T.C.
DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

SPORCULARIN TEPKİ SÜRELERİNİ ÖLÇMEYE YÖNELİK TASARLANAN DİJİTAL BİYOMEKANİK TEST VE EĞİTİM PLATFORMU CİHAZININ İNCELENMESİ

Ertuğrul ÇAKIR

DOKTORA TEZİ

BEDEN EĞİTİMİ VE SPOR ANABİLİM DALI

DANIŞMAN

Doç. Dr. Zeynep İnci KARADENİZLİ

DÜZCE, 2022

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığı beyan ederim.

27.06.2022

Ertuğrul ÇAKIR

TEŞEKKÜR

Lisansüstü öğrenime teşvik eden sevgili eşim Prof. Dr. Ernaz ALTUNDAĞ ÇAKIR'a, bu süreçte yardımını esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Safinaz ATAOĞLU'na, yüksek lisans sürecinde desteğini ve bilgisini esirgemeyen değerli hocam Prof. Dr. Nurper ÖZBAR'a, teknik bilgisiyle yardımını aldığım değerli hocam Prof. Dr. Ali ÖZTÜRK'e ve doktora eğitimim süresince bana güvenen ve destekleyen danışman hocam Doç. Dr. Zeynep İNCİ KARADENİZLİ'ye en içten dileklerimle teşekkür ederim.

27 Haziran 2022 **Ertuğrul ÇAKIR**

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR i
KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ vi
ŞEKİL LİSTESİ vii
RESİM LİSTESİ ix
TABLO LİSTESİ xi
ÖZET 1
ABSTRACT 2
EXTENDED ABSTRACT 3
1. INTRODUCTION 3
2. MATERIAL AND METHODS 3
3. RESULTS AND DISCUSSIONS 4
1.GİRİŞ ve AMAÇ 6
2. GENEL BİLGİLER 8
2.1. Motor Kontrol ve Performans 8
2.2. Motor Beceri ve Aksiyon 8
2.3. Hareket Paterni 9
2.4. Motor Becerilerin Sınıflandırılması 9
2.5. Gentiles'ın Motor Beceri Sınıflaması 10
2.6. Gentile'ın Motor Beceri Sınıflamasının Kullanımı 15
2.7. Motor Performansın Ölçümü 15
2.7.1. Reaksiyon ve tepki zamanı 17
2.7.2. Reaksiyon zamanı türleri 19
2.7.3. Reaksiyon zaman ölçümünün kullanımı 19
2.8. Motor Kontrolde Propriyosepsiyon 21
2.9. Postüral Stabilite ve Görsel Algılama Sistemi (Vizuel Sistem) 24
2.10. Motor Kontrol Teorilerine Genel Bir Bakış 25
2.10. Motor Kontrol ve Öğrenme 27
2.11. Motor Kontrol ve Ayak Bileği Yaralanmaları 29
2.11.1. Ayak-ayak bileği segmenti 31
2.11.2. Ayak-ayak bileği segmentinin osteokinematiği 33
2.11.3. Ayak-ayak bileği segmenti kasları ve inervasyonları 34

2.11.4. Ayak bileği ligamentleri 38
2.11.5. Ayak-ayak bileği segmenti propriyoseptif girdisi 38
2.11.6. Ayak ark yapıları 39
2.11.7. İnversiyon yaralanması patomekaniği ve motor kontrol 40
2.11.8. İnversiyon yaralanması sınıflaması ve reziduel semptomlar 44
2.12. Fiziksel Uygunluk 45
2.13. İnsan Vücudunda Denge 45
2.13.1. Denge becerisinin nörofizyolojisi 47
2.13.1.A. Sensörimotor Sistem 48
2.13.1.B. Somatosensoriyal Sistem 48
2.13.1.C. Propriyoseptif uyarım 50
2.13.1.D. Taktil uyarım 50
2.13.1.E. Ağrı ve ısı reseptörleri 51
2.13.1.F. Serebral korteks 53
2.13.1.G. Beyin sapı 53
2.13.1.H. Medulla spinalis 54
2.13.1.İ. Serebellum 55
2.13.1.J. Vestibular ve Vizuel sistemler 55
2.13.2. Denge stratejileri 56
2.13.2.A. Ayak bileği stratejisi 56
2.13.2.B. Kalça stratejisi 57
2.13.2.C. Adım alma stratejisi 58
2.14. Denge Motor Becerisini Değerlendirmek 58
2.16. Dengenin Sınıflandırılması 60
2.17. Dengeyi Değerlendirme İçin Kullanılan Popüler Yöntemler 61
2.17.1. Flamingo denge testi 61
2.17.2. Stork denge testi 62
2.17.3. Ayakta duruş denge testi 62
2.17.4. Boylamasına çubuk üzerinde yürüme testi 63
2.17.5. Denge tahtası testi 64
2.17.6. Bass testi 64
2.17.7. Yıldız testi 65
2.17.8. Y denge testi 66
2.18. Denge Tahtası ve Dinamik Denge 67
2.19. Arduino Konsepti ve İnsan Biyomekaniği 69

2.19.1. Arduino konsepti nedir? 69
2.19.2. Geliştirme kartı nedir? 69
2.19.3. Arduino geliştirme kartı 70
2.19.4. Arduinonun temel bileşenleri 72
2.19.4.A. Donanım (Hardware) 72
2.19.4.B. Yazılım (Software): 73
2.19.5. Uygulama Örnekleri 74
2.19.5.A. Hız testi projesi 74
2.19.5.B. Reaksiyon zamanı testi projesi 75
2.19.6. Arduino Ekosisteminde İletişim Protokolleri 76
2.13.6. Bilgisayar yazılımı 81
2.13.7. C# programlama dili ve Windows form uygulamaları 83
2.14. Temel İnsan Biyomekaniği ve Arduino Ekosistemi 84
2.14.1. Kinematik parametreler 85
2.14.1.A. Hareketin tipi 85
2.14.1.B. Hareketin büyüklüğü 85
2.14.1.C. Hareketin sürati 85
2.14.1.D. Eklem hareketinin uzaysal pozisyonu 85
2.14.1.D. Hareketin yönü 86
2.14.2. Kinematik zincir 86
2.14.2.A. Açık kinematik zincir 86
2.14.2.B. Kapalı kinetik zincir 86
2.14.3. Hareketin kinetik analizi 87
2.14.3.A. Eylemsizlik Kanunu 88
2.14.3.B. Temel kanun 88
2.14.3.C. Etki-tepki kanunu 88
2.14.3.D. Temas kuvveti 88
2.14.3.E. Moment ve tork kavramları 89
2.14.3.F. Kaldıraç sistemi 90
2.14.3.H. Tekerlek ve aks 90
2.14.3.İ. Makara sistemi 91
2.14.4. Sporda biyomekanik 91
2.14.5. Biyomekanik ve Arduino ekosistemi 92
2.15. Dijital Biyomekanik Test ve Eğitim Platformu Cihazı 93
2.15.1. DBTEPC'nın yapısal bileşenleri 93

2.15.1. Dijital biyomekanik test ve eğitim platformu cihazının kullanımı 94
2.15.1.A. Bağlantı portunun belirlenmesi 94
2.15.1.B. Yazılımın ana menüsü 94
2.15.1.C. Antrenman modu 95
2.15.1.D. Tepki süresi modu 96
2.15.1.E. Dinamik ve görselsiz denge modları 98
3. GEREÇ ve YÖNTEM 101
3.1. Çalışmanın Yapıldığı Yer 101
3.2. Çalışma Süresi 101
3.3. Katılımcılar 101
3.4. Değerlendirme Yöntemleri 102
3.4.1. Antropometrik ölçümler 102
3.4.2. Dijital biyomekanik test ve eğitim denge platformu cihazı ölçümü 103
3.4.3. İstatistiksel analiz 105
4. BULGULAR 106
5.TARTIŞMA ve SONUÇ 107
6. KAYNAKLAR 110
7. EKLER 128
7.1. Etik Kurul Onay Raporu 128
ÖZGEÇMİŞ 129

KISALTMALAR ve SİMGELER LİSTESİ

ABS	Ayak-Ayak Bileği segmenti
CAC	Cronbach Alpha Coefficient
DBTEPC	Dijital Biyomekanik Test ve Eğitim Platformu Cihazı
DBTTPD	Digital Biomechanical Test and Training Platform Device
EMG	Elektromyografi
FAS	Foot-ankle Segment
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
RA	Romatoid Artrit

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1. Motor becerilerin temel olarak sınıflandırılması 10

Şekil 2.2. Gentile'ın beceri sınıflaması ve hareketin kompleksliği [46] 14

Şekil 2.3. Tepki zamanın evreleri 18

Şekil 2.4. Reaksiyon zamanı ölçüm türleri 19

Şekil 2.5. EMG kullanılarak yapılan reaksiyon zaman ölçümü 20

Şekil 2.6. Tepki zamanını ölçmek için tasarlanmış bir çalışmadan kesit 21

Şekil 2.7. Tibialis Anterior kasına yapılan vibrasyon tekniğinin yürüme sırasında ... 24

meydana getirdiği kinematik ve EMG aktivite farklılıkları [71] 24

Şekil 2.8. Görsel sistemin postüral kontroldeki rolü [80] 25

Şekil 2.9. Spor yaralanmalarına sebep olan faktörler 30

Şekil 2.10. Ayak arklarının şematik gösterimi 39

Şekil 2.11. Yürümenin evreleri 40

Şekil 2.12. Ayak bileği eklem açı ve moment grafikleri 42

Şekil 2.13. Ayak bileği eklemine uygulanan yer reaksiyon kuvveti grafiği 43

Şekil 2.14. Vücut ağırlık merkezinin yürüme hızına göre değişimi 46

Şekil 2.15. Yürüme aktivitesinde destek yüzey değişimi 47

Şekil 2.16. Sensoriomotor sistemin bileşenleri 48

Şekil 2.17. Somatosensoriyal sistemin bileşenleri 49

Şekil 2.18. Ayak tabanına uygulanan hafif vibrasyonun statik postüre etkisi 51

Şekil 2.19. Monosinaptik refleks mekanizması 52

Şekil 2.20. Üst Merkezler ve alt merkezler arası iletişim 54

Şekil 2.21. Ağırlık merkezinin oluşturduğu kuvvet ve ayak bileği 56

Şekil 2.23. Modifiye edilmiş bass testi zemin diyagramı 65

Şekil 2.24. Yıldız testi uygulaması 66

Şekil 2.25. Statik duruşta vücut basınç merkezinin anlık değişimi 68
Şekil 2.26. Geliştirme kartlarının temel fonksiyonel mantığı 70
Şekil 2.27. Hız testi projesi devre tasarımı 74
Şekil 2.28. Reaksiyon zamanı projesi devre tasarımı 76
Şekil 2.29. UART iletişim modeli 77
Şekil 2.30. Patellar stres ve gövde torku ilişkisi 89
Şekil 2.31. Diz eklemindeki yuvarlanma hareketi 90

RESİM LİSTESİ

Resim 2.1. Hentbol sporundan bir enstantane 12
Resim 2.2. Tek el backhand vuruşunun evreleri 16
Resim 2.3. Ayağın anatomik yapısı 32
Resim 2.4. Arka ayağın eklemleri 32
Resim 2.5. Ön ayak ve orta ayak eklemlenmeleri 33
Resim 2.6. ABS'nin kinematik profili 34
Resim 2.7. ABS'ni kontrol eden bacak kasları (önden görünüşü) 35
Resim 2.8. Ayak intrinsik kasları plantar görünümü 37
Resim 2.9. Ayağın lateralindeki ligamentler 38
Resim 2.10. Sporcunun stabil bir yüzeyden anstabil yüzeye düşüşü 41
Resim 2.11. Ani olarak eğimli hale getirilebilen platform 43
Resim 2.12. a. Ayak bileği stratejisi b. Kalça stratejisi c. Adım alma stratejisi 57
Resim 2.13. Tek ayak statik denge testi 59
Resim 2.14. Flamingo denge testi pozisyonu 61
Resim 2.15. Stork denge testi pozisyonu 62
Resim 2.16. Ayakta duruş denge testi pozisyonu 63
Resim 2.17. Y denge testi 66
Resim 2.18. Denge tahtası 67
Resim 2.19. Arduino Uno geliştirme kartı 73
Resim 2.20. Hız testi projesi kodları 75
Resim 2.21. Reaksiyon zamanı projesi kodları 76
Resim 2.22. Arduino Uno ile MPU6050 bağlantı diyagramı 78
Resim 2.23. Arduino Uno ile Gy-63 basınç-altimetre sensörünün SPI bağlantısı 79
Resim 2.24. NRF24L01'in iki Arduino Uno arasındaki iletişim bağlantısı 80

Resim 2.25. HC-05 Bluethooth modülünün Arduino Uno ile bağlantı şeması..... 81
Resim 2.26. Atmel firmasın ürettiği Atmega32 mikrodenetleyici..... 82
Resim 2.27. Mini squat hareketin kinetik zincir modelince analizi..... 87
Resim 2.28. DBTEPC'nın Bluethooth bağlantı portunun öğrenilmesi..... 94
Resim 2.29. DBTEPC'nın ana menü penceresi..... 95
Resim 2.30. DBTEPC'nın antrenman modu ekranı..... 96
Resim 2.31. Tepki süresi modu 1. test ekranı..... 97
Resim 2.32. Tepki süresi modu 2. test ekranı..... 97
Resim 2.33. Tepki süresi modu 2. test ekranı..... 98
Resim 2.34. Görselsiz denge modu penceresi..... 99
Resim 2.33. Dinamik denge modu penceresi..... 100
Resim 2.35. Seca marka stadiometre..... 102
Resim 2.36. Tanita vücut-yağ analiz cihazı..... 103
Resim 2.37. DBTEPC'nın dinamik denge modu kullanımı..... 104

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1. Gentile'ın motor beceri sınıflaması 13

Tablo 2.2. Performans ölçümünün iki kategorisi 17

Tablo 2.3. Motor Kontrol Teorileri 26

Tablo 2.4. Motor öğrenme basamakları 29

Tablo 4.1. Katılımcıların demografik karakteristikleri 106

Tablo 4.2. Üç farklı veri setindeki tepki süresi zamanı verileri 106

Tablo 4.3. Üç farklı veri setindeki tepki süresi miktarı verileri 106

ÖZET

SPORCULARIN TEPKİ SÜRELERİNİ ÖLÇMEYE YÖNELİK TASARLANAN DİJİTAL BİYOMEKANİK TEST VE EĞİTİM PLATFORMU CİHAZININ İNCELENMESİ

Ertuğrul ÇAKIR
Doktora Tezi, Beden Eğitimi ve Spor Anabilim Dalı
Tez Danışmanı: Doç. Dr. Zeynep İNCİ KARADENİZLİ
Haziran 2022, 129 sayfa

Ayak bileği inversiyon yaralanmaları, sporcularda oldukça sık görülen yaralanma çeşididir. Yaralanmayı geçiren çoğu sporcu, ayak bileği instabilitesi, ayak-ayak bileği segmentinin (ABS) yetersiz motor kontrolü gibi rezidüel (kalıcı) semptomlarla spora dönmektedir. Sporcuların bu tür yaralanmayla karşılaşmaması ve ikincil yaralanma için risk faktörü oluşturan rezidüel semptomların üstesinden gelmesi için motor kontrol becerilerini arttırmaya yönelik denge testleri ve elektronik denge sistemleri kullanılmaktadır. Yalnız bu süreçte, denge testlerinin fonksiyonelliği tartışılırken, elektronik denge sistemlerinin yüklü maliyetleri dolayısıyla erişilebilirliği yaygın değildir. Dijital Biyomekanik Test ve Eğitim Platformu Cihazı (DBTEPC) bireylerin denge tahtası üzerinde dinamik denge performansı sırasında ayak bileği tepki sürelerini ölçerek motor kontrol kapasitesini monitörize etmek için tasarlanmış fonksiyonel ve elektronik bir cihazdır. Böylelikle, sporcuların ABS'nin motor kontrolü geliştirilerek, ayak bileği yaralanmalarına karşı koruyucu bir yaklaşım olarak kullanılacaktır. Bu çalışmanın amacı, DBTEPC'nın tasarımını ortaya koymak ve amacı doğrultusunda yaptığı ölçümlerin güvenilirliğini sınamaktır. Cihazın ölçümlerinin tutarlılığını sınamak için 20 amatör sporcunun (19.2 ± 1.1 yıl) yer aldığı çalışmada, 3 farklı seansta kaydedilmiş verilerin Sınıfiçi Korelasyon Analizi yapılmıştır. Analiz sonucunda, Cronbach's Alpha Katsayısı tepki süresini belirlemede 0.89, tepki süresi miktarını belirlemede ise 0.92 bulunmuştur. Böylelikle DBTEPC'nın hayli güvenilir ölçümler yaptığı söylenebilir.

Anahtar sözcükler: Ayak bileği, Dinamik denge, İnversiyon yaralanmaları, Motor kontrol, Tepki süresi.

ABSTRACT

PRESENTING OF THE DIGITAL BIOMECHANIC TEST AND TRAINING PLATFORM DEVICE DESIGNED TO MEASURE THE RESPONSE TIMES OF ATHLETES

Ertuğrul ÇAKIR
Doktoral Thesis, Physical Education and Sports Department
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Zeynep İNCİ KARADENİZLİ
June 2022, 129 pages

Ankle inversion injuries are frequently encountered in Athletes and most time players go back to the Sport with some residual deficits in the ankle joint like instability and inefficient motor control of the foot-ankle segment (FAS). To prevent this kind of injury and to overcome residual symptoms assumed as risk factors for secondary injuries, some balance tests and electronic balance systems are used to improve motor control of the FAS. But while the functionality of the balance tests are discussed, the digital devices are not affordable for general usage. The Digital Biomechanical Test and Training Platform Device (DBTEPC) is a functional and an electronic device designed to monitor the motor control capacity of the FAS by measuring ankle response times during dynamic balance performance of the individuals on a balance board. The aim of the study is to reveal the design of DBTTPD and to assess the internal consistency of the measurements obtained from DBTTPD to determine the reliability of the device. Twenty amateur athletes (19.2 ± 1.1 years) participated in the study. Three measurement sessions were organized two days apart. In statistical analysis, the Interclass Correlation Analaysis was used for estimating the internal consistency of the measurements of the tree trials. For the best result of response time score, the Cronbach Alpha Coefficient (CAC) was 0.89 value and for the number of response movements, the CAC was 0.92 value. So the reliability of the device was determined as highly reliable.

Keywords: Ankle, Dynamic balance, Inversion injuries, Motor control, Response time.

EXTENDED ABSTRACT

PRESENTING OF THE DIGITAL BIOMECHANIC TEST AND TRAINING PLATFORM DEVICE DESIGNED TO MEASURE THE RESPONSE TIMES OF ATHLETES

Ertuğrul ÇAKIR
Düzce University
Faculty Of Sports Sciences, Physical Education and Sports Department
Doctoral Thesis
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Zeynep İNCI KARADENİZLİ
June 2022, 129 pages

1. INTRODUCTION

The inversion sprains are seen in the most common injuries in Sports [1, 2]. After the healing process many symptoms like edema, proprioceptive deficit and muscle weakness are improved but ankle instability called as the functional ankle instability remains as a chronic problem and seen as a risk factor for the secondary injuries to the ankle [3, 4]. During a physical activity, instant motor control loss of the FAS causes tractional mechanical forces on the outer part of the ankle joint and sprains or strains occur on the soft tissues. To prevent the inversion injuries, many studies are designed to improve the motor control of FAS [5, 6]. In the pathomechanics of the inversion injury, during landing on the ground, after jumping or running on the playground, the motor control of the FAS is lost instantly and the ankle joint is forced to remain beyond its inversion capacity. In that position, the ground reaction forces and the weight of the body aren't met by the muscles, so the lateral and anterolateral ankle ligaments are damaged. In this situation, the eversion of the ankle elicited in time are needed for the muscular actions to avoid this type of injuries [7, 8]. Many balance tests and devices are used in training to prevent the ankle injuries and in rehabilitation process to improve motor control deficits [9, 10, 11]. But popular balance tests are not functional enough or electronic balance devices are costly. In this regard, DBTTPD was designed to be a functional and reliable device to measure the response time of the ankle muscles practically so to evaluate specifically the motor control of the FAS under the dynamic balance performance on a balance board. Near that it was intended to present a low-cost way for the motor control test or training device to be used in specific fields regarding the Sports for everyone. In the study, the content of the device was presented and the reliability of the device was assessed.

2. MATERIAL AND METHODS

Twenty female (n: 10) and male (n: 10) amateur athletes that have been studying in Duzce University participated in the study voluntarily. The exclusion criterion of the study is to have a vestibular or visual problems and a lower extremity injury encountered in the 6 months before the study. The participants were told that they shouldn’t use any alcohol, make physical activity with high intensity during the process of the study (4 days) and get any food intake in 2 hours before the test applications. The

measurements of the study were conducted in Duzce University Biomechanics Laboratory. The study was approved by the Ethics Committee of Duzce University with the number of 2021/10 permission.

The DBTTPD consists of five components; a wooden balance board with 42 cm diameter-10 cm height, a MPU-6050 3 axis gyro sensor which is sending signals about slope of the board, an Arduino Uno board with ATmega328P chip, a HC-05 Bluethooth module maintaining communication between the balance board and a computer software. The aim of the device is to measure ankle response times and best response time of an athlete during dynamic balance performance on the balance board for 30 seconds. On the computer screen there are four arrows having four directions; back, front, right and left. The computer screen is placed in front of the balance board in the distance of 1 meter at the eye level. The athlete takes her place on the balance board. After a set time starts, a randomly selected arrow is lit up. For example, if an arrow showing back direction is lit up, the athlete makes dorsal flexion with ankle and gets the board sloped 22-degree backwards or if an arrow showing right direction is lit up, the athlete gets the board sloped 22-degree toward the right direction making an eversion with left ankle and an inversion with the right ankle segment. When the board reaches the intended slope, the light of the arrow is off on the screen and the micro controller measures time between the on and off stages of the lit-up arrow. For a new arrow to be lit up (indicator), the athlete should get the board between 0-5 degrees with the ground for 5 seconds. After 30 seconds, the test ends and the computer program displays how many arrows are lit up during the test and which is the best result.

The tests were conducted 3 times with 2 days apart. The recorded data were evaluated using IBM SPSS version 22 computer program. For the reliability of the device the scores of three measurement sessions were assessed using the Interclass Correlation Analysis and the p significance value was determined as below 0.05.

3. RESULTS AND DISCUSSIONS

The scores of the DBTTPD measurements on the response time and the number of response movements between tests seem consistent according to Cronbach-alpha coefficient values which are 0.89 for response times and 0.92 for best response times in 30 seconds. It is known that the inversion injuries or any other FAS injuries change normal biomechanics of the Subthalar joint due to damaged ligaments and proprioceptive deficits. In term of general biomechanical view, the Subthalar joint have an end range between 20-30 degrees in inversion movement [12, 13]. After returning to play, most athletes suffer from the mechanical instability of the Subthalar joint [4]. In the rehabilitation applications, the disc training computerized or manual is the commonly used method for any injured athlete to overcome the mechanical instability and improve the motor control of the ankle segment [14, 15]. Thus, the muscles controlling ankle segment gain efficient motor reaction skill to stabilize the FAS in any unexpected situations during physical activities [8]. Besides that, balance motor deficit is seen as a risk factor for any ankle injuries and for prevention some approaches are used to improve balance skill [16, 17]. Especially the balance board usage is highly popular and effective in training and rehabilitation field [15, 18]. The Biodex Stability System is an another option for the measurement of the balance skill and training but it is expensive

and not affordable for many sport clubs and rehabilitation units [19, 20]. In the light of these explanations, the DBTTPD was designed to measure the dynamic balance and the motor control of the FAS in a practical and low-cost way. The components of the DBTTPD are at an affordable price. The measurement time was determined as 30 seconds due to performing movements with high velocity on a balance board require fast energy consumption way and would create fatigue [21]. So, it was not intended for an athlete to get tired during the measurement. To measure response time is a prominent characteristic of the device. For example, when an arrow indicator is lit up for an intended inversion movement, the participant should have to tilt the board in the slope of 22-degree as fast as possible. 22-degree is determined because it is assumed the last degree of the Subthalar joint in a normal biomechanical range. How many a participant elicits a response movement in 30 seconds or reacted the light stimulus as much as quick is the essence of the evaluation concept. Near that the DBTTPD can be used in training mode for the motor control of the FAS for a fast neuromuscular response in a safe range of motion. In conclusion the DBTTPD is used for a balance training to keep athletes away from ankle injuries monitoring their balance skill with numbers. The aim of the study is to reveal the design of the device and to assess the reliability of the DBTTPD evaluating the consistent of the scores obtained after the three measurement sessions. The values of the Cronbach Alpha Coefficient (CAC) were determined in highly good levels. In determining the best result of response time scores, the CAC was 0.89 value, and in the number of response movements, the CAC was 0.92 value. So DBTTPD is an option for people working in sport and rehabilitation field as a reliable device to measure and improve the motor control of an athlete.

4. CONCLUSION AND OUTLOOK

The aim of the study was to present of the design and to determine level of the reliability of the DBTTPD. In the light of the results the DBTTPD can be used as a rehabilitation or training device to rehabilitate injured athletes and to get athletes improve the motor control of the FAS in order not to encounter any ankle injuries.

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Ayak bileği sakatlanmaları ve bu yaralanmalardan İnversiyon yaralanmaları, spor sahalarında oldukça sık görülmektedir [22, 23]. Ayak bileği yaralanmalarının diğer yaralanmalara göre daha sık görülmesinin bir sebebi, yaralanmaların ortaya çıkardığı bir takım semptomların, tedavi süreci sonunda da devam etmesidir [5, 24]. Fonksiyonel ayak bileği instabilitesi bu semptomlardan biridir. Fonksiyonel ayak bileği instabilitesi, bireyin denge motorik özelliğini olumsuz etkileyerek, ayak bileği motor kontrolünü zayıflattığı için ikincil yaralanmalar için de bir risk faktörü olarak değerlendirilmektedir [4, 25].

Denge motorik özelliğindeki görece zayıflık, sporcuların ayak bileği yaralanmalarına zemin hazırlayan risk faktörleri arasında değerlendirilmektedir [17, 26]. Bu nedenle pek çok denge testi ve dijital denge sistemleri bireylerin denge motorik özelliğini geliştirmek ve dolayısıyla motor kontrol becerisini geliştirmek için kullanılmaktadır [9, 19, 27]. Kullanılan denge testleri, fonksiyonel olmasına karşın niceliksel değerlendirme yönünden zayıfken, dijital platformlar ise niceliksel açıdan etkili iken fonksiyonel açıdan yetersizdir [28, 29]. Bunun yanında dijital ölçüm aletlerinin maliyetleri, fonksiyonel testlere göre oldukça yüksek, uygulamaları ise zaman alıcıdır.

Arduino ve benzeri geliştirme kartlarının yaygınlaşması ve çevrimiçi eğitim ve öğretim platformlarının çoğalmasıyla, yetişkinler ve öğrenciler için hem multidisipliner alanda kendilerini yetiştirmek hem de alanlarıyla ilgili projeleri gerçekleştirmeye yönelik bir fırsat alanı doğmuştur [30, 31]. Bu çalışma sürecinde tasarlanan Dijital Biyomekanik Test ve Eğitim Platformu Cihazı (DBTEPC), Arduino ekosisteminde yararlanılarak yapılmış bir prototip cihazdır. Bireylerin ve özellikle sporcuların, dinamik denge motor becerisini ve Ayak-ayak bileği segmenti (ABS) motor kontrolünü geliştirmek için tasarlanan DBTEPC, maliyeti düşük olmasına karşın fonksiyonelliği hayli yüksek bir cihazdır. Cihaz, ABS ‘nin sensörimotor kontrolünü sayısal veriler üzerinden değerlendirmekte, dinamik denge becerisini görsel takipli ve görsel takipsiz olarak test etmekte ve aynı zamanda bu değerlendirmelerin yanında bir egzersiz eğitim aracı olarak

kullanılmaktadır.

DBTEPC açık kaynak kodlu ve açık erişim özelliğine sahiptir. Böylelikle bilimsel çalışmalarda test, sportif saha çalışmalarında egzersiz ve kas-iskelet sistemi rahatsızlarının rehabilitasyon sürecinde, terapatik amaçla kullanılmak üzere kolayca tasarlanıp kullanılabilir. Bununla birlikte çalışmanın kapsamının, hareket ve antrenman alanına yeni projeler için ilham olacağı düşülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Motor Kontrol ve Performans

İnsanlar, günlük yaşamın içinde veya bu yaşamın içinde olan ve pek çok boyutu bulunan (rekreatif, amatör, profesyonel) sportif alanda, pek çok fiziksel aktivite yapar. Bu fiziksel aktiviteleri açığa çıkarmak, fiziksel performans olarak isimlendirilir. Fiziksel performans birçok bileşenin ortak bir çıktısıdır. Örneğin, sporda herhangi bir branşta ortaya konulan fiziksel performansın analizi yapılacağında, sporcunun sosyal, psikolojik ve fiziksel varlığı ile bu varlığın çevre ile iletişimi masaya yatırılır [32]. Fiziksel performans kavramının derinliği ve kompleks oluşu, onu değerlendirmek hatta onu geliştirmek konusunu da oldukça geniş bir perspektife yaymayı gerektirmektedir. Spor bilimleri disiplini, fiziksel performansı spor özelinde ele alır ve sporcuların performansını değerlendirmek ve geliştirmek üzere diğer disiplinlerle de iş birliği içerisinde çalışmalarını yoğunlaştırır. Tüm yapılan bilimsel çalışmaları anlamak ve yararlanmak için bazı temel kavramların kavrayıp, bu kavramları birbirleriyle doğru bir şekilde ilişkilendirmek gerekir [33].

2.2. Motor Beceri ve Aksiyon

Motor beceri, herhangi bir amacı gerçekleştirmek için istemli şekilde vücudun hareket sağlayan kas-iskelet sistemlerini kullanmaktır [34]. Örneğin, bir bireyin belirli bir hızda engebeli bir zeminde futbol topunu doğru bir şekilde ilerletmesi (top sürmesi) beceri gerektiren bir fiziksel aktivitedir. Bu becerinin kazanılması için ilk önce fiziksel aktivitenin nasıl yapılacağını öğrenmek (motor öğrenme) daha sonra pekiştirme yani tekrarlı ve düzenli olarak eylemin pratik yapılmasını gerektirir. Aynı zamanda motor beceriler, bir amaca yönelik olarak tanımlanırken aktivite, eylem veya aksiyon kavramları olarak da kullanılmaktadır.

Motor beceriler, içeriğinde refleks motor hareketleri içerebilir ama fiziksel aktivitenin tamamının istemli motor hareketlerden oluştuğu unutulmamalıdır. Bunun yanında vurgulanması gereken ikinci bir nokta ise motor becerilerin, öğrenilen aktiviteler olmasıdır. Örneğin tenis branşında, bir vuruş olan Backhand tekniğini kazanmak için bir öğrenme süreci gerekmektedir [35].

Motorik özelliklerin gelişerek ortaya çıkardığı motor beceriler özellikle sporcuların performanslarıyla doğrudan ilişkilidir. Sistemli ve pratik bir şekilde ölçülmesi zor olan

performans, genel olarak motor beceriler üzerinden değerlendirilir. Bunun nedeni, motorik özelliklerin (patlayıcı kuvvet, sürat, anaerobik güç ve dayanıklılık gibi) sporcuların performansını doğrudan etkilediğinin görülmesidir [36].

2.3. Hareket Paterni

Bir motor beceri ortaya konulurken pek çok eklem hareketi gerçekleşir. Spesifik bir amaca yönelik yapılan eklem hareketlerinin (motion) bütününe birden hareket paterni (movement) adı verilir. Örneğin, teniste forehand vuruşunda amaç topu olabildiğince momentum kazandırmaktır. Bunu yaparken biyomekanik açıdan en optimum eklem hareketleri kullanılır [37]. Her ne kadar branşa özgü standart hareket paternleri olsa da sporcular kendilerine özgü hareket paternleri kullanabilirler. Bu bağlamda motor becerileri değerlendirirken aksiyonun gerçekleşip gerçekleşmediğinin yanında hareket paternleri de ayrı bir kapsamda değerlendirilir.

2.4. Motor Becerilerin Sınıflandırılması

Motor beceriler değerlendirilirken, bu değerlendirmeyi kolaylaştırmak için ya da aktivitelerin bireyden ne gibi bir gereksinim gerektirdiğini anlamak için motor beceriler sınıflandırılır. Temel motor beceri sınıflandırmasında göz önüne alınan faktör, becerilerin gerektirdiği kas katılım miktarıdır. Örneğin piyano çalarken kullanılan kaslar, küçük ve vücudun periferinde iken dikey sıçrama esnasında kullanılan kaslar, daha büyük hacimli ve hemen hemen tüm ekstremitelerde bulunan kaslardır. Bu açıdan değerlendirildiğinde motor beceriler ince motor beceriler ve kaba motor beceriler olarak sınıflandırılırlar [38]. Bir başka örnekte hem küçük kas hem de büyük kasların yoğun olarak kullanıldığı bir motor beceride, ince ve kaba motor beceriler sınıflamasını kullanmak yeterli olmadığından, başka parametreler öne çıkarılmıştır. Motor becerinin anlık mı gerçekleştirildiği yoksa başlangıcı ve sonu olan bir sürece mi sahip olduğu veya fiziksel aktivite sırasında çevrenin aktiviteye etkisi gibi etmenler göz önüne alınmıştır. Bir ok atışı düşünüldüğünde, tek bir hareket paterni ortaya çıkarken, aksiyon gerçekleşmiş olur. Başka bir örnekte ise, bir hentbolcunun top sürmesi başlangıcı ve sonu olan bir süreçtir ve tekrarlı hareket paternlerine sahiptir. Bu örnekler üzerinden bir motor beceri sınıflaması yapılırsa, ok atışı diskrit (açık ve net) motor beceri olarak, top sürme ise devamlı motor beceri olarak sınıflandırılır. Bir diğer sınıflamada ise değerlendirme faktörü, beceri ortaya konulurken çevrenin durumunun göz önüne alınmasıdır (Çevresel içeriğin stabilitesi). Ok atışı, beceriyi dışarıdan etkileyecek bir

etmen olmadığı için kapalı motor beceri olarak tanımlanırken, bir müsabaka sırasında rakip oyuncaların etkileri veya düzgün olmayan bir zeminin varlığı (kum sahalar) çevreyi anstabil (değişken) olarak değerlendirir ve bu becerileri açık motor beceriler olarak tanımlar [39]. Şekil 2.1. 'de motor becerilerin değerlendirmesinde kullanılan tek boyutlu ikili sınıflamalara ait örnekler verilmiştir.



Şekil 2.1. Motor becerilerin temel olarak sınıflandırılması [40]

2.5. Gentiles'ın Motor Beceri Sınıflaması

İnsan vücudu, pek çok farklı fiziksel aktiviteyi gerçekleştirecek, aynı zamanda oldukça kompleks hareket paternlerini (kontralateral ekstremitelerde zıt kas kontraksiyonları içeren hareket paternleri) ortaya koyabilecek niteliktedir. Dolayısıyla, bu aktivitelerin tanımlanması ve geliştirilmesi için aktivitelerin altında yatan motor becerilerin sınıflandırılması gerekmektedir [41]. Gentile öncesi, sınıflandırılmalar tek boyut üzerinden yapılan sınıflandırılmalardı. Tek boyutlu yaklaşım (Şekil 2.1.), günlük fiziksel aktiviteleri bile değerlendirmede oldukça yetersiz kalıyordu. Gentile, hareket problemlerini gözlemleyerek oluşturduğu geniş çaplı bir sınıflandırma ile motor beceriler alanında çalışan fizyoterapistler ve antrenörlerin dikkatini çekmiştir. Bu sınıflandırma temel olarak iki ana bileşen üzerine tasarlanmıştır.

Gentile'ın motor beceri sınıflandırmasında ilk temel yaklaşım, bireyin ortaya koyduğu motor beceri sırasında içinde bulunduğu çevrenin içeriğidir. Çevrenin sahip olduğu içerik bileşenlerinden ilki, düzenleyici koşullardır. Buradaki koşullar, tek boyutlu bir sınıflandırma olan, açık ve kapalı motor beceri sınıflamasını hatırlatmaktadır. Örneğin, bir bireyin kumlu bir zeminde koşması sırasında gösterdiği hareket paterni ile düz bir zeminde koşarken açığa çıkardığı hareket paterni birbirinden farklılık göstermektedir. Bu örnekte, zeminin durumu bireyin fiziksel aktiviteyi yaparken kullandığı hareket paternini şekillendirmektedir. Başka bir örnekte ise, bir hentbolcunun hentbol topunu uzağa fırlatmasıyla bir basketbolcunun basket topunu uzağa fırlatması, topların ağırlığı ve aksiyonun amacının farklı olması dolayısıyla farklı hareket paternlerinin kullanılmasını gerektirir. Topların uzaysal konumunun değişken ya da sabit olması veya hareket sırasında bir cisme momentum kazandırmak gibi koşullar (Manipulatif hareket), çevresel içerik bileşenleri olarak Gentile'ın sınıflamasında yer alır. Çevresel içerikte bulunan bir yaklaşımda, çevrenin istasyonel yani hareketsiz (stationary) ya da hareket halinde (in Motion) olmasıdır. Hareketsiz çevreye örnek olarak duran bir topa vurmak verilirse hareket halindeki çevreye hareketli bir topa vurmak verilebilir. Bir diğer çevresel içerik karakteristiği, eylemsiz değişkenliktir (inertial variability). Bu karakteristikte, fiziksel bir aktivitenin bir bölümünde çevresel içerik sabitken aktivitenin ilerleyen süreçlerinde çevrenin hareketli bir durumda olmasıdır. Düz ve herhangi bir insan olmayan bir koşu yolunda koşarken, birden çevrenin kalabalıklaşmasıyla birlikte çevrenin karakteristiğinin değişmesi bu duruma bir örnek olarak verilebilir.

Gentile'ın motor beceri sınıflandırmasındaki bir kavram da aksiyonun fonksiyonu kavramıdır. Aksiyon sırasında fiziksel aktivite sırasında vücudun hareketli olup olmaması, örneğin bir top gibi herhangi bir objenin manipüle edilip edilemeyeceği aksiyonun fonksiyonunu tanımlamada iki faktördür. Vücut, fiziksel aktivite sırasında taşınıyorsa lokasyonu değişiyor demektir. Örneğin, koşu fiziksel aktivitesinde vücut her an oryantasyonunu ağırlık merkezinin değişimi dolayısıyla değiştirir. Ayakta yapılan bir otobüs yolculuğu sırasında ise vücut belirli bir postürde kalıp stabilitesini korumak zorundadır. Her iki fiziksel aktivitede de birçok kas grubunun kontraksiyonu ve nöromüsküler koordinasyon gerçekleştirilir. Fakat aktiviteler, aksiyonun fonksiyonu açısından değerlendirildiğinde birinde vücut lokasyonu değişirken diğerinde bir değişme söz konusu değildir. Aksiyonun fonksiyonu yaklaşımında bir değerlendirme de obje manipülasyonu üzerine yapılır. Fiziksel aktivite sırasında bir objeyi manipüle

etmek o fiziksel aktiviteyi daha kompleks hale getirir. Bunun nedeni objeye momentum kazandırmak için meydana getirdiği postüral bozunumun tolere edilmesi için daha üst düzey bir nöromüsküler fonksiyon ortaya çıkarılması gerekliliğidir.



Resim 2.1. Hentbol sporundan bir enstantane [42]

Resim 2.1.'de görüldüğü üzere profesyonel hentbol karşılaşmasından alınan bir kesit gösterilmektedir. Sporcu, şut sırasında postüral stabilitesini korurken, aynı zamanda topu ileri doğru yüksek bir hızda fırlatmak zorundadır. Postüral pozisyonu korumak ayrı bir motor beceri gerektirirken, bir objeyi ileri doğru doğrusal bir vektörle fırlatmak da ayrı bir motor beceri gerektirir. Bu motor becerilerin gerektirdiği eforu vücut tolere edip, aksiyonu başarıyla tamamlaması beklenir. Böylelikle ortaya iyi bir performans açığa çıkarılacaktır. Böyle bir kompleks hareket paternini geliştirmek için hazırlanacak çalışmalar öncesi, geliştirilmek istenen hareketin analizi için kapsamlı bir motor beceri değerlendirmesi gereklidir.

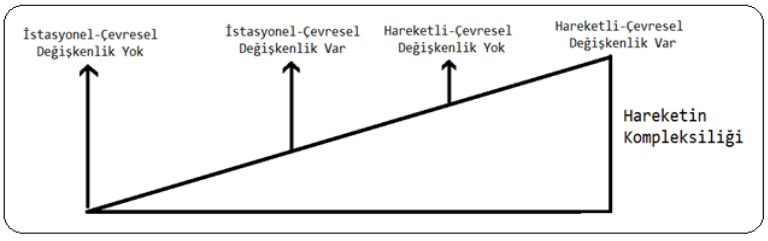
Tablo 2.1. Gentile'ın motor beceri sınıflaması [40]

Aksiyon Fonksiyonu				
Çevresel İçerik	Vücut Stabil		Vücut Hareketli	
	Obje Manipülasyonu Yok	Obje Manipülasyonu Var	Obje Manipülasyonu Yok	Obje Manipülasyonu Var
İstasyonel Düzenleyici Koşullar-Çevresel Değişkenlik Yok	1A -Bir oda içinde ayakta durmak -Topsuz basket atış hareketini gerçekleştirme	1B -Lavaboda diş fırçalamak -Topla basketbol şutu çekmek	1C -Merdiven Çıkma -Basketbolda serbest topsuz mesafe almak	1D -Elde kitap tutarak merdiven çıkmak -Basketbolda serbest top sürmek
İstasyonel Düzenleyici Koşullar-Çevresel Değişkenlik Var	2A -Bozuk bir zeminde yürüme -Beyzbol sopasını farklı zeminlerde sallamak	2B -Farklı dokuya sahip zeminlerde elde bir cisim tutmak -Farklı zeminlerde beyzbol sopası ile topa vurmak	2C -Farklı dokuya sahip zeminlerde yürümek -Basketbol sahasında oyuncular arasında topsuz mesafe almak	2D -Ağırlık taşırken farklı dokuya sahip zeminlerde yürümek -Basketbolda topla oyuncular arasında top sürme
Hareketli Düzenleyici Koşullar-Çevresel Değişkenlik Yok	3A -Boş bir odada itilen bir tekerlekli sandalyede oturmak -Hayali bir topu hareketli bir oyuncuya pas atmak	3B -Tekerlekli sandalyeyi boş bir odada itmek -Top fırlama makinasından atılan topları yakalamak	3C -Koşubandında sabit hızla koşmak -Basketbolda defans oyuncularına karşı topsuz olarak koşmak	3D -Elde bir fincan çay ile koşu bandı üzerinde yürümek -Basketbolda defans oyuncularına karşı top sürmek
Hareketli Düzenleyici Koşullar-Çevresel Değişkenlik Var	4A -Hareketli bir arabada oturmak -Farklı hareket paternleri gösteren oyuncuya hayali bir topu pas atmak	4B -Kucakta bebek bir hareketli bir arabada oturmak -Farklı hızlarda top fırlatma makinasından atılan topları yakalamak	4C -Kalabalık bir alışveriş merkezinde dolaşmak -Futbolcunun topsuz defans oyuncularını geçme çalışması	4D - Kalabalık bir alışveriş merkezinde kucakta bebekle dolaşmak - Futbolcunun toplu defans oyuncularını geçme çalışması

Tablo 2.1.'de görüldüğü üzere Gentile tarafından, on altı farklı kategoride motor beceri tanımlaması oluşturulmuştur. Dört çevresel faktör ve dört aksiyon fonksiyonu karakteristiklerinin kompozisyonu ile oluşan sınıflamada amaç, fiziksel aktiviteleri olabildiğince ayrıntılı ve kavraması kolay şekilde sınıflayıp bu sınıflama üzerinden

herhangi bir fiziksel yaralanma sonrası bireyin rehabilitasyonunda bireyin zayıflayan motor becerileri saptamak ve bu doğrultuda bireylere egzersiz yaptırmaktır [43]. Sınıflama, Spor Bilimleri açısından değerlendirildiğinde kazandırılmak veya geliştirilmek istenen motor becerinin, sınıflama üzerinden basitten karmaşığa doğru planlanmış egzersiz programları oluşturmaktır [44].

Gentile'ın sınıflaması üzerinden yapılacak bir egzersiz programı veya motor öğrenme süreci şu şekilde gerçekleştirilebilir. Örneğin, antrenör tarafından atılacak bir tenis topuna sporcu tarafından Forehand tekniği ile vuruş üzerine bir motor öğrenme süreci gerçekleştirilecektir. İlk egzersiz eğitimi, düzenleyici koşulların istasyonel ve çevresel değişkenliğin olmadığı bir şekilde gerçekleştirilir. İlk egzersizde sporcuya aynı noktadan aynı hızda ve aynı yükseklikten, sporcunun aynı postür ve teknikle topu karşılaması için top atılır. Motor öğrenmenin ikinci bölümünde düzenleyici koşullar istasyonel tutulup, çevresel değişkenlik uygulanır. Bu durumda antrenörün top beslemesi farklı noktalardan, faklı yükseklikten ve farklı hızlarda fakat yine aynı noktaya toplar fırlatılarak yapılır fakat sporcu hareketli değildir. Üçüncü egzersizde, düzenleyici koşullar hareketlidir ama çevresel değişkenlik yoktur. Bu durumda antrenör sabit noktadan sabit hız ve yükseklikle top beslerken sporcu hareketlidir. Dördüncü bölümde ise top beslemesi farklı noktalardan farklı noktalara, farklı hız ve yükseklikte yapılırken sporcuda hareketli olmak zorundadır. Bu örnekte motor öğrenme sürecinde antrenör, egzersiz programını planlarken egzersizin sporcudan istediği nöromüsküler performansı basitten karmaşığa doğru olmasını sağlar. Böylece bireylerin erken yaşlarında hareket planlamasının yapılırken psikomotor gelişim süreci dikkate alındığı gibi motor öğrenmede de mevcut nörofizyolojik yapısı dikkate alınmış olur. Beceriler basitten karmaşığa, kaba motor becerilerden ince motor becerilere doğru açığa çıkmasını göz önüne almış olur [45].



Şekil 2.2. Gentile'ın beceri sınıflaması ve hareketin kompleksliği [46]

2.6. Gentile'ın Motor Beceri Sınıflamasının Kullanımı

Gentile'ın tasarladığı sınıflama özellikle motor öğrenme süreci için bir harita niteliğindedir. Şekil 2.2'de görüldüğü üzere fiziksel aktivitenin yapıldığı çevreninin değişkenliği artıkça ve de aksiyon fonksiyonu zorlaştıkça, hareketin kompleksliliği yani bireyin nöromüsküler aktivitelerindeki yoğunluk artmaktadır. Motor öğrenme sürecinde kazandırılacak hareket paternleri veya branşa ait teknikler kolaydan zora doğru planlanabilir. Bu da öğrencinin fiziksel adaptasyon sürecini kolaylaştırır ve yanlış motor öğrenme planlamasının getireceği fiziksel ve psikolojik stresten korumuş olur [47].

Sporda ise motor becerilerin geliştirilmesinde, ilerlemenin değerlendirilmesi ya da herhangi bir performans eksikliğini tespit etmede kullanılabilir. Örneğin, duran topa güçlü bir şekilde vuran futbolcuda meydana gelen postüral bozunumlar tespit edildiğinde, Gentile'ın sınıflaması üzerinden çevre değişkenin yok olması (topun ve kalenin sabit olması), sporcunun hareketli olması ve bir objenin manipülasyonu gibi karakteristikleri sporcunun tespit edilen motor beceri zayıflığını geliştirmek için bu karakteristikler üzerinden egzersizler tasarlanabilir [48].

2.7. Motor Performansın Ölçümü

Performans ölçümü yaygın olarak sportif alanda bir kullanılan bir kavramdır. Sporun özü gereği, mücadelenin olduğu bir oyunlara sahip olduğu için sporcular, rakiplerine üstünlük sağlamak için motor becerilerini üst seviyede tutmak zorundadır. Bu açıdan bakıldığında mücadelenin galibinin, oyun sürecinde daha iyi bir performans ortaya koyduğu sonucu çıkartılabilir. Performans bir sonuç olarak düşünüldüğünde, iyi bir performansın arkasında sporcuya uygulanan antrenman yöntemleri, sporcunun psikolojik durumu veya maruz kaldığı çevresel veya sosyolojik faktörler gibi pek çok bileşen vardır [32].

Performansı etkileyen faktörlerden antrenman yöntemleri, sporcuların iyi bir performans göstermeleri için sportif oyunların oluşturacağı fiziksel strese, sporcuları hazır hale getirmek amacı taşırlar. Tasarlanan antrenman programlarının kapsamını oluşturmak için sezon başlamadan yapılan hazırlık sürecinde sporcuların motor becerileri test edilir ve sonuçlar doğrultusunda eksiklikleri giderecek egzersizler ile antrenman kapsamı şekillendirilir [49]. Bunun dışında branşlara özgü hareket paternlerini de performans bağlamında değerlendirilir. Örneğin, tenis branşında backhand vuruşu

yapan sporcunun vuruş performansı biyomekanik açıdan (kinematik ve kinetik) değerlendirilebilir [50].



Resim 2.2. Tek el backhand vuruşunun evreleri [51]

Motor beceriler bağlamında performans, iki kategori üzerinden değerlendirilir. Bunlardan biri performans çıktı ölçümü ki bu kategoride herhangi bir fiziksel aktivitenin ya da motor becerinin çıktısı ölçülmektedir [52]. Örneğin, bir sporcunun 100 metrelik mesafeyi ne kadar sürede koştuğu ya da bir bireyin 100 metreyi ne kadar sürede yürüdüğü performans çıktısı üzerinden bir ölçümdür. Yalnız burada dikkat edilmesi gereken, ölçümün performansın getirisi hakkında bir fikir vermesine karşın sporcunun ya da bireyin bu beceriyi yerine getirirken vücudunun biyomekanik tavrı açısından bir veri vermemesidir. İkinci kategori ise performans üretim ölçümüdür. Performans üretim ölçümlerinde, performansı ortaya çıkaran faktörler üzerine bir değerlendirme mevcuttur [53]. Örneğin sporcu koşarken sürati yani adım alma frekansı ne kadardır veya adım boyu ne kadardır gibi benzeri faktörlerin ölçümü söz konusudur.

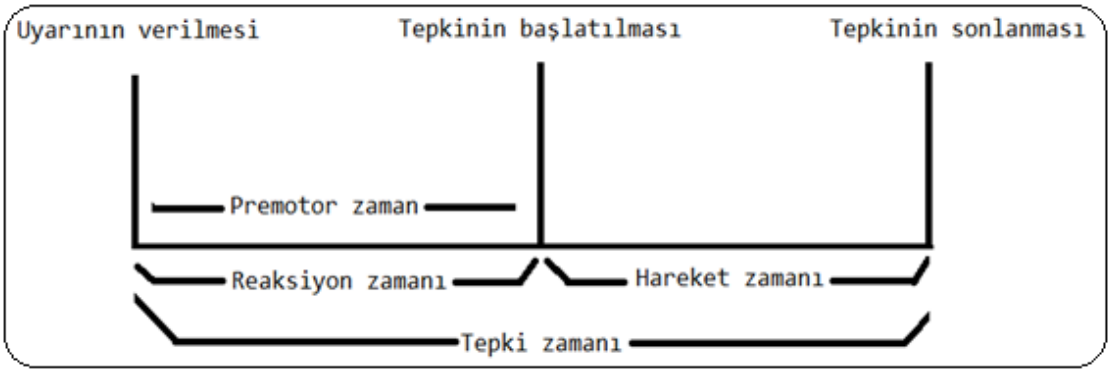
Tablo 2.2. Performans ölçümünün iki kategorisi [46]

Kategori	Ölçüm Örnekleri	Performans Örnekleri
Performans Çıktı Ölçümleri	Bir aksiyonu tamamlama süresi	Belirli bir mesafeyi koşma Bir aktiviteyi bitirme
	Reaksiyon zamanı	Uyarı ile hareketi geçip istenilen hareketi açığa çıkarma
	Hata yüzdesi	Atılan toplarda hedefi bulmayanların toplam atışa oranı
	Aktivitedeki hata sayısı	Dart oyununda hedefi bulmayan atışların sayısı
	Mesafe ölçümü	Dikey sıçramada sıçrama yüksekliği
	Görevi tamamlamak için yapılan başarılı girişimlerin sayısı	Penaltı vuruşlarında topun kaleye girme sayısı
	Yer değiştirme	Adım uzunluğu
	Hız	Koşu sırasında eklem hareketinin sürati
	İvmelenme	Eklem hareketinin süratinin sürekli artımı
Performans Üretim Ölçümleri	Eklem açısı	Beyzbol topuna vururken üst ekstremite eklemlerinin açısı
	Eklem torku	Dikey sıçrama sırasında diz ekleminin oluşturduğu kuvvet
	EMG (Elektromiyografi)	Harketin açığa çıkması öncesi kas motor nokta ateşlenmesi
	EEG (Elektroenselografi)	Beyin korteksinde hareket başlatan nöral aktivasyon

2.7.1. Reaksiyon ve tepki zamanı

Reaksiyon zamanı, performans çıktı ölçümlerinin bir bileşenidir. Bireyin herhangi bir hareketi açığa çıkarmaya başlamasını haber veren bir uyarıyı algılaması ile hareketi açığa çıkarmak üzere kassal kontraksiyonun başlama anı arasındaki süredir. Bireyi harekete geçiren uyarı, herhangi bir ses, ışık, dokunuş, görüntü veya sözsel bir ifade olabilir. Uyarıların insan vücudunda harekete geçirdiği sistem Somatosensöryal Sistemdir (duyusal sistem) ve Somatosensöryal Sistemin oluşturduğu veriler ise kendisini kapsayan Sensörimotor Sistemi harekete geçirir. Şekil 2.3.'de görüldüğü üzere

uyarının algılanma anı ile merkezi sinir sistemin kassal tepki oluşturmak üzere alfa motor nöronların kaslar üzerindeki motor nöronları uyardığı ana kadar geçen süre reaksiyon zamanı olarak tanımlanır. Kassal kontraksiyon ile hareketin ortaya çıkıp istenilen aksiyonun oluşması süresi ise hareket zamanı olarak tanımlanır. Hareket zamanı ile reaksiyon zamanı toplamı ise tepki zamanı olarak tanımlanır [54].



Şekil 2.3. Tepki zamanın evreleri [46]

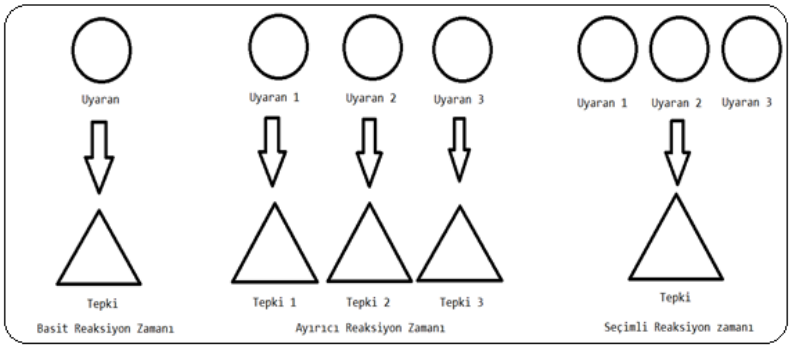
Reaksiyon zamanın ölçülmesi için gerekli olan malzemelerden biri Elektromyografidir (EMG). Şekil 2.3.'de görülen tepkinin başlatılması olarak tanımlanan bölüm, hedef kasta aksiyon potansiyelinin meydana gelmesidir [55]. Böylelikle uyarıya karşı bir aksiyon başlatılmış olur. Tepkinin sonlanmasının ölçümü için ise ayrıca hareketin tetiklediği bir elektronik devre kullanılır. İhtiyaç duyulan cihazlardan dolayı tepki süresi ölçümü çoğunlukla laboratuvar ortamlarında yapılan ölçümlerdir [56].

Reaksiyon zamanında, EMG kullanılmasının amacı uyarının algılanması ile kas aktivasyonunun başlangıcı arasındaki sürenin ölçümünün belirlenmesidir. Uyarının verilmesi ve tepkinin başlatılması arasındaki zamanın diğer adı premotor (hareket öncesi) zaman olarak tanımlanır. Tepkinin kas düzeyinde başlatılması ile gözlemlenir hareketin başlaması veya istenen hareketin açığa çıkması arasındaki zamana da motor zamanı denir. Premotor zaman aynı zamanda bir ön hazırlık olarak da nitelendirilebilir. Bu ön hazırlık sürecinde duyusal algılamanın yanında kognitif (bilişsel) bir algılama ve karar verme durumu da söz konusu olabilir. Karar sonrası motor merkezlerin aktivasyonu ve merkezi siniri sistemi içinde verinin ilgili merkezlere iletilmesi çok kısa bir sürede olmalıdır. Bu durum reaksiyon zamanı ölçümlerinde kompleks becerilerin

(bilişsel mekanizmaların devreye girdiği beceriler) değerlendirilmesinin daha kapsamlı bir çalışma gerektirdiğini hatırlatmaktadır [57].

2.7.2. Reaksiyon zamanı türleri

Reaksiyon zamanı veya tepki süresi ölçülürken kullanılan uyarıcı tasarımı, ölçümlerin türlerini oluşturur. Ortada tek bir uyaran varsa ve istenilen tepki tek bir hareket ise (aksiyon) bu ölçüm basit bir reaksiyon zaman ölçümüdür. Ölçümde ikiden fazla uyaran var ve bu uyaranlardan her birine karşı bireyden farklı bir tepki oluşturması isteniyorsa bu seçimli reaksiyon zaman ölçümüdür. Son olarak pek çok uyaran olmasına rağmen sadece seçili bir uyarana tepki verilmesi isteniyorsa bu durumda ölçüm, ayırıcı reaksiyon zamanı ölçümüdür. Bireyler, günlük yaşam aktivitelerinden tutun sportif alanlara kadar hayatın her boyutunda uyaran-tepki fonksiyonunu yerine getirmektedir. Örneğin, bir kısa mesafe koşucusunun silah sesine karşı hızlı bir tepki verip koşmaya başlaması, trafikte otomobil kullanıcıların trafik ışıklarına göre motor tepkiler oluşturması veya yine trafikte aniden duran bir otomobilin arkasında seyreden bir sürücünün frene basarak tepki oluşturması gibi olguları reaksiyon zamanı kavramı bağlamında değerlendirebilir [40].

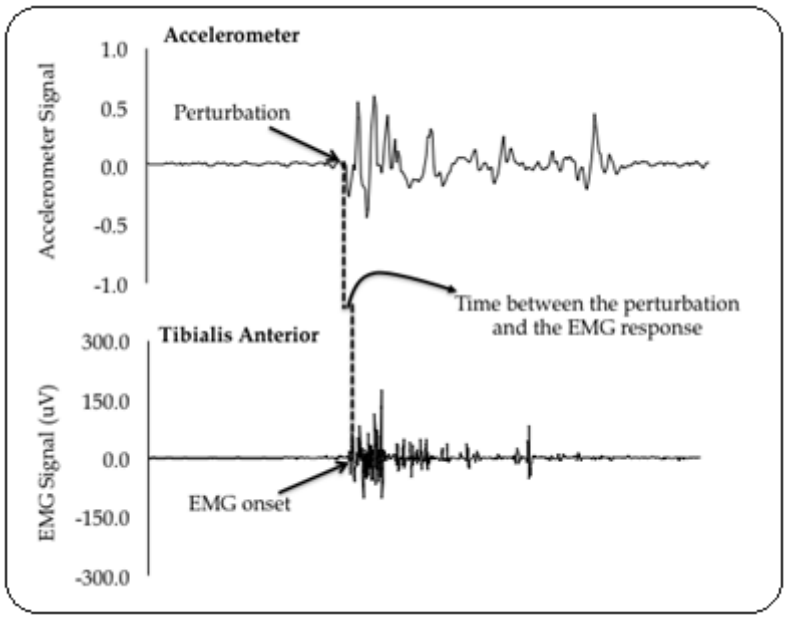


Şekil 2.4. Reaksiyon zamanı ölçüm türleri [46]

2.7.3. Reaksiyon zaman ölçümünün kullanımı

Reaksiyon zamanı ölçümleri bireylerin herhangi bir uyaran ne kadar hızlı bir şekilde bir tepki verdiklerini ölçer. Bu konuda tasarlanan tüm çalışmaların özünde Sensoriomotor Sistemin etkinliğini test etmek bulunmaktadır. Aynı zamanda egzersiz olarak

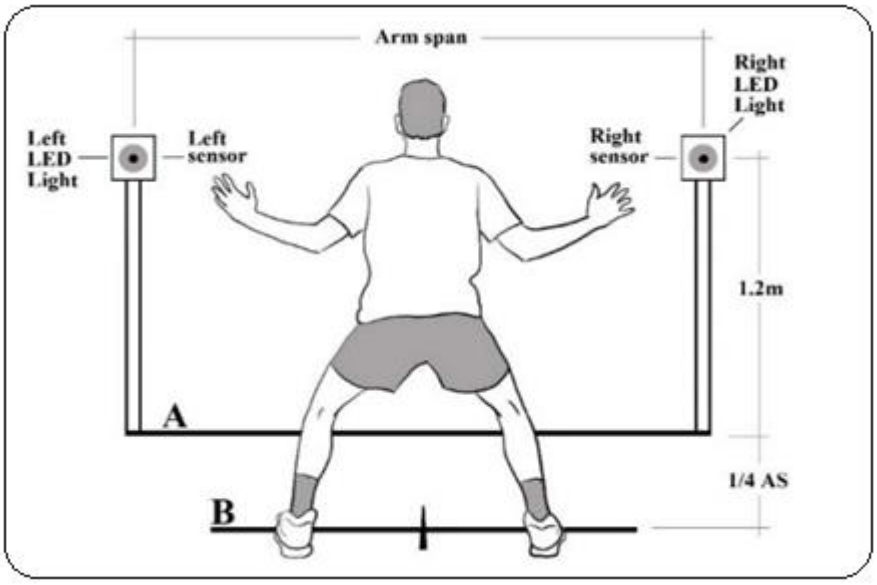
uygulandığında bireylerin motor becerilerini geliştirmek, daha reaktif bir motor kontrol düzeyine erişmeleri için kullanılır.



Şekil 2.5. EMG kullanılarak yapılan reaksiyon zaman ölçümü [58]

Reaksiyon zamanı sürecinin, uyarının algılanması ile ilgili kasta aksiyon potansiyeli oluşması arasındaki sürecin ölçümü olduğu için EMG kullanılmak zorunda ve kastaki elektriksel aktiviteler bu yolla monitörize edilmektedir. Bir çalışmadan alınan kesit olan Şekil 2.5.'de gösterilen grafikte, uyarı olarak zeminin stabilitesinin bozulması ve reaksiyon olarak ise Tibialis Anterior kasında oluşan kontraksiyon belirlenmiştir. Uyaranın ortaya çıkışı ile kasta oluşan elektriksel aktiviteler arası zaman, reaksiyon zamanı olarak kaydedilmiştir. Bu şekilde bir ölçüm, elbette egzersiz düzeyinden daha çok bilimsel bir çalışmanın ürünüdür. Sportif alanda daha pratik uygulamalar, reaksiyon sonrası oluşan eklem hareketi üzerinden yani tepki süresi üzerinden tasarlanır. Şekil 2.6.'da bir bireyden uyaran sonrası eliyle bu uyarını sonlandırması istenmiştir. Uyaran ile uyaranın sonlandırmasını sağlayacak eklem hareketleri arasında geçen süre tepki süresi olarak kaydedilir. Bu noktada reaksiyon zamanı olan kasın, hareketi başlatmasının ötesinde kasın istenilen hareketi tamamlaması testin ortaya çıkardığı bir nöromüsküler fonksiyondur. Bu tür ölçüm tasarımlarında EMG kullanılmadığı için test içeriği daha az maliyetli ve daha pratik bir hal almaktadır. Sonuç olarak hem reaksiyon

zamanı hem de tepki süresi testlerinde bireyin bir uyarana ne kadar hızlı motor tepki verdiği ölçülmektedir.



Şekil 2.6. Tepki zamanını ölçmek için tasarlanmış bir çalışmadan kesit [59]

2.8. Motor Kontrolde Propriyosepsiyon

Herhangi bir motor tepkinin açığa çıkarılmasında, Propriyosepsiyon ve Vizuel (Görsel) Sistem her daim aktif olarak kullanılan duyusal sistemlerdir. Örneğin, herhangi bir obje el ile alınıp yeri değiştirileceği zaman ilk önce, objenin konumu görsel olarak algılanır ve daha sonra el ile kavranır. Kavrama sırasında objeye ne kadar kavrama kuvveti uygulanacağı ve de objeyi yerinden kaldırmak için ne kadar kuvvet uygulanacağı Propriyoseptif Sistemin nesneyle ilgili duyumlamalarından elde edilen veriler üzerinden belirlenir. Sportif bir branş olan tenis Forehand vuruşunda, vuruş gerçekleşmeden önce topun uzaysal konumu algılanır ve hareket süreci hesaplanır. Daha sonra vücudun uzaysal konumu üzerinden hareket paterni oluşturularak vuruş gerçekleştirilir. Motor kontrol sırasında Propriyosepsiyon ve Vizuel Sistem, duyusal bilginin iki önemli kaynağı olarak kabul edilir.

Propriyoseptif sistem, vücudun tüm pozisyonu hakkında her an Merkezi Sinir Sistemine (MSS) veri gönderir. Araştırmacılar Propriyoseptif Sistemin, bireylerin motor kontrolündeki rolünü açık olarak belirlemek için derinlemesine çalışmalar yapmaktadır.

Bu çalışmalar iki yöntem üzerinden yürütülmektedir. Birincisi Propriyoseptif Sistemin etkinliğinin paralize edilerek geçici bir fonksiyon kaybı oluşturulması ve böylece motor kontrolün bu süreçte nasıl etkilendiğini gözlemlemek. Bunu yaparken, cerrahi müdahalelerle sistem üzerinde defekt (hasar) oluşturulur ve sistemin fonksiyon kaybı ile birlikte motor kontrolün nasıl etkilendiği gözlenir. İkinci yöntem ise sistem üzerinde yoğun uyarılarla stres oluşturmak ve bu stresin etkisini hareketler sırasında gözlemektir.

Sporcular, vücudun anatomik bütünlüğü bozan spor yaralanmaları sonrası cerrahi müdahalelere maruz kalmaktadır. Özellikle bağ yaralanmalarının görüldüğü spor yaralanmalarında yırtık gibi anatomik yapının zarar görmesi sonucu bağların içeriğinde bulunan propriyoseptif reseptörlerdeki kayıp eklem stabilitesinde zayıflıklar ile kas kuvveti inhibisyonları meydana getirmekte ve sonuç olarak motor kontrol kapasitesinde azalma meydana gelmektedir [60 , 62]. Bahsi geçen ilk yöntem olarak kabul edilen cerrahi müdahaleler sonrası sporcular, kaybettikleri motor kontrol becerilerini kazanmak için yoğun bir rehabilitasyon sürecini tamamlamak zorundadırlar [63].

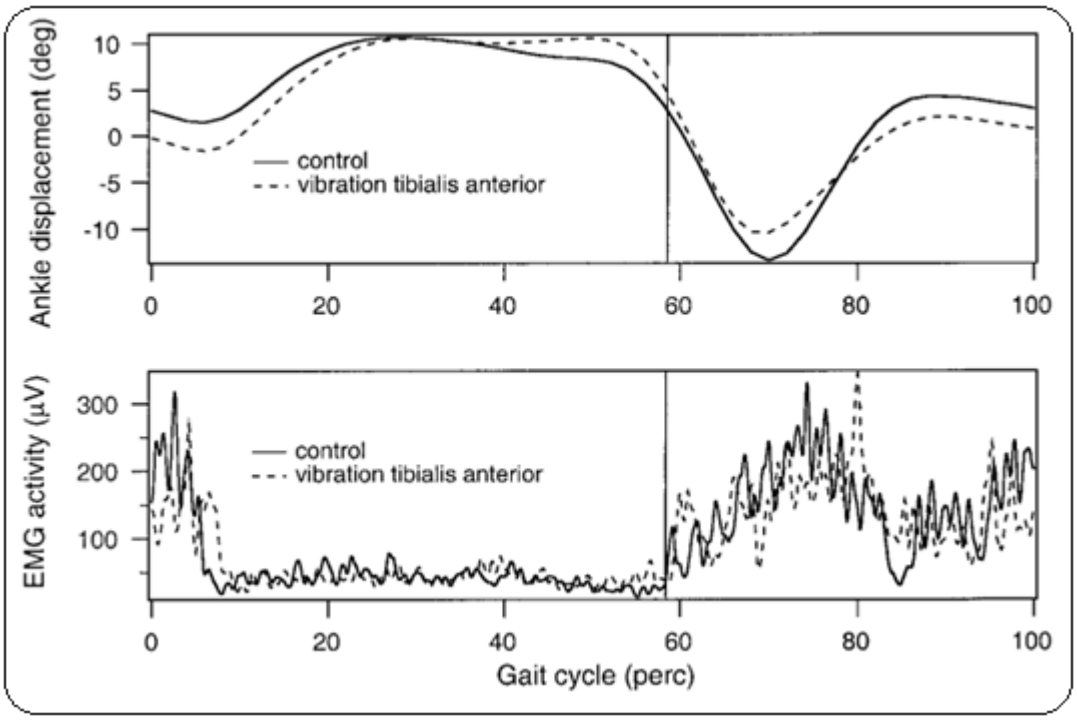
Cerrahi müdahalelerin motor kontrolü nasıl etkilediğine yönelik yapılan hayvan çalışmalarında, yapılan uygulamanın ismi, cerrahi deafferentasyondur. Burada yapılan işlem, proprioseptif reseptörlerden gelen verileri taşıyan sinir yollarının kesilmesidir. Taub ve ve Berman'ın (1963) , Knapp ve arkadaşlarının (1963) yaptığı çalışmaların konusu, maymunlarda deafferentasyon sonrası fiziksel performansın değerlendirilmesiydi [64, 65]. Çalışmaların sonucunda araştırmacılar, uygulama sonrası maymunların motor becerilerinde herhangi bir zayıflık gözlemlemedi. Burada ortaya çıkan soru, bunca duyusal verinin ortadan kaldırılmasının, motor kontrolü neden zayıflatmadığıydı. Bizzi ve Polit (1978, 1979) aynı işlemi yeni kazanılan bir hareket paterni gözlemleme üzerinden yaptılar. Maymunları, bir ışıklı uyaran sonrası kollarını kaldırarak ışığı elleriyle işaret etmeleri üzerine koşullandırdılar. Daha sonra cerrahi müdahale ile deafferentasyona uğrayan maymunları koşullandırdıkları hareket üzerinden tekrar değerlendirdiklerinde, hareketleri daha önce öğrendikleri şekilde yapamadıklarını gördüler [66, 67]. Buradan motor hafıza kavramı ortaya konulmuş oldu. Uzun süre boyunca pekiştirilmiş hareket paternleri duyusal verilerin dışında da ortaya konulabiliyor hatta otomatikleşiyordu.

Bu araştırmadaki bulgular, Romatoid Artritli (RA) hastalarla yapılan çalışmalarla da uyum gösterdi. Bilindiği üzere RA'li hastaların, hastalığın ileri dönemlerinde eklem replasmanları (eklem yüzeyinin kesilerek yerine metal bir eklem yüzeyi yerleştirme) ile

bozulan eklemleri yenilenmektedir. Araştırmacılar, eklem yüzeylerindeki kıkırdak dukudaki kaybın propriyoseptif kayıplara neden olacağı ve sonuçta; motor kontrol becerilerini zayıflatacağını düşünmüşler. Yapılan çalışmalarda günlük, rutin fiziksel aktivitelerde replase edilen eklemin fonksiyonlarının normal olduğunu ama spesifik ya da yeni deneyimlenmiş hareket paternlerinde motor kontrolde zayıflıklar olduğunu gözlemlenmiştir [68, 69].

Eklem yüzeylerinin zamanla dejenerasyonu da tıpkı bağ yaralanmalarında olduğu gibi proprioseptif reseptörlerin kaybına sebep olur. Bu Afferent Sistemdeki (duyusal verileri üst merkezlere taşıyan sinir yolları) kayıp, tüm segmentin (hareketli parça) stabilitesini doğrudan etkilemektedir. Özellikle eklem yüzeyi yaralanmaları veya Osteoartrit gibi eklem kireçlenmesi durumlarında bireylerin etkilenen eklemi kontrol eden kaslarının alfa motor nörönlarında inhibisyon meydana geldiğini, bu durumun kaslarda zamanla atrofi meydana getirdiği bulgulanmıştır [70].

İkinci yöntem olarak, Affarent Sistem üzerinde stres yaratacak uyarımlar oluşturarak Proprioseptif Sistemin motor kontrol üzerine etkisini incelemektir. Tendon vibrasyon tekniğinde birey tarafından hareket açığa çıkarılırken, tendon üzerine ilave olarak mekanik vibrasyon uygulanır. Bu teknikte amaç Propriyoseptif Sisteme doğal olmayan uyarımlar eklemektir. Verschueren ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada (2002), Tibialis Anterior kası tendonu üzerine uygulanan mekanik vibrasyonun yürüme döngüsünü nasıl etkileyeceği gözlemlenmiş. Şekil 2.7.'de görüldüğü üzere tendon üzerinde yapılan yoğun propriyoseptif uyarım, yürüme sırasında kasın normal kinematik paterninde sapma meydana getirmiş. Bunun sebebi ise kasın tendonunda meydana gelen uyarıların kasın EMG aktivitesini değiştirmesidir [71].



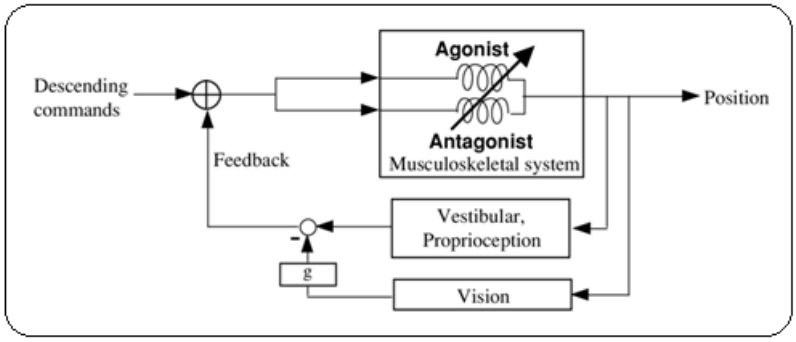
Şekil 2.7. Tibialis Anterior kasına yapılan vibrasyon tekniğinin yürüme sırasında meydana getirdiği kinematik ve EMG aktivite farklılıkları [71]

Verschueren ve arkadaşlarının (1999) üst ekstremite kaslarından orta Deltoid Ve Biceps Brachii kaslarının tendonuna yaptığı vibrasyon tekniğinde de aynı şekilde motor kontrol üzerinde vibrasyonun meydana getirdiği stresin omuz ekleminde kinematik değişiklik meydana getirdiği ve motor kontrolün bu durumdan etkilendiği bulgulanmıştır [72].

2.9. Postüral Stabilite ve Görsel Algılama Sistemi (Vizuel Sistem)

Günlük fiziksel aktivitelerde ve spor alanında bireyler bir amaç üzerine hareket halindedir (Aksiyon- Lokomosyon). Bu fiziksel hareketlerin içeriğinde manipulatif hareketlerde yani fiziksel nesneleri konumlarını etkileyen hareketlerde mevcuttur. Tüm bu aktivitelerin özünde olan kavram postüral kontroldür. Yani tüm hareket paternlerinin gerçekleşmesi sırasında vücudun stabilitesini sağlamak ve böylece eklemler ve omurganın biyomekaniğini korumak söz konusudur [73, 74].

Görsel sistem bu noktada postüral kontrol üzerinde başat bir rol oynamaktadır. Görsel sistemdeki herhangi bir kayıp postüral kontrolde kayıplar meydana getirmektedir [75, 76]. Görsel sistemin postüral kontrol üzerinde etkisi üzerine yeterince çalışma literatürde mevcuttur. Özellikle düşük görsel algıya sahip bireylerin çevreye ait verileri daha eksik alması dolayından dolayı diğer duyusal sistemlere olan ihtiyacı artmaktadır. Bu durumda bireylerin postüral kontrol için kullandıkları Proprioseptif ve Vestibular Sistemler daha da önem kazanmaktadır [77, 78]. Çalışmalardan elde edilen veriler doğrultusunda görsel algılamanın bütün duyusal sistem içerisindeki aktif rolünün ortalama %80 olduğunu göstermektedir. Başka bir ifadeyle; postüral kontrolün sağlanmasında ve hareket paternlerinin oluşturulmasında Görsel Sistem verileri yoğun ve aktif olarak kullanılmaktadır [79].



Şekil 2.8. Görsel sistemin postüral kontroldeki rolü [80]

2.10. Motor Kontrol Teorilerine Genel Bir Bakış

Bir hareketin açığa çıkarılması oldukça kompleks bir süreç içermektedir. Bu bağlamda motor kontrol üzerine çalışmalar yapmak için fizyoloji, kinezyoloji, psikoloji, biyomekanik ve nöroloji gibi pek çok disiplinin bir arada kullanılması gerekmektedir. Bununla birlikte motor kontrolün nasıl gerçekleştiğine dair veya motor kontrolün nasıl kazanıldığına dair pek çok yaklaşımlar ortaya konulmuştur. Bu yaklaşımlar günümüzde hala teori vasfını korumakla birlikte, tartışmaya açık bir pozisyonda durmaktadır.

Motor kontrol teorilerinin kuramsal ağırlığı bazı terimler oluşturmuştur. Bunlar; refleks hareketler, otomatik-adaptif hareketler, irade altında yapılan istemli hareketler, etkin performans, koordinatif hareketler ve hedef odaklı hareketler gibi kavramlardır. Motor

kontrol teorilerini anlamak için bu kavramların motor kontrol süreci içindeki rollerini kavramak ve aralarındaki ilişkiyi doğru bir şekilde tanımlamak gerekir [81].

Tablo 2.3. Motor kontrol teorileri [82]

Motor Kontrol Teorileri	Yazarlar	Tarih	Kuramsal Temel	Sahada Kullanım
Refleks Teorisi	Sherrington	1906	-Hareket uyarı ve tepki döngüleri ile kontrol edilir. -Refleksler tepkilerin kaynağıdır.	-Uyarım üzerinden hareket açığa çıkar. -İstenmeyen refleksler yerine olumluları yerleştir
Dinamik Sistemler Teorisi	Bernstein Turvey Kelso & Tuller Thelen	1967 1977 1984 1987	-Hareket tüm segmentleri kontrol etme sürecidir -Çevresel şartlar hareket kalıplarını biçimlendirir -Tüm kaslar zamanla hareketi iyileştirmek için sinerji geliştirir -Hareketin özünde kassal koordinasyon mevcuttur	-Hareket çevreyle olan etkileşimin bir ürünüdür -Hızlı hareket sinerjileri daha çok açığa çıkarır
Hiyerarşi Teorisi	Adams	1971	-Hareket üst merkezlerin kontrolünde yukardan aşağı bir süreçtir -Kapalı devre kuramınca, hareketleri şekillendiren çevresel koşullardır -Hareket istemli bir şekilde üst merkezlerde başlar, eğer üst merkezler devreden çıkarsa refleksler harekete yön verir	-İlkel refleksleri tanımla -İlkel refleksleri devreden çıkar -Hareketi optimum hızda gerçekleştir -Normal hareket paternlerinin uyar -Pekiştir
Motor Program Teorisi	Schmidt	1976	-Hareketler ortak bir adaptasyonun için ortaya çıkmış hazır motor programlardır -Yeni ve kompleks bir hareket paterni için uzun bir öğrenme süreci gerekir	-Normal olmayan hareket paternlerini düzelt -Bireye yanlışlarını farkettri ve doğru olanı göster -Doğru hareket paternini pekiştir -İzole kas eğitimi yok
Ekolojik Teori	Gibson & Pick	2000	-Bireyin motivasyonu, çevre koşulları ve öğrenme süreci motor öğrenmenin temel bileşenleridir	-Bireysel olarak bakıldığında pek çok doğru hareket paterni ve öğrenme süreci olabilir
Sistemler Modeli	Shumway-Cook	2007	-Hedef özellikli hareketler öğrenme için idealdir -Çevre koşulları öğrenmeyi tetikler ve biçimlendirir -Fonksiyonel hareketler için sinerjik katılımlar oluşturulmalıdır	-Fonksiyonel hareketleri tanımla -Pekiştirmek için tekrarla -Çevresel koşulları değiştirip tekrarla

Aynı zamanda motor kontrol ve öğrenmeyi kavramak, tasarlanacak egzersizlerin teorik temellerini tanımlamak ve bu tasarımları yeterli teorik kuramlarla desteklemek için gereklidir. Tablo 2.3.'de motor kontrol teorileri uygun bir şekilde özetlenmiştir.

2.10. Motor Kontrol ve Öğrenme

Motor kontrol, bireylerin fiziksel aktiviteleri gerçekleştirirken aktiviteler üzerindeki kontrolleri irade gerektirmektedir. Örnek olarak, dikey sıçrama veya koşma sırasında bireyin Kas-iskelet Sistemi üzerinde farkındalık gereken bir kontrolü mevcuttur. Motor öğrenme sürecinde herhangi bir becerinin kazanılması sırasında yapılan çalışmalarda da aynı şekilde yoğun bir farkındalık gerektirmektedir [83]. Bireyin herhangi bir fiziksel aktivite sırasında hareketleri açığa çıkarması, spinal düzeydeki basit refleks paternlerden MSS' deki duyusal verilerin integrasyonuna ve son olarak Periferik Sinir Sistemindeki kas uyarımlarına kadar devam eder [84].

Motor kontrol kavramından bahsedildiğinde tüm nöromüsküler süreçler, bireyin farkındalığı kapsamında gerçekleştirilmektedir. Yeni bir hareket paterni öğrenilirken paternler (eklem hareket dizileri) devamlı tekrar edilir ve bu sırada MSS yoğun bir duyusal veri akışına maruz kalır. Tüm bu veriler üzerinden MSS hareket sırasında meydana gelen hataları düzeltmeye ve bireyi rehabilite etmeye çalışır.

Motor kontrol ve öğrenme süreci şu şekilde işlemektedir [85].

-Tamamlanması gereken görev açıkça tanımlanır. Vücut çevreden duyusal veri toplar. Bu veriler doğrultusunda istenilen amacı yerine getirebilmek için bir hareket plan yapar.

-Hareket planı MSS tarafından koordine edilir. Hareketi açığa çıkarmak için Beyin Sapı ve Spinal Kord boyunca veriler motor nöronlara taşınır. Motor nöronlar ateşlenerek ilgili periferik sinirler uyarılarak ilgili kaslar harekete geçirilir.

-Açığa çıkarılan hareket sırasında duyusal veriler çevreden ve vücuttan toplanmaya devam edilir. Tekrar bir hareket planı oluşturulur ve gerekiyorsa açığa çıkarılan hareket bu duyusal veriler üzerinden modifiye edilir. Tüm bu süreçler bir yandan MSS' de bulunan spesifik alanlarda daha sonraki performanslarda kullanılmak üzere depolanır.

Bu veriler ışığında ortaya çıkan sonuç herhangi bir motor becerinin öğrenilmesi veya performansın geliştirilmesi için çok tekrarlı bir pekiştirme süreci ve bu süreçte istenilen hareket paterninin optimuma evrilmesi ve zamanla otomatikleşmesi gerekmektedir. Yeni bir beceri için ise içsel bir nörofizyolojik süreç meydana gelmekte ve zamanla bu

süreç yeni bir motor hafızaya evrilmekte ve kalıcı hale gelmektedir [86]. Motor öğrenmenin de tıpkı motor kontrol kavramı gibi kuramsal bir gelişim süreci mevcuttur. Temel yaklaşım olarak, bir motor beceriyi hangi yöntemler kullanılarak daha kolay bir şeklide öğrenilebilir veya performans hangi yöntemler ile daha etkin bir şekilde geliştirilebilir soruları üzerinden teoriler geliştirilmiştir.

Adams'ın 1971'de ortaya koyduğu Kapalı Döngü Teorisinde, öğrenilecek hareketler için yoğun bir duyusal girdi ortamı meydana getirilir. Hareketler yavaş bir hızda ve her an hata geri bildirimleri ile desteklenerek birey tarafından en uygun düzeyde yapılıncaya kadar tekrar edilir. Yoğun tekrar ile hareket motor hafızaya alınarak performans iyileştirilir [87]. Schmidt'in 1975'te ortaya koyduğu Şema Yönteminde bireylere öğretilecek hareket paternleri oldukça hızlı (balistik) ve bütünsel olarak çalıştırılır. Hareketler parçalara bölünerek çalıştırılmaz. Şema Yönteminin en hassas noktası, bireyin motor öğrenme sırasında içsel algılarının bireyi ne tür hata yaptığına dair bilgilendirmesidir. Motor öğrenme çeşitli koşullar içinde yapılarak farklı duyusal girdilerle pekiştirilir [88]. Newell'in 1991'de ortaya koyduğu Ekolojik Öğrenme Yönteminde çevresel koşulların hareketi oluşturmasından çok çevresel koşullardan gelen uyarıların ayırt edilmesi ve motor öğrenme sürecindeki motor hareketin bireyi zorlaması söz konusudur. Newell, hareketin optimal açığa çıkarılması üzerinden motor öğrenmeyi sınırlamak yerine fonksiyonel hareketin hedeflenen amaç doğrultusunda yapılmasını önceler ve bireyselliğe teorisinde yer açmış olur [89].

Motor öğrenme, yöntemler üzerinden tasarlandığı gibi kendi içinde bazı süreçleri bulunmaktadır. Bu konuda Fitts and Posner'in geliştirdiği model oldukça detaylı ve anlaşılırdır (Tablo 2.4.). Bu arada motor öğrenmeyi etkileyen faktörlerde göz önünde bulundurulmalıdır. Bu faktörlerden sözsel uyarımlar, yeterli tekrarlar, bireyin hazır bulunurluk durumu ve motivasyon, olumlu ya da olumsuz durumların geri bildirimi dikkate alınmalıdır [90].

Tablo 2.4. Motor öğrenme basamakları [91]

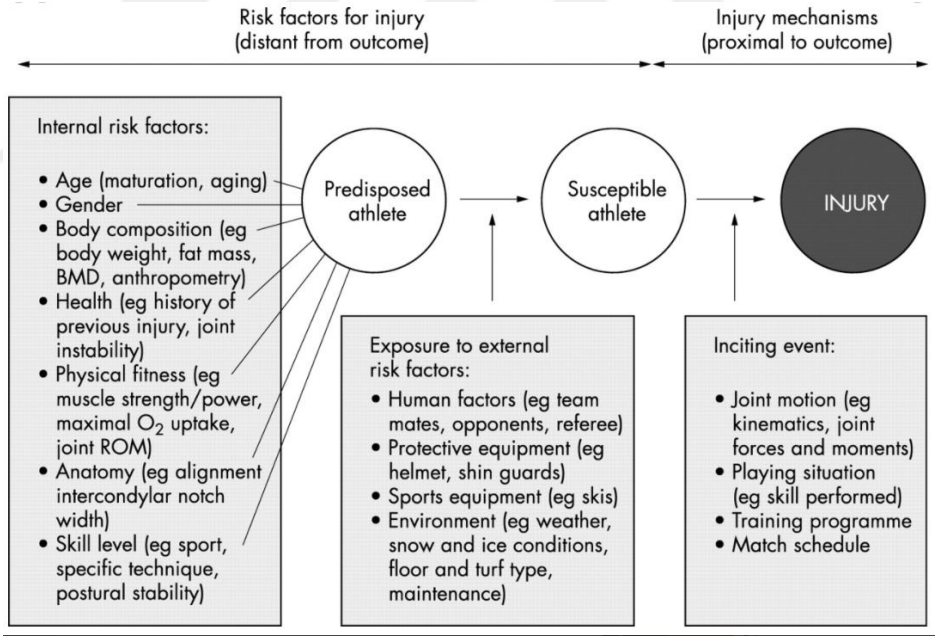
Motor Öğrenme Dönemleri	Karakteristikler	Dikkat Gereksinimi	Aktiviteler	Tanımlama
Bilişsel	Hareketler yavaş bir hızda, akıcılık veya doğruluktan daha çok kavrama önemli. Bilişsel farkındalık oldukça yüksek.	Hareketin kaba profilinin kavranılması için segmentlerin hareketin amacını gerçekleştirmek için nasıl hareket etmesi gerektiğini anlamak	Hareket paternini açık olarak kavrama adına sabit koşullarda tekrar etmek (teknik ve görsel odaklı çalışma)	Erken bilişsel dönemde bilişsel kavrama gerçekleşir. Geç bilişsel dönemde inceliklere odaklanma mevcuttur.
Bağlaşık	Hareketler akıcı ve etkili (amaca yönelik). Daha az dikkat gerektiren.	Hareketin bir bölümü bilişsel farkındalık altında yürütülürken bir kısmı otomatik olarak açığa çıkar	Pratik uygulamalar performansa yöneliktir. Çevresel koşullar çeşitlendirilebilir.	Erken bağlaşık dönemde, hareket temel olarak kavranılmıştır. Geç bağlaşık dönemde tatmin edici seviyede etkilidir.
Otomatikleşme	Hareketler doğru, tutarlı ve etkin. Çok az veya yok derecede bilişsel aktivite gerektirir.	Hareket bütünüyle otomatikleşmiş sadece taktiksel seviyede dikkate ihtiyaç vardır.	Çalışmalar hedef doğrultusunda gerçekleştirilir. Dikkat daha çok hareketin özelliklerini arttırmaya yöneliktir (hız, ivmelenme veya farklı çevresel koşullarda performans)	Erken otomatikleşme döneminde hareketin tüm temel kısımları istenilen seviyededir Geç otomatikleşme döneminde hareketin tüm temel kısımları üst seviyededir

2.11. Motor Kontrol ve Ayak Bileği Yaralanmaları

Motor kontrol, herhangi bir fiziksel aksiyonu gerçekleştirmek için tüm nöromüsküler yapının uyumlu bir şekilde fonksiyon göstermesidir. Bazı aksiyonları gerçekleştirme sırasında daha geniş kas grupları kullanılırken, bazı aksiyonlar için daha ufak ve daha çok kas katılımı sağlanır. Günlük yaşam aktivitelerinin dışında, spor bağlamında motor kontrol kavramı ele alındığında, tüm kas gruplarının katılarak ortaya konulan üst düzey bir nöromüsküler fonksiyondan bahsedilir (performans). Sportif alanda, vücudun sahip olduğu tüm motor beceriler, maksimal eforda kullanılmak zorundadır. Bu durumda

MSS daha aktif çalışacağı, daha çok duyusal verinin işlenmesi gerekeceği ve fiziksel aktiviteye daha çok kas katılımı olacağı için koordinasyon ve postüral kontrol kavramları ön plana çıkmaktadır.

Spor yaralanmaları genelde sportif müsabaka sırasında veya antrenman sürecinde görülen Kas-İskelet Sistemi yaralanmalarıdır. Spor bilimlerinde yapılan çalışmaların bir bölümü, sporcuların performansı arttırmak üzerine tasarlanırken, bir bölümü de spor yaralanmalarını ortaya çıkaran risk faktörlerini tespit etmek ve bunların önlenmesine yönelik stratejiler geliştirmek üzerine kurgulanır. Literatürde belirtilen bazı risk faktörleri; düzenli egzersiz ve de antrenman yapmamak, yetersiz ısınma ve soğuma periyotlarını uygulamamak, temas sporları ile meşgul olmak sayılabilir. Yalnız, spor yaralanmalarının belirtilenlerin aksine pek çok faktörün etkisiyle ortaya çıktığı unutulmamalıdır. Tüm bu faktörlerin sporcuların sağlığını olumsuz olarak etkilemesinin ana sebebi vücudun fizyolojik sistemlerin olumsuz yönde etkilenmesidir.



Şekil 2.9. Spor yaralanmalarına sebep olan faktörler [92]

Şekil 2.9.'da görülen içsel (internal) risk faktörlerine bakıldığında; sporcunun yaşı bir risk faktörü olarak tanımlanmıştır. Vücutta motor kontrolü sağlayan her sistem fizyolojik yaşın ilerlemesiyle birlikte fonksiyonlarında bir azalma ile bu sürece eşlik

eder (aging) [93]. Bu süreçte bireylerin motor kontrol için duyusal sistemlere olan gereksinimleri de artmaktadır [94].

Önceki yaralanmaların meydana getirdiği eklem instabilitesi, kas inhibisyonları veya eklem limitasyonları gibi rezerv semptomlarda (iyileşme sonrası devam eden semptomlar) Somatosensoriyal Sistemin yetersiz duyusal veri geri bildirimi için bir zemin hazırlamaktadır [95].

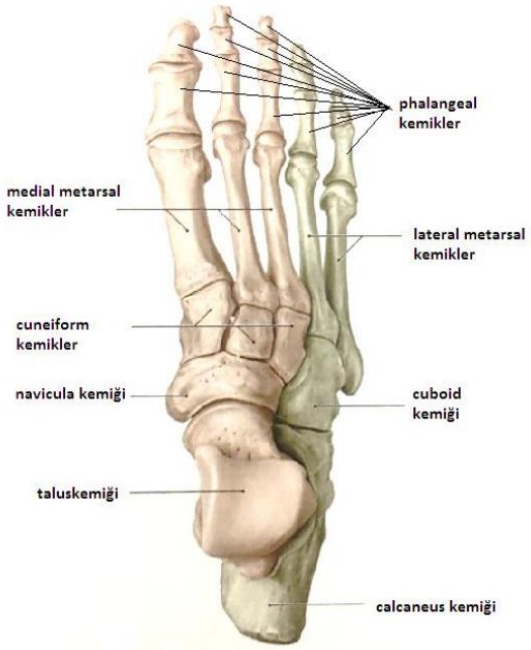
Postüral stabilitede veya denge becerisindeki zayıflık da aynı zamanda bir nöromüsküler fonksiyon kaybı ya da motor kontrol kaybının bir göstergesi olarak görülmektedir. Dışsal faktörlerden olan spor yapılan havanın sıcaklığı veya zeminin dokusu gibi faktörlerde sporcuların duyusal girdileri üzerinde olumsuz etkiler oluşturmaktadır [96, 97].

Sensorimotor Sistemin, tüm bu faktörler doğrultusunda vücudu yaralanmaya karşı korumaya yönelik fizyolojik adaptasyon geliştirmesi için, sporcuların yoğun bir antrenman programı doğrultusunda sportif müsabakalara hazırlanması gerektiği ortaya çıkmaktadır. Bu durumda, antrenman programlarının içeriğinde, mutlaka propriyoseptif sistemin genel adaptasyon teorisi doğrultusunda uygulanan, gerekli fizyolojik adaptasyonları geliştirecek stresin bulunması gerekmektedir [32].

2.11.1. Ayak-ayak bileği segmenti

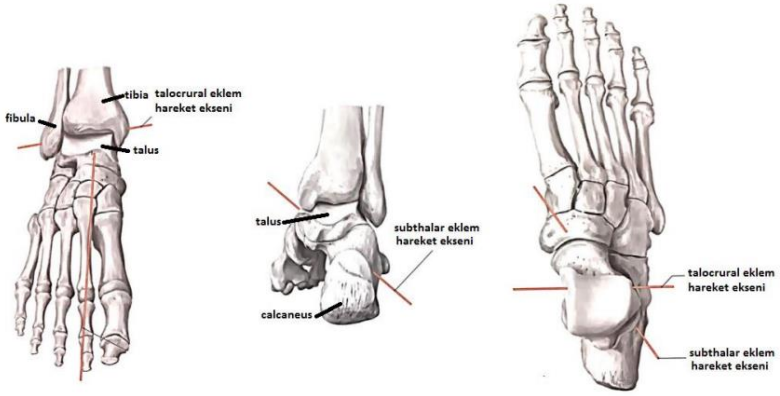
Ayak bileği burkulmaları, sportif alanda en sık görülen yaralanmalardan biridir. Özellikle İnversiyon yaralanmaları olarak adlandırılan ayağın aşırı inversiyonu sonucu ayak bileği yan bağlarında meydana gelen dejenerasyonlar ayak bileği yaralanmaları arasında en sık görülen yaralanma çeşididir. ABS oldukça kompleks bir segmenttir ve yaralanma meyilli bir yapısı vardır. Bunu kavramak için ABS'nin anatomik ve kinezyolojik yapısı hakkında genel kapsamda bilgi edinilmesi gerekir.

Ayak anatomisi arka, orta ve ön ayak olmak üzere 3 farklı fonksiyonel bölüm üzerinden incelenir. Arka ayak bölümü talus, calacaneus, tibia ve fibula kemiklerinde oluşur. Orta ayak navicula, 3 adet cuneiform ve cuboid kemiklerinden oluşurken, ön ayak ise 5 metatarsal ve 14 phalangeal kemikten müteşekkildir. Ön ayakta, 1. metatarsophalangeal eklemin altında 2 adet küçük sesamoid kemik yer almaktadır [98].



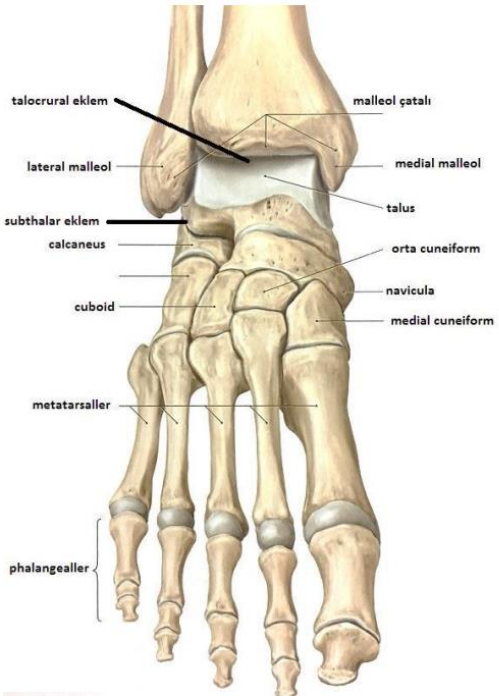
Resim 2.3. Ayağın anatomik yapısı [99]

Ayak kemiklerinin birbirleriyle olan eklemleşmesi şu şekilde olmaktadır. Tbia ve fibula arka ayağın üstünde eklemleşir ve tibiofibular eklem adını alırlar. Talusun süperioposterior (arka üst) yüzeyi tibia ile fibulanın distal eklemin distal (aşağı) yüzeyleri eklemleşerek talocrural eklem adını alır. Talusun distal yüzeyi ise calacaneal kemiğin süperior yüzeyi ile birleşerek subthalar eklem ismini alır. Bu üç eklem arka ayağın fonksiyonel bölümünü oluşturur [100].



Resim 2.4. Arka ayağın eklemleri [99]

Arka ayak ile orta ayak arasında talonavicular, calcaneocuboid eklemler bulunmaktadır. Orta ayakta ise navicula, cuneiformlar ve cuboid arasında eklemlenlenmeler mevcuttur. Ön ayak ile orta ayak arasında 3 cuneiform ile ilk 3 metatarsal ve cuboid ile son 2 metatarsal eklem yapar. Ön ayakta ise metatarsallar ile phalangealler eklemleşirken ve phalangealler ise kendi aralarında eklemlenirler [100].

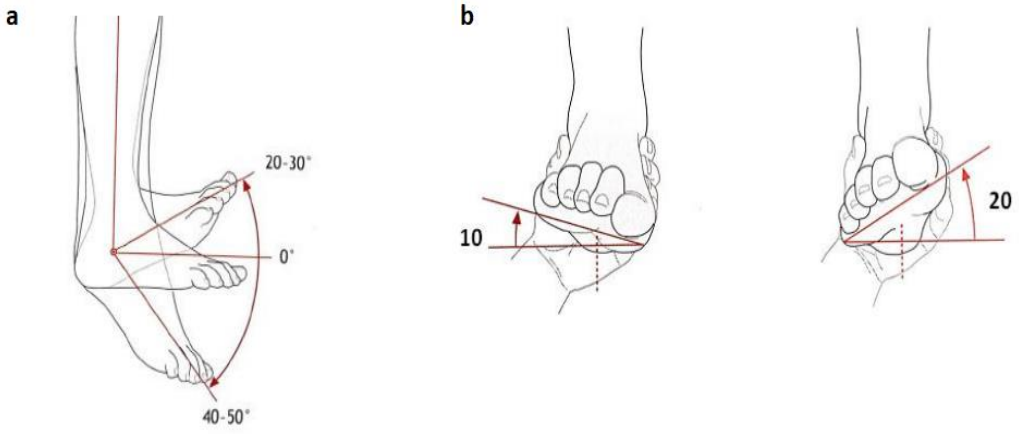


Resim 2.5. Ön ayak ve orta ayak eklemlenmeleri [99]

2.11.2. Ayak-ayak bileği segmentinin osteokinematiği

Ayak bileğinin ortalama 20-30 derecelik bir dorsal fleksiyon ve 40-50 derecelik bir plantar fleksiyon hareket aralığı vardır. Dorsal ve plantar fleksiyon hareketlerinin kaynağı, zıvanalı menteşe tipi eklem olan talocrural eklemdir. Talocrural eklemde, dorsal ve plantar fleksiyon ile 1-2 derecelik abduksiyon ve adduksiyon hareketide mevcuttur ki böylelikle üzerine düşen bir miktar mekanik stresi absorbe etme özelliği kazanır. Subthalar eklem ise 20 derecelik supinasyon ile 40 derecelik pronosyan hareketine aralığına sahiptir. Subthalar eklemin kendine özgü eklem biyomekaniği talocrural eklemin biyomekaniği ile birleşince ABS inversiyon ve eversiyon

hareketlerini ortaya çıkarır. İnversiyon hareketinde ayak dorsal fleksiyon ve supinasyon hareketlerini yaparak rijit (katı) bir yapıya bürünürken, plantar fleksiyonu ve pronasyon hareketleri ile eversiyon yaparak oldukça fleksibil (esnek) bir yapıya bürünür [101]. İnversiyon ve eversiyon hareketleri kapsamına ayağın diğer fonksiyonel bölümlerindeki eklemler de kendilerine özgü hareketler ile eşlik eder. Örneğin, orta ayağı arka ayağa bağlayan talonavicular, calcaneocuboid, orta ayak transver tarsal eklemler ve tarsometatarsal eklemler, plantar fleksiyon hareketi sırasında ekstansiyon yaparak dorsal fleksiyon hareketini desteklerken, subthalar eklemin pronasyonu ile birlikte daha hipermobil (oldukça oynak) bir pozisyon alırlar. Bunun yanında bu eklemler, ayak plantar fleksiyon hareketinde fleksiyonu yapar ve supinasyon hareketinde ise hipomobil (oynamaz) bir pozisyon alarak ayağın fonksiyonel yapısını değiştirirler [102].



Resim 2.6. ABS'nin kinematik profili [99]

2.11.3. Ayak-ayak bileği segmenti kasları ve inervasyonları

Kaslar, hareketten sorumlu oldukları kadar eklemlerin stabilizasyonunu da sağlamaktadır. Kaslar, kinezyolojik yapıları ve anatomik yerleşimleri bakımından sınıflanabilir. Birinci sınıfta; kasların origo insersiyo aralığında birkaç eklem bulunur ve kontraksiyonları ile birden fazla eklemde hareket açığa çıkarabilirler. İkinci sınıfta ise sadece bir eklem bulunur ve kontraksiyonları o eklem üzerinden hareket açığa çıkartır. Ayak bileğini kontrol eden kaslar genel olarak birden fazla eklemi mobilize eden

kaslardır. Dolayısıyla ayak bileği eklemi stabilizasyon konusunda özel olarak değerlendirilir. Ayak bileğinin motor kontrolünü sağlayan kaslar;

-Gastro-soleus kas kompleksi (Femur ve tibia -calcaneus arka tabanı)

- Tibialis anterior kası (Medial cuneiformun tabanı ve 1. metatarsal kemiğin baş kısmının altı)

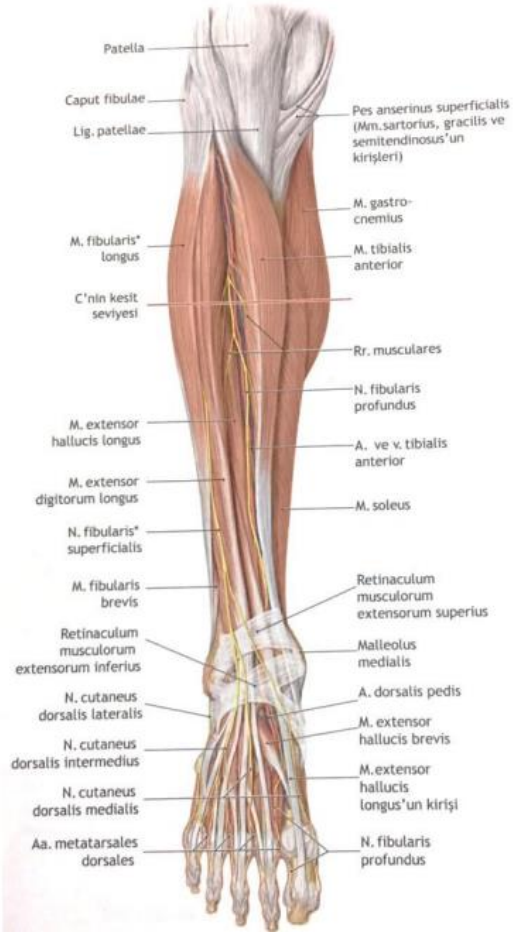
-Tibialis posterior kası (2-3-4. Metatarsal başlarının alt tabanı, 2-3. cuneiform alt tabanı ve cuboid alt tabanı)

-Peronel brevis kası (Fibula başı, 5.metatarsal başı)

-Peroneus longus kası (Fibula başı, cuboid laterali)

-Ekstansor hallucis longus kası (1. Ayak distal phalangeal dorsumuna)

-Ekstansor digitorum longus kası (2-5 Medial, distal phalangeal dorsumuna)



Resim 2.7. ABS'ni kontrol eden bacak kasları (önden görünüşü) [99]

Ayağın kendi yapısı içinde bulunan internal dinamik stabilizasyonu sağlayan intrinsik kaslar (Resim 2.7.);

1. tabaka

-Abductor hallucis kası (Calcaneus, 1.proksimal phalangeal)

- Fleksor digitorum brevis kası (Calcaneus, 2-5. distal phalangealler)

-Abductor digiti minimi kası (Calcaneus, 5.proksimal phalangeal)

2. tabaka

-Lumbricalis kası (Fleksor digitorum longus tendonu 2-5 distal phalangealler)

-Quadratus plantaris kası (Calcaneus inferioru – fleksor digitorum longus tendonu)

3. tabaka

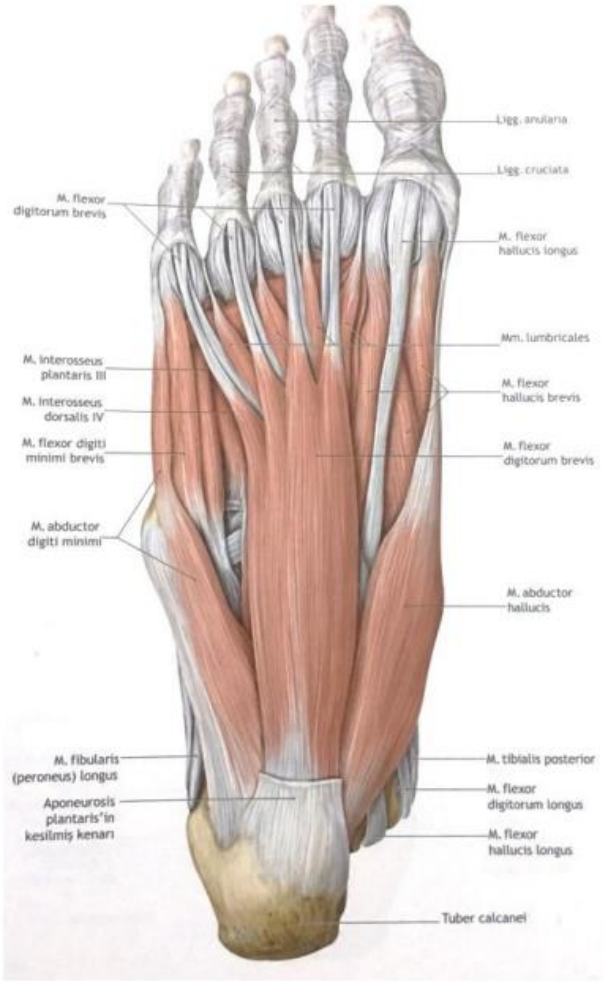
-Adductor hallucis transverse- oblique kasları (1. proksimal phalangeal laterali, 2-3-4 metatarsophalangeal ligament, 2-3-4 metatarsal, lateral 1. proksimal phalangeal)

-Fleksor hallucis brevis kası (1. proksimal phalangeal tabanı – lateral cuneiform, cuboid tabanları)

-Fleksör digiti minimi kası (5. metatarsal medial – 5. proks. phalangeal)

4. tabaka

-Plantar ve dorsal interossei (1-5 metatarsaller - 2-5 proksimal phalangealler)

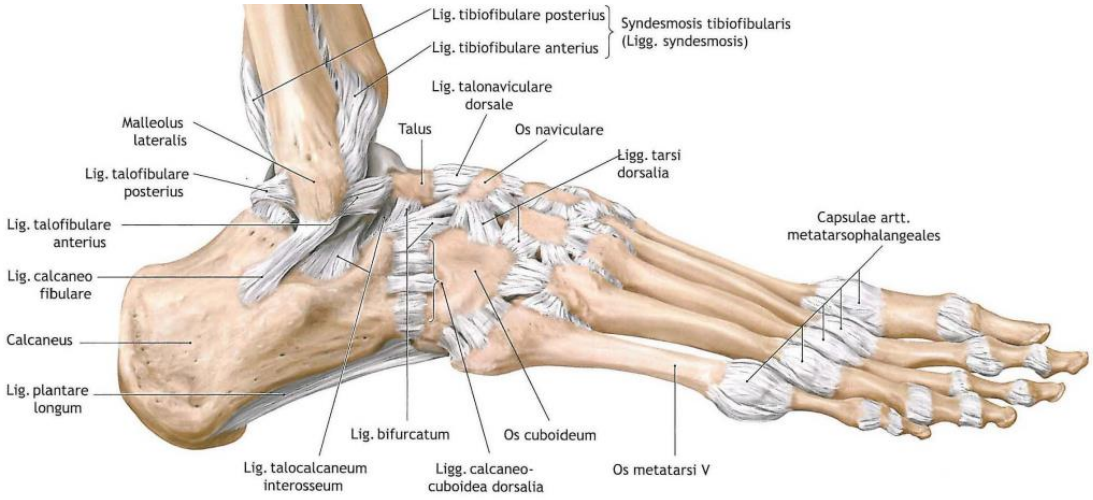


Resim 2.8. Ayak intrinsik kasları plantar görünümü [99]

Siyatik sinirin uzantısı olan tibial sinir, bacakta bulunan kalf kaslarını inerve eder ve ardından distale doğru medial malleolun altından ayağın tabanına yayılarak, ayağın tabanında bulunan tüm kasları inerve eder. Popliteal bölgede siyatik sinirden orjinlenen ortak fibular sinir, fibulanın proksimal başının hemen arkasından yüzeyel ve derin fibular sinir olarak distala doğru seyreder. Yüzeyel fibular sinir bacağın lateral kompartmanında bulunan ayağın primer dinamik stabilizatör ve mobilizatörleri olan peronal kasları ve ayağın dorsumunun anteriorunu inerve eder. Derin fibular sinir bacağın ön bölümünde Tibialis Anterior kasını inerve ederek ayağın 1. ve 2. parmağı arasındaki bölgenin cuteneal inervasyonunu yapar. Femoral sinirin dalı olan saphaneus sinir ayağın medial bölgesinin cuteneal inervasyonundan sorumluyken tibial sinirin dalları olan medial ve plantar sinirler bulundukları tarafların intrinsik kaslarını inerve eder [103].

2.11.4. Ayak bileği ligamentleri

Ayak ve ayak bileği eklemlerinde pek çok ligament bulunmaktadır. Klinik lateral ayak bileği ligamentleri daha çok öne çıkmaktadır. Ayak bileği lateralinde bulunan ligamentler calcaneus ile fibula arasında bulunan Calcaneofibilar Ligament, talus ile fibulayı birbirine bağlayan anterior ve posterior Talofibular ligamentlerdir (Resim 2.9.). Ayak bileğinin medial kısmında ise Ligamentum Deltoiduem bulunur. Tibiocalcaneal, Tibiothalar ve Tibionavicular ligamentlerden oluşan Ligamentum Deltoiduem, bir yaprak gibi ayak bileğinde bulunan talus, calcaneus ve fibulayı güçlü bir şekilde birleştirir.



Resim 2.9. Ayağın lateralindeki ligamentler [99]

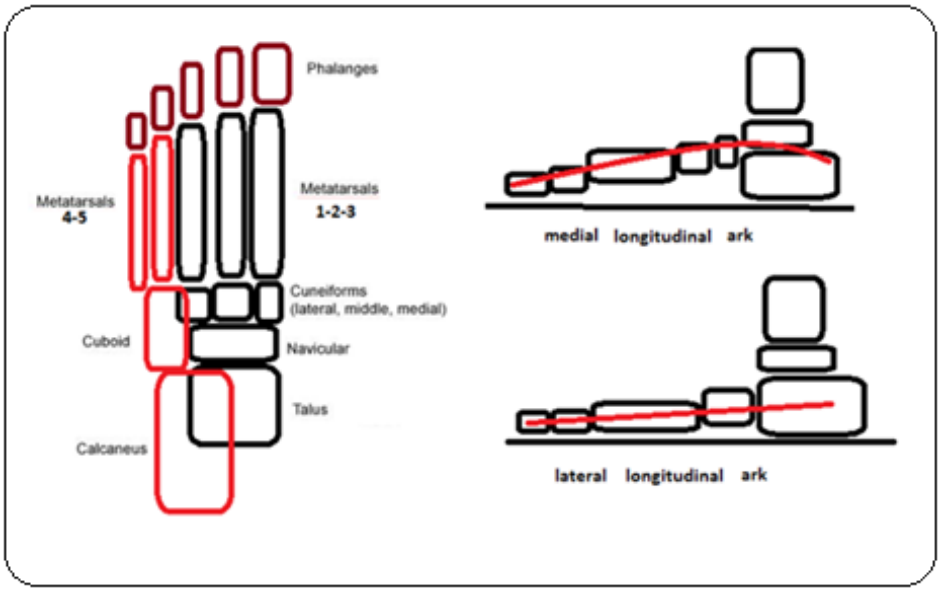
2.11.5. Ayak-ayak bileği segmenti propriyoseptif girdisi

Somatosensöryel Sistem, vücutta bulunan her segmentten duyusal verileri MSS'inin ilgili yapılarına taşır. Böylelikle vücut kendi iç yapısı ve çevresel koşullardan haberdar olur. ABS' nde bulunan her türlü anatomik yapıda bulunan reseptörler, segment üzerindeki stres ve pozisyon hakkında MSS'i bilgilendirir [104]. Bu bilgiler ışığında, bu yapılarda meydana gelecek her türlü dejenerasyon veya anatomik bütünlüğün bozulması duyusal bildirimi zayıflatacak bir durum olarak kabul edilir [105]. Basit burkulmalardan bağ kopmalarına kadar olan tüm ayak bileği yaralanmalarında meydana gelen somatosensoriyal fonksiyon kaybı ayak bileğini kontrol eden kaslar üzerinde, yetersiz duyusal geri bildirim dolayısıyla bir inhibisyon meydana getirmekte ve bu inhibisyon

kaslarda meydana gelen reaksiyon zamanını etkileyerek, ayak bileği motor kontrolünü zayıflatmaktadır (ayak bileği fonksiyonel instabilitesi) [106].

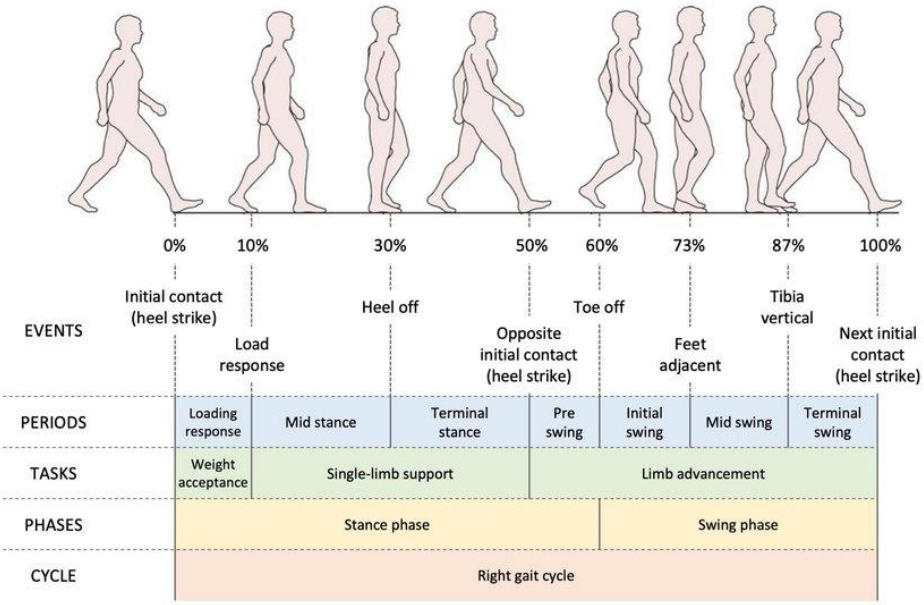
2.11.6. Ayak ark yapıları

Ayak, iki temel fonksiyon üzerinden lokomosyana yardımcıdır. Birincisi sert bir yapı haline gelip kuvvet aktarımını sağlayabilmesi, ikincisi ise esnek bir yapı haline gelip kuvveti absorbe edebilmesidir. Bu fonksiyonları yaparken, kemiklerin kendi aralarında oluşturduğu konfigürasyonları yani arkları kullanır. Subthalar eklem pronasyon yaptığında ayak medialinde bulunan eklemler hareketli ama supinasyon yaparken bu eklemler hareketsiz bir profil alırlar. Hareketli olduklarında ayak, yer ile tam temas halinde bulunurken, hareketsiz olduklarında kısmi bir temas söz konusudur.



Şekil 2.10. Ayak arklarının şematik gösterimi [107]

Şekil 2.11'de yürümenin ilk fazı olan topuk vuruşunda ayak hafif supinasyonda bulunur ve zeminden gelen yer reaksiyon kuvvetini üst segmentlere ileterek, segmentin kaslarını aktive eder. Topuk vuruşundan sonra ayak pronasyona evrilerek, zeminden gelen kuvvetlerin bir kısmını segmentler üzerinde stres meydana getirmesinde diye absorbe eder. Parmak kalkışı sırasında vücudu ileriye taşıyacak kas kuvvetini zemine iletip bir etki-tepki prensibi üzerinde kullanmak için ayak plantar fasciayı gererek tekrar bir supinasyon oluşturur ve rijit bir yapıya dönüşür.



Şekil 2.11. Yürümenin evreleri [108]

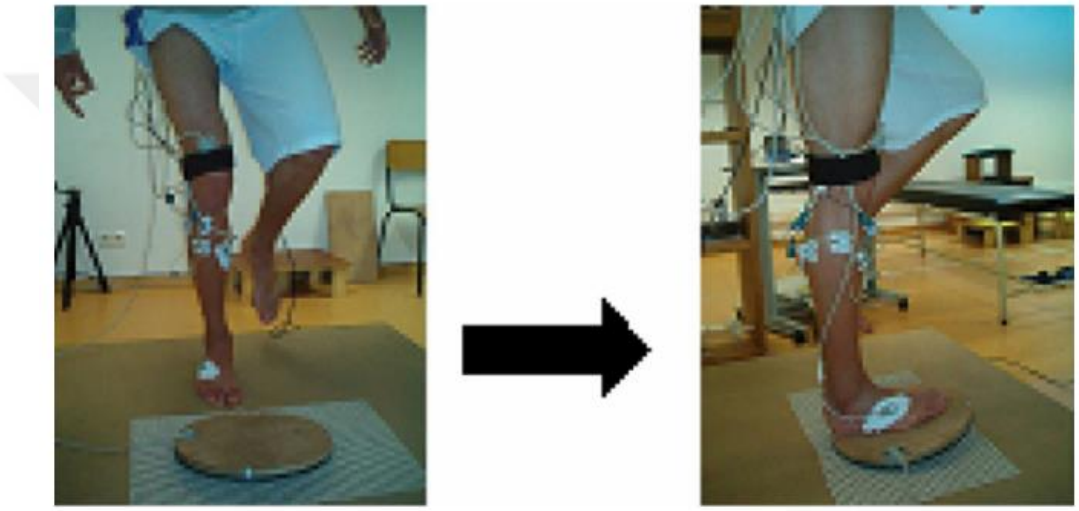
2.11.7. İnversiyon yaralanması patomekaniği ve motor kontrol

Ayak bileği, spor alanında oldukça sık görülen yaralanmayla karşı karşıya kalan eklemlerden birisidir [109]. Her yaralanmada olduğu gibi, ayak bileği yaralanmaları da sporcuları spordan uzak tutarak, sporcuların kariyerlerini ve kulüplerin mali yapılarını olumsuz yönde etkilemektedir. Bu durum, spor bilimlerinde spor yaralanmalarının oluşumu, tedavisi ve önlenmesi üzerine çalışmalar yapmak için araştırmacıları motive etmektedir.

Ayak bileği yaralanmaları arasında en çok görülen yaralanma, inversiyon yaralanmasıdır. Bu yaralanmanın altında yatan mekanik tabloda; ayak bileği plantar fleksiyonu, subthalar eklem supinasyon yönünde, normal eklem hareket sınırlarını aşmaya iten traksiyonel bir kuvvete maruz kalır. Bunun sonucundan ayak bileğinin lateralinde bulunan ligamentler üzerinde esneme (burkulma) ya da yırtılma gibi dejeneratif değişiklikler meydana gelir ve inversiyon yaralanması ortaya çıkar [110, 111].

ABS biyomekanik analizi, laboratuvar ortamlarında dijital cihazlar kullanılarak yapılır. Örneğin, basketbol sporcularında ayak bileği yaralanması geçiren sporcularla geçirmeyen sporcuların sıçrama sonrası rijit olmayan (esnek) bir zemine düşmesi

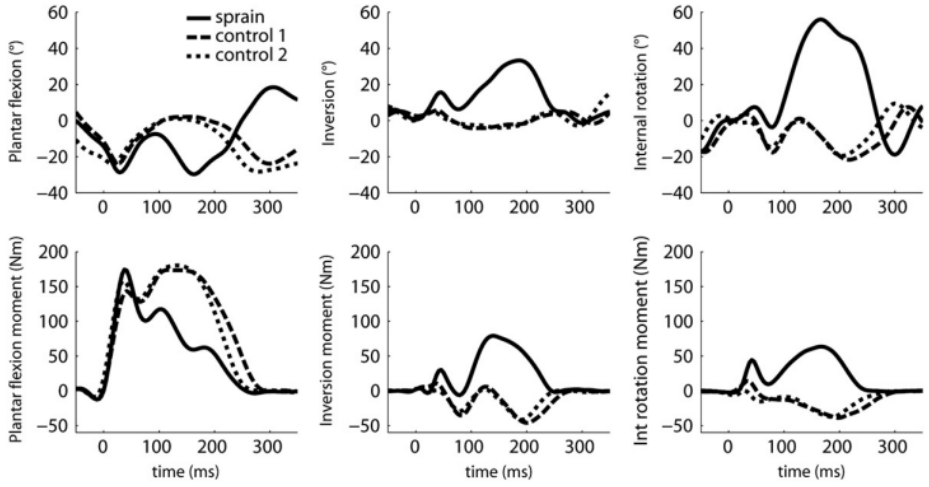
sırasında, ABS ve bunu kontrol eden kasların aktivasyon durumunu ölçmek için segmentin hareketli bölgelerine yansıtıcı işaretleyiciler (marker) veya kamera üzerinden eklem hareket açısı okuması yaparken, hedef kaslar üzerine reaksiyon zamanını ölçmek için yüzeyel EMG elektrotları yerleştirilir. Bu durumda sporcuların belirli bir hareket paternine karşı kinezyolojik tavrını ya da motor kontrol profili resmedilir (Resim 2.10.). Teorik olarak, inversiyon yaralanmasında motor kontrol kaybının eklem üzerinde, normal hareket açıklığını aşan bir eklem hareketinin oluşacağı bilinir ama bunu yaralanma meydana gelirken monitörize etmek hemen hemen imkânsızdır.



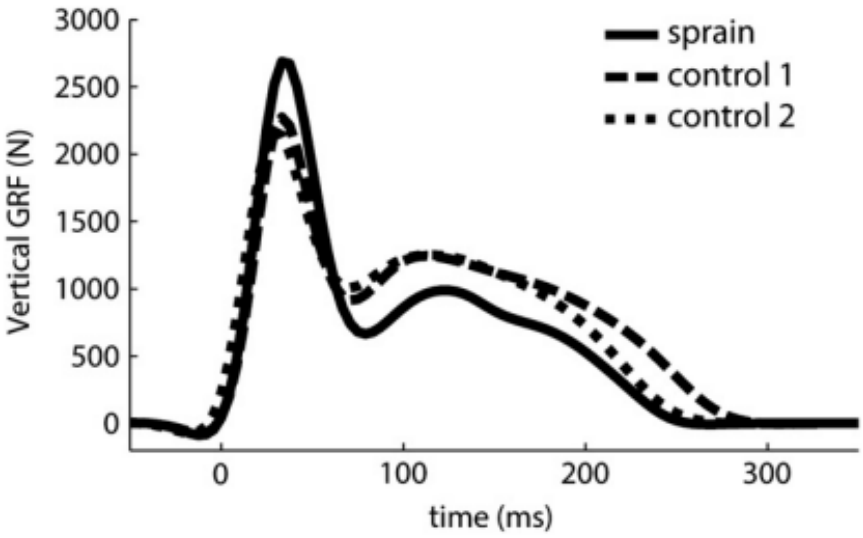
Resim 2.10. Sporcunun stabil bir yüzeyden anstabil yüzeye düşüşü [112]

Kristianslund ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada (2011), sporcuların yana adım alma becerisini gerçekleştirirken, alt ekstremite biyomekanik parametrelerinin incelenen bir katılımcının inversiyon yaralanmasına maruz kalmasıyla karşılaşılmış ve yaralanmanın patomekaniğini monitörize edilmiştir. Şekil 2.12'de görüldüğü üzere yaralanmaya maruz kalan katılımcının yaralanma öncesi biyomekanik profillleri ile yaralanma sonrası biyomekanik profilinde çarpıcı bir farklılık söz konusudur. Hareket paternini açığa çıkarırken, motor kontrolün anlık bir kaybı, ayak bileğinde yoğun bir inversiyon momenti oluşturmuş. Bu durum ise ayak bileği ligamentleri üzerinde mekanik açıdan bir zorlanma meydana getirmiştir. Şekil 2.13.'de ise grafize edilen yaralanma sürecinde, motor kontrol kaybı sırasında bozulan hareket paterni ayak bileğinin normal olarak tolere edebileceği yer reaksiyon kuvvetinden daha fazla bir yer

reaksiyon kuvvetiyle karşılaşmasına neden olmuş ve bu kuvvet ayak bileği lateral ligamentleri üzerinde yaralayıcı bir stres (traksiyon) meydana getirmiştir. İnversiyon yaralanmasına motor kontrol açısından bakıldığında ortada anlık bir motor kontrol kaybı görülmektedir. Eklemlerin stabilitesini (izin verilen ölçüde hareket açıklığına sahip olma) sağlayan pasif (ligamentler) ve aktif sınırlayıcılar (kaslar) vardır. İnversiyon yaralanması gibi eklemin yoğun mekanik stres altında kaldığı durumlarda normal nörofizyolojik tepki olarak; eklem kapsülü ve ligamentler üzerinde bulunan mekanoreseptörlerin uğradıkları parçalayıcı strese karşılık eklemin aktif sınırlayıcılarını harekete geçirecek duyusal veri üretmesi beklenir [113]. Propriyoseptif uyarıların eklemi korumak için ilgili kasları hızlı bir şekilde aktive etmesi bir motor kontrol sürecidir. İnversiyon yaralanması özelinde bu sürece bakıldığında, aşırı inversiyonu engelleyecek kas kontraksiyonu Peroneus Longus kasının aktivasyonu ile gerçekleşmektedir (eversiyon). Bu yüzdendir ki inversiyon yaralanmalarının önüne geçebilmek için, Peroneus Longus kasının herhangi bir uyaran karşısında hızlı bir şekilde tepki vermesi üzerine çalışmalar tasarlanmıştır [114, 115]. Çalışmaların altında yatan temel varsayım; zemin üzerinde meydana gelen değişiklik veya ayağın zemin ile temasında meydana gelen farklılık durumunda Peroneus Longus kasının ayak bileğinin mediale burkulmaması için oluşacak aşırı inversiyon durumunu dengelemesi için ayakta bir eversiyon oluşturmasıdır.

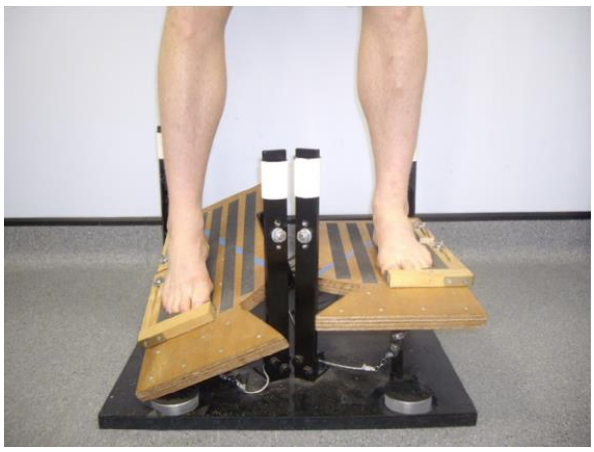


Şekil 2.12. Ayak bileği eklem açı ve moment grafikleri (0 ms topuk teması 250 ms topuk kalkışı) [114]



Şekil 2.13. Ayak bileği eklemine uygulanan yer reaksiyon kuvveti grafiği [114]

Örnek olarak, Resim 2.11.'de bir çalışmadan alınan kesit gösterilmektedir. Ani olarak eğimli hale gelen bir platform ayak bileği kinematiğini değiştirerek, bireyin bu ani kinematik değişime nöromüsküler cevabını ölçmek için tasarlanmıştır. Peroneus Longus kası üzerine yerleştirilen bir EMG ile kasın ayak bileğinden gelen duyusal uyaranlara karşı ne kadar hızlı reaksiyon gösterdiği ölçülmektedir. Böyle simule edilen durumun benzeri ile yoğun bir fiziksel aktivite sırasında karşılaşıldığında oluşacak yaralanmayı önlemek için ABS'ndeki aşırı inversiyonun hızlıca engellenmesi gerekmektedir.



Resim 2.11. Ani olarak eğimli hale getirilebilen platform [115]

2.11.8. İnversiyon yaralanması sınıflaması ve reziduel semptomlar

Ligament yaralanmaları genel olarak üç katagoride sınıflandırılır [116]. Bunlardan ilki, ligamentlerin eklem hareket sınırını aşan hafif zorlanmalar neticesinde esnemesi ile gerçekleşen doku üzerindeki minimal inflamasyonlardır. Böyle bir yaralanma hafif eklem burkulması olarak tanımlanır ve birkaç gün içinde iyileşmeyi hızlandırıcı yaklaşımlarla birlikte, eklem sağlıklı durumuna kavuşmaktadır. İkinci derece ligament yaralanmasında ise eklem hareket açıklığı sınırı orta düzeyde aşılmış ve ligamentler üzerinde mikro yırtıklar oluşmuştur. Bu durumda eklem hafif derecede ödemli, basınç ve dokunmaya karşı duyarlıdır. Bu durumda konservatif tedavi olarak bandaj, buz uygulaması ,dinlenme ve anti-inflamatuar medikal tedaviyle 10 ile 20 gün içerisinde eklem sağlığına kavuşmaktadır [117]. Üçüncü katagoride ligament anatomik bütünlüğünü kaybetmiştir. Bu durumda yaralanmaya uğrayan bireyler eğer gerekiyorsa cerrahi sonrası 6-8 haftalık splintleme veya alçı sürecinde eklemleri stabil tutmak zorunda kalırlar. Bu süreç sonrası ise ortalama 8 haftalık bir rehabilitasyon dönemi geçirdikten sonra spora dönüş fazına geçmektedirler [118].

Ayak bileği yaralanmaları geçiren sporcuların ortalama %70'lik bir kısmında tam anlamıyla bir iyileşme görülmez [95, 119]. Bun durumun sebebi, yaralanma sonrası iyileşme sürecinde görülen klinik bulguların, iyileşme tamamlandıktan sonra da devam etmesidir. Bu bulgulardan en çok dikkat çekeni ayak bileği stabilitesinde azalmaya neden olan ayak bileği pasif eklem hareket açıklığındaki (pasive ankle stiffness) artıştır. Bilgisayar simülasyonları üzerinden yapılan çalışmalarda bu durumun inversiyon yaralanmaları için bir risk faktörü olduğu ortaya konulmuştur [120, 121]. Bu tür durumlarda sporcuların ikincil bir yaralanma yaşamaması için koruyucu bazı önlemler alınmaktadır. Bantlama teknikleri ya da brace kullanımı sporcuların ayak bileği stabilitesine hem mekanik hem de nörofizyolojik bağlamda yardımcı olacağı düşünülmektedir [122]. Bununla birlikte kas koordinasyonunu arttıran nöromotor çalışmalar da ayak bileği stabilitesini geliştirmede kullanılır. Örneğin stabil olmayan yüzeylerdeki denge çalışmalarının daha önce ayak bileği yaşayan sporcuların tekrar aynı yaralanmayı yaşama olasılığını azalttığı bulgulanmıştır [92, 123]. Denge çalışmaları ile birlikte kuvvet ve pliometrik egzersiz çalışmalarının kullanımının da aynı şekilde ayak bileği stabilitesini geliştirerek, sporcularda ikincil bir yaralanmaya karşı koruyucu bir yaklaşım olduğunu ortaya konmuştur [124].

2.12. Fiziksel Uygunluk

Bireyler günlük yaşam aktivitelerini gerçekleştirirken, bu aktiviteleri zorlanmadan yapacakları bir fiziksel kapasiteye sahip olmaları gerekir. Bu fiziksel kapasiteye sahip olma durumuna fiziksel uygunluk denir [125]. Yalnız, bazı bireylerin günlük yaşamlarında ortaya koymak zorunda oldukları fiziksel aktivite şiddeti, oldukça yoğundur. Dolayısıyla bu gibi bireyler; örneğin sporcular, herhangi bir spor branşıyla ilgilenmeyen normal bireylerin sahip olmaları gerekenden daha yüksek bir fiziksel kapasiteye sahip olmak zorundadırlar. Bu bağlamda fiziksel uygunluk kavramı, 2 temel sınıflandırma üzerinden değerlendirilir. Bunlardan ilki, genel sağlığa yönelik fiziksel uygunluk olarak tanımlanırken, ikincisi ise sporcu gibi yoğun fiziksel aktiviteler ortaya koyan bireyler için, performansa yönelik fiziksel uygunluk olarak tanımlanmaktadır [126].

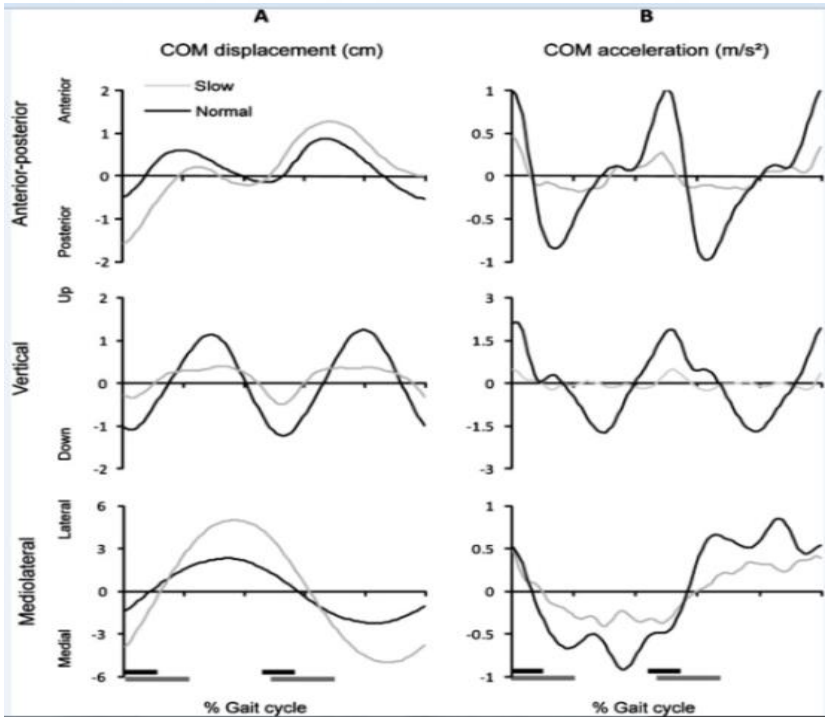
Fiziksel uygunluk kavramı değerlendirilirken, bireyin fiziksel aktivite yaparken ortaya koyduğu motor beceriler yani kas-eklem hareketlerinin karakteristikleri ve de Kas-iskelet Sisteminin fonksiyonunu destekleyen Kardiyovasküler ya da Sinir Sistemi fonksiyonları dolaylı olarak değerlendirilmektedir. Sağlığa yönelik fiziksel uygunluk değerlendirilmesinde, bireyin kas-eklem hareketlerini tekrarlama frekansı (sürat), itme-çekme gibi hareketleri yaparken açığa çıkardığı kas kuvveti (genel kuvvet), farklı hareket paternlerini ardı sıra ne kadar çabuk açığa çıkarması (çeviklik), farklı eklemleri bir düzen içerisinde hareket ettirmesi (koordinasyon), kas uzunluklarının eklem biyomekaniğini etkilemeyecek oranda olması (esneklik), orta şiddette olan herhangi bir fiziksel aktiviteyi yorulmadan uzun bir süre devam ettirmesi (dayanıklılık) gibi parametreler ölçülmektedir. Performansa yönelik fiziksel uygunluk değerlendirmesinde ise sağlığa yönelik fiziksel uygunluk motor becerilerine ek olarak maksimal düzeyde kuvvet açığa çıkarma (güç ya da maksimal kuvvet) ve bir duyusal uyarana karşı hızlı bir sürede hareket açığa çıkarma (tepki süresi) eklenir [127]. Fiziksel aktiviteleri ortaya koyarken postüral kontrolü koruma becerisi veya denge motorik becerisi de her iki kategori kapsamında değerlendirilir.

2.13. İnsan Vücudunda Denge

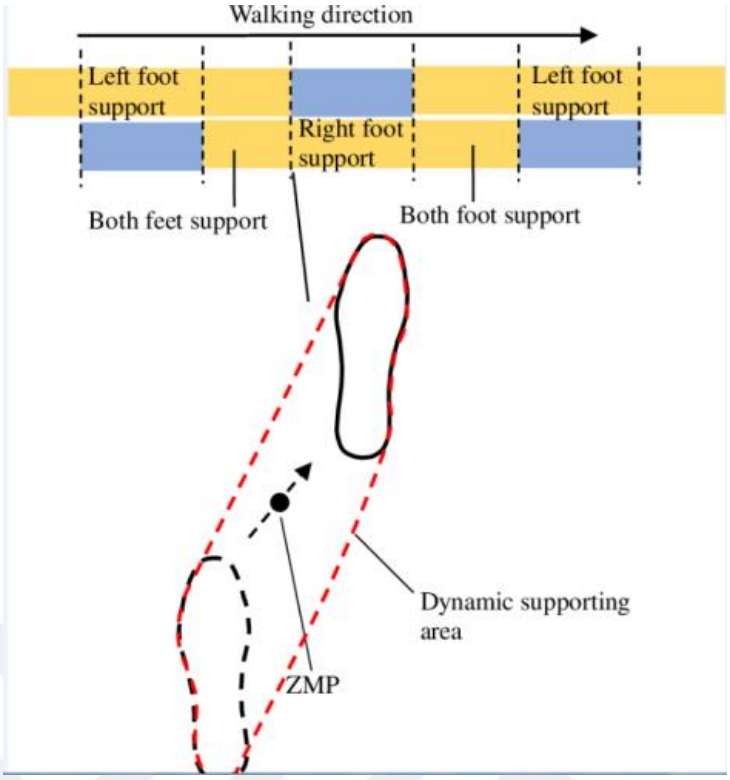
Bir cismin dengede durması, o cismin ağırlık merkezinin, cismin temas ettiği yüzeye dik çizilen yerçekimi (gravite) hattının cismin zeminle temas halinde olan yüzeyinin veya birçok temas yüzeyi varsa bu yüzeylerin arasında kalan sanal yüzeyin içine düşmesiyle gerçekleşir [128].

İnsan vücudu, lokomotif özelliğe ve segmentlere sahip olduğu için farklı postürleri ortaya koyabilen hareketli bir cisimdir. İnsanın yaşamını idame ederken uygulaması gereken pek çok fiziksel aktivitenin kendine özgü postüral pozisyonlarını, uygun bir şekilde ortaya koymak ve bu postüral pozisyonları gerektiği şekilde korumak zorundadır. Örneğin, durağan bir şekilde ayakta dik durma postüründe, dördüncü ve beşinci lumbar vertebraların arasının birkaç milimetre önünde olan ağırlık merkezinin dikey izdüşümü, iki ayak taban arasında kalan yüzeye denk gelmektedir. Farklı postüral pozisyonlarda destek yüzeyi ve ağırlık merkezinin anatomik pozisyonu değişmektedir. Bu durumda denge, her an yeniden ortaya konması dolayısıyla, oldukça kompleks bir motor beceridir denilebilir [129].

Vücut, ağırlık merkezinin ve destek yüzeyindeki bu anlık değişimlerin getirdiği mekanik denge bozunumunun üstesinden, MSS kontrolünde olan Kas-iskelet Sistemi fonksiyonları (nöromüsküler fonksiyon) ile gelmektedir. Şekil 2.14.'de görüldüğü üzere sıradan bir günlük aktivite olan yürüme aktivitesinde, ağırlık merkezinin ve Şekil 2.15.'de görüldüğü üzere destek yüzeyinin anlık değişimleri sırasında oluşan postüral kontrol, vücudun her an dengede durma aktivitesinin bir sonucudur.



Şekil 2.14. Vücut ağırlık merkezinin yürüme hızına göre değişimi [130]

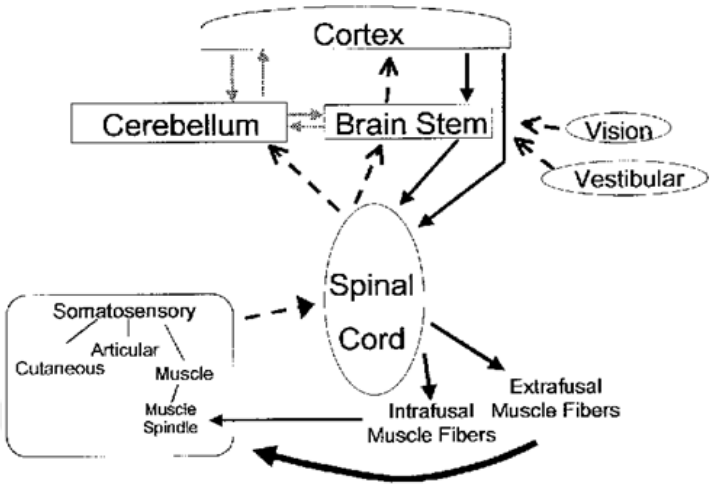


Şekil 2.15. Yürüme aktivitesinde destek yüzey değişimi [131]

2.13.1. Denge becerisinin nörofizyolojisi

Denge motor becerisi, insan vücudunun nörofizyolojik yani MSS' nin Kas-iskelet Sistemini kontrol sürecinin bir yansımasıdır. Biyomekanik açıdan bakıldığında insan vücudu her türlü postüral pozisyonda, içsel (internal) ve dışsal kuvvetlerin (eksternal) etkisi altındadır. Bu kuvvetler bir tür algılayıcı sistem ile ölçülür ve daha sonra bu ölçümler değerlendirilip, hareket sistemi ile gerekli motor tepkiler oluşturularak istenilen postüral pozisyon sağlanır. Tüm bu oluşumdan sorumlu sistemler, Sensorimotor Sistem kavramı altında toplanır. Denge becerisine yönelik derin bir anlayış geliştirmek ve bu beceriyle bağlaşık her türlü kavramı yorumlamak için Sensorimotor Sistemi oluşturan bileşenlerin bu sistem içerisindeki yerinin iyi kavranması gerekmektedir.

2.13.1.A. Sensörimotor Sistem



Şekil 2.16. Sensoriomotor sistemin bileşenleri [132]

Şekil 2.16.'de görüldüğü üzere Sensorimotor Sistemin temel fonksiyonu, süregiden bir algı-tepki olgusudur. İnsan vücudu, her an kendi biyomekaniği ve çevresinin üzerinde oluşturduğu mekanik etkileri duyusal olarak algılar ve bu algıları veriler şeklinde değerlendirir, ardından ihtiyaç duyulan motor tepkiyi açığa çıkartarak vücut segmentlerinin motor kontrolünü sağlar [104].

Sensorimotor Sistem kapsamında, bir takım alt sistemler aktif olarak çalışır. Visuel (görmeyle ilgili) Sistem, Vestibular (işitme ve dengeyle ilgili) Sistem ve Somatosensoriyal Sistem duyusal verileri toplarken (algı), MSS' nin Spinal kord, Serebellum, Beyin kökü ve Korteks organları verileri işlemekten sorumludur. Kas-iskelet Sistemi ise çıktı olarak, işlenen veriler (verilerin entegrasyonu) doğrultusunda uygun olan motor tepki yani hareketi açığa çıkarır.

2.13.1.B. Somatosensoriyal Sistem

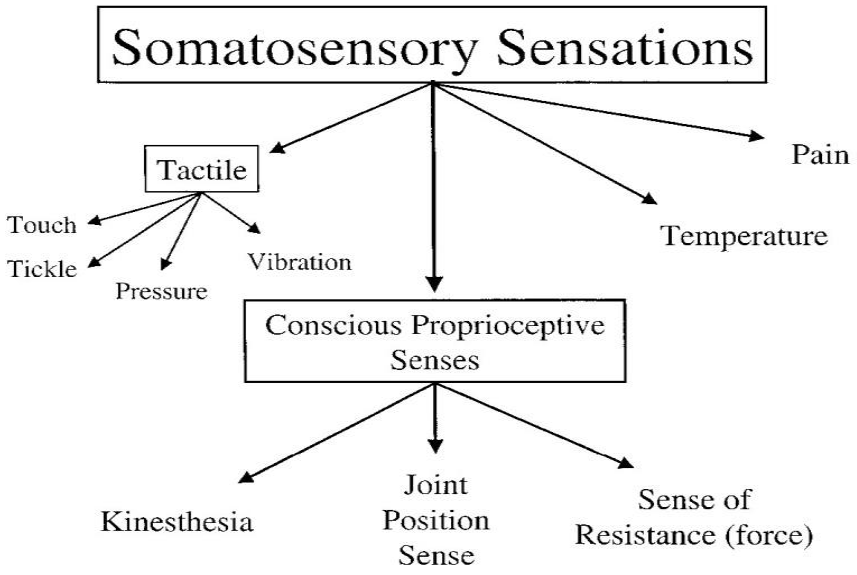
İnsan vücudu, çevresi ve kendisi arasındaki biyomekanik ilişkileri yönetirken her an bir uyarana maruz kalarak, çevre hakkında bilgi sahibi olurken, kendine durumu hakkında da aynı şekilde her an bilgi sahibi olarak kendini çevreye uyumlandırır. Bu süreçte, vücut çevreden gelen her türlü uyarıyı algılamak için Periferik (Çevresel) Sinir Sistemi

bileşenleri olan reseptörleri ve bu reseptörlerden gelen duyusal uyarıları MSS' e ileten Afferent sinir liflerini kullanır. Bu lifler aynı zamanda vücudun kendi durumu hakkında da MSS' e elektriksel sinyaller iletir. Tüm bu çevre ve vücuda ait algılama (Sensing) olaylarını Somatosensoriyal Sistem bileşenleri gerçekleştirir [54].

Çevreden gelen uyarılar, birbirinden farklı türdedir ve her bir tür çevrenin bir karakteristiğini yansıtır. Dolayıyla, vücutta her bir uyarı çeşidi için o uyarıya özgü reseptörler yer almaktadır. Aynı şekilde, vücudun kendi uzaysal pozisyonu, dinamik karakteristikleri ve maruz kaldığı içsel mekanik stresleri algılamaya yönelik duyusal veri oluşturan spesifik (belirli bir fonksiyona özgü) reseptörler mevcuttur.

Çevresel uyarımlar için taktil reseptörler dokunma, basınç, vibrasyon (titreşim) gibi uyarıları algılarken, nosiseptörler ağrı hissini, termoreseptörler sıcaklık hissini ve propriyoseptörler ise segmentlerin biyomekanik durumunu algılar. Eklemlerin yüzeylerinde ve ligamentlerin yapısında bulunan mekanoreseptörler basınç ve gerilim hakkında uyarımlar üretirken, kasların içinde bulunan intrafuzel lifler ise segmentin hareket hızını, hareketi oluşturan eklem bileşenlerinin ivmelenmesini ve oluşan kas kuvveti değerlerinin değişimini algılar (kinestezi). Kaslarda bulunan golgi tendon organları ise kas gerilimini algılar.

.



Şekil 2.17. Somatosensoriyal sistemin bileşenleri [104]

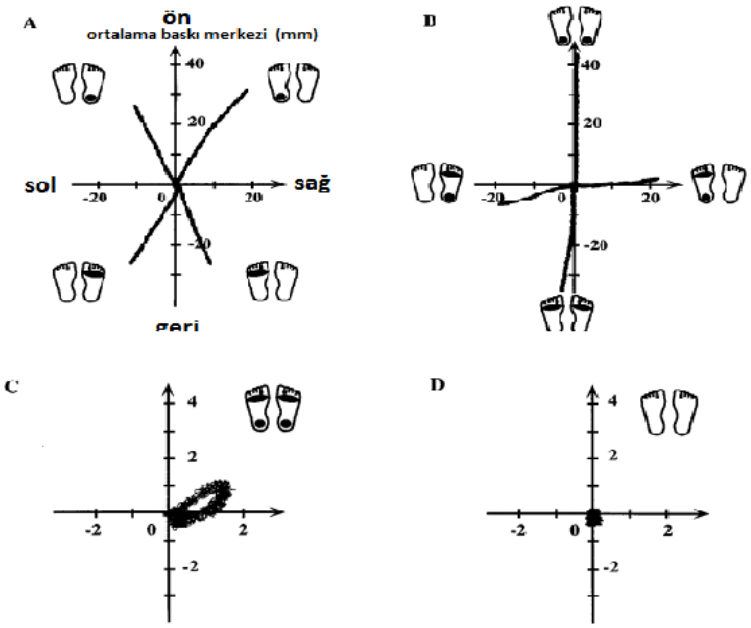
2.13.1.C. Propriyoseptif uyarım

Propriyoseptif sistem, vücudun herhangi bir fiziksel aktiviteyi gerçekleştirirken (performans) uzaysal düzlemde konumunu (postüral pozisyonu) ve hareketlerin biyomekanik karakteristiklerini (hız, direnç, ivmelenme) ilgili veriler oluşturur. Bu veriler (nöral geri besleme), MSS'nin postüral kontrol fonksiyonunu yerine getirmek için oluşturacağı motorik tepkiler için gereklidir [133]. İnsan vücudu, hareket paternlerini açığa çıkarırken, çevredeki değişikliklere uyumlu şekilde ya da çevrenin kendisi üzerine meydana getirdiği strese adaptasyon geliştirmek üzere bu paternlerini şekillendirir. Öğrenilmiş motor programlardan en uygununu seçerek, fiziksel performans ortaya koyar. Bunun için, bu değişiklikleri sağlıklı bir şekilde algılamasında propriyoseptif duyu girdilerine ihtiyacı vardır [134]. Eklem yüzeylerinde ve ligamentlerin yapısında bulunan mekanoreseptörler, eklem pozisyonu ve eklemin üzerindeki kompresyon ve traksiyon kuvvetlerini algılarken, iskelet kasları içinde bulunan intrafusel lifler içindeki reseptörler, maruz kaldığı gerim üzerinden eklem hareket hızı, pozisyonu ve açığa çıkardığı kuvvet hakkında veriler oluşturur (kinestezi) [135].

Tüm bu içsel duyusal veriler, üst merkezlere (Serebral korteks ve Orta beyin) işlenmek üzere (duyusal verilerin entegrasyonu) iletilirler. Hareketin istenilen şekilde açığa çıkarılmasında veya motor hareketin öğrenme sürecinde bu veriler, vücudun motor kontrolü sağlamasında içsel geri bildirim araçları olarak kullanılırlar.

2.13.1.D. Taktil uyarım

Taktil reseptörleri, vücudun dermis ve epidermis alanlarında bulunan basınç, vibrasyon, hafif dokunma, dokunma duyumlarını algılayan reseptörlerdir. Her türlü temas algısını oluşturan bu reseptörler çevre ile vücudun mekanik ilişkisini tanımlayarak, nöromüsküler düzeyde bir adaptasyon geliştirir. Şekil 2.18.'de bir çalışmadan alınan kesitte, ayak tabanının çeşitli bölgelerinden verilen titreşimin ayak bileğini kontrol eden kaslarda nasıl nörofizyolojik bir değişiklik meydana getirdiğini gösterilmektedir. Böylelikle vücut, ayakta dik postürünü korumak için kullandığı kassal aktivasyon stratejisi ayak tabanında hissedilen taktil algılamanın lokasyonuna göre değişiklik göstermektedir.



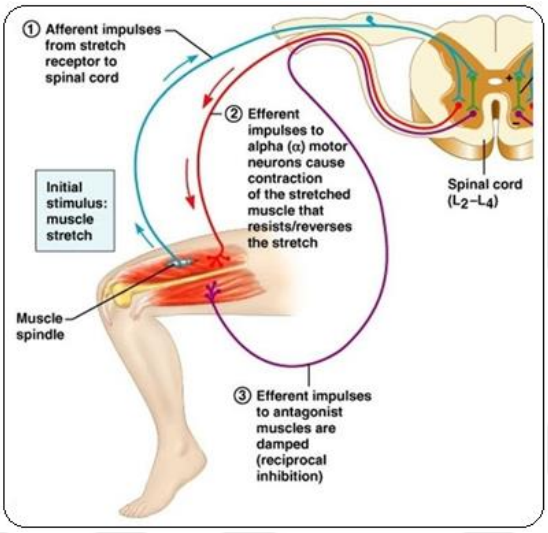
Şekil 2.18. Ayak tabanına uygulanan hafif vibrasyonun statik postüre etkisi [136]

Örneğin, Diabetik nöropati rahatsızlığı olan bireylerde, ABS' de olan afferent iletim yollarının dejenerasyonu sonrası gelişen, taktil duyumsamadaki kayıp (defisit) postüral kontrolde zayıflıklar meydana getirir ve bireylerin herhangi bir şekilde postüral kontrolünü kaybedip düşme olasılığını arttırır [137].

2.13.1.E. Ağrı ve ısı reseptörleri

Ağrı ve termal reseptörler, serbest sonlanmalı reseptörlerdir. Bu yüzden algılama hassasiyetleri hayli yüksek seviyededir. Termal reseptörler, çevre ısısının algılanmasını sağlarlar. Çevre sıcaklığı, Kas-İskelet Sisteminin fonksiyonuna dolaylı olarak etki eden bir faktördür. Belirli çevre sıcaklığında, nöromüsküler fonksiyonu gerçekleştiren enzimler daha etkin çalışır. Çevre sıcaklığının istenmeyen derecelerde olması, vücudun kompansatuvar tepkiler geliştirmesini tetikleyecektir (damarların büzülmesi-vazokonstrüksiyon, kılların dikleşmesi (Erektör Pili kaslarının kasılması veya ter bezlerinin aktivasyonu). Bu tepkilerin nedeni, vücudun çevrenin üzerinde olumsuz etki yapan stresi karşısında (düşük sıcaklık veya yüksek sıcaklık) nöromüsküler fonksiyonların devamı için üzerindeki fizyolojik baskıyı azaltmaya çalışmasıdır [138].

Ağrı reseptörleri, rahatsız edici mekanik ya da kimyasal bir uyaranı algılayarak vücudun bu zararlı etkiye yönelik reaksiyonlar geliştirmesine öncülük eder. Vücut, ağrılı uyarandan fazla zarar görmemek için çok hızlı (istemsiz) motor tepkiler ortaya çıkarır. Buna mono-sinaptik motor refleks denmektedir. Spinal seviyede gerçekleşen bu motor uyaranın karakteristiği üst merkezlerin kontrolünün dışında olmasıdır. Böylelikle vücut, çok hızlı bir motor tepki ile zararlı uyarandan uzaklaşır [139].



Şekil 2.19. Monosinaptik refleks mekanizması [140]

Bunun yanında ağrı reseptörlerinin, kas-iskelet yaralanmaları sonrası vücuda ait doku dejenerasyonlarında, vücudun kendini koruma mekanizmasındaki rolü de önemlidir. Ağrı reseptörleri, iskelet kaslarını kontrol eden alfa motor nöronların uyarı frekansını azaltarak bireyin iyileşme döneminde fiziksel aktivite kapasitesini düşürerek, iyileşme sürecininin sağlıklı geçmesine yardımcı olur. Dejenere hücrelerin, hücre dışına bıraktığı araşidonik asit, ağrı reseptörlerinin (nosiseptörler) olağan olarak algıladığı mekanik baskılara karşı bir hassasiyet (algı eşiğinin düşmesi – hiperaljazi) geliştirerek MSS'nin yaralı dokunun normal olarak kullanılmaması için hareketleri kısıtlamak üzere kaslar üzerinde atrofi (kaslarda hacimsel kayıp) gelişmesini tetikler [141]. Böylelikle doku tamir mekanizmalarının sağlıklı yürümesi, bireyin hareket kapasitesini azaltır. Aynı zamanda doku rejenarasyonları sürecinde, süreç hakkında bir geri besleme parametresi olarak kullanılmaktadır [142].

2.13.1.F. Serebral korteks

Serebral korteks, beynin beyincik dışında kalan, en dış koyu renkli (substansiya grisea) tabakasıdır. Sadece 2-4 mm kalınlığında Serebral korteks kıvrımlı yapısı ile yüzey alanını genişleterek (gyrus) çok sayıda küme halinde özelleşmiş sinir hücresi ağına sahiptir. Aynı zamanda üst merkez olarak isimlendirilen Serebral Korteks, yapısal olarak 4 ana lobdan (frontal, temporal, oksipital ve parietal) oluşmaktadır. Bunlardan frontal lobun, kas hareketlerini başlatan spinal seviyedeki alfa motor nöronlarla, doğrudan veya dolaylı olarak bağlantı halinde olan 3 fonksiyonel bölümü vardır [132].

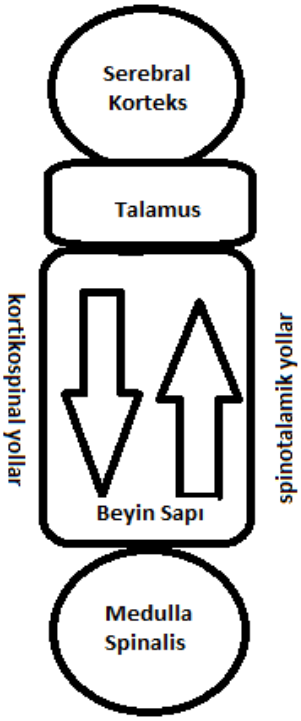
1-Primer Motor Korteks: Periferden gelen, hareket hakkında tüm duyusal verilerin işlendiği ve bu veriler ışığında hareketin planlanıp ilgili kasları aktive eden kortekstir.

2- Premotor Bölge: Periferden yoğun duyusal veri alan ve karmaşık hareket paternlerinin organizasyon sürecinde aktif olan bölgedir.

3-Tamamlayıcı Motor Bölge: Karmaşık motor hareketlerde kas aktivasyon sırasını programlayan alandır.

2.13.1.G. Beyin sapı

Serebral korteks altında bulunan ve Orta Beyin (mezensefalon), Pons (metensefalon) ve Medulla oblongata (omurilik soğanı) olarak 3 bölümden oluşan Beyin sapı Serebral korteksten gelen tüm motor uyarıları duyusal veriler doğrultusunda modüle eden MSS' nin bir bileşenidir. Serebellum, Vestibular sistem ve Somatsensöryal sistemin ürettiği duyusal verileri, motor cevaplara şekil vermek üzere Thalamusa ulaştıran Spinotalamik (Medulla spinalisten Talamusa) nöral yollar ve Serebral korteksten Medulla spinalisteki motor nöronları ateşleyen uyarıları taşıyan kortikospinal (Serebral korteksten Medulla spinalise) yolları barındırır. Bunun dışında doğrudan yüz, solunum ve gövde kaslarını (Pons) kontrol eden sinirlerin çıkış yeridir [104].



Şekil 2.20. Üst Merkezler ve alt merkezler arası iletişim [132]

2.13.1.H. Medulla spinalis

Üst merkezlerden gelen uyarıları, kasları uyaracak sinirlerin alfa motor nöronlarına ileten ve her türlü duyusal girdiyi üst merkezlere taşıyan sinir yollarını içeren MSS bileşenidir. Medulla spinaliste bulunan nöronal bağlantılar, hareketin refleksif boyutunu oluşturur. İstenmeyen duyusal uyaranlar karşısında, duyusal uyaranın temsil ettiği bilgi, zaman kaybı yaşanmaması için üst merkezler tarafından değerlendirilmeden spinal seviyede olan monosinaptik bağlantılarla alfa motor nöronlar ateşlenerek, refleksif hareketler oluşturulur [143]. Böylelikle vücut zarar göreceği pozisyonlarda istemsiz bir şekilde açığa çıkan motor hareketlerle kendini korumuş olur. Özellikle ağrı ve ısı reseptörlerinin uyarıları, refleksif hareketlerin açığa çıkmasında etkilidir.

Küçük yaşlarda (infantil düzey) üst merkezlerin yeterince gelişmediği dönemlerde Medulla spinalis kaynaklı refleksif hareket paternleri oldukça çoktur. Büyüme ile gelişen üst merkezlerin istemli hareket üzerindeki hakimiyeti arttıkça refleks paternlerde kaybolma görülür. Böylelikle motor öğrenmenin kapısı bireye açılmaktadır [144].

2.13.1.İ. Serebellum

Beyincik olarak isimlendirilen Serebellum, beynin (serebrum) arkasında yer alan iki hemisferden (küre yarısı) oluşan bir MSS organıdır. Temel görevi, kasların koordineli hareketini sağlamak ve böylece postüral kontrolü devam ettirmektir. Duyusal verilerin entegrasyonunu yapan bir organ olan Serebellum aynı zamanda motor hareketleri öğrenerek motor hafızayı oluşturmak gibi bir fonksiyonu vardır [145].

Motor öğrenme sürecinde, öğrenilecek hareket paternlerinin akıcılığı ve düzgünlüğü sağlanmış olur. Bu organda meydana gelebilecek bir disfonksiyonda (yapısal defekt sonrası fonksiyon kaybı) birey motor koordinasyonunu disfonksiyonun dercesine göre kaybeder. Hareket paternlerinin bütünleşik yapılarında bir eksilme olmasa bile hareketin akıcılığında bozukluklar ortaya çıkar (Ataksi). Bu durum postüral kontrolü olumsuz yönde etkileyerek bireyin denge motorik becerisini zayıflatır [146].

Serebellum, Vestibular sistem ve diğer duyusal girdilerin eşliğinde motor hareket paternleri düzelterek kayıt altına alır. Bu işleme prosudürel hafıza denir. Bu kayıt altına alınan hareket paternleri, her açığa çıkarışları sonrası (motor performans) istenilen amaca yönelik tekrar tekrar modifiye edilir (nöral plastisite) [147]. Böylelikle, MSS bilinç dışı platformda çalışan motorik rutinler oluşturarak, Serebrumun devre girmesine gerek kalmadan hareket paternleri, duyusal verilerle tetiklenerek açığa çıkarılır. Bu durum, daha hızlı ve akıcı motor performans demektir. Motor öğrenme olarak tanımlanan bu sürecin önemli parçası olan Serebellum, nöron kapasitesi olarak tüm sinir sisteminin üçte ikisine sahiptir. Her anatomik yapı gibi yaşlandıkça Serebellumda fonksiyonunu yavaş yavaş kaybetmektedir [148].

2.13.1.J. Vestibular ve Vizuel sistemler

Sensorimotor Sistemin bileşenlerinden olan Vestibular ve Vizuel sistemler oldukça kompleks yapılardır. Her iki sistem birlikte çalışarak, göz ve iç kulakta oluşturulan sinyaller vasıtasıyla çevre ile vücudun etkileşiminin en uygun şekilde olmasını sağlar. Vestibular sistem, iç kulakta bulunan denge organı Koklea üzerinden vücudun bulunduğu çevre içindeki pozisyonunu değerlendirir. Aynı zamanda Vestibular sistem, başın pozisyonu üzerinden Vizuel sistemin doğru veri toplamasına yardımcı olur. Başın yerçekimi doğrultusunda tutulması görsel verilerin güvenilir olması için gereklidir [149]. Her iki sistemdeki patolojiler, motor kontrolü doğrudan etkiler. Özellikle motor beceri ölçümlerinde her iki sistemin sağlığının yerinde olması gerekir. Bunun yanında

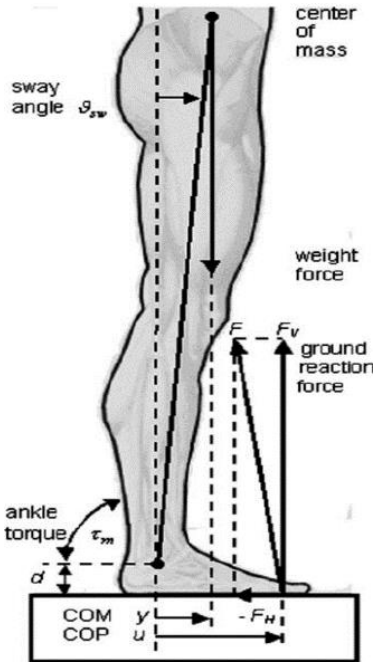
sistemlerden herhangi birinin zayıflığı, diğer sistemler üzerine kompansatuvar stres yüklemektedir. Örneğin Vestibular sisteminde herhangi bir zayıflık bulunması durumunda Vizuel ve Proprioseptif sistemler daha yoğun çalışmaktadır [150, 151].

2.13.2. Denge stratejileri

İnsan vücudu, bipedal pozisyonda postüral kontrolü sağlamak için bir takım hareket paternleri açığa çıkarır. Bu hareket paternlerinin amacı, vücudun postüral pozisyonunu bozacak eksternal kuvvetler (çevrenin vücut üzerinde oluşturduğu) veya internal kuvvetler (vücudun istemli pozisyon değiştirmesi) karşısında mevcut postüral pozisyonu korumak adına ağırlık noktasının dikey izdüşümünü destek yüzeyi içinde tutmak ya da bunun üstesinden gelemediği durumlarda destek yüzeyini arttırmaktır [128]. Vücudun postüral kontrolünü korumak adına kullandığı motor stratejiler mevcuttur. Bu stratejilerden hangisinin kullanılacağını belirleyen faktörler vücudun motor kontrol becerisi ve maruz kaldığı kuvvetin miktarıyla doğru orantılıdır.

2.13.2.A. Ayak bileği stratejisi

Bireyler, sadece dik pozisyonda ayakta dik durma aktivitesinde bile fiziksel olarak dengede kalma çabası içindedirler. İnsan vücudunun çok segmentli olması ve ABS'nin mobil olma özelliği ile statik bir eklem pozisyonunu devam ettirmek nörofizyolojik açıdan çok zordur.

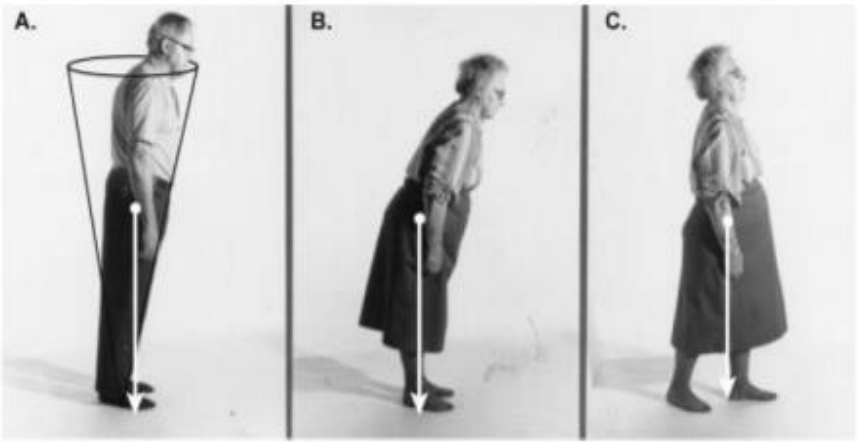


Şekil 2.21. Ağırlık merkezinin oluşturduğu kuvvet ve ayak bileği [152]

Şekil 2.21.'de görüldüğü üzere normal dik duruş pozisyonunda, vücut ağırlık merkezi ayak bileği eklemin önüne düşmektedir. Bu durumda ayakta dik pozisyonda duruyorken, ayak bileği ekleminde ağırlık merkezinin oluşturduğu vücudu öne döndüren torku (döndürme kuvveti) dengeleyecek kas kontraksiyonları oluşmaktadır. Bu durumda internal yani vücudun kendine özgü anatomik yapısının oluşturduğu denge bozucu kuvvetlere karşı ayak bileği eklem hareketleri ortaya çıkmaktadır. Bunun yanında, vücudun tolere edebildiği düşük eksternal kuvvetlere karşı da yine ayak bileği eklem hareketleri ağırlık merkezinin destek yüzeyi içinde tutulmasına yardımcı olacak gerekli minimal döndürme kuvvetleri oluşturacaktır. Vücut, karşılaştığı minimal postür bozucu kuvvetlere karşı ayak bileği stratejisini kullanarak, pivot noktası ayak bileği eklemi olan, öne ve arkaya salınımlar yapan ters çevrilmiş bir sarkaç şeklinde hareket eder [153].

2.13.2.B. Kalça stratejisi

Ayak bileği stratejisi ile üstesinden gelinemeyen denge bozunumlarında devreye giren bir nöromüsküler paterndir. Kalça eklemi orjinli meydana gelen gövde fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri, vücudun ağırlık merkezini değiştirerek merkezin dik izdüşümünün ayak tabanlarının oluşturduğu destek yüzeyinde tutmaya çalışır. Bunu yaparken ayak bileği ekleminin oluşturduğu döndürme kuvvetinden daha büyük bir döndürme kuvveti oluşturulur. Teorik açıdan gövde hareketleri başın pozisyonunda da hızlı ve ani konum değişiklikleri ve ivmelenme meydana getirdiği düşünüldüğünde, Vestibular sistemleri zayıf bireylerin bu stratejiyi kullanmaktan çekinecekleri de akılda tutulmalıdır [26].



Resim 2.12. a. Ayak bileği stratejisi b. Kalça stratejisi c. Adım alma stratejisi [154]

Resim 2.12.‘de görüldüğü üzere birey, yaşlandıkça nöromüsküler fonksiyonlarındaki azalmayla birlikte günlük yaşamlarında denge stratejilerini çok sık kullandıkları görülür. Denge becerilerindeki kayıpla birlikte etkin denge stratejileri geliştiremedikleri için çoğu geriartrik birey (60 yaş üstü) düşme sonucu kas-iskelet sistemi yaralanmaları yaşarlar [155].

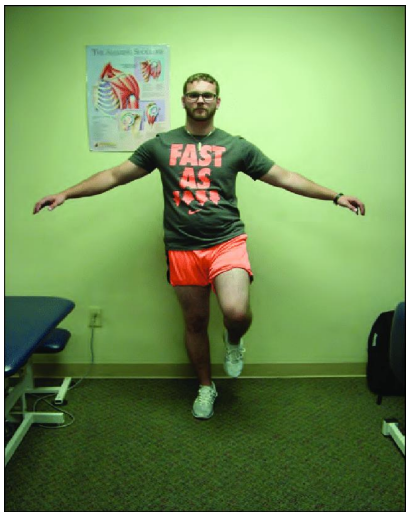
2.13.2.C. Adım alma stratejisi

Vücudun kas kontraksiyonları yoluyla ağırlık merkezinin konumunu değiştirerek, postüral kontrolü sağlayamadığı durumlarda geliştirdiği strateji, destek yüzeyini arttırmaktır. Bunu yapabilmek için alt ekstremitelerden birini öne alarak destek yüzeyi arttırılır (Resim 2.12. c). Koruyucu adım alma refleksi olarak da tanımlanan adım alma stratejisi, spinal seviyeden de refleksif düzeyde açığa çıkabilir [156].

2.14. Denge Motor Becerisini Değerlendirmek

Fiziksel uygunluk kapsamında denge motor becerisi, sahip olduğu geniş nörofizyolojik arkaplan dolayısıyla geniş kapsamlı (jenerik) bir parametredir. Bilindiği üzere, denge motorik becerisinin açığa çıkmasında pek çok Affarent (motor) ve Efferent (duyusal) nöral sistem, Vestibular sistem ve Vizuel sitem aktif rol oynamaktadır. Normal bir bireyin veya sporcu bir bireyin denge becerisi değerlendirilmek istendiğinde, nasıl bir değerlendirme ya da ölçeklendirme aracı kullanılacağı sorunsalı ortaya çıkmaktadır. Bu sorunsalın üzerinden gelmek için ilk önce denge, klasik fizik ışığında teorik olarak ele alınmalıdır.

Denge temel olarak istenilen bir postüral pozisyonda mümkün olan en az salınımla (tekrarlayan eklem hareketleri) uzun süre durabilmektir [128].



Resim 2.13. Tek ayak statik denge testi [157]

Bu süreçte ortaya çıkan performansı yani motor beceriyi açığa çıkartmak, tek başına denge motor becerisini değerlendirmek için yeterli olmayabilir. Bu noktada vücut üzerinde ilave stresler oluşturarak, bu streslere vücudun nasıl tepki verdiği değerlendirebilir. Örneğin, Resim 2.13.'de görüldüğü üzere Tek ayak statik denge testinde, birey tek ayak üzerinde belirli bir süre hatasız durmaya çalışır. Bu sırada görsel girdileri azaltmak için bireyden gözlerini kapatmasını istemek, Vizuel sistemin duyusal girdilerinin kesilmesine neden olur. Böylelikle, MSS bu eksikliği kompanse etmeye çalışacak ve diğer duyusal girdiler üzerinden motor cevaplar vermek zorunda kalacaktır. Testin kapsamına, bireyin Vestibular sistem girdilerini maniple etmek için başını sağa sola ritmik hareket ettirmesi istenebilir. Böylelikle MSS her an değişen bir yerçekimi vektör verisini değerlendirmek için daha yoğun duyusal konfigürasyon işlemleri yapmak zorunda kalacak ve bu durumda vücut üzerinde bir enerji yükü oluşacaktır. Bunun yanında destek yüzeyinin olduğu zemin anstabil (değişken) hale getirilebilir böylece Somatosensoriyal sistemin anlık değişen duyusal girdileri, Somatosensoriyal sistem üzerinden MSS üzerinde duysal baskı meydana getirebilir. Bir başka modifikasyonda, postüral pozisyonun getirdiği enerji yükünü arttırmak için bireyin yerle temas halindeki ekstremitesinden, 20 derecelik bir diz fleksiyonu yapması istenebilir [158]. Dengeyi değerlendirirken yapılacak tüm modifikasyonlardaki amaç, denge motor becerisinin altında çalışan nörofizyolojik yapıları spesifik olarak strese sokup Sensorimotor sistemin bu streslere karşı nasıl tepki verdiği veya eksik bileşenlerin getirdiği yükü nasıl kompanse ettiğini değerlendirmektir [26, 156]. Yalnız unutulmaması gereken nokta, bireylerin motor becerilerini değerlendirirken kullanılan

testler uygulaması kolay (pratik), ucuz ve erişilebilir olmalıdır. Böylelikle, geniş bir kitle tarafından erişilebilsin ve komplike değerlendirmelerin getireceği sistematik hatalardan da kaçınılsın.

2.16. Dengenin Sınıflandırılması

Denge yani postüral kontrol (postüral stabilite) 2 farklı kategori üzerinden değerlendirilir. Bunlardan ilki, destek yüzeyinin şekillendiği platformun stabil olduğu düzlemlerde postüral kontrolü sağlamak ki buna statik denge becerisi denmektedir [159]. Bir de destek yüzeyinin şekillendiği platformun hareketli olduğu (anstabil) zeminlerde, postüral kontrolü sağlamaya yönelik beceriye ise dinamik denge becerisi denmektedir [160].

Her iki farklı denge becerisi de test edileceğinde, test uygulanacak birey hızlı ve etkin sensörimotor cevaplar oluşturmak zorundadır. Yalnız, dinamik denge değerlendirmesi sırasında, vücudun kinetik ve kinematik parametreleri statik dengeye göre yoğun bir şekilde değişmektedir. Dolayısıyla MSS aynı parametreler üzerinden veri almaya devam ederken (kinetik ve kinematik duyusal veriler ile vestibular ve vizuel veriler), bu veriler statik postüre göre dinamik postürde daha yoğun gerçekleşmektedir. Bu durumda teorik olarak, dinamik denge becerisi nörofizyolojik açıdan statik dengeyi de kapsamaktadır denilebilir. Buna karşın, yapılan çalışmalar dinamik ve statik denge sonuçları arasında pozitif veya negatif bir ilişkiselliğin (korelasyon) olmadığını bulgulaması, denge motor becerisini diğer motor becerilerden farklı bir konuma taşımıştır. Örneğin, Sell (2012) tarafından sağlıklı sedanter bireyler üzerinde yapılan çalışmada, statik denge testi olarak tek ayak üzerinde durma ve dinamik denge testi olarak tek bacak üzerine düşme aktivitesini Dinamik Postüral Stabilite İndeksi üzerinden değerlendirmiş, dinamik ve statik denge skorları arasında herhangi bir ilişkisellik saptamamıştır [161].

İkinci bir örnek olarak Hrysomallis ve arkadaşlarının (2006) elit futbolcularla yaptığı çalışmada statik ve dinamik denge, hareketli ve hareketsiz bir kuvvet platformu üzerinde tek ayak üzerinde durma aktivitesi ile değerlendirilmiş. Sonuç olarak, statik ve dinamik denge sonuçları arazında zayıf bir korelasyon tespit edilmiştir [76].

Üçüncü örnek olarak Pau ve arkadaşlarının (2015) genç futbolcular üzerinde yaptığı çalışmada statik denge testi olarak tek ayak üzerinde durma ve dinamik denge testi olarak tek ayak üzerine düşme testi yapılmış ve yine statik ve dinamik denge sonuçları

üzerinde bir ilişki saptanmamıştır [162] . Bununla birlikte Çakır ve Özbar'ın (2019) genç bayan futsal sporcuları ile yaptığı çalışmada statik denge testi olarak kullanılan Stork ve Flamingo test sonuçları arasında herhangi bir ilişkiye rastlanmamıştır [29].

Yapılan çalışmaların ortaya koyduğu sonuçlar doğrultusunda dengenin değerlendirilmesinin başlı başına bir sorunsal olduğu ortaya çıkmaktadır. Burada sorulması gereken sorular, hangi testin daha geçerli olacağı ve denge becerisi tek bir ölçüm yönetimiyle değerlendirilip değerlendirilemeyeceği sorularıdır.

2.17. Dengeyi Değerlendirme İçin Kullanılan Popüler Yöntemler

2.17.1. Flamingo denge testi

Flamingo denge testi, fiziksel uygunluğu değerlendirmek için geliştirilmiş Eurofit test bataryasının bir bileşenidir. Bireyin tek ayak üzerinde, stabil ama küçük destek alanı oluşturacak 50 cm uzunluğunda, 5 cm yüksekliğinde ve 3 cm genişliğinde bir tahta çubuk üzerinde serbest ekstremitesi diz fleksiyonu yapacak şekilde durmasıyla gerçekleştirilir. Birey 60 saniye boyunca eliyle serbest ayağını tutarak pasif diz fleksiyonu yapar ve çubuk üzerinde postürünü korumaya çalışır. Her postür bozunumu (eliyle tuttuğu ayağı bırakması veya denge ayağı ile yerle teması), hata olarak kaydedilir ve süre durdurulur. Sonra tekrar pozisyon alması istenir ve süre kaldığı yerden devam edilir. 60 saniye boyunca yapılan hata sayısı skor olarak kaydedilir.



Resim 2.14. Flamingo denge testi pozisyonu [163]

2.17.2. Stork denge testi

Bireyin tek ayak üzerinde pozisyon alıp, plantar fleksiyon yaparak parmak uçlarında yükseldiği bir testtir. Test pozisyonunda; eller pelvis üzerinde sabitlenir ve serbest ayağı kontralateral dizinin medialinde pozisyonlanır. Bireyden test pozisyonunu mümkün olduğu kadar uzun süre koruması istenir. Skorlamada; 50 saniye üstü çok iyi, 50-40 saniye iyi, 39-25 saniye orta, 24-10 zayıf ve 10 saniye aşağısı çok zayıf olarak tanımlanır.



Resim 2.15. Stork denge testi pozisyonu [164]

2.17.3. Ayakta duruş denge testi

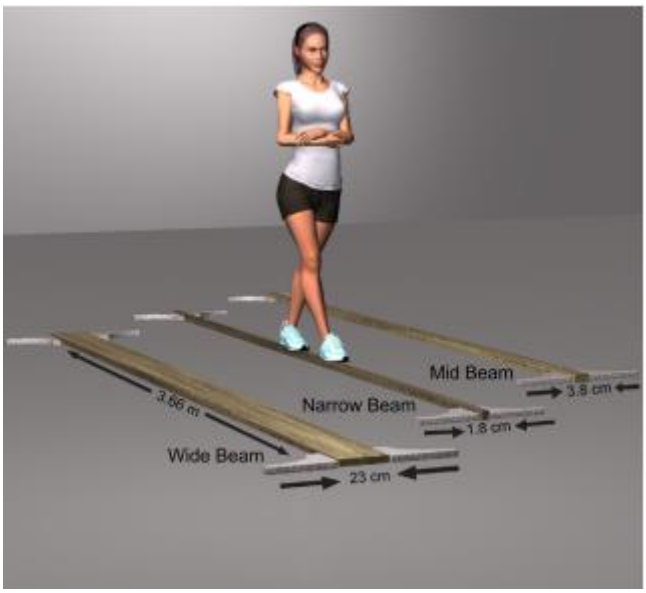
Ayakta duruş testinde eller çapraz şekilde omuzlara sabitlenir ve testin başlamasıyla birlikte kaldırılması istene alt ekstremitenin yerden teması kesilir. Testin skorlaması, üst ekstremite pozisyonlarında değişiklik olmadan ve serbest ayak yerle temas etmediği süre kaydedilerek yapılır.



Resim 2.16. Ayakta duruş denge testi pozisyonu [165]

2.17.4. Boylamasına çubuk üzerinde yürüme testi

Üç metre uzunluğunda 4-25 cm aralığı ölçülerinde kullanılan bir çubuğun üzerinde iki ayak üzerinde düşmeden yürüme süresi ölçülerek yapılan Boylamasına Çubuk Üzerinde Yürüme testi hayli pratik bir testtir. Test protokolünde belirlenmiş ölçülerdeki çubuk üzerinde katılımcıların 6 kez çubuğu, kolları gövdelerinin önünde kenetlenmiş olarak boyuna ileri ve geri olacak şekilde yürümeleri istenir ve ayaklarının yerle teması hata olarak kaydedilir.



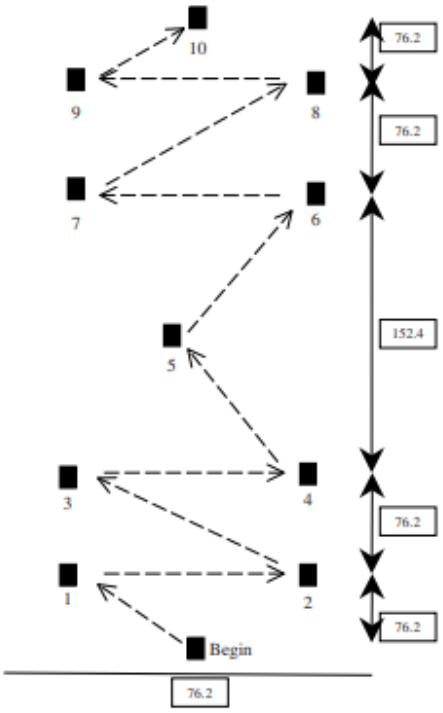
Şekil 2.22. Boylamasına çubuk üzerinde yürüme testi [166]

2.17.5. Denge tahtası testi

Denge Tahtası, Groningen Üniversitesi İnsan Hareket Bilimlerinde yaşlılar için geliştirilen bir fiziksel uygunluk test bataryasının denge motorik becerisini değerlendirmesi için tasarlanmış bir araçtır. İlk tasarımında 2 cm kalınlıkta 50 cm kenarlı bir kare ahşap plaka altına 25 cm uzunlukta 1,5 cm yükseklikli konveks bir ahşap plakanın birleştirilmesiyle kolayca öne ve arkaya salınım yapabilen bir denge testi ve egzersizi aracı olarak tasarlanmıştır. 18 derecelik tilt değeri sınırlandırılmıştır ki bu ayak-ayak bileği pronasyon ve supinasyon limit açılarını (20-22 derece) geçmeyecek şekildedir. Tahtanın sağ ve sol kenarlarının altına birer adet dokunma sensörü yerleştirilmiştir. Böylelikle denge tahtasının yanları yerle temas ettiğinde sayma süreci durdurulur. 30 saniye boyunca bireyin denge tahtasının kenarlarını yerle temas ettirmeden denge tahtası üzerinde durması istenir. Testin başlamasıyla birlikte 0'dan itibaren her 0.3 saniyede bir sayı arttırılır. 30 saniye boyunca hiç yerle temas gerçekleşmez ise (0.3 saniye x 100 birim = 30 saniye) 100 sayısı elde edilir. Her yerle temasta sayı artırımı durdurulur ama test süresi devam ettirilir. Bireylerin tüm vücut dengesi 0 ile 100 birimlik skorlar arasında değerlendirilir [167].

2.17.6. Bass testi

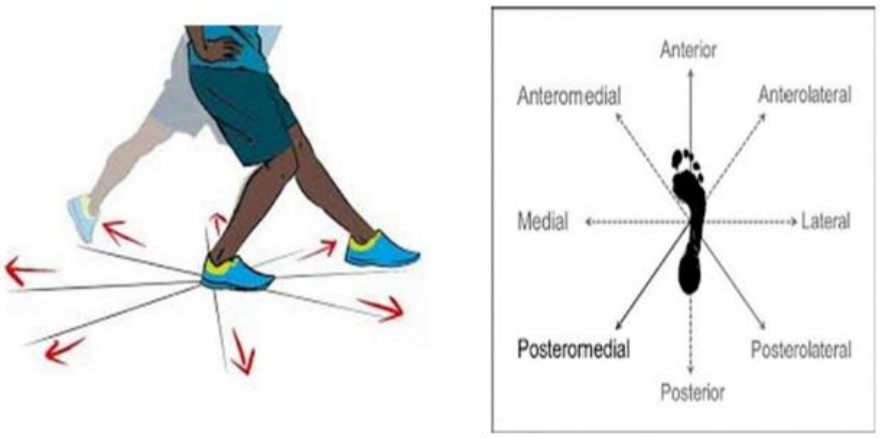
Bass testinde bireyin zeminde çizilmiş bir diyagramı tek ekstremite üzerinde sıçrayarak tamamlaması istenir. 4.5 metre boyunda ve 40 cm genişliğinde bir alana çizilen diyagramda, birey başlangıç noktasından başlar (sağ ayak üzerinde) ve daha sonra yere işaretlemiş olan noktaların üzerini ayağı (sağ ile başlar sol ayakla kapatır, sol ile başlar ise sağ ile kapatır) ile kapatacak şekilde sıçrar ve iner. 10 tane çizilmiş işaret üzerinden geçerek parkuru tamamlar. Test skorlamada başarılı ve başarısız çıktılar ile değerlendirilir. Birey test sırasında yaptığı sıçramalar sonrası herhangi bir işaretlenmiş noktayı kapatamazsa test başarısı olarak kaydedilir.



Şekil 2.23. Modifiye edilmiş bass testi zemin diyagramı [168]

2.17.7. Yıldız testi

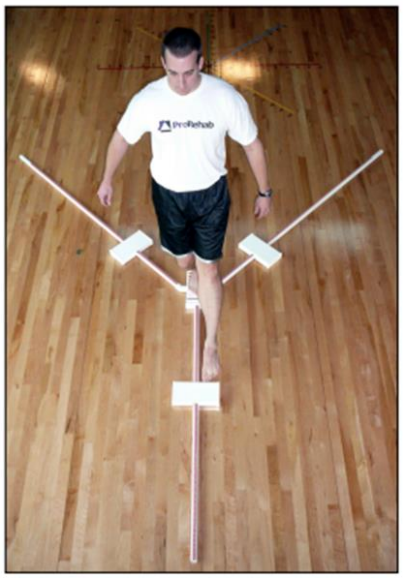
Yıldız testi, yere yapıştırılan 4 adet 120 cm'lik bantların birbiri üzerine birbirlerini orta noktalarında kesecek ve kolları arasında eşit (45 derece) açı olacak şeklinde bir yıldızı andıran diyagram zemin üzerinde yapılır. Birey bir ayağını yıldızın merkez noktasına sabitlerken diğer ayağı ile uzanarak yıldızın kollarına erişebildiği ölçüde hafifçe dokunur. Test uygulayıcısı tarından dokunduğu her nokta işaretlenir ve test sonunda 8 kolun her birisinin dokunulan nokta ile merkez arası mesafesi alınıp aritmetik ortalamaları alınır. Skorlamada bu aritmetik ortalama kullanılır. Bu alnına verinin (görece veri) normalize edilmesi için " % (aritmetik ortalama/bacak uzunluğu*100)" formülü kullanılır.



Şekil 2.24. Yıldız testi uygulaması [169]

2.17.8. Y denge testi

Y denge testinde 3 adet üzerinde hareketli minik bir istasyon bulunan çubuğun bir merkez üzerinde 120 derecelik açılarla birleştirilmesinden oluşur. Merkezde bireyin bir ayağını koyacak bir stant bulunur. Birey ayaklarından biri bu stantta sabitken diğer ayağı ile kollardaki hareketli istasyonu itebildiği kadar uzağa itmeye çalışır. Her bir koldaki merkez istasyon arası mesafelerin aritmetik ortalaması alınır. “ % (aritmetik ortalama/bacak uzunluğu*100)” formülü kullanılır.



Resim 2.17. Y denge testi [170]

2.18. Denge Tahtası ve Dinamik Denge

Denge tahtası, plastik ya da ahşap malzemeden yapılmış yaklaşık 40-42 cm çapında 1-2 cm eninde dairesel bir platformun yine aynı malzemelerden yapılmış yarım kürenin yatay kesiti üzerine birleştirilmesiyle oluşmaktadır.



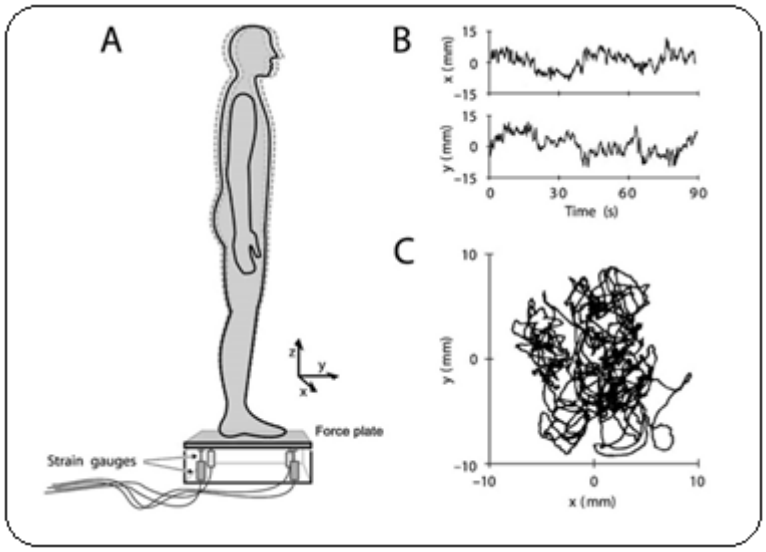
Resim 2.18. Denge tahtası

Denge tahtasının tasarımındaki amaç, dinamik bir temas yüzeyi oluşturmaktır. Dinamik, cisimlere dışarıdan kuvvet uygulandığında hareket kazanmalarıdır. Dinamik bir yüzey ise dışarıdan etki edilen kuvvetler doğrultusunda kolayca konum ya da şekil değiştirebilen yüzeydir. Resim 2.18.'de de görüldüğü üzere denge halinde olan denge tahtasının zeminle temas eden yüzeyi (destek yüzeyi) oldukça küçüktür. Böylelikle denge tahtasının istenilen denge halinin (denge tahtasının yüzeyinin yere paralel olması ve de yüzeyin yerle temas etmemesi durumu) korunması için, küçük temas yüzeyi yüzünden her an değişen ağırlık merkezi konumunun oluşturduğu torku karşılayacak (bileşke kuvveti sıfırlayacak) süregiden bir kuvvet uygulanması gerekecektir.

Denge tahtası üzerindeki bir birey, ağırlığı sebebiyle en ufak salınımda daha fazla denge bozucu kuvvet üretecektir. Böyle bir torku karşılayacak dışarıdan bir kuvvet teması olmadığı için birey, denge tahtasını istenilen pozisyonda tutmak için ağırlık merkezinden zemine düşen gravite hattını, denge tahtasının destek yüzeyi içinde tutmak için her an farklı postüral pozisyon almak zorunda kalacaktır. İnsanın nöromüsküler yapısı ve vücut biyomekaniği gereği statik pozisyonda bile (örneğin ayakta dik dururken) ağırlık merkezi, uzayda sabit bir konumda durmaz. Şekil 2.25'de görüldüğü gibi ağırlık merkezi vektörünün zemine dikey izdüşümü olan basınç merkezi (vücudun

zemine uyguladığı dikey basıncın vektörel bileşke değeri) anlık olarak değişmekte ve bu değişimin minimal olması için vücut, var olan postürünü korumak adına kassal kontraksiyonlar ve dolaysıyla ufak eklem hareketleri yapmaktadır. Sonuç olarak, denge tahtası üzerinde en ufak hareketlilik bile denge tahtasının yüzeyinde eğim değiştirecek bir tork üretmekte, birey mevcut postüral konumunu veya denge tahtasının denge hali konumunu korumak için anlık postüral değişimler meydana getirmek zorunda kalacaktır.

Denge tahtası üzerindeki bireyin ağırlık merkezinin uzaysal konumu, denge tahtasının konik ucunun destek yüzeyi olarak kullanılmasından dolayı her an değişmektedir. Bireyin denge ya da postüral kontrolünü sağlayan Somatosensoriyal sistem iskelet kasları üzerinden oluşturulan kuvvetlerle, ağırlık merkezinin denge tahtası üzerine oluşturduğu döndürme kuvvetini dengelemeye çalışır.



Şekil 2.25. Statik duruşta vücut basınç merkezinin anlık değişimi [171]

Denge tahtası, çocuklarda fiziksel gelişime destek olması amacıyla [172], sedanter ve yetişkin bireylerde genel kuvveti ve dinamik dengeyi arttırmak amacıyla, sporcularda yaralanmalara karşı koruyucu yaklaşım ile spora özgü becerileri arttırmak amacıyla [15], geriatrik bireylerde kas iskelet yaralanmaları önlemek adına dinamik dengeyi arttırmak amacıyla [173] ve postüral kontrol ve tepki süresinde oluşan defisitleri (kusurları) ortadan kaldırmak amacıyla kullanılmaktadır [174] .

2.19. Arduino Konsepti ve İnsan Biyomekaniği

2.19.1. Arduino konsepti nedir?

Arduino, açık kaynak özellikli bir elektronik devre kartıdır. Arduino, ilk önce bir konsept olarak oluşturulmuştur. İtalya Ivrea'da bulunan Etkileşimli Tasarım Enstitüsü' nde Hernando Barragan isimli Kolombiyalı bir yüksek lisans öğrencisi, Open Hardware isimli tezinde elektronik devrelerin, bir çatı altında basitleştirilebileceği ve herkesin kolayca kullanıp cihazlar tasarlayabileceği bir platform oluşturulabileceğini öne sürerek bir konsept ortaya koymuş ve bunun nasıl yapılması gerektiğine dair argümanlar olarak basit prototip devreler oluşturmuştur [175]. Bu konseptin hayata geçirilmesi için 2005'te Massimo Banzi isimli İtalyan bir elektrik-elektronik mühendisinin liderliğinde toplanan bir İtalyan mühendis takımı, tasarlanan ilk Arduino geliştirme kartını üretmiştir. Banzi ve arkadaşlarının bu süreçte konseptin herhangi bir ticari çıktısı olması yerine sadece eğitim amaçlı ve herhangi bir kâr amacı gütmemesi, Arduino konseptinin özünü oluşturmaktadır. Bu özün hizmet ettiği amaç, öğrencilere ucuz yollu ve doğrudan kullanılabilir bir devre kartı sunarak, basit sensörler ve kumandalar yardımıyla gelen veriler üzerinden çevre ile etkileşimli cihazlar ortaya çıkarmak ve elektroniğin dünyasını daha da genişletmekti. Bu ilk geliştirme kartının ya da sonradan geliştirilen kartların referansı olan devre kartının ya da donanımının adı (hardware) Arduino Uno, derleyici yazılımı ise Versiyon 1 Arduino Yazılımı' dır (IDE) [176].

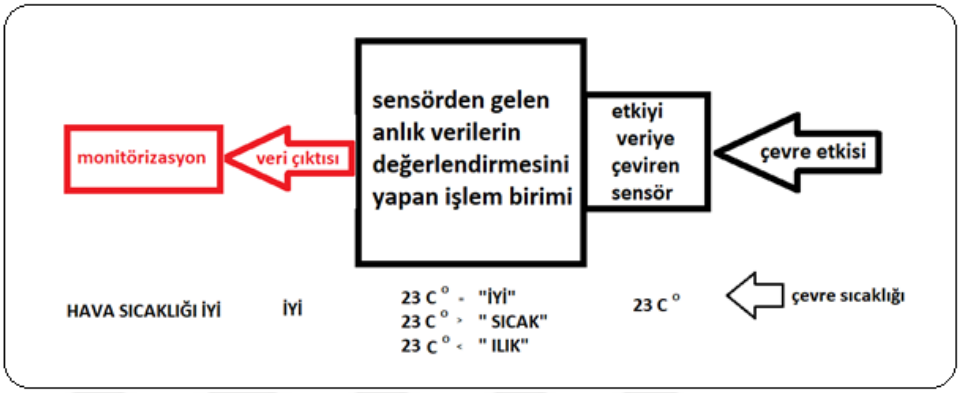
Arduino geliştirme katları Creative Ortak Atıf-Aynı Lisansla Paylaş 3.0 (Commons Attribution-ShareAlike 3.0 License) lisanslamaya sahip ürünlerdir [177]. Böylece Arduino herhangi bir şekilde üzerinde modifikasyon yapılmasına olanak sağlayan, herhangi bir patent ücreti ödemeden ticari amaçla klonlanabilen (kopyası üretilen) ve herhangi bir ticari lisans ücreti ödemeden yine ticari malların bünyesinde kullanılabilir cihazlardır (açık kaynak).

2.19.2. Geliştirme kartı nedir?

Genel tanımıyla geliştirme kartları (development board), üzerinde pek çok elektronik bileşenin bulunduğu (gömülü sistem) bir devre kartıdır. Bu kartın temel bileşenleri, merkezi işletim ünitesi, dışsal ara yüz kaynağı, veri yolu giriş ve çıkış portlarıdır. Kart geliştiricileri, kartın üzerindeki bileşenleri, ihtiyaca göre çoğaltabilir veya azaltabilir [178].

Geliştirme kartları herhangi bir ürünün proje sürecinde tasarlanan elektronik devre kartının prototipini ortaya koymak için kullanılır. Burada amaç, oluşabilecek sorunları

önceden saptayıp bu sorunlara yönelik stratejiler geliştirmektir. Böylelikle AR-GE (Araştırma Geliştirme) sürecinde oluşabilecek maliyetler en aza indirilmiş olur. Bunun yanında eğitim amaçlı olarak, öğrenciler veya hobi olarak elektronikle ilgilenenlerin temel elektronik bilgisinin uygulamaya dökülmesi veya ufak projeler geliştirilmesi için olanak sağlaması hedeflenir.



Şekil 2.26. Geliştirme kartlarının temel fonksiyonel mantığı [179]

Şekil 2.26.'da geliştirme kartlarının temel fonksiyonu örneklendirilmiştir. Çevreden gelecek her türlü etki, sensörler (almaçlar) tarafından yakalanarak elektriksel sinyal üzerinden verilere dönüştürülür. Bu veriler mikroişlemci ünitesine ulaştırılarak burada yüklenmiş yazılım aracılığıyla önceden tasarlanmış yazılımsal hesaplamalardan geçirilerek, bir veri çıktısı olarak mikroişlemciden çıkar daha sonra herhangi bir sembolik dile dönüştürülerek görsel olarak okunur hale getirilir. Kısaca, mikrodenetleyici denilen yapı ile sinyal yollayıp sinyal alan ya da girdiler (input) denilen algılanan verilerden, bunları işleyerek çıktılar (output) oluşturan elektronik yapılardır. Şekil 2.26.'da örneklendirildiği üzere çevre sıcaklığı algılanmış ve mikroişlemcideki yazılım üzerinden bir hesaplama sonucu yeni veri çıktısı olan durum bilgisi elde edilmiş ve bu bilgi bir monitörden okunmuştur [180].

2.19.3. Arduino geliştirme kartı

Arduino, açık kaynak kodlu ve kullanımı hayli kolay olan bir yazılıma sahip (C++ yazılım dilini basitleştirilmiş bir versiyonu) geliştirme kartı markasıdır. Arduino, sensörler yoluyla algılanan ışık şiddeti, herhangi bir düzlemin zemine göre açısal değeri, herhangi bir sıcaklık değerini veya bir butona basılarak elde edilen açık veya kapalı

bilgisi gibi verileri değerlendirerek çıktı verileri üzerinden bir LED (ışık yayan diyot-light emitting diode) yakıp söndürebilir, bir motoru çalıştırıp durdurabilir veya herhangi bir monitör bilgisini çıktı olarak sunabilecek işlemleri yapar. İşlemciye, yapması istenen işlemler (komutları) bilgisayar üzerinden Arduino Yazılımı (IDE) ile derlenip (işlemcinin anlayacağı dile dönüştürülüp) yüklenebilir. Zamanla Arduino geliştirme kartları, ihtiyaca yönelik olarak (kompleks projelerin gerçekleştirilmesi amacıyla) kapasite ve boyut olarak çeşitlendirilmiş ve kullanıma sunulmuştur [181].

Arduino geliştirme kartlarını, kolay erişebilir ve yazılımı açık kaynak kodlu olduğu için başlangıç seviyesinde olan bir öğrenciden, endüstriyel anlamda kullanan profesyonellere kadar büyük bir topluluğu kendisine çekmiştir. Bu durum hem yazılımsal hem de donanımsal olarak katlanarak çoğalan ücretsiz, paylaşılabilir, erişilebilir yazılımsal eklentilere (kütüphaneler) ve farklı amaçlarla tasarlanan modül ve sensör zenginliğine sahip bir platform oluşturmuştur (Arduino ekosistemi) [182]. Arduino geliştirme kartlarının kullanımı, elektronik devre kartı tasarımı, fonksiyonları ve kartların yazılımsal altyapısı hakkında bir arkaplan bilgisine sahip olmayan herhangi bir birey tarafından rahatlıkla kullanılabilir. Yazılımsal özelliği (IDE) gayet basit ve kolay öğrenilir bir yapıya sahiptir. Pek çok mikrodenetleyici (Arduio' nun sahip olduğu işlem ünitesi) yalnızca Windows İşletim Sistemleri kapsamında programlanabilirken, Arduino Mac, Windows ve Linux işletim sistemlerinde kullanılabilir. Oldukça ucuz maliyete sahip olduğu için eğitim ve öğretim alanında oldukça sık tercih edilir. Uluslararası blog sitelerine sahip olduğu için proje sahipleri, rahatlıkla bilgi paylaşımı yapabilirler [183].

En çok kullanılan ve Arduino geliştirme kartı serisinin atası kabul edilen Arduino Uno' dur. Arduino devre kartları farklı ihtiyaçlar üzerine zamanla geliştirilip, çeşitlendirilmiştir. Arduino Uno, Atmega 328 tabanlı bir mikrodenetleyiciye sahiptir. Kart üzerinde iletişim için gerekli dönüştürme işlemini ise Atmega 8U2 mikrodenetleyicisi yapmaktadır. Arduino Uno' yu Windows İşletim Sistemi kurulu bir bilgisayarla programlamak için Arduino IDE yazılımını kullanmak gerekirken, Mac ve Linux için herhangi bir yazılım yüklenmesi gerekmez. Haberleşme ve güç için DC (Direct current) adaptör (5-12 voltluk) ile USB port girişleri bulunmaktadır [184] .

Arduino Uno' ya komutların yüklenmesi için herhangi bir ekstra modüle ihtiyaç yoktur. Sadece bir USB kabloyla yükleme yapılabilir. Arduino IDE uygulamasında kullanılana yazılım dili C++ yazılım dilinin basitleştirilmiş bir versiyonudur. Dil tasarlanırken

mümkün olduğunca her popülasyondan veya meslek bireylerin kolayca kavrayabileceği bir sintaksa (söz dizimi) sahip olmasına özen gösterilmiştir [185].

2.19.4. Arduinonun temel bileşenleri

2.19.4.A. Donanım (Hardware)

USB Girişi:

Arduinonun ilk parçasıdır. Mikrodenetleyiciye program yüklemek için kullanılır. USB portundan elde edilen regüle edilmiş (düzenlenmiş) 5 voltluk enerji ile Arduino kartı beslenir (elektrik enerjisi verilir).

Dışsal Elektrik Verici (External Power Supply):

USB portundan elektriksel enerji verimi olmadığı durumlarda kullanılan güç kaynaklarından (5-12 volt) elektrik enerjisi almak için kullanılan giriştir.

Reset Butonu:

Arduino içine yüklenen programın tekrar baştan çalışmasını tetikleyen butondur.

Mikrodenetleyici:

Mikrodenetleyici veri alan veya veri yollayan ve kendi içinde verileri hesaplayan tüm karın içinde gerçekleşen fonksiyonları yöneten cihazdır.

Analog Pinler:

Analog pinler, analog sensörlerden gelen 0-5 volt arasında gerilim olarak gelen verileri sayısal veriye dönüştüren pinlerdir.

Giriş-Çıkış Pinleri (IO):

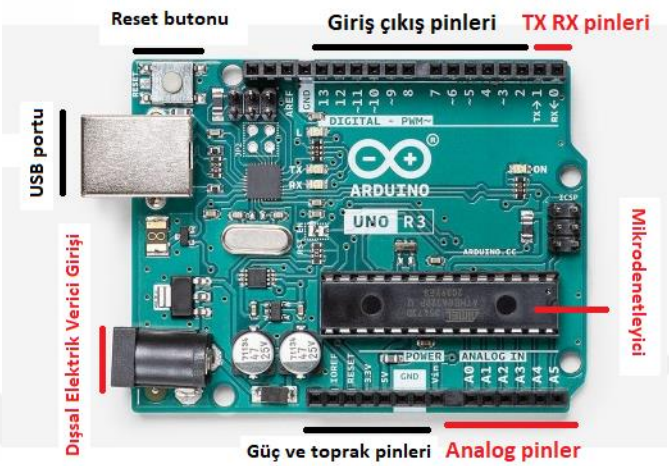
Bu pinler, 0 ve 1 dijital verileri üretir veya alırlar. Sensörlerden gelen açık (5 V; elektrik var) veya kapalı (0 V; elektrik yok) verileri okurlar ya da aç veya kapa sinyalleri oluştururlar.

TX-RX Pinleri:

TX (transmit-iletici) ve RX (receive-alıcı) pinleri mikrodenetleyiciye programlayan haberleşme pinleridir. Aynı zamanda giriş ve çıkış pinleri olarak da kullanılabilir.

Güç (+) ve Toprak (-) Pinleri:

Güç pinleri, Arduino kartı enerji ile beslemek veya sensörlere elektrik enerjisi (5v ve 3.3v) vermek için kullanılırken toprak pinleri elektrik devresini tamamlamak için kullanılan pinlerdir.



Resim 2.19. Arduino Uno geliştirme kartı [179]

2.19.4.B. Yazılım (Software):

Arduino IDE (Integrated Development Environment -Entegre Geliştirme Ortamı) yazılımı donanımın fonksiyonlarını belirleyen bir dizi tanımlamalardan oluşur. Arduino IDE 3 bölümde incelenir.

1. Yönerge Alanı

Yönerge alanında Dosya, Düzenleme, Skeç (programın kurgusal bütünü), Aletler, Yardım, Derle- Yükle ikonları, Yeni, Aç, Kaydet ve Seri Monitör isimli Arduinoya veri gönderme ve veri görüntüleme penceresini açan sekmeler vardır.

2. Metin Alanı

Metin alanına programı oluşturan kodlar yazılır. Bu kodların bütününe skeç adı verilir. Skeç 2 ana bölümden oluşur. Kurulum (setup) fonksiyonu ve öncesi; programın başlatıldığında bir kez çalışan bölümüdür. Burada pek çok nesne çalışmaya hazır hale getirilir. Bunun yanında giriş ve çıkış pinleri ayarlanır.

3. Döngü Rutini

Metin alanında yazılan skeç (kodlar bütünü) tekrar ve tekrar çalışmaya devam eder.

4. Mesaj Penceresi Alanı

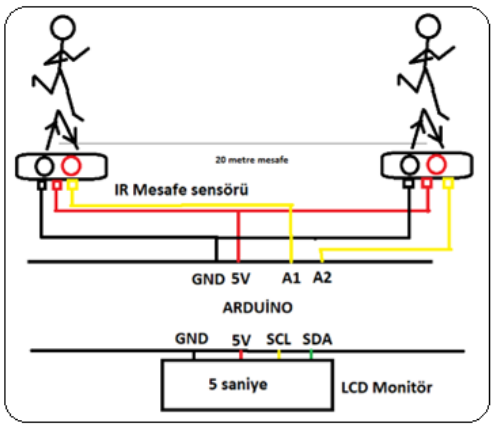
Siyah fona sahip olan bu alanda kodların işlenmesi hakkında bilgiler gelir. Özellikle kodların doğru olarak yazıldığının doğrulanması bilgileri bu alanda önemli verilerdir [179].

2.19.5. Uygulama Örnekleri

Arduino ile yapılan basit ama kompleks projelere ilham verebilecek projeler Arduino komut yazım dizisinin basitliğini ve aynı zamanda işlevselliğini anlatan en iyi araçlardır. Böylelikle Arduino Uno geliştirme kartı donanım ve yazılımının birkaç çevre bileşeniyle nasıl kullanıldığına dair bir taslak sunulmuş olur.

2.19.5.A. Hız testi projesi

Uygulamada 2 adet IR (infrared –kızılötesi) mesafe sensörü, 1 adet Arduino, 1 adet LCD ekran kullanılır. IR sensörlerin çalışma mantığı kısaca bahsedilirse, IR sensörlerin içinde 2 temel bileşen vardır. Birincisi çevreye kızılötesi ışık yayan (görünür olmayan) bir diyot, diğeri ise bu yayılan kızılötesi ışığın bir engele çarptığında yansımasını algılayacak bir foto bileşeni vardır (fotodiyot, fototransistör veya fotorezistör) [186]. Mesafe sensörü önünden bir cisim geçirildiği zaman sensör Arduinoya bir sinyal gönderir. Daha sonra hareketli cisim diğer sensörün önünden geçtiğinde, ikinci sensörde Arduinoya bir sinyal gönderir. Arduinoda bulunan mikrodenetleyici bu iki sinyal arasındaki süreyi hesaplar ve LCD ekrana bu süreyi göstermesi için veri yollar [187].



Şekil 2.27. Hız testi projesi devre tasarımı

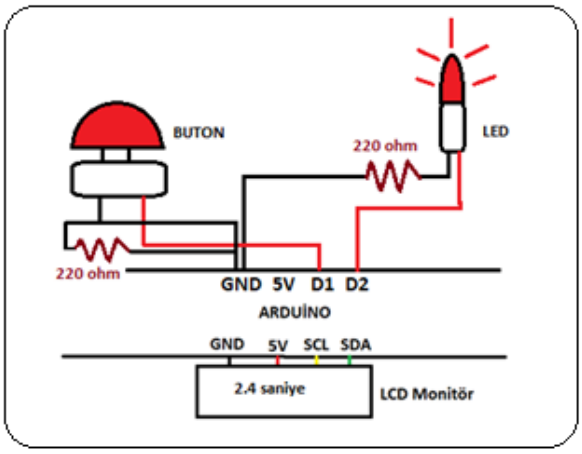
Şekil 2.27.'de görüldüğü üzere 2 uzaklık sensörü, bir geliştirme kartı ve mini LCD ekran ile bir motor beceri değerlendirmesi yapılabilmektedir.



Resim 2.28. Hız testi projesi kodları

2.19.5.B. Reaksiyon zamanı testi projesi

Projede 1 adet Arduino Uno geliştirme kartı, 1 adet buton, 2 adet direnç (220 Ohm), bir adet LCD monitör ve bir adet LED kullanılmaktadır. Devrenin kurulum mantığı, rastgele bir şekilde LED ışık yanar. LED'in yanmasıyla birlikte süre başlatılır. Birey LED'in yandığını fark ettiği an bir motor hareketle butona basar. Butona bastığı an süre sonlandırılır ve elde edilen süre LCD ekrana aktarılır. Devre tasarım mantığından anlaşıldığı üzere amaç bireyin tepki süresini ölçmektir. Bu ölçüm birey, LED ve buton arasındaki mesafeler modifiye edilerek çeşitlendirilebilir [188].



Şekil 2.28. Reaksiyon zamanı projesi devre tasarımı

buton-led

```
int buton = 9; // butonun bağlandığı pin
int led = 8; // ledin bağladığı pin
int butonDurumu = 0; // buton durumu 0 olarak bağlayacak
void setup() {
  // led pinini çıkış olarak ayarlıyoruz
  pinMode(led, OUTPUT);
  // buton pinini giriş olarak kuruyoruz
  pinMode(buton, INPUT);
}

void loop(){
  // buton durumunu okuyoruz
butonDurumu = digitalRead(buton);
  // butonun basılı olup olmadığını kontrol ediyoruz
  // eğer basılı ise
  if (butonDurumu == HIGH) {
    // led yanıyor
    digitalWrite(led, HIGH);
  }
  // basılı değilse
  else {
    // led kapalı
    digitalWrite(led, LOW);
  }
}
```

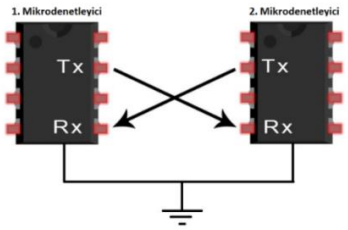
Resim 2.21. Reaksiyon zamanı projesi kodları

2.19.6. Arduino Ekosisteminde İletişim Protokolleri

Arduino ve benzeri geliştirme kartları, mikrodenetleyici içindeki işlemleri harici bir monitöre aktarmak veya bilgisayar üzerinden Arduinoda bulunan mikrodenetleyiciyi programlamak için ve son olarak denetleyicinin oluşturduğu verileri, kullanıcının izlemesi (monitörizasyon) için bir bağlantı aracına ihtiyaç duyar. Bir başka ifadeyle; geliştirme kartlarının mikrodenetleyicileri ile dış ortam arasında bağlantıyı sağlayacak bir iletişim kanalına ihtiyaç vardır. Bu kanaldan yapılan iletişim araçlarından biri seri

haberleşmedir. Seri haberleşmede cihazlar arasında bir hat vardır ve veriler bu hattan peşi sıra gönderilirler. Seri haberleşme iki farklı yöntemle gerçekleşir. Bunlardan ilki, senkron haberleşmedir ki bu yöntemde alıcı ve verici arasında birbirilerini uyumlayan (senkronizasyon) bir frekans ayarlayıcı saat bulunur. Bu saatin oluşturduğu frekans üzerinden birbirleriyle devamlı iletişim halinde kalırlar. İkinci yöntemde ise, alıcı ve verici birbirinden bağımsız veri alışverişinde bulunur. Alıcı kanaldan veri alınırken, verici kanaldan veri göndermek zorunluluğu yoktur. Bunun yanında asenkron haberleşme yönteminde, veriler bir paketçik olarak iletilir. Veri geldiğini belirten bir veri ve verinin bittiğini gösteren başka bir veri eklendiği için senkrona göre iletişim hızı daha yavaştır.

İletişim hattı üzerinden verilerin geçmesi için, veriler iletişim protokolleri adı verilen standardize edilmiş yöntemler kullanılır. Seri haberleşme protokollerinden UART hattı (Evrensel Asenkron Alıcı-Verici hattı veya USART yani Evrensel Senkron Alıcı-Verici hattı) yaygın olarak kullanılmaktadırlar. UART iletişim protokolünde, her iki cihazda bir gönderici biri de alıcı pinler olmak üzere ikişer pin bulunmaktadır (RX: Reciever ve TX: Transmitter). Cihazlarda bulunan bu pinlerden, birinin alıcı pini diğerinin verici pinine bağlanır. Yani bir hattan veri aktarılırken diğer hattan veri alınır.

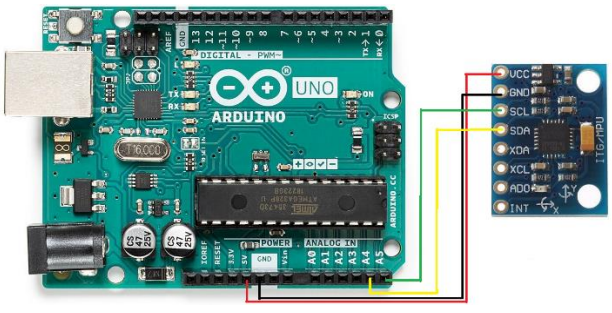


Şekil 2.29. UART iletişim modeli [189]

UART iletişim protokolünde, bir mikrodenetleyiciden diğerine 1 bit başlama verisi gönderilir, daha sonra 8 bitlik gönderilmek istenen veri ve en son olarak 1 bir bit durdurma verisi gönderilir. Böylelikle 10 bitlik veri paketleri şeklinde veriler tek kanal üzerinden gönderilir veya alınır. UART seri iletişim protokolünde dikkat edilmesi gereken bir parametrede baudrate (veri taşıma hızı) parametresidir. Bu parametre verinin saniyedeki aktarım miktarını belirler. Alıcı ve vericinin veri alım ve aktarım hızları birbirine yakın olmak zorundadır yoksa verilerde bozulmalar meydana

gelmektedir. Yaygın olarak kullanılan baudrate hızları 4800, 9600, 57600 ve 115200'dür. Örneğin, 9600 baudrate saniyede 9600 baytlık veri aktarılacağı anlamına gelmektedir.

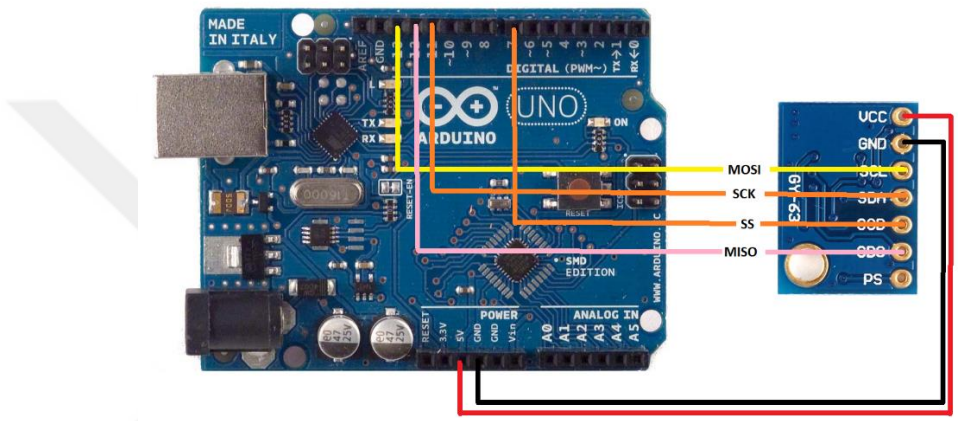
I2C iletişim protokolü de yaygın olarak Arduino ekosisteminde kullanılmaktadır. Arduino ekosisteminde kullanılan sensörlerin entegresinde bulunan 12C protokolü, geliştirme kartlarının pek çok sensörden anlık veri almasını sağlamaktadır. I2C iletişim protokolünün avantajı, geliştirme kartları üzerinden 1000'e yakın sensörden veri alınmasını mümkün kılmasıdır. Master olarak tanımlanan geliştirme kartı, kendisine bağlanan slave (bağımlı) modta tanımlanan sensörlerin her birine bir adres atar. Bu adresleme yöntemiyle her bir sensörden gelen veriyi okur ve sensörlerden gelen veriyi senkronize etmek için bir saat kullanır. Bir pinden senkronizasyon yapılırken diğer pinde veri aktarımı gerçekleşir. Geliştirme kartlarında I2C iletişimi yapmak için özelleşmiş pinler kullanılır. Resim … de görüldüğü üzere Arduino Uno ile gyro ve ivme sensörü olarak kullanılan MPU6050 hareket sensörünün bağlantı diyagramı verilmiştir. MPU6050 I2C iletişim protokolüne sahiptir. Üzerinde bulundurduğu SCL (clock) pini, veri senkronizasyonu sağlarken SDA (data) pini ise veri aktarımını sağlamaktadır. Arduino UNO'da ise bu pinlerin karşılığı A5 ve A4 pinleridir. Dolayısıyla A5 pini MPU6050'deki SCL pinine, A4 pini ise MPU6050'deki SDA pinine bağlanmalıdır. Geliştirme kartlarında hangi pinlerin SDA VE SCL pinlerine karşılık geleceği üzerlerinde belirtildiği gibi belirtilmediği durumlarda ise datasheet denilen teknik bilgilerin yazıldığı veri föylerinde bulunabilir [190].



Resim 2.22. Arduino Uno ile MPU6050 bağlantı diyagramı [191]

SPI (Serial Peripheral Interface) iletişim protokolü, senkron seri haberleşme türlerinden biridir ve 4 pin üzerinden gerçekleşen bir iletişim protokolüdür. Geliştirme kartı,

master diğer cihazlar veya sensörler ise slave konumundadır. Master olan cihaz veri alacağı cihazı seçer ve verinin senkronizasyonu için saat kullanır. Kullanılan pinler MISO (Master In Slave Out), MOSI (Master Out Slave In), SCK (Serial Clock) ve SS (Slave Select) pinleridir. Master cihazdaki MISO pinine çevrede slave konumunda bulunan cihazdan veri aktarımı yapılır. MOSI pini üzerinden master cihazdan çevredeki cihazlara veri aktarımı sağlanır. SCK pini haberleşmede senkronu sağlayan saat sinyalinin bulunduğu hattır. SS pinleri üzerinden master hangi cihazla iletişim kuracağını belirler [191].

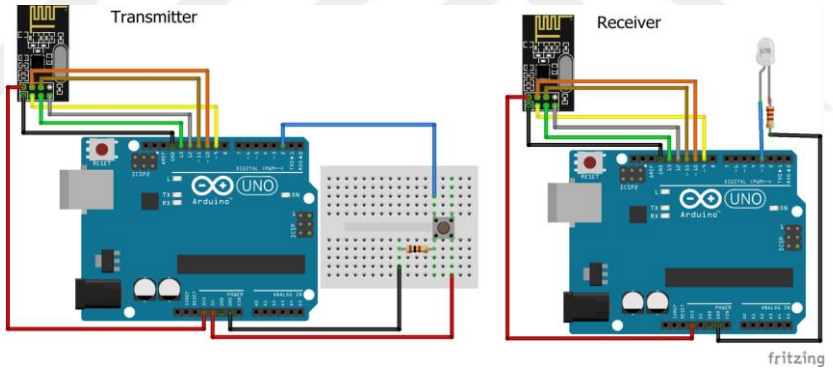


Resim 2.23. Arduino Uno ile Gy-63 basınç-altimetre sensörünün SPI bağlantısı [192]

Arduino geliştirme kartları arasında veya bilgisayar ile Arduino arasında kablosuz iletişim seçenekleri de mevcuttur. En sık kullanılan iletişim araçlarından NRF24L01, radyo frekansı üzerinden veri alış-verişine olanak tanır. Bir alıcı-verici modülü olan NRF24L01, dünya çapında 2.4 GHz ISM frekans bandında çalışacak şekilde tasarlanmıştır ve veri iletimi için GFSK modülasyonunu kullanır. Veri aktarım hızı 250kbps, 1Mbps ve 2Mbps olarak ayarlanabilir. 2.4 GHz bant [192], düşük güçlü cihazların kullanımı için uluslararası olarak ayrılmış Endüstriyel, Bilimsel ve Tıbbi (ISM), lisanssız bantlardan biridir. Kablosuz telefonlar, Bluetooth cihazları, yakın alan iletişimi (NFC) cihazları ve kablosuz bilgisayar ağları (WiFi), tümü ISM frekanslarını kullanır. NRF24L01 wireless modülü, maksimum 10 Mb / sn veri hızı ile 4 pinli Serial Peripheral Interface (SPI) üzerinden iletişim kurar. Frekans kanalı (125 kanal seçilebilir), çıkış gücü (0 dBm, -6 dBm, -12 dBm veya -18 dBm) ve veri hızı (250kbps,

1Mbps veya 2Mbps) gibi tüm parametreler SPI arabirimi üzerinden yapılandırılabilir. SPI veri yolu bir master ve slave statüleri üzerinden kullanır. Çoğu uygulama da Arduino Master, nRF24L01 wireless alıcı-verici modülü slave‘ dir. Örneğin Arduino UNO’da en fazla iki SPI slave, yani iki NRF24L01 wireless modülü kullanılabilir [193].

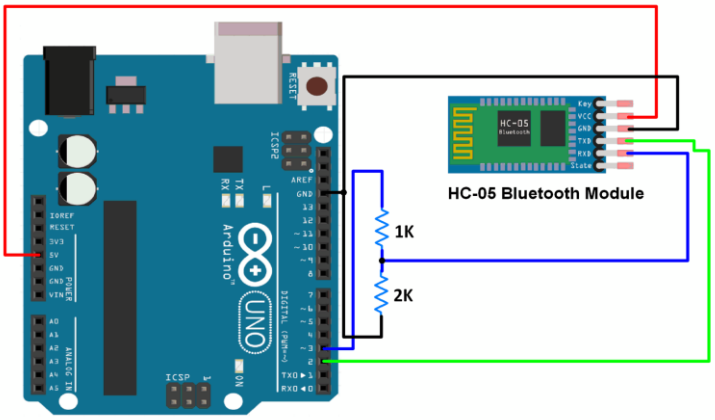
NRF24L01 wireless modülünde yerleşik anten kullanılır. Böylelikle kompakt bir yapı elde edilmiş olur. Ancak dahili küçük anten demek, daha düşük bir iletim aralığı anlamına gelir. NRF24L01 wireless modülü ile ortalama 100 metrelik bir mesafe içerisinde iletişim kurabilirsiniz. Tabii ki bu rakamlar açık havada geçerlidir. Kapalı mekândaki menzil engel teşkil eden duvarlar dolayısıyla düşmektedir. NRF24L01 wireless modülü, kanal olarak isimlendirilen belirli bir frekansta veri iletir ve alır. Alıcı ve verici modülünün birbirleriyle iletişi kurabilmeleri için aynı birbirleriyle iletişim kurabilmeleri için aynı kanalda veya aynı frekansta olmaları gerekir. Bu kanal 2.4 GHz ISM bandında herhangi bir frekans olabilir. Bu frekanslar 2.400 ila 2.525 GHz (2400 ila 2525 MHz) arasında değişebilir.



Resim 2.24. NRF24L01’in iki Arduino Uno arasındaki iletişim bağlantısı [194]

Kablosuz iletişim için Bluethooth modülleri de Arduino ekosisteminde kullanılmaktadır. Bluethooth, kısa mesafeli kablosuz iletişimde kullanılan bir radyo frekans teknolojisidir. Bluetooth kullanılarak bilgisayar çevre birimleri ile ya da bu çevre birimleri birbirleri ile kablo bağlantısı olmadan, görüş doğrultusu dışında bile olsalar (herhangi bir engel) haberleşme olanağına sahiptirler. Bluetooth teknolojisi, 2.4 Ghz ISM frekans bandında çalışmakta olup, ses ve veri iletimi yapabilmektedir. 24 Mbps' ye kadar veri aktarabilen Bluetooth ile iletişimde, destekli cihazların etkin olduğu

mesafe, IEEE' nin (Institute of Electrical and Electronics Engineers) belirlemiş olduğu IEEE 802.15.1 standardı içerisinde yaklaşık 10 ila 100 metredir [195].



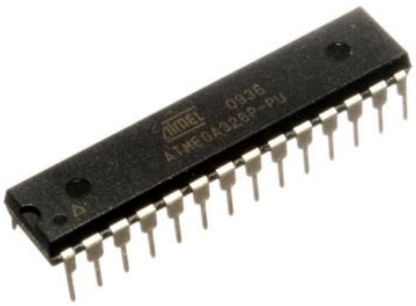
Resim 2.25. HC-05 Bluethooth modülünün Arduino Uno ile bağlantı şeması [196]

Resim 2.25.'de görülen HC-05 Bluethooth modülü, Arduino ekosisteminde yaygın olarak tercih edilmektedir. Arduino ile iletişiminde UART ya da USART seri iletişim protokolünü kullanmaktadır. 2.45 GHz bandında iletişim yapan modül 1 Mbps 'e kadar veri iletebilir. 10 metrelik iletişim mesafesi tanıyan modül, 4-6 V arası gerilimde çalışmaktadır. Bilgisayar ile iletişimi seri porttan olmaktadır. Bilgisayarda dahili bulunan Bluethooth alıcı devresi üzerinden veya bilgisayara takılan harici Bluethooth alıcı modülü üzerinden, Bluethooth modülü bağlanmış Arduino ile veya üzerinde dahili Bluethooth entegresi olan geliştirme kartları ile veri iletişimi yapılabilir.

2.13.6. Bilgisayar yazılımı

Arduino konseptinin bir konusu da verilerin değerlendirilmesi biçimidir. Arduino kendisine bağlanan çevre birimlerinden (sensörler, modüller) aldığı verileri bir kod içeriği düzleminde işleme tabi tutar. Bu kod içeriği yani programın amacı, bu birimlerden gelen verileri istenilen şekilde değerlendirmek ve de kullanıcının istediği tarzda bunu dış ortama aktarmaktır. Bu programların nasıl çalıştığını anlamak için iki kavramın ayrımının yapılması gerekir. Bu kavramlardan ilki mikrodenetleyici ve diğeri ise mikroçiptir. Arduino ve benzeri geliştirme kartlarının merkez organı bir mikrodenetleyicidir (MCU: Micro Controller Unit). Tüm programın yüklendiği ve işlemleri çalıştığı bölüm olan mikrodenetleyici çevre ile iletişimini sahip olduğu giriş ve

çıkış bacakları ile yapar (Resim 2.26.). Arduino Uno'da Atmel firmasının ürettiği Atmega328p mikrodenetleyicisi kullanılmaktadır. Bir mikrodenetleyici, işlemci (CPU), hafıza (RAM/ROM) ve giriş/çıkış (I/O Ports) birimlerini içeren minik bir bilgisayar gibi düşünülebilir. Arduinoya yüklenen kod içeriği, mikrodenetleyicinin içindeki işlem merkezini, mikrodenetleyicinin kapasitesi oranında programlar ve program içerisinde kullanılan parametreleri ayrı bir hafızada depolar. Yalnız bu hafızalar oldukça sınırlı alanlardır. Örneğin, Atmega328p mikrodenetleyicisinde program için 32 Kilobyte (Kb), parametre değerlerini tutmak için ise 2048 Byte alan ihtiva eder. Dolayısıyla yazılacak programlarda bu sınırlandırma göz önüne alınır. Bunun dışında daha geniş kapsamlı bir projeler söz konusu olduğunda, sadece geliştirme kartı üzerinden gelen verileri kullanıp çok boyutlu (pek çok fonksiyonu ikame eden) bir program yazılması gerekiyorsa mikroçiplere (çok boyutlu işlem yapabilen devreler), daha geniş hafıza alanına sahip olan hatta görsel araçlara sahip olan bilgisayarların kullanılması gerekmektedir [197]. Bu yazılımların amacı, geliştirme kartının bilgisayarla iletişimini sağlayan portlardan (bağlantı noktası) alınan verileri işlemek veya bu verileri farklı düzlemlerde kullanmaktır.



Resim 2.26. Atmel firmasın ürettiği Atmega32 mikrodenetleyici [198]

Bir bilgisayarda donanıma hayat veren ve bilgi işlemede kullanılan programlar, yordamlar, programlama dilleri ve belgelemelerin tümüne yazılım denir [199]. Bilgisayar dünyasında, temelde yazılım uygulama yazılımları, sistem yazılımları ve bilgisayar programlama araçları olarak üç sınıfa ayrılır. Sistem yazılımları Windows, Android, IOS gibi kullanıcının ilk karşısına çıkan bilgisayar ya da bilgisayar gibi çalışan sistemlerin bileşenleri olan, donanımların uyumlu çalışmasını sağlayan yazılımlardır.

Windows, Android, iOS gibi kullanıcının ilk karşılaştığı, donanımların ve yazılımların uyumlu çalışmasını sağlayan temel yazılımlardır. Tüm bilgisayar işlemleri temel olarak ikili sistemde çalışan bir dil ile çalışır. Daha doğrusu bilgisayarın elektronik bileşenleri 0 ve 1 yani yok ya da var işaretlerinin kombinasyonları ile çalışır. Herhangi bir yazılım dili kullanılıp ortaya bir program çıktığında, bu program bilgisayarda çalışması için bahsi geçen ikili kodlama sitemine sahip olan makine diline çevrilir. Bu işi de bilgisayar programlama araçları yapar. En son olarak uygulama yazılımları vardır ki bu belirli yazılım diliyle o dilin imkânları dâhilinde meydana getirilen işlemler bütünüdür. Sistem ve bilgisayar programlama yazılımları derin ve uzun süreli bir öğrenim ve eğitim süreci gerektirirken, uygulama yazılımları yapmak amaca göre kısa bir süreçle öğrenilebilir.

Uygulama yazılımları tasarlamak için kullanılan Microsoft Visual Studio (MVS), Microsoft firmasının geliştirdiği bütünleşik gelişimsel çevre (IDE) programıdır. Bilgisayar, telefonların veya tabletlerin sistem yazılımlarında çalıştırmak üzere web sitesi, akıllı telefonlar için uygulamalar, bilgisayarda belirli amaçlara hizmet eden masaüstü programları geliştirmek için kullanılan yazılım üreten bir yazılımdır. MVS ticari bir ürün olduğu gibi ücretsiz kullanım için seçeneklere de sahiptir [200]. Bununla birlikte kitlesel çevrimiçi açık ders ve bir çevrimiçi öğrenme platformlarında, pek çok serbest eğitimci tarafından belirli bir düzeye kadar ucuz eğitim alma imkânı sunulmaktadır [201].

T.C. Hazine ve Maliye Bakanlığı Bilgi Teknolojileri Genel Müdürlüğü tarafından yürütülen 1 Milyon İstihdam Projesi, Türkiye'de pek çok alanda çalışan veya öğrenciye program yazılımı öğretmek ve böylece ülkenin bilişim teknolojisinde gelişmesini destekleyen bir programdır. Bu programın çıkış noktası Türkiye'de sınırlı sayıda bilgi teknolojisinde çalışan olması dolayısıyla birçok projede bilişim konularında sıkıntılar meydana getirmektedir. Buradan yola çıkarak program yazılımlarını yapacak beceriye, en azından belirli bir seviyede hâkim olma hemen hemen her meslek sektöründe olumlu katkılar sağlayacağı söylenebilir [202].

2.13.7. C# programlama dili ve Windows form uygulamaları

Bilgisayarda kullanılan programlar pek çok yazılım dili kullanılarak yazılabilir. Bu dillerin söz dizimi (syntax) yani bilgiyi kodlayan semboller ve bu sembollerin kombinasyonları, birbirinden farklıdır. Yaklaşık 250'ye yakın yazılım dili olan yazılım

sektöründe, bazı diller oldukça yaygın kullanılır. Bu yaygın kullanımın arkasında o dilin gücü dilin ne kadar geniş bir alana hitap ettiği ve programcı için ne kadar çok seçenek sunduğuyla ilgilidir. Bu dillerden modern ve kavraması kolay dillerden biri de C# programlama dilidir. C# Microsoft firması tarafından üretilen, C++ isimli yazlım dilinin rafine edilmiş ve kullanımı pratikleştirilmiş modern bir dildir. ECMA (Avrupa Bilgisayar Üreticileri Birliği) ve ISO (Uluslararası Standartlar Teşkilatı) standartları altına alınmıştır [203]. Anders Hejlsberg liderliğinde geliştirilen C#, nesne yönelimli programlama özelliğine sahiptir. Bu özelliğin getirdiği avantajlar yazılımların pek çok projede kullanabilmeleri, uzun uzadıya kodlar yazmak zorunda bırakmaması, veri gizliliği konusunda hassas olması ve hata düzeltme durumunda daha pratik olanaklar sağlamasıdır. C#, .NET (Microsoft'un program yazmak ve geliştirmek için sunduğu dijital platform) orta seviyeli bir dildir. Bunun anlamı hem makine dili hem de insan günlük konuşma diline yakın bir dil olmasıdır. Böylece öğrenimi ve kavranması daha kolaydır [204, 179].

Elde edilen veriler üzerinde çalışma yapmak için ekran üzerinde bazı kontrolörlere ihtiyaç duyulur. Örneğin, bir yazılım arayüzünde bulunan buton seçeneği, bir kontrolördür. Buton tetiklendiğinde kendisine bağlı olan kodları devreye sokar. Yazılımı kullanmak için bu tür kontrolörlere ihtiyaç duyulur. Visual Studio platformundaki Windows Form Uygulamaları, Windows masaüstü uygulamaları geliştirmek için kullanılan bir kullanıcı-arayüz görsel tasarım platformudur. Hazır kontrolörleri oluşturmada sürükle ve yerleştir gibi kolay bir tasarım imkânı sunarak yazılımcıya büyük bir kolaylık sağlar [205].

2.14. Temel İnsan Biyomekaniği ve Arduino Ekosistemi

İnsan vücudu, pek çok postürde sabit bir şekilde bulunabilir (stabilite fonksiyonu), bir yerden başka yere hareket edebilir (lokomotif fonksiyon) ve cisimleri ivmelendirebilir (manipulatif fonksiyon). Tüm bu fiziksel fonksiyonlar başat olarak MSS ve Kas-İskelet Sistemi sayesinde gerçekleşir. Bu fiziksel fonksiyonların nasıl gerçekleştiğini inceleyen bilim dalına biyomekanik denir [206].

İnsan biyomekaniği, statik ve dinamik olarak 2 farklı çalışma alanında incelenir. Statik, insan vücudunun dinlenme halinde veya tek bir postür üzere kaldığındaki mekaniğini inceler. Dinamik ise insan vücudunun hareket halindeki postürleri ve bu postürlerin kinetik ve kinematik bileşenleri ile ilgilenir. Ayrıca, insan biyomekaniği dinamik ve

statik kavramlarını iki başlık üzerinde değerlendirilir. Bunlardan ilki kinetik diğeri ise kinematiktir. Kinetik, vücudun açığa çıkardığı kuvvetler olan internal (içsel) kuvvetler ile çevrenin vücut üzerine etkili olduğu eksternal (dışsal) kuvvetleri inceler. Kinematik ise bu kuvvetleri açığa çıkarırken, vücudun eklemlerinin aldıkları açısal pozisyonları inceler [207].

2.14.1. Kinematik parametreler

2.14.1.A. Hareketin tipi

İnsan vücudunun hareketleri, doğrusal (lineer) ve açısal (angular) hareketlerin bir bileşkesi olarak açığa çıkar. Doğrusal harekette (translatory –yerdeğişmsel hareket) tüm vücut parçaları tek yönde ve aynı hızda hareket ederler. Açısal hareket ise varsayımsal bir merkez etrafında rotasyonel hareketlerdir. Örneğin, bir insan yürürken kafa ve gövdesi doğrusal hareket ederken, bacaklar ve kollar doğrusal ve açısal hareket ederler. Başka bir örnekte ise kafa, gövde ve kollar doğrusal hareket ederken bacaklar doğrusal ve açısal hareket ederler.

2.14.1.B. Hareketin büyüklüğü

Açısal hareketlerde hareketin açısal değerleri ile ölçülür. Gonyometre ile yapılan eklem hareketi ölçümleri örnek verilebilir. Doğrusal hareketlerde ise segmentin katettiği mesafe hareketin büyüklüğünün bir göstergesidir. Örneğin, 6 dakika yürüme testinde alınan mesafe hareketin büyüklüğünün ölçüsüdür.

2.14.1.C. Hareketin sürati

Bir hareketin birim zamanda tekrar sıklığıdır.

2.14.1.D. Eklem hareketinin uzaysal pozisyonu

Hareketin uzaysal pozisyonunu belirlerken kullanılan referans parametreler anatomik düzlemler ve hareket eksenleridir (aksis). 3 düzlem ve 3 hareket ekseni ile hareketin sanal lokasyon tanımlaması yapılır. İnsan vücudunun yatay olarak ortadan ikiye bölen frontal dikey olarak ikiye bölen sagital ve yatay olarak ikiye bölen horizontal düzlemlerdir. Aynı şekilde her düzlemde dikey doğrularda o düzlemlere ait eksenlerdir. Bir hareketin veya bir segmentin hareketinin analizi bu düzlemler üzerinden yapılır. Örneğin, dirsek fleksiyonu hareketinde eksen horizontal iken düzlem sagitaldir.

2.14.1.D. Hareketin yönü

Hareketin yönü, hareketin bir düzlem üzerinde nasıl tanımlandığıyla ilgili bir kavramdır. Bir hareketin açısal değeri sagital düzlemde azalırsa bu fleksiyonu olarak tanımlanır. Bunun tersi olarak açısal değer artarsa bu ekstansiyon olarak tanımlanır. Bunun yanında dorsal ve plantar fleksiyonda aynı şekilde sagital düzlem hareketleridir. Frontal düzlemde açısal değişmeler abduksiyon- adduksiyon veya inversiyon-eversiyon hareket çiftleri olarak tanımlanır. Eğer horizontal (transver) düzlemde bir açısal değişim varsa eklemde bu ise internal-eksternal rotasyon (içe-dışa dönme) veya pronasyon-supinasyon olarak tanımlanır. Anterior ve posterior kavramları da vücut segmentinin ön ve arkasını, superior ve inferior kavramları ise segmentin üst ve altını ifade eder [208].

2.14.2. Kinematik zincir

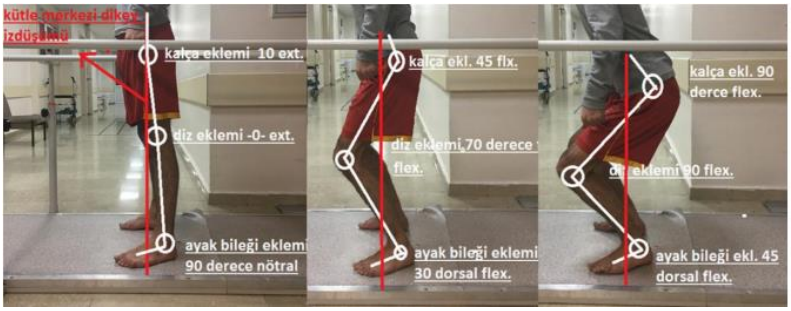
Kinematik zincir insan vücudundaki hareketli parçaların (eklemlerin) birbirlerine göre açısal pozisyon almalarıdır. Açık ve kapalı olarak sınıflandırılan kinetik zincir, hareketin büyüklüğünü belirleyen bir kavramdır.

2.14.2.A. Açık kinematik zincir

Hareket sırasında segmentlerin herhangi bir parçasının, diğer parçaların etkisinde olmadığı durumlarda ortaya çıkan hareketlerde görülen açısal özgürlük durumudur. Dolayısıyla eklemler birbirinden bağımsız olarak istenilen açısal değerleri alabilirler. İnsan vücudunun herhangi bir zeminle teması olmayan hareketler, açık kinetik zincir hareketleri olarak tanımlanır. Örneğin, üst ekstremite hareketleri çoğunlukla açık kinetik zincirdir.

2.14.2.B. Kapalı kinetik zincir

Kapalı kinetik zincir, insan vücudunun alt ekstremite hareketlerinde daha sık görülür çünkü segmentin biri daima yerle temas halindedir. Dolayısıyla en distaldeki (ayak bileği) sahip olduğu açısal pozisyonu değiştirmek için kalça ve diz eklemlerin açısal değişiklik meydana gelmek zorundadır.



Resim 2.27. Mini squat hareketin kinetik zincir modelince analizi [209]

Kapalı kinetik hareketler, vücut ağırlığının eklemler tarafından taşındığı durumlarda ortaya çıkar. Bu durumda eklemlerden herhangi birindeki limitasyon, pivot eklemin (yerle temas halinde olan) biyomekanik yapısını etkileyebilir [210], [211]. Açık kinetik zincir harekelerinde de böyle bir durum söz konusudur. Örneğin, el bileğindeki bir defisit (fonksiyon kabı) omuzda kompansasyona (eksikliği giderme adına daha fazla açısal değere sahip olma) sebep olur ve omuz hareketi açığa çıkarırken olması gerekenden daha fazla mekanik strese maruz kalabilir [207].

2.14.3. Hareketin kinetik analizi

Kinetik analiz, hareketi açığa çıkaran kuvvetler üzerine odaklanır. Kuvvet, bir cisme yol aldıran kuvvet olarak tanımladığı için segmentlerin hareket eden parçaları kasların ortaya çıkardığı kuvvetlerle olmaktadır. Kuvvet konusu, internal ve eksternal olarak iki bölümde incelenir.

Eksternal kuvvetler, vücudun dışından bir kaynağın oluşturduğu kuvvetlerdir ve insan vücudu üzerinde harekete zorlayıcı bir etki meydana getirir. İnternal kuvvetler ise daha çok bu eksternal kuvvetleri karşılamak veya onu manipüle etmek için oluşturulur [212]. Örneğin, insan vücudunun her daim etkisinde kaldığı gravite yani yerçekimi kuvvetine karşı her daim bir internal kuvvet oluşumu söz konusudur. Dolayısıyla nöromüsküler sistem her an aktif olarak çalışmaktadır. Bunun yanında bir denklem olarak konuya yaklaşıldığında, internal kuvvetlerin eksternal kuvvetlere baskın veya eşlenik gelemediği durumlarda segmentlerin postürü bozulmaktadır. Newton'un hareket kanunlarını bu olguyu açıklamaktadır [206].

2.14.3.A. Eylemsizlik Kanunu

Boşluktaki bir cisim üzerine herhangi bir eksternal kuvvet uygulanmadığı sürece cisim bulunduğu pozisyonda kalmaya veya hareket halinde ise hareketine olduğu gibi devam eder. Yeryüzünde ise bir cismi hareket haline geçirmek için cismin üzerindeki bileşke kuvvete zıt yönde ve bu kuvvetten daha büyük bir kuvvet uygulamak gerekir. Örneğin halter kaldıran bir sporcunun ağırlıkları belirli bir mesafeye kaldırması için cismin ağırlığının ters yönünde o cisim üzerine uygulanan yerçekimi kuvvetinin üzerinde bir internal kuvvet oluşturması gerekmektedir.

2.14.3.B. Temel kanun

Bir cisim üzerindeki bileşke kuvvet sıfırdan farklı ise cisim kuvvet yönünde ivme kazanır yani hızlanır. Kuvvetin değeri arttıkça ivmelenme artar ve cisim hızını daha kısa sürede arttırır. Hareket yönünün tersine bir kuvvet uygulandığında ise kuvvetin değeri ile orantılı olarak yavaşlar. Dolayısıyla cismin momentumu artar veya azalır. Özellikle sportif alanda manipulatif hareketlerde cisme momentum kazandıran kuvvetler artırılmak üzere antrenman yöntemleri veya hareket teknikleri tasarlanır.

2.14.3.C. Etki-tepki kanunu

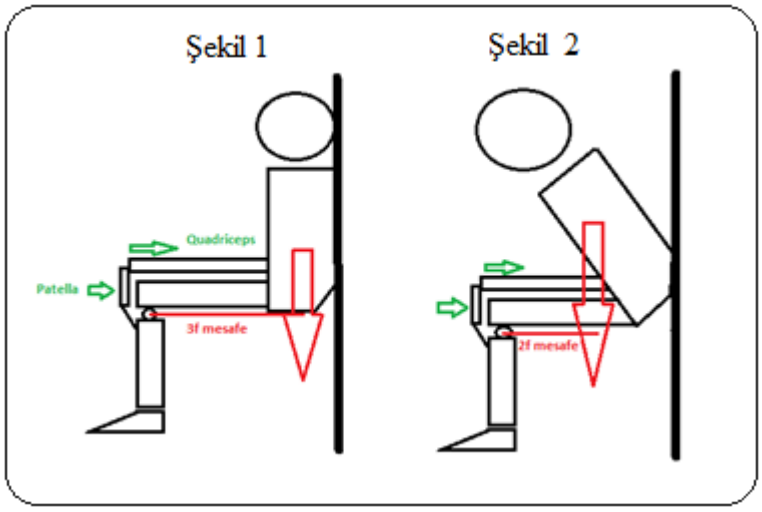
İki cisim birbirine kuvvet uyguladığında, bu kuvvetler eşit değerde ve birbirine zıttır. Örnek verilirse bir boksör 200 Newton' luk etki değeri olan yumrukla sert bir zemine vurduğunda aynı değere sahip ters yönde bir kuvvete maruz kalacaktır. Unutulmamalıdır ki cisimlerin zemin dokuları yumuşadıkça hem etki he de tepki kuvvetinde zemin üzerinde kayıplar yaşanacaktır. Amerikan futbolcuları gibi yoğun travmatik mücadele içeren sporcularda ortaya çıkan parçalayıcı kuvvetlerin vücut dokularına zarar vermemesi için koruyucu elbiseler kullanılmaktadır [213].

2.14.3.D. Temas kuvveti

Kuvvet-zemin ilişkileri teorik olarak ele alındığında kuvvetin zemine dik olarak geldiği ve zeminin sürtünmesiz olduğu varsayılır. Oysa yeryüzünde cisimler belirli bir sürtünme katsayısına sahiptir, dolayısıyla cisimler arasında etkileşen kuvvetler sürtünmenin oluşturduğu sürtünme kuvvetiyle absorbe olunur ve böylece ısı açığa çıkar. Bu sürtünme kuvvetine temas kuvveti de denir. Sporcuların giydiği ayakkabılarda, yüzücülerin mayolarında temas kuvveti tasarımlarda dikkate alınan bir parametredir [214].

2.14.3.E. Moment ve tork kavramları

Tork, bir kuvvetin bir cisim üzerinde oluşturduğu döndürme etkisidir. Tork kavramının yerine kuvvet momenti ifadesi de kullanılmaktadır. Burada torkun değerini doğru oranda belirleyen iki faktör vardır; birincisi kuvvetin cisim üzerinde cismin dönme eksenine, döneme ekseninin üzerinden geçmeyecek şekilde dik açı yapan vektörel bileşenin büyüklüğü ve bu vektörel bileşenin döndürme ekseni olan uzaklığıdır.



Şekil 2.30. Patellar stres ve gövde torku ilişkisi [215]

Moment ve tork kavramları vücut biyomekaniği açısından oldukça önemli kavramlardır. Bireylerin özellikle de egzersiz veya sportif aktivitelerle ilgilenenlerin yaşadığı kas iskelet yaralanmalarının bir sebebi de hareket patenlerinde görülen biyomekanik hatalardır. Biyomekanik hataların altında yatan, yumuşak dokular üzerine binen kuvvetlerin olması gerekenden fazla olması veya aktivite sırasında yoğun, eksternal, travmatik (yumuşak dokunun anatomik bütünlüğünü bozucu) kuvvetlerin eklem üzerinde oluşturduğu aşırı torktur. Şekil 2.30.'da görüldüğü üzere birbirine benzeyen iki egzersizin içeriğinde, gövde fleksiyonu olan egzersizde gövde ağırlığının diz eklemi üzerinde oluşturduğu tork daha az olduğu için ($2f \times G < 3f \times G$) Quadriceps kasının kontraksiyon şiddeti daha az olacak ve böylece patellafemoral eklem üzerinde oluşan kompresyon basıncı daha az olacaktır. Kompresyon basıncının az olması, menisküsler üzerine düşen dejenaratif kuvvetleri azaltacağı için bireyin diz sağlığı açısından egzersiz

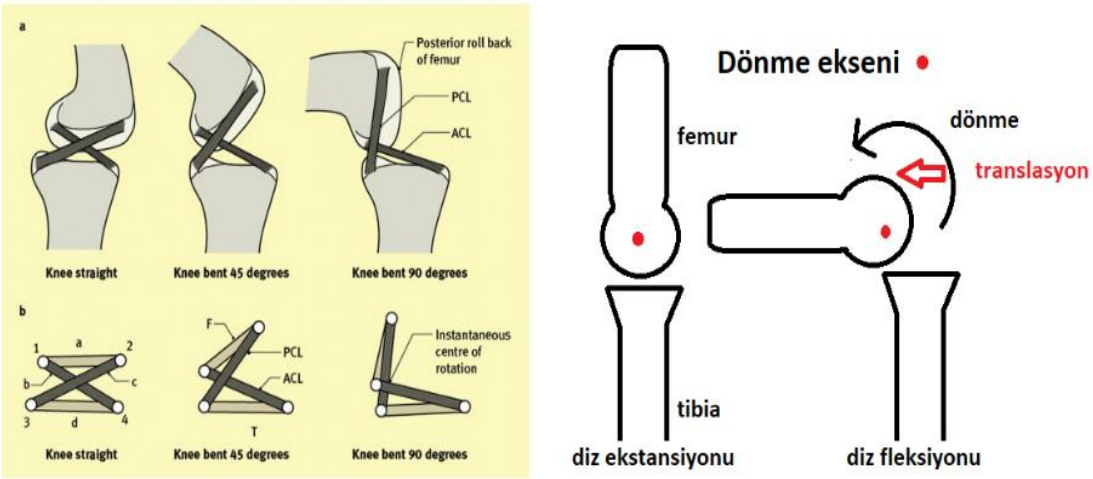
seçiminin ve egzersizlerin biyomekanik değerlendirmesinin önemi ortaya çıkmış olmaktadır.

2.14.3.F. Kaldıraç sistemi

Kaslar, kontraksiyon yolu ile kuvvet açığa çıkardığında bu kuvvet kasın yapıştığı kemik bölümünü yönelik bir çekme kuvveti uygularken ortaya çıkan çekme kuvveti kemiğin bileşeni olduğu eklem üzerinde bir tork oluşturarak hareket ortaya çıkarır. Döndürme kuvveti eklemin ekseni üzerinden (aks) bu hareketi devam ettirir. Aynı şekilde hareketin düzgün ve akıcı gerçekleştirmesi için zıt yönde (antagonist) kontrol edici bir kas kuvveti daha açığa çıkartılır. Eklemlerin stabilizasyonu için kasların açığa çıkardığı kuvvetler dönme eksenine yakın mesafede açığa çıkartılır. Böylelikle hareketler daha hızlı açığa çıkartılır (3. tür kaldıraç sistemi) [216].

2.14.3.H. Tekerlek ve aks

Kas-iskelet siteminde tekerlek ve aks mekanizmalarının translasyon hareketinin ortaya çıkmasını sağlayarak eklemleri basit bir menteşe tipi eklem olmaktan öteye taşıyarak daha geniş bir hareket aralığı kazandırır [217].



Şekil 2.31. Diz eklemindeki yuvarlanma hareketi [218]

Resim 2.31'de diz ekleminin fleksiyonu hareketinde meydana gelen biyomekanik profili resmedilmiştir. Diz eklemi ekstansiyon pozisyonunda iken dönme ekseni femur başının tam ortasında iken fleksiyon sırasında dönme eksenin lokasyonun değiştiği ve

femurun yatayda yer değiştirdiği (translasyon) görülmektedir. Böylelikle diz fleksiyonu hareket aralığı arttırılmış olur.

2.14.3.İ. Makara sistemi

Tekerlek ve döndürme ekseninin bir yansıması olan makara siteminin amacı kuvvetin yönünü değiştirmektir. Bu şekilde rotasyon hareketi meydana gelmektedir. Farklı türleri olan makara sisteminin birinci türünde kuvvetin uygulandığı eklemin her açısında kuvvet etkin bir şeklinde kullanılır. Quadriceps kasının oluşturduğu çekme kuvvetinin patella aracılığıyla tibianın hareketini sağlaması örnek verilebilir. İkinci tip kaldıraca Peroneus Longus kasının tendonunun lateral malleol tarafından kuvvet yönünü değiştirmesi örnek olarak verilebilir. Üçüncü tip kaldıraca ise Gracilis kasının femurun medial malleolundan geçerken yaptığı açının tibiofemoral eklemin hareketiyle birlikte her an değişmesi ve buna bağlı olarak bir kasın meydana getirdiği kontraksiyon kuvvetinin meydana getirdiği torkun her an optimal seviyede kalması örnek verilebilir. Son olarak dördüncü makara sistemine Biceps kasının kontraksiyonunda glenohumeral eklemin pozisyonun değişerek omuz ekleminin abduksiyonunu kolaylaştırması örnek verilebilir [219].

Sonuç olarak insan vücudunun kas iskelet sistemin ortaya çıkardığı hareketin doğasını anlamak ve kinetik ve kinematik özelliklerini kavramak, insanın kas-iskelet sistemi yaralanmaları sonrası mevcut fiziksel kapasitesini iyileştirmek (rehabilite etmek) veya sporcuların fiziksel uygunluklarını geliştirmek için tasarlanacak adaptif ve destekleyici cihazların tasarımında başarılı olmak için bir önkoşuldur.

2.14.4. Sporda biyomekanik

Spor, fiziksel aktivitenin en yoğun yapıldığı yaşam boyutudur. Bireyler, sporun doğasında olan rekabet dolayısıyla fiziksel kapasitelerini olabildiğince en üst düzeyde sergilemek zorundadırlar. Bu fiziksel aktivite yoğunluğu beraberinde spor yaralanmalarını getirmektedir. Dolayısıyla sporda iki önemli amaç bilim dünyasına yön vermektedir. Bunlardan biri sportif müsabakalarda rakibe üstünlük sağlamak için sporcuların performanslarını olabildiğince üst seviyeye çıkarmak ve ikincisi bu süreçte sporcuları yaralanmalardan uzak tutmaktır. Bu amaçlara ulaşmak için insan hareketini derinliğine kavramak gerekmektedir. Sporda biyomekanik çalışmalar, sportif hareketlerin detaylı hareket analizini yaparak hareketin içeriğinde olan veya hareketi doğrudan ya da dolayıyla etkileyebilecek her tülü parametreyi tanımlamaya çalışır. Spor

biyomekaniği bu çalışmaları yaparken mekanik biliminden faydalanır. Biyomekanik, mekanik prensipleri biyolojik yapı olan insan vücudunun hareketlerini formülize ederek onları tanımlar. Bu tanımlamalar üzerinden insan biyomekanik yapısına destek olacak ergojenik yaklaşımları tasarlar [220].

İnsan hareket performansı pek çok etmen üzerinden geliştirilebilir. Bunlar, anatomik faktörlerin düzeltilmesi, nöromüsküler becerilerin geliştirilmesi, fizyolojik kapasitenin artırımı, kognitif becerilerin geliştirilmesi, hareketin optimal biyomekanik profile sahip olması gibi yaklaşımlar olabilir. Biyomekanik, daha çok hareketin tekniği ile ilgilenir. Spor branşlarının kendilerine özgü hareketleri ve bu hareketlerin teknik altyapısı olduğu düşünülürse biyomekaniğin spor için ne kadar önemli olduğu ortaya çıkar [212]. Biyomekaniğin sportif alanda çalışma amaçları kısaca;

-Branşa özgü hareketlerin optimal teknik kullanılarak sergilenmesi

-Sportif hareket ya da egzersizlerde vücut dokuları üzerinde minimum yüklenme sağlanması

-Hareketi açığa çıkaran kassal organizasyonunun (nöromüsküler organizasyon) optimum olması

-Spor branşında kullanılan cihazların analizi

2.14.5. Biyomekanik ve Arduino ekosistemi

Arduino ve benzeri marka geliştirme kartlarının işlemek üzere aldığı veriler, sensörlerin çevrenin karakteristiklerini algılayıp elektriksel sinyallerine çevirmesiyle oluşur. Sensörlerin tasarım amaçları, istenilen değişkenin anlık değerini elektriksel sinyallere dönüştürmek ve bunu mikrodenetleyiciye yollamaktır. Örneğin, bir cismin yüzeyinin açısal değeri hakkında bilgi almak veya cismin ivmelenme değeri için MPU6050 sensörü kullanılabilir [221]. Herhangi bir cismin ağırlığını ölçmek veya bir cismin temas yüzeyine ne kadar kuvvet uyguladığını öğrenmek için Load Cell sensörleri kullanılabilir [222]. Herhangi bir şekilde bir cisim üzerinde çekme kuvveti oluşturulduğunda cisim üzerinde ne kadar traksiyon kuvveti oluştuğu, kuvvet sensörleri yardımıyla ölçülebilir. Sonuç olarak multidisipliner bir bakış açısıyla spora bakış ve bu bakışın getirdiği inovatif yaklaşımlarla spor kültürünün zenginleşmesi kaçınılmazdır. Teknolojinin gelişmesiyle ve yeni konseptlerle birlikte bu multidisipliner bakış açısı ve bu bakış açısının teknik becerilerle donatmak günümüzde ortalama bir eforla kazanmak hiç de zor değildir. İnsanın biyomekanik parametreleri ve bu parametrelerin birbirileriyle

ilişkisi üzerine çalışmalar yapmak Arduino ekosistemiyle pek çok araştırmacının ayağına gelmiş büyük bir fırsat olarak gösterilmektedir. Elbette her an gelişmekte olan Arduino ekosistemi de bu fırsatları çoğaltacaktır.

2.15. Dijital Biyomekanik Test ve Eğitim Platformu Cihazı

2.15.1. DBTEPC'nın yapısal bileşenleri

DBTEPC' nin temel tasarım amacı, bireylerin ilgisiyle orantılı olarak, uzun ve zahmetli olmayan bir eğitim süreci sonrası kolayca ortaya konulabilir bir egzersiz cihazı ortaya koymaktı. Orjini de amacıyla özdeştir; tasarımcısı herhangi bir elektrik-elektronik eğitimi ve de bilgisayar yazılımcısı olmayan bir fizyoterapisttir.

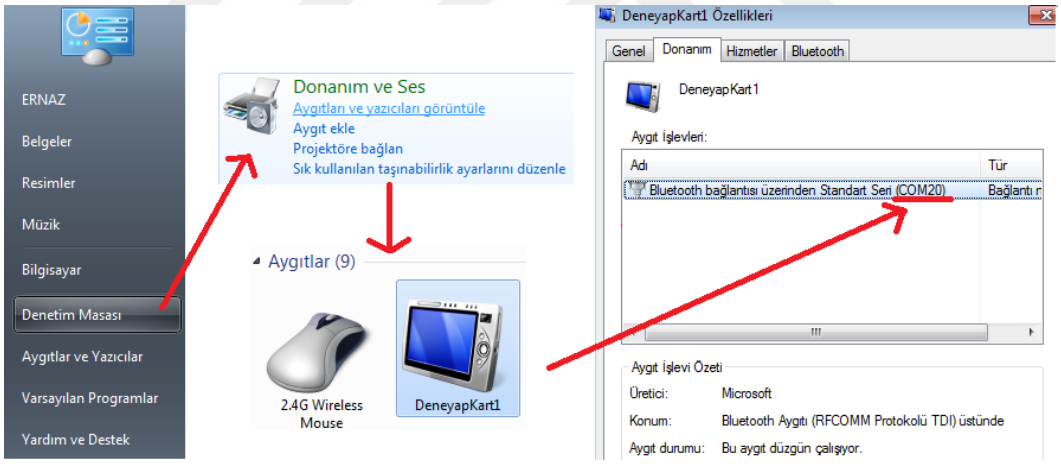
DBTEPC, 3 temel kısımdan oluşmaktadır. Birinci kısım 42 cm çapı olan 20 mm kalınlığında bir kontrplak ve yarım daire şekilli plastik bir aparatın birleştirilmesiyle oluşturulmuş yere olan mesafesi 10 cm olan bir denge tahtasıdır. Denge tahtası üzerindeki kontrplağın üzeri sürtünme oluşturup bireyin üstüne çıktığında ayaklarının tutunabilmesi için merdiven zemin kaydırmaz bant yapıştırılmıştır. Tam olarak eğim aldığında yere 24 derecelik açı yapmaktadır. Bu şekilde tasarlanmasının sebebi subthalar inversiyon açısının 22-24 derece aralığında olmasıdır.

İkici kısım ise denge tahtasına yerleştirilip sökülebilir bir elektronik devre kartı ve lityum pildir. Bu devre kartının içinde bir Arduino veya piyasada bulunan herhangi geliştirme kartı markasının boyutça küçük bir modeli olabilir. Çalışmada kullanılan devre kartı içeriğinde bulunan bileşenler, Arduino Nano geliştirme kartı, Bluethooth iletişim modülü MPU6050 jiro sensör ve 1 adet 9V' luk pildir. Bu devrenin alternatifi olarak Deneyeap Kart'da kullanılabilir [223]. Deneyap Kartta dahili LSM6DSM jiro sensörü ve Bluethooth modülü olması, elektronik devre kartının boyutunu azaltmaktadır. Devre, denge tahtasının alt kısmına vidalanarak veya yapıştıralarak yerleştirilir. Üçüncü kısım ise Bluethooth üzerinden yollanan verilerin bilgisayar ile algılanıp, bu verileri işleyerek bireye ekran üzerinden uyarılar gönderen bilgisayar yazılımıdır. Yazılım Microsoft Studio tümleşik geliştirme ortamı kullanrak kodlanmıştır.

2.15.1. Dijital biyomekanik test ve eğitim platformu cihazının kullanımı

2.15.1.A. Bağlantı portunun belirlenmesi

Örnekleme Windows İşletim Sistemi bulunan ve geliştirme kartı olarak Deneyap Kart bulunan cihazın çalıştırılması anlatılacaktır. DBTEPC'nın yazılımı bilgisayara yüklendikten sonra cihaz ile bilgisayarın bağlantısını yapmak gerekir. Cihazda bulunan Bluethooth bağlantı modülü, bilgisayar ile bilgisayar üzerinde bulunan bir COM Portu üzerinden bağlantı kurmaktadır. Bunu belirleyebilmek için cihaz çalıştırıldıktan sonra bilgisayarda Başlat Menüsünden Denetim Masasına girilir. Denetim Masası içerisinde Donanım ve Ses başlığı altında bulunan Aygıtları ve yazıcıları görüntüle sekmesi tıklanır. Açılan pencerede DeneyapKart1 simgesi çıkacaktır. Simgenin araç çubuğu açılarak Özellikler sekmesinin tıklanmasıyla açılan pencereden Donanım sekmesi tıklanır. Burada Aygıt işlevi penceresinde kartın bağlantı portu belirlenir. Belirlenen port yazılımın içeriğinde kullanılacaktır (Resim 2.27.).

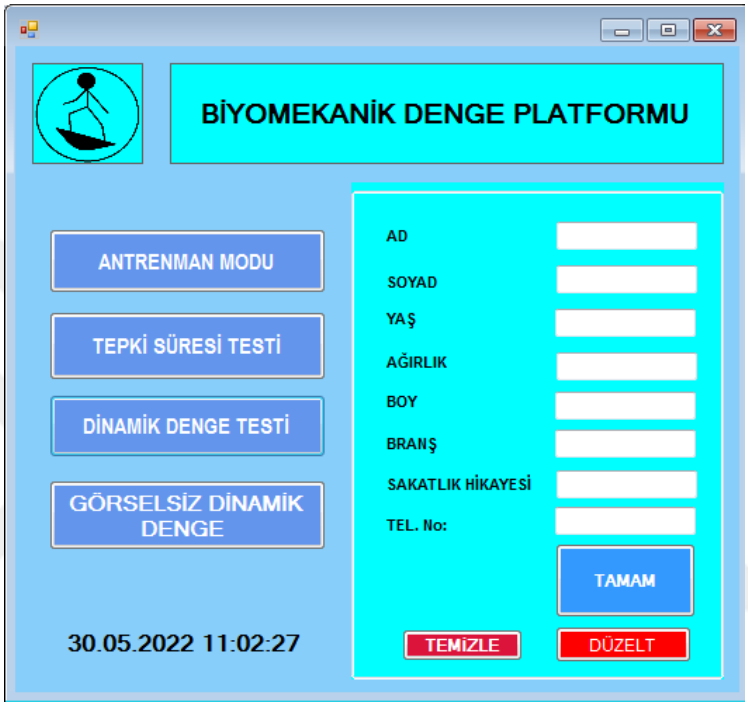


Resim 2.28. DBTEPC'nın Bluethooth bağlantı portunun öğrenilmesi

2.15.1.B. Yazılımın ana menüsü

BDTEPC' nın ana menüsü dört sekmeden oluşmaktadır. Bunlardın ilki antrenman modudur. Bu mod tepki süresi ölçümü testi gibi kullanılacağı gibi cihazı kullanan bireylerin ayak bileği motor kontrolü ve de dinamik denge motor özelliğinin geliştirmek maçıyla egzersiz amaçlı da kullanabilir. İkinci sekme ise tepki süresi ölçümü için kullanılmaktadır. Üçüncü sekmede dinamik denge testi ekran üzerinden yapılan görsel

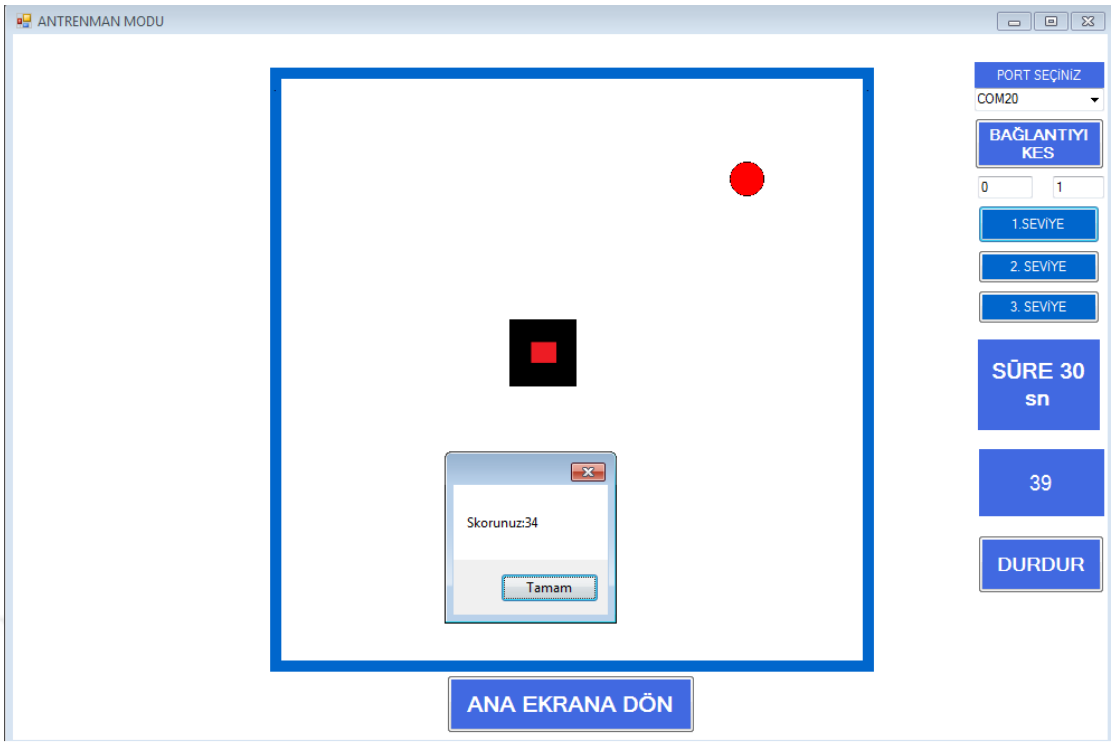
takip aracılığıyla yapılır. Dördüncü sekmede ise birey ekrandan herhangi bir takip yapmadan sadece denge tahtası üzerinde dengede durma becerisi ölçülür. Her dört sekmenin içeriği olan ölçüm modlarında bağlanma sekmesi vardır. Bu sekmenin açılır menüsünde port seçimi, daha önce belirlenen portun ismi gelecek şekilde ayarlanmalıdır.



Resim 2.29. DBTEPC'nın ana menü penceresi

2.15.1.C. Antrenman modu

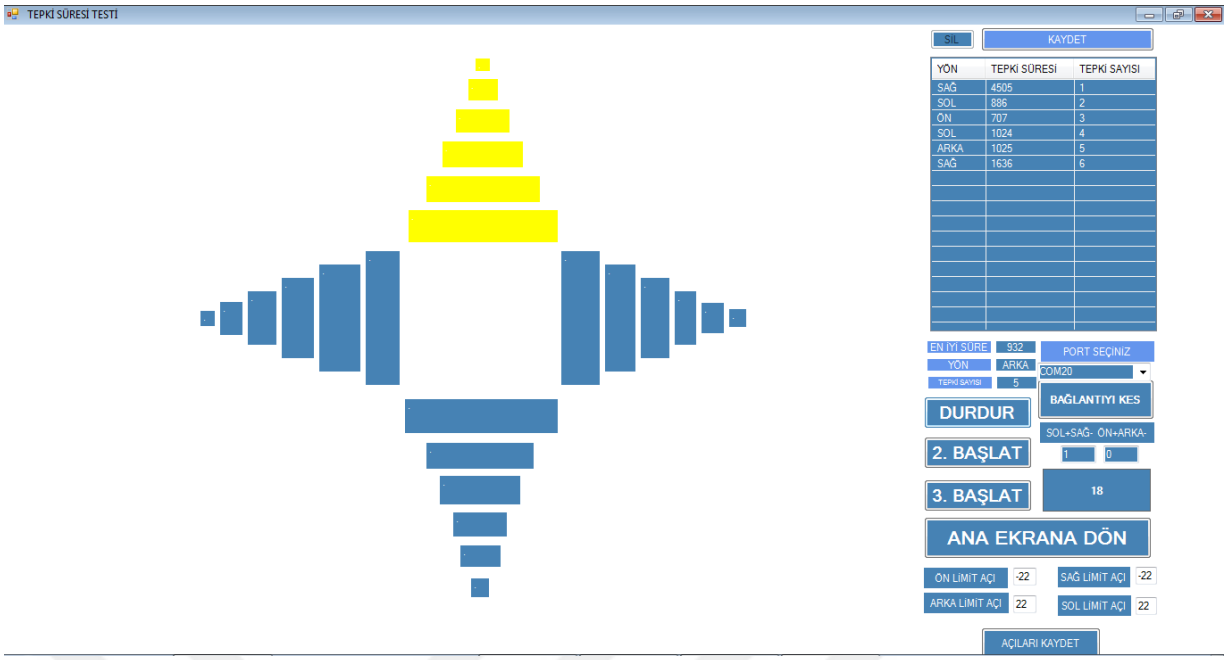
Antrenman modunda birey, denge tahtası üzerinde dururken tahtanın eğim açısı üzerinden ekrandaki içi kırmızı renkte olan siyah kare olan imleci (cursor) hareket ettirir. Birey, ekranda periyodik olarak ortaya çıkan kırmızı yuvarlak noktayı imleci hareket ettirerek, imleç üzerinden yakalamaya çalışır. 30 saniyelik süre içinde imleci kırmız nokta ile buluşturduğu oranda sayısal skorunu arttırmış olur. 3 seviyede yapılan egzersiz de birinci seviyede kırmızı nokta 3 saniyede bir, ikinci seviyede ise 2 saniyede bir, üçüncü seviyede ise saniyede bir periyodik olarak açığa çıkmaktadır.



Resim 2.30. DBTEPC'nın antrenman modu ekranı

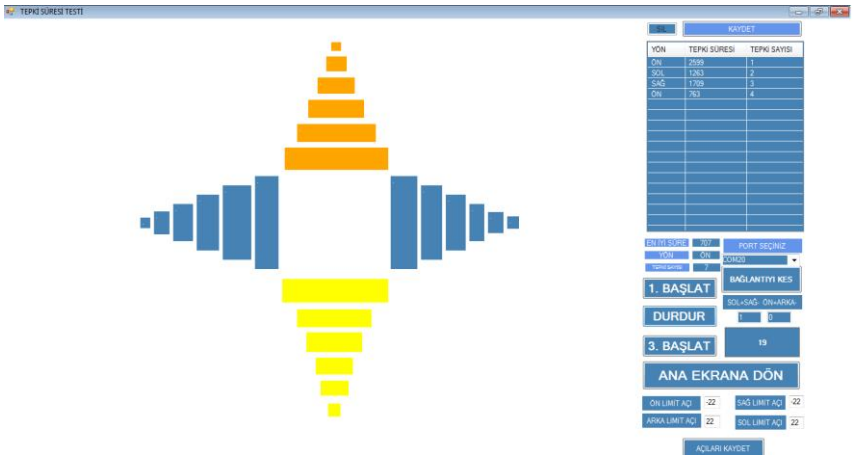
2.15.1.D. Tepki süresi modu

Tepki süresi modunda tepki süresi, 3 farklı değerlendirme üzerinden yapılır. Bu değerlendirmeler, reaksiyon zamanı ölçüm türlerinin tepki sürelerine dönüştürülmüş şekilleridir. İlk tepki süresi ölçümünde 4 farklı yön üzerinden ekranda beliren sarı renk üzerinden birey olabildiğince hızlı şekilde sarı renge bürünmüş yönde denge tahtası tilti (22 derece) yapmak zorundadır. Pencerenin sağ alt köşesinde olan açıları kaydet kısmında, bireyin ne kadar açıda tilt yapınca uyarıya tepki göstermiş olduğu manuel olarak ayarlanabilir. Örneği devre kartı daha farklı boyutlarda tasarlanmış denge tahtasında tilt açısı istenilen şekilde yaralanabilir. Örneğin öne doğru yönde denge tahtasının tilt yapılmasını isteyen uyarıya eğer açılar 20 derece olarak girilirse, birey denge tahtasına öne doğru 20 derece eğim verdiğinde uyarıya istenilen tepkiyi vermiş olarak hesaplanır (Resim 2.30.).



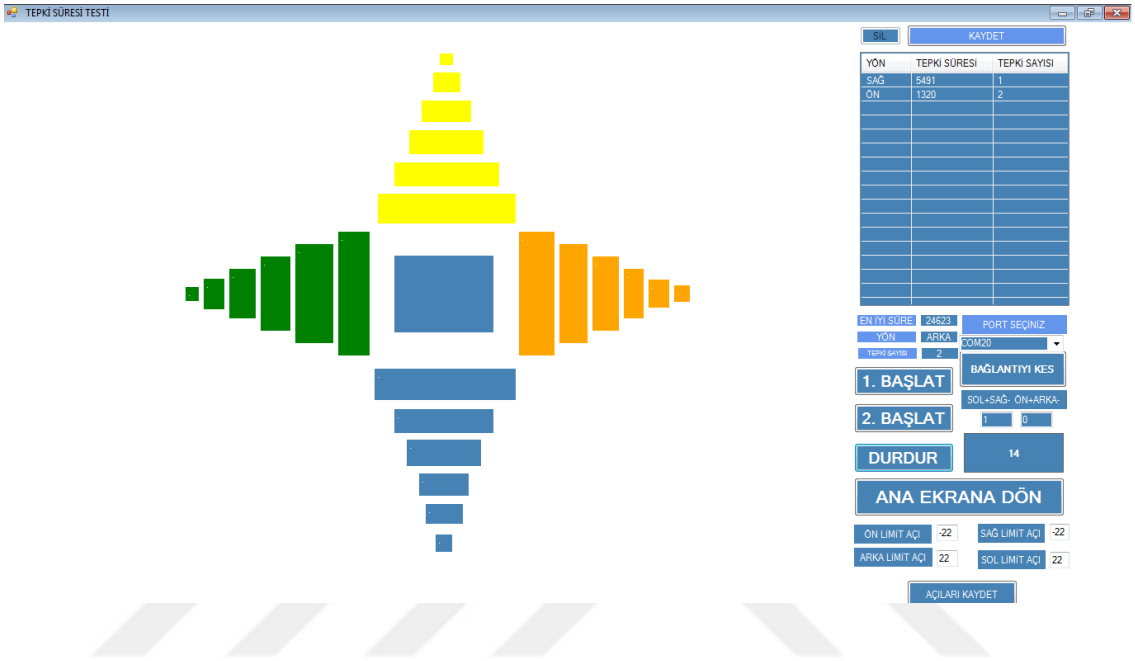
Resim 2.31. Tepki süresi modu 1. test ekranı

İkinci başlat sekmesi ile ayırıcı reaksiyon zamanı ölçümünün tepki süresine dönüştürülmüş şekli değerlendirilir. Ekranda farklı yönlere karşılık gelen 2 farklı uyarı ışığı yanar. 4 farklı renkten (sarı, mavi, turuncu, yeşil) biri sarı olmak koşuluyla iki farklı renk yanar. Bireyden sarı rengi seçip o yönde denge tahtasını eğmesi istenir (Resim 2.31.).



Resim 2.32. Tepki süresi modu 2. test ekranı

3. Başlat sekmesi ile seçimli reaksiyon zamanı ölçümünün tepki süresine dönüştürülmüş şekli kullanılır. Ekranda 4 farklı yönü de temsil eden 4 farklı renk ortaya çıkar. 4 yönün ortasında bulanan karede bir renk ile aydınlanır. Bireyden karedeki renk ne ise yönleri temsil eden renginde aynısı olanına karşı tepki vermesi istenir.



Resim 2.33. Tepki süresi modu 2. test ekranı

Tüm testler 30 saniye sürmektedir. Testler bittiğinde kaydet butonuna basıldığında tüm veriler Microsoft Excel sayfasına aktarılmış şekilde ekrana yansır.

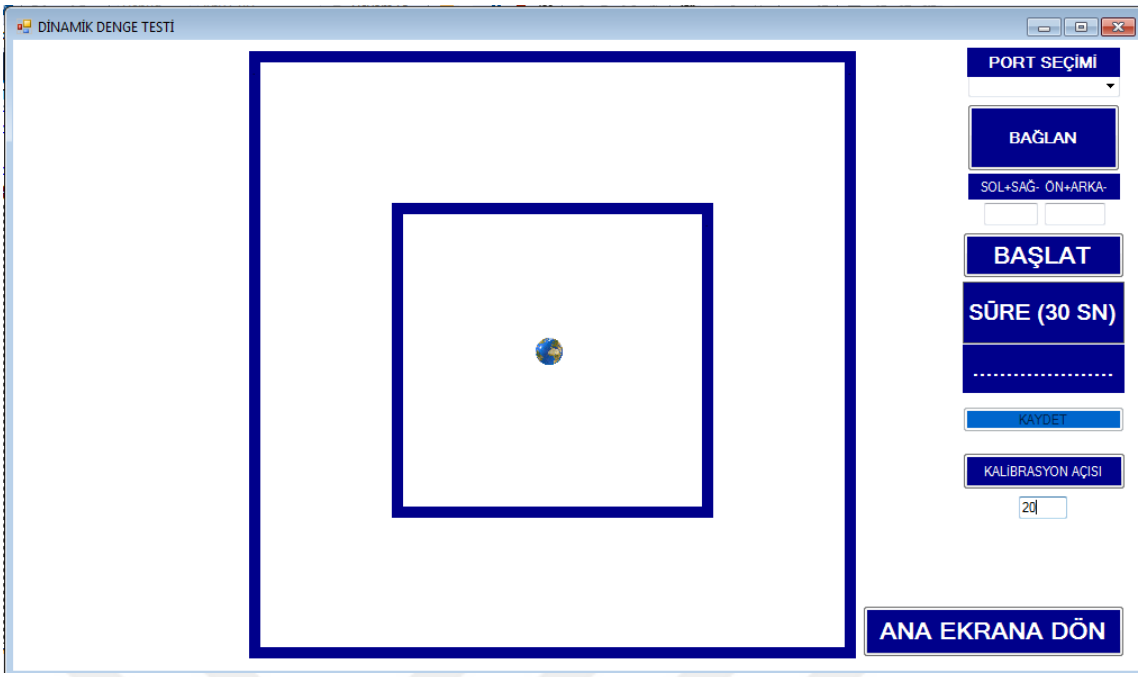
2.15.1.E. Dinamik ve görselsiz denge modları

Görselsiz denge modunda birey sadece denge tahtası üzerinde, denge tahtasını zemine paralel tutmaya çalışır. Cihaz her 8 milisaniyede bir denge tahtasının tilt açısını ölçer ve test sonunda tüm açıların aritmetik ortalamasını alır. Resim 2.34.'deki örnek kesitte sonuç 4.1 olarak verilmiştir. Bu sonuç; bireyin test sırasında ortalama 4.1 derecelik eğimde kaldığı anlamına gelmektedir. Sonuç sıfıra yaklaştık test o kadar başarılı uygulanmıştır.



Resim 2.34. Görselsiz denge modu penceresi

Dinamik denge modunda ise birey, denge tahtası üzerinde dururken tahtanın eğim açısı üzerinden ekrandaki içi kırmızı renkte olan siyah kare olan imleci (cursor) hareket ettirir. Ekranda iç içe 2 kare bulunmaktadır. İlk kare içi, imlecin denge tahtası üzerinden içinde tutulması istenen alandır. Test boyunca imlecin küçük karenin içinde bulunduğu zaman ile karenin dışına çıktığı zamanın 30 saniye üzerinden yüzdelik oranı hesaplanır. Örneğin sonuç %80 çıkmışsa, birey 30 saniyenin yüzde 80' i kadar istenilen alanda imleci tutmuş demektir. Sağ alt köşede bulunan kalibrasyon sekmesi sınır eğimi belirler. Örneğin sınır açı olarak 10 derce seçilmişse, birey 10 derecelik eğimi geçtiği anda imleç küçük karenin dışına çıkar ve karelerin çerçeveleri kırmızıya dönerek bireye istenilen alanda olmadığı haber verilmiş olur.



Resim 2.33. Dinamik denge modu penceresi

3. GEREÇ ve YÖNTEM

3.1. Çalışmanın Yapıldığı Yer

Çalışma, Düzce Üniversite Spor Bilimleri Fakültesi Hareket ve Antrenman Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma, Düzce Üniversitesi Tıbbi Etik Kurulu tarafından (2021/10) onaylanmıştır (Ek-1).

3.2. Çalışma Süresi

Bu çalışmanın tüm bileşenleri, 21 Mart 2021– 21 Mayıs 2021 tarihleri arasında gerçekleştirilmiştir.

3.3. Katılımcılar

Çalışmaya, Düzce Üniversitesi Düzce Üniversitesi Spor Bilimleri Fakültesi 1. Sınıfta öğrenim gören 10 kadın 10 erkek olmak üzere 20 amatör sporcunun (kulüp veya üniversite takımı düzeyinde herhangi bir spor branşı ile ilgilenen) katılımıyla gerçekleştirilmiştir.

Gönüllü Katılımcıların Araştırmaya Dâhil Edilme Kriterleri:

1. 18-20 yaş aralığında olunması

2. Medikal ya da rehabilitasyon desteği gerektiren herhangi bir nörolojik ya da ortopedik bir sağlık problemi olmaması

3. Testleri olumsuz yönde etkilememesi adına Kulak Burun Boğaz ve Göz Polikliniğine herhangi bir kusuru olmamasını onaylamak amacıyla muayeneden geçmiş olmak

Gönüllü Katılımcıların Araştırmadan Çıkarılma Kriterleri:

1. Testler sırasında herhangi bir sakatlık durumu yaşanması

2. Belirlenen testleri tamamlayamaması

3. Araştırma çalışma planına uyulmaması

3.4. Değerlendirme Yöntemleri

3.4.1. Antropometrik ölçümler

Katılımcıların boy ölçümleri Seca marka stadiometre ile yapılmıştır. Ölçüm sırasında katılımcılardan çıplak ayaklı olmaları ve kendilerini rahat hissedecek spor kıyafetler giymesi istenmiştir. Katılımcı ayakta dik bir şekilde ayakta dururken skalanan üstündeki kayan kaliper katılımcının başının üstüne dokunacak şekilde ayarlanarak uzunluk 1mm hassasiyetle ölçülür.



Resim 2.35. Seca marka stadiometre

Vücut ağırlığı, vücut yağ yüzdesi ve Beden Kitle İndeksinin (BKİ) değerlendirilmesinde ayaktan-ayağa Bioelektrik İmpedans Analiz (BİA) yöntemi uygulanmıştır (Tanita vücut yağ analiz cihazı, model SC-330). Katılımcıların Tanita cihazı üzerindeki ölçümleri çıplak ayakla ve spor malzemesi giyilmesi sağlanarak, ayakta dik pozisyonda, ayak tabanları tartının metal bölümüne tam temas edecek şekilde gerçekleştirilmiştir [224].



Resim 2.36. Tanita vücut-yağ analiz cihazı

3.4.2. Dijital biyomekanik test ve eğitim denge platformu cihazı ölçümü

Katılımcılardan test öncesi 5 dakika süreyle ısınmaları istenmiştir. Isınma süreci, olduğu yerde 2 dakika süreyle hafif tempoda koşmak, 10 kez submaksimal dikey sıçrama, 20 saniye kalf kaslarını dinamik germe, 10 kez lunge hareketi, 20 saniye yerde tırmanma hareketi, olduğun yerde 10 kez yüksek diz çekme, 10 kez topukları topuklara vuracak şekilde koşma ve son olarak 10 metrelik mesafede 3 kez sprint aktivitesi içermektedir.

Katılımcılardan test öncesi 1 dakika boyunca denge tahtasını denemesi istenir. Bu sırada katılımcının kullandığı denge stratejileri değerlendirilmiştir. Katılımcı deneme sırasında yoğun bir şekilde adım strateji kullanıyorsa ayak bileğini burkma riski oluşturduğu için testleri yapılmamıştır. 1 dakikalık denme sonrasında bir kez test prosedürü uygulanarak katılımcının uyarı kesici ve uyarı başlatıcı denge tahtası eğimlerini algılaması sağlanmıştır. Cihazın bilgisayar ekranı, katılımcının göz hizasında olacak şekilde 1 metre ötesine yerleştirilmiştir. Test katılımcın hazırım komutu sonrası başlatılmıştır. BDTEPC bir adet 42 cm çapında 2 cm kalınlığında kavak kontraplaktan yapılmış bir disk ve bu diskin altında diske yapıştırılmış 18 cm çapında bir küçük disk ve onun altında bulunan yarım daire şeklin bir plastik bir aparattan oluşmaktadır. Denge tahtasının yerden yüksekli 10 cm'dir. Denge tahtasına iliştirilmiş elektronik bir devre bulunmaktadır. Denge tahtasının altında bulunan elektronik devrede MPU-6050 3 yönlü jiro sensör bulunmaktadır. Bu sensör ile denge tahtasının eğimi algılanmakta ve alınan veriler Bluethooth aracılığıyla bilgisayara iletilmektedir. Eğim sensörü ve Bluethooth

modülü ATmega328P mikrodenetleyicisi barındıran Arduino Nano geliştirme kartına bağlı bileşenlerdir.

DBTEPC'nın fonksiyonu, bireylerin dinamik denge motor becerisini sergilerken ayak bileği hareketlerinin uyarılara karşı tepki sürelerini nicel olarak ölçmektir. 30 saniye süren test sırasında bilgisayar ekranında ön, arka, sağ ve sol üzere 4 yönü gösteren işaretler vardır. Katılımcı hazırım dediğinde test başlatılır. Testin başlamasıyla birlikte denge tahtası 0-5 derecelik eğime getirildiğinde rastgele bir yön ışığı yanar. Katılımcı uyarı yönünde denge tahtasına 22 derece veya fazlası bir eğim kazandırmak zorundadır. 22 derecelik açıyı geçtiği an uyarı ışığı sönmektedir. Diğer uyarının ortaya çıkması için katılımcının denge tahtasını tekrar 0-5 derecelik aralığa getirmek zorundadır. 30 saniye süresince ne hızlı uyarıya tepki verdiği ve ne kadar çok uyarıya cevap verdiği bilgisayara kaydedilir.



Resim 2.37. DBTEPC'nın dinamik denge modu kullanımı

3.4.3. İstatistiksel analiz

Çalıma sonrası kayıt altına alınan verilerin istatistiksel analizi, IBM SPSS versiyon 22 bilgisayar programı (SPSS Inc., Chicago, Illinois, ABD) kullanılarak yapılmıştır. DBTEPC'nın değerleyici güvenilirliğini değerlendirmek için 3 farklı ölçüm veri seti arasındaki Sınıfiçi Korelasyon Katsayısı hesaplanmıştır. Anlamlılık değeri, $p < 0.05$ olarak kullanılmıştır [225].

4. BULGULAR

Tablo 4.1. Katılımcıların demografik karakteristikleri

	Vücut Ağırlığı (Kg ± SS)	Vücut Uzunluğu (Cm ± SS)	Yaş (Yıl ± SS)
n=20	71±11.7	176.40±6.3	19.2±1,1

SS: Standard Sapma n: Katılımcı Sayısı

Tablo 4.2. Üç farklı veri setindeki tepki süresi zamanı verileri

	n	Minimum	Maksimum	Ortalama	SS	SKK	*p*
İlk Test (saniye)	20	0.96	3.21	1.43	0.4	0.89	0.00
İkinci Test (saniye)	20	0.99	2.13	1.4	0.2		
Üçüncü Test (saniye)	20	0.97	3.00	1.3	0.4		

SS: Standard Sapma, SKK: Sınıfiçi Korelasyon Katsayısı, n: Katılımcı Sayısı, p*<0.005*

Tablo 4.3. Üç farklı veri setindeki tepki süresi miktarı verileri

	n	Minimum	Maksimum	Ortalama Sayı	SS	SKK	*p*
İlk Test	20	17	30	20	3	0.92	0.00
İkinci Test	20	15	29	20	3		
Üçüncü Test	20	17	29	22	3		

SS: Standard Sapma, SKK: Sınıfiçi Korelasyon Katsayısı, n: Katılımcı Sayısı, p<0.005

Tablo 4.2 ve 4.3'te görüldüğü üzere ölçümlerdeki tepki süresi ve verilen tepki miktarı verileri arasındaki 0.89 ve 0.92 Sınıfiçi Korelasyon Katsayı değerleri DBTEPC'nın ölçümlerinin tutarlı ve dolayısıyla güvenilir olduğunun göstergesidir.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Egzersiz, fiziksel uygunluk parametrelerini geliştirmek için kullanılan, sistemli bir şekilde planlanmış fiziksel aktivitelerdir. Bireylerin karşılaştığı kas-iskelet sistemi yaralanmaları sonrası rehabilitasyon sürecinde, yaşlanma ile ortaya çıkan fiziksel kapasitede gerilemeyi yavaşlatmak için, çocukların fiziksel gelişimlerine destek amacıyla, sağlıklı bir kardiyovasküler yapı gibi pek çok alanda egzersizin katkılarından faydalanılmaktadır. Örneğin, spor yaralanmaları bağlamında bakıldığında egzersizler sporcuların performansları arıttırmak amacıyla kullanıldığı gibi onların spor yaralanmalarına maruz kalmalarını önlemek içinde kullanılmaktadır [227].

Bir egzersiz, motor beceri gelişimini ya da motor beceri zayıflığını gidermek için kullanılacaksa tasarlanan hareket paternlerinin kuramsal bir alt yapıya oturtulması gerekmektedir. Bu noktada, motor kontrol kategorizasyonu ve motor kontrol teorileri devreye girmektedir. Örneğin, denge tahtası ile yapılan dinamik denge egzersizi, Gentile'ın motor beceri sınıflamasında 2A (Tablo 2.1.) kategorisiyle örtüşmektedir. Denge tahtası çalışması, motor beceri kavramı açısından hareketli bir zemin ile postüral kontrolü sağlamak ve bunun yanında herhangi bir cismi maniple etmemek üzerinden tanımlanabilir. Dolayısıyla böyle bir egzersiz çalışmasının motor beceriyi arttırmak için kullanılabileceğini ve böylece daha iyi bir motor kontrol kazandırılabileceğini iddia etmek yanlış olmaz. Motor beceri eğitimde kullanılan egzersizin bir adım ötesi tasarlanmak istendiğinde ise 2B kategorisi üzerinden egzersiz modifiye edilebilir. Bunun yanında bir hareket eğitimcisinin veya bir rehabilitasyon uzmanının, ilgilendikleri bireylerin motor kontrolünü arttırmak için bir çeşit yol haritası niteliğindeki Gentile'ın motor beceri sınıflamasını kullanması, daha sistemli bir çalışma ve gelişimin takibi açısından faydalı bir referans olacağı söylenebilir.

Egzersizler, bireylerin fiziksel performanslarını ölçmek amacıyla da tasarlanmaktadır. Tablo 2.2.'deki performans üretim ve çıktı parametreleri bulunmaktadır. Burada bulunan her bir parametre, fiziksel kapasitenin bir göstergesi olarak düşünülür ve bu performansla ilişkilendirilir. Örneğin performans çıktısı kapsamında bulunan reaksiyon zamanı ve de tepki süresi bireyin ne kadar iyi performans açığa çıkarabileceğinin bir göstergesi olarak kabul edilir. Bu yüzden, pek çok bağımsız değişkenin (uyku eksikliği, egzersiz çalışması vb.) bireylerin çeşitli reaksiyon zamanı performanslarını nasıl

etkilediği ölçülmeye çalışılmaktadır ve reaksiyon zamanı performanslarını arttırmak için cihazlar tasarlanmaktadır [228, 229].

Spor yaralanmalarının nedenlerinde biri de motor kontrol zayıflığıdır. Motor kontrol kapsamında bulunan her türlü parametre zayıflığı da bir yaralanma risk faktörü olarak ortaya çıkmaktadır. Dolayısıyla herhangi bir egzersiz eğitiminin, herhangi bir kas-iskelet yaralanması için koruyuculuk vasfını taşıdığı söylenebilir. Burada egzersizin, hangi fiziksel özelliği geliştirdiği üzerinden hangi tür yaralanmalara karşı bir önleyici özellik taşıyor, yorumlar yapılabilir. Örneğin, denge tahtası eğitimleri özellikle kronik ayak bileği burkulması yaşayan sporcular için popüler bir egzersizdir. Bunun nedeni, özellikle ayak bileği yaralanmaları sonucu meydana gelen rezerv semptomlardan olan ayak bileği fonksiyonel instabilitesini ortadan kaldırmaktır. Denge tahtasının, bireyin ayak bileği motor kontrolü üzerinde stres yaratan bir düzleme sahip olması sonucu, ayak bileğini kontrol eden kaslar için bir nöromüsküler eğitim ortamı oluşturmasıdır. Stabil olmayan bir düzlem denge becerisinin altında yatan tüm sistemler üzerinde duyusal bir yoğunluk ve bundan dolayı bu duyusal girdileri entegre edip motor cevap oluşturan sistemlerde bir stres oluşturmaktadır. Bu şekilde egzersiz eğitimi alan bireylerin segmental motor kontrolün daha iyi olacağı düşünülür. Yapılan laboratuvar çalışmalarında, denge tahtası ile yapılan egzersizlerin ayak bileğini kontrol eden kaslarda, denge bozunumları sırasında reaksiyon becerilerini geliştirdiğine dair bulgular mevcuttur [8, 230, 231]. Yalnız, bu tür çalışmalar deneysel tasarımlar olduğu ve maliyet gerektirdiği için laboratuvar ortamıyla sınır kalmaktadır. Burada önemli olan, laboratuvar çalışmalarında yapılan bu ölçümleri, çalışmalara katılan bireylerin dışında tüm bireylerin kullanımına sunacak pratik ve etkin araçlar geliştirmektir. Yalnız, laboratuvar ortamlarının teknik donanım erişimi kolay olmayan teknik ve mali yapısı olduğu düşünülürse, tasarlanacak cihazların maliyetlerini düşürürken etkinliğini korumak oldukça zordur. Bu noktada son yıllarda hayli popüler olan Arduino ekosistemi maliyet ve teknik açıdan oldukça avantaj sağlayan bir alan olarak karşımıza çıkmaktadır. Normalde eğitim ve prototipleme için tasarlansa da son yıllarda endüstriyel alanda da kullanılmaktadır [232,] . Bu durum Arduino ekosistemini ucuz yollu endüstri 4.0 gibi bir tanımlama içine sokmuştur [233]. Bu teknolojik konsepti kullanmanın da yoğun bir öğrenim süreci gerektirmemesi, özellikle inovatif düşünce yapısına sahip bireyler için multidisipliner projeleri gerçekleştirmede bir fırsat olarak kullanılmaktadır. DBTEPC'nın tasarım süreci bu fırsatın bir çıktısı olarak düşünülebilir. Cihazın

tasarımına ilham veren fikir, bireylerin dinamik denge becerisini ortaya koyarken, motor becerilerini nöromüsküler stres altında ortaya koyma becerisini ayak bileği motor kontrolü üzerinden değerlendirmekti. Böylelikle, özellikle fiziksel uygunlukları yüksek olan sporcu popülasyonunu tıpkı saha içinde karşılaştıkları fiziksel açıdan zorlu koşullar altında motor becerilerini test etmek veya onların motor beceri ve motor kontrol özelliklerini geliştirecek bir egzersiz ortamı sunmaktı.

DBTEPC, düşük maliyetli ve hayli fonksiyonel bir cihazdır. Sporcuların fiziksel eğitimine popüler denge testlerinin üzerinde bir eğitim ortamı sunmaktadır. Bunun yanında geri besleme özelliğinin niceliksel olması da ayrı bir avantajdır. Daha objektif ölçüm ve eğitimler için elektronik sistemler tercih edilir ama dijital niteliğe sahip ölçüm cihazlarına ulaşmak günümüzde oldukça zordur. DBTEPC ise bir Arduino ekosistemi ürünüdür. Böylelikle kolayca ulaşabilmenin yanında, cihaz kolayca geliştirilebilir bir özelliğe sahiptir. Dinamik denge becerisini ölçerken 2 farklı mod kullanmaktadır. Dinamik denge modunda birey ekranda, bulunduğu postüral pozisyon hakkında görsel sistemler üzerinden veri alırken, görselsiz dinamik denge modunda daha çok propriyoseptif sistemlerin baskın olduğu duyusal verileri kullanmak zorunda kalır. Ölçümlerde, 2 modun skorları arasındaki farkın, bireylerin Sensorimotor sisteminin fonksiyonelliği hakkında bilgi vereceği düşünülmektedir; görece görselsiz dinamik denge skorlarındaki zayıflık bireylerin daha fazla propriyoseptif sistemi aktive edici egzersizlere yönlendirilmesi gerektiğini salık verecektir. Tepki süresi ölçümleri ise performans çıktı kategorisi içine dahil edildiğinden, bireylerin motor kontrol becerileri üzerinden performans kapasiteleri hakkında bilgi vermektedir. Ölçümler vasıtasıyla bireylerin performans değerlendirmeleri yapılabilir, zayıflık durumunda ise antrenman modu ile saptanan zayıflıklar giderilebilir.

Sonuç olarak DBTEPC tasarım sürecinin pek çok spor bilimciye ilham vereceği düşünülmektedir. Cihazın geliştirilmeye devam edilebileceği gibi olduğu şekilde de aktif olarak kullanılmaya uygundur.

6. KAYNAKLAR

1. Gribble PA, Bleakley CM, Caulfield BM, Docherty CL, Fourchet F, Fong DTB, Hertel J, Hiller CE, Kaminski TW, McKeon PO, Refshauge KM, Verhagen EA, Vicenzino BT, Wikstrom EA and Delahunt E. 2016 consensus statement of the International Ankle Consortium: Prevalence, impact and long-term consequences of lateral ankle sprains. Br. J. Sports Med. 2016; 50(24): 1493-1495.
2. Waterman BR, Owens BD, Davey S, Zacchilli MA, and Belmont PJ, The epidemiology of ankle sprains in the United States. J. Bone Jt. Surg. 2010; 92(13): 2279-2284.
3. Lentell GL, Katzman LL and Walters MR. The relationship between muscle function and ankle stability. J. Orthop. Sports Phys. Ther.1990 ; 11(12): 605-611.
4. Hertel J. Sensorimotor deficits with ankle sprains and chronic ankle instability. Clin. J. Sport Med.2008; 27(3): 353-370.
5. Konradsen L.2002. Factors contributing to chronic ankle instability: Kinesthesia and joint position sense. J. Athl. Train. 2002; 37(4): 381-385.
6. Martin RL, Davenport TE, Paulseth S, Wukich DK, and Godges JJ. Ankle stability and movement coordination impairments: Ankle ligament sprains. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 2013; 43(9): A1-A40.
7. Beynnon BD, Renström PA, Alosa DM, Baumhauer JF and Vacek PM. Ankle ligament injury risk factors: A prospective study of college athletes. Orthop. Res. 2001; 19(2): 213-220.
8. Osborne MD, Chou LS, Laskowski ER, Smith J and Kaufman KR. The effect of ankle disk training on muscle reaction time in subjects with a history of ankle sprain. Am. J. Sports Med. 2001; 29(5): 627-632.
9. Filipa A, Byrnes R, Paterno MV, Myer GD and Hewett TE. Neuromuscular training improves performance on the star excursion balance test in young female athletes. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 2010. 40(9): 551-558.
10. Namazi P, Zarei M, Hovanloo F and Abbasi H. The association between the isokinetic muscle strength and lower extremity injuries in young male football players. Phys. Ther. Sport. 2019; 39:76-81.
11. Gabbe BJ, Finch CF, Wajswelner H and Bennell KL. Predictors of Lower Extremity Injuries at the Community Level of Australian Football. Clin. J. Sport Med., 2004; 14(2): 56-63.

12. Cox JS and Hewes TF. Normal talar tilt angle. Clin. Orthop. Relat. Res. 1978; May(140): 37-41.
13. Rubin G and Witten M. The talar-tilt angle and the fibular collateral ligaments. J. Bone Jt. Surg. 1960; 42(2): 311-326.
14. Fusco A, Iancotti GF, Fuchs PX, Wagner H, Varalda C, Capranica L and Cortis C. Dynamic balance evaluation: Reliability and validity of a computerized wobble board. J. Strength Cond. Res. 2020; 34(6): 1709-1715.
15. Verhagen E, Van Der Beek A, Twisk J, Bouter L, Bahr R and Van Mechelen W. The effect of a proprioceptive balance board training program for the prevention of ankle sprains: A prospective controlled trial. Am. J. Sports Med. 2004; 32(6): 1385-1393.
16. McHugh MP, Tyler TF, Tetro DT, Mullaney MJ and Nicholas SJ. Risk factors for noncontact ankle sprains in high school athletes: The role of hip strength and balance ability. Am. J. Sports Med. 2006; 34(3): 464-470.
17. Trojian TH and McKeag DB. Single leg balance test to identify risk of ankle sprains," Br. J. Sports Med. 2006; 40(7): 610-613.
18. Söderman K, Werner S, Pietilä T, Engström B and Alfredson H. Balance board training: Prevention of traumatic injuries of the lower extremities in female soccer players? A prospective randomized intervention study. Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc. 2000; 8(6): 356-363.
19. Arnold BL and Schmitz RJ. Examination of balance measures produced by the biodex stability system. 1988; 33(4): 323-327.
20. Cachupe WJC, Shifflett B, Kahanov L and Wughalter EH. Reliability of Biodex Balance System measures. Meas. Phys. Educ. Exerc. Sci. 2001; 5(2): 97-98.
21. Westerblad H, Bruton JD and Katz A. Skeletal muscle: Energy metabolism, fiber types, fatigue and adaptability. Exp. Cell Res. 2010; 316(18): 3093-3099.
22. Fallat L, Grimm DJ and Saracco JA. Sprained ankle syndrome: Prevalence and analysis of 639 acute injuries. J. Foot Ankle Surg. 1998; 37(4): 280-285.
23. Moore ML, Haglin JM, Hasscbrock JD, Anastasi MB and Chhabra A. Management of ankle injuries in professional basketball players: Prevalence and rehabilitation. Orthop. Rev. (Pavia). 2021; 13(1): 37-43.
24. Anandacoomarasamy A and Barnsley L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. 2005; 39(3): e14-e14.
25. Docherty CL, Mcleod TCV and Shultz SJ. Postural control deficits in participants with functional ankle ınstability as measured by the balance error scoring system.

Clin. J. Sport Med. 2006; 16(3): 19-21.
26. Cattaneo D, De Nuzzo C, Fascia T, Macalli M, Pisoni I and Cardini R. Risks of falls in subjects with multiple sclerosis. Arch. Phys. Med. Rehabil. 2002; 83(6): 864-867.
27. Dunsky A, Barzilay I and Fox O. Effect of a specialized injury prevention program on static balance, dynamic balance and kicking accuracy of young soccer players. World J. Orthop. 2017; 8(4): 317-318.
28. Zemková E. Assessment of balance in sport: Science and reality. Serbian J. Sport. Sci. 2011; 5(4): 127-139.
29. Çakır E and Özbar N. Comparison of flamingo and stork balance test among female futsal players and the effect of muscle force on tests. Gazi J. Phys. Educ. Sport Sci. 2019; 24(3): 181-188.
30. Mellis D, Banzi M, Cuartielles D and Igoe T. Arduino: An open electronic prototyping platform. Proc. Chi. 2007; 2007(April): 1-11.
31. Kondaveeti HK, Kumaravelu NK, Vanambathina SD, Mathe SE and Vappangi S. A systematic literature review on prototyping with Arduino: Applications, challenges, advantages and limitations. Comput. Sci. Rev. 2021; 40: 100364.
32. Bayraktar B and Kurtoğlu M. Sporda performans, etkili faktörler, değerlendirilmesi ve arttırılması. Klin. Gelişim Derg. 2009; 22(1): 16-24.
33. Fliz K. Sporun tanımlanması ve kapasamının belirlenmesi üzerine bir çalışma. Gazi Üniversitesi Gazi Eğitim Fakültesi Dergisi. 2002; 22(2).
34. Lopes L, Santos R, Pereira B and Lopes VP. Associations between gross motor coordination and academic achievement in elementary school children. Hum. Mov. Sci. 2013; 32(1): 9-20.
35. Gürel H. Tenis temel teknik öğretimde farklı antrenman metotlarının el önü (forehand) ve el arkası (backhand) vuruş performanslarına etkisi. 2013. Süleyman Demirel Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 56 sayfa, Isparta (Yrd. Doç. Dr. Mehmet Kumartaşlı).
36. Söğüt M. A comparison of serve speed and motor coordination between elite and club level tennis players. J. Hum. Kinet. 2017; 55(1): 171-176.
37. Hughes M and Meyers R. Movement patterns in elite men's singles tennis. Int. J. Perform. Anal. Sport. 2005; 5(2): 110:134.
38. Matheis M and Estabillo JA. Assessment of fine and gross motor skills in children," in handbook of childhood psychopathology and developmental disabilities assessment. Cham. Springer. 2018, p. 467-484.

39. Zipp GP and Gentile AM. Practice schedule and the learning of motor skills ın children and adults: Teaching implications. J. Coll. Teach. Learn. 2010; 7(2): 35-42.
40. Magill RA. Motor Learning ve Control. New York: McGrraw-Hill. 2018.
41. Adams DL. Develop better motor skill progressions with Gentile's Taxonomy of tasks. J. Phys. Educ. Recreat. Danc. 1999;70(8): 35-38.
42. The European Handball Federation. Superb second half powers hungary past spain, https://www.eurohandball.com/en/news/en/superb-second-half-powers-hungary-past-spain/, Erişim tarihi: 07.06.2022.
43. Wüest S and Van De Langenberg R. Design considerations for a theory-driven exergame-based rehabilitation program to improve walking of persons with stroke. Eur. Rev. Aging Phys. Act. 2013; 11(2): 119-129.
44. Function C, Rudd JR, Callaghan LO and Williams J. Physical education pedagogies built upon theories of movement learning: How can environmental constraints be manipulated to ımprove children's executive function and self-regulation skills? Int. J. Environ. Res. Public Health. 2019; 16(9): 1630.
45. Gümüşdağ H and Yıldırım M. Spor bilimlerinde çocuklarda motor gelişim. Ankara: Nobel Akademik Yayıncılık 2018.
46. Magill RA. Motor Learning, 7nd Ed. New York: McGraw Hill, 2004, p. 12.
47. Aktüre KG, İskipçi M and Yılmaz D. Optimal antrenman yükünün belirlenmesi için yorgunluk monitörizasyonu. Türkiye Klin. Spor Bilim. Derg. 2021; 13(1): 133-146.
48. Gentile AM. A working model of skill acquisition with application to teaching. Quest. 1972; 17(1): 3-23.
49. Moore EWG, Hıckey MS and Reiser RF. Comparison of two twelve week off-season combined trainiig programs on entry level collegiate soccer players'performance. 2015; 19(4): 790-798.
50. Genevois C, Reid M and Rogowski I. Performance factors related to the different tennis backhand groundstrokes : A review. J. Sports Sci. Med. 2015; 14(1): 194-202.
51. Ellenbecker TS and Reid M. Biomechanics of the Tennis Serve : ImplicatiRoetert EP, ons for Strength Training. Strength Cond. J. 2009; 31(4): 35-40.
52. Raysmith BP, Jacobsson J, Drew MK and Timpka T. What is performance ? A scoping review of performance outcomes as study endpoints in athletics. Sports. 2019; 7(3): 66.
53. Houlihan M, Campbell K and Stelmack RM. Reaction time and movement time as

measures of stimulus evaluation and response processes. Intelligence. 1994; 18(3): 289-307.

54. Pleger B and Villringer A. The human somatosensory system: From perception to decision making. Prog. Neurobiol. 2013; 103: 76-97.
55. Murakami EAY. Reaction time and EMG measurement applied to human control modeling. Meas. 2010; 43(5): 675-683.
56. Tomberg C, Levarlet-Joye H and Desmedt JE. Reaction times recording methods: Reliability and EMG analysis of patterns of motor commands. Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. Potentials Sect. 1991; 81(4): 269-278.
57. Deary IJ and Der G. Reaction time, age, and cognitive ability: Longitudinal findings from age 16 to 63 years in representative population samples. Aging, Neuropsychol. Cogn. 2005; 12(2): 187-215.
58. Cardozo AC, Gonçalves M, Hallal CZ and Marques NR. Age-related neuromuscular adjustments assessed by EMG. Electrodiagnosis in New Frontiers of Clinical Research. Croatia: InTech. 2013:113-129.
59. Pojskic H, Pagaduan J, Uzicanin E, Separovic V and Spasic M. Reliability, validity and usefulness of a new response time test for agility-based sports: A simple vs. complex motor task. J. Sport. Sci. Med. 209; 18(4):623-635.
60. Gianotti SM, Marshall SW, Hume PA and Bunt L. Incidence of anterior cruciate ligament injury and other knee ligament injuries: a national population-based study. J. Sci. Med. Sport. 2009; 12(6): 622-627.
61. Krinsky MB, Abdenour TE, Starkey C, Albo RA and Chu DA. Incidence of lateral meniscus injury in professional basketball players. Am. J. Sports Med. 1992: 20(1): 17-19.
62. Doherty C, Delahunt E, Caulfield B, Hertel J, Ryan J and Bleakley C. The incidence and prevalence of ankle sprain injury: A systematic review and meta-analysis of prospective epidemiological studies. Sport. Med. 2014; 44(1): 123-140.
63. Lephart SM, Pincivero DM, Giraldo JL and Fu FH. The role of proprioception in the management and rehabilitation of athletic injuries. Am. J. Sports Med. 1997; 25(1): 130-137.
64. Knapp HD, Taub E and Berman AJ. Movements in monkeys with deafferented forelimbs. Exp. Neurol. 1963; 7(4): 305-315.
65. Taub E and Berman AJ. Avoidance conditioning in the absence of relevant proprioceptive and exteroceptive feedback. J. Comp. Physiol. Psychol. 1963; 56(6): 1012.

66. Polit A and Bizzi E. Processes controlling arm movements in monkeys. 1978; 201(4362): 1235-1237.
67. Polit A and Bizzi E. Characteristics of motor programs underlying arm movements in monkeys. J. Neurophysiol. 1979; 42(1): 183-194.
68. Kelso JA, Holt KG and Flatt AE. The role of proprioception in the perception and control of human movement: toward a theoretical reassessment. Percept Psychophys. 1980; 28(1): 45-52.
69. Bearne L, Coomer A and Hurley M. Upper limb sensorimotor function and functional performance in patients with rheumatoid arthritis. Disabil. Rehabil. 2007; 29(13): 1035-1039.
70. Valderrabano V, von Tscharner V, Nigg BM, Hintermann B, Goepfert B, Fung TS, Frank CB and Herzog W. Lower leg muscle atrophy in ankle osteoarthritis. J. Orthop. Res. 2006; 24(12): 2159-2169.
71. Verschueren S, Swinnen S, Desloovere K and Duysens J. Effects of tendon vibration on the spatiotemporal characteristics of human locomotion. Exp. Brain Res. 2002; 143(2): 231-239.
72. Verschueren S, Swinnen S, Cordo P and Dounskaia N. Proprioceptive control of multijoint movement: unimanual circle drawing. Exp. Brain Res. 1999; 27(2): 171-181.
73. Sparto PJ, Parnianpour M, Reinsel TE and Simon S. The effect of fatigue on multijoint kinematics and load sharing during a repetitive lifting test. J. Orthop. Sport. Phys. Ther. 1997; 25(1): 3-12.
74. Zhang JG, Ishikawa-Takata K, Yamazaki H, Morita T and Ohta T. Postural stability and physical performance in social dancers. Gait Posture. 2008; 27(4): 697-701.
75. Ray C, Horvat M, Croce R, Mason R and Wolf S. The impact of vision loss on postural stability and balance strategies in individuals with profound vision loss. Gait Posture. 2008; 28(1): 58-61.
76. Tomomitsu MSV, Alonso AC, Morimoto E, Bobbio TG and Greve JMD. Static and dynamic postural control in low-vision and normal-vision adults. Clinics. 2013; 68(4): 517-521.
77. Paulus W, Straube A and Brandt T. Visual stabilization of posture. Physiological stimulus characteristics and clinical aspects. Brain. 1984; 107(4): 1143-1163.
78. Anand V, Buckley JG, Scally A and Elliott DB. Postural stability changes in the elderly with cataract simulation and refractive blur. Investig. Ophthalmol. Vis. Sci.

2003; 44(11): 4670-4675.

79. Friedrich M, Grein HJ, Wicher C, Schuetze J, Mueller A, Lauenroth A, Hottenrott K and Schwesig R. Influence of pathologic and simulated visual dysfunctions on the postural system. Exp. Brain Res. 2008; 186(2): 305-314.
80. Tanaka h, Nakashizuka M, Uetake T and Itoh T. The effects of visual input on postural control mechanisms: an analysis of center-of-pressure trajectories using the auto-regressive model. J. Hum. Ergol. (Tokyo). 2000; 29(1-2): 15-25.
81. Stokes M. Pocketbook of neurological physiotherapy e-book, 1st Ed. Londra: Churchill Livingstone, 2008.
82. Shumway-Cook A and Woollacott MH. Motor control: Translating research into clinical practice. Pensilvanya: Lippincott Williams & Wilkins, 2007.
83. Singh H. "Skill Acquisition", https://www.scienceforsport.com/skill-acquisition, Erişim tarihi: 08.06.2022.
84. Umphred DA and Lazaro RT. Neurological rehabilitation, 6nd Ed. Missouri: Mosby, 2019.
85. Lazaro RT, Reina-Guerra SG and Quiben M. Umphred's neurological rehabilitation, 7nd Ed. Amsterdam: Elsevier Health Sciences, 2020.
86. Krakauer JW. Motor learning: its relevance to stroke recovery and neurorehabilitation. Curr. Opin. Neurol. 2006; 19(1): 84-90.
87. Adams JA. A closed-loop theory of motor learning. J. Mot. Behav. 1970; 3(2): 111-150.
88. Newell KW. Schema Theory (1975): Retrospectives and Prospectives. Res. Q. Exerc. Sport. 2013; 74(4): 383-388.
89. Davis WE and Burton AW. Ecological task analysis: Translating movement behavior theory into practice. Adapt. Phys. Act. Q. 1991: 8(2): 154-177.
90. Fischer E. Factors affecting motor learning. Am. J. Phys. Med. Rehabil. 1967; 46(1): 511-519.
91. Fitts PM and Posner MJ. Human Performance. Belmont: Brooks/Cole Publication, 1967.
92. Bahr R and Holme I. Risk factors for sports injuries - A methodological approach. Br. J. Sports Med. 2003; 37(5): 384-392.
93. Li KZ and Lindenberger U. Relations between aging sensory/sensorimotor and cognitive functions. Neurosci. Biobehav. Rev. 2002; 26(7): 777-783.
94. Wolpe N, Ingram JN, Tsvetanov KA, Geerligs L, Kievit RA, Henson RN, Wolpert DM, Cam-CAN and Rowe JB. Ageing increases reliance on sensorimotor

prediction through structural and functional differences in frontostriatal circuits. Nat. Commun. 2016; 7(1): 1-11.

95. Anandacoomarasamy A and Barnsley L. Long term outcomes of inversion ankle injuries. Br. J. Sports Med. 2004; 39(3): 1-4.
96. Racinais S, Gaoua N, Mtibaa K, Whiteley R, Hautier C and Alhammoud M. Effect of cold on proprioception and cognitive function in elite alpine skiers. Int. J. Sports Physiol. Perform. 2017; 12(1): 69-74.
97. Glossop-von Hirschfeld C. Proprioception, jumping capacity and agility in beach versus indoor volleyball players. 2021, The University of Cape Town, Faculty of Health Sciences, Master of Science Thesis, 93 pages, Cape Town, (Phd. Dr Bouwien SmitsEngelsman, Phd. Dr Gillian Ferguson).
98. Riegger C. Anatomy of the ankle and foot. Phys. Ther.1988; 68(12): 1802-1814.
99. Schumacher S and Schünke MU. Prometheus Anatomi Atlası, 2nd Ed. İstanbul: Nobel Tıp Kitapevi, 2007.
100. Loudon JK and Bell SL. The foot and ankle: an overview of arthrokinematics and selected joint techniques. J. Athl. Train. 1996; 31(2): 173-178.
101. Abboud RJ. Relevant foot biomechanics. Curr. Orthop. 2002; 16(3): 165-179.
102. De Asla RJ. Biomechanics of the foot and ankle. Orthop. Knowl. Updat. Foot Ankle 5. 2018; 7(3): 3-12.
103. Gardner E and Gray DJ. The innervation of the joints of the foot. Anat. Rec. 1968; 161(2): 141-148.
104. Riemann BL and SM Lephart. The sensorimotor system, Part II: The role of proprioception in motor control and functional joint stability. J. Athl. Train. 2002; 37(1): 80-84.
105. Kirby JL, Houston MN, Gabriner ML and Hoch MC. Relationships between mechanical joint stability and somatosensory function in individuals with chronic ankle instability. The Foot. 2016; 28: 1-6.
106. Van Deun s, Staes FF, Stappaerts KH, Janssens L, Levin O and Peers KHH. Relationship of chronic ankle instability to muscle activation patterns during the transition from double-leg to single-leg stance. Am. J. Sports Med. 2007; 35(2): 274-281.
107. Ridola C and Palma A. Functional anatomy and imaging of the foot. Ital. J. Anat. Embryol. 2001; 106(2): 85-95.
108. Baghdadi A. Application of Inertial Measurement Unit (IMU) in advanced human health and safety surveillance: A data fusion and machine learning approach. 2019,

Faculty of the Graduate School ofthe University at Buffalo, Department of Mechanical and Aerospace Engineering, 148 pages, Buffalo, (Ph.D. Ehsan T. Esfahani, Ph.D. Ehsan T. Esfahani).

109. Fong DTP, Hong Y, Chan LK, Yung PSH and Chan KM. A systematic review on ankle injury and ankle sprain in sports. Sport. Med. 2007; 37(1): 73-94.
110. Bonnel F, Toullec E, Mabit C and Tourné Y. Chronic ankle instability : Biomechanics and pathomechanics of ligaments injury and associated lesions. 2010; 96(4): 424-432.
111. Khor YP and Tan KJ. The anatomic pattern of injuries in acute ınversion ankle sprains A magnetic resonance imaging study. Orthop. J. Sports Med. 2013; 1(7): 1-5.
112. Castro MA, Janeira MA, Fernandes O and Cunha LM. Biomechanical analysis of an inciting event of ankle sprain on basketball players. 2008; 2(1): 1-2.
113. Kristianslund E, Bahr R, and Krosshaug T. Kinematics and kinetics of an accidental lateral ankle sprain. J. Biomech.. 2011; 44(14): 2576-2578.
114. Thain PK, Hughes GTG and Mitchell ACS. The effect of repetitive ankle perturbations on muscle reaction time and muscle activity. J. Electromyogr. Kinesiol. 2016; 30(Oct): 184-90.
115. Van den Bekerom MPJ, Kerkhoffs GMMJ, McCollum GA, Calder JDF and van Dijk CN. Management of acute lateral ankle ligament injury in the athlete. Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc. 2013; 21(6): 1390-1395.
116. Van Den Bekerom MPJ, Struijs PAA, Blankevoort L, Welling L, Van Welling CN and Kerkhoffs GMMJ. What is the evidence for rest, ice, compression, and elevation therapy in the treatment of ankle sprains in adults? J. Athl. Train. 2012; 47(4): 435-443.
117. Pearce CJ, Tourné Y, Zellers J, Terrier R, Toschi P and Silbernagel KG. Rehabilitation after anatomical ankle ligament repair or reconstruction. Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc. 2016; 24(4): 1130-1139.
118. Braun BL. Effects of ankle sprain in a general clinic population 6 to 18 months after medical evaluation. Arch. Fam. Med. 1999; 8(2): 143-148.
119. Wright LC, Neptune, Van Den Bogert AJ and Nigg BM. The effects of ankle compliance and flexibility on ankle sprains. J. Biomech. 2000; 32(2): 260-265.
120. Wright IC, Neptune RR, Van Den Bogert AJ and Nigg BM. The influence of foot positioning on ankle sprains. J. Biomech. 2000; 33(5): 513-519. vol. 33, no. 5, pp. 513–519.

121. Hume PA and Gerrard DF. Bracing and taping in rugby union. Sport. Med. 1998; 25(5): 285-312.
122. Verhagen E and Bay K. Optimising ankle sprain prevention: a critical review and practical appraisal of the literature. Br. J. Sports Med.2010; 44(15): 1082-1088.
123. Emery C and Meeuwisse W. The effectiveness of a neuromuscular prevention strategy to reduce injuries in youth soccer: a cluster-randomised controlled trial. Br. J. Sports Med. 2010; 44(8): 555-562.
124. Abelson PH. Physical fitness. Science. 1968; 161(3848): 1299-1299.
125. Haskell WL, Montoye HJ and Orenstein D. Physical activity and exercise to achieve health-related physical fitness components. Public Health Rep. 1985; 100(2): 202-212.
126. Kim JT, Shin YA, Lee KH and Rhyu HS. Comparison of performance-related physical fitness and anaerobic power between Korean wheelchair badminton national and backup players. J. Exerc. Rehabil. 2019; 15(5): 663-666.
127. Winter D. Human balance and posture control during standing and walking. Gait Posture. 1995; 3(4): 193-214.
128. Pollock AS, Durward BR, Rowe PJ and Paul JP. What is balance? Clin. Rehabil. 2000; 14(4): 402-406.
129. Jansen K, De Groote F, Duysens J and Jonkers I. How gravity and muscle action control mediolateral center of mass excursion during slow walking: A simulation study. Gait and Posture. 2014; 39(1): 91-97.
130. Li M, Xu G, He B, Ma X and Xie J. Pre-impact fall detection based on a modified zero moment point criterion using data from kinect sensors. IEEE Sens. J. 2018; 18(13): 5522-5531.
131. Riemann BL and Lephart SM. The sensorimotor system, part I: The physiologic basis of functional joint stability. J. Athl. Train. 2002; 37(1): 71-79.
132. Dean JC. Proprioceptive feedback and preferred patterns. 2018; 4(1): 36-43.
133. O'Connor SM and Donelan JM. Fast visual prediction and slow optimization of preferred walking speed. J. Neurophysiol. 2012; 107(9): 2549-2559.
134. Proske U. Kinesthesia: The role of muscle receptors. Muscle and Nerve. 2006; 34(5): 545-558.
135. Kavounoudias A, Roll and Roll JP. The plantar sole is a 'dynamometric map' for human balance control. Neuroreport. 1998; 9(14): 3247-3252.
136. Santos AA, Bertato FT, Montebelo MIL and de O. Guirro EC. Effect of proprioceptive training among diabetic women. Rev. Bras. Fisioter. 2008; 12(3):

183-187.

137. Çakir E, Yüksek S, Asma B and Arslanoğlu E. Effects of different environment temperatures on some motor characteristics and muscle strength. Int. J. Environ. Sci. Educ. 2016; 11(10): 3985-3993.
138. Pierrot-Deseilligny E and Mazevet D. The monosynaptic reflex: A tool to investigate motor control in humans. Interest and limits. Neurophysiol. Clin. 2000; 30(2): 67-80.
139. Lienhard L. Analysis of whole-body vibration exercise effect on lower limb muscle activity using surface electromyography : methodological considerations and practical applications. 2014, Université Nice Sophia Antipolis, Laboratoire Motricité Humaine Expertise Sport Santé, PhD Thesis, 246 pages, Nice.
140. Paalanne N, Niinimäki J, Karppinen J, Taimela S, Mutanen P, Takatalo J, Korpelainen R and Tervonen O. Assessment of association between low back pain and paraspinal muscle atrophy using opposed-phase magnetic resonance imaging: A population-based study among young adults. Spine (Phila. Pa. 1976). 2011; 36(23): 1961-1968.
141. Linford CW, Hopkins JT, Schulthies SS, Freland B, Draper DO and Hunter I. Effects of neuromuscular training on the reaction time and electromechanical delay of the peroneus longus muscle. Arch. Phys. Med. Rehabil. 2006; 87(3): 395-401.
142. Crone C, Hultborn H, Mazières L, Morin C, Nielsen J and Pierrot-Deseilligny E. Sensitivity of monosynaptic test reflexes to facilitation and inhibition as a function of the test reflex size: a study in man and the cat. Exp. Brain Res. 1990; 81(1): 35-45.
143. Thelen E, Fisher DM and Ridley-Johnson R. The relationship between physical growth and a newborn reflex. Infant Behav. Dev. 1984; 7(4): 479-493.
144. Altıparmak T. Serebellum anatomisi ve fizyolojisi. In: Coşar B (Ed), Nöropsikiyatrik Açıdan Serebellum, 1st ed. Ankara: Türkiye Klinikleri; 2021. p.1-6.
145. Barmack NH and Yakhnitsa V. Topsy turvy: Functions of climbing and mossy fibers in the vestibulo-cerebellum. Neuroscientist. 2011; 17(2): 221-236.
146. Longley M and Yeo CH. Distribution of neural plasticity in cerebellum-dependent motor learning. Prog Brain Res. 2014; 210: 79-101.
147. De Zeeuw CI and Ten Brinke MM. Motor learning and the cerebellum. Cold Spring Harb. Perspect. Biol. 2015; 7(9): 1-19.
148. Day BL and Fitzpatrick RC. The vestibular system. Curr. Biol. 2005; 15(15): 583-

586.

149. Redfern MS, Yardley L and Bronstein AM. Visual influences on balance. J. Anxiety Disord. 2001; 15(1-2): 81-94.
150. Gaerlan MG, Alpert PT, Cross C, Louis M and Kowalski S. Postural balance in young adults: The role of visual, vestibular and somatosensory systems. J. Am. Acad. Nurse Pract. 2012; 24(6): 375-381.
151. Morasso P, Bottaro A, Casadio M and Sanguineti V. Preflexes and internal models in biomimetic robot systems. Cogn. Process. 2005; 6(1): 25-36.
152. Gatev P, Thomas S, Kepple T and Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. J. Physiol. 1999; 514(3): 915-928.
153. Konrad HR, Girardi M and Helfert R. Balance and aging. Laryngoscope.1999; 109(9): 1454-1460.
154. Choi SD. Aging workers and trade-related injuries in the US construction industry. Saf. Health Work. 2015; 6(2): 151-155.
155. Horak FA. Postural orientation and equilibrium. Age Ageing. 2006; 35(2): ii7–ii11.
156. Furrer PR, Laux CJ, Fucentese SF and Tscholl PM. Physical examination of the patellofemoral joint. Swiss Sport. Exerc. Med. 2020; 68(1): 831-853.
157. Horak FB. Clinical measurement of postural control in adults. Phys. Ther. 1987; 67(12): 1881-1885.
158. Bannister R. Brain's Clinical Neurology, 3rd Ed. New York: Oxford University Press Inc. 1969.
159. Goldie PA, Bach TM and Evans OM. Force platform measures for evaluating postural control: Reliability and validity. Arch. Phys. Med. Rehabil. 1989; 70(7): 510-517.
160. Sell TC. An examination, correlation, and comparison of static and dynamic measures of postural stability in healthy, physically active adults. Phys. Ther. Sport. 2012; 13(2): 80-86.
161. Hrysomallis C, McLaughlin P, and Goodman C. Relationship between static and dynamic balance tests among elite Australian Footballers. J. Sci. Med. Sport.2006; 9(4): 288-291.
162. Hungerford BA, Gilleard W, Moran, M., & Emmerson, C. (2007). Evaluation of the ability of physical therapists to palpate intrapelvic motion with the Stork test on the support side. Physical Therapy, 87(7), 879-887.
163. Peterson DD. Periodic fitness testing: Not just for athletes anymore. Strength

Cond. J. 2018; 40(5): 60-76.

164. Nelson-Wong E, Appell R, McKay M, Nawaz H, Roth J, Sigler R, Third J and Walker M. Increased fall risk is associated with elevated co-contraction about the ankle during static balance challenges in older adults. Eur. J. Appl. Physiol. 2012; 112(4): 1379-1389.
165. Sawers A and Ting LH. Beam walking can detect differences in walking balance proficiency across a range of sensorimotor abilities. Gait Posture. 2015; 41(2): 619-623.
166. Lemmink KAPM, Han K, De Greef MHG, Rispens P and Stevens M. Reliability of the groningen fitness test for the elderly. J. Aging Phys. Act. 2001; 9(2): 194–212.
167. Ambegaonkar JP, Caswell SV, Winchester JB, Shimokochi Y, Cortes N and Caswell AM. Balance comparisons between female dancers and active nondancers. Res. Q. Exerc. Sport. 2013; 84(1): 24-29.
168. Adigüzel N. Education of star excursion balance performance among young male athletes. African Educ. Res. J. 2020; 8(2): 147-151.
169. Coughlan GF, Fullam K, Delahunt E, Gissane C and Caulfield BM. A comparison between performance on selected directions of the star excursion balance test and the Y balance test. J. Athl. Train. 2012; 47(4): 366-371.
170. Chen B, Liu P, Xiao F, Liu Z and Wang Y. Review of the upright balance assessment based on the force plate. Int. J. Environ. Res. Public Health.2021; 18(5): 1-14.
171. Demir A ve Manolya A. Aktif video oyunları ve wobble board denge antrenmanının 6 yaş çocuklarda dinamik dengeye etkisinin karşılaştırılması. Gaziantep Üniversitesi Spor Bilimleri Dergisi. 2018; 3(4), 109-121.
172. Shah MV and Kumar S. A Comparitive study on swiss ball therapy versus balance board therapy on balance in geriatric population: A randomized clinical trial. Indian J. Physiother. Occup. Ther. 2013; 7(2): 172-175.
173. O'Connell M, George K and Stock D. Postural sway and balance testing: A comparison of normal and anterior cruciate ligament deficient knees. Gait Posture. 1998; 8(2): 136-142.
174. Gibb AM. New media, art, design and the Arduino microcontroller: A malleable tool. 2010, Pratt Institute, School of Art and Design, Master of science thesis, 75 pages, NY, (Dr. David Walczyk).
175. ARDUINO.CC, "What is Arduino?" https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction,

Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.

176. GNU İşletim Sistemi, "Lisanslar." https://www.gnu.org/licenses/licenses.tr.html, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
177. Raza A, Ikram AA, Amin A and Ikram AJ. A review of low cost and power efficient development boards for IOT applications," FTC 2016 - Proc. Futur. Technol. Conf. 2017, no. December, p. 786-790.
178. Badamasi YA. The working principle of an Arduino," in Proceedings of the 11th International Conference on Electronics, Computer and Computation, ICECCO 2014, 2014, p. 10-13.
179. Jakoš F and Verber D. Learning basic programing skills with educational games: A case of primary schools in Slovenia. Journal of Educational Computing Research. 2017; 55(5): 673-698.
180. Banzi M. Getting started with Arduino. California: O'Reilly Media, Inc., 2009.
181. Margolis M. Arduino Cookbook, 2nd Ed. California: O'Reilly Media, Inc., 2011.
182. ARDUINO.CC, "Forum", https://forum.arduino.cc/, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
183. López-Rodríguez FM, Cuesta F, López-Rodríguez FM and Cuesta F. Andruino-A1: Low-cost educational mobile robot based on Android and Arduino. J Intell Robot Syst. 2016; 81(1): 63-66.
184. Fezari M and Al Dahoud A. Integrated Development Environment "IDE" For Arduino. WSN applications, 2018, pp: 1-12.
185. Asriani F, Pamudji G, Susilawati H and Ismani SW. Damage detection tool design of lightweight concrete using optical fiber sensor and phototransistor. IJITEE (International Journal of Information Technology and Electrical Engineering). 2017; 1(1), 8-12.
186. Boxall J. Arduino workshop: A Hands-on introduction with 65 projects. 2nd Ed. San Francisco: William Pullock, 2021.
187. ARDUINO.CC, "PROJECT HUB". https://create.arduino.cc/projecthub/Blue_jack/measure-your-reaction-time-d68f90, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
188. Chaudhry A, Batra M, Gupta P, Lamba S and Gupta S Arduino based voice controlled robot. In Proceedings - 2019 International Conference on Computing, Communication, and Intelligent Systems, ICCCIS 2019, 2019, pp. 415-417.
189. Al-Dahan ZT, Bachache and Bachache LN. Design and implementation of fall detection system using MPU6050 Arduino. In International Conference on Smart Homes and Health Telematics, 2016, vol. May, pp. 180-187.

190. Erdal D. Projelerle Arduino, 17th Ed. İstanbul: Kodlab Yayınları, 2020.
191. Huang Y, Shinohara N and Toromura H. A wideband rectenna for 2.4 GHz-band RF energy harvesting. In 2016 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC). 2016, pp. 11-13.
192. Sidqi R, Rio Rynaldo B, Hadi Suroso S and Firmansyah R. Arduino based weather monitoring telemetry system using NRF24L01+. In IOP Conf. Ser. Mater. Sci. Eng. 2018; 36(1): 012024.
193. ARDUINO.CC, "PROJECT HUB", https://create.arduino.cc/projecthub/muhammad-aqib/nrf24l01-interfacing-with-arduino-wireless-communication-0c13d4, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
194. The Bluetooth SIG, "Specifications", https://www.bluetooth.com/specifications/, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
195. Dai B, Chen RC and Bin Yang W. Using arduino to develop a bluetooth electronic scale for water intake. In 2016 International Symposium on Computer, Consumer and Control (IS3C). 2016; no. Figure 1: 751-754.
196. Jiang R, Kasimov F, Zhang D and Kaliyeva K. Development of intelligent agricultural machinery control device. J. Phys. Conf. Ser. 2020; 1617(1): 012087.
197. Premier Farnell Limited, "ATMEGA32A-PU". https://tr.farnell.com/microchip/atmega32a-pu/mcu-8bit-atmega-16mhz-dip-40/dp/1704565, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
198. Türk Dil Kurumu, "Yazılım", https://sozluk.gov.tr/, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
199. Ritchie P. Practical Microsoft Visual Studio 2015. Chandler: Apress, 2016.
200. Udemy, Visual Studio Kursları, https://www.udemy.com/tr/topic/visual-studio/, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
201. T.C. Hazine ve Maliye Bakanlığı - Bilgi Teknolojileri Genel Müdürlüğü, "Proje Hakkında." https://1milyonistihdam.hmb.gov.tr/proje-hakkinda, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
202. Ecma International, "ECMA 334 C# Language Specification". https://www.ecma-international.org/wp-content/uploads/ECMA-334_5th_edition_december_2017.pdf, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
203. Hejlsberg A, Wiltamuth S and Golde P. C# language specification. Boston: Longman Publishing Co. Inc., 2003.
204. Bilgisayar Kurdu, "C# Kullanıcı Arayüzü Tasarım Rehberi". https://www.bilgisayarkurdu.com/c-kullanici-arayuzu-tasarim-rehberi-10288/, Erişim tarihi 9 Haziran 2022.

205. Levangie PK and Norkin CC. Joint structure and function: a comprehensive analysis, 2th Ed. Pensilvanya: F.A. Davis Company, 2011.
206. Malik SS and Malik SS. Orthopaedic biomechanics made easy. Cambridge: Cambridge University Press, 2015.
207. Hall SJ. Basic biomechanics, 7th Ed. New York City: McGraw-Hill Higher Education, 2014.
208. Irish SE, Millward AJ, Wride J, Haas BM and Shum GL. The effect of closed-kinetic chain exercises and open-kinetic chain exercise on the muscle activity of Vastus Medialis Oblique and Vastus Lateralis. J. Strength Cond. Res. 2010; 24(5): 1256-1262.
209. Svoboda Z, Janura P, Kutilek M and Janurova E. Relationships between movements of the lower limb joints and the pelvis in open and closed kinematic chains during a gait cycle. 2016; 51(1): 37-43.
210. Sciascia A and Cromwell R. Kinetic chain rehabilitation : A theoretical framework. Kinet. Chain Rehabil. a Theor. Framew. 2012; 2012.
211. Knudson DV. Qualitative diagnosis of human movement: improving performance in sport and exercise, 3rd. Illinois: Human kinetics, 2013.
212. Glenn and Research Center, "Newton's Laws of Motion ". https://www1.grc.nasa.gov/beginners-guide-to-aeronautics/newtons-laws-of-motion/, Erişim tarihi: 9 Haziran 2022.
213. Atalay A, Yücel AS and Korkmaz M. Ergonomi ve sporda ergonominin kullanım ve öneminin incelenmesi. Uluslararası Hakemli Mühendislik Ve Fen Bilimleri Dergisi. 2014; 1(1): 12-27.
214. Purdam CR, Johnsson P, Alfredson H, Lorentzon R, Cook JL and Khan KM. A pilot study of the eccentric decline squat in the management of painful chronic patellar tendinopathy. Br. J. Sports Med. 2004. 38(4): 395-397.
215. Cavallone P, Bonisoli E and Quaglia G. Prototyping of manual wheelchair with alternative propulsion system. Disabil. Rehabil. Assist. Technol. 2020; 15(8): 945-951.
216. Requejo PS, Mulroy SJ, Ruparel P, Hatchett PE, Haubert LL, Eberly VJ and Gronley JK. Relationship between hand contact angle and shoulder loading during manual wheelchair propulsion by individuals with paraplegia. Spinal Cord Inj. Rehabil. 2015; 24(4): 313: 324.
217. Shenoy R, Pastides PS and Nathwani D. Biomechanics of the knee and TKR. Orthop. Trauma. 2013; 27(6): 364-371.

218. Roloff I, Scho VR, Vigouroux L and Quaine F. Biomechanical model for the determination of the forces acting on the finger pulley system. J. Biomech. 2006; 39(5): 915-923.
219. Brukner P. Brukner and Khans Clinical Sports Medicine Injuries, 5th Ed. Sydney: McGraw-Hill Education, 2017.
220. Fedorov DS, Ivoylov AY, Zhmud VA and Trubin VG. Using of measuring system MPU6050 for the determination of the angular velocities and linear accelerations. Autom. Softw. Enginery. 2015; 1(11): 76-81.
221. Aravind R, Kumar A, Harisudhan R.K and Udhayakumar G. Load cell based fuel level measurement using Arduino Uno microcontroller. Int. J. Adv. Res. Dev. 2018; 3(3): 159-164.
222. Yu S, Wang B and L Dong. Study on micro force sensor and its signal acquisition system based on Android and Arduino. IEEJ Trans. Electr. Electron. Eng. 2020; 15(9): 1384-1389.
223. Deneyap Kart, "Deneyap Kart". https://deneyapkart.org/magaza/urun-deneyap-kart.html, Erişim tarihi: 09 Haziran 2022.
224. Barbosa-Silva MCG, Barros AJD, Post CLA, Waitzberg DL and Heymsfield SB. Can bioelectrical impedance analysis identify malnutrition in preoperative nutrition assessment? Nutrition. 2003; 19(5): 422-426.
225. Alpar R. Spor, sağlık ve eğitim bilimlerinden örneklerle uygulamalı istatistik ve geçerlik-güvenirlik. Ankara: Detay Yayıncılık, 2016.
226. Jones BH, Cowan DN and Knapik JJ. Exercise, training and injuries. Sport. Med. 1994; 18(3): 202-214.
227. Jarraya M, Jarraya S, Chtourou H, Souissi N and Chamari K. The effect of partial sleep deprivation on the reaction time and the attentional capacities of the handball goalkeeper. Biol. Rhythm Res. 2013; 44(3): 503-510.
228. Obetko M, Babic M and Peráček P. Changes in disjunctive reaction time of soccer goalkeepers in selected training load zones. J. Phys. Educ. Sport. 2019; 19(2): 420-426.
229. Sheth P, Yu B, Laskowski ER and An KN. Ankle Disk Training Influences Reaction Times of Selected Muscles in a Simulated Ankle Sprain. Am. J. Sports Med. 1997; 25(4): 538-543.
230. Yoshida N, Kobayashi N, Masunari A, Kunugi S, Miyamoto T, Ishii, T and Miyakawa S. Changes in the muscle reaction time of ankle periarticular muscles by balance training. 2013; 2(4): 493-500.

231. Kim SM, Choi Y and Suh J. Applications of the open-source hardware Arduino platform in the mining industry: A review. Appl. Sci. 2020; 10(14): 5018.
232. M. Rafeeq M and Alam S. Automation of plastic, metal and glass waste materials segregation using arduino in scrap industry. International Conference on Communication and Electronics Systems (ICCES), 2016, pp. 1-5.
233. Escudeiro N, Matos P, Costa R, Menica A and Bertaina S. Low-cost industry 4 . 0 : learning Arduino programming in three distinct ways. CASHE Academic Success in Higher Education, 2019, pp. 14–15.

7. EKLER

7.1. Etik Kurul Onay Raporu

DÜZCE ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN SAĞLIK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU KARAR FORMU

ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Biyomekanik Denge Platformu Cihazının Güvenilirlik Çalışması
TİTLE OF STUDY	Reliability Study of the Biomechanical Balance Platform Device

	Belge Adı	Tarihi	Versiyon Numarası	Dili
DEĞERLENDİRİLEN BELGELER	ARAŞTIRMA PROTOKOLÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	BİLGİLENDİRİLMİŞ GÖNÜLLÜ OLUR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	OLGU RAPOR FORMU			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐
	ARAŞTIRMA BROŞÜRÜ			Türkçe ☐ İngilizce ☐ Diğer ☐

	Belge Adı		Açıklama
DEĞERLENDİRİLEN DİĞER BELGELER	SİGORTA	☐	
	ARAŞTIRMA BÜTÇESİ	☐	
	BİYOLOJİK MATERYEL TRANSFER FORMU	☐	
	İLAN	☐	
	YILLIK BİLDİRİM	☐	
	SONUÇ RAPORU	☐	
	GÜVENLİLİK BİLDİRİMLERİ	☐	
	DİĞER:	☐	

KARAR BİLGİLERİ	**Karar No:2021/10**	**Tarih: 01.02.2021**
	Yukarıda bilgileri verilen başvuru dosyası ile ilgili belgeler araştırmanın/çalışmanın gerekçe, amaç, yaklaşım ve yöntemleri dikkate alınarak incelenmiş ve uygun bulunmuş olup araştırmanın/çalışmanın başvuru dosyasında belirtilen merkezlerde gerçekleştirilmesinde etik ve bilimsel sakınca bulunmadığına toplantıya katılan etik kurul üye tam sayısının salt çoğunluğu ile karar verilmiştir.	

GİRİŞİMSEL OLMAYAN SAĞLIK ARAŞTIRMALARI ETİK KURULU

ETİK KURULUN ÇALIŞMA ESASI	Girişimsel Olmayan Sağlık Araştırmaları Etik Kurulu İşleyiş Yönergesi, İyi Klinik Uygulamaları Kılavuzu
BAŞKANIN UNVANI / ADI / SOYADI:	Prof. Dr. Ege GÜLEÇ BALBAY

Unvanı/Adı/Soyadı	Uzmanlık Alanı	Kurumu	Cinsiyet		Araştırma ile ilişki		Katılım *	
Prof. Dr. Selmin KARADEMİR	Çocuk Sağlığı	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Prof. Dr. Yıldız DEĞİRMENCİ	Nöroloji	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Doç. Dr. Birgül ÖNEÇ	İç Hastalıkları	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Doç. Dr. Mehmet ARICAN	Ortopedi	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒
Dr. Öğr. Üyesi Nuri Cenk COŞKUN	Farmakoloji	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☐	H ☒
Dr.Öğr.Üyesi Zerrin GAMSIZKAN	Tıp Eğitimi ve Bilişimi	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Dr.Öğr.Üyesi Mehmet Ali SUNGUR	Biyoistatistik ve Tıbbi Bilişim	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Dr.Öğr.Üyesi İbrahim Ethem ŞAHİN	Tıbbi Biyokimya	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Dr.Öğr.Üyesi Attila ÖNMEZ	İç Hastalıkları	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Öğr. Gör. Şerife YILMAZ	Hemşirelik	Düzce Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi	E ☐	K ☒	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Metin POLAT	Avukat	Düzce Üniversitesi Hukuk Müşavirliği	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Mustafa Salih EROL	Biyomedikal Uzmanı	Düzce Üniversitesi Tıp Fakültesi	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐
Kenan VAROL	Sivil Üye	Varollar Demir Çelik Ürünleri San.ve Tic.Ltd.Şti.	E ☒	K ☐	E ☐	H ☒	E ☒	H ☐

*:Toplantıda Bulunma

rof. Dr. Ege GÜLEÇ BALBAY

Not: Etik kurul başkanı, imzasının yer almadığı her sayfaya imza atmalıdır.

ÖZGEÇMİŞ

tarihinde Türkiye'nin şehrinde dünyaya geldim. Lise öğrenimimi 1996 yılında Manisa Anadolu Öğretmen Lisesinde, lisans öğrenimimi 2000 yılında Hacettepe Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Y.O.'nda ve yüksek lisans öğrenimimi 2018 yılında Düzce Üniversitesi Beden Eğitimi ve Spor ABD'nda tamamladım. İzmir Gaziemir Hava Hastanesi Ortopedi Servisinde (2000-2001) ve Özel Rehabilitasyon Merkezlerinde (2001-2003) çalıştım. 2003 yılından bu yana Düzce Araştırma Ve Uygulama Hastanesi'nde fizyoterapist kadrosunda çalışmaktayım.