T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ELİT TAEKWONDOCULARDA AYAK BİLEĞİNE UYGULANAN BANDAJIN KUVVETE ETKİSİ

Soner ERGÜN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

Danışman

Yrd. Doç. Dr. Ahmet SANİOĞLU

KONYA – 2008

ÖNSÖZ

Yaşadığımız yüzyılda sporun endüstrileşmesi sonucu maddi ve manevi kazançların artmasıyla sporcuların korunma ve rehabilitasyon anlamında profesyonelce hareket etmeleri zaruri bir hal almıştır. Bantlama, yaralanma öncesi ve rehabilitasyon aşamalarında sporcuların çoğunlukla kullandığı tekniklerden biri haline gelmiştir. Bandajlamanın amacına uygun olarak uygulanması sporcu sağlığı ve performansını etkileyen bir etken haline gelmiştir. Ancak bandajlamanın performansa etkileri konusunda daha detaylı araştırmalara ihtiyaç vardır. Bu nedenle bandajlamanın performansı nasıl etkilediği, olumlu ve olumsuz yönlerinin neler olduğu araştırılmalıdır.

Bu araştırmada sporcular tarafından ayak bilekleri için oldukça yüksek oranda kullanılan kapalı sepet örgü (basketwave) tekniğinin ayak bilek kuvvetini ne şekilde etkilediği incelendi. Bu çalışmanın bulgularının spor camiasına faydalı olması diliyorum.

Bu çalışmada yardımlarını ve fikirlerini benden esirgemeyen ve tezimin bu hale gelmesinde büyük katkıları olan Arş. Görv. Dr. Nurtekin Erkmen'e, yoğun mesaileri yanında benimle ilgilenen ve bana zaman ayıran Sayın Salim Göktepe'ye ve sayın fizyoterapist Hayriye Çıtak'a, bana ihtiyaçları olduğu halde benim rahat çalışmam için ellerinden geleni yapan fedakarlıklarını ifade edemeyeceğim aileme, beni kırmayarak işlerinden vakit ayırıp testlerime katılan çok sevgili sporcu kardeşlerime, Taekwondo Federasyonunun imkanlarından yararlanma imkanını sağlayan Taekwondo Federasyonu Başkanı Sayın Metin Şahin ve Milli Takımlar Teknik Direktörü Ali Şahin'e, çok yoğun bir dönemde yanlarında bulunmam gerekirken çalışmalarım sebebiyle sık sık yalnız bırakmak zorunda kaldığım ama beni sürekli destekleyen olimpik taekwondo milli takım sporcularına ve bana şu ana kadar emeği geçen herkese sonsuz teşekkürleri bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

Önsöz i

İçindekiler ii

1. GİRİŞ 1

1.1 Sporcu 2

1.2. Taekwondo 2

1.2.1. Taekwondonun Doğuşu ve Tarihi Gelişimi 2

1.2.1.1. Türkiye'de Taekwondonun Tarihi Gelişimi 3

1.3. Spor Yaralanması 4

1.3.1. Spor Yaralanmalarının Nedenleri 5

1.3.1.1. Spor Yaralanmalarının Sosyo-psikolojik Nedenleri 5

1.3.1.2. Spor Yaralanmalarında İç (Kişisel) Faktörler 7

1.3.1.3. Spor Yaralanmalarında Dış (Çevresel) Faktörler 8

1.4. Spor Yaralanmalarının Başlıca Tipleri 8

1.4.1. Yumuşak Doku Zedelenmeleri 8

1.4.2. Kırıklar 9

1.4.3. Çıkıklar (Lüksasyon) 9

1.4.4. Eklem Zedelenmeleri 10

1.5. Sporda Bandajlama 10

1.5.1.Spor Yaralanmalarında Bandajlamanın Amaçları 10

1.5.2. Bandajlamanın Kullanıldığı Spor Yaralanmaları 11

1.5.3. Bandajlamada (Taping) Dikkat Edilecek Hususlar 12

1.5.4 Bandajlamanın Uygulama Alanları 12

1.5.5. Bandajlama Materyalinin Özellikleri 13

1.5.6. Vücudun Farklı Anatomik Bölgeleri İçin Bandajlama Şekilleri 13

1.5.6.1. Lumbosakral Bölgenin Bandajlaması 13

1.5.6.2. Omuz Bölgesinin Bandajlaması 14

1.5.6.3. El Bileği ve El Bölgesinin Bandajlaması 14

1.5.6.3.1. Başparmağın Bandajlaması 14

1.5.6.3.2. El Bileğinin Bandajlaması 14

1.5.6.4. Uyluk Bölgesinin Bandajlaması 14

1.5.6.5. Diz Ekleminin Bandajlaması 15

1.5.6.6. Ayak Bileği Ekleminin Bandajlaması 15

1.5.6.7. Aşil Tendonun Bandajlaması 15

1.5.7. Spor Yaralanmalarında Rehabilitasyon, Aktivite ve Bandajlamanın Önemi 16

1.6. Kuvvet 18

1.6.1. Kuvveti Etkileyen Faktörler 19

1.6.1.1. Morfolojik-Fizyolojik faktör 19

1.6.1.2. Koordinatif Faktor 19

1.6.1.3. Motivasyonel Faktör 19

1.6.2. Kuvvet Türleri 19

1.6.2.1. Maksimal Kuvvet 19

1.6.2.2. Çabuk Kuvvet 20

1.6.2.3. Kuvvette Devamlılık 21

1.6.3. Kas Kuvveti 21

1.6.4. Kuvvetin Fizyolojik ve Sinirsel Özellikleri 22

1.6.5. Kuvvet Antrenmanına Sinirsel Uyum 25

1.6.6. Kas Kuvvetini Artırmada Kullanılan Egzersiz Tipleri 27

1.6.6.1. İzometrik Egzersizler 27

1.6.6.2. İzotonik Egzersizler 30

1.6.6.3. Eksantrik Kontraksiyonlar 31

1.6.6.4. İzokinetik Egzersizler 31

1.6.7. Elektromiyografi (EMG) 31

1.6.8. Bilateral Deficit 33

1.6.9. Merkezi Engeller 34

1.6.10. Periferal Kısıtlama 40

1.7. Kuvvet Gelişim Programından Sonra Vücutta Meydana Gelen Değişiklikler 42

1.8. Antrenmanın Fibrillere Etkisi 43

1.8.1 Kas Hipertrofisi 44

1.8.2. Kas Artrofisi 44

2. GEREÇ ve YÖNTEM 45

2.1. Denekler 45

2.2. Bandajlama 45

2.3. İzokinetik Kuvvet Ölçümü 46

2.4. Verilerin Analizi 47

3. BULGULAR 48

4. TARTIŞMA 61

5. SONUÇ ve ÖNERİLER 64

6.ÖZET 65

7. SUMMARY 67

8.KAYNAKLAR 69

9. EKLER 73

EK A: Bilgi Formu 73

EK B: Araştırma Projesi Katılımcıları için Bilgilendirilmiş Olur Formu 74

10.ÖZGEÇMİŞ 75

1. GİRİŞ

Sporun ne kadar büyük bir sanayi olduğu yadsınamaz bir gerçektir. Hal böyle olunca her bir iş gününün ciddi bir maddi kazanç durumuna geldiği günümüzde, bütün iş günlerinin kayıpsız geçirilmesi isteği, spor çevrelerini korunma ve rehabilitasyon anlamında çok dikkatli olmaya sevk etmektedir.

Sporcunun aktif çalışma hayatının kömür işçisi kadar kısa olduğunu, iyimser hesapla 13–15 yıldan fazla spor yapamayacağını bu arada ne kazanırsa ömrünün sonuna kadar onu yiyeceğini bilen profesyonel sporcu, yedek kulübesine bir kere girdimi, hep orada kalacağı, yerini kendisinden daha genç birine her an kaptıracağı korkusunu daima içinde taşır. Bunun tabii sonucu olarak, yaralanmasını herkesten saklar, ağrı kesiciler kullanarak sahaya çıkar.

Bunlar ve buna benzer nedenlerle sporcular; geçirdikleri yaralanmalar tam olarak iyileşmeden sahaya çıkıp. "özürlü" kalmayı göze alırlar (Kabasakal 2001) .

Sporculara kurallarına uygun olarak yapılan bandaj başlı başına bir koruyucu özellik taşır. Bilindiği gibi uzunca bir süre bandajlar sadece yaralanan sporcuların, yaralanmalarını tedavi amacıyla kullanılırdı (Erişim a 2006).

Her türlü performans sporu çok çeşitli yaralanma riskleri içermektedir. Sporcu profesyonel olsa bile kontrol edemeyeceği gelişmeler sonucu yaralanabilir. Bahsi geçen bandajlama (bantlama) yöntemleri sporcunun yaralanmasına kesin bir çözüm olmasa da yaralanmanın büyüklüğünü etkileyecek miktarda fayda sağlamaktadır. Bu çalışma, elit düzeyde taekwondo sporuyla uğraşan sporcularda bandaj uygulamasının kuvvet performansı üzerine etkinin incelenmesi amacıyla gerçekleştirilmiştir.

1.1. Sporcu

Sporcu, belirli spor dalında veya dallarında geliştirdiği bedensel güç ve becerilerini çeşitli müsabakalarla ortaya koyan, aynı yönde gelişmiş karşıt kişi veya gruplara üstünlük savaşı veren kişidir (Güven 1982).

1.2. Taekwondo

İnsanlar ve hayvanlar kendilerini korumak için kuvvetli içgüdülere sahiptir. Dışarıdan gelen saldırılarda vücudun hayati kısımlarını korumak için, iç güdüsel olarak bir yana kaçar veya eğilirler. Taekwondonun esası, kendini korumak için yapılan basit vücut şekillerinin çeşitlemelerinden oluşmaktadır (Boyalı 1997).

Taekwondo silahsız bir şekilde insanın kendi vücudunu koruyabilmesi maksadıyla, yüzyıllar boyu geliştirmiş olduğu savunma sistemleriyle, ruhla vücudun eğitilerek güçlenmesini ve huzurnu amaçlayan, bir felsefenin kaynaşmış olduğu savunma sporudur(Şahin 2000).

Taekwondo teknik ve maharetten başka, doğu kültürüne ait bazı sosyal değerleri de aksettirir. Taekwondo eğitimi, kişiye kendine güven, soğukkanlılık, fedakarlık ve alçakgönüllülük öğretir (Yeni Rehber Ansiklopedisi 1994).

1.2.1. Taekwondonun Doğuşu ve Tarihi Gelişimi

Taekwondo dünyada bilinen en eski dövüş sanatlarından birisidir. Kore kökenli silahsız savunma sanatı olarak bilinir. Ortaya çıkışı milattan önce 37 yılı olarak kabul edilir (Tel 1996).

Geçmişteki ve şimdiki tarihçilerin şu andaki taekwondonun atası sayılan taekyon, sobakhi veya soobyoktanın detaylı tekniklerini tanımamaları sonucu tarihi gelişmeleri ihmal etmişlerdir (Şahin 2002).

Taekwondo töresel kültürün ayrılmaz bir parçası olarak kore tarihinin uzun devrelerinden geçmiştir. Önceleri savunma amaçlı bir oyun olan taekwondo, zaman içinde belirli özellikler kazanarak uluslar arası alanda kabul edilmiştir (Şahin 2002).

Kore'nin 1946'da bağımsızlığına kavuşması ile birlikte, geleneksel sporları olan taekwondo sporu sistemleştirilerek geliştirme çabalarına başlanmıştır. 1950'li yılların sonlarına kadar geleneksel çerçeveler içinde sürdürülen oyun, bu tarihten sonra yavaş yavaş sportif bir kimliğe bürünmeye başladı. Bu gelişmeler üzerine 16 Eylül 1961'de Kore Taekwondo Birliği kuruldu ve aynı birlik 25 Haziran 1962'de Kore Amatör Spor Birliği ile birleştirildi. Bu gelişmeler sonucunda taekwondo uluslararası organizasyonda 1962 yılında yer aldı (Şahin 2002).

Taekwondo müsabakasında müsabıklar beyaz elbiseyle (saflık, temizlik ifadesi), kemer (dereceleri belirtir), kask, koruyucu yelek ve kuki giyerek müsabakaya taekwondo selamı (nezaket, saygı, sevgi ifadesi) ilşe başlayıp, 1'er dakikalık aralarla 3 dakikadan 3 raund müsabaka yapılır. Müsabaka sonu yine selamlaşma yapılarak bitirilir. Müsabaka alanı 12 x 12 m ölçülerinde; elastik bir minder ile kaplı, herhangi bir engelleyici çıkıntısı olmayan pürüzsüz bir alan olmalıdır. Sahanın 8X8 m lik kısmı müsabaka alanı, diğer kısmı ise uyarı alanı olarak kullanılmaktadır. Müsabakalarda yaralanmaları asgari seviyeye indirmek

için bazı kurallar koyulmuştur (Şahin 2000).

Taekwondo günümüzde 140 ülkede 40 milyon kişinin üzerinde bir kitleye hitap etmekte ve kolaylıkla uygulama imkanı bulunabilmektedir (Ramazanoğlu 2000).

1.2.1.1. Türkiye'de Taekwondonun Tarihi Gelişimi

Türk halkı taekwondo ile ilk kez 1964 yılında Kore'li General Choi HONGHİ başkanlığında gösteriler yapmak üzere ülkemize gelmiş olan bir taekwondo ekibi aracılığıyla tanıştı (Tufan 2005). Ankara Polis Koleji ve Kara Harp Okulu'nda yapılan gösterileri hayranlıkla izleyen büyüklerimiz bu güzel sporun yurdumuz gençlerince de yapılmasını arzu etmişlerdir. Şükrü Gencel, Selim Sırrı Tarcan Spor Salonu'nda 1967 yılının mart ayında ilk grupsal çalışmaları başlatmıştır (Şahin 2000). Bu alanda asıl büyük atılım 1970'lerden sonra oldu.

Türk taekwondosu için dış ülkelerde ilk milli maç 1971'de Almanya'da düzenlenen Avrupa Taekwondo Şampiyonası olmuştur. Batı Almanya, İngiltere, Hollanda, Fransa, Belçika, Avusturya ve İtalya'nın katıldığı şampiyonada milli takımımız şampiyonluk kupasını yurda getirmiştir (Şahin 2002).

Taekwondoda uluslararası alanda ilk büyük başarı 1983 yılında Yılmaz HELVACIOĞLU'nun 68 kg'da dünya şampiyonluğu oldu. 1985 yılında Kore Seul'de yapılan Dünya Şampiyonası'nda 76 kg'da Metin ŞAHİN ve 64 kg'da Ahmet ERCAN DÜNYA 2.'si olmuşlardır. Milli takım bu sonuçla 37 puan alarak genel klasmanda dünya 3.'sü olmuştur. 1986 Avrupa Büyükler Taekwondo Şampiyonası'nda Metin ŞAHİN Avrupa şampiyonu, Ahmet ERCAN, Şakir BEZCİ, Mustafa ELMALI, Turgut UÇAN, Harun ATEŞ Avrupa 2.'si Ali ŞAHİN Avrupa 3.'sü olmuştur. Toplamda Türk Milli Takımı sıralamada ikinci olmuştur (Şahin 2002). Ayrıca; Ekrem Boyalı 1992 yılında Barselona'da yapılan olimpiyat oyunlarında gösteri sporu olarak yer alan taekwondo branşında 2. ,1991 yılında dünya 2. si ve 1997 yılında dünya 3. sü, 1990 yılında Avrupa 3. sü, 1992 – 1996 yıllarında Arupa 2. si olarak bayrağımızı göndere çektiren isimlerden biri olmuştur.

Elde edilen bu başarıların ardından ülkemizde taekwondo sporu daha da yaygınlaşmış ve bugünkü halini almıştır.

1.3. Spor Yaralanması

Genel anlamıyla "spor yaralanması" sportif aktiviteler sırasında meydana gelen her türlü hasarın kolektif ismidir (Hasçelik 1990) .

Spor alanlarında görülen sakatlanmaların cinsiyle sıklığı yapılan spor dalına, yapılma oranına ve süresi yanı sıra antrenman durumu, yorgunluk, sporcunun yaşı, hava koşullarıyla pistlerin, alanların ve malzemenin durumuyla ilgilidir (Emre 1998).

Spor yaralanması terimi vücudun tamamının ya da bir bölgesinin normalden fazla bir kuvvetle karşılaşması sonucunda, dokuların dayanıklılık sınırını aşmasıyla ortaya çıkan durumları kapsar. Sportif faaliyetler sırasında karşılaşılan dış etkenler ve dış güçlerle oluşan eksojen yaralanmaların yanı sıra vücudun kendi güçlerinin oluşturduğu endojen yaralanmalar, spor sakatlığı olarak değerlendirilir. Tipik spor yaralanmaları belli spor türlerinde, yine belli teknikler ve araçların etkisiyle ortaya çıkar. Buna karşılık günlük etkinlikler sırasında, spor yapmayan bir kişinin başına gelebilecek bir yaralanma şekli, sportif faaliyetler sırasında da olabilir ve yine spor sakatlığı olarak değerlendirilir.

Spor yaralanmalarının % 65–75 kadarı önemsizdir ve bir sorun yaratmaz. %25–35 kadarı ise kısa ya da uzun vadeli tedaviyi gerektirir ve bu arada sportif faaliyete bir süre ara verme zorunluluğu ortaya çıkar. Bu süre 1–4 hafta arası değişebilir ve ortalama 3 haftadır (Aydın 2000) .

Pek çok kereler bir spor yaralanması, sigortanın kabul ettiği sportif aktivite sırasında oluşan hasar şeklinde belirlenmektedir. Sporcu ya da kişi, normal günlük işini yapabiliyor ise, sağlıklı addedilir (Kabasakal 2001) .

Bir sağlık probleminin spor yaralanması olarak rapor edilebilmesi başlıca şu kıstaslara bağlıdır.

Spor yaralanması oluştuğu günün ertesinde spora katılımı engelleyen durumdur. Amerikan Ulusal Spor Yaralanmaları Kayıt Sistemi (NAIRS) teşkilatı bu yaklaşımla spor yaralanmalarını üç gruba ayırmıştır.

A - Küçük yaralanmalar : 1–7 Gün süren minör yaralanmalar

B - Orta derece yaralanmalar : 8–21 Gün süren yaralanmalar

C - Ciddi spor yaralanmaları: 21 günden fazla spora katılımı engelleyen, kalıcı hasarlara neden olan yaralanmalardır.

1.3.1. Spor Yaralanmalarının Nedenleri

Eğer spor sakatlıklarının nasıl oluştuğunu bilmek istiyorsak nedensel faktörleri gözden geçirmemiz gerekir. Esas olarak bunlar iki ana kategoriye ayrılabilirler. Birinci kategori iç (kişisel) faktörleri, ikincisi ise dış (çevresel) faktörleri içerir.

Literatürden şurası çok açık ki spor kazaları ve yaralanmaları genellikle bu faktörlerin kombinasyonlarından oluşmaktadır. Koruyucu önlemler nedensel faktörlere ya tek tek veya birlikte yönelmelidir. Hiçbir zamanda bu faktörlerin birbirlerini etkileyebilecekleri unutulmamalıdır.

Gerçekten spor yaralanmalarının nedenlerini iç ve dış faktörler şeklinde ortaya koymak yeterli değildir; oluşum mekanizmaları da tanımlanmalıdır. Sporcular çevre ile çok sıkı ilişki içindedir ve nedensel faktörlere bu açıdan yaklaşılmalıdır. Miles (1977) oluşan spor yaralanmalarında tayin edilen nedenlere göre bir formül buldu ve bu nedenleri şöyle sıralıyor: tesadüfen, çevre, riske meyil, yaralanmaya bireysel meyil, antrenman faktörleri, güvenlik uyarıları, kişisel faktörler vs.

Sezon öncesinde ve uzayan turnuvalarda sakatlıkların sıklığı ortalamanın üzerindedir ve bu da muhtemelen yetersiz aerobik dayanıklılığın sebep olduğu çabuk yerleşen yorgunluğa bağlıdır. Kötü teknik ve tecrübe eksikliği de kapasiteyi etkileyebilir. Mesela tecrübesiz bir squash oyuncusu hem kendisini hem de başkalarını daha çok sakatlayabilir. Kapasiteyi arttırmak, stresi azaltmak ve böylece spor yaralanmalarını önleyebilmek için pek çok genel, nonspesifik önlem alınabilir (Hasçelik 1990) .

1.3.1.1. Spor Yaralanmalarının Sosyo-psikolojik Nedenleri

Konsantrasyon yeteneği, riski kabullenme, riske meyil, yaralanmaya bireysel meyil ve motivasyonun yoğunluğu sporcunun psikolojisinde belirleyicidir.

Spor sahalarındaki gerilim(sempatik deşarj), adrenalin salgılanması sonucu görülür. Sporcunun üzerindeki genel stres kaynakları, bireysel ve sosyo-ekonomik etkenlerden doğar. Bu streslerle baş edemeyen sporcular performans bozulmaları ve yaralanmalarla yüz yüze kalır (Kanbir 2000) .

Sporcuyu özellikle de tam gün çalışarak, geçimini spordan sağlayan profesyonel sporcuyu, yaralanmasını gizlemeye, sakat sakat oynayarak kötürüm kalmaya, sağlığını tehlikeye atarak hatta ölmeye teşvik eden sosyo - psikolojik "provakatörler" açıklanmak istenirse;

Bunlardan ilki, sporun yapıldığı maddi ortamdır. İster kapitalist ülkelerdeki gibi sadece maç ve malzeme satışı geliriyle ülke başına 60-65 milyar USD ciro üretsin, ister sosyalist ülkelerdeki gibi "uluslar arası propaganda silahı" olarak kullanılsın, spor dev bir sanayidir.

"Birçok ülkede spor; petrol, hava taşımacılığı ve ormancılık sektöründen daha büyük bir endüstri haline gelmiştir. Amerika ve Kanada'nın spor endüstrisinden yıllık toplam gelirleri 88,25 milyar dolardır. Bu ülkelerdeki şirketler spora 13,8 Milyar USD harcamaktadır (1989 verilerine göre) . Spor endüstrisi her geçen zaman gelişmekte ve dünya ekonomisinin önemli bir bölümü haline gelmektedir"

Spor, kitleleri peşinden sürükleyen büyük sosyal kurumlardan biridir; en önemlisi, hem kendisinde, hem de onu yapanlarda devamlılık arayan bir "star sistemi"dir. Vasat sporcuları "figüran" olarak kullanır, seyirciyi tribünlere televizyonlarının başına çeker. Süper starları putlaştırır. Sözün kısası takımı sürükleyen süper star bir sporcu olmasa bu takımın seyredilmeme riskine karşılık, "sakat sakat oynama baskısını sporcunun üzerine bindiren bir sistemdir".

Aktif çalışma hayatının kömür işçisi kadar kısa olduğunu, iyimser hesapla 13-15 yıldan fazla spor yapamayacağını bu arada ne kazanırsa ömrünün sonuna kadar onu yiyeceğini bilen profesyonel sporcu, yedek kulübesine bir kere girdimi, hep orada kalacağı, yerini kendisinden daha genç birine her an kaptıracağı korkusunu daima içinde taşır. Bunun tabii sonucu olarak,

yaralanmasını herkesten saklar, ağrı kesiciler kullanarak sahaya çıkar. Özellikle de yaşı ilerledikçe ve spordaki günlerinin sayılı olduğunu düşündükçe…

Bunlar ve buna benzer nedenlerle sporcular; geçirdikleri yaralanmalar tam olarak iyileşmeden sahaya çıkıp. "özürlü" kalmayı göze alırlar (Kabasakal 2001) .

1.3.1.2. Spor Yaralanmalarında İç (Kişisel) Faktörler

Çizelge 1.1. Spor yaralanmalarında iç (kişisel) Faktörler (Kabasakal 2001).

Fiziksel Nedenler	**Fizyolojik Biomotorik Nedenler**	**Psikolojik Nedenler**
Boy	Aerobik Kapasite	**Bioritm**
Cinsiyet	Anaerobik Kapasite	**Kişilik**
Antropometrik Özellikler	Kardio Respiratuar Durum	**Adaptasyon**
Yaş	Sporcunun Sağlık Kontrolü	**Algı**
Postür	Vital Kapasite	**Stres**
Vücut Dengesi	Kuvvet/ Sürat Stretchıng	**Sporcu Tıbbi Muayeneleri**
Cinsiyet	Sürantrenman	**Sağlık Bilgisi Ve Eğitimi**
Vücut Kitle Endeksi	Beslenme	
	Dehidratasyon	
	Fiziksel Uygunluk	
	Koordinasyon	

1.3.1.3. Spor Yaralanmalarında Dış (Çevresel) Faktörler

Çizelge 1.2. Spor yaralanmalarında Dış (Çevresel) Faktörler (Kabasakal 2001).

Saha Zemin İle İlgili Nedenler	Oyun Kuralları	Antrenman İle İlgili Nedenler	Çevre İle İlgili Nedenler	Malzeme İle İlgili Nedenler	Sosyal Nedenler
Fiziki Durum	Spor Branşı	Isınma	Mevsim	Giysiler	**Hakem Faktörü**
Saha Zemini	Sporcu Durumu	Yanlış Antrenman	Zaman Değişimi	Ayakkabı	**Antrenör Faktörü**
Saha Isısı	Takım Durumu	Aşırı Yüklenme	Meteoroloji	Top	**Yönetici Faktörü**
Aydınlatma	Oyun Kuralları	Sürantrenman		File-Ağ	**Medya Faktörü**
	Yedek Oyuncu			Kale Direkleri	**Seyirci Faktörü**
					Eğitim Ve Kültür Faktörü

1.4. Spor Yaralanmalarının Başlıca Tipleri

1.4.1. Yumuşak Doku Zedelenmeleri

Yumuşak dokular birçok yaralanmaya karşı ilk engel olduğundan genellikle yaralanırlar. Yumuşak doku travmaları, kapalı ve açık olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Kapalı yarada, yumuşak doku hasarı deri veya mukoz membranın altında olur, fakat yüzeyin bütünlüğü bozulmaz (Kabasakal 2001) .

Kontüzyon: Bir sporcunun başka bir sporcuya çarpma sonrası, zemine çarpma sonrası oluşur ve kendisini şişlik, kanama ve ağrı ile belli eder. Bu tip zedelenmeler omuz ve leğen kemiği çıkıntısında fazladır. Açık yarada, deri veya mukoz membranın yüzeyinde açıklık vardır

Abrasyon: Derinin sıyrılmasıdır ve çoğunlukla önem verilmeyip yetersiz tedavi edilirler**.**

Bül ve Callus: Su toplanması ya da bül esas olarak yeni ayakkabı yada çorapların baskısı sonucu ortaya çıkar bunları açmaktan kaçınmalıdır, çünkü enfeksiyona neden olunabilinir.

Gerilme ve kopmalar (sprain ve strain): sprain bağın zedelenmesi, strain ise tendon ve adelenin zedelenmesidir. 1., 2. ve 3. derecelerde yada hafif, orta ve şiddetli olabilirler (Uslu 1990) .

Kas zedelenmeleri kas gerilmesi, kas zorlanması, kısmi kas yırtığı, tam kas yırtığı, kuvvetli direnç, zıt kasların kontraksiyonu şekillerinde ortaya çıkar (Kabasakal 2001) .

1.4.2. Kırıklar

Bir kemik veya kıkırdağın herhangi bir nedenle bütünlüğünün bozulmasıdır (Sanioğlu 1996).

Kemiğin kırıldığı yaralı tarafından hissedilebilir ya da duyulabilir. Hareket edince yara sebebiyle ya da yara bölgesi hareket ettikçe ağrı da artar. Vücut kısmını normal olarak hareket ettirmek, yaralı için zordur. Kırıktan etkilenen alana hafif bir basınç uygulandığında hassasiyet hissedilir. Yaralı kısmın şişmesi ve daha sonra da renk değiştirmesi başlangıçta görülmeyebilir ama dokular içine kan sızdıkça ortaya çıkacaktır. Kırık bölgesinde deformasyon görülür kemik gayri muntazam hale gelmiş olabilir yani kol ve bacaklarda kısalma, bükülme ya da dönme veya çökme. Kalın bir kemik sürtünme sesi (krepitasyon) duyulabilir (Pusane a 1988) .

1.4.3. Çıkıklar (Lüksasyon)

Bir kuvvet etkisinde, eklemi oluşturan kemiklerin yer değiştirerek, eklem yüzlerinin birbirlerinden tam ayrılmasına çıkık (lüksasyon) denir.

Eklem yüzleri arasındaki ilişki azalarak eklem yüzlerinin az yer değiştirmesine tam olmayan çıkık (sublüksasyon) denir. Çıkıklar, genellikle spor esnasında; diz kapağı, omuz, dirsek, parmak eklemleri, ayak bileği çıkıkları şeklinde ortaya çıkmaktadır. Omuz, ayak bileği ve dirsek çıkıları genellikle kırıklarla birlikte görülmektedir (Sanioğlu 1996) .

1.4.4. Eklem Zedelenmeleri

Eklem zedelenmeleri; Burkulma, gerilme, zorlanma ve incinmeler şeklinde ortaya çıkar. Şiddetle yapılan ve eklemin fizyolojik sınırlarını aşan, Bir eklemin ya da çevresindeki dokuların ani bir hareketle bükülmesi, uzaması, yırtılmasıyla sonuçlanan yaralanmalardır (Pusane b 1988) .

İncindiklerinde kaslar sadece aşırı derecede bir gerilmeye maruz kalırlar, ancak bu durumda şişlik görülmez. Burkulmalarda ise eklem normalin dışında döndüğü için bağlar, kirişler, kaslar, kan damarları ya da sinirler hasar görebilir (Clare 1996) .

1.5. Sporda Bandajlama

1.5.1.Spor Yaralanmalarında Bandajlamanın Amaçları

1. Hareketi limitler,

2. Yumuşak dokuya ait kısımları pozisyonlar,
3. Dokuların karşılıklı olarak biraraya gelmesini sağlar,
4. Basınç ve temastan korur,
5. Kompresyon oluşturur,
6. Lokal şişliği önler,
7. Etkilenmiş kısmı stabilize ederek ağrıyı hafifletir,
8. İyileşmeye yardımcı olur,
9. O bölgede oluşabilecek bir başka yaralanmayı önler,
10. Geçici olarak kas ve ligament gibi görev yapar,
11. Bandaj, splint veya pedlerin pozisyonlarını korur,
12. Lokal traksiyon meydana getirir,
13. Etkilenmiş kısımda oluşturduğu masaj hareketiyle kan dolaşımının eski durumuna dönmesini sağlar
14. Yumuşak doku yaralanmalarının tedavisinde alçı kullanımı yerine tercih edilebilir (Ergun 1992) .

1.5.2. Bandajlamanın Kullanıldığı Spor Yaralanmaları

1. Burkulma,
2. İncinme,
3. Kas rüptürleri,
4. Tendon gerilmesi,
5. Ligament yırtılması,
6. Tendinit, tenosinovit, peritendinit,
7. Fasiitis,
8. Myosit,

9. Eklem yüzlerinin ayrılması
10. Yer değiştirmiş veya yıpranmış kıkırdak,
11. Küçük kemiklerdeki kırıklar,
12. Küçük deri ülserleri veya yaralar,
13. Yeni yaralanmalardan korunma,
14. Yumuşak doku yaralanmaları,
15. Eski yaralanmamış bölgelerin korunması,
16. Tendon ve kemiğin yer değiştirmesi ve çıkıklar,
17. Bursitis,
18. Kosta kırıkları,
19. Genel Ağrılarda (diz, dirsek,el bileği vs.)
20. Artritler,
21. Şiddetli kas ağrıları,
22. Hematomlar (Ergun 1992).

1.5.3. Bandajlamada (Taping) Dikkat Edilecek Hususlar

1. Yaralanmanın oluş mekanizması iyi bilinmelidir,
2. Tanı konmuş sebep ve yaralanmanın derecesi kesinleşmiş olmalıdır,
3. Yaralanmanın oluşuna göre mobil ve immobil kısımlar iyi bilinmelidir,
4. Anatomik yapı göz önünde bulundurularak tespit yapılacak açı dikkate alınmalıdır,

5. Bandajlama uygulanacak bölgedeki kıllar traş edilmiş olmalıdır,

1.5.4. Bandajlamanın Uygulama Alanları

I- Akut Sakatlıklarda: Yumuşak doku sakatlığının akut semptomları olan ödem ve kanamanın olduğu sahaya yapılmış sıkı bir bandajlama, ciddi olarak dolaşımı bozacağından riskli olabilmektedir. Bandajlamadan önce tıbbi muayene detaylı olarak gerçekleştirmeli ve burada bir stabilite testi yapılmalıdır. Total rüptür söz konusu ise bandajlama kesinlikle kullanılmamalıdır. Akut yumuşak doku yaralanmalarında yapılan bandajlama sporcuya sahte bir koruyuculuk hissi vererek aktiviteyi tamamlaması için cesaretlendirmektedir. Bu olay ise sakatlık bölgesindeki olayın şiddetini artırabilmektedir. Bandajlamanın mutlaka yapılması gerekiyorsa bu konuda bilgi ve deneyimi olan uzman bir kişi tarafından uygulanmalı ve mutlaka esnek bant kullanılmalıdır.

II- Rehabilitasyon Uygulamaları Boyunca Bandajlama: Cerrahi ve konservatif tedavi yöntemleriyle tedavi adilmiş yaralanmaların rehabilitasyon fazında bandajlama çok faydalı olmaktadır. Doğru kullanıldığı zaman bandajlamanın yaralanma sonrasında iyileşmeyi destekleyici bir değeri vardır. Fakat tüm yaralanmalar için etkin bir tedavi yöntemi olarak ele alınmamalıdır (Ergun 1992).

III- Koruyucu Bandajlama: Performansı kötü yönde etkilemez, iyi yapılmış bir bandaj aktivite esnasında gevşemiş olsa bile son hareket sınırında ekleme iyi bir destek sağlar. Diğer bölgelerden bandajlama bölgesine gelen baskıları azaltır (Gür 1979).

Sağlam ayak bileğinin değişen mekanik şartlara karşı koruyucu olarak bantlanmasının diz sakatlıklarını artırdığı görüşünü savunanlar vardır. Araştırmalar bu görüşün doğru olmadığını, koruyucu bandajlamanın ayak bileğindeki ligament yaralanmalarının sayısını azalttığını göstermektedir. Sporcularda ayak bileği etrafındaki ligamentler tekrarlayan darbe ve yaralanmalar sonucu zayıflamakta ve esnekliklerini kaybederek gerilmektedir. Bu durumlarda bandajlama eklem stabilitesini sağlamada önemli rol oynar (Ergun 1992).

1.5.5. Bandajlama Materyalinin Özellikleri

Bant; yapışma özelliği olan, hafif ve oldukça sağlam yapıya sahip bir materyaldir. Çok çeşitli ve değişik ölçülerde bant vardır. Örneğin; su geçirmeyen, yarı elastik, anti alerjik, plastik, delikli, sadece kendi üzerine yapışıp cilde yapışmayan bunlardan bazılarıdır. Ölçü olarak 2.5 cm, 3.75 cm, 5 cm, 8 cm. genişlikteki bantlar daha çok tercih edilmekte ve yaygın olarak kullanılmaktadır (Ergun 1992).

1.5.6. Vücudun Farklı Anatomik Bölgeleri İçin Bandajlama Şekilleri

Spor yaralanmalarının en çok görüldüğü vücut kısımları alt ekstremitelerdir. Darbe ve zorlanmalardan en çok etkilenen kısımlar ise dizler ve ayak bilekleridir (Hasçelik 1990).

1.5.6.1. Lumbosakral Bölgenin Bandajlaması

Sporcu ayakta ve gövdesi 20 derece fleksiyonda öne eğilmiş olarak durmalıdır. 5 cm'lik bant ve 15 cm'lik bandaj kullanılır. 30 cm uzunluğunda 2 tane destekleyici bant, büyük trokanterlerden, 9. kostaya doğru laterale yapıştırılır. Bantlar trokanterlerden yukarı doğru birbirini çaprazlayarak uygulanır. Bitirici bantlar lateral kısımlara uzunlamasına yapıştırılır. Daha fazla destek için horizontal bantlar bir taraftan diğer tarafa biribirine zıt şekilde bölge üzerine uygulanır. Yine uç kısımlarına bantlar yapıştırılarak tespit yapılır. 15 cm'lik elastik bandaj bantları desteklemek için ve terleme ile gevşemenin önlenmesi için sahaya sarılır.

1.5.6.2. Omuz Bölgesinin Bandajlaması

Bu yöntem acromioclavicular eklemi stabilize ederek, omuz bölgesi hareketlerinin daha düzgün ve normal olarak yapılmasını sağlamak amacıyla geliştirilmiştir. 3 tane destekli bantla işe başlanır. Bir tanesi deltoid kasının hemen altına kola, diğeri göğüs ucunun alt kısmında yarım daire şeklinde sonuncu ise trapezius kasının üstüne boynun yanında yer alır ve ikinci destek banta yapıştırılır. Bandajlamaya bu üç destek bant yönünde başlanır. Omuz kompleksi bir sepet şeklinde örülür.

1.5.6.3. El Bileği ve El Bölgesinin Bandajlaması

1.5.6.3.1. Başparmağın Bandajlaması

Sporcu parmağını gevşek ve nötral pozisyonda tutmalıdır. 1.5 cm yada 2 cm'lik bantlar kullanılır. Destekleyici iki bant baş parmak distaline ve el bileğine yapıştırılır. Sakatlanan kısmın içte veya dışta oluşuna göre bantlar iki destek bant arasında uygulanır. Boyuna ikiye bölünmüş 2 adet 5 cm'lik bant başparmağın iki yönünden birleştirilip bilekte bitirilir. Bitirici bantlar parmağa ve bileğe uygulandıktan sonra 3 tane 8 şeklinde bant uygulanır.

1.5.6.3.2. El Bileğinin Bandajlaması

Destekleyici iki bant avuç ayasına ve bileğin dirseğe doğru olan tarafına yapıştırılır. Bilek bandajlama'i için 5 cm'lik bantlar tercih edilir. Sakatlanan kısmın içte veya dışta oluşuna göre bantlar iki destek bant arasında uygulanır.

1.5.6.4. Uyluk Bölgesinin Bandajlaması

İki destekleyici bant, uyluğun lateral ve medialine anterior ve posterior yüzeyin yarısına ulaşacak şekilde yapıştırılır. Diğer bantlar ise bu iki destek bant arasında "X" formu oluşturacak şekilde biri diğerini çaprazlayacak şekilde yukarıya doğru devam eder. Burada önemli olan bantların yukarı doğru diagonal olarak çekilip, yapıştırılmasıdır. Daha sonra bitirici bantlar yine uyluğun lateral ve medialine yapıştırılır.

1.5.6.5. Diz Ekleminin Bandajlaması

İki tane sirküler 5 cm'lik destek bantı dizin 15 cm altına ve üstüne yerleştirilir. 5 cm'lik bantlardan biri, alttaki destek bantının dışına yapıştırılır, tibia tüberkülünü çaprazlayarak geçer ve medial femoral kondil arkasında son bulur. Diğer bir bant ise, diz altı bantının medialinden başlar, yukarıya doğru medial femoral kondili geçerek uyluk bantının ön tarafında biter. Bacak bantının medialinden başlayan diğer bir bant ise tibia tüberkülünü çaprazlayarak lateral femoral kondilin arkasından geçer ve uyluk bantının lateraline yapışır. Dördüncü bant ise bacak bantının lateralinden başlar yukarıya doğru lateralde devam ederek uyluk bantının anteriorunda son bulur. Bu birinci seri sonunda diz ekleminin her iki yanında "X" şeklinde bir görünüm oluşmaktadır. İkinci seri uygulama birinci seri üzerinden aynı şekilde yapılır. Böylece aktivite anında dizin bükülmesi sırasında bantın yırtılması önlenmiş olmaktadır. Uylukta ve bacakta uygulanan sirküler bantlar ile bandajlama bitirilir, istenirse, bandajlama üstüne elastik bandaj yapılabilir.

1.5.6.6. Ayak Bileği Ekleminin Bandajlaması

a- Destekleyici bant, molleollerin 5-7.5 cm üstüne bir tane, medial ark etrafına da bir tane olmak üzere 2 tane yapıştırılır. Daha sonra bant bilek ve ayaktaki destekler arasında "8" formu çizecek şekilde devam eder.

b- Destekleyici bant, molleollerin 5-7.5 cm üstüne bir tane, medial ark etrafına da bir tane olmak üzere 2 tane yapıştırılır. Bu iki destek bantına göre dik ve yatay bantlar birbiri ardına uygulanarak ayak bileğinin etrafı sepet gibi örülerek kapatılır.

1.5.6.7. Aşil Tendonun Bandajlaması

Aşil tendonunun daha fazla gerilmesini önlemek amacı ile geliştirilmiştir. Sporcu yüzüstü pozisyonda yatar ve ayakları

yatak dışında gevşek bir şekilde kalır. 7.5 cm'lik elastik bant ile 3.8 cm'lik bant kullanılır.

2 tane destek bantı, molleollerden 15-20 cm yukarıya ve ayakta medial ark etrafına yapıştırılır 7.5 cm'lik elastik banttan 2 tane 20-25 cm uzunluğunda parça kesilir. Bir tanesi, orta şiddette gerilerek ayaktan bacağa doğru, 2 destek bant arasında aşil tendonun üzerine yapıştırılır ikincisi ise, bir ucundan uzunlamasına ikiye bölünür ve ayak kısmına yapıştırılıp yukarıya doğru çekilir ve ikiye bölünen uçlar öne döndürülerek yapıştırılır. Bu kısım burkulma noktasının üstünde kalmalıdır. Bandajlama molleoller üstünde ve ayaktaki sirküler bantlarla bitirilir. Bacaktaki bantların çok sıkı olması, aşil tendonunun normal fonksiyonunu limitleyebilir dikkat edilmelidir.

1.5.7. Spor Yaralanmalarında Rehabilitasyon, Aktivite ve Bandajlamanın Önemi

Kaza yahut hastalık sonrası, hastanın kendi kendine yeter duruma getirilmesidir. Burada hasta yeniden iş görmek için yetiştirilir, fizikoterapi uygulanır. Rehabilitasyona mümkün olduğu kadar erken başlanmalıdır (Pusane a 1988) .

Genel anlamıyla; fiziksel yeteneklerini, ruhsal değerlerini ve toplumsal uyumlarını yitirmiş kişileri yeniden iş görmeye ve toplum içinde yaşamaya alıştırmaya "rehabilitasyon" denir. Diğer bir tanım ise; yaralanması olan kişinin özel amaçlarını gerçekleştirememesi halinde, kişiye fiziksel, ruhsal ve ekonomik yardımda bulunma işlemine "rehabilitasyon" denir (Kabasakal 2001) .

Bir spor yaralanmasını takiben tamamlanmamış rehabilitasyon pek çok yazar tarafından spor yaralanmalarının nüksü için bir neden olarak addedilir. Daha önce yaralanmış birisinin daha fazla yaralanma riski taşıdığı gösterilmiştir. Rehabilitasyon programının ince detayları göz önüne alınmaksızın bazı yazarlar bunun hareket sistemi ve postüral yaralanmaları önlediğine inanmaktadır.

Rehabilitasyon yaralanmış ve tam olarak iyileşmemiş bir sporcunun en kısa zamanda eski seviyesinde sportif aktivitesine yeniden başlayabilmesi için bir koruyucu yöntemdir. Bir rehabilitasyon programı şu noktalar oluşmadan tamamlanmış sayılamaz.

- Sporcu ağrıdan arındırılmıştır.
- Adale kuvvetleri eski seviyesine dönmüştür.
- Eklem hareketliliği düzelmiştir (Hasçelik 1990) .

Burada rehabilitasyondan sadece isim olarak bahsedeceğiz. Detaylarına girmeyeceğiz. Rehabilitasyonda şu yöntemler kullanılır:

- Masaj,

- Hiperstimülasyon analjezisi,
- Diatermi,
- Kısa dalga alternatif akım,
- Ultrasound,
- Galvanik stimülasyon,
- TENS (trans electric nerve stimulator)
- LASER (Uslu 1990) .

Eklemde instabilite spor yaralanması için hazırlayıcı bir faktördür.

Bandajlamanın kullanıldığı yerler:

1- Özellikle instabil eklemlerde fizyolojik hareketlilik sınırlarının ötesine olabilecek hareketlere karşı eklemleri korumak.

2- Ayak bileği burkulması halinde ödemin absorbsiyonunu uyarıyor. Bandajlamanın bir eklemin fizyolojik hareketliliğini kısıtlamada en azından iki fonksiyonu olduğu kabul edilir.

   a- Hareket üzerinde devamlı bir mekanik engel (pasif).

   b- Cilt sinirlerini uyararak ortaya çıkan bir cilt-adale refleksi sonucu hareketin aktif kısıtlanması. Ödem absorbsiyon fonksiyonu araştırmalarla desteklenmiştir.

Literatürde bandajlamaya karşı bazı eleştirilerden de bahsedilmekte fakat bunlar araştırma sonuçlarına dayanarak tastiklenmemiştir. Örneğin bandajlama yapılan eklemin etrafindaki adalelerin kuvvetlerinde bir azalmadan söz edilir ve eklemin ekstrem hareketlere adaptasyon yeteneğinde bir azalma söz konusudur. Son olarak bazı yazarlar karşı olmakla birlikte diğer bazıları ayak bileğine bandajlama yapmanın diz yaralanmalarını artırdığını saptamışlardır.

Ayak bileği bandajlamasına sınırlı kalmış gibi görünen bu yöntem üzerine araştırmalar:

1- Eklem hareketi üzerindeki sınırlama devamlı değil fakat yapılan sporun cinsine bağlı olmak üzere sportif aktivitenin etkisi ile zamanla azalmaktadır.

2- Ayak bileği bandajlaması yüksek konçlu ayakkabı ve diğer koruyucu önlemlerle kombine edilsin veya edilmesin, burkulmuş ayak bileklerinin insidansını ve nüksünü azaltırlar. Ayak bileği bandajlamasının tıbben yapılması gereği ancak daha önce bileği burkulmuş sporcular veya tıbbi muayenesi sırasında ayak bileği instabilitesi bulunanlar için söz konusudur.

Bandajlama için kullanılan bandın kendisi esnek olmayan yapışkan nitelikte, 3-5 cm eninde yapışkan ve kompresyon yapan tipte, diğer giysilerle birlikte kullanılabilir (Hasçelik 1990). Burada en önemli konu yapılan bandajın sağlıklı yapılması ve yaralanmamış bölgeleri veya yaralanma riski olmayan bölgelerin fonksiyonlarını engellemeyecek şekilde yapılmasıdır. Aksi kuşkusuz yaralanma riski ve hareket kabiliyetinin azalmasına bağlı olarak performans düşüklüğü getirir (Erişim a 2006).

Sporculara kurallarına uygun olarak yapılan bandaj başlı başına koruyucu özellik taşır. Bilindiği gibi uzunca bir süre bandajlar sadece yaralanan sporcuların, yaralanmalarını tedavi amacıyla kullanılırdı.

1.6. Kuvvet

Spor biliminde kuvvet kavramı (kas kuvveti) çok değişik alanlarda ve değişik biçimlerde tanımlanıp, sınıflandırılmıştır. Birçok spor bilim adamının değişik tanımlarında, kuvvet kavramı ifade ve anlam bulmuştur (Sevim 1995).

Prof. Wilder Holmann'a göre kuvvet "Bir dirençle karşı karşıya kalan kasların kasılabilme ya da bu direnç karşısında belirli bir ölçüde dayanabilme yeteneğidir". Biyomekanikte ise kuvvet, fiziksel bir büyüklük olarak tanımlanır (Sevim 1995).

Bu tanımlardan başka:

Kuvvet, bir kas grubuna bağımlı olarak bir kasın gerilmesinin sonucudur." Bir kasın gerilme ve gevşeme yoluyla bir dirence karşı koyma özelliğidir."

Kuvvet, bir kas veya kas grubunun, bir dirence karşı koyabilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır (Günay ve Yüce 1996).

Her spor dalının özelliği nedeni ile kuvvete olan ihtiyacı farklıdır. Halter sporu; kuvvete en fazla ihtiya9 duyulan sporlardan birisidir. Dayanıklılığın tartışmasız örneği olan maratondur (Zorba 2001).

Kuvvet, işteki ve spordaki performansla doğru orantılıdır. Birçok işlerde performans güçle birlikte artar. Fakat yalnızca bir noktaya doğru çok fazla kuvvetlilik çabası zaman kaybına sebep olabilir(Zorba 1999).

1.6.1. Kuvveti Etkileyen Faktörler

1.6.1.1. Morfolojik-Fizyolojik Faktör

Sporcunun antropometrik ölçümleri kas metabolizması (kas hücrelerindeki fosfor, kreatin, glikoz rezervleri) gibi özellikler kasın morfolojik ve fizyolojik faktör yapısını oluşturur.

1.6.1.2 Koordinatif Faktör

Kasın koordinatif faktörü, morfolojik ve fonksiyonel yeteneklerin işbirliğini kapsar. Bu da iki kısma ayrılır:

İntermuskuler (kaslar arası) koordinasyon: Bir harekete katılan kasların birbiriyle etkileşim halinde olmasıdır

İntramuskuler (kas içi) koordinasyon: Bir kastaki bireysel liflerin birbiriyle senkronize etkileşimleridir.

1.6.1.3. Motivasyonel Faktör

Sporcuda motivasyon gücü ise; sporcunun kuvvet rezervlerini maksimal kuvvet, çabuk kuvvet, kuvvette dayanıklılık en iyi biçimde kullanmayı sağlar (Zorba 2001).

1.6.2. Kuvvet Türleri

1.6.2.1. Maksimal Kuvvet

Kas sisteminin isteyerek geliştirebildiği en büyük kuvvettir. Bu büyük bir direncin yenilmesi ya da kontrol edilmesi gereken sporlarda (halter, çekiç, gülle atma vb.) büyük bir ağırlığa karşı koyma veya kontrol edebilme veya gereği duyulan sporlarda performansa birinci derecede etki eden bir fiziksel özellik durumundadır.

Burada sözü edilen kontrol kelimesi, kasların maksimum ya da maksimuma yakın statik güç gerektiren hallerde izometrik bir durumda kalabilmesi anlamındadır (Sevim 1995).

Maksimal kuvvet antrenmanlarının tipik uygulamasında iki faktör temel ilke olarak göz önünde bulundurulmalıdır. Maksimal kuvvet antrenmanı genellikle maksimal ile submaksimal arasında bir kas gerilimini ve uzun bir gerilim süresini gerektirir. Bu şekildeki yüksek ve uzun kasılma süreleri kasın büyümesini sağlar. Ancak maksimal kuvvet antrenmanı, yüksek ve maksimal yüklenme yoğunluğu ile kısa süreli ve patlayan kasılma şeklinde uygulanırsa daha etkili olur. Bu tür çalışma intramuskuler (kas içi) koordinasyonu geliştirir.

Maksimal kuvvet puberta dönemine kadar kızlarda ve erkeklerde gelişim profili olarak genelde paraleldir. Puberta dönemi ile birlikte kız ve erkeklerin maksimal kuvvet gelişimleri birbirinden belirgin şekilde ayrılırlar. Kızlar kol ve bacaklarda erkeklere oranla düşük maksimal kuvvete sahiptir (Muratlı 1997).

Maksimum istemli kasılma esnasında nöromusküler sistem tarafından performe edilen en yüksek kuvveti ifade eder

(Ziyagil ve ark 1994).

1.6.2.2 Çabuk Kuvvet

Sinir-kas sisteminin yüksek bir hızla kasılarak direnci yenebilen yeteneğine çabuk kuvvet denir. Ya da bir sporcunun direnci yenebilmesi için, yüksek bir hızla kasılma yapabilme yeteneği olarak tanımlanabilir.

Çabuk kuvvet, patlayıcılık gerektiren sporların hepsinde performansı belirleyen önemli bir fiziksel özelliktir. Çabuk kuvvet, normal kuvvetten ayrı olarak iyi bir koordinasyonu gerektirip, kasların olabildiği kadar çabuk kasılmasına bağlıdır. Bir bakıma birçok kuvvet karakterleri çok kısa zamanda tekrar edilmek suretiyle, çabuk kuvvet özelliği gösterirler. Çabuk kuvvet kavramı aslında oldukça kombine bir anlatımdır. Birçok spor dalında da büyük önem taşıyan bileşik bir motorik özelliktir. Çabuk kuvvet, başlangıç ve reaksiyon kuvveti, hareket hızı ve dolayısıyla hareket frekansı gibi etkenlere bağlı olmaktadır.

Çabuk kuvvet kazandırıcı çalışma uygularken ilke olarak orta ve ortanın üstü yüklerden yararlanmalıdır. Her ne kadar gerçek çabuk kuvvet % 60 - %80 şiddetindeki yükler tercih edilerek çalışılıyorsa da sportif oyunlar için % 50 - % 70 arası şiddetteki yük de yeterli olabilmektedir (Sevim 1995).

1.6.2.3. Kuvvette Devamlılık

Kuvvette devamlılık tüm organizmanın yorgunluklara karsı koyma yeteneği ya da sporcunun uzun süren güç performanslarında yorgunluğa karşı tolerans düzeyi olarak tanımlanabilir. Bu rölatif olarak yüksek bir gücün alışılmamış yüksek bir dayanıklılık kapasitesiyle birleştirilmesi sonucu ortaya çıkar. Aslında çabuk kuvvette olduğu gibi kuvvette devamlılığı tanımlamakta zordur. Ancak basit olarak kuvvet ve dayanıklılığın belirli oranlarda bileşimi de denebilir (Sevim 1995).

Uzun zaman periyodu içerisinde devamlı iş yapabilme yeteneği olarak tanımlanır. Antrenmanda kuvvet ve dayanıklıklığın her ikisinin birleşimini ifade eder (Ziyagil ve ark. 1994).

Kuvvette dayanıklılık uzun bir zaman sürecinde, dikkate değer bir direncin yenilmesi gerektiği durumlarda performansı belirler. Oldukça yüksek bir seviyede kuvvetin uygulanabilmesiyle birlikte ayrıca kuvvetin her tür engele ve zorluğa karşın uygulanmasının olanaklı kıldığı bir yetenektir. Sürekli kuvvet gerektiren çalışmalarda organizmanın yorulmalara karşı direnç yeteneğidir (Sevim 1995).

1.6.3. Kas Kuvveti

Kas grubunu veya bir kasın uygulayabileceği maksimal kuvvettir. Her spor dalı için kas kuvvetinin belirli bir dereceye kadar artırmak gerekir. Kas kuvvetinin değerli olabilmesi için sinir sistemi tarafından kontrol edilmesi gerekir. Her uygulamada sinirsel bir koordinasyon mekanizması vardır. Kuvvet antrenmanlarında yalnız başıma değil, sinirsel mekanizmanın da antrene edilmesi gerekir. Sinirsel mekanizmalar devamlı pratik çalışmalarla öğrenilir ve yerleşir. Yalnız basma kuvvet bir değer taşımadığı gibi sırayla koordineli bir şekilde kullanıldığı takdirde genel koordinasyonun temel unsuru olur. Kas kuvvetini artıran egzersizler kas dayanıklılığını ve kasılma süresini geliştirmektedir. Kas kuvvetini artırmada prensip giderek tedricen yüklenme olmalıdır. Amaç maksimal ve maksimale yakin sayılı tekrarlarla başlayıp giderek arttırmaktır. Yüksek dirençler kası maksimal kasılmalara sevk eder. Kas zamanla kuvvetini arttırır ve üst dirençlere uyum sağlar (Orkunoğlu 1990).

Kassal uygunluk (hem kas kuvvetini hem de kas dayanıklılığını içerir) kas sisteminin bir işi verimli biçimde gerçekleştirebilme yeteneği olarak bilinir. Kas kuvveti bir kas gurubu tarafından üretilebilen maksimal güç veya gerilme seviyesidir. Kassal dayanıklılık bir kasın giderek artan periyotlarda submaksimum güç, kassal kuvvetin ve dayanıklılığın arttırılmasında en etkili yollardan biridir. Kuvvet, bir kas veya kas grubunun, bir dirence karşı koyabilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır (Günay ve Yüce 1996).

Sonuç olarak, artık günümüzde yaralanma riskini azaltmak için birçok sporcu daha önceden o bölgede yaralanma yaşasın yaşamasın bandaj yaptırmayı tercih ediyor. Bandaj hem yaralanmadan koruyucu, hem de tedavi edici özelliğe sahiptir (Kuter ve Öztürk 1998). Bu çalışmanın amacı taekwondoculara yapılan bandaj uygulamasının kuvvet parametrelerinde etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır.

1.6.4. Kuvvetin Fizyolojik ve Sinirsel Özellikleri

Kuvvetin ortaya çıkması, enerji konusu dikkate alındığı zaman daha iyi bir anlam kazanmaktadır. Maksimal kuvvet ve elastik kuvvet türleri, tamamen ATP ve CP kaynaklarına yani alaktik anaerobik enerji mekanizmasına bağlı olarak ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle değişik kuvvet türlerinin geliştirilmeleri, bir anlamda bu enerji yollarının geliştirilmesine bağlıdır (Açıkada ve Ergen 1990).

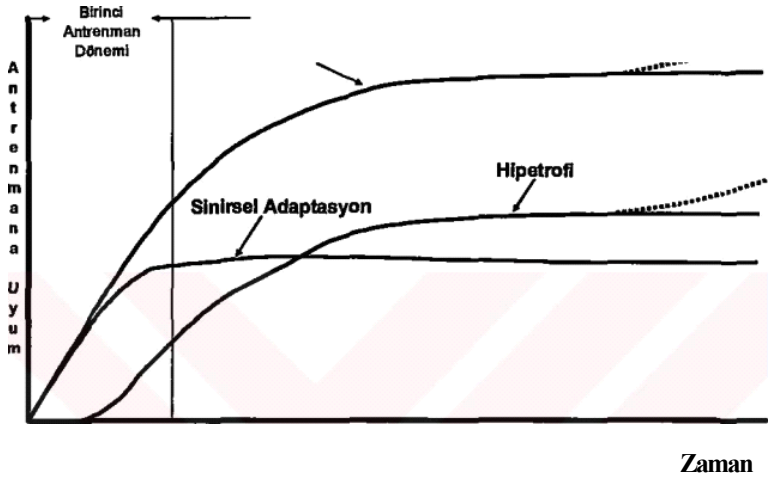
Kuvvet antrenmanlarıyla kuvvetin artırılmasında dikkate alınacak nokta, yalnızca enerji mekanizmaları değildir. Çünkü aynı antrenmanı uygulayan; kas yapısı genetik olarak farklı olan kişilerde, kuvvet gelişimi aynı miktarda olmayacaktır. Kuvvetin gelişmesine daha yatkın kas yapısına sahip olan kişilerde kuvvet artımı daha hızlı olacaktır. Bu nedenle, özellikle maksimal ve elastik kuvvet artışı, beyaz kas fibrili olanlarda, daha çok gelişmeye uygundur. Yalnız, aym özellikte kas liflerine sahip olan kişilerde, kas liflerini besleyen sinir özelliği de kasın uyarılmasında ve kuvvet çalışmalarına olumlu uyum gösterilmesinde önemli bir noktadır. Motor sinirlerin kalınlıkları ve beslendikleri liflerin sayıları kasın uyarılmasında önemli noktaları meydana getirmektedir.

Sporcularda kuvvet antrenmanının göze çarpan en önemli etkisi kuvvetteki ilerlemenin yanı sıra, kasın hipertrofisinde olan artıştır. Halter ve atletizmde atma branşları. ile ilgilenen sporcuların kaslı olmaları, aşırı hipertrofinin meydana gelmesine

bağlanmaktadır. Daha fazla kuvvet üretebilmek için kasın hipetrofisinin artması kuvvet antrenman için bir adaptasyondur ki bu oluşum kuvvet artışına önemli bir katkı sağlamaktadır (Hakkinen 1985).

Antrenmanla kasın hacmindeki artışı hipetrofi olarak tanımlamışlar ve FT fibrillerindeki enine kesitteki artışı, ST fibrillerine oranla daha fazla olduğunu belirtmişledir. (Hickson 1994) bench press ve squat hareketlerinde haftada üç gün ve sekiz haftalık antrenmanı FT fibril tipi anlamında % 19'luk bir artışa neden olduğunu belirtmişlerdir.

Kuvvet antrenmanı kasın enine kesitindeki her ünitesinde bir kuvvet artışına yol açmaktadır. Bu etki ya sinirsel bir adaptasyondaki gelişme (Hakkinen ve Komi 1983) veya kas filamentlerinin yapısındaki değişikliklerden dolayı kasın tonusundaki bir artıştaki ilerlemeden (Jones ve Rutherford 1987) dolayı ortaya çıkmaktadır (Narıcı 1996). Kas hipetrofisi ile ilgili halterciler (Sale b 1983) ve sprinterler üzerinde yapılan diğer çalışmalarda kasın enine kesitinde artış olduğu gözlenmiştir.



Şekil 1.1. Kuvvet Antrenmanına Kassal ve Sinirsel Uyum (Sale 1988).

Direnç antrenmanlarına başladıktan hemen sonra, kasta ölçülebilen bir hipetrofi görülmeden önce kas kuvvetinde bir artış olur. Özellikle antrenman programının erken safhalarında, antrenmana cevapla oluşan kuvvetteki kazanımların kasa ait değişimlerden değil sinirsel adaptasyonlardan kaynaklandığı öne sürülmüştür. Bu gözlemlerden bazıları kuvvet antrenmanına sinirsel adaptasyonların bisiklet veya koşu antrenmanlarında farklı olduğunu göstermektedir (Sale 1988).

Çoğu araştırmacı, kas aktivasyonundaki artışı gösteren integreted EMG'de antrenmanlardan kaynaklanan artış olduğunu ve buna bağlı olarak da, direnç antrenmanlarının kasın maksimal aktivitesini arttırdığım belirtmişlerdir (Rich ve Cafarelli 2000). Bunu takiben, kuvvet artışının en üst sınırına aylarca veya yıllarca devam eden antrenman programlan sayesinde kas hipertrofisinin artması ve antrenmana cevap veren sporcunun gelişim düzeyi ile ilgilidir. Kuvvet artışının en üst limitine yaklaşıldığında, kastaki ilerlemeler ve dolayısı ile kuvvetteki artışı çoğaltmak çok zordur. Bu zorluk, ilerleme azlığı ve uğraşın

karşılığını alamama belki kuvvet ve kas hipetrofisindeki ileriye gidiş için anaerobik steroidleri kullanmadaki güçlülük olarak açıklanabilir (Sale 1988).

Sale; Bisiklet ergonometresinde yapmış olduğu bir çalışmada; bir bacağı antrene ettiğinde, antrenman etkisinin antrene edilmeyen bacak üzerinde gözleyemezken bunun tersine, bir kolu kuvvet için antrene ettiğinde antrenman etkisini diğer kolda da gözlemlemiştir. Bu durumda antrene olmamış koldaki ilerleme yalnızca bir sinirsel adaptasyon yüzünden iken, antrene edilen koldaki kuvvetteki kazanım motor ünite aktivitesindeki bir artışla ve kas hipetrofisi ile açıklanabilmektedir.

Kuvvet performansı, sadece ilgili kasların hipetrofisi ile değil kasları aktif hale getiren ilgili sinir sistemi ile de ilgilidir. Kuvvetin yüksek bir gerekliliği düşünülen atletik hareket veya bir spor, hayli hünerli bir sanata benzetilebilir. Kaslar agonistler diye adlandırılan ve tümüyle harekete geçirilmek zorunda olan tüm kaslar ile birlikte hareketin yönünde yüksek miktarda güç üretmekten sorumludur. Hareketin koordinasyonuna yardımcı sinerjist kaslar uygun olarak harekete geçirilmek zorundadırlar (Sale 1992).

Antagonistler diye adlandırılan ve hareketin zıt yönünde kuvvet üreten kaslar uygun olarak harekete geçirilmelidir. Çünkü, kasların sinir sistemi ile ilgili yaygın olan squat, bench press gibi kuvvet antrenmanı egzersizlerinin kontrolü çok komplekstir. Bu yüzden alışılmamış bir egzersiz, bir sporcunun kuvvet antrenman programında yaptırıldığında çalışılan egzersizdeki kuvvet artışındaki belirlenen erken artış egzersizin içerdiği kasların iyi bir şekilde kontrolünü sağlayan sinir sistemindeki kısmen uyumsal değişiklikler yüzündendir. Antrenmana cevap olarak sinir sistemindeki uyumsal değişiklikler sinirsel adaptasyon olarak tanımlanır .

1.6.5. Kuvvet Antrenmanına Sinirsel Uyum

Kassal aktivitenin derecesi ve kasılma kuvveti; aktif hale geçirilen motor ünite adetine, kasın inisyal uzunluğuna ve bireysel sinir liflerindeki deşarj frekansına bağlıdır (Akgün 1994).

Kasılma mekanizmasına bağlı olarak motor üniteler yavaş ST ve hızlı FT olarak iki sınıfta toplanırlar. Yavaş kasılan motor üniteler; düşük frekanslarda uyarılan düşük eşikli motor sinirlere, düşük iletme hızma sahip aksonlara ve yüksek oranda aerobik aktiviteye uyumlu kas fibrillerine sahiptirler. Hızlı kasılan motor üniteler ise; yüksek frekanslarda yapılan yüksek eşikli motor sinirlere, yüksek iletim hızma sahip aksonlara ve patlayıcı veya anaerobik aktivitelere uyumlu kas fibrillerine sahiptirler. İnsan iskelet kasında, kasılma zamanı ST motor üniteler için 90 ile 110 ms, FT motor üniteler için de 40-84 ms arasında değişmektedir. Maksimal kasılma hızı ST, motor fibrillerine oranla FT motor fibrillerinde dört kat daha fazladır (Aşcı 2001).

Beyinden kaslara gönderilen sinir uyarılarının hızı normalde 10-60 ms-1'dir. Yavaş kasılan fibril tipleri ST maksimâl kasılma sınırı %20'sinde devreye girmektedir ve %100'e kadar harekette yer almaktadırlar. îlk devreye girdiğinde ST fibriller 10 |j.s-l hızında uyarılırken maksimum kasılma hızında 25 u.s-1 hızında uyarılmaktadırlar. Hızlı kasılgan oksidatif fibril tipleri (FOG) %35-40 kasılma hızında 15 u.s-1 uyarım hızında devreye girerler ve %100 kasılma hızında 30 u.s-1 uyarım hızında çalışırlar. Hızlı kasılan glikolitik fibrillerin (FG) bir kısmı % 65 kasılma hızında 17 u.s-1 uyarım hızında harekete katılırlar ve % 100 kasılma hızında 40 u.s-1 uyarım hızında hareketi sürdürürler (Sale 1992).

Buna ek olarak, diğer bir kısım FG fibrilleri %95 kasılma hızında 25 u.s-1 uyarım hızı ile harekete katılırlar ve %100 kasılma hızında 60 u.s-1 uyarım hızı ile hareketi yaparlar. Yüksek uyarım hızma sahip hızlı kasılan fibril tipleri FOG ve FG fibrilleri hızlı kasılma özelliğine sahip olduklarından dolayı maksimum kuvvet ortaya koyabilmektedirler. Maksimum kas kuvveti sadece yüksek eşikli motor ünitelerin katılımı ile değil, bununla birlikte katılan motor ünitelerin merkezi sinir sistemi tarafından uyarım hızının yeteri derecede yüksek olması ile de sağlanabilir. Düşük uyarım hızı düşük kuvvete, yüksek uyarım hızı yüksek kuvvete neden olur .

Motor sinirlerin frekans akışı, kasılma süresine bağlı olarak değişebilir. Genel olarak ateşleme hızı, kuvvet ve güçteki artışla birlikte artmaktadır. İstemli kasılmadaki kuvvet artışının, uyarım hızına oranla katkısı küçüktür ve büyük kas gruplarında farklı bir yapı arzetmektedir. Küçük kas gruplarında, çoğu motor ünite, maksimal istemli kasılmanın %50'sinden düşük yüklerde devreye girerken, uyarının hızı yüksek yüklerdeki kuvvet oluşumunda önemli bir rol oynar. Deltoit ve biceps gibi kas gruplarında ise ek motor ünite katılımı, %80 ve %100 arasındaki kuvvetlerde kuvvet yaklaşık olarak sadece motor ünite ateşleme hızının kuvvetlendirilmesi ile artırılır (Zatziorsky 1985).

Chestnust ve Docherty (1999), antrene olmuş bireylerde 4-6 TM'nin kullanılmasının, kuvvetin ve sinirsel uyarımların korunması ve geliştirilmesinde önemli bir faktör olduğunu belirtmektedir. Kasın kasılma hızı, merkezi sinir sistemi tarafından gönderilen uyarının hızına ve kasın histo-kimyasal özelliklerine bağlıdır. Kuvvetin oluşumu ise motor ünite akış hızı ve motor ünite katılım sayısı ile meydana gelir.

Direnç antrenmanının ikinci günü sonunda, maksimal motor ünite akış hızındaki artışın yaşlarda, genç deneklere oranla daha fazla olduğunu belirtilmişdir. Bu çalışmada, akış hızı daha sonra kontrol değerlerine ulaştığı ve uyumun ilk bölümlerinde ortaya çıkan bu artışta öğrenmenin etkisinin de olduğunu ortaya çıkarmışlardır. Buna benzer olarak kuvvette meydana gelen artışın hem öğrenme etkisinden hem de motor ünite akış hızındaki değişime bağlı olarak kasın artan aktivasyonundan kaynaklandığını belirtilmişdir (Jones ve Rutherford 1987).

Hakkinen, bu çalışmalara paralel olarak antrenmanın ilk bölümlerinde oluşan motor ünite katılım sayısı ve akış hızı mekanizmasındaki uyumların kuvvet uygulanabilmesindeki artışa yardımcı olduğunu belirtmişdir.

Bir kasta maksimal güç oluşumu, bütün motor ünitelerin katılımından daha fazlasını gerektirir. Merkezi sinir sistemi bir motor üniteyi uyardığında farklı sıklıklarda motor ünite ateşlemesi yapabilir. Ateşleme sıklığı ve oranı bir motor ünitenin kas fibrillerinin onların motor sinirlerinden aldığı her saniyedeki sinir uyaranlarının sayısını belirler. Motor üniteler yaklaşık olarak 10 ile 60 s-1 kadar oranlarda ateşleme yaparlar. Merkezi sinir sistemi tarafından motor nöronların uyaranların seviyesi ne kadar büyükse, motor ünitelerin ateşleme oramda o kadar büyüktür. Ateşlemedeki bir değişiklik bir motor ünitenin güç üretimindeki değişikliğe sebep olur ve aynı zamanda frekanstaki bir ilerleme de güçteki bir ilerlemeyi ortaya koyar. Daha yüksek eşikteki motor ünitelerin daha ateşleyici bir özelliğe sahip olduğu öne sürülür. Bu yüzden bir agonist kastan maksimum güç üretimi sadece bütün motor ünitelerin katılımı ile değil aynı zamanda bütün motor ünitelerin maksimum güç üretebilmek için yüksek oranda ateşleyicilik yapabilmelerine bağlıdır. Bu yüzden, kuvvet antrenmanına sinirsel adaptasyon olarak agonistlerin ilerletilmiş aktivitesi, öncelikle katılımı değil yüksek eşikli ünitelerin katılımının birlikteliğini veya ünitelerin ateşleme oranlarının ilerletilmesini sağlar (Sale 1992).

1.6.6. Kas Kuvvetini Artırmada Kullanılan Egzersiz Tipleri

Kaslar izometrik, izotonik ve izokinetik gibi değişik kasılma türleri ile kasılarak kuvvetlendirilirler. Bu tür kas kasılma türleri ile yapılan kuvvet çalışmaları ile elde edilen kuvvetteki kazanım farklıdır. Fakat hangi tür kasılma ile en fazla gelişim sağlanır diye bir karşılaştırma yapmak zordur (Hartman ve Tunnemann 1989).

1.6.6.1. İzometrik Egzersizler

İzometrik egzersizler hareketsiz bir objeye karşı ya da statik pozisyonda ağırlık tutarak yapılır. Yüksek oranda verilen dirençler istenen sonuca ulaşmada etkilidir. Günlük egzersiz programı her seansta birkaç saniye süren aralarında 2-3 dakika dinlenme periyotları olan en az 5 maksimum kontraksiyon olarak kabul edilmektedir. Bu şekilde hareketin yayıldığı açıdaki kuvvetin %5 arttığı bildirilmiştir. Bu yöntemde kas kuvvetinin artması için uygulanan direnç yeterince fazla olmalı ve bütün kas lifleri uyarılıncaya kadar devam edilmelidir (Zengeroğlu 1997).

Her ne kadar bu kavram geçmişte belirgin bir süre için uygun olmayan bir biçimde kullanılmış olsa da, izometrik kasılmaların maksimal kuvvet gelişimindeki yerini bilimsel olarak doğrulanmıştır.

Bu yöntem en üst düzeyine 1960'lı yıllarda ulaşmış ve o yıllardan bu yana da güncelliğini yitirmiştir. Her ne kadar statik kasılmaların belirlenmiş bir işlevsel etkisi tartışılsa da maksimal kuvvetin geliştirilmesine yardımcı olmakta ve bu nedenle de halterciler ve atıcılar tarafından kuvvet antrenmanları içerisinde kullanılmaktadır.

Durağan durumlar üç teknik koşul yoluyla kullanılabilir;

1. Kişinin potansiyelinden daha ağır bir ağırlığı kaldırmayı denemesi ile,

2. Hareketsiz bir nesneye kuvvet (itme ve çekme) uygulanması ile,

3. Vücudun bir bölümü kuvvet uygularken diğer bölümünün buna karşı koyması ile.

Statik kasılmalar üyelerin çeşitli konumlarda ve tamamen uzatılmış bir kas ile tamamen kısaltılmış bir kas arasında açı oluşturularak gerçekleştirilebilir. Yöntemi uygularken aşağıdaki yöntemsel görüşler göz önünde bulundurulmalıdır.

1. Statik kasılmalar kişinin doruk kuvvetinin %70-100'ünün kullandığında etkilidir.

2. Yöntem, öncelikli olarak kuvvet antrenmanında iyi bir geçmişe sahip olan erişkin çocukların antrenmanlarında kullanılmalıdır. Eğer çocuklar antrenmanda kullanılacaksa düşük yeğenlik uygulanmalıdır.

3. Antrenman kapsamı, yüklenmeye göre değil alıştırmaların sayısının artırılması ile yeğinleştirilir.

4. Kasılma süresi 6-12 saniyedir, toplam olarak her antrenman biriminde, her kas grubu başına 60-90 saniye kasılma uygulaması yapılmalıdır.

5. Dinlenme aralarında (60-90 saniye) gevşeme ve soluk alma alıştırmaları önerilmektedir. Bunlardan ikincisi tamamlayıcı bir gerekliliktir çünkü statik kasılma, soluğun tutulması sırasında gerçekleşmektedir. Buna ek olarak göğüs içi basınç, yükselerek dolaşımı ve buna bağlı olarak da oksijen alımını sınırlandırır.

6. Özellikle sürat ve çabuk kuvvet gerektiren daha etkin bir program için, statik ve izotonik kasılmalar dönüşümlü olarak kullanılmalıdır.

İzometrik kuvvet antrenmanı basit bir aletle yapılabilir. Maksimal gerginliğe ulaşmak yaklaşık olarak 4 saniye alır. Kasılmanın yaklaşık olarak 6 saniye sürdürülmesi gerektiği yaygın bir tavsiyedir. Tekrar sayısını artırmak kuvveti ilerletmek için bir avantajdır fakat bu avantaj tekrar sayısı için orantılı değildir. Haftada 3 kez 5 tekrarlı izometrik kasılmalar etkili programlardır çünkü bu çalışma az bir masrafla önemli kazanımlar sağlar. Daha önce bahsedildiği gibi bir eklem açısında kuvveti geliştiren izometrik antrenman, diğer eklem açılarında kuvveti geliştirmeyebilir. Bu yüzden genel kuvveti geliştirmek için antrenman, eklemlerin bir çok farklı açısını içermelidir. Günlük antrenmanın üstünlüğü HETTINGER'in (1966) gözlemi ile gösterilebilir (Hettinger 1966). Her saniyedeki günlük antrenmanın etkisinin % 80 olduğunu belirtmiştir. Bu tür antrenman dayanıklılığı ve aerobik kuvveti artırmadığı, fakat dinamik kuvvet testleri için kazanılan bazı etkileri olduğu öne sürülmüştür. İzometrik kasılmalar, eklemin yaralanma sonrasında belirli bir süredeki hareketsizliğinden iyileşme periyodu esnasında kas fonksiyonları ve kas kitlesinin kaybolan kuvvetliliğini korumada da etkilidir.

İzometrik egzersizlerin fazla zaman ve ekipman gerektirmemeleri avantajlarıdır. Daha az kas ağrısına neden olur ve hareketin istenmediği durumlarda tercih edilir.

Kuvvet artışının çoğunlukla egzersizin yapıldığı açıda olduğu gösterilmiştir. İzometrik egzersizlerle hızlı hareketi gerektiren aktivitelerin iyileşmediği belirtilmiştir (Jonyt 1993).

Bir diğer önemli dezavantajda izometrik egzersiz esnasında arteriyel kan basıncının artışıdır. Basınç artışı egzersiz bitince durur. Basınç artışı genel periferik dirençte değişiklik olmaksızın kalp hızındaki artıştan kaynaklanır. Ayrıca kalp hastalığı olanların önemli bir kısmında izometrik egzersize bağlı ventriküler ritim bozuklukları ortaya çıkmaktadır. Bu komplikasyonların ortaya çıkmasını engellemek için kısa izometrik egzersizler geliştirilmiştir. Burada her biri 3-6 sn süren kontraksiyonların arasında 20 sn.'lik istirahat süresi verilmektedir. Bu yöntemle kan basıncı artırılmaksızın güç ve dayanıklılık artmaktadır (Jonyt 1993).

Submaksimal güçte ve 6 sn süreyle yapılan izometrik kasılmaların, kasta belirgin bir kuvvet artışı sağladığı ve bu artışın, yalnızca kasılmanın yapıldığı hareket açısında olduğu anlaşılmıştır (Hartman ve Tunnemann 1989).

Bununla birlikte bazı çalışmalarda, izometrik direnç antrenmanın Tw'de bir artış sağladığı belirtilmektedir, izometrik olarak antrene

edilmiş bacakta Tw max'ın arttığım ancak kontrol grubu olan diğer bacakta hafif bir azalma olduğunu bulmuşlardır. Bu çalışmada, maksimal istemli kasılmanın %50'sindeki hızlı kasılma sırasında, hızlı Tw' nin kasılma hızının sinirsel aktivasyon hızındaki artıştan kaynaklanmadığı, buna bağlı olarak da kasılma hızındaki bu artışın, kastaki değişimlerin sonucu olabileceği belirtilmiştir (Aşcı 2001).

Sportif hareketlerin çoğu komplike paternleri içerdiğinden izometrik egzersizlerin tek başına yeterli olması mümkün değildir. Ancak belli bir pozisyon ya da noktada kas kuvvet azlığı söz konusu ise bundan yararlanılabilir (özellikle immobilizasyon gereken durumlarda, alçı yada atel içinde kalan kasların atrofisini önlemek amacıyla). Sadece izometrik çalışma yapmanın hareket sürati üzerine olumsuz etkisi olduğu ve atletik performans ve kas çevresi ölçümü üzerine etkisi olmadığı öne sürülmüştür (Hartman-Tunnemann 1989).

1.6.6.2. İzotonik Egzersizler

İzotonik egzersizler eklem hareket açıklığı (range of motion, ROM) boyunca sabit dirence karşı yapılan dinamik kas kasılmalarıdır. İzotonik kasılmanın bir bölümü olan konsantrik kasılma, kasın hareket edebilen bir dirence karşı kısalması ile yaptığı kasılmadır. Örneğin; elde tutulan bir ağırlığın fleksiyon ile kaldırılması. Uygulanan direnç ROM boyunca sabittir. İzotonik egzersizlerin etkili olabilmesi için direncin kademeli olarak artırılması gerekir. Böylece yapılan çalışmalar ile kas hacmi ve kuvvetinde belirgin artış sağlanır (Jonyt 1993).

Kademeli olarak artırılan direnç egzersizleri ilk olarak 1948 yılında DELOME tarafından önerilmiştir. Burada az tekrarlı yüksek dirence karşı yapılan egzersizler vardır. Bu egzersizler hem kas kuvvetini artırmakta hem de hipetrofiye neden olmaktadır.

WEIR (1995), yapmış olduğu bir çalışmada 10 kez kaldırılan . maksimum ağırlık tespit etmişlerdir. Daha sonra 10 tekrar için saptanan bu maksimum ağırlığın %50, %75 ve %100'ü ile 10'ar tekrar yaptırarak çalışmasını sürdürmüştür. Her bir set 5-7 kez tekrarlanmış ve tekrarlar arasında ise 2 dakikalık dinlenme aralıkları verilmiştir. Çalışmada 10 gün sonra tekrar 10 tekrar için maksimal ağırlık tespit edilerek çalışma sürdürülmüştür. Çalışmanın sonucu olarak, böyle bir çalışmanın maksimal kas kuvvetine etki ettiği ortaya konmuştur.

Dinamik kuvvet antrenmanlarında, yüksek hızda yapılan antrenmanın hem yüksek hem de düşük hızda yapılan hareketlerdeki kassal güç çıktısında artış sağladığı, bunun tersine düşük hızda yapılan antrenmanın, sadece düşük hızda yapılan testlerdeki güç çıktısında artış sağladığını belirtmişlerdir.

Bununla birlikte konsantrik kuvvet antrenmanları, kuvvette hıza yönelik bir gelişim sağlarken, ekzantrik kuvvete ise hıza yönelik olmayan bir gelişim sağlar. Ancak, eksantrik kasılmada motor ünitelerin şekli konsantrik kasılmadan farklı kalıplar içerir. Sinirsel inhibisyon mekanizması ise maksimal ekzantrik kasılma sırasında devreye girmektedir.

15 erkek denek üzerinde yapılan çalışmalarda, hızlı konsantrik kasılma ile karşılaştırıldığında yavaş ve hızlı eksantrik (30, 240 0/s) ve yavaş konsantrik kasılmadaki quadriceps kasına ait elektromyografik aktivitenin, % 17-3 6 daha düşük olduğunu bulunmuşdur (Haris 2000). Buna göre, antrenmansız bireylerde, hızlı konsantrik kasılmaya oranla maksimal istemli eksantrik ve yavaş konsantrik kasılmada quadriceps motor sinir aktivasyonunun daha düşük olduğunu ve şiddetli direnç antrenmanı sonrasında da sinir-kas aktivitesindeki engellemenin azaldığım belirtmişlerdir.

1.6.6.3. Eksantrik Kontraksiyonlar

Kasın tonusu sabit kalırken boyunda bir uzama olduğunda kas eksantrik olarak kasılır. Ömeğin; sporcunun barfikste dirseğin aşağı hareket ettirilmesi esnasında, kas vücut ağırlığını kontrollü bir şekilde aşağı indirirken eksantrik olarak kasılır. Eksantrik kasılmalar yeterli düzeydeki dirençlere karşı yapılarak ve kas içi gerilim artırılarak kasta kuvvet artışı ve hipertrofi sağlanabilir.

1.6.6.4. İzokinetik Egzersizler

Tüm hareket açıklığı içinde, sabit bir hızla yapılan kasılma şeklidir. Hareketin her açısında maksimal kuvvette kasılma olur ve bu kasılma tüm hareket boyunca devam ettirilir. izokinetik egzersizlerle uygulanan kuvvet ne kadar fazla olursa olsun açısal hareket hızı değişmez. ROM boyunca maksimal gerilim sağlanabilir. Eğer kas kuvvetini artırmakta en iyi uyan yüksek gerilim olarak kabul edilirse izokinetik egzersiz diğerlerinden daha iyidir. Izokinetik egzersizlerde sadece çalışma yapılan açısal hızda kuvvet artımı olmaktadır. Düşük hızda yapılan egzersizlerin, kuvvet artışını yüksek hızda aktivitelere transfer edemediği belirtilmiştir. İzokinetik egzersizler ya değişik hızlarda ya da en iyi kazanç elde edebilecek hızda yapılmalıdır. Ancak kasılmaların yoğunluğu hızdan daha önemlidir(Kalyon 1994).

1.6.7. Elektromiyografi (EMG)

Kas üzerine veya içine yerleştirilmiş elektrotlarla, kas birleşik aksiyon potansiyellerinin yazdırılması işlemine elektromiyografi (EMG) denir. Elde edilen kayıtlar elektromiyogram olarak adlandırılır (Aminoff 1992). Bir başka deyişle EMG, kasın fonksiyonu ve koordinasyonu ile ilgili çalışmalarda dinamik ve statik kas aktivitesi araştırılmasında kasta üretilen aksiyon potansiyellerinin büyüklüğü ve tipini ölçmek için kullanılan, kas kasılması sırasında kasta üretilen elektriksel aktivitenin taranması ve kaydedilmesi esasına dayanan bir tekniktir (Marshal ve Elliot 1992).

EMG cihazlan klinikte, kaslar yanında gerek motor gerekse duyusal sinirlerin incelenmesinde de kullanılmaktadır. Bölgesel farkları incelemek için çok kanallı olmaları tercih edilir. EMG sportif hareketler sırasında kasta oluşan aksiyon potansiyellerinin gözlenmesi, kas ve sinir hastalıklarının tamsı, hastalık seyrinin izlenmesi amacıylada kullanılmaktadır. Kinesyolojik olarak EMG'nin genel amacı ise, farklı hareket ve postürlerde kasın fonksiyonel ve koordinasyon analizini yapmaktır (Clarys ve Cabri 1993).

Kasılan kas hücreleri fonksiyon gören diğer hücreler gibi elektriksel potansiyeller oluşturur. Kas aktivasyonu ile olan bu akımlar, uyarılan motor ünite, uyaranın sıklığı, yüklenme şiddeti ve ortaya çıkan güçle doğru orantılıdır.

Kas liflerinden aksiyon potansiyeli geçerken elektrik akımının küçük bir bölümü de deriye yayılır. Eğer kas lifleri bilateral kasılırsa, deride elektriksel potansiyellerin sumasyonu çok büyük bir değere yükselebilir. İki elektrotu deriye uygulayarak ya da iğne elektrotları kasa sokarak uyarılan kaslardan EMG kaydedilebilir (Guyton 1996).

Elektriksel deşarj, elektrotların hareketini içeren kaslar üzerindeki deriye tutturulması ile ölçülür. Elektriksel potansiyeller hareket sırasında zamanın fonksiyonu olarak kasta nötral bir input olarak tanımlanır. Kas kasılmasının hangi kuvvetle ve hareket sırasında kasılmanın ne zaman bittiği konusunda bilgi sağlar (Guyton 1996).

Bir çok kas lifinde aynı anda yayılan aksiyon potansiyellerinin ekstraselüler sıvıda yarattığı dipollerin oluşturduğu potansiyel değişiklikleri kasa yerleştirilen elektrotlar tarafından görülür. Bu sinyali bir amplifikatörle genliği artırdıktan sonra bir poligrafa gönderip kasta oluşan aksiyon potansiyellerini yazdırmak olasıdır.

Elektriksel uyaranlar kullanılarak EMG cihazlan ile şiddet-süre eğrileri de çizilebilmekte ve dolayısı ile sinir ve kas dokularının uyarılabilirlikleri de tayin edilebilmektedir (Pehlivan 1997).

Eğer EMG kayıtlan, antrenman öncesi ve antrenman sonrası maksimal istemli kasılmalar esnasında agonist bir kastan alındığında, EMG kayıtları, bir ilerleme antrenman sonrasında daha fazla motor ünitelerin katıldığını, motor ünitelerin yüksek oranda ateşleme yaptığını veya bu adaptasyonların ikisinin de arttığını ortaya koyar. Bir IEMG' deki artış, haltercileri ilgilendiren kuvvet antrenmanı sonucunda (Hakkinen ve Komi 1983), izometrik kasılmalarda, izokinetik konsantrik kasılmalarda ve patlayıcı güç sıçramalarında belirtilmiştir.

Başka bir EMG metodu, refleks potansiyel diye adlandırılan kuvvet antrenmanları için uygulanmıştır. Bu metottaki refleks EMG kayıtlan maksimal istemli kasılmalarda çalışılmıştır. Ne kadar büyük istemli efor uygulanmış ve böylece ne kadar çok motor ünite harekete geçmişse, o kadar büyük refleks potansiyel oluştuğu gözlenmiş ve ayrıca kuvvet kazanımları ve antrene edilen bir bacağın dayanıklılığının antrene edilmemiş bacağa da etki ettiği doğrulanmıştır (Sale 1983).

IEMG metodu, refleks potansiyel metodu, motor ünite aktivitesindeki ilerlemede ateşleme oranının ilerlemesi ve katılımdaki ilerlemenin kombinasyonunu farklı farklı ortaya koyar (Sale 1992).

1.6.8. Bilateral Deficit

Bilateral olarak çalışan kol ve bacakların, kuvvet uygulamada birbirlerini ne şekilde etkilediği konusuna duyulan ilgi uzun zamandır araştırmalara konu olmuştur. Muhtemelen ortaya çıkan en tutarlı gözlem; kol ve bacakların kasılmalarının kuvvet üretme kapasiteleri üzerinde çok büyük etkiye sahip olduğudur.

Bilateral kasılmalardaki Bilateral Deficit, insanın iskelet kaslarındaki maksimal istemli kasılmalar sırasında meydana gelen bir fenomen olarak tanımlanmıştır (Henry ve Smith 1961).

Bu fenomenin ilk savunucularından, HENRY ve SMITH (1961)'e göre; benzer kas gruplarının unilateral pozisyonda kasılarak ortaya koydukları kuvvetler toplamı, aynı kasların bilateral olarak kasılmasından elde edilecek kuvvetle kıyaslandığında daha fazladır. Bu olgu da literatürde "Bilateral Deficit" olarak bilinmektedir (Sale 1988).

HENRY ve SMITH (1961)'in çalışmalarına paralel olarak bilateral kasılmaların, kuvvet üretiminde etkisinin neden az olduğunun belirlenmesine yönelik çok sayıda araştırma yapılmıştır. Bunlardan, bilateral kas kasılmalarında kuvvet açığı; kavrama kaslar üzerinde yapılan bir çalışma ile, unilateral pozisyonda maksimal kasılma kuvvetlerinin toplamı, aynı kasların bilateral olarak kasıldığındaki toplamından daha fazla olduğunu gösteren çalışma ilk kez HENRY ve SMITH (1961), tarafından öne sürülmüştür.

Bu konu ile ilgili literatür gözden geçirildiğinde iki önemli konu ortaya çıkmaktadır. İlki ve tarihsel olarak daha eski olan yaklaşım, düşük kuvvet seviyelerinde kol ve bacakların bilateral kasılmalarda birbirlerinin hareketlerini kolaylaştırıcı etkisinin olduğudur. Bu yaklaşım, bilateral aktivitenin bireyin iş üretme kapasitesi üzerindeki olumlu etkisini. İkincisi; maksimal kuvvet üretiminde bilateral kas kasılmalarının, benzer uzuvların birbirlerinin kuvvet üretme kapasiteleri üzerine engelleyici etkileri ile ilgili araştırmalar dizisidir (Vandervoort 1989).

Bu çalışmaların sonucu olarak çok düşük kuvvet seviyesinde tekrarlanan bilateral kasılmaların performansı arttırdığının, buna karşı yüksek kuvvet seviyelerindeki bilateral kas kasılmalarının performansı kesinlikle düşürdüğünün ortaya konması, çelişik gibi görünse de bir gerçektir (Vandervoort 1984).

Bilateral kasılmalardaki Bilateral Deficit'ne sebep olan kriterler ilgili araştırmalarla genel olarak şu konular üzerine odaklanmıştır.

1. Merkezi sinir sistemi kaynaklı engeller.

2. Periferal nöromüsküler sistem kaynaklı engeller.

3. Bilateral istemli kas kasılmaları esnasında devreye giren motor birimin aktivasyon düzeyi ve türü.

4. Bilateral istemli kas kasılma türlerine göre ortaya çıkan kuvvet eksilmeleri. Bunlar izometrik ve konsantrik kasılmalarla sınırlandırılmıştır (Vint ve Hinrichs 1997).

1.6.9. Merkezi Engeller

Literatürde beyinin; fonksiyonel serebral bir bölgede organize olmuş, bir çok bağlantısı olan, karmaşık sinirsel bir ağ

olarak düşünülebileceği görüşü yer almaktadır. Fonksiyonel eylemin derecesi, ilgili merkezler arası bağlantıların güçlülüğü ile belirlenir. Beyin içindeki sinirsel modüllerin birbirlerine sıkı sıkıya bağlı olması, bir modülün aktivasyonunun, bütün beyin dahilinde bir etkinlik ile sonuçlanacağı anlamına gelmektedir. Etkinliğin ve ona eşlik eden yayılmanın seviyesinin, iş yoğunluğu ve şiddeti ile bağıntılı olduğu varsayılmaktadır. O halde farklı etkinlik seviyelerinde birlikte yapılan işlerin birbirlerini etkileme derecesi, her bir iş ile ilgili kontrol merkezinin etkileşim derecesine bağlıdır.

Araştırmalar iskelet kaslarının bilateral kasılmalarda kuvvet sergileyebilmelerinin, unilateral olanlara göre, bilateral kasılmalarda daha uzun bir süre devam edilebileceğini ortaya koymuşlardır (Henry ve Smith 1961).

Ayrıca bilateral kasılmalar esnasında hızlı kasılan kas liflerinin uzun süreli kasılmalarda yetersiz kaldığı da belirtilmiştir. Araştırmalar bilateral kasılmalarda bilateral olmayan kasılmalara oranla çok daha fazla tekrar yapılabileceğini göstermiştir (Vandervoort 1984).

Motor birimlerin aktivasyonundaki azalmayı ve buna bağlı olarak bilateral kasılmalarda kuvvet üretimindeki azalmayı açıklamak üzere iki teori öne sürülmüştür., bilateral kasılmalarda aktivasyon düzeyinde görülen azalmayı açıklamak üzere "Homotopik Projeksiyon" teorisini geliştirmişlerdir. Buna göre; bilateral kasılmalar yapıldığında, uyancı impulslar beynin bir yarıküresinden diğer yarıküresindeki benzer alana gönderilirler.

Daha sonra yarıküreler arasındaki nöral etkileşime ilişkin benzer bir çalışmayla "İşlevsel Serebral Boşluk Modeli" olarak bilinen ikinci teoriyi geliştirmişlerdir. Bu modelin temelindeki fikir; beynin, işlevsel bir serebral boşluk içinde organize halde bulunan kendi içinde sıkı sıkıya bağlantılı bir nöral ağ olduğudur. Bu modele göre aralarında sıkı bağlar bulunan alanlar, anatomik benzerliği fazla olan alanlara kıyasla fonksiyonel anlamda birbirine daha yakındır.

Bir yarıküre tarafından kasılma başlatıldığında impulsların sadece kasa değil, aynı zamanda diğer yarıküredeki analog bölgeye de iletildiği tespit edilmiştir. Bu impulslar, devam eden kasılmanın türüne göre değişiklik göstermektedirler. Bu araştırmacılar; kasılmanın submaksimal olması durumunda transcallosal lifler yoluyla beynin diğer yarıküresine doğru hareket eden impulsların kolaylaştırıcı etkisinin olduğunu, maksimal bir kasılma durumunda ise beynin diğer yarıküresindeki benzer alana kısıtlayıcı impulsların gönderildiğini belirlemişlerdir. Maksimal istemli bir kasılmanın yapılması durumunda ise kısıtlayıcı impulsların diğer yarıküreye doğru hareket ettiği ve bu yarıkürenin kontralateral uzva gönderilen götürgen emri engellediği düşüncesi bu bulguyu desteklemektedir.

"Fonksiyonel Serebral Alan Modeli" daha sonra beynin farklı bölgeleri arasındaki ilişkinin derecesi üzerinde yoğunlaştırılıp kollar ve bacakların fonksiyonel yakınlığının derecesi incelenmiştir. Bu modele göre; beynin farklı yarıkürelerindeki benzer alanlar, işlev bakımından diğer alanlara göre birbirine daha yakındır. Aynı yarıküredeki bağlantılı alanlar ikinci en yakın benzerliği gösterirken, bunu aynı yarıkürede olup bağlantılı olmayanlar takip etmekte, ardından da zıt yarıkürelerdeki bağlantısız alanlar gelmektedir.

Bu model kol ve bacaklara uygulandığında, fonksiyonel yakınlık bakımından en yüksekten en düşüğe doğru ortaya çıkan durum şöyle sıralanır: İnsan vücudunun farklı yanlarındaki homolog uzuvlar (sağ ve sol kollar), vücudun aynı yanındaki homolateral uzuvlar (sol kol ve sol

bacak) ve son olarak da çaprazlama ters uzuvlardan (sağ kol ve sol bacak) oluşmaktadır. Bu duruma istinaden "Fonksiyonel Serebral Bölge Modeli" ve "Homotopik Projeksiyon Teorisi" uygulanarak birden fazla uzvun maksimal kasılması esnasında ortaya çıkan kuvveti etkileyebilecek kısıtlayıcı impulsların derecesi konusunda çalışmalar yapılmıştır.

Fonksiyon bakımından uzak serebral bölgelerin kontrol ettiği aktivitelerin birbirlerini etkilemeleri, fonksiyon bakımından yakın bölgelerden denetlenen aktivitelerin birbirlerini etkilemesinden daha az olasıdır. Bu şekilde birbirleriyle ilgisi olmayan motor hareketler, tek başlarına yapıldıkları zaman iyi bir şekilde sürdürülebilirler. Tahmin edilen etkileme derecesi, serebral kontrol merkezleri arasındaki fonksiyonel uzaklığını ters fonksiyonudur.

Fonksiyonel uzaklık, anatomik yakınlık ile sınırlandırılmış değildir. Alanlar arası sinirsel iç içe geçmişlik derecesini göstermek için kullanılmaktadır. Yani eğer iki alan, anatomik konumlarına bakılmaksızın birbiriyle üst seviyede bağlantılı ise bu alanlar fonksiyonel olarak birbirine yakınıdırlar. Farklı serebral alanlar arası bağlantılılık konusundaki bilgilerden faydalanılarak test edilebilir çeşitli davranış öngörüleri üretmek mümkündür.

En üst düzeydeki nöron bağlantıları, her yarıkürenin ayna imaj yerleri (mirror image logi) arasında bulunur. Bu commisural fibriller vasıtasıyla olur ve bütün bisyometric omurga sistemlerinde geçerlidir. İki üst düzey bağlantılılık derecesi, bir yarım küre dahilindeki alanlar arasında varlığım sürdürür. En düşük seviyedeki bağlantılılık, farklı yarımkürelerin homologous olmayan alanları arasındadır. Bu gerçeklere dayanarak, model; birbirlerine benzer kol veya bacakların, homolateral olanlarından, bunların da diyagonal olarak çift olan kol veya bacaklardan daha fazla bağlantılı olduğu tahmin edilebilir. Buna göre; homologous limbs, homolateral limbs, paired bilateral ve non-homogenous limbs koşullan altında engelleme, gittikçe azalan bir şekilde varlığını sürdürecektir (Archontides ve Fazey 1993).

Modelin genel öngörüleri, maksimum kuvvet üretimi konusundaki araştırmalarda kullanılabilecek niteliktedir. Ekstremiteler arası (inter-limb) engellemenin üçlü aşamalandırılması, diğer ekstremiteler ile birlikte kasılırken kollardan birinin kuvvet üretme kapasitesindeki değişimlerin incelenmesi yoluyla değiştirilebilir. Örneğin, modele göre belli bir uzuvda en yüksek kuvveti, o uzvun tek başına kasılırken ortaya koyduğu öngörülür. Birden çok organın katıldığı aktiviteden o kolun maruz kaldığı engellemenin kuvveti, eş-zamanlı kasılan kol/bacakların sayısının ve kontrol merkezi konumunun birlikte yaptığı etkiye bağlı olmaktadır.

O halde kol/bacak çiftleri senkronik biçimde kasıldığında homologue çiftlerin maruz kaldığı karşılıklı engellenmenin vücudun aynı yanındaki limb çiftlerinin maruz kaldığından daha çok olması, vücudun aynı yanındaki uzuv çiftlerinin de vücudun zıt yanlarındaki homologue olmayan uzuv çiftlerinden daha az engellemeyle karşılaşması beklenir.

Her kol/bacağın tek yanlı kuvvet üretme kapasitesinden, maksimal kuvvete temel oluşturacak bir ölçü olarak yararlanma yoluyla, engellenmenin şiddeti kolayca belirlenebilir. Birden fazla kol senkronik olarak kasıldığında, beyindeki toplam sinirsel akış artar. Eğer modelin öne sürdüğü gibi, engelleme, serebral kontrol alanları arasındaki bağlılığın bir fonksiyonu ise iki homologue uzuv bilateral olarak maksimal bir kasılma gerçekleştirilirken üçüncü bir uzuvun devreye girmesi, vücudun aynı

yanında kasılmakta olan uzvu zıt yönde kasılmakta olandan daha fazla etkileyecektir.

Benzer paradigmaların kanıtları bu modele güçlü destek sağlamaktadır. Modelin öngördüğü gibi, bilateral simetrik maksimal kasılmalar, engellenmeye maruz kalırlar. Homolateral synergistlerin kasılmalarında da durum aynıdır.

Eşzamanlı ve maksimal olarak kasılan ve homolog olmayan kasların Bilateral Deficit üzerindeki etkisi incelenmişdir. Araştırmaya katılanlardan bazılarında, sol kol ve sağ bacağın maksimal kasılmasında bilateral homolog maksimal kasılmalara kıyasla daha fazla zihinsel çaba gösterildiği belirlenmiştir. Oysa aynı kaslar unilateral olarak kasıldığında maksimal kuvvet önemli bir farklılık göstermemiştir(Howard ve Enoka 1991).

Bu bulgulardan yola çıkarak, bilateral yetersizliğin homolog kasların eşzamanlı aktivasyonunu gerektiren, genelden ziyade spesifik bir etki olduğunu dile getirmişlerdir.

Fonksiyonel serebral alanın varlığı, çok yönlü işlerde her zaman bir tür engellenme olacağım düşündürmektedir. Oysa çok iyi çalışılmış ve/veya otomatik yapılır hale gelmiş işlerde, kontrolün sinir sisteminin daha alt merkezlerine kaydırılması yoluyla toplam alanın (serebral kontrol alan) önemli bir kısmının serbest kalması sağlanabilir. Bu varsayım, yapısal yer değiştirme (structural displacement) teorisi ve belki de bilateral çalıştırılmış deneklerde iki taraflı kuvvet kaybı olmamasının açıklanması durumuyla bazı benzerlikler göstermektedir. Bu model, müdahalenin her zaman iki yönlü olacağım öngörür fakat maksimal kuvvet üretiminde yapılmış en eski araştırma olan iki elin birbirini engellemesi araştırmasını da içermektedir. Bu araştırma bazı durumlarda bir işin yapılmasının "diğer işe göre üstün tutulmasının mümkün olduğunu göstermiştir (Henry ve Smith 1961).

Tek yönlü koşullanmanın meydana geldiği durumların incelenmesi, bazı mantıklı açıklamaları da gözler önüne sermektedir. Yapılan çalışmalarda; bilateral kasılmalarda dominant olan tarafin daha fazla Bilateral Deficit' e maruz kaldığı belirtilmiştir. Bu durum, iki taraflı kasılmalarda zayıf uzvun kontrol alanından güçlü uzvun kontrol alanına gelen engelleyici akımın, güçlü uzvun kontrol alanından zayıf uzvun kontrol alanına gelen akımdan daha büyük olduğunu düşündürmektedir.

Dominant olmayan zayıf uzvun, genelde dominant uzuv kadar sık kullanılmadığı bilinmektedir. Dominant olmayan uzvun, maksimal kasılımını sağlamak için gerekli serebral aktivasyon derecesi, dominant uzuv için gereken aktivasyon derecesinden daha büyüktür. Dominant olmayan uzvun kontrol alanındaki daha yüksek aktivasyon derecesi, ayna imaj bölgesine (mirror image area) daha fazla engelleyici akım gitmesine neden olabilir ve sonuçta dominant uzuv daha fazla engellenmeye maruz kalabilir.

Daha sonra modelin bazı temel tahminlerine güçlü kanıtlar oluşturan bir dizi deney yapılmışdır. Araştırmacılar denekler üzerinde; homologous, ipsilateral ve kontralateral koşullarda dirsek ve diz ekstensözrlerinin birlikte kasılması esnasında ortaya çıkan engelleme şekillerini incelediler. Homologue koşullarda denekler sağ ve sol dirsek ekstensörleri ile sağ ve sol diz ekstensörlerinin bilateral kasılmaları gerçekleştirdiler. İpsilateral koşullarda denekler sağ dirsek ve sağ diz ekstensörleri ile sol dirsek ve sol diz ekstensörlerinin bilateral kasılmaları uyguladılar. Kontralateral koşulda ise sağ dirsek ekstensörleri ve sol diz ekstensörleri ile sol dirsek ve sağ diz ekstensörlerini bilateral olarak kastılar.

Bu çalışma sonucunda; her iki homologous çiftte % 13.5'ten % 19.0' a kadar uzanan Bilateral Deficit'in ortaya çıktığı gözlenmiştir. Modelin öngördüğü gibi bilateral kasılan diz ekstensörleri ve ipsilateral kasılan dirsek ekstensörlerinde de büyük engellemeler sonucunda % 3'ten % 13'e varan oranda kuvvet eksilmeleri hesaplandı. Bu koşullarda, her uzuv, tek başına kasıldığı zamanki kadar çok kuvvet uygulayabildi. Bu bulgular "Fonksiyonel Serabral Bölge Modeli"ne destek sağlar niteliktedir (Guyton 1996).

Bilateral kasılmalarda genellikle ortaya çıkan Bilateral Deficit'in nedenlerini belirlemek amacıyla yapılan bir çalışmada (Howard ve Enoka 1991), üç farklı katılımcı grubun (spor yapmayanlar, bisikletçiler ve haltercilerin) sol bacak ekstansörlerini maksimal istemli kasarak, sağ bacak ekstansörlerine elektromiyostimülasyon uyguladılar. Sadece sol bacağın istemli olarak kasılmasının (sağ bacak elektrostimülasyon yoluyla kasılırken) gerektiği durumlarda, (beynin sol kısmı kasılma emri vermediğinden) beynin sol kısmından hiçbir kısıtlayıcı impulsun gelmediği fikrini öne sürdüler. Beynin sol yarısından kısıtlayıcı impulsların gelmemesi sonucundaki; bu sebebi sağ bacaktan beyne giden sinyallerden dolayıdır, beyinden gelip sol bacağın istemli olarak kasılması için uyan veren sinyaller güçlenmiştir. Araştırmacılar aynı zamanda, istemli kasılmalarda görülen Bilateral Deficit'in büyüklüğü ne olursa olsun, kasılmayan sağ bacağın elektrikle uyarılması esnasında kuvvetteki artışın sürekli olduğunu kaydettiler. Bu araştırmacılar, kuvvetteki pozitif artışın sinirsel entegrasyon teorisiyle açıklanabileceğini öne sürmüştürler. Sağ bacağın elektromiyostimülasyonu sonucunda sol bacakta görülen kuvvet artışının, beyinden gelen emirlerin sonucu olduğunu tespit etmişlerdir. Araştırmacılar; kuvvetteki pozitif artışa sebep olan iki görüş ortaya koydular:

1) Bir sinir boyunca doğru yönde hareket eden impulsların üretilmesi.

2) Periferal duyusal alıcıların harekete geçmesi.

Omurilikteki sinirsel etkileşimin sonucunda omurilikten beyne çok miktarda geri-besleme gelir ve bunlarda muhtemelen beyinden gelip sol bacağa doğru gitmekte olan emirle birleşir. Sağ bacaktan beyne giden geri-besleme ile beyinden sol bacağa giden emrin etkileşimi beyinden sol bacağa gitmekte olan sinyalleri güçlendirir.

Sağ bacağın elektromiyostimülasyonundan kaynaklanan istemli bilateral kasılmalarda duyurucu sinyal artışı olmadığında elektromiyostimülasyonsuz unilateral kasılmalara kıyasla kuvvette azalmalar olduğunu kaydetmişlerdir. Bu bulguların yorumu Bilateral Deficit'in sağ bacağın elektromiyostimülasyonu ile istemli kasılmalar esnasında sol bacağa gitmekte olan duyurucu sinyallerin etkileşiminin neden olduğu kolaylaştırıcı geri-bildirimin yokluğundan kaynaklanabileceğini düşündürmektedir. Daha açıkçası Bilateral Deficit'in beynin iki yarıküresi arasındaki kısıtlayıcı impulsların etkileşiminin sonucu olabileceği görüşü öne sürülmüştür.

1.6.10. Periferal Kısıtlama

Araştırmacılar, maksimal kuvvet oluşturmadaki sınırlamanın merkezi sinir sisteminin tam bir nöromotor aktivasyon sağlamadaki yetersizliği mi yoksa doğrudan kasın kasılma mekanizması içinde bulunan faktörlerden mi kaynaklandığını saptamaya çalışmaktadırlar. Araştırmacılar merkezi sinir sistemi kaynaklı kısıtlamaların yanı sıra nöromüsküler sisteminde bireyin bilateral maksimal kuvvet üretme yeteneğini sınırlayabileceğini öne sürmüşlerdir.

İstemli maksimal kuvvet üretimi konusundaki ilk soru "insanın kasılmakta olan kasının tüm motor ünitelerini tam kapasite ile çalıştırıp çalıştıramayacağı" sorusudur. Bu konuda, insanların maksimal efor sırasında bütün uygun motor sistemlerini istemli olarak harekete

geçirip geçiremiyecekleri düşüncesi supramaksimal tetanik veya twitch interpolation teknikleri gibi iki yöntemin uygulanması ile incelenmiştir (Bigland ve Ritchie 1983).

Bunlardan ilki; bir maksimal istemli kasılma ile aynı kasın maksimal tetanik uyarılmasıyla ortaya konulan kuvvetin karşılaştırılmasını içerir. Eğer istemli kasılma sırasında üretilen kuvvet, elektriksel uyarı ile gerçekleştirilen tetanus'a denk olmazsa, bu durum istemli eforda kasın tam kasılması için gerekli bir sinirsel eksiklik olduğu şeklinde yorumlanabilir. Eğer istemli kuvvet en üst düzeydeki tetanus'a denk olursa, merkezi sinir . sisteminin maksimal kuvvet ortaya konmasını engellemediği sonucuna varılabilir.

Süpermaksimal stimülasyon metodu, eldeki, bacaktaki kaslar ve triceps surae gibi küçük kasların kasılma seviyesini belirlemek için kullanılmıştır. Bu araştırmaların çoğunluğunda, küçük örnekler alınmış olmasına rağmen, denekler tetanik uyarı ile gerçekleştirilmiş kasılmalar sonucunda ortaya çıkan kas kuvvetine eşit istemli kasılmalar üretmeyi başarmışlardır. Diğer bir deyişle; bu araştırmaların sonuçları, istemli kasılmalarda tam kapasite motor-ünite katılımının sağlandığını göstermiştir.

Daha sonra, büyük kas gruplan ile (quadriceps femoris) yapılan başka araştırmalar, istemli kasılmalarda motor ünite aktivasyonunun tamamının kasılmaya katılmadığını ortaya koymuştur (Sale 1988). Bu çalışmalara göre; merkezi sinir sistemi (MSS) daha küçük kas gruplarındaki kasılmalarda motor ünitelerin tümünü uyarabileceğini, fakat daha büyük kas gruplarındaki kasılmalarda ise motor ünitelerin tamamım harekete geçiremeyeceği sonucu ortaya çıkmaktadır.

Kas aktivasyon seviyesini belirlemenin ikinci yolu "twitch interpolation" yöntemidir. Twitch interpolation yöntemi maksimal istemli bir kasılma yapmakta olan bir kasın sinirine, tek bir süpermaksimal uyaranın uygulanmasını içerir. Eğer bu; kuvvet artışı ile sonuçlanırsa, istemli kasılmaların kasın tüm kasılabilme kapasitesinin geçerli bir göstergesi olmadığı sonucuna varılır. Başka bir deyişle, kasın toplam kasılabilme kapasitesinin istemli kasılma ile geçekleşmediğidir.

Bu teknik, adductor pollicis, dizin dorsi ve plantar fleksörleri ve quadriceps femoris, üzerinde uygulanmıştır. Bu araştırmalarda tek bir elektrik uyarı ile kuvvette hiç artış gözlemlenmediğinden, motor ünitelerinin tam aktivasyonunu engelleyen intramüsküler faktörlerin maksimal olmayan kuvvet üretimine neden olabileceğine inanılmıştır.

Fakat diğer yandan Strojnîk (1994), izometrik olarak kasılan quadriceps kasına bir interpolat submaksimal elektrik uyarının uygulandığında kuvvette artışın her zaman ortaya çıktığını kaydetmiştir. Kullanılan iki farklı elektriksel uyan yönteminde (tvvitch interpolation ve interpolat submaximal electrical stimulation) olduğu gibi, bu iki yöntemin sonuçlan literatürle uyumlu bulunmaktadır.

İlk yöntem olarak tvvitch interpolation standart tekniğini kullanırken, ikinci bir yöntem ise bilateral olarak kasılmakta olan kas, elektriksel uyarımı ile maksimal izometrik kasılmayı içermekte idi. Yine de yöntem hangisi olursa olsun, sonuçlar istemli kasılmalarda kasların tüm motor ünitelerinin aktivasyonunun sağlanamadığım göstermekte idi. Bu durumda tam olmayan bu motor ünite aktivasyonu, merkezi sinir sisteminin (MSS) ilgili motor üniteleri maksimal düzeyde stimüle etmedeki yetersizliğinin bir işlevi olduğu düşünülmektedir.

Farklı bir görüş bazen kuvvetin ortaya konmasında, bireylerin bilinç durumlarının ve genel fizyolojik uyarılma durumlarının etkisi olduğu, uygulama psikologlar tarafından öne sürülmüştür. Bu manada; kişinin güç performansını arttırdığı bilinen bir tedaviden geçtiklerine inandırılan deneklerin aslında tedavinin hiçbir etkisinin olmamasına rağmen, tedavi sonunda deneklerin kuvvetinde % 8,1 oranında bir artışın ortaya çıktığı gözlenmiştir. Çalışmada ölçüm dirsek ve diz ekstansörlerinin bilateral kasılmalarını içermiştir.

Ölçüm şeklindeki farklılıklar göz önüne alınarak nörofizyolojik ve psikolojik bakış açılarının aynı şeyleri söylemeleri kısmen birbirini tamamlamaktadır. Her iki bakış açısının da doğru olduğu görülmektedir. Belli hareket koşullarında tam bir sinir-kas koordinasyonunun kasılmada, olumlu bir etkisi olabileceğine inanılmaktadır. Fakat bu mutlaka her hareket biçiminde aynı durumun geçerli olduğu anlamına gelmez. Bilişsel stratejilerle (cognitive strategies) istem dışı rezervlerin bir kısmını kullanıma sokma ve psikolojik etkilenme stratejilerinin, kullanımı ile bazı engellenmenin kaldırılması düşünülebilir. İstemli eforun tam bir nöromotor katılımı ile sonuçlanabileceği veya sonuçlanamayacağı kesin bir biçimde cevaplanamaz. Bu tamamen, katılan motor ünite sayısına bağlı olabilir.

El kavrama kasılmaları üzerinde yapmış oldukları çalışmada; maksimal bilateral kasılmalar ile ortaya konulan kuvvetteki ve EMG'deki eksilmenin sinir sistemi içindeki bir engellemeden meydana geldiğini iddia etmişlerdir.

Tüm bu çalışmaların tersine, maksimal bilateral istemli kasılmalar sonucu oluşan güçteki eksilmelerin sinir kas sistemine ait

sınırlamalardan kaynaklandığına dair literatürdeki sonuçların tartışmalı olduğunu öne sürerek, yirmi denek üzerinde yapmış olduğu çalışmada; genç erkek deneklerde diz ekstansör kaslarının izometrik kasılmaları sonucunda, bilateral kasılmalar ile unilateral kasılmalar toplamı arasında sinir-kas kontrolünde sınırlayıcı önemli bir kanıtın olmadığını iddia etmişlerdir (Guyton 1996).

1.7. Kuvvet Gelişim Programından Sonra Vücutta Meydana Gelen Değişiklikler

a- Kas Çalışmasındaki Değişiklikler

- Kas kuvvetinde

- Kas dayanıklığında artma

b- Kasın Hipertrofi Olması

- Fibrillerin enine kesitinde gelişme

- Sayısında artma

c- Biyokimyasal Değişiklikler

- ATP-CP sistemin enzim aktivitesinde değişiklik yok,

- Aerobik enzim aktivitesinde azalma,

- Glikotitik enzim aktivitesinde değişiklik yok,

- Mitokondri yoğunlunda azalma,

- % 18 oranında ATP konsantresinde artma,

- % 22 oranında CP konsantresinde (yoğunluğu) artma,

- Glycogen % 66 artma,

- Fleksibilitede gelişme.

d- Vücut Kompozisyonunda Değişiklikler

- Toplam vücut yağında azalma,

- Kas yoğunluğu ve yağsız kas kitlesinde artma.

e- Motor ve Spor Becerisinde Değişiklikler

- Performansla ilgili bazı becerilerin gelişmesi (Yalçıner 1993).

1.8. Antrenmanın Fibrillere Etkisi

Fibriller antrenmanlarla geliştirilebilir, giderek artan yüklerle yapılan çalışmalar sonucu kas gelişir, büyür, enine kesit yüzeyi artar. Bu büyümeye kassal hipertrofi denir. İnsanda hipertrofinin gelişimi 6 haftadan uzun süre ister. Kasta büyümeye sebep kası oluşturan fibrillerin büyümesidir. Fibrillerin sayıca artması değildir. Hayvan deneylerinde ve bazı haltercilerde ağırlık antrenmanları sonucu fibrillerde uzunluğuna bir şekilde çatallanma ortaya çıkmış ve bunun fibril adedinde bir artma izlenimi verdiği bildirilmiştir. mutedil derecedeki yüklerle (maksimal gücün %50-60) ve sık sık tekrarlamalarla antrenman yapıldığı taktirde zamanla kuvvette anlamlı bir artma olmaksızın kasın hipertrofiye uğraması mümkündür. Kasın hipertrofik olması mutlaka daha güçlü olduğu anlamına gelmez (Akgün 1992).

1.8.1. Kas Hipertrofisi

Antrenmanlar kaslarda yüzde 30 – 60 kadar hipertrofiye neden olabilir. hipertrofi kas liflerinin enine kesit alanında meydana gelen artıştır. hipertrofi büyük ölçüde liflerin çapının artması ile oluşur. Kuvvet ve sürat antrenmanları ile FT liflerinde, dayanıklılık antrenmanları ile de ST liflerinde hipertrofi oluşur (Günay 1998). Yapılan çalışmalarda hedef maximal kuvvetin geliştirilmesine yönelikse kas liflerinde kalınlaşma meydana gelir. Yani kuvvetin büyümesi kas liflerinin kalınlaşması ile gerçekleşir (Dündar 1997).

Hipertrofi ile liflerde;

? Myofibrillerin sayısı hipertrofi derecesine oranla artar,

? Mitakondrialar sayı ve hacim olarak gelişir,

? Kuvvet antrenmanları ile fosfojen sistemi geliştirilir. ATP ve criatin fosfat %35–40 oranında artar.

? Kuvvet ve sürat antrenmanları ile glikolitik kapasite, ATP ve CP miktarı artar, anaerobik enzimler ve kapasiteleri artırılır,

? Dayanıklılık antrenmanları ile ATP, CP, aerobik enzim aktiviteleri, gilkojen ve tirigliserid depoları ve genel oksidatif kapasite artırılır. Maksimum oksidasyon hızında %45 yükselme görülür

1.8.2. Kas Artrofisi

Nasıl egzersizler sonucu liflerde hipertrofi (lif boyutunda büyüme) oluşuyorsa, antrenmanların bırakılması veya herhangi bir nedenle kasın kullanılmaması (alçı, ameliyat vb) durumunda kas lifleri artrofiye uğrar yani boyutunda küçülme görülür (Günay 1998).

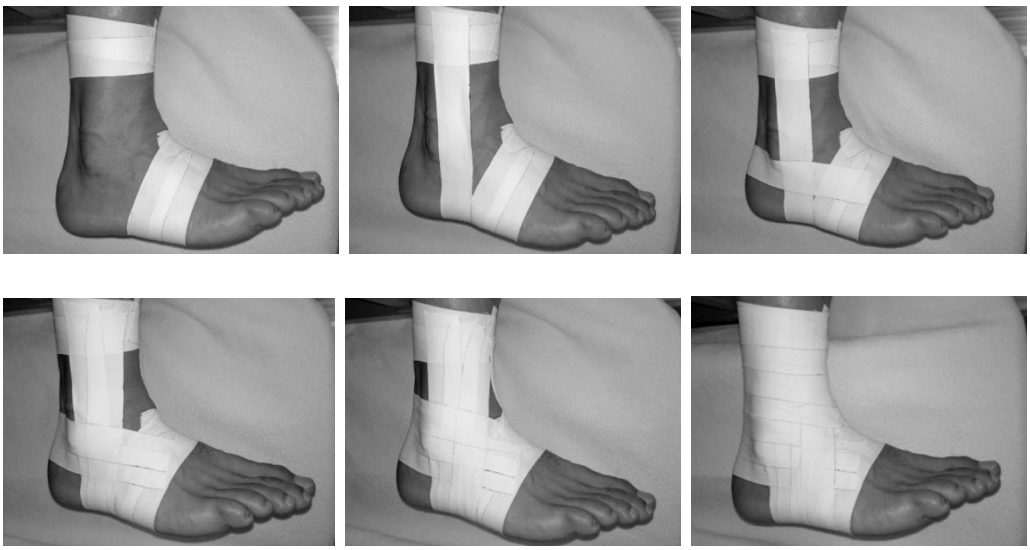
2. GEREÇ ve YÖNTEM

2.1. Denekler

Araştırmanın örneklemini taekwondo milli takımını oluşturan 20 sporcudan 7 bayan ve 9 erkek olmak üzere 16 sporcu dahil edilmiştir. Deneklerin yaş ortalaması 24.33 yıl, boy ortalaması 177.67 cm, vücut ağırlığı ortalaması 70.75 kg'dır. Çalışmaya dahil edilen sporcular son 6 ay içerisinde ciddi bir alt ekstremite sakatlığı geçirmemiş bireylerden seçilmişlerdir. Bu durum deney öncesinde deneklere verilen bir bilgi formu ile sorularak tespit edilmiştir. Deney öncesinde deneklere araştırmaya gönüllü olarak katıldıklarını belirten ve uygulanacak testler hakkında bilgilendirici bir belge sunulmuş ve bu belgenin okunarak imzalanması istenmiştir. Ölçümler olimpiyat seçmeleri öncesinde düzenlenen hazırlık kampı sırasında Gülhane Askeri Tıp Akademisi Türk Silahlı Kuvvetler Rehabilitasyon ve Bakım Merkezi Performans Laboratuarında gerçekleştirilmiştir. Ölçümler 18-20 ^{o}C ısıda, saat 13.30 ve 16.00 arasında uygulanmıştır.

2.2. Bandajlama

Bandajlama, deneklerin hem dominant hem de nondominant bacaklarına ait ayak bileği eklemlerine uygulandı. Dominant bacak deneklere sorulmak suretiyle öğrenildi. Bandajlamada kullanılan materyal, 3.75 cm x 13.5 m ebatlarında elastik olmayan, bir tarafı yapışkan, çinko destekli flasterdir. Deneklerin her iki ayak bileği eklemine kapalı sepet örgü (basketwave) bandajlama tekniği uygulandı. Destekleyici bantlar tibianın alt kısmına ve parmakların bitişiğinin hizasına bilezik şeklinde yapıştırıldı.



Resim 2.1. Kapalı Sepet Örgü (Basketwave) Bandajlama Tekniğinin Uygulanması

2.3. İzokinetik Kuvvet Ölçümü

Test öncesi her birey bisiklet ergometresinde sele yukarıda olacak şekilde 5 dakika süre ile düşük dirençte (600 kpm' den düşük) ısınma amaçlı pedal çevirdi, ardından düz bir zeminde esnetme hareketlerini içeren toplam 10 dk.'lık bir hazırlıktan sonra teste alındı.

Deneklerin ayak bileği eklemlerine ait izokinetik ölçümleri, güvenirlik ve geçerliliği yayınlanmış birçok çalışma ile gösterilmiş (Chartris 1999, Wilk ve ark 1994, Pincivero ve ark 1997) olan Cybex NORM 600 izokinetik dinamometre (Lumex Inc, Ronkonkoma, NY) ile yapıldı. Ayak bileklerinin izokinetik ölçümleri için hareket şekilleri plantarfleksiyon ve dorsifleksiyondur. Ölçümler ayak bileği eklemi bandajlı ve bandajsız olmak üzere ikişer kez gerçekleştirildi. Cybex NORM izokinetik dinamometre, kullanıcı el kitabında belirtildiği gibi ayak bileği eklemi maksimal plantar-dorsi fleksiyon yapacak şekilde ayarlandı (Cybex Norm Int. 1995). Dinamometre kalibrasyonu her birey için test öncesi yapıldı. İzokinetik ölçümlerde 60°/sn'de 5 tekrar ve 180°/sn'de 15 tekrar plantar-dorsi fleksiyon uygulandı. Açısal hızlar arasında 1 dk dinlenme verilmiştir. İzokinetik ölçümler sonucunda pik tork (peak torque), toplam iş (total work) ve ortalama güç (average power) hesaplandı.

2.4. Verilerin Analizi

Verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde SPSS for Windows 11.0 paket programı kullanıldı. Deneklerin ön test ve son test ölçümlerinden elde edilen değişkenlerin karşılaştırılmasında ortalama ve standart sapma değerleri kullanılmıştır.

Bandaj uygulaması öncesi ve sonrası izokinetik kuvvet parametrelerinin karşılaştırılmasında, veriler normal dağılım gösterdiği için parametrik testlerden Paired-Samples T-Testi uygulandı. Testler iki yönlü olarak uygulandı ve sonuçlar, 0.05 anlamlılık düzeyinde değerlendirildi.

3. BULGULAR

Araştırma bulguları 13 çizelge ve 6 şekil olarak bu bölümde düzenlenmiştir.

Çizelge 3.1. Deneklere ait yaş, boy, vücut ağırlığı ve spor yaşı ortalama ve standart sapma değerleri

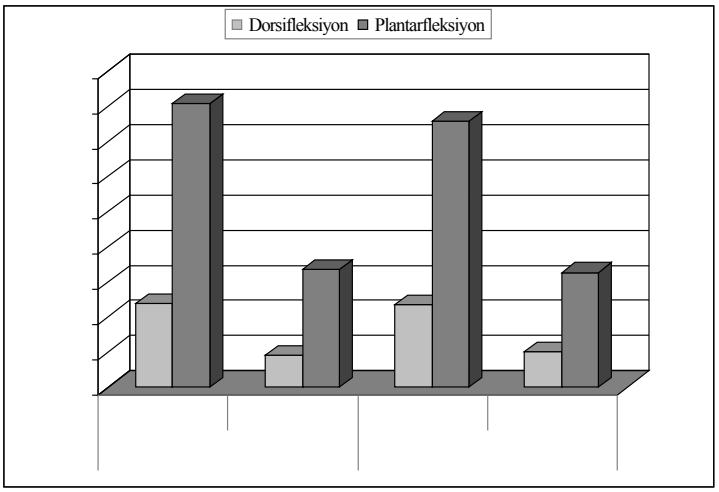
Değişkenler	Bayan Taekwondocular	Erkek Taekwondocular	Toplam
	Ortalama	Ortalama	Ortalama
Yaş (yıl)	22.67 ± 3.79	25.17 ± 4.36	24.33 ± 4.12
Boy (cm)	172.0 ± 10.15	180.5 ± 6.92	177.67 ± 8.59
Vücut Ağırlığı (kg)	61.5 ± 9.15	75.38 ± 10.08	70.75 ± 11.58
Spor yaşı (yıl)	14.75 ± 1.71	14.17 ± 2.23	14.40 ± 1.96

Araştırmaya dahil edilen taekwondoculara ait yaş, boy uzunluğu, vücut ağırlığı ve spor yaşı ortalama ve standart sapma değerleri çizelge 3.1'de verilmiştir. Bayan taekwondocuların yaş ortalaması 22.67 ± 3.79 yıl, boy ortalaması 172.0 ± 10.15 cm, vücut ağırlığı ortalaması 61.5 ± 9.15 kg ve spor yaşı ortalaması 14.75 ± 1.71 yıl olarak tespit edilmiştir. Erkek taekwondocuların ise, yaş ortalaması 25.17 ± 4.36 yıl, boy ortalaması 180.5 ± 6.92 cm, vücut ağırlığı ortalaması 75.38 ± 10.08 kg ve spor yaşı ortalaması 14.40 ± 1.96 yıl olarak bulunmuştur.

Çizelge 3.2. Dominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Pik Tork Değerleri

Değişkenler	Bandajsız		Bandajlı	
	60°/sn (Nm)	180°/sn (Nm)	60°/sn (Nm)	180°/sn (Nm)
Dorsifleksiyon	23.83±4.57	9.25±2.18	23.42±5.09	10.25±2.83
Plantarfleksiyon	80.83±25.12	33.67±8.80	75.75±18.01	32.75±12.93

Taekwondocuların dominant bacaklarında bandajlı ve bandajsız olarak gerçekleştirilen izokinetik kuvvet ölçümleri sonrasında elde edilen pik tork ortalama değerleri çizelge 3.2.'de verilmiştir. 60 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 23.83±4.57 Nm ve bandajlı 23.42±5.09 Nm, 180 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 9.25±2.18 Nm ve bandajlı 10.25±2.83 Nm olarak bulunmuştur. 60 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 80.83±25.12 Nm ve bandajlı 75.75±18.01 Nm, 180 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 33.67±8.80 Nm ve bandajlı 32.75±12.93 Nm olarak bulunmuştur.



Şekil 3.1. Dominant bacağa ait Bandajlı ve Bandajsız Pik Tork

Çizelge 3.3. Dominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Pik Tork Değerlerinin Karşılaştırılması

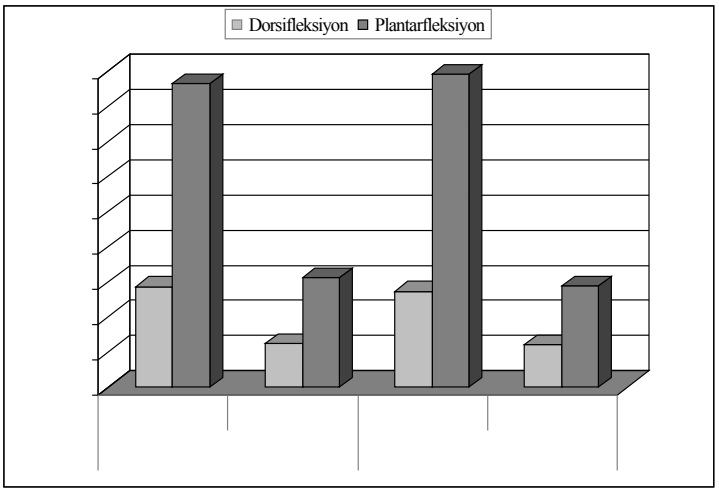
	Değişkenler	t	P
Dorsifleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	0.435	0.672
	180 °/sn Ön test-Son test	-1.354	0.203
Plantarfleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	1.669	0.123
	180 °/sn Ön test-Son test	0.445	0.665

Çizelge 3.3.'de taekwondocuların bandajlı ve bandajsız olarak ölçülen dominant bacaklarına ait pik tork değerlerinin karşılaştırılması verilmiştir. Yapılan istatistiksel karşılaştırma sonucunda bandajlı ve bandajsız olarak ölçülen pik tork ortalamalarının; 60 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=0.435, P=0.672), 180 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=-1.354, P=0.203), 60 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=1.669, P=0.123) ve 180 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=0.445, P=0.665) anlamlı düzeyde farklı olmadığı tespit edilmiştir (P>0.05).

Çizelge 3.4. Nondominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Pik Tork

Değişkenler	Bandajsız		Bandajlı	
	60°/sn (Nm)	180°/sn (Nm)	60°/sn (Nm)	180°/sn (Nm)
Dorsifleksiyon	28.75±5.26	12.50±3.15	27.42±5.16	12.25±2.99
Plantarfleksiyon	86.58±16.42	31.25±7.65	89.33±15.63	28.92±9.11

Çizelge 3.4.'de taekwondocuların nondominant bacaklarında bandajlı ve bandajsız olarak gerçekleştirilen izokinetik kuvvet ölçümleri sonrasında elde edilen pik tork ortalama değerleri verilmiştir. Nondominant bacakta, 60 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 28.75±5.26 Nm ve bandajlı 27.42±5.16 Nm, 180 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 12.50±3.15 Nm ve bandajlı 12.25±2.99 Nm olarak bulunmuştur. 60 ° /sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 86.58±16.42 Nm ve bandajlı 89.33±15.63 Nm, 180 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 31.25±7.65 Nm ve bandajlı 28.92±9.11 Nm olarak bulunmuştur.



Şekil 3.2. Nondominant bacağa ait Bandajlı ve Bandajsız Pik Tork

Çizelge 3.5. Nondominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Peak Tork Değerlerinin Karşılaştırılması

Değişkenler	t	P

Dorsifleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	1.022	0.329
	180 °/sn Ön test-Son test	0.338	0.742
Plantarfleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	-1.320	0.214
	180 °/sn Ön test-Son test	1.813	0.097

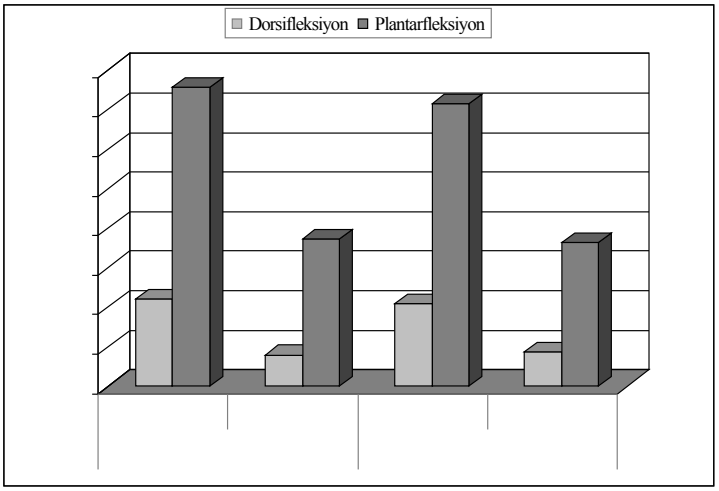
Taekwondocuların nondominant bacaklarına ait pik tork değerlerinin istatistiksel karşılaştırması sonucunda (çizelge 3.5.) bandajlı ve bandajsız olarak sırasıyla; 60 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=0.435, P=0.672), 180 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=-1.354, P=0.203), 60 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=1.669, P=0.123) ve 180 °/sn hızda plantarfleksiyonun (t=0.445, P=0.665) anlamlı düzeyde farklı olmadığı tespit edilmiştir (P>0.05).

Çizelge 3.6. Dominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Toplam İş Ortalama Değerleri

Değişkenler	**Bandajsız**		**Bandajlı**	
	60°/sn (Joule)	**180°/sn (Joule)**	**60°/sn (Joule)**	**180°/sn (Joule)**

Dorsifleksiyon	11.08±3.42	4.00±1.71	10.42±2.99	4.33±1.78
Plantarfleksiyon	37.83±10.50	18.67±5.99	35.75±12.07	18.25±9.36

Taekwondocuların dominant bacaklarında bandajlı ve bandajsız olarak gerçekleştirilen izokinetik kuvvet ölçümleri sonrasında elde edilen toplam iş ortalama değerleri çizelge 3.6.'de verilmiştir. 60 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen toplam iş ortalama değerleri; bandajsız 11.08±3.42 Joule ve bandajlı 10.42±2.99 Joule, 180 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen toplam iş ortalama değerleri; bandajsız 4.00±1.71 Joule ve bandajlı 4.33±1.78 Joule olarak bulunmuştur. 60 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen toplam iş ortalama değerleri; bandajsız 37.83±10.50 Joule ve bandajlı 35.75±12.07 Joule, 180 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen toplam iş ortalama değerleri; bandajsız 18.67±5.99 Joule ve bandajlı 18.25±9.36 Joule olarak bulunmuştur.



Şekil 3.3. Dominant bacağa ait Bandajlı ve Bandajsız Toplam İş (Total Work)

Çizelge 3.7. Dominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Toplam İş Değerlerinin Karşılaştırılması

Değişkenler		**t**	**P**
Dorsifleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	1.017	0.331
	180 °/sn Ön test-Son test	-0.715	0.489

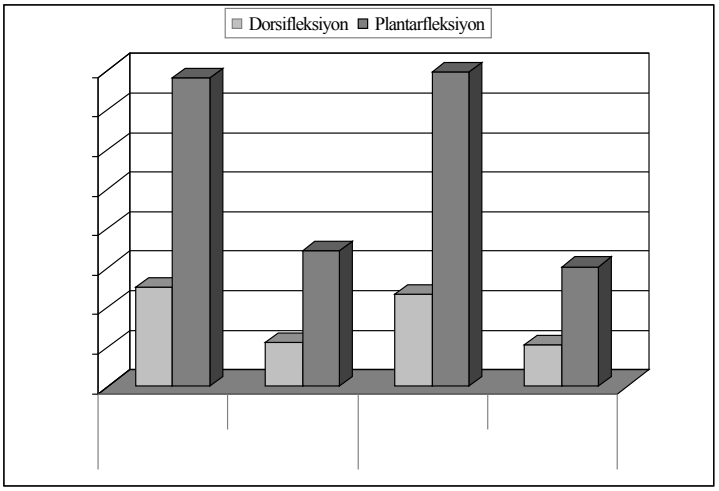
Plantarfleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	1.256	0.235
	180 °/sn Ön test-Son test	0.324	0.752

Çizelge 3.7.'de taekwondocuların bandajlı ve bandajsız olarak ölçülen dominant bacaklarına ait toplam iş ortalama değerlerinin karşılaştırılması verilmiştir. Yapılan istatistiksel karşılaştırma sonucunda bandajlı ve bandajsız olarak ölçülen toplam iş ortalamalarının; 60 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=1.017, P=0.331), 180 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=-0.715, P=0.489), 60 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=1.256, P=0.235) ve 180 °/sn hızda plantarfleksiyon için (t=0.324, P=0.752) anlamlı düzeyde farklı olmadığı tespit edilmiştir (P>0.05).

Çizelge 3.8. Nondominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Toplam İş Ortalama Değerleri

Değişkenler	**Bandajsız**		**Bandajlı**	
	60°/sn (Joule)	**180°/sn (Joule)**	**60°/sn (Joule)**	**180°/sn (Joule)**
Dorsifleksiyon	12.50±3.26	5.58±2.19	11.67±3.45	5.25±1.91
Plantarfleksiyon	39.00±10.10	17.17±5.80	39.83±9.99	15.16±6.67

Çizelge 3.8.'de taekwondocuların nondominant bacaklarında bandajlı ve bandajsız olarak gerçekleştirilen izokinetik kuvvet ölçümleri sonrasında elde edilen toplam iş ortalama değerleri verilmiştir. Nondominant bacakta, 60 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen toplam iş ortalama değerleri; bandajsız 12.50±3.26 Joule ve bandajlı 11.67±3.45 Joule, 180 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen toplam iş ortalama değerleri; bandajsız 5.58±2.19 Joule ve bandajlı 5.25±1.91 Joule olarak bulunmuştur. 60 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen toplam iş ortalama değerleri; bandajsız 39.00±10.10 Joule ve bandajlı 39.83±9.99 Joule, 180 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen toplam iş ortalama değerleri; bandajsız 17.17±5.80 Joule ve bandajlı 15.16±6.67 Joule olarak bulunmuştur.



Şekil 3.4. Nondominant bacağa ait Bandajlı ve Bandajsız Toplam İş (Total Work)

Çizelge 3.9. Nondominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Total Work Değerlerinin Karşılaştırılması

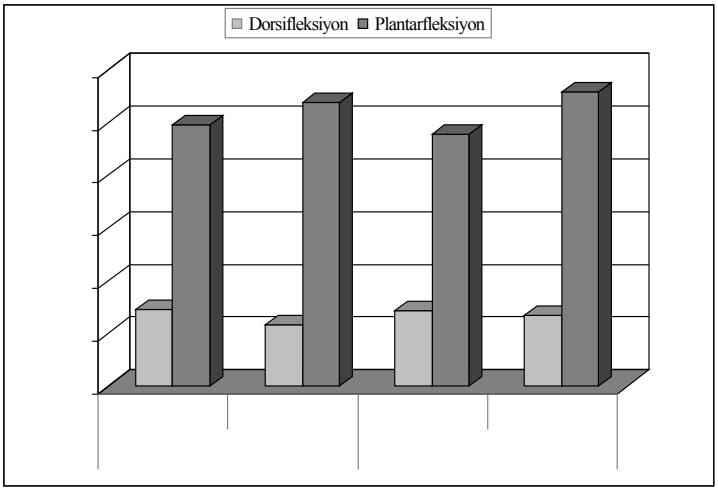
Değişkenler		t	P
Dorsifleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	1.023	0.328
	180 °/sn Ön test-Son test	0.842	0.417
Plantarfleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	-0.592	0.566
	180 °/sn Ön test-Son test	2.015	0.069

Taekwondocuların nondominant bacaklarına ait toplam iş ortalama değerlerinin istatistiksel karşılaştırması sonucunda (çizelge 3.9.) bandajlı ve bandajsız olarak sırasıyla; 60 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=1.023, P=0.328), 180 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=0.842, P=0.417), 60 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=-0.592, P=0.566) ve 180 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=2.015, P=0.069) ortalamaları arasında anlamlı düzeyde farklılık olmadığı tespit edilmiştir (P>0.05).

Çizelge 3.10. Dominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Ortalama Güç Değerleri

Değişkenler	Bandajsız		Bandajlı	
	60°/sn (Watts)	180°/sn (Watts)	60°/sn (Watts)	180°/sn (Watts)
Dorsifleksiyon	14.62±2.50	11.68±4.06	14.46±3.30	13.55±5.01
Plantarfleksiyon	49.69±14.92	53.84±18.24	47.79±13.52	55.84±25.38

Taekwondocuların dominant bacaklarında bandajlı ve bandajsız olarak gerçekleştirilen izokinetik kuvvet ölçümleri sonrasında elde edilen ortalama güç değerleri çizelge 3.10.'de verilmiştir. 60 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen ortalama güç değerleri; bandajsız 14.62±2.50 watts ve bandajlı 14.46±3.30 watts, 180 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen ortalama güç değerleri; bandajsız 11.68±4.06 watts ve bandajlı 13.55±5.01 watts olarak bulunmuştur. 60 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen ortalama güç değerleri; bandajsız 49.69±14.92 watts ve bandajlı 47.79±13.52 watts, 180 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen ortalama güç değerleri; bandajsız 53.84±18.24 watts ve bandajlı 55.84±25.38 watts olarak bulunmuştur.



Şekil 3.5. Dominant bacağa ait Bandajlı ve Bandajsız Ortalama Güç (Average Power)

Çizelge 3.11. Dominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Ortalama Güç Değerlerinin Karşılaştırılması

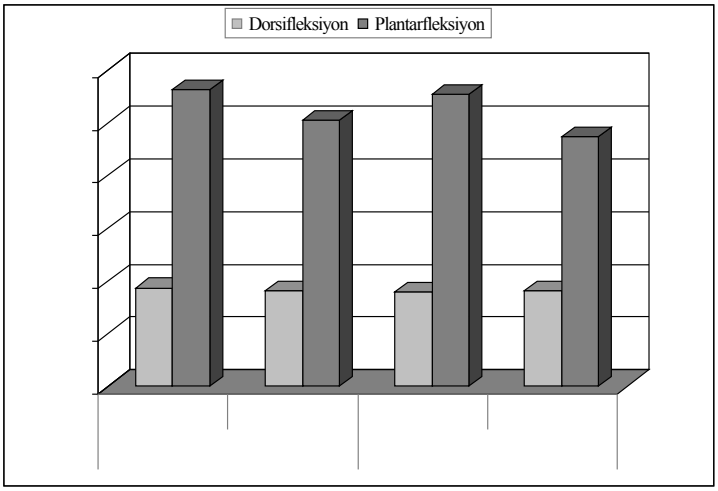
Değişkenler		t	P
Dorsifleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	0.228	0.824
	180 °/sn Ön test-Son test	-1.543	0.151
Plantarfleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	1.022	0.329
	180 °/sn Ön test-Son test	-0.495	0.630

Çizelge 3.11.'de taekwondocuların bandajlı ve bandajsız olarak ölçülen dominant bacaklarına ait ortalama güç değerlerinin karşılaştırılması verilmiştir. Yapılan istatistiksel karşılaştırma sonucunda bandajlı ve bandajsız olarak ölçülen ortalama güç; 60 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=0.228, P=0.824), 180 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=-1.543, P=0.151), 60 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=1.022, P=0.329) ve 180 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=-0.495, P=0.630) için anlamlı düzeyde farklı olmadığı tespit edilmiştir (P>0.05).

Çizelge 3.12. Nondominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Ortalama Güç Değerleri

Değişkenler	Bandajsız		Bandajlı	
	60°/sn (Watts)	180°/sn (Watts)	60°/sn (Watts)	180°/sn (Watts)
Dorsifleksiyon	18.71±5.42	18.21±6.51	17.88±3.54	18.13±5.68
Plantarfleksiyon	56.29±10.18	50.54±17.77	55.38±11.51	47.34±19.66

Çizelge 3.12.'de taekwondocuların nondominant bacaklarında bandajlı ve bandajsız olarak gerçekleştirilen izokinetik kuvvet ölçümleri sonrasında elde edilen ortalama güç değerleri verilmiştir. Nondominant bacakta, 60 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen ortalama güç değerleri; bandajsız 18.71±5.42 watts ve bandajlı 17.88±3.54 watts, 180 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen ortalama güç değerleri; bandajsız 18.21±6.51 watts ve bandajlı 18.13±5.68 watts olarak bulunmuştur. 60 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen ortalama güç değerleri; bandajsız 56.29±10.18 watts ve bandajlı 55.38±11.51 watts, 180 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen ortalama güç değerleri; bandajsız 50.54±17.77 watts ve bandajlı 47.34±19.66 watts olarak bulunmuştur.



Şekil 3.6. Nondominant bacağa ait Bandajlı ve Bandajsız Ortalama Güç (Average Power)

Çizelge 3.13. Nondominant Bacağa ait 60 ve 180 °/sn'de Bandajlı ve Bandajsız Ortalama Güç Değerlerinin Karşılaştırılması

Değişkenler		**t**	**P**
Dorsifleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	0.631	0.541
	180 °/sn Ön test-Son test	0.50	0.961
Plantarfleksiyon	60 °/sn Ön test-Son test	0.378	0.712
	180 °/sn Ön test-Son test	1.448	0.175

Taekwondocuların nondominant bacaklarına ait ortalama güç değerlerinin istatistiksel karşılaştırması sonucunda (çizelge 3.13.) bandajlı ve bandajsız olarak sırasıyla; 60 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=0.631, P=0.541), 180 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=0.50, P=0.961), 60 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=0.378, P=0.712) ve 180 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=1.448, P=0.175) ortalamaları arasında anlamlı düzeyde farklılık olmadığı tespit edilmiştir (P>0.05).

4. TARTIŞMA

Bu çalışmada taekwondo milli takımında yer alan sporcuların her iki ayak bileğine uygulanan bandajlamanın izokinetik kuvvet performansına etkisi incelenmiştir.

Sporculara, kurallarına uygun olarak yapılan bandaj başlı başına koruyucu özellik taşır. Bilindiği gibi uzunca bir süre bandajlar sadece yaralanan sporcuları tedavi etmek amacıyla kullanılırdı. Artık günümüzde yaralanma riskini azaltmak için birçok sporcu daha önceden o bölgede yaralanma yaşasın veya yaşamasın bandaj yaptırmayı tercih etmektedir. Bandaj hem yaralanmadan koruyucu, hem de tedavi edici özelliğe sahiptir (Kuter ve Öztürk 1998). Burada en önemli konu yapılan bandajın sağlıklı yapılması ve yaralanmamış bölgeleri veya yaralanma riski olmayan bölgelerin fonksiyonlarını engellemeyecek şekilde uygulanmasıdır. Aksi kuşkusuz yaralanma riski ve hareket kabiliyetinin azalmasına bağlı olarak performans düşüklüğü getirir (Erişim a 2006).

Bu araştırmada taekwondocuların hem dominant hem de nondominant bacağa ait ayak bileklerine bandaj uygulaması yapılmış, bandajlı ve bandajsız olarak ayak bileği izokinetik kuvvet performansları incelenmiştir. Araştırmanın bulgularına göre; bandajlı ve bandajsız olarak gerçekleştirilen izokinetik kuvvet ölçümleri sonucunda elde edilen pik tork, toplam iş ve ortalama güç değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermediği tespit edilmiştir ($p>0.05$).

Ayak bilegi sakatliklari spor yaralanmalari içerisinde yaygin olarak görülen bir sakalik türüdür ve ayak bilegi lateral ligamentleri en çok burkulan bölgedir (Garrick 1977, Mack 1982). Bu tür sakatliklara karsi ayak bilegi bandajlamasi yaygin bir uygulamadir (Pederson 2007). Bu uygulama, ayak bileği sakatlıklarını önlemede etkili olmasına rağmen (Verhagen ve ark 2000, Olmstead ve ark 2002) sakatlanmaları neden engellediği bilinmez. En yaygın iki teori, bandajlama mekanik destek sağlar veya propriosepsiyonu geliştirir (Sawkins ve ark 2007).

Ayak bilegine uygulanan bandajlamanin etkisini inceleyen arastirmacilar bandajlamanin ayak bile

gi sakatligini azalttigini bildirmislerdir (Abdenour ve ark 1990, Vaes ve ark 1985). Fakat ayak bilegi bandajlamasinin etkisi bazi yazarlar tarafindan kabul edilmemektedir (Hamil ve ark 1986, Rovere ve ark 1988).

Bazi arastirmacilar ise asiri hareketin engellenmesinde bandajlamanin etkisi üzerine odaklandilar (Burks ve ark 1991, Fischer 1982, Gehlsen ve ark 1991, Paris 1992a, Paris 1992b). Bu arastirmalarda; ayak bilegi bandajlamasinin, bandajlanmamis bir ayak bileginin hareket genisligi ile karsilastirildiginda, ayak bilegindeki hareket genisliginde önemli bir azalmaya sebep oldugu bildirilmistir. Bunun yaninda, dis sal bir etkinin neden oldugu ayak bilegindeki hareket genisliginde bir azalmanin ayak bilegi sakatligi sikl igini azalttigi vurgulanmistir (Abdenour ve ark 1990, Fumich ve ark 1981, Karlsson ve Andreasson 1992).

Ayak bileği bandajlamasının performansa etkisini inceleyen çalışmalarda çelişkili sonuçlar bildirilmiştir (Burks ve ark 1991, Grene ve Hillman 1990, MacKean ve ark 1995, Verbrugge 1996).

Bu çalismanin sonuçlarina paralel olarak, diz eklemine uygulanan bandajlamanin izokinetik quadriceps kuvvetine etkisinin incelendigi bir arastirmada; quadriceps konsantrik izokinetik pik tork bandajsiz ve bandajli sirasiyla 52.6 Nm ve 52.5 Nm olarak bildirilmistir. Yapilan istatistiksel karsilastirma sonucunda bandajli ve bandajsiz olarak üretilen quadriceps konsantrik izokinetik pik torkun anlamli farklil ik göstermedigi rapor edilmistir (Herrington 2004).

Sawkins ve ark (2007), ayak bileğine uygulanan bandajlamanın fonksiyonel testlerde katılımcıların performansını olumsuz etkilemediğini bildirmiştir.

Diger bir çalismada, ayak instabilitesi olan denekler bandajlama, plasebo ve kontrol grubu olmak üzere 3 farkli deney kosulunda incelendi ve deneklere bir siçrama testi uygulandi. Siçrama testi; bandajl i 10.5±3.6 sn, plasebo 10.5±3.6 sn ve kontrol 10.5±3.7 sn olarak gerçeklestirildi ve deney kosullari arasi nda anlamli farklilik olmadigi bildirilmiştir (Sawkins ve ark 2007).

Quackenbush ve ark (2008), bayan basketbolcularda bandajsız ve iki farklı bandajlama metodu uygulanarak gerçekleştirilen sıçrama performansının farklılık göstermediğini bildirmiştir. Fakat bu çalışmanın bulgularının aksine, bandajlı ve bandajsız gerçekleştirilen plantarfleksiyon ölçümleri arasında anlamlı farklılık olduğu rapor edilmiştir.

Yukarda incelenen çalışmalarda görüldüğü gibi literatürde bu çalışmanın sonuçlarına benzer araştırmaların yanı sıra farklı sonuçları bildiren araştırmalar da mevcuttur. Bu durumun bandajlamada kullanılan farklı materyal ve tekniklerden kaynaklanabileceği düşünülmektedir. Ayrıca bandajlamanın etkisinin farklı ölçüm yöntemlerinin birlikte kullanılarak incelenmesiyle daha faydalı sonuçlar verebileceği düşünülmektedir.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın sonucunda, ayak bileğine uygulanan bandajlamanın taekwondocuların izokinetik olarak ölçülen ayak bileği plantarfleksiyon ve dorsiflksiyon kuvvet performansını olumsuz yönde etkilemediği belirlenmiştir. Bandajlamanın sakatlıklardan koruyucu etkisi nedeniyle eklem hareket açıklığının azaltılması amacıyla uygulanması taekwondocuların ayak bileği kuvvetini sınırlandırmadığını göstermiştir.

Bu çalışmanın sonuçları doğrultusunda:

- Ayak bileğine uygulanan bandajlamanın kuvvet performansını olumsuz etkilemediği dolayısıyla taekwondocuların müsabaka veya antrenman sırasında sakatlıklardan korunmak amacıyla ayak bileği bandajlaması uygulayabilecekleri,

- Daha önce ayak bileği sakatlığı yaşamış sporcuların bandajlama ile zihinsel olarak sakatlanma endişesini azaltabilecekleri,

- Bandajlamanın etkisinin, kuvvet ölçümlerinde farklı yöntemlerin bir arada kullanılmasıyla daha açık olarak ortaya koyulabileceği,

- Ayak bileği bandajlamasını konu alacak sonraki çalışmalarda kuvvet parametresi ile hareket genişliğinin birlikte değerlendirilmesinin daha faydalı olabileceği,

- Benzer çalışmaların spor branşına yönelik teknik uygulama sırasında gerçekleştirilmesinin yapılabileceği önerilebilir.

6.ÖZET

T.C.

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Elit Taekwondocularda Ayak Bileğine Uygulanan Bandajın Kuvvete Etkisi

"Soner ERGÜN"

Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı

YÜKSEK LİSANS TEZİ / KONYA-2008

Bu çalışma, elit düzeyde taekwondo sporuyla uğraşan sporcularda bandaj uygulamasının kuvvet performansı üzerine etkinin incelenmesi amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Araştırmaya taekwondo milli takımında yer alan 7 bayan ve 9 erkek olmak üzere 16 sporcu dahil edilmiştir. Deneklerin yaş ortalaması 24.33 yıl, boy ortalaması 177.67 cm, vücut ağırlığı ortalaması 70.75 kg'dır. Çalışmaya dahil edilen sporcular son 6 ay içerisinde ciddi bir alt ekstremite sakatlığı geçirmemiş bireylerden seçilmişlerdir. Deneklerin dominant ve nondominant bacak ayak bileği eklemlerine kapalı sepet örgü (basketwave) bandajlama tekniği uygulanmıştır.

Deneklerin ayak bileği eklemlerine ait izokinetik ölçümleri Cybex NORM izokinetik dinamometre ile yapıldı. İzokinetik ölçümler için hareket şekli ayak bileği plantar fleksiyon ve dorsi fleksiyondur. Ölçümler ayak bileği eklemleri bandajlı ve bandajsız olmak üzere ikişer kez gerçekleştirildi. İzokinetik ölçümlerde 60°/sn'de 5 tekrar ve 180°/sn'de 15 tekrar plantar-dorsi fleksiyon uygulandı ve pik tork, toplam iş, ortalama güç hesaplandı.

Verilerin istatistiksel analizinde SPSS for Windows 11.0 paket programı kullanıldı. Ön-son test karşılaştırılmasında Paired-Samples T-Testi testi uygulandı. Anlamlılık düzeyi 0.05 olarak kabul edildi.

Domianant bacakta, 60 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 23.83±4.57 Nm ve bandajlı 23.42±5.09 Nm, 180 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 9.25±2.18 Nm ve bandajlı 10.25±2.83 Nm olarak bulunmuştur. 60 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 80.83±25.12 Nm ve bandajlı 75.75±18.01 Nm, 180 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 33.67±8.80 Nm ve bandajlı 32.75±12.93 Nm olarak bulunmuştur. Nondominant bacakta, 60 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 28.75±5.26 Nm ve bandajlı 27.42±5.16 Nm, 180 °/sn hızda dorsifleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 12.50±3.15 Nm ve bandajlı 12.25±2.99 Nm olarak bulunmuştur. 60 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 86.58±16.42 Nm ve bandajlı 89.33±15.63 Nm, 180 °/sn hızda plantarfleksiyon ile ölçülen pik tork değerleri; bandajsız 31.25±7.65 Nm ve bandajlı 28.92±9.11 Nm olarak bulunmuştur.

Yapılan istatistiksel karşılaştırma sonucunda bandajlı ve bandajsız olarak ölçülen pik tork ortalamalarının dominant bacakta; 60 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=0.435, P=0.672), 180 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=-1.354, P=0.203), 60 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=1.669, P=0.123) ve 180 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=0.445, P=0.665) anlamlı düzeyde farklı olmadığı tespit edilmiştir (P>0.05). Nondominant bacakta; 60 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=0.435, P=0.672), 180 °/sn hızda dorsifleksiyon (t=-1.354, P=0.203), 60 °/sn hızda plantarfleksiyon (t=1.669, P=0.123) ve 180 °/sn hızda plantarfleksiyonun (t=0.445, P=0.665) anlamlı düzeyde farklı olmadığı tespit edilmiştir (P>0.05).

Sonuç olarak, ayak bileğine uygulanan bandajlamanın taekwondocuların izokinetik olarak ölçülen ayak bileği plantarfleksiyon ve dorsiflksiyon kuvvet performansını olumsuz yönde etkilemediği belirlenmiştir.

Anahtar Sözcükler: Bandajlama; Taekwondo; İzokinetik

7.SUMMARY

T.C.

SELÇUK UNIVERSITY

INSTITUTE OF HEALTH SCIENCE

Effects of Taping Ankle on Strength Performance of Elite Taekwondo Players

"Soner ERGÜN"

Department of Physical Education and Sports

MASTER'S THESIS / KONYA–2008

This research aims to determine the effects of taping on strength performance of elite taekwondo players.

A total of 16 taekwondo players (7 women and 9 men) from national taekwondo team were involved in this research. The average age of the subjects was 24.33 years, height was 177.67 cm, and weight was 70.75 kg. They were chosen from the players who hadn't a serious lower extremity injury within 6 months. Subjects' dominant and nondominant legs ankle joints were taped like basketwave.

Isokinetic parameters of the subjects' ankle joints were measured with Cybex NORM isokinetic dinamometer. The movement shape of the dominant ankle joint for the isokinetic measurements were plantar flexion and dorsi flexion. The measurements were applied two times; one with the ankle joint taped and one with the ankle joint untaped. In isokinetic measurement, 5 repetations at 60°/sec and 15 repetations at 180°/sec plantar-dorsi flexion were performed and peak torques, total work and average power were calculated.

In statistical analyses of the data, SPSS for Windows 11.0 packet program was used. Paired-Samples T-Test was performed in the pre and post test comparisons. The results were evaluated in 0.05 precision.

Peak torque values found with dorsi flexion at 60 ◦/sec speed from the dominant leg; 23.83±4.57 Nm untaped and 23.42±5.09 Nm taped, peak torque values found with dorsi flexion at 180 ◦/sec speed; 9.25±2.18 Nm untaped and 10.25±2.83 Nm taped. Peak torque values found with plantar flexion at 60 ◦/sec speed; 80.83±25.12 Nm untaped and 75.75±18.01 Nm untaped, peak torque values found with plantar flexion at 180 ◦/sec speed; 33.67±8.80 Nm untaped and 32.75±12.93 Nm taped. Peak torque values found with dorsi flexion at 60 ◦/sec speed from the nondominant leg; 28.75±5.26 Nm untaped and 27.42±5.16 Nm taped, peak torque values read with dorsi flexion at 180 ◦/sec speed; 12.50±3.15 Nm untaped and 12.25±2.99 Nm taped. Peak torque values found with plantar flexion at 60 ◦/sec speed; 86.58±16.42 Nm untaped and 89.33±15.63 Nm taped, peak torque values read with plantar flexion at 180 ◦/sec speed; 31.25±7.65 Nm untaped and 28.92±9.11 Nm taped.

When the results are compared, the average peak torque values found from the taped and untaped dominant legs was; dorsi flexion at 60 ◦/sec speed (t=0.435, P=0.672), dorsi flexion at 180 ◦/sec speed (t=-1.354, P=0.203), plantar flexion at 60 ◦/sec speed (t=1.669, P=0.123) and plantar flexion at 180 ◦/sec speed (t=0.445, P=0.665) and no significant difference was found (P>0.05). In nondominant legs the average values was; dorsi flexion at 60 ◦/sec speed (t=0.435, P=0.672), dorsi flexion at 180 ◦/sec speed (t=-1.354, P=0.203), plantar flexion at 60 ◦/sec speed (t=1.669, P=0.123) and plantar flexion at 180 ◦/sec speed (t=0.445, P=0.665) and no significant difference was found (P>0.05).

As a result, taping ankle doesn't affect the taekwondo players' plantar flexion and dorsi flexion ankle strength performance measured isokineticaly in negative way.

Key words: Taping; Taekwondo; İsokinetic

8. KAYNAKLAR

1. Abdenour TE, Saville WA, White RC, Abdenour MA. The effect of ankle taping upon torque and range of motion. Athl Train, JNATA. 1990;14: 227-228.

2. Açıkada C, Ergen E. Spor ve Bilim, Büro-Tek Ofset Matbaacılık, Ankara, 1990; 100-110.

3. Akgün N. Egzersiz Fizyolojisi, 5. Baskı, Ankara, 1994; 1: 7

4. Amınoff M. Elektrodiagnosis in Clinical Neurology, 3rd ed, 1992, 9.

5. Archontıdes C, Fazey J Inter-Limb İnteractions and Constraints in The Expression of Maximum Force: A Review, Some Implications and Suggested Underlying Mechanisms, Journal of Sports Sciences, 1993; 11: 145-158.

6. Aşçı A. Çabuk Kuvvet Gelişiminde Kuvvet Eşiğinin Belirlenmesi Yayımlanmamış Doktora Tezi, 2001; 24-28

7. Aydın T. Spor Yaralanmaları, Ankara, GATA Basımevi, 2000.

8. Bıgland ve Rıtchıe A Model of Human Triceps Surea Muscle-Tendon Complex Applied to Jumping, Jounıal of Biomechanics, 1986; 19: 887-898

9. Boyalı E. 18-22 Yaş Taekwondoculardа Kuvvet Antrenmanlarının Anaerobik Güce Etkisi, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 1997.

10. Burks RT, Bean BG, Marcus R, Barker HB. Analysis of athletic performance with prophylactic ankle devices. Am J Sports Med. 1991;19:104 –106.

11. Chartris J. Effect of velocition upper to lower extremity muscular work and power output ratios of intercolligiate athletes, Br J Sports Med, 1999; 33(4): 250-254.

12. Chestnut, j.l. / docherty, d.,. The Effect of 4 and lOrepetition Maximum Weight-Training Protocols on Neuromuscular Adaptations in Untrained Men. Journal of Strength and Conditioning Reserch, , 1999; 13: 353-359.

13. Clare m. Bütün Yönleriyle Masaj, İstanbul, Dost Kitabevi, 1996.

14. Clarys J, Cabrı J. Electromyography and The Study of Sports Movement: A Review. Journal of Sport Sciences, 1993; 11: 379-448.

15. Cybex N Int. Inc. Testing and rehabilitation system, pattern selection and setup: automated protocols; User's guide, Ronkonkama, Newyork, 1995.

16. Dündar U. Antrenman Teorisi Geliştirilmiş 4. Baskı, Ankara, Bağırgan Yayımevi, 1997.

17. Emre T. Masaj Bilgisi Ve Uygulamaları, Konya, Damla Ofset, 1998.

18. Ergun N. Spor Sakatlıklarında Bantlama Ve Uygulama Şekilleri, Ankara, HÜFT Rehabilitasyon Yayınları, 1992.

19. Erişim a. Sporda Yaralanmalar, İstanbul, www.sporbilim.com, 2006.

20. Fischer RD. The measured effect of taping, joint range of motion, and their interaction upon the production of isometric ankle torques. Athl Train, JNATA. 1982; 17: 218-223.

21. Fumich RM, Ellison AE, Guerin GJ, Grace PD. The measured effect of taping on combined foot and ankle motion before and after exercise. Am J Sports Med. 1981; 9: 165-169.

22. Garrick JG. The frequency of injury, mechanism of injury, and epidemiology of ankle sprains. Am J Sports Med. 1977;5:241-242

23. Gehlsen GM, Pearson D, Bahamonde R. Ankle joint strength, total work, and ROM: comparison between prophylactic devices. Athl Train, JNATA. 1991; 26: 62-63.

24. Greene TA, Hillman SK. Comparison of support provided by a semirigid orthosis and adhesive ankle taping before, during, and after exercise. Am. J. Sports Med. 18:498–506, 1990.

25. Guyton, AC. Textbook of Medical Physiology, 7th Edition, Cev: Gökan N. ve Çavuşoğlu H. Tıbbi Fizyoloji, Ankara, Nobel Tıp Kitapevi, 1986.

26. Günay M. Egzersiz Fizyolojisi, Ankara, Bağırgan Yayımevi, 1998; 99-100

27. Günay M. Yüce A Futbol Antrenmanlarının Bilimsel Temelleri, Ankara, Seren Ofset, 1996.

28. Gür A. Spor Arızaları Korunma Ve Tedavi İçin Temel İlkeler, İstanbul, Semih Ofset, 1979.

29. Güven A Ve Spor Yazı Kurulu Ansiklopedik Spor Dünyası, İstanbul, 1982

30. Hakkinen K, Komı PV Electromyographic Changes During Strength Training and Detraining. Medicine and Science in Sports and Exercise, 1983; 15: 455-460.

31 Hakkinen K. Factors Influercing Trainability of Muscular Strength During Short Term and Prolonged Training, National Strength and Conditioning Assocation Journal, 1985; 7: 32-37.

32. Hartman J, Tunnemann H. Fitness and Strength Training, 1. Ed, Berlin, 1989.

33. Hasçelik Z. Spor Sakatlıkları Nasıl Engellenebilir, Başbakanlık G.S.G.M. Eğitim Dairesi Yayınları, Ankara, 1990.

34. Hamill J, Knutzen KM, Bates BT, Kirkpatrick G. Evaluation of two ankle appliances using ground reaction force data, J Orthop Sports Phys Ther. 1986; 7: 244-249.

35. Henry F, Smith L. (Simultaneous. Separate BUlateral Muscular Contractions in Relation to Neural Overflow Theory and Neural Specificity. The Research Quarterly, 1961; 32(1): 42-46.

36. Herrington L, The effect of patella taping on quadriceps strength and functional performance in normal subjects, Physical Therapy in Sport 5 (2004) 33–36.

37. Hettinger H. Isometric Muscle Training, Human Kinetics, Stutgard, 1966.

38. Hicson R. Skeletal Muscle Fiber Type, Resistance Training, and Strength-Related Performance, Medicine and Science in Sports and Exercise, 1994; 26: 593-598.

39. Howard J, Enoka R. Maksimum BUateral Contractions Are Modified by NeuraUy Mediated Interiimb Effects, Journal Apply Physiology, 1991; 70 (l): 306-316(abstract).

40. Jones D, Rutherford O. Hunıan Muscle Strength Training, The Effects of Tree Different Regimes and The Nature of The Nature of The resultant Changes, Journal of Physiology, 1987; 1-11.

41. Joynt R. Rehabilitation Medicine: Principle and Practice. Chapter, 2.ed, Lippincott Company, Philadelphia. 1993.

42. Kabasakal K. Spor Yaralanmalarından Korunma Şuuru Ve İlk Yardım, Konya, Eğitaş yayınları, 2001.

43. Kalyon A. Sporcu Sağhğı ve Spor Sakatlıkları, Ankara, Gata Basımevi, 1994; 10-16.

44. Karlsson J, Andreasson GO. The effect of external ankle support in chronic lateral ankle joint instability. Am J Sports Med. 1992; 20: 257-261.

45. Kanbir A. Sporda Sağlık Bilinci Ve İlk Yardım, İstanbul, Umut Matbaası, 2000.

46. Kuter M, Öztürk F. Sporda Risk Faktörleri, Ankara, Özsan Matbaası, 1988.

47. Mack RP. Ankle injuries in athletics. Clin Sports Med. 1982; 1: 71-85.

48. MacKean LC, Bell G, Burnham RS. Prophylactic ankle bracing vs. taping: effects on functional performance in female basketball players. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 22: 77–81, 1995.

49. Marsal R, Elliot B. Biomechanical Analysis, Textbook or Science and Medicine in Sports. Blackwell Scientific Publicition, 1992; 60-61.

50. Muratlı S. Çocuk ve Spor, 1. Baskı, Ankara, Bağırgan Yayımevi. 1997.

51. Narici M. Changes in Force, Cross-Sectional Area and Detraining of the Human Quadriceps, European Joumal of Applied Physiology, 1990; 59: 310-319

52. Olmstead L, Carcia C, Hertel J, Shultz S, Efficacy of the star excursion balance tests in detecting reach deficits in subjects with chronic ankle instability. J. Athl. Train 2002; 37: 501–506.

53. Orkunoğlu O. Sporda Güç Geliştirme, 3. Baskı, Ankara Uzman Matbaacılık, 2001.

54. Paris DL. The effects of the Swede-O, New Cross, and McDavid ankle braces and adhesive ankle taping on speed, balance, agility, and vertical jump. J. Athl Train. 1992; 27: 253-256.

55. Paris DL, Sullivan SJ. Isometric strength of rearfoot inversion and eversion in nonsupported, taped, and braced ankles assessed by a handheld dynamometer. J Orthop Sports Phys Ther. 1992; 15: 229-235.

56. Pederson TS, Ricard MD, Merrill G, Schulthies SS, Allsen PE, The Effects of Spatting and Ankle Taping on Inversion Before and After Exercise, Journal of Athletic Training, 32:1,29-33, 1997.

57. Pehlivan F. Biofizik, 2. Baskı, Ankara, Feryal matbaası, 1997; 159-160

58. Pincivero D. Lephart SM, Karunakara R Reliability and precision of isokinetic strength and muscular endurance for the quadriceps and hamstrings, Int J Sports Med, 1997; 18(2): 113-7.

59. Pusane A. Acil Sağlık Ansiklopedisi, İstanbul, Milliyet Yayınları, 1988; 1

60. Pusane A. Acil Sağlık Ansiklopedisi, İstanbul, Milliyet Yayınları, 1988; 2

61. Ramazanoğlu F. Taekwondo Teknik Ve Sosyokültürel Eğitimi, İstanbul Özal Matbaası, 2000.

62. Rich C, Cafarelli E. Submaximal Motor Unit Firing Rates After 8 wk of Isometric Resistance Training, Medicine and Science in Sport and Exercise,. 2000; 32: 190-196.

63. Rovere GD, Clarke TJ, Yates CS, Burley K. Retrospective comparison of taping and ankle stabilizers in preventing ankle injuries. Am J Sports Med. 1988; 16: 228 -233.

64. Sale D. Effect of Strength Training on Motonneuron Excitability in Man, Medicine and Science in Sports and Exercise, 1983; 15: 57-62.

65. Sale D. Neural Adaptation to Resistance Training, Medicine and Science in Sports and Exercise, 1988; 20: 135-145

66. Sale D. Neural Adaptation to Strength Training, P.V. Komi (Ed), Strength and Power in Sport, London Oxford Blackwell Scintific Publications, 1992; 249-265.

67. Sanioğlu A. Spor Yaralanmaları ve İlk Yardım Ders Notları. Konya, 1996.

68. Sawkins K, Refshauge K, Kilbreath S, Raymond J, The Placebo Effect of Ankle Taping in Ankle Instability. Med. Sci. Sports Exerc., Vol. 39, No. 5, 781–787, 2007.

69. Sevim Y. Antrenman Bilgisi, Ankara, Gazi Büro Kitabevi, 1995.

70. Şahin M. Taekwondo Öğretiminin 9-12 Yaş Çocuklarda Gelişime Etkisi, SÜ Beden Eğitimi ve Spor Bilimleri Dergisi, 2000; 2: 10-16.

71. Şahin M. Taekwondo Temel Teknikleri ve Pumse, İstanbul, Nobel Yayın Dağıtım, 2002.

72. Tel M. Türk Taekwondo Milli Takım Sporcularının Seçilen Bazı Fizyolojik Özelliklerinin Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Elazığ, Fırat Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 1996

73. Tufan H. Morpa Spor Ansiklopedisi, İstanbul, Morpa Kültür Yayınları, 2005.

74. Uslu B. Sportif Yaralanmalar, Başbakanlık G.S.G.M. Eğitim Dairesi Yayınları, Ankara, 1990.

75. Vaes P, Deboeck H, Handelberg F, Opdecam P. Comparative radiological study of the influence of ankle joint strapping and taping on ankle stability. J Orthop Sports Phys Ther. 1985;7:110-114.

76. Vandervoort A (1984). Comparison Of Motor Unit Activation During Unilateral And Bilateral Leg Extension. Journal of Applied Physiology, 1990; 56: 46-51.

77. Verbrugge JD. The effects of semirigid Air-Stirrup bracing vs. adhesive ankle taping on motor performance. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 1996; 23: 320–325.

78. Verhagen EALM, Van Mechelen W, W. De Vente W. The effect of preventative measures on the incidence of ankle sprains. Clin. J. Sports Med. 2000; 10: 291–296.

79 Vint P, Hinrichs R Decoupling The Bilateral Deficit: The Effect of Task Initation Time on The Expression of Maximum Force. American Society of Biomechanics, Presented At The Twenty-First Annual Meeting of The American Society of Biomechanics, Clemson University, September, South Carolina, 1997; 24-27

80. Quackenbush KE, Barker PRJ, Fury SMS, Behm DG, The Effects of Two Adhesive Ankle-Taping Methods on Strength, Power, and Range of Motion in Female Athletes – NAJSPT (abstract), 3:1, January 2008. http://www.najspt.org

81. Wilk K, Romaniello Wt Soscia S et al. The relationship between subjective knee scores, isokinetic testing and functional testing in the ACL-reconstructed knee. J Orthop Sports Phys Ther, 1994; 20(2): 60-73.

82. Yalçıner M. Süratin Mekanik ve Fizyolojik Özellikleri, Ankara, 1993

83. Yeni Rehber Ansiklopedisi İhlas Holding A.Ş, İstanbul, 1994.

84. Zatsiorsky V. Science and Practice of Strength Training, Champaign, JL: Human Kinetics, 1985.

85. Zengeroğlu M. Farklı Diz Açdan ve Tibia Pozisyonlannda Yapdan İzometrik Egzersizlerin Vastus Medialis ve Rectus Femoris Kasları Üzerine Etkisinin EMG Çalışması İle İncelenmesi. Doktora Tezi. 1997, 9-75.

86. Ziyagil AM, Tamer K, Zorba E. Beden Eğitimi ve Sporda Temel Motorik Özelliklerin ve Esnekliğin Geliştirilmesi, Ankara, 1994.

87. Zorba E. Herkes için Spor ve Fiziksel Uygunluk, Ankara, 1999.

88. Zorba E. Fiziksel Uygunluk, 2. baskı Ankara, Gazi Kitabevi, 2001.

9. EKLER

Ek A. Bilgi Formu

Bilgi Formu

Adı Soyadı:

Doğum Tarihi:

Boy:

Kilo:

Eğitim Durumunuz:

Lisanslı olarak kaç yıldır spor yapıyorsunuz:

En iyi dereceniz:

Bir topa vurmak için hangi ayağınızı kullanırsınız? (Sağ-Sol) :

Son 6 ay içerisinde ciddi bir alt ekstremite sakatlığı geçirdiniz mi? :

Ek B. Araştırma Projesi Katılımcıları için Bilgilendirilmiş Olur Formu

Elit Taekwondocularda Ayak Bileğine Uygulanan Bandajın Kuvvete Etkisi

Proje Sorumlusu: ……..

Bir araştırma projesinde yer almaya davet edilmektesiniz. Bu projeye elit taekwondocular alınmaktadır. Amaç bandaj uygulamasının ayak bileği eklemlerinde kuvvet parametrelerine etkisini incelemektir. Bu proje GATA TSK Rehabilitasyon ve

Bakım Merkezinde yürütülmekte olup bu kurumun ve GATA'nın bilimsel araştırmalarla ilgili kurallarına uyulmaktadır. Bu çalışmaya katılmak sizin gönüllü olarak vereceğiniz bir karardır. Çalışmaya katılmazsanız veya katıldıktan sonra çalışma bitmeden ayrılırsanız bunun size olumsuz bir etkisi olmayacaktır. Lütfen bu olur formunu dikkatlice okuyunuz. Eğer çalışmaya katılmaya karar verirseniz bu formun bir kopyası size verilecektir.

1. Amaç: Bayan ve erkek taekwondocularda bandaj uygulamasının kuvvete etkisini tespit etmek amaçlanmıştır.

2. Uygulama: İzokinetik test cihazında her iki ayak bileğinin bandajlı ve bandajsız kuvvet ölçümleri yapılacak.

3. Risk ve zararlar: Risk yok denecek kadar azdır. Testler ve egzersizler sırasında çok düşük ihtimal olmakla birlikte ağrı ve sakatlık oluşma riski mevcuttur.

4. Menfaatler: Çalışmadan direk bir menfaat sağlamayacaksınız. Bununla birlikte çalışmadan elde edilecek bilgiler spor camiasının ve toplumun sağlığına hizmet edebilecektir.

5. Mali konular: Bu çalışma için size bir ücret ödenmeyecek, yapılan test ve uygulamalar için de ücret talep edilmeyecektir.

6. Ayrılma hakkı: Bu çalışmaya katılımınız tamamen gönüllülük esasına dayalıdır. Katılmayı reddedebilir veya herhangi bir zamanda çalışmadan ayrılabilirsiniz. Bundan dolayı herhangi bir ceza, menfaat kaybı veya olumsuz sonuçla karşılaşmayacaksınız. Aynı zamanda araştırmacının da sizi herhangi bir zamanda araştırmadan çıkarma hakkı vardır.

YUKARIDAKİ AÇIKLAMALARI OKUDUNUZ VEYA DİNLEDİNİZ VE SORULARINIZ CEVAPLANDIRILDI. GÖNÜLLÜ OLARAK BU ÇALIŞMAYA KATILMAK İSTİYORSUNUZ. BU FORM İMZALANDIKTAN SONRA BİR NÜSHASI SİZE VERİLECEKTİR.

Katılımcının adı, imzası ve tarih

10. ÖZGEÇMİŞ

04.01.1974 te beş erkek kardeşin en küçüğü olarak Konya da doğdu. Bir çocuk babası. İlk, orta ve lise eğitimini Konya da tamamladı. 1993 yılında Konya Selçuk Üniversitesi BESYO yu kazandı. 1997 yılında öğretmenlik görevine Çorum un kargı ilçesinde başladı. 1999 yılında görevinden istifa ederek Kombassan Konyaspor Basketbol takımında masör olarak görev yapmaya başladı 2 yıl profesyonel masörlük yaptıktan sonra takımın kapanmasından dolayı öğretmenlik mesleğine tekrar döndü. Aynı zamanda atletizm antrenörüdür. Halen Konya Süleyman Çelebi İlköğretim okulunda öğretmenlik görevini sürdürmekle beraber 2004 yılından beri taekwondo milli takımında kondisyoner masörlük yapmaktadır.