

**T.C.
FIRAT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOFİZİK ANABİLİM DALI**

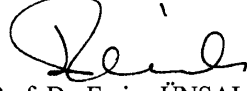
**SEDANter DENEKLERİN “KRİTİK EGZERSİZ GÜCÜNÜN”
BELİRLENMESİNDE “ANAEROBİK EŞİK” VE “SOLUNUM
KOMPANZASYON NOKTASI” PARAMETRELERİNİN
ETKİNLİĞİNİN KARŞILAŞTIRILMALI OLARAK
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

İhsan SERHATLIOĞLU

ELAZIĞ - 2010

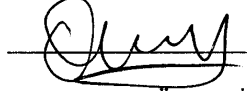
ONAY SAYFASI



Prof. Dr. Emine ÜNSALDI

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

Bu tez Doktora Tezi standartlarına uygun bulunmuştur.



Doç. Dr. Oğuz ÖZÇELİK

Biyofizik Anabilim Dalı Başkanı

Tez tarafımızdan okunmuş, kapsam ve kalite yönünden Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Oğuz ÖZÇELİK



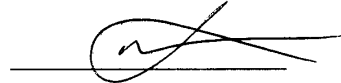
Danışman

Doktora Sınavı Jüri Üyeleri

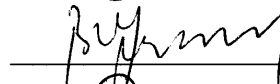
Prof. Dr. Haluk KELEŞTİMUR



Prof. Dr. Ahmet AYAR



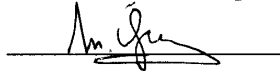
Prof. Dr. Bayram YILMAZ



Doç. Dr. Oğuz ÖZÇELİK



Yrd. Doç. Dr. Mete ÖZCAN



TEŐEKKÜR

Doktora eğitimime bilgi ve tecrübeleri ile büyük katkıda bulunan, tezimin hazırlanmasında yardım ve desteklerini esirgemeyen Biyofizik Anabilim Dalı Başkanı ve danışman hocam Sayın Doç. Dr. Oğuz ÖZÇELİK'e Őükranlarımı sunarım.

Tez çalışmam süresince yardımlarını gördüğüm Biyofizik Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Sayın Yrd. Doç. Mete ÖZCAN'a; Fizyoloji A.D. Öğretim Üyeleri Sayın Prof. Dr. Haluk KELEŞTİMUR ve Doç. Dr. Selim KUTLU'ya; Yeditepe Üniversitesi Fizyoloji AD. Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Bayram YILMAZ'a; Karadeniz Teknik Üniversitesi Fizyoloji AD. Öğretim Üyesi Sayın Prof. Dr. Ahmet AYAR'a; İnönü Üniversitesi Fizyoloji A.D. Öğretim Üyesi Yrd. Doç. Dr. Süleyman SANDAL ve Uzm. Dr. Ergül ALÇİN'e; Enformatik Bölümü akademik ve idari çalışanlarına teőekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

1. ÖZET.....	1
2. ABSTRACT	3
3. GİRİŞ	5
3.1. Egzersiz Kapasitelerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler veya Kriterler	7
3.1.1. Maksimal O ₂ Alımı (VO _{2max}).....	7
3.1.2. Egzersiz-Kalp Atım Hızı Cevabı.....	10
3.1.3. Anaerobik Eşik.....	12
3.1.3. 1. Anaerobik Eşiğin Hesaplanması.....	17
3.1.3. 1. 1. Anaerobik Eşiğin Direkt Hesaplanması	17
3.1.3.1.2. Anaerobik Eşiğin İndirekt Hesaplanması.....	18
3.1.3.1.2.1. Solunumun ve Akciğer Gaz Değişim Parametrelerindeki Değişmelerin Tespiti İle Anaerobik Eşiğin Hesaplanması	18
3.1.3.1.2.2. İş Gücü Şiddeti ve Kalp Atım Sayısı Arasındaki İlişki İle Anaerobik Eşiğin Hesaplanması	22
3.1.4. Kritik Güç	23
4. GEREÇ VE YÖNTEM	28
4.1. Denekler.....	28
4.2. Egzersiz Test Protokolü.....	30
4.2.1. İş Gücünün Düzenli Olarak Arttığı (Rapid Incremental Ramp) Egzersiz Testi.....	30
4.2.2. Sabit Yük (Constant Load) Egzersiz Testleri ve Kritik Güç Tayini ...	33

4.3. Respiratuvar ve Metabolik Ölçümler	35
4.4. Anaerobik Eşiğin Hesaplanması	36
4.5. Kritik Güç Tayini	39
5. BULGULAR	41
5.1. Deneklerin Şiddeti Düzenli Olarak Artan Yüke Karşı Yapılan Egzersiz Sırasında Verdiği Cevaplar.....	41
5.1.1. Şiddeti Düzenli Olarak Artan Yüke Karşı Yapılan Egzersiz Testi Sırasındaki Solunum Parametreleri.....	43
5.1.2. Kalp Atım Hızının Şiddeti Düzenli Olarak Artan Yüke Karşı Yapılan Egzersiz Sırasında Verdiği Cevaplar	45
5.2. Sabit Yüke Karşı Yapılan Egzersiz Sırasında Verdiği Güç-Zaman Cevapları	46
5.3. Deneklerin Kritik Güçlerinin Hesaplanması	55
5.3.1. Yükleme Testiyle Kritik Güç Hesaplanması	55
5.3.2. Kritik Gücü Hesaplamakta Kullanılan Matematiksel Modelleme Yöntemleri	58
5.3.2.1. Dört Adet Sabit Yük Egzersiz Testi ile Matematiksel Modelleme Yöntemi Kullanılarak Hesaplanan Kritik Güç.....	58
5.3.2.2. Üç Adet Sabit Yük Egzersiz Testi ile Matematiksel Modelleme Yöntemi Kullanılarak Hesaplanan Kritik Güç.....	61
6. TARTIŞMA	68
7. KAYNAKLAR.....	84
8. ÖZGEÇMİŞ.....	98

TABLO LİSTESİ

Tablo 4.1: Çalışmaya katılan erkek deneklerin fiziksel özellikleri ve vücut kitle indeksinin (VKİ) ortalama (\pm SS) ve minimum-maksimum değerleri.	29
Tablo 5.1: Sedanter erkek deneklerin ortalama (\pm SS) W_{max} , AE, ve her bir kilogram başına üretilen iş kapasiteleri.....	41
Tablo 5.2: Deneklerin şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında elde edile solunum cevaplar.	43
Tablo 5.3: Deneklerin ortalama (\pm SS) kalp atım hızı değerlerinin istirahat, ısınma, AE ve W_{max} egzersiz testine verdiği cevaplar ile olması gereken (öngörülen) kalp hızı değerleri ve deneklerin ulaştıkları maksimal kalp atım hızlarının denekler için olması gereken kalp atım değerine oranı (% öngörülen).	45
Tablo 5.4: Deneklerin 7 farklı şiddetteki sabit yük testinde uygulanan iş gücünün ortalama (\pm SS) değerleri ve bu iş güçlerinde devam edebilme sürelerinin ortalama (\pm SS) değerleri.....	47
Tablo 5.5: Deneklerin 7 farklı şiddetteki sabit yük testinin istirahat, ısınma dönemi ve sabit yükteki V_E (L/dk), SS (Nefes/dk), V_T (L) ve dakika kalp atım hızı (Nabız) değerlerinin ortalama (\pm SS) değerleri.	48
Tablo 5.6. Deneklerin bireysel olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında ulaştıkları maksimal VO_2 değerleri (VO_{2max} , ml/min), SKN'deki VO_2 (VO_{2SKN}) değerleri, AE'deki VO_2 değerleri (VO_{2AE}), AE ile SKN arasındaki zaman ve iş gücü değişim farkları	57

Tablo 5.7. Tüm deneklerin bireysel olarak AE'deki, SKN'deki, %25 AE üstündeki iş gücü değerleri ile 3'lü ve 4'lü modelleme kullanılarak yapılan KG değerleri.....62

Tablo 5.8. AE'deki iş gücü, iş-vücut ağırlığı ile (W/kg) zaman modellemesinde bulunan KG, W-zaman modellemesinde bulunan KG ve SKN'de bulunan KG değerleri.....64

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 3.1: Wasserman'ın egzersiz ile beraber sistemlerin çalışma prensiplerini anlatan dişlileri.	6
Şekil 3.2: Örnek bir deneğin, şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında VO_2 -iş gücü cevabı ile VO_{2max} 'ın belirlenmesi	9
Şekil 3.3: Şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında kalp atım hızı-ış gücü ilişkisinin farklı bireylerde verdiği üç farklı cevap.....	11
Şekil 3.4: Artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında arteriyellenmiş kan laktat $[Lac^-]_a$ ve standart bikarbonat $[HCO_3^-]_{std}$ değerlerinin verdiği cevap ve AE ile olan ilişkileri	13
Şekil 3.5: AE'yi belirlemek için kullanılan ilişkiler.....	20
Şekil 3.6: AE'nin V-slope yöntemi ile tahmin edilmesi.....	21
Şekil 3.7: Conconi testi.....	22
Şekil 4.1: Çalışmada kullanılan şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testinin protokolü.	32
Şekil 4.2: Deneyde kullanılan sabit yük egzersiz testinin protokolü.	34
Şekil 4.3: Bir örnek deneğin AE'sinin hesaplanmasında kullanılan V_E -iş gücü ilişkisi.....	36
Şekil 4.4: Bir örnek deneğin AE'sinin hesaplanmasında kullanılan VCO_2 - VO_2 ilişkisini gösteren grafik.....	37
Şekil 4.5: Bir örnek deneğin AE'sinin hesaplanmasında kullanılan VCO_2 - VO_2 ilişkisi, izokapnik tamponlanma dönemi ile respiratör kompensasyon noktasının belirlenmesi.	38

Şekil 4.6: A. Non-lineer güç-zaman formu B. Non-lineer güç-zaman formu lineer regresyon analiziyle lineer güç-zaman formuna dönüştürülmüş hali ve doğru denklemden KG'ün bulunması.....	39
Şekil 5.1: Şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında deneklerin ulaştıkları W_{max} 'ındaki iş gücü değeri ile deneklerin anaerobik-anaerobik metabolizma değişim bölgesini tanımlayan AE'deki iş gücü değeri ...	42
Şekil 5.2: Dakika solunumun (V_E), solunum sayısının (SS) ve tidal volümün (V_T) artan yüke karşı yapılan egzersiz testinin sonuç değerleri.	44
Şekil 5.3: Dakika kalp atım hızının artan yüke karşı yapılan egzersiz testine verdiği cevaplar.	45
Şekil 5.4: Dakika solunumun (V_E), solunum sayısının (SS), tidal volümün (V_T) ve dakika kalp atım hızı sabit yüke karşı yapılan egzersiz testinin istirahat (0 W), ısınma dönemi (20 W) ve W_{max} ulaştığı ortalama ($\pm SS$) değerleri.....	50
Şekil 5.5: Bir örnek deneğin çalışma sırasında uygulanan 7 farklı şiddetteki sabit yük testlerinde verdiği V_E cevapları.	51
Şekil 5.6: Bir örnek deneğin çalışma sırasında uygulanan 7 farklı şiddetteki sabit yük testlerinde verdiği VO_2 cevapları.....	52
Şekil 5.7: Bir örnek deneğin çalışma sırasında uygulanan 7 farklı şiddetteki sabit yük testlerinde verdiği VCO_2 cevapları.	53
Şekil 5.8: Bir örnek deneğin iş gücünün düzenli olarak arttığı egzersiz testine verdiği cevap.	56
Şekil 5.9: A. Non-lineer güç-zaman modeli, B. Lineer güç-(1/zaman) modeline dönüştürülerek doğrunun denklemden y-ekseni kestiği nokta KG.....	59

Şekil 5.10: Kilogram başına üretilen iş gücü ile A. Non-lineer güç-zaman modeli, B. Lineer güç-(1/zaman) modeline dönüştürülerek doğrunun denkleminde y-ekseni kestiği nokta KG	60
Şekil 5.11: Tüm deneklerin 3'lü (beyaz kolon) ve 4'lü (gri kolon) matematiksel modelleme ile hesaplanan KG değerinin SKN ile belirlenen KG değeri ile olan yüzde farklılık miktarı.....	63
Şekil 5.12: A. Kilogram başına güç-zaman modeliyle hesaplanan ortalama KG değeri, B. güç-zaman modeliyle hesaplanan ortalama KG değeri, C. SKN ile hesaplanan ortalama KG değeri, D. Tüm deneklerin ortama AE'deki güçleri.	65
Şekil 5.13. Üstteki grafik ile güç-zaman grafiği ile hesaplanan KG değeri ile SKN'deki KG değeri arasındaki korelasyonun lineerliği	66
Şekil 5.14: Tüm deneklerin iş gücündeki ortalama \pm SS değerlerine göre non-lineer güç-zaman eğrisi.....	67

KISALTMALAR

AE	: Anaerobik eşik
KG	: Kritik güç
SKN	: Solunum kompensasyon noktası
PETCO ₂	: Tidal sonu parsiyel karbondioksit basıncı
PETO ₂	: Tidal sonu parsiyel oksijen basıncı
VO ₂	: Oksijen hacmi
VCO ₂	: Karbondioksit hacmi
VO _{2max}	: Maksimal oksijen alımı
CO ₂	: Karbondioksit
O ₂	: Oksijen
PO ₂	: Parsiyel oksijen basıncı
[Lak] _a	: Arteryellenmiş kan-laktat konsantrasyonu
[HCO ₃ ⁻] _{std}	: Standart bikarbonat konsantrasyonu
V _E	: Dakika ventilasyonu
F _i O ₂	: İspirasyonda O ₂ fraksiyonu
F _E O ₂	: Ekspirasyonda O ₂ fraksiyonu
QT	: Kardiyak output
CVO ₂	: Arteriyel ve miks venöz kanın O ₂ kontentleri,
DO ₂	: O ₂ diffüzyon kapasitesi,
PcO ₂	: Ortalama kapiller parsiyel O ₂ basıncı,
Pmit O ₂	: Mitokondride ortalama parsiyel O ₂ basıncı
VO _{2pik}	: Tepe oksijen alımı
R	: Solunum katsayısı (Üretilen ΔCO ₂ / Kullanılan ΔO ₂)
W _{max}	: Maksimal iş gücü
SS	: Solunum sayısı
V _T	: Tidal volüm

1. ÖZET

Bu çalışmanın amacı egzersiz sırasında “Anaerobik Eşik” (AE), solunum kompanzasyon noktası (SKN) ve “Kritik Güç” (KG) arasındaki ilişkiyi belirleyerek, klinik ve spor bilimleri için en uygun egzersiz protokolünün belirlenmesiydi.

Sedanter 25 erkek deneğe yükleme testi ve sabit yük egzersiz testleri uygulandı. Yükleme testi sırasında, AE ve SKN, solunumdan-solunuma ölçülen akciğer gaz değişim parametreleri ile belirlendi. Sabit yük egzersiz testleri AE değerine göre (% 25’lik değişimlerle) 7 farklı iş gücünde uygulandı ve deneklerin egzersizi bitirme süreleri her test için kaydedildi. Bu testlerden elde edilen değerler ile lineer (güç-(1/zaman)) matematiksel modellemeyle KG hesaplandı. Hesaplanan KG değerlerinin istatistiksel olarak anlamlığı lineer regrasyon analiziyle, bağımlı grupların karşılaştırılması ise eşleştirilmiş t-testi analiziyle tespit edildi.

İş gücü değerleri AE’de 117.2 ± 22.6 W, SKN’de 132.8 ± 27.0 W olarak bulundu. Üçlü-modelleme ile yapılan analizde KG değeri 141.0 ± 31.3 W, dörtlü-modelleme ile yapılan analizde ise KG değeri 133.2 ± 27.2 W olarak hesaplandı. Bulunan KG değerleri ile SKN’deki değerler arasındaki ilişki istatistiksel olarak anlamlıydı ($R=0.986$ $p<0.0001$). Üçlü-modelleme ile yapılan KG hesaplamasında SKN’den farklı sonuçlar elde edilirken, dörtlü-modelleme ile yapılan KG hesaplamasında KG değerlerinin SKN ile benzer olduğu belirlendi.

Sonuç olarak bu çalışmada;

- 1) KG'nin SKN'ye eşit olduğu ve akciğer gaz değişim parametreleri aracılığı ile kolaylıkla ve doğru olarak hesaplanabileceği ilk defa gösterildi.
- 2) KG ve AE farklı egzersiz bölgelerini göstermektedir.
- 3) KG'nin ölçümünde kullanılan matematiksel modellemelerdeki testin sayısı ve uygulanan sabit yük egzersiz testlerindeki seçilen iş güçlerinin SKN'ye olan uzaklığı KG hesaplamasını etkileyebilecek önemli faktörlerdir. Dörtlü matematiksel modellemelerin altındaki test sayıları ve seçilen iş gücünün SKN'den uzaklığı KG hesaplanmasında hatalı sonuçlara neden olabilir.

Anahtar Kelimeler: Kritik Güç, Solunum Kompanzasyon Noktası, Yükleme Testi, Sabit Yük Testi, Anaerobik Eşik.

2. ABSTRACT

This study aimed to compare the relationships between anaerobic threshold (AT), respiratory compensation point (RCP) and critical power (CP) to determine an optimal exercise training protocol for clinical and sports science.

A total of 25 sedentary male subjects performed an incremental exercise test and constant load exercise tests. During incremental exercise, AT and RCP were estimated from ventilation and respiratory gas exchange parameters, evaluated breath-by-breath. Total of 7 different constant load exercise protocols were designed using AT (25% changes) and the mean duration of performed exercise tests were recorded CP was estimated with linear (power-(1/time)) mathematical model using the data obtained from this tests. The significance of estimated CP value was evaluated using Linear Regression Analysis and the paired t-test was used to compare values between the dependent groups.

The work rate was found to be 117.2 ± 22 W at AT and 132.8 ± 27 W at RCP. CP values was found to be 141 ± 31 W in 3 test model analysis and 133 ± 27 W in 4 test model analysis. There was a significant correlation between the values estimated from linear regression analysis power-(1/time) models and CP estimated using RCP ($R=0.986$ $p<0.0001$). The estimated CP was different from RCP in the 3 test model analysis while a similar CP and RCP values were estimated in 4 test model analysis.

As a result in this study:

1) It has been shown for the first time that CP reflects the RCP and it can be estimated correctly and easily using pulmonary gas exchange variables.

2) CP is completely different from the AT.

3) The number of tests used for mathematical modelling to estimate CP and the relation between the work rate used in the constant load exercise test and work rate at RCP are important factors effecting CP estimation. That is, when using mathematical modelling on the estimation of CP use of less than 4 tests and work rates far away from RCP can cause inaccurate estimation.

Key Words: Critical Power, Respiratory Compensation Point, Incremental Exercise, Constant Load, Anaerobic Threshold.

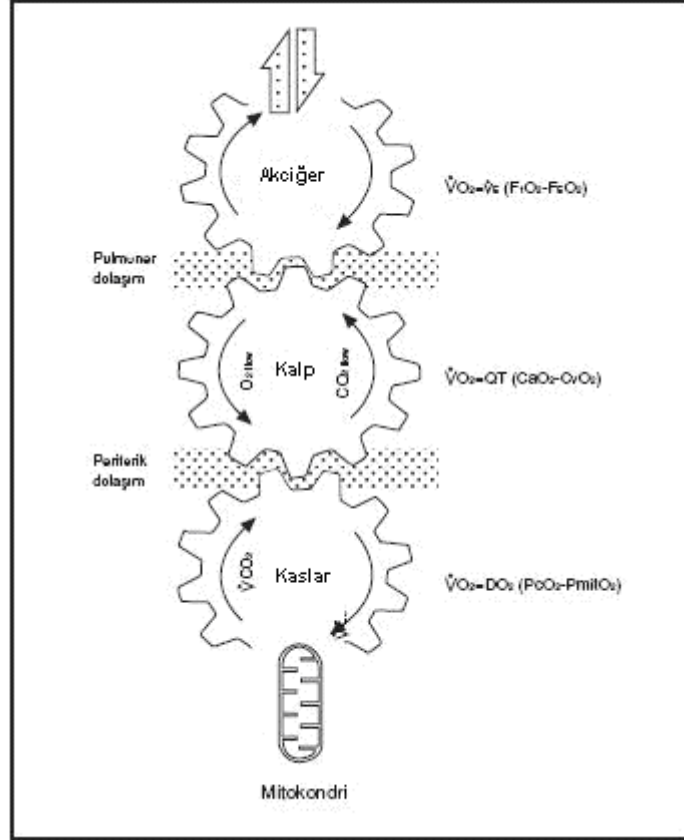
3. GİRİŞ

Günümüzde kardiyopulmoner fonksiyon testleri, kardiyak stres testleri, metabolik stres testleri gibi farklı isimlerle tanımlanan egzersiz testleri, başta kardiyojji (3, 60, 129, 140 191), göğüs hastalıkları (31, 161, 157, 195) ve cerrahi bilimler (128, 129, 156, 161) olmak üzere klinik bilimlerinin çeşitli bölümleri tarafından tanı ve tedavi amacı ile yaygın olarak kullanılmaktadır (104, 166, 137, 171).

Kardiyopulmoner egzersiz testi, standart egzersiz testlerinin sağladığı önemli bilgilere göre insan vücut ve sistemleri ile ilgili (aerobik kapasite, dispne nedenleri, kalp hastalığı) daha fazla bilgi elde edilmesini sağlar (4, 124, 132, 137, 181). Vücuttaki organların ve sistemlerin fonksiyonel çalışma kapasiteleri, bireyin sağlık durumu ile yakından ilişkilidir (8, 189, 192). Egzersiz testlerinin temelini, organ ve sistemlerin (metabolik, kardiyak ve solunum sistemleri) belirli stres altında çalıştırılması sonucunda sağlamlık derecesinin tespit edilmesi esası oluşturmaktadır (13, 52, 53, 206, 181). Fiziksel aktivite artışı; yaşlılarda psiko-motor beceriyi (96, 154) ve down sendromlu hastalarda psiko-sosyal sağlığı olumlu yönde etkileyebileceği ortaya konmuştur (6).

Wasserman'ın "klasik egzersiz-sistemler çalışma dişlisi", oksijen (O_2) alımı, taşınması ve kullanımı (VO_2) ile karbondioksit (CO_2) üretimi, taşınması ve atılımı (VCO_2) arasındaki dengeleri gösterir (184) (Şekil 3.1). Buna eşlik eden kardiyak, metabolik ve solunum sistemlerinin çalışma durumunu en kısa ve özgün bir şekilde açıklamaktadır (184) (Şekil 3.1). Bu iç içe geçmiş olan sistemlerin farklı egzersizlerde verdiği cevapların belirlenerek organ ve sistemlerin

durumlarının değerlendirilmesi klinik bilimlerin yanı sıra spor bilimlerinde de sporcu performans ölçümlerinin yapılmasında ve spor tipine göre uygun egzersiz programlarının hazırlanıp uygulanmasında da önemli yer tutmaktadır (33, 51, 66, 92).



Şekil 3.1: Wasserman'ın egzersiz ile beraber sistemlerin çalışma prensiplerini anlatan dişlileri. Atmosfer ve mitokondriyerler arası O₂ transferi. Akciğerler, kardiyovasküler sistem ve kaslarda O₂ alımını göstermektedir. VO₂: O₂ kullanımı V_E: dakikadaki ventilasyon, F_IO₂: inspirasyonda O₂ miktarı, F_EO₂: ekspirasyonda O₂ miktarı, QT: kardiyak output, CaO₂, CvO₂: arteriyel ve miks venöz kanın O₂ kontentleri, DO₂: O₂ difüzyon kapasitesi, PcO₂: ortalama kapiller parsiyel O₂ basıncı, Pmit O₂: mitokondride ortalama parsiyel O₂ basıncı (Kaynak (184)'ten değiştirilerek alınmıştır)

3.1. Egzersiz Kapasitelerinin Değerlendirilmesinde Kullanılan Testler veya Kriterler

Spor bilimlerinde ve klinikte çeşitli amaçlar için çok sayıda egzersiz testi geliştirilmiştir ve halen bu testlerin birçoğu günümüzde yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Egzersiz testleri genelde organ ve sistemlerin maksimum efor cevabını gösteren testlerdir (77, 144, 184).

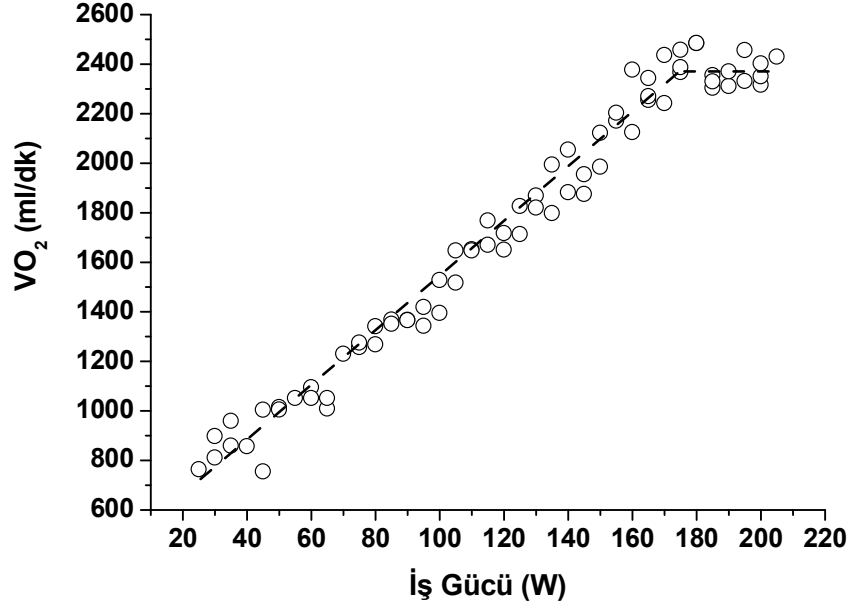
3.1.1. Maksimal O₂ Alımı (VO_{2max})

VO_{2max} (l/dk), egzersiz sırasında organ ve dokularının alabileceği ve kullanabileceği en yüksek O₂ alım hacmi olarak tanımlanmaktadır (184, 195). VO_{2max}, spor ve klinik (özellikle kardiyoloji ve göğüs) bilimlerde sporcu veya hastaların kardiyovasküler, metabolik ve pulmoner sistemlerin kapasitelerinin ölçümünde ve varsa anormalliklerinin kaynağının ve şiddetinin tespitinde sık olarak kullanılan önemli bir kriterdir (59, 61, 143, 166, 190).

Egzersiz sırasında VO₂ ile uygulanan egzersiz protokolü arasındaki ilişki, performans değerlendirmesinde yaygın olarak kullanılan bir parametredir (178, 184, 195, 181). VO₂, özellikle şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında, iş gücüne paralel olarak artar. Normal sağlıklı bireylerde oksijen hacmindeki değişimin iş gücüne oranı ($\Delta VO_2/\Delta WR$) yaklaşık 10 ml/dk/W'tır (62, 184, 194). Egzersiz sırasında uygulanan iş gücü şiddeti belli bir noktaya ulaştığında (özellikle de testin son kısımlarına doğru) VO₂-iş gücü arasındaki paralellik bozulmakta ve bir plato çizmektedir. Bu oluşan plato VO_{2max} değerine ulaşıldığını göstermektedir (184, 199).

Egzersiz sırasında bireylerin VO_{2max} değerini etkileyebilecek çeşitli faktörler bulunmaktadır. Bu faktörler arasında yaşı, cinsiyet, egzersiz testinde kullanılan araç, kardiyak durum ve bireylerin antrenman durumu yer almaktadır (61, 95, 108, 139, 158, 206). Bu faktörlerden biri olan egzersiz testinde kullanılan araçlar (yürüme bandı, bisiklet ergometresi) ile ilgili yapılan çalışmalarda, yürüme bandıyla yapılan egzersiz testinde bisiklet ergometre ile yapılan egzersiz testine göre daha yüksek AE (108) ve VO_{2max} (2006) değerleri elde edildiği gösterilmiştir. VO_{2max} 'ın üst limiti, maksimal kalp atım sayısı, maksimal kalp atım hacmi (maksimal kardiyak debiye), arteriyel kan O_2 miktarına, iskelet kaslarındaki kan dağılımı ve kasların O_2 kullanım kapasitelerine göre değişiklik göstermektedir (11, 62, 72). Ayrıca VO_{2max} , bireylerin maksimal kardiyak output, arteriyel–venöz kan arasındaki oksijen farkı ve maksimal solunum kapasitesi ile yakından bağlantılı olduğu için bu parametrelerin değişikliklerden kolaylıkla etkilenmektedir (152).

Kardiyopulmuner sistemi ilgilendiren birçok hastalıkta VO_{2max} değeri normalin altında (<20 ml/kg) bulunmaktadır (18, 121, 190, 191). Egzersiz sırasında bireylerin kg başına kullandıkları VO_2 değerleri (ml/dk/kg), bireylerin performanslarının değerlendirilmesinde kullanılan önemli kriterlerden biridir (148, 190). Ayrıca VO_{2max} , yüzde değerleri klinik olarak hasta ve sporcularda antrenman şiddetlerini ayarlama da kullanılmaktadır (111). VO_{2max} 'ın % 95-120 arasında olduğu egzersizlerin koşucular da performansı artırdığı gösterilmiştir (17, 44, 94). İlave olarak, yaşlılarda VO_{2max} 'ın % 70'ine denk gelen iş gücünde yapılan düzenli aerobik egzersiz antremanlarında nöro-musküler aktivitede (101) ve aerobik kapasitelerde artış gözlenmiştir (100).



Şekil 3.2: Örnek bir deneğin, şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında VO_2 -iş gücü cevabı ile VO_{2max} 'ın belirlenmesi.

Bununla birlikte, egzersiz testi genellikle birey tarafından VO_{2max} seviyesine ulaşılmadan sonlandırıldığından VO_{2max} değeri kolaylıkla elde edilememektedir. Bu nedenle yapılan birçok çalışmada egzersiz sırasında VO_2 -iş gücü arasındaki ilişkide plato fazı görülmemektedir (150). Bu plato fazındaki VO_2 değeri, VO_{2pik} olarak tanımlanmaktadır (38, 178, 152).

Tek bir artan yüke karşı yapılan test sonucuyla VO_{2max} 'ın tespiti her zaman mümkün olmadığından çok sayıda sabit yük egzersiz testine ihtiyaç duyulmaktadır (181, 184, 195). VO_{2max} tespitindeki zorluk ve kullanımdaki düşük güvenlik nedeniyle (bireyler arası yüzde değerler farklılığı nedeniyle) kardiyopulmoner sistemin sağlığının değerlendirilmesinde tek başına tercih edilen

bir yöntem değildir. Bu yüzden VO_{2max} , genellikle diğer kardiyopulmoner fonksiyon test parametreleriyle birlikte kullanılmaktadır (181, 184, 195).

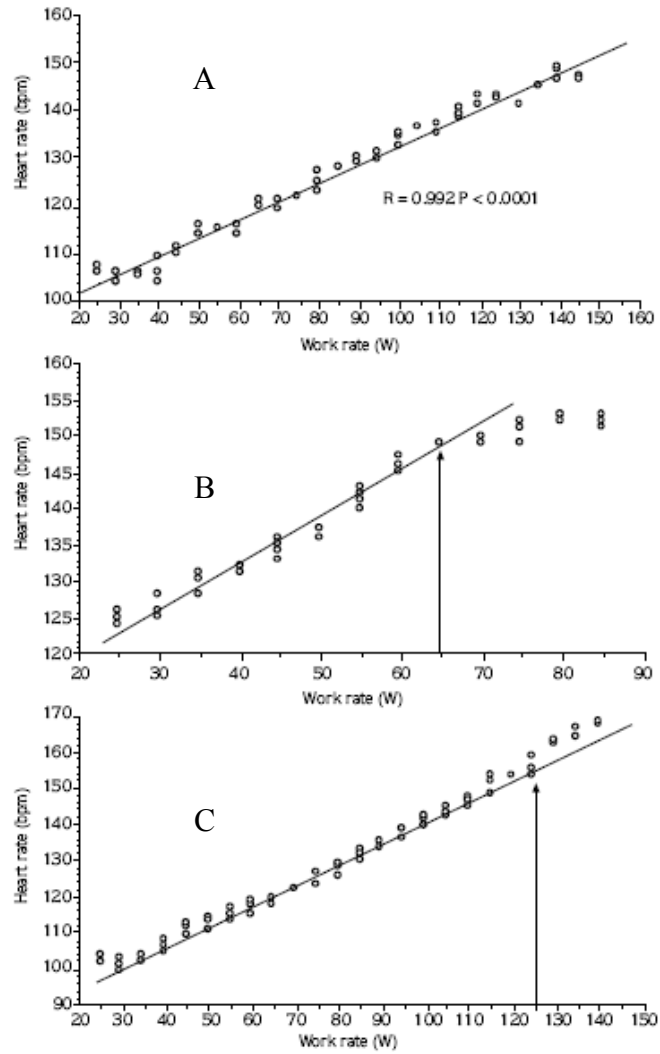
3.1.2. Egzersiz-Kalp Atım Hızı Cevabı

Egzersiz sırasında kalp atım hızının takibi ve değerlendirilmesi yine klinikte ve spor bilimlerinde performans değerlendirilmesinde kullanılmaktadır (86, 151). Egzersiz sırasında artan metabolik ihtiyaç, kardiyovasküler sistem tarafından artan kalp atım sayısı ve artan kalp atım hacmi ile karşılanmaya çalışılmaktadır. Egzersiz sırasında kalp atım hızının artışıyla birlikte ani ölüm riski de artmaktadır (85). Maksimal iş gücünün % 40-100 seviyeleri arasında yapıldığı egzersizlerde anormal kalp atım cevabı, kardiyovasküler sistem kaynaklı ölümlerle sonuçlanabilir (151).

Şiddeti düzenli artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında kalp atım hızı, artan iş yükü ile paralel artış göstermektedir (184) (Şekil 3.3). Bu paralel artışın bazı bireylerde sonuna kadar sapma olmadan devam ettiği bazı bireylerde ise eğrinin sağa veya sola saptığı tespit edilmiştir (33, 97, 133, 134). Yapılan çalışmalar bu sapmanın anaerobik metabolizma yan ürünlerindeki artışa bağlı olabileceğini gösterse de (33) sapmanın tam olarak nedeninin ne olduğunu açıklığa kavuşturamamıştır (133, 134).

Bireyin egzersiz sırasında ulaşabileceği maksimal kalp atım sayısı ile istirahat kalp atım sayısı arasındaki farkı gösteren kalp atım rezervi (86), uygun antrenman programları hazırlanmasında kullanılan diğer önemli bir kardiyak parametredir (37, 99). Ayrıca ağır şiddetteki sabit yük egzersiz testi ile hesaplanan kritik kalp atım noktasının performans değerlendirmesinde kullanılabileceği ileri

sürülmüştür (112). Bireyin demografik özelliklerinin (yaş, boy, cinsiyet gibi), kalp atım sayısı ve hacmi üzerine önemli etkileri olduğu gösterilmiştir (203). Bununla birlikte kalp atım hızı; ortamın ısı, bireyin psikolojik durumu gibi faktörlerden kolayca etkilendiğinden anlık değişimler göstermektedir. Bu nedenle egzersiz sırasında alınan kalp atım hızı cevabı tek başına değil de diğer parametrelerle beraber kullanılmasının daha uygun olacağı belirtilmiştir (1).

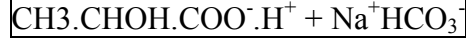


Şekil 3.3: Şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında kalp atım hızı-iş gücü ilişkisinin farklı bireylerde verdiği üç farklı cevap: A. Lineer artış B. Sağa kırılma C. Sola Kırılma (134)'den değiştirilerek alınmıştır.

3.1.3. Anaerobik Eşik

Yirminci yüzyılın başlarında yapılan çalışmalarda arteryel kan-laktat konsantrasyonunun bazı tip egzersiz testlerinde artarken, bazı egzersiz testi tiplerinde ise artmadığı tespit edilmiştir (185). Aynı zamanda arteryel kan-laktat konsantrasyonunun yalnızca belirli bir iş gücü eşik değerinin aşıldığı durumlarda artmaya başladığı ve arteryel kan-laktat konsantrasyonunun arttığı egzersiz tiplerinde ise bikarbonat konsantrasyonunda azalma olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (46, 131) (Şekil 3.4). Bununla birlikte “anaerobik eşik (AE) varlığı ve kan-laktat seviyesinin eşik modeli ile arttığı görüşü” bazı araştırmacılar tarafından şüphe ile karşılanmıştır (24, 25, 26, 49).

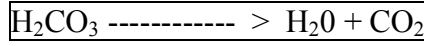
Hollmann, arteryel kan laktat konsantrasyonu ile solunum arasındaki yakın ilişkiyi göstererek, bunu “optimal solunum etkinlik noktası” olarak tanımlamıştır (73). Wasserman ve McIlroy, egzersiz sırasında arteryel kan-laktat konsantrasyonunun sistematik olarak istirahat seviyesinin üzerine doğru artmaya başladığı noktayı “anaerobik eşik” olarak tanımlamıştır. İlave olarak, solunum ve akciğer gaz değişim parametrelerinin takibi ile AE'nin noninvaziv yöntemlerle belirlenebileceği gösterilmiştir (185, 186). AE'nin non-invaziv tespiti, egzersiz sırasında anaerobik metabolizma sonucunda ortaya çıkan ve kanda artmaya başlayan metabolik asit (başlıca laktik asit) ile bunu tamponlayan sistemler arasındaki (başlıca HCO_3^-) mücadele sonucunda ortaya çıkan yan ürünlerin, özellikle CO_2 ve neden olduğu V_E artışının tespit edilmesine dayanmaktadır (164,186).



(Laktik Asit + Sodyum Bikarbonat)

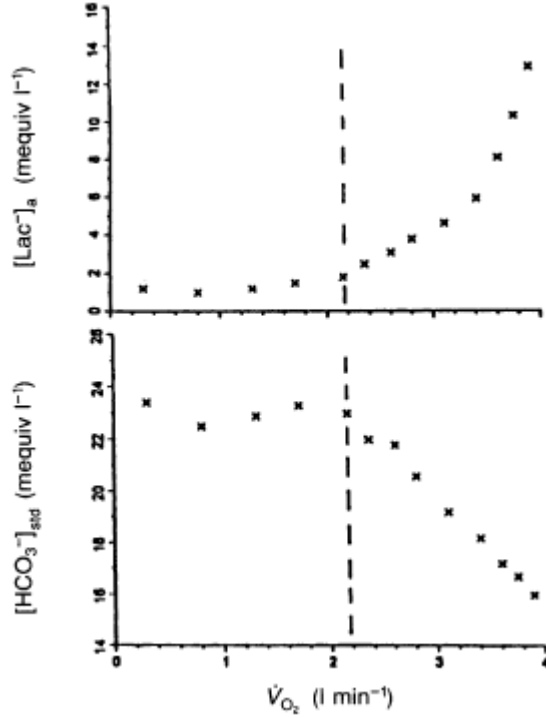


(Sodyum Laktat + Karbonik Asit)



(Su + Karbondioksit)

Anaerobik metabolizmanın aktifleşmesi sonucunda ortaya çıkan laktik asidin bikarbonat tampon sistemi tarafından CO₂ ve H₂O'ya dönüşüm basamakları yukarıdaki gibidir.



Şekil 3.4: Artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında arteryellenmiş kan laktat [Lak⁻]_a ve standart bikarbonat [HCO₃⁻]_{std} değerlerinin verdiği cevap ve AE ile olan ilişkileri (Kaynak (135)' den değiştirilerek alınmıştır).

Wasserman ve ark.'ın yaptıkları çalışma ile sporcularda kan-laktat seviyesinin normal bireylere göre daha geç arttığını göstermişlerdir (184). Aynı çalışmada hasta bireylerin kan-laktat seviyesinin sağlıklı bireylere göre daha düşük iş güçlerinde arttığını bulmuşlardır (184). Böylece yapılan bu çalışmayla egzersiz sırasında kan-laktat konsantrasyonunun artmaya başladığı noktanın önemli bir sağlık kriteri olarak kullanılabilceğini ortaya koyulmuştur (184).

İlk tarif edildiği tarihten günümüze kadar metabolizmanın aerobikten anaerobik bölgeye geçiş noktası, popülaritesi artarak geniş kitlelerce kullanılmaya başlanmıştır. Bu süre içinde AE; “Laktat Eşiği”, “Laktik Asidozis Eşiği”, “Gaz Değişim Eşiği”, “Ventilatör Eşik” , “Optimal Solunum Etkinlik” , “Elektromiyografik Yorgunluk Eşiği” ve hatta “Ameliyat Anaerobik Eşiği” gibi farklı anlamlar ile de ifade edilmiştir (53, 90, 91, 142, 169).

AE, normal deneklerde, obezlerde, yaşlılarda, kalp hastalarında ve akciğer hastalarında uygun egzersiz ve rehabilitasyon programları hazırlanmasında önemli bir kriter olarak kullanılmaktadır (7, 36, 120, 136, 120).

AE, sıklıkla normal ve sporcu bireylerin aerobik kapasitelerinin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Buna ilave olarak AE, uygun egzersiz protokollerinin ve iş güçlerinin hazırlanmasında, karakter olarak egzersiz tiplerinin sınıflandırılmasında kullanılır (7, 136, 200). Genel olarak üzerinde anlaşmaya varılan prosedür olmamakla birlikte en popüler egzersiz tiplerinin (orta, ağır ve şiddetli) yorumlanmasında da AE kullanılmaktadır (200).

AE, hastalara uygulanan tedavi ve egzersiz programlarının etkinliğinin değerlendirilmesinde ve hatta ameliyat sonrası ölüm risklerinin azaltılmasında sıklıkla kullanılan önemli bir kriterdir (129, 156, 161, 205). Older ve Smith,

yaptıkları çalışmalarda AE'nin kardiyovasküler rezervin ameliyat sonucu oluşacak olan metabolik strese karşı cevabını ölçerek, özellikle ağır batın ameliyatları sonrası ölüm riskinin azaltılmasında kullanılabileceğini göstermişlerdir (129, 156, 161). Ameliyat sonu ölüm riskinin azaltılmasında AE'deki O₂ tüketilmesinde 11ml/kg/dak, önemli bir noktayı göstermektedir. AE'deki O₂ tüketimi 11ml/kg/dak altında olan hastalarda ameliyat sonu ölüm oranının, O₂ tüketim oranı 11ml/kg/dak üzerinde olan hastalara göre yaklaşık olarak 25 kat daha yüksek olduğu belirlenmiştir (128, 129). AE'nin diğer bir önemli kullanım alanı da hastalarda rehabilitasyon ve egzersiz performanslarının takibidir (54).

AE, egzersiz sırasında aerobik ve anaerobik metabolizma bölgelerinin ayrılmasını sağlamaktadır. AE oluşumu ile ilgili olarak anaerobiosis hipotezi öne sürülmüştür (185, 186, 188). Laktik asidin artmaya başlamasının nedeni, elektron transport zincirindeki ATP üretimi için gerekli olan O₂ yetersizliğine bağlanmıştır. Bu nedenle ATP ihtiyacı, karbonhidratların anaerobik yıkımı ile elde edilmektedir (188). Artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında kaslardaki O₂ azlığı ile kan-laktat artışı arasında ilişki gösterilmiştir (46). Bu hipotezin doğruluğunu ispatlamak için yapılan çalışmalarda egzersiz esnasında yüksek konsantrasyon O₂ solutulmasının kan-laktat seviyesini daha geç artırırken düşük konsantrasyon O₂ solutulmasının ise çok daha erken kan-laktat seviyesini artırdığı tespit edilmiştir (2, 27, 90, 98).

Bununla birlikte kritik kapiller PO₂'nin, 15–20 mmHg altına düşmemesinin ortamda her zaman O₂ olduğu anlamına geleceğini, O₂ yetersizliğinin söz konusu olmayacağını ve kan-laktat artışından O₂ sorumlu

olmadığını ileri sürmektedir (25). Kas kasılması esnasında O₂ eksikliğinin olmadığı (aerobik) durumda bile glikolitik laktat üretimi olduğu gösterilmiştir (26). Keul ve ark. yaptıkları çalışmayla tek bacak egzersizinde aynı venöz PO₂ değerine rağmen egzersiz yapan bacağın laktat ürettiğini, istirahattaki diğer bacağın ise laktatı kullandığını belirlemişlerdir (88).

Diğer bir görüş ise kan-laktat seviyesindeki artışın kas lifi tiplerine bağlı olduğudur (48). Özellikle tip2 kaslarının aktivasyonuna bağlı olarak kan-laktat düzeyinin arttığı ileri sürülmüştür (56). Farklı bir görüş olarak ise kan-laktat seviyesinin artışının, üretim-tüketim dengesindeki bozulmaya bağlı olduğudur (25, 64). Özellikle egzersizin ağırlaştığı sırada laktat tüketen organlara giden kan miktarı azalmakta ve kan-laktat seviyesinde artış meydana gelmektedir (25, 34).

Kan-laktat seviyesinin artışını tanımlamaya çalışan başka bir görüş ise aerobik enerji sistemlerindeki enzimlerin etkisidir (141). Yapılan egzersiz testlerinde, krebs siklusundaki suksinat dehidrogenaz enzimi ve mitokondriyal enzim zincirindeki sitokrom oksidazdaki artışa paralel olarak kan-laktat seviyesi de arttığı bildirilmiştir (55, 56, 65).

Bununla birlikte egzersiz esnasında kan-laktat seviyesinde meydana gelen artıştan ise iskelet kaslarındaki kan akımı artışının (yani laktat üreten sistemler aktive olurken) ve laktat kullanan organlara giden kan akımındaki azalmanın sorumlu olabileceği (laktat tüketiminde meydana gelen azalma) ileri sürülmüştür (25).

3.1.3. 1. Anaerobik Eşiğin Hesaplanması

Waserman ve ark. yaptıkları çalışmalarda kan-laktat seviyesinin artmaya başladığı noktada solunumun da arttığını gözlemlemişlerdir (186). Bunun nedeni ise üretilen laktik asidin ana ekstrasellüler tampon olan bikarbonat ile tamponlanması sonucu oluşan CO₂'in solunumu uyarmasına bağlamışlardır. Bu nedenle solunum parametreleri ile AE'nin indirekt olarak hesaplanabileceğini ileri sürmüşlerdir (186). AE'nin hesaplanmasında direkt ve indirekt birçok yöntem bulunmaktadır.

3.1.3. 1. 1. Anaerobik Eşiğin Direkt Hesaplanması

AE'nin direkt hesaplanmasında en güvenilir yöntem arteriyal kanda laktat seviyesinin ölçülmesidir (204). AE, egzersiz sırasında belirli aralıklarla alınan kanda bulunan laktat seviyesine göre değerlendirilmektedir. Ancak, egzersiz sırasında arteriyal kan alımı kolay olmadığı için pek tercih edilmemektedir. AE'nin hesaplanmasında en sık kullanılan yöntem arteriyellenmiş venöz kan ve kapiller kandaki laktat konsantrasyonudur (107). Arteriyellenmiş venöz kan ile direkt olarak alınan arteriyel kandaki pH, laktat ve PCO₂ ölçümleri arasında fark bulunamamıştır (107, 204). Arteriyellenmiş venöz kan örneklerinin en uygun alım yeri ise yüksek kan akımı ve düşük metabolik hızından dolayı ısıtılmış elin sırt kısmıdır. Ön koldan alınan arteriyellenmiş venöz kan örneklerinin ise güvenilirliği zayıftır. Venöz kan-laktat değerleri arteriyal kan laktat değerinden daha düşük olduğundan AE değerlendirilmesinde tercih edilmemektedir (204).

Kandaki laktat veya standart bikarbonat konsantrasyonlarının zaman ya da uygulanan iş gücüne karşı grafikleri ile logaritmik laktat, veya standart bikarbonat

konsantrasyonlarının VO_2 ile olan ilişkisini gösteren grafikler, AE belirlenmesinde kullanılan en kolay yöntemlerden biridir (12, 183, 186). Wasserman ve ark. tarafından kullanılan laktat-pirüvat oranı yine kullanılmakta olan güvenilir bir AE belirleme yöntemidir (186). Yapılan kas biyopsisi çalışmalarında egzersizin durdurulması ile laktat-pirüvat oranının azaldığı belirlenmiştir (87, 98).

3.1.3.1.2. Anaerobik Eşiğin İndirekt Hesaplanması

AE'nin indirekt yöntemlerle hesaplanmasının en büyük avantajı, egzersiz testi sırasında kan örnekleri almadan solunum, akciğer gaz değişimi ve diğer parametrelerle hesaplanabilmesidir. AE'nin indirekt hesaplanması iki ana temel yapı altında incelenebilir:

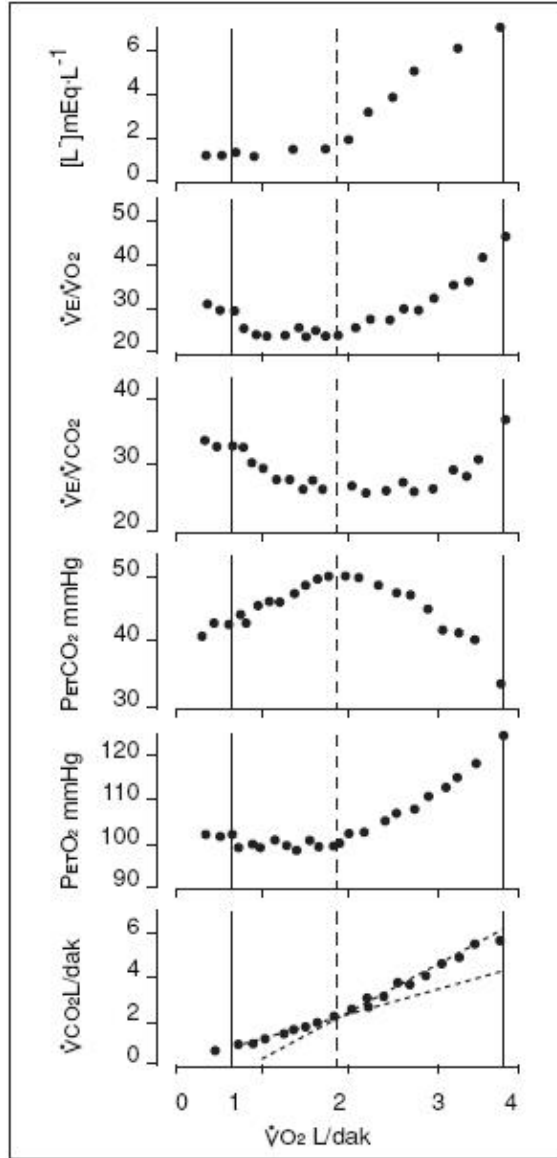
3.1.3.1.2.1. Solunumun ve Akciğer Gaz Değişim Parametrelerindeki Değişmelerin Tespiti İle Anaerobik Eşiğin Hesaplanması

Solunum hacmi (V_E), VCO_2 ve metabolizma değişim noktası (R) değerlerindeki ani artışlar metabolik asidozisin başlangıcının tespitinde kullanılmıştır (122, 162, 184, 194, 196, 197). Şiddeti düzenli olarak artan iş gücüne karşı yapılan egzersiz sırasında V_E 'deki lineer olmayan artışın sebebi kandaki H^+ ve laktik asidin tamponlanması sonucu ortaya çıkan metabolik olmayan ekstra CO_2 artışı olduğu gösterilmiştir (182, 196, 198). Egzersiz sırasında anaerobik metabolizma ürünlerinin V_E , V_E/VO_2 , V_E/VCO_2 oranları

üzerine etkileri AE hesaplanmasında kullanılan önemli yöntemlerdir (Şekil 3.5). Buna ilave olarak tidal sonu parsiyel O₂ basıncı (PETO₂) ve tidal sonu parsiyel CO₂ basıncı (PETCO₂) değerleri de sıklıkla AE'nin indirekt belirlenmesinde kullanılmaktadır (196, 198) (Şekil 3.5).

Artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında aerobik metabolizmanın anaerobik metabolizmaya geçtiği noktada V_E/VO₂ ve PETO₂ sistematik olarak artmaya başlar (Şekil 3.5). AE'deki V_E/VO₂ ve PETO₂'deki artışlara V_E/VCO₂ artışı veya PETCO₂ azalması eşlik etmemektedir (Şekil 3.5). V_E/VCO₂ artışı ve PETCO₂ azalması egzersizin ilerleyen bölümlerinde görülen önemli bir özellik olup solunum kompanzasyon noktasını (SKN) göstermektedir. Bu ise egzersiz hiperventilasyonunun başlangıç noktasıdır (182, 198, 193, 196).

Solunum ve gaz değişim parametreleri ile yapılan AE'in indirekt hesaplanmasında kullanılan yöntemler içinde metabolizma ölçümüne dayanan ve solunumdan etkilenmeyen yöntem, Beaver ve ark tarafından geliştirilen V-slope tekniğidir (13). V-slope tekniği egzersiz sırasında metabolizma sonucu üretilen CO₂ ile tüketilen O₂ arasındaki ilişkiye dayanmaktadır. İndirekt AE hesaplanmasında en etkin ve güvenilir yöntem olarak kabul edilmektedir (13, 135, 201).

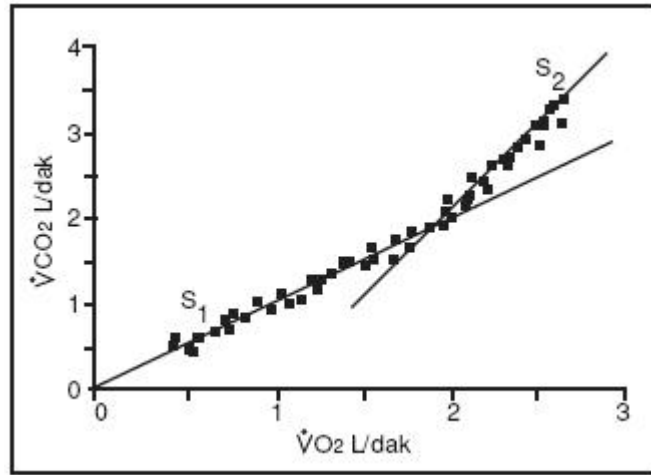


Şekil 3.5: AE'yi belirlemek için kullanılan ilişkiler. [L-]: arter kan laktat düzeyi. V_E / V_{O_2} , V_E / V_{CO_2} : O_2 ve CO_2 'in ventilatuvar ekivalanları, $P_{ET}CO_2$: tidal sonu CO_2 , $P_{ET}O_2$: tidal sonu O_2 , son panel V-slope metodu. Solid vertikal çizgiler AE'yi gösteriyor (kaynak (199)'dan değiştirilerek alınmıştır).

Egzersiz sırasında, ısınma döneminin sonundan AE'ye kadar olan bölgede (yani aerobik metabolizma'nın aktif olduğu bölge) birim zamanda tüketilen O_2 (ΔV_{O_2}) ile birim zamanda üretilen CO_2 (ΔV_{CO_2}) (yani $\Delta V_{CO_2} / \Delta V_{O_2}$) oranı 0.90 ile 1.00 arasında olmaktadır (13, 35, 135, 184, 201). Bu AE altı bölgedeki

$\Delta VCO_2/\Delta VO_2$ ilişkisi Slope 1 olarak da adlandırılmaktadır (13, 35, 153). Kardiyoloji kliniklerinde Slope 1, kalp krizi geçirenlerde ölüm riski ile ilgili güçlü ve güvenilir tanı kriteri olarak kullanılmaktadır (74).

Egzersiz sırasında üretilen laktik asitin bikarbonat tarafından tamponlanması sonucu üretilen ekstra CO_2 ile VCO_2 , VO_2 'ye göre daha hızlıdır. Bunun sonucunda $\Delta VCO_2/\Delta VO_2$ oranı 1.00 üzerine çıkmaya başlar. Bu AE'nin başlangıcını gösterir (13, 153, 165, 201). AE üzerindeki $\Delta VCO_2/\Delta VO_2$ oranı slope 2 olarak adlandırılmakta ve yaklaşık 1.30 civarında olmaktadır (13, 35, 153). Bu teknik özellikle solunum problemi çeken hastalarda veya VO_{2max} seviyesi düşük olan kişilerde başarılı olarak kullanılmaktadır (168). $\Delta VCO_2/\Delta VO_2$ ilişkisi (V-slope metodu), indirekt yöntemler içinde AE'nin güvenli ve kolaylıkla hesaplanmasında kullanılan altın standartlardan biridir (13, 135, 201, 168).

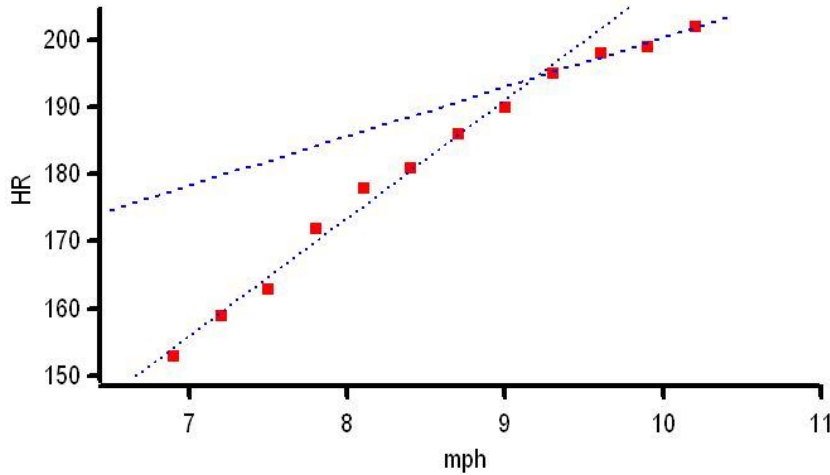


Şekil 3.6: AE'nin V-slope yöntemi ile tahmin edilmesi (kaynak (13)'ten değiştirilerek alınmıştır).

3.1.3.1.2.2. İş Gücü Şiddeti ve Kalp Atım Sayısı Arasındaki İlişki İle Anaerobik Eşiğin Hesaplanması:

Solunum ve akciğer gaz değişim parametreleri ile AE hesaplanması genelde laboratuvar şartlarında yapılan pahalı sistemlerdir. Conconi ve ark. iş gücü şiddeti ile kalp atım sayısı arasındaki ilişkiyi kullanarak AE'nin indirekt olarak hesaplanabileceğini ileri sürmüşlerdir (33). Diğer yöntemlere göre en ucuz ve daha kolay olan iş gücü şiddeti ile kalp atım sayısı arasındaki ilişkinin hesaplanması yöntemi, pahalı ve hassas laboratuvar cihazlarına ihtiyaç duyulmadan spor yapılan ortamlarda rahatlıkla uygulanabilir (33).

İş gücünün düzenli olarak artırıldığı egzersiz protokollerinde kalp atım hızı, artan enerji ihtiyacına paralel olarak artmaktadır. Belli bir noktadan sonra bu paralellik bozulmakta ve kalp atım hızı ani bir şekilde artmaktadır. Bu nokta AE olarak kabul edilir. Conconi ve ark. bu kırılma noktasıyla laktat eşiği arasında ilişki olduğunu öne sürmüşlerdir (33).



Şekil 3.7: Conconi testi, kalp atım hızı ile iş gücü arasındaki ilişki ile AE belirlenmesi yöntemi (kaynak (33)'den değiştirilerek alınmıştır).

Egzersiz sırasında kalp atım-iş gücü arasındaki kırılma noktası ile elde edilen AE değeri, alan testi olarak sporcularda başvuru alan krititerlerden biridir (47, 102). Bununla birlikte kalp atımı ile iş gücü arasında her zaman kırılma gözlenmediği veya egzersiz sırasında elde edilen kırılma ile AE arasında anlamlı ilişki olmadığı bildirilmiştir (29, 126, 133, 134).

Ayrıca, yaygın olarak kullanılması egzersiz sırasında kaslardaki elektromiyografik değişikliklerin tespiti ile AE hesaplanabileceği gösterilmiştir (103, 109). Egzersiz sırasında solunum sayısındaki ani artışın AE hesaplanmasında noninvaziv bir yöntem olarak kullanılabileceği ileri sürülmüştür (78).

Sonuç olarak AE aerobik fitness değerlendirilmesinde en sık kullanılan kriter olarak karşımıza çıkmaktadır. İlave olarak AE'in indirekt kolay ve güvenilir bir biçimde hesaplanabilmesi AE'nin tüm dünyada yaygın olarak kullanılmasının ana nedenidir.

3.1.4. Kritik Güç

Kritik Güç (KG), kısaca bireyin yorulmadan uzun süre gidebileceği en yüksek aerobik nokta veya aerobik enerji sistemleri kullanılarak gidilebilecek en üst nokta olarak tanımlanmaktadır (116).

KG terimi uygulanan güç ve bu gücün devam ettirilebilme süresi arasındaki ilişkiye dayanmakta olup yapılan çalışmalarda bu ilişkinin hiperbolik olduğu gösterilmiştir. Bu hiperbolik ilişki ilk kez 1965 yılında Monod ve Scherrer tarafından gösterilmiştir (115).

KG, bireylerin performanslarının değerlendirmesinde kullanılan önemli kriterlerden biridir. Ayrıca anaerobik ve aerobik kapasitelerin değerlendirilmesinde de kullanılmaktadır (50, 70, 125, 179). KG'nin sağladığı en önemli fayda bireylere uygun egzersiz protokollerinin hazırlanmasını sağlamaktır (41, 42, 43, 50, 58, 195). Özellikle şiddetli yoğunluktaki egzersiz tiplerinin hazırlanmasında ve VO_{2max} ile olan ilişkisinde KG'nin önemi vurgulanmıştır (57). KG'deki iş gücü etkili şekilde tedavi ve rehabilitasyon amaçlı olarak kronik obstriktif akciğer hastalarında (32, 97, 125) ve sporcularda (16, 51, 83) anaerobik kapasite belirlenmesinde de kullanılmıştır. Ayrıca aerobik antrenman sonrası meydana gelen fizyolojik değişikliklerin tespitinde de etkinliği gösterilmiştir (16, 80). Buna karşılık bazı çalışma sonuçları ise bireylerin KG'deki iş güçlerinde uzun süre egzersiz performanslarını devam ettiremedikleri yönünde olmuştur (202)

Genelde basit bir kronometre ve bisiklet ergometre, KG hesaplamada yeterli olmaktadır. KG'ün hesaplanmasında üzerinde herkesin anlaştığı tek bir metod bulunmamaktadır ve çeşitli yöntemler kullanılmaktadır (16, 19, 80, 105, 115). Daha önceden yapılan çalışmalarda tek bir egzersiz testi ile hesaplamının yanı sıra (177), farklı sayıdaki ve şiddetteki egzersiz uygulamalarının sonucunda KG değeri bulunmaya çalışılmıştır (16, 19, 22,80, 105, 115). KG değerinin bulunması çok kısa süreli ve yoğun 2-7 arasındaki farklı şiddetteki sabit yük egzersiz testleriyle de hesaplanabilir (68,70). Birden fazla yoğun egzersiz yapılmasına ihtiyaç duyulması, KG'nin hesaplanmasında testi yapan ve teste tabi tutulan denekler için dezavantajdır.

KG, güç-zaman veya iş-zaman arasındaki ilişki ile hesaplanmaktadır (69). Daha önce yapılan çalışmalarla 3 farklı matematik model kullanılarak KG hesaplanabilmektedir (Şekil 4.6).

- 1- Non-lineer model
- 2- Lineer model olan güç- 1/zaman modeli
- 3- İş-zaman modeli

Uygulanan egzersiz yükü ve bu yüke karşı sürdürülebilirlik cevabı bize KG'yi göstermektedir (69). Lineer model kullanılarak KG hesaplanmada en az iki nokta gerekmektedir (81).

Literatürde yapılan çalışmalar genelde KG hesaplanması üzerine olmaktadır (170). Burada üzerinde durulması gereken temel konu AE ve KG kapasitelerinin arasındaki benzerlikler, farklılıklar veya üstünlüklerinin olup olmadığıdır (28, 69, 127).

Daha önceki çalışmalarla henüz ortaya konulmayan ve eksik kalan diğer bir önemli nokta ise AE üstü bölgedir. Literatürde izokapnik tamponlama dönemi (İTD) olarak geçen periyod, AE üstünde kısa bir dönem sürer ve bu dönemin üzerinde önemle durulması gerekmektedir (15, 71) (Şekil 4.5). Şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında, AE üstünde kanda artmaya başlayan laktat ile bu laktatı tamponlamaya çalışan sistemler arasındaki mücadelenin sürdüğü bölge İTD olarak tanımlanmaktadır (130). İTD'deki V_E - V_{CO_2} arasındaki denge, artan metabolik asite (başlıca laktat) rağmen bozulmamaktadır (193). İTD sonundaki geçiş noktasına ise SKN'yi göstermektedir (Şekil 4.5). Bu noktadan sonra vücutta metabolik asit-tampon sistemleri arasındaki dengeler metabolik asit lehine bozulmaktadır (193). SKN

noktasından sonra egzersiz testi maksimal değere kadar çıkıp test sonlandırılmaktadır.

Üzerinde durulması ve ayrıntılı olarak incelenmesi gereken nokta AE ile SKN arası bölge olan İTD'dir. Bilindiği gibi, AE, iş gücünün orta dereceden ağır dereceyi bölgeyi tanımlarken SKN ise iş gücünün ağır dereceden şiddetli dereceye geçtiği bölgeyi tanımlamaktadır.

Tek bir egzersiz testi ile akciğer gaz değişim ve solunum parametreleri kullanılarak kolaylıkla ve güvenilirlik derecesi yüksek şekilde AE ve SKN hesaplanması yapılabilmektedir. AE, SKN ve KG arasındaki ilişkilerin ve farklılıkların belirlenmesi bu nedenle önem taşımaktadır. Özellikle SKN ve KG arasındaki yakın ilişkinin bulunması KG'nin kolaylıkla ve güvenilir biçimde hesaplanmasını sağlayarak, AE gibi tüm dünyada daha yaygın olarak kullanılmasına neden olabilir.

Bu tez çalışmasının amaçları:

1) Egzersiz sırasında bireylerin ulaştığı en yüksek oksidatif enerji üretim bölgesini tanımlayan “anaerobik eşik” ile bireylerin yorulmadan gidebildikleri iş gücü kapasitesini tanımlayan “kritik güç” arasındaki ilişkiyi belirleyerek normal sedanter, hasta veya sporcular için en uygun egzersiz protokolünün hesaplanmasında etkin yöntemi tespit etmek.

2) Egzersiz sırasında AE üstü bölgedeki özellikle de metabolik asit ve tampon sistemlerinin metabolik asit lehine kaymaya başladığı nokta olan SKN ile KG arasındaki ilişkiyi belirlemek.

3) KG hesaplanmasında deneklere uygulanacak farklı sayıdaki test ile (daha önce yapılan çalışmalarda 2-7 arasında değişmekte olup) modelleme yapılarak hesaplanan KG değerlerinin güvenilirliğini belirlemek ve hangi sayıdaki egzersiz testi ile etkin bir modelleme yapıp KG ölçümünde kullanılabileceğini bulmak.

4) En önemlisi bireylere uygulanan çok sayıdaki yoğun ve yorucu sabit yük testlerine alternatif olarak tek bir yükleme testiyle, KG'nin hesaplanmasında tahmini bir değer aralığı elde edilmesi yerine, KG değerinin tespitinin tam olarak yapılması sağlamak.

4. GEREÇ ve YÖNTEM

4.1. Denekler

Bu çalışmaya toplam 25 sedanter erkek denek katıldı. Deneklerin fiziksel özellikleri ortalama \pm standart sapma (\pm SS) değerleri olarak Tablo 4.1 de verilmiştir. Denekler çalışmaya başlamadan önce ilgili testlerin olumlu ya da olumsuz muhtemel etkileri konusunda detaylı olarak bilgilendirildiler. Tüm denekler Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Etik Kurulundan alınan izin belgesini okuyup onayladıktan sonra egzersiz testlerine gönüllü olarak katıldılar.

Deneklerin egzersiz testlerine katılabilmeleri için kriter olarak; sigara içmeyen, alkol almayan, geçmişinde kalp, akciğer ve metabolik hastalık hikâyesi olmayan, egzersiz testine engel bir fiziksel bozukluğu olmayan, sağlıklı ve 18-28 yaş arasındaki sedanter erkekler olmaları esas alındı. Deneklerin fiziksel özellikleri ölçülüp kaydedildi.

Deneklerin vücut kompozisyonları, sabah aç karnına, ayaktan ayağa biyoelektrik analiz (BIA) cihazı ile ölçülüp değerlendirildi (Tanita, Body Composition Analyser, TBF-300 M) (172). BIA yöntemi basit olarak elektriğin vücut dokularında ilerleyişini ve yağ dokusunun zayıf iletken olmasına dayanarak vücut kompozisyon analizi yapan basit bir yöntemdir. Bununla birlikte hata payını en aza indirmek için sabah aç karnına mesane ve bağırsaklar boş durumda iken ve egzersizden önce ölçümler yapılarak kaydedildi. Bu değerlendirme vücut yağ oranı, vücut yağ yüzdesi, yağsız vücut ağırlığı, total vücut su miktarı ile vücut kitle indeksini içermektedir.

Egzersiz testlerinin yapılacağı laboratuvar ortamının sıcaklığı yaklaşık olarak 20 - 22⁰ C'de sabit tutuldu. Deneklere egzersiz testinden önceki günlerde laboratuvar ortamında hafif deneme egzersizi yaptırılarak cihazlara ve laboratuvar ortamına uyumlarının olması sağlandı.

	Yaş (yıl)	Boy (cm)	Ağırlık (kg)	VKİ (kg/cm ²)
Minumum	18	165	56.3	19.6
Maksimum	28	197	93.5	28.8
Ortalama	22.8±3.6	180±8.5	76±8.8	23.4±2.5

Tablo 4.1: Çalışmaya katılan erkek deneklerin fiziksel özellikleri ve vücut kitle indeksinin (VKİ) ortalama (\pm SS) ve minimum-maksimum değerleri.

Egzersiz testinden önce deneklere herhangi bir ilaç kullanmamaları ve kafein gibi uyarıcı gıdalar almamaları söylendi. Çalışmalar her sabah 08:00-10:00 arası akşam açlığını takiben veya en az iki saat önceden olmak şartı ile hafif atıştırma yapmalarına izin verildi. Deneklerin teste başlamadan önce efor yapmalarına izin verilmedi ve test öncesi 15-30 dk civarında dinlenerek beklemleri sağlandı. Deneklerin psikolojik etkilerinden korunması amacı ile uygulanacak sabit yük testlerindeki iş güçlerinin hangisi olduğu o seansta deneklere bildirilmedi. Çalışmanın ilk uygulanan şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi bu uygulamanın dışında tutuldu.

Egzersiz testleri arası en az 24 saat ara verildi ve en geç 14 gün içinde sonlandırıldı. Çalışma sırasında bisikletin sele yüksekliği her bir denek için ölçülerek kaydedildi ve test sonuçlarının hatalı olmaması için her çalışmada her bir denek için ölçülüp, kaydedilen sele yükseklikleri kullanıldı (67).

4.2. Egzersiz Test Protokolü

Bu çalışmada deneklere şiddeti düzenli olarak artan yük egzersiz testi (rapid incremental exercise test) ve iş gücünün artırılıp sabit tutulduğu sabit yük (constant load) testi olmak üzere 2 farklı tür egzersiz test programı uygulandı.

4.2.1. İş Gücünün Düzenli Olarak Arttığı (Rapid Incremental Ramp) Egzersiz Testi

Her denek elektromanyetik bisiklet ergometre (VIAsprint™ 150/200P) ile protokolü Bruno Balke (10) tarafından bulunan ve Whipp ve ark (192) tarafından geliştirilen şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı egzersiz testine tâbi tutuldular (Şekil 4.1).

İş gücünün düzenli olarak arttığı egzersiz testi:

- a) Isınma dönemi,
- b) Yükleme dönemi,
- c) İyileşme dönemi olmak üzere 3 farklı aşamadan oluşmaktadır (Şekil 4.1).

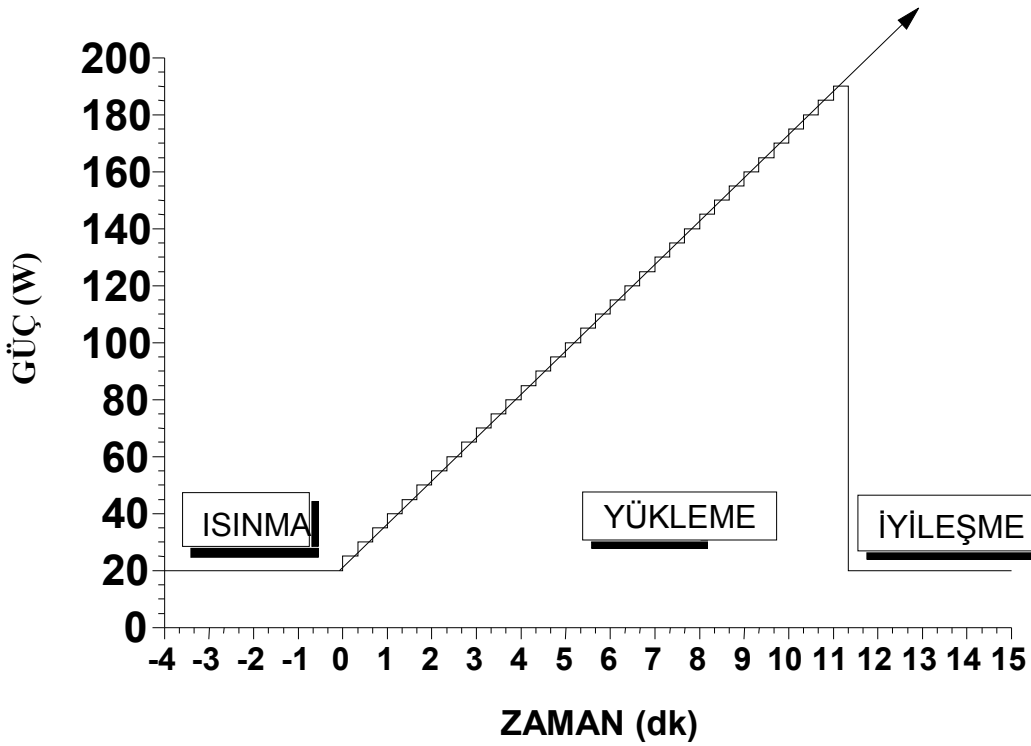
Bu egzersiz testi ile deneklerin W_{max} , AE, aerobik-anaerobik kapasiteleri belirlendi. Bu yükleme testi ile elde edilen AE'teki iş gücü esas alınarak deneklerin sabit yük egzersiz test protokollerinin hazırlanmasında kullanıldı.

a) Isınma (Warm-up) dönemi: Egzersiz testi öncesinde EKG elektrotları (veya polar kalp hızı ölçüm aletini) deneklerin göğüs duvarına uygun şekilde yerleştirildi. Bunu takiben minimum 3 - 4 dakikalık 20 W iş gücünde ısınma dönemi ile test başlatıldı (Şekil 4.1). Pedal çevirme hızı yaklaşık olarak 60 rpm'de sabit tutuldu. 20 W'daki ısınma döneminin amacı deneklerin kardiyak, metabolik, respiratuvar ve psikolojik durumlarının normal olup olmadığını tespit etmektir. Test öncesi heyecan durumunun yüksek oluşu vücut gaz depolarını (özellikle CO₂) ve metabolizma durumunu değiştirmekte ve akciğer gaz değişim parametrelerine dayanan ölçümlerin yanlış olmasına neden olmaktadır (135). Böylece egzersiz testi sırasında akciğer solunum ve gaz değişim parametrelerinde oluşabilecek yanlış sonuçlardan özellikle AE hesaplanmasındaki hatalardan kaçınmak için bu dönemde deneklerin heyecan veya anksiyete durumları varsa değerlendirilip düzeltildi.

b) Yükleme (Ramp) dönemi: Isınma dönemi sonunda deneklerin heyecanlı olmadığı normal durumda olduğu görüldükten sonra elektromanyetik bisiklet ergometrenin (VIAsprint™ 150/200P) pedal gücü bilgisayar kontrollü olarak iş gücü dakikada 15 W (5 W/20 sn) olarak artırılmaya başlandı. Pedal çevirme hızının olumsuz etkilerini önlemek için deneklerden yaklaşık 60 rpmde çevirmeleri istenildi (67). Deneklerin pedal çevirmeleri maksimum eforlarına ulaşmaya kadar devam ettirildi. Bu arada deneklerin 12'li göğüs EKG'leri ve hesaplanan maksimal değerleri (kalp atım, VO₂, R, vs.) bilgisayar ekranından takip edildi.

c) **İyileşme (Recovery) Dönemi:** Denekler maksimum egzersiz seviyelerine ulaştıklarında yani pedal çevirmeye devam edemeyecek noktaya çıktıklarında bisiklet ergometrenin pedal gücü bilgisayar tarafından tekrar 20 W'a indirildi ve denekler minimum dört dakika süre ile pedal çevirmeye devam ettirildiler.

İyileşme döneminde, yükleme süresince vücutta biriken anaerobik metabolizma yan ürünlerinden laktik asidin ve CO₂'nin vücuttan uzaklaştırılmasını sağlamak ve deneklerin durumunun normale doğru dönüp dönmediğine bakılmaktadır.



Şekil 4.1: Çalışmada kullanılan şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testinin protokolü. -4 ve 0 dakikalar arası 20 W'taki ısınma dönemini gösterir. 0' dan itibaren yükleme (Ramp) dönemi başlamakta ve iş gücü dakikada 15 W olarak (5 W / 20 sn) bilgisayar kontrollü olarak artırıldı. İyileşme dönemi ise yükleme döneminin sonunda iş gücü tekrar 20 W'a indirildi.

4.2.2. Sabit Yük (Constant Load) Egzersiz Testleri ve Kritik Gç Tayini

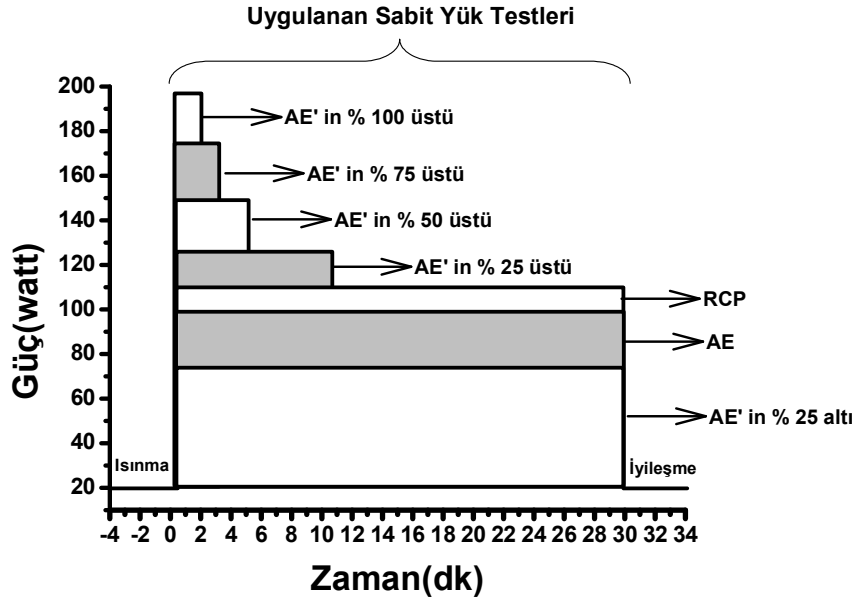
Çalışmanın ikinci grup egzersiz test protokolünü, ısınma döneminden sonra iş gücünün AE'ye göre belirlenen bir değere yükselip bu değerde değişmeden devam eden sabit yük egzersiz testi oluşturmaktadır (şekil 4.2). Bu testler ile KG hesaplanması yapıldı. Bu egzersiz testi yine 4 dakikalık 20 W (yaklaşık 60 rpm) ısınma dönemini ile başladı. Bunu takiben iş gücü AE'deki iş gücüne göre belirlenen oranda artırılıp tüm test boyunca değiştirilmeden sabit bir şekilde uygulandı. Test süresi dolduğunda (maksimum 30 dk.) veya deneklere uygulanan iş gücünün ağırlığına göre deneğin yorulduğu noktada iş gücü tekrar 20 W'a indirilerek yaklaşık 4 dakikalık iyileşme dönemi ile test sonlandırıldı.

Denekler 7 farklı şiddetteki sabit yük egzersiz testine katıldılar (şekil 4.2). Deneklere uygulanacak olan test protokolü AE esas alınarak belirlenmiştir. İş gücü anaerobik eşiğin % 25 altında başlayarak belirli oranlarda artırılmıştır. Deneklere uygulanan sabit yük egzersiz test protokolleri:

- W1) İş gücü % 100 AE stnde,
- W2) İş gücü % 75 AE stnde,
- W3) İş gücü % 50 AE stnde,
- W4) İş gücü % 25 AE stnde,
- W5) İş gücü İTD'nin sonunda (SKN'nin başında)
- W6) İş gücü AE,
- W7) İş gücü % 25 AE altında.

Bu farklı şiddetteki sabit yük egzersiz testleri sırasında deneklerin egzersiz süreleri maksimum 30 dakika ile sınırlanmıştır. Özellikle deneklerin 30

dakikalık süreyi tam dolduramayacakları ağır egzersiz protokollerinde (özellikle W1-W4 arasında) ise gidebildikleri maksimum süre bilgisayar tarafından kaydedildi.



Şekil 4.2: Deneyde kullanılan sabit yük egzersiz testinin protokolü. -4 ve 0 dakikalar arası 20 W'taki ısınma dönemini gösterir. Deneklerin AE değerine göre sabit yük iş güçleri hesaplanarak denekler sabit yük dönemi uygulandı. İyileşme dönemi ise 20 W'taki iyileşme dönemini gösterir. Uygulanan iş güçleri % 100 AE üstü, % 75 AE üstü, % 50 AE üstü, % 25 AE üstü, SKN, AE de, % 25 AE altı olmak üzere 7 farklı protokolü içermektedir.

4.3. Respiratuvar ve Metabolik Ölçümler

Deneklerin egzersiz testleri Yeditepe Üniversitesi Spor ve Egzersiz Bilimleri Laboratuvarı'ndaki "metabolik gaz ölçüm cihazı" (MasterScreen CPX, Germany) kullanılarak yapıldı. Deneklerin egzersiz testleri sırasında akciğer gaz değişim parametreleri ve metabolik değişimleri solunumdan solunuma (breath-by-breath) hesaplandı.

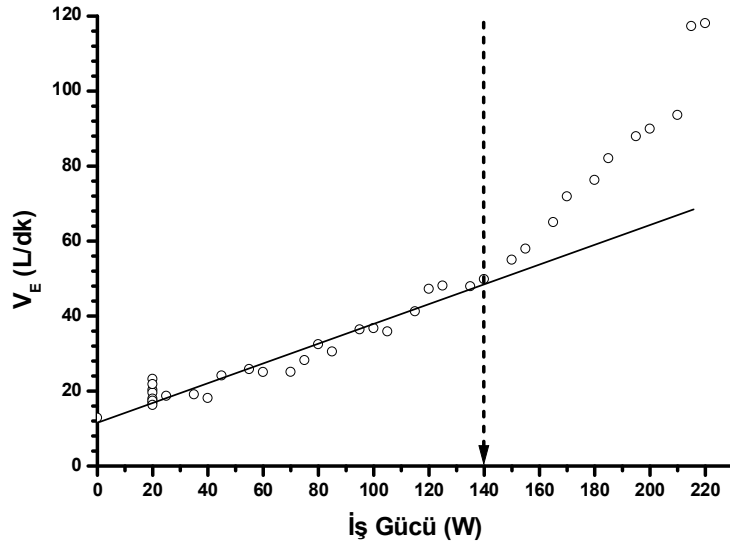
Deneklerin egzersiz sırasında ölçülen değerleri: O₂ alımı (VO₂ ml/dk, STPD, standart ısı, standart basınç ve kuru hava), CO₂ atılımı (VCO₂ ml/dk, STPD), dakika ventilasyon (V_E, L/dk, BTPS, vücut ısısı ve basınç), O₂ için solunum eşitliği (V_E/VO₂), CO₂ için solunum eşitliği (V_E/VCO₂), tidal sonu CO₂ parsiyal basıncı (PETCO₂ kPa), tidal sonu parsiyel O₂ basıncı (PETO₂ kPa), kalp atım hızı ölçüldü.

Deneklerin egzersiz sırasında solunum parametrelerinin ölçülüp değerlendirilmesinde düşük ağırlıklı (45 gr) dijital volüm sensörü (TripleV-Volume Sensor) kullanıldı. Teknik özelliği olarak, düşük dirençli (<0.1 kPa/L/sn, 15 L/sn), düşük ölü boşluklu (30 ml), akımı 0-15 L/sn, bir defada 0-10 L kapasiteli, etkinliği 50 ml veya % 2, ve 0.07 L/sn veya % 3 ve rezolüsyon 3 ml'dir.

Denekler egzersiz sırasında düşük dirençli tek yönlü ağızlıktan nefes almaları sağlanarak ölçümleri yapıldı. Bu sistemde kullanılan O₂ analizörünün (elektrokimyasal prensip) cevap zamanı 80 ms olup, ölçüm gücü %0.01, etkinliği % 0.05 tir. CO₂ analizörü ısı iletkenliği (thermoconductivity) tipinde olup ölçüm aralığı % 0-10, ölçüm gücü % 0.005, etkinliği 0.05, ölçüm süresi 80 ms dir. Her test öncesinde cihazların gaz ve ventilasyon kalibrasyonları yapıldı.

4.4. Anaerobik Eşiğin Hesaplanması

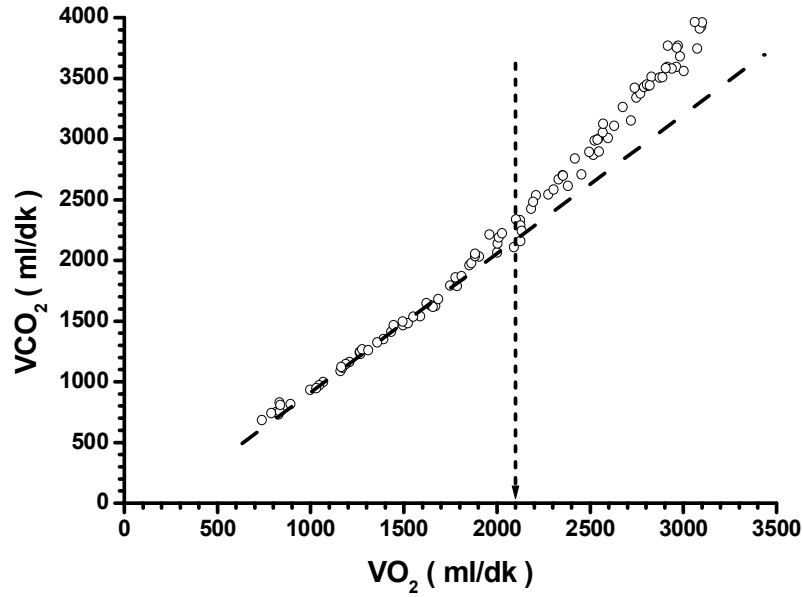
AE hesaplanmasında solunum-iş gücü ilişkisi (V_E -W) esas alındı. V_E , artan metabolik ihtiyacı karşılamak amacı ile metabolizmaya paralel artış gösterir (Şekil 4.3). İş gücündeki artışın devam etmesi sonucunda metabolizmanın aerobikden anaerobiğe geçişi sırasında (yani anaerobik metabolizmanın etkisinin artması) metabolik yan ürünler (laktik asit ve laktik asitin tamponlanması ile açığa çıkan ekstra CO_2 atılımı) solunum iş gücü arasındaki paralelliyi bozmakta ve solunum iş gücüne göre hızlı artış göstermektedir (189). Bu da solunum iş gücü ilişkisinde sola kırılma şeklinde görülmektedir (Şekil 4-3)



Şekil 4-3 Bir örnek deneğin AE'sinin hesaplanmasında kullanılan V_E -iş gücü ilişkisi. Yatay çizgi iş gücü-solunum arasındaki paralelliyi göstermektedir. Dikey kesikli çizgi aerobik metabolizmadan anaerobik metabolizmaya geçiş bölgesini göstermektedir.

AE hesaplanmasında V_E -W ilişkisinin yansırı standart V-Slope tekniği (Şekil 4-4) de kullanılmıştır (13). Şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında başlangıçta VO_2 ile VCO_2 arasında paralellik görülmektedir.

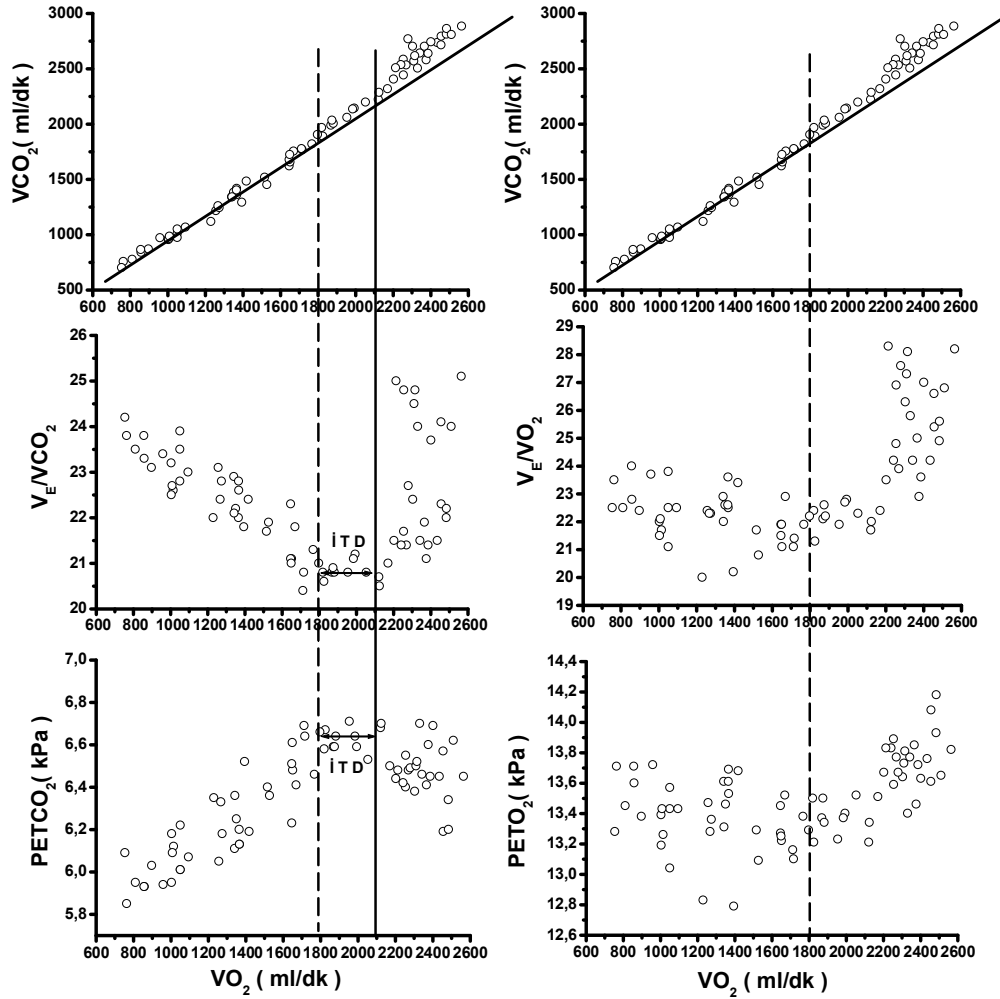
Aerobik metabolizmadan anaerobik metabolizmaya geçiş bölgesinde ise laktik asitin bikarbonat tarafından tamponlanması sonucunda salınan ekstra CO₂ ile VCO₂-VO₂ ilişkisi bozulmakta ve VCO₂ deki artış VO₂ ye göre hızlanmaktadır. Bu ise VCO₂-VO₂ ilişkisinde sol tarafa kırılmaya neden olmaktadır (Şekil 4-4).



Şekil 4-4 Bir örnek deneğin AE'sinin hesaplanmasında kullanılan VCO₂-VO₂ ilişkisi. Dikey kesik çizgi aerobik metabolizmadan anaerobik metabolizmaya geçiş bölgesini yani eşik noktasını göstermektedir. Yatay çizgi ise metabolizmanın iş gücü ile olan durumunu göstermektedir.

Şekil 4-5'te açıkça gösterildiği üzere denekler AE'ye ulaştıklarında VCO₂-VO₂ ilişkisinde sola kırılma olmakta ve bu kırılmaya V_E/VO₂ ile PETO₂'de artış eşlik etmektedir. Bu noktada V_E/VCO₂ ile PETCO₂ ise sabit bir dönem görülmektedir. Bir müddet sonra ise PETCO₂'de azalma V_E/VCO₂ de ise artış başlamaktadır. AE ile V_E/VCO₂ daki artışın ve PETCO₂ daki azalmanın başladığı nokta arası bölge İTD olarak adlandırılmaktadır. V_E/VCO₂ daki artışın ve

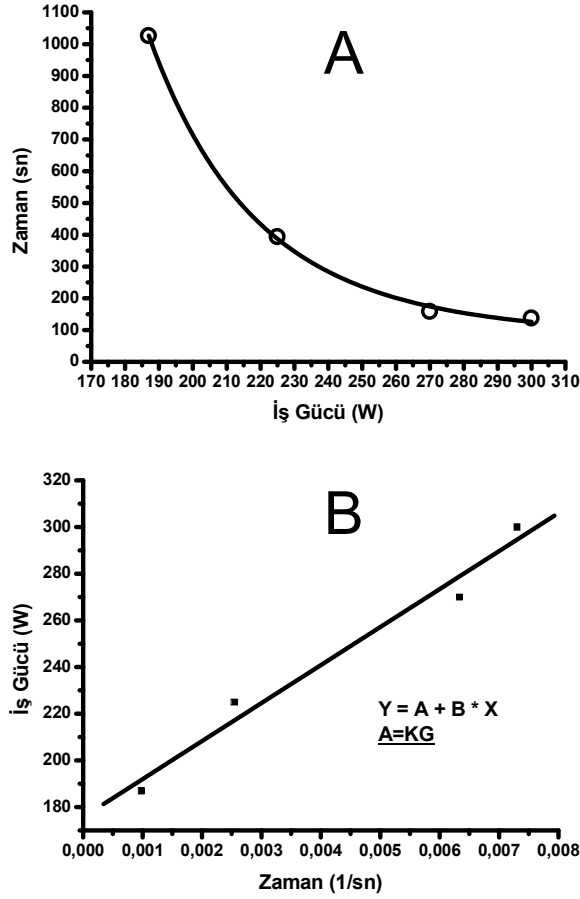
PETCO₂ daki azalmanın başladığı nokta SKN olarak tanımlanmaktadır. Bu noktaya denk gelen iş gücü KG hesaplanmasında önemli rol oynayan iş gücü olarak kullanılacaktır. Bu çalışmada, SKN'nin tespiti ve İTD'nin belirlenmesi için PETCO₂ ve V_E/VCO₂ kullanıldı. (197).



Şekil 4-5 Bir örnek deneğin AE'sinin hesaplanmasında kullanılan VCO₂-VO₂ ilişkisi, İTD ile SKN'nin belirlenmesi. İş gücünün düzenli arttığı egzersiz sırasında V_E/VO₂, V_E/VCO₂, PETCO₂, ve PETO₂ ilişkisi. Dikey kesik çizgi aerobik metabolizmadan anaerobik metabolizmaya geçiş bölgesini göstermektedir. Dikey düz çizgi ise SKN'yi göstermektedir (PETCO₂ azalma ve V_E/VCO₂ artışı). Dikey kesik çizgi AE'yi, dikey düz çizgi SKN'yi, yatay çift yönlü oklar ise İTD'yi göstermektedir.

4.5. Kritik Güç Tayini

Deneklere uygulanan sabit yük testleri ile KG tayini yapıldı. İlave olarak, KG hesaplanırken non-linear güç-zaman modeli, lineer güç-(1/zaman) modeline Lineer Regrasyon Analize dönüştürülüp çıkan noktaların doğru denklemi bulundu (69). Doğru denklemde ($Y = A + B \cdot X$) y eksenini kestiği nokta KG' tür ve denklemde A sembolüyle ifade edildi. Eğimi ifade eden B sembolü ise anaerobik iş kapasitesini göstermektedir (82).



Şekil 4-6: A. Non-linear güç-zaman formu B. Non-linear güç-zaman formu lineer regrasyon analiziyle lineer güç-zaman formuna dönüştürülmüş hali ve doğru denkleminden KG'ün bulunması.

İstatistiksel Analiz

Çalışma sırasında elde edilen değerler ortalama \pm Standart Sapma (SS) olarak hesaplandı. Egzersiz testi ile elde edilen KG ve SKN değerleri arasındaki ilişkilerin karşılaştırılmasında Lineer Regresyon Analizi kullanıldı. Matematiksel olarak yapılan 3'lü ve 4'lü modellemelerle hesaplanan KG değerleri ile SKN'nedeki iş gücü değerlerin karşılaştırılmasında eşleştirilmiş t testi kullanıldı. Fit Gaussian analizi ile güç-zaman arasındaki hiperbolik ilişkinin istatistiksel analizi yapılarak R^2 ve K_i^2 değerleri hesaplandı. $P < 0.05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

5. BULGULAR

Çalışmaya katılan sedanter erkek deneklerin şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı egzersiz testi sırasında ve sabit yük egzersiz testleri sırasında verdiği cevaplar analiz edilerek deneklerin egzersiz performansları, AE'leri ve KG değerleri bulundu.

5.1. Deneklerin Şiddeti Düzenli Olarak Artan Yüke Karşı Yapılan Egzersiz Sırasında Verdiği Cevaplar:

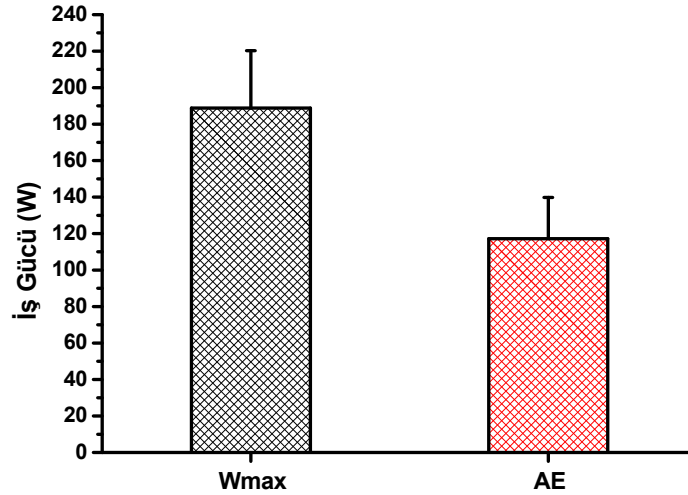
Çalışmaya katılan erkek deneklerin (n=25) şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında ulaştığı maksimal iş kapasiteleri (W_{max}), AE'deki iş gücü değerleri, AE ile W_{max} arasındaki oran (%AE) ve her bir kilogram başına üretilen iş kapasiteleri ortalama (\pm SS) olarak Tablo 5.1 de verilmiştir.

	$W_{max}(W)$	AE(W)	$W_{max}/kg(W/kg)$
Minumum	150	90	1.94
Maksimum	260	165	3.73
Ortalama	188.8 \pm 31.5	117.2 \pm 22.6	2.53 \pm 0.5

Tablo 5.1: Sedanter erkek deneklerin ortalama (\pm SS) W_{max} , AE ve her bir kilogram başına üretilen iş kapasiteleri (n=25).

Egzersiz testi sırasında deneklerin ulaşabildikleri W_{max} değerleri bireysel olarak farklılıklar göstermekte olup (minimum 150W - maksimum 260W)

188.8±31.5 W bulundu (Tablo 5.1, Şekil 5.2). AE'deki iş gücü değerleri ise minimum 90W - maksimum 165W arasında değişmekte olup, 117.2±22.6 W olarak bulundu (Tablo 5.1, Şekil 5.2). AE ile W_{max} arasındaki oran % 61.7±3.5 değerindeydi. W_{max} kapasitelerinin deneklerin vücut ağırlığına oranı ise minimum 1.94 W/kg - maksimum 3.73 W/kg arasında değişmekte olup 2.53±0.5 W/kg'dır (Tablo 5.1). AE'deki iş gücünün deneklerin vücut ağırlığına oranı ise minimum-1.13 W/kg-maksimum 2.49 W/kg arasında değişmekte olup, 2.53±0.5 W/kg'dır (Tablo 5.1).



Şekil 5.1: Şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında deneklerin ulaştıkları W_{max} 'ındaki iş gücü değeri ile deneklerin anaerobik-anaerobik metabolizma değişim bölgesini tanımlayan AE'deki iş gücü değeri. Değerler ortalama (±SS) olarak verilmiştir (n=25).

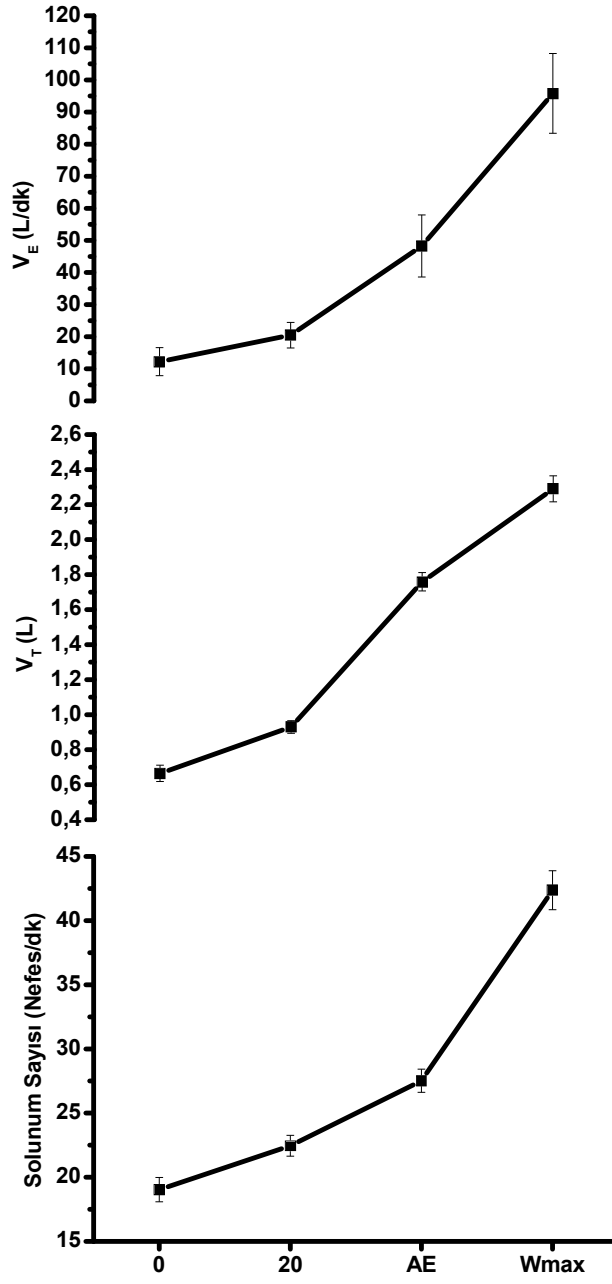
5.1.1. Şiddeti Düzenli Olarak Artan Yüke Karşı Yapılan Egzersiz Testi Sırasındaki Solunum Parametreleri

İstirahat döneminde V_E deneklerde 12.2 ± 4.4 L/dk olarak bulundu. 20 W iş gücündeki ısınma dönemindeki ortalama V_E ise 20.5 ± 4 L/dk bulundu. İş gücünün 15 W/dk olarak artırıldığı yükleme (ramp) döneminde V_E bisiklet ergometrenin pedal gücünün artırılmasına paralel olarak bir artış gözlemlendi. V_E 'un iş gücüne olan paralel bu artışı deneklerin AE'ye ulaşmalarına kadar devam etti. AE'deki V_E değerleri 48.3 ± 9.7 L/dk olarak belirlendi. AE üzerindeki bölgede ise iş gücü artışı ile V_E arasındaki paralellik bozulmakta ve artış hızlanmakta olup W_{max} değeri 95.8 ± 19.4 L/dk'ya ulaştı (Tablo 5.2, Şekil 5.2).

Solunum sayısının (SS) ve solunumun derinliğinin (V_T) şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testine verdiği cevaplar Tablo 5.2 ve Şekil 5.2 de görülmektedir. Solunum sayısı AE üzerinde hızlı bir artış gösterirken (27.5 ± 4.3 nefes/dk'dan 42.2 ± 7.4 nefes/dk'ya), solunumun derinliği ise AE altı bölgede hızlı artış (0.93 ± 0.18 l'den 1.76 ± 0.26 l'ye) göstermektedir (Tablo 5.2).

Solunum Cevapları (BTPS)				
Ölçümler	İstirahat (0 W)	Isınma (20 W)	AE (117.2 ± 22.6 W)	W_{max} (188.8 ± 31.5 W)
V_E (L/dk)	12.2 ± 4.4	20.5 ± 4	48.3 ± 9.7	95.8 ± 19.4
SS (Nefes/dk)	18.9 ± 4.6	22.4 ± 3.9	27.5 ± 4.3	42.2 ± 7.4
V_T (L)	0.66 ± 0.23	0.93 ± 0.18	1.76 ± 0.26	2.29 ± 0.37

Tablo 5.2: Deneklerin şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında: istirahatte (0W), ısınma döneminde (20W), AE'deki ve W_{max} 'daki dakika solunum (V_E L/dk), solunum sayısı (SS Nefes/dk), ve solunumun derinliğinin (V_T L) ortalama ($\pm SS$) değerleri.



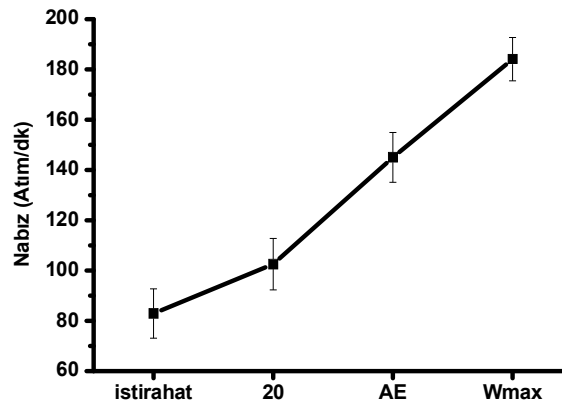
Şekil 5.2: Dakika solunumun (V_E), solunum sayısının (SS) ve tidal volümün (V_T) artan yüke karşı yapılan egzersiz testinin istirahat (0 W), ısınma dönemi (20 W), AE ve W_{max} ulaştığı ortalama \pm SS değerleri (n=25).

5.1.2. Kalp Atım Hızının Şiddeti Düzenli Olarak Artan Yüke Karşı Yapılan Egzersiz Sırasında Verdiği Cevaplar

İstirahat döneminde kalp atım hızı deneklerde 83 ± 9 atım/dk olarak bulundu. 20 W iş gücündeki ısınma döneminde, ortalama kalp atım hızı değerleri 103 ± 9 atım/dk olarak belirlendi. İş gücünün 15 W/dk olarak artırıldığı yükleme döneminde kalp atım hızı bisiklet ergometrenin pedal gücünün artırılmasına paralel olarak bir artış gözlemlendi. Kalp atım hızı W_{max} 'a ulaştığı dönemde 184 ± 9 atım/dk olarak bulundu (Tablo 5.3 ve Şekil 5.3).

KALP ATIM HIZI (Atım/dk)					
İstirahat	Isınma	AE	Wmax	Öngörülen	% Öngörülen
83 ± 9	103 ± 9	145 ± 10	184 ± 9	195 ± 5	94.3

Tablo 5.3: Deneklerin ortalama (\pm SS) kalp atım hızı değerlerinin istirahat, ısınma, AE ve W_{max} egzersiz testine verdiği cevaplar ile olması gereken (öngörülen) kalp hızı değerleri ve deneklerin ulaştıkları maksimal kalp atım hızlarının denekler için olması gereken kalp atım değerine oranı (% öngörülen).



Şekil 5.3: Dakika kalp atım hızının artan yüke karşı yapılan egzersiz testine verdiği cevaplar. İstirahat (0 W), ısınma dönemi (20 W), AE ve W_{max} 'a ulaştığı ortalama değerleri ($n=25$).

5.2. Sabit Yüke Karşı Yapılan Egzersiz Sırasında Verdiği Güç-Zaman Cevapları

Deneklere yükleme testi yapıldıktan sonra AE'leri akciğer gaz değişim parametreleri kullanılarak (yani non-invaziv olarak) hesaplandı. AE'ye göre; % 25 AE altı, AE'de, SKN (KG) de, % 25 AE üstü, % 50 AE üstü, % 75 AE üstü ve % 100 AE üstü olmak üzere yedi ayrı sabit yük testi uygulandı (Şekil 4.2).

Egzersize katılan deneklerin sabit yük testlerine verdiği ortalama iş güçleri ve test süreleri Tablo 5.4'te gösterilmiştir. Deneklerin %100 AE üstü sabit yük egzersiz testinde iş güçleri ortalama 234.4 ± 45 W ve devam etme süreleri ortalama 111.8 ± 3.8 sn bulunmuştur. Deneklerin iş güçlerinin % 25 azaltılmasıyla (yani % 75 AE üstünde) yapılan egzersiz testinde iş gücü ortalama 204.6 ± 40 W olup devam etme süreleri ortalama 176.2 ± 11 sn olarak bulunmuştur. İş güçlerinde % 25 azalma egzersiz süresinde % 57'lik artışa neden olmuştur. Üçüncü sabit yük egzersiz protokolünde uygulanan % 50 AE üstü testindeki iş gücü ortalama 175.8 ± 34 W'a indirilmiş ve buna karşılık devam etme süreleri ortalama 311.3 ± 17.8 sn'ye çıkmıştır. Bu artış % 100 AE üstü testin süresine göre % 178 artışı ve %75 AE üstü testine göre % 76 artışı ifade etmektedir. İş gücü % 25 AE üstü egzersiz testinde ise ortalama 145.6 ± 28 W olup devam etme süreleri ortalama 641.7 ± 39.9 sn olarak bulundu. Bu artışın yüzde değerleri ise % 100 AE üstü testin süresine göre % 473 artışı ve % 75 AE üstü testine göre % 264 artışı % 50 AE üstü testine göre % 106'lık artışı göstermektedir (Tablo 5.4).

Bu çalışmada elde edilen en önemli bulgulardan biri ise SKN'deki iş gücü ile bireylerin egzersize devam edebilme süreleri arasındaki ilişkidir. % 25 AE üstü iş gücünden sadece ortalama % 9.6'lık bir azalma (145.6 ± 28 W'dan 132.8 ± 27

W'a) egzersiz sürelerinin 641.7 ± 39.9 sn'den 1800 ± 0 sn'ye çıkmasına neden oldu. Elde edilen 1800 sn bu çalışmada deneklerin yorulmadan ulaşmaları hedeflenen maksimum egzersiz süresidir (Tablo 5.4).

Bu artış % 100 AE üstü testin süresine göre % 1510 gibi oldukça yüksek bir artışı göstermektedir. Diğer iş güçlerine baktığımız zaman; % 75 AE üstü testine göre % 921 artışı, % 50 AE üstü testine göre % 478 artışı, % 25 AE üstü testine göre % 180 artışı ifade etmektedir.

Bu çalışmada uygulanan diğer egzersiz protokollerinde ise yani AE'deki ve % 25 AE altı iş güçlerinde, denekler beklendiği gibi 1800 sn'lik egzersiz süresini başarıyla tamamlamışlardır (Tablo 5.4).

Testler	Zaman (sn)	İş Gücü (W)
% 100 AE üstü	111.8 ± 3.8	234.4 ± 45
% 75 AE üstü	176.2 ± 11	204.6 ± 40
% 50 AE üstü	311.3 ± 17.8	175.8 ± 34
% 25 AE üstü	641.7 ± 39.9	145.6 ± 28
SKN (KG)	1800 ± 0	132.8 ± 27
AE	1800 ± 0	117.2 ± 22
% 25 AE altı	1800 ± 0	87.72 ± 16

Tablo 5.4: Deneklerin 7 farklı şiddetteki sabit yük testinde uygulanan iş gücünün ortalama (\pm SS) değerleri ve bu iş güçlerinde devam edebilme sürelerinin ortalama (\pm SS) değerleri (n=25).

Ölçüm Değerleri	% 100 AE üstü	% 75 AE üstü	%50 AE üstü	% 25 AE üstü	İTD (KG)	AE	% 25 AE altı	
V_E	İstirahat	12.2±3	11.78±3.5	10.70±3.7	12.6±4.3	15.3±5.3	12.5±4.4	12.6±4.7
	Isınma	21.9±3.9	21.88±4.7	22.53±5.0	22.6±4.8	21.6±3.6	22.2±5.7	22.9±5.6
	Sabit Yükte	94.3±20	104.1±27	105.0±23	86±27	83.9±19.9	73.7±16	47.6±8.7
SS	İstirahat	19.5±4	19±3.9	19.2±5.2	20.3±4.8	19.6±6.1	20±4.8	19.7±4.2
	Isınma	23.8±4	22.7±4.3	23.6±4.5	24.5±4.7	23±5	23.3±5	23.7±4.3
	Sabit Yükte	43.2±8	45.6±9.2	45.1±7.5	41.7±6.5	41.2±4.3	40.2±6.3	33.4±5.3
V_T	İstirahat	0.6±0.2	0.6±0.2	0.5±0.3	0.6±0.2	0.8±0.2	0.6±0.2	0.6±0.2
	Isınma	0.9±0.1	0.9±0.2	0.9±0.2	0.9±0.1	0.9±0.1	0.9±0.2	0.9±0.2
	Sabit Yükte	2.1±0.3	2.3±0.4	2.3±0.4	2.1±0.6	1.9±0.3	1.8±0.3	1.4±0.2
Nabız	İstirahat	83±10	79.6±9.5	78.7±11	80.8±11	81.3±6.7	82.4±9.9	84.5±10
	Isınma	101.3±8	99.7±8.6	99.2±8.6	98.1±8.1	95.7±6.7	97.8±8.2	97.7±7.0
	Sabit Yükte	173.9±9.7	179.3±9.9	182±10	180.5±11	178.6±12	170.8±12	143.±11

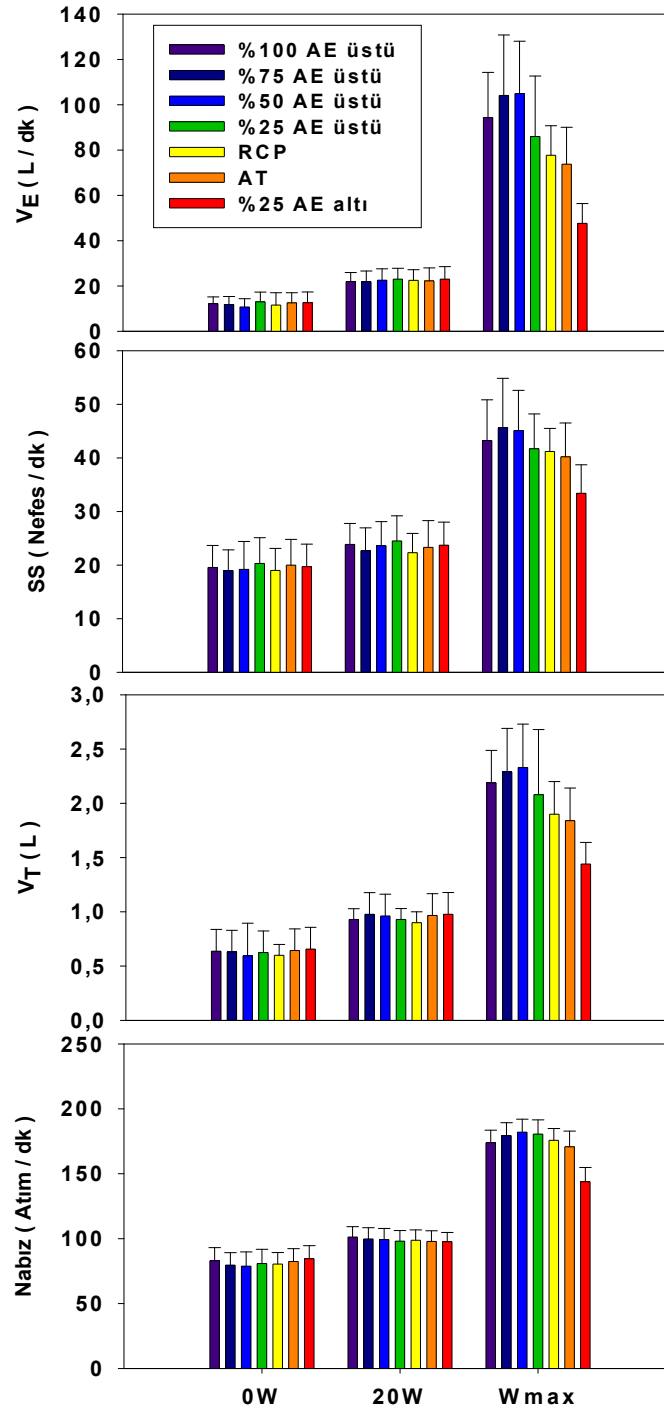
Tablo 5.5: Deneklerin 7 farklı şiddetteki sabit yük testinin istirahat, ısınma dönemi ve sabit yükteki V_E (L/dk), SS (Nefes/dk), V_T (L) ve dakika kalp atım hızı (Nabız) değerlerinin ortalama ($\pm SS$) değerleri (n=25).

Toplam 25 denekten elde edilen solunum parametreleri ve kalp atım hızlarının ortalama (\pm SS) değerleri Tablo 5.5'te ve grafiksel ifadesi de Şekil 5.4'te verilmiştir.

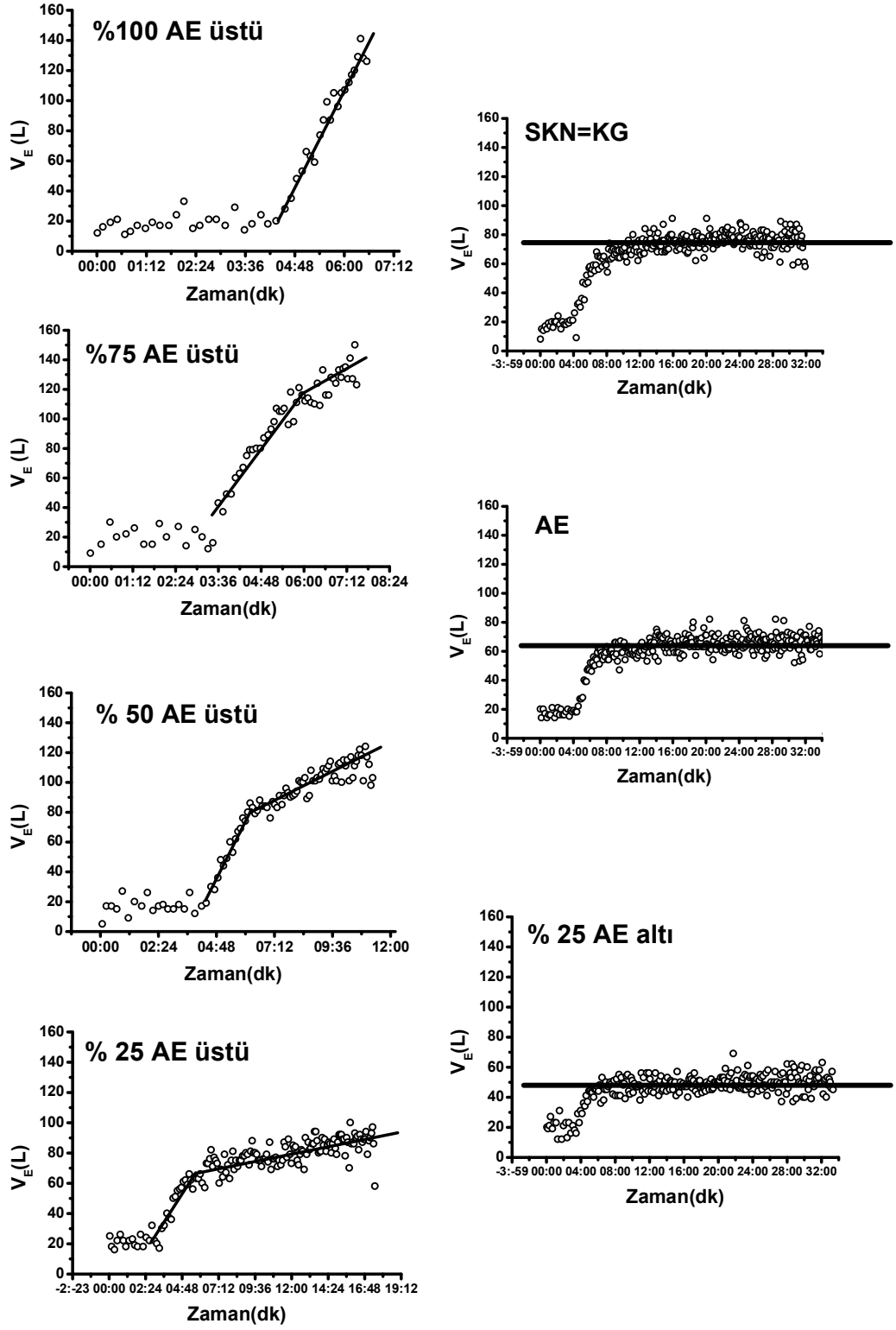
Deneklerin istirahat ve ısınma dđnemi V_E değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık gđstermedi. Bununla birlikte uygulanan egzersiz Şiddetine artmaya bağlı olarak test sonu değerlerinde farklılıklar gđstermiŐtir (Tablo 5.5). Örnek bir denegin 7 farklı sabit yđk egzersiz testinde uygulanan iş gđçlerine verdiği V_E cevabı Şekil 5.5'te gđsterilmiŐtir.

Deneklere uygulanan 7 farklı Şiddetteki sabit yđk egzersiz testlerinde SS'nın ve V_T 'nin yapılan iş gđçlerine verdiği cevapların ortalama (\pm SS) değerleri Tablo 5.5'te verilmiştir.

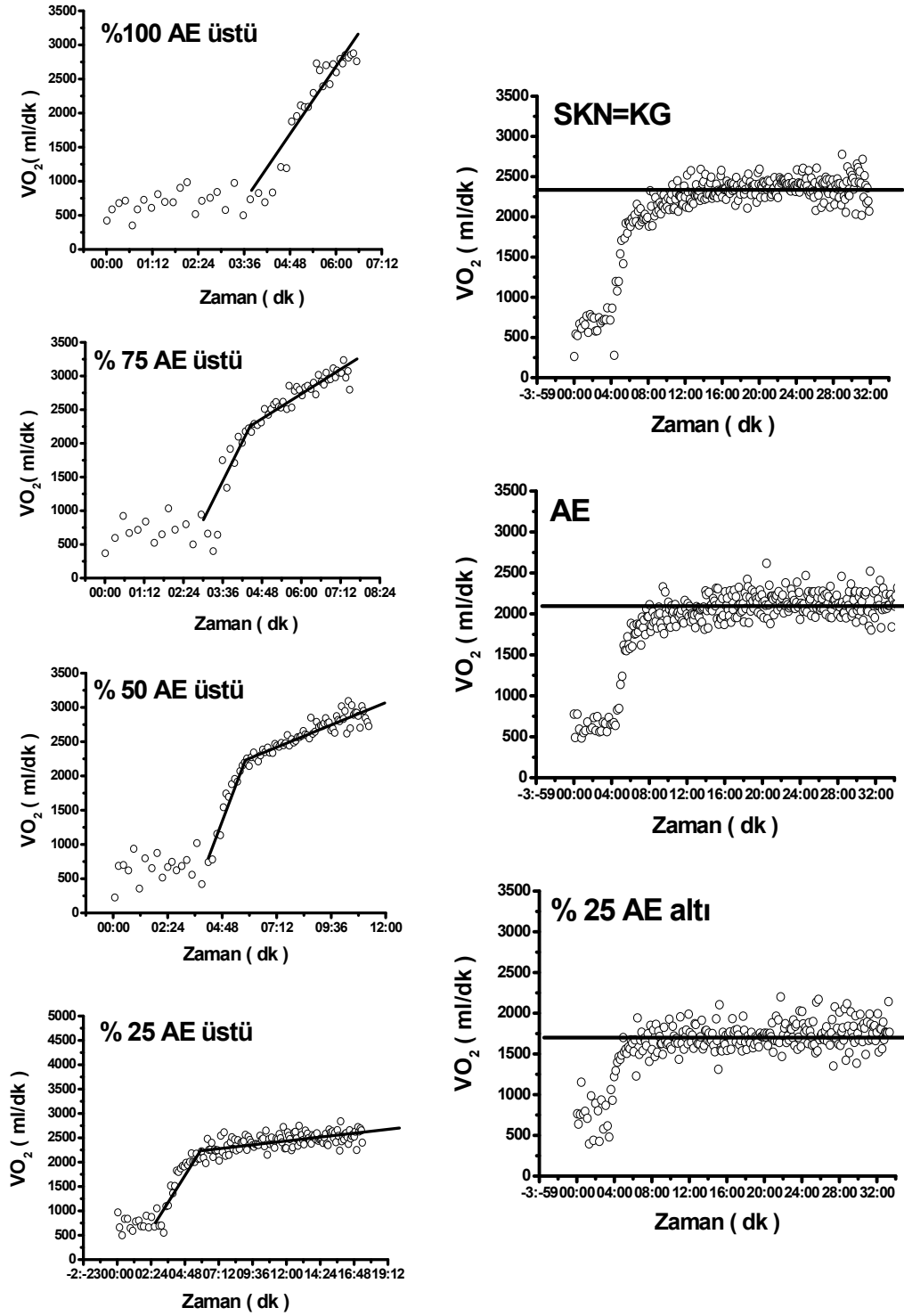
Deneklerin kalp atım hızları istirahat ve ısınma dđnemi değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı. Bununla birlikte % 25 AE altı egzersiz protokolü dıŐındaki testlerde kalp atım hızı değerlerinde farklılıklar gđzlenmemiŐtir (Tablo 5.5).



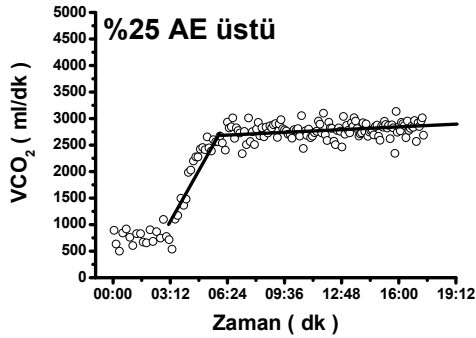
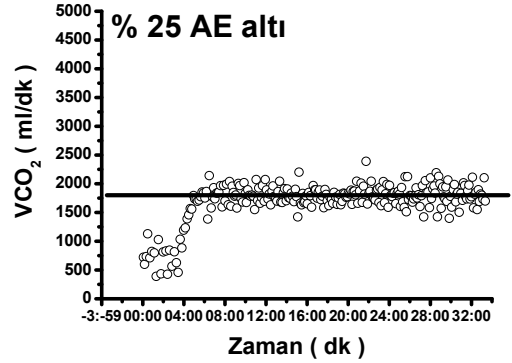
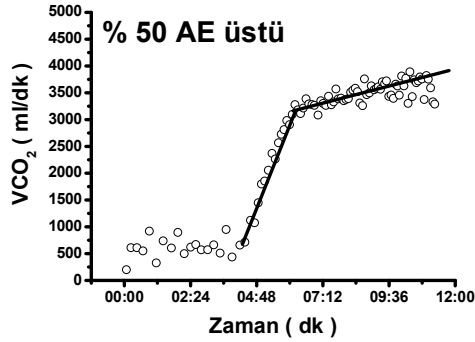
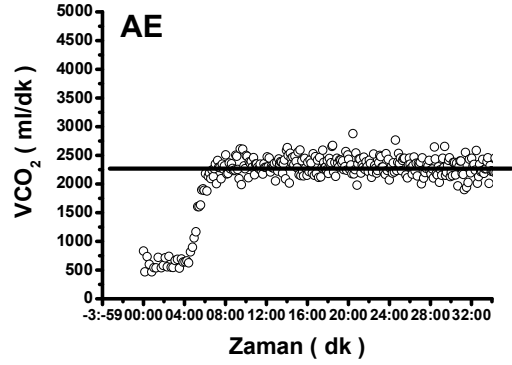
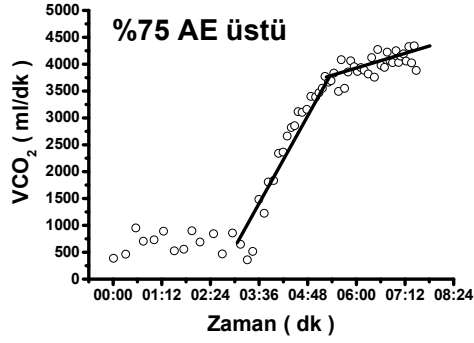
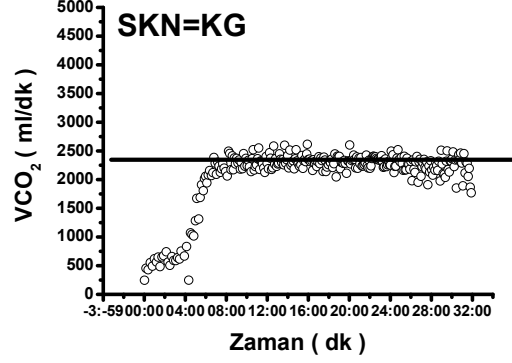
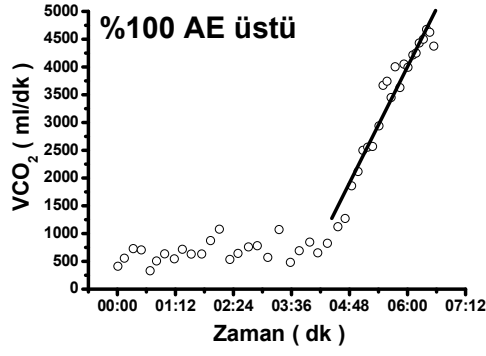
Şekil 5.4: Dakika solunumun (V_E), solunum sayısının (SS), tidal volümün (V_T) ve dakika kalp atım hızı sabit yüke karşı yapılan egzersiz testinin istirahat (0 W), ısınma dönemi (20 W) ve W_{max} ulaştığı ortalama ($\pm SS$) değerleri ($n=25$).



Şekil 5.5: Bir örnek deneğin çalışma sırasında uygulanan 7 farklı şiddetteki sabit yük testlerinde verdiği V_E cevapları.



Şekil 5.6: Bir örnek deneyin çalışma sırasında uygulanan 7 farklı şiddetteki sabit yük testlerinde verdiği VO_2 cevapları.



Şekil 5.7: Bir örnek deneyin çalışma sırasında uygulanan 7 farklı şiddetteki sabit yük testlerinde verdiği VCO_2 cevapları.

Sabit yük egzersiz testinde, egzersizin şiddetine göre deneklerin solunum cevapları farklılıklar gösterdi. AE altı, AE ve SKN'deki iş güçlerinde deneklerin solunumu dengelenmekte ve testin sonuna kadar devam etti (Şekil 5.5). Şekil 5.5'te gösterilen örnek denek için maksimal dengelenen solunum 80 L/dk civarındadır. % 25 AE üstü egzersizde ise yaklaşık 80 L/dk da vücut V_E 'yi dengeleyememekte ve V_E 'de artış gözlemlendi. Bu artışın hızı egzersiz şiddeti ile artmakta ve en ağır test olan % 100 AE üstünde ise denekte dengeleme belirtisi olmadan direkt olarak maksimal seviyesine doğru çıktı (Şekil 5.5). Egzersiz sırasında dengeleme belirtisi denekğin V_E 'sinde hafif sağa kırılma olarak belirlenebilir.

Sabit yük egzersiz testleri sırasında; % 25 AE altında VO_2 1750 ml/dk'da sabitlenmekte ve testin sonuna kadar devam etmektedir (Şekil 5.6). Bu VO_2 sabitlenmesi AE'deki iş gücünde yaklaşık 2100 ml/dk'da, SKN'de ise 2300 ml/dk'da dengelenme göstermiş ve testin sonuna kadar denge devam etmiştir (Şekil 5.6). % 25 AE üstü sabit yük testinde ise denek, VO_2 -iş gücü arasındaki denge durumunu sağlayamamaktadır. İş gücü şiddetinin artmasına bağlı olarak VO_2 artışında hızlı olmaktadır (Şekil 5.6).

VCO_2 'nin sabit yük egzersiz testleri sırasında verdiği cevaplar Şekil 5.7'de görüldüğü gibidir. İş gücünün SKN'ye kadar çıktığı testlerde VCO_2 artıp denge durumu sağlanmıştır. SKN üzerindeki iş güçlerinde ise artışlar görülmekte ve denge durumu sağlanamamıştır (Şekil 5.7).

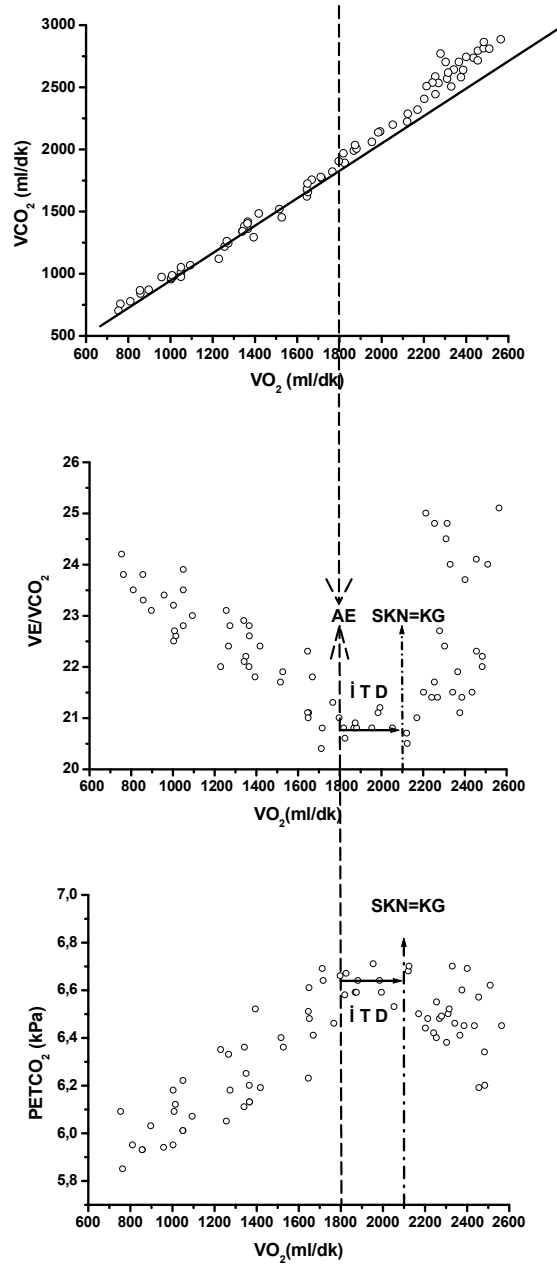
5.3. Deneklerin Kritik Güçlerinin Hesaplanması

Deneklerin KG'leri iki farklı yöntemle hesaplandı:

1. Artan yüke karşı yapılan egzersiz test protokolü ile bulunması.
2. Birbirinden farklı iş güçleriyle yapılan sabit yük testlerinin sonuçları kullanılarak matematiksel modelleme yöntemiyle hesaplanması.

5.3.1. Yükleme Testiyle Kritik Güç Hesaplanması

Deneklere uygulanan yükleme testi verileriyle İTD hesaplandı (Şekil 4.5, Şekil 5.8). Örnek bir deneğin tespit edilen SKN ve İTD değerleri Şekil 5.8'de verilmiştir. AE üstünde V_E/V_{CO_2} artış olmayan ve $PETCO_2$ 'de azalma olmayan bir bölge görülmektedir (Şekil 4.5, Şekil 5.8). Bu sabit dönem İTD'yi göstermektedir. İTD Şekil 5.8'teki örnek denek için yaklaşık 300 ml VO_2 'ye denk gelmektedir. Bu bölgenin sonunda ise V_E/V_{CO_2} artma ve $PETCO_2$ 'de azalma başladığı nokta SKN göstermektedir (Şekil 5.8). Bu noktadaki iş gücü esas alınarak yapılan sabit yük egzersizleri bireylerin tolere ederek gidebilecekleri en üst seviye olmaktadır. AE ile SKN arasındaki süre denekler arasında farklılıklar göstermekle birlikte yaklaşık olarak 15-35 W arasında bir değişim göstermektedir (Tablo 5.6). SKN, AE'in % 13.3 üzerinde bir noktaya denk gelmekteydi.



Şekil 5.8: Bir örnek deneğin iş gücünün düzenli olarak arttığı egzersiz testine verdiği cevap. Üstteki grafik O_2 alımının (VO_2) CO_2 atılımına (VCO_2) göre değişimini gösteren standart V-slope yöntemi ile AE'in indirekt olarak hesaplanmasını göstermektedir. Ortadaki grafik dakika solunum ile CO_2 atılımı arasındaki ilişkiyi göstermektedir (V_E/VCO_2). Alttaki grafik ise tidal sonu CO_2 parsiyel basıncının ($PETCO_2$) verdiği cevabı göstermektedir. Dikey kesik çizgi anaerobik metabolizmanın başlangıcı olan AE'yi göstermektedir. Dikey küçük kesik çizgiler ise SKN'nin başlangıcını göstermektedir. Yatay ok ise İTD'yi göstermektedir.

Bu tez çalışmasında akciğer gaz değişim parametreleri kullanılarak KG noktasının SKN değeriyle bulunmasına ilave olarak klasik matematiksel modelleme yöntemiyle de KG değeri hesaplandı.

Denek No	VO _{2max} (ml)	VO _{2SKN} (ml)	VO _{2AE} (ml)	VO _{2SKN-AE} (ml)	AE-SKN zaman (sn)	İş Gücü Değişim Miktarı (W)
1	2308	1803	1702	101	53	15
2	2546	2091	1889	202	96	25
3	2147	1642	1541	101	51	15
4	2424	1869	1717	152	73	20
5	2814	2309	2107	202	98	25
6	2562	2007	1855	152	69	20
7	2231	1625	1524	101	58	15
8	2170	1665	1514	152	76	20
9	2165	1609	1458	152	77	20
10	2181	1676	1575	101	56	15
11	2089	1584	1483	101	55	15
12	2396	1891	1740	152	77	20
13	2315	1709	1608	101	56	15
14	2599	2043	1892	152	73	20
15	2471	1764	1613	152	77	20
16	2799	2193	2041	152	75	20
17	2560	2100	1800	300	80	20
18	2532	1850	1650	200	110	30
19	1974	1734	1400	200	56	15
20	2500	1575	1442	130	73	20
21	3216	2190	2210	100	74	20
22	3100	2230	1990	240	130	35
23	2870	2000	1700	300	92	25
24	3290	2530	2130	400	137	35
25	2105	1701	1600	101	48	15
Ortalama(±SS)	2494±356	1895±260	1727±232	167±75	76±23	20±5

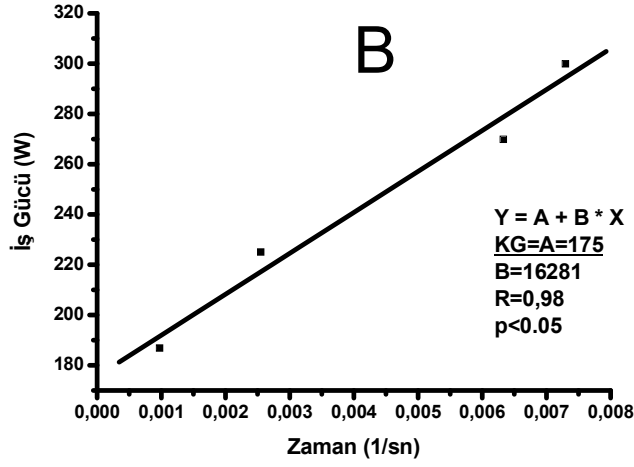
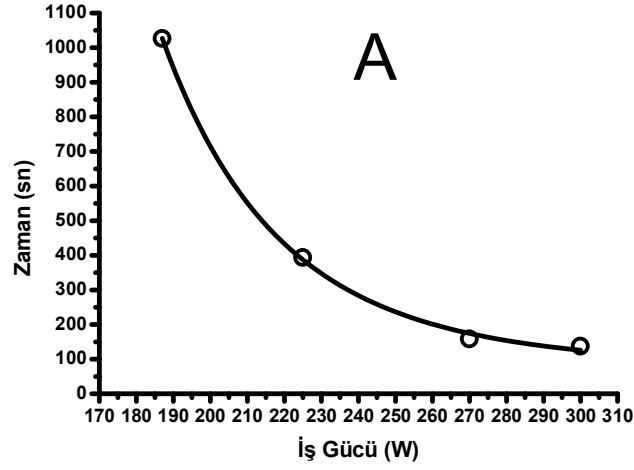
Tablo 5.6. Deneklerin bireysel olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında ulaştıkları maksimal VO₂ değerleri (VO_{2max}, ml/dk), SKN'deki VO₂ (VO_{2SKN}) değerleri, AE'teki VO₂ değerleri (VO_{2AE}), AE ile SKN arasındaki zaman ve iş gücü değişim farkları.

5.3.2. Kritik Gücü Hesaplamakta Kullanılan Matematiksel Modelleme Yöntemleri

KG hesaplanırken non-lineer güç-zaman, lineer güç-(1/zaman) ve lineer iş-zaman modelleri olmak üzere üç matematiksel model kullanılmaktadır. Non-lineer modelde KG eğrinin asimptotudur. Lineer güç-(1/zaman) modelinde, Non-lineer model Lineer Regrasyon Analiziyle oluşan noktaların doğru denklemi oluşturulur. Bu modelde KG, y eksenini kestiği noktadır (Şekil 4.6, Şekil 5.9). İş-zaman modelinde ise yine doğru denklemi Lineer Regrasyon Analiziyle bulunur ve KG doğru denkleminin eğimidir.

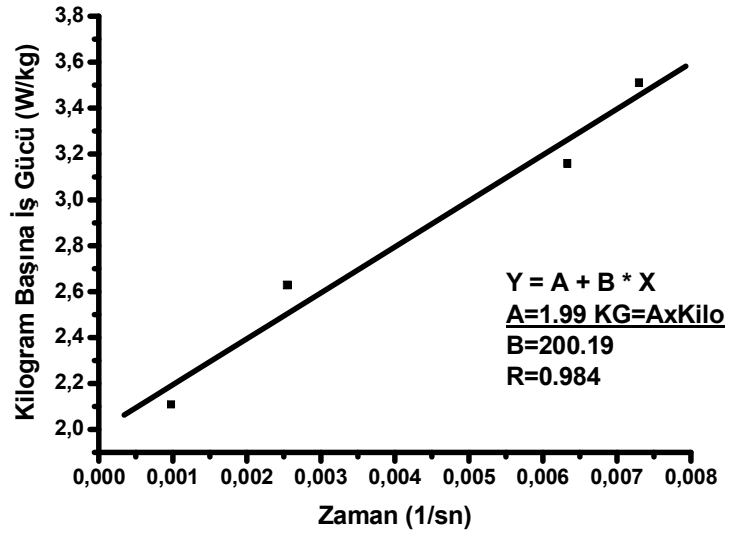
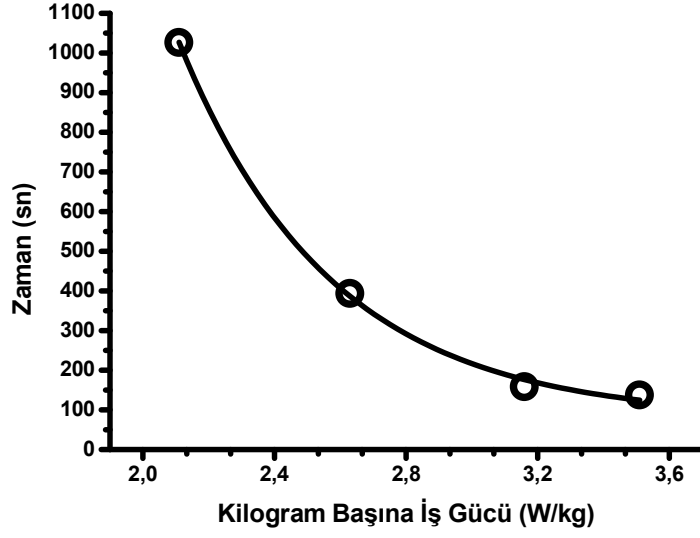
5.3.2.1. Dört Adet Sabit Yük Egzersiz Testi ile Matematiksel Modelleme Yöntemi Kullanılarak Hesaplanan Kritik Güç

Deneklere uygulanan % 25 AE üstü, % 50 AE üstü, % 75 AE üstü ve %100 AE üstü dört ayrı sabit yük egzersiz testlerinden elde edilen sonuçlar, lineer güç-(1/zaman) ilişkisiyle KG'ler hesaplandı. Ortalama (\pm SS) KG 133.1 \pm 27.1 olarak bulundu (Tablo 5.8). Örnek bir deneğin KG grafiği Şekil 5.9'da gösterilmiştir. Eşleştirilmiş t-testi ile yapılan istatistiksel analizde 4'lü modelleme ile SKN arasında anlamlı bir farklılık bulunmamıştır. Tüm bireylerin 4'lü matematiksel modelleme kullanılarak hesaplanan KG değerlerinin SKN'ye göre yüzdelerle değişimi Şekil 5.13'de gösterilmiştir. SKN ile belirlenen KG ile 4'lü matematiksel modelleme ile hesaplanan KG arasındaki değişim yüzdeleri 23 denek için % 5'in altından yalnızca 2 denek için (bir tanesi % 8'lik, diğeri ise % 6'lık) sapma göstermiştir (Şekil 5.11).



Şekil 5.9: A. Non-lineer güç-zaman modeli, B. Lineer güç - 1/zaman modeline dönüştürülerek doğrunun denkleminde y-ekseni kestiği nokta KG.

Ayrıca uygulanan sabit yüklerdeki kilogram başına düşen güç ile güç-zaman arasındaki ilişki de incelendi. Çıkan Ortalama (\pm SS) KG değeri 132.6 ± 26.3 olarak hesaplandı. Örnek bir deneğin kilogram başına düşen güç-zaman grafiği şekil 5.10'da gösterilmiştir.



Şekil 5.10: Kilogram başına üretilen iş gücü ile A. Non-lineer güç-zaman modeli, B. Lineer güç-(1/zaman) modeline dönüştürülerek doğrunun denkleminde y-ekseni kestiği nokta KG.

5.3.2.2. Üç Adet Sabit Yük Egzersiz Testi ile Matematiksel Modelleme Yöntemi Kullanılarak Hesaplanan Kritik Güç

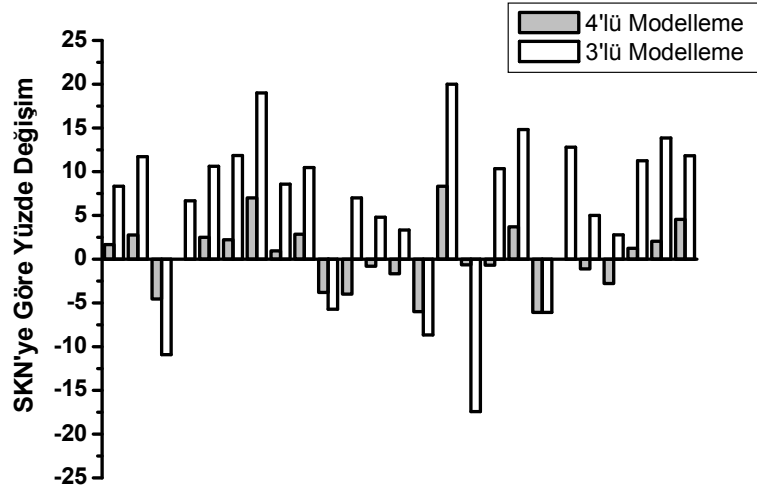
Deneklere uygulanan % 50 AE üstü, % 75 AE üstü ve % 100 AE üstü üç ayrı sabit yük testlerinden elde edilen güç-zaman ilişkisiyle KG'leri hesaplandı. Tüm deneklerin sonuçlarının bireysel olarak Lineer Regrasyon analizi ile KG değerleri hesaplandı. Elde edilen KG değerlerinden 25 denek arasından sadece yedi deneğin değeri istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$). On sekiz deneğin 3'lü matematiksel modellem ile hesaplanan KG değerleri istatistiksel olarak anlamlı bulunmadı. Burada vurgulanması gereken önemli bir sonuç ise; on iki deneğin 3'lü matematiksel modelleme ile hesaplanan KG'deki iş güçlerinin % 25 AE üstü testindeki iş gücünden yüksek bulunmasıdır (Tablo 5.7). Yapılan çalışmalarda hiçbir denek % 25 AE üstü iş gücünde hedeflenen 1800 sn'yi tamamlayamamıştır (Tablo 5.4). Tüm deneklerin % 25 AE üstü testinin ortalama egzersizi sürdürme zamanı 641.68 ± 39.9 olarak bulundu (Tablo 5.4).

Üçlü modelleme ile hesaplanan KG değerlerinde deneklerin hedeflenen 1800'sn süreyi tamamlayamamaları elde edilen KG değerinin güvenilirliğini sorgulamaktadır.

Denekler	AE (W)	SKN (W)	%25 AE üstü (W)	3'lü Modelleme KG (W)	4'lü Modelleme KG (W)
1	110	120	138	130	122
2	125	145	156	162	149
3	100	110	125	<u>98*</u>	105
4	105	120	131	128	120
5	140	160	175	177	164
6	120	135	150	151*	138
7	90	100	113	119	107
8	90	105	113	114	106
9	90	105	113	116	108
10	95	105	118	99*	101
11	90	100	112	107*	96
12	110	125	137	131*	124
13	110	120	137	124	118
14	140	150	175	<u>137</u>	141
15	105	120	131	144	130
16	140	155	175	<u>128*</u>	154
17	125	145	156	160	144
18	110	135	135	155	140
19	105	115	130	108	108
20	110	125	138	141	125
21	165	180	206	189*	178
22	150	180	187	185	175
23	135	160	160	178	162
24	165	195	206	222	199
25	105	110	130	123	115
Ortalama(±SS)	117.2±22.6	132.8±27.0	145.9±28.0	141.0±31.3	133.2±27.2

Tablo 5.7: Tüm deneklerin bireysel olarak AE'deki, SKN'deki, % 25 AE üstündeki iş gücü değerleri ile 3'lü ve 4'lü matematiksel modelleme kullanılarak bulunan KG değerleri. 3'lü modellemede * konulan değerlerdeki KG'ler anlamlı ($p<0.05$) diğerlerinde anlamsız ($p>0.05$), altı çizili olanlar AE' in altında kalanlar ve kalın yazılan değerler ise % 25 AE üstü testindeki iş güçlerinde büyük olan değerleri göstermektedir. 4'lü modellemede Lineer Regrasyon Analiziyle bulunan tüm KG değerleri anlamlı bulundu ($p<0.05$).

Bu matematiksel modelleme yöntemiyle elde edilen diğer bir önemli bir sonuç ise çalışmaya katılan üç deneğin KG'lerinin AE altında hesaplanmasıdır (Tablo 5.7). 3'lü modelleme ile hesap edilen KG değeri ile SKN arasında anlamlı bir farklılık bulunmuştur ($p<0.05$). Tüm deneklerin 3'lü matematiksel modelleme kullanılarak hesaplanan KG değerlerinin SKN'ye göre yüzdelik değişimi Şekil 5.13'de gösterilmiştir. SKN ile belirlenen KG ile 3'lü matematiksel modelleme ile hesaplanan KG arasındaki değişim yüzdeleri 23 denek için % 5'in üstünde yalnızca 2 denek için (bir tanesi % 3'lik, diğeri ise % 4'lük) sapma göstermiştir (Şekil 5.11).



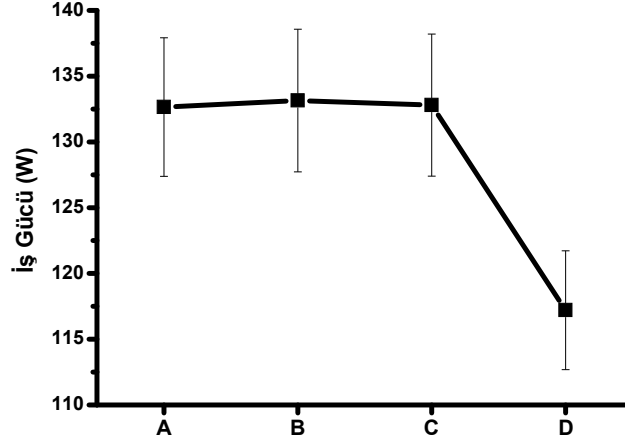
Şekil 5.11: Tüm deneklerin 3'lü (beyaz kolon) ve 4'lü (gri kolon) matematiksel modelleme ile hesaplanan KG değerinin SKN ile belirlenen KG değeri ile olan yüzde farklılık miktarı (n=25).

Denekler	W/kg-Zaman Modelleme (W)	W-Zaman Modelleme (W)	SKN (W)	AE (W)
1	122	122	120	110
2	149	149	145	125
3	105	105	110	100
4	119	120	120	105
5	164	164	160	140
6	138	138	135	120
7	107	107	100	90
8	107	106	105	90
9	108	108	105	90
10	103	101	105	95
11	95	96	100	90
12	123	124	125	110
13	118	118	120	110
14	141	141	150	140
15	130	130	120	105
16	154	154	155	140
17	137	144	145	125
18	138	140	135	110
19	109	108	115	105
20	131	125	125	110
21	178	178	180	165
22	170	176	180	150
23	156	162	160	135
24	198	199	195	165
25	116	115	110	105
Ortalamaları	132.6±26.3	133.1±27.1	132.8±27.0	117.2±22.6

Tablo 5.8: AE'deki iş gücü, kilogram başına üretilen iş gücü (W/kg)-zaman modellemeyle bulunan KG, W-zaman modellemeyle bulunan KG ve SKN'de bulunan KG değerleri.

Tüm denekler için dörtlü modellemede Lineer Regrasyon Analizi ile elde edilen sonuçlar anlamlı bulunmuştur ($p < 0.05$). Dörtlü modelleme değerleriyle hesaplanan KG değerleriyle SKN değerleri arasında lineer bir ilişki bulundu. ($R=0.986$ $p < 0.0001$) Dörtlü modellemeyle bulunan KG değerlerinde hedeflenen testi tamamlama süresi olan 1800 sn lik zamanlamayı tüm denekler tamamladılar.

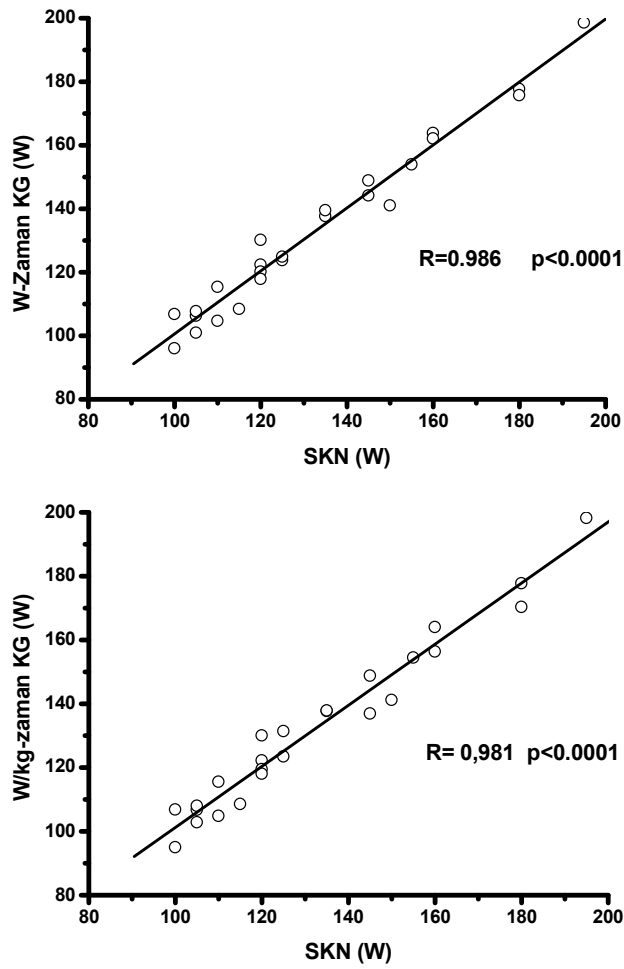
Sabit yük egzersiz testinde elde edilen değerler ile modellenen ve yükleme testi ile hesaplanan KG değerlerinin ortalamaları Tablo 5.8 da verilmiş, grafikleri ise Şekil 5.12 de gösterilmiştir.



Şekil 5.12: A. Kilogram başına güç-zaman modeliyle hesaplanan ortalama KG değeri, B. güç-zaman modeliyle hesaplanan ortalama KG değeri, C. SKN ile hesaplanan ortalama KG değeri, D. Tüm deneklerin AE'teki ortama iş güçleri (n=25).

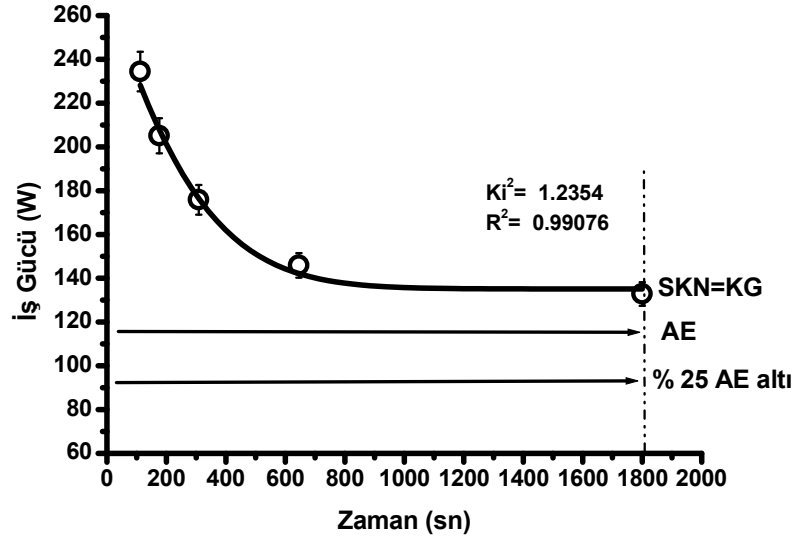
İş gücü ile yapılan modelleme ile hesaplanan KG değeri, AE'nin % 13.5 ± 0.2 üstünde bulundu (Şekil 5.8). Bu değerlere ilave olarak bireylerin vücut ağırlığına göre ürettiği iş gücü ile yapılan modellemede KG değeri AE'nin % 13.2 ± 0.16 üstünde bulunduğu tespit edilmiştir. Bu iki farklı yöntemle hesaplanan KG değerleri istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir. Artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında $PETCO_2$ 'deki azalmanın başlangıç noktası ve V_E/VCO_2 'deki artışın başlangıç noktası olan İTD'deki KG hesaplanmasında ise AE'nin % 13.3 ± 0.19 üstünde bulunmuştur. Bu değer üste iki farklı yöntemle hesaplanan değerlerden istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunamadı.

Lineer Regrasyon analizi kullanılarak güç-(1/zaman) modellemesiyle hesaplanan KG değerleri ile SKN'deki değerler arasındaki ilişki anlamlıydı ($R=0.986$ $p<0.0001$). Aynı şekilde kilogram başına iş gücüyle güç-(1/zaman) modellemesiyle hesaplanan KG değerleri ile SKN'deki değerler arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmaktaydı ($R= 0,981$ $p<0.0001$) (Şekil 5.13).



Şekil 5.13. Üstteki grafik ile güç-zaman grafiği ile hesaplanan KG değeri ile SKN'deki KG değeri arasındaki korelasyonun lineerliğini göstermektedir. Altteki grafik ile vücut ağırlığı-güç zaman arasındaki ilişki ile KG hesaplanması ve SKN'deki KG değeri arasındaki korelasyonun lineerliğini göstermektedir ($n=25$).

Tüm deneklerin sabit yük egzersiz testlerindeki iş gücü ve testi devam ettirebilme zamanlarının değerlerine göre non-lineer modellemeyle hesaplanan ortalama KG değerleri Şekil 5.14'te verilmiştir. Bu şekilden de anlaşıldığı gibi hesaplanan ortama KG değeri (yani SKN) güç-zaman eğrisi oluşturulup Gaussian analiziyle incelendiğinde istatistiksel olarak anlamlı olduğu ($R^2=0.99076$, $Ki^2=1.2354$) bulunmuştur (Şekil 5.14).



Şekil 5.14: Tüm deneklerin iş gücündeki ortalama±SS değerlerine göre non-lineer güç zaman eğrisi (n=25).

6. TARTIŞMA VE SONUÇ

Kardiyopulmoner egzersiz testleri, vücut ve sistemlerin farklı egzersiz testlerine verdiği cevapların değerlendirilmesinde birçok klinik bilimin yanı sıra spor bilimlerinde de yaygın olarak kullanılmaktadır (9, 59, 86, 133, 151, 166, 171, 190). Bu testler sırasında uygulanan iş gücünün oluşturduğu stres sonucunda elde edilen cevapların değerlendirilmesi ile vücut organ ve sistemlerinin sağlık durumu, varsa problemin kaynağı (kas, enerji, metabolizma, kardiyosaküler sistem veya pulmoner sistem) ve şiddeti kolaylıkla belirlenebilmektedir (4, 149, 184). Kardiyopulmoner egzersiz testi, klinik bilimlerinde tanı amaçlı olarak kullanıldığı gibi tedavi amacı ile de sık olarak uygulanmaktadır (110, 138, 173).

Bilimsel araştırma amaçlı klinik çalışmalar yanında, spor bilimlerinde hasta veya sporcu performansı ile ilgili olarak çok sayıda farklı egzersiz protokolleri kullanılmaktadır. Bunların içinde en yaygın olarak kullanılan test ise hiç şüphesiz iş gücü yoğunluğunun düzenli olarak arttığı artan yüke karşı yapılan egzersiz testi gelmektedir (184, 192). Bu testin diğer testlere üstünlüğü, düzenli olarak artan iş gücüne karşılık sistemlerin vereceği cevabın belirlenmesinde olan etkinliğidir. Bu test ile çok sayıda önemli parametre de kolaylıkla belirlenebilmektedir. Bunların başında; klinik açıdan önemli bilgiler içeren W_{max} , VO_{2max} kapasiteleri, AE, maksimal ventilatuar kapasiteler, maksimal kalp atım değerleri gibi bir çok parametre gelmektedir (4, 184, 197).

Egzersiz Testleri ve Anaerobik Eşik

Bu çalışmada deneklere uygulanan şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz testi sırasında deneklerin vücut ağırlıkları başına ürettikleri iş kapasitesi 2.53 ± 0.5 W/kg olarak bulundu. Bu değer normal bireyler için kabul edilen ortalama değer aralığındadır (132, 167).

Normal sağlıklı bir bireyin egzersiz kapasitesinin %40–65 seviyesine kadar kan-laktat seviyesinde artış olmadan egzersizi sürdürebilmesi gerekir (63, 119, 163, 184, 187). Bu çalışmada elde edilen sonuçlarla deneklerin maksimal egzersiz kapasiteleri yaklaşık %61 seviyelerine kadar aerobik metabolizmaları ile devam ettirebilme bulgusu daha önce yapılan çalışmalarla uyumludur. Bireyin egzersiz, fiziksel kapasitesi ve fitness değişimi AE- W_{max} oranı değiştirmektedir. Şöyle ki; egzersiz ve fiziksel kapasitesi artınca AE-maksimal iş gücü oranı %75 ve üzerlerine doğru çıkmakta, fitness seviyesi azaldığında ise bu oran %40'ların altına düşmektedir (184, 194).

AE, bilindiği gibi kan laktat seviyesindeki sistematik artışın başladığı bölgeyi tanımlamakta olup kan-laktat seviyesinin değerlendirilmesi ile kolaylıkla tespit edilmektedir (204). Aynı zamanda non-invaziv olarak solunum ve akciğer gaz değişim parametreleri ile de AE hesaplanabilmektedir (13, 184, 189, 197).

Bilindiği gibi kullanılan tekniğe bağlı olarak araştırmacılar arasında AE hesaplanmasında farklılıklar ortaya çıkabilmektedir (24). Bu çalışmada AE hesaplanmasındaki meydana gelebilecek olan hataların önlenmesi için non-invaziv AE hesaplanmasında “Altın Standart” olarak kabul edilen V-slope metodu (13, 168) kullanıldı (Şekil 3.6, Şekil 4.4). İlave olarak diğer akciğer gaz değişim

parametreleri kullanılarak AE hesaplandı ve V-slope metodu ile bulunan AE'nin doğruluğu desteklendi (197, 199) (Şekil 3.5, Şekil 4.5).

Şekil 4.4' te örnek bir deneğin artan yüke karşı egzersiz de verdiği cevap görülmektedir. Egzersiz esnasında denek, VO_{2peak} seviyesinin % 65'ine kadar aerobik metabolizma ile devam etti, bu seviyenin üzerinde ise anaerobik metabolizma yan ürünü olan laktatın bikarbonat tarafından tamponlaması sonucu ortaya çıkan ekstra CO_2 'den dolayı VCO_2-VO_2 oranında kırılma gözlemlendi (184, 199). Şekil 4.5'te görüldüğü gibi bu VCO_2-VO_2 kırılma noktasına V_E/VO_2 ve $PETO_2$ 'deki artışlar da eşlik etmektedir. (184,197) Tek bir grafik ile AE hesaplanmasında hesaplayıcılar arasında fark olabileceği için çoklu sistemler uygulanarak AE hesaplanması daha etkin sonuçlar verebilir (182, 197, 200).

Herhangi bir nedenle (teknik veya araştırmacıya bağlı) oluşabilecek AE hesaplama hatası yanlış sonuçlara ve dolayısıyla yanlış yorumlara neden olabilecektir (135). Yapılan bir çalışmada deneklerin testten önce heyecan durumunda olmasının ve testi yapan araştırmacının bunu fark edememesinin hesaplanan AE'nin hatalı olabileceği göstermiştir (135). Bu sonuç literatüre "Yalancı AE" (Pseudo-AT) olarak geçmiştir (180, 201).

Şiddeti düzenli artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında çok fazla önem taşıyan iki geçiş noktası bulunmaktadır;

Birinci geçiş noktası aerobik metabolizmanın artan iş gücünü karşılayamaması sonucunda anaerobik metabolizmanın etkinliğinin artmaya başladığı noktayı tanımlayan AE'dir. Egzersizin başlangıç periyodu olan ısınma dönemini takiben düşük olan metabolik ihtiyaç yavaş yavaş artmaya

başlamaktadır (184, 192, 201). AE altındaki bu dönemde VO_2 , VCO_2 , V_E , ve iş gücü arasında yakın bir lineer ilişki bulunmaktadır (184, 199, 197, 182, 201). Bu parametreler arasındaki ilişki AE'e gelinceye kadar devam etmektedir. Yükleme testinin başından sonuna kadar VO_2 -iş gücü ilişkisinin lineerliği devam etmektedir (182, 184, 197). Bununla birlikte aerobik metabolizmadan anaerobik metabolizmaya geçiş esnasında artmaya başlayan kan-laktatının direkt etkisi veya ana ekstrasellüler tampon sistemi olan bikarbonat tarafından tamponlanması sonucu ortaya çıkan CO_2 ile VCO_2 , V_E , ve iş gücü arasında yakın lineer ilişki bozulmaktadır (184, 197, 201). AE üzerinde ise V_E ve VCO_2 hızlanmaktadır. Bu çalışmada elde edilen bulgular daha önce yapılan çalışmalarla uyum içindedir (Şekil 4.5, Şekil 5.8).

Bilindiği gibi AE, aerobik metabolizma ile anaerobik metabolizma arası geçiş noktasını göstermekte ve günümüzde yaygın olarak kullanım alanı bulmaktadır. Deneğin sağlık durumunu değerlendirmek (137, 184), antrenman egzersiz yoğunluğunu ayarlamak (30), ağır operasyon öncesi hastanın fonksiyonel durum değerlendirmesi ile post operatif ölüm riskinin azaltılması (128, 129), kalp hastalıklarında "hayat standart"ı belirleme indeksi (54, 74, 93), egzersizle yağ yakımı ve obezite tedavisinde (7, 136) kullanım alanları bulmaktadır.

AE' nin üst kısmında artan kan-laktat, bikarbonat tampon sistemi tarafından tamponlanmaya çalışılmakta (Şekil 3.4), bu ise VCO_2 ve beraberinde V_E 'de, iş gücüne oranla daha fazla artışa neden olmaktadır (184, 197, 201).

Şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında dikkat çeken diğer önemli nokta ise V_E ve VCO_2 'deki artış paralel bir şekilde sürmesidir. Bu birlikte artış $PETCO_2$ 'de ve V_E/VCO_2 'de artışın veya azalmamanın olmaması

şeklinde sonuçlanmakta, $PETCO_2$ ve V_E/VO_2 de ise artış gözlenmektedir (Şekil 4.5).

Bu kısa süreli paralellik önemli bir kriter olan İTD'yi göstermektedir (15, 71, 130, 193, 201). İş gücünün artmaya devam etmesi V_E ile VCO_2 arasındaki bu paralel ilişkiyi de bozmaktadır. Artan metabolik asidozis V_E 'de artışı tetiklemekte ve bunun sonucunda $PETCO_2$ de azalma ve V_E/VCO_2 de artış gözlenmektedir (Bu durum Şekil 4.5'de açık olarak görülmektedir). Bu ise diğer önemli ikinci geçiş noktası olan hiperventilasyonun başlangıcı olan SKN'yi göstermektedir (184, 193).

Bu paralelliğin devam ettiği bölge olan İTD ve bitişi olan SKN'de fiziksel dayanıklılığın değerlendirilmesinde kullanılan önemli parametrelerdir (71, 130, 193). Yapılan çalışmalarda İTD süresi ile aerobik fitness arasında ilişki olduğu ileri sürülmüştür ve sporcu deneklerde İTD'nin normal bireylere göre daha uzun olduğu gösterilmiştir (15, 71, 130, 193, 201). Bu tez çalışmasında elde edilen İTD değerleri literatürdeki bulgularla tam bir uyum göstermektedir. Bu SKN'nin üzerindeki egzersiz testlerinde bir müddet devam etmekte ve test sonlanmaktadır.

Kısaca yükleme testi iki geçiş noktası ve 3 dönemde incelenmektedir. Bu dönemler; kardiyo-vasküler, respiratuvar ve metabolik sistemlerin birlikte hareket ettiği aerobik hâkimiyette ki birinci dönem (AE altı), metabolik zorlanmaya bağlı sistemde kısmi bozulmaların görülmeye başladığı ve vücut tampon sistemleri ile anaerobik metabolizmanın mücadele ettiği ikinci dönem (İTD), tampon sistemlerinin yetersiz kaldığı anaerobik metabolizma ağırlıklı ve yorgunluğa kadar giden 3. dönemdir (SKN ile W_{max} arası) (184, 197).

Bu tez çalışmasında egzersiz protokolü birinci değişim noktası olan AE ve ikinci değişim noktası olan SKN temel alınarak hazırlandı. Bilindiği gibi sabit yük egzersiz testleri hafif, orta, ağır ve şiddetli diye farklı şekillerde uygulanmaktadır (192, 200). Bu çalışmada sabit yük egzersiz testleri hazırlanırken AE altı ve üstü değerler belirli oranlarda artırılarak iş gücü tatbik edildi. Orta (% 25 AE altı ve AE deki iş gücü) ağır (SKN) ve şiddetli (% 25, % 50, % 75 ve % 100 AE üstü) egzersiz test protokolleri uygulandı.

Deneklerin, beklendiği gibi AE altı ve AE deki iş güçlerini zorlanmadan rahatlıkla devam edebildikleri gözlemlendi (Şekil 5.5, Şekil 5.6, Şekil 5.7). Bu şekillerde gözlemlendiği gibi denge durumu meydana gelmiş ve denekler 1800 sn süreyi tamamlamışlardır. Bu sonuçlar daha önce yapılan çalışmalarda elde edilen AE altı ve AE deki iş güçlerini zorlanmadan rahatlıkla devam edebilmeleri bulgusuyla paralellik göstermektedir (144, 145). Bu çalışmanın ilginç bir bulgusu ise; SKN'deki iş gücünde de bu denge durumunun gözlenmiş olmasıdır. SKN'deki iş gücü AE'in % 13 üzerinde olmasına rağmen vücut bunu dengelemiş ve denekler yine hedeflenen 1800 sn'lik egzersizi tamamlamışlardır (Şekil 5.5, Şekil 5.6, Şekil 5.7).

SKN, AE'in % 13 üstü W_{max} 'in yaklaşık % 30 altına denk gelmektedir. SKN'deki bu yoğun egzersiz protokolüne rağmen egzersiz süresini tamamlayan denekler SKN'nin yaklaşık % 9'luk üstünde bir artışa denk gelen % 25 AE üstü egzersiz testini tamamlayamadılar ve test zorunlu olarak sonlandırıldı (Tablo 5.4, ortalama egzersiz süresi 641.7 ± 39.9 sn). Bu fazla yüksek sayılmayacak oranda değişen iş gücüne cevap olarak deneklerin egzersiz kapasitelerinde 1800 sn den

641 sn'ye inmesi ile önemli bir azalma gözlenmesi bu noktanın kritik bir egzersiz noktası olduğunu göstermektedir.

Yapılan çalışmalarda KG noktasının AE üstünde % 13'lük bir artışa denk geldiği gösterilmiştir (106). Bu çalışmanın sonucu ise bize AE ile KG'ün çok farklı sonuçlar ifade ettiğini göstermektedir. İlave olarak, egzersiz sırasında kan laktat seviyesinin en üst ve sabit kaldığı bölgenin (maximum lactate steady-state, MLSS) % 67 ile % 82 VO_{2max} arasında olduğu yapılan çalışmalarda gösterilmiştir (89). Kan laktat seviyesinin artmaya başladığı nokta ile KG arasında ilişki olduğu ileri sürülmüştür (76). Fakat egzersiz sırasında KG ve kan laktat seviyesinin artmaya başladığı nokta arasındaki oluşma mekanizmaları benzer değildir. Yine yapılan çalışmalarda KG'deki iş gücünde egzersiz yapan deneklerin kan laktat konsantrasyonunun 4 mM'dan daha üst seviyelerde iş gücünü tolere ettiği gösterilmiştir (79).

Kritik Güç

KG kavramı ilk olarak 1965'li yıllarda Monod ve Scherrer tarafından bulunmuş olup; her geçen gün kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (114). KG bireylerin yorulmadan uzun süre egzersiz yapacağı iş gücü seviyesi veya aerobik enerji sistemleri kullanılarak gidilebilecek en üst nokta olarak tanımlanmaktadır (74). AE kadar popüler olmayıp ve geniş kullanım alanı bulmasa da KG performans değerlendirmede kullanılan en önemli kriterlerden biridir. KG klinik bilimler, spor ve egzersiz fiziolojisi alanlarında; hasta (125) ve sporcularda (16, 155) performans artışı ve metabolik durumlarının düzeltilmesi amacı ile kullanılmaktadır (16, 177).

KG kavramının temeli uygulanan iş gücü ile bireyin bu iş gücünü devam ettirebilme süresine dayanmakta ve iş-zaman grafiğine bakıldığında “hiperbolik” bir ilişkinin varlığı gözlenmektedir (57). Bu çalışmada elde ettiğimiz değerlerde iş-zaman grafiği literatür ile uyumlu bir biçimde “hiperbolik” ilişki göstermektedir (Şekil 5.9). Bu hiperbolik ilişki Fit Gaussian analizi ile hesaplanmasında istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($R=0.99076$) (Şekil 5.13). İlave olarak literatürde olmayan ve her bir kilogram vücut ağırlığı için iş-zaman grafiği ile yapılan analizlerde de benzer sonuçlar elde edildi (Şekil 5.10).

KG'nin çağımızın önemli bir sorunu olan obezite hastalığında da araştırılması gereken önemli bir noktadır. Vücut kitle indeksinin obezlerde KG üzerine etkileri henüz yeterince çalışılmamış bir konudur. Bu çalışmadaki denekler normal vücut kitle indeksine sahip olduklarından bu konuda belirgin farklılık gözlenmedi.

Literatürde deneklere kreatin uygulanması (113, 160), dayanıklılık antrenmanı (80, 145) ve yüksek yoğunluktaki koşu antrenmanı (79, 81) ile KG'ün arttığı aksine; hipoksik gaz inspirasyonu (116) ve glikojen deplesyonu (114) ile de KG'de azalma olduğu gösterilmiştir. Bu tez çalışmasında yukarıda ifade edilen parametreler incelenmemiştir.

KG altında ve üstünde yapılan egzersiz sırasında manyetik rezonans ile yapılan ölçümlerde H^+ , P_i , gibi yorgunluğa neden olan faktörlerin KG seviyesinde birikmediği gösterilmiştir (5, 84). Bu çalışmada KG'de yapılan sabit yük testinde görülen VO_2 , VCO_2 ve V_E deki değerler dengededir (Şekil 5.5., Şekil 5.6 Şekil 5.7). Bu durum vücutta bu seviyedeki egzersiz yorgunluğa neden olan faktörlerin birikmesine neden olmadığını göstermektedir (5, 84).

Yapılan çalışmalarda, egzersiz sırasında deneklerin kan-laktat seviyesinin artıp dengelenebileceği en üst seviyeyi gösteren maksimum laktat denge kriterinin, deneklerin yorulmadan gidebilecekleri en yüksek iş kapasitesini gösteren KG ile aynı anlamı ifade edebileceği ileri sürülmüştür (144, 145). Bununla birlikte bazı çalışmalarda ise maksimum laktat denge kriteri ile KG arasında yakın bir ilişkinin olmadığı ileri sürülmüştür (146, 159).

Daha önce yapılan çalışmalarda, KG'de yapılan egzersizlerde VO_2 seviyesi stabil denge durumuna ulaştığı ve devam ettiği gösterilmiş, bu oranın yaklaşık VO_{2max} 'ın % 75'ine denk geldiği ve bu KG seviyesinin % 8-11 üzerinde ise bireyin VO_{2max} değerine ulaştığı belirtilmiştir (143, 144). Bu tez çalışmasında da KG, VO_{2max} 'ın % 75'ine denk geldiği gözlemlendi. Ancak bireyin KG seviyesinin % 32-36 üzerinde VO_{2max} değerine ulaştığını tespit edildi. Bu çalışmayla elde edilen KG seviyesi değerleri daha önceki çalışmalardan farklılık göstermektedir.

KG Hesaplanması

KG'nin bulunması için yapılan çalışmalarda genellikle matematiksel modelleme yöntemleri kullanılmaktadır. Bununla birlikte KG'nün yorucu olmayan egzersiz sırasında hissedilen efor cevabı (perceived exertion responses) ile de tespit edilebileceği ileri sürülmüştür (123). Egzersiz sırasında hissedilen efor cevabı, fizyolojik ve davranışsal olarak fiziksel performans ve iş kapasitelerinin indirekt ölçümünde sık kullanılan önemli bir yöntemdir (21).

KG'nin matematiksel modellemeyle bulunması aynı zamanda anaerobik iş kapasitesi ve KG'deki iş değeri gibi iki önemli parametrenin bulunmasını da sağlar (175). KG hesaplanması konusunda henüz etkili, kolay ve güvenilir bir

sonuca varılmış değildir (19, 176). KG hesaplanmasındaki farklılıklar beraberinde değişik sonuçların çıkmasına neden olmaktadır (20, 176). Etkili ve güvenilir KG hesaplamasının oldukça zor olduğu bilinmektedir. Bunun için 2 test yeterli olabileceği gibi hata oranını azaltmak için 7 test yapılması gerektiği de bildirilmiştir (75). Literatürde KG hesaplanmasında çeşitli sayıda sabit yük testi kullanıldığı gibi tek bir yükleme testiyle de matematiksel olarak bulunabileceği gösterilmiştir (118, 117, 176). Fakat sabit yük testiyle yapılan hesaplamalarda tutarsız sonuçlar ortaya çıkmaktadır. Bu tutarsız sonuçların nedeni seçilen iş gücünde yapılan egzersiz tamamlama süresi değiştiğinde elde edilen KG değerlerinin de değişmesidir. KG'nin 90 sn'lik Wingate testiyle başarıyla hesaplanabileceği ileri sürülmekle birlikte bunun geçerliliği yapılan bazı çalışmalarda sorgulanmaktadır (40, 42).

Modelleme Yöntemi ile Matematiksel Olarak Hesaplanan KG ve Akciğer Gaz Değişim Parametreleri Kullanılarak Bulunan KG

KG ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu çalışmaların çoğu matematiksel modellemeler kullanarak KG'nin hesaplanmasına yöneliktir. Bununla birlikte KG'nin oluşma mekanizmasının ve karakteristiğinin nedenleri yeterince çalışılmamıştır. Bu tez çalışmasının KG ile ilgili en önemli sonuçlarından biri; KG'nin sabit yük testleriyle yapılan matematiksel modelleme metotlarıyla hesaplanmasından ziyade akciğer gaz değişim parametreleri kullanılarak direkt olarak belirlenebileceğidir.

Bu tezde 7 farklı sabit yük egzersiz testi kullanıldı. Bu tez çalışmasıyla literatürle benzer şekilde 3'lü modelleme yöntemi kullanıldığında hatalı sonuçlara

ulaşıldığı tespit edildi. Bununla birlikte 4'lü modelleme yöntemi kullanıldığında doğru ve hemen hemen hatasız sonuçlar bulundu. Bilindiği gibi KG hesaplanmasının etkin ve güvenilir olması için her şartta aynı sonucu vermesi gerekir.

Bu çalışmanın diğer bir önemli ve can alıcı bulgusu ise KG hesaplanmasında çok sayıda ve ağır şiddette test yapılması yerine artan yüke karşı yapılan tek bir egzersiz testinin yeterli olmasıdır. Kısaca, KG tayini için hesaplamalar formüller yerine yalnızca bir test yeterli olacağı bu tez çalışmasıyla ortaya konulmuştur.

Bu çalışma ile KG hesaplanmasının etkin ve güvenilirliğini; Lineer Regrasyon analiziyle güç-(1/zaman) modellemesiyle hesaplanan KG değerleri ile SKN'deki değerler arasında ve kilogram başına iş gücüyle güç-(1/zaman) modellemesiyle hesaplanan KG değerleri ile SKN' deki değerler arasında anlamlı bir ilişki olduğu gösterildi (sırasıyla $R=0.986$, $R= 0,981$ ve $p<0.0001$). 4'lü egzersiz protokolü ile matematiksel olarak hesaplanan KG değeri SKN'deki iş gücü değeri ile benzer sonuçlar elde edildi (Şekil 5.12). 3'lü test ile yapılan modellemeyle KG hesaplamasında sonuçlar anlamlı bir ilişki göstermemekle birlikte bazı deneklerde AE'in altında, bazı deneklerde ise; % 25 AE üstü bölgede (ki deneklerin yorulduğu egzersize devam edemediği iş gücü bölgesi) bulundu (Tablo 5.7).

Diğer bir önemli konu ise; çalışma sayısına ilave olarak bireylere uygulanacak olan egzersiz protokolündeki iş güçlerinin seçimi sonuçların değişmesine neden olabileceği bu çalışma ile gösterilmiştir. Aynı zamanda bu çalışmayla matematiksel olarak modelleme yapılırken seçilen en küçük iş gücü

değeri SKN'ye ne kadar yakın olarak seçilirse daha anlamlı sonuçlar bulundu. SKN değerindeki iş gücünden uzaklaşarak (özellikle üste doğru) yapılan modellemelerde ise; elde edilen sonuçlar SKN'de ölçülen değerlerden çok farklı ve anlamsız olarak tespit edildi. "KG değerinin hesaplanması, yapılan egzersizlerin sayısı ve uygulanan iş gücülerinin yeri, sonucu etkilemektedir". Özellikle burada üzerinde durulması gereken nokta budur.

KG'nin akciğer gaz değişim parametreleri kullanılarak etkin ve güvenilir biçimde belirlenmesi hata payını ortadan kaldırılacağından klinikte AE gibi daha yaygın kullanım alanı bulacaktır. Bilindiği gibi AE cihazlarla kolaylıkla ve etkin bir şekilde tespit edilmektedir. Bu güvenilir ve etkin ölçümü nedeniyle operasyona alınacak hastaların mortalite risklerinin değerlendirilmesinde de kullanılmaktadır (128, 156).

Literatürde bazı çalışmalarda KG değerindeki iş gücünde yapılan antrenmanların (özellikle kürek sporu ile uğraşan sporcularda) performansı arttırdığı gösterilmiştir (155). Bu ise KG'nin önemli bir performans değerlendirme kriteri olarak kullanılabileceğini göstermektedir (155). Buna karşılık bazı çalışmalarda ise KG'deki iş gücünde bireylerin uzun süre egzersize devam edemediği rapor edilmiştir (202). Bu nedenle yapılan sonuç açıklamasında KG'nin denge durumundaki bir egzersiz protokolü olmadığı şeklindedir. Fakat burada yorumlanması gereken konu bu çalışmada elde edilen KG hesaplanmasının ne derecede gerçeği yansıttığıdır. Eğer elde edilen KG değeri gerçeği yansıtmaz ise yapılan yorumlarda hatalı olacaktır. Bu çalışmayla elde edilen bulgular, daha önce yapılan çalışmalarda elde edilen KG'deki iş gücünde

bireylerin yorulmadan teste devam edememesi bulgusu, KG'nin hatalı hesaplanmasından kaynaklanabileceğini göstermektedir.

Bu çalışmada SKN'deki iş gücü ile % 25 AE üstündeki iş gücü arasında 10-15 W iş gücü farkı bulunmasına rağmen birey SKN'deki iş gücünde tüm testi yorulmadan devam ettirirken, birey % 25 AE üstündeki iş gücünde ise kısa sürede yorulmakta ve bu nedenle test zorunlu olarak sonlandırılmaktadır. Bu nedenle KG değerinin hatalı hesaplanması sonuçları ve dolayısı ile yorumları da etkilemektedir.

Kritik Güç ile Anaerobik Eşik İlişkisi

Daha önceden yapılan çalışmalarda KG'ün fiziksel iş kapasitesini ve AE'i belirlemede başarılı şekilde kullanılabileceği rapor edilmiştir (116). Bununla birlikte tartışılması gereken temel konu "KG ve AE ile arasında gerçek bir ilişki olup olmadığıdır.

Kesinlikle her iki terim de çok farklı durumları temsil etmektedir. Yükleme testinde vücut, organ ve sistemlerin uygulanan iş gücünde zorlanmaya başladığı noktayı AE temsil etmektedir. Bununda en iyi göstergesi olarak egzersiz sırasında artan yüke rağmen sabit kalan kan-laktat seviyesinin bu AE noktasında artmaya başlamasını gösterebiliriz, yani AE zorlanmanın başlangıç noktası ve aerobik rahatlık döneminin bitiş noktasını temsil etmektedir (184).

KG ise artan iş gücüne bağlı olarak metabolizmanın enerji açığının anaerobik metabolizmayla kapatılmaya başladığı bir bölgedir. Bu bölgedeki artan kan laktat, bikarbonat tarafından tamponlanmaya çalışılmakta olup; bunun en belirgin göstergesi V_E ve V_{CO_2} deki ani artışlardır (184). Yani metabolizmanın

(özellikle anaerobik metabolizmanın) yan ürünlerinin vücut tampon sistemleri tarafından engellenerek tüm olumsuzluklara rağmen denge durumunun sağlanmaya çalışıldığı bir dönemdir. Artan yüke karşı yapılan egzersiz testinin $PETCO_2$ ve VE/VCO_2 grafiği incelendiğinde (Şekil 4-5) AE üstünde belirli bir bölgede bu grafiklerde azalma veya artma gözlenmemekte, bu ise vücudun bir denge durumu sağladığını ortaya koymaktadır. Bu bize KG'nin vücudun tolare edebileceği ve tampon sistemi tarafından baskılayabileceği maksimum laktat seviyesine denk geleceğini göstermektedir (39, 89).

KG tayini için yapılan elektromiyografik çalışmalarda KG yorgunluk eşiği ve AE arasında yakın ilişki bulunmuştur (45). Bununla birlikte yapılan birçok çalışmada ise; KG'nin devam edilebilecek denge durumundaki iş gücünü yansıtmadığı ileri sürülmüştür (23, 202). Vücut oksidatif sistemleri tarafından sağlanan enerjinin egzersiz sırasında artan enerji ihtiyacını karşılayamadığı, anaerobik enerji üretiminin baskın olmaya başladığı bölgeyi tanımlayan ve kan laktat seviyesinin sistematik olarak artmaya başlaması ile karakterize olan "AE" ve "KG" arasındaki ilişki ise tam olarak gösterilememiştir (127). KG ile AE arasındaki ilişki bazı çalışmalarda sorgulanmış ve KG kavramının VO_{2max} değerinden düşük AE değerinden yüksek olduğu bildirilmiştir (127).

Bireyin sağlık durumuna göre uygulanması gereken optimal iş gücünün ayarlanmasındaki amaç; bireyin ihtiyacı olan en uygun iş gücünün aerobik mi yoksa anaerobik iş gücü mü olduğunun tespit edilmesi ve bunun bireye uygulanmasıdır (7, 14, 129). Yapılan çalışmalarda bireyin anaerobik kapasite gelişiminin artırılmasına yönelik anaerobik egzersiz seçiminde veya aerobik egzersiz kapasitelerinin artırılmasına yönelik uygun egzersiz protokolünün

seçiminde KG uygulamasının veya AE uygulanmasının etkinlikleri ölçülüp karşılaştırılmamıştır (20, 76, 174, 176).

Sonuç olarak;

Bu çalışma ile şiddeti düzenli olarak artan yüke karşı yapılan egzersiz sırasında bireylerin ulaştığı en yüksek oksidatif enerji üretim bölgesini tanımlayan “AE” ile bireylerin yorulmadan gidebildikleri iş gücü kapasitesini tanımlayan “KG” arasındaki ilişkiyi belirleyerek normal sedanter, hasta veya sporcular için en uygun egzersiz protokolünün hesaplanmasında etkin bir yöntem bulundu.

Egzersiz sırasında AE üstü bölgedeki özelliklede metabolik asit ve tampon sistemlerinin metabolik asit lehine kaymaya başladığı nokta olan SKN ile KG arasındaki ilişki gösterilerek SKN'nin KG'ye eşit olduğu ilk defa bu çalışmayla gösterildi.

KG'nin modelleme yapılarak hesaplanmasında test sayısı ve egzersiz iş gücünün seçim yeri önemli bir kriterdir. Literatürde 2'li-7'li arasında değişen sayıdaki sabit yük testiyle modelleme yapılarak hesaplanan KG değerlerinin, 4'lü sabit yük testiyle yapılan modellemenin altındaki modellemelerde hatalı olabileceği görüldü. Modellemelerde sonucu etkileyen bir diğer önemli faktörün ise seçilen iş gücü değerinin SKN'ye yakınlığı olduğu yine bu tez çalışması ile ortaya kondu.

KG hesaplanırken fazla sayıda test yapılması yerine etkin ve daha az sayıda test yapılmasının deneğe verilen sıkıntıyı da azaltmış olacağından, çok sayıda ve uygulanması zor olan sabit yük testlerinin yerine artan iş yüküne karşı yapılan egzersiz testiyle aynı sonuçları daha pratik olarak bulunabileceğini tespit edildi.

Bütün bu sonuçlarla; Etkin, kolay ve güvenilir bir KG hesaplaması ile KG'nin kullanım alanlarını daha da genişletilerek AE gibi klinikte hastalıkların teşhis ve tedavisinde de spor bilim dalınlarında sporcu performanslarının değerlendirilmesinde yaygın bir şekilde güvenle kullanılabilmesi kanaatindeyiz.

7. KAYNAKLAR

1. Achten J, Jeukendrup AE. (2003). Heart rate monitoring: applications and limitations. *Sports Med* 33: 517-538.
2. Adams RP, Welch HG. (1980). Oxygen uptake, acid-base status, and performance with varied inspired oxygen fractions. *J Appl Physiol* 49: 863-868.
3. Agostoni P, Cattadori G. (2007). Patterns of response diagnostic for cardiac disease. *Eur Respir Mon* 40: 93–107.
4. American Thoracic Society. (2003). American College of Chest Physicians, ATS/ACCP Statement on Cardiopulmonary Exercise Testing. *Am J Respir Crit Care Med* 167: 211–277.
5. Andrew MJ, Daryl PW, Fred D, Jonathan F, David CP. (2008). Muscle metabolic responses to exercise above and below the “critical power” assessed using ³¹P-MRS. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 294:585–593.
6. Andriolo RB, El Dib RP, Ramos L, Atallah AN, da Silva EM. (2010). Aerobic exercise training programmes for improving physical and psychosocial health in adults with Down syndrome. *Cochrane Database Syst Rev* 12:CD005176.
7. Astarino TA. (2000). Is the ventilatory threshold coincident with maximal fat oxidation during submaximal exercise in women? *J Sports Med Phys Fitness* 40: 209–216.
8. Astrand PO, Rodahl K. (1986). *Textbook of Work Physiology. Physiological Basis of Exercise*, McGraw-Hill (Editörler). New York. Sayfa 413–486.
9. Balady GJ, Arena, Sietsema K, Myers J, Coke L, Fletcher G, Forman D, Franklin B, Guazzi M, Gulati M. (2010). Clinician's Guide to cardiopulmonary exercise testing in adults: a scientific statement from the American Heart Association. *Circulation* 122: 191–225.
10. Balke B, Ware RW. (1959). An experimental study of “physical fitness” of Air Force personnel. *U.S. Armed Forces Med. J* 10: 675–688.
11. Barstow TJ, Jones AM, Nguyen PH, Casaburi R. (2000). Influence of muscle fibre type and fitness on the oxygen uptake/power output slope during incremental exercise in humans. *Exp Physiol* 85: 109–116.
12. Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. (1985). Improved detection of lactate threshold during exercise using a log-log transformation. *J Appl Physiol* 59: 1936-1940.
13. Beaver WL, Wasserman K, Whipp BJ. (1986). A new method for detecting anaerobic threshold by gas exchange. *J Appl Physiol* 60: 2020–2027.
14. Belman MJ, Gasser GA. (1991). Exercise training below and above the lactate threshold in elderly. *Med Sci Sports Exerc* 23: 562–568.

15. Bentley DJ, Vleck VE, Millet GP. (2005). The isocapnic buffering phase and mechanical efficiency: relationship to cycle time trial performance of short and long duration. *Can J Appl Physiol* 30: 46–60.
16. Biggerstaff K, Hill DW, Jackson SL, Sams BR. (1992). Use of the critical power concept to evaluate anaerobic capacity in swimmers. *Med Sci Sports Exerc* 24: 75.
17. Billat VL. (2001). Interval training for performance: a scientific and empirical practice. Special recommendations for middle- and long-distance running. Part I. aerobic interval training. *Sports Med* 31: 13–31.
18. Bilsel T, Terzi S, Akbulut T, Sayar N, Hobikoglu G, Yesilcimen K. (2006). Abnormal heart rate recovery immediately after cardiopulmonary exercise testing in heart failure patients. *Int Heart J* 47: 431-440.
19. Bishop D, Jenkins DG, Howard A. (1998). The critical power function is dependent on the duration of the predictive exercise tests chosen. *Int J Sports Med* 19: 125–129.
20. Bland JM, Altman DG (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet* 1: 307–310.
21. Borg GA. (1982). Psychophysical bases of perceived exertion. *Med Sci Sports Exerc* 14: 377-81.
22. Brickley G, Dekerle J, Hammond AJ, Pringle J, Carter H. (2007). Assessment of maximal aerobic power and critical power in a single 90-s isokinetic all-out cycling test. *Int J Sports Med* 28: 414-419.
23. Brickley G, Doust J, Williams CA. (2002). Physiological responses during exercise to exhaustion at critical power. *Eur J Appl Physiol* 88: 146–151.
24. Brooks GA. (1985). Anaerobic threshold: review of the concept and directions for future research. *Med Sci Sports Exerc* 17: 22-34.
25. Brooks GA. (1986). Lactate production under fully aerobic conditions: the lactate shuttle during rest and exercise. *Fed Proc* 45: 2924-2929.
26. Brooks GA. (2009). Cell-cell and intracellular lactate shuttles. *J Physiol* 587: 5591-5600.
27. Bruno G, Valentina Q, Claudio M, Marco F, Paolo C. (1999). Blood lactate accumulation and muscle deoxygenation during incremental exercise. *J Appl Physiol* 87: 348–355.
28. Caputo F, Denadai BS. (2009). Does 75% of the difference between VO₂ at lactate threshold and VO₂max lie at the severe-intensity domain in well-trained cyclists? *Science & Sports* 24: 257-261.
29. Carey DG, Pliego GJ, Raymond RL. (2008). A comparison of different heart rate deflection methods to predict the anaerobic threshold. *Eur J Sport Sci* 8: 315-323.
30. Casaburi R, Patessio A, Ioli F, Zanaboni S, Donner CF, Wasserman K. (1991). Reductions in exercise lactic acidosis and ventilation as a result of exercise training in patients with obstructive lung disease. *Am Rev Respir Dis* 143:9–18.
31. Casaburi R. (1993). A primer in cardiopulmonary exercise testing. *Monaldi Arch Chest Dis* 48: 266–271.

32. Casas A, Vilaro J, Rabinovich R, Mayer A, Barbera JA, Rodriguez- Roisin R, Roca J. (2005). Encouraged 6-min walking test indicates maximum sustainable exercise in COPD patients. *Chest* 128: 55–61.
33. Conconi F, Ferrari M, Ziglio PG, Droghetti P, Codeca L. (1982). Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *J Appl Physiol* 52: 869–873.
34. Connett RJ, Honig CR, Gayeski TE, Brooks GA. (1990). Defining hypoxia: a systems view of VO₂, glycolysis, energetics, and intracellular PO₂. *J Appl Physiol* 68: 833-842.
35. Cooper CB, Beaver WL, Cooper DM, Wasserman K. (1992). Factors affecting the components of the alveolar CO₂ output - O₂ uptake during incremental exercise in man. *Exp Physiol* 77: 51-64.
36. Córdova C, Silva VC, Moraes CF, Simões HG, Nóbrega OT. (2009). Acute exercise performed close to the anaerobic threshold improves cognitive performance in elderly females. *Braz J Med Biol Res* 42: 458–464.
37. Cunha FA, Farinatti PD, Midgley AW. (2010). Methodological and practical application issues in exercise prescription using the heart rate reserve and oxygen uptake reserve methods. *J Sci Med Sport*. [Epub ahead of print]
38. Day JR, Rossiter HB, Coats EM, Skasick A, Whipp BJ. (2003). The maximally attainable VO₂ during exercise in humans: the peak vs. maximum issue. *J Appl Physiol* 95: 1901-1907.
39. Dekerle J, Baron B, Dupont L, Vanvelcenaher J, Pelayo P. (2003). Maximal lactate steady state, respiratory compensation threshold and critical power. *Eur J Appl Physiol* 89: 281–288.
40. Dekerle J, Brickley G, Hammond AJ, Pringle JS, Carter H. (2006). Validity of the two-parameter model in estimating the anaerobic work capacity. *Eur J Appl Physiol* 96: 257–264.
41. Dekerle J, Sidney M, Hespel JM, Pelayo P. (2002). Validity and reliability of critical speed, critical stroke rate, and anaerobic capacity in relation to front crawl swimming performances. *Int J Sports Med* 23: 93–98.
42. Dekerle J, Vanhatalo A, Burnley M. (2008). Determination of critical power from a single test. *Science & Sports* 23: 231–238.
43. Denadai BS, Gomide EGB, Greco CC. (2005). The relationship between onset of blood lactate accumulation, critical velocity, and maximal lactate steady state in soccer players. *J Strength Cond Res* 19: 364–368.
44. Denadai BS, Ortiz MJ, Greco CC, de Mello MT. (2006). Interval training at 95% and 100% of the velocity at VO₂max: effects on aerobic physiological indexes and running performance. *Appl Physiol Nutr Metab* 31: 737-743.
45. DeVries HA, Moritani T, Nagata A, Magnussen K. (1982). The relation between critical power and neuromuscular fatigue as estimated from electromyographic data. *Ergonomics* 25: 783–791. (26)

46. Douglas CG. (1927). Coordination of respiration and circulation with variations in bodily activity. *Lancet* 213–218.
47. Erdogan A, Cetin C, Karatosun H, Baydar ML. (2010). Non-invasive indices for the estimation of the anaerobic threshold of oarsmen. *J Int Med Res* 38: 901-915.
48. Essén B, Jansson E, Henriksson J, Taylor AW, Saltin B. (1975). Metabolic characteristics of fibre types in human skeletal muscle. *Acta Physiol Scand* 95: 153-165.
49. Faude O, Kindermann W, Meyer T. (2009). Lactate threshold concepts: how valid are they? *Sports Med* 39: 469-490.
50. Fukuba Y, Whipp BJ. (1996). The “Endurance Parameter Ratio” of the power-duration curve and race variation strategy for distance running. The physiology and pathophysiology of exercise tolerance. In: JM Steinacker, SA Ward (Editörler). Plenum Press, New York, Sayfa 321–328.
51. Gaesser GA, Wilson LA. (1988). Effects of continuous and interval training on the parameters of the power-endurance-time relationship for high intensity exercise. *Int J Sports Med* 9: 417–421.
52. Gallagher CG. (1994). Exercise limitation and clinical exercise testing in chronic obstructive pulmonary disease. *Clinical Exercise Testing. Clinics in Chest Medicine. I* Weisman, RJ Zeballos (Editörler). Philadelphia, Saunders. Sayfa 305–307.
53. Gassi ER, Bankoff ADP. (2010). Anaerobic threshold determination through ventilatory and electromyographics parameters. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 50: 131-135.
54. Gitt AK, Wasserman K, Kilkowski C, Kleemann T, Kilkowski A, Bangert M, Schneider S, Schwarz A, Senges J. (2002). Exercise anaerobic threshold and ventilatory efficiency identify heart failure patients for high risk of early death. *Circulation* 106: 3079–3084.
55. Gjøvaag TF, Dahl HA. (2008). Effect of training with different intensities and volumes on muscle fibre enzyme activity and cross sectional area in the m. triceps brachii. *Eur J Appl Physiol* 103: 399-409.
56. Gollnick PD, Armstrong RB, Saltin B, Saubert CW 4th, Sembrowich WL, Shepherd RE. (1973). Effect of training on enzyme activity and fiber composition of human skeletal muscle. *J Appl Physiol* 34: 107-111.
57. Greco CC, Caputo F, Denadai BS. (2008). Critical power and maximal oxygen uptake: Estimating the upper limit of the severe domain, a new challenge? *Science & Sports* 23: 216-222.
58. Greco CC, Denadai BS. (2005). Relationship between critical speed and endurance capacity in young swimmers: effect of gender and age. *Ped Exerc Sci* 17: 353–363.
59. Green P, Lund LH, Mancini D. (2007). Comparison of peak exercise oxygen consumption and the Heart Failure Survival Score for predicting prognosis in women versus men. *Am J Cardiol* 99: 399–403.
60. Guazzi M, Myers J, Arena R. (2005). Cardiopulmonary exercise testing in the clinical and prognostic assessment of diastolic heart failure. *J Am Coll Cardiol* 46: 1883–1890.

61. Gürsel Y, Sonel B, Gök H, Yalçın P. (2004). The peak oxygen uptake of healthy Turkish children with reference to age and sex: a pilot study. *Turk J Pediatr* 46: 38–43.
62. Hansen JE, Sue DY, Oren A, Wasserman K. (1987). Relation of oxygen uptake to work rate in normal men and men with circulatory disorders. *Am J Cardiol* 59: 669–674.
63. Hansen JE, Sue DY, Wasserman K. (1984). Predicted values for clinical exercise testing. *Am Rev Respir Dis* 129: 49-55.
64. Hashimoto T, Brooks GA. (2008). Mitochondrial lactate oxidation complex and an adaptive role for lactate production. *Med Sci Sports Exerc* 40:486-494.
65. Henriksson J, Reitman JS. (1976). Quantitative measures of enzyme activities in type I and type II muscle fibres of man after training. *Acta Physiol Scand* 97: 392-397.
66. Hermassi S, Chelly MS, Fathloun M, Shephard RJ. (2010). The effect of heavy- vs. moderate-load training on the development of strength, power, and throwing ball velocity in male handball players. *J Strength Cond Res* 24: 2408-2418.
67. Hill DW, Smith JC, Leuschel JL, Chasteen D, Miller SA. (1995). Effect of pedal cadence on parameters of the hyperbolic power-time relationship. *Int J Sports Med* 16: 82–87.
68. Hill DW, Smith JC. (1999). Determination of critical power by pulmonary gas exchange. *Can J Appl Physiol* 24: 74–86.
69. Hill DW. (1993). The critical power concept. A review. *Sports Med* 16: 237–254.
70. Hill DW. (2004). The relationship between power and time to fatigue in cycle ergometer exercise. *Int J Sports Med* 25: 357–361.
71. Hirakoba K, Yunoki T. (2002). Blood lactate changes during isocapnic buffering in sprinters and long distance runners. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 21: 143–149.
72. Hollenberg M, Tager IB. (2000). Oxygen uptake efficiency slope: an index of exercise performance and cardiopulmonary reserve requiring only submaximal exercise. *J Am Coll Cardiol* 36: 194–201.
73. Holmann W. (1985). Historical remarks on the development of the aerobic-anaerobic threshold up to 1966. *Int J Sports Med* 6: 109–116.
74. Honold J, Geiger L, Assmus B, Fischer-Rasokat U, Schaechinger V, Zeiher AM, Spyridopoulos I. (2008). The initial slope of the VCO₂/VO₂-curve (s₁) in cardiopulmonary exercise testing is a strong and independent predictor of outcome in patients with previous myocardial infarction. *Clin Res Cardiol* 97: 882-890.
75. Housh DJ, Housh TJ, Bauge SM. (1990). A methodological consideration for the determination of critical power and anaerobic work capacity. *Res Q Exerc Sport* 61: 406–409.
76. Housh TJ, Devries HA, Housh DJ, Tichy MW, Smyth KD, Tichy AM. (1991). The relationship between critical power and the onset of blood lactate accumulation. *J Sports Med Phys Fitness* 31: 31–36.
77. Itoh H, Taniguchi K, Koike A, Doi M. (1990). Evaluation of severity of heart failure using ventilatory gas analysis. *Circulation* 81: 31-37.

78. James NW, Adams GM, Wilson AF. (1989). Determination of anaerobic threshold by ventilatory frequency. *Int J Sports Med* 10: 192–196.
79. Jenkins DG, Quigley BM. (1990). Blood lactate in trained cyclists during cycle ergometry at critical power. *Eur J Appl Physiol* 61: 278–283.
80. Jenkins DG, Quigley BM. (1992). Endurance training enhances critical power. *Med Sci Sports Exerc* 24: 1283–1289.
81. Jenkins DG, Quigley BM. (1993). The influence of high-intensity exercise training on the Wlim-Tlim relationship. *Med Sci Sports Exerc* 25: 275–282.
82. Jenkins DG, Quigley BM. (1991). The y – intercept of the critical power function as a measure of anaerobic work capacity. *Ergonomics* 34: 13–22.
83. Jones AM, Vanhatalo A, Burnley M, Morton RH, Poole DC. (2010). Critical power: implications for determination of V'O₂max and exercise tolerance. *Med Sci Sports Exerc* 42: 1876-1890.
84. Jones AM, Wilkerson DP, DiMenna F, Fulford J, Poole DC. (2008). Muscle metabolic responses to exercise above and below the "critical power" assessed using 31P-MRS. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 294: 585–593.
85. Jouven X, Empana JP, Schwartz PJ, Desnos M, Courbon D, Ducimetiere P. (2005). Heart-rate profile during exercise as a predictor of sudden death. *N Engl J Med* 352:1951–1958.
86. Karvonen J, Vuorimaa T. (1988). Heart rate and exercise intensity during sports activities. Practical application. *Sports Med* 5: 303-312.
87. Katz A, Sahlin K. (1988). Regulation of lactic acid production during exercise. *J Appl Physiol* 65: 509–518.
88. Keul J. (1973). The relationship between circulation and metabolism during exercise. *Med Sci Sports* 5: 209-219.
89. Kilding AE, Jones AM. (2005). Validity of a single-visit protocol to estimate the maximum lactate steady state. *Med Sci Sports Exerc* 37: 1734–1740.
90. Koike A, Kobayashi K, Adachi H, Shimizu N, Itoh H, Hiroe M, Wasserman K. (2001). Effects of dobutamine on critical capillary PO₂ and lactic acidosis threshold in patients with cardiovascular disease. *Chest* 120: 1218–1225.
91. Koike A, Weiler-Ravell D, McKenzie DK, Zanconato S, Wasserman K. (1990). Evidence that the metabolic acidosis threshold is the anaerobic threshold. *J Appl Physiol* 68: 2521–2526.
92. Kubukeli ZN, Noakes TD, Dennis SC. (2002). Training techniques to improve endurance exercise performances. *Sports Med* 32: 489-509.
93. Laukkanen JA, Lakka TA, Rauramaa R, Kuhanen R, Venalainen JM, Salonen R, Salonen JT. (2001). Cardiovascular fitness as a predictor of mortality in men. *Arch Intern Med* 161: 825–831.

94. Laursen PB, Jenkins DG. (2002). The scientific basis for high-intensity interval training. *Sports Med* 32: 53–73.
95. Lavie CJ, Milani RV, Mehra MR. (2004). Peak exercise oxygen pulse and prognosis in chronic heart failure. *Am J Cardiol* 93: 588–593.
96. Lee LL, Arthur A, Avis M. (2008). Using self-efficacy theory to develop interventions that help older people overcome psychological barriers to physical activity: a discussion paper. *Int J Nurs Stud* 45: 1690-1699.
97. Lepretre PM, Foster C, Koralsztein JP, Billat VL. (2005). Heart rate deflection point as a strategy to defend stroke volume during incremental exercise. *J Appl Physiol* 98: 1660–1665.
98. Linnarsson D, Karlsson J, Fagraeus L, Saltin B. (1974). Muscle metabolites and oxygen deficit with exercise in hypoxia and hyperoxia. *J Appl Physiol* 36: 399–402.
99. Lounana J, Campion F, Noakes TD, Medelli J. (2007). Relationship between %HRmax, %HR reserve, %VO2max, and %VO2 reserve in elite cyclists. *Med Sci Sports Exerc* 39: 350-357.
100. Lovell DI, Cuneo R, Gass GC. (2009). Strength training improves submaximum cardiovascular performance in older men. *J Geriatr Phys Ther* 32: 117-124.
101. Lovell DI, Cuneo R, Gass GC. (2010). Can aerobic training improve muscle strength and power in older men? *J Aging Phys Act* 18: 14-26.
102. Lucía A, Hoyos J, Santalla A, Pérez M, Carvajal A, Chicharro JL. (2002). Lactic acidosis, potassium, and the heart rate deflection point in professional road cyclists. *Br J Sports Med* 36: 113-117.
103. Lucía A, Sánchez O, Carvajal A, Chicharro JL. (1999). Analysis of the aerobic-anaerobic transition in elite cyclists during incremental exercise with the use of electromyography. *Br J Sports Med* 33: 178–185.
104. Mahler DA, Franco MJ. (1996). Clinical applications of cardiopulmonary exercise testing. *J Cardiopulm Rehabil* 16: 357–365.
105. Malaguti C, Nery LE, Dal Corso S, De Fuccio MB, Lerario MC, Cendon S, Neder JA. (2006). Alternative strategies for exercise critical power estimation in patients with COPD. *Eur J Appl Physiol* 96: 59–65.
106. McLellan TM, Cheung KS. (1992). A comparative evaluation of the individual anaerobic threshold and the critical power. *Med Sci Sports Exerc* 24: 543–550.
107. McLoughlin P, Popham P, Linton RA, Bruce RC, Band DM. (1992). Use of arterialized venous blood sampling during incremental exercise tests. *J Appl Physiol* 73: 937-940.
108. Medelli J, Maingourd Y, Bouferrache B, Bach V, Freville M, Libert JP. (1993) Maximal oxygen uptake and aerobic-anaerobic transition on treadmill and bicycle in triathletes. *Jpn J Physiol* 43: 347-360.
109. Mello RG, Oliveira LF, Nadal J. (2006). Detection of the anaerobic threshold by surface electromyography. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 1: 6189–6192.

110. Melzer K, Kayser B, Pichard C. (2004). Physical activity: the health benefits outweigh the risks. *Curr Opin Clin Nutr Metab Care* 7: 641–647.
111. Midgley AW, McNaughton LR, Wilkinson M. (2006). Is there an optimal training intensity for enhancing the maximal oxygen uptake of distance runners?: empirical research findings, current opinions, physiological rationale and practical recommendations. *Sports Med* 36: 117-132.
112. Mielke M, Housh TJ, Hendrix CR, Zuniga J, Camic CL, Schmidt RJ, Johnson GO. (2010). A Test for Determining Critical Heart Rate Using the Critical Power Model. *J Strength Cond Res* [Epub ahead of print]
113. Miura A, Kino F, Kajitani S, Sato H, Fukuba Y. (1999). The effect of oral creatine supplementation on the curvature constant parameter of the power-duration curve for cycle ergometry in humans. *Jpn J Physiol* 49: 169–174.
114. Miura A, Sato H, Sato H, Fukuba Y, Whipp BJ. (2000). The effect of glycogen depletion on the curvature constant parameter of the power-duration curve for cycle ergometer. *Ergonomics* 43: 133–41.
115. Monod H, Scherrer J. (1965). The work capacity of a synergic muscle group. *Ergonomics* 8: 329–338.
116. Moritani T, Nagata A, deVries HA, Muro M. (1981). Critical power as a measure of physical work capacity and anaerobic threshold. *Ergonomics* 24: 339–350.
117. Morton RH. (1994). Alternative forms of the critical power test for ramp exercise. *Ergonomics* 40: 511–514.
118. Morton RH. (1994). Critical power test for ramp exercise. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 69: 435–438.
119. Myers J, Ashley E. (1997). Dangerous curves. A perspective on exercise, lactate, and the anaerobic threshold. *Chest* 111: 787–795.
120. Myers J, Goldsmith RL, Keteyian SJ, Brawner CA, Brazil DA, Aldred H, Ehrman JK, Burkhoff, D. (2010). The ventilatory anaerobic threshold in heart failure: a multicenter evaluation of reliability. *J Card Fail* 16: 76-83.
121. Myers J, Gullestad L, Vagelos R, Do D, Bellin D, Ross H, Fowler MB. (2000). Cardiopulmonary exercise testing and prognosis in severe heart failure: 14 ml/kg/min revisited. *Am Heart J* 139: 78-84.
122. Naimark A, Wasserman K, McIlroy MB. (1964). Continuous measurement of ventilatory exchange ratio during exercise. *J Appl Physiol* 19: 644–52.
123. Nakamura FY, Okuno NM, Perandini LA, S Caldeira LF, Simões HG, Cardoso JR, Bishop DJ. (2008). Critical power can be estimated from nonexhaustive tests based on rating of perceived exertion responses. *J Strength Cond Res* 22: 937–943.
124. Nassis GP, Papantakou K, Skenderi K, Triandafillopoulou M, Kavouras SA, Yannakoulia M, Chrousos GP, Sidossis LS. (2005). Aerobic exercise training improves insulin

- sensitivity without changes in body weight, body fat, adiponectin, and inflammatory markers in overweight and obese girls. *Metabolism* 54: 1472–1479.
125. Neder JA, Jones PW, Nery LE, Whipp BJ. (2000). Determinants of the exercise endurance capacity in patients with chronic obstructive pulmonary disease. The Power-Duration relationship. *Am J Respir Crit Care Med* 162: 497–504.
126. Nikolaizik WH, Knöpfli B, Leister E, de Boer P, Sievers B, Schöni MH. (1998). The anaerobic threshold in cystic fibrosis: comparison of V-slope method, lactate turn points, and Conconi test. *Pediatr Pulmonol* 25: 147-153.
127. Okudan N, Gökbel H. (2006). The ventilatory anaerobic threshold is related to, but is lower than, the critical power, but does not explain exercise tolerance at this workrate. *J Sports Med Phys Fitness* 46: 15–19.
128. Older P, Hall A. (2004). Clinical review: how to identify high-risk surgical patients. *Crit Care* 8: 369–372.
129. Older P, Smith R, Courtney P, Hone R. (1993). Preoperative evaluation of cardiac failure and ischemia in elderly patients by cardiopulmonary exercise testing. *Chest* 104: 701–704.
130. Oshima Y, Miyamoto T, Tanaka S, Wadazumi T, Kurihara N, Fujimoto S. (1997). Relationship between isocapnic buffering and maximal aerobic capacity in athletes. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 76: 409–414.
131. Owles WH. (1930). Alterations in lactic acid content of the blood as a result of light exercise and associated changes in the CO₂-combining power of the blood and in the alveolar CO₂ pressure. *J Physiol* 69: 214–237.
132. Ozcelik O, Aslan M, Ayar A, Kelestimur H, (2004). Effects of body mass index on maximal work production capacity and aerobic fitness during incremental exercise test. *Physiol Res* 53: 165–170.
133. Ozcelik O, Kelestimur H. (2004). Effects of acute hypoxia on the determination of anaerobic threshold using the heart rate-work rate relationships during incremental exercise tests. *Physiol Res* 53: 45–51.
134. Ozcelik O, Kelestimur H. (2006). Effects of aerobic exercise training on the heart rate-work rate relationship and estimation of anaerobic threshold in obese females. *Turk J Med Sci* 36: 165-170.
135. Ozcelik O, Ward SA, Whipp BJ. (1999). Effect of altered body CO₂ stores on pulmonary gas exchange dynamics during incremental exercise in humans. *Exp Physiol* 84: 999–1011.
136. Ozcelik O, Dogan H, Kelestimur H. (2004). Effects of a weight reduction program with orlistat on serum leptin levels in obese women: A 12-Week, Randomized, Placebo-Controlled Study. *Curr Ther Res Clin Exp* 65: 127–137.

137. Palange P, Ward SA, Carlsen K-H, Casaburi R, Gallagher CG, Gossalink R, O'Dannell DE, Puente-Maestu L, Schols AM, Singh H, Whipp BJ. (2007). Recommendations on the use of exercise testing in clinical practice. *Eur Respir J* 29: 185–209.
138. Palange P, Ward SA. (2010). Indications for exercise testing: a critical perspective. In: *Clinical Exercise Testing* 1:221-230.
139. Parikh MN, Lund LH, Goda A, Mancini D. (2009). Usefulness of peak exercise oxygen consumption and the Heart Failure Survival Score to predict survival in patients >65 years of age with heart failure. *Am J Cardiol* 103: 998–1002.
140. Pereira DA, Vieira DS, Samora GA, Lopes FL, Alencar MC, Lage SM, Parreira VF, Velloso M, Moreira Mda C, Britto RR. (2010). Reproducibility of the determination of anaerobic threshold in patients with heart failure. *Arq Bras Cardiol* 94: 771–778.
141. Philp A, Macdonald AL, Watt PW. (2005). Lactate: a signal coordinating cell and systemic function. *J Exp Biol* 208: 4561–4575.
142. Plato PA, McNulty M, Crunk SM, Tug Ergun A. (2008). Predicting lactate threshold using ventilatory threshold. *Int J Sports Med* 29: 732-737.
143. Poole DC, Richardson RS. (1997). Determinants of oxygen uptake. Implications for exercise testing. *Sports Med.* 24: 308–320.
144. Poole DC, Ward SA, Gardner G, Whipp BJ. (1988). A metabolic and respiratory profile of the upper limit prolonged exercise in males. *Ergonomics* 31: 1265–1279.
145. Poole DC, Ward SA, Whipp BJ. (1990). The effects of training on the metabolic and respiratory profile of high-intensity cycle ergometer exercise. *Eur J Appl Physiol* 59: 421–429.
146. Pringle JS, Jones AM. (2002). Maximal lactate steady state, critical power and EMG during cycling *Eur J Appl Physiol* 88: 214–226.
147. Puente-Maestu L, Santa Cruz A, Vargas T, Martinez-Abard Y, Whipp BJ. (2003). Effects of training on the tolerance to high intensity exercise in patients with severe COPD. *Respiration* 70: 367–370.
148. Richards DR, Mehra MR, Ventura HO, Lavie CJ, Smart FW, Stapleton DD, Milani RV. (1997). Usefulness of peak oxygen consumption in predicting outcome of heart failure in women versus men. *Am J Cardiol* 80: 1236–1238.
149. Roca J, Whipp BJ, Agustí AG, Anderson SD, Casaburi R, Cotes JE, Donner CF, Estenne M, Folgering H, Higenbottam TW, Killian KJ, Palange P, Patessio A, Prefaut C, Sergysels R, Wagner PD, Weisman I. (1997). Clinical exercise testing with reference to lung diseases: indications, standardization and interpretation strategies. ERS Task Force on Standardization of Clinical Exercise Testing. *Eur Respir J* 10: 2662–2689.
150. Rossiter HB, Kowalchuk JM, Whipp BJ. (2006). A test to establish maximum O₂ uptake despite no plateau in the O₂ uptake response to ramp incremental exercise. *J Appl Physiol* 100: 764-770.

151. Savonen KP, Lakka TA, Laukkanen JA, Halonen PM, Rauramaa TH, Salonen JT, Rauramaa R. (2006). Heart rate response during exercise test and cardiovascular mortality in middle-aged men. *Eur Heart J* 27: 582–588.
152. Scheuermann BW, Barstow TJ. (2003). O₂ uptake kinetics during exercise at peak O₂ uptake. *J Appl Physiol* 95: 2014–2022.
153. Schneider DA, Phillips SE, Stoffolano S. (1993). The simplified V-slope method of detecting the gas exchange threshold. *Med Sci Sports Exerc* 25: 1180–1184.
154. Sherwood NE, Jeffery RW. (2000). The behavioral determinants of exercise: implications for physical activity interventions. *Annu Rev Nutr* 20: 21–44.
155. Shimoda M, Kawakami Y. (2005). Critical power determination with ergometry rowing: relation to rowing performance. *Int J Sport Health* 3: 21–26.
156. Sinclair RC, Danjoux GR, Goodridge V, Batterham AM. (2009). Determination of the anaerobic threshold in the pre-operative assessment clinic: inter-observer measurement error. *Anaesthesia* 64: 1192–1195.
157. Singh S. (2007). Walking for the assessment of patients with chronic obstructive pulmonary disease. In: *Clinical Exercise Testing*. Ward SA, Palange P. (Editörler). *Eur Respir Mon* 40: 148–164.
158. Skinner JS, Gaskill SE, Rankinen T, Leon AS, Rao DC, Wilmore JH, Bouchard C. (2003). Heart rate versus %VO₂max: age, sex, race, initial fitness, and training response--HERITAGE. *Med Sci Sports Exerc* 35: 1908–1913.
159. Smith CG, Jones AM. (2001). The relationship between critical velocity, maximal lactate steady-state velocity and lactate turnpoint velocity in runners. *Eur J Appl Physiol* 85: 19–26.
160. Smith JC, Stephens DP, Hall EL, Jackson AW, Earnest CP. (1998). Effect of oral creatine ingestion on parameters of the work rate-time relationship and time to exhaustion in high-intensity cycling. *Eur J Appl Physiol* 77: 360–365.
161. Smith TB, Stonell C, Purkayastha S, Paraskevas P. (2009). Cardiopulmonary exercise testing as a risk assessment method in non cardio-pulmonary surgery: a systematic review. *Anaesthesia* 64: 883–893.
162. Solberg G, Robstad B, Skjøsberg OH, Borchsenius F. (2005). Respiratory gas Exchange indices for estimating the anaerobic threshold. *J Sports Sci Med* 4: 29–36.
163. Spurway NC. (1992). Aerobic exercise, anaerobic exercise and the lactate threshold. *Br Med Bull* 48: 569–591.
164. Stringer W, Casaburi R, Wasserman K. (1992). Acid-base regulation during exercise and recovery in humans. *J Appl Physiol* 72: 954–961.
165. Stringer W, Wasserman K, Casaburi R. (1995). The VCO₂/VO₂ relationship during heavy, constant work rate exercise reflects the rate of lactic acid accumulation. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol* 72: 25–31.

166. Stringer WW. (2010). Cardiopulmonary exercise testing: current applications. *Expert Rev Respir Med* 4: 179–188.
167. Sue DY, Hansen JE. (1984). Normal values in adults during exercise testing. *Clin Chest Med* 5: 89-98.
168. Sue DY, Wasserman K, Moricca RB, Casaburi R. (1988). Metabolic acidosis during exercise in patients with chronic obstructive pulmonary disease: use of V-slope method for anaerobic threshold. *Chest* 94: 931-938.
169. Systrom DM, Kanarek DJ, Kohler SJ, Kazemi HJ. (1990). ³¹P nuclear magnetic resonance spectroscopy study of the anaerobic threshold in humans. *J Appl Physiol* 68: 2060–2066.
170. Taylor SA, Batterham AM. (2002). The reproducibility of estimates of critical power and anaerobic work capacity in upper-body exercise. *Eur J Appl Physiol* 87: 43-49.
171. Ulubay G, Eyüboğlu FO. (2006). Cardiopulmonary exercise testing. *Tuberk Toraks* 54: 90–98.
172. Utter AC, Nieman DC, Ward AN, Butterworth DE. (1999). Use of the leg-to-leg bioelectrical impedance method in assessing body-composition change in obese women. *Am J Clin Nutr* 69: 603–607.
173. Van Baak MA. (1999). Exercise training and substrate utilisation in obesity. *Int J Obes* 23: 11-17.
174. Vandewalle H, Vautier JF, Kachouri M, Lechevalier JM, Monod H. (1997). Work-exhaustion time relationships and the critical power concept. A critical review. *J Sports Med Phys Fitness* 37: 89–102.
175. Vandewalle H. (1995). Critical power test for ramp exercise. *Eur J Appl Physiol* 71: 285–286.
176. Vanhatalo A, Doust JH, Burnley M. (2007). Determination of critical power using a 3-min all-out cycling test. *Med Sci Sports Exerc* 39: 548–555.
177. Vanhatalo A, Doust JH, Burnley M. (2008). A 3 – min all – out cycling test is sensitive to a change in critical power. *Med Sci Sports Exerc* 40: 1693 –1699.
178. Vanhees L, Lefevre J, Philippaerts R, Martens M, Huygens W, Troosters T, Beunen G. (2005). How to assess physical activity? How to assess physical fitness? *Eur J Cardiovasc Prev Rehabil* 12: 102-114.
179. Vautier JF, Vandewalle H, Arabi H, Monod H. (1995). Critical power as an endurance index. *Appl Ergon* 26: 117–121.
180. Ward SA, Whipp BJ. (1992). Influence of body CO₂ store on ventilatory-metabolic coupling during exercise. In: *Control of Breathing and its Modelling Perspective*, Y. Honda, Y. Miyamoto, K. Konno, JG Widdicombe (Editors). Plenum Press, New York. Sayfa: 425-431.
181. Ward SA. (2007). Discriminating features of responses in cardiopulmonary exercise testing. *Eur Respir Mon* 40: 36–68.

182. Ward SA. (2007). Ventilatory control in humans: constraints and limitations. *Exp Physiol* 92: 357-366.
183. Wasserman K, Beaver WL, Davis JA, Pu JZ, Heber D, Whipp BJ. (1985). Lactate, pyruvate, and lactate-to-pyruvate ratio during exercise and recovery. *J Appl Physiol* 59: 935-940.
184. Wasserman K, Hansen JE, Sue DY, Stringer WW, Whipp BJ. (2004). *Principles of Exercise Testing and Interpretation: Including Pathophysiology and Clinical Applications*. Lippincott Williams & Wilkins (Editörler). Philadelphia.
185. Wasserman K, McIlroy MB. (1964). Detecting the threshold of anaerobic metabolism in cardiac patients during exercise. *Am J Cardiol* 14: 844-852.
186. Wasserman K, Whipp BJ, Koyal SN, Beaver WL. (1973). Anaerobic threshold and respiratory gas exchange during exercise. *J Appl Physiol* 35: 236-243.
187. Wasserman K. (1984). The anaerobic threshold measurement in exercise testing. *Clin Chest Med* 5: 77-88.
188. Wasserman K. (1986). Anaerobiosis, lactate, and gas exchange during exercise: the issues. *Fed Proc* 45: 2904-2909.
189. Wasserman K. (1994). Coupling of external to cellular respiration during exercise: the wisdom of the body revisited. *Am J Physiol* 266: 519-539.
190. Weber KT, Janicki JS, McElroy PA. (1987). Determination of aerobic capacity and the severity of chronic cardiac and circulatory failure. *Circulation* 76: 40-45.
191. Weber KT, Janicki JS. (1985). Cardiopulmonary exercise testing for evaluation of chronic cardiac failure. *Am J Cardiol* 55: 22-31.
192. Whipp BJ, Davis JA, Torres F, Wasserman K. (1981). A test to determine parameters of aerobic function during exercise. *J Appl Physiol* 50: 217-21.
193. Whipp BJ, Davis JA, Wasserman K. (1989). Ventilatory control of the 'isocapnic buffering' region in rapidly-incremental exercise. *Respir Physiol* 76: 357-368.
194. Whipp BJ, Wagner PD, Agusti A. (1997). Factors determining the response to exercise in healthy subjects. In: *Clinical Exercise Testing*. Roca J, Whipp BJ (Editörler) 6: 3-31.
195. Whipp BJ, Wagner PD, Agusti A. (2007). Factors determining the response to exercise in healthy subjects. In: *Clinical Exercise Testing*. Ward SA, Palange P. (Editörler). *Eur Respir Mon UK Sayfa*: 1-35.
196. Whipp BJ, Ward SA, Wasserman K. (1986). Respiratory markers of the anaerobic threshold. *Adv Cardiol* 35: 47-64.
197. Whipp BJ, Ward SA. (1986). The normal respiratory response in exercise. In: *Cardiopulmonary Exercise Testing*. Leff AR, (Editör) Orlando: Grune and Stratton, Sayfa 45-68.
198. Whipp BJ. (1987). Dynamics of pulmonary gas exchange. *Circulation* 76: 18-28.
199. Whipp BJ. (1994). The bioenergetic and gas exchange basis of exercise testing. *Clin Chest Med* 15: 173-191.

200. Whipp BJ. (1996). Domains of aerobic function and their limiting parameters. In: *The Physiology and Pathophysiology of Exercise Tolerance*. Ward SA (Editor). Plenum Press, New York. Part 3, Chapter 12, Sayfa 83-89.
201. Whipp BJ. (2007). Physiological mechanisms dissociating pulmonary CO₂ and O₂ exchange dynamics during exercise in humans. *Exp Physiol* 92: 347-355.
202. Williams CA, Deckerle J, McGawley K, Berthoin S, Carter H. (2008). Critical power in adolescent boys and girls - an exploratory study. *Appl Physiol Nutr Metab* 33: 1105-1111.
203. Wilmore JH, Stanforth PR, Gagnon J, Rice T, Mandel S, Leon AS, Rao DC, Skinner JS, Bouchard C. (2001). Cardiac output and stroke volume changes with endurance training: the HERITAGE Family Study. *Med Sci Sports Exerc* 33: 99-106.
204. Yoshida T. (1984). Effect of exercise duration during incremental exercise on the determination of anaerobic threshold and the onset of blood lactate accumulation. *Eur J Appl Physiol* 53: 196-199.
205. Zeballos RJ, Jorge MD, Weisman IM, Connery SM. (1998). Comparison of pulmonary gas exchange measurements between incremental and constant exercise above anaerobic threshold. *Chest* 113: 602-611.
206. Zeballos RJ, Weisman IM. (1994). Behind the scenes of cardiopulmonary exercise testing. *Clin Exerc Test* 15: 193-213.

8. ÖZGEÇMİŞ

05.07.1978 yılında Elazığ ilinde doğdum. İlk ve orta öğrenimimi Malatya'da tamamladım. Lise eğitimimin bir kısmını Malatya Lisesi'nde aldıktan sonra Elazığ Mehmet Akif Ersoy Lisesi'nden mezun oldum. 1996 yılında Fırat Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Bilgisayar Öğretmenliğini kazandım. 2000 yılında Teknik Bilgisayar Öğretmeni olarak mezun oldum. 2001 yılı güz dönemi Fırat Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyofizik Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitimime başladım. 2004 yılında Doktora eğitimime başladım. 2000 yılından beri Fırat Üniversitesi Enformatik Bölümü'de Bilgisayar Okutmanı olarak görev yapmaktayım. Evli ve bir kız çocuk babasıyım.