

VESTİBULAR SİSTEMİN KUVVETE ETKİLERİ

H.N. ÇETİN* - T. FLOCK**

* H.Ü. Spor Bilimleri ve Teknolojisi Yüksek Okulu

** Köln Sport HochSchule

ÖZET

Bu çalışmadaki amacımız kuvveti etkileyen bir faktör olan Vestibular sistemin bozulmasını iki farklı deneyle tespit etmektı.

Yapmış olduğumuz orta süreli deneyde 6 cimnastikçi ve 11 cimnastik yapmayan de- nekle üç boyutlu kuvvet ölçme aleti üzerinde 7 defa dikey olarak maximal yükseğe sıçrama hareketi yapıldı. İlk üç sıçramadan sonra denek bir döner sandalyeye oturtuldu ve bu sandalye hızla döndürülerek vestibular sistemin bozulması sağlandı ve 4, 10, 20 ve 60 saniyelik aralıklarla diğer sıçramalara devam edildi.

Sonuçlar cimnastik yapmayanların üç boyutlu değerlendirmede daha fazla bir kuv- te ihtiyaçları olduğunu fakat anı kuvvetin ve uçuş süresinin farklı olmadığını göstergelmiştir. Cimnastikçilerin ise sıçrama anında kaslarını daha ekonomik kul- landıkları görülmüştür.

Döndürmeden sonra cimnastik yapmayanların anı kuvvetleri belirgin bir şekilde azaldığı halde cimnastikçilerin bu yüklenme karşısında daha az etkilendikleri görülmüştür.

ABSTRACT

Influence of vestibular system on strength

The purpose of this study was to elicit the change of vestibular system as an influen- cing factor in strength by two experimental approaches.

With the medium duration experiment; 6 gymnasts and 11 control (non-gymnasts) group were measured on force platform for 7 maximal vertical jumps. After the 3 rd jump, the subjects were asked to sit on a revolving chair and were spinned with high speed in order to upset the balance of the vestibular system. The remaining jumps were conducted at 4, 10, 20 and 60 second intervals.

The results showed that on the force platform, gymnasts, required more strength than the non-gymnasts, but the sudden strength and the flight time did not show any difference. Gymnasts showed more economical use of their muscles during the take-off.

After the spin, while the gymnasts showed some reduction, non-gymnasts showed more dramatic reduction in their sudden strength level.

GİRİŞ

Motorik bir özellik olan kuvvet spor olgusu içerisinde her türlü dirençlere mu-kavemet ve hakimiyet olarak tanımlanır. (GROSSER/STARISCHKA ZIM-MERMANN 1983). Genellikle literatürlerde maximal kuvvet, çabuk kuvvet, kuvvette dayanıklılık başlıklarında incelenir (WEINECK 1983)

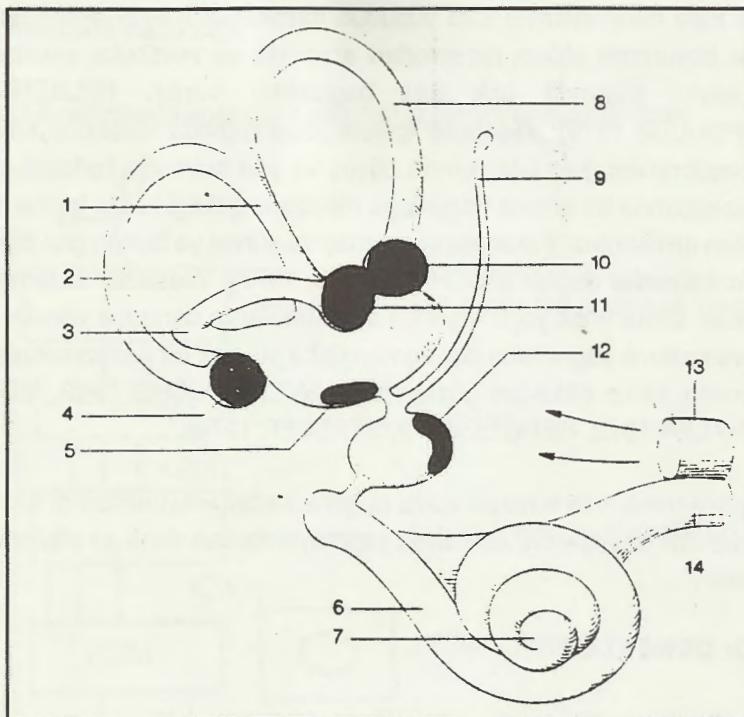
Cimnastikte daha ziyade kuvvet (maximal kuvvet, çabuk kuvvet ve kuvvette dayanıklılık) ile hızlılık önem taşımaktadır. Maximal kuvvet karşılaşılan bir dirence karşı uygulanan en fazla kuvvettir (EHLENZ 1983). Çabuk kuvvet karşılaşılan bir dirence karşı sinir-kas-sisteminin koordinasyonu ile hakim olma kabiliyetidir. (FREY 1977) Kuvvette dayanıklılık yorgunluk karşısında gösterilen dirençtir (HARRE 1976).

Ayakta durabilme kabiliyeti çocukların oturmayı öğrendikten sonra gelişir ve tam olarak öğrenilmesi yaklaşık 15 yıl sürer. Bunun sebebi insanların ayakta durabilme kabiliyetinin phylogenetik olarak "Genç" oluşudur. Dururken denge küçük bir dayanma alanı ile yüksekte bulunan bir vücut ağırlık noktası ile sağlanmak zorundadır. Mesela bir dikey çizgi üzerinde veya tek ayak üzerinde dururken dayanma alanı azalır ve denge sağlamak zorlaşır. Bu durush şekilleri cimnastik ve buz pateni için karakteristikdir (FARFEL 1983).

Vestibular sistem stato-akustik sistemin bir parçası olarak algılama derecesini ayırlamaya yarar. Algılama yer, hareket-ve titreme hisleri olarak değerlendirilir. Yer hissi insanların vücudunun ve uzularının pozisyonunu bir alan üzerinde gözleri kapalıken tanımmasını sağlar. Hareket hissi bir uzungumuzun pasif olarak yaptığı bir hareketi gözlerimiz kapalıken algılamamızı sağlar. Titreşimleri algılama duyusu bir kemiksel veya ayak parmağımız üzerindeki (örneğin bir diyapozone vuruş) titreşimi hissetme kabiliyetidir. (ARNS 1975) Ayrıca vestibular sistem kafamızı normal tutabilme reflexini sağlar.

Üç kemeryolu (Ductus semicirculares), büyük vestibültorbacı (Utriculus) ve küçük vestibültorbacı (Sacculus) vestibular sisteme aittir (Resim 1).

1-Crus commune, 2-Canalis semicircularis posterior, 3-Canalis semicircularis lateralis, 4-Ampulla posterior, 5-Macula (utriculus), 6-ductus cochlearis, 7-Cupula cochleae, 8-Canalis semicircularis anterior, 9-Ductus endolymplaticus, 10-Ampulla anterior, 11-Ampulla lateralis, 12-Macula (sacculus), 13-



Resim 1: İç kulak dokusu (sağ taraf)

Pars vestibularis N.Vestibulocochleaeis, 14-Pars cochlearis N.Vestibulocochlearis

Vestibüller itorbacıklarının his alanları (Macula utriculi ve Macula sacculi) genişliğin üç ana seviyesine yönelikir ve çeşitli yönlerde oluşan translatorik hızlanmalardan etkilenirler. Bu da duyu kılcallarındaki hareketlerle gerçekleşen sinir impulslarıyla oluşur. Aynı şekilde duyu hücrelerinde ve kemeri yollarında (cristae ampulares) bulunan duyu kılcallarının dönme hızlarındaki değişikliklerden dolayı sinir hareketleri gelişir (FALLER 1980).

Böylelikle tüm hareketler vestibular sistem tarafından eksiksiz olarak algılanır. Bunun için kemeryolu sistemi (kinematik labirent). Bakış hareketlerini, Maculae (hisalarını) ise kas hareketlerini, özellikle de germe kaslarını ve boyun kaslarını etkiler (KAHLE 1979).

Yalnızca kafa hareketleriyle tüm vücudun hareketlerini ayırt edebilmek için kaslar ile boyundaki eklem rezeptörleri arasında ve vestibular çekirdeği ile küçük beyin arasında çok sıkı bağlantılar vardır. (SILBERNAGL/DESPOPOULOS 1979). Vestibular sistem zorlandığında vestibular krizi diye bilinen başdönmesi, kan basıncında düşüş ve yön bulmada zorlama oluşur. Bu kriz sonucunda bir görme bozukluğu meydana geldiği halde işitme organları bundan etkilenmez. Fakat kanın pıhtılılaşma süresi ve bunun gibi diğer vegetatif fonksiyonlar değişir (PSCHLREMBEL 1977). Vestibular sistem antrenne edilebilir. Daha önce yapılmış olan araştırmalarda dengeye yönelik sporu düzenli ve sistemli yapanların her zaman daha yüksek bir sensomotorik denge sistemine sahip oldukları gözlenmiştir (WILKE/FUCHS 1969, MÜLLER 1987, THALER 1972, HEINZLE 1973, STADLER 1978).

Denge yüklenmelerinin kuvvete etkisi bugüne kadar araştırılmadığı halde sonuç olarak cimnastikçilerin, cimnastik yapmayanlardan daha az etkilenmeleri beklenebilir.

METOD: DENEKLER

Toplam 17 kişi olan denekler cimnastikçi (6) ve cimnastik yapmayanlar (11) olarak iki grup oluşturmaktadır.

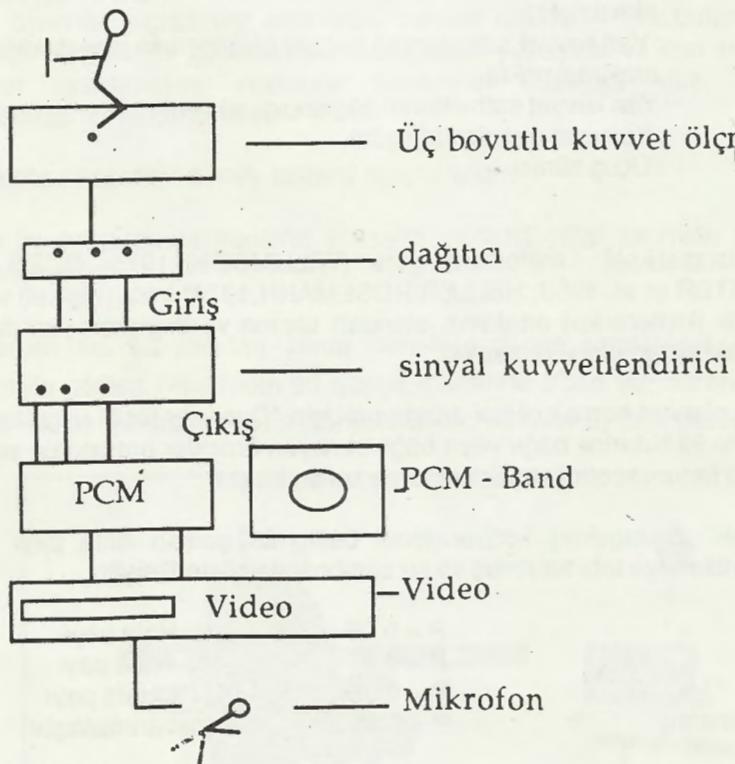
Tüm cimnastikçiler birlikte antrenman yapmakta olup, haftalık ortalama antrenman süresi 22,5 saatdir. Cimnastik yapmayan grupda ise aktiv olarak spor yapmayanlardan, dengeye yönelik olmamakla beraber aktiv spor yapmakta olanlara kadar tam bir karma grup oluşturulmuştur.

	n	Yaş (yıl)	Boy (cm)	Vücut Ağırl. (kg)	Spor Aktivitesi Saat/Hafta
Cimn. Ort.	6	24,3	174,3	69,7	22,5
SD		1,9	2,3	2,3	
Cim. Yap. Ort. 11		26,2	179,4	77,9	6
		5,3	2,2	2,8	2

Tabela 1: Araştırmaya katılan denekler

KULLANILAN ALETLER

Resim 2 Araştırmada kullanılan aletlerin düzenini göstermektedir.



Resim 2: Dikey sıçramaların sonuçlarını elde etmek için hazırlanan araştırma düzeni

ÖLÇÜMLER VE İSTATİSTİK ANALİZLER

Araştırmadan elde edilen ham değerlerle aşağıdaki parametreler elde edildi.

Fz Max : Dikey kuvvetin ulaşabildiği maximal nokta.

Fz Z : Fz'de kuvvetin en fazla kullanıldığı an

Fy=Max : Yatay kuvvetin pozitif bölümlerinin ulaşabildiği maximal nokta.

Fy + Z	: Fy +'da kuvvetin en fazla kullanıldığı an.
Fy - Max	: Yatay kuvvetin negatif bölümlerinin ulaşabildiği maximal nokta.
Fy - Z	: Fy'de kuvvetin en fazla kullanıldığı an.
Fx +	: Yan kuvvet safhalarının pozitif bölümlerinin ulaşabildiği maximal nokta.
Fx -	: Yan kuvvet safhalarının negatif bölümlerinin ulaşabildiği maximal nokta.
0	: Yan kuvvet safhalarının başlangıç noktası,
dF	: Kuvvetin uygulandığı süre,
d tair	: Uçuş süresi.

Genel istatistiksel metodlara göre (WILLIMCZIK 1975, BOES 1965, STEMMTER et al. 1980, HELLER/ROEMANN 1974) intra-(Kişisel) ve interaritmatis (kişilerarası) ortalama, standart sapma ve değişken yan değerler yukarıdaki parametreyi tamamlar.

Test gruplarının homojenliğini araştırmak için "One-way-test"i uygulanmıştır. "t-test"de iki birbirine bağlı veya bağlı olmayan örnekler arasındaki aritmetik ortalama farkını kontrol etmek amacıyla kullanılmıştır.

Aşağıdaki alışlagelmiş konvensionel belirginlik şartları hata payı olarak değerlendirilmeye tabi tutulmuş ve şu sembollerle gösterilmiştir.

*	P < 0,05	= 5% Hata payı
**	P < 0,01	= 1% Hata payı
***	P < 0,001	= 0,1% Hata payı
Ispatlanmamış	P > 0,05	= Ispatlanmamıştır.

ÇALIŞMA PROGRAMI

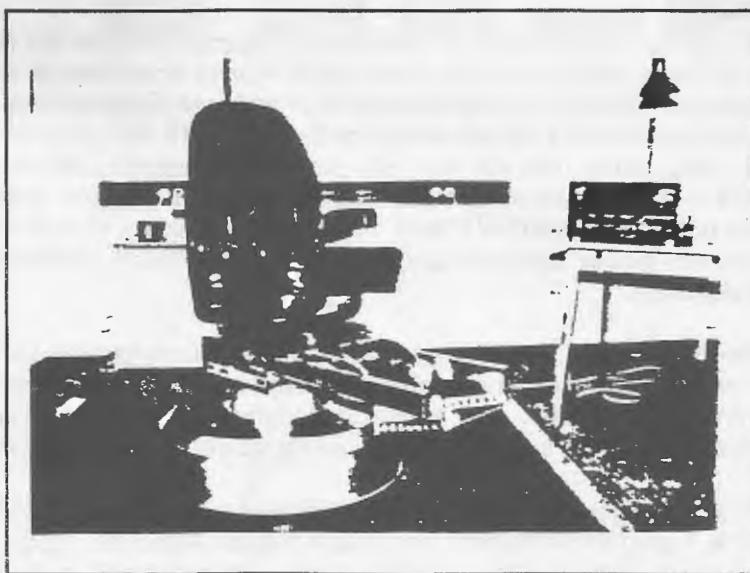
Araştırmamız için vestibular sistemin özelliklerini göz önünde tutarak bir ön çalışma yapmamız gereklidi. Bunun için Araştırmaya başlamadan önce iki gün süreyle bir ön çalışma yapıldı. Bu ön çalışmada aşağıdaki kriterler göz önünde bulundurularak en anlamlı deney metodu oluşturulmaya çalışıldı.

- Maximal yükseğe sıçrama sayılarının toplamı ile sıçramalar arasındaki süre her iki grup için ayrı ayrı ve denekleri yormayacak şekilde düzenlendi.

- Döner sandalyenin dönme hızı deneklerin vestibular sistemini bozacak kadar yüksek ve uzun süreli fakat aynı zamanda onların kuvvet ölçme aletinin üzerinde duramayacak ve sıçramadan sonra dengelerini koruyamayacak kadar aşırı olmaması gerekliydi.
- En önemlisi sıçramalar arasındaki zaman düzeninin vestibular sistemin çalışma özelliklerini gözönünde bulundurarak yapılması ve son sıçramanın zaman ayarlamasını vestibular sisteminin düzeldiği süre içerisinde gerçekleştirmeye çalışmaktı.

Sonucta aşağıdaki deney düzeni oluşturuldu:

- Ön üç araştırmada maximal yükseğe sıçrama 10'ar saniyelik aralıklarla gerçekleştirildi.
- Hemen bu çalışmadan sonra denekler döner sandalyeye 30^0 kafa eğilimiyle gözleri kapalıken 90 saniye içerisinde 0'dan 90^0 /saniyeye kadar ($10/S^2$ 'lik bir hızlandırmaya) döndürüldüler. (Resim 3) 360 derecelik aynı



Resim: 3 Araştırmada kullanılan döner sandalye ve yönlendirme elektroniği.

hızla 5 ayrı hızlandırmadan sonra döner sandalyeyi kuvvet ölçme aletinin önünde aniden durdurduk.

- Deneklerin döner sandalyeden kalkıp kuvvet ölçme aletinin üstüne çırıplak 90°lik bir başlangıç pozisyonuna geçmek için tam 4 saniyelik süreye ihtiyaçları vardı. Bu zaman sonunda deneklerden sıçramaları istendi (d4). Bu sıçramadan sonra 6 (d 10), 16 (d20) ve 56 (d60) saniyelik aralıklarla denek tüm çalışmayı tamamlamış bulunmaktadır.

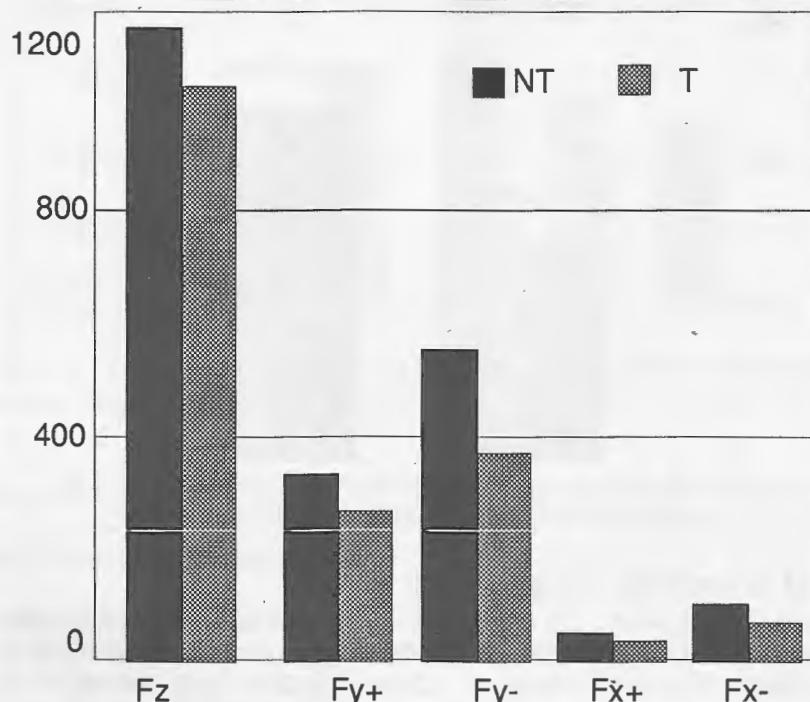
Araştırmaya başlamadan önce tüm deneklere içinde kişisel konulara, spor alanındaki aktivitelerine, sağlık durumlarına, beslenme ve ön hastalıklara yönelik soruların bulunduğu bir anket dolduruldu.

BULGULAR

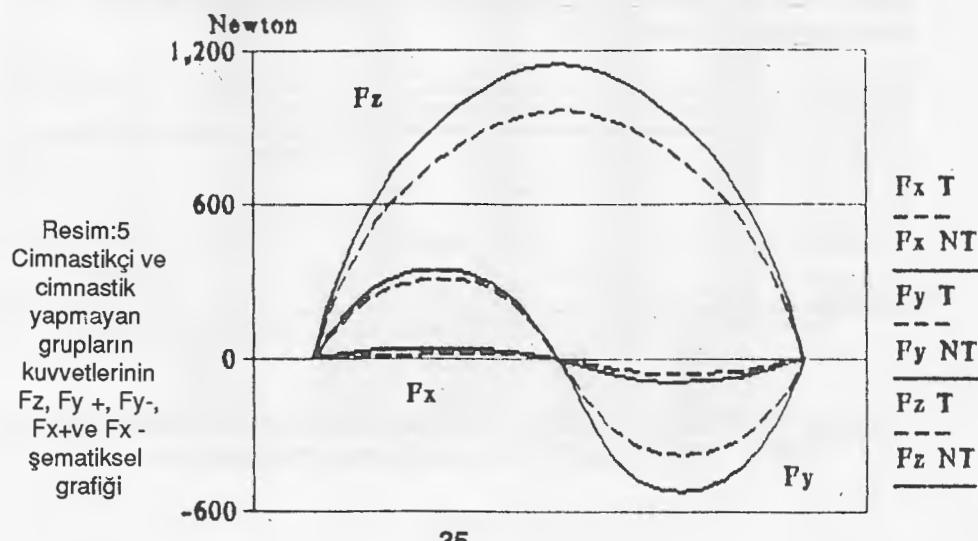
Ön araştırmalar sonuçlarında ilk üç ortalamada maximal kuvvette her üç boyutta da bir homojenlik olmadığını göstermiştir. Kuvvet ölçme aletiyle ilk maximal uçma kuvvetlerinin kıyaslanmasında cimnastik yapmayanların maximal kuvvet değerlerinin daha yüksek olduğu gözlenmiştir. (F_2 , $F_y +$, $F_y - F_x +$ ve F_x). Bu arada yatay maximal kuvvetin pozitif bölgelerinin aritmetik orta değeri ($F_y +$) ve maximal kuvvetin negatif bölgeleri yalnızca tandanslı farklılıklar gösterirken maximal kuvvet, negatif yatay maximal kuvvet ve maximal kuvvetin pozitif bölgeleri arasında istatistiksel önemli farklılıklar olduğu gözlenmiştir.

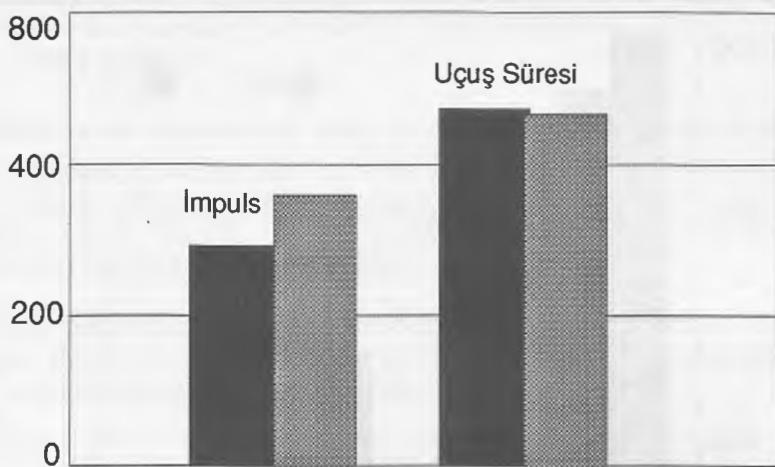
Her 5 maximal kuvete ulaşıldığı anlarda iki grup arasında istatistiksel hiçbir farklılık yoktur. Ama tam tersine büyük benzerlikler olduğundan cimnastik yapmayan grubun yüksek olan kuvvet değerlerine cimnastikçilerin düşük olan kuvvet değerleriyle aynı anda ulaştıkları sonucuna varılmıştır.

Uçuş yüksekliği açısından önemli olan kuvvet (dt) ve uçuş süresi (tair) parametreleride 2 grup arasında birbirinden farklıdır (Resim 6). "dikey uçuş başarısı" için önemli olan bu iki faktör böyle yüksek oranda benzerlikler gösterdiğiinden bu iki grup için homojenlikten bahsedilebilir.



Resim 4: Cimnastik (T) ve cimnastik yapmayan (Nt) gruplarının maximal kuvvetlerinin Fz, Fy + Fy -, Fx + ve Fx - aritmatik ortalama değer farkı.





Resim 6 : İki deney grubu arasında kuvvet (dt) ve uçuş süresi ($tair$) parametrelerinin aritmetik ortalamalarının kıyaslanması.

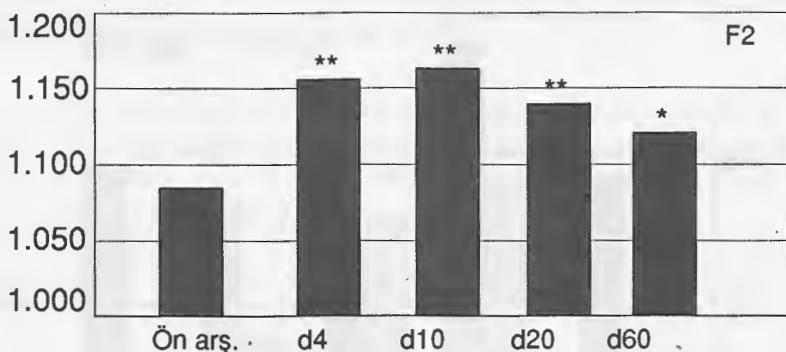
HIZLI DÖNMENİN GENEL ETKİSİ

Tabela 2'de görüldüğü gibi dönme hızının sıçrama kuvvetinin çeşitli parametrelerine önemli etkileri vardır. Dönmeden hemen sonraki sıçramalarda bu etki beklenenden daha belirgindir. Zaman geçtikçe uçuş kuvvetinin değeri başlangıç araştırmasındaki değerlere yaklaşmaktadır. En büyük farklılıklar dönmeden sonraki ilk 4 ($d4$) ve 10 ($d10$) saniyede gözlenmiştir. Daha sonra önemli ölçüde azalmış ve 60 ($d60$) saniye sonra başlangıç araştırması seviyesine ulaşmıştır (Resim 7 a-c).

Fz max	Fy- max	Fx+ max	Fx- max
$T < d4^{**}$	$T < d4^*$	$T < d4^*$	$T < d4^*$
$T < d10^{**}$		$T < d10^{**}$	$d4 > d10^*$
$T < d20^{**}$		$D4 > d60^*$	
$T < d60^*$		$d10 > d60^*$	

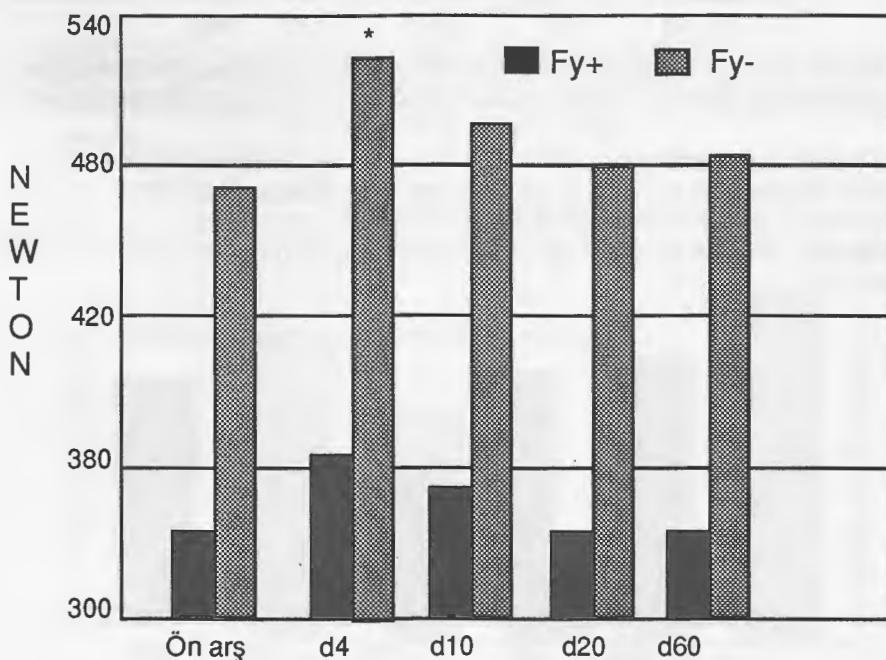
Tabela 2 : Dönmeden sonra başlangıç araştırmasıyla elde edilen değerlerdeki farklılıklar.

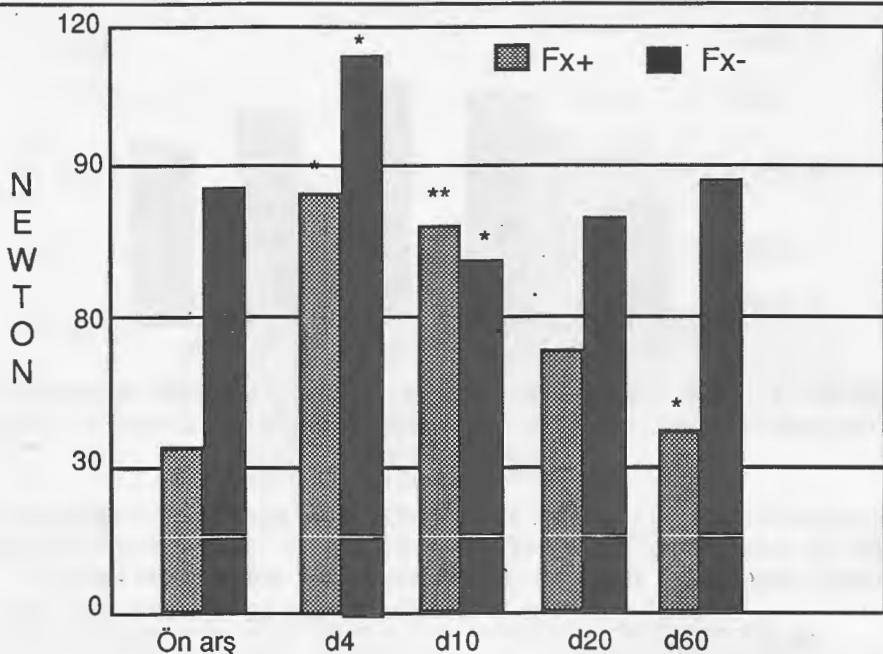
$T < dx^{**} =$ "aritmetik ortalama değeri \times saniyeden sonra istatistiksel olarak önemli de-recede (***) başlangıç araştırmasındaki değerlerden büyüktür" anlamında.



Resim 7a : Dikey kuvvet sahalarının aritmetik ortalama değeri ve belirginlik derecesi başlangıç araştırmaları esnasında ve dönmeden sonraki 4, 10, 20 ve 60 saniyede.

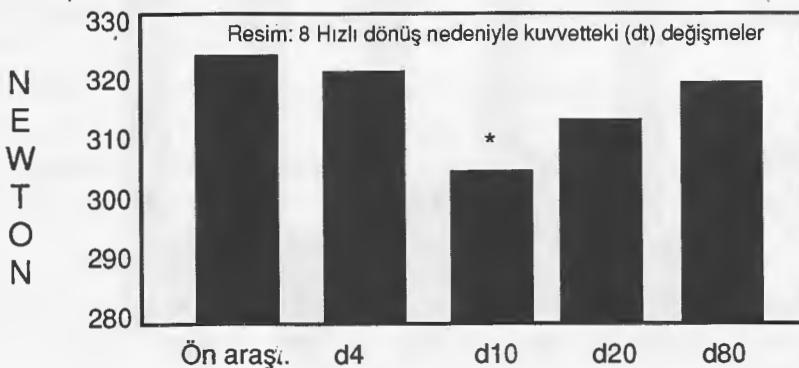
2 numaralı tabelada ve Resim 7 a-c'de görüldüğü gibi F2'ninki 4. saniyesinde, Fx +'nın 4. ve 10. saniyelerinde Fx -'nın 4. saniyesinde başlangıç araştırmalarındaki T zamanına göre önemli yüksek değerler elde edilmiştir.





Resim 7b + c = Yatay ve yan kuvvet safhalarının aritmetik ortalama değeri ve belirginlik derecesi başlangıç araştırmaları esnasında ve dönmeden sonraki 4, 10, 20 ve 60 saniyede.

Böylelikle tüm parametrelerdeki maximal kuvete bir artış tespit edilmiştir. Fakat Resim 8'de görüldüğü gibi maximal kuvvetlerin yüksekliğinin sıçrama başarısına bir faydası olmamakta, tam tersine kuvvetin azalmasına sebep olmaktadır. Örneğin kuvvet T ve d10 arasında 5 %'lık bir belirginlikle azalmıştır ($P=.019$).



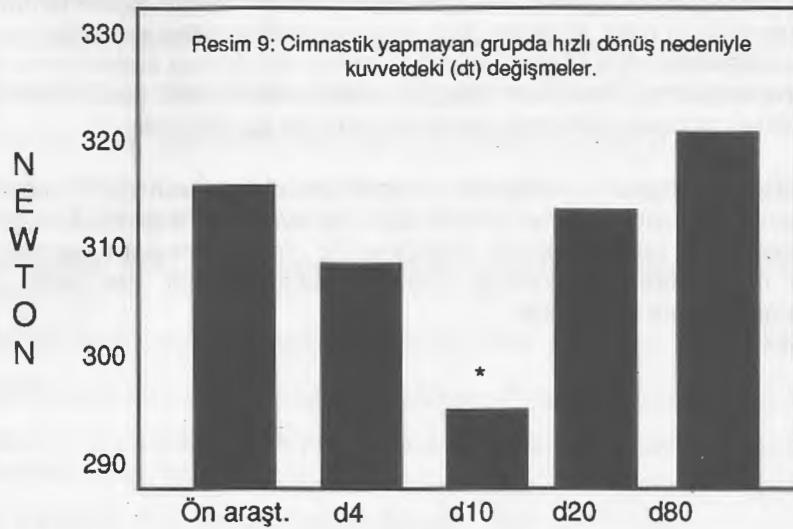
HIZLI DÖNMENİN GRUPLARA ETKİSİ

Tabela 3'de görüldüğü gibi cimnastikçilerin grubunda dikey maximal kuvvetlerinin artışında belirgin bir fazlalık varken, cimnastik yapmayan grupda dikey maximal kuvvette zayıf bir artışla birlikte 4.saniyenin sonunda büyük oranda yan kaymalar (değişiklikler) vardır.

	cim	cim yapm.
fz max	T < d4 **	T < d4*
	T < d10**	
	T < d20*	
Fy- max	T < d10*	
Fx+ max		T < d10*

Tabela 3 : Maximal kuvvet açısından başlangıç araştırmalarının değerlerinin iki grupdaki değişiklikleri.

Bu genellemede gördüğümüz kuvvet azalmasının cimnastik yapmayan grupda ilk 10 saniyeden sonra ortaya çıktıgı belirlenmiştir ($p=012$) (Resim 9). Cimnastikçi grupda ise istatistiksel önem taşıyan bir azalmaya rastlanmaktadır.



Son olarak belirtmek isteriz ki, maximal kuvvet yanında grupların aritmatik ortalaması değerleri ile genel değerler bir değişiklik göstermemiştir. Ve de ayrıca kuvvet grafiğinin başlangıç noktalarının sayısı aynı kalmıştır.

TARTIŞMA

Başlangıç araştırmalarında cimnastik yapmayan grubdaki yüksek maximal kuvvet değerlerine rağmen, kuvvet ve uçuş sürelerinin diğer grupta eşit olduğu gözlenmiştir. Bundan şu sonucu çıkarabiliriz.

Yapılan araştırmada cimnastikçi antremanlı sporcular denge alanında daha az kassal - enerjiksel zorlamayla cimnastik yapmayan antremansızlara oranla sıçrama kuvveti açısından aynı sonuca ulaşma başarısını göstermektedir. Bu nedenle cimnastikçilerin kuvvetlerini daha ekonomik olarak sarfettikleri söylenebilir.

Ancak başlangıç araştırmalarının düzeni nedeniyle bazı denge unsurlarının denekleri için gerekli olduğunu belirtmek zorundayız. İlk 3 çalışma 60x40 cm boyutlarındaki platformdan 90^0 bir diz bükme ile gerçekleştirılmıştır.

Sıçrama direktifi geldikten sonra sıçramadan evvel başlangıç pozisyonunda iki ila üç saniyelik bir statik çalışma gerekiyordu.

Girişde bahsetmiş olduğumuz bir çok bilim adamları denge alanında antremanlı sporcuların diğer grulara göre denge güçlerinin istisnasız daha iyi olduğunu araştırmalarıyla ispatlamışlardır. Yapmış olduğumuz araştırmanın sonuçlarına dayanarak bu hükmü dengesel zaruriyetlerin etkisi gözönünde bulundurularak sıçrama kuvvetinin başarısı açısından da geçerlidir.

Cimnastikçi sporcuların vestibular sistemin bozulması zorulguna rağmen kuvvetlerini cimnastik yapmayanlarda daha iyi ayarlayabilecekleri konusundaki hipotezimiz tandaslı olarak testiklenebilir. Yalnız cimnastik yapmayan grupda uçuş süresi istatistiksel olarak kanıtlanamadığı için itinalı bir tanımlamaya önem verilmelidir.

KAYNAKLAR

KAHLE, W.; H.LEONHARDT; W PLATZER Taschenatlas der Anatomie Bd. 3 Stuttgart, New York : Thieme Verlag 1979

MÜLLER, J. Untersuchung zur Auswirkung Körperlicher Belastung und sportartspezifischer, Vorerfahrung auf die Gleichgewichtsfähigkeit. DSHS. Köln; Diplomarbeit, 1987

PSCHYREMBEL.W. Klinisches Wörterbuch Berlin, New York, 1977

SILEBERNAGL.S.; A.DESPOROULOS Taschenatlas der Physiologie

STADLER, T. Spezielles sportmotorisches Eigenschaftsprofil der Turner Innsburck, 1978

STEMMLER, R.Et al. Statistische Methoden im sport Berlin: Sportverlag, 1976

WILKE, S.; H.FUCHS "Untersuchungen über die Veränderungen der vestibulären Erregbarkeit durch sportliche Übungen und die Habituation als Methode zum vestibulären Training von Turnern"

in **OEKEN, F.W.; S.WILKE** Hör-und Gleichgewichtsorgan Leipzig (1969), 1

WILLIMCZIK, K. Grundkurs Statistik Frankfurt a.M., 1975

ARNS, W.; A.HÜTER Krankengymnastik bei neurologischen Erkrankungen München, 1975

BOES, K. Statistikkurs Ahrensburg, Czwalina, 1985

EHLENZ, H.; M. GROSSER; E.ZIMMERMANN Kraftraining München: BLV, 1983

FALLER, A. Der Körper des Menschen Stuttgart, New York: Thieme Verlag, 1980

FARFEL, W.S. Bewegungssteuerung im sport Sportverlag Berlin 1983

FREY, G. "Zur Terminologie und struktur physischer Leistungs faktoren und motorischer Fertigkeiten" Leistungssport 5 (1977)

GROSSER, M.S. STARISCHKA; E.ZIMMERMANN Konditionstraining München; 1983

HARRE, D. Trainingslehre Berlin : Sportverlag 1976

HEINZLE, B. Zum sportmotorischen Leistungsprofil des Turners Innsbruck, 1973

HELLER, K.; B.ROSEMAN Planung und Auswertung empirischer Untersuchungen Stuttgart : Klett Verlag, 1974

J. WEINECK, E. Optimales Training Erlangen 1983