

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MEKANOMİYOGRAM İŞARETLERİNİN PCA VE ICA İLE ANALİZİ

Başar YEŞİL

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

2017

**T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MEKANOMİYOGRAM İŞARETLERİNİN PCA VE ICA İLE ANALİZİ

Başar YEŞİL

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

2017

T.C.
AKDENİZ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MEKANOMİYOGRAM İŞARETLERİNİN PCA VE ICA İLE ANALİZİ

Başar YEŞİL

YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

Bu tez ~~1999~~2017 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Oybirliği/Oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ
Yrd. Doç. Dr. Övünç POLAT



ÖZET

MEKANOMİYOGRAM İŞARETLERİNİN PCA VE ICA İLE ANALİZİ

Başar YEŞİL

Yüksek Lisans Tezi, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

Haziran 2017, 65 sayfa

MMG kas kasılması ile ortaya çıkan sessel veya ivmesel aktivitenin kaydedilmesi işlemidir. Literatürde kas yorgunluğu ve kasın elektriksel aktivitesi ile ilgili çalışmaların geneli EMG odaklı olup, MMG kaynaklı çok fazla çalışma bulunmaktadır. Frekans tanım alanında EMG-MMG korelasyonu ve MMG ‘nin analizi ile ilgili bazı çalışmalar bulunmakta ancak zaman tanım alanında MMG’nin analizi ve değerlendirilmesi ile ilgili çalışmalar oldukça sınırlı kalmaktadır. Özellikle kas yorgunluğu, hareket analizi ve modellemesi ve hareket sınıflandırması konularında her yeni öznitelik verisinin elde edilmek istenen sonuçların ve model performanslarının başarısını arttıracak göz önüne alındığında MMG verisinin zaman tanım alanındaki analizleri oldukça büyük önem arz etmektedir.

Bu tezde, kasın harekete bağlı ivmelenmesi sonucunda oluşan elektriksel işaretlerden MMG verilerini PCA ICA yöntemlerini kullanarak detaylı olarak incelemek ve buradan elde edilecek değerlere bağlı olarak MMG nin kas yorgunluğu ile olan ilişkisini tanımlamak amaçlanmıştır.

ANAHTAR KELİMELER: MMG: Mekanomiyogram, EMG: Elektromyografi, PCA: Temel Bileşen Analizi, ICA: Bağımsız Bileşen Analizi

JÜRİ: Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ
Yrd. Doç. Dr. Övünç POLAT

ABSTRACT

ANALYSIS OF MECHANOMIOGRAM SIGNALS WITH PCA and ICA

Başar YEŞİL

Master of Science Thesis in Electrical-Electronics Engineering

Supervisor: Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK

June 2017, 65 pages

MMG is the process of recording vocalic or accelerating activity which occurs by muscle contraction. Studies in the literature on muscle fatigue and muscle electrical activity are general EMG-focused, and there aren't many studies of MMG. There are some studies on EMG-MMG correlation and MMG analysis in the frequency domain, but studies on the analysis and evaluation of MMG in the time domain have been limited. The time domain analysis of MMG data is of great significance, especially considering that muscle fatigue, motion analysis and modeling, and movement classification will increase the success of each new attribute data to be achieved and model performance.

In this thesis, it is aimed to investigate the MMG data from the electrical signals generated by the muscle-induced acceleration, using PCA ICA methods, and to define the relation between MMG and muscle fatigue according to the values obtained from this

KEYWORDS: MMG: Mechanomiogram, EMG: Electromyography, PCA: Principal Component Analysis, ICA: Independent Component Analysis

COMMITTEE: Assoc. Prof. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Prof. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ
Asst. Prof. Dr. Övünç POLAT

ÖNSÖZ

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesi boyunca, değerli bilgi ve deneyimlerini bizlerle paylaşan ve çalışmanın her adımında bize yol gösteren danışman hocama Doç.Dr. Ömer Halil ÇOLAK'a teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca tez çalışmam boyunca yardımları benden eksik etmeyen Yrd. Doç. Dr. Övünç POLAT hocama, bu çalışmada yer alan veri tabanının oluşturulması sağlayan Akdeniz Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu bölümü öğrencilerine, benden tez çalışmam boyunca yardımları esirgemeyen Kadir GÖK ve Ela Naz DÖĞER'e ve hayatımın her anında yanımda olan aileme teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT.....	ii
ÖNSÖZ	iii
KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1.Kas Yorgunluğu Nedir?	1
1.2. Ölçüm Yöntemi.....	2
1.3. Ölçüm Teknikleri	3
1.3.1 Bruce ölçümü	4
1.3.2. Sprint ölçümü.....	4
1.4. Ölçümde Kullanılan Kas Grubu.....	5
1.5. Kas Fizyolojisi	5
1.5.1. Kas yapıları	6
1.5.2. İskelet kası.....	6
1.6. EMG ve MMG	10
2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI.....	12
2.1. Literatür Geçmişi	12
3. MATERYAL VE METOT	14
3.1. Kullanılan Materyaller	14
3.2. Kullanılan Metot	20
3.2.1. İstatistik analizi	21
3.2.2. Standart sapma	22
3.2.3. Varyans analizi.....	22
3.2.4. Kovaryans analizi.....	22
3.2.5. Kovaryans matris	23
3.2.6. Özvektörler ve özdeğerler	23
3.2.7. Dik izdüşüm	23
3.2.8. Temel bileşen analizi.....	24
3.2.9. Temel bileşen analiz uygulaması	29

3.2.10. Bağımsız bileşen analizi.....	34
4. BULGULAR.....	37
4.1. PCA Analiz Sonuçları.....	38
4.2. ICA Analiz Sonuçları.....	51
5. TARTIŞMA	61
6. SONUÇ	62
7. KAYNAKLAR	63
ÖZGEÇMİŞ	



KISALTMALAR DİZİNİ

Kısaltmalar

ICA : Bağımsız Bileşenler Analizi

PCA : Temel Bileşen Analizi

MMG : Mekanomiyogram

EMG : Elektromyografi



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Bruce ve Sprint ölçümlerinde kullanılan Rectus Femoris kası.....	5
Şekil 1.2.(a) İskelet kası mikroskop görüntüsü (b) Düz kas yapısı.....	7
Şekil 1.3. İnce ve kalın filament.....	7
Şekil 1.4. Kasın gevşek ve kasılmış modeli.....	8
Şekil 1.5. MMG verilerinin Alınması	10
Şekil 3.1. Özel tasarlanmış koşu parkuru.....	15
Şekil 3.2. Wingate testi için kullanılacak olan bisiklet	15
Şekil 3.3. Bruce testi için kullanılacak olan koşu bandı	16
Şekil 3.5. Gönüllülerden alınacak EMG ve MMG sinyali için seçilen kas grupları.....	16
Şekil 3.6. Test ölçümleri esnasında gönüllülerden bir tanesinin fotoğrafı.....	17
Şekil 3.7. Gönüllülerden alınan örnek EMG kaydının matlab programında çizdirilmiş sinyal görüntüsü.....	17
Şekil 3.8. Çalışmada MMG Ölçümü için kullanılacak set.....	18
Şekil 3.9. Çalışmada kullanılacak MMG (ağ koordinatörü, ivme ölçer).....	18
Şekil 3.10. Beanscape yazılımı ekran görüntüsü	19
Şekil 3.11. Gönüllülerden alınan örnek MMG kaydının matlab programında çizdirilmiş sinyal görüntüsü.....	19
Şekil 3.12. Bruce testi ve VO2max kaydı esnasında kaydedilen bir fotoğraf.....	20
Şekil 3.13. Vmax Spectra cihazı ile alınan örnek VO2max kayıtları	20
Şekil 3.14. Verinin figürü.....	30
Şekil 3.15. Orijinal veri seti ve ortalamalarından farkları alınmış yeni veri seti	30
Şekil 3.16. Normalize edilmiş veri ve özvektörler.....	31
Şekil 3.17. Özvektörlerin genişletilmesi	32
Şekil 3.18. Özdeğerler ve varyans.....	33

Şekil 3.19. Türetilmiş veri seti	33
Şekil 3.20. Kokteyl parti problemi	34
Şekil 4.1. Gönüllüler tarafından antrenmanların hangi sıklıkla ve nasıl yapıldığı ve hangi antrenman verisinin tez çalışmasında hangi rakamla ifade edildiği gösterilmiştir.....	37
Şekil 4.2. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (kırmızı)	38
Şekil 4.3. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı).....	38
Şekil 4.4. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı).....	39
Şekil 4.5. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi)ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı).....	39
Şekil 4.6. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (kırmızı)	40
Şekil 4.7. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı).....	40
Şekil 4.8. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı).....	40
Şekil 4.9. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı).....	41

Şekil 4.10. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)	41
Şekil 4.11. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)	42
Şekil 4.12. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)	42
Şekil 4.13. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)	42
Şekil 4.14. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (kırmızı).....	43
Şekil 4.15. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)	43
Şekil 4.16. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)	44
Şekil 4.17. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)	44
Şekil 4.18. 1. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (kırmızı)	45
Şekil 4.19. 1. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)	45

Şekil 4.20. 1.Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı)	45
Şekil 4.21. 1.Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)	46
Şekil 4.22. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (kırmızı).....	46
Şekil 4.23. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)	47
Şekil 4.24. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı)	47
Şekil 4.25. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)	47
Şekil 4.26. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı).....	48
Şekil 4.27. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı).....	48
Şekil 4.28. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı).....	49
Şekil 4.29. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı).....	49

Şekil 4.30. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (kırmızı)	50
Şekil 4.31. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)	50
Şekil 4.32. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)	51
Şekil 4.33. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)	51
Şekil 4.34. ICA analizi yapılan Bruce ve Sprint datalarının karşılaştırılmalarında hangi figürün hangi karşılaştırmayı yaptığı gösterilmiştir	52
Şekil 4.35. Bruce data 1-1 ile 1-2 karşılaştırması	52
Şekil 4.36. Bruce data 1-2 ile 2-2 karşılaştırması	53
Şekil 4.37. Bruce data 1-3 ile 2-3 karşılaştırması	53
Şekil 4.38. Bruce data 3-1 ile 4-1 karşılaştırması	53
Şekil 4.39. Bruce data 3-2 ile 4-2 karşılaştırması	54
Şekil 4.40. Bruce data 1-1 ile 1-2 karşılaştırması	54
Şekil 4.41. Bruce data 1-1 ile 3-1 karşılaştırması	54
Şekil 4.42. Bruce data 1-2 ile 3-2 karşılaştırması	55
Şekil 4.43. Bruce data 1-3 ile 3-3 karşılaştırması	55
Şekil 4.44. Bruce data 2-1 ile 4-1 karşılaştırması	55
Şekil 4.45. Bruce data 2-2 ile 4-2 karşılaştırması	56
Şekil 4.46. Bruce data 2-3 ile 4-3 karşılaştırması	56
Şekil 4.47. Sprint data 1-1 ile 1-2 karşılaştırması	56

Şekil 4.48. Sprint data 1-2 ile 2-2 karşılaştırması	57
Şekil 4.49. Sprint data 1-3 ile 2-3 karşılaştırması	57
Şekil 4.50. Sprint data 3-1 ile 4-1 karşılaştırması	57
Şekil 4.51. Sprint data 3-2 ile 4-2 karşılaştırması	58
Şekil 4.52. Sprint data 3-3 ile 4-3 karşılaştırması	58
Şekil 4.53. Sprint data 1-1 ile 3-1 karşılaştırması	58
Şekil 4.54. Sprint data 1-2 ile 3-2 karşılaştırması	59
Şekil 4.55. Sprint data 1-3 ile 3-3 karşılaştırması	59
Şekil 4.56. Sprint data 2-1 ile 4-1 karşılaştırması	59
Şekil 4.57. Sprint data 2-2 ile 4-2 karşılaştırması	60
Şekil 4.58. Sprint data 2-3 ile 4-3 karşılaştırması	60

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Bruce ölçümü sırasında kullanılan süre-hız ve eğim açıları	4
Çizelge 3.1. Veri Noktaları.....	31
Çizelge 3.2. Veri Seti.....	33



1. GİRİŞ

1.1. Kas Yorgunluğu Nedir?

Hayatı boyunca kas yorgunluğu yaşamamış bir insan herhalde yoktur. Herkes tarafından yaşanan bu kas yorgunluğu ise; vücudumuzda bulunan kaslar normal aktivitelerin haricinde zorlandığında veya uzun süre kullanıldığında hissedilen bir kas güçsüzlüğü ve derinden gelen bir ağrı, kasta sertleşme olarak tanımlanabilir. Tez çalışmasında kişinin antre olup olmadığını, kas yorgunluğu oluşumu üzerinden yapılacaktır. Bu nedenle kas yorgunluğunun nasıl oluştuğu ve nedenlerinin bilinmesi önemlidir. Kas yorgunluğu daha basit bir tarifile, kaslara verilmiş olan kuvvet üretme kapasitesinin tekrarlanan kasılmalar sırasında azalmasıdır.

Yorgunluk; kasın enerji ihtiyacıyla, enerji üretme kapasitesi arasındaki geçici dengesizlik olarak tarif edilebilir. Enerji (ATP) ihtiyacı ATP tedarikinden fazla olduğunda, kas hücresine yaptırılan iş azaltılmakta ve böylece hücre hasardan korunmaktadır. Hücrenin canlılığını sağlayan mekanizmalar için ATP gerektiğinden, yorgunluk çok faydalı bir koruma mekanizmasıdır. Eğer bu böyle takdir edilmeseydi, çalışmayı bırakmaz ve hücrelerimizi öldürünceye kadar zorlayabilirdik. Bu koruma mekanizması sayesinde insanlar farkında olmadan kendi kendini öldürmesi engellenmiştir. Zorlanan kasta yorgunluk ortaya çıkınca kas aktivitesi bırakılmakta veya yoğunluğu azaltılmakta, böylece adale, kiriş, bağ ve kemiklerde hasar meydana gelmesi engellenmektedir. Yorgunluk hissi olmasaydı, hangi zorluktaki kas aktivitelerinin iskelet sistemine zarar vereceğini bilemeyeceğimizden, kas liflerimizde veya bağlarımızda kopma, adale içine kanama gibi zararlı hâdiseler başımıza sıkça gelebilirdi.

Kas yorgunluğu, kas hücresindeki iç ortam dengesinin bozulmasıyla alâkalıdır. Aslında yorgunluğa yol açan birçok faktör bulunduğundan, bunun sebepleri hakkında tam bir görüş birliği yoktur. Kas hücresinde laktik asit gibi bazı maddelerin artması, glikojen gibi bazı maddelerin ise azalması, kasta iç ortam dengesinin bozulmasına yol açabilir. Bu değişiklikler kasın uyarılmasına ve/veya kasılmasına tesir eder ve yorgunluk gelişir. Kas yorgunluğuna yol açan faktörlerin adale içerisinde bulunması da gerekmez; kası uyan sinirlerde veya kas-sinir kavşağında da yorulma olabileceği genellikle kabul edilmektedir. Bu durumda yeterli sayıda kas hücresi uyarılamadığı veya bazı kas hücreleri sadece zayıf bir şekilde uyarılabildiği için, kas kuvvetinde azalma ortaya çıkar.

Egzersizin tipine ve süresine bağlı olarak yorgunluğun sebebi değişir. Kısa süreli yoğun egzersizler ile uzun süreli az yoğun egzersizlerden sonra görülen yorgunluğun sebepleri birbirinden farklıdır. Sıçrama, 100 metre koşma veya 50 metre yüzme gibi kısa süreli yoğun egzersizlere bağlı yorgunlukta, genellikle kasta ve kanda laktik asit

birikmesi birinci derecede rol oynar. Kasta laktik asit birikmesi, hücre içi asitliğin artmasına, bu da kasılma sırasında serbest kalan kalsiyum miktarının ve dolayısıyla kas kuvvetinin azalmasına yol açar. Buna karşılık, uzun süreli az yoğun egzersize bağlı yorgunluğun ana sebebi, adale glikojeninin azalmasıdır. Vücutta depolanan yağlar sporcularda daha fazla kullanılabildiği için, egzersiz sırasında glikojen kullanımı daha azdır.

Diğer yandan insan vücudunda glikojen asla tamamen tüketilmez; çünkü en hayati organımız olan beynin her zaman taze glikoza ve oksijene ihtiyacı vardır. Bu nedenden dolayı, dayanıklılık gerektiren dallardaki sporcular, aynı yoğunluktaki egzersizde enerjilerini yağ yakarak kazandıkları için daha geç yorulurlar.

Maraton koşucularında genellikle 29 ile 35. kilometrelerde kas glikojeni tükenmeye başlar. Bununla eşzamanlı olarak, kaslara giden kan akımında da -beynin kan ihtiyacı daha acil ve öncelikli olduğu için belirgin bir azalma olur. Bu durumda oksijen yetmezliği ve potasyum gibi çeşitli maddelerin birikmesiyle anî bir yorgunluk ortaya çıkar. Bu durum, 'duvara toslama' olarak tarif edilir. Yorulan kasın kasılma süresi uzar ve meydana getirilen kuvvet azalır. Yorgunluk fazla olursa adale tam olarak gevşeyemez. Bundan dolayı bazı bilim adamları kas yorgunluğunu kas kullanmayla dinlenme arasındaki dengenin geçici olarak bozulması şeklinde tarif ederler.

Yorgunluk kalıcı olmayıp geriye dönen fizyolojik bir süreçtir. Yorulan kas bir süre dinlendirilirse, kendisine verilen toparlanma kapasitesi sayesinde önceki kasılma kuvvetini geri kazanır. Gereken asgari dinlenme zamanı, yapılan aktivitelerin yoğunluğuna ve süresine bağlıdır. Çabuk yorulan kas lifleri çabuk, yavaş yorulan kas lifleri ise geç dinlenir. Bunu günlük hayatımızda da sık sık görebiliriz.

Kaslarımızda aşırı miktarda birikmiş laktik asitten dolayı sertleşme ve ağrı meydana geldiğinde, bir müddet sonra bu laktik asitin tekrar glikojene dönüştürülmektedir. Böylece laktik asit tekrar enerji için kullanılır. Uzun süre spor ile uğraşmamış kişiler aniden ağır bir egzersiz yaparlarsa ağır kas yorgunluğu şeklinde kendini gösteren durumun sebebi ise kaslardan uzun süre kullanılmadığından hücredeki enerji ihtiyacını karşılayan mitokondrilerin azalması, dolaşım ve solunum sistemi ile kasa yeterli oksijen yetiştirememesi olarak ortaya çıkar.

1.2. Ölçüm Yöntemi

Genel olarak, hareketlerde kısıtlılık ve performans da düşüş olarak adlandırılabilen kas yorgunluğu bağlı kişinin antrenmanlı olup olmadığının nedenleri tam olarak bilinmemekle beraber araştırmalar ve üzerinde fenomen hakkında ki incelemeler devam etmektedir. Bu problemle ilgili çok fazla araştırma ve inceleme olmasına karşın kesin ifadelerle sonuçlar bulunmamaktadır. İnsan fiziksel performanslarını ve

hareketlerini kısıtlayan etkenlerden olan kas yorgunluğunun nedenlerinin araştırılması, geciktirilmesi, tespit edilmesi ayrıca fiziksel aktiviteler sonucu oluşan kas yorgunluğunun dinlendirilerek tekrar eski kasılma gücünün yerine gelmesi için geçen sürenin azaltılabilmesi antrenörler ve bilim insanları için eskiden beri önemli bir araştırma konusu olmuştur. Ancak kişinin antrenmanlı olup, olmadığının incelenmesi ve araştırılması; araştırılan kişinin fiziksel dayanıklılığı, yaptığı antrenmana bağlı olarak hangi kas grubunun etkilendiği ve ne sürede etkilendiği gibi farklı birçok etmene bağlıdır. Dolayısıyla bu araştırmalarda bu ve bunun gibi faktörlere bağlı olarak çeşitli zorluklar oluşmaktadır. Bu zorluklar kas yorgunluğu ölçme sırasında birbirileri ile etkileşimlerinden dolayı verinin doğru bir şekilde alınmasını zorlaştırmaktadır. Kas yorgunluğunun ölçümü için EMG ve MMG ölçüm metotları kullanılmıştır. EMG ve MMG ölçümlerinin, gerek kas metabolizması hakkında detaylı inceleme fırsatı sağlaması, gerekse ölçüm kolaylığı oluşturması bakımından avantaj sağlamaları ile bu çalışmada ölçüm düzeneği olarak tercih sebebi olmuşlardır. Bu ölçüm metotları daha önce aynı konu hakkında araştırma yapan araştırmacılar tarafından sıklıkla da kullanılmıştır. Son zamanlarda, yüzeysel EMG ölçümüne destek olması açısından yeni bir ölçüm olarak çalışmalara dahil edilen MMG sinyali, EMG ölçümlerindeki gibi elektriksel aktivitenin göstergesi değil, kaslardaki mekanik değişimi simgeleyen bir ölçüm sinyali olarak dikkat çekmektedir. Bu yüzden bu tezde alınan verilerin sadece MMG analizlerine yoğunlaşarak, MMG analizinin bir kişinin antre olmasının anlaşılmasına bir katkı sağlanabilir mi sorusunun cevabı aranacaktır.

1.3. Ölçüm Teknikleri

Analiz edilecek kas yorgunluğunun çalışmaya katılan gönüllüler üzerinde oluşturulabilmesi için, gönüllüler iki farklı yöntemde performans sergilemiştir. Bunlardan ilki maksimal yüklenmeli koşu bandı yöntemlerinden olan Bruce protokolüdür. 10 etaptan oluşan bu yöntemde her etapta koşu bandının eğimi ve hızı giderek artırılarak çalışmaya katılan gönüllülerden gösterebildiği maksimal performansı sergilenmesi istenmiş ve kaslarda yorgunluk meydana getirilmiştir. Aynı gönüllülerdeki kas yorgunluğunu meydana getirmek için, ikinci bir performans testi prosedürü atletizm sahasında tartan zemin üzerinde gerçekleştirilmiştir. 100m sprint performans testi, başlangıç işareti verildikten sonra gönüllülerden 100m’lik parkuru koşabildiği en yüksek hızla koşarak tamamlamaları istenmiş ve kaslarındaki yorgunluğun oluşturulması sağlanmıştır. Bu yöntemlerin seçilmesinin önemi vurgulanmak istenirse; Bruce protokolü için, gönüllülerden eğimin ve hızın giderek arttırıldığı koşu bandında gösterdiği performansını yapabildiği son noktaya kadar devam ettirmesi, 100 m sprint performans testi için ise 100m’lik mesafeyi koşabildiği en yüksek hızla koşabilmesinin istenmesidir.

1.3.1 Bruce ölçümü

Bruce ölçümü (Bruce Treadmill Test Protocol / Bruce Stress Test), 1963 yılında Dr.Robert A.Bruce tarafından hastalarda kalp düzensizliklerini tahmin etmek üzere geliştirilmiş bir ölçüm yöntemidir. Klinik kullanımlarda, bu ölçüm genelde “stres ölçümü” veya “antrenman tolerans ölçümü” olarak adlandırılır.

Günümüzde bu yöntem, sporcuların VO₂max seviyelerini belirlemek için kullanılan ortak yollardan biridir. Bruce Yöntemi’nde, solunumla alınan ve verilen havadaki oksijen miktarının ölçümü yerine, belli bir mesafenin katedilme süresi temel alınır. Ölçümler, "%10 seviyesi" olarak kabul edilen 1.7mi/sa(=2.74km/sa)lik bir hızda başlar, ve 2 dakika aralıklarla, hız %2 oranında arttırılarak, genel olarak %26 seviyesine, bazı durumlarda ise %28 seviyesine kadar 9 veya 10 kademede ölçüm yapılır. Test süresince sıklıkla nabız, kan basıncı(tansiyon) ve gösterilen antreman performansı da kaydedilir. Bu seviyeler aşağıdaki şekillerde verilmiştir.

Bölüm	Süre (dak.)	Hız (km/hr)	Eğim (%)
1	0	2.74	10
2	3	4.02	12
3	6	5.47	14
4	9	6.76	16
5	12	8.05	18
6	15	8.85	20
7	18	9.65	22
8	21	10.46	24
9	24	11.26	26
10	27	12.07	28

Çizelge 1.1 Bruce ölçümü sırasında kullanılan süre-hız ve eğim açıları

VO₂max hesaplamak içinse $VO_2 \max = 14.8 - (1.379 * T) + (0.451 * T^2) - (0.012 * T^3)$ formülü kullanılır. Bu formüllerde T, kesirli dakika olarak toplam zamandır, örnek olarak 00:09:15'lik (9 dakika 15 saniye) süre 9.25 dakika olarak belirtilir.

1.3.2. Sprint ölçümü

Sprint testi zamana bağlı olarak, önceden belirlenmiş bir mesafeyi tek seferde, maksimum hızla bitirmeyi hedefler. Standartlaştırılmış bir ısınmadan sonra, ne ölçmeye çalıştığınız ve spora bağlı olarak 10/20/40/100 metre gibi bir mesafe sporcu tarafından kat edilir. Hareketin standartlaştırılması amacıyla başlangıç konumu, başlangıç çizgisinin arkasında sporcunun ayağının sabit yere basması önemlidir. Bu çalışmaya katılan 42 gönüllü ise önceden belirlenen 100 metre sprint koşusuna tabi tutulmuşlardır.

1.4. Ölçümde Kullanılan Kas Grubu

Analizlerde kullanılacak EMG ve MMG sinyallerinin eşzamanlı kayıt edilebilmesi için insan vücudunda uyluğun ön kısmında bulunan ve bacağı ekstansiyon yaptırma görevini üstlenen Muskulus Quadriceps Femoris kas grubuna ait Rectus Femoris kası seçilmiştir.



Şekil 1.1. Bruce ve Sprint ölçümlerinde kullanılan Rectus Femoris kası

Bu kas grubunun çalışmada tercih edilmesinin en önemli sebebi insan vücudundaki en büyük ve en kuvvetli kas olmasıdır. Bu sayede elektriksel ve mekanik kayıtlar daha rahat alınabilmektedir. Çalışmada en önemli husus, kas yorgunluğu analizinin gerçekleştirilebilmesi için gerekli olan test ve yöntemlerin belirlenmesidir. Antrenmanların öncesi ve sonrasında gerek basit ölçüm sağlayabilmesi, gerekse kasların mekanik aktivitesini incelemek için çok sayıda parametre sağlayabilmesi açısından MMG işaretlerinin analiz edilmesi kas yorgunluğunun tespiti için büyük önem taşımaktadır.

1.5. Kas Fizyolojisi

İnsan iskeletinin meydana getiren kemikler ve eklemlerin kendi başlarına hareket etme yetenekleri yoktur. İskelet sistemine hareket yeteneğini kaslar sağlamaktadır. İskeletin üzerini sararak vücudumuza esas şeklini veren ve eklemlerle birlikte hareketi sağlayan yapılara kas denir. Bu tez çalışmasında MMG sinyal kayıtları kaslardan elde edildiği için kasların yapısının bilinmesi önem kazanmaktadır. Kaslar, lifli yapıya

sahiptirler. Hareket yeteneğinin sağlanabilmesi için en az iki kasın karşılıklı ve genellikle zıt çalışması gerekir. Yani kasın birisi kasılırken bu kasa zıt olan kasın gevşemesi gerekir. İskelet sistemiyle birlikte vücudun hareketini sağlamak, vücudumuzun asıl şeklini vermek, iç organların hareketini sağlamak kasların asil görevlerindendir.

1.5.1. Kas yapıları

İnsan vücudunda üç tip kas vardır. Bunlar çizgili kaslar, düz kaslar ve kalp kasları olarak vücudun farklı bölgelerine dağılmış durumdadırlar. İnsan vücudunun büyük bir kısmı çizgili kaslar(iskelet kasları) ile çevrili durumdadır. Kasılmalar ve kas yorgunluğu iskelet kaslarında meydana gelmektedir. MMG verileri bu kas gurubuna dahil olan Rectus Femoris kasından alınmıştır. MMG verileri alan çizgili kas tipi (iskelet kası) ve çizgili kas hareketleri de kısa bir şekilde anlatılacaktır.

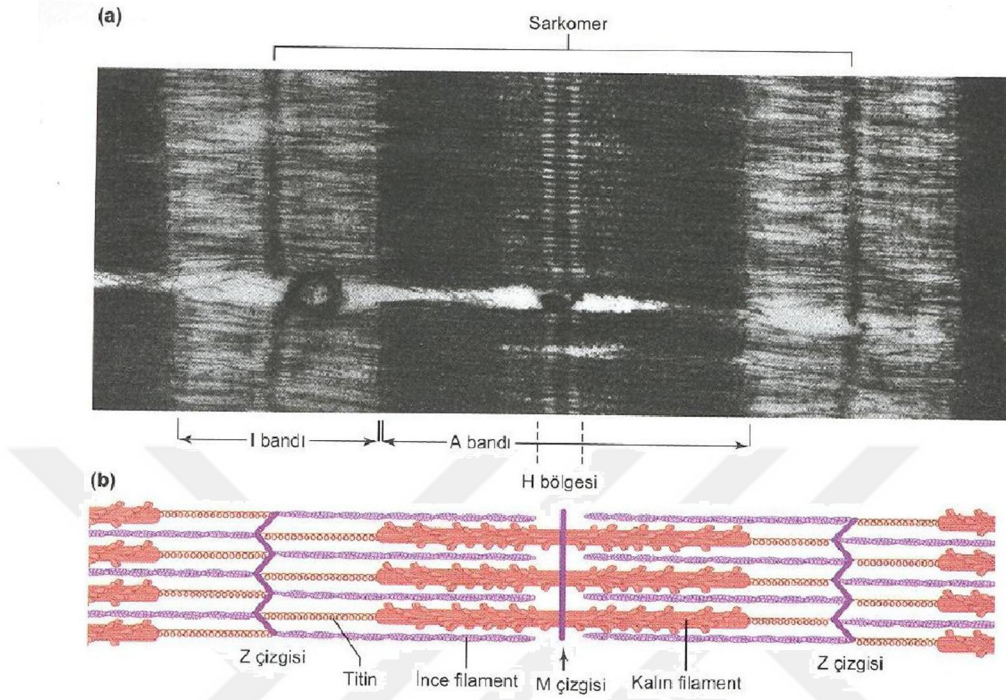
1.5.2. İskelet kası

En çarpıcı özellik, uzun eksene dik olarak uzanan belirgin bir açık ve koyu bantlar serisidir. Bu karakteristik çizgili düzen, kalp kasında da olduğu için her iki kasa birden çizgili kas denir.

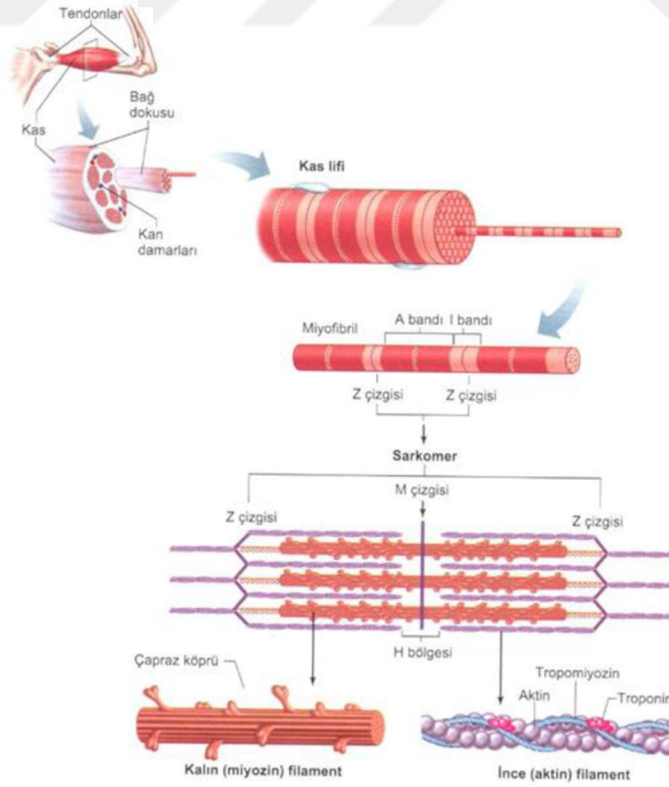
Üçüncü temel kas tipi olan düz kas, çizgili görüntüye sahip olmadığı için bu ismi alır. Tek bir kas hücrelerine kas lifi denir. Miyoblastlardan gelişir. İskelet kasındaki farklılaşma doğuma yakın zamanda tamamlanır. Farklılaşmış lifler bebeklikten yetişkinliğe kadar boyut olarak büyümeye devam eder. Ancak doğumdan sonra miyoblastlardan yeni lifler oluşmaz. Yetişkinlerde kas liflerinin çapları 10 ile 100 µm arasındadır, uzunlukları ise 20 cm'ye kadar çıkabilir. Kası lifleri hasar görürse diğer kas lifleri bölünerek, hasarlanan liflerin yerini alamaz. Kas liflerine komşu satelit hücreler, embriyonik miyoblastlar gibi bir değişim göstererek yeni lifler oluşturabilir. Kas dokusunun kaybında gerçekleşen kompanzasyonun çoğu geri kalan liflerin çaplarının büyümesi ile (hipertrofi) gerçekleşir. Her kas lifi çok çekirdekli olup tek bir birim gibi davranır. İskelet kasındaki çizgili görüntü, sitoplazmada bulunan, 1-2 µm çapındaki silindirik demetler şeklinde bulunan miyofibrillerde yer alan birçok ince ve kalın filamentin düzenli sıralanması sonucu oluşur. Bir lifin sitoplazmasının çoğu, her biri lifin bir ucundan diğerine kadar uzanan ve lifin sonlarında tendonlara bağlanan miyofibrillerle doludur.

Her miyofibrildeki ince ve kalın filamentler miyofibril boyunca tekrarlayan düzenli dizilimler şeklinde düzenlenmişlerdir. Bu tekrarlayan düzenli dizilimlere sarkomer denir. Kalın filamentler hemen hemen tamamen, kasılmada görev alan bir protein olan miyozinden oluşur. İnce filamentler kasılmada görev alan diğer bir protein

olan aktinden oluşur. İnce filamentlerin yapısında kasılmanın kontrolünde önemli rolleri olan troponin ve tropomiyozin proteinleri yer alır.



Şekil 1.2. (a) İskelet kası mikroskop görüntüsü (b) Düz kas yapısı

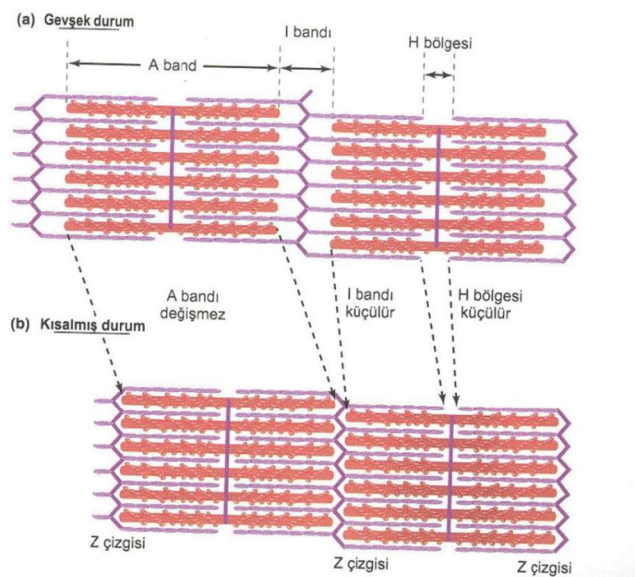


Şekil 1.3. İnce ve kalın filament

Kalın filamentler her sarkomerin ortasında bulunur. A bandı denilen düzenli olarak birbirine paralel yerleşmiş geniş, koyu bantları oluşturur. Her sarkomerin uç taraflarında iki tane ince filamentler seti bulunur. Her ince filamentin bir ucu, bir ara bağlayıcı proteinler ağı olan Z çizgisine tutunmuştur. Diğer uçları ise kalın filamentlerin bir bölümü ile üst üste gelir. İki tam Z çizgisi sarkomerin sınırlarını belirler. Böylece, komşu iki sarkomerdeki ince filamentler Z çizgisinin iki yanına tutunmuştur. I bandı olarak bilinen açık renkli bant iki komşu sarkomerin A bantlarının arasında bulunur. Bu bölümdaki ince filamentler kalın filamentlerle üst üste gelmez. I bandı Z çizgisi ile ikiye bölünmüştür. Her sarkomerin A bandı bölgesinde iki ek bant daha bulunur. H bölgesi A bandının merkezinde bulunan dar, açık renk bir banttır. Bu bölge sarkomerdeki birbirine karşı duran iki ince filament dizisinin arasında kalan bir boşluğa karşılık gelir. H bölgesinin ortasındaki ince ve koyu renkli bant M çizgisi olarak bilinir. Bu bölge, yan yana yerleşmiş olan kalın filamentleri orta bölgelerinden birbirlerine bağlayan proteinlere karşılık gelir. Ayrıca, elastik protein olan titinden oluşan filamentler Z çizgisinden M çizgisine uzanır ve hem M çizgisi proteinlerine, hem de kalın filamentlere bağlanır. Hem kalın filamentler arasındaki M çizgisi bağlantısı, hem de titin filamentleri kalın filamentlerin sarkomerin ortasında düzenli diziliminin sürdürülmesini sağlar.

Kayan Filamentler Mekanizması

Kuvvet oluşumu sırasında iskelet kas lifi kısalduğunda, her sarkomer içindeki üst üste gelen kalın ve ince filamentler birbirleri üzerinde hareket ederler. Sarkomerlerin bu kısalması sırasında kalın ve ince filamentlerin boylarında bir değişiklik olmaz. Bu duruma kas kasılmasının kayan filament mekanizması denir.



Şekil 1.4. Kasın gevşek ve kasılmış modeli

Kısalma sırasında, ince filamentteki aktin molekülüne tutunan her miyozin çapraz köprüsü bir kayığın küreğinde olduğu gibi, yay şeklinde hareket eder. Birçok çapraz köprünün yaptığı bu kürek çekme hareketi Z çizgilerine tutunmuş olan ince filamentleri sarkomerin ortasına doğru gelmeye zorlar; böylece sarkomerin boyu kısalır. Bir çapraz köprünün yaptığı tek bir vuruş hareketi ince filamentin kalın filament üzerinde göreceli olarak çok küçük bir hareketine neden olur. Bir kas lifi aktif kaldıkça, her çapraz köprü birçok defa kürek çekme hareketini tekrarlar ve bu da filamentlerde büyük bir yer değiştirme sağlar. Kas kısalmasının en genel şekli, kasın bir ucunun sabit bir pozisyonda kalırken diğer ucunun sabit uca doğru kısalmasıdır. Bu durumda, filamentler kaydıkça ve her sarkomer kıaldıkça, bir yandan da her sarkomerin merkezi kasın sabit ucuna doğru kayar. Böylece, bir kas lifinin kuvvet oluşturma ve hareket becerisi aktin ve miyozin kontraktil proteinleri arasındaki etkileşime bağlıdır. Bir aktin molekülü tek bir polipeptitten oluşan globuler bir proteindir. Diğer aktin molekülleri ile polimerize olarak birbiri üzerine sarmalanmış ikili bir zincir oluşturur. Bu zincirler bir ince filamentin esasını oluştururlar. Her aktin molekülünde miyozin için bir bağlanma yeri bulunur. Aktin, tropomiyozin ve troponin içerir.

İskelet Kasında Uyarılma-Kasılma Kenetinin Basamakları

1. Kas hücre zarındaki aksiyon potansiyelleri T tübüllerinin depolarizasyonunu başlatır.
2. T tübüllerinin depolarizasyonu, Ca^{2+} 'un SR'den hücre içi sıvına salınmasına neden olur.
3. Hücre içi Ca artar.
4. Ca , ince filaman üzerindeki troponin C'ye bağlanır, troponinde, tropomiyozini yol üzerinden uzaklaştıran mimari değişikliğe neden olur. Çapraz köprü döngüsü başlar.

-Çapraz Köprü Döngüsü

a. İlk önce, miyozine hiçbir ATP bağlı değildir ve miyozin aktine sıkıca bağlanmıştır. Hızla kasılan kasta bu evre kısa sürer. ATP yokluğunda, bu evre kalıcı hal alır (rigor mortis).

b. ATP daha sonra, miyozinde, miyozinin aktinden salınmasına neden olan mimari bir değişiklik yapmak üzere miyozine bağlanır.

c. Miyozin, aktinin artı ucuna doğru yer değiştirir. ATP, ADP ve inorganik fosfata hidrolize olur. ADP miyozine bağlı halde kalır.

d. Miyozin, aktin üzerinde yeni bir noktaya bağlanır ve burası güç (kuvvet üreten) darbesini oluşturur. ADP daha sonra serbest kalır ve miyozin rigor haline geri döner.

e. Ca troponin C'ye bağlı kaldığı sürece döngü yinelenir. Her çapraz köprü döngüsü miyozini, aktin filamanı üzerinde daha ileriye yürütür.

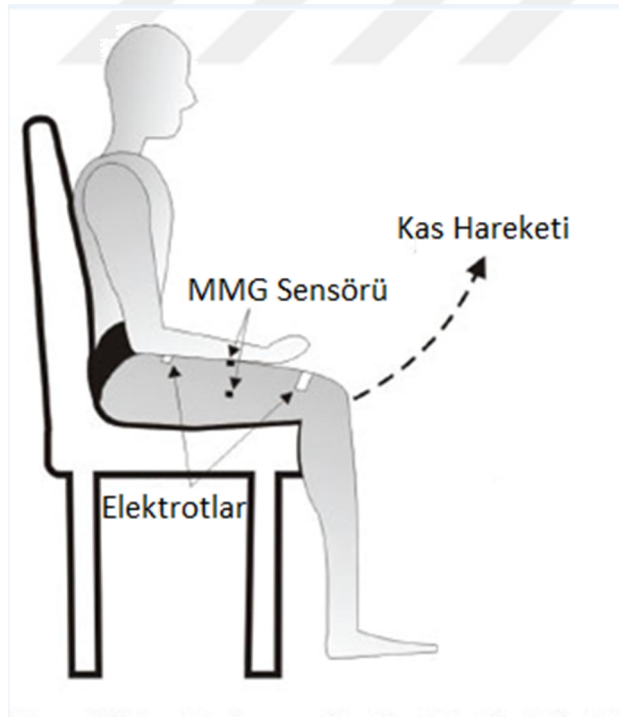
5. Gevşeme, Ca SR tarafından tekrar depolandığı zaman görülür. Hücre içi Ca düşer, Ca troponin C'den salınır ve tropomiyozin tekrar aktin üzerindeki miyozin bağlayan

noktayı bloke eder. Hücre içi Ca düşük olduğu sürece çapraz köprülenme döngüsü görülmez.

6. Tetanus mekanizması. Tek bir aksiyon potansiyeli SR'den standart miktarda Ca salınmasına neden olur ve tek bir sarsı oluşturur. Bununla beraber, kasın üst üste sürekli uyarılması halinde SR'den daha fazla Ca salınır, hücre içi Ca da kümülatif bir artış olur ve çapraz köprülenme döngüsünün süresi uzar. Kas gevşemez (tetanus).

1.6. EMG ve MMG

Kişinin antrenmanlı olup, olmadığının tespit edilmesi ve performans ile ilişkilendirilmesi aktivitenin sayısal değerlere dökülmesi ile gerçekleşmektedir. Dolayısıyla, EMG sinyallerinin belirli bir sinyal işleme yöntemine tabi tutularak bazı önemli parametrelerin çıkarılması çalışmanın mühendislik önemini vurgulamaktadır. EMG işaretini doğrultma, alçak geçiren filtre uygulama ki bu işlem bir nevi yumuşatmadır (smoothing), hareket eden ortalama alma işlemi (moving average), entegrasyon(integral alma) işlemi, RMS değeri ölçümü, sıfır geçiş ve dönüşlerin sayılması (zero crossing-turns counting) işlemleri yapılabilir. Bu yöntemler genellikle kasın kasılma şiddeti ve kasılma süresi ile alakalı bilgiler verebilmektedir. Ancak kas yorgunluğunun performans ile ilişkilerinin gözlemlenebilmesi için daha fazla parametreye ihtiyaç duyulmaktadır.



Şekil 1.5. MMG verilerinin alınması

Dolayısıyla, sadece EMG sinyallerinin incelenmesi tek başına kişinin antrenmanlı olup, olmadığının analizi için yeterli olmamaktadır. Bir çok araştırmada

EMG ve MMG bir arada farklı metotlar ile kullanılmıştır. Ancak MMG verilerinin bileşen analiz yöntemleri ile incelenmesi literatürde çok sık karşılaşılmaz. Bu tezde belirlenen bileşen analiz yöntemleri ile MMG sinyallerinin kişinin antre olup, olmadığı araştırıldı. Sadece tezde MMG kullanılmasının nedeni kasta meydana gelen yorgunluk ve antre olma, sadece elektriksel değil, kasın mekanik hareketlerini de kısıtlayan bir vücut direncidir.



2. KURAMSAL BİLGİLER VE KAYNAK TARAMALARI

2.1. Literatür Geçmişi

Yorgunluk, gerek sporcularda gerekse toplumun diğer kesimlerinde, yaşam kalitesini bozan ve performansı olumsuz etkileyen önemli başlıklar arasındadır. kas yorgunluğu araştırmaları genel anlamda sporcu yaralanmaları, dinlenme süreleri ve rehabilitasyon üzerine odaklanmış olup, kas yorgunluğunun etkileri, yaşı ilerlemiş kişilerde ki kas yorgunluğu, sporcu performansları ve bu gibi etkileri azaltabilme üzerine durulmuştur (Ergen 1990, 2002). Yorgunluk, birbirini sırayla izleyen birçok faktörün birleşmesiyle oluşur ve performansı düşürür (Kirkendall 1990). Deneyimli sporcularda yorgunluğun performansı bozucu etkisi daha az hissedilmektedir (Aune 2001). Sporcularda antrenmanların optimum koşullarda planlanması, gerek rejenerasyonun sağlanması ve akut yorgunluğun engellenmesi, gerekse uzun dönemde sürantrman durumuna girilmemesi açısından önem taşır. Geçmişten günümüze bakılacak olursa kas yorgunluğu üzerine farklı tanımlamalar yapılmıştır. Asmussen kassal yorgunluğu “verili bir egzersizde gücün sürdürülmesinde yetersizlik” olarak açıklamaktadır (Asmussen 1990). Bugün için en yaygın olarak kabul gören tanım ise Asmussen’in tanımına oldukça paralel olup Edwards’a aittir. Edwards’a göre yorgunluk “belirli bir egzersiz yükü için gerekli gücün ortaya konmasındaki yetersizlik” cümlesiyle ifade edilmektedir (Edwards 1983). 5.Uluslararası Egzersiz Biyokimyası Sempozyumunda (1982) biraz daha detaylı ancak aynı çerçevede bir başka tanım da kabul görmektedir Hultman ve Sjöholm’dan; “Yorgunluk, önceden belirlenmiş bir egzersiz şiddetinde organizmanın tümünden ve/veya bu belirli yükte çalışma sırasında fonksiyonların devamında görev yapan fizyolojik mekanizmaların/süreçlerin bazılarında yetersizlik olmasıdır.” (Hultma ve Sjöholm 1986)

Güney Afrikalı araştırmacı Tim Noakes (2000) egzersiz fizyolojisi temelinde geliştirilmiş modellerden yola çıkılarak hazırlanan birçok antrenman programının uygun olmadığı görüşünü öne sürmektedir (Noakes 2000). Bu savına ilişkin olarak; laboratuvar ve saha araştırmalarının ilişkilendirilemeyeceğini, insan organizmasının cevaplarını etkileyen faktörlerin kolay denetlenemeyeceğini, saha koşullarının bu etkileri arttırabileceğini, direkt ve doğru ölçümlerin çok ender olduğunu, birçok araştırma planında sadece biyokimyasal ve fizyolojik testlerin ön planda tutulduğunu ancak; antrenmana bağlı değişimlerin incelenmesinin ve sportif performansta etkili olan antrenmana fizyolojik uyumların araştırılmasının ihmal edildiğini vurgulamaktadır. Dolayısıyla Noakes, performansı bozan yorgunluğun fizyolojik olarak tam ve doğru bir şekilde analizinin güçlüğüne dikkat çekmektedir. Noakes araştırmacıların veya uygulayıcıların yorgunluğu sadece yetersiz ve tam olmayan tek bir fizyolojik modelleme ile ele almalarında sakıncalar olduğuna işaret etmektedir. Kas liflerindeki oksijen alımındaki yetersizlik ve yetersiz miktardaki kan akışı da kassal yorgunluğa neden olan faktörler arasında yer almaktadır (Fox 1989). Dayanıklılık düzeyinin

ölçülmesinde birçok antrenman programının dizaynında maksimal oksijen kullanımı (VO₂max) ve egzersizde biriken kan laktadı uygun bir kriter olarak kabul edilmiştir (Foster ve Maud 1995).

MMG ile ilgili bir çalışmada kas aktivitesi ve yorgunluğu için MMG sinyallerinin RMS değeri ve Medyan frekansı (MF) incelenmiştir (Yang 2009). Bir başka çalışmada Parkinson hastalarında submaximal yük tutma esnasında agonist ve antagonist kasların EMG ve MMG faaliyetleri incelenmiş ve anlamlı sonuçlar bulmuştur (Marusiak 2009). 2007 yılında Jaskolska A. ve diğerleri, Submaksimal izometrik , konsantrik ve eksantrik kasılmalar sırasında mechanomyographic kondanser mikrofön ve ivme ölçer sonuçları arasında bir karşılaştırma yapmıştır. Biceps brachii kasının maximal istemli kuvveti ölçülmüştür. Deneyde, artan güç ile beraber her iki dönüştürücünde normalize RMS ve MPF(ortalama güç frekansı) 'sinde doğrusal bir artış görülmüştür. Her üç kasılma türünde de dönüştürücüler arasında RMS farklı çıkmıyorken, konsantrik ve eksantrik kasılmada ivme ölçerin MPF sinin mikroföninkinden daha yüksek çıktığı saptanmıştır. Varyasyonun RMS ve MPF değer katsayıları, izometrik kasılmalar ile karşılaştırıldığında izometrik olmayan kasılmaların daha büyük çıktığını ve ivme ölçer için mikrofondan daha düşük olduğunu tespit etmişlerdir. İzometrik, konsantrik ve eksantrik kasılmalardan elde edilen sonuçlar, mikrofön ve ivme ölçerin benzer eğilimler göstermesine rağmen yoğunluk artışı ile farklılıklar göstermiştir. Düşük-orta hareket hızında, konsantrik kasılmaların ivmeölçer ve mikrofön ile incelenebilir olduğu sonucuna varılmıştır (Jaskolska 2007). 2011' deki bir çalışmada izometrik rampa ve adım kas kasılmaları sırasında biceps brachii kasından elde edilen EMG ve MMG sinyallerinin spektral özelliklerini çıkarmak için dalgacık ve temel bileşen analizi uygulanmıştır (Qi 2011). Beck W. T., ve arkadaşları vastus lateralis, rektus femoris ve vastus medialis kaslarından maksimal konsantrik ve eksantrik izokinetik hareketleri esnasında elde edilen MMG sinyallerinin zaman/frekans olaylarını, doğrusal olmayan ölçekli dalgacıklarla çözmeyi denemiştir. MMG dalgacık spektrumları konsantrik ve eksantrik izokinetik hareketler için farklı spektral bantlar tesbit edilmiştir. Aynı zamanda izokinetik hareket esnasında yüksek ve düşük frekans bantlarında bağımsız olarak aktif hale geldiği saptanmıştır (Beck 2008).

3. MATERYAL VE METOT

3.1. Kullanılan Materyaller

Yapılacak olan tez çalışmada kullanılacak veri tabanını oluşturmak için gönüllüler belirlenmiştir. Çalışmaya katılacak gönüllülerden sporcu grubu Akdeniz Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu bölümü öğrencilerinden, kontrol grubu ise Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi öğrencilerinden belirlenen kriterlere uygun olarak seçilmiştir. Çalışmaya katılacak 45 kişi, 100m sprint koşusu sonunda zamansal derecelerine göre kendi içerisinde rasgele seçilen tepe inişi (Ti)(n=9), tepe çıkışı (Tç)(n=9), kombine (Ti+Tç)(n=9) ve yatay (y)(n=9) düzlemde sprint antrenmanları yapmak üzere 4 çalışma grubu ve bir de kontrol grubu (kont)(n=9) olmak üzere 5 gruba ayrılmıştır. Kontrol grubunun son 6 ay içerisinde düzenli spor faaliyetlerine katılmamış (haftada 2 gün 1 saat veya 3 gün yarım saat düzenli şekilde çalışmamış), obezite, epilepsi, kalp, tansiyon rahatsızlığı bulunmayan, ağrı kesici ve vitamin dahil herhangi bir düzenli ilaç kullanmayan kişilerden seçilmesi gerekmektedir. 36 kişilik sporcu grubu sporcu geçmişi olan, haftada en az 2 gün 1 saat veya 3 gün yarım saat düzenli şekilde çalışma yapan, sigara içmeyen, onam formunu kabul etmiş, beden kütle endeksi (BKİ) 20-25 arasında olan gönüllülerden oluşturulacaktır.

Antrenman uygulaması, maksimal sprint şeklinde tekrar yöntemine dayalı bir çalışma olacaktır. Çalışma, ısınma, koşu drilleri, esas evre ve soğuma evrelerini içeren bir yapıda 8 hafta süre ile haftada 3 gün uygulanacaktır. Çalışmanın sıklığı sürat antrenmanlarında her 10 metre sprint için 1 dakika dinlenme ilkesinden yola çıkılarak belirlenmiştir (Muratlı ve Kayloncu). Çalışma programı başladığında gruplara dahil olan gönüllüler, aşağıdaki prosedürlere göre antrenmanlara tabi tutulacaktır.

Tepe İnişi (Ti) Grubu; Denekler yüksek çıkışla 4 tekrar 1 set olacak şekilde toplamda 3 setlik (12×40 m) bir çalışma uygulayacak, sprintler arasında 4 dakika dinlenme setler arasında ise 10 dakikalık aktif dinlenme verilecektir. Bu grubun koşacağı 40 m kendi içerisinde şu bölümlerden oluşacaktır; 5 m hızlanma koşusu (yatay)+20 m maksimal sprint (İniş)+ 15 akıcı koşu ile bitiriş.

Tepe Çıkışı (Tç) Grubu; Denekler yüksek çıkışla 4 sprint tekrarı 1 set olacak şekilde toplamda 3 setlik (12×40 m) bir çalışma uygulayacak, sprintler arasında 4 dakika dinlenme setler arasında ise 10 dakikalık aktif dinlenme verilecektir. Bu grubun koşacağı 40 m kendi içerisinde şu bölümlerden oluşacaktır; 5 m hızlanma koşusu (yatay)+20 m maksimal sprint (Çıkış)+ 15 akıcı koşu ile bitiriş.

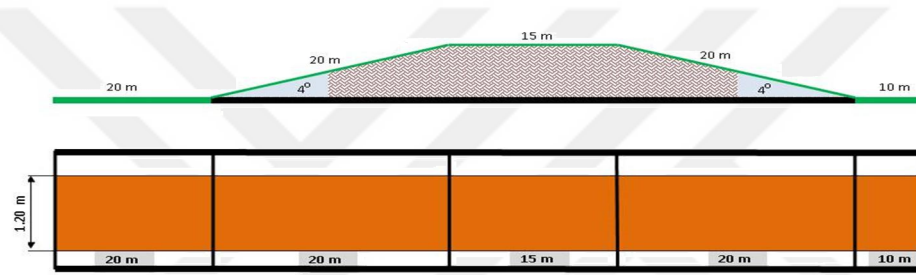
Kombine (Ti+Tç) Grubu; Denekler yüksek çıkışla 3 sprint tekrarı 1 set olacak şekilde toplamda 2 setlik (6×75m) bir çalışma uygulayacak, sprintler arasında 7,5 dakika, setler arasında ise 12 dakikalık aktif dinlenme verilecektir. 6×75 m sprint uygulayacak,

sprintler arasında 7,5 dakika dinlenme verilecek. Bu grubun koşacağı 75 m kendi içerisinde şu bölümlerden oluşacaktır; 5 m hızlanma koşusu (yatay)+20 m maksimal sprint (çıkış)+ 15 m inişe başlamak için kontrollü koşu (yatay) +20 m maksimal sprint (iniş) +15m akıcı koşu ile bitiriş.

Yatay Koşu (Y) Grubu; Denekler yüksek çıkışla 6×80 m maksimal süratle sprint uygulayacak, sprintler arasında 8 dakika dinlenme verilecektir.

Kontrol Grubu (Kont);Denekler herhangi bir çalışma yapmadan sadece testlere katılacaklardır.

Antrenman programının uygulanması için kullanılacak tepe inişi, tepe çıkışı ve yatay düzleme sahip koşu parkuru Şekil 3-1 gösterildiği gibidir.



Şekil 3.1. Özel tasarlanmış koşu parkuru

Anaerobik gücü belirlemede kullanılan wingate testi için Resim 3-2’ deki Monark 824E marka ve model bisiklet temin edilmiştir. Cihaz üzerinde test işlemleri yapılmıştır. Wingate testi 30 saniye süreyle en yüksek mekanik gücü sağlayacak şekilde önceden belirlenen sabit yüke karşı bisiklet ergometresinde maksimal pedal çevirmeye dayanmaktadır.



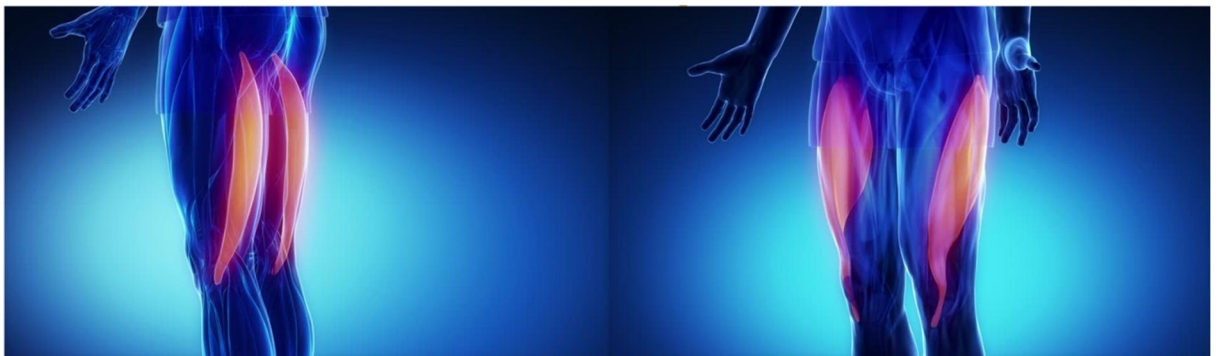
Şekil 3.2. Wingate testi için kullanılacak olan bisiklet

Çalışmadaki aerobik gücü belirlemede kullanılacak Bruce testi için Resim 3-3’deki Jaeger LE 100 CE/200 CE marka ve modelli koşu bandının temini sağlanmıştır. Bruce testinde koşu bandının eğimi ve hızı her üç dakikada bir aşağıdaki tabloya göre artırılıp denemeler yapılmıştır. Temin edilen koşu bandı çalışmaya karşılık verecek nitelikte ve özellikle seçilmiştir. Düzenek Bruce protokolüne uygun olarak test edilmiştir.



Şekil 3.3. Bruce testi için kullanılacak olan koşu bandı

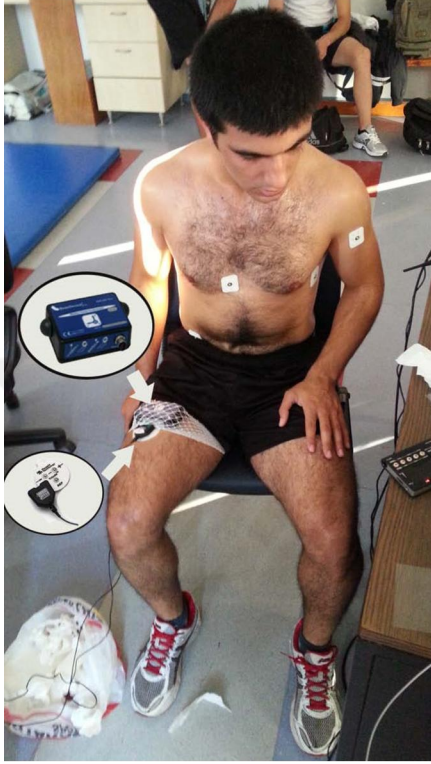
Sinyal incelemeleri için EMG ve MMG (ivme ölçer) cihazları temin edilmiş ve seçilen gönüllülerden EMG, MMG kayıtları alınmıştır. EMG ve MMG kayıtları alınırken elektrotlar gönüllünün Rectus Femoris ve Biceps femoris kaslarının orta kısımlarına yerleştirilmiştir.



Şekil 3.4. Gönüllülerden alınacak EMG ve MMG sinyali için seçilen kas grupları

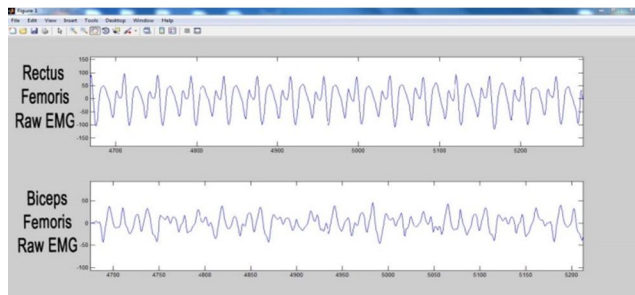
Test kaydından önce, herhangi istenmeyen gürültülere sebep olmamak için elektrotun bağlanacağı deri yüzeyi traşlanıp temizlenmiştir. Sinyalin daha iyi

alınabilmesi için deri yüzeyi ile elektrot arasında iletken jel kullanılmıştır. Çalışmada tüm kayıtlar, yüzeysel elektrot kullanılarak elde edilmiştir. Çalışmada, 10 mm çapında, kendinden yapışkanlı gümüş-gümüş klorür elektrotlar kullanılmıştır (T3404, Thought Technology Ltd. Montreal, Canada).



Şekil 3.5. Test ölçümleri esnasında gönüllülerden bir tanesinin fotoğrafı

EMG test kaydından sonra elde edilen “.txt” uzantılı sinyal verileri matlab programı üzerinde çizdirilip sinyal şekilleri aşağıdaki gibi gözlemlenmiştir.



Şekil 3.6. Gönüllülerden alınan örnek EMG kaydının matlab programında çizdirilmiş sinyal görüntüsü

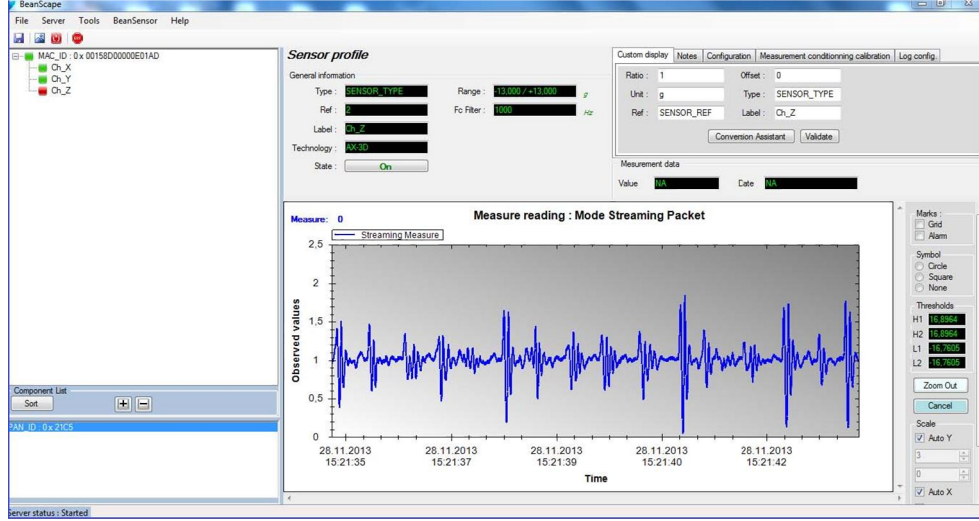
Yapılan test çalışmasında accelerometer (ivme ölçer) biceps femoris kasının göbeğine yerleştirilmiştir. Testlerde Beanair firmasına ait Beandevise AX-3D wireless accelerometer (kablosuz ivme ölçer), Bean Gateway wireless sensor Networks (WSN) coordinator (kablosuz sensör ağ koordinatörü), Beanscape Real time wireless sensor networks supervision (gerçek zamanlı kablosuz sensör ağı denetim yazılımı) kullanılmıştır. Aşağıda accelerometer ve sistemin fotoğrafları görülmektedir.



Şekil 3.7. Çalışmada MMG ölçümü için kullanılacak set

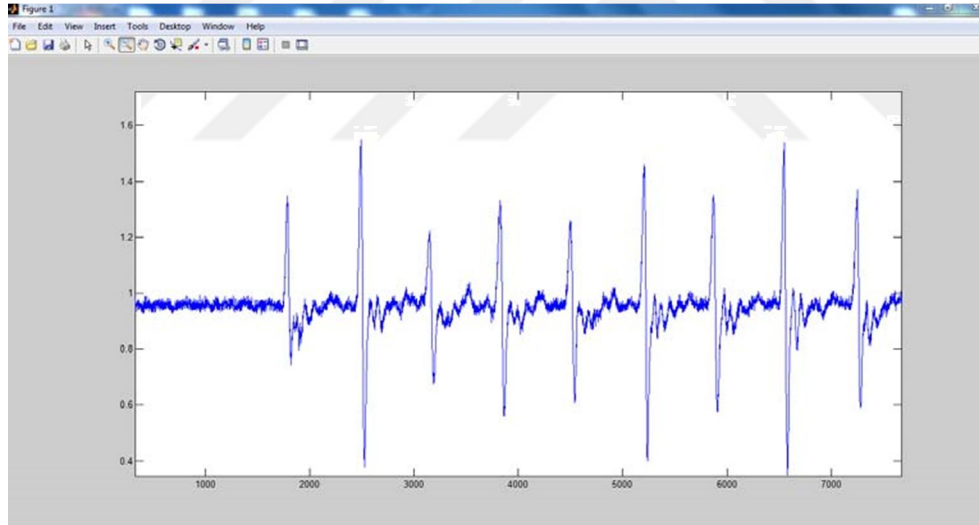


Şekil 3.8. Çalışmada kullanılacak MMG (ağ koordinatörü, ivme ölçer)



Şekil 3.9. Beanscape yazılımı ekran görüntüsü

MMG test kaydından sonra elde edilen “.txt” uzantılı sinyal verileri matlab programı üzerinde çizdirilip sinyal şekilleri aşağıdaki gibi gözlemlenmiştir.



Şekil 3.10. Gönüllülerden alınan örnek MMG kaydının matlab programında çizdirilmiş sinyal görüntüsü

Bruce testi esnasında gönüllülerin O_2 tüketim ve CO_2 üretim yüzdelerini veren VO_{2max} cihazı kullanılacaktır. Breath by breath yöntemi ile Vmax SPECTRA 229LV, (Sensormedics) marka, oksijen analizatörü ile ölçülecektir.



Şekil 3.11. Bruce testi ve VO_2 max kaydı esnasında kaydedilen bir fotoğraf.

Reports --- Akif Page: 1 Sağlam, Serhat - ethm 11:46:56
 Setup Print PrintPDE Batch [J]etLink/150 SetStatus Help Exit

Select Report: Akif Set as Default Default Patient Report: Akif

AKDENİZ UNIVERSİTESİ
BEDEN EGİTİMİ VE SPOR YÜKSEKOKULU

CardioPulmonary Exercise Test Results

Name: Sağlam, Serhat
 ID: ethm
 Date: 28/11/13
 Age: 19 Race: Caucasian
 Height(cm): 168 Weight(kg): 57.0

Time Sec	HR	VO_2	VO_2	VO_2/kg	METS	RQ	Speed	RR	% VO_2 Max
HH:MM	BPM	L/min	L/min	mL/kg/min			KPH	BPM	%
Test Stage - Baseline									
00:01:00	63	0.349	0.395	6.9	2.0	0.86		13	11
00:02:00	78	0.361	0.440	7.7	2.2	0.82		13	12
Test Stage - Warmup									
00:01:00	95	0.627	0.742	13.0	3.7	0.85		21	21
Test Stage - Exercise									
00:01:00	95	0.756	0.998	17.5	5.0	0.76		21	28
00:02:00	91	0.808	1.058	18.6	5.3	0.76		23	29
00:03:00	105	0.978	1.269	22.3	6.4	0.77		27	35
00:04:00	113	1.167	1.419	24.9	7.1	0.82		23	39
00:05:00	108	1.089	1.353	23.7	6.8	0.82		24	38
00:06:00	124	1.398	1.681	29.5	8.4	0.83		23	47
00:07:00	139	1.840	2.163	37.9	10.8	0.85		27	60
00:08:00	144	2.036	2.271	39.8	11.4	0.90		29	63
00:09:00	158	2.285	2.465	43.3	12.4	0.93		31	69
00:10:00	170	2.809	2.830	49.6	14.2	1.00		39	79
00:11:00	175	2.909	2.842	49.9	14.2	1.03		39	79
00:12:00	183	3.270	3.082	54.1	15.5	1.07		50	86
00:13:00	190	3.024	2.826	49.6	14.2	1.07		43	79

F1 F6 F7 F8

Arrow Up/Down to a Report. Enter to Link to Patient File

Şekil 3.12. Vmax Spectra cihazı ile alınan örnek VO_2 max kayıtları

3.2. Kullanılan Metot

Günümüzde her alanda karşımıza çıkan sorunlardan biri, araştırmalarda elde edilen iki ya da daha fazla özellik arasında bir bağlantı olup olmadığının incelenmesi ve araştırılmasında tek değişkenli yöntemler yetersiz kalmaktadır. Burada sonucu

etkileyen çok sayıda özellik olup, bu özellikler arasında doğrudan veya herhangi bir ilişki bulunmamaktadır. Bu gibi durumlarda araştırma ve incelemenin güvenilir ilerleyebilmesi için iki yada daha fazla özellik kümesi arasında ki ilişkinin ortaya konulması gerekmektedir. Bu da çok değişkenli analiz tekniklerini önemini artırmıştır. 1940 yıllardan beri geliştirilen bu çok değişkenli analiz teknikleri amacı, çalışmalar ve araştırmalar sonucu elde edilen verilerin açıklanmasına ve yorumlanmasına yardımcı olmaktır. Günümüzde ki çoğu çalışmada, araştırılan ve yorumlanmaya çalışılan konular genellikle pek çok etkenin etkisi altında olup, incelenmeye çalışılan konunun özellikleri de birbiriyle ilişki içerisindedir. Bu nedenle araştırılan ve yorumlanmaya çalışılan konuların sağlıklı ve kesin sonuçlar alınabilmesi için, araştırılan konuyu etkileyen etmenlerin bütünüyle bakılması gerekmektedir.

Çok değişkenli istatistiksel analizde, n tane bireye (nesne) ilişkin p tane değişken (özellik) incelenmektedir. Bu özelliklerden birçoğunun birbiriyle ilişkili (bağımlı) ve p sayısının çok büyük olması klasik istatistik analiz yöntemlerinde sorun yaratmaktadır. Örneğin kişinin antre olup olmaması ve yorgunluk ile ilgili bir konuda; kişinin geçmişteki antrenman geçmişi, cinsiyeti, yaşı, sağlık ve kondisyonu, boy ve kilo oranı, kişide ki yağ oranı, kişinin geçmişten gelen ve devam eden beslenme alışkanlıkları, kişinin günümüzde ki antre seviyesi ve yaptığı fiziksel aktiviteler, günlük rutin işleri ve o an ki ruh hali ve çevresel faktörler ve kas yorgunluğunun oluşmasına neden olan aktivite veya spor bizim değişkenlerimizi ifade ediyor olsun. Bu değişkenlerin birçoğu birbirleri ile ilişkili olup, her birinin sonuca etkisi vardır. Burada sonucu etkileyen çok fazla değişkenin olması sonucun yorumlanmasın da sıkıntılar doğuracaktır. Her birinin tek-tek Sonuca etkisinin ne kadar olduğunun araştırılması işlem yükü ve karışıklığa sebep olabilir. Ayrıca tek tek ele alınan verilerin incelenmesi, resme genel çerçeveden bakılmamasından dolayı araştırmanın güvenilirliğini azaltabilir. Böyle durumlarda, çok değişkenli istatistik yöntemlerine başvurulmaktadır. Çok değişkenli istatistik yöntemlerinden yaygın olarak kullanılanlara; kümeleme analizleri, temel bileşenler analizi, bağımsız bileşenler analizi, ayırma analizi, kanonik korelasyon analizi, çoklu regresyon analiz ve faktör analizi örnek olarak verilebilir (Özdamar)

Bu tez kapsamında, çok değişkenli istatistik analizlerinden Temel Bileşenler Analizi ve bağımsız bileşen analizi ile gönüllülerden farklı zamanlarda alınan MMG sinyalleri incelenecektir.

Kullanılan metotlarda girmeden önce, metotlarda kullanılan bazı matematiksel ifadelerle değinilmiştir.

3.2.1. İstatistik analizi

İstatistik, belirli bir amaç için veri toplama, tablo ve grafiklerle özetleme, sonuçları yorumlama, sonuçların güven derecelerini açıklama, örneklerden elde edilen

sonuçları kitle için genelleme, özellikler arasındaki ilişkiyi araştırma, çeşitli konularda geleceğe ilişkin tahmin yapma, deney düzenleme ve gözlem ilkelerini kapsayan bir bilimdir. Belirli bir amaç için verilerin toplanması, sınıflandırılması, çözümlenmesi ve sonuçlarının yorumlanması esasına dayanır. İstatistiğin temel prensibi, tamamen büyük veri kümeleri üzerinde ilgilenilen alanlara bağlı olarak bu büyük veri kümesi daha küçük alt kümelerle temsil ve analiz edebilmektedir (Kagan ve Sheep).

3.2.2. Standart sapma

Standart sapma, verilerin nasıl yayıldığına (saçıldığına) dair ölçümsel olarak bilgi verir. Veri değerlerinin yayılımının özetlenmesi için kullanılan bir ölçüdür. Standart sapma varyansın kareköküdür (Vikipedia).

$$\bar{X} = \frac{\sum_{i=1}^n x}{n} \quad (3.1)$$

$\bar{X}$, X dizisinin ortalamasını ifade etmektedir. Buna göre standart sapma:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1}} \quad (3.2)$$

3.2.3. Varyans analizi

Varyans verinin yayılımı ile ilgili bir başka ölçüm bilgisi veren kavramdır. Genellikle değişimi ölçmek için kullanılır. Varyans, standart sapmanın karesidir (L. I. Smith. 2002)

$$s = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2}{n-1} \quad (3.3)$$

3.2.4. Kovaryans analizi

Olasılık teorisi ve istatistikte, kovaryans iki değişkenin birlikte ne kadar değiştiklerinin ölçüsüdür. Kovaryans, iki rasgele değişkenin beraber değişimlerini inceleyen bir istatistiktir (Kagan ve Sheep). Standart sapma ve varyans tek boyutlu veriler için kullanılmaktadır. Ancak çoğu zaman veri setleri birden fazla boyuta sahiptir. Kovaryans her zaman iki boyut arasında ölçüm yapmak için kullanılmaktadır (Smith 2002).

$$var(X) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X}) (X_i - \bar{X})}{n-1} \quad (3.4)$$

Yukarıdaki formüle benzer şekilde X değişkeni ve Y değişkeni arasındaki ölçüme bakılmak istendiğinde aşağıdaki formül yardımıyla bu iki değişken arasındaki ilişkiye bakılabilir.

$$cov(X, Y) = \frac{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{Y}) (X_i - \bar{Y})}{n-1} \quad (3.5)$$

Kovaryans değeri, pozitif ise her iki değişkenin birlikte arttığı; negatif ise biri artarken diğ erinin azaldığı; sıfır ise bu iki değişkenin bağımsız olduğu yorumu yapılabilir.

3.2.5. Kovaryans matris

İkiden fazla değişkene bakıldığında kovaryans matris kullanılır. Kovaryans matristeki diyagonal değerler değişkenlerin varyans değerlerine eşittir. Kovaryans matris $cov(a, b) = cov(b, a)$ özelliğ inden dolayı simetrik bir yapı sergilemektedir (L. I. Smith. 2002).

$$c = \begin{Bmatrix} cov(x, x) & cov(x, y) & cov(x, z) \\ cov(y, x) & cov(y, y) & cov(y, z) \\ cov(z, x) & cov(z, y) & cov(z, z) \end{Bmatrix} \quad (3.6)$$

3.2.6. Özvektörler ve özdeğerler

Bilindiğ i üzere boyutlar uyumlu olduğ u sürece iki matris çarpılabilir ve özvektörler bu kural için özel bir durum ifade etmektedir. Bir vektör üzerine uygulanan matris o vektörün hem büyüklüğ ünü hem de yönünü değiştirebilir. Buna rağmen, bir matris bazı belirli vektörler üzerinde etkidiğ inde onun büyüklüğ ünü bir çarpan kadar katlar, yani sadece büyüklüğ ünü değiştirir, doğrultularını değiştirm ez. Doğrultusu değişmeyen bu vektörler söz konusu matrisin özvektörleri olarak ifade edilir. Özdeğerler, özvektörler, özuzaylar bir matrisin özellikleridir ve matris hakkında önemli bilgiler vermektedir. Özvektörler ancak kare matrislerden elde edilebilir. Bu nedenle bir özdeğer ve özvektör elde etmek için kovaryans matrisler kullanılmaktadır. Ancak her kare matrisin özvektörleri yoktur (Alpar 1997).

3.2.7. Dik izdüşüm

$P_{[A]} = AA^+$, yani AA^+ matrisi A 'nın sütun vektörlerinin gerdiğ i $[A] \subset R^{n \times 1}$ alt uzayı üzerine dik izdüşüm matrisidir. Ayrıca, A 'ın sütun vektörlerinin gerdiğ i uzaya dik olan alt uzay $[A]^\perp (R^n = [A] \oplus [A]^\perp)$ olmak üzere, bu alt uzay üzerine dik izdüşüm matrisi $P_{[A]^\perp} = I - AA^+$ dır.

Örnek vermek gerekirse iki boyutlu vektör uzayındaki vektörlerin aşağıdaki mavi çizgi ile gösterilen doğru üzerinde dik iz düşürölmesi; mavi çizgi $\begin{pmatrix} 1 \\ 1 \end{pmatrix} \in R^{2 \times 1}$ vektörü tarafından gerilen alt vektör uzayındaki noktaların bir kısmıdır (Alpar 1997).

3.2.8. Temel bileşen analizi

Temel Bileşenler Analizi ilk kez 1900'lü yılların başında Karl Pearson tarafından tanıtılmıştır. Daha sonra 1933 yılında Hotelling ve 1964 yılında Rao tarafından uygulama alanları geliştirilmiştir (Alpar 1997).

Bir bütünü oluşturan değişkenler arasında ki ilişkinin tamamen kırılması veya özellik matrisinde boyut indirgeme Temel Bileşen Analizinin temel amaçları arasındadır. Ayrıca Temel bileşen analizi tek başına kullanıldığı gibi, yapılacak başka analizler için veri tabanı oluşturmak amacıyla da kullanılmaktadır. Bir bütünü oluşturan ve sonuca etki eden değişkenlerin arasında ilişkilerin bulunması ve aralarında ilişki ve bağlantılı olmamaları durumu analiz sonuçlarını olumsuz yönde etkilemekte ve analizin yorumlanmasını engellemektedir. Bu gibi durumlarda kullanılan tekniklerin biride Temel Bileşen Analizidir (Arnold 1981).

Temel bileşenler analizinde, n birey (gözlem) ve p değişkenden oluşan veri matrisi X 'in p boyutlu uzaydaki durumu düşünülecek olursa, veri matrisi (her birey bir noktayı göstermek üzere) çok sayıda noktadan oluşan bir topluluk olarak ifade edilebilir. Bu matriste eğer ham veri kullanılıyor ise, varyans-kovaryans matrisinden, standartlaştırılmış veri kullanılıyor ise korelasyon matrisinden yararlanılmaktadır (Shanmugam ve Johnson 2007).

Oldukça farklı sonuçlar verebilen bu iki yoldan hangisinin seçileceği konusunda en önemli belirleyici, verilerin ölçü birimleridir. Eğer değişkenlerin ölçü birimleri aynı ise varyans-kovaryans matrisinden, değilse korelasyon matrisinden yararlanılması önerilir (Özdamar). Çalışmada, her iki metotda denenmiş olup, matematiksel gösterimleri sırayla anlatılmıştır.

a)Varyans-Kovaryans Matristen yararlanılarak yapılan Temel Bileşen Analizi

$$X = \begin{matrix} & X_{11} & X_{12} & X_{13} & \dots & X_{1J} & \dots & X_{1P} \\ X_{21} & X_{21} & X_{22} & X_{23} & \dots & X_{2J} & \dots & X_{2P} \\ & X_{N1} & X_{N3} & X_{N3} & \dots & X_{NJ} & \dots & X_{NP} \end{matrix} \quad (3.7)$$

p tane tesadüfi değişkeni,

$$X_1 = \begin{pmatrix} x_{12} \\ x_{21} \\ x_{n1} \end{pmatrix}, X_2 = \begin{pmatrix} x_{12} \\ x_{22} \\ x_{n2} \end{pmatrix}, \dots, X_j = \begin{pmatrix} x_{1j} \\ x_{2j} \\ x_{nj} \end{pmatrix}, \dots, X_p = \begin{pmatrix} x_{1p} \\ x_{2p} \\ x_{np} \end{pmatrix} \quad (3.8)$$

şeklinde gösterilir. Matematiksel olarak temel bileşenler $X_1, X_2, \dots, X_p$ değişkenlerinin doğrusal kombinasyonlarıdır. Geometrik olarak bu doğrusal bileşenler birbiri ile ilişkili koordinat eksenleri $X_1, X_2, \dots, X_p$ olan orijinal sistemi döndürerek, birbirinden bağımsız yeni koordinat sisteminin oluşturulmasını amaçlamaktadır. Yeni eksenler maksimum değişkenliği içeren yönleri gösterir ve birlikte değişim yapısının daha basit ve daha az sayıda değişken ile açıklamasına olanak verir. X gözlem matrisinin birinci temel bileşenine ait denklem;

$$Y_1 = t_{11}X_1 + t_{21}X_2 + t_{31}X_3 + \dots + t_{p1}X_p \quad (3.9)$$

$$Y_1 = t_1'X \quad (3.10)$$

Olur. Burada;

$$t_1' = (t_{11}, t_{21}, \dots, t_{p1}) \text{ ve } X' = (X_1, X_2, \dots, X_p) \quad (3.11)$$

$$t_1'X = (t_{11}, t_{21}, \dots, t_{p1}) \cdot \begin{pmatrix} X_1 \\ X_2 \\ \vdots \\ X_p \end{pmatrix} \quad (3.12)$$

$$= t_{11}X_1 + t_{21}X_2 + t_{31}X_3 + \dots + t_{p1}X_p \quad (3.13)$$

şeklinde yazılabilir. X matrisinde yer alan p değişkenin doğrusal bileşenlerini bulmak için varyans-kovaryans matrisinin özdeğerleri ve özvektörleri kullanılır[25]. Varyans-kovaryans matrisini oluşturmak için gerekli olan ortalamalar, varyans ve kovaryanslar aşağıda verilen denklemler yardımı ile hesaplanır (Shanmugan ve Johanson, 2007).

$$x_j = \frac{\sum_{i=1}^n x_{ij}}{n}, \quad j=1,2,3,\dots,p \quad (3.14)$$

$$S_{jj'} = \frac{\sum_{i=1}^n (X_{ij} - \bar{X}_j) \cdot (X_{ij'} - \bar{X}_{j'})}{n-1}, \quad j=1,2,3,\dots,p; j' = 1,2,3, \dots, p \quad (3.15)$$

Hesaplanan bu değerler ile oluşturulan varyans-kovaryans matrisi pxp boyutunda olup aşağıda verilmiştir.

$$S = \begin{bmatrix} S_{11} & S_{12} & S_{1p} \\ S_{21} & S_{22} & S_{2p} \\ S_{p1} & S_{p3} & S_{pp} \end{bmatrix} \quad (3.16)$$

Böylece temel bileşenlerin doğrusal denklemlerini oluşturmak için Eşitlik 3.9'da verilen birinci temel bileşenin varyansı $t_1't_1 = 1$ kısıtlaması altında aşağıda verildiği şekilde hesaplanır (Alpar 1997)

$$E\{(t_1'X)(t_1'X)'\} = E(t_1'XX't_1) = t_1'St_1 \quad (3.17)$$

Yine $t_1' t = 1$ kısıtlamasından $t_1' t - 1 = 0$ olur Lagrnaj fonksiyonunu

$$\varphi(t_1, \lambda) = t_1' S t_1 - \lambda(t_1' t_1 - 1) \quad (3.18)$$

elde edilir. Burada; λ_1 lagranj çarpanıdır. t_1 e göre kısmi türevi alınıp sıfıra eşitlenirse,

$$2S t_1 - 2t_1 \lambda \quad (3.19)$$

Elde edilir. Buradan,

$$(S - \lambda I) t_1 = 0 \quad (3.20)$$

elde edilir. Burada; λ_1 değeri S matrisinin birinci bileşenine ait özdeğer; t_1 , S matrisinin birinci özdeğerinden elde edilen özvektördür. Söz konusu eşitliğin solundaki ikinci terim için $t_1' t_1 = 1$ kısıtlama olması sebebiyle $t=0$ 'dan başka çözüm olması, ancak ve ancak birinci terimin determinantının sıfır olması ile mümkündür.

$$|S - \lambda I| = 0 \quad (3.21)$$

Bu eşitliği p özdeğer için genelleştirir ve λ_1 yerine λ koyulduğunda,

$$|S - \lambda I| = 0 \quad (3.22)$$

elde edilir. Bu eşitliğin çözümünde λ 'nın p . dereceden bir polinomu elde edilir ve bu polinomun $\lambda_1 \geq \lambda_2 \geq \lambda_3 \geq \dots \geq \lambda_p \geq 0$ olmak üzere toplam p tane kökü, yani özdeğeri vardır. Bileşenlerin varyansı özdeğerlere eşit olduklarından ve özdeğerleri büyükten küçüğe doğru sıralanmasının nedeniyle birinci bileşenin varyansı en yüksek olup diğerleri bunu izler, bu nedenle birinci bileşenin varyansının toplam varyasyondaki payı yüksek olur[27.]Elde edilen p tane özdeğerin her birine karşılık p tane özvektör hesaplanır. Özvektörleri hesaplarken öncelikle Eşitlik (3.20)'den elde edilen her özdeğeri tek tek aynı eşitliğe koyarak matrisin eşleniği (Adjoint)'i bulunursa, yani;

$$E\mathfrak{s} = (S - \lambda_1 I) \quad (3.23)$$

Eşlenik matris kofaktör matrisine eşittir.

$$K = E\mathfrak{s}(S - \lambda_1 I) \quad (3.24)$$

K , kofaktör matrisin boyutu $p \times p$ olup sütunların birbirinin aynısı veya farklı olmasının yanında en önemli özelliği birbirine orantılı olmasıdır. Bu özelliğin bir sonucu olarak

her sütunun standartlaştırılmış özvektörlerin değerleri birbirine eşittir. Bu özellikten yararlanarak, özvektörlerin standartlaştırılmasına gidilir. Birinci özvektörün standartlaştırılması ile ilgili denklem aşağıda gösterildiği gibidir.

$$t_{i1} = \frac{k_{i1}}{\sqrt{\sum_{i=1}^p (k_{i1})^2}}, \quad i=1,2,3,\dots,p \quad (3.25)$$

Burada k_{i1} : K matrisinin i 'inci satır elemanıdır. Elde edilen p tane standartlaştırılmış özvektör Eşitlik (3.9)'de yerine koyulursa,

$$\begin{aligned} Y_1 &= t'_1 X = t_{11}X_1 + t_{21}X_2 + t_{31}X_3 + \dots + t_{p1}X_p \\ Y_2 &= t'_2 X = t_{12}X_1 + t_{22}X_2 + t_{32}X_3 + \dots + t_{p2}X_p \\ &\dots \\ &\dots \\ Y_p &= t'_p X = t_{1p}X_1 + t_{2p}X_2 + t_{3p}X_3 + \dots + t_{pp}X_p \end{aligned} \quad (3.26)$$

bileşenler elde edilir[27,28]. Standardize edilmiş özvektörlerin kareleri toplamı 1'e eşittir.

$$\sum_{i=1}^p (k_{i1})^2 = 1 \quad (3.27)$$

Böylece, toplam varyasyondaki en büyük katkıyı getiren bileşen için bulduğumuz standardize edilmiş özvektör değerinin,

$$t_{i1}^2, \quad i=1,2,3,\dots,p \quad (3.28)$$

şeklinde karesini almak suretiyle, birinci bileşendeki her değişkenin (türün) toplam varyasyona olan katkısı bulunur ve değişken sayısı,

$$\sum_{i=1}^p t_{i1}^2 < 0.95, \quad i=1,2,3,\dots,p \quad (3.29)$$

eşitliği ile saptanır. Diğer bileşenler (özdeğerler) için de benzer şekilde işlem yapılır. Y_1 den sonra bağımsız doğrusal bileşenler arasında en büyük varyansa ikinci

bileşen sahiptir. Ayrıca, Y_1 ile Y_2 'nin bağımsızlığı ($t_1' t_2 = 0$),

$$\begin{aligned} E(Y_1 Y_2) &= E[(t'_1 X)(t'_2 X)'] \\ &= E(t'_1 X X' t_2) \\ &= t'_1 S t_2 \\ &= \sigma t'_1 t_2 \\ &= 0 \end{aligned} \quad (3.30)$$

şeklinde ispat edilir. Böylece, Y_1 ve Y_2 istatistiksel manada hem bağımsız hem de diktir (Özdamar 2004).

b)Standartlaştırılmış Veriler ile Korelasyon Matrisinden Yararlanılarak Yapılan Temel Bileşen Analizi

(n) tane birime ait (p) özellik ölçüldüğünde toplam değişkenlik (varyans), (p) adet değişkenin tümü tarafından açıklanmaktadır. Toplam değişkenliğin önemli bir kısmı (k) bileşen tarafından açıklanabilir. Bu durumda, (k) adet bileşen gerçek (p) adet değişkeni temsil edebilmektedir. Böylece (n) ölçümdeki (p) değişken, önemli bir bilgi (varyans) kaybı olmadan, (n) ölçümdeki, (p) (k) değişkene indirgenmektedir. Söz konusu (k) adet yeni değişken, gerçek değişkenlerin bazı kısıtlamalara bağlı kalınarak oluşturulmuş çeşitli doğrusal birleşimleridir (Özdamar 2004).

Temel Bileşen Analizinde gerçekleşmesi beklenen ilk özellik p $X_1, X_2, X_3, \dots, X_p$ gibi p adet değişkeni, önemli bilgilerin tümü saklayarak bu değişkeni daha az değişkenle ifade etmesidir. Bu yeni oluşan daha az değişkenin ise, p adet değişkenle başlamış olan orijinal ve büyük değişkenin analizlerinde bu indirgenmiş halinin kullanılabilinmesidir.

Standartlaştırılmış olan $X_1, X_2, X_3, \dots, X_p$ tane vektörlerin temel bileşenleri $Z_1, Z_2, Z_3, \dots, Z_p$ vektörleri olsun. Bu halde;

$$TMA_1 = (b_1)t \ Z = b_{11}Z_1 + b_{21}Z_1 + b_{31}Z_1 + \dots + b_{p1}Z_p \quad (3.30)$$

$$TMA_2 = (b_2)t \ Z = b_{12}Z_2 + b_{22}Z_2 + b_{32}Z_2 + \dots + b_{p2}Z_p \quad (3.31)$$

... ..

... ..

$$TMA_p = (b_p)t \ Z = b_{1p}Z_p + b_{2p}Z_p + b_{3p}Z_p + \dots + b_{pp}Z_p \quad (3.32)$$

Bu denklemlerde gösterilmiş olan standart denklemlerde ki TMA'lar temel bileşenleri, Z vektörleri ise veri makrisinin satır vektörlerini göstermektedir. Burada bulunan asıl önemli nokta b_{ij} ile gösterilen sabit sayılardır. Bu sayılar standartlaştırılmış veri matrislerinin satır vektörlerinin (Z_{ij}) hangi oranda temel bileşene etki ettiğini gösterir. Bunlara temel bileşen yükleri denir. Bu Temel bileşen yükleri, temel bileşenlerin değişkenlere varyans katkısını gösteren ağırlıklardır ve temel bileşenleri, değişkenlerin hangi ağırlıklarla tanımladıklarını göstermektedir. Temel bileşenler ortogonal olarak kullanılacağından, temel bileşenler ile korelasyon katsayıları arasında bağlantı vardır (Özdamar).

$$Var(TMA_i) = Var((b_i)tZ) = (a_i)S_{ai} = (a_i)R_{ai} \quad (3.33)$$

$$Cov(TMA_i, TMA_k) = (a_i)S_{ak} = (a_i)tR_{ak} \quad (3.34)$$

Yukarıda eşitliklerde gösterildiği üzere S kovaryans matrisi, R ise korelasyon matrisidir. Burada ki önemli nokta standartlaştırılmış veri matrisi kullanıldığından dolayı $R=S$ 'dir.

Burada belirlenecek olan Temel bileşenler, orijinal verinin toplam varyansına mümkün olacak en yakın şekilde açıklayan bileşenler olarak seçilmelidir. Bunun için birinci temel bileşen olan TMA1 toplam sistem varyansına olabilecek maksimum katkı sağlamalıdır. 2 temel bileşen, birinci temel bileşenin açıkladığı varyansdan geriye kalan sistem varyansının olabilecek maksimum biçimde açıklaması gerekmektedir. Bu bütün temel bileşenler için aynı şekilde hesaplanır (Özdamar 2004).

$$TMA1 = b_{11}Z_1 + b_{21}Z_1 + b_{31}Z_1 + \dots + b_{p1}Z_p \quad (3.35)$$

$MaximumVar(TMA1) = (a_1)^t R a_1$ ve $Var((a_1)^t Z)$ ile $(a_1)^t a_1 = 1$ şartını sağlayan temel bileşendir.

Bu eşitlikler 2. Temel bileşen 3. Temel bileşen ve n. Temel bileşen şeklinde gider.

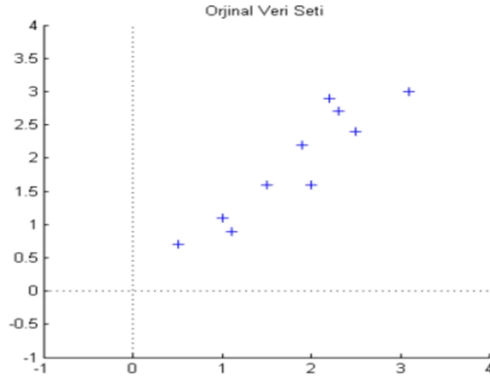
3.2.9. Temel bileşen analiz uygulaması

3.2.8 bölümünde anlatılan temel bileşen analizin standartlaştırılmış korelasyon teorisine bağlı kalarak uygulamasının nasıl olacağı gösterilecektir. Analizin rahat anlaşılması için 2 boyutlu bir veri kullanılacak olup, her adımdaki değişiklikler gösterilecektir.

Noktalar	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
x	2,5	0,5	2,2	1,9	3,1	2,3	2	1	1,5	1,1
y	2,4	0,7	2,9	2,2	3	2,7	1,6	1,1	1,6	0,9

Çizelge 3.1 Veri noktaları

Çizelge 3.1'de verilen noktalar örnekte kullanılacak olup Matlab üzerinden grafikleri çizdirilecektir.

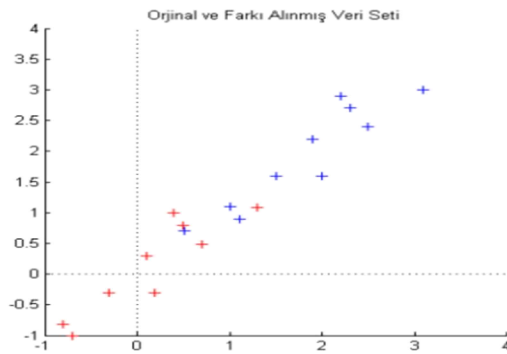


Şekil 3.13. Verinin figürü

Şekil 3.14’de Temel bileşen Analizi uygulamadan önce ilk adım olarak, her bir boyutta ki noktanın, yine kendi boyut ortalamasından çıkartılması gerekmektedir. Buna göre x eksenini ortalaması $\bar{x}$ olsun. Aynı şekilde y eksenini ortalaması $\bar{y}$ olsun. Çizelge 3 ise her bir boyutun kendi ortalamasının farkını göstermektedir.

x	y	$\bar{x}$	$\bar{y}$
2,5	2,4	0,69	0,49
0,5	0,7	-1,31	-1,21
2,2	2,9	0,39	0,99
1,9	2,2	0,09	0,29
3,1	3	1,29	1,09
2,3	2,7	0,49	0,79
2	1,6	0,19	-0,31
1	1,1	-0,81	-0,81
1,5	1,6	-0,31	-0,31
1,1	0,9	-0,71	-1,01

Çizelge 3.2 Veri seti



Şekil 3.14. Orijinal Veri Seti ve Ortalamalarından Farkları Alınmış Yeni Veri Seti

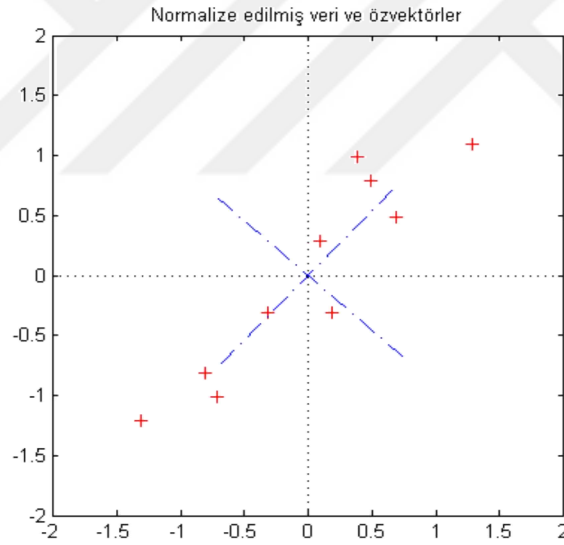
3 adım olarak kovaryans matrisinin bulunması gerekmektedir. Orijinal veri 2boyutlu bir veri olduğundan kovaryans matriside 2x2 olarak bulunacaktır. Yukarıda verilen veri setinin kovaryans matrisi $\text{cov}(\text{data}) = \begin{pmatrix} 0.6166 & 0.6154 \\ 0.6154 & 0.7166 \end{pmatrix}$ olarak bulunur.

Kovaryans matris karesel bir matristir. Özvektörler ve özdeğerler bu matristen elde edilebilir. Burada önemli olan nokta bu matrisin veri seti ile ilgili verdiği bilgidir.

$$V(\text{Özdeğerler}) = \begin{pmatrix} 0.0491 \\ 1.2840 \end{pmatrix} \quad (3.36)$$

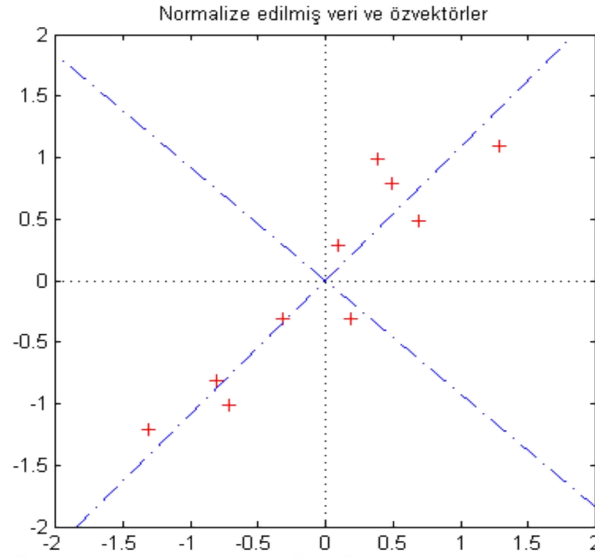
$$V(\text{özvektörler}) = \begin{pmatrix} -0.7352 & 0.6779 \\ 0.6779 & 0.7352 \end{pmatrix} \quad (3.37)$$

Kovaryans matristen elde edilen özvektör ve özdeğerler yardımıyla eksenler ve özellik vektörü elde edilecektir. Şekil 3.16'de normalize edilmiş veriler kırmızı + karakteri ile gösterilmektedir. Mavi çizgiler ile özvektörlerden elde edilmiş eksenler göstermektedir (Özdamar 2004).



Şekil 3.15. Normalize edilmiş veri ve özvektörler

Özvektörler hazırlanan programda 10 ile çarpılarak şekil 3.17'de gösterilmiştir. Böylelikle eksenlerin daha belirgin olması sağlanmıştır.



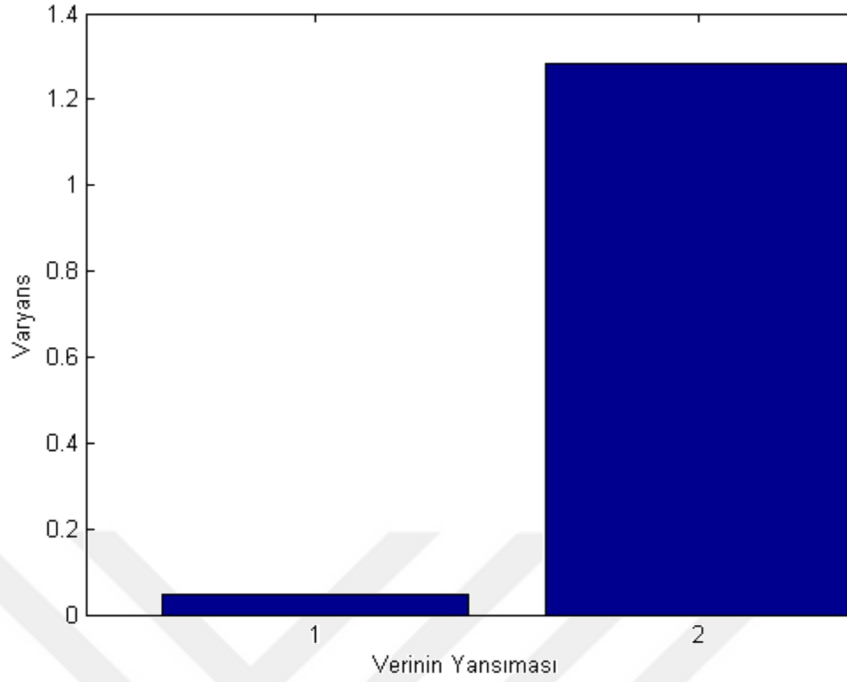
Şekil 3.16. Özvektörlerin genişletilmesi

PCA, bileşenler yardımıyla veri setini temsil etmektedir. Başka bir ifadeyle veri setinin temel bileşenleri en yüksek özdeğerler ile özvektörlerden oluşmaktadır. Genellikle, özvektörler öncelikli olarak kovaryans matristen elde edilir ve daha sonra yüksek değerden düşük değere doğru sıralanır. Amaç bileşenleri veriyi temsil etme oranına göre sıralamaktır. Böylelikle en önemli bileşenden en az önemli bileşene doğru bir sıralama yapılır. Eğer bazı bileşenler atılırsa sonuçta elde edilecek veri seti orijinal veri setinden daha az boyuta sahip olabilir. Örneğin n boyutlu bir veri setinden n özvektör ve özdeğer elde edildikten sonra p kadar özvektör seçilirse sonuçta elde edilecek veri seti sadece p boyutlu olacaktır.

$$\text{Özellik Vektörü} = (\text{özvektör1}, \text{özvektör2}, \dots, \text{özvektörn}) \quad (3.38)$$

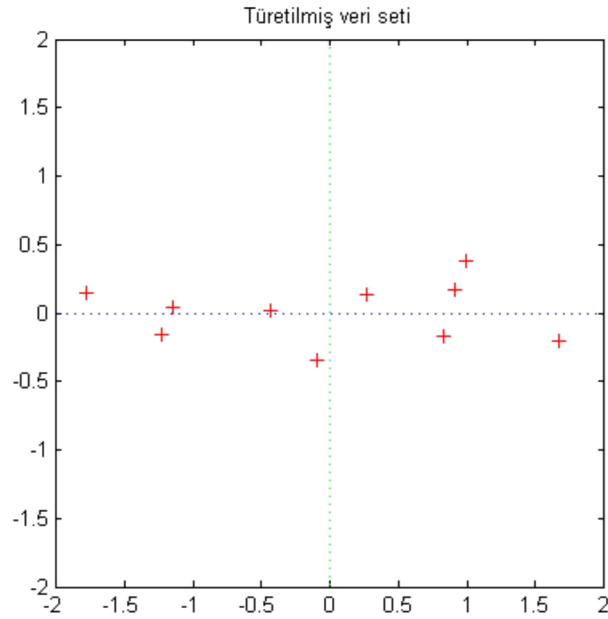
Temel bileşenler analizinin son aşamasında yeni veri seti türetilir ve en basit aşamada burasıdır. Öncelikle veri setini en iyi temsil edecek, önem derecesi en yüksek olarak seçilen bileşenler ile normalize edilmiş verinin transpozu alınarak çarpılması sonucu yeni veri seti türetilir.

$$\text{Yeni Veri Seti} = \text{Özellik Vektörü} \times \text{Normalize Edilmiş Veri} \quad (3.39)$$



Şekil 3.17. Özdeğerler ve varyans

Şekil 3.18’de özdeğerler görülmektedir. Görüldüğü üzere ikinci değerin varyansı daha yüksektir. Bir başka ifadeyle özvektörlerin iki numaralı bileşeni veri daha iyi temsil etmektedir. Bu nedenle öncelikle özvektörlerin 2 numaralı kolonu işleme alınacak daha sonra da bir numaralı kolonu işleme alınacaktır. Bu bilgi bileşenlerin önem sırasının belirlenmesi açısından önemlidir.



Şekil 3.18. Türetilmiş veri seti

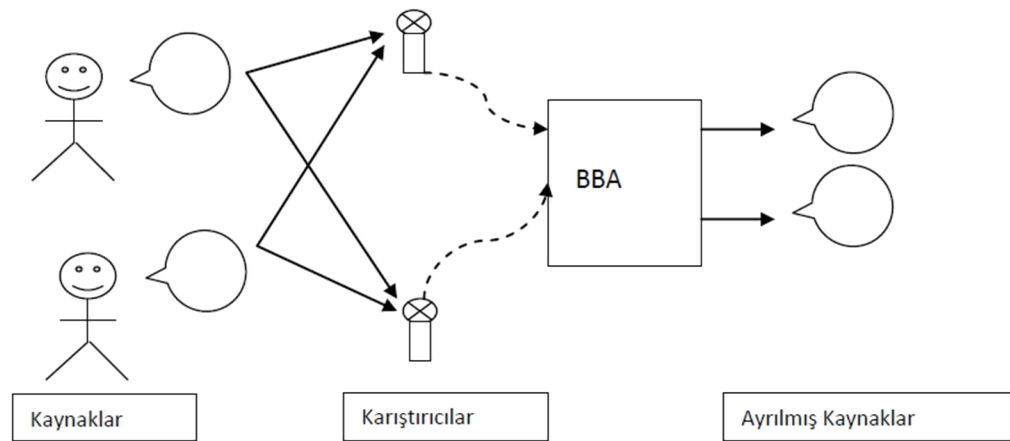
Veri setindeki varyans değerleri dikkate alınarak bileşenler seçildikten sonra yeni eksen üzerine veriler yansıtılmıştır. Böylelikle iki boyutlu bir veri setine PCA uygulanmıştır.

3.2.10. Bağımsız bileşen analizi

Bağımsız Bileşenler Analizi (ICA), sonucu etkileyen birden çok değişkenli verilerin, birbirlerinden bağımsız olan bileşenlerin doğrusal birleşimlerini ifade etmeye çalışan bir yöntemdir. ICA en iyi olarak bilinmeyen bir kaynak tarafından karışmış verilerin ayrılması şeklinde anlatılır. Burada ki asıl amaç birden çok kaynak tarafından birbirinden bağımsız şekilde karışmış sinyallerin karıştırma mekanizmasının bilinmeden, sinyallerin birbirinden ayrılmasıdır.

Bağımsız Bileşen Analizini en iyi açıklayan örnek kokteyl partisi problemi (Hyvarinen ve Oja 2000). Kokteyl partisi probleminde iki veya daha fazla kişinin seslerinin farklı mikrofonlarla seslerinin kayıt edilerek, birden çok ve birbirinden bağımsız olan seslerin bir karıştırıcı tarafından karıştırıldığını düşünelim. Burada ICA amacı bu sesleri ayırt etmektir (Şekil 3.20).

Bu örnekteki problem, farklı mikrofonlar ile farklı kişilerin aynı odada seslerinin kayıt edilmesine rağmen bunların bağımsız bir şekilde ayırt edilmesidir. İki veya daha fazla ses sinyalinin karışımından elde edilen bu verinin, kaynak sinyallerin bağımsız olmasından dolayı birbirinden ayırmanın mümkün olduğudur. ICA'nın temel varsayımı burada sinyallerin birbirinden bağımsız olduğudur.



Şekil 3.19. Kokteyl parti problemi

Karışımlar, seslerden meydana gelebileceği gibi, birbirlerini etkileyen farklı olgulardan da olabilir. Örneğin bir kişinin duvara vurması gibi, burada kişinin attığı

yumruk, duvar malzemesi, duvarın dayanıklılığı, alçı malzemesi gibi faktörler birbirinden bağımsızdır ve birbirinden ayrıştırılır.

Bağımsız bileşenler analizi ilk olarak, kas büzülmesindeki hareketin basitleştirilmiş bir modelinin geliştirilmesi amacıyla yapılan bir çalışmada Herault VD. (1995) tarafından ortaya atılmıştır. Bağımsız bileşenler adı ise ilk kez Comon P. (1995) tarafından yazılan bir makalede kullanılmıştır (Langlois ve Gosselin 2010). Bağımsız bileşenler analizi günümüzde görüntü işleme, beyin tomografisi, iletişim, finans, sismoloji gibi değişik disiplinlerde geniş bir uygulama alanına sahiptir. (Hyvarinen ve Oja 2000).

Bağımsız bileşenler analizinde çok değişkenli verilerin bir dizi bağımsız bileşenin (faktörün) doğrusal birleşiminden ibaret olduğu varsayılır (Bu çalışmada faktör ve bileşen terimleri birbiri yerine kullanılabilir). Faktör sayısı genellikle değişken sayısına eşit alınır. Her biri n adet noktada örneklenmiş p adet değişkenden oluşan veri kümesini matrisi ile gösterelim. Bu durumda ICA modelinde matrisi

$$Z = AY \quad (3.40)$$

matris çarpımı ile ifade edilir. Eşitlik 3.40'da A: karışım matrisini, Y: bağımsız bileşenleri içeren kaynak matrisini göstermektedir. Burada hem karışım matrisi, hem de kaynak matrisi bilinmemektedir. Bağımsız bileşenler analizi altında her iki matris, yalnızca Z veri matrisi kullanılarak kestirilir. Önce Z karışım matrisi kestirilir. Daha sonra A'nın tersi ile Z veri matrisi çarpılarak bağımsız bileşenleri içeren matrisi elde edilir.

$$Y = A^{-1}Z \quad (3.41)$$

Eşitlik 3.40 ile verilen ICA modelinin tanımlı olabilmesi için bağımsız bileşenlerin normalden farklı bir dağılım sergilemesi gerekir. Ayrıca karışım sayısının bağımsız bileşen sayısına eşit olduğu varsayılır. Ancak bu son varsayım gerekli olmayıp işlemleri basitleştirir.

Bağımsız Bileşenlerin Kestirimi

Bu bölüm tamamıyla Hyvarinen ve Oja (2000)'e dayanmaktadır. ICA, bağımsız bileşenlerin normalden farklı bir dağılıma sahip olması gerekliliğine dayanır. Eğer bağımsız bileşenler normal dağılırsa A matrisini tanımlamak ve dolayısıyla bağımsız bileşenleri bağımlı bileşenlerden ayırmak olanaklı değildir. ICA modelini kestirmedeki anahtar kavram bağımsız bileşenlerin normalden farklı bir dağılım sergilemesidir. Bu kavram genellikle normal-dışılık (nongaussianity) olarak bilinir.

Bir veri vektörünün (bir değişkene ait verilerin) Eşitlik 3.40'de verilen ICA modeline göre dağıldığını yani bağımsız bileşenlerin bir karışımından ibaret olduğunu varsayalım. Ayrıca işlemleri kolaylaştırmak amacıyla (sadece bu bölümde) bütün 2 bağımsız bileşenlerin aynı dağılıma sahip olduğunu düşünelim. Bağımsız bileşenlerden birini kestirmek için Eşitlik 2.4 ile verilen doğrusal birleşimi gözönüne almak gerekir.

$$R = W^T Z \quad (3.42)$$

Eşitlik 3.42'te , W belirlenecek vektörü göstermektedir. Eğer W , A 'nın tersinin satırlarından biri ise bu doğrusal dönüşüm, bağımsız bileşenlerden birine eşittir. A matrisi bilinmediğinden W vektörünü tam olarak belirlemek mümkün değildir. Bununla birlikte iyi bir yaklaşım veren bir kestirici bulunabilir.

Bunun için $V = A^T W$ ile ifade edilen bir değişken dönüşümü tanımlanır. Bu durumda $R = W^T Z = W^T A Y = V^T Y$ yazılabilir ve bu şekilde elde edilen R , Y_i 'nin doğrusal bir birleşimidir. Merkezi limit teoremine göre iki bağımsız rastlantı değişkeninin toplamı orjinal değişkenlerden normal dağılıma daha çok yaklaşacağından $V^T Y$, Y_i 'nin herhangi birinden daha çok normal dağılıma uygun davranacaktır. Bu durumda V 'nin V_i elemanlarından yalnızca biri sıfırdan farklıdır. Dolayısıyla W , $W^T Z$ 'in normal-dışılığını maksimum yapan bir vektör olarak alınabilir. Böyle bir vektör, sıfırdan farklı bileşenli V 'ye karşılık gelir. Bu ise $W^T Z = V^T Y$ nin bağımsız bileşenlerden birine eşit olduğu anlamına gelir.

$W^T Z$ in normal-dışılığını maksimize ederek bağımsız bileşenlerden biri bulunabilir. Gerçekte W vektörlerinin n -boyutlu uzayında normal-dışılığın optimizasyonu $2n$ adet lokal maksimum verir. $2n$ ifadesindeki iki, Y_i ve $-Y_i$ ye karşılık gelen her bir bağımsız bileşen içindir (bağımsız bileşenler yalnızca çarpımsal işarete kadar kestirilebilir). Birden çok bağımsız bileşeni bulmak için bütün bu lokal maksimumları bulmamız gerekir. Bu zor bir iş değildir çünkü farklı bağımsız bileşenler ilişkisizdir. Araştırma uzayı öncekilerle ilişkisiz kestirimlerle sınırlandırılabilir. Bu, uygun bir şekilde dönüştürülmüş (örneğin beyazlatılmış (whitened)) bir uzaydaki dikleştirilmeye karşılık gelir.

4. BULGULAR

Bu tez çalışmasında Akdeniz Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu bölümü öğrencilerinden, kontrol grubu ise Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi öğrencilerinden belirlenen kriterlere uygun olarak seçilen 45 kişi katılmıştır. EMG ve MMG dataları kontrol grubu haricinde ki 42 kişiden alınmıştır. Txt dosyası halinde daha önce bahsedilen cihazlardan alınan veriler Matlab programına atılmıştır. Yüklenen bu veriler öncelikle filtreden geçirilerek kayıt aşamasında oluşmuş olabilecek gürültülerden ayıklanmıştır. Kayıt esnasında 1 dakikalık veriler alınmış olup, gönüllerin Rectus Femoris kasından alınan verilerin aynı anda başlayabilmesi 1 saniye aralıkla uyarı veren bir cihaz kullanılmıştır. Bu da verilerin yaklaşık aynı eksende kalması sağlamış olup, verilerde herhangi bir eksen değişikliği yapılmamıştır.

42 gönüllüden arasından Bruce ve Sprint testi için eksiksiz MMG kaydı veren 23 sporcu vardır. Bu sporcuların dataları ilgili egzersiz öncesi, ilgili egzersiz sonrası olmak üzere 2 kere alınmıştır. Aynı sporcular 8 haftalık antrenman sonrasında tekrar aynı egzersizlere tabi tutulmuşlar ve 2 adet daha kayıt alınmıştır.

		8 Hafta Antrenman			
İlgili egzersiz öncesi	İlgili egzersiz sonrası			İlgili egzersiz öncesi	İlgili egzersiz sonrası
1	2			3	4

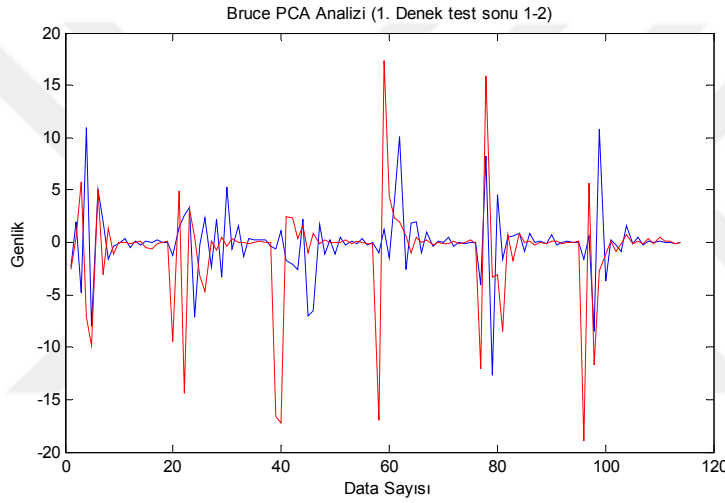
Şekil 4.1. Gönüllüler tarafından antrenmanların hangi sıklıkla ve nasıl yapıldığı. Hangi antrenman verisinin tez çalışmasında hangi rakamla ifade edildiği gösterilmiştir.

Bu kayıtlardan alınan verilen yukarı da şekilde 4,1’de verilen gibi olup yapılan analizlerde ise karışıklığa sebebiyet vermemek adına altında yazan rakamla ifade edilmiştir (Örneğin 8 haftalık antrenman öncesi ilgili egzersiz öncesi yapılan analiz 1 adıyla verilmiştir). 23 adet eksiksiz MMG verisinin Bruce protokolü için 20 adedi, sprint testi için 17 adedi kullanılmıştır. Bazı veriler çok gürültülü olduğu için orijinal MMG sinyali tamamen kaybedilmiş durumdaydı. Bu yüzden düzgün alınabilen veriler kullanılmıştır.

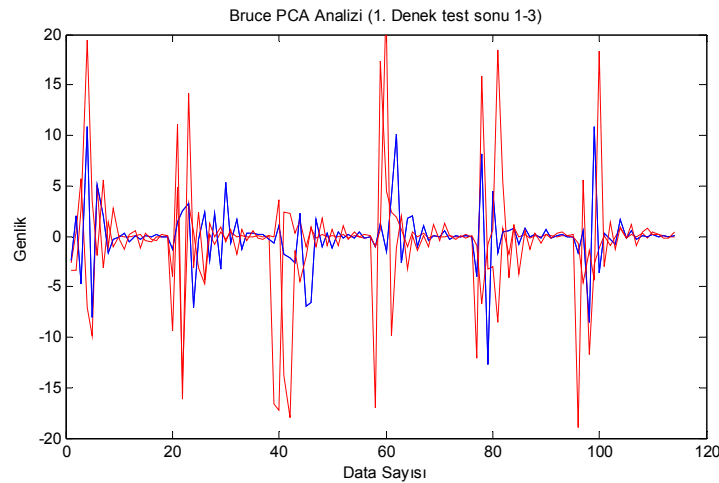
Gönüllerden alınan Bruce ve Sprint dataları Temel bileşen analizine girmeden önce, karşılaştırmanın rahat olabilmesi adına belli bir saniye aralığı alındı. Çünkü bazı gönüllü dataları bir iki saniye eksik veya fazla şekilde ayak kaslarını sıktıkları görüldü. Kimi gönüllü data setinde 80.000 civarında data varken, kiminde 70.000 civarı data vardı. Bu yüzden kullanılan data setleri 0-60.000 aralığında alınarak temel bileşen analizi yapılmaya başlandı. 60.000’lik 20 kişiden alınan veriler analiz sonunda 114 dataya düşmüştür. Bu bize 114 datanın diğerlerine göre çok daha baskın olduğunu göstermektedir. Ancak PCA analizlerinin karşılaştırılmalarında şekillerden de anlaşabileceği üzere net bir ayrım görülememiştir.

4.1. PCA Analiz Sonuçları

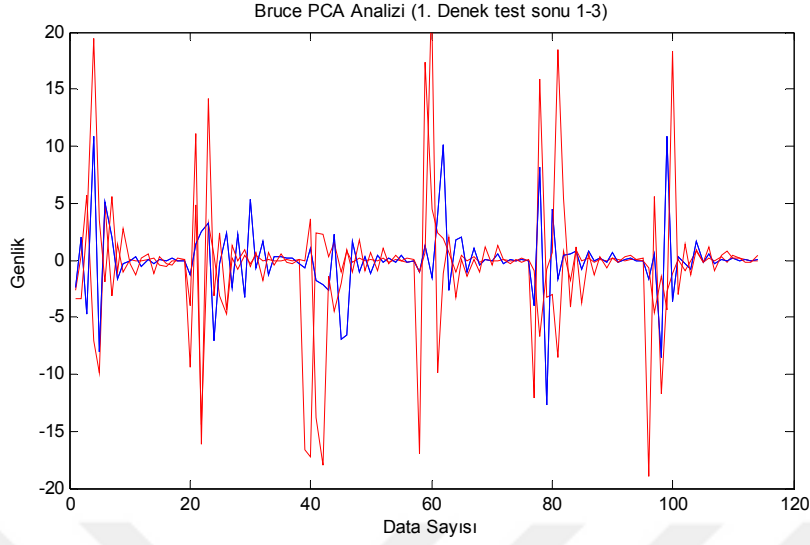
20 kişinin datasının bir arada olduğu şekillerde ayrımın yapılması zor olduğu için sadece 1. Deneğin PCA analizi yapılan datalarının karşılaştırılmaları 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası) şeklinde yapıldı. Şekil 4.2, 4.3, 4.4 ve 4.5 görüldüğü üzere bazı saniye aralıklarında genlik farkı olmasına rağmen bu durum diğer deneklerde istikrarlı bir saniye aralığında olmadı için düzgün bir ayırım söz konusu olmamıştır.



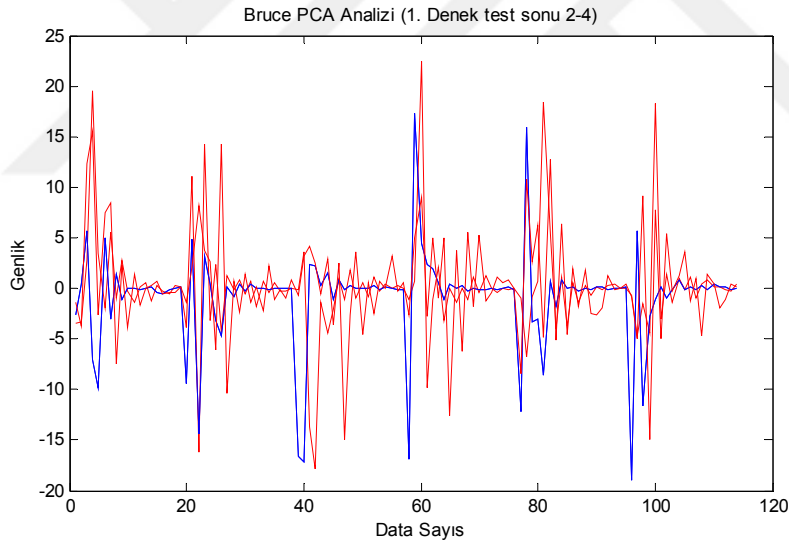
Şekil 4.2. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (kırmızı)



Şekil 4.3. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)

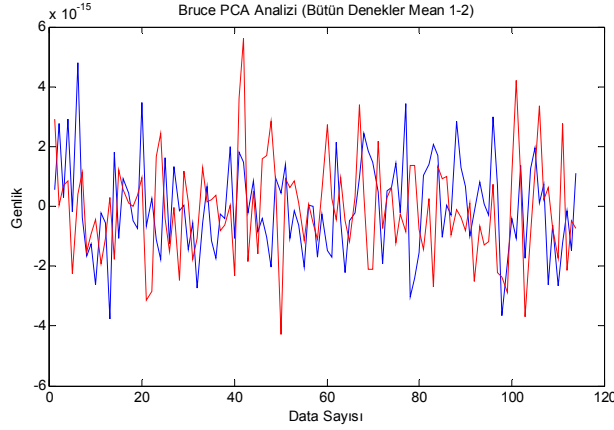


Şekil 4.4. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı)

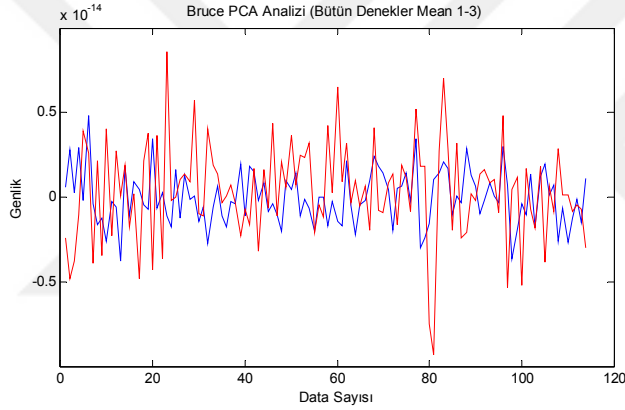


Şekil 4.5. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi)ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı)

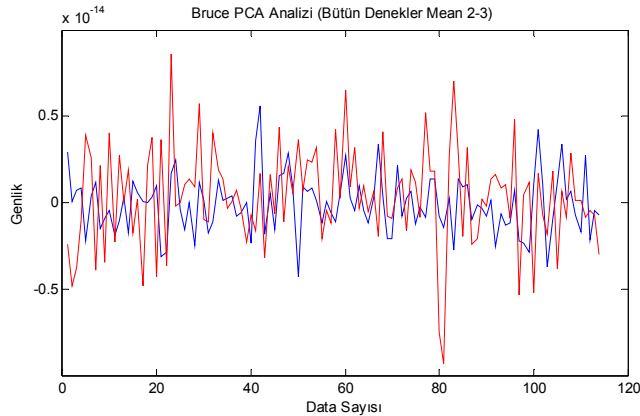
PCA analizi yapılan datalar mean'leri alınarak herhangi bir farklılık olup, olmadığı bakıldı. Aşağı da ki şekil 4.6, 4.7, 4.8 ve 4.9'da karşılaştırmalar 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası) şeklinde verilmiştir. Ancak karşılaştırmalardan da kişinin antre olup, olmadığı ile ilgili bir ayırım görülemedi.



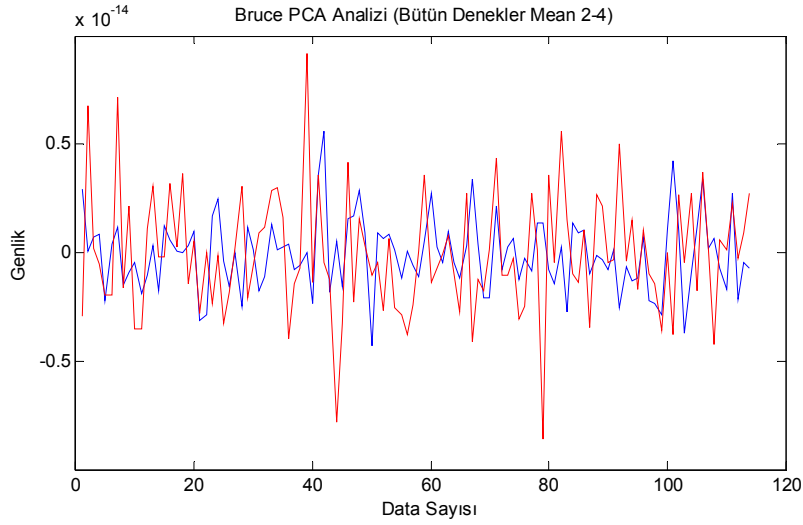
Şekil 4.6. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi dataseti (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (kırmızı)



Şekil 4.7. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)

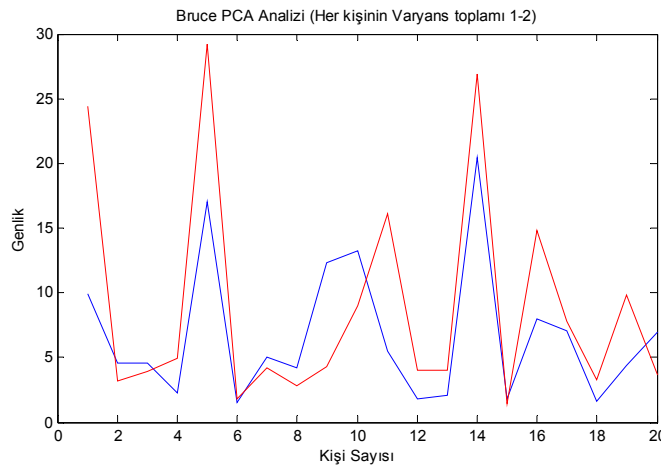


Şekil 4.8. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı)

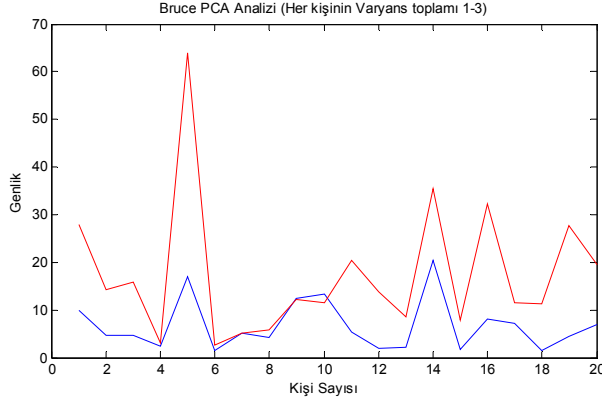


Şekil 4.9. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

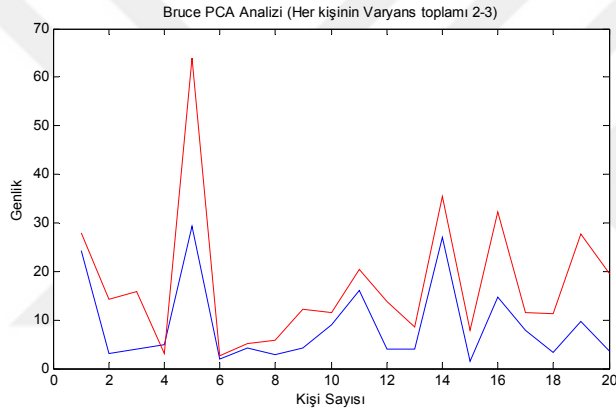
PCA analizi yapılan dataların ortalama değerlerinde kişinin antre olup, olmamasının saptana bilinmesi ile ilgili başarılı bir ayrım bulamadı. Aynı data serilerinin varyansları arasında bir ayrım olup olmadığına bakıldı. Şekillerde görünen varyanslar her bir değer için ayrı ayrı varyanslarının alınması sonucunda oluşan veriler ile diğer karşılaştırmalarda olduğu gibi 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası) denendi.



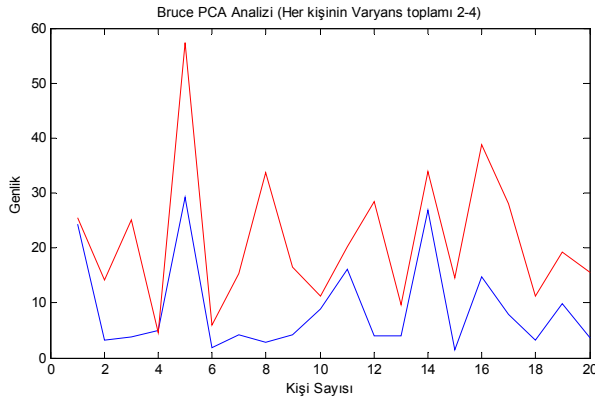
Şekil 4.10 PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)



Şekil 4.11. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)



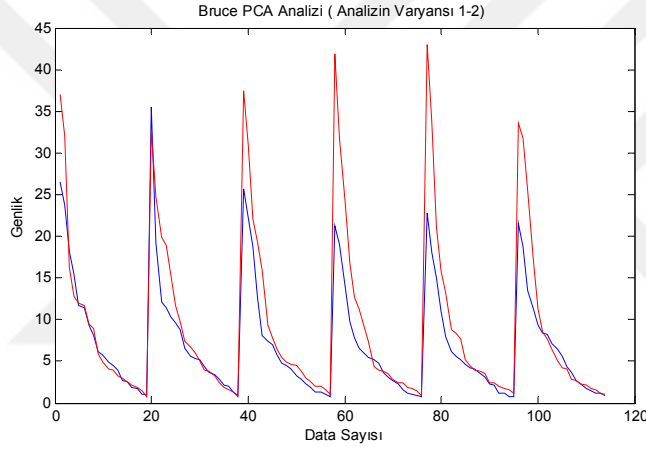
Şekil 4.12. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)



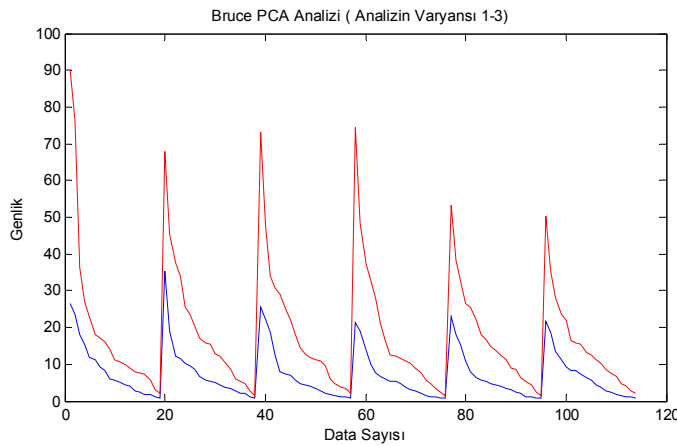
Şekil 4.13. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

Varyans şekillerinde görüldüğü üzere 1-2 haricinde olan, 1-3, 2-3 ve 2-4 arasında gözle görülebilen bir ayrım söz konusudur. Hatta 2-4 karşılaştırma grafiğinde sadece 4. Gönüllünün 8 haftalık antrenman öncesi verisinin 8 haftalık antrenman sonrası verisinden genliği yüksektir.

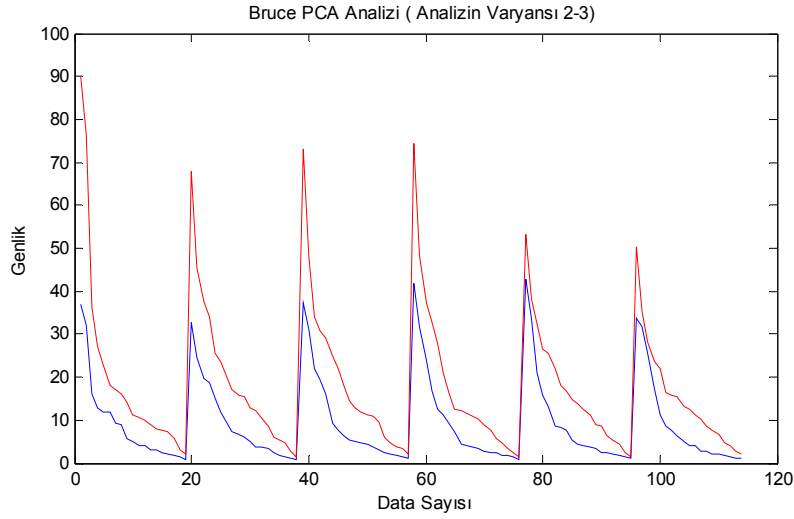
PCA analizinin sonuçlarının direkt olarak varyans ayırım şekil 4.14, 4.15, 4.16, 4.17’de verilmiş olup burada da gözle görülebilen 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi verisi ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası) karşılaştırmalarının tümünde bir ayrım olduğu gözlenmiştir.



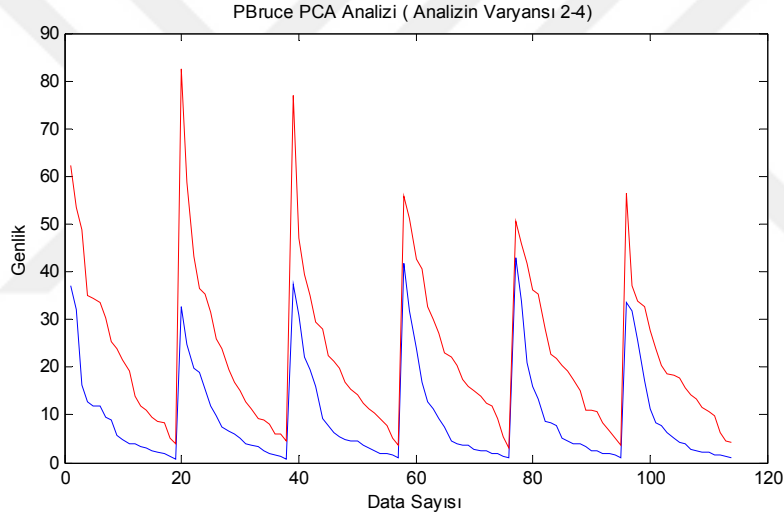
Şekil 4.14. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direkt uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)



Şekil 4.15. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direkt uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)



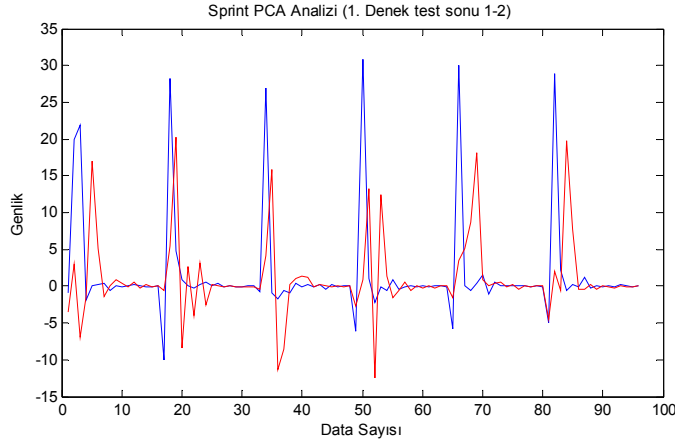
Şekil 4.16. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)



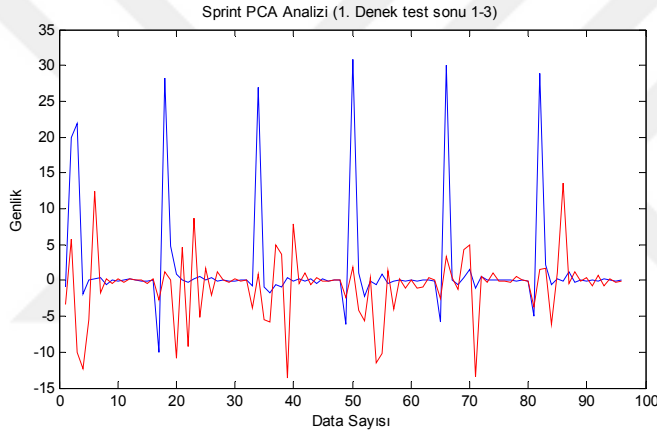
Şekil 4.17. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

60.000'lik 17 kişiden alınan sprint verileri analiz sonunda 96 dataya düşmüştür. Dataların direk PCA analizinde net bir ayırım bulunamadı.

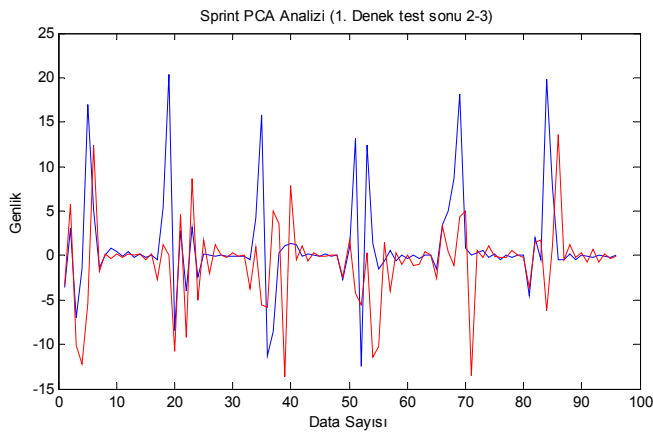
17 kişinin datasının bir arada olduğu şekillerde ayırımın yapılması zor olduğu için sadece 1. Deneğin PCA analizi yapılan datalarının karşılaştırılmaları 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi öncesi datası ile 8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi sonrası) şeklinde yapıldı. Şekil 4.18, 4.19, 4.20 ve 4.21'de görüldüğü üzere herhangi bir ayırım bulamadı.



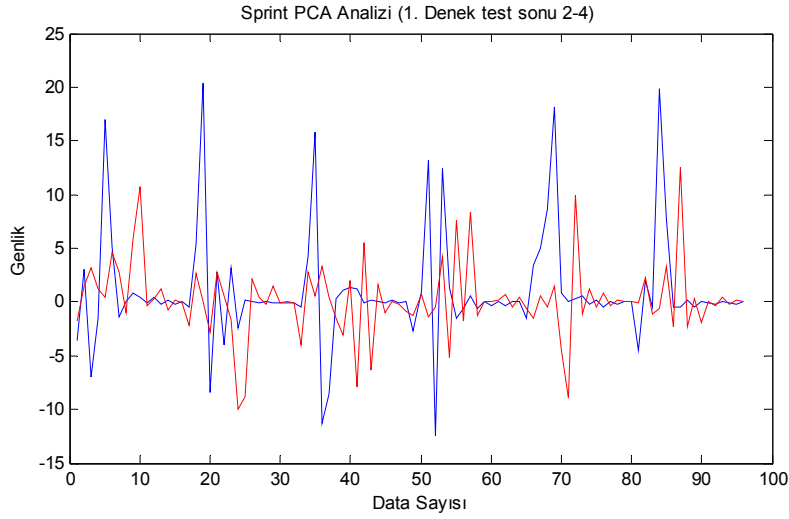
Şekil 4.18. 1. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (kırmızı)



Şekil 4.19. 1. Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)

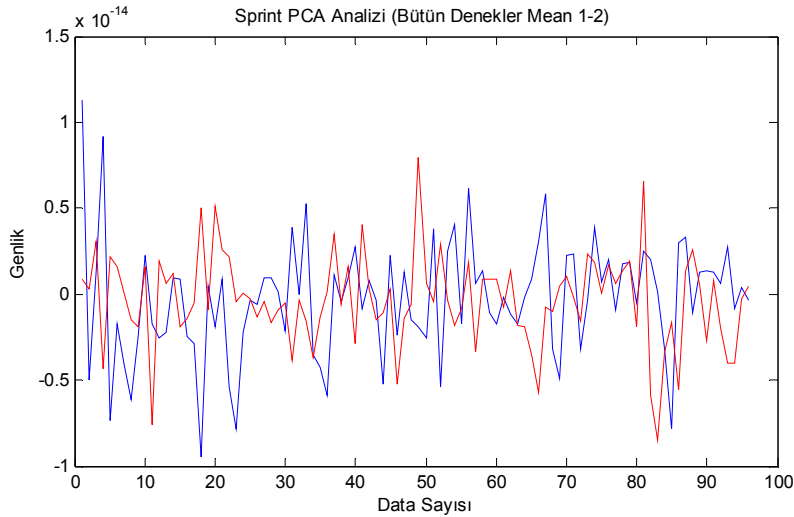


Şekil 4.20. 1.Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi(kırmızı)

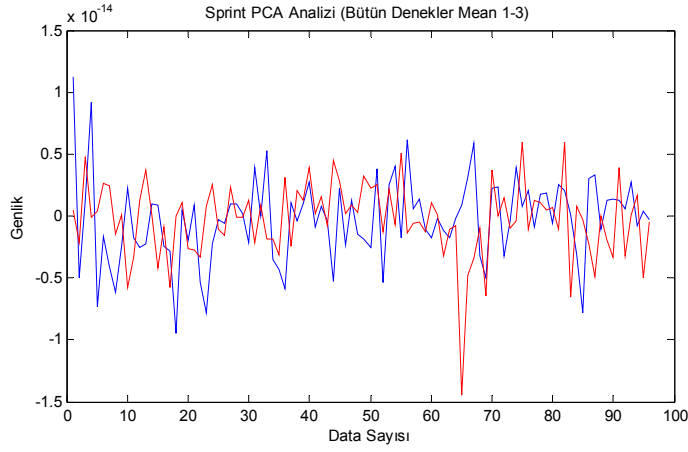


Şekil 4.21. 1.Gönüllüden alınan ve PCA analizi yapılan 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

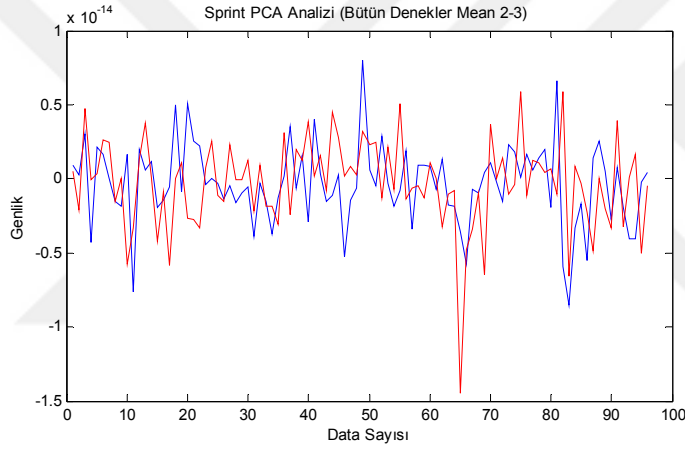
PCA analizi yapılan datalar mean'leri alınarak herhangi bir farklılık olup, olmadığı bakıldı. Aşağı da ki şekil 4.22, 4.23, 4.24, 4.25 karşılaştırmalar 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi öncesi datası ile 8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi sonrası) şeklinde verilmiştir. Ancak karşılaştırmalardan da kişinin antre olup, olmadığı ile ilgili bir ayrım görülemedi.



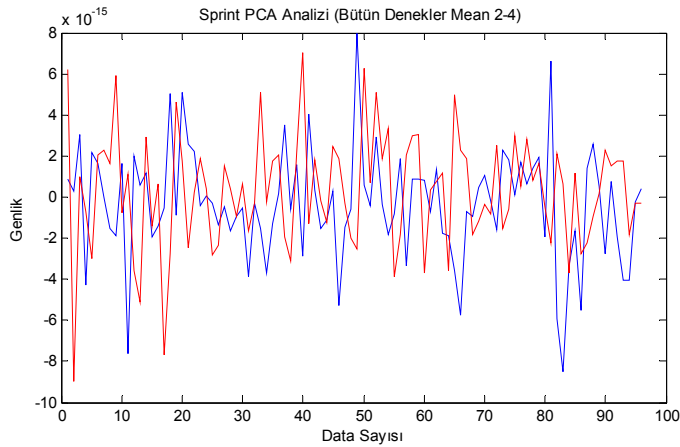
Şekil 4.22. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi datası (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (kırmızı)



Şekil 4.23. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

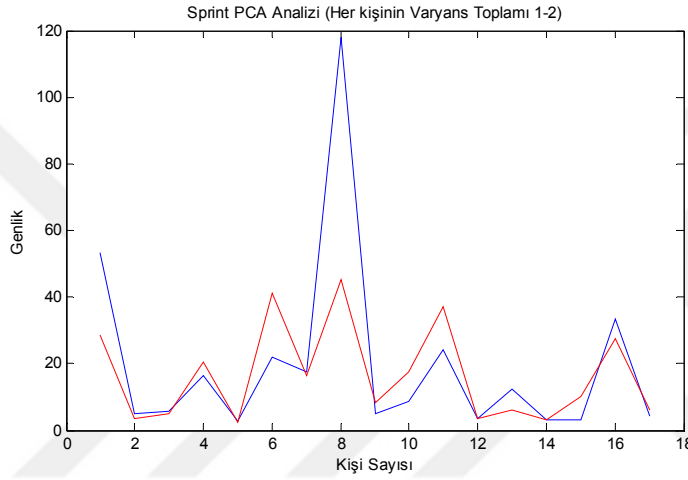


Şekil 4.24. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası(mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

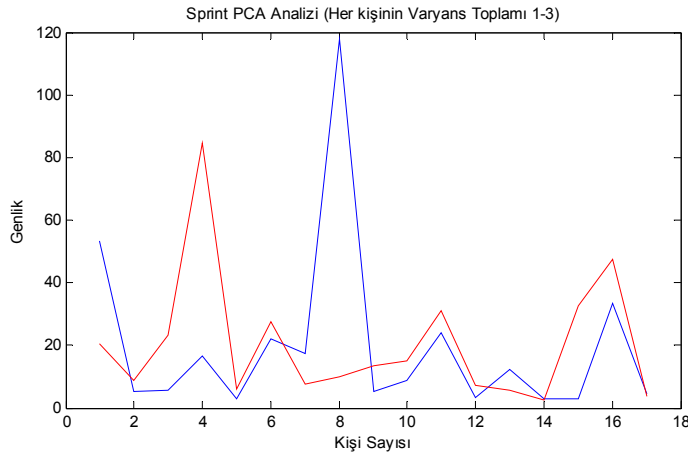


Şekil 4.25. PCA analizinin ortalama değer grafiği. 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

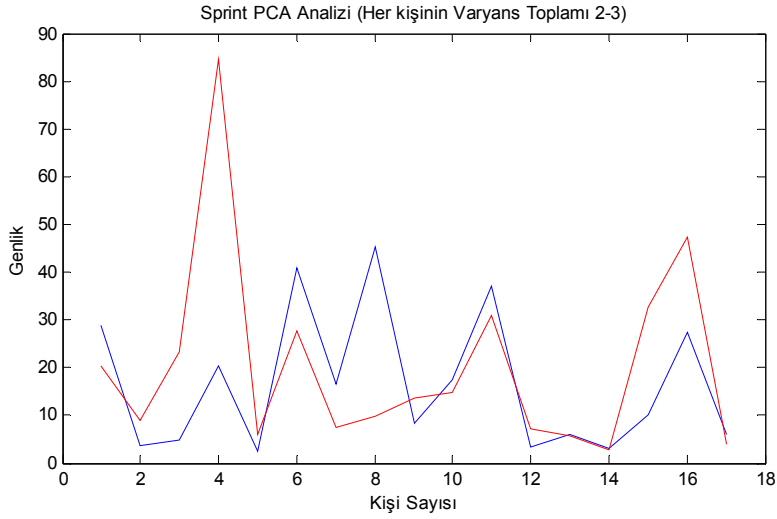
PCA analizi yapılan dataların mean değerlerinde kişinin antre olup, olmadığının saptana bilinmesi ile ilgili başarı bir ayrım bulamadı. Aynı data serilerinin varyansları arasında bir ayrım olup olmadığına bakıldı. Şekil 4.26, 4.27, 4.28, 4.29 görünen varyanslar her bir değer ayrı ayrı varyanslarının alınması sonucunda oluşan veriler diğer karşılaştırılmalarda olduğu gibi 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi öncesi datası ile 8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi sonrası) denendi.



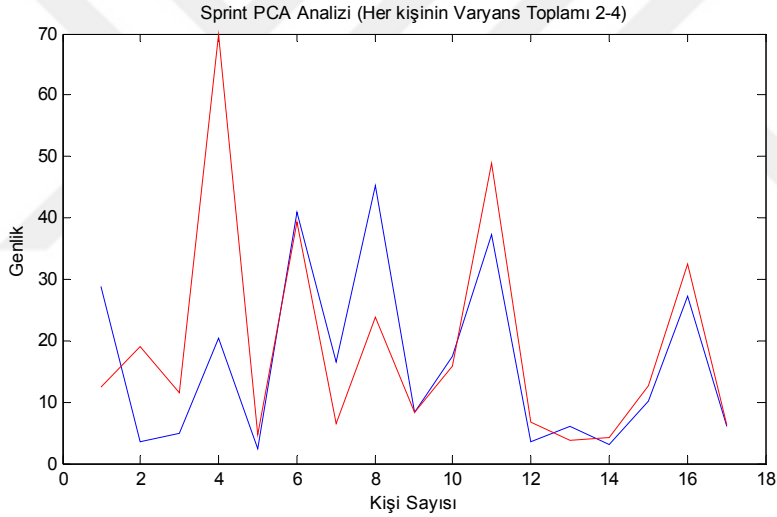
Şekil 4.26. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)



Şekil 4.27. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)



Şekil 4.28. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)

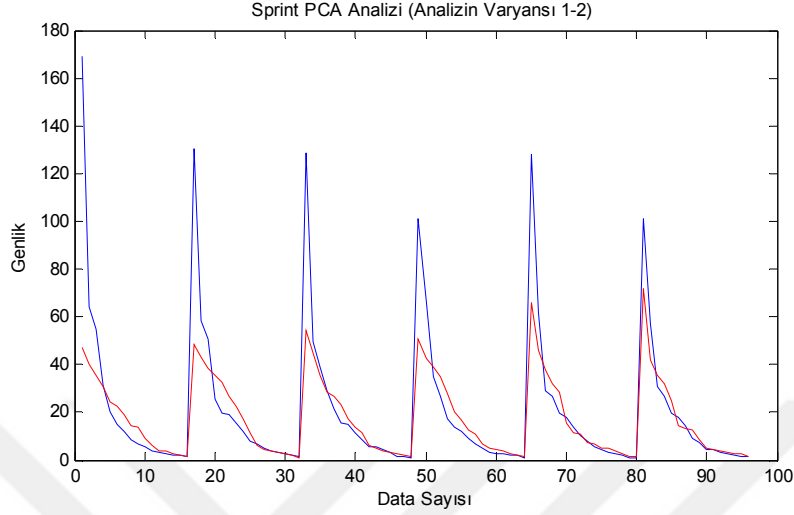


Şekil 4.29. PCA analizinin varyans değer grafiği (her kişi için tek tek alınan varyanslar). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

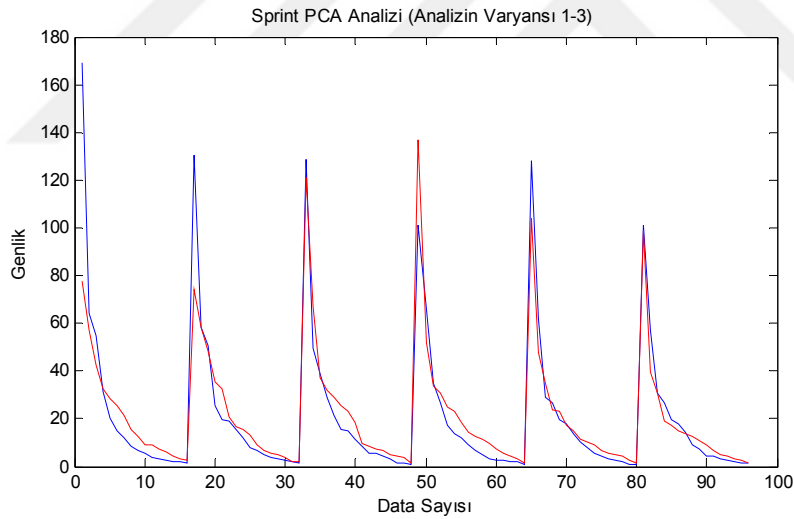
Bruce testinde 1-3, 2-3 ve 2-4 arasında gözle görülebilen bir ayırım söz konusu iken sprint testinin hiçbir karşılaştırmasında bir ayırım gözlemlenemedi.

PCA analizinin sonuçlarının direk olarak varyansları şekil 4.30, 4.31, 4.32 ve 4.33' de verilmiş olup 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi öncesi datası ile 8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası Sprint testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi Sprint testi sonrası ile 8 haftalık antrenman

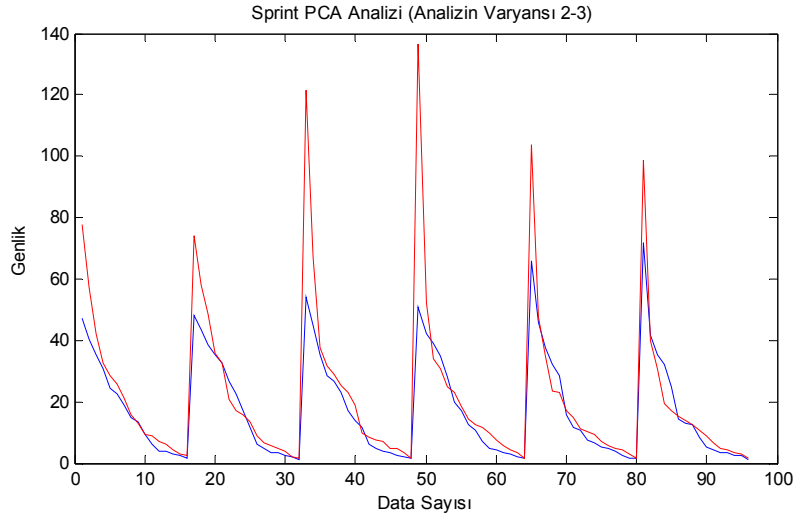
sonrası Sprint testi sonrası) karşılaştırmalarında Bruce testinde olduğu gibi net ayırım gözlenememiştir.



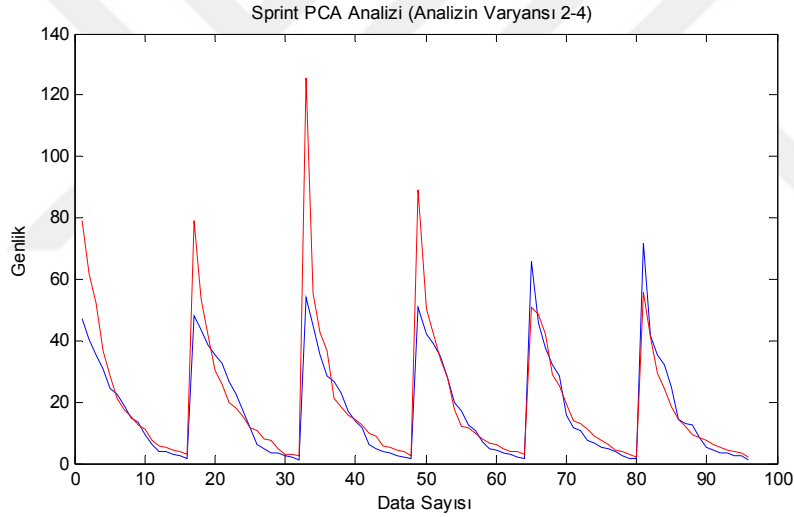
Şekil 4.30. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direkt uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (mavi) ile 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi öncesi (kırmızı)



Şekil 4.31. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direkt uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)



Şekil 4.32. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi öncesi (kırmızı)

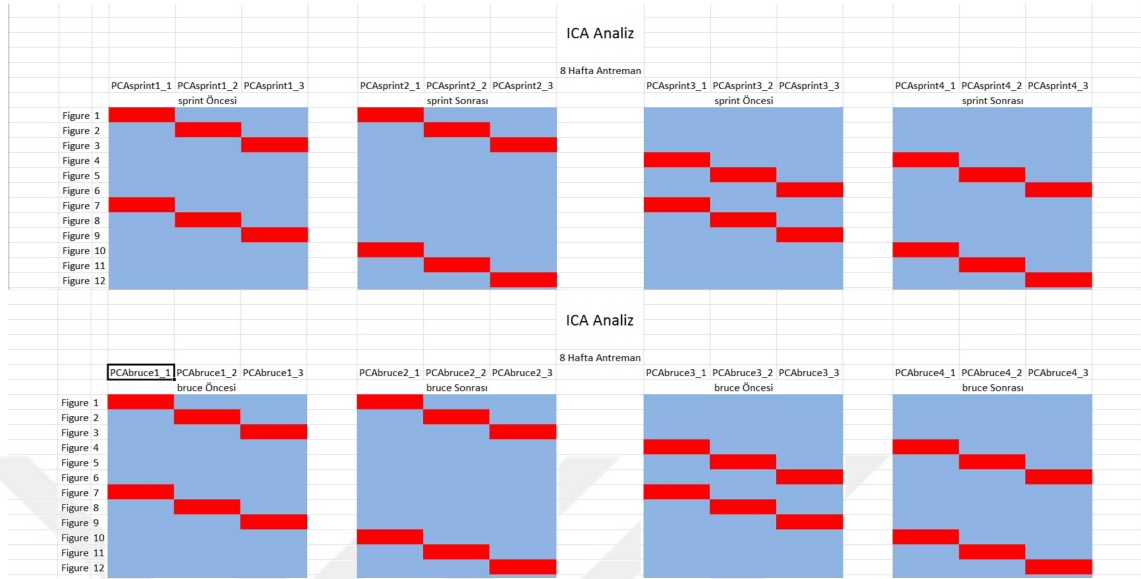


Şekil 4.33. PCA analizinin varyans değer grafiği (PCA analizine direk uygulanan varyans). 8 haftalık antrenman öncesi Bruce testi sonrası (mavi) ile 8 haftalık antrenman sonrası Bruce testi sonrası (kırmızı)

4.2. ICA Analiz Sonuçları

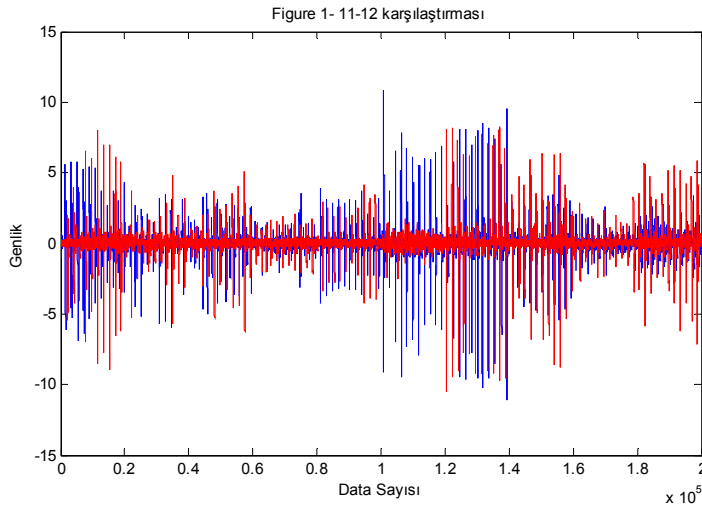
Bruce testi ve Sprint testi dataları, ICA analizine tabi tutulduktan sonra çıkan data setlerinin büyüklüğünden dolayı 1-2 (8 haftalık antrenman öncesi ilgili testi öncesi datası ile 8 haftalık antrenman öncesi ilgili testi sonrası), 1-3 (8 haftalık antrenman öncesi ilgili testi öncesi ile 8 haftalık antrenman sonrası ilgili testi öncesi), 2-3 (8 haftalık antrenman öncesi ilgili testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası ilgili testi öncesi), 2-4 (8 haftalık antrenman öncesi ilgili testi sonrası ile 8 haftalık antrenman sonrası ilgili testi sonrası) karşılaştırması yapılmadan önce her bir data seti (1,2,3,4) 3'e

ayrılarak her biri, birbiriyle karşılaştırması yapıldı. Burada hangi figüre de hangi veri ile hangi veri karşılaştırıldığı yukarıda ki Şekil 4.34 gösterilmiştir.

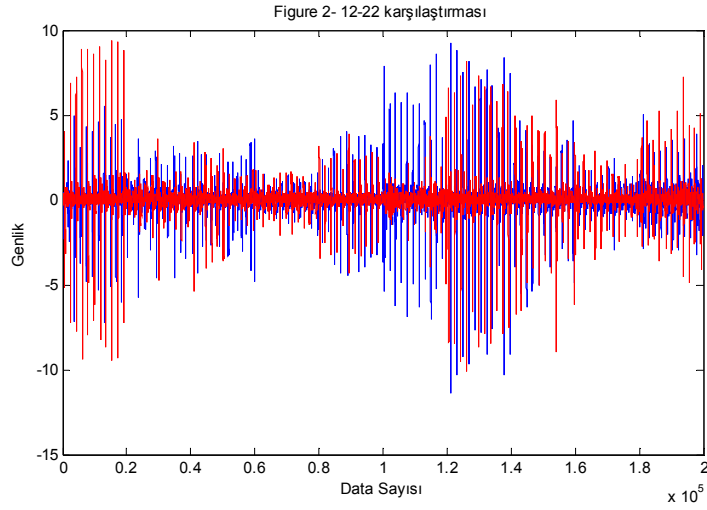


Şekil 4.34. ICA analizi yapılan Bruce ve Sprint datalarının karşılaştırılmalarında hangi figürün hangi karşılaştırmayı yaptığı gösterilmiştir.

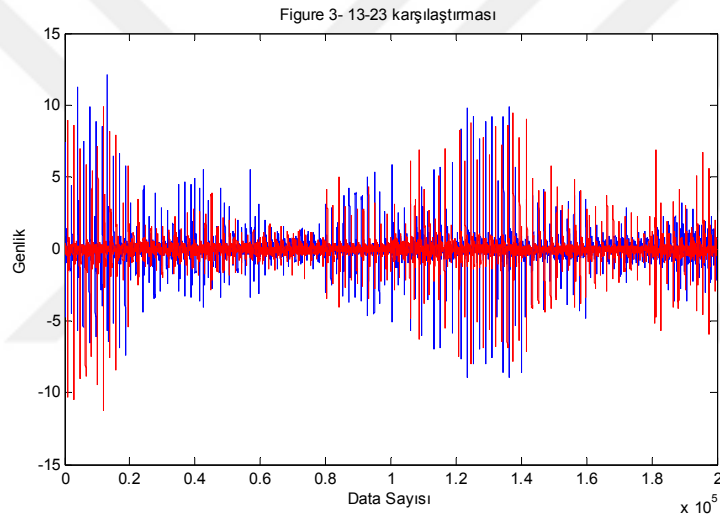
Bruce verilerinin ICA analizi sonuçları için 12'şer adet karşılaştırma grafiği olup grafikler sırayla aşağıda verilmiştir.



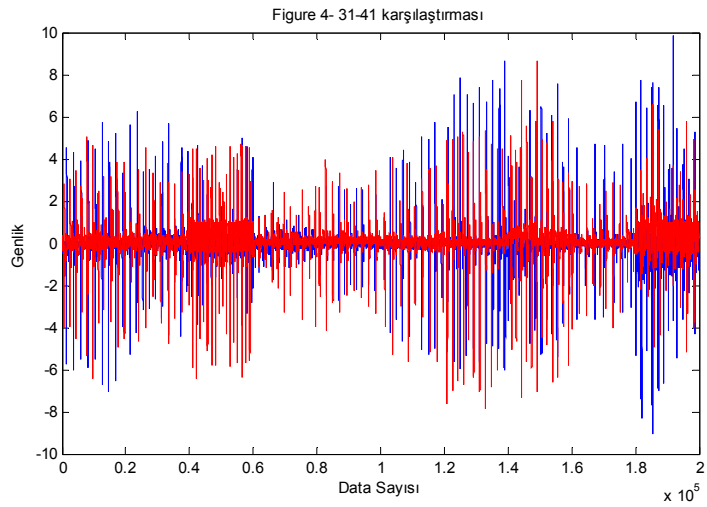
Şekil 4.35. Bruce data 1-1 ile 1-2 karşılaştırması



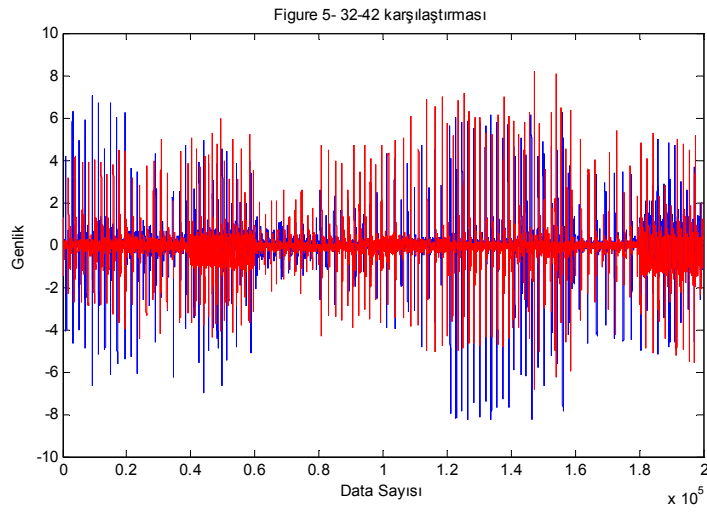
Şekil 4.36. Bruce data 1-2 ile 2-2 karşılaştırması



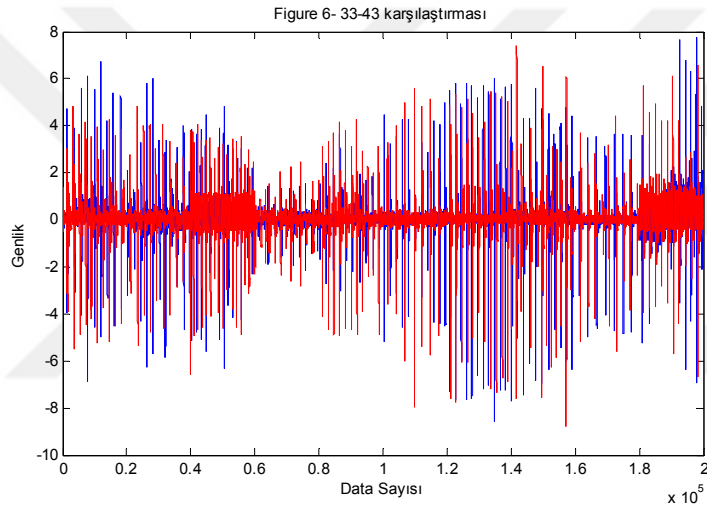
Şekil 4.37. Bruce data 1-3 ile 2-3 karşılaştırması



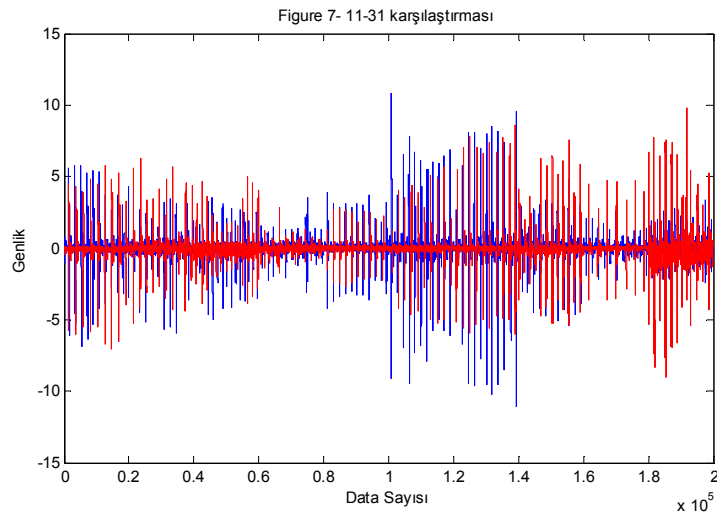
Şekil 4.38. Bruce data 3-1 ile 4-1 karşılaştırması



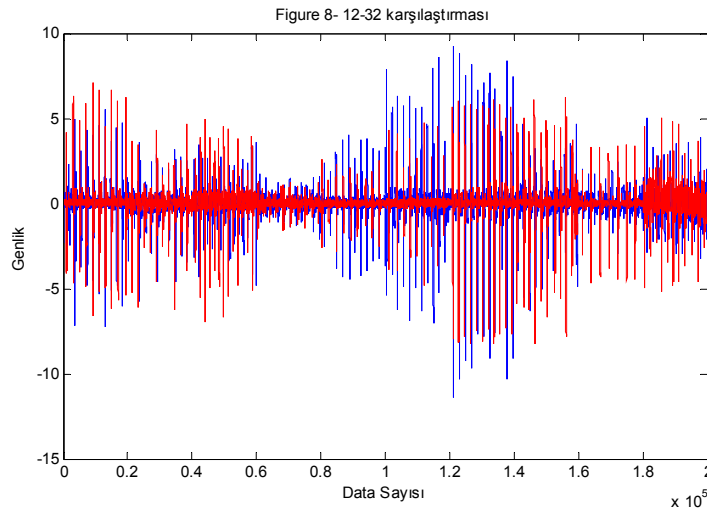
Şekil 4.39. Bruce data 3-2 ile 4-2 karşılaştırması



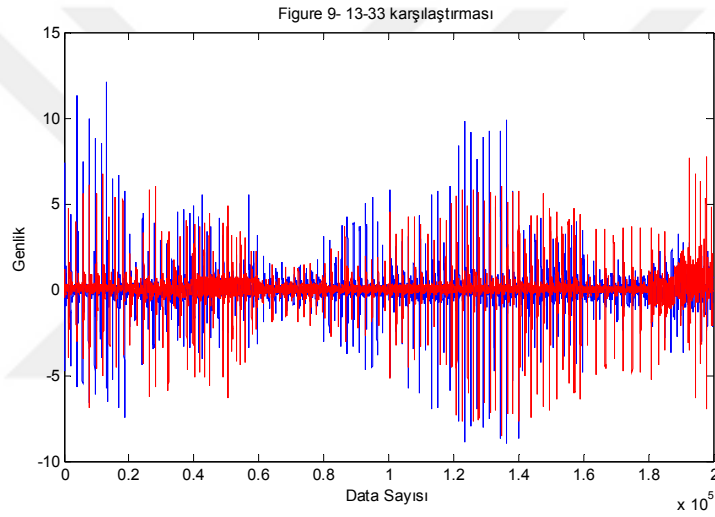
Şekil 4.40. Bruce data 1-1 ile 1-2 karşılaştırması



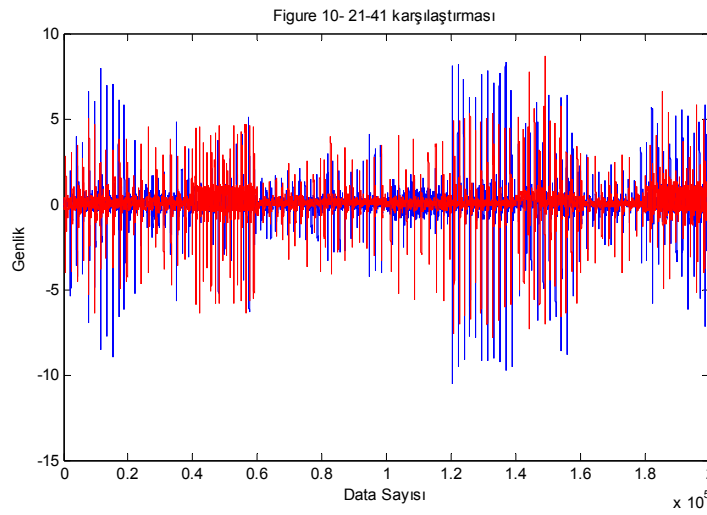
Şekil 4.41. Bruce data 1-1 ile 3-1 karşılaştırması



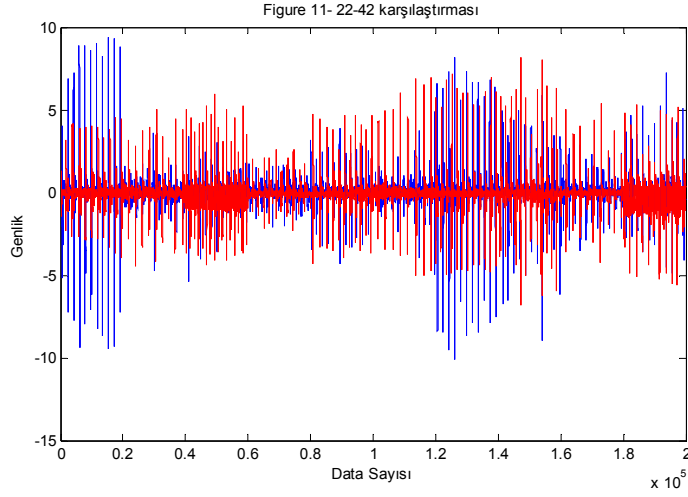
Şekil 4.42. Bruce data 1-2 ile 3-2 karşılaştırması



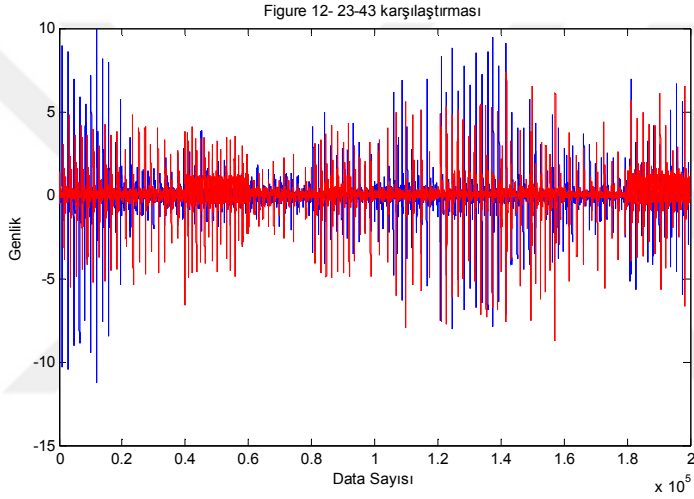
Şekil 4.43. Bruce data 1-3 ile 3-3 karşılaştırması



Şekil 4.44. Bruce data 2-1 ile 4-1 karşılaştırması

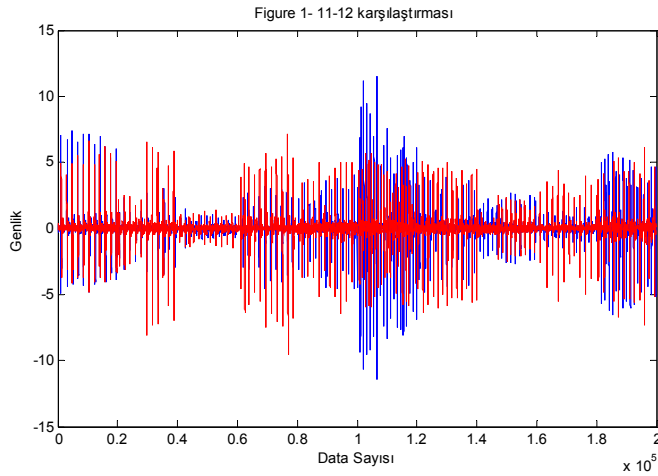


Şekil 4.45. Bruce data 2-2 ile 4-2 karşılaştırması

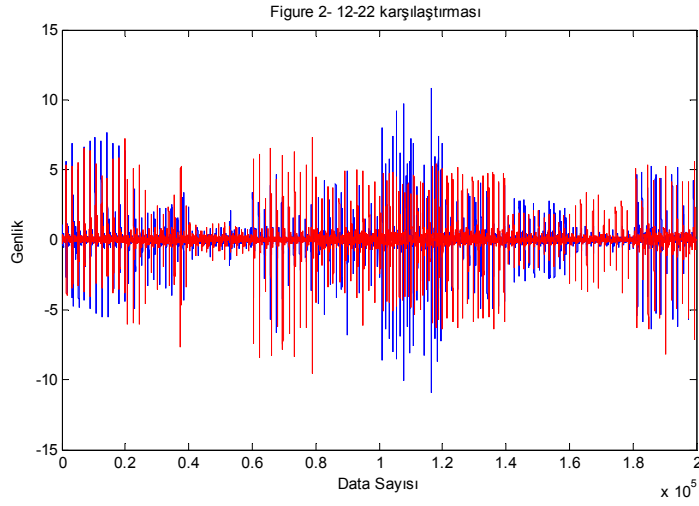


Şekil 4.46. Bruce data 2-3 ile 4-3 karşılaştırması

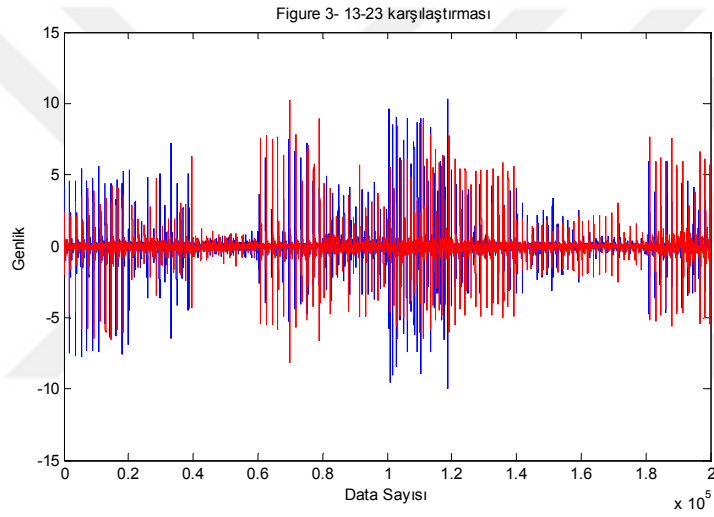
Sprint verilerinin ICA analizi sonuçları için 12'ser adet karşılaştırma grafiği olup grafikler sırayla aşağıda verilmiştir.



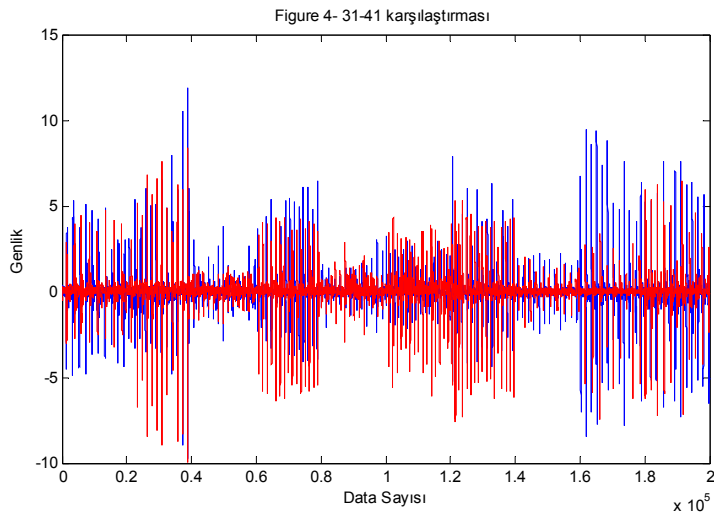
Şekil 4.47. Sprint data 1-1 ile 1-2 karşılaştırması



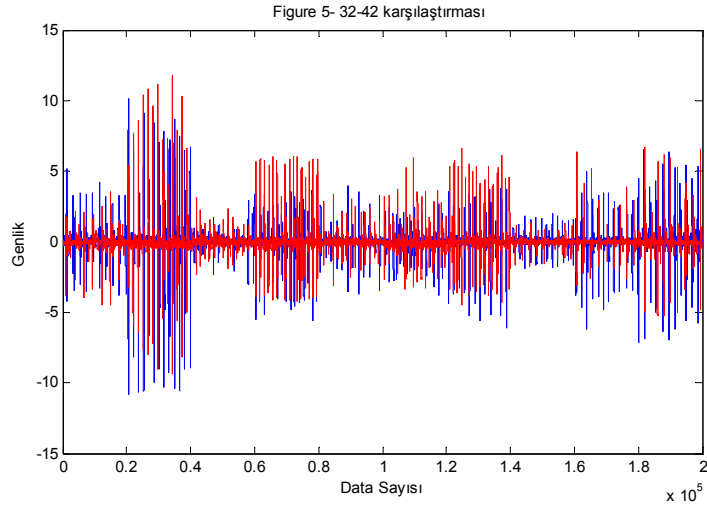
Şekil 4.48. Sprint data 1-2 ile 2-2 karşılaştırması



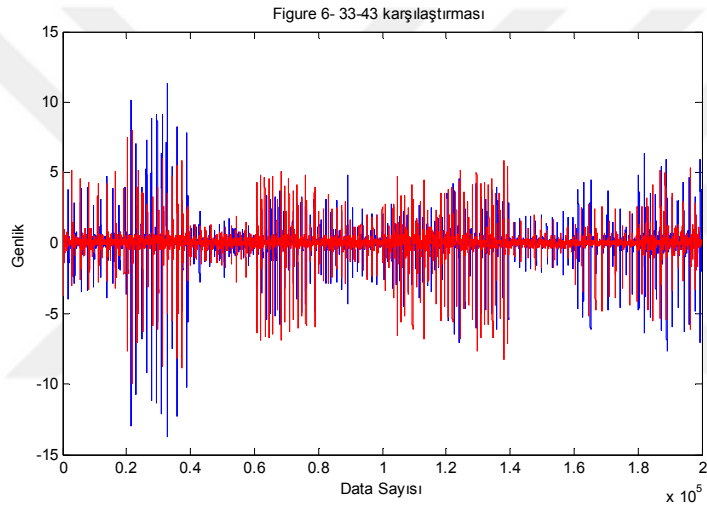
Şekil 4.49. Sprint data 1-3 ile 2-3 karşılaştırması



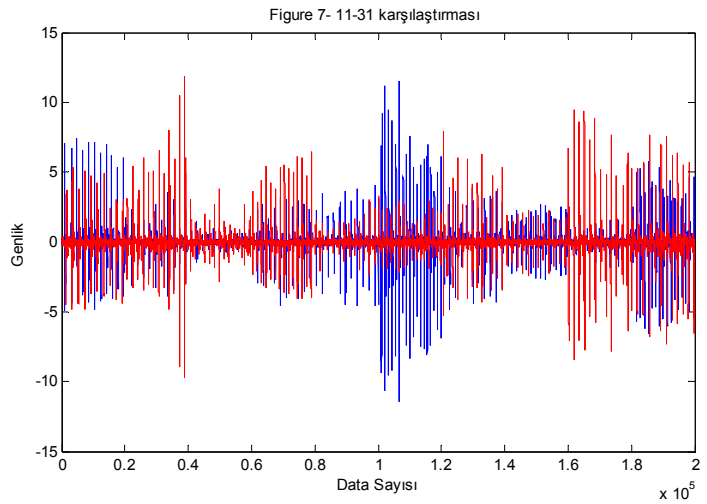
Şekil 4.50. Sprint data 3-1 ile 4-1 karşılaştırması



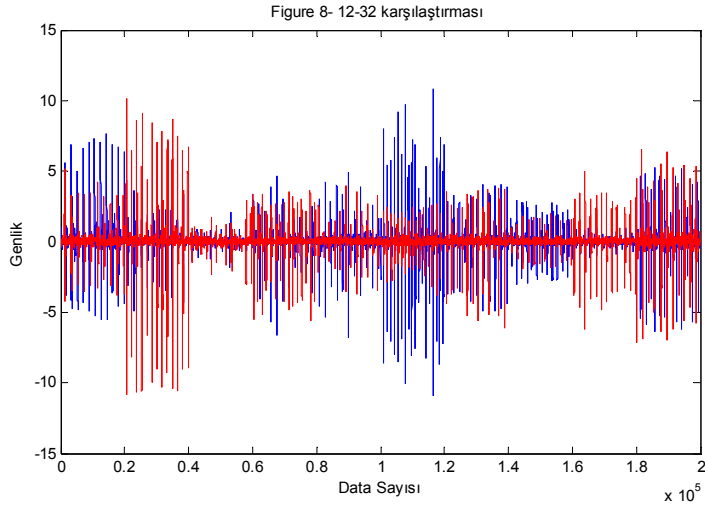
Şekil 4.51. Sprint data 3-2 ile 4-2 karşılaştırması



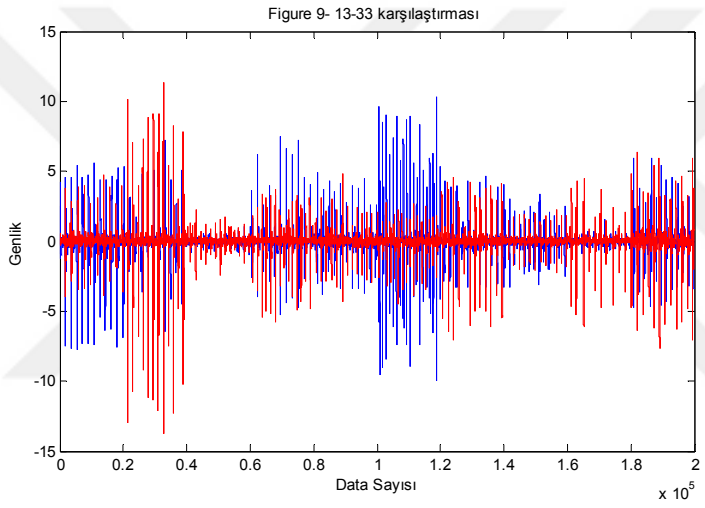
Şekil 4.52. Sprint data 3-3 ile 4-3 karşılaştırması



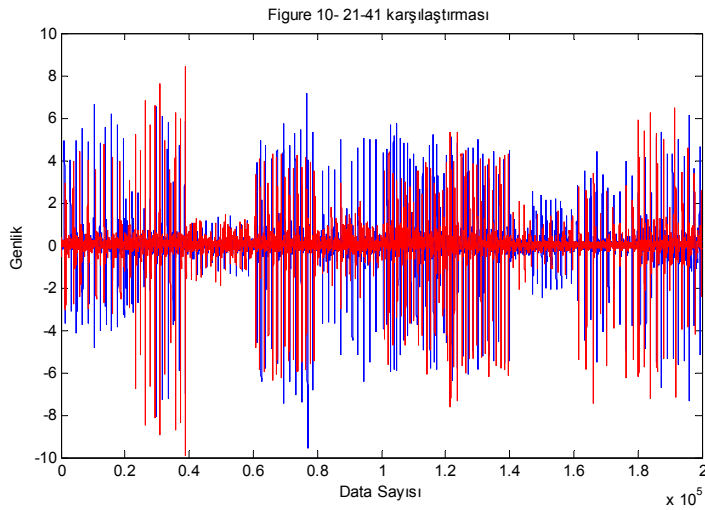
Şekil 4.53. Sprint data 1-1 ile 3-1 karşılaştırması



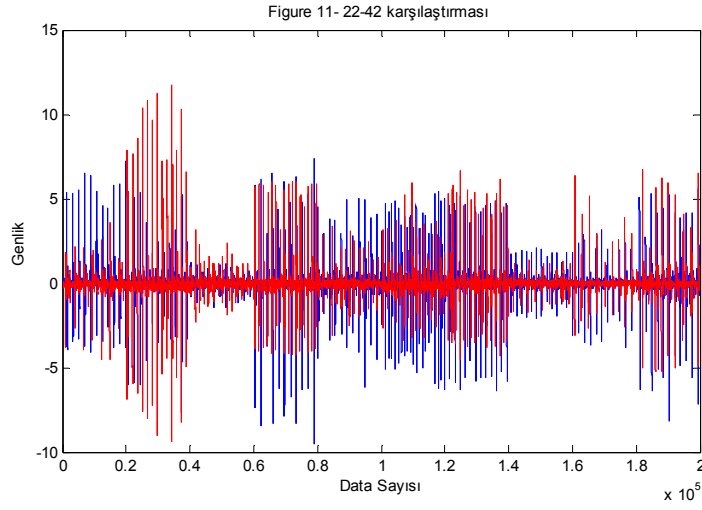
Şekil 4.54. Sprint data 1-2 ile 3-2 karşılaştırması



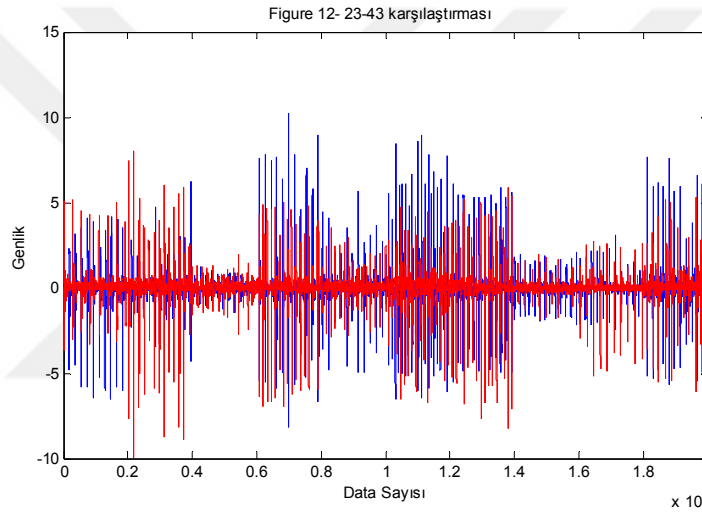
Şekil 4.55. Sprint data 1-3 ile 3-3 karşılaştırması



Şekil 4.56. Sprint data 2-1 ile 4-1 karşılaştırması



Şekil 4.57. Sprint data 2-2 ile 4-2 karşılaştırması



Şekil 4.58. Sprint data 2-3 ile 4-3 karşılaştırması

ICA analizinde görülen şekillerden anlaşılabileceği üzere kişinin antre olup, olmadığı ile ilgili bir gözlem yapılamamıştır.

5. TARTIŞMA

MMG (Mekanomiyagrom) kas kasılması sonucunda meydana gelen sessel ve ivmesel bir aktivitenin kayıt edilmesi işlemine konulan isimdir. Genel olarak, hareketlerde kısıtlılık ve performans da düşüş olarak adlandırılabilir. Kas yorgunluğu nedenleri tam olarak bilinmemekle beraber araştırmalar ve üzerinde fenomen hakkında ki incelemeler devam etmektedir. Bu problemle ilgili çok fazla araştırma ve inceleme olmasına karşın kesin ifadelerle sonuçlar bulunmamaktadır. İnsan fiziksel performanslarını ve hareketlerini kısıtlayan etkenlerden olan kas yorgunluğunun ve kişinin antre olup, olmamasının nedenlerinin araştırılması, geciktirilmesi, tespit edilmesi ayrıca fiziksel aktiviteler sonucu oluşan kas yorgunluğunun dinlendirilerek tekrar eski kasılma gücünün yerine gelmesi için geçen sürenin azaltılabilmesi antrenörler ve bilim insanları için eskiden beri önemli bir araştırma konusu olmuştur. Ancak kas yorgunluğunun incelenmesi ve araştırılması; araştırılan kişinin ne kadar antre olduğu ve fiziksel dayanıklılığı, yaptığı antrenmana bağlı olarak hangi kas grubunun etkilendiği ve ne sürede etkilendiği gibi farklı birçok etmene bağlıdır.

Literatür geçmişinde değinildiği üzere kas yorgunluğu ve kişinin antre olup, olmadığı ile ilgili araştırmalar genelde EMG sinyalleri üzerinden yapılmıştır. Son zamanlarda EMG-MMG ortak korelasyonları şeklinde araştırmalar sayısı oldukça artmıştır. Çünkü EMG tek başına kas yorgunluğunun belirleyicisi olarak yetersiz kalabilmektedir. Ayrıca kas yorgunluğu aynı anda olabilecek birçok farklı nedene bağlı olabilmektedir. Bu nedenlerin her birini aynı zamanda gözlemek ve kayıt altına almak her zaman mümkün olmayabilir.

Bu çalışmada kas yorgunluğunun sadece MMG sinyalleri ile zaman eksininde ki oluşumlarına bakılmıştır. Kişinin antre olup olmadığı veya kas yorgunluğunun sadece MMG analizi ile gözlemlenebilmesi, gelecek çalışmalar için öncülük yapacaktır. Çünkü gerek kas yorgunluğu, gerek kişinin antre olması gibi durumlar, verisi alınan kişinin antrenman geçmişi, fiziksel yapısı, beslenmesi, yaptığı fiziksel aktivitenin cinsi ve hatta kişinin o anki ruh halinden bile etkilenebilmektedir. Bu nedenlerden dolayı EMG datasının her koşulda alınması zor olabilmektedir. Ancak MMG sinyali ivmeölçer adı verilen ve günümüzde cep telefonu uygulamalarında bile rahatlıkla bulunan bir cihaz haline gelmiştir. Yani kişinin MMG verilerinin alınması, kayıt edilmesi ve saklanması EMG verilerine göre oldukça kolay hale gelmiştir. Bu ve bunun gibi sebepler MMG sinyallerini önemli kılmakta ve kas yorgunluğu ile ilgili daha doğru ve kesin sonuçlar bulunmasında rol oynayabilir.

6. SONUÇ

Bu tez çalışmasında Akdeniz Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor Yüksekokulu bölümü öğrencilerinden, kontrol grubu ise Akdeniz Üniversitesi Mühendislik Fakültesi öğrencilerinden belirlenen kriterlere uygun olarak seçilen 45 kişi katılmıştır. EMG ve MMG dataları kontrol grubu haricinde ki 42 kişiden alınmıştır. Bu dataların hangi işlemlerden geçtikleri ve PCA, ICA ile analizlerinin nasıl olduğunu “Bulgular” bölümünde detaylı olarak açıklanmıştır.

PCA ve ICA analizinden geçen Bruce ve Sprint antrenman datalarının hem bütün olarak hem ayrı ayrı olarak birbirleri ile karşılaştırılmaları bu tez çalışmasında yapılmıştır. Bu karşılaştırmalarda datalar 8 haftalık antrenman öncesi ilgili test öncesi, 8 haftalık antrenman öncesi ilgili test sonrası, 8 haftalık antrenman sonrası ilgili test öncesi, 8 haftalık antrenman sonrası ilgili test sonrası- olarak 4 grupta toplanmış ve hepsinin birbirleri arasında karşılaştırılmaları yapılarak kas yorgunluğu veya kişinin antre olup olmadığı gibi durumların önceden tahmin edilip edilemeyeceği şeklinde gözlemler yapılmıştır.

Öncelikle Bruce testi dataları direk olarak PCA analizinden sonra karşılaştırılmış ancak karşılaştırma sonuçlarında belirgin bir bulguya ulaşılamamıştır. Ancak PCA analizi yapılan MMG verilerinin varyansları arasında farklılıklar olduğu gözlemlenmiştir. Bu da MMG verilerinden kişinin antre olup olmaması hakkında bize fikir verebilmektedir.

Sprint testi datalarında aynı Bruce testi dataları gibi PCA analizinden geçirilmiş ve belirgin bir sonuca buradan ulaşılamamıştır. Sprint dataları da varyansları alınarak karşılaştırmaya tabi tutulmuştur. Ancak buradan Bruce testi datalarında olduğu gibi net bir fark görülememiştir. MMG verileri ile kas yorgunluğu veya kişinin antre olup, olmadığının yorumun yapılması için Bruce testi tarzında antrenmanların yapılması önerilmektedir.

Son olarak çalışmada alınan verilerin ICA analizinde yapılmıştır. Ancak burada herhangi bir gözlenebilir farklılık bulunamamıştır.

7. KAYNAKLAR

- ALPAR, R. 1997. Uygulamalı Çok Değişkenli İstatistiksel Yöntemlere Giriş-1. Bağırgan Yayınevi, Ankara, 337 s.
- ARNOLD, S.F. 1981. The Theory of Linear Models and Multivariate Analysis. John Wiley and Sons, USA, 475p.
- ASMUSSEN, E. 1979. Muscle fatigue. *Medicine and Science in Sports*, 11: 313-321.
- AUNE, T.K., ETTEMA, G., INGVALDSEN, R.P., WHITING, H.T. 2001. The effect of physical fatigue on motor control and coordination in a multi-joint timing task. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(5), 1221-1225.
- BECK, W.T., TSCHARNER, V.V., HOUSH, J.T., CRAMER, T.J., WEIR, P.J., MALEK, H.M., MIELKE, M. 2008. Time/frequency events of surface mechanomyographic signals resolved by nonlinearly scaled wavelets. *Biomedical signal processing and control*, 255-266.
- COMON, P. 1994. Independent component analysis, a new concept. *Signal Processing*, 36: 287-314,
- EDWARDS, R.H.T., KNUTTGEN, J.A., VOGEL, J., POORMANS, J. 1983. Biochemical Basis of Fatigue in Exercise Performance Catastrophe Theory of Muscular Fatigue. *Biochemistry of Exercise*, 3-28.
- ERGEN, E. 1990. Kassal egzersizde yorgunluk. Spor Bilimleri Ulusal Sempozyumu, ss. 34-36, 19-21 Aralık, Ankara.
- ERGEN, E. 2002. Yorgunluk ve başa çıkma yolları. Nobel Yayınevi, Ankara, 156 s.
- FOSTER, C., and MAUD, P.J. 1995. Physiological Assessment of Human Fitness. *Human Kinetics*, 57-60.
- FOX, L.E., BOWERS, R.W., FOSS, M.L. 1989. The Physiological Basis of Physical Education and Athletics. Dubuque: *Wm. C. Brown Company Publishers*, 85-90.
- HULTMAN, E. and SJÖHOLM, J. 1986. Biochemical Causes of Fatigue. *Human Muscle Power*, 215-238.

- HYVARINEN A., and OJA E. 2000. Independent component analysis: algorithms and applications. *Neural Networks*, 13 (4-5), 411-430.
- HYVARINEN, A., KARHUNEN, J., OJA, E. 2001. Independent Component Analysis, John Wiley & Sons, New York, 481 p.
- JASKOLSKA, A., MADELEINE, P., JASKOLSKI, A., KISIEL-SAJEWICZ, K., ARENDT-NIELSEN, L. 2007. A comparison between mechanomyogram condenser microphone and accelerometer measurements during submaximal isometric, concentric and eccentric contractions. *Journal of electromyography and kinesiology*, Volume: 17, 336-347.
- KAGAN, A. and SHEPP, L. A. 1998. Why the variance. *Statistics and Probability Letters*, 329-333.
- KIRKENDALL, D.T. 1990. Mechanisms of peripheral fatigue. *Med. Sci. Sports Exerc*, 22(4) , 444-449.
- LANGLOIS, D., CHARTIER S., GOSSELIN, D. 2010. An introduction to independent component analysis: Infomax and FastICA algorithms. *Tutorials in Quantitative Methods for Psychology*, 6(1), 31-38.
- MARUSIAK, J., JASKOLSKA, A., KISIEL-SAJEWICZ, K., YUE, G.H., JASKOLSKI, A. 2009. EMG and MMG activities of agonist and antagonist muscles in Parkinson's disease patients during absolute submaximal load holding. *Journal of electromyography and kinesiology*, Volume: 19, 903-914.
- MURATLI, S., KALYONCU, O., ŞAHİN G. 2007. Antrenman ve Müsabaka (geliştirilmiş 2. Baskı). Ladin yayınevi, İstanbul, 792 s.
- NOAKES, T.D. 2000. Physiological models to understand exercise fatigue and the adaptations that predict or enhance athletic performance. *Scandinavian - Journal of Medicine and Science in Sports*, 10, 123-145.
- ÖZDAMAR, K. 2004. Paket Programlar ile İstatistiksel Veri Analizi (Çok Değişkenli Analizler), Kaan Kitabevi, Eskişehir, 502 s.
- SHANMUGAM, R., and JOHNSON, C.V. 2007. At a Crossroad of Data Envelopment and Principal Component Analyses. *The International Journal of management Science*, Vol:35, 351-364.

STONE V.J. 2004. Independent Component Analysis: A Tutorial Introduction, A Bradford book. Cambridge, 193 p.

WAKELİNG Q.İ., GREEN, M.J., LAMBRECHT, A., FERGUSON-PELL, K. 2011. Spectral properties of electromyographic signals during isometric ramp and step contractions in biceps brachii. *Journal of electromyography and kinesiology*, Volume: 21, 128-135.

YANG, Z.F., KUMAR, D.K., ARJUNAN, S.P. 2009. Mechanomyogram for identifying muscle activity and fatigue. 31st annual international conference of the IEEE EMBS Minneapolis, pp. 47-51, September 2-6, Minnesota, USA.



ÖZGEÇMİŞ



Başar YEŞİL: 1987 yılında Antalya’da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Antalya’da tamamladı. 2006 yılında girdiği Bahçeşehir Üniversitesi Fen Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü’nden 2011 yılında Elektrik-Elektronik Mühendisi olarak mezun oldu. Şubat 2012 yılında girdiğim Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans yapmaktayım. 2012-2014 yılları arasında ASAT Genel Müdürlüğü, Atıksu Arıtma Dairesi Başkanlığı, Atıksu Arıtma Şube Müdürlüğünde Elektrik-Elektronik Mühendisi olarak, 2014 yılından beri ASAT Genel

Müdürlüğü, Atıksu Arıtma Dairesi Başkanlığı, Atıksu Arıtma Şube Müdürlüğü, Otomasyon Şefi olarak görev yapmaktayım.