



**PARKİNSON HASTALARININ YÜRÜME
BOZUKLUKLARININ TESPİTİ**

Ferda TAŞKESENLIOĞLU

**Yüksek Lisans Tezi
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Nurbanu GÜZEY**

**2022
Her hakkı saklıdır.**



**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

PARKİNSON HASTALARININ YÜRÜME BOZUKLUKLARININ TESPİTİ

Ferda TAŞKESENLIOĞLU

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Nurbanu GÜZEY

Anabilim Dalı: Elektrik Elektronik Mühendisliği

Erzurum

2022

Her hakkı saklıdır

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Erzurum Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez içindeki tüm bilgilerin doğru ve tam olduğunu, bilgilerin üretilmesi aşamasında bilimsel etiğe uygun davrandığımı, yararlandığım bütün kaynakları atıf yaparak belirttiğimi beyan ederim.

05 / 09 / 2022

Ferda TAŞKESENLIOĞLU

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

PARKİNSON HASTALARININ YÜRÜME BOZUKLUKLARININ TESPİTİ

Ferda TAŞKESENLIOĞLU

Erzurum Teknik Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Elektrik Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Nurbanu GÜZEY

Parkinson hastalığının yol açtığı sorunların kontrol altına alınması büyük oranda hastalığın erken teşhisine bağlıdır. Ülkemizde Parkinson hastalarında hareketteki donma tespitlerinde, hastalar yürütülürken göz ile ya da video kamera ile gözlem yapılarak hareketteki donma tespit edilmektedir. İnsan yaşamı ve yaşam kalitesi göz önüne alındığında bu yöntem oldukça ilkel kalmaktadır. Yürüyüşteki donmayı (Freezing Of Gait) belirleyen otomatik ölçüm metotları geliştirmek için artan bir ihtiyaç vardır. Söz konusu eksiklikleri giderebilmek ve daha gelişmiş yöntemlerin ortaya çıkarılmasına yardımcı olmak için literatür çalışmaları incelenmiş, yürüme verilerinin farklı pencere aralıklarında ve farklı sensör konumlarında tekrar değerlendirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Hedef sadece yürüyüşteki donma bölümlerinin ölçülmesini sağlamak değil, aynı zamanda tahmin edilip önlenmesine de yardımcı olmaktır. Bu tez çalışmasında hedeflere yönelik olarak Parkinson hastalarındaki donmaları daha doğru tespit etmek için optimum pencere aralığı ve sensör konumunu belirlemek amaçlanmıştır.

2022, 69 sayfa

Anahtar Kelimeler: Parkinson, Yürüyüşteki Donma (FOG), Donma İndeksi (FI), Pencere Boyutu, Hızlı Fourier Dönüşümü, Güç Spektrum Analizi

ABSTRACT

MS. Thesis

DETECTION OF WALKING DISORDERS OF PARKINSON PATIENTS

Ferda TAŞKESENLIOĞLU

Erzurum Technical University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Electrical Electronic Engineering

Supervisor: Assist. Prof. Dr. Nurbanu GÜZEY

Controlling the problems caused by Parkinson's disease largely depends on early diagnosis of the disease. In our country, freezing in motion is detected in patients with Parkinson's disease, by observing with eyes or with a video camera while the patients are walking. Considering human life and quality of life, this method remains rather primitive. There is an increasing need to develop automated measurement methods that determine Freezing of Gait. In order to eliminate these shortcomings and help to reveal more advanced methods, literature studies were examined, and it was necessary to reevaluate the walking data in different window intervals and different sensor positions. The goal is not only to measure freezing episodes in walking, but also to help predict and prevent them. In this thesis, it is aimed to determine the optimum window spacing and sensor position in order to more accurately detect freezing in Parkinson's patients.

2022, 69 page

Keywords: Parkinson, Freez Of Gait (FOG), Freezing Index, Window Size, Fast Fourier Transform (FI), Power Spectrum Analysis

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca danışmanlığımı üstlenerek bilgi ve tecrübelerini aktaran danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Nurbanu GÜZEY hocama teşekkürlerimi sunarım.

Tüm eğitim hayatım boyunca maddi manevi hiçbir desteğini esirgemeyen her daim arkamda olan babam Vahdettin TAŞKESENLİOĞLU ve annem Özlem TAŞKESENLİOĞLU'na bizleri bugünlere getirdikleri için teşekkürü borç bilirim.

Ablaları olmaktan gurur duyduğum kardeşlerim Muhammed Sırrı TAŞKESENLİOĞLU, Eyyüb TAŞKESENLİOĞLU ve Derya TAŞKESENLİOĞLU'na her koşulda yanımda oldukları için ayrıca teşekkürlerimi sunarım.

Tüm tez çalışmam boyunca yardımlarını esirgemeyen eşim, Elektrik Elektronik Mühendisi, Hasan Eren EMİR'e teşekkürlerimi sunarım.

Ferda TAŞKESENLİOĞLU
Eylül 2022

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	10
2. KAYNAK ÖZETLERİ	14
3. MATERYAL ve YÖNTEM	24
3.1. Yürüme Bozuklukları Tespiti İçin Kullanılan Teknikler	24
3.1.1. Kuvvet sensörü.....	25
3.1.2. Jiro sensörü (Jiroskop).....	25
3.1.3. İvmeölçer (hız ölçer) sensörü	26
3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller	27
3.2.1. Raspberry pi.....	27
3.2.2. MPU-6050	28
3.2.3. Muhafaza kutusu	30
3.2.4. Kumaş band	31
3.3. Kullanılan Programlama Dili: Python.....	31
3.3.1. Kullanılan programlama mimarisi: Nesne Yönelimli Programlama (OOP)	32
3.4. Simulasyon, Deney Protokolü ve Yöntem	32
3.4.1. Verilerin alınması.....	33
3.4.2. Verilerin analizi.....	35
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	39
4.1. Pencere Aralığı 2,5sn	40
4.1.1. Normal adımlarla yürüme	40
4.1.2. Donma	42
4.1.3. Titreme	44
4.2. Pencere Aralığı 5sn	47

4.2.1. Normal adımlarla yürüme.....	46
4.2.2. Donma	49
4.2.3. Titreme	50
4.3. Pencere Aralığı 10sn	53
4.3.1. Normal adımlarla yürüme.....	53
4.3.2. Donma	55
4.3.3. Titreme	57
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	63
KAYNAKLAR.....	66



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Acıklama</u>
g	Yerçekimi ivmesi
Hz	Freakans
m	Metre
sn	Saniye
v	Öz değerler
λ	Öz vektörler

Kisaltmalar

COG	Center Of Gravity
DAQ	Veri Toplama Cihazı
DBS	Derin Beyin Stimülasyonu
FFT	Fast Fourier Transform
FI	Freezing Index
FOG	Freezing of Gait
GRF	Gound Reaction Force
OOP	Object Oriented Programming
PD	Parkinson Hastalığı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Yürüyüşün değişimi (Pozzi 2019)	11
Şekil 2.1. FOG olaylarının sayısı ve yüzdesi (Moore et al. 2007)	15
Şekil 2.2. Dikey ivme hareketleri (Moore et al. 2007).	17
Şekil 2.3. 46 FOG olayının frekans spektrumu (Moore et al. 2007).	17
Şekil 2.4. Denek altıdan alınan veriler (Moore et al. 2007).....	18
Şekil 3.1. İvmeölçer sensörünün yerleşimi (Bachlin et al. 2009)	27
Şekil 3.2. Raspberry pi genel yapısı (Sağlam vd 2020).....	28
Şekil 3.3. MPU-6050 sensörü (Çetin 2019).....	29
Şekil 3.4. Sensörlerin yerleşimi.....	30
Şekil 3.5. Muhafaza kutusu.....	30
Şekil 3.6. Rasberry Pi - MPU6050 bağlantıları.....	31
Şekil 3.7. Cihazı vücuda bağlamak için kullanılan kumaş bant.....	31
Şekil 3.8. Yürüyüş parkuru fotoğrafı.....	34
Şekil 3.9. Veri pencereleme	35
Şekil 3.10. Yöntem blog diyagramı.....	37
Şekil 4.1. Sensör-1, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	41
Şekil 4.2. Sensör-1, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri	41
Şekil 4.3. Sensör-2, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	41
Şekil 4.4. Sensör-2, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri	42
Şekil 4.5. Sensör-1, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri	42
Şekil 4.6. Sensör-1, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	43
Şekil 4.7. Sensör-2, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri	43
Şekil 4.8. Sensör-2, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	43
Şekil 4.9. Sensör-1, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri	44
Şekil 4.10. Sensör-1, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	45
Şekil 4.11. Sensör-2, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri	45
Şekil 4.12. Sensör-2, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	45
Şekil 4.13. Sensör-1, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri	46
Şekil 4.14. Sensör-2, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri	46
Şekil 4.15. Sensör-1, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	47

Şekil 4.16. Sensör-2, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri	48
Şekil 4.17. Sensör-2, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	48
Şekil 4.18. Sensör-2, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri	48
Şekil 4.19. Sensör-1, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	49
Şekil 4.20. Sensör-1, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	49
Şekil 4.21. Sensör-2, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	50
Şekil 4.22. Sensör-2, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	50
Şekil 4.23. Sensör-1, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri	51
Şekil 4.24. Sensör-1, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	51
Şekil 4.25. Sensör-2, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri	51
Şekil 4.26. Sensör-2, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	52
Şekil 4.27. Sensör-1, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri	52
Şekil 4.28. Sensör-2, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri	53
Şekil 4.29. Sensör-1, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	54
Şekil 4.30. Sensör-1, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri	54
Şekil 4.31. Sensör-2, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	54
Şekil 4.32. Sensör-2, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri	55
Şekil 4.33. Sensör-1, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	55
Şekil 4.34. Sensör-1, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	56
Şekil 4.35. Sensör-2, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri.....	56
Şekil 4.36. Sensör-2, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	56
Şekil 4.37. Sensör-1, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri	57
Şekil 4.38. Sensör-1, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	57
Şekil 4.39. Sensör-2, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri	58
Şekil 4.40. Sensör-2, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri.....	58
Şekil 4.41. Sensör-1, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri	58
Şekil 4.42. Sensör-2, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri	59

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3.1. Pin konfigrasyonu (InvenSense 2013)	28
Çizelge 4.1. Donma indeksi tepe değerleri	59
Çizelge 4.2. İFOG eşik değerleri.....	60
Çizelge 4.3. FOG algılama yeteneği.....	61



1. GİRİŞ

Parkinson hastalığının (PH), “beyin sapı” olarak adlandırılan bölgede (beynin alt bölümü) meydana gelen hasar sonucu dopamin salgılayan hücrelerin kaybı ile ortaya çıktığı bilinmektedir. Ancak bu hasarın ortaya çıkmasının sebebi ve bu hücrelerin neden kayba uğradığı henüz tespit edilememiştir. Ayrıca parkinson hastalığının bazı insanlarda görülürken bazılarında ise görülmeyişinin sebebi de netleşmemiştir (Lau and Breteler 2006).

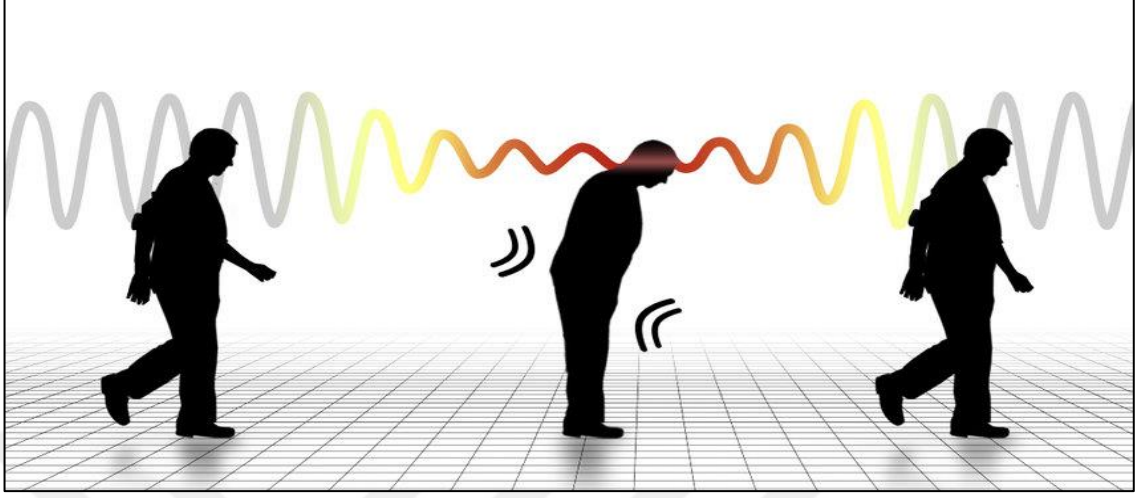
Parkinson hastalığı, nörodejeneratif hastalıklar içerisinde en sık görülenlerden biridir. Parkinson Hastalığı Vakfı'na göre dünya çapında 10 milyon insan etkilenmektedir (Vandenbossche et al. 2013; Jankovic 2008). Türkiye’de ise prevalans 100.000’de 202 olarak belirlenmiştir (Bayram ve Akbostancı 2018).

Yapılan çalışmalar 65 yaş üzerindeki nüfusun yaklaşık %1’inin bu hastalığa tutulduğunu göstermektedir. Günümüzde bu hastalığın belirtilerinin ortaya çıkmasından sorumlu olan sebepler bilinmemektedir. Ancak yapılan çalışmalar göz önüne alındığında, çevresel sebepler, genetik faktörler ve yaşlanmanın bu süreçte kayda değer bir öneme sahip olduğu dikkat çekmektedir (Akbayır vd 2017).

Parkinson hastalığı klinik tanım olarak dört ana alanda kendini göstermektedir: motor semptomlar, bilişsel değişiklikler, davranışsal/nöropsikiyatrik değişiklikler ve otonom sinir sistemi arızaları ile ilgili semptomlar (Fritsch et al. 2012).

İnsanlar normal yürüyüş sırasında adım atmalarını, kollarını sallamalarını içgüdüsel, hızlı ve otomatik olarak yapar. Parkinson hastalığının başladığı dönemlerde birçok hastanın yürümesi bozulmayabilir ve sonraki dönemlerde de herhangi bir bozukluk görülmeyebilir. Ancak zamanla hastalığın ortaya çıktığı tarafta olan bacak yürürken geri kalır. Yürümeleri belirgin biçimde bozulmuş ileri evrede olan hastalar ayaklarının ucunu yerden kaldıramazlar ve bir veya her iki ayağı sürüyerek yürümeye başlarlar. Yürüyüşlerini devam ettirdiklerinde düşebilir ya da bir yere çarpabilirler. (Özekmekçi vd 2013). Yürüyüşün tedavisi ilaç, beyin cerrahisi ve fizyoterapiye odaklıdır (Debû et al 2018; Gao 2020). Daha çok kullanılan ilaç levodopadır ve beyin cerrahisi ile ilgili olarak

tedavide derin beyin stimülasyonu (DBS) daha çok kullanılır (Lahuerta-Martín et al 2022).



Şekil 1.1. Yürüyüşün değişimi (Pozzi 2019)

Zamanla yürüme bozukluğu gelişen bazı hastalar yürürken aniden ayakları yere yapışmış gibi kalakalırlar; burada meydana gelen kilitlenme, hareket edememe durumu donma olarak tanımlanmaktadır. Hastada meydana gelen donma olayı genelde birkaç saniye devam etse de daha az sıklıkta birkaç dakika sürdüğü de görülebilir. Daha sonra ise bu durum kendiliğinden çözülmetedir.

FOG epizodlarının klinik değerlendirmesi zordur ve günlük yaşam üzerindeki etkisi genellikle doğrulanmış anketlerle değerlendirilir (Giladi 2000; Shine 2012). İnsan yaşam kalitesini bu kadar etkileyen parkinson hastalığının, belirtilerinden biri olan yürüyüşteki donmayı (Freezing Of Gait) belirleyen otomatik ölçüm metotları geliştirmek için artan bir çaba olduğu görülmüştür, nihai amaç sadece yürüyüşteki donma bölümlerini ölçmek değil, aynı zamanda tahmin etmek ve önlemektir. Bu amaca yönelik olarak literatür incelenmiş ve teze konu olan parkinson hastalarının yürüyüşlerindeki donma olaylarını tespit etmek için deneklerden yürüyüş verileri alınarak farklı pencere aralıklarında değerlendirilmiştir.

Yürüyüş analizleriyle ilgili yapılan araştırmalar sonucu son on yıl içerisinde hastalıkların teşhisi, hastalık seviyelerinin belirlenmesi ve tedavi süreçlerinin gözlemlenmesine olanak sağlayan çalışmalarda artış olduğu gözlemlenmiştir.

Çalışmalarda kullanılan yöntemler, ihtiyaç duyulan cihazlara, bu cihazların vücut üzerindeki yerlerine ve şekillerine, çalışmada kullanılan parkura, yapılan kabullere ve hesaplanan parametrelere göre çeşitlilik göstermektedir. Teknoloji geliştikçe teknikte kullanılan algılayıcı ve diğer donanımsal sistemlerin küçüldüğü ve hızlandığı görülmektedir. Bununla birlikte vücut üzerinde taşınabilirliği kolay olması için daha az malzeme ile, maliyeti daha uygun sistemlere ihtiyaç artmaktadır. Geliştirilen yöntemlerde hedef daha az sayıda malzeme kullanarak mümkün olduğunca fazla yürüyüş parametresinin belirlenebilmesine olanak sağlayan sistemlerdir.

Literatürde bulunan çalışmalarda yürüyüşteki donma tespiti için farklı teknik ve yöntemler denenmiştir. Bu tez çalışmasında, teknik olarak ivmeölçer sensörü ile tespit tekniği, yöntem olarak ise donma indeksi (FI) kullanılmıştır.

Bu tez çalışmasında, parkinson hastalarının yürüyüşlerinde meydana gelen donma olayları incelenmiştir. İnsan yaşamı ve yaşam kalitesi göz önüne alındığında parkinson hastalarına teşhis koymak için kullanılan yöntemler oldukça ilkel olduğu görülmüştür. Söz konusu eksiklikleri giderebilmek ve daha gelişmiş yöntemlerin ortaya çıkarılmasına yardımcı olmak için parkinson hastalarının yürüyüşleri incelenmiş, analiz edilmiş ve yürüme test verileri alınarak çalışmalar yapılmıştır. Çalışmada resmi süreçlerden ötürü parkinson hastaları yer almamıştır. Sağlıklı bireylere parkinson hastalığı yürüyüşleri gözlemlenmiş ve hastalığı taklit etmeleri istenmiştir. Test verileri bu bireylerden alınmıştır.

Öncelikle literatürde var olan donma indeksi yöntemi (Moore et al. 2007) ile yürüyüşte meydana gelen bozukluklar tespit edilmeye çalışılmıştır. Parkinson hastalığı yürüyüş modelleri taklit edilmiş, farklı yürüyüş modlarında veriler alınmıştır. Daha sonra çalışma bir adım ileriye taşınarak veri almak için kullanılan sensörler çoğaltılmış, alınan veriler farklı pencere aralıklarında ve aynı uzvun farklı bölümlerinde değerlendirilmiştir.

Bu tez çalışmasında yapılan literatür taramasında pencere boyutuyla ilgili çalışmaların yapıldığı görülmüştür (Moore et al. 2013). FOG olayını algılama yeteneğinin literatürde yer aldığı üzere pencere boyutuyla ters orantılı olma durumu tekrar araştırılmış ancak literatürde yer almayan pencere boyutunun ne kadar küçüleceği ve bu seçilen

pencere boyutunun veri alınan uzvun hangi bölümünde daha doğru sonuç vereceği konusunun literatürde eksik kaldığı dikkat çekmiştir. Bu nedenle optimum pencere aralığı tespitinin çoklu sensör kullanılarak tekrar değerlendirilmesine ihtiyaç duyulmuştur. Bu amaçla deneklerden alınan yürüyüş verileri farklı pencere aralıklarında aynı uzvun farklı bölümlerinde değerlendirilerek literatüre pencere boyutu ve sensör konumu ile ilgili yeni bulgular katmak hedeflenmiştir.

Yapılan çalışma 5 ana bölüm şeklinde sunulmuştur. Giriş bölümünde parkinson hastalığının ne olduğuna, neden kaynaklandığına, teze konu olan çalışmalara değinilmiştir. İkinci bölümde literatürde yer alan çalışmalara yer verilmiş, parkinson hastalığının tespiti için kullanılan teknik ve yöntemler açıklanmıştır.

Materyal ve yöntem bölümünde tez çalışmasında kullanılan materyaller tanıtılmış, sistem tasarımı, simülasyon ve deney protokolüne yer verilerek detaylı olarak parkinson hastalığındaki yürüme bozukluklarının tespiti için kullanılan metot aktarılmıştır.

Araştırma bulguları ve tartışma bölümünde literatürde de yer alan 3 farklı yürüyüş modunda deneme verileri alınmıştır. Yürüyüş verisinin alınacağı bacağın iki bölümüne sensörler yerleştirilmiş, uzvun her iki kısmından ayrı ayrı veri alınmıştır. Alınan veriler farklı pencere aralıklarında değerlendirilerek optimum pencere aralığı incelenmiştir.

Sonuç ve öneriler kısmında ise yapılan çalışmalardan elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır. Çalışmanın daha ileriye taşınabilmesi için uygulanabilecek yöntemlerden bahsedilmiştir.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Literatürde “freeze of gait” olarak bilinen FOG (yürüyüşte meydana gelen donma), “yürüme niyeti olmasına rağmen ayakların ileriye doğru ilerlemesinin kısa, epizodik yokluğu veya belirgin azalması” olarak tanımlanır. Donma olayları, yalnızca Parkinson hastalığında görülen özel bir lokomotif rahatsızlık biçimini temsil eder. Yürüme, konuşma veya el yazısı gibi tekrarlayan bir hareket sırasında donma meydana gelebilir. Donma, parkinson hastalığında en sakatlayıcı ve en az anlaşılan semptomlardan biridir ve genellikle hastalığın ileri evresinde görülür. Parkinson hastalarının yarısından fazlası sonunda FOG geliştirir (Saad 2016).

Dönerken, dar alanlarda, bir hedefe varmadan hemen önce ve stresli durumlarda donma meydana gelebilir (Okuma 2014). Parkinson hastalarında yıllık düşme insidansı oranları %50 ile %70 arasında değişmektedir. FOG, günlük yaşam aktivitelerine müdahale eder, hareketliliği azaltır ve yaşam kalitesini bozar. Sonuçta meydana gelen yaralanmalarla birlikte düşme için önemli bir risk faktörüdür (Gray and Hildebrand 2000; Bloem et al. 2004).

FOG'un altında yatan patoloji bilinmemektedir. Video analizini kullanan fenomenolojik bir çalışma, FOG'un genellikle bloğun üstesinden gelmek için bacakların 'titremesi' ile ilişkili olduğunu göstermiştir (Schaafsma et al. 2003).

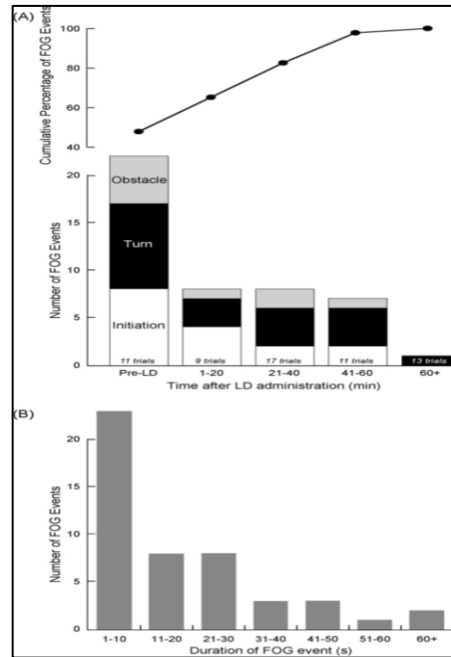
Moore ve arkadaşları (2007), dikey bacak hareketinin frekans özelliklerini kullanarak FOG'un ayaktan izlenmesi için bir cihaz tanımlamıştır. FOG sırasında bacakların titremesinin video kayıtlarından ve iç taban basıncından gözlemlendiği varsayılmıştır (Schaafsma et al. 2003). Bu şaftın dikey doğrusal ivmesinde de belirgin olacaktır (Hausdorff et al. 2003). Daha önce PH için geliştirilen ayaktan adım uzunluğu monitörünü kullanarak (Moore et al. 2007) cihazın yeteneklerini donma olaylarının tespitine genişletmiş ve ileri PH'li 11 hastayla yapılan bir pilot çalışmada etkinliği gösterilmiştir.

FOG bölümleri, dikey bacak ivmesinin frekans spektrumlarından açıklanmıştır. Bir 'lokomotor' bandı, 0,5 ila 3Hz arasındaki frekans bileşenleri ve bir “donma” bandı 3

ila 8Hz arasındaki frekans bileşenlerinden tanımlanmıştır. T zamanında bir donma indeksi olarak tanımladıkları freeze indexi (FI), 'donma' bandındaki 6 saniyelik bir veri penceresinin (t zamanında ortalanan) güç spektrumunun altındaki alanın karesinin lokomotor bandındaki alanın karesine bölünmesiyle elde etmişlerdir (Moore et al. 2007).

Moore ve arkadaşları (2007) tarafından yapılan çalışmada 11 katılımcının dördünde donma meydana gelmemiştir. Bu nedenle 7 denek üzerinden alınan verilerden hareket etmişlerdir. Denekler üzerinden alınan video kayıtlarında toplam 46 FOG olayı gözlemlenmiştir (Şekil 2.1). 4 denekte donma meydana gelmemiştir. 46 FOG olayı, yürüyüşe başlama (15), dönüş (20) veya engeller (11) olarak kategorize edilmiştir. FOG olaylarının neredeyse yarısı (22/46; %48) levodopa ilacının uygulamasından önce ve hemen hemen tüm FOG (45/46; %98) ilacı aldıktan sonraki 1 saat içinde meydana gelmiştir.

Bir FOG olayının uzunluğu 2 ila 128sn arasında değişmiş ve FOG epizodlarının %50'si 10sn veya daha kısa sürmüştür. Şekil 2.1.-A da levodopa uygulamasından sonra FOG olayının yüzdesi, sayısı ve kategorisi (başlangıç, dönme, engel ile karşılaşma) verilmiştir. Şekil 2.1.-B ise FOG süresinin dağılımını, FOG olaylarının çoğunun (%85) 30 saniyenin altında olduğunu göstermiştir (Şekil 2.1. B) (Moore et al. 2007).



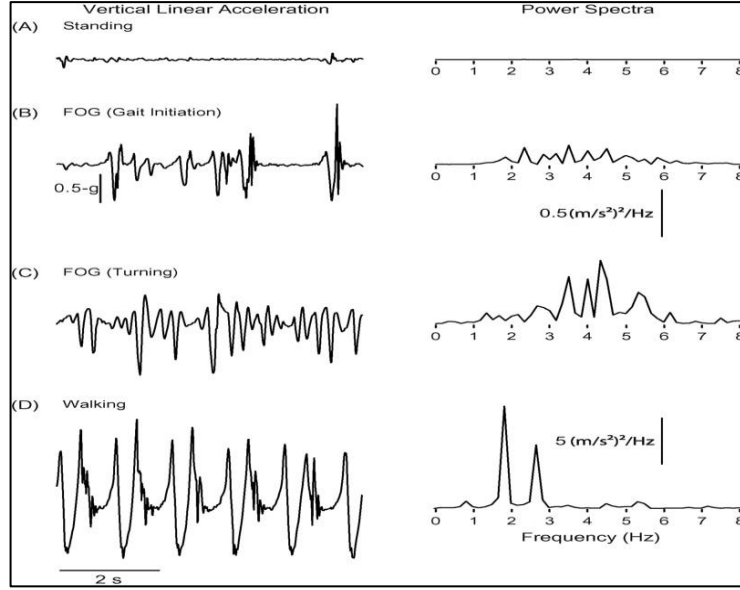
Şekil 2.1. FOG olaylarının sayısı ve yüzdesi (Moore et al. 2007)

Tipik bir PH katılımcısından (denek 6) levodopa uygulamasından 10 dakika sonra elde edilen veriler, istemli ayakta durma, FOG ve yürüme sırasında dikey şaft ivmesinin frekans özellikleri alınmıştır (Şekil 2.2. A). Şekil 2.2. B ve C de bir donma epizodu yaşandığında, 2-6Hz bandında yüksek frekanslı bileşenler dikkat çekmiş ve ayakta dururken belirgin olmayan bir 'titreme' gözlemlenmiştir. Şekil 2.2. D de ise yürüme sırasındaki yüksek frekans harmonikleri görülmektedir (Moore et al. 2007).

Adım ve adım frekanslarını içeren bir 'lokomotor' bant, 11 denekte yürüyüşün frekans özelliklerine dayalı olarak 0,5–3Hz olarak bir 'donma' bandı 3-8Hz aralığı olarak tanımlanmıştır (MacDougall and Moore 2005). FOG durumunun yüksek frekanslı hızlanma bileşenlerinin çoğunu içerdiği gözlemlenmiştir (Şekil 2.2. B ve C). Denek 6'da gözlemlenen FOG sırasında dikey bacak hareketinin frekans özellikleri (Şekil 2.2.) FOG yaşayan diğer yedi denekte tutarlı olmuştur (Şekil 2.3.).

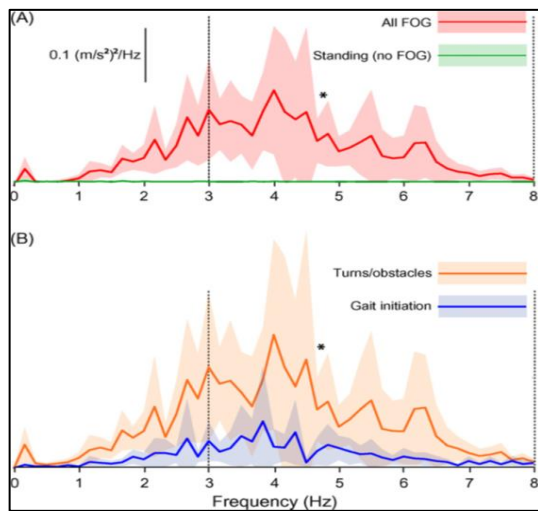
Donma bandındaki güç, FOG sırasında ayakta durmaya göre önemli ölçüde yüksek değerler almıştır (Şekil 2.3. A; kırmızı iz-FOG; yeşil iz-ayakta durma). Dönme sırasında ve bir engelle karşılaşıldığında donma bandı gücünde önemli bir fark olmamıştır. Bu nedenle bu iki FOG alt tipi için güç spektrumları toplanmıştır (Şekil 2.3. B-turuncu iz).

Dönerken veya bir engelle karşılaşıldığında donma sırasında 3-8Hz bandındaki güç, yürümenin başlaması sırasındaki FOG' dan daha yüksek olmuştur. 3, 4–5 ve 5–7Hz' de dönüşler ve engeller sırasında FOG' un frekans spektrumunda yerel maksimumlar varken (Şekil 2.3. B turuncu iz), yürüyüş başlangıcında daha az belirginleşmiştir (Şekil 2.3. B mavi iz).



Şekil 2.2. Dikey ivme hareketleri (Moore et al. 2007)

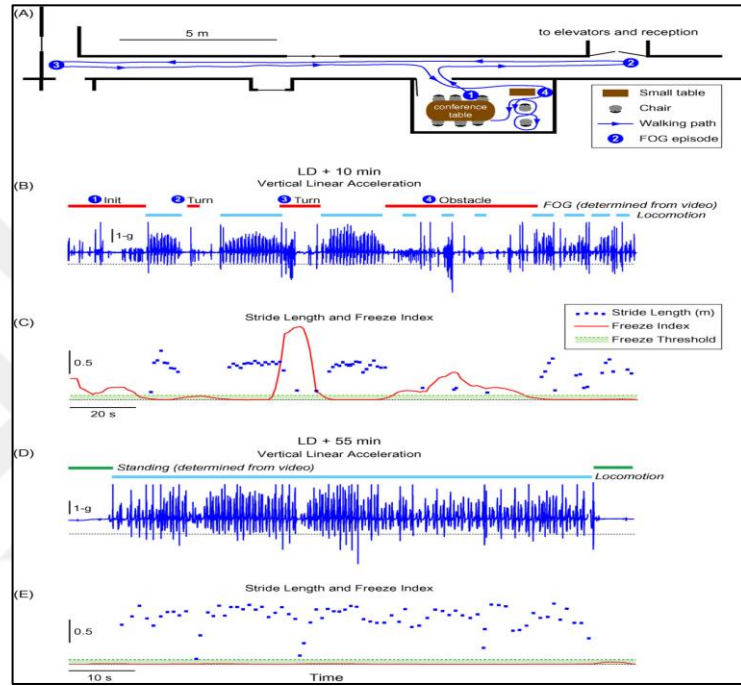
Donma indeksi (FI; yukarıdaki metotlarda tanımlanan sürekli boyutsuz bir değer) kullanılarak, serbest ambulasyon sırasında FOG olaylarını tanımlamak mümkün olmuştur. Denek 6'dan alınan veriler tekniği göstermektedir (Şekil 2.4.). Levodopa uygulamasından on dakika sonra denek, bir konferans odasından başlayarak ve iki kere 180°dönüşle bir koridor boyunca yaklaşık 50m yürümüştür (Şekil 2.4. A), daha sonra odaya geri dönerek bir dizi engeli aşmıştır (küçük bir masa ve iki sandalye). Bu denek yürüyüş boyunca 4 FOG olayı yaşamıştır: (1) yürüyüşe başlarken, (2) ve (3) dönerken ve (4) bir engelle karşılaştığında (Şekil 2.4. A ve B).



Şekil 2.3. 46 FOG olayının frekans spektrumu (Moore et al. 2007)

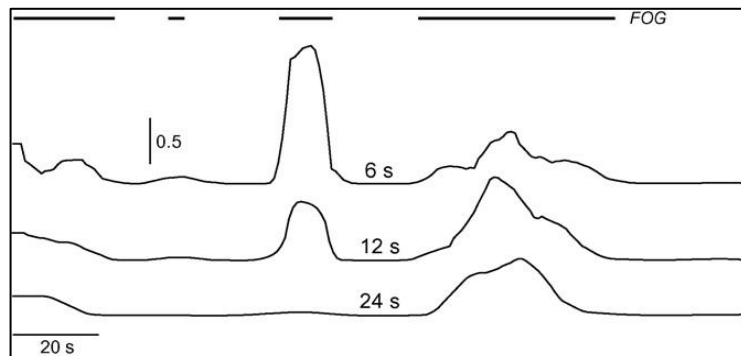
2. KAYNAK ÖZETLERİ

Levodopa uygulamasından elli beş dakika sonra denek FOG olmadan serbestçe yürümüştür (Şekil 2.4. D). Donma sırasında dikey bacak ivmelenmesindeki yüksek frekanslı bileşenler FI'ya yansıtılmıştır (Şekil 2.4. C-kırmızı iz). FI için dikey bacak hareketinin güç spektrumunu hesaplamak amacıyla kullanılan sürgülü pencerenin genişliği 6sn alınmıştır. Donma olaylarının %30'u 6 saniye veya daha kısa ve %15'i 4 saniyenin altında olmuştur.



Şekil 2.4. Denek altıdan alınan veriler (Moore et al. 2007)

Pencere boyutunun artırılması, düşük geçişli bir filtre görevi görmüş ve kısa süreli donma olaylarını belirlemede FI'nın hassasiyetini azaltmıştır (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Pencere genişliğinin etkisi (Moore et al. 2007)

Christine ve ark. yaptığı çalışmada (2014) hem titreme hem de hızlı yürüyüş durumlarını hesaba katmak için tamamlayıcı bir indeks önermişlerdir. Amaçları, destekli cihazların gerçek zamanlı kontrolü için sağlam bir çözüm önermek, FOG bölümlerinin oluşumunu tahmin etmektir. Daha önce Moore ve ark. (2007) bacak dikey ivmelerinin frekans özelliklerine dayalı olarak FOG bölümlerini tanımlamak için bir teknik önermişlerdi. Yaklaşım, FOG oluşumlarının uzuv hızlanma sinyalinin etkileyen titreme hareketi ile ilişkili olduğu hipotezine dayanmaktaydı. Donma indeksi (FI) olarak adlandırılan terimi (“donma” bandındaki sinyal (uzuv ivmesi) gücü ile “lokomotor” bandındaki sinyal gücü arasındaki oran) tanımlamış yöntemin doğruluğunu test etmişlerdi.

Christine ve arkadaşları ise yaptığı çalışmada (2014) hızlı yürüyüşün (festination gait) FOG ifadelerinden biri olduğuna ve yürüyüş kesintilerinin çoğundan önce geldiğine bu durumun yürüyüş modifikasyonunun ilginç bir işareti olduğuna inanmışlar ve buradan yola çıkmışlardır. FOG kriteri olarak aldıkları FOGC’yi tanıtmışlardır.

Burada, FOG kriteri FOGC olarak adlandırılan, yürüyüş değişikliklerinin gözlemlenmesi ve FOG olaylarının tespiti için yeni bir yaklaşım sunulmuştur. FOGC, iki yürüyüş parametresinin sürekli değerlendirilmesine dayanır: kadans (frekans değeri) ve adım uzunluğu. Parkinson hastalarında festinasyon sırasında kadans, 3Hz'den düşük değerler bildirmiştir (Coste et al. 2014). Hipotez, bir FOG olayı meydana gelmeden önce, adım uzunluğu azalırken kadansın artması gerektiğidir (festinasyon).

Tespit edilen her adım n için, frekansı (kadaysı) C_n , uzunluğu L_n olmak üzere $FOGC_n$ aşağıdaki formül ile ifade edilmiştir (Coste et al. 2014).

$$FOGC_n = \frac{C_n \cdot L_{min}}{C_{max}(L_n + L_{min})} \quad (2.1)$$

burada C_{max} kadans için beklenen maksimum değer ve L_{min} adım uzunluğunun minimum değeridir. Bazı hastalarda minimum adım uzunluğu $L_{min} = 5cm$ gözlemlenebilir. Bu nedenle, adım uzunluğu 0 olma eğilimindeyken kriteri 1'e bağlamak için maksimum kadans 5 adım/sn olarak sabitlenmiştir.

Kullanılan yürüyüş döngüsü segmentasyonu, $1/C_{max}$ süresinin altındaki adımları algılamaz. FOGC'nin yüksek bir değeri, yürüyüşteki donma olayı ile ilişkilidir. Bir kriter artışı, yakın bir FOG olayını göstermelidir.

FI gibi, FOGC değerinin de her hasta için ayrı ayrı ayarlanan bir eşikle karşılaştırılması gerekir. Ayrıca, kriter yürüyüş parametrelerine bağlı olduğundan, sadece yürüyüş döngüsü sırasında festinasyon ve FOG olay tespitine izin verir. Yürüyüş segmentasyonu ve adım uzunluğu hesaplaması, atalet sensörü tabanlı yürüme hızı tahmin yöntemleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu yöntem, jiroskopik veriler kullanılarak yürüyüş verilerinin adımlara bölünmesine dayanır. Her adımda, ileri bacak yer değiştirmesini elde etmek için hızlanma verileri entegre edilmiştir. Bacağın adım başlangıcındaki ilk hızı jiroskopik sinyal kullanılarak elde edilir. Adımın sonunda, ivmeölçer verileri kullanılarak tahmin edilen hız ile jiroskopik sensörler tarafından ölçülen değerler arasında bir düzeltme yapılır. Ek olarak, sensörün ölçümlerini sagittal düzleme yansıtmak için homojen bir dönüşüm gerçekleştirilir (Coste et al. 2014).

Christine ve arkadaşları (2014) yaptığı çalışmada bir video kamerayı atalet sensörü ile senkronize etmişlerdir. Hastanın yürüyüşü, video kayıtlarına göre çevrimdışı olarak analiz edilmiştir. Bu ön çalışmaya dört hasta (erkek, 73 ± 3 yaşında) katılmıştır. Atalet sensörü, sagittal düzlemde gövde seviyesine yerleştirilmiştir (Şekil 2.6.) (Coste et al. 2014). Hastalardan 10m'lik bir koridor boyunca yürümeleri istenmiş ve FOG oluşumlarının sayısını en üst düzeye çıkarmak için birkaç görev önerilmiştir.



Şekil 2.6. Yürüyüş parkuru (Coste et al. 2014)

Oturumlardan alınan videolar incelenmiş FOG epizodları belirlenmiştir. FI ve FOGC yönteminin bu epizodların ne kadarını tespit ettiği karşılaştırılmıştır. FOGC yönteminin hassasiyeti değerlendirilmiştir. Video kayıtlarında festinasyona bağlı FOG durumları tespit edilmiş FI yönteminin bu etiketleri yakalayamadığı belirlenmiştir. FI ve FOGC yönteminin FOG olaylarını algılama yeteneği göz önüne alınarak festinasyon halinde FOGC yönteminin daha hassas sonuçlar verdiği çıkarılmıştır. Tanımı nedeniyle FI, düşey ivme değişimlerinde gözlenen güç frekans bant oranlarını kullandığından, festinasyona duyarlı olmadığı anlaşılmıştır.

Saad (2016) yaptığı çalışmada FOG tespiti için PCA tekniği (temel bileşen analizi tekniği) kullanmıştır.

PCA'nın ana fikri, çok sayıda değişkenden oluşan bir veri setinin boyutsallığını çok fazla bilgi kaybetmeden azaltmaktır. Bu yöntem de FOG' u tespit etmek için tanıtılacak olan “Temel Bileşenler” (PC'ler) adı verilen yeni özellikler çıkarmak gerekmektedir. PCA için diğer alternatifler, Açıklayıcı Faktör Analizi (EFA) ve Fischer Diskriminant Analizidir (Ghravian et al. 2013; Grimm and Yarnold 2000).

Parkinson hastalarında FOG epizodlarını doğru bir şekilde tespit edebilen bir sistem tasarlamak, her bir FOG epizodunun üstesinden gelmek ve düzeltmek için alınabilecek gerekli eylemlerin yapılmasını sağlayabilmektedir. Bu nedenle, dikkatli gözlem ve yürüme paterni analizi, FOG'lu Parkinson hastalarının başarılı yönetimine yol açabilir. Amaç, Parkinson hastalarında FOG'u yönetmek için eksiksiz bir tespit, teşhis ve düzeltme sistemi tasarlamaktır. Saad çalışmasında, FOG olaylarını önlemek için bir sistem kurmaya yönelik araştırmalar yapmıştır. Bu amaçla, ivmeölçerler, telemetreler ve açölçerler gibi farklı sensör türlerinden heterojen veriler elde etmek için bir ön çoklu sensör prototipi oluşturulmuştur. Bahsedilen sensörlerin tümü bir National Instrument Data Acquisition (DAQ) cihazına bağlanmıştır. Parkinson hastalarının normal ve donma yürüyüş davranışlarının taklidi sırasında büyük veri kümeleri toplanmıştır. Ayrıca, farklı donma epizodları dahil olmak üzere Parkinson hastalarının gerçek yürüme verilerinin toplanması için beş parkinson hastası alınmıştır (Saad 2016).

Toplanan verilerden, FOG sırasında önemli değişiklikler içeren zaman ve sıklık alanlarından öznitelikler çıkarılmıştır. Saad'ın çalışmasının bir diğer katkısı, algılama yönteminin çıktısı kararının, farklı sensör türlerinden elde edilen optimal özniteliklerin birleştirilmesiyle elde edilen verilere dayanmasıdır (Saad 2016).

Temel bileşenleri çıkarmak için öncelikle alınan verilerden bir matris oluşturulur. A , $m \times n$ reel sayılar matrisi olsun, burada m değişkenlerin sayısını temsil ederken n bu değişkenlerden alınan veri sayısıdır (Saad 2016).

$$A = \begin{pmatrix} x_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ x_m \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

PCA ile düzgün bir şekilde çalışmak için, verileri ortalama sıfır olacak şekilde yeniden ortalama yaygındır. Bu, her bir veri boyutundan ortalama μ çıkarılarak yapılır. μ , tüm m değişkenlerinin ortalamasını içeren bir vektördür. B , yeniden ortalanan $m \times n$ matrisi olsun (Saad 2016).

$$B = \begin{pmatrix} x_1 - \mu_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \cdot \\ x_m - \mu_m \end{pmatrix} \quad (2.3)$$

Sonraki adım, B 'den C kovaryans matrisini hesaplamaktır. Bu, denklem (2.4) kullanılarak gerçekleştirilir (Saad 2016).

$$C = \frac{1}{n-1} B B^T \quad (2.4)$$

Kovaryans matrisinden sonra korelasyon matrisi hesaplanarak özvektör ve özdeğerler bulunur (Saad 2016).

$$R(i,j) = \frac{C(i,j)}{\sqrt{\text{var}(i)\text{var}(j)}} \quad (2.5)$$

$$R.v_i = \lambda.v_i \quad (2.6)$$

Burada özvektörler $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \dots, \lambda_n$ ile özdeğerler ise $v_1, v_2, v_3, \dots, v_n$ ifadeleri ile temsil edilir. En düşük özdeğerlere sahip özvektörler, verilerin dağılımı hakkında en az bilgiyi taşır. Bu nedenle, ilk temel bileşen, en büyük λ değerine sahip özvektördür. İkinci temel bileşen, λ 'nin ikinci en büyük değerine sahip olan özvektördür. Bu nedenle, özvektörler (v) en yüksekten en düşüğe karşılık gelen özdeğere (λ) doğru sıralanmalıdır. PCA'daki son adım, ilk iki temel bileşeni kullanarak orijinal verileri projelendirmektir. D , sütunlarının sıralanmış özvektörleri içerdiği bir $m \times m$ matris G matrisi ise D 'nin ilk iki sütunundan oluşan $m \times 2$ matris olsun. Proje matrisi aşağıdaki formülle hesaplanır (Saad 2016).

$$P = G^T x B \quad (2.7)$$

Elde edilen matris $P = (p_1; p_2)$ her satırın minimum bilgi kaybıyla 13 özelliğin kombinasyonunu (13 özellik: ayaktan ve bilekten x,y,z eksenlerinden alınan ivme verileri, açölçer sinyali, üst ve alt bacakta telemetre verileri, açölçer sinyalinin ortalama frekansı, telemetre datasının ortalama voltajı, bilek ve ayaktan alınan ivme verisinin donma indeksini kapsar.) temsil ettiği $2 \times n$ 'lik bir matristir. FOG simülasyon veri setine PCA tekniği uygulandıktan sonra, veriler $[0:1] \times [0:1]$ aralığında normalleştirilir. Normalleştirilmiş veriler N ile gösterilir (Saad 2016).

$$N(i,j) = \frac{P(i,j) - a_i}{b_i - a_i} \quad (2.8)$$

Burada $a = [a_1; a_2]$ ve $b = [b_1; b_2]$ sırasıyla her bir ana bileşenin minimum ve maksimum değerleridir. a ve b değerleri kaydedilir ve daha sonra gerçek Parkinson hastalarından elde edilen verileri normalleştirmek için kullanılır (Saad 2016).

PCA aracılığıyla birleştirilmiş veriler, PH'de FOG'u tespit etmeye çalışan yöntemlerde kullanılır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu bölümde parkinson hastalarındaki yürüme bozukluklarının tespiti için kullanılan teknikler hakkında detaylı bilgi verilmiş, çalışmada kullanılan materyaller, çalışma tekniği ve yöntem açıklanmıştır.

Parkinson hastalığına sahip olan kişiler de adım atarken kilitlenme ya da donma olarak adlandırılan yürümede bir bozukluk meydana geldiğinde tüm bacak bu durumdan etkilenecektir. Donma hastanın tüm vücudunu etkilediğinden tek sensör hastanın durumunu değerlendirmede yetersiz kalabilir. Aynı zamanda FOG olayını algılamada birden fazla sensör teknolojisinden faydalanmanın daha yüksek güvenilirlik sağlayacağından çoklu sensör kullanarak alınan veriler değerlendirilmelidir. Bu nedenle insan yürüyüşü söz konusu olduğunda bacağın farklı bölgelerine sensörler entegre ederek alınan verileri analiz etmek gerekir.

Yine parkinson hastalarının yürüyüş modları göz önüne alındığında veri alınan yürüyüş modlarındaki bozuklukları yakalamak için kullanılan pencere boyutu önemli bir faktördür. Bu nedenle her yürüyüş modu için alınan veriler ayrı ayrı pencere aralıklarında çizdirilmiştir.

3.1. Yürüme Bozuklukları Tespiti İçin Kullanılan Teknikler

Yürüyüş analizinde yaygın olarak, klinisyenlerin gözlemlerine dayanan yöntemler kullanılırken son dönemlerde cihaza dayalı sistemlere eğilim artmıştır. Bu sistemler genellikle, kullanılan cihaza göre değişerek, elektrogoniometri, video kamera sistemleri, kuvvet platformları, yüksek hızlı fotoğraflama, ayak swiçleri ve eylemsizlik algılayıcıları şeklinde gruplara ayrılır. Kullanılan yöntemin çeşitliliğine göre cihazların vücutta kullanım yerleri de değişiklik göstermektedir. Genellikle çalışmalarda cihaz alt bacak, üst bacak, ayak, ayak bileği ve kalçaya yerleştirilmektedir. Günümüz teknolojisi düşünüldüğünde, kamera sistemleri ve gelişmiş görüntü işleme teknikleri dikkat çekmesine rağmen yüksek maliyetlerden ötürü kullanımın yaygınlaşmamıştır (Bakbak ve Kayacan 2014).

Son dönemlerde, giyilebilir sistemler vücudun farklı bölgelerinde, hastalığın belirlenebilmesi, derecelendirilmesi, takibinin sağlanması gibi durumlar için yürüyüş analiz çalışmalarında kullanılmaya başlanmıştır (Bakbak ve Kayacan 2014).

3.1.1. Kuvvet sensörü

Parkinson hastalığının tespitinde kullanılan yöntemlerin ilki ayağın altına giyilebilen ve yer reaksiyon kuvvetini (GRF: Gound Reaction Force) hesaplayabilen sensörlerdir. Bu sensörler yer reaksiyon kuvvetinin üç eksendeki bileşenini hesaplarken esas olarak dik bileşeni dikkate alır.

Hausdor, hastaların ayaklarının altına uygulanan kuvvetleri yansıtan basınca duyarlı tabanlık kullanmıştır. İleri 11 parkinson hastasında 43 FOG epizodundan elde edilen verileri analiz etmişlerdir. Spektral analiz elde edilen verilerin frekans içeriğini ölçmek için kullanılmıştır. Taban kuvvetlerindeki varyasyonların zamansal yapısını ölçmek için detrended dalgalanma analizine yer verilmiştir. Spektral analizi kullanarak, FOG sırasında tipik olarak 1-6Hz aralığında düşük genlikli, karmaşık salınımların varlığı bulunmuştur. Eğilimsiz dalgalanma analizini kullanarak FOG'un rastgele bir süreç olmadığını bildirmişlerdir. FOG sırasında bacaklar zamansal yapı ve organizasyonla hareket ettiğini kabul etmişlerdir (Hausdorff et al. 2003).

FOG tespitinde farklı bir yaklaşım için bazı araştırmalar (Popovic et al. 2010), kuvvet algılama dirençleri kullanarak parkinson hastalarının ayaklarının altındaki kuvvetleri değerlendirmişlerdir. Normal yürüyüş sırasında, ayakların altındaki kuvvetlerin organize bir düzende salındığı, FOG epizodları sırasında bu periyodikliğin azaldığı inancına dayamıştır.

Lee ve arkadaşları (2012) 16 adet (her bir ayağa 8) üç eksenli kuvvet sensörü kullanarak bu sensörleri katılımcıların ayaklarının topuk, orta ve uç kısımlarına yerleştirmişlerdir. Her bir ayağa uygulanan kuvvet farkını hesaplayarak FOG tespiti yapmışlardır. Çalışmalarında %74,32 doğruluk oranı elde etmişlerdir (Lee and Lim 2012).

Mariani ve arkadaşları ise 2013 yılında katılımcının adımlama yaptığı süre boyunca topuklarının ve parmak uçlarının vuruş ve kalkışlarda maruz kaldığı kuvveti hesaplamışlar ancak çalışmanın doğruluk oranı hakkında herhangi bir bilgi vermemişlerdir (Mariani et al. 2013).

3.1.2. Jiro sensörü (Jirokop)

Jirokop sensörü parkinson hastalığının tespiti için başvurulacak yöntemlerden biridir. Jirokop (düzdöner) sensörleri açısal hızı ölçmek için kullanılır. Üç boyutlu olup üç adet eksen bulunduran bu sensörlerde eksenler yatış açısı (roll), yükselme alçalma adım açısı (pitch) ve sapma açısı (yaw) olarak isimlendirilir. Sırasıyla bu eksenler sağa ve sola yatışları, vücudun aşağı ve yukarı doğru hareketlerini ve sağa-sola dönüşleri ifade eder.

Yürüyüş analizinde insan segmentinin hareketinin ve duruşunun ölçümü için jirokop sensörü uygulanabilir (Ayrulu et al. 2011; Tunçel vd 2009). FOG tespitinde genellikle Parkinson hastalarının yürüyüşü sırasında diz açısını ölçen giyilebilir bir cihazın tasarımında kullanılır. Böylece normal yürüyüş sırasında ve FOG sırasında bu açının değişimi gözlemlenebilir (Salarian et al. 2004).

3.1.3. İvmeölçer (hız ölçer) sensörü

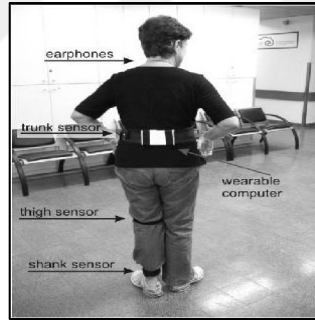
Parkinson hastalığının tespitinde yararlanılan, aynı zamanda bu tez çalışmasında da kullanılan teknik olan diğer bir metot ise deneklerin vücutlarına 3 eksenli ivmeölçer sensörü yerleştirilmesidir. Hastalık tespit edilirken katılımcıların vücutlarına yerleştirilen sensörlerden x, y ve z eksen verileri alınarak ivme ölçümleri değerlendirilir. Hareket modellerini farklı örnekleme oranlarında kaydetmek için bir sinyal işleme ve analiz tekniği olarak Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) kullanılır. Önceden kaydedilmiş ivmeölçer verileri alınmış, sonuçlar normal hareket frekansının 2Hz'e yakın olduğunu, FOG frekanslarının ise 6 ile 8Hz arasında değiştiğini göstermiştir.

Moore ve arkadaşları, parkinson hastalarında önceden belirlenmiş bir yürüyüş sırasında FOG' u tespit etmek için tek bir dikey doğrusal ivmeölçer kullanmıştır.

İvmeölçerin frekans spektrumunu analiz ederek, FOG'a 0,5-3Hz bandına (lokomotor) göre 3-8Hz bandında (donma) yüksek frekanslı bileşenlerin eşlik ettiği bulunmuştur. Bu sonuçlarla birlikte, donma bandındaki gücün (3-8Hz) lokomotor bandındaki güce (0,5-3Hz) bölünmesiyle tanımlanan bir Donma İndeksi (FI) hesaplanmıştır (Moore et al. 2007).

Normal hareket sırasında FI nispeten stabil olacak, yürüyüş donması ise FI'nın artmasına neden olacaktır. Bu nedenle, belirli bir sınırın üzerindeki FI değerlerinin FOG olayları olarak sınıflandırılacağı bir eşik seçilmiştir.

Birkaç araştırma (Jovanov et al. 2009; Bachlin et al. 2009), parkinson hastalarının hızlanma verilerini ölçen farklı vücut bölümlerine (ayak bileği, diz ve kalça) yerleştirilmiş vücut üstü ivme sensörlerini kullanan giyilebilir bir bilgisayar sistemi sunmak için önceki çalışmaları genişletmiştir (Şekil 3.1.). Bu giyilebilir cihazın, bu sistemlerde bulunan FI'yı hesaplayarak FOG'u otomatik olarak algıladığı iddia edilmektedir (Moore et al. 2008).



Şekil 3.1. İvmeölçer sensörünün yerleşimi (Bachlin et al. 2009)

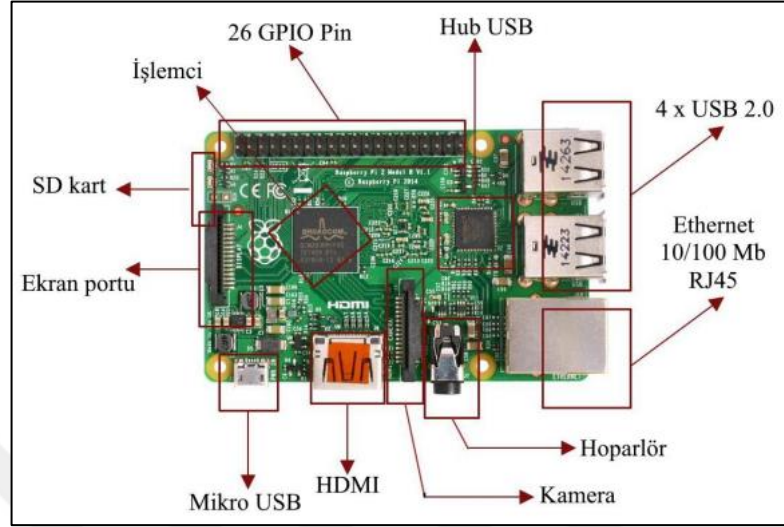
3.2. Çalışmada Kullanılan Materyaller

3.2.1. Raspberry pi

Raspberry Pi, açık kaynak Raspbian işletim sistemi ile beraber Raspberry Pi Vakfı tarafından 2012 yılında üretilmiş bir geliştirme kartıdır. Üzerindeki GPIO pinleri kullanılarak çevresel sensörlerle iletişim kurabilmektedir. Raspbian işletim sistemi ile birlikte son kullanıcıya hitap eden bir bilgisayar özelliği taşımaktadır.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Raspberry Pi geliştirme kartında Şekil 3.2.'de görüldüğü gibi bir bilgisayarda ihtiyaç duyulan tüm portlar bulunmaktadır (Vujović and Maksimović 2015).



Şekil 3.2. Raspberry pi genel yapısı (Sağlam vd 2020)

3.2.2. MPU-6050

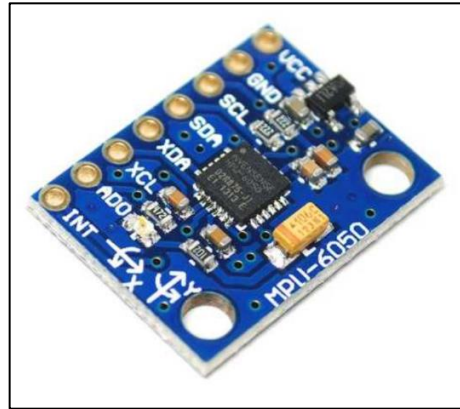
İvmeölçer sensörü, ivme verilerinin değişimi ile FOG arasındaki bağlantıyı gösteren önceki literatür çalışmasındaki önemi nedeniyle seçilmiştir. Bu çalışmada da ivmeölçer çeşitlerinden MPU-6050 kullanılmıştır. Sensör seçiminde küçük boyut, düşük maliyet ve minimum güç tüketimi kriterleri göz önünde bulundurulmuştur.

İçerisinde hem jiroskop hem de ivmeölçer bulunan MPU6050 sensöründe altı eksen vardır. Bu eksenler dönme hareketiyle beraber doğrusal hareketi de ölçmektedir (Çetinkaya 2017).

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Çizelge 3.1. Pin konfigrasyonu (InvenSense 2013)

Pin Number	Pin Name	Description
1	Vcc	Modül için +3V ile +5V arasında güç sağlar. Tipik olarak +5V kullanılır.
2	Ground	Sistemin toprak bağlantısıdır.
3	Serial Clock (SCL)	I ² C haberleşmesi için kullanılır.
4	Serial Data (SDA)	Verileri I ² C iletişimi yoluyla aktarmak için kullanılır
5	Auxiliary Serial Data (XDA)	MPU-6050 ile diğer I ² C modüllerini arayüzlemek için kullanılabilir. İsteğe bağlıdır.
6	Auxiliary Serial Clock (XCL)	MPU6050 ile diğer I ² C modüllerini arayüzlemek için kullanılabilir. İsteğe bağlıdır.
7	AD0	Tek bir MCU da birden fazla MPU-6050 kullanılıyorsa, bu pin adresi değiştirmek için kullanılabilir.
8	Interrupt (INT)	MCU'nun okuyabileceği verilerin mevcut olduğunu belirtmek için kesme pimidir.



Şekil 3.3. MPU-6050 sensörü (Çetin 2019)

İvmeölçer ve gyro çıkışlarının her ikisi de ayrı kanallardan I²C çıkışı verir. Kart üzerindeki voltaj regülatöründe 3V ile 5V arası bir besleme voltajı ile çalışılmasını sağlar.

3. MATERYAL VE YÖNTEM

Çalışmada iki ivmeölçer sensörü kullanılmıştır. Biri alt bacak da dizin hemen alt kısmına diğer sensör ise alt bacak da ayak bileğinin üzerine sabitlenmiştir.



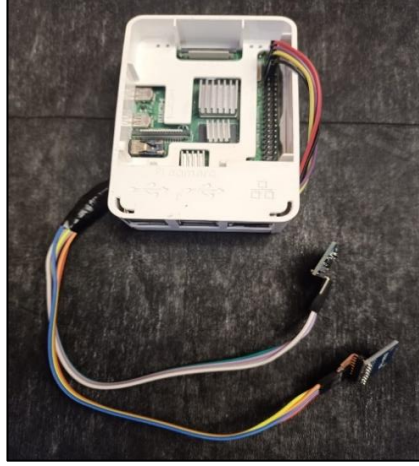
Şekil 3.4. Sensörlerin yerleşimi

3.2.3. Muhafaza kutusu

Raspberry Pi ve MPU-6050 bağlantıları yapıldıktan sonra cihazın vücuda entegrasyonunun kolay olması ve hareket halinde bağlantıların oynamaması için muhafaza kutusu temin edilip kullanılmıştır.



Şekil 3.5. Muhafaza kutusu



Şekil 3.6. Raspberry Pi – MPU6050 bağlantıları

3.2.4. Kumaş band

Raspberry ve IMU sensör bağlantıları yapıldıktan sonra kullanılan cihazlar, hasta vücudunu rahatsız etmeyecek ve hasta yürüyüşüne engel olmayacak biçimde veri alınacak bölgeye entegre edilmeliydi. Bunu sağlamak için kumaş bant kullanılmıştır.



Şekil 3.7. Cihazı vücuda bağlamak için kullanılan kumaş bant

3.3. Kullanılan Programlama Dili: Python

Python genel amaçlı programlama için kullanılan yüksek seviye bir programlama dilidir. Python, otomatik bellek yönetimi özelliği ile dinamik tipte bir sistemdir. Aynı zamanda birden çok programlama dizisini destekleyen yönü ile tercih edilir. Geniş ve çok yönlü bir standart kütüphane içermektedir. Python dili kullanılarak yazılan uygulamaların derlenmesi gerekmemektedir. Unix, Mac, Windows, Linux gibi her türlü platformda çalışmaya uygun bir dildir. 2000’li yıllardan itibaren ise bilimsel, mühendislik içeren ve

hesap gerektiren çalışmalarda fazlaca kullanılan bir dil olarak karşımıza çıkar (Kemer 2019).

Çoklu platform desteği, anlaşılabilir syntax yapısı, hızlı geliştirmeye imkân sağlaması, OOP desteği ve yorumlanabilir bir dil oluşu Python programlama dilini kullanmamızda ki temel sebeplerdir.

3.3.1. Kullanılan programlama mimarisi: Nesne Yönelimli Programlama (OOP)

Object Oriented Programming yani Nesne Yönelimli Programlama, yazılım tasarımını işlevler ve mantıktan ziyade veriler veya nesneler çevresinde toplayan bir bilgisayar programlama modelidir. Bir nesne, benzersiz özellikler taşıyan veri alanı olarak tanımlanabilir. Yazılım sektöründeki gelişmeler yazılım projelerinin de büyümesini sağlamış binlerce satırlık kodlardan oluşan ürünlerin ortaya çıkmıştır. Yazılım projelerinin büyümesi kodların karmaşıklığını beraberinde getirdiği için yazılım kalitesi, zaman ve maliyet gibi problemler ortaya çıkmıştır. OOP nesne yönelimli programlama bu sorunlara çözüm olarak üretilmiştir. OOP'nin en önemli özelliği yazılımda birimselliği benimsemesidir. Bu yöntem aynı yazılım üzerinde birden fazla kişinin çalışmasına olanak sağlarken yazılım kalitesini de artırır. Bu avantajlardan dolayı, nesne yönelimli tasarım ve geliştirme, günümüz yazılım endüstrisinde önemli bir yere sahiptir (Calp ve Arıcı 2011).

Uzun kodları tekrardan yazmamak ve sınıfların bir kez oluşturulması sayesinde geliştirme sürecini kısaltmak gibi özellikler sebebiyle çalışmamızda tercih edilmiştir.

3.4. Simulasyon, Deney Protokolü ve Yöntem

FOG epizodu, etkili bir ileri adım atma hareketleri üretemeyen epizodik bir yürüme bozukluğu olarak tanımlanır. FOG'lu hastalar, yürüme niyetine rağmen ayakların öne doğru ilerlemesinde kısa, ani ve sıklıkla beklenmedik bir epizodik azalma yaşarlar ve sıklıkla hastalar tarafından, vücutlarının COG'si (yerçekimi merkezi) ilerlemeye devam ederken, ayakları kısa bir süre zemine yapıştırılmış gibi tanımlanır (Giladi 1992).

Donma epizotları 3 alt tipe ayrılmıştır:

- (a) No movement-akinezi (hasta engelin üstesinden gelmek için herhangi bir çaba göstermiyor)
- (b) Yerinde titreme (hasta engelin üstesinden gelmeyi denedikçe her iki bacağın hızlı senkronize hareketi gözlemlenir ancak ileriye doğru hareket görülmez) ve
- (c) İleriye doğru gitmek (hasta engelin aşmak için bir çaba sarf eder ve kısmen başarılıdır, ancak adımlar çok küçük ve hızlıdır ve gerçek bir adım yoktur).

Amaç normal yürüyüş sinyalleri ile FOG sinyallerini karşılaştırarak FOG olan durumu normal yürüyüşten ayırt edebilmektir. Bu amaçla donma epizotlarından faydalanarak yürüyüş prototipi 3 farklı durum üzerinde denenerek farklı yürüyüş modlarından veriler elde edilmiştir:

- 1) Normal adımlarla yürüme
- 2) Normal yürüyüş esnasında belirli süre durup tekrar normal yürüyüşe devam etme (hareketsiz kalma durumu-donma)
- 3) Normal yürüyüşe başladıktan sonra aniden titreme (ayağın yere yapışma hissi) hastaların FOG sırasında nasıl davrandıklarını taklit ederek FOG'u simüle etmek (titreme-FOG)

Parkinson hastası taklidi için yürüyüş yapacak kişi bu modların her birini 30sn boyunca 10 metrelik bir alanda yürümüş tez çalışmasında kullanılacak veriler alınmıştır. Çalışmada kullanılan programlama iki kısımdan oluşmaktadır:

- a) İnsan vücudundan gerekli verilerin alınması ve
- b) Bu verilerin FOG tespiti için analiz grafiklerinin çizdirilmesi

3.4.1. Verilerin alınması

İlk kısımda Raspberry Pi ve MPU-6050 bağlantıları yapılmıştır. Bağlantılar yapıldıktan sonra cihaz kumaş bant yardımıyla test verilerinin alınacağı bacağa oynama olmayacak biçimde entegre edilmiştir. Yürüyüş verilerinin alınacağı test parkuru yaklaşık

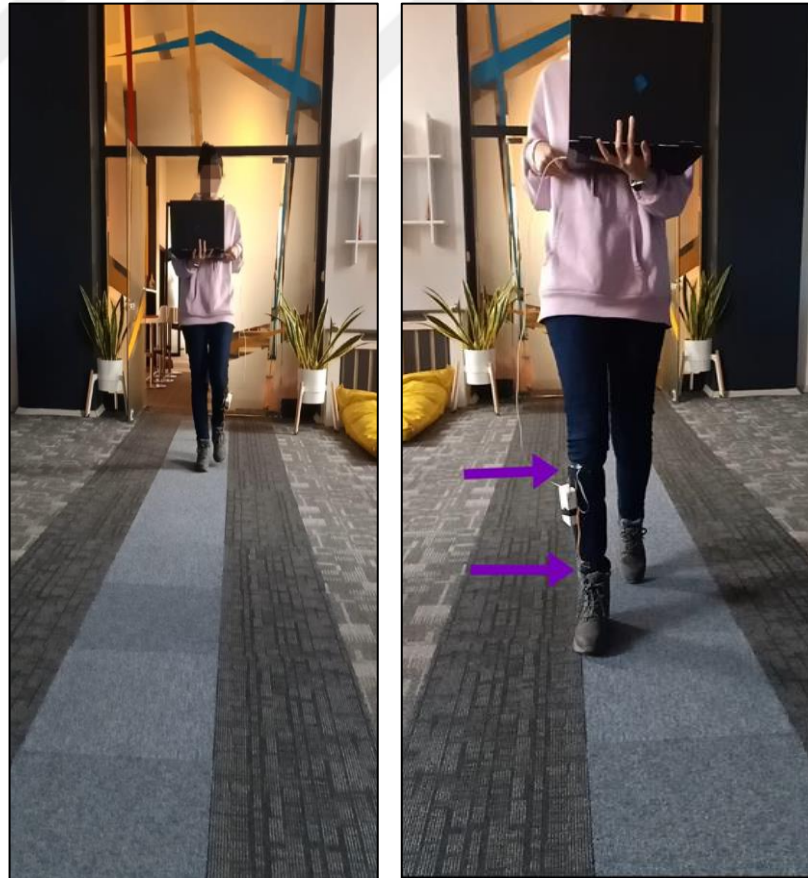
3. MATERYAL VE YÖNTEM

10 metre alandan oluşmaktadır. Kişi test parkurunun başında hazır konumda bekletilmiştir. Verilerin alınacağı hasta ismi ve yaşı programlama sistemine işlendikten sonra yürüyüş verileri bilgisayar üzerinden başlat butonuna basıldığında alınmaya başlanır. Eş zamanlı olarak video kaydı da başlatılmıştır.

Kişi yürüyüş esnasında ne kadar yürüyeceğini takip edebilir. Programlama süre bittiğinde durur. Hastada takip ettiği sistem üzerinde süre bitiminde yürüyüşünü durdurur aynı zamanda video kaydı da durdurulur.

Yürüyüş için verilen süre bitiminde bacağın her iki kısmından alınan veriler CSV formatında bilgisayarda hasta ismi ve veri alındığı tarih ile birlikte ilgili klasöre otomatik olarak kaydedilir. Bu aşamada hasta ile ilgili işlem bitmiştir.

Yukarıdaki testlerin her biri 30sn içerisinde alınan verilerden oluşmaktadır.

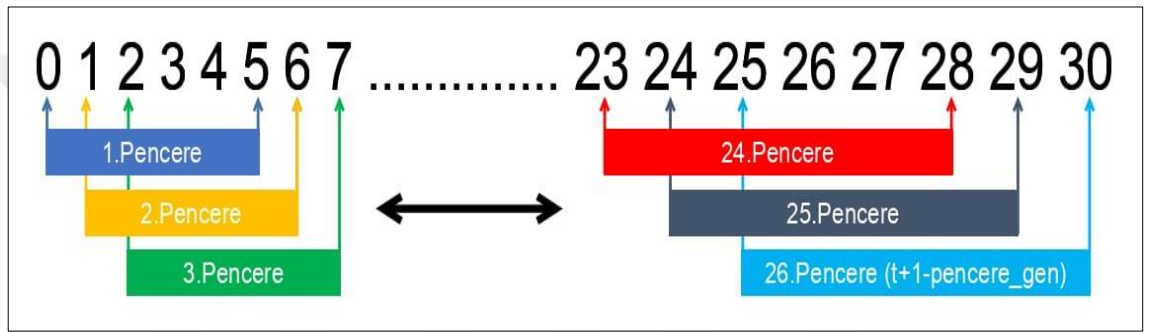


Şekil 3.8. Yürüyüş parkuru fotoğrafı

3.4.2. Veri analizi

Bu tez çalışmasında kullanılan programlamanın ikinci kısmında hasta ile ilgili işlemler tamamlanmıştır. Veriler için analiz kısmı gereklidir. Bunun için ayrı bir kod yazılmıştır. Programlamanın ilk kısmında veriler CSV formatında kaydedilmişti.

Programın ikinci kısmında hastadan alınan veriler pencerelere ayrılır. 30sn boyunca alınan veriler tez çalışmasında 2,5 – 5 ve 10sn’lik pencerelere bölünerek hesaplama işlemleri yapılır.



Şekil 3.9. Veri pencereleme

Bir sonraki aşamada her pencerenin Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT) hesabı yapılır. Pencerelerin Hızlı Fourier Dönüşümünden yararlanarak her pencerenin güç spektrumu hesaplanarak çizdirilir.

Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT)

Hızlı Fourier Dönüşümü ve Güç Spektral Yoğunluğu (PSD), yaygın olarak kullanılan iki analiz yöntemidir ve titreşimler daha iyi algılanmak istendiğinde çok güçlü araçlar olabilir. Bu tez çalışmasında FFT, sinyali zaman alanından frekans alanına dönüştürmek için kullanılan algoritmadır. FFT bir dizinin Ayırık Fourier Transformı olan DFT’yi ya da Ters Ayırık Fourier Dönüşümünü hesaplamak için kullanılan yöntemdir. Ayırık Fourier Dönüşümü aşağıdaki formülle ifade edilir (Kesler ve Sunan 2008).

Ayrık Fourier Dönüşümü (DFT),

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) W_N^{nk} \quad 0 \leq k \leq N-1 \quad (3.1)$$

Hem bilgi işlem hem de mühendislik alanında sıklıkla başvurulanan DFT ve FFT, sinyal işleme sistemlerinin tasarımı, analizi, doğrusal filtreleme, spektrum ve korelasyon analizinde kullanılan başlıca yöntemlerdir.

Ayrık Fourier Dönüşümünün doğrudan hesaplanmasında her bir $X(k)$ değeri için N adet karmaşık çarpma ve $N - 1$ adet karmaşık toplama işlemi yapılmaktadır. Bundan ötürü N adet DFT değeri bulunurken, N^2 adet çarpma ve $N(N - 1)$ adet toplama işlemi gereklidir. Formülden de anlaşılacağı üzere dizi boyutu olan N 'in büyük olması halinde DFT değerini hesaplamak fazlaca işlem yükü oluşturur. Bu nedenle N değeri arttıkça işlem miktarı da kabul edilemeyecek kadar artacaktır. 1965 yılında Cooley ve Tukey, DFT için gerekli işlem miktarını azaltacak bir prosedür geliştirmişlerdir (Cooley 1965). Geliştirilen prosedür ile, sayısal işaret işleme ile birlikte birçok alanda DFT uygulamaları yaygınlaşmıştır. Ayrıca bu durum farklı algoritmaların geliştirilmesini de sağlamıştır.

Bu algoritmaların tamamı Hızlı Fourier Dönüşüm algoritmalarıdır. Bu algoritmalarla berabere DFT hesabında kullanılan işlemler azalarak işlem karmaşıklığı giderilmiştir.

Güç Spectral Yoğunluğu (Power Spectrum Density)

Fourier dönüşümü alınamayan, sonlu enerjisi olmayan işaretlerin sonlu ortalama güçleri vardır ve güç spektral yoğunluğu ile ifade edilmektedir (Kaya 2018). PSD (güç spektral yoğunluğu) sinyalin gücünün frekans üzerindeki etkisini, frekans üzerinden nasıl dağıtıldığını açıklar. Sinyal gücünü hesaplamak için karesini almak gerekmektedir. Elektromanyetik, haberleşme, ekonomi, astronomi, tıp, meteoroloji, radar gibi birçok alanda güç spektral analiz yöntemi çoğunlukla kullanılmaktadır.

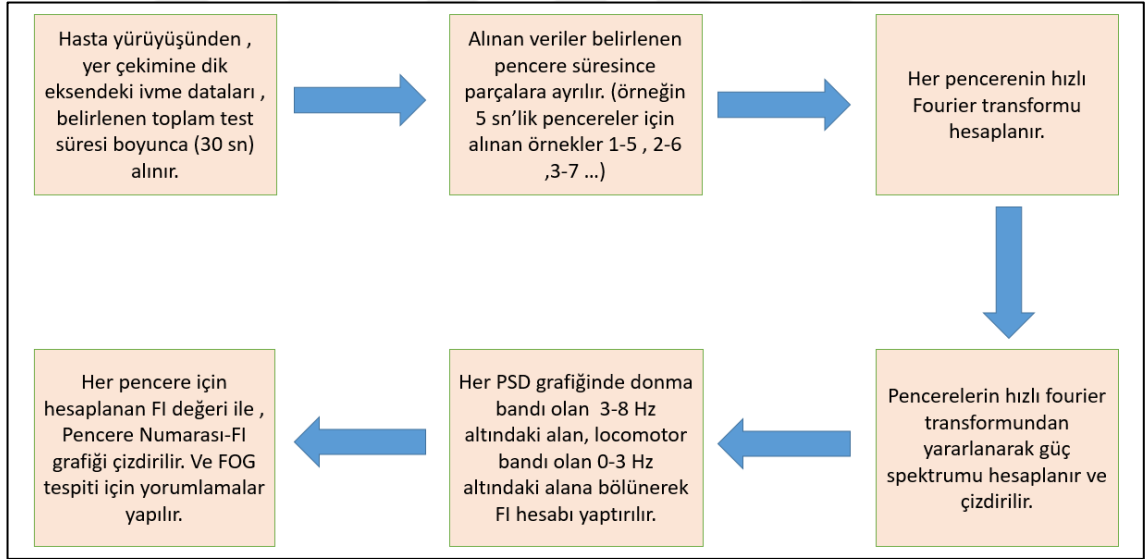
Frekans alanındaki bir sinyalin enerjisinin dağılımı, enerji spektral yoğunluğu olarak bilinir. Sinyalin enerjisi sınırlı ise sinyalin enerji yoğunluğu da ölçülebilir.

PSD, spektral enerji dağılımı ile ilişkilidir ve her bir birim zamanda bulunabilir. Aşağıda verilen formülle ifade edilir (Akarsu 2012).

$$P = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{-\infty}^{\infty} |x_T(f)|^2 df \quad (3.2)$$

Moore ve arkadaşlarına göre locomotor bandı 0.5-3Hz, donma bandı ise 3-8Hz olarak tanımlanmıştır. Bu frekans değerlerine göre güç spektrumu alınan her bir pencerede daha önce Moore ve arkadaşlarının tanımladığı FI donma indeksi hesabı yapılmıştır. t zamanında bir donma indeksi olarak tanımladıkları freeze indexi (FI), 'donma' bandındaki 5 saniyelik bir veri penceresinin (t zamanında ortalanmış) güç spektrumunun altındaki alanın karesinin locomotor bandındaki alanın karesine bölünmesiyle elde edilmiştir.

$$FI = \frac{\text{Donma Bandı Güç Spectrumunun Altındaki Alan}^2}{\text{Locomotor Bandı Güç Spectrumunun Altındaki Alan}^2} \quad (3.3)$$



Şekil 3.10. Yöntem blog diyagramı

Burada sensörler hasta uzvunun farklı noktalarına yerleştirilerek ayrık değerlendirilmiştir. Aynı yürüyüş için her iki sensörden eş zamanlı veriler alınmış FI değeri her iki sensör içinde ayrı ayrı hesaplatılmıştır. Her pencereden elde edilen FI indeksleri ile yine her iki sensör için pencere numarası-FI grafiği çizdirilmiştir.

Burada grafiklere göre hangi pencerelerde donma, titreme olduğu ve normal yürüyüş değerlerine kıyasla FOG şiddeti yorumlanabilmektedir. Çoklu sensör kullanarak da FOG olayının uzvun hangi alanında daha şiddetli yaşandığı tespit edilebilmektedir. Bu tespitlerle parkinson hastalarının tedavi tipi süreci ve ilaç dozunun belirlenmesinde uzman klinisyenlere yardımcı olabilecek sonuçların çıktığı kanısına varılmaktadır.



4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında örnek yürüme protokolleri video kameraya alınmıştır. IMU verileri videolarla senkronize edilmiştir. Çevrimdışı, sensör veri akışıyla senkronize edilmiş videoları kullanarak yürüyüş bölümlerinin ve yürümeye başlama veya dönüşler gibi diğer yürüme olaylarındaki olağandışı tepkiler tespit edilmiştir. Videolarla senkronize edilmiş sensör veri görselleştirmeleri de dikkate alınarak grafiğin ilgili alanlarında donmanın olduğu ve olmadığına dair etiketler belirlenmiştir.

Parkinson hastalığında yürüme bozukluğu taklidi için sağlıklı 5 kişiye parkinson hastalarının yürüyüşleri gözlemlenmiştir, bu kişilerden 3 farklı yürüyüş modunda yürümeleri istenmiştir. Yürüyüş denemesi yapacak olan deneklerin bacaklarına iki sensör yerleştirilmiş her iki sensörden de veri akışı sağlanmıştır. Çalışmada yer alan 5 kişiden literatürde de mevcut olan 3 farklı yürüyüş modunda iki sensör için toplamda 30 veri alınarak (5 kişi x 2 sensör x 3 farklı yürüyüş modu) bu veriler üzerinde değerlendirme yapılmıştır.

3 farklı yürüyüş modundan normal yürüyüş de FOG durumlarını yakalayabilmek için eşik değerler belirlenmiştir. Normal yürüyüş verilerinden hareketle her bir denek için ayrı bir eşik değeri belirlenmiştir. Donma olarak adlandırıp analiz edilen yürüyüş modunda hareketsiz kalma durumu gözlemlenmiştir. Titreme yürüyüş modunda ise parkinson hastalarında meydana gelen ayağın yere yapışma hissiyle beraber titreme (FOG) taklit edilmiştir. Böylece tüm yürüyüş modları analiz edilirken hareketsiz kalma durumu (donma) ile FOG (titreme) durumunun da birbirinden ayırt edilebilirliği incelenmiştir.

Moore ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada bir FOG olayının uzunluğunun 2 ila 128sn arasında değiştiği ve FOG epizodlarının %50'sinin 10sn veya daha kısa sürdüğü belirlenmişti. Bu nedenle bu tez çalışmasında 30sn'lik parkurda donma ve titreme 5sn boyunca taklit edilmiştir.

Her adım için toplanan datalar Sensör-1 ve Sensör-2 için ayrı ayrı hesaplatılmış 2,5 – 5 ve 10sn pencere aralıkları için aşağıdaki sonuçlar çıkarılmıştır.

Bu tez çalışmasında FOG durumunu etiketlendirmek için bir donma indeksi eşiği belirlenmiştir. IFOG olarak tanımladığımız bu eşik değeri belirlenirken normal yürüyüş aşamasındaki sensörlerden alınan veriler değerlendirilmiştir. Normal yürüyüşte FOG etiketi olmayacağı düşünülerek donma eşiği normal yürüyüşteki donma indeks değerlerinden büyük seçilmiştir. Bu tez çalışmasında donma eşiği her penceredeki normal yürüyüş verileri dikkate alınarak Sensör-1 ve Sensör-2 için ayrı ayrı belirlenmiştir.

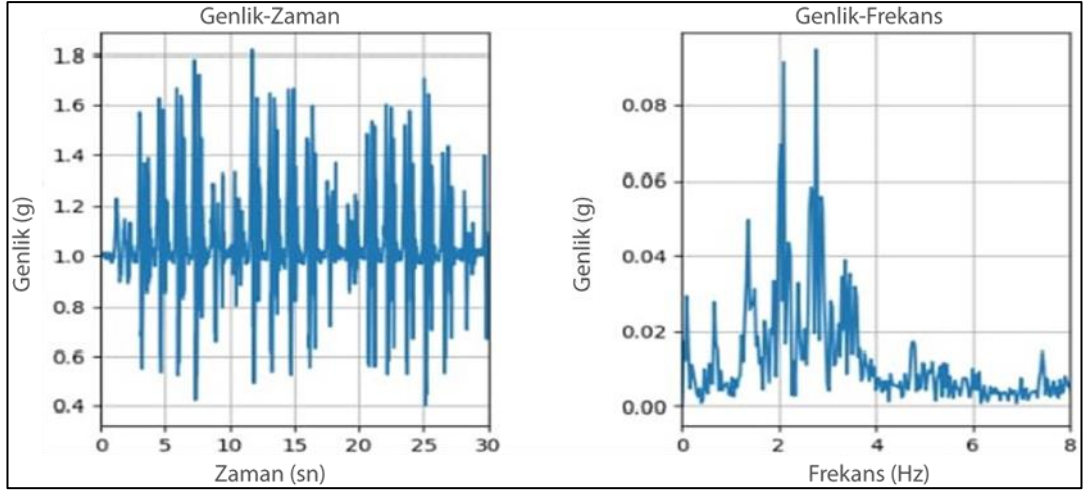
4.1. Pencere Aralığı 2,5sn

4.1.1. Normal adımlarla yürüme

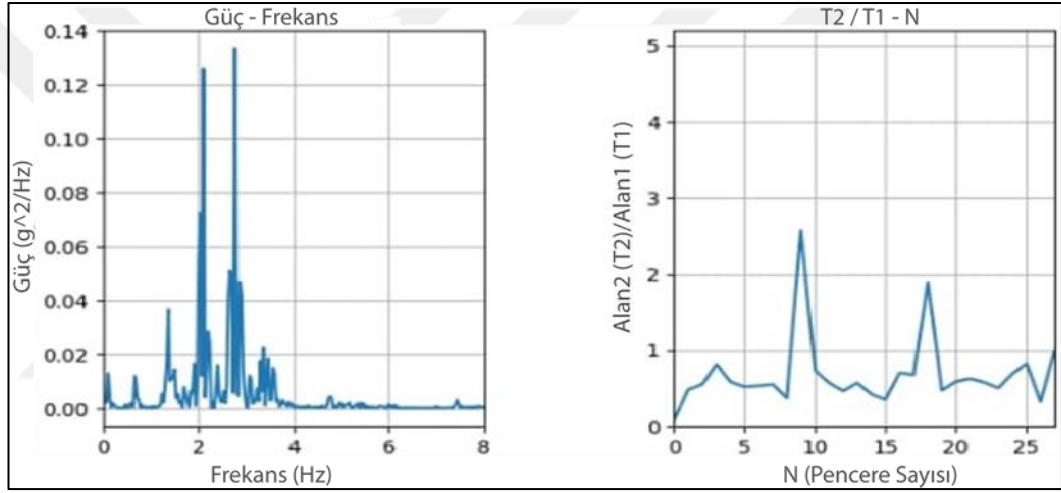
Yürüyüş denemelerinde kullanılan ilk mod normal adımlarla yürüme fonksiyonudur. Normal adımlarla yürüme fonksiyonunda donma durumunun olmadığı bilindiğinden bu grafikler değerlendirilerek donma olayı için bir eşik belirlenmiştir. 5 denek 10 metrelik bir parkurda normal adımlarla yürütülmüştür. Denek 1' in bulguları ele alınmış ve bacak hareketinin frekans verileri incelenmiştir.

Her yürüyüş modu ve her sensör için ayrı ayrı genlik-zaman, genlik-frekans, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri çizdirilmiştir. T2 ya da Area2 olarak isimlendirilen değer donma bandı (3-8Hz) altındaki alanın karesine karşılık gelirken T1 ya da Area1 olarak ifade edilen değer locomotor bandının (0-3Hz) altındaki alanın karesini göstermektedir. N ise pencere sayısını nitelemektedir.

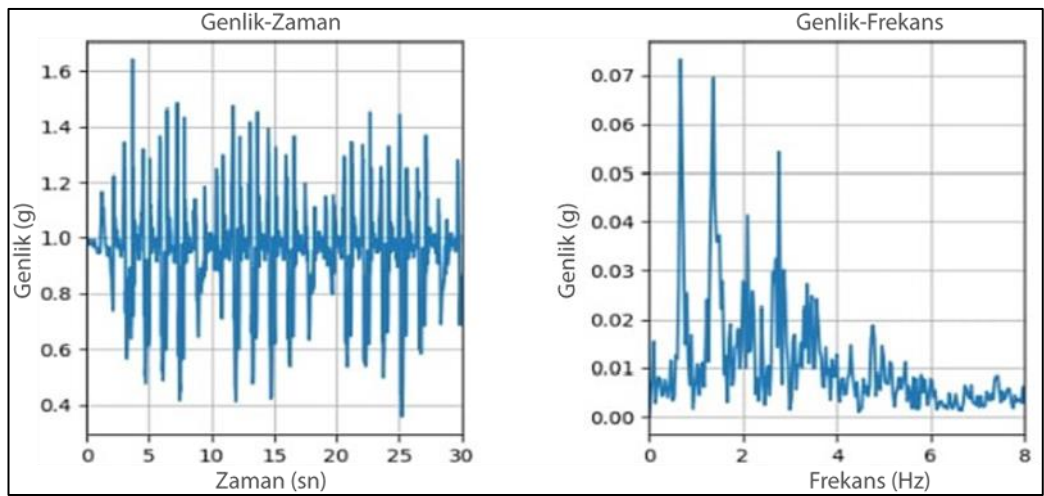
Sensör-1 için 2,5sn pencere aralığında belirlenen eşik T2/T1-N grafiği incelenerek 2,7 seçilmiştir. Sensör-2 içinde aynı şekilde T2/T1-N grafiği incelenmiş, eşik 1 olarak alınmıştır. Bu değerler seçilirken eşik değerlerin normal yürüyüş verilerinin tepe değerlerinden büyük olmasına dikkat edilmiştir.



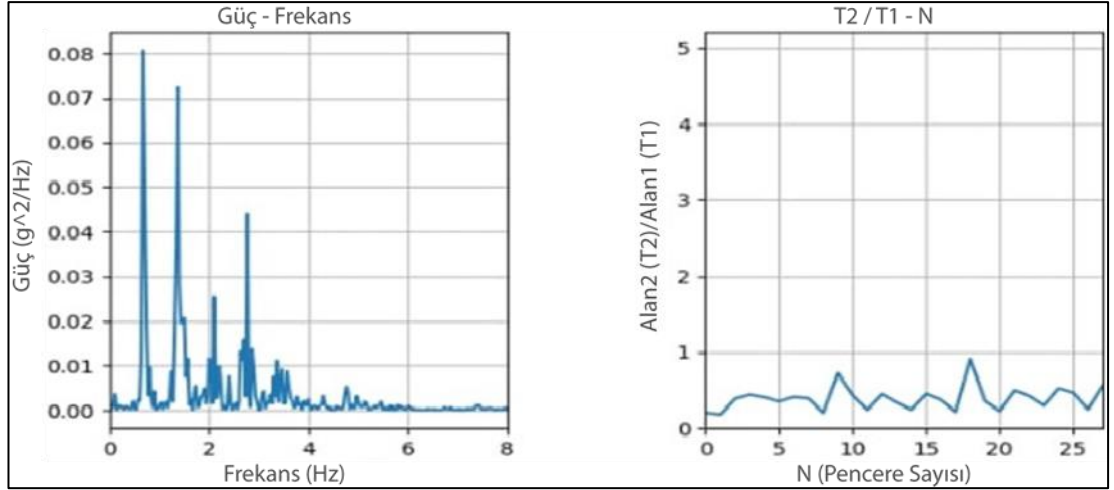
Şekil 4.1. Sensör-1, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



Şekil 4.2. Sensör-1, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri



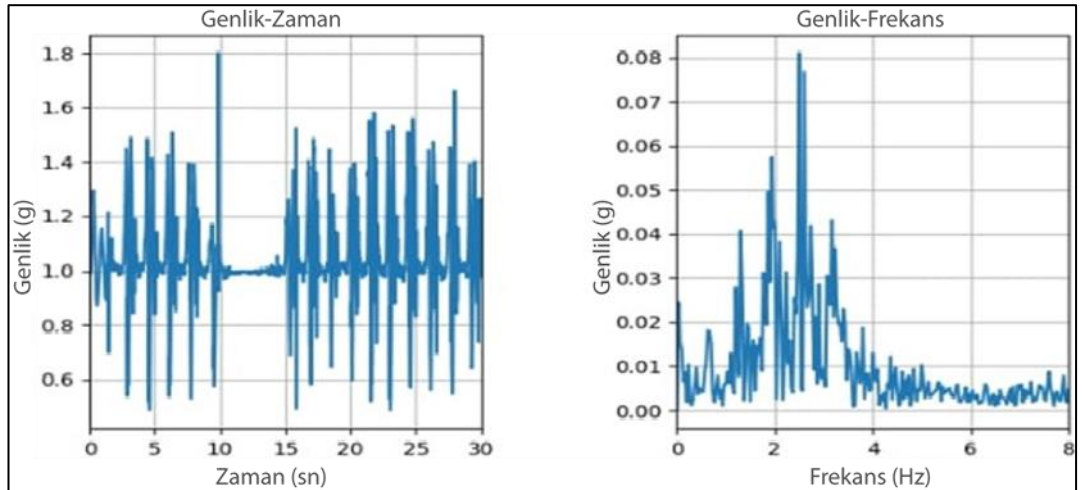
Şekil 4.3. Sensör-2, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



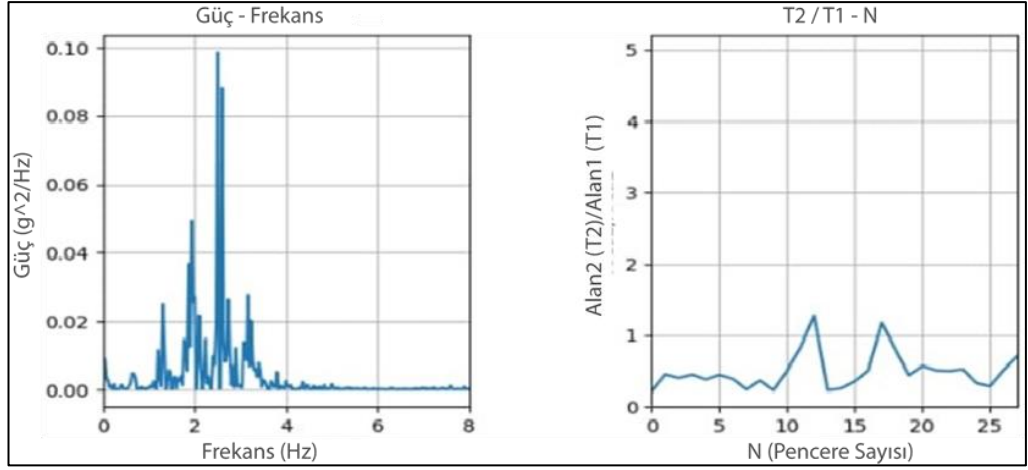
Şekil 4.4. Sensör-2, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

4.1.2. Donma

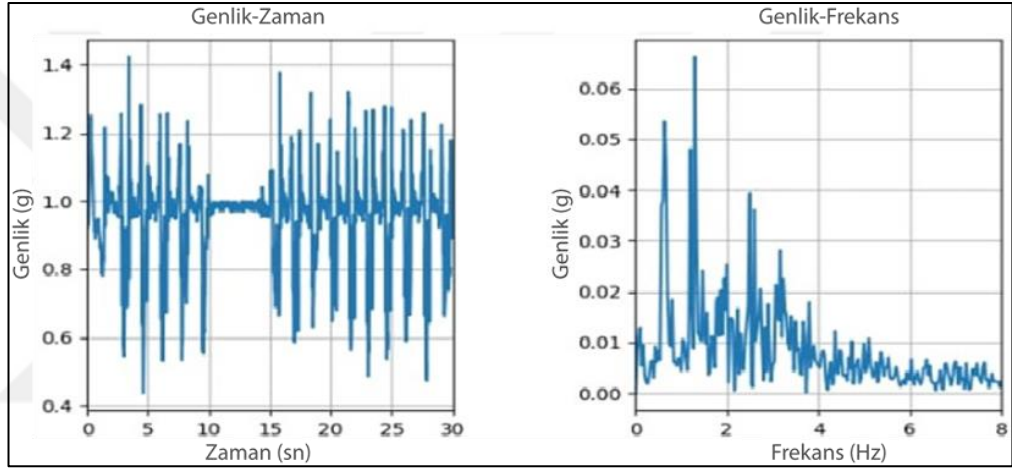
Normal yürüyüş esnasında belirli süre durup tekrar normal yürüyüşe devam ederek donma durumu analiz edilmeye çalışılmıştır. 5 denekten çalışma parkurunda donma durumunu taklit ederek yürümeleri istenmiştir. Yürüyüş 30sn boyunca devam etmiş, yürüyüş başlangıcındaki ilk 10sn denekler normal adımlarla yürümüş, 10.sn ile 15.sn arası hareket etmeden durmuş, 15.sn'de tekrar normal adımlarla yürümeye başlamışlardır.



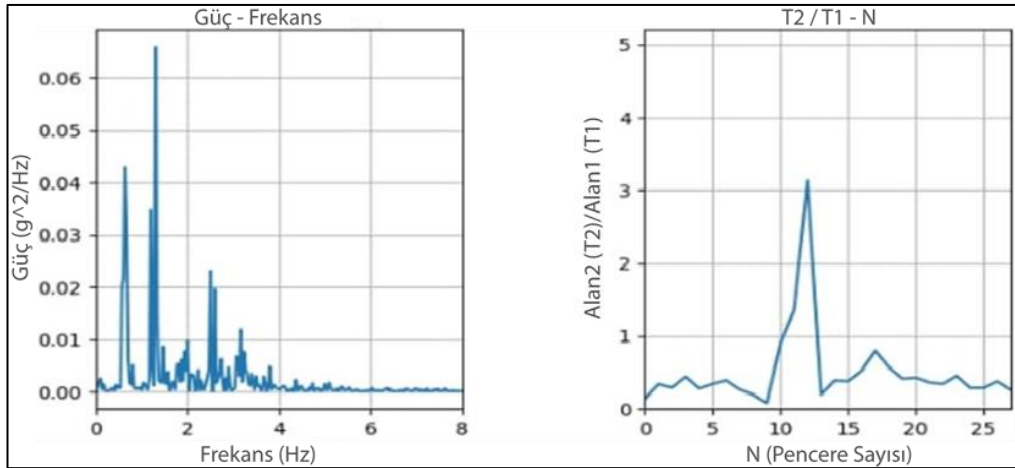
Şekil 4.5. Sensör-1, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



Şekil 4.6. Sensör-1, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri



Şekil 4.7. Sensör-2, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



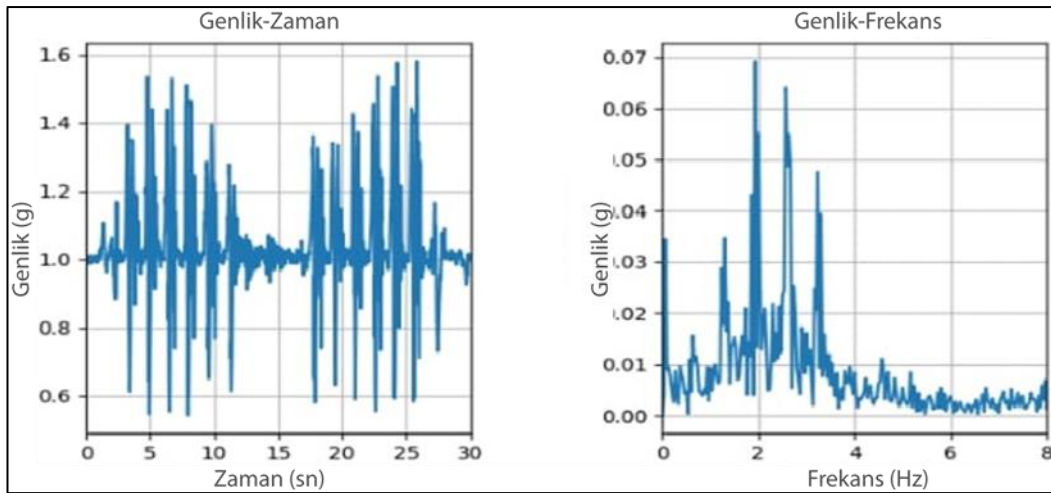
Şekil 2.8. Sensör-2, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

2,5sn pencere aralığı için seçilen eşik değerler, Sensör-1 ve Sensör-2 için uygulandığında FOG algılama durumunun kaçırılılabileceği görülmüştür. Normal yürüyüş

için alınan T2/T1-N grafiğinde eşik indeks olarak seçilen değerler tepe değerin üzerinde, onlara yaklaşık olarak seçilmiş ve bu değerlerin üzerinde kalan alanlar FOG olarak kabul edilmiştir. Bu kabulde normal yürüyüşte donma olmayacağından bu değerin altında kalan alanlarda da donma olmayacağı düşünülmesi etkili olmuştur. Sensör-1 için alınan eşik değer 2,7 Şekil 4.6.'ya uygulandığında FOG olayının gerçekleşmediği anlaşılmaktadır. Sensör-2 için alınan eşik değer 1 Şekil 4.8.'e uygulandığında, 10-13 örnek arası yaşanan FOG olayını algılamakla beraber video kayıtlarından gözlemlenen tüm FOG olayını yakalayamamıştır.

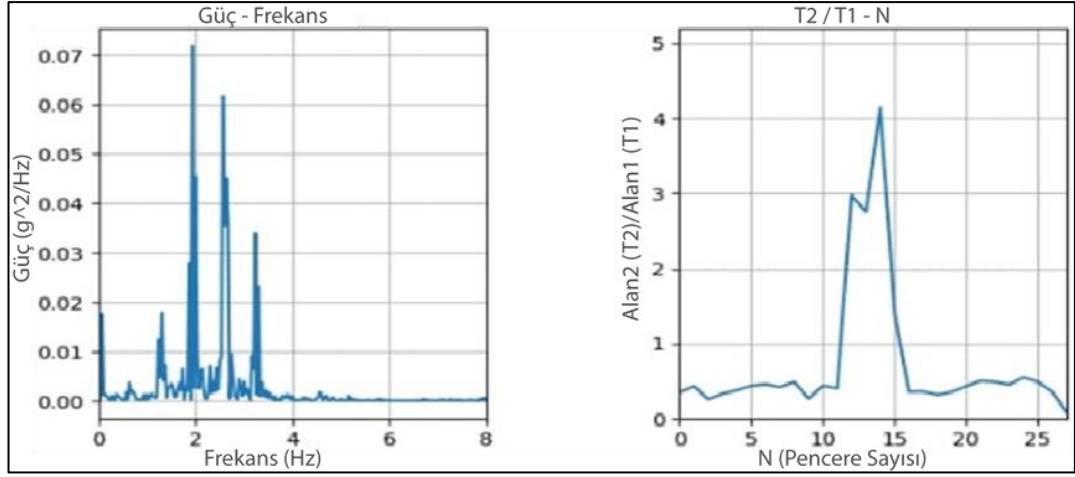
4.1.3. Titreme

Normal yürüyüşe başladıktan sonra aniden titreme olayı gerçekleştirilmiş, hastaların FOG sırasında nasıl davrandıklarını taklit ederek FOG simüle edilmiştir. 5 denek yürüyüş parkurunda yerini almıştır. Denekler 10sn normal adımlarla yürümüş, 10.sn ile 15.sn arası FOG durumunu taklit etmek için bacağı yere yapışmış gibi yaparak bacağı titretmiştir. 15.sn sonunda normal yürüyüşe tekrar devam etmiş 30.sn'de yürüyüşlerini sonlandırmışlardır.

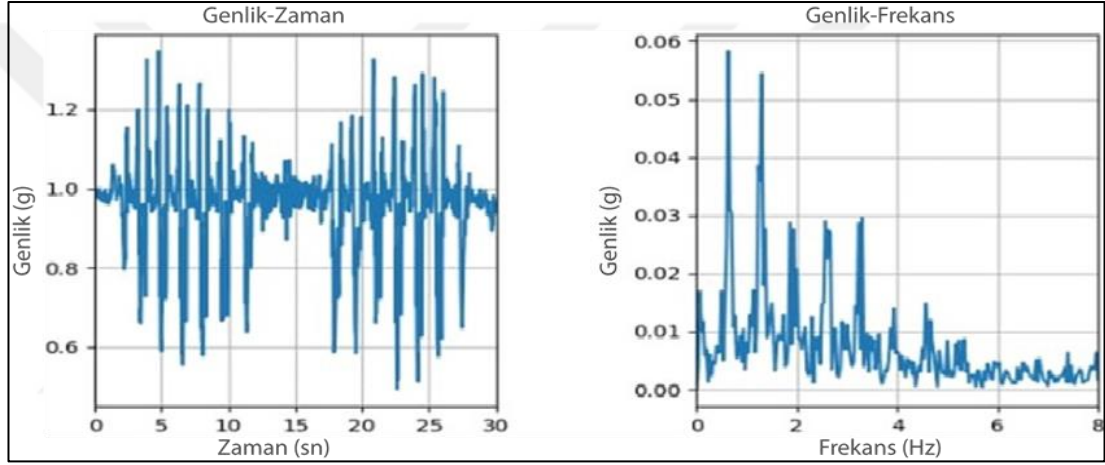


Şekil 4.9. Sensör-1, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri

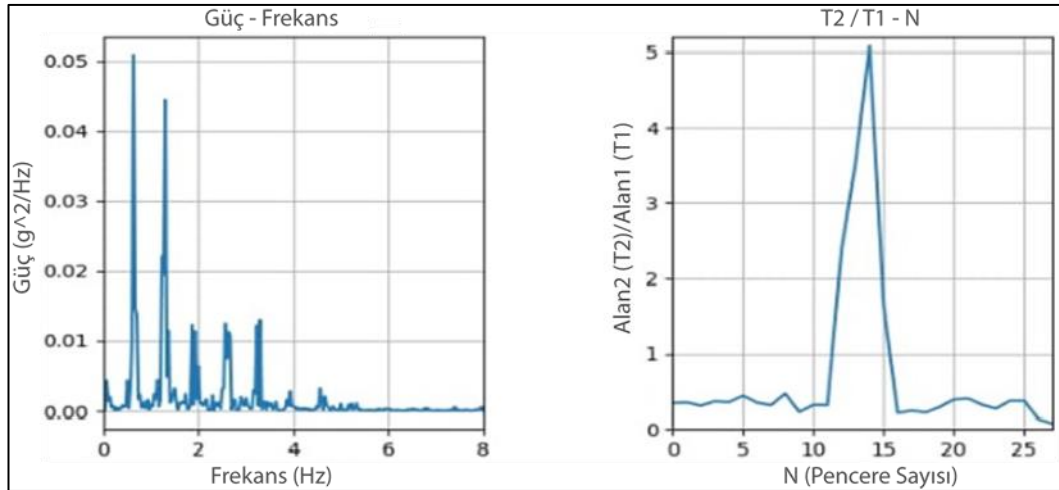
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA



Şekil 4.10. Sensör-1, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri



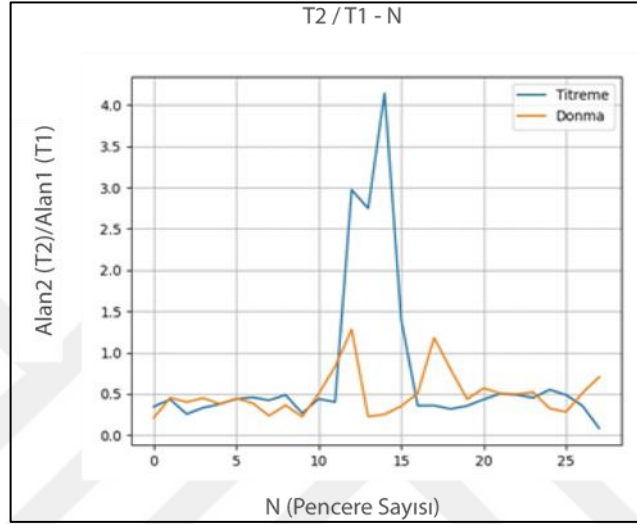
Şekil 4.11. Sensör-2, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



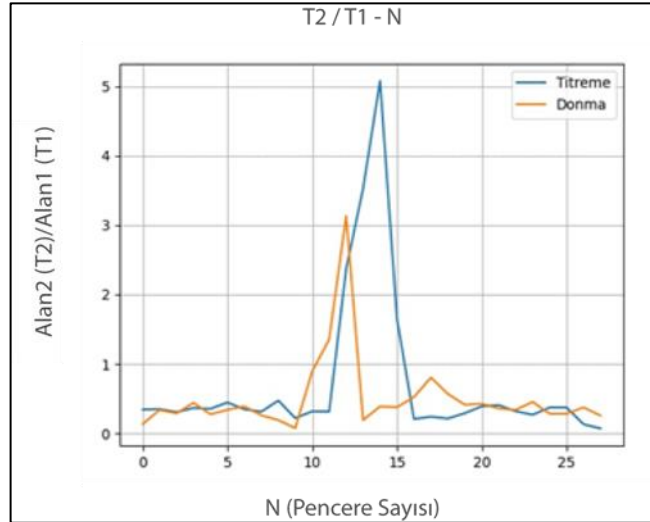
Şekil 4.12. Sensör-2, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

2,5sn pencere aralığında normal adımlarla yürüme grafiklerinde belirlenen eşik değerler titreme grafiklerine de uygulanmış, FOG yakalama durumu gözlemlenmiştir.

Sensör-1 için belirlenen 2,7 eşik değeri, Şekil 4.10.'a Sensör-2 için belirlenen 1 değeri de Şekil 4.12.'ye uygulanmıştır. Her iki sensörden alınan verilerde videolarda FOG yaşanan kısımlar yakalanmıştır. Burada Sensör-2'nin Sensör-1'den daha fazla noktada FOG olayı algıladığı gözlemlenmiştir. Ayrıca titreme ve donma verileri karşılaştırılmış titreme durumunda $T2/T1-N$ grafiği tepe değerlerinin donma durumundaki $T2/T1-N$ grafiklerinden büyük olduğu dikkat çekmiştir.



Şekil 4.13. Sensör-1, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri



Şekil 4.14. Sensör-2, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri

Şekil 4.13. ve Şekil 4.14. grafiklerinde 2,5sn pencere aralığında titreme ve donma durumunda alınan değerlerinin üst üste çizdirilmiş hali yer almaktadır. Bu grafiklerde y eksenini her pencereadaki alan 2 değerinin alan 1 değerine bölümünü ($area2/area1$) x eksenini ise pencere sayısını vermektedir.

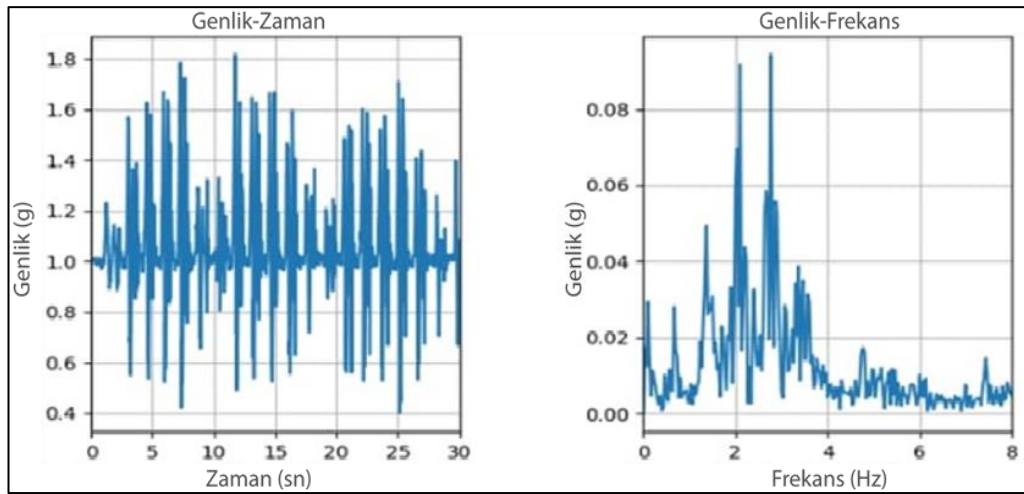
Grafikler incelendiğinde, titreme durumunda 11-16 pencere aralığı için değerlerin aynı aralıktaki donma durumu değerlerinden büyük olduğu görülmektedir. Bu da deneklerde hareketsiz kalma durumu (donma) ile FOG yaşanıldığı durumun (titreme) ayırt edilebilirliğini sağlamaktadır.

4.2. Pencere Aralığı 5sn

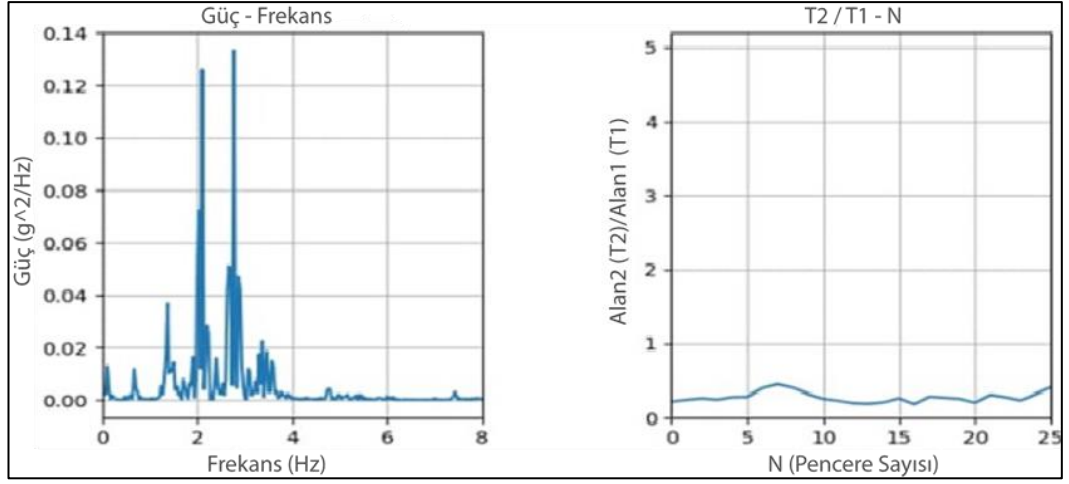
4.2.1. Normal adımlarla yürüme

2,5sn pencere aralığı için deneklerden alınan veriler değiştirilmemiş pencere aralıkları arasında kıyaslama yapabilmek için aynı yürüyüş verileri üzerinden pencere aralıkları değiştirilerek hesaplamalar yapılmıştır. Deneklerden normal adımlarla yürüme esnasında alınan veriler 5sn pencere aralığı kullanılarak değerlendirilmiştir.

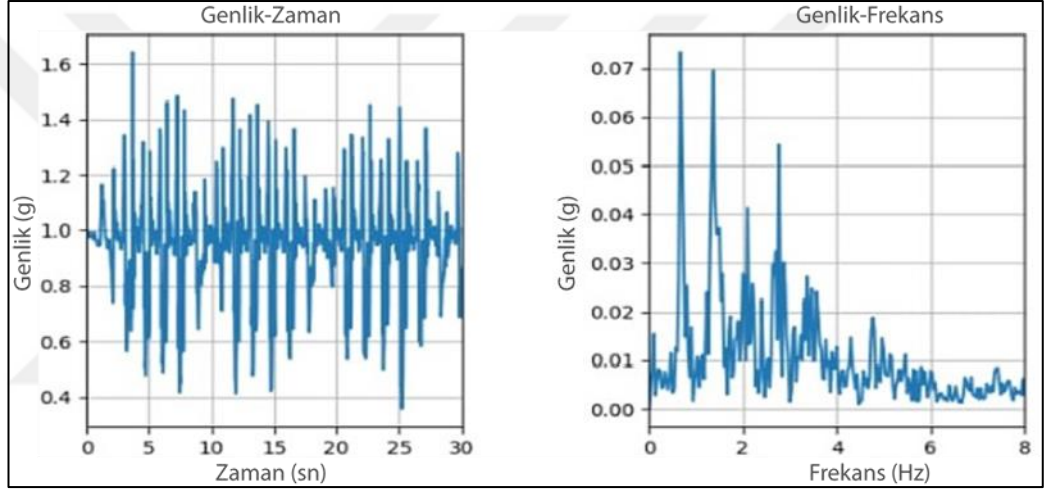
2,5sn pencere aralığında yaptığımız gibi 5sn pencere aralığı içinde, normal adımlarla yürüyüş verileri dikkate alınarak, eşik değer belirlenmiştir. Şekil 4.16. Sensör-1 için tepe değer 0,46, Şekil 4.18. Sensör-2 için tepe değer 0,37 olduğu görülmüştür. Şekil 4.16 ve Şekil 4.18. de T2/T1-N grafiği tepe değerleri dikkate alınarak eşik değer Sensör 1 için 0,5 seçilirken Sensör-2 için bu değer 0,4 olarak alınmıştır. Belirlenen eşik değerler, bu noktaların üzerindeki alanlarda FOG olayı olduğunu kabul ettiğimiz anlamına gelmektedir.



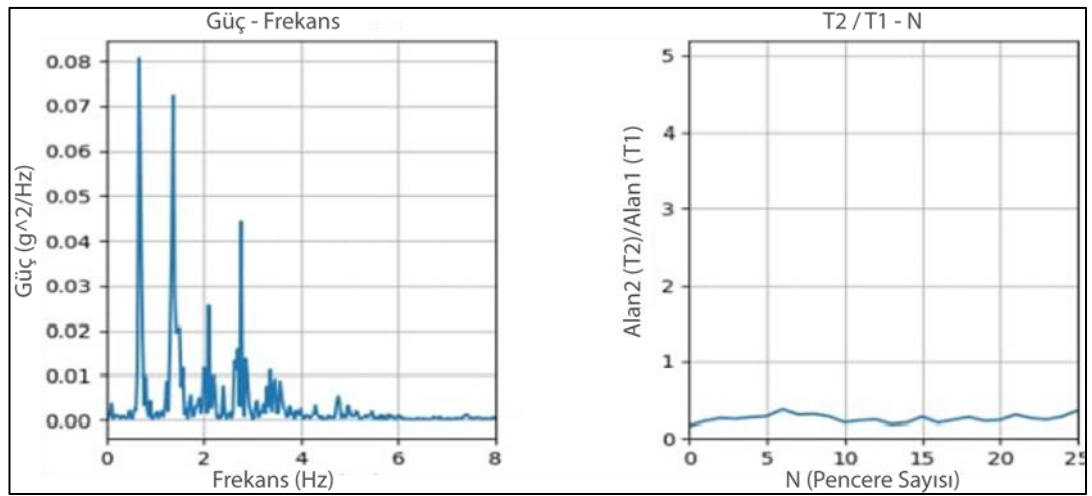
Şekil 4.15. Sensör-1, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



Şekil 4.16. Sensör-1, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri



Şekil 4.17. Sensör-2, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri

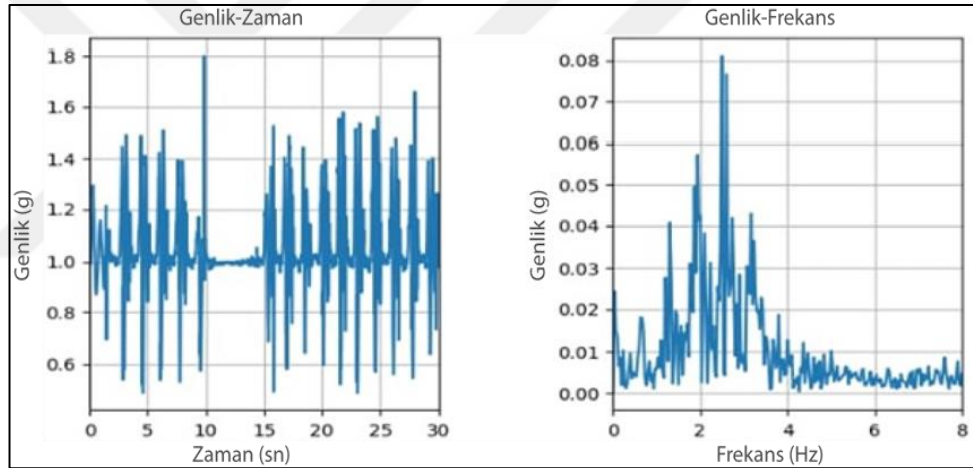


Şekil 4.18. Sensör-2, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

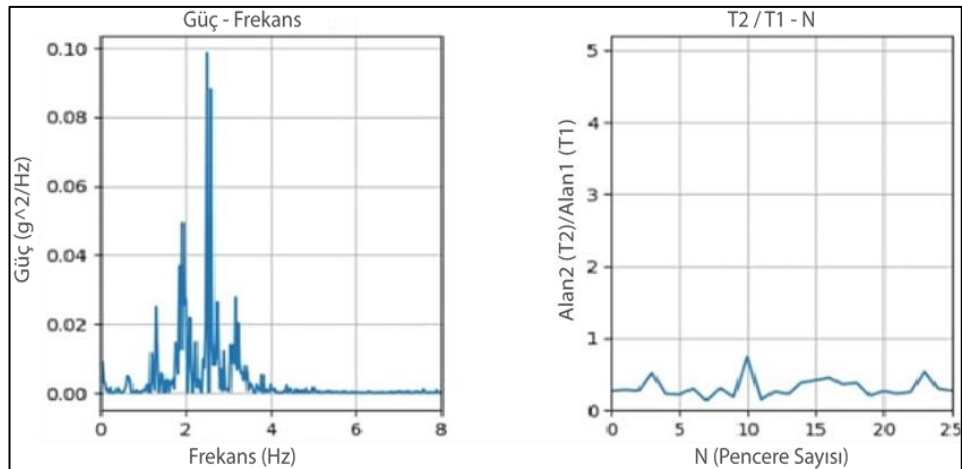
4.2.2. Donma

Normal yürüyüş esnasında belirli süre durup tekrar normal yürüyüşe devam ederek donma durumu analiz edilmiştir.

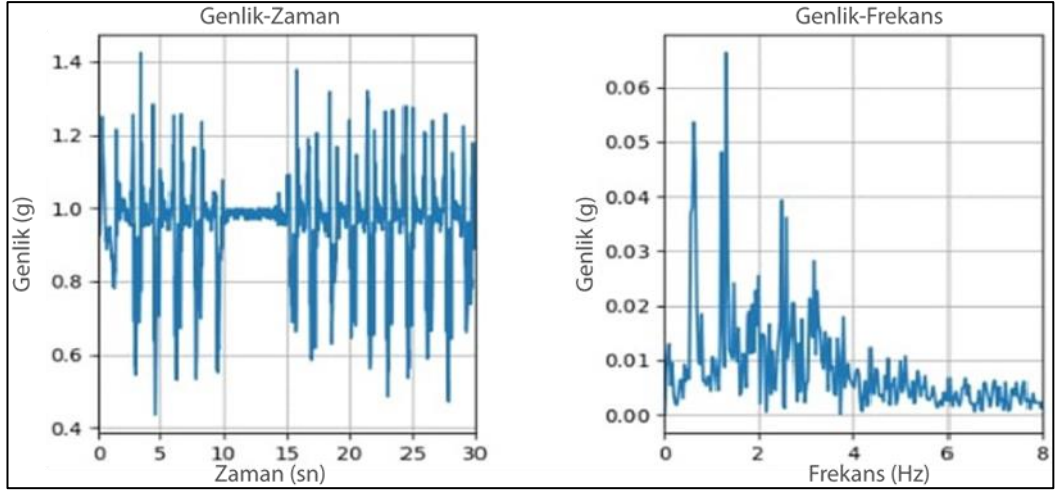
5sn pencere aralığı için seçilen eşik değerler donma durumunda elde edilen verilere uygulanmış FOG olan kısımlar etiketlenilmiştir. Şekil 4.20. ve Şekil 4.22. de T2/T1-N grafiklerine belirlenen eşik değerler uygulandığında videolarla tespit edilen FOG durumlarının yakalandığı görülmüştür (Şekil 4.20. T2/T1-N grafiğine 0,5 değeri; Şekil 4.22. T2/T1-N grafiğine 0,4 değeri uygulanmıştır). Sensör-1 ve Sensör-2 değerleri arasında karşılaştırma yapıldığında Sensör-2 grafiklerinin algılama yeteneğinin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir.



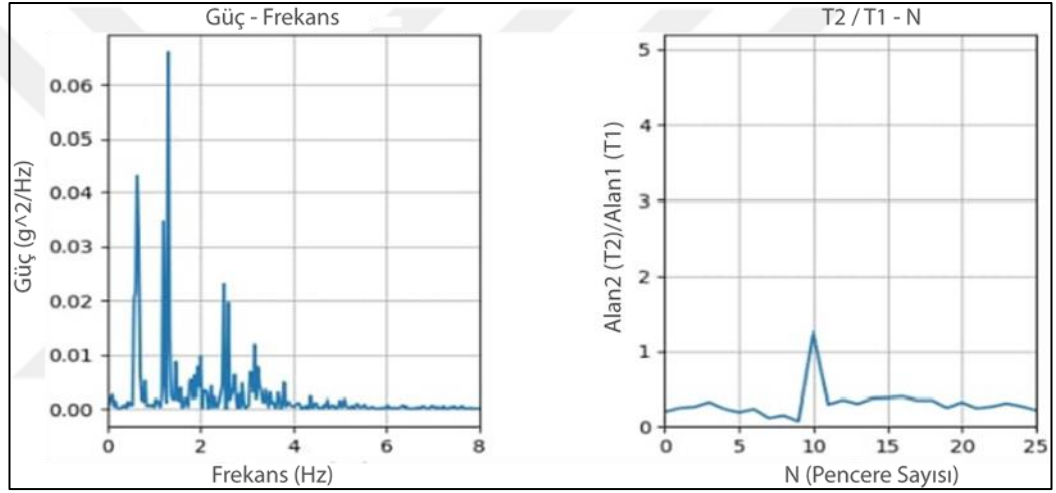
Şekil 4.19. Sensör-1, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



Şekil 4.20. Sensör-1, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri



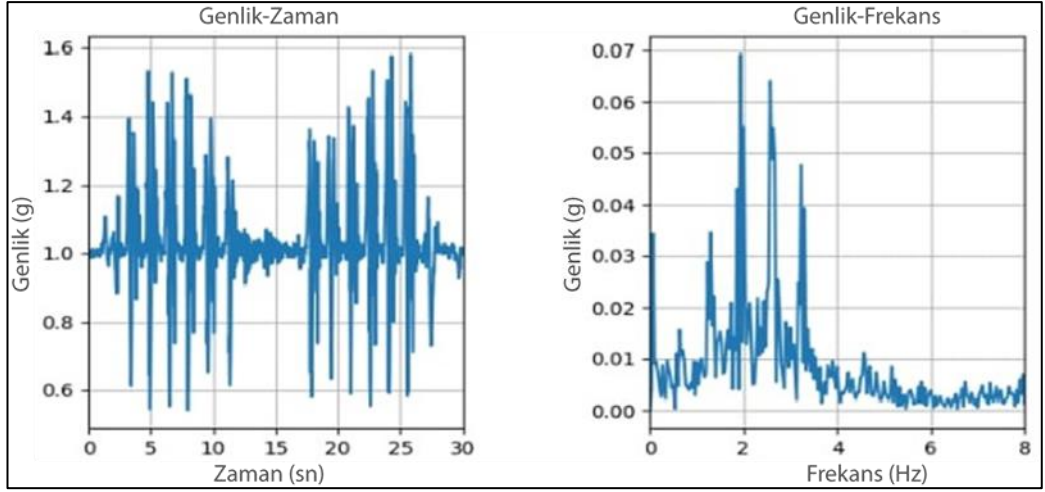
Şekil 4.21. Sensör-2, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



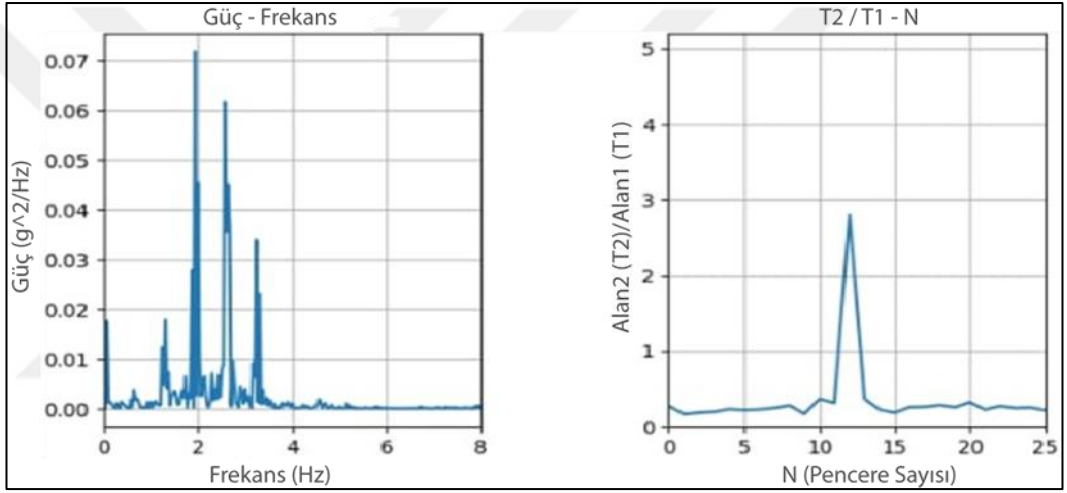
Şekil 4.22. Sensör-2, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

4.2.3. Titreme

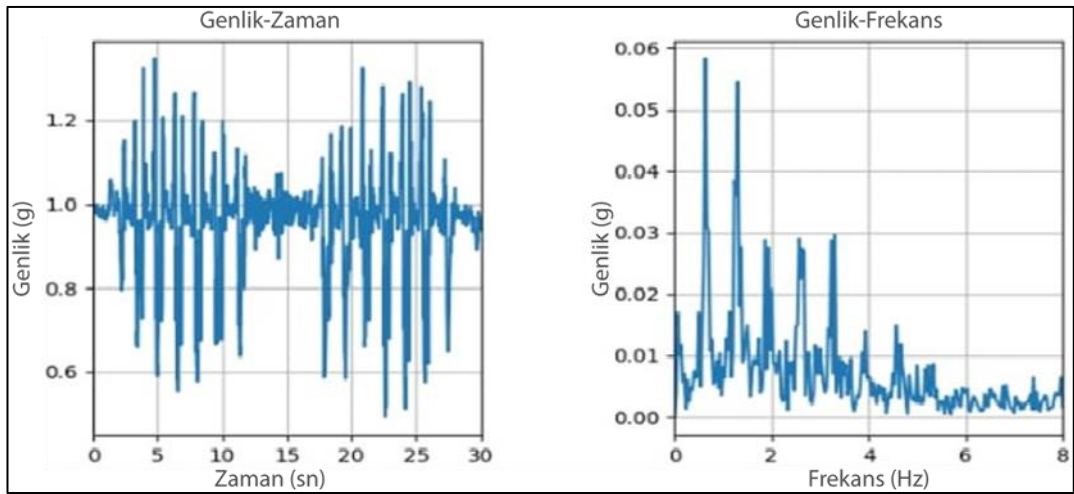
Normal yürüyüşe başladıktan sonra aniden titreme olayı gerçekleştirilmiş hastaların FOG sırasında nasıl davrandıkları taklit edilerek FOG simüle edilmiştir. Deneklerden alınan titreme durumu yürüyüş verisi 5sn pencere aralığında değerlendirilmiştir. 5sn pencere aralığındaki normal adımlarla yürüme verisinden elde edilen eşik değerler titreme yürüyüş verilerine uygulanmıştır. Şekil 4.24. ve şekil 4.26. T2/T1-N grafiklerinde sırasıyla 0,5 ve 0,4 eşik değerinin üzerinde kalan alanlar FOG olarak etiketlenilmiştir. Burada Sensör-1 ve Sensör-2'den yaklaşık olarak aynı sonuçlar elde edilmiştir.



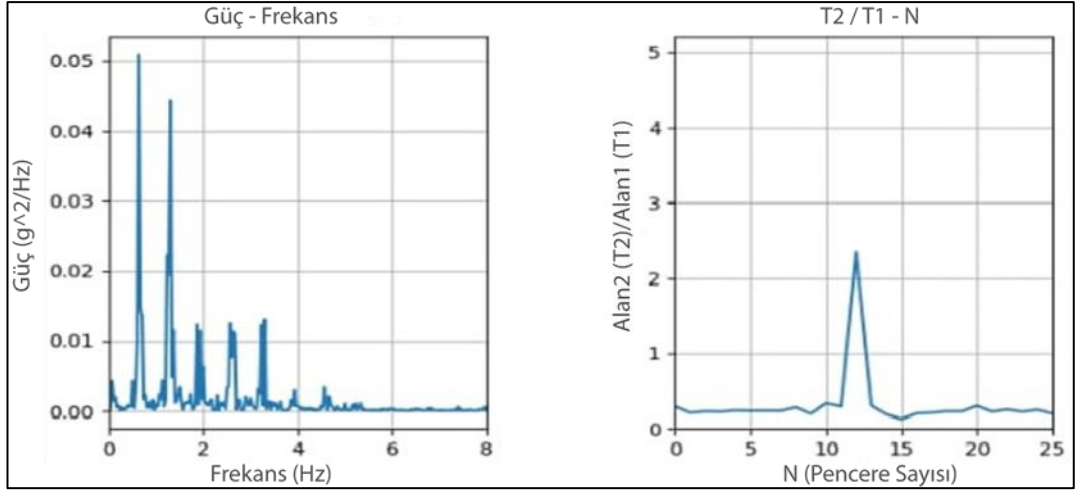
Şekil 4.23. Sensör-1, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



Şekil 4.24. Sensör-1, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

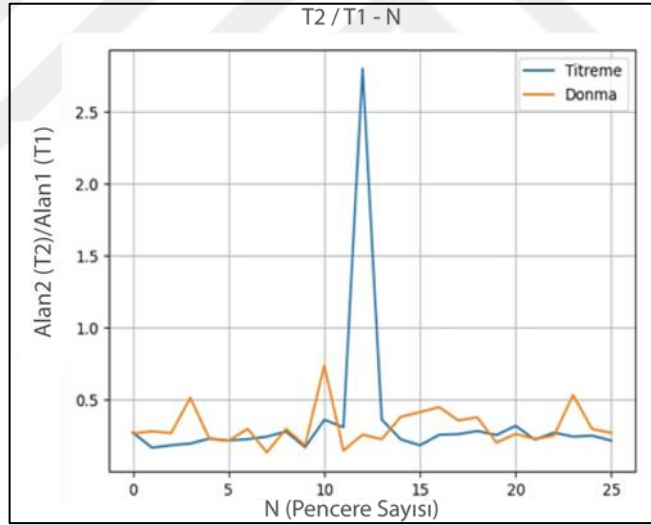


Şekil 4.25. Sensör-2, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri

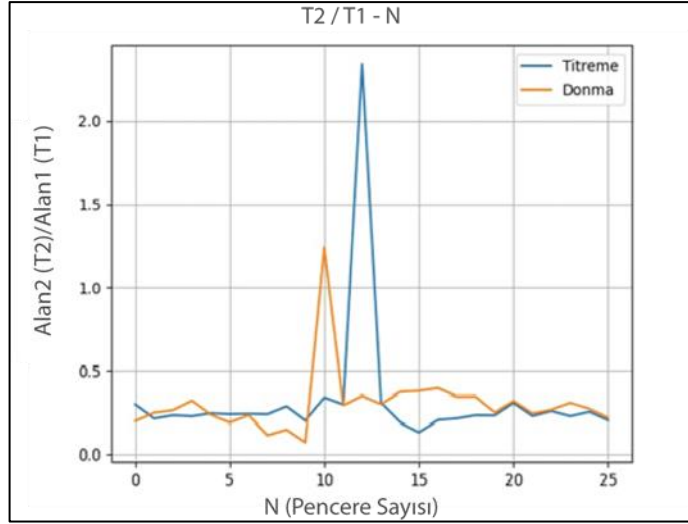


Şekil 4.26. Sensör-2, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

Ayrıca 5sn pencere boyutu içinde titreme durumundaki T2/T1-N grafikleri tepe değerlerinin donma durumu T2/T1-N grafiği tepe değerlerinden büyük olduğu dikkat çekmiştir.



Şekil 4.27. Sensör-1, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri



Şekil 4.28. Sensör-2, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri

Şekil 4.27. ve şekil 4.28. grafiklerinde 5sn pencere aralığında titreme ve donma durumunda alınan değerlerinin üst üste çizdirilmiş hali yer almaktadır. Bu grafiklerde y eksenini her pencereadaki alan 2 değerinin alan 1 değerine bölümünü ($area2/area1$) x eksenini ise pencere sayısını vermektedir. Grafikler incelendiğinde titreme durumunda 2,5sn pencere aralığında olduğu gibi 10-15 pencere aralığındaki belirli bir kısımda değerlerin aynı aralıktaki donma durumu değerlerinden büyük olduğu dikkat çekmektedir. Bu da 5sn pencere aralığında da deneklerde hareketsiz kalma durumu (donma) ile FOG yaşanıldığı durumun (titreme) ayırt edilebilir olduğunu göstermektedir.

4.3. Pencere Aralığı 10sn

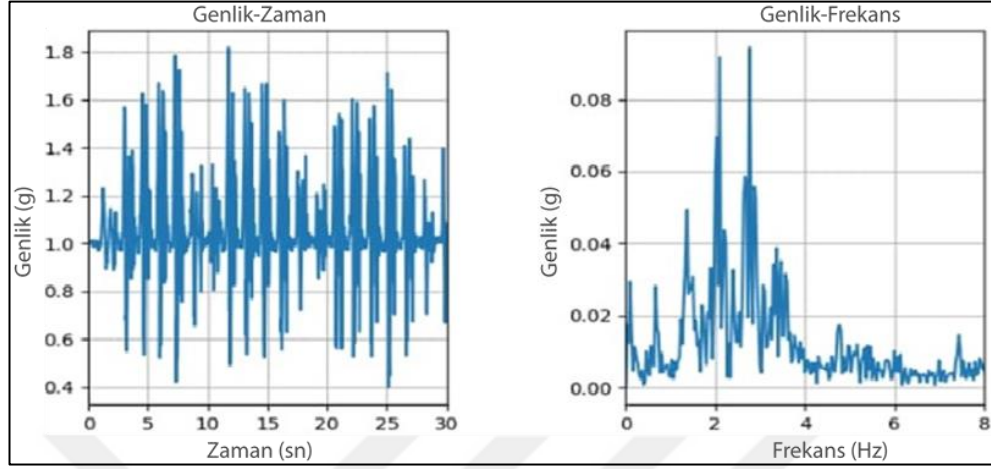
4.3.1. Normal adımlarla yürüme

Yine bu bölümde de pencere aralıkları arasında kıyaslama yapabilmek için aynı yürüyüş verileri üzerinden pencere aralığı 10sn alınarak hesaplamalar yapılmıştır. Deneklerden normal adımlarla yürüme esnasında alınan veriler 10sn pencere aralığı kullanılarak değerlendirilmiştir.

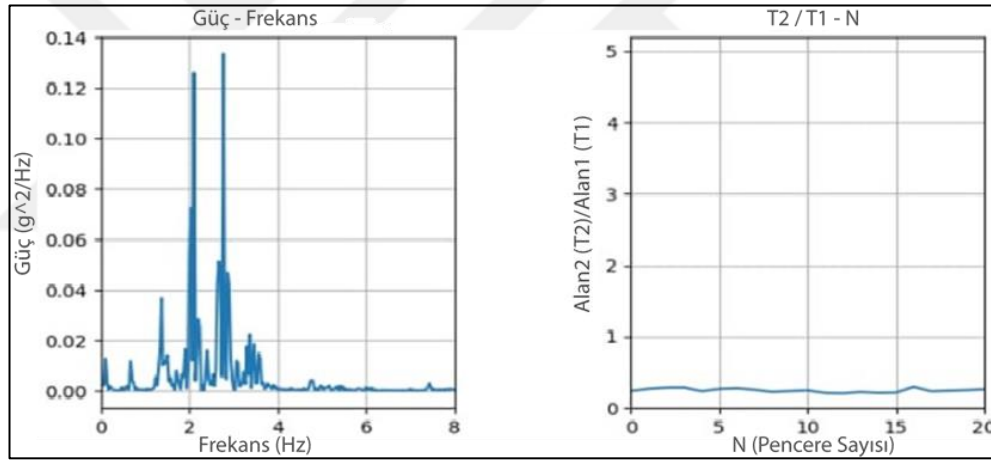
Burada da 10sn pencere aralığında ki normal adımlarla yürüme grafiklerinden eşik değeri belirlenmiştir. Eşik değeri seçilirken önceki bölümlerde olduğu gibi T2/T1-N grafiklerinin tepe değerleri göz önüne alınmıştır. Sensör-1 için T2/T1-N grafiğinin tepe değeri 0,29 iken Sensör-2 için bu değeri 0,27'dir. Bu değerlere bakılarak 10sn pencere aralığında kullanılacak eşik değeri 0,3 seçilmiştir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

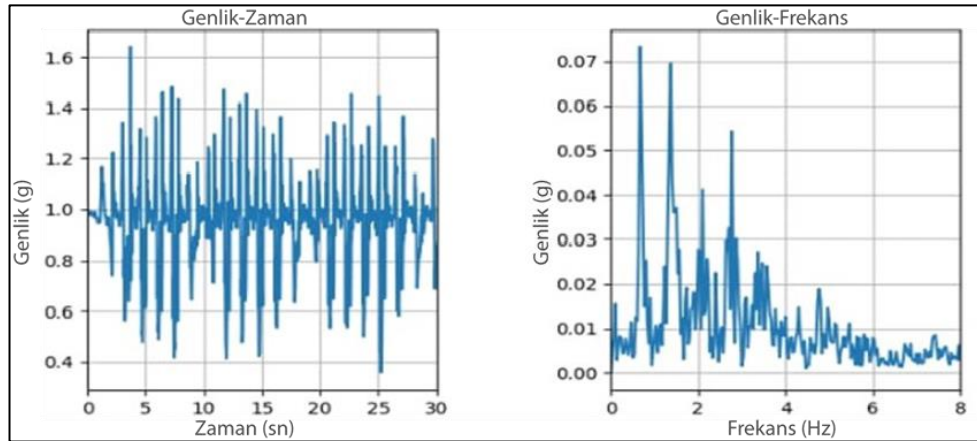
Bu durum donma ve titreme durumlarında 0,3sn üzerinde kalan alanların FOG olarak değerlendirileceği anlamına gelmektedir.



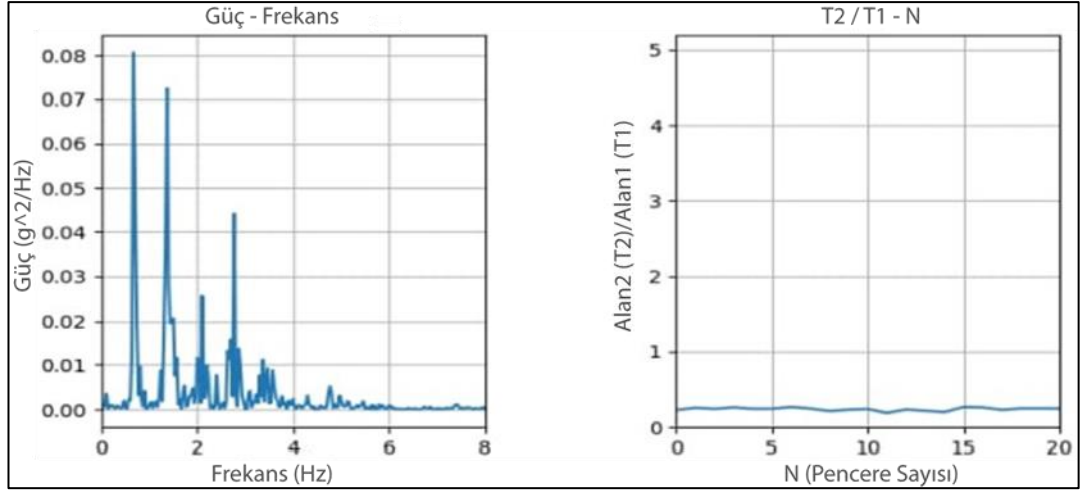
Şekil 4.29. Sensör-1, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



Şekil 4.30. Sensör-1, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri



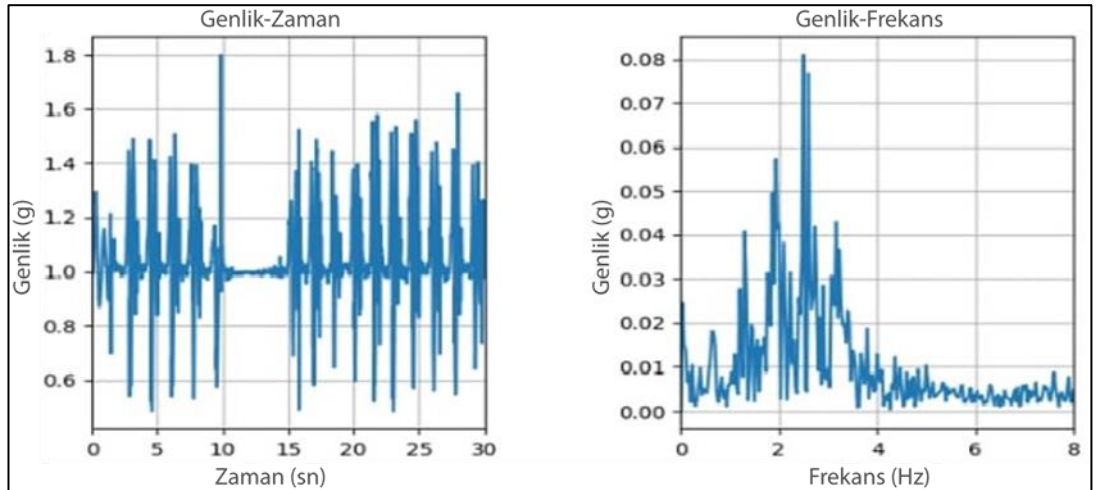
Şekil 4.31. Sensör-2, normal yürüyüş, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



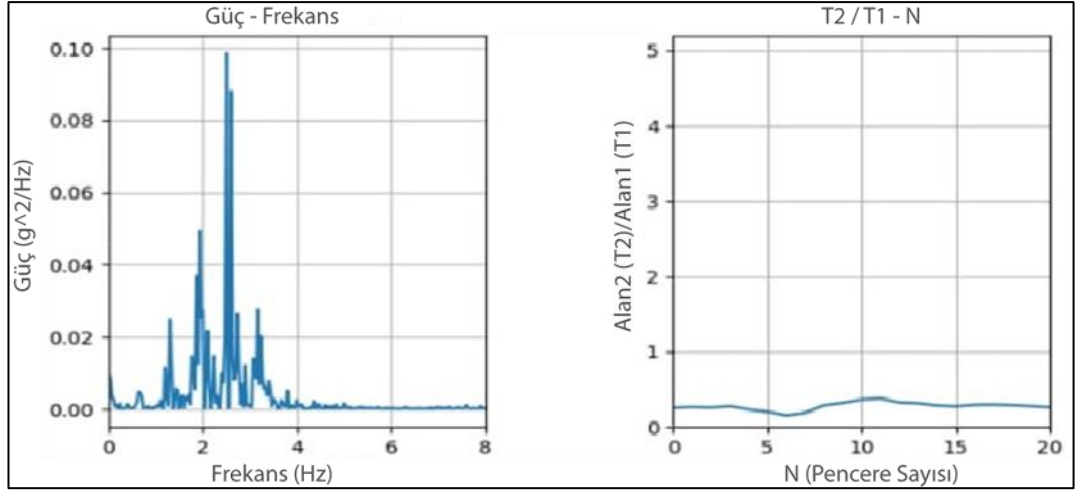
Şekil 4.32. Sensör-2, normal yürüyüş, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

4.3.2. Donma

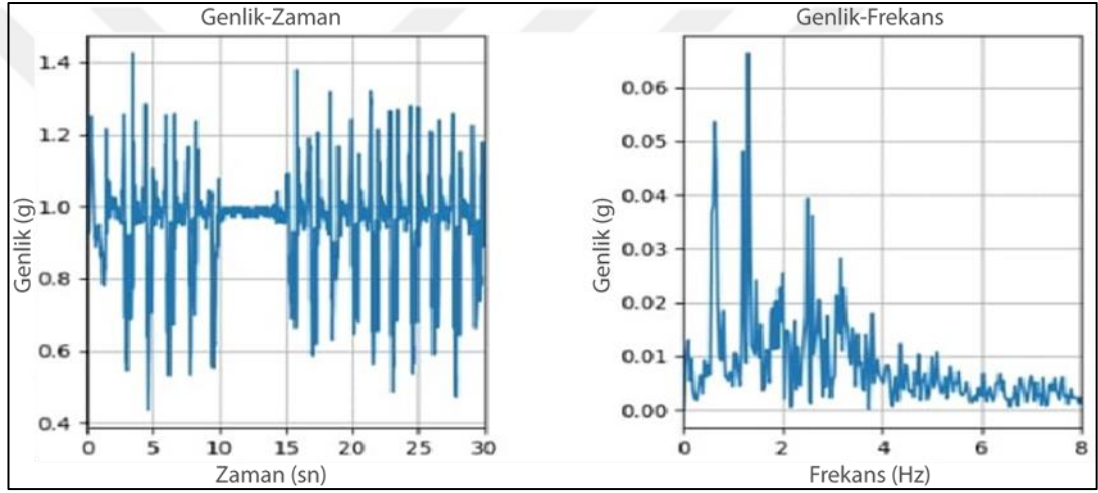
Normal yürüyüş esnasında belirli süre durup tekrar normal yürüyüşe devam ederek donma durumu analiz edilmiştir. Donma durumunda alınan yürüyüş verileri 10sn pencere aralığı için çizdirilmiştir. Normal adımlarla yürümede belirlenen eşik değeri 0,3 Şekil 4.34. ve Şekil 4.36. için uygulanmıştır. Her iki sensörden alınan değerlerinde FOG'u algıladığı görülmüştür. Burada da Sensör-2'den alınan değerlerin Sensör-1'den alınan değerlere göre video kamera görüntüleriyle daha uyumlu olduğu tespit edilmiştir.



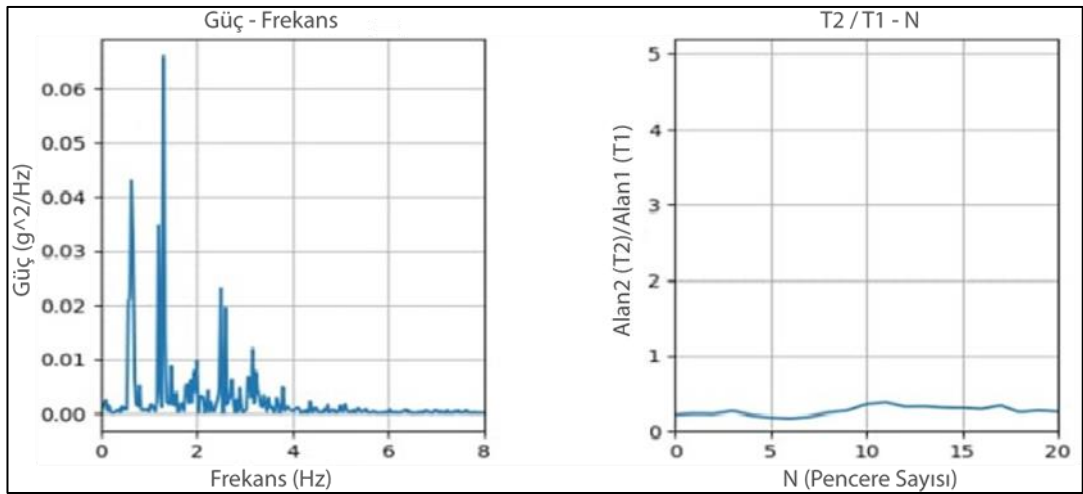
Şekil 4.33. Sensör-1, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



Şekil 4.34. Sensör-1, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri



Şekil 4.35. Sensör-2, donma, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri

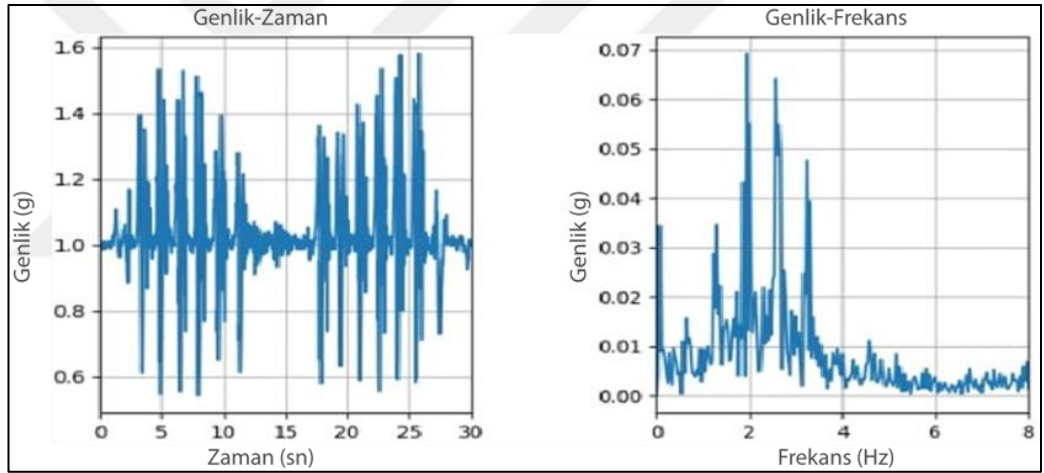


Şekil 4.36. Sensör-2, donma, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

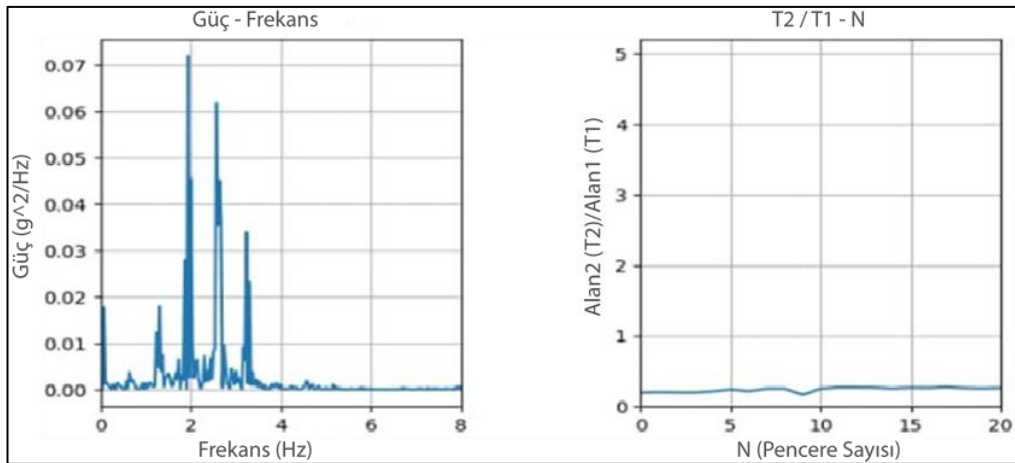
4.3.3. Titreme

Normal yürüyüşe başladıktan sonra aniden titreme olayı gerçekleştirilmiş hastaların FOG sırasında nasıl davrandıklarını taklit ederek FOG simüle edilmiştir. Titreme durumunda alınan yürüyüş verileri 10sn pencere aralığı için çizdirilmiştir. 10sn pencere aralığında normal adımlarla yürüyüş de belirlenen 0,3 eşik değeri titreme grafiklerine uygulanmıştır. Çalışmada T2/T1-N grafiklerinde eşik değeri üzerinde kalan örnek aralığının FOG olarak etiketlenebileceği kabul edilmiştir.

Şekil 4.38. ve Şekil 4.40.'da T2/T1-N grafiği incelendiğinde tepe değerlerin eşik indeksi olarak belirlenen 0,3'den küçük olduğu görülmüştür. Bu da 10sn pencere aralığında, Sensör -'in de Sensör-2'nin de FOG olayını algılamadığını gösterir.

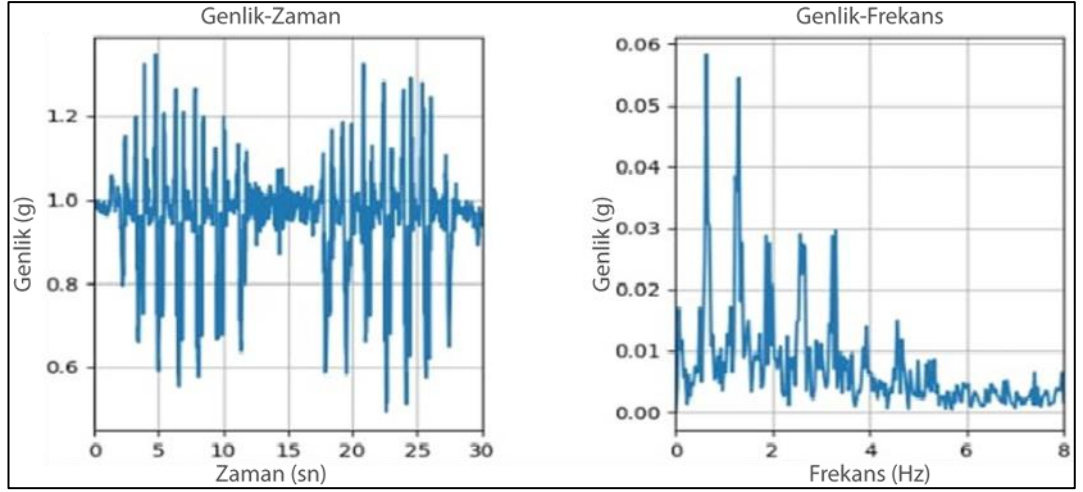


Şekil 4.37. Sensör-1, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri

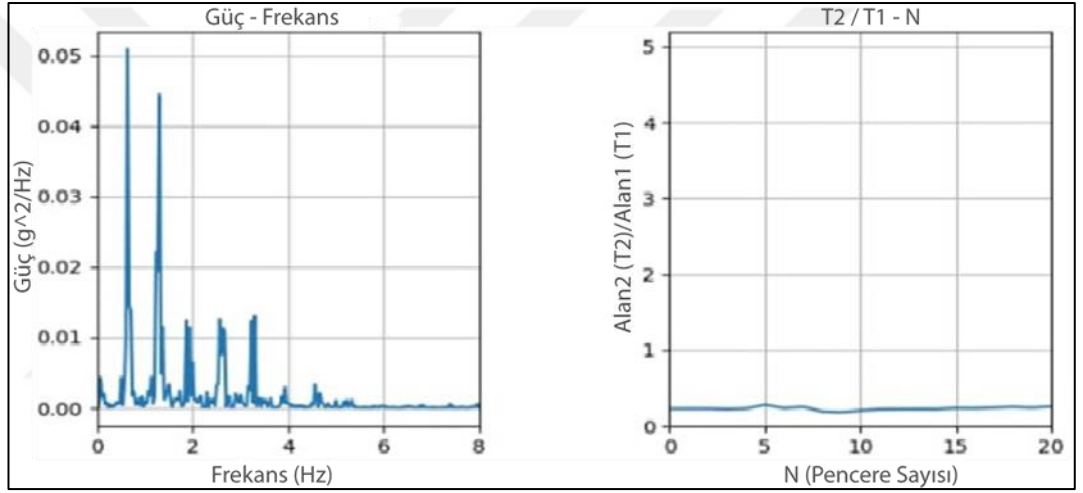


Şekil 4.38. Sensör-1, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri

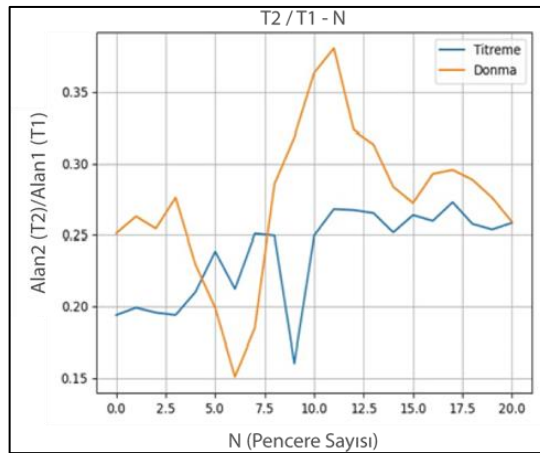
4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA



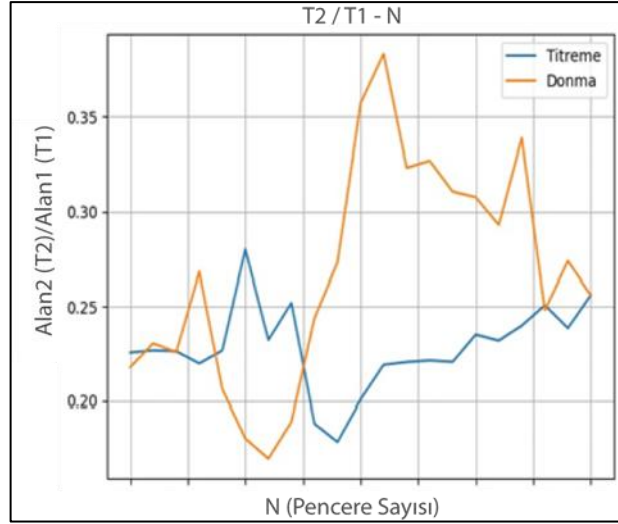
Şekil 4.39. Sensör-2, FOG, genlik-zaman ve genlik-frekans grafikleri



Şekil 4.40. Sensör-2, FOG, güç-frekans ve T2/T1-N grafikleri



Şekil 4.41. Sensör-1, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri



Şekil 4.42. Sensör-2, titreme-donma, T2/T1-N grafikleri

Şekil 4.41. ve Şekil 4.42. grafiklerinde 10sn pencere aralığında titreme ve donma durumunda alınan değerlerinin üst üste çizdirilmiş hali yer almaktadır. Bu grafiklerde de diğer iki pencere aralığında olduğu gibi y eksenini her penceredeki alan 2 değerinin, alan 1 değerine bölümünü ($area2/area1$), x eksenini ise pencere sayısını vermektedir. 10sn pencere aralığında Şekil 4.38. ve Şekil 4.40.'da belirlenen eşik değeri göre, FOG algılanmadığı belirtilmişti. Titreme ve donma grafiklerinin üst üste çizdirilmiş halinde de titreme durumunun hareketsiz kalma durumundan ayırt edilmediği görülmüştür. 2,5 ve 5sn pencere aralığında olduğu gibi titreme tepe değeri ile donma tepe değeri arasındaki fark göze çarpmamaktadır.

Çizelge 4.1. Donma indeksi tepe değerleri

Yürüyüş Modu	Sensör	FI'nın Zirve Değeri		
		Pencere Boyutu 2,5sn	Pencere Boyutu 5sn	Pencere Boyutu 10sn
Normal Adımlarla Yürüme	Sensör-1	2,6	0,46	0,29
	Sensör-2	0,9	0,37	0,27
Donma	Sensör-1	1,3	0,78	0,39
	Sensör-2	3,3	1,3	0,39
Titreme	Sensör-1	4,2	2,9	0,27
	Sensör-2	5,1	2,4	0,28

Çizelge 4.2. İFOG eşik değerleri

Yürüyüş Modu	Sensör	İFOG Değeri (Eşik Değer)		
		Pencere Boyutu 2,5sn	Pencere Boyutu 5sn	Pencere Boyutu 10sn
Normal Adımlarla Yürüme	Sensör-1	2,7	0,5	0,3
	Sensör-2	1	0,4	0,3

2,5 – 5 ve 10sn pencere aralıkları için grafikler ayrı ayrı değerlendirilmiştir. Elde edilen verilere göre Sensör-1 ve Sensör-2'nin ayrı ayrı FOG algılama yüzdeleri hesaplanmıştır. Yapılan kabullere göre elde edilen hesaplamalarda Sensör-2 verilerinin FOG algılama oranının daha yüksek olduğu anlaşılmıştır. Pencere boyutları karşılaştırıldığında ise deneklerden alınan veri sayısına bağlı olarak pencere boyunun değerlendirilmesi gerektiği çıkarılmıştır. Bu tez çalışması için optimum pencere boyutunun 5sn olduğu görülmüştür.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Çizelge 4.3. FOG algılama yeteneği

Denek No	Denek Yaşı	Denek Cinsiyeti	Yürüyüş Modu	Sensör	FOG Algılama Yeteneği		
					Pencere Boyutu 2,5sn	Pencere Boyutu 5sn	Pencere Boyutu 10sn
Denek 1	28	Kadın	DONMA	Sensör-1	0%	34%	50%
				Sensör-2	100%	100%	80%
			TİTREME	Sensör-1	100%	100%	0%
				Sensör-2	100%	100%	0%
Denek 2	55	Erkek	DONMA	Sensör-1	50%	0%	0%
				Sensör-2	100%	100%	0%
			TİTREME	Sensör-1	83,3%	100%	0%
				Sensör-2	80%	100%	0%
Denek 3	48	Kadın	DONMA	Sensör-1	100%	0%	0%
				Sensör-2	100%	100%	0%
			TİTREME	Sensör-1	83,3%	100%	0%
				Sensör-2	83,3%	100%	0%
Denek 4	19	Erkek	DONMA	Sensör-1	66,6%	50%	0%
				Sensör-2	83,3%	100%	0%
			TİTREME	Sensör-1	100%	100%	0%
				Sensör-2	83,3%	100%	0%
Denek 5	28	Erkek	DONMA	Sensör-1	0%	34%	50%
				Sensör-2	100%	80%	30%
			TİTREME	Sensör-1	100%	100%	0%
				Sensör-2	100%	100%	0%

Yukarıda ki çizelgede deneklerden alınan verilere göre FOG algılama yeteneği hesaplanmıştır. FOG sayısı hesaplanırken pencere sayısı dikkate alınmıştır. Çalışmada yürüyüş denemeleri 30sn boyunca alınmış pencere boyutu da 5sn seçilmiştir. Böylece çalışmada 26 pencere kullanılmıştır (t+1-pencere genişliği). Literatürdeki çalışmalar dikkate alınarak deneklerden FOG süresini 5sn boyunca taklit etmeleri istenmiştir. Bu süre 10.sn ile 15.sn arasına denk getirilmiştir. Bu da pencere olarak düşünüldüğünde 11. pencere ile 16. pencere arasına denk gelmektedir. T2/T1-N grafiklerinin x eksenini ölçeklendirildiğinde 11. pencere ile 16. pencere arası 5 FOG durumunun olacağı varsayılmış her ara değerinde eşik değeri aşan kısımlar 1 FOG olarak değerlendirilmiştir. Örneğin, 5 pencere aralığından 2'sinde eşik değeri aşan durum gözlemlenirse %40 doğru

tespit olacağı kabul edilmiştir. FOG algılama yeteneği 5 denek için toplanan verilerden hesaplanmıştır.



5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Çalışmada parkinson hastalarının yürüme bozukluklarının tespiti için model oluşturmak amaçlandı. Veriler alınırken hasta vücuduna entegre edilen cihazın hastanın yürüyüşüne engel olmayacak biçimde tasarımı yapıldı. Bu doğrultuda yürüme verileri için dizden ayak bileğine kadar olan kısım kullanıldı. Tez çalışmasında hasta vücuduna entegre edilecek cihaz için hem maliyeti düşük tutmak hem de yürüyüşü engellemeyecek biçimde az malzeme kullanmak hedeflendiğinden veri akışı için ayrıca bir cihaz kullanılmadı.

Alt bacakta dizin hemen alt kısmına ve ayak bileğine IMU sensörleri yerleştirildi. Bir parkinson hastasının yürüyüşü 3 farklı kategoride taklit edildi. Yürüyüş verileri python programı ile CSV formatında kaydedildi. Yürüyüş aynı zamanda video kameraya alındı. Aynı yürüyüş modları için kaydedilen CSV formatındaki veriler farklı bir programla 3 ayrı pencere boyutunda değerlendirildi.

Her pencere boyutunda normal yürüyüş verileri baz alınarak belirli bir eşik değeri (IFOG) belirlendi. Donma ve titreme yürüyüş verilerine bu eşik değeri uygulanarak, eşik değeri üzerinde kalan alanlar FOG olarak değerlendirildi. Yöntem hastalar üzerinde denendiğinde, her bir hasta için ayrı bir FOG eşiği belirlemenin FOG yakalama oranını artıracakları öngörüldü. Donma eşiğinin büyüklüğünün, hasta yaşı, hastalık başlangıç yaşı, hastalık şiddeti ve süresine göre değişebileceğini hesaba katan, daha büyük çalışmalara ihtiyaç duyulduğu görüldü.

Tez amaçlarından biri pencere boyutunun FOG algılamadaki yerini ölçmek, literatürdeki modellemeleri doğrulamaktır. Bu doğrultuda, sensörlerin FOG olayını algılama yeteneğinin, pencere boyutuyla ters orantılı olduğu görülmüş, pencere boyutu küçüldükçe sensörün FOG olayını algılama yeteneğinin arttığı gözlemlenmiştir. Yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlarla literatürle eş bilgiler elde edilmiştir. Ayrıca pencere boyutunun fazla küçültülmesi hassasiyeti artırdığı için normal yürüyüşte dahi FOG algılanmasına sebep olmuştur. Bu durumun literatürde yer almadığı fark edilmiştir.

FOG etiketlerinin daha doğru sonuç vermesi için, yürüyüş zaman aralığına göre, pencere boyutunun ortalama bir aralık seçilmesi gerektiği anlaşılmıştır. Yapılan yeni tespitlerin literatürdeki eksikliği gidermesi beklenmektedir.

Tez çalışmasında hedeflenen beklentilerden bir diğeri, tasarlanan cihazın daha doğru sonuç vermesi için entegre edilen bölgenin seçimidir. Literatür çalışmaları incelendiğinde sensörlerin insan vücudunun farklı yerlerine (bel, el bileği, bacak vs.) entegre edilip FOG etiketlendirilmesi yapıldığı görülmüştür. Ancak, hasta yürüyüşü söz konusu olduğunda, uzva entegre edilen cihazın, uzvun hangi kısmında daha doğru sonuç vereceği literatürde eksik kalmıştır.

Amacımız yürüyüş bozukluklarını tespit etmek olduğundan IMU sensörleri alt bacakta, dizin hemen alt kısmına (Sensör-2) ve ayak bileğine (Sensör-1) entegre edilmiştir. FOG eşiği için normal yürüyüş denemeleri değerlendirilmiştir. Normal yürüyüşte FOG olmadığı varsayılarak, eşik değerinin, normal yürüyüşün donma indeks değerinden büyük seçilmesine dikkat edilmiştir. Aynı yürüyüş için, her iki sensörden alınan veriler karşılaştırılmış, FOG eşiği üzerinde kalan alanlar, FOG olarak etiketlendirilmiştir. Aynı zamanda video kameraya alınan yürüyüşte, donma olan kısımlar tespit edilmiş, elde edilen grafiklerle video kamera görüntüleri karşılaştırılmıştır. Grafikler ve video kamera sonuçlarının uyumlu olduğu gözlemlenmiştir. Sensörlerden alınan değerlerde, T2/T1-N grafiklerinin y eksenini tepe değerleri karşılaştırıldığında, titreme durumu ile donma durumunun birbirinden ayırt edilebilir olduğu görülmüştür. Titreme verilerinde FI indeksi (Area2/Area1), donma verilerindeki FI indeksinden büyüktür. Bu da titreme ve donma durumlarının birbirinden ayırt edilebilir olduğunu kanıtlamıştır. Yürüyüş verilerinde sensör konumları değerlendirildiğinde; Sensör-2'den alınan verilerde daha hassas sonuçlar dikkat çekmiştir. Bununla birlikte sensör konumunun, yürüyüş verilerine etkisinin, hastadan hastaya değişiklik göstereceği düşünülmektedir.

Bu tez çalışması, resmi süreçlerden ötürü gerçek parkinson hastaları üzerinde denenememiştir. Bu nedenle sağlıklı bireylere, parkinson hastaları yürüyüş biçimleri gözlemlenilmiş, bu bireylerden parkinson hastalarını taklit etmeleri istenmiştir. Parkinson hastası taklit edilerek alınan veriler, sistemin doğru çalıştığını gösterse de çalışmanın bir

sonraki adımında, sistemin gerçek parkison hastaları üzerinde denenmesi ve uzman bir klinisyen tarafından değerlendirilmesi önerilmektedir.

Bu çalışmanın gelecekteki adımlarında, günlük yaşamda FOG kalıplarını ve sıklığını daha iyi anlamak için bileklik benzeri giyilebilir, anlık ölçüm sağlayabilecek sistemler geliştirilebilir. Böylece bir FOG olayının öngörülmesi durumunda sistem en azından durumu algılayabilir ve üzerine yönlendirme başlatabilir. Bu da kişinin kendi kendisini takip edebilmesini sağlarken tedavide de zaman kaybını önler. Ayrıca, sistemin kullanımı sırasında toplanan algılama verileri ve algoritma karar çıktıları, hastanın yürüyüşünün uzun süreli izlenmesi için e-nabız benzeri bir sisteme de gönderilebilir.



KAYNAKLAR

- Akarsu, C. 2012. Bir ticari kamyon şasisine bağlı parçaların titreşim kaynaklı yorulma analizi. Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 41, İstanbul.
- Akbayır, E., Şen, M., Ay, U., Şenyer, S., Tüzün, E. ve Küçükali, C. İ. 2017. Parkinson hastalığının etyopatogenezi. Deneysel Tıp Araştırma Enstitüsü Dergisi, 7(13), 1-23.
- Ayrulu-Erdem, B. and Barshan, B. 2011. Leg motion classification with artificial neural networks using wavelet-based features of gyroscope signals. Sensors, 11(2), 1721-1743.
- Bachlin, M., Plotnik, M., Roggen, D., Maidan, I., Hausdorff, J. M., Giladi, N. and Troster, G. 2009. Wearable assistant for Parkinson's disease patients with the freezing of gait symptom. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 14(2), 436-446.
- Bakbak, S. ve Kayacan, R. 2014. Hastalıkların Teşhis ve Takibinde Kullanılan Yürüyüş Analiz Sistemleri. Gazi University Journal of Science Part C: Design and Technology, 2(4), 323-332.
- Bloem, B. R., Hausdorff, J. M., Visser, J. E. and Giladi, N. 2004. Falls and freezing of gait in Parkinson's disease: a review of two interconnected, episodic phenomena. Movement disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society, 19(8), 871-884.
- Bayram, E. ve Akbostaancı, M. 2018. Neural Foundations of Action-related Language: Studies in Parkinson's Disease. Turkish Journal of Neurology, 24(1).
- Calp, M. H., Arıcı, N. 2011. Nesne yönelimli tasarım metrikleri ve kalite özellikleriyle ilişkisi. Politeknik Dergisi, 14(1), 9-14.
- Cooley, J. W. 1965. An algorithm for the machine computation of complex Fourier series. Mathematics of Computation, 19, 397-301.
- Coste, C. A., Sijobert, B., Pissard-Gibollet, R., Pasquier, M., Espiau, B. and Geny, C. 2014. Detection of freezing of gait in Parkinson disease: preliminary results. Sensors, 14(4), 6819-6827.
- Çetin, A. 2019. Arduino ve Android tabanlı kaza bildirim ve uyarı sistemi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Gelişim Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı, 32, İstanbul.
- Çetinkaya, Ö. 2017. Uzaktan verilen koordinatlara insansız gidebilen hava aramının tasarımı ve deneysel araştırılması. Doktora Tezi, Trakya Üniversitesi, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 47, Edirne.
- Debû, B., De Oliveira Godeiro, C., Lino, J. C., Moro, E. 2018. Managing gait, balance and posture in Parkinson's disease. Current Neurology and Neuroscience Reports, 18(5), 1-12.
- De Lau, L. M., Breteler, M. M. 2006. Epidemiology of Parkinson's disease. The Lancet Neurology, 5(6), 525-535.

- Fritsch, T., Smyth, K. A., Wallendal, M. S., Hyde, T., Leo, G., Geldmacher, D. S. 2012. Parkinson disease: research update and clinical management. *South Med J*, 105(12), 650-656.
- Gao, C., Liu, J., Tan, Y., Chen, S. 2020. Freezing of gait in Parkinson's disease: pathophysiology, risk factors and treatments. *Translational Neurodegeneration*, 9(1), 1-22.
- Gharavian, M. H., Ganj, F. A., Ohadi, A. R., Bafroui, H. H. 2013. Comparison of FDA-based and PCA-based features in fault diagnosis of automobile gearboxes. *Neurocomputing*, 121, 150-159.
- Giladi, N., McMahon, D., Przedborski, S., Flaster, E., Guillory, S., Kostic, V., Fahn, S. 1992. Motor blocks in Parkinson's disease. *Neurology*, 42(2), 333.
- Giladi, N., Shabtai, H., Simon, E. S., Biran, S., Tal, J., Korczyn, A. D. 2000. Construction of freezing of gait questionnaire for patients with Parkinsonism. *Parkinsonism and Related Disorders*, 6(3), 165-170.
- Gray, P. and Hildebrand, K. 2000. Fall risk factors in Parkinson's disease. *Journal of Neuroscience Nursing*, 32(4), 222.
- Grimm, L. G., Yarnold, P. R. 2000. Reading and understanding more multivariate statistics. American Psychological Association, 99-146, Washington.
- Hausdorff, J. M., Balash, Y., Giladi, N. 2003. Time series analysis of leg movement during freezing of gait in Parkinson's disease: akinesia, rhyme or reason?. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 321(3-4), 565-570.
- InvenSense, T.M., 2013. MPU-6000/MPU-6050 Product Specification Datasheet. InvenSense TM, 1-52, Sunnyvale.
- Jankovic, J. 2008. Parkinson's disease: clinical features and diagnosis. *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 79(4), 368-376.
- Jovanov, E., Wang, E., Verhagen, L., Fredrickson, M. and Fratangelo, R. 2009. DeFOG A Real Time System for Detection and Unfreezing of Gait of Parkinson's Patients, In 2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 2-6 September, 5151-5154, Minneapolis.
- Kaya, D. 2018. Biyomedikal işaretlerin sınıflandırılması için akıllı tekniklerin Labview ortamında gerçekleştirilmesi. Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Elektrik Elektronik Mühendisliği Ana Bilim Dalı, 19-27, Elazığ.
- Kemer, E. 2019. Farklı platformlardaki ölçeklenebilir web uygulama programlama arayüzlerinin performans açısından karşılaştırılması. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü, Bilgisayar Mühendisliği Ana Bilim Dalı, 42, İstanbul.
- Kesler, M., ve Sunan, M. 2008. Düşük maliyetli DSP uygulama geliştirme kartının tasarımı ve güç sistemlerinde harmonik analizin gerçekleştirilmesi, Elektrik, Elektronik, Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu, 26-30 Kasım, Kocaeli Üniversitesi, 3, Bursa.
- Lahuerta-Martín, S., Llamas-Ramos, R., Llamas-Ramos, I. 2022. Effectiveness of Therapies Based on Mirror Neuron System to Treat Gait in Patients with Parkinson's Disease—A Systematic Review. *Journal of Clinical Medicine*, 11(14), 4236.

- Lee, S. H., Lim, J. S. 2012. Parkinson's disease classification using gait characteristics and wavelet-based feature extraction. *Expert Systems with Applications*, 39(8), 7338-7344.
- MacDougall, H. G., Moore, S. T. 2005. Marching to the beat of the same drummer: the spontaneous tempo of human locomotion. *Journal of Applied Physiology*, 99(3), 1164-1173.
- Mariani, B., Rouhani, H., Crevoisier, X., Aminian, K. 2013. Quantitative estimation of foot-flat and stance phase of gait using foot-worn inertial sensors. *Gait and Posture*, 37(2), 229-234.
- Moore, S. T., MacDougall, H. G., Gracies, J. M., Cohen, H. S., Ondo, W. G. 2007. Long-term monitoring of gait in Parkinson's disease. *Gait and Posture*, 26(2), 200-207.
- Moore, S. T., MacDougall, H. G. and Ondo, W. G. 2008. Ambulatory monitoring of freezing of gait in Parkinson's disease. *Journal of Neuroscience Methods*, 167(2), 340-348.
- Moore, S. T., Yungher, D. A., Morris, T. R., Dilda, V., MacDougall, H. G., Shine, J. M., Lewis, S. J. 2013. Autonomous identification of freezing of gait in Parkinson's disease from lower-body segmental accelerometry. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 10(1), 1-11.
- Okuma, Y. 2014. Practical approach to freezing of gait in Parkinson's disease. *Practical Neurology*, 14(4), 222-230.
- Özekmekçi, S., Apaydın, H., Oğuz, S. ve Zileli, İ. 2013. Parkinson Hastalığı Hasta ve Yakınları İçin El Kitabı. Bayçınar Tıbbi Yayıncılık ve Reklam Hiz. Tic. Ltd. Şti, 98, İstanbul.
- Popovic, M. B., Djuric-Jovicic, M., Radovanovic, S., Petrovic, I. and Kostic, V. 2010. A simple method to assess freezing of gait in Parkinson's disease patients. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 43, 883-889.
- Pozzi, N. G., Canessa, A., Palmisano, C., Brumberg, J., Steigerwald, F., Reich, M. M. and Isaias, I. U. 2019. Freezing of gait in Parkinson's disease reflects a sudden derangement of locomotor network dynamics. *Brain*, 142(7), 2037-2050.
- Saad, A. 2016. Detection of Freezing of Gait in Parkinson's disease. Doctoral Thesis, University Of Le Havre, Automatic Control Engineering, 1-132, Seine-Maritime.
- Sağlam, A., Melike, T. A. Ş. ve Baykan, N. 2020. Geri Dönüştürülebilir Atıkların Materyallerine Göre Sınıflandırılması için Raspberry Pi Tabanlı Donanım Geliştirilmesi. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 30-38.
- Salarian, A., Russmann, H., Vingerhoets, F. J., Dehollain, C., Blanc, Y., Burkhard, P. R., Aminian, K. 2004. Gait assessment in Parkinson's disease: toward an ambulatory system for long-term monitoring. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 51(8), 1434-1443.
- Schaafsma, J. D., Balash, Y., Gurevich, T., Bartels, A. L., Hausdorff, J. M., Giladi, N. 2003. Characterization of freezing of gait subtypes and the response of each to levodopa in Parkinson's disease. *European Journal of Neurology*, 10(4), 391-398.

- Shine, J. M., Moore, S. T., Bolitho, S. J., Morris, T. R., Dilda, V., Naismith, S. L., Lewis, S. J. G. 2012. Assessing the utility of Freezing of Gait Questionnaires in Parkinson's Disease. *Parkinsonism and Related Disorders*, 18(1), 25-29.
- Tunçel, O., Altun, K., Barshan, B. 2009. Classifying human leg motions with uniaxial piezoelectric gyroscopes. *Sensors*, 9(11), 8508-8546.
- Vandenbossche, J., Deroost, N., Soetens, E., Coomans, D., Spildooren, J., Vercruysse, S., Kerckhofs, E. 2013. Freezing of gait in Parkinson's disease: disturbances in automaticity and control. *Frontiers in Human Neuroscience*, 6, 356.
- Vujović, V. and Maksimović, M. 2015. Raspberry Pi as a Sensor Web node for home automation. *Computers and Electrical Engineering*, 44, 153-171.

