

T.C
BEYKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ BİLİM DALI

**M.S. KINECT SENSÖRÜ İLE
YÜRÜYÜŞ BOZUKLUĞU TESPİTİ**
(Yüksek Lisans Tezi)

Tezi Hazırlayan:
Halit Talha TÜRE

İSTANBUL, 2017

T.C
BEYKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ BİLİM DALI

**M.S. KINECT SENSÖRÜ İLE
YÜRÜYÜŞ BOZUKLUĞU TESPİTİ**
(Yüksek Lisans Tezi)

Tezi Hazırlayan:

Halit Talha TÜRE

Öğrenci No:

150820035

Danışman:

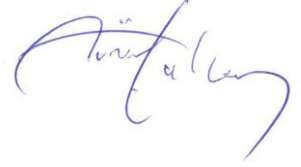
Yrd. Doç. Dr. Ediz ŞAYKOL

İSTANBUL, 2017

YEMİN METNİ

Yüksek Lisans Tezi Olarak Sunduğum “M.S. Kinect Sensörü ile Yürüyüş Bozukluğu Tespiti” başlıklı bu çalışmanın, bilimsel ahlak ve geleneklere uygun şekilde tarafımdan yazıldığını, yararlandığım eserlerin tamamının kaynaklarda gösterildiğini ve çalışmanın içinde kullanıldıkları her yerde bunlara atıf yapıldığını belirtir ve bunu onurumla doğrularım 03.08.2017

Halit Talha TÜRE



T.C.
BEYKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

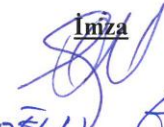


YÜKSEK LİSANS TEZ SAVUNMA SINAVI SONUÇ TUTANAĞI

Beykent Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Aşağıda tez adı belirtilen yüksek lisans öğrencisi.....no'lu.....'in .../.../... tarihinde yapılan tez savunma sınavı¹ sonucunda.....dakika süreyle sunduğu ve savunduğu tezi hakkında² oybirliğiyle, KABUL kararı verilmiştir.

Bilgilerinize saygılarımızla arz ederiz.

Anabilim Dalı : ..Bilgisayar Mühendisliği
Programı : ..Bilgisayar Mühendisliği
Tez Başlığı³ : ..M.S. Kinect Sensörü ile Yürüyüş Bozukluğu Tespiti

<u>Tez Sınav Jürisi</u>	<u>Öğretim Üyesi</u>	<u>İmza</u>
Danışman	: Yrd. Doç. Dr. Ediz ŞAKKAL	
Üye	: Doç. Dr. Gülhan SIRAHTAROĞLU	
Üye	: Yrd. Doç. Dr. Atilla YILMAZ	

¹ Jüri üyeleri söz konusu tezin kendilerine teslim edildiği tarihten itibaren en geç bir ay içinde toplanarak öğrenciyi tez savunma sınavına alır. Belirlenen günde yapılamayan jüri toplantısı, katılanların hazırladığı bir tutanakla enstitü yönetimine bildirilir. Bu durumda jüri en geç onbeş gün içinde toplanarak adayı tez savunma sınavına alır. Tez savunma sınav süresi en az 45 dakikadır. Yüksek lisans tez savunma sınavı, tez çalışmasının sunulması ve bunu izleyen soru-yanıt bölümlerinden oluşur ve dinleyiciye açıktır. (Beykent Lisansüstü eğitim ve Öğretim Yönetmeliği-Madde30-3)

² Tez sınavının tamamlanmasından sonra jüri, tez hakkında “kabul”, “düzeltme” veya “red” kararı verir. Jüri başkanı, jüri üyelerince imzalanmış sınav tutanağını, tez sınavını izleyen üç gün içinde ilgili enstitü yönetimine teslim eder. Tezi başarısız bulunan öğrencinin Enstitü ile ilişkisi kesilir. Tezi hakkında düzeltme kararı verilen öğrenci en geç üç ay içinde gerekli düzeltmeleri yaparak ve yönetmelikte belirtilen usullere uygun olarak tezini aynı jüri önünde yeniden savunur. Bu savunma sınavında da tezi kabul edilmeyen öğrencinin enstitü ile ilişkisi kesilir.(Beykent Lisansüstü eğitim ve Öğretim Yönetmeliği-Madde30-4)

³ İleride doğabilecek aksaklıkların engellenmesi için tezin başlığının yazılması gerekmektedir.

Adı ve Soyadı : Halit Talha TÜRE
Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Ediz ŞAYKOL
Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans, 2017
Alanı : Bilgisayar Mühendisliği
Anahtar Kelimeler : Yürüyüş Bozukluğu Tespiti, Yürüyüş Fazı Algılama, Yürüyüş Analizi, Kinect Sensor, Kinematik Öznitelik Çıkarımı, Derinlik Verisi

ÖZET

M.S. Kinect Sensörü ile Yürüyüş Bozukluğu Tespiti

Bu çalışmada Kinect algılayıcı kullanılarak key-frame tabanlı bir yaklaşım ile yürüyüş bozukluklarının tespitinin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Yürüyüş iki ana fazda incelenir. Çalışma içerisinde incelenen fazlar duruş ve salınım fazlarıdır. Yürüyüş fazlarının belirlenmesinde ayak bileğinin kalça konumuna olan maksimum uzaklığı kullanılmıştır. Görüntü çerçeveleri bu fazlar algılandığında görüntüdeki vücutlara ait her bir bacağın yürüyüş fazı ile etiketlenir. Daha sonra her bir bacağın içinde bulunduğu faza göre kinematik öznitelikleri hesaplanır. Hesaplanmış olan kinematik öznitelikler ise her bir yürüyüş bozukluğu için modellenmiş sonlu durum otomatlarının girdisi olarak kullanılır. Sonlu durum otomatları vasıtasıyla zamansal sıralı çerçevelerdeki kinematik değerlerin geçişleri neticesinde yürüyüş bozuklukları tespit edilmiş olur.

Bu çalışma sonuç itibarıyla ucuz ve taşınabilir bir sensör vasıtasıyla yürüyüş bozukluklarının yer üstünde yapılan yürüyüş devirlerini tespit etmenin ve bu devirler esnasında bilinen bir yürüyüş bozukluğunu karakterize eden kinematik anormallikler varsa yürüyüş bozukluğunun tespit edilmesinin mümkün olduğunu ortaya koymaktadır.

Name and Surname : Halit Talha TÜRE
Adviser : Asst. Prof. Ediz ŞAYKOL
Degree and Date : Masters, 2017
Major : Computer Engineering
Key Words : Gait Disorder Detection, Gait Phase Detection, Gait Analysis,
Kinect Sensor, Kinematic Feature Extraction, Depth Data

ABSTRACT

Gait Disorder Detection with M.S. Kinect Sensor

In this study, detection of the gait disorders is aimed by using a Kinect sensor along with a key-frame based approach. Gait is evaluated as two major phases. The phases that's been evaluated in this study are stance and swing phases. In order to determine the gait phase, maximum distance value of the ankle relative to hip center joint is used. Frames are labeled with the gait phase of each leg of the bodies inside the view. Afterwards kinematic features of each leg according to the phases they are in are calculated. The calculated kinematic features are used as the input to the finite state automaton that's been modeled for each gait disorder. By the help of finite state automaton, at the end of the transitions of kinematic values inside the spatio-temporal frames, gait disorders are recognized.

Eventually this study introduces that the detection of over-ground gait cycles and the detection of the gait disorders, if there is any kinematic anomaly that characterizes a known gait disorder during the gait cycles, are possible by the use of an inexpensive and portable sensor

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
ŞEKİLLER LİSTESİ	v
TABLolar	viii
KISALTMALAR	viii
1. GİRİŞ	1
2. İLGİLİ KONULAR	2
2.1. Microsoft Kinect.....	2
2.2. Microsoft Kinect SDK.....	4
2.3. Yürüyüş ve Yürüyüş Fazları.....	7
2.4. Yürüyüş Analizi	8
2.4.1. Gravite Merkezinin Vertikale Yer Değiřtirmesi	8
2.4.2. Gravite Merkezinin Laterale Yer Değiřtirmesi	8
2.4.3. Pelvik Rotasyon.....	8
2.4.4. Pelvik Tilt	9
2.4.5. Destek Yüzeyinin Değişmesi	9
2.4.6. Yürüyüşün Ahengi	9
2.4.7. Kinematik Yürüyüş Analizi.....	9
2.4.8. Kinetik Yürüyüş Analizi	11
2.5. Literatür Taraması	12
3. YÖNTEM.....	13
3.1 Uygulama Mimarisi.....	15

3.2. Yürüyüş Fazı Belirleme.....	19
3.3. Key-Frame Etiketleme Yöntemi.....	22
3.4. Öznitelik Çıkarımı ve FSA'lar	23
3.4.1 Özniteliklerin Hesaplanması	25
3.4.2 Yürüyüş Bozukluğu FSA'ları.....	27
4. SONUÇ	33
KAYNAKLAR	35
EKLER.....	37
Ek: Ekran Görüntüleri	37

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa No.
Şekil 1: Microsoft Kinect Sensörü.....	2
Şekil 2: Kızıl Ötesi Projektörün Çalışma Şekli	3
Şekil 3: TOF Çalışma Şekli	4
Şekil 4: Microsoft Kinect Adaptörü	5
Şekil 5: Microsoft Kinect v2 Adaptörü	5
Şekil 6: Microsoft Kinect Veri Akışı.....	6
Şekil 7: Microsoft Kinect Mimarisi.....	6
Şekil 8: Yürüyüş Fazları	7
Şekil 9: Diz eklemi fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri.....	10
Şekil 10: Soldan sağa doğru; Gluteus Maksimus, tibialis anterior, quadriceps femoris kasları	14
Şekil 11: Geliştirilen Uygulamanın Mimarisi	16
Şekil 12: Sisteme ait Bağlam Diyagramı.....	17
Şekil 13: Sistemin Temel Veri Akış Diyagramı	18
Şekil 14: Uygulama UML Sınıf Diagramı, her bir sınıf için attribute ve metod'lar diagramı okunabilir kılmak için sunulmamıştır.	19
Şekil 15: Kalça ve Ayak Bileği Arasındaki Mesafe	20
Şekil 16: Normal Duruş Pozisyonunun Belirlenmesinde Kullanılan Açı	21
Şekil 17: Proje Kapsamında Geliştirilen Uygulama ve Yürüyüş Fazı Tespiti	21
Şekil 18: Kinect SDK v2 İskelet Çerçevesinde Konum Bilgisi Sağlanan Eklemler	24
Şekil 19: Diz eklem açısı <i>HipRight/Left</i> – <i>Knee</i> noktalarından geçen doğru ile <i>Knee</i> – <i>WristRight/Left</i> noktalarından geçen doğru arasındaki açı olarak her iki bacak için ölçülür.	25
Şekil 20: Öznitelik olarak kullanılan kalça açısı bacağın <i>spinebase</i> ve <i>spineshoulder</i> koordinatları üzerinden geçen doğru ile yaptığı açıdır. Her iki bacak için de ölçülür.	26
Şekil 21: Gövde duruşuna ait öznitelik, <i>spinebase</i> ve <i>spineshoulder</i> koordinatlarından geçen doğrunun X eksenini ile yaptığı açıdır.....	26
Şekil 22: Gluteus Maksimus Yürüyüşü	28

Şekil 23: Duruş fazındaki bacak hareketi için FSA'dır. Gluteus Maksimus Paralizisinde duruş fazında görülen kompensasyon'un tespiti için kullanılır. 0 başlangıç durumu, 1 kabul durumudur.	28
Şekil 24: Hareket fazındaki bacak hareketi için FSA'dır. Gluteus Maksimus paralizisinde hareket fazında görülen kompensasyon'un tespiti için kullanılır.	29
Şekil 25: Quadriceps femoris paralizisini karakterize eden Lumbal Fleksiyon ve Kalça Açısı	30
Şekil 26: Duruş fazındaki bacak hareketi için FSA'dır. Quadriceps femoris paralizisinin duruş fazında görülen kompensasyon'un tespiti için kullanılır.	30
Şekil 27: Tibialis anterior paralizisini karakterize eden diz fleksiyonu.	31
Şekil 28: Hareket fazındaki bacak hareketi için FSA'dır. Tibialis anterior paralizisinin hareket fazında görülen kompensasyon'un tespiti için kullanılır.....	32

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa No.
Tablo 1: Diz eklemine ait kinematik değerler	10
Tablo 2: Kalça eklemi için kinetik analiz örneği	11
Tablo 3: Diz Yürüyüş bozukluklarına ait postürlerin tespiti için başarı oranı ve genel başarı oranı.....	34
Tablo 4: Yürüyüş bozukluklarının her biri için başarı oranı ve genel başarı oranı.....	34

KISALTMALAR

API	:Application Programming Interface
FSA	:Finite State Automaton
GRF	:Ground Reaction Force
SDK	:Software development kit
TOF	:Time of Flight



1. GİRİŞ

Bu çalışma, Kinect sensörü kullanılarak yürüyüş bozukluğu tespiti yapmak amacıyla izlenen yöntemleri ve bu yöntemlerin kullanılması ile geliştirilmiş uygulamayı anlatmaktadır.

Öncelikle, *İlgili Konular* bölümünde projeye doğrudan ilgili olan konular ele alınacaktır. Kinect sensörü ve Kinect SDK detaylı bir biçimde açıklanacak, Yürüyüş fazlarına, yürüyüş bozukluklarına değinilecektir. Daha sonra, bu alanda yapılmış diğer çalışmalar *Literatür Taraması* başlığı altında anlatılacaktır.

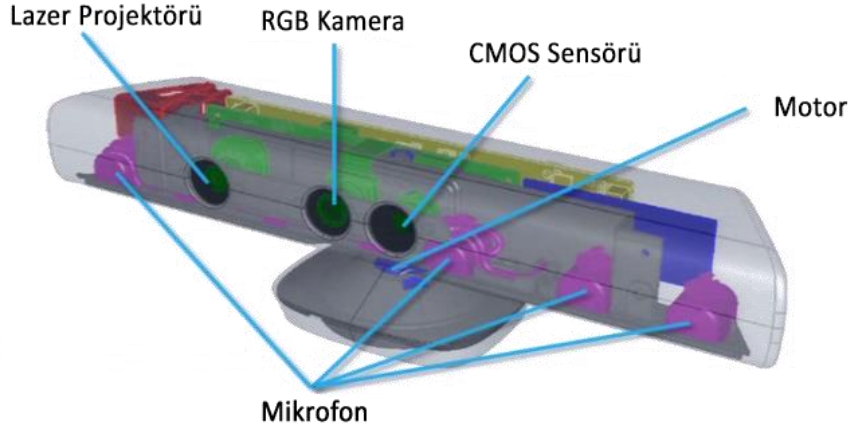
Yöntem bölümünde, projemizin teşekkülünde yeri olan tüm yöntemler ve projemizle olan ilişkileri detaylı olarak açıklanacaktır. Öncelikle yürüyüş fazlarının sınıflandırılması için kullanılan yöntem açıklanacak sonrasında ise yürüyüş bozukluklarının tespiti için kullanılan yöntem detaylandırılacaktır. Bu yöntem kapsamında modellenen sonlu durum otomatları da detaylı bir şekilde açıklanacaktır.

Sonuç bölümünde ise elde edilen bulgular sunulacak ve bu bulgular Microsoft Kinect sensörü ile yürüyüş bozukluklarının başarılı bir biçimde bilgisayar ortamında algılanabilmesi açısından değerlendirilecektir.

2. İLGİLİ KONULAR

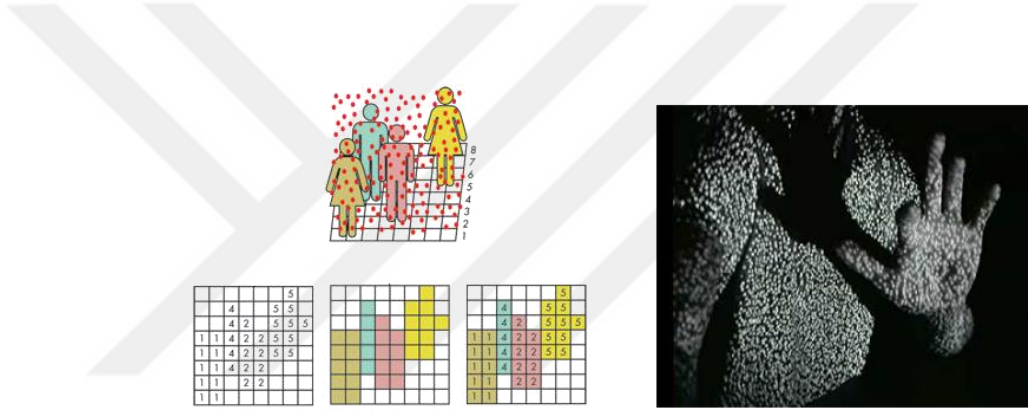
2.1. Microsoft Kinect

Kinect ya da Project Natal, Microsoft'un, Xbox 360 platformu için geliştirdiği ve herhangi bir kontrolör olmadan oyun oynama imkanı veren alettir. İlk olarak 4 Kasım 2010'da, Kuzey Amerika'da satışa sunulmuştur. Kinect 3 adet sensöre sahiptir RGB, ses ve derinlik algılayıcıları (Şekil 1) bu sensörler kullanıcının hareketlerini yüzünü ve konuşmasını tanır. Bu teknoloji ile herhangi bir aksesuar giymenize gerek kalmaz Kinect kendi sensörleri ile sizi tanır. Kinect Xbox haricinde; bilgisayar bilimlerinde yüz yakalama, hareket yakalama, sanal gerçeklik ve robotik alanlarında kullanılmaktadır. 2013 yılında ise Kinect v2 daha gelişmiş özellikler ile piyasaya sürülmüştür. Şekil 1 Kinect üzerindeki sensörlerin dizilimini göstermektedir [1].



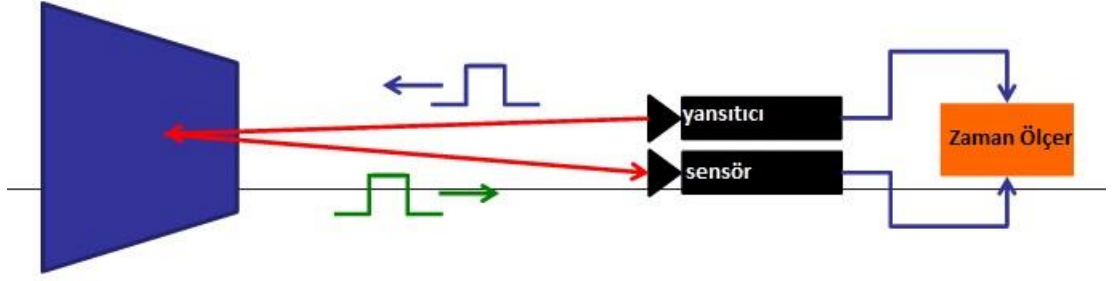
Şekil 1: Microsoft Kinect Sensörü

İlk Kinect'in üzerinde iki adet derinlik algılayıcı sensör bulunmaktadır. Bu sensörlerden biri lazer projektörü buradan çıkan lazer ışınları binlerce kızıl noktadan oluşmakta ve önündeki cisimden yansyarak diğer derinlik algılayıcı sensöre ulaşır, bu sensörde aradaki farklı ışınların yerleri belirlenir ve üzerindeki CMOS sensör ile açı hesapları yapılarak önündeki 3 boyutlu cismin derinlik haritası oluşturulur (Şekil 2). 3D sensörleri her ışık derecesinde çalışabilmektedir. Basitçe sahnedeki yansyan ışıklar kare üzerine farklı değerler ile yazılır bu değerler ile oluşan kare harita mesafe haritasını çıkarmış olur [1].



Şekil 2: Kızıl Ötesi Projektörün Çalışma Şekli

Bu teknoloji İsrail Prime Sense tarafından geliştirilmiştir. Çözünürlüğü 16 bit derinlikte olan ve 320x240 çözünürlükle 30fps oranıyla kayıt yapmaktadır. Sensörlerin algılama uzaklıkları 1.2 ile 3.5 metre arasındadır. RGB kamera ile 32bit 640x480 çözünürlükte 30fps görüntü kaydedilebilmektedir. Kinect üzerinde bulunan motor ile cihazın açıları otomatik olarak değiştirile bilmektedir. Kinect görüntü alanı Yatay 57 derece, Dikey 43 derecedir. Ayrıca üzerinde bulunan iki baştaki mikrofon ile 16-bit 16kHz kayıt yapabilmektedir. İki mikrofon ile gürültü bastırma ve yankı önleme yapılmaktadır [1].



Şekil 3: TOF Çalışma Şekli

2013 yılında Xbox One ile birlikte piyasaya sürülen Kinect v2'nin en belirgin özelliği derinliği algılama biçimi olarak göze çarpmaktadır. Önceki yöntemden farklı olarak Kinect v2'de Time of Flight teknolojisi kullanılmıştır (Şekil 3). Time of Flight derinliği belirlemek için temel olarak ortama yayılan kızıl ötesi projeksiyonun ortamdaki cisimlerden yansıyarak cihaz sensörüne geri dönüş süresinin kullanıldığı bir yöntemdir. Derinlik algılamada kullanılan bu temel farklılığın dışında cihazın görüş alanı da önceki versiyona göre daha geniş tutulmuştur. Yatay görüş alanı 70 derece, dikey görüş alanı ise 60 derecedir. Derinlik çerçevelerinin çözünürlüğü 512x424'e yükseltilmiştir. RGB kamerası da 1920x1080 çözünürlüğe yükseltilmiştir. İlk Kinect versiyonu ile 20 iskelet eklemi takip edilebilirken Kinect v2 ile 26 iskelet eklemi takip edilebilir hale gelmiştir.

2.2. Microsoft Kinect SDK

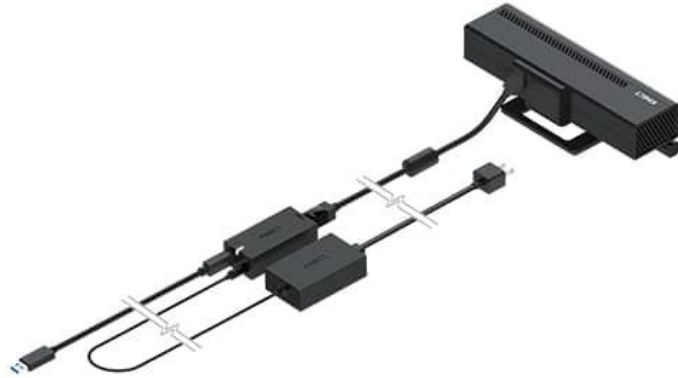
Microsoft Xbox ile Kinect sensörünü piyasaya sürdüğü sırada kişisel bilgisayar kullanıcıları için geliştirici sürücü desteği sunmamıştır. Microsoft'un 2011 yılı sonuna doğru duyurduğu Kinect SDK ile sağladığı API'lar ile yazılım geliştirici desteğini getirdi. 2012-2013 yıllarında Kinect SDK 1.5, 1.7 ve 1.8 versiyonlarını duyurarak

geliştiriciler için bir çok yeni özellik ve kolaylık getirdi. Kinect SDK'nın azami sistem gereksinimleri [1][2].

- Windows 7, Windows 8, Windows 7
- 32 bit (x86) yada 64 bit (x64) işlemci
- Dual-core 2.66-GHz yada daha hızlı işlemci
- USB 2.0 bus
- 2 GB RAM
- DirectX 11
- Minimum GPU: Nvidia GTX650, AMD Radeon 6950, yada daha yüksek ekran kartı

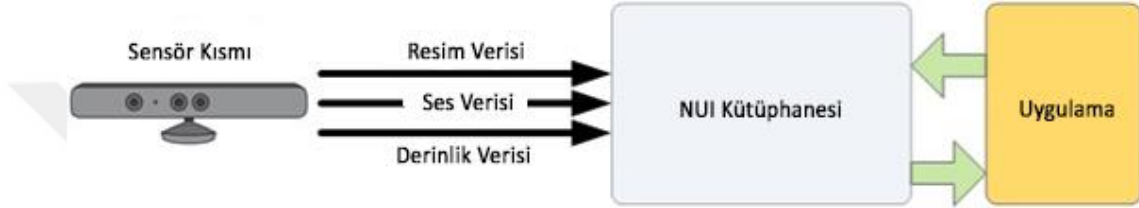


Şekil 4: Microsoft Kinect Adaptörü

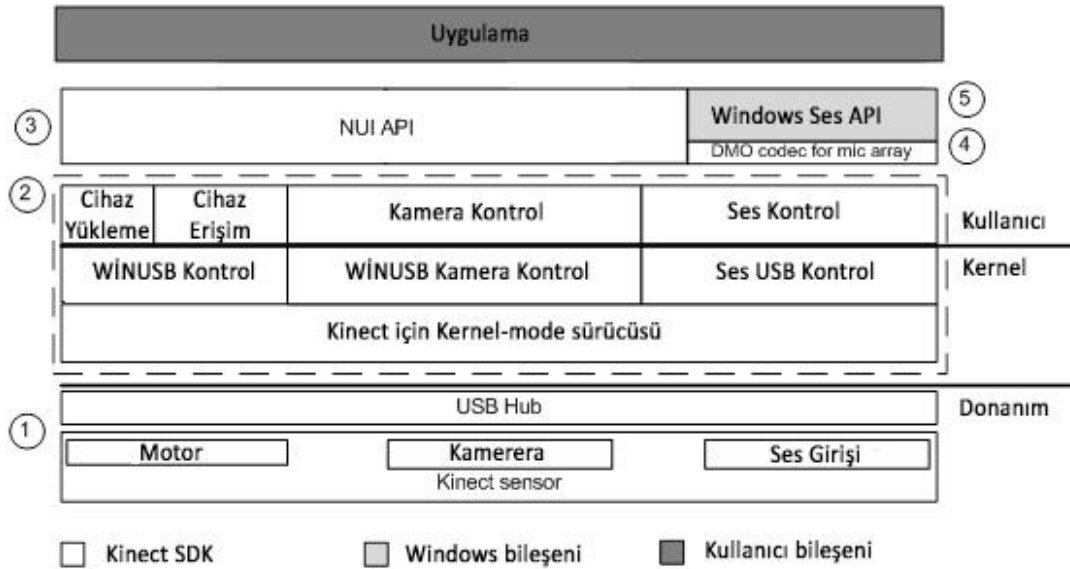


Şekil 5: Microsoft Kinect v2 Adaptörü

Microsoft Kinect cihazının bilgisayara bağlanabilmesi için bilgisayar ile Kinect arasında bir adaptör kullanılmaktadır (Şekil 5) Adaptör Kinect cihazının ihtiyacı olan gücü sağlamakta ve Kinect cihazından gelen verileri bilgisayara iletmektedir. Kinect v2 ve Kinect adaptörleri birbirinden farklıdır.



Şekil 6: Microsoft Kinect Veri Akışı



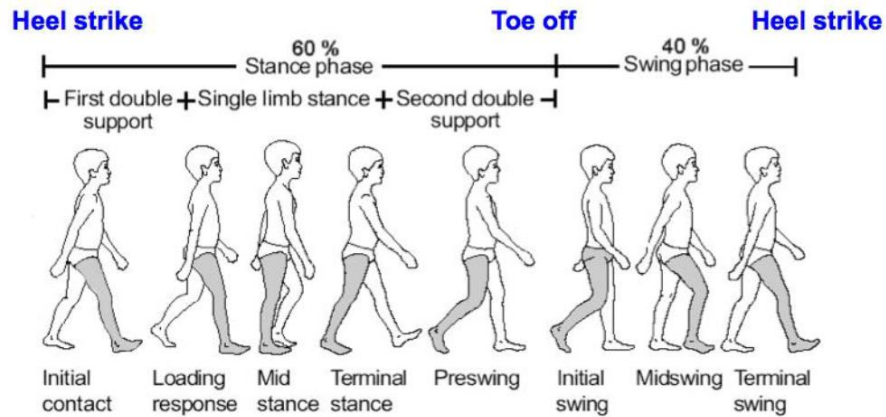
Şekil 7: Microsoft Kinect Mimarisi

2.3. Yürüyüş ve Yürüyüş Fazları

Yer çekimi merkezinin öne doğru yer değiştirmesiyle gövdenin ve ekstremitelerin ritmik alternatif hareketleri olarak tanımlanmaktadır. Biyomekanik yönden ise yürüyüş, dengenin ritmik olarak kaybedilip kazanılması şeklinde açıklanmaktadır.[X]

Yürüyüş devri insanın en basit konum değiştiriş biçimini fazlara bölerek tarif etmek için kullanılan terimdir. Yürüyüş devri fazlardan oluşmaktadır. Fazlar insanı ileri taşıyan birbirini takip eden ritmik ve tekrarlı vücut hareketlerinden meydana gelmektedir. Bir yürüyüş devri bir ayağın yere vuruşundan sonra yürüyüş süreci içerisinde tekrar aynı konuma gelişine denir [3].

Yürüyüş iki ana fazdan oluşmaktadır. Bu fazlar duruş ve salınım fazlarıdır. Duruş fazı ayağın yürüyüş devri süresince yerle temas ettiği zaman aralığıdır. Duruş fazı yürüyüş devrinin 62%'sini oluşturur. Salınım fazı da yürüyüş devrinin 38%'ini oluşturur. Bu fazda ise ayak yerle temas etmez ve havada gövdeyi öne taşımak üzere ileri doğru hareket halindedir. Duruş ve salınım fazları da kendi içlerinde 7 alt faza ayrılırlar. Yürüyüş devrindeki ilk 4 faz duruş fazı dahilindedir son 3 faz ise salınım fazının alt fazlarıdır [3][4].



Şekil 8: Yürüyüş Fazları

2.4. Yürüyüş Analizi

Yürüyüş analizinde normal yürüyüşün determinantları Gravite Merkezinin Vertikale Yer Değiştirmesi, Gravite Merkezinin Laterale Yer Değiştirmesi, Pelvik Rotasyon, Pelvik Tilt, Destek Yüzeyinin Değişmesi, Yürüyüşün Ahengi, Kinematik Ölçümler ve Kinetik Ölçümler olarak incelenir. [4].

Yürüyüş bozukluğu tespiti amacıyla yürüyüş analizi yapılırken bu çalışmada kinematik değerlerden yararlanılmıştır [3].

2.4.1. Gravite Merkezinin Vertikale Yer Değiřtirmesi

Gravite merkezinin öne doğru yer değiştirmesi ile birlikte ritmik olarak yukarı ve aşağı yer değiştiğini gösteren sinüzoidal eğriler elde edilmiştir. Yetişkin bir erkekte vertikale yer değiştirmenin miktarı ortalama 5.08 santimetredir. Bu değer normalin üzerine çıkarsa pelviste aşırı osilasyonlar meydana gelir bu durum da enerji sarfını artırır [3].

2.4.2. Gravite Merkezinin Laterale Yer Değiřtirmesi

Ağırlığın bir alt ekstremiteden diğerine aktarılması ile birlikte pelvis ve gövde ağırlık taşınan tarafa doğru eğilmektedir. Normal yürüyüşte gravite merkezinin vertikale yer değiştirmesinin yanı sıra horizontal düzlemde de bir yandan diğer yana salınımlar meydana gelmektedir. Laterale yer değiştirmesinin miktarı da yetişkin erkeklerde 5 santimetre kadardır [3].

2.4.3. Pelvik Rotasyon

Yürürken Pelvis lateral ve vertikal osilasyon yapar, ağırlık taşıyan ekstremitte etrafında eksternal rotasyon, ağırlık taşımayan ekstremitte etrafında internal rotasyon yapar bu iki taraflı 8-10 dereceyi geçmez [3].

2.4.4. Pelvik Tilt

Pelvisin horizontal düzleme göre ağırlık taşıyan tarafta aşağı düşmesi, karşı tarafta ise yukarı yer değiştirmesidir. Sağ-Sol toplam değeri 10 derecedir [3].

2.4.5. Destek Yüzeyinin Değişmesi

İz bırakan bir yüzeyde örneğin kumda kişi yürütülür her iki topuğun orta noktaları birleştirilir. Bu iki eksen arasındaki mesafe yürüyüşün destek yüzeyinin genişliğini verir. Bu normalde 5-10 santimetre arasındadır. 5 santimetrenin altına düşerse addüksiyon, 10 santimetrenin üzerine çıkarsa abdüksiyon yürüyüşü meydana gelir [3].

2.4.6. Yürüyüşün Ahengi

Dakikada atılan adım sayısı yürüyüşün ahengini belirler. Dakikadaki adım sayısı 70 ise yavaş yürüyüştür. Normal yürüyüş, dakikada 90-110 olan adımla yürüyüşe normal yürüyüş denilir. Hızlı yürüyüş, dakikadaki adım sayısı 130 ise hızlı yürüyüş denilir [3].

2.4.7. Kinematik Yürüyüş Analizi

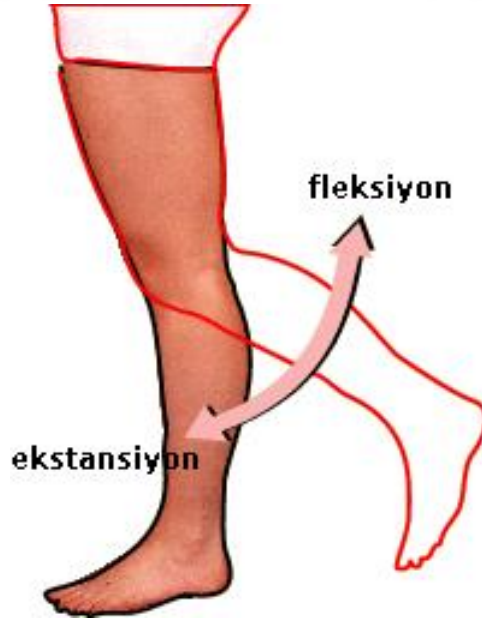
Kinematik kavramı, yürüyüşte yer değiştirme, hız, ivmelenme gibi insan hareketlerinin sonuçları hesaba katılmadan yapılan tanımıdır [4].

Örneğin, topuk vuruşu ile orta duruş fazı arasında normal yürüyüşte diz ekleminin kinematik değerleri tablo 1’de gösterildiği gibidir [3].

Topuk vuruşunda	Tam ekstansiyonda bulunur
Taban temasında	15-20 derece fleksiyonda bulunur
Orta duruş fazında	10-15 derece fleksiyonda

Tablo 1: Diz eklemine ait kinematik değerler [3]

Bu çalışmada değerlendirmeye alınan yürüyüş bozuklukları kalça eklemi üst gövde duruşu ve diz eklemi açılarındaki meydana gelen kompensasyonlarla karakterize olduğundan, bu açılar kinect sdk ile elde edilen eklem konum değerleri kullanılarak yürüyüş bozukluğu analizi için extract edilen özneliklerdir.



Şekil 9: Diz eklemi fleksiyon ve ekstansiyon hareketleri

2.4.8. Kinetik Yürüyüş Analizi

Kinetik, vücut üzerine etkiyen ve vücut parçalarının yer değiştirmesini ve hareketine sebebiyet veren iç ve dış güçlerin varlığına odaklanır. Bu odak noktalarına yer reaksiyon gücü (Ground reaction force) vucüt ağırlığı gücü ve kas gücü de dahildir [4].

Örneğin, topuk vuruşu ile orta duruş fazı arasında normal yürüyüşte kalça eklemi kinetik analizi tablodaki gibidir [3].

Topuk vuruşunda	Eksternal kuvvet eklemi önden geçtiği için M. Gluteus Maksimus eklemi, M. Hamstringler ve Erektör spinalar aktif durumda olur
Taban temasında	Eksternal kuvvet eklemi önden geçtiği için M. Gluteus Maksimus, M. Abduktor Magnus çalışır. Dizdeki fleksiyon nedeniyle M. Hamstring'lerin aktivitesi azalır.
Orta duruş fazında	Eksternal kuvvet arkadan geçtiği için M. İliopsoas, M. Rectus Femoris, M. Abdominal'ler aktif durumda olur.

Tablo 2: Kalça eklemi için kinetik analiz örneği [3]

2.5. Literatür Taraması

Yürüyüş analizi her zaman aktif bir araştırma alanı olmuştur. Yürüyüş analizi ve yürüyüş analizi ile birlikte yürüyüş bozukluğu tespiti konuları kapsamında yapılmış olan çalışmaların çoğunu özel laboratuvarlarda hususi sensor ve cihazların yardımıyla yapılmış çalışmalar teşkil etmektedir. Bu kontrollü ortamlarda yapılan çalışmalar pahalı ve zor çalışmalar olduğundan giyilebilir sensörler de alternatif olarak yürüyüş analizi çalışmalarında kullanılmıştır. Giyilebilir teknolojilerin kullanıldığı çalışmalar daha ucuz olmakla beraber laboratuvar ortamı gibi kontrollü bir deney ortamı gerektirmemektedir [8], [9], [10], [11].

Giyilebilir sensörler geleneksel yöntemlere göre kolaylıklar sağlasa da giyilebilir sensörler kullanılarak yapılan çalışmalar hareketin takibi için yerleştirilmesi gereken sensör veya işaretçiler gerektirmektedir. Bu durum süreci işaretçisiz yöntemlere göre daha zahmetli ve zaman alıcı hale getirmektedir. İşaretçisiz hareket algılama yöntemlerinin gelişmesi ve ucuzlamasıyla hareket takibi, yürüyüş analizi, yürüyüş bozukluğu tespiti gibi konularda yapılan çalışmalar da son yıllarda bu teknolojilerden yararlanır hale gelmiştir. Bu teknolojiler ile geleneksel yöntemlerde veya giyilebilir yöntemlerde yaşanan zorluklar yaşanmadan güvenilir sonuçlar elde edilmesi amaçlanmaktadır. Bu teknolojilerin başında Microsoft Kinect Sensör gelmektedir. İlk olarak oyun sektöründe kullanılması amacıyla Xbox oyun konsolu ile birlikte piyasaya sürülmüş fakat fiyat performans oranındaki başarısı kısa süre içerisinde ilgi çekerek bir çok araştırmacının çalışmasında yer almayı başarmıştır.

Yürüyüş analizinde yürüyüş fazlarının doğru algılanması en önemli konudur. Yürüyüş analizi veya yürüyüş bozukluklarının tespitinin yapılabilmesi için yürüyüş fazlarının olabildiğince detaylı tespit edilebilmesi gerekmektedir. Kinect sensörü kullanılarak yapılan bu çalışmada [5] derinlik verilerinin kullanımı yeterli bulunmamış ve diz eklemlerinin dikey eksenindeki maksimum değerleri kullanılarak yürüyüş fazları

belirlenmeye çalışılmış ve duruş ve salınma olan ana iki yürüyüş fazı çok düşük hata oranlarıyla tespit edilebildiğini çalışma göstermiştir.

Yürüyüş fazlarının belirlenmesinde en çok kullanılan yöntem GRF verileri ile sınıflandırma yapılmasıdır. Ground Reaction Force verisi kullanılarak yürüyüş fazlarının belirlenmesi amacıyla yapılmış bu çalışmada [12] GRF verisi IGMM (infinite gaussian mixture model) kullanılarak yürüyüş fazlarının sınıflandırılmasında kullanılmıştır.

GRF verisinin olmadığı durumlarda ise muhtelif kinematik algoritmalarından yararlanıldığı görülür. Bu çalışmada ise yürüyüş fazlarını belirlemek için yeni bir yöntem geliştirilmiş ve literatürdeki diğer algoritmalarla karşılaştırması yapılmıştır. Geliştirilen yöntemin yürüyüş hızının fazla olduğu durumlarda da başarılı olması hedeflenmiştir [13].

Bu çalışmada ise yürüyüş fazı tespiti için bir non-contact capacitive sensing yöntemi sunulmuştur [14]. Sunulan yöntemde göre bacak kaslarına elektrotların takılı olduğu bandajlar yerleştirilir. Böylece elektrotlar vasıtasıyla bacak kaslarının hareketleri izlenerek yürüyüş fazları belirlenir.

Bu çalışma Bayes tabanlı bir yürüyüş bozukluğu analizi yöntemi sunmaktadır [15]. Microsoft Kinect sensörünün sağladığı görüntü, derinlik ve iskelet verileri kullanılarak olasılıksal sınıflandırmada 94.1% başarı oranı yakalanmıştır.

3. YÖNTEM

Bu çalışmada gluteus maximus, tibialis anterior ve quadriceps femoris paralizisi durumlarında gelişen kompensasyonlar ele alınmıştır. Hastalar belirtilen kasların işlevsiz hale gelmesi neticesinde hareketi kompanse etmek için normal yürüyüşün dışına çıkarlar.

Gluteus maximus, tibialis anterior ve quadriceps femoris paralizisi durumlarında kompensasyon hareketlerini ağırlık merkezinin değişmesi ve kalça ve diz eklemlerindeki anormal kinematik değerler karakterize eder.



Şekil 10: Soldan sağa doğru; Gluteus Maksimus, tibialis anterior, quadriceps femoris kasları

Yöntem başlığı altında, çalışma kapsamında geliştirilen uygulama ve uygulama mimarisi, her bir çerçeve için yürüyüş fazının nasıl belirlendiği, fazlara göre kinematik analiz için kullanılan öznitelikler, özniteliklerin nasıl elde edildiği sonrasında ise yürüyüş bozuklukları için yararlanılan key-frame tabanlı yaklaşım ve gluteus maximus, tibialis anterior ve quadriceps femoris paralizi durumlarını temsilen tasarlanan FSA'lar açıklanacaktır.

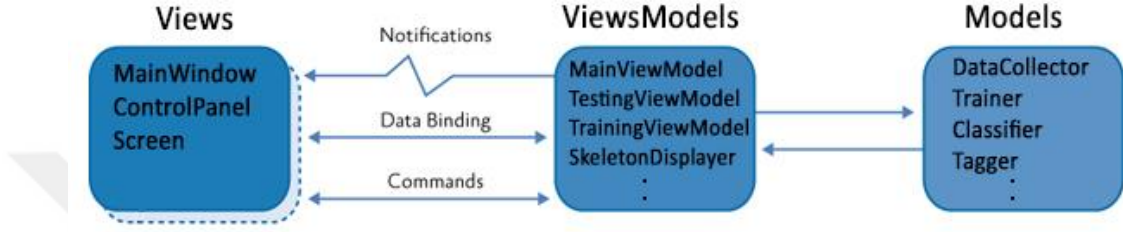
3.1 Uygulama Mimarisi

Proje kapsamında geliştirilen uygulama, yürüyüş bozukluklarının algılanmasına yönelik yapılacak çalışmalara aracılık eder ve çalışmaların test edilmesine yardımcı olacak niteliktedir.

Uygulama geliştirilirken, Martin Fowler tarafından ortaya konulan Presentation Model örüntüsünün, Microsoft tarafından geliştirilmiş bir varyasyonu kullanılmıştır. Model-View-ViewModel olarak adlandırılan bu örüntü arayüzlerin uygulama ve iş mantığından ayrılmasını öngörür. Uygulamanın bu şekilde farklı bileşenlere ayrılması geliştiriciler için birçok yarar sağladığı gibi birim testler de arayüzden bağımsız ortamda çok daha kolay yapılır. Bir Model-View-ViewModel implementasyonu örüntünün isminden de anlaşılacağı gibi üç bileşenden oluşur. Bunlar; Model, View ve ViewModel bileşenleridir.

- 1- View : Kullanıcının ekranda göreceği şeylerin tanımlamalarının yapıldığı bileşendir.
- 2- ViewModel: Arayüz davranışlarını ve verilerin nasıl görüntüleneceğiyle ilgili mantıksal tanımlamaları kapsar. View bileşenine ait hiçbir tipin referansını tutmaz. View ile data-binding, command'lar ve değişim notifikasyon event'leri aracılığıyla iletişim kurar.
- 3- Model: İş mantığını ve verilerini kapsar. Kullanım durumlarına bağlı davranışları veya uygulama mantıklarını içermez.

Şekil 11’de uygulamamızın mimari yapısı görülmektedir. MVVM örüntüsünü kullanma kararı almamızda, uygulamamıza ait arayüzleri, bu konuda standartlaşmış bir örüntüyle, görüntü işleme gibi domain’imizi oluşturan karmaşık işlemlerden soyutlamak istememiz etkili olmuştur.

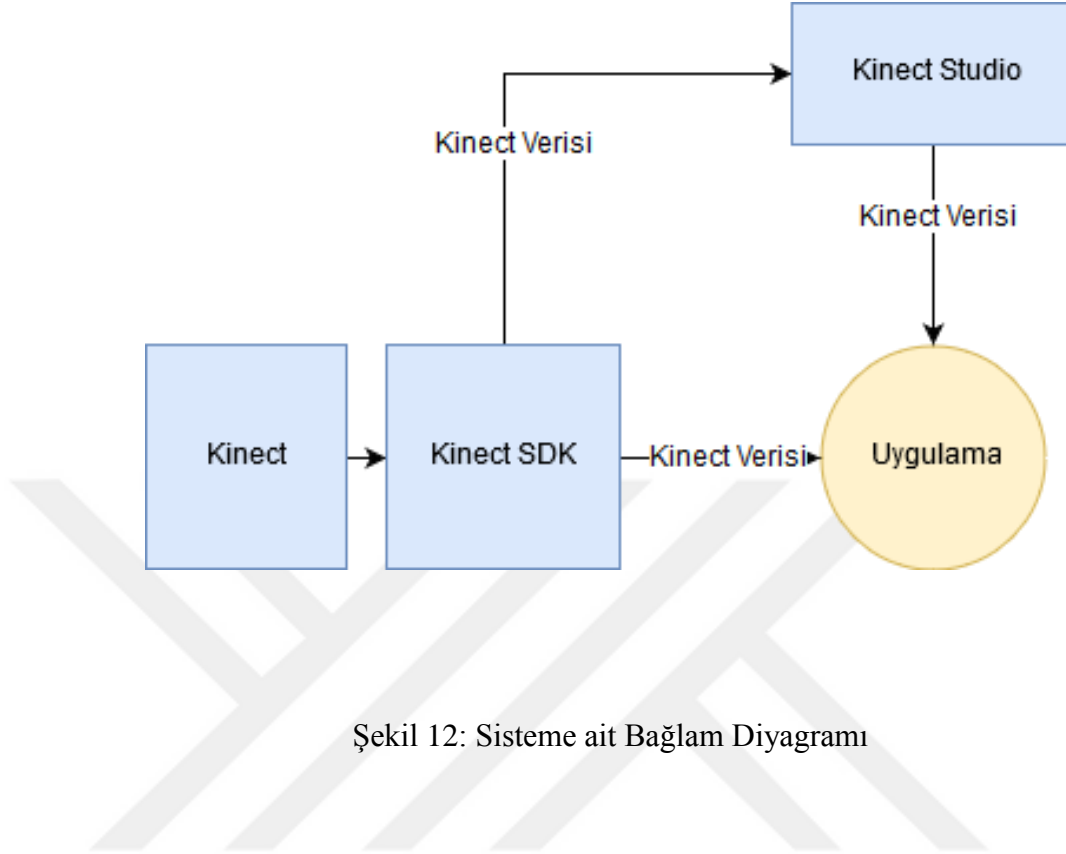


Şekil 11: Geliştirilen Uygulamanın Mimarisi

Her tasarım kararında olduğu gibi, MVVM örüntüsünü de kullanmaya karar vermeden evvel, projeye has önceliklerin iyi değerlendirilmesi gerekmektedir. Aksi halde MVVM, uygulama geliştirme sürecine pozitif etkisi olan bir örüntü olmaktan çok gereksiz sınırlamalarda bulunan bir yönerge halini alabilir. Örneğin ViewModel sınıfları arasında yoğun bir iletişim söz konusu olacaksa bu iletişimi sağlamak adına harcanacak efor proje için zaman kaybına yol açabilir.

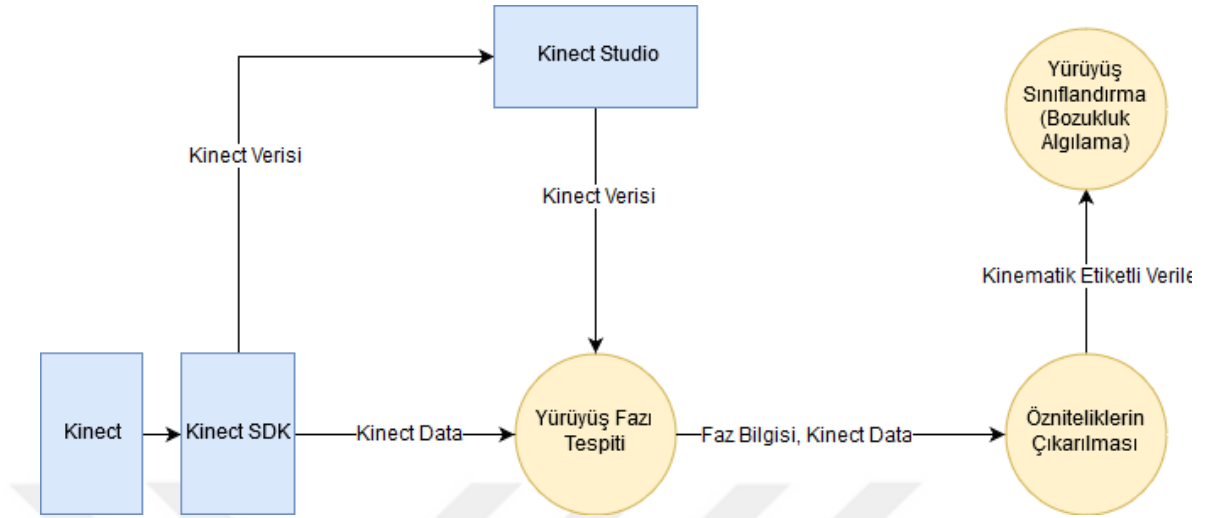
Sisteme Genel Bakış

Proje kapsamında geliştirilen uygulamanın temel işleyişi Şekil 13’deki veri akış diyagramında görüldüğü gibidir. Şekil 12 uygulamanın girdi ve çıktılarını ifade eden bağlam diyagramıdır. Kinect verisi Kinect sensöründen Kinect SDK aracılığıyla temin edilir, görüntüleme işlemi Kinect Studio aracı vasıtasıyla gerçekleştirilir. Uygulamanın ana işlevi verinin işlenerek yürüyüş bozukluğu analizinin gerçekleştirilmesidir.



Şekil 12: Sisteme ait Bağlam Diyagramı

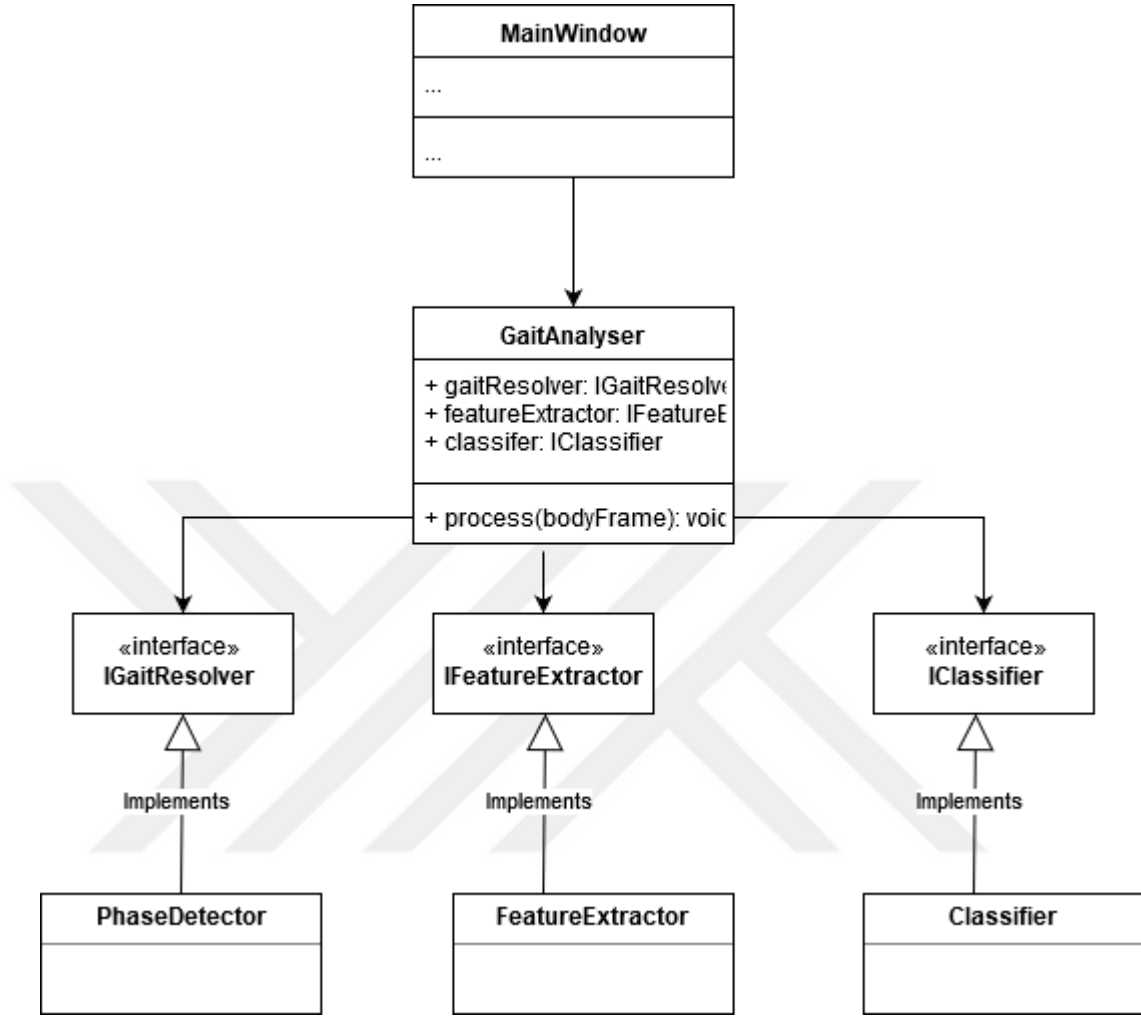
Kinect SDK ile temin edilen Kinect iskelet çerçevesi öncelikle yürüyüş fazı tespitinde kullanılır. Görüntüde bulunan Kinect'in ilk algılamış olduğu ve oyuncu indeksi olarak 1 atadığı kişinin her bir bacağı için yürüyüş fazı tespit edildikten sonra Kinematik öznitelikler çıkarılır. Kinematik öznitelik hesaplaması yürüyüş faz bilgisiyle etiketlenerek anahtar çerçeve olarak değerlendirilen çerçeveler için gerçekleştirilir. Çerçeveler hesaplanmış kinematik özniteliklerle etiketlenirler. Bu etiketler daha sonra yürüyüş sınıflandırma işleminde zaman sıralı bir değerlendirmeye tabi tutulurlar. Yürüyüş sınıflandırma işlemi, yürüyüş bozukluğu tespitinin sonuçlandığı işlemidir. Bu işlem sırasında zaman sıralı olarak değerlendirilen çerçeveler her bir yürüyüş bozukluğunun algılanması için tasarlanan sonlu durum otomatları tarafından kontrol edilir. Sonlu durum otomatlarından sıralı şekilde gelen girdi dizisini kabul eden veya edenlerin temsil ettiği yürüyüş bozukluğu tespit edilmiştir denilir.



Şekil 13: Sistemin Temel Veri Akış Diyagramı

Uygulama kod'una ait UML Sınıf diagramı da aşağıdaki Şekil 14'de görüldüğü gibidir. GaitAnalyser sınıfı yürüyüş analizi işlemlerinin yapılmasını kolaylaştırmak üzere oluşturulmuş bir facade'dır. GaitAnalyser'in yürüyüş fazı tespiti, öznitelik çıkarımı ve sınıflandırma işlemlerinin her birinin gerçekleştirilmesi için ise birden fazla implementasyon söz konusu olabileceğinden strateji örüntüsü olarak da bilinen örüntüden yararlanılmıştır.

MainWindow, uygulama wpf penceresi implementasyonu için tutulan sınıftır. IGaitResolver, faz tespiti implementasyonları için uyulacak interface'i belirler. IFeatureExtractor, kinematik özniteliklerin çıkarımı için uyulacak interface'i belirler. IClassifier, FSA implementasyonu için uyulacak interface'i belirler.

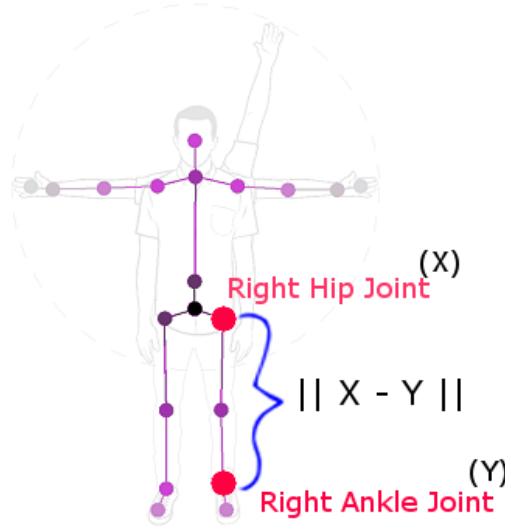


Şekil 14: Uygulama UML Sınıf Diagramı, her bir sınıf için attribute ve metod'lar diagramı okunabilir kılmak için sunulmamıştır.

3.2. Yürüyüş Fazı Belirleme

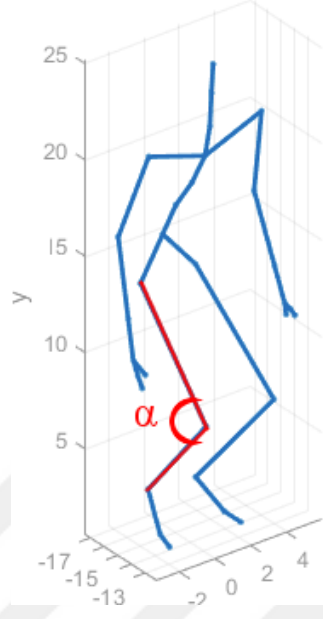
Yürüyüş devrinin temel iki faz olarak sınıflandırılabilmesi için kalça eklemi ve ayak bileği arasındaki mesafe kullanılır. Duruş fazı başlangıcı (orta duruş fazı) yatayda ve dikeyde kalça merkezine olan uzaklığı en fazla durumdur. Hareket fazı başlangıcı ise yatayda minimum kalça merkezine olan uzaklık olarak ölçülmektedir. Ayak yere değdiğinde uzaklık en fazla olmakta ve yürüyüş devri süresince bu değer azalmaktadır [5].

Kalça-ayak bileği arasındaki mesafenin yürüyüş devrinin orta duruş fazında maksimum değere sahip olduğu bilindiğinden bu çalışmada yürüyüş fazı belirlenirken bu mesafe kullanılmıştır. Kişinin öncelikle kalça ve ayak bileği arasındaki mesafe normal duruş pozisyonunda ölçülür. Eğer görüntüdeki hasta 30 çerçeve boyunca normal duruş postürü veriyor ise kalça-ayak bileği mesafesinin birbirini takip eden 30 çerçevedeki ortalaması hesaplanır. Yoksa normal duruş postürü içeren çerçeveler ne kadarsa o kadar çerçeve için ortalama mesafe hesaplanır. Yürüyüş devri esnasındaki bir adımın hangi fazda olduğu adımı gerçekleştiren bacak için o anki kalça-ayak bileği mesafesinin maksimum değeri ile (orta duruş değeri ile) karşılaştırılması vasıtasıyla belirlenir.



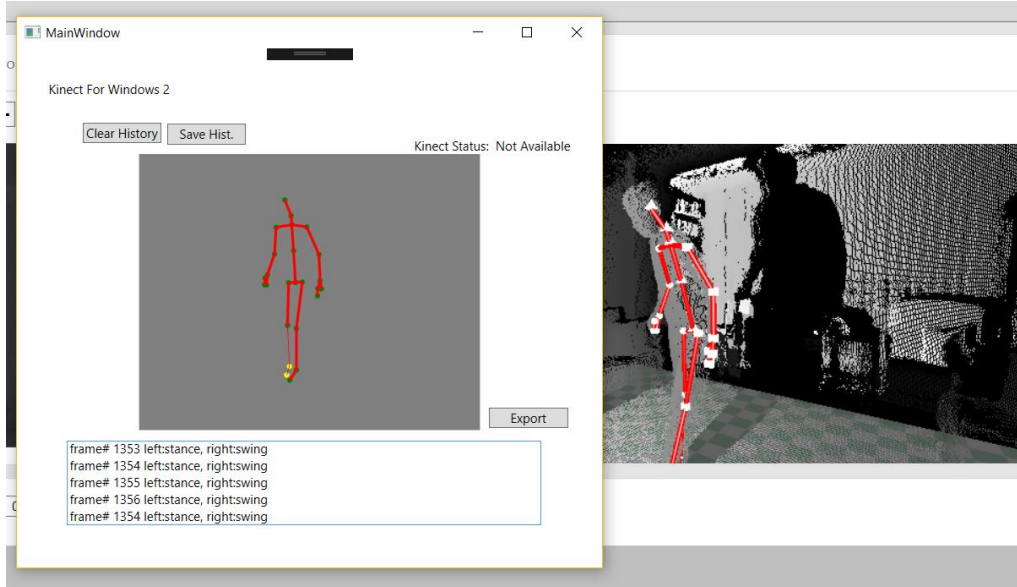
Şekil 15: Kalça ve Ayak Bileği Arasındaki Mesafe

Hastanın normal duruş postürü verip vermediği ise kalça-diz ve diz-ayak bileği doğrularının oluşturduğu açıya bakarak belirlenir. Açı belirlenen threshold değeri olan 177 dereceden fazla ise kişinin yürüyüş analizinde kullanılmak üzere kalça-ayak bileği mesafesinin maksimum değerinin hesaplanması için normal duruş postürü sergilediği varsayılır (Şekil 16) Hesaplama 30 çerçevelik ilk iterasyondan sonra sona erer. Eğer tekrar hesaplanmak isteniyorsa işlemin yeniden başlatılması gerekmektedir.



Şekil 16: Normal Duruş Pozisyonunun Belirlenmesinde Kullanılan Açı

Çalışma kapsamında geliştirilen uygulama, canlı kinect verisini veya kinect studio aracılığıyla inject edilen veriyi işleyerek sınıflandırmayı gerçekleştirir ve Şekil 17'deki gibi text çıktı olarak çerçeveye ait duruş fazı etiketini ve bu fazın ait olduğu çerçeve numarasını yazdırır.



Şekil 17: Proje Kapsamında Geliştirilen Uygulama ve Yürüyüş Fazı Tespiti

İskelet çerçeveleri yürüyüş devri boyunca yukarıda anlatılan yöntem kapsamında işlenir ve her bir çerçeveye görüntüdeki vücudun her iki bacağına olmak üzere faz etiketi verilir. Faz etiketleri ile etiketlenebilen çerçeveler key-frame olarak değerlendirilir ve yürüyüş bozukluğu tespiti için bir sonraki aşamada kinematik öznitelikleri çıkartılarak FSA'da bu değerler input olarak kullanılır [5].

3.3. Key-Frame Etiketleme Yöntemi

Anahtar çerçevelere etiketler atanması ve görüntü verilerinin olay-sekans formunda ele alınması yaklaşımıdır[7].

Faz etiketi ile etiketlenebilmiş çerçeveler anahtar çerçeve olarak belirlenir ve böylece görüntü içerisinde gerçekleşen olaylar metinsel bir formda temsil edilmiş olurlar. Bu şekilde, gerçekleşen yürüyüş fazları olay etiketlerinden oluşan bir sekans haline gelir. Bunların oluşturduğu input dizisinin sınıflandırılması da sonlu durum otomatları ile gerçekleştirilir.

Sonlu durum otomatları benzeri sınıflandırma problemlerinde kolaylık sağlarlar. FSA'lar sağlanan girdinin temsil ettikleri yürüyüş bozukluğuna ait olup olmadığını söyleyen kabul durum makineleridir. [16] Bir FSA beş öğeden oluşur, $A = (Q, \Sigma, \delta, q_0, F)$;

- Q: Sonlu durumlar kümesidir. Otomat iç hafızası daima Q kümesi içinde bir durumu tutar.

- Σ : Otomatın kabul ettiği alfabadir.

- δ : Geçiş fonksiyonudur. Otomatın durum değişikliklerini nasıl yapacağını tanımlar.

- q_0 : Başlangıç durumudur.

- F: Kabul durumları kümesidir. Otomat girdi kontrolü sonunda F kümesine ait bir durum içerisindeyse girdi kabul edilir.

Çerçevelerin etiketlerinin hesaplanması için farklı yöntemler izlenebilir. Bu çalışmada iskelete ait kinematik öznitelikler direkt olarak çerçevelerin etiketlerinin hesaplanması amacıyla kullanılmıştır. Çerçeve etiketlerinin hesaplanmasına ait detaylar Öznitelik Çıkarımı başlığı altında açıklanmaktadır.

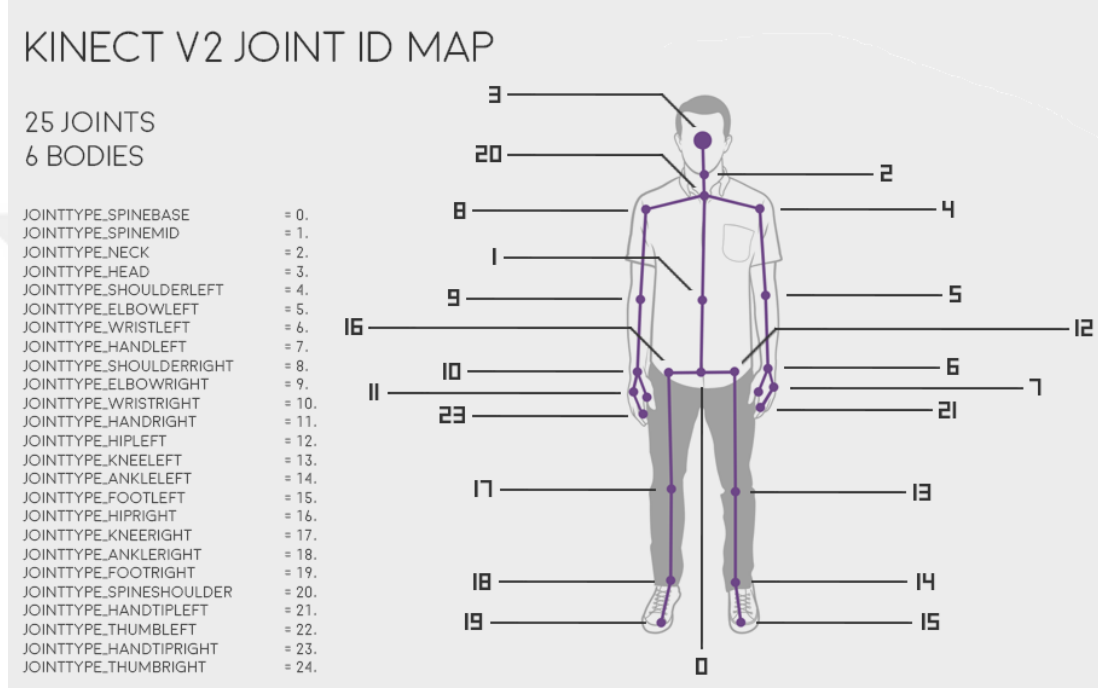
3.4. Öznitelik Çıkarımı ve FSA'lar

Herhangi bir yürüyüş bozukluğuna sahip olmayan kişiler için yürüyüş devirleri esnasında kinematik ölçümler anatomik olarak normal bulunan değer aralıkları içerisindedir. Bu çalışmaya konu olan gluteus maximus, tibialis anterior ve quadriceps femoris kaslarının işlevlerini yerine getirmesini engelleyecek arızlardan muzdarip kişilerde ise yürüyüş devirleri hastanın işlevini yerine getiremeyen kasların hareketini kompanse etme çabası sebebiyle üst gövdeyi anormal şekilde ileri geri hareket ettirme, diz eklemine veya kalça eklemlerini anormal seviyelerde açma kapama şeklinde bozukluklar içerir.

Bu çalışmada değerlendirmeye alınan yürüyüş bozukluklarının kalça eklemi, üst gövde duruşu ve diz eklemi açılarında meydana gelen kompensasyonlarla karakterize olması sebebiyle, bu açılar kinect sdk ile elde edilen eklem konum değerleri kullanılarak yürüyüş bozukluğu analizi için hesaplanırlar ve öznitelik olarak değerlendirilirler.

Çalışma kapsamında yürüyüş bozukluklarına ait öznitelikleri kapsayan ve Şekil 18'de gösterilen eklem koordinat bilgilerini konumdan ve rotasyondan bağımsız şekilde kapsayan bir veri seti de oluşturulmuştur. Ham verinin bu konumdan bağımsız hale getirilmesi [17]'de izlenilen yöntemle benzer bir şekilde eklem koordinat sisteminin merkezi olarak Şekil 18'de 20. eklem olarak gösterilen noktanın alınması ile sağlanmıştır. Rotasyondan bağımsız hale getirilmesi ise x ekseninin görüntüdeki hastaya ait major eksene paralel ve z ekseninin ise daima hasta vücut yönelimine paralel alınması ile sağlanmıştır. Hazırlanılan veri seti daha sonra HMM veya yapay sinir ağları

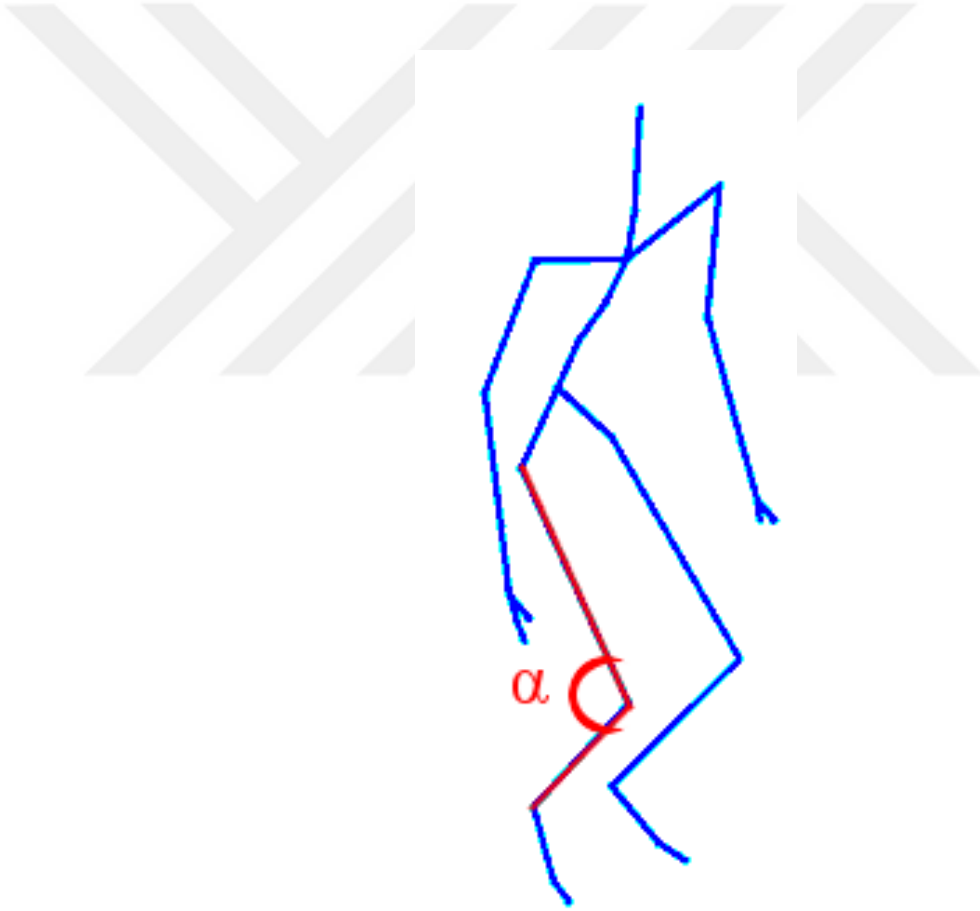
gibi istatistiksel yöntemlerle de kullanılabilir. Çalışma kapsamında geliştirilen uygulama canlı kinect verisini veya kinect studio ile inject edilen verileri işleyerek bu veri setinin oluşturulmasını da sağlamaktadır.



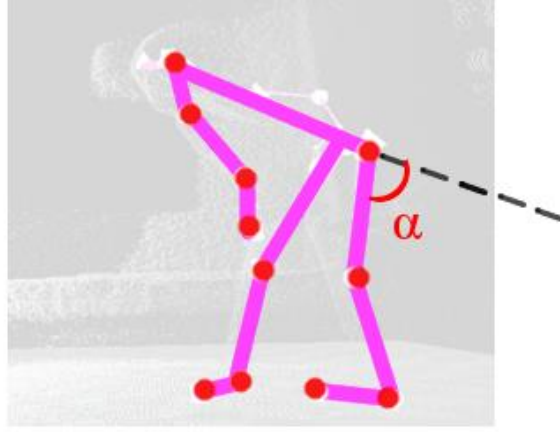
Şekil 18: Kinect SDK v2 İskelet Çerçevesinde Konum Bilgisi Sağlanan Eklemler

3.4.1 Özniteliklerin Hesaplanması

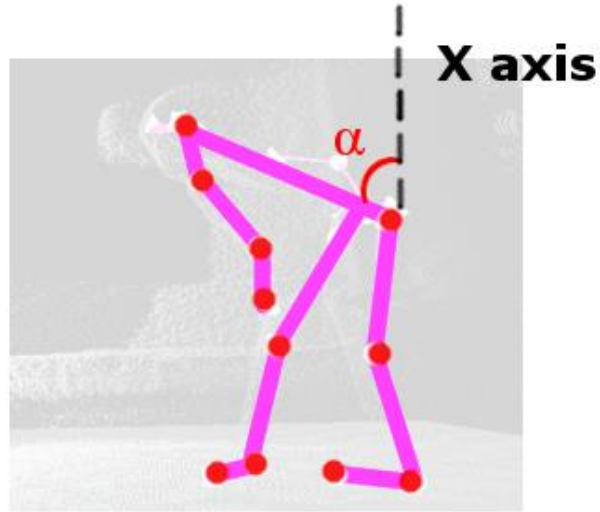
Bu çalışmada izlenen yöntem ve teknikler kinect iskelet çerçevesinde bulunan *SpineShoulder*, *HipRight*, *HipLeft*, *SpineMid* noktalarının pozisyon değerlerinin kullanımını gerektirmektedir (Şekil 19). Bu konumlara ait koordinat bilgileri ile görüntüdeki hastanın yürüyüş analizi için diz eklem açısı, kalça eklem açısı ve gövde duruş açıları hesaplanır.



Şekil 19: Diz eklem açısı *HipRight/Left* – *Knee* noktalarından geçen doğru ile *Knee* – *WristRight/Left* noktalarından geçen doğru arasındaki açı olarak her iki bacak için ölçülür.



Şekil 20: Öznitelik olarak kullanılan kalça açısı bacağın *spinebase* ve *spineshoulder* koordinatları üzerinden geçen doğru ile yaptığı açıdır. Her iki bacak için de ölçülür.



Şekil 21: Gövde duruşuna ait öznitelik, *spinebase* ve *spineshoulder* koordinatlarından geçen doğrunun X eksenini ile yaptığı açıdır.

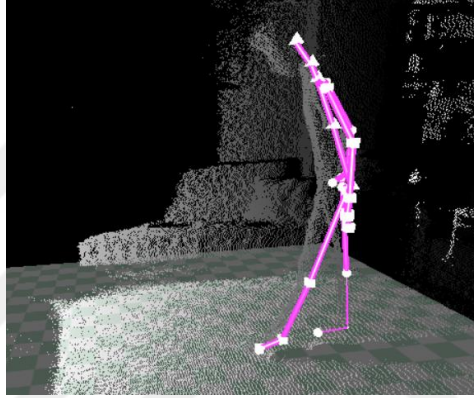
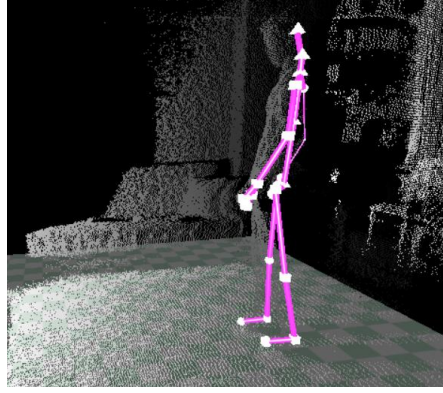
3.4.2 Yürüyüş Bozukluğu FSA'ları

Bu çalışmada yürüyüşe ait görüntüler işlenirken öncelikle yürüyüşe ait duruş ve hareket fazları her iki bacak için de belirlenir ve bu fazların içerisinde gerçekleşen postürler önceden belirlenmiş olan yürüyüş bozukluklarına ait kinematik değerlere sahip postürlerle karşılaştırılır. Eğer bir görüntü çerçevesi sorunlu postürle uyuyorsa çerçeve o soruna ait postür bilgisiyle etiketlenir.

Yürüyüş bozuklukları ise Sonlu durum otomatları ile modellenmiştir. Sorunlu postürlere ait etiketler aynı zamanda bu sonlu durum otomatlarının girdileridir. İncelenen görüntü dosyasında veya canlı kinect akısında zaman sıralı olarak belirli bir girdi dizilimi elde edilirse ilgili yürüyüş bozukluğu algılanmıştır denilir. Aşağıda, çalışma kapsamında incelenen yürüyüş bozuklukları olan Gluteus Maksimus Paralizisi, Quadriceps Femoris Paralizisi ve Tibialis Anterior Paralizisi durumlarının algılanması için oluşturulmuş FSA'lar detaylı bir şekilde incelenmiştir.

Gluteus Maksimus Paralizisi

Gluteus Maksimus paralizisi durumunda hasta kompanse etmek için yürüyüş esnasında gövdeyi öne ve arkaya hareket ettirir. Gövdenin fleksiyon konumunda olması durumuna Lumbal Fleksiyon (LF), Ekstansiyonda olması durumuna ise (LE) şeklinde etiket verilir. Topuğun yere temas ettiği esnada yani duruş fazının başlangıcında gövde fleksiyondadır. Topuğun yerden kaldırıldığı durumda yani hareket fazı başlangıcında ise hasta hafif lumbal ekstansiyon durumundadır.

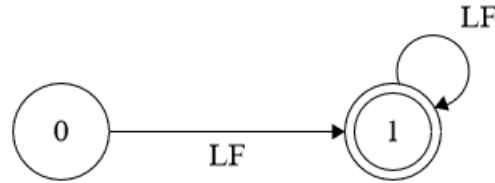


Şekil 22: Gluteus Maksimus Yürüyüşü

Gluteus Maksimus Yürüyüşüne ait duruş fazındaki bacak hareketinin algılanması için oluşturulan FSA formal olarak aşağıdaki gibi açıklanır. δ için detaylar Şekil 23’de sunulmuştur.

$$dFSA_1 = (\Sigma, \{S_0, S_1\}, S_1, \delta_1, \{S_1\}), \quad (1)$$

$$\delta_1 = \{S_0, S_1\} \times \Sigma \rightarrow \{S_0, S_1\}. \quad (2)$$

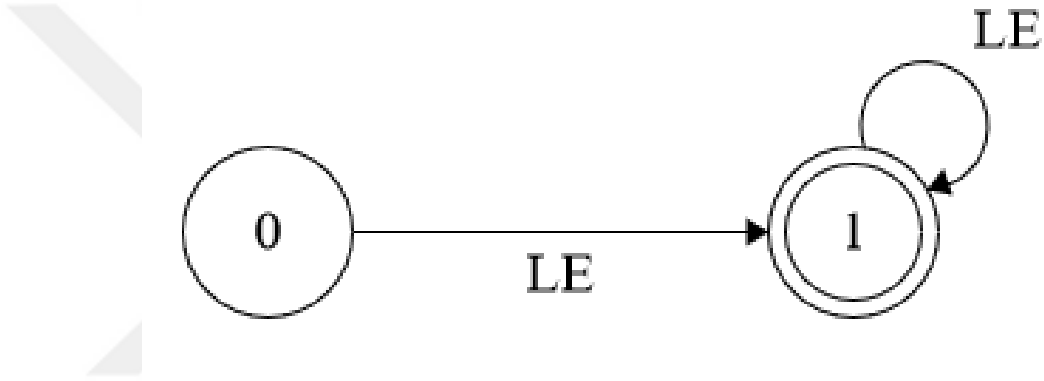


Şekil 23: Duruş fazındaki bacak hareketi için FSA’dır. Gluteus Maksimus Paralizisinde duruş fazında görülen kompensiyon’un tespiti için kullanılır. 0 başlangıç durumu, 1 kabul durumudur.

Gluteus Maksimus Yürüyüşüne ait hareket fazındaki bacak hareketinin algılanması için oluşturulan FSA formal olarak aşağıdaki gibi açıklanır. δ için detaylar Şekil 24’de sunulmuştur.

$$dFSA_2 = (\Sigma, \{S_0, S_1\}, S_0, \delta_2, \{S_1\}), \quad (3)$$

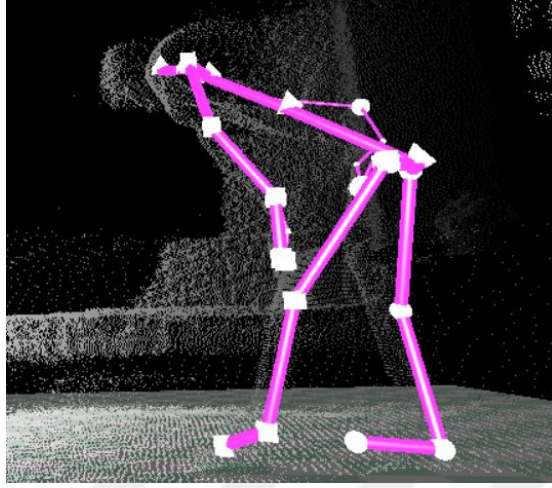
$$\delta_2 = \{S_0, S_1\} \times \Sigma \rightarrow \{S_0, S_1\}. \quad (4)$$



Şekil 24: Hareket fazındaki bacak hareketi için FSA’dır. Gluteus Maksimus paralizisinde hareket fazında görülen kompensiyon’un tespiti için kullanılır.

Quadriceps Femoris Paralizisi

Quadriceps femoris paralizisinde hasta duruş fazındaki bacak için kompanse etmek amacıyla lumbal fleksiyondadır ve kalça eklemi de 90 dereceye yakın fleksiyondadır.

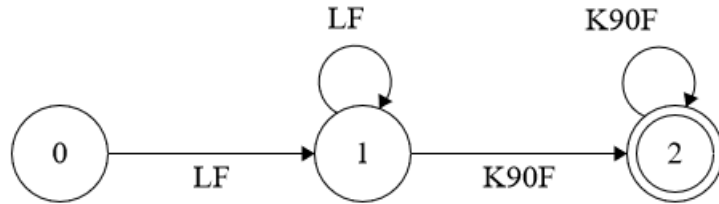


Şekil 25: Quadriceps femoris paralizisini karakterize eden Lumbal Fleksiyon ve Kalça Açısı

Quadriceps femoris paralizisi yürüyüşüne ait duruş fazındaki bacak hareketinin algılanması için oluşturulan FSA formal olarak aşağıdaki gibi açıklanır. δ için detaylar Şekil 26'da sunulmuştur.

$$dFSA_3 = (\Sigma, \{S_0, S_1, S_2\}, S_0, \delta_3, \{S_1\}), \quad (5)$$

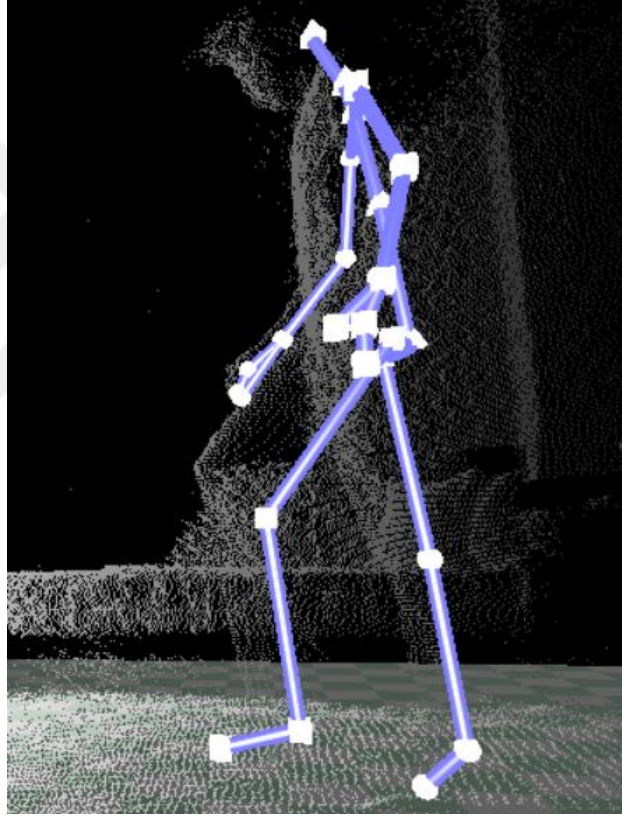
$$\delta_3 = \{S_0, S_1, S_2\} \times \Sigma \rightarrow \{S_0, S_1, S_2\}. \quad (6)$$



Şekil 26: Duruş fazındaki bacak hareketi için FSA'dır. Quadriceps femoris paralizisinin duruş fazında görülen kompensasyon'un tespiti için kullanılır.

Tibialis Anterior Paralizisinde

Tibialis anterior paralizisinde hasta kompanse etmek için hareket fazındaki dizini olabildiğince yukarı kaldırır. Bu paraliziye sahip hasta ayak eklemine hareket ettirmekte güçlük yaşadığı için ayakların yere sürünmesini engellemek adına dizini olabildiğince yukarı kaldırmak zorundadır.

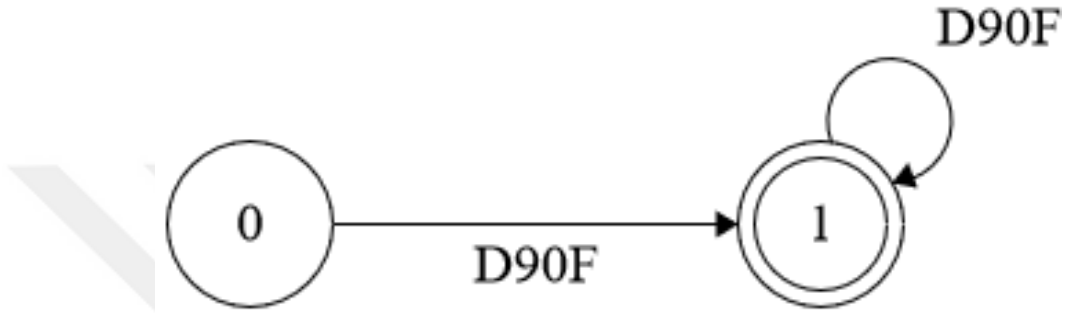


Şekil 27: Tibialis anterior paralizisini karakterize eden diz fleksiyonu.

Quadriceps femoris paralizi yürüyüşüne ait duruş fazındaki bacak hareketinin algılanması için oluşturulan FSA formal olarak aşağıdaki gibi açıklanır. δ için detaylar Şekil 28'de sunulmuştur.

$$dFSA_4 = (\Sigma, \{S_0, S_1\}, S_0, \delta_4, \{S_1\}), \quad (7)$$

$$\delta_4 = \{S_0, S_1\} \times \Sigma \rightarrow \{S_0, S_1\}. \quad (8)$$



Şekil 28: Hareket fazındaki bacak hareketi için FSA'dır. Tibialis anterior paralizisinin hareket fazında görülen kompensiyon'un tespiti için kullanılır.

4. SONUÇ

Kinect gibi ucuz ve taşınabilir sensörlerin hayatımıza girmesi neticesinde daha teferruatlı laboratuvar ortamlarında kontrollü deneyler olarak gerçekleştirilen işlemleri bir ev kullanıcısının kullanımına sunma fikri bir çok araştırmacı için cezbedici olmuştur. Bu çalışma da ground-reaction force ekipmanlarıyla klinik ortamlarda gerçekleştirilebilen yürüyüş analizi işlemlerinin Kinect gibi daha az karmaşık ve daha az pahalı bir düzencekle gerçekleştirilebilir olduğunu göstermektedir.

Yürüyüş fazlarının tespiti için 4 farklı kişiden 10 yürüyüş devri kaydı alınmış ve yürüyüş fazlarını iki ana başlıkta sınıflandırmak için takip edilen basit kinematik algoritma 96.6% başarı oranında sonuç vermektedir. Yürüyüş fazları belirlenen çerçeveler, görüntüde bulunan vücudun bacakları için faz etiketleri ile etiketlenir ve bu fazlara ait diğer kinematik değerler çerçevedeki iskelet ve eklem koordinat verileri ile hesaplanır. Bu kinematik değerlerin de girdi sağladığı sonlu durum otomatları tarafından yürüyüş bozukluklarının tespiti yapılır. Bu yöntemin başarı oranı ise 86.6% olarak görünmektedir. 3 farklı yürüyüş bozukluğu ele alınmıştır. Yürüyüş bozukluklarını temsil eden sonlu durum otomatlarının modellenmesi de tez çalışması kapsamında geliştirilen yazılım vasıtasıyla yapılır.

Sonuç olarak elde edilen başarı oranının sonlu durum otomatlarının daha etkin modellenebildiği bir ortam ile artırılabilceği kanaatindeyiz. Yöntem genel olarak yeniden ele alınabilir ve kullanılan kinematik özniteliklerin de daha belirleyici olması sağlanabilir. Netice itibari ile elde edilen sonuçlar Kinect sensörünün yürüyüş analizinde yürüyüş bozukluklarının tespiti için kullanılabileceğini doğrular niteliktedir.

Aşağıdaki tablolarda yürüyüş bozukluklarına ait postürlerin ve yürüyüş bozukluklarının tespitine ait başarı oranları sunulmuştur. Her bir kayıta toplam 3 duruş 3 hareket fazı bulunmaktadır. Postürlerin algılanmasındaki başarı oranının yürüyüş bozukluklarının algılanmasındaki başarı oranından az olmasını bu durum açıklamaktadır.

Postür Adı	Total	Doğru	Başarı Oranı
LF	81	74	91.35%
LE	42	36	85.71%
K90F	39	37	94.87%
D90F	39	38	97.43%

Genel Başarı Oranı	86.6%
--------------------	-------

Tablo 3: Diz Yürüyüş bozukluklarına ait postürlerin tespiti için başarı oranı ve genel başarı oranı

Yürüyüş Bozukluğu	Total	Doğru	Başarı Oranı
Gluteus Maximus	14	13	92,85%
Tibialis Anterior	13	12	92,30%
Quadriceps Femoris	13	13	100%

Genel Başarı Oranı	95%
--------------------	-----

Tablo 4: Yürüyüş bozukluklarının her biri için başarı oranı ve genel başarı oranı

KAYNAKLAR

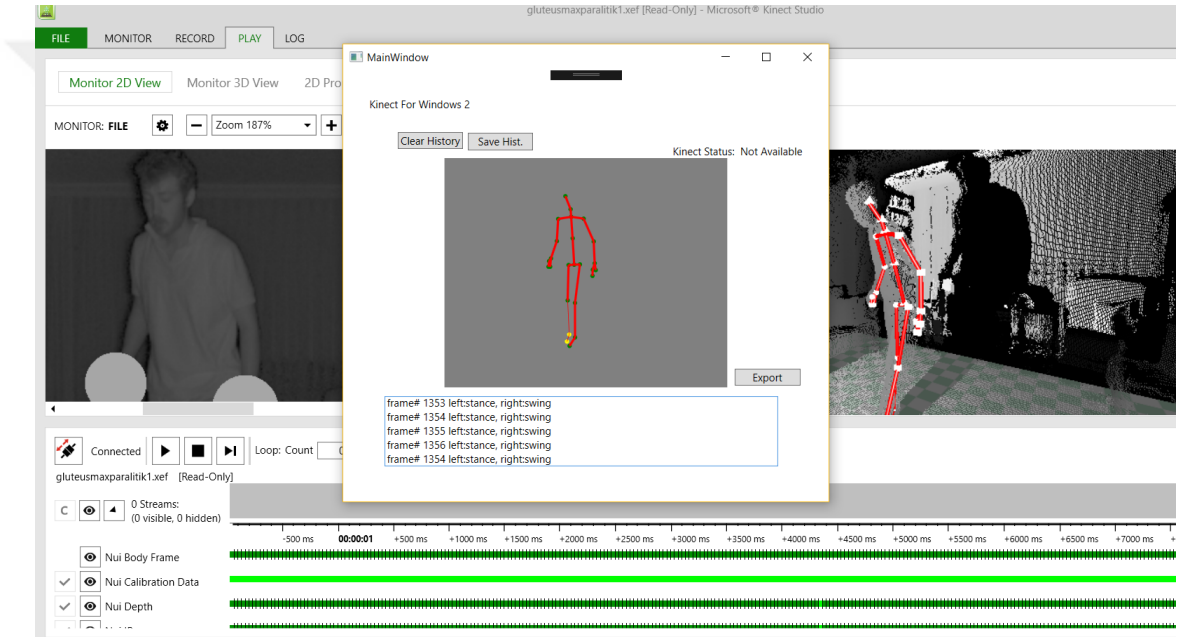
- [1] Beginning Kinect Programming with the Microsoft Kinect SDK February 22, 2012
ISBN-10: 1430241047
- [2] Catuhe D., Programming with the Kinect for Windows Software Development Kit,
O'Reilly Media (2012), pp:11-22
- [3] M. W. Whittle, Gait analysis: an introduction, Library (Lond), vol. 3, pp. 1–220,
2002
- [4] W. Tao, T. Liu, R. Zheng, and H. Feng, “Gait analysis using wearable sensors,”
Sensors, vol. 12, no. 2, pp. 2255–2283, 2012
- [5] Kale Moyano, Raquel, Human gait characterization using Kinect 2015
- [6] Jarkko Kari, University of Turku, Fall Semester 2013 Notes
- [7] Ediz Şaykol et al, Keyframe labeling technique for surveillanceevent classification,
November 2010
- [8] W. Tao, T. Liu, R. Zheng, and H. Feng, Gait analysis using wearable sensors,
Sensors, vol. 12, no. 2, pp. 2255–2283, 2012.
- [9] A. Muro-de-la-Herran, B. García-Zapirain, and A. Méndez-Zorrilla, Gait analysis
methods: An overview of wearable and non-wearable systems, highlighting
clinical applications, Sensors (Switzerland), vol. 14, no. 2, pp. 3362–3394, 2014.
- [10] Morris, R. Morris, and S. Lawson, A review and evaluation of available gait
analysis technologies, and their potential for the measurement of impact
transmission, Newcastle Univ., 2010.
- [11] E. Ceseracciu, Z. Sawacha, and C. Cobelli, Comparison of markerless and marker-
based motion capture technologies through simultaneous data collection during
gait: Proof of concept, PLoS One, vol. 9, no. 3, pp. 1–7, 2014.

- [12] Ioannis; ZHANG, Wenlong; HAN, Song. Real-time data-driven gait phase detection using infinite gaussian mixture model and parallel particle filter. In: Connected Health: Applications, Systems and Engineering Technologies (CHASE), 2016 IEEE First International Conference on. IEEE, 2016. p. 302-311.
- [13] Smith, Laura, et al. A comparison of kinematic algorithms to estimate gait events during overground running. *Gait & posture* 41.1 (2015): 39-43.
- [14] Zheng, Enhao, Nicola Vitiello, and Qining Wang. Gait phase detection based on non-contact capacitive sensing: Preliminary results. *Rehabilitation Robotics (ICORR), 2015 IEEE International Conference on*. IEEE, 2015.
- [15] Procházka, Aleš, et al., Bayesian classification and analysis of gait disorders using image and depth sensors of Microsoft Kinect. *Digital Signal Processing* 47 (2015): 169-177.
- [16] Jarkko Kari, University of Turku, Fall Semester 2013 Notes
- [17] Saykol, Ediz, et al. Posture labeling based gesture classification for Turkish sign language using depth values. *Kybernetes* 45.4 (2016): 604-621.

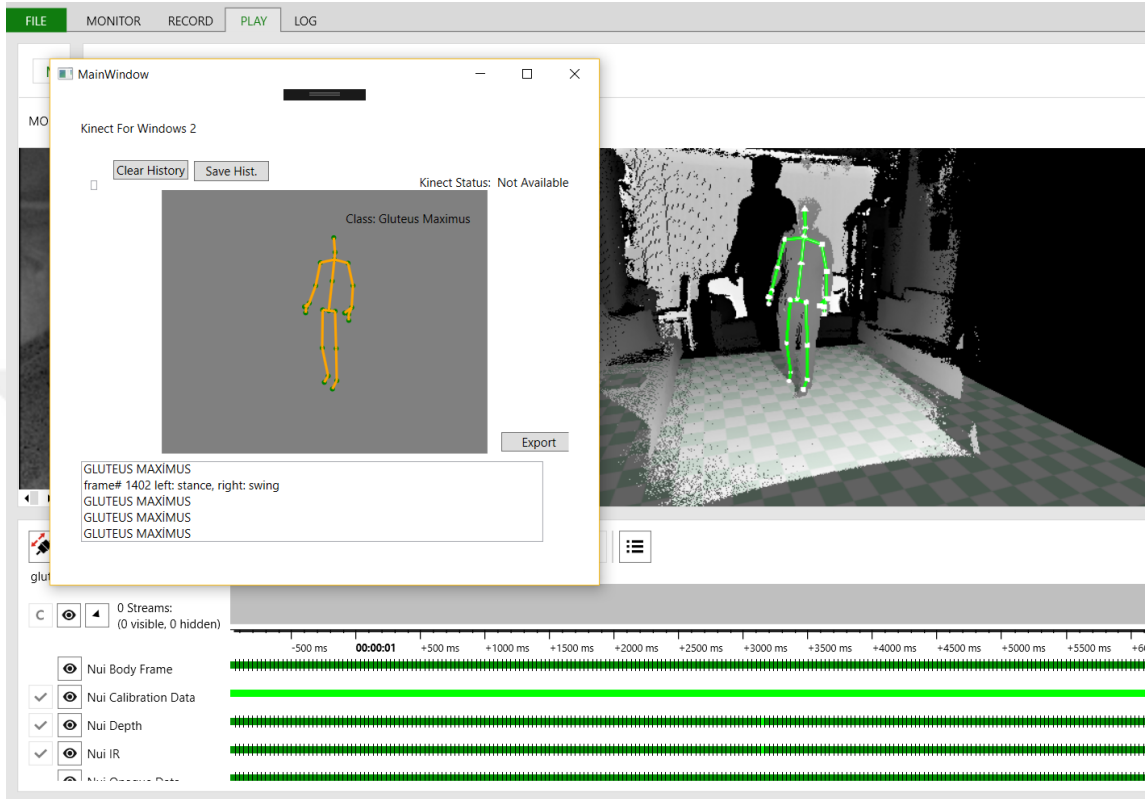
EKLER

Ek: Ekran Görüntüleri

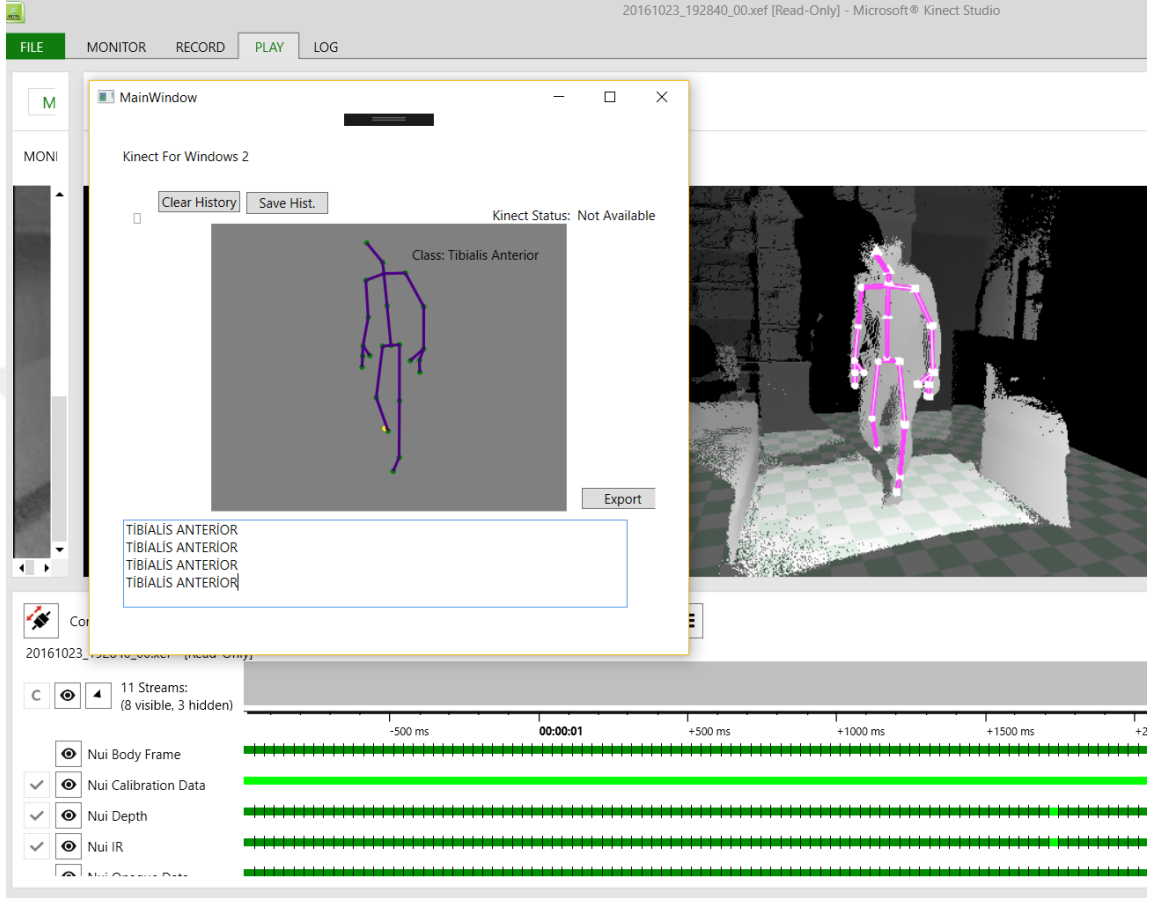
Test Esnasında Yürüyüş Fazı Tespiti Ekran Görüntüsü



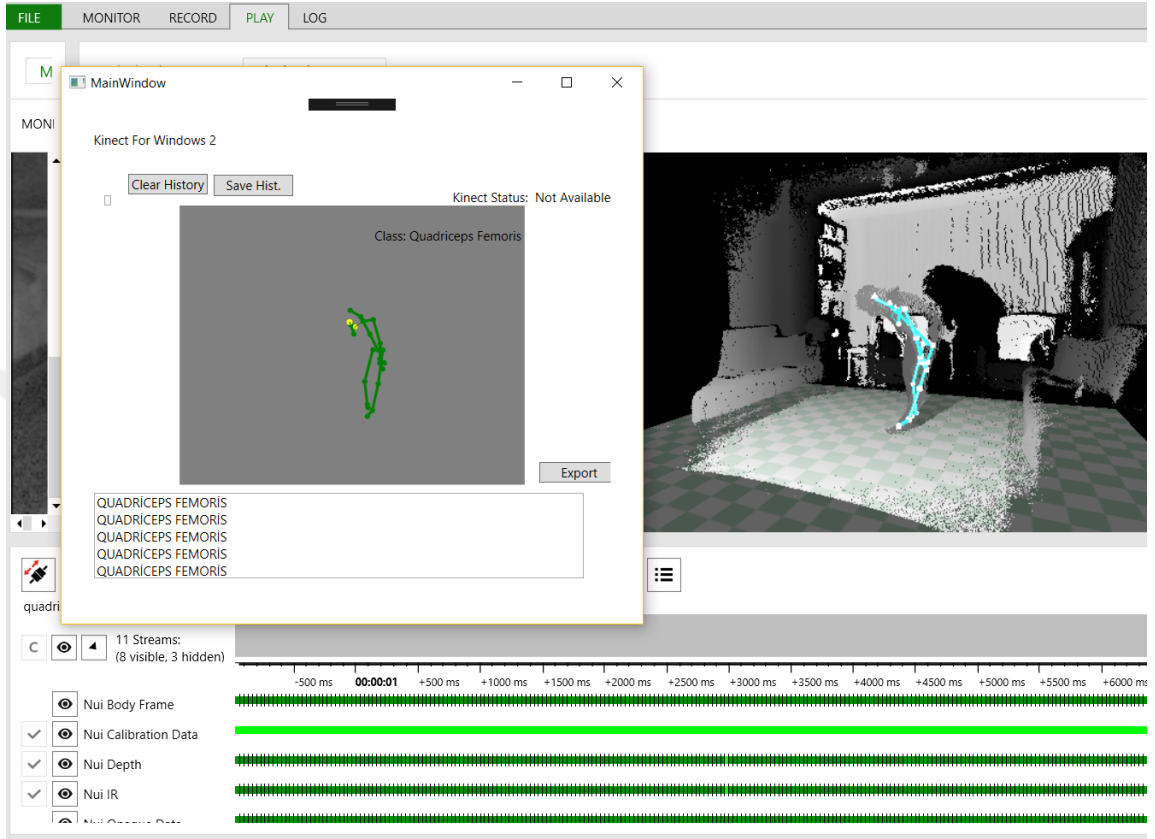
Test Esnasında Gluteus Maximus Tespiti Ekran Görüntüsü



Test Esnasında Tibialis Anterior Tespiti Ekran Görüntüsü



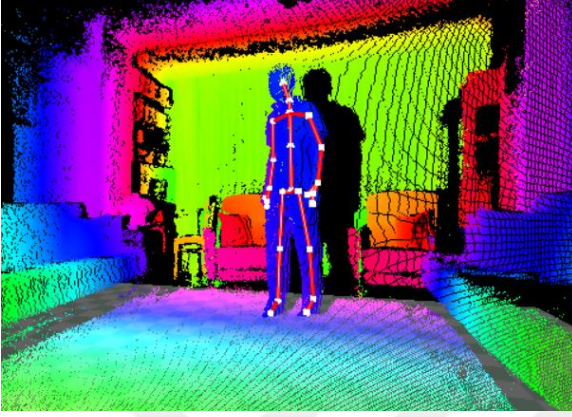
Test Esnasında Quadriceps Femoris Tespiti Ekran Görüntüsü



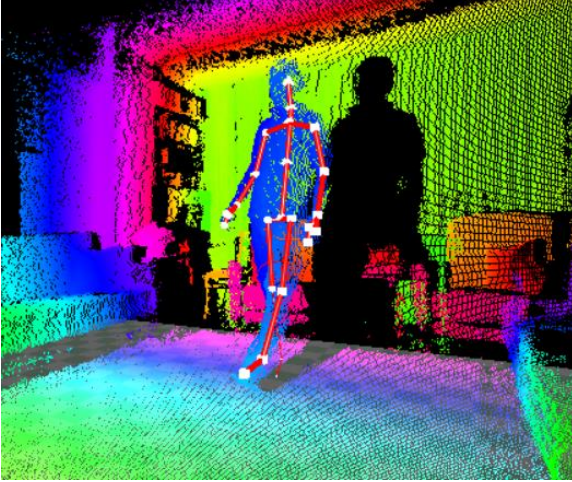
Ek: Yürüyüş Bozuklukları Sıralı Derinlik Çerçevesi

Gluteus Maximus Paralitik

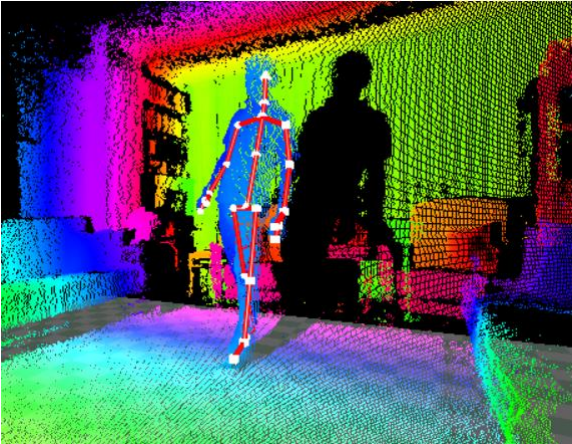
(1)



(2)

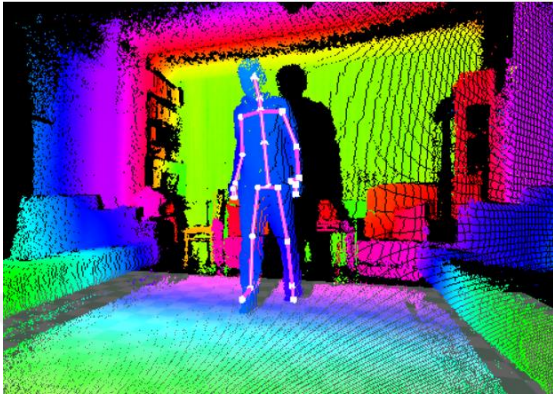


(3)

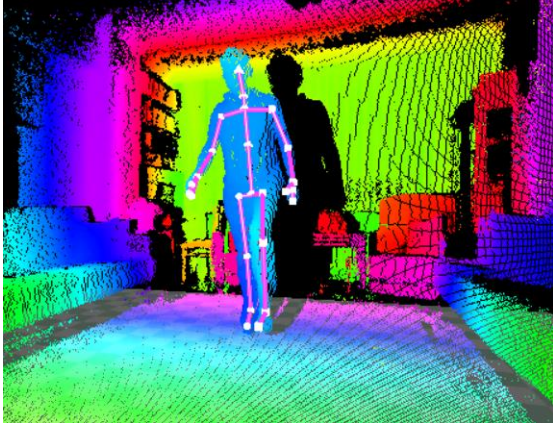


Tibialis Anterior Paralitik

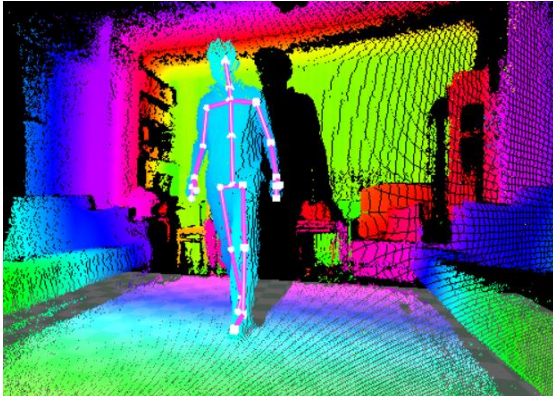
(1)



(2)

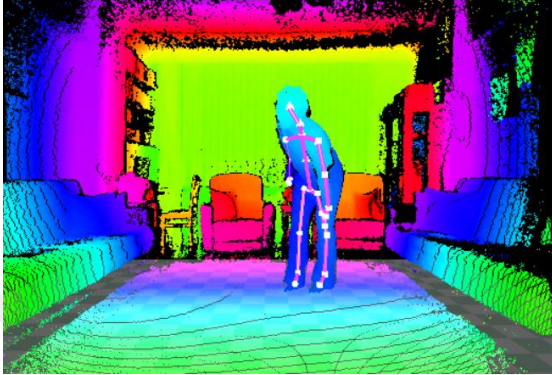


(3)

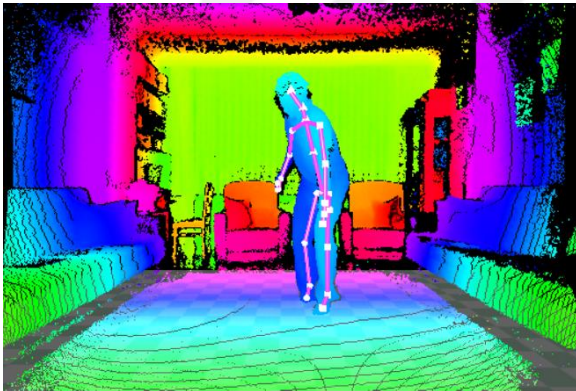


Quadriceps Femoris Paralytik

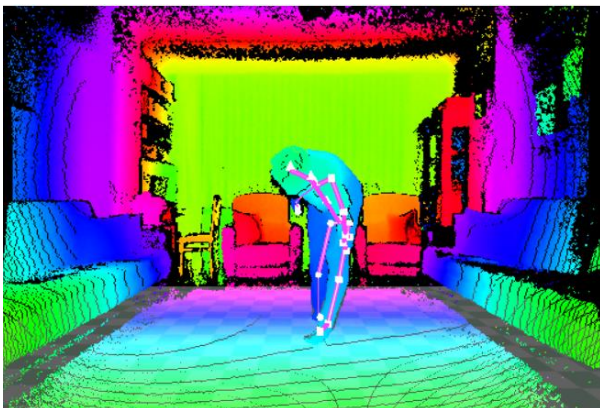
(1)



(2)



(3)



ÖZGEÇMİŞ

1989 yılında Eskişehir’de doğdu. İstanbul’da Gaziosmanpaşa Anadolu Lisesi’ni bitirdikten sonra İstanbul’da Beykent Üniversitesi Yazılım Mühendisliğini bitirdi. THY Kargo Çözümleri Müdürlüğü’nde Java geliştirici olarak göreve başladı.

Halen aynı görevde çalışmaya devam etmektedir.



Halit Talha TÜRE