiyon zamanı, ilk elektriksel kas aktivitesi ile tilt hareketinin başlangıcı arasındaki fark olarak alınmıştır (67, 71, 72). EMG aktivitesi başlangıcını, daha önce belirlenen istirahat eşiğini aştığı nokta kabul eden otörler, daha uzun reaksiyon süresi saptamışlardır (7, 24, 68). Çalışmamızda ani inversiyonun başladığı noktadan itibaren ilk EMG cevabının olduğu süre kas reaksiyon zamanı olarak kabul edilmiştir (Şekil-1). Kas reaksiyon zamanı hesabı için; istirahatteki EMG sinyal seviyesinin 2 katını geçen art arda yükselen 3 ölçümünden ilki alınmıştır ve bu değerden, platformda inversiyonun başlangıcını gösteren marker tarafından belirtilmiş süre çıkarılmıştır. Morey-Klapsing ve ark. (73) EMG sinyalinin integralini başlangıç süresi ile kombine ederek hesaplama tekniğinin kas aktivitesi miktarını gösteren sinyalin niteliğini sayısallaştırmada tek başına reaksiyon zamanından daha iyi olduğunu iddia eder. Hodges ve Bui (74), EMG başlangıcının görsel tanımlanmasının günler arasında yüksek oranda tekrarlanabildiğini ancak elle ya da bilgisayarla hesaplanan başlangıcın anlamlı farklılık gösterdiğini bulmuşlardır.

Vücut ağırlığı dağılımı, tilt platformunun açıları ve açısal hızı, kas yorgunluğu, yaş, platformun destek tipi gibi faktörlerin reaksiyon zamanı sonuçlarına önemli etkisi vardır (66, 67). Çok sayıda platform dizaynı, PRZ tanımlama metodundaki farklılıklar ve 20 katılımcıdan az sayıdan oluşan küçük gruplarla çalışılması normal değerlerin geniş bir aralıkta olmasına sebep olur (74). Çalışmamıza 24 denek dahil edilmiştir. Denek sayısını mümkün olduğunca fazla sayıda tutmaya çalıştık ancak bazı denekler çalışma protoküne uyumsuzluğu sebebi ile çalışma harici bırakılmıştır. Schmidt ve ark. (75) sağlıklı popülasyonda yaptıkları çalışmada, PRZ'nin dış ve iç faktörlerden etkilenmediğini ancak yaşla arttığını gözlemlemişlerdir. Yaşın bu olumsuz etkisinden kaçınmak amacıyla genç popülasyonu tercih ettik, yaş aralığı 18-30 olan deneklerin kontrol ve egzersiz gruplarına randomize olarak dağıtıldığında 2 grup arasında yaş açısından anlamlı

istatistiksel fark mevcut değildi. Eechaute ve ark. (76, 77) ani ayak bileği inversiyonunda ölçülen değişkenlerin (Peroneus longus kasının gecikme ve motor cevap zamanları) güvenilirliğini değerlendirmişlerdir ve hem sağlıklı hem de FAİ olan hastalarda bu değişkenleri güvenilir bulmuşlardır.

Lynch ve ark. (7) hız arttıkça daha hızlı kas refleks cevabı gözlemlendiğini savunurlar. Ayak bileği burkulmaları peroneal kas reaksiyon zamanı testlerinden daha hızlıdır, 1000°/s ye kadar ulaşabilir (7, 78). Ayak yere inerken inversiyon 40 msde gelişir, peroneal kasların dinamik koruma reaksiyonu ani inversiyondan en az 126 ms sonra gelişir; 54 ms başlangıç EMG aktivitesinin reaksiyon zamanı ve 72 ms kas kuvveti oluşturmak için gereken elektromekanik gecikmedir (79).

Yapılan çalışmalardaki farklı sonuçların bir diğer nedeni de ani inversiyon platformlarındaki tilt açılarının farklılığıdır. Bahsedilen çalışmalarda tilt açıları 18-50° arasında değişmektedir (7, 13, 14, 23, 27, 68, 69, 71, 72, 76). Bizim çalışmamızda tilt açısı olarak 15 ve 30° kullanılmıştır.

Linford ve ark. (80) çalışmalarında 36 sağlıklı deneği egzersiz ve kontrol gruplarına ayırmış, egzersiz grubuna 6 hafta süre ile denge egzersizleri uygulanmıştır. Egzersiz sonrasında, yürürken ani inversiyon oluşturan düzende reaksiyon zamanı ölçümlerinde egzersiz grubunda anlamlı kısalma gözlemlenmiştir. Vücut ağırlığının dağılımı açısal hızı ve sonuç olarak PRZ'nı etkileyebilir.

Isakov ve ark. (69) ve Eechaute ve ark. (76) çalışmalarında test edilen ekstremiteler üzerinde durarak burkulma durumunu daha gerçekçi taklit etmişlerdir, bunlar dışındaki çalışmalar (7, 13, 14, 24, 27, 68, 71, 72) gibi bizim çalışmamız da iki bacak üzerine eşit ağırlık verilen pozisyonda yapılmıştır. Her grupta, kullanılan deneysel modele göre, farklı standartlar tanımlanmış olmalıdır(67). Ayrıca, ham datanın istatistiksel analiz metodu ,reaksiyon zamanı tanımlamasının farklı sonuçlarına yol açabilir (67). Ortalama, aşırı değerlerden ortancadan (mediyan) daha fazla etkilense de,tüm otörler,Löfvenberg ve ark. (8, 13) nın reaksiyon zamanı bulgularını tanımlamak için kullandığı ortalama ve standart sapmayı kabul eder. Biz de çalışmamız da bu hesaplama yöntemini tercih ettik.



Kas reaksiyon ölçümü öncesinde deneklerin ısınma egzersizleri yapmasının PRZ'nı kısaltabileceği öne sürülmüştür, bu durumu ise sinir ileti hızının ısınma ile artış göstereceği düşüncesi ile açıklamışlardır (67). İstatistiksel olarak ispatlanamasa da germe ile PRZ'nın uzayabileceği, bunun sebebinin de proprioseptörlerdeki adaptif etki veya azalmış motor sinir ileti hızı olabileceği savunulmuştur (81,82). Çalışmamızda, sözü geçen etkilerden ve yorgunluğun etkisinden kaçınmak amacıyla kas reaksiyonu ölçümleri öncesi deneklerin iyi istirahat etmiş olmalarına dikkat ettik ve ısınma ve germe egzersizleri yapmadan testlere başladık.

Benesh ve ark (67) 15° plantar fleksiyonun , her iki peroneal kasta da anlamlı reaksiyon zamanı kısalmasına neden olduğunu savunur .Bu durum,sağlıklı bireylerde anterior talofibular ligamanda bir ön gerim oluşması ile ilişkili olabilir ve bu ligamanda proprioseptif yapıların varlığının göstergesi olabilir çünkü plantarfleksiyonun eklenmesinin kas aktivitesine etkisi yoktur çünkü bu pozisyonda peroneal kaslar gevşektir (67) Kas ve tendon reseptörlerindeki ateşleme hızı normal duruştan daha düşüktür, çünkü gerim kuvveti normal duruştan daha azdır.Bu bağlamda, kısalmış reaksiyon zamanı kas reseptörlerine değil, yapılardaki artmış ateşleme hızına bağlıdır (67). Lynch ve ark. (7) 10 sağlıklı denekte tibialis anterior, peroneus longus ve brevis kas reaksiyon zamanlarını iki farklı hız (50 ve 200°/s) ve iki farklı açıda(nötral ve 20° plantarfleksiyonda) incelemiştir. Bahsedilen çalışmada inversiyon hareketi hızının ve plantarfleksiyon açısının kasların gecikme cevaplarında anlamlı değişikliklere yol açtığı bulunmuştur. İversiyon hızı arttıkça PRZ kısalmış, plantarfleksiyon açısı arttıkça PRZ uzamıştır. Bu sonuçlar, plantarfleksiyon açısı arttıkça koruyucu reflekslerin kaybolduğunu düşündürmüştür (7). Bizim çalışmamızda kas reaksiyon ölçümleri nötral ve 20° plantarfleksiyonda yapılmıştır ancak kas reaksiyon ölçümlerinde bu iki pozisyon arasında fark olup olmadığı değerlendirilmemiştir.

Peroneal kasların gecikme cevapları, lateral ayak bileği burkulmaları sonrası, fonksiyonel instabilite sebebi olarak tanımlanır (13, 27, 71). Becker ve Rosenbaum (83) fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olan hastalarda PRZı uzamış olarak bulmuşlardır. Bazı çalışmalar bu hipotezi desteklerken (13, 27,

36, 71, 84); bazıları reddeder. (68-70, 85). Klinik deneylerin geçerliliği, öncelikle güvenilirlik katsayısı değerine ve ölçümün standart hata büyüklüğüne bağlıdır (86). Yapılan bir çalışmada, ani ayak bileği inversiyonu ölçümlerinin güvenilirliği sağlıklı ayak bileği olan 15 bireylerde araştırılmıştır ve bu test prosedüründe 40° plantarfleksiyon ve 15° adduksiyondaki platforma sıkıca sabitlenmiş ayak bileği 50° inversiyona serbest bırakılmıştır (76). Bahsedilen çalışmanın sonuçları, sağlıklı bireylerde peroneus longus kasının gecikme zamanı ve motor cevap zamanının, toplam inversiyon zamanının, ortalama ve maksimum inversiyon hızının ve deselerasyon hareketinin birinci ve ikinci başlangıç sürelerinin kabul edilir güvenilirlikte olduğunu göstermiştir. Aynı araştırmacılar tarafından yapılan başka bir çalışmada kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerde ani ayak bileği inversiyonu ölçümlerinin güvenilirliği 50° inversiyon platformunda değerlendirilmiştir ve peroneus longus kasının gecikme zamanı ve motor cevap süresi, toplam inversiyon zamanı ve ortalama inversiyon hızı hem sağlıklı hem de KAI hastalarda kabul edilir güvenilirlikte bulunmuştur (77). Daha uzun inversiyon zamanı, daha yüksek inversiyon hızı, deselerasyon anlarındaki gecikmeler ve daha geniş inversiyon açıları, ani inversiyonda ayak bileği ekleminin daha az kontrol edildiğine işaret eder (76). Bizim çalışmamızda bu parametreler değerlendirilmemiştir. Başka bir çalışmada, Benesh ve ark. (67) peroneal kas reaksiyon zamanını; ölçüm zamanından bağımsız ve tekrarlanırlığı güvenli bulunmuş, stabil bir parametre olarak tanımlamıştır.

Eils ve Rosenbaum(1), FAİ olan bireylerde 6 haftalık denge tahtası egzersizleri programı sonrası kontrol grupları ile kıyaslandığında peroneus longus ve tibialis anterior kaslarının gecikme sürelerinde anlamlı kısalma, eklem pozisyon hissi testlerinde ve postural kaymada anlamlı düzelme gözlemlenmiştir Sheth ve ark (87). 20 sağlıklı denekte ayak bileği disk egzersizlerinin ayak bileği burkulmasını simüle edildiğinde tibialis anterior, tibialis posterior, peroneus longus ve fleksör digitorum longus kaslarının reaksiyon sürelerini etkilediğini araştırmışlardır. Egzersiz grubundaki deneklere 8 hafta boyunca disk ile denge egzersizleri çalıştırılmış, egzersiz

öncesinde bahsedilen kas gruplarının EMG aktiviteleri birbirine yaklaşık değerdeyken, egzersiz sonrası tibialis anterior ve posterior kaslarında diğer kaslara göre gecikme saptanmıştır. Bu bulgular aşırı ayak bileği inversiyonunun düzeldiğini düşündürür. Proprioseptif egzersizler de, bizim çalışmamızda eksentrik egzersiz modeli gibi kas reaksiyonunu kısaltmıştır. Bu bilgiler bize hem kuvvet hem de proprioepsiyon egzersizlerinin, ayak bileği burkulmalarındaki koruyucu rolünü desteklemektedir.

### **Proprioepsiyon**

Proprioseptif mekanizma, sporda eklemün uygun fonksiyonu, günlük yaşam aktiviteleri ve bazı mesleki işler için elzemdir (46). Proprioepsiyon, hareketlerin doğru ve hassas şekilde yapılması için gereken nöromusküler kontrolde motor programlamaya ve dinamik stabilizeyi sağlayarak kas refleksine de katkıda bulunur (23). Proprioepsiyonun objektif olarak ölçümü, proprioseptif kaybın erken olarak tanımlanmasının ve yaralanmayla oluşan bu kaybın sayısal olarak gösterilmesine yardım eder (46). Ayak bileği burkulmalarının tekrarlama eğilimin ilk travmada mekanoreseptörler içeren ligaman dokularında oluşan kısmi deafferentasyonla (afferent yollarla gelen uyarıların kesilmesi ile) gelişen proprioseptif kayıp yüzünden olduğuna dair yaygın bir kanı vardır (88, 11, 22).

Ayak bileği yaralanmalarını takiben, proprioepsiyon farklı metodlar ve ekipmanlar kullanılarak sıkça değerlendirilmektedir (15, 39, 89). Bu tekniklerin çoğu ayak bileği bölgesinin performansını izole olarak değerlendirilemez ve görsel ve vestibular sinyalleri, nöromusküler kontrol ve diğer eklemlerin etkisini içerebilir (90). Görsel ve vestibular inputlar (girdiler) proprioepsiyona katkıda bulunsa da, klinik ortopedik bakış açısıyla periferik mekanoreseptörler en önemlileridir (46). Bu mekanoreseptörlerden ve görsel ve vestibular reseptörlerden sağlanan nöral inputların (girdiler) hepsi santral sinir sistemi tarafından motor cevap oluşturmak amacıyla birleştirilir (46). Bu motor cevaplar motor kontrolün üç seviyesinde kategorize edilir: spinal refleks, beyin sapı aktivitesi ve kognitif (bilişsel) programlama.

Eklem pozisyonunu nicel olarak yeniden oluşturmak (hem aktif, hem de pasif) ve eklem pozisyonu değişikliklerini tespit edebilmek organizasyonun en üst seviyesi olan somatosensöriyel kortekstedir.

İzokinetik dinamometrede plantarfleksiyon ve dorsifleksiyon yönünde kinestezi ve eklem pozisyon hissi testlerinin güvenilirliği çalışılmış ve bu testler yüksek güvenilirlikte bulunmuştur (91, 92). İzokinetik dinamometre ölçümleri, yük binmeyen pozisyonda yapıldığı için ayak bileğinde izole olarak objektif eklem pozisyon ölçümü sağlar. Lateral ayak bileği burkulmaları inversiyon yönünde geliştiği için, ayak bileği inversiyon hareketi sırasındaki proprioseptif yetenekler önem kazanmıştır (46). Bununla ilişkili olarak, ayak bileği eklemi, inversiyon yönündeki eklem pozisyon hissi değerlendirmelerinde, çalışmalarda farklı izokinetik dinamometreler kullanılmıştır (43,93). Sağlıklı deneklerde ve FAİ olan bireylerde, izokinetik dinamometrede 1°/s açısal hızda inversiyon yönündeki 10 ve 20° eklem pozisyon hissi testleri yüksek güvenilirlikte bulunmuştur (46,54).

Kronik ayak bileği instabilitesi olan hastalarda proprioseptif becerilerin azaldığı bazı çalışmalarla gösterilmiştir.(15, 36, 94). Glencross ve Thornton (15) FAİ olan ayak bileklerinin eklem pozisyon hissi testlerinde, sağlam olan karşı tarafla kıyaslandığında, anlamlı düzeyde hata fazlalığı saptamışlardır. Konradsen ve ark.(14) FAİ' nde ani inversiyon stresinin uzamış PRZ cevabına neden olduğunu ve ayak bileğinin kaslar kontrolünün kısıtladığını bulmuşlardır. Ayak bileği yaralanması olan hastaların esas yönetimin hedefi öncelikle; proprioepsiyon, fonksiyon ve kuvvet kayıplarını tanımlamak, sonra sporcuyla en uygun tedavi yaklaşımı ile en iyi fonksiyonel seviyede spora döndürebilmektir (46). Bu sebeple, ayak bileği eklem yaralanmalarından sonra; invertör ve evertör kasların güçlendirilmesinin yanı sıra, proprioepsiyon, denge ve fonksiyonel kapasiteyi arttıran egzersizler rutin olarak uygulanır (46).

Uzun yıllardır, izokinetik egzersizler spor yaralanmaları sonrası kasları güçlendirmek ve sağlıklı sporcularda kas performansını arttırmak amacıyla kullanılmaktadır. (23). Bizim çalışmamızda sağlıklı bireylerin dominant ayak bileklerine 6 hafta süre ile uygulanan eksentrik egzersizin

kuvvet ve kas reaksiyonu zamanlarına etkisinin yanı sıra propriosepsiyona etkisi incelenmiştir. Egzersiz sonrasında egzersiz grubunun dominant ayak bileklerinde plantarfleksiyon yönünde 30° aktif ve pasif ile 15° aktif eklem pozisyon hissi değerlerinde anlamlı düzelme saptanırken, her iki grubun non-dominant taraftaki ölçümlerinde hiçbir anlamlı fark görülmemiştir. Yine, egzersiz sonrasında, egzersiz grubunda, dominant ayak bileğinde inversiyon yönünde 10° ve 20° pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde anlamlı düzelme gözlenirken; 10° ve 20° aktif eklem pozisyon hissi değerlerinde de düşüş olmakla beraber istatistiksel anlamlı düzeye ulaşamamıştır. Egzersiz sonrasında, egzersiz öncesi ile kıyaslandığında egzersiz grubunun dominant ayak bileğinin plantarfleksiyon ve inversiyon yönünde kinestezi testi değerlerinde anlamlı düzelme gözlenmiştir. Diğer yandan, Sekir ve ark. (23) FAİ olan rekreasyonel sporcu grubunda; propriosepsiyon, fonksiyon ve kuvvet kayıplarını inceleyerek, izokinetik egzersizin bu parametrelere etkisini araştırmışlardır. Tek taraflı FAİ olan rekreasyonel sporcuların yaralanmış ayak bileklerinin invertör ve evertör kas gruplarına, 6 hafta süre ile konsentrik moda izokinetik egzersiz modeli uygulamışlardır. (23). Propriosepsiyonu değerlendirmek amacıyla 1°/s açısal hızda 10° ve 20° inversiyonda pasif eklem pozisyon hissi testi ve tek ayak üzerinde durma denge testi kullanılmıştır (23). Her iki testte de FAİ olan hastalarda defisit saptanmıştır. 10° ve 20° inversiyonda anormal proprioseptif farkındalık bulunmuştur (23). Ayak bileği JPS ve tek bacak üzerinde durma testi değerleri ,konsentrik izokinetik egzersizler sonrası sağlam kontrol ayak bilekleri ile benzer seviyede bulundu (23). Bizim çalışmamızda farklı olarak sağlıklı bireylerde eksentrik egzersiz modeli uygulanmıştır, bahsedilen çalışmayla benzer olarak 10° ve 20° pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde anlamlı düzelme gözlenmiştir, ayrıca bizim çalışmamızda eklem pozisyon hissi testlerinde daha hassas değerlendirme imkanı sağlayan 0,5°/s açısal hızda ölçüm yapılmıştır. Bizim çalışmamızda aktif eklem pozisyon hissi ve kinestezi testleri de kullanılmıştır. 10° ve 20° aktif eklem pozisyon hissi değerlerinde düşüş olmakla beraber istatistiksel anlamlı düzeyde değildir. Egzersiz grubunun dominant ayak bileğinin plantarfleksiyon ve inversiyon

yönünde kinestezi testi değerlerinde anlamlı düzelme gözlenmiştir. Bu sonuçlarla beraber, bu çalışmada kullanılan izokinetik egzersizle proprioseptif beceri ve dengeyi iyileştirdiği söylenebilir

Hazneci ve ark. (95) patellofemoral stres sendromunda izokinetik kas rehabilitasyon programından sonra kuvvet artımının yanı sıra proprioseptif beceri artışı gözlemlenmiştir. Kaminski ve ark.(56) tek taraflı FAİ olan hastalarda, 6 haftalık kuvvet ve proprioepsiyon egzersizin, eversiyon /inversiyon izokinetik kuvvet oranlarına (E/İ) ve proprioepsiyona etkisini araştırdıkları çalışmada katılımcıları 4 gruba ayırmışlardır (S= sadece kuvvet, P=sadece proprioepsiyon, B=kuvvet + proprioepsiyon, C=kontrol). S grubu, therabandla 6 hafta plantarfleksör, dorsifleksör, invertör ve evertör kaslara hafta 3 sefer belirlenen protokolle egzersiz yapmışlardır (56). 6 haftalık kuvvet ve proprioepsiyon antrenmanının tek taraflı FAİ' li katılımcılarda anlamlı etki yapmadığı gözlenmiştir. Docherty ve ark. (57) FAİ olan hastalarda egzersiz lastiği kullanarak progresif-dirençli kuvvet antrenmanlarının etkisini ele almıştır. Docherty ve ark. (57) tek taraflı FAİ olan bireylerde 6 haftalık progresif-dirençli kuvvet çalışmalarının eversiyon ve dorsifleksiyon kuvvetinde ve eklem pozisyon ölçümlerinde gelişim meydana getirdiğini raporlamıştır. Bu çalışmalarda (56, 57) egzersizler egzersiz lastiği ile uygulanırken bizim çalışmamızda izokinetik dinamometrede eksentrik egzersiz modeli kullanılmıştır. Bizim kullandığımız modelin daha fazla kuvvet artışı sağlayarak, proprioepsiyonda ve diğer parametrelerde daha fazla kazanım sağlaması beklenen bir sonuçtur. Kaslarda kuvvet kazanımı sonrası, eklem pozisyon hissi skorlarındaki gelişimin çeşitli sebepleri olabilir. Tartışılan mekanizmalardan ilki; invertör ve evertör kas gücü arasındaki dengesizliğin ayak bileği ekleminde biyomekanik dengesizliğe yol açıp, nosiseptörlerin stimülasyonuna yol açabileceğidir (23). Kaslarda kuvvet kazanımı, ayakbileği biyomekaniklerini dengelemiş ve nosiseptör uyarısının kaybolmasını sağlamış olabilir, bunların sonucu olarak da proprioseptif uyarıyı santral sinir sistemine taşıyan grup A beta liflerini geliştirmiş olabilir (23). İkinci muhtemel mekanizma ise, kuvvet artışı ile kas içiği ve Golgi tendon organ aktivitelerinin gelişimi olabilir (57). Bilindiği gibi, bir eklem

hareketinde, propioseptif sinyalleri sağlamak için çeşitli afferentlerden uyarılar çıkmalıdır, ligaman ve eklem kapsülünden çıkan uyarılara ek olarak, cilt, kas (kas içiği) ve tendon (golgi tendon organı) gibi dokularda yerleşimli propioseptif reseptörler de uyarı kaynağıdır (23). Kas içcikleri, uyarıları statik ve dinamik gama efferent sinirlerden alır ve kuvvet antrenmanının gama efferent aktiviteyi artırarak eklem pozisyon hissi keskinliğinde artış sağlaması olasıdır (23). Pintsaar ve ark. (96) FAİ olan bayan futbolcuları sekiz haftalık ayak bileği propiosepsiyonu egzersizleri (ayak bileği disk egzersizleri) sonrası postural kayma testi ile değerlendirmiş ve postural stabilitede gelişim raporlamıştır. Bernier ve Perrin (20) altı haftalık koordinasyon ve balans antrenmanları ile postüral kayma testlerinde fonksiyonel ayak bileği instabilitesi olanlarda kontrol grubuna oranla düzelme saptamışlardır ancak pasif ve aktif eklem pozisyon hissi testlerinde anlamlı değişiklik gösterememişlerdir. Pintsaar ve ark.'nın (96) çalışmaları ile uyumlu olarak propioseptif egzersizlerle postural kaymanın düzeltilebileceğini savunurlar. Eils ve Rosenbaum (1) ise kronik ayakbileği instabilitesi olan 30 kişide çoklu egzersiz istasyonlarından oluşan bir propioseptif egzersiz programı sonrası eklem pozisyon hissi, postüral kayma ve peroneal kas reaksiyon zamanlarında anlamlı gelişmeler saptamışlardır ve böyle bir programın tekrarlayan ayak bileği yaralanmalarının rehabilitasyonu ve önlenmesinde faydalı olacağını ifade etmişlerdir. Bizim çalışmamızda sadece eksentrik kuvvetin propiosepsiyona etkisini incelemek amacıyla propiosepsiyonu etkileyebilecek başka hiçbir egzersiz uygulanmamış, çalışma boyunca deneklerin sadece rutin aktivitelerini devam ettirmeleri istenmiştir. Garn ve Newton (12) FAİ olan hastaların plantarfleksiyon yönündeki kinestezi testlerinde kendilerinin sağlam ayak bilekleri ile karşılaştırıldığında anlamlı fark saptamışlardır.

Sağlam ayak bileği olan 7 katılımcının, ayak bileğinin kütanöz dokuları ve eklem kaynaklı duyuşal sinirlere lokal anestezi ile rejyonel blok sonrası inversiyon yönünde pasif eklem pozisyon hissi değerlerinde anlamlı artış gözlemlenirken, aktif eklem pozisyon hissi ve postural kayma testlerinde anlamlı değişim olmamıştır (24). Anestezi sonrası pasif olarak ayak bileği

pozisyonunu değerlendirmek neredeyse imkansızdır çünkü ligaman ve kapsüldeki mekanoreseptörlerden kaynaklanan afferent inputlar tamamen bloke edilmiştir. Ancak, aktif pozisyon hissi devam eder, bunun nedeni anestezi alanının üzerindeki kas ve tendonlardaki reseptörlerdir (24). Kalf kasları tarafından sağlanan afferent inputlar, ani ayak bileği inversiyonunda ayak bileğinin dinamik olarak korunmasından sorumludur (24). Bu bulgular, özellikle peroneal kasların dinamik stabilizasyondaki önemini desteklemektedir. Bu kaslara uygulanan egzersiz programlarının hem sağlıklı hem de FAİ'li bireylerde eklem stabilizasyonuna nasıl katkı sağladığını da açıklamaya yardımcı olur.

Ayak bileği yaralanmaları, sporcuları en sık spordan uzak bırakan durumlardan biridir ve ciddi tedavi maliyetlerine yol açan bir durumdur. Biz çalışmamızda, sağlıklı ayak bileğine uygulanan izokinetik eksentrik-konsentrik kasılma içerikli bir egzersiz programı ile ayak bileğinde motor kuvvet, kas reaksiyon zamanları ve propriosepsiyonda önemli gelişmeler kaydedildiğini gösterdik. Bu bulgular ışığında, yaralanmalara predispozisyon oluşturduğu savunulan kuvvet ve proprioseptif defisitlerinin azaltılarak, yaralanma insidansının ve tedavi giderlerinin azalacağı düşüncesindeyiz. Ayrıca ayak bileği yaralanmaları sonrasında proprioseptif egzersizlerle kombine edilerek uygulanmasının rehabilitasyon periyoduna önemli katkılar sağlayacağını umuyoruz. Eksentrik egzersizin sağlıklı bireylerde ve kronik ayak bileği instabilitesi olan bireylerin sensorimotor kontrole etkisi ile ilgili daha birçok çalışmaya ihtiyaç vardır.



## KAYNAKLAR

1. Eils E, Rosenbaum D. A multi-station proprioceptive exercise program in patients with ankle instability. *Med Sci Sports Exerc* 2001;33:1991-8.
2. Konradsen L, Olesen S, Hansen HM. Ankle sensorimotor control and eversion strength after acute ankle inversion injuries. *Am J Sports Med* 1998; 26:72-7.
3. Peterson L, Junge A, Chomiak J, et al. Incidence of football injuries and complaints in different age groups and skill-level groups. *Am J Sports Med* 2000;28:51-7.
4. Hamilton WG. The Ankle. In: Safran MR, McKeag DB, van Camp SP (eds). *Manual of sports medicine*. Philadelphia: Lippincott-Raven Publishers;1998. 467-74.
5. Trevino SG, Davis P, Hecht PJ. Management of acute and chronic lateral ligament injuries of the ankle. *Orthop Clin North Am* 1994;25:1-16.
6. Konradsen L, Beynnon BD, Renström PA. Proprioception and sensorimotor control in the functionally unstable ankle. In: Lephart SM and Fu FH (eds). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. USA, Human Kinetics; 2000. 237-46.
7. Lynch SA, Eklund U, Gottlieb D, et al. Electromyographic latency changes in the ankle musculature during inversion moments. *Am J Sports Med* 1996;24:362-9.
8. Löfvenberg R, Karrholm J, Sundelin G. Proprioceptive reaction in the healthy and chronically unstable ankle joint. *Sportverletz Sportschaden* 1996;10:79-83.
9. Irrgang JJ, Neri R. The rationale for open and closed kinetic chain activities for restoration of proprioception and neuromuscular control following injury. In: Lephart SM, Fu FH (eds). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. USA: Human Kinetics; 2000. 363-74.
10. Lephart SM, Pincivero DM, Rozzi SL. Proprioception of the ankle and knee. *Sports Med* 1998;25:149-55.
11. Freeman MAR, Wyke B. The innervation of the knee joint. An anatomical and histological study in the cat. *J Anat* 101, 1964;505-32.
12. Garn SN, Newton RA. Kinesthetic awareness in subjects with multiple ankle sprains. *PhysTher* 1988;68:1667-71.
13. Löfvenberg R, Karrholm J, Sundelin G, et al. Prolonged reaction time in patients with chronic lateral instability of the ankle. *Am J Sports Med* 1995;23:414-7.
14. Konradsen L, Ravn JB. Ankle instability caused by prolonged peroneal reaction time. *Acta Orthop Scand* 1990;61:388-90.
15. Glencross D, Thornton E. Position sense following joint injury. *J Sports Med Phys Fitness* 1981;21, 23-7.
16. Jerosch J, Bischof M. Proprioceptive capabilities of the ankle in stable and unstable joints. *Sports Exerc Inj* 1996;2,167-71.

17. Leanderson J, Eriksson E, Nilsson C, et al. Ankle sprain and postural sway in basketball players. *Knee Surg Sports Traumatol Arthroscopy* 1993;1:203-5.
18. Tropp H. Pronator muscle weakness in functional instability of the ankle joint. *Int J Sports Med* 1986;7:291-4.
19. Mascaro TB, Swanson LE. Rehabilitation of the foot and ankle. *Orthop Clin North Am* 1994;25:147-60.
20. Bernier JN, Perrin DH. Effect of coordination training on proprioception of the functionally unstable ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1998;27:264-75.
21. Holme E, Magnusson SP, Becher K, et al. The effect of supervised rehabilitation on strength, postural sway, position sense and re-injury risk after acute ankle ligament sprain. *Scand J Med Sci Sports* 1999;9:104-9.
22. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL, et al. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. *Am J Sports Med* 1997;25:130-7.
23. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, et al. Effect of isokinetic training on strength, functionality and proprioception in athletes with functional ankle instability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2007;15: 654-64.
24. Konradsen L, Ravn JB, Sorensen AI. Proprioception at the ankle: the effect of anaesthetic blockade of ligament receptors. *J Bone Joint Surg (Br)* 1993;75:433-6.
25. Esselman PC, Lacerte M. Principles of isokinetic exercise. *Phys Med Rehabil Clin North Am* 1994;5:255-68.
26. Osternig L. The role of coactivation and eccentric activity in the acl-injured knee. In: Lephart SM and Fu FH (eds). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. USA, Human Kinetics; 2000. 385-92
27. Konradsen L, Voigt M, Hojsgaard C. Ankle inversion injuries. The role of the dynamic defense mechanism. *Am J Sports Med* 1997;25,54-8.
28. Hartsell HD, Spaulding SJ. Eccentric/concentric ratios at selected velocities for the invertor and evertor muscles of the chronically unstable ankle. *Br J Sports Med* 1999;33:255-8.
29. Baratta R, Solomonov M, Zhou BH, et al. Muscular coactivation: the role of the antagonist musculature in maintaining knee stability. *Am J Sports Med* 1988;16:113-22.
30. Dranganich LF, Jaeger RJ, Kralj AR. Coactivation of the hamstrings and quadriceps during extension of the knee. *J Bone Joint Surg [Am]* 1989;37:1075-81.
31. Bosien WR, Staples S, Russel SW. Residual disability following acute ankle sprains. *J Bone Joint Surg Am* 1955;37:1237-43.
32. McKnight C, Armstrong C. The role of ankle strength in functional ankle instability. *J Sport Rehabil* 1997;6:21-9.
33. Wilkerson GB, Pinerola JJ, Caturano RW. Invertor vs. evertor peak torque and power deficiencies associated with lateral ankle ligament injury. *J Orthop Sports Phys Ther* 1997;26:78-86.
34. Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, et al. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable

- ankles: comparison with healthy individuals. *J Sports Sci Med* 2003a;2:70–6.
35. Bernier JN, Perrin DH, Rijke AM. Effect of unilateral functional instability of the ankle on postural sway and inversion and eversion strength. *J Athl Train* 1997;32:226–32
  36. Freeman MA, Dean MR, Hanham IW. The etiology and prevention of functional instability of the foot. *J Bone Joint Surg Br* 1965;47:678–85.
  37. Lentell G, Baas B, Lopez D, et al. The contributions of proprioceptive deficits, muscle function, and anatomic laxity to functional instability of the ankle. *J Orthop Sports Phys Ther* 1995;21:206–15.
  38. Lentell GL, Katzman LL, Walters MR. The relationship between muscle function and ankle stability. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990;11:605–11.
  39. Ryan L. Mechanical stability, muscle strength, and proprioception in the functionally unstable ankle. *Aust J Physiother* 1994;40:41–7.
  40. Heitman RJ, Kovalski J, Gurchiek L. Isokinetic eccentric strength of the ankle evertors after injury. *Percept Mot Skills* 1997;84:258.
  41. Kaminski T, Perrin D, Gansneder B. Eversion strength analysis of uninjured and functionally unstable ankles. *J Athl Train* 1999;34:239–45.
  42. Munn J, Beard DJ, Refshauge KM, Lee RJ. Eccentric muscle strength in functional ankle instability. *Med Sci Sports Exerc* 2003;35:245-50 .
  43. Willems T, Witvrouw E, Verstuyft J, Vaes P, De Clercq D. Proprioception and muscle strength in subjects with a history of ankle sprains and chronic instability. *J Athl Train* 2002;37:487–93.
  44. Wilkerson G, Nitz A. Dynamic ankle stability: mechanical and neuromuscular interrelationships. *J Sport Rehabil* 1994;3:43–57.
  45. Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, et al. Relation between isokinetic muscle strength and functional capacity in recreational athletes with chondromalacia patellae. *Br J Sports Med* 2003b;37:475–479.
  46. Yildiz Y, Sekir U, Hazneci B, Ors F, Saka T, Aydin T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception and strength of the ankle joint. *Turk J Med Sci* 2009; 39 :115-23.
  47. Holmback AM, Porter MM, Downham D, Lexell J. Reliability of isokinetic ankle dorsiflexor strength measurements in healthy young men and women. *Scand J Rehabil Med* 1999; 31: 229-39.
  48. Hsu A-L, Tang P-F, Jan M-H. Test-retest reliability of isokinetic muscle strength of the lower extremities in patients with stroke. *Arch Phys Med Rehabil* 2002; 83:1130-7.
  49. Moller M, Lind K, Styf J, Karlsson J. The reliability of isokinetic testing of the ankle joint and a heel-raise test for endurance. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2005;13: 60-71.
  50. Pohl PS, Startzell JK, Duncan PW, Wallace D. Reliability of lower extremity isokinetic strength testing in adults with stroke. *Clin Rehabil* 2000;14: 601-7.
  51. Amarel De Noronha M, Borges NG Jr. Lateral ankle sprain: isokinetic test reliability and comparison between invertors and evertors. *Clin Biomech* 2004;19:868-71.

52. Aydog E, Aydog ST, Cakci A, Doral MN. Reliability of isokinetic ankle inversion- and eversion-strength measurement in neutral foot position, using the Biodex dynamometer. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc* 2004; 12: 478-81.
53. Kaminski T, Dover G. Reliability of inversion and eversion peak and average-torque measurements from the Biodex system 3 dynamometer. *J Sport Rehabil* 2001; 10: 205-20.
54. Sekir U, Yildiz Y, Hazneci B, Ors F, Saka T, Aydin T. Reliability of a functional test battery evaluating functionality, proprioception, and strength in recreational athletes with functional ankle instability. *Eur J Phys Rehabil Med* 2008;44:407-15.
55. Yildiz Y, Aydin T, Sekir U, Hazneci B, Komurcu M, Kalyon TA. Peak and end range eccentric evertor/concentric invertor muscle strength ratios in chronically unstable ankles: comparison with healthy individuals. *J Sports Sci Med* 2003; 2: 70-6.
56. Kaminski TW, Buckley BD, Powers ME, Hubbard TJ, Ortiz C. Effect of strength and proprioception training on eversion to inversion strength ratios in subjects with unilateral functional ankle instability. *Br J Sports Med* 2003;37:410–5.
57. Docherty CL, Moore JH, Arnold BL. Effects of strength training on strength development and joint position sense in functionally unstable ankles. *J Athl Train* 1998;33:310–4.
58. Andersen H, Jakobsen J. A comparative study of isokinetic dynamometry and manual muscle testing of ankle dorsal and plantar flexors and knee extensors and flexors. *Eur. J. Neurol* 1997;37, 239–42.
59. Leanderson J, Bergqvist M, Rolf K, Westblad P, Wigelius- Roovers S, Wredmark T. Early influence of an ankle sprain on objective measures of ankle joint function. *Knee Surgery Sports Traumatol. Arthrosc* 1999;7, 51–8.
60. Dvir Z. *Isokinetics: muscle testing, interpretation and clinical applications*. New York: Churchill Livingstone, 1995.
61. Perrin DH (ed). *Isokinetic exercise and assessment*. Champaign: Human Kinetics Publishers; 1993.
62. Reinking MF. The effect of concentric and eccentric training on the strengthening of tibialis anterior. *Isokinetics and Exercise Science* 1991;1:193–210.
63. Wong DLK, Glasheen-Wray M, Andrews LF. Isokinetic evaluation of the ankle invertors and evertors. *J Orthop Sports Phys Ther* 1984;5:246–52.
64. Hartsell HD, Spaulding SJ. Effectiveness of external orthotic support on passive soft tissue resistance of the chronically unstable ankle. *Foot Ankle Int* 1997;18:144–50.
65. Uh BS, Beynnon BD, Helie BV, et al. The benefit of a single-leg strength training program for the muscles around the untrained ankle. *Am J Sports Med* 2000;28:568–73.
66. Menacho Mde O, Pereira HM, Oliveira BI, Chagas LM, Toyohara MT, Cardoso JR. *J Electromyogr Kinesiol* 2010;20:559-65.
67. Benesh S, Pütz W, Rosenbaum D, Becker H. Reliability of peroneal reaction time measurements. *Clin Biomech* 2000;15:21–8.

68. Johnson MB, Johnson CL. Electromyographic response of peroneal muscles in surgical and nonsurgical injured ankles during sudden inversion. *J Orthop Sports Phys Ther* 1993;18:497–501.
69. Isakov E, Mizrahi J, Solzi P, Suzak Z, Lotem M. Response of the peroneal muscles to sudden inversion of the ankle during standing. *Int J Sports Biomech* 1986;2:100–9.
70. Nawoczenski DA, Owen MG, Ecker ML, Altman B, Epler M. Objective evaluation of peroneal response to sudden inversion stress. *J Orthop Sports Phys Ther* 1985;7:107–9.
71. Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability: an electromyographic study. *Am J Sports Med* 1992;20:257–61.
72. Konradsen L, Ravn JB. Prolonged peroneal reaction time in ankle instability. *International Journal of Sports Medicine* 1991;12:290-2.
73. Morey-Klapsing G, Arampatzis A, Brüggemann GP. Choosing EMG parameters: comparison of different onset determination algorithms and EMG integrals in a joint stability study. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19:196–201.
74. Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electromyography and Clinical Neurophysiology* 1996;101:511-9.
75. Schmidt R, Gergrou H, Friemert B, Herbst A, Claes L. The peroneal reaction time (PRT) – reference data in a healthy sample population. *Foot Ankle Int* 2005;26:382–6.
76. Eechaute C, Vaes P, Duquet W, Gheluwe BV. Test–retest reliability of sudden ankle inversion measurements in subjects with healthy ankle joints. *J Athl Training* 2007;42:60–5.
77. Eechaute C, Vaes P, Duquet W, Gheluwe BV. Reliability and discriminative validity of sudden ankle inversion measurements in patients with chronic ankle instability. *Gait Posture* 2009;30:82–6.
78. Lephart SM, Fu FH (eds). *Proprioception and neuromuscular control in joint stability*. Champaign: Human Kinetics; 2000.
79. Hertel J. Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *J Athl Training* 2002;37:364–75.
80. Linford CW, Hopkins JT, Schulthies SS, Freland B, Draper DO, Hunter I. Effects of neuromuscular training on the reaction time and electromechanical delay of the peroneus longus muscle. *Arch Phys Med Rehabil* 2006;87:395–401.
81. Rosenbaum D, Hennig E. The influence of stretching and warmup-exercises on Achilles tendon reflex activity. *Journal of Sports Sciences* 1995;13:481-90.
82. Kleinrensink GJ, Stoeckart R, Meulstee J, Kaulesar Sukul DM, et al. Lowered motor conduction velocity of the peroneal nerve after inversion trauma. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1994;26:877-83.
83. Becker HP, Rosenbaum D. Neue Untersuchungsmethoden zur Differentialdiagnostik der chronischen Sprunggelenksinstabilität. *Wehrmedizinische Monatsschrift* 1995;39.

84. Brunt D, Andersen JC, Huntsman B, Reinhert LB, Thorell AC, Sterling JC. Postural responses to lateral perturbation in healthy subjects and ankle sprain patients. *Med Sci Sport Exer* 1992;24:171–6.
85. Beckman SM, Buchanan TS. Ankle inversion injury and hypermobility: effect on hip and ankle muscle electromyography onset latency. *Arch Phys Med Rehabil* 1995;76:1138–43.
86. Drouin J. How should we determine a measurement is appropriate for clinical practice? *Athlet Ther Today* 2003;8:2–4.
87. Sheth P, Yu B, Laskowski ER, et al. Ankle disk training influences reaction times of selected muscles in a simulated ankle sprain. *Am J Sports Med* 1997;25:538–43.
88. Refshauge KM, Kilbreath SL, Raymond J. The effect of recurrent ankle inversion sprain and taping on proprioception at the ankle. *Med Sci Sports Exerc* 2000; 32: 10-5.
89. Isakov E, Mizrahi J. Is balance impaired by recurrent sprained ankle? *Br J Sports Med* 1997; 31: 65-7.
90. Boyle J, Negus V. Joint position sense in the recurrently sprained ankle. *Austr J Physiother* 1998; 44: 159-63.
91. Deshpande N, Connelly DM, Culham EG, Costigan PA. Reliability and validity of ankle proprioceptive measures. *Arch Phys Med Rehabil* 2003; 84: 883-9.
92. Giorgetti MM, Harris BA, Jette A. Reliability of clinical balance outcome measures in the elderly. *Physiother Res Int* 1998; 3: 274-83.
93. Aydin T, Yildiz Y, Yildiz C, Atesalp S, Kalyon TA. Proprioception of the ankle: a comparison between female teenaged gymnasts and controls. *Foot Ankle Int* 2002; 23: 123-9.
94. Fu AS, Hui-Chan CW. Ankle joint proprioception and postural control in basketball players with bilateral ankle sprains. *Am J Sports Med* 2005;33:1174–82.
95. Hazneci B, Yildiz Y, Sekir U, Aydin T, Kalyon TA. Efficacy of isokinetic exercise on joint position sense and muscle strength in patellofemoral pain syndrome. *Am J Phys Med Rehabil* 2005;84:521–7
96. Pintsaar A, Brynhildsen J, Tropp H. Postural corrections after standardised perturbations of single limb stance: effect of training and orthotic devices in patients with ankle instability. *Br J Sports Med* 1996;30:151–5.

## TEŞEKKÜR

Öncelikle yetişmemde önemli payı olan ve her zaman desteğini hissettiren sayın hocam Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Spor Hekimliği A.D. Başkanı Prof.Dr.Hakan GÜR'e, eğitimimde önemli katkıları olan ve hekimliğini örnek aldığım sayın hocam Doç.Dr.Bedrettin AKOVA'ya, tez ve ihtisasım süresince eğitimimin yanı sıra her zaman ağabeylik yapan sayın hocam Doç.Dr.Ufuk ŞEKİR'e, tezim boyunca yardımlarını esirgemeyen başta Birgül BOZKURT, asistan arkadaşlarım Dr. Erdem ATALAY ve Dr.Erdal HANCI olmak üzere tüm bölüm çalışanlarına, tezimin gerçekleşmesini sağlayan tüm katılımcılara ve katılımlarında payı olan arkadaşlarıma, ihtisasımın ilk yıllarında ağabeylik yapan Uzm.Dr.Selim KADAĞAN'a, ailem oldukları için her zaman şanslı hissettiğim ve beni bugünlere getiren annem Beyhan KELEŞ, babam Em.Alb.Halit KELEŞ'e ve kardeşim Ahmet Kamil KELEŞ'e ve beni hiçbir zaman yalnız hissettirmeyen dostlarım Uzm.Dr.E.Ebru ÇAKIRLI'ya, Dr.NeŐe SOLAK KORKMAZER'e ve Dr.Nükhet YARGIÇ ZAIM'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

## ÖZGEÇMİŞ

30.04.1980 tarihinde Ankara'da doğdum. İlkokulu Ankara Aydınlikevler İlkokulu'nda, ortaokulu Erzurum Anadolu Lisesi'nde ve lise eğitimimi Ankara Yıldırım Beyazıt Anadolu Lisesi'nde tamamladım. 1999 yılında başladığım Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi'nden 2005 yılında başarıyla mezun oldum. Nisan 2006 TUS'ı ile ihtisas hakkı kazandığım Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Spor Hekimliği Anabilim Dalı'nda 17.05.2006 tarihinde göreve başladım ve uzmanlık eğitimime halen devam etmekteyim.