

**T.C.  
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI**

**KORONER ANJİYOĞRAFİDE STRES VE  
ANKSİYETENİN FİZYOLOJİK PARAMETRELER İLE  
TESPİTİ**

**Hazırlayan  
Şükrü OKKESİM**

**Danışmanlar  
Prof. Dr. Musa Hakan ASYALI  
Prof. Dr. Sadık KARA**

**Doktora Tezi**

**Temmuz 2011  
KAYSERİ**

**T.C.  
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
ELEKTRİK – ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI**

**KORONER ANJİYOĞRAFİDE STRES VE  
ANKSİYETENİN FİZYOLOJİK PARAMETRELER İLE  
TESPİTİ  
Doktora Tezi**

**Hazırlayan  
Şükrü OKKESİM**

**Danışmanlar  
Prof. Dr. Musa Hakan ASYALI  
Prof. Dr. Sadık KARA**

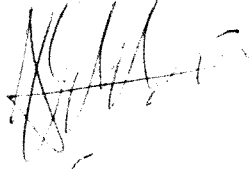
**Temmuz 2011  
KAYSERİ**

## BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Adı-Soyadı: şükrü Okkesim

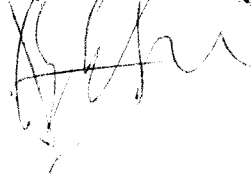
İmza :



Koroner Anjiyografide Stres ve Anksiyetenin Fizyolojik Parametreler ile Tespiti adlı Doktora tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi'ne uygun olarak hazırlanmıştır.

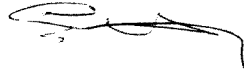
Tezi Hazırlayan

Şükrü Okkesim



Danışman

Prof. Dr. Musa Hakan ASYALI



Elektrik – Elektronik ABD Başkanı

Prof. Dr. Necmi TAŞPINAR (Y.)

Prof. Dr. M. Hakan ASYALI danışmanlığında **Şükrü OKKESİM** tarafından hazırlanan “**Koronar Anjiyografide Stres ve Anksiyetenin Fizyolojik Parametreler ile Tespiti**” adlı bu çalışma, jürimiz tarafından Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Elektrik - Elektronik Mühendisliği** Anabilim Dalında **Doktora** tezi olarak kabul edilmiştir.

14.07.2011  
(Tez Savunma Sınav Tarihi)

**JÜRİ:**

Danışman :Prof. Dr. Musa Hakan ASYALI

Üye :Prof. Dr. Aydın AKAN


Üye :Prof. Dr. Kenan DANIŞMAN

Üye :Yard. Doç. Dr. Fatma LATİFOĞLU

Üye :Yard. Doç. Dr. Mahmut TOKMAKÇI

**ONAY:**

Bu tezin kabulü, Enstitü Yönetim Kurulunun 26/07/2011 tarih ve 2011/25-02 sayılı kararı ile onaylanmıştır.

26/07./2011  
  
Prof. Dr. Necmettin MARAŞLI  
Enstitü Müdürü

## TEŞEKKÜR

“Koronar Anjiyografide Stres ve Anksiyetenin Fizyolojik Parametreler ile Tespiti” isimli tez çalışmasının seçiminde, yürütülmesinde ve sonuçlandırılmasında, değerli fikirlerini ve tecrübelerini aktaran, cesaretlendirici yaklaşımlarıyla bana yol gösteren, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen ve akademik hayatta bu aşamaya gelmemde çok büyük emekleri olan Sayın Prof. Dr. Musa Hakan Asyalı ve Sayın Prof. Dr. Sadık Kara hocalarım,

Tez çalışmasında kullandığımız kayıtları almamızda yardımcı olan ve tıbbi konularda yorumları ile katkıda bulunan Sayın Doç. Dr. Mehmet Güngör Kaya’a,

Bilgi ve tecrübesini paylaşmada her zaman cömert olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatma Latifoğlu’na,

Sabırını ve desteğini esirgemediği saatlerini benimle paylaşan mesai arkadaşım Arş. Gör. Mustafa Selman Yıldırım’a,

Beni bu günlere getiren, paha biçilmez maddi ve manevi yardımlarıyla her zaman olduğu gibi doktora eğitimimde de yanımda olan sevgili annem Hamiyet Okkesim, sevgili babam Mustafa Okkesim ve kardeşim Cüneyt Emre Okkesim’e,

Beni cesaretlendiren, sabır ve anlayışla bana katlanan değerli eşim Zeynep Okkesim’e sonsuz teşekkürlerimi sunarım

Şükrü OKKESİM  
Kayseri, Temmuz 2011

# KORONER ANJİYOĞRAFİDE STRES VE ANKSİYETENİN FİZYOLOJİK PARAMETRELER İLE TESPİTİ

**Şükrü OKKESİM**

**Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü**

**Doktora Tezi, Temmuz 2011**

**Danışman: Prof. Dr. Musa Hakan ASYALI  
Prof. Dr. Sadık KARA**

## KISA ÖZET

Günümüzde stres ve anksiyetenin özellikle kalp, serebrovasküler, hipertansiyon, ülser, gibi hastalıkların gelişiminde önemli bir rol oynadığı bilinmektedir. Ancak duygusal değişimleri belirlemek ve nicel olarak ölçmekte ki zorluklar teşhis ve tedavi yöntemleri araştırılırken duyguların göz ardı edilmesine neden olmaktadır.

Klinikte sıklıkla uygulanan ve girişimsel bir işlem olan koroner anjiyografinin hastalarda oluşturduğu stres nedeniyle sempatik sinir sisteminde gerçekleşen değişimleri ölçmek teze konu olmuştur. Elde edilecek sonuçlarla duyguları nicel olarak ölçmek için yapılan çalışmalara katkı sağlamak hedeflenmiştir. Bu amaçla anjiyo işlemi öncesinde sakinleştirici ilaç verilen ve verilmeyen iki gruptan elektrokardiyogram, galvanik deri cevabı, pulsepletismografi ve SaO<sub>2</sub> sinyalleri kaydedildi ve bu sinyallerden elde edilen öznitelikler istatistiksel olarak değerlendirildi.

Elektrokardiyogram, elektriksel deri iletkenliği ve pulsepletismografi sinyallerinden elde edilen öznitelikler, sempatik aktivasyonun en yoğun anjiyo esnasında olduğunu göstermektedir. Bu sonuçlar stres ve anksiyeteyi nicel olarak derecelendirmek için kullanılabilir.

**Anahtar Kelimeler:** Elektrokardiyogram; Galvanik Deri Cevabı; Pulsepletismografi; SaO<sub>2</sub> Sinyali; Stres; Anksiyete

# EVALUATION OF CORONARY ANGIOGRAPHY RELATED ANXIETY AND STRESS WITH PHYSIOLOGICAL PARAMETER

**Şükrü OKKESİM**

**Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences**

**Ph. D. Thesis, July 2011**

**Supervisor: Prof. Dr. Musa Hakan ASYALI**

**Prof. Dr. Sadık KARA**

## ABSTRACT

Many diseases are associated with stress and anxiety, and it is well known that stress is a strong contribution factor in the development of some important conditions like heart and cerebrovascular diseases, hypertension and peptic ulcer. Although emotional changes have great influence on people, stress and anxiety do not have a standardized tabulation or scoring system for their quantitative or objective assessment. This must be partly due to the inherent difficulty associated with the measurement of emotional changes.

The issue that we are addressing in the thesis is obtaining features that enable us to measure the variation in sympathetic activity caused by coronary angiography related stress. Coronary angiography is an invasive test, and it is used frequently in the clinic. The aim of this study is to contribute to the studies to measure emotional variations quantitatively. To this end, electrocardiography, blood volume pulse, galvanic skin response and O<sub>2</sub> Saturation signals of 34 patients were recorded. Sixteen of the patients were administered a tranquilizer before the operation and remaining 18 were not. Features obtained from above mentioned physiological signals were compared statistically.

Features extracted from ECG, BVP and GSR prove that the most intense sympathetic activity is observed in the “during” angiography phase. The obtained features can be used in quantitative evaluation of psychophysiological responses is necessary.

**Keywords:** Electrocardiography; Galvanic Skin Response; Blood Volume Pulse; O<sub>2</sub> Saturation; Stress; Anxiety

## İÇİNDEKİLER

### KORONER ANJİYOGRAFİDE STRES VE ANKSİYETENİN FİZYOLOJİK PARAMETRELER İLE TESPİTİ

	<u>Sayfa</u>
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK SAYFASI.....	i
YÖNERGEYE UYGUNLUK SAYFASI.....	ii
KABUL ve ONAY .....	iii
TEŞEKKÜR .....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT .....	vi
KISALTMALAR VE SİMGELER. ....	ix
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	xi
<b>GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>

## 1. BÖLÜM

### GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

1.1.	Stres Teorisi .....	6
1.2.	Otonom Sinir Sistemi ve Duygusal Değişimler Arasındaki İlişki .....	10
1.2.1.	Elektrokardiyografi ve Sempatik Sinir Sistemi Arasındaki İlişki .....	11
1.2.2.	Pulsepletismografi ve Sempatik Sinir Sistemi Arasındaki İlişki.....	17
1.2.3.	Galvanik Deri Cevabı ve Sempatik Sinir Sistemi Arasındaki İlişki .....	20
1.2.4.	Kanda O <sub>2</sub> Doygunluğu.....	22
1.3.	Duygusal Değişimler ve Efektif Hesaplama .....	22
1.4.	Diazepam ve Etkisi .....	24
1.5.	Koroner Anjiyografi .....	25

## 2. BÖLÜM

### YÖNTEM ve MATERYAL

2.1.	Denek Gruplarının ve Sinyal Kaydında Kullanılan Donanımın Özellikleri.....	27
2.2.	Özniteliklerin Hesaplanmasında Kullanılan Metotlar .....	29
2.2.1.	Kalp Atım Hızı Değişimi Güç Spektral Yoğunluğunun ve Sempatovagal Dengenin Hesaplanması .....	29
2.2.2.	Pulsepletismografi Sinyalinden Özniteliklerin Hesaplanması .....	34
2.2.3.	Galvanik Deri Cevabı Sinyalinden Özniteliklerin Hesaplanması .....	37
2.2.4.	Kanda O <sub>2</sub> Doygunluğu Sinyalinden Özniteliğin Hesaplanması .....	38
2.3.	İstatistiksel Analiz.....	38

## 3. BÖLÜM

### BULGULAR

3.1.	Kalp Atım Hızı Değişimi Analiz Sonuçları .....	44
3.2.	Pulsepletismografi Sinyali Analiz Sonuçları.....	46
3.3.	Galvanik Deri Cevabı Sinyali Analiz Sonuçları .....	52
3.4.	Kanda O <sub>2</sub> Doygunluğu Sinyali Analiz Sonuçları .....	57

## 4. BÖLÜM

### TARTIŞMA, SONUÇ ve ÖNERİLER

4.1.	Tartışma .....	60
4.2.	Sonuçlar ve Öneriler.....	64

KAYNAKÇA.....	65
---------------	----

ÖZGEÇMİŞ .....	73
----------------	----

**KISALTMALAR VE SİMGELER**

<b><u>Sembol</u></b>	<b><u>Anlamı</u></b>
AR	Autoregressive
EDA	Elektrodermal Aktivite
EKG	Elektrokardiyogram
GABA	Gamma Aminobütrik Asit
GAS	Genel Adaptasyon Sendromu
GSR	Galvanik Deri Cevabı
GSY	Güç Spektral Yoğunluğu
Hb	Hemoglobin
HFD	Hızlı Fourier Dönüşümü
KA	Koroner Anjyografi
KHD	Kalp Atım Hızı Değişimi
MSS	Merkezi Sinir Sistemi
OSS	Otonom Sinir Sistemi
PPS	Pulsepletismografi Sinyali
PSS	Parasempatik Sinir Sistemi
SAM	Sempatik Adrenal Medul Sistemi
SaO <sub>2</sub>	Kan Oksijen Doygunluğu
SD	Standart Sapma
SEM	Ortalamaların Standart Hatası
SSS	Sempatik Sinir Sistemi

## TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 2.1. Deneklerin demografik bilgileri .....	27
Tablo 2.2. Zaman eksenli yöntemlerle hesaplanan bazı parametreler ve tanımları .....	30
Tablo 3.1. KHD analiz sonuçları: Diazepam grubu için farklı anjiyografi evrelerinde LF/HF oranları .....	44
Tablo 3.2. KHD analiz sonuçları: Non_Diazepam grubu için farklı anjiyografi evrelerinde LF/HF oranları .....	45
Tablo 3.3. PPS Analiz Sonuçları: Diazepam grubunda yer alan her bir hasta için $B_k$ serilerinin medyan değerleri. Parantez içerisindeki değerler $B_k$ serilerinin uzunluklarını göstermektedir. ....	46
Tablo 3.4. PPS Analiz Sonuçları: non_diazepam grubunda yer alan her bir hasta için $B_k$ serilerinin medyan değerleri. Parantez içerisindeki değerler $B_k$ serilerinin uzunluklarını göstermektedir .....	48
Tablo 3.5. Diazepam grubu için bir (DN1) ve ikinci (DN2) harmoniklerin maksimum güç spektral yoğunluk değerleri ve bunların oranları (DN1/DN2) .....	49
Tablo 3.6. Non_diazepam grubu için bir (DN1) ve ikinci (DN2) harmoniklerin maksimum güç spektral yoğunluk değerleri ve bunların oranları (DN1/DN2) .....	51
Tablo 3.7. Diazepam grubu için GSR sinyallerinin ortalama ve standart sapma (SD) değerleri .....	53
Tablo 3.8. Non_diazepam grubu için GSR sinyallerinin ortalama ve standart sapma (SD) değerleri .....	54
Tablo 3.9. Diazepam grubunda yer alan hastalar için seg_mean medyan değerleri .....	56
Tablo 3.10. Non_diazepam grubunda yer alan hastalar için seg_mean medyan değerleri .....	56
Tablo 3.11. Diazepam grubunda yer alan hastalar için SaO2 medyan değerleri .....	58

Tablo 3.12. Non_diazepam grubunda yer alan hastalar için SaO <sub>2</sub> medyan değerleri .....	58
---	----

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1.	Sempatik ve Parasempatik sinir sistemi ve ilişkili olduğu organlar .....	11
Şekil 1.2.	Sinüs düğümünden çıkan uyarının hızının parasempatik ve sempatik ajanlara göre değişimi .....	13
Şekil 1.3.	EKG sinyalinin SA ve AV düğümlerinden çıkan uyarımlarla olan ilişkisi .....	14
Şekil 1.4.	EKG sinyalinden RR aralıklarının belirlenmesi ile oluşturulan takogram grafiği .....	16
Şekil 1.5.	Pulsepletismograf sensörü ile sinyal kaydının şematik gösterimi .....	17
Şekil 1.6.	Pulsepletismografi sinyali .....	18
Şekil 1.7.	Kalp odacıkları ve aort kapağı .....	19
Şekil 1.8.	Pulsepletismografi sinyali üzerinde oluşan Dikrotik Çentik .....	19
Şekil 1.9.	GSR Sinyali için elektrot yerleşimi .....	20
Şekil 1.10.	Fazik deri iletkenliği sinyalinden elde edilebilen öznelilikler .....	22
Şekil 1.11.	Koroner Anjiyografi Laboratuvarı .....	26
Şekil 2.1.	non_diazepam grubunda bulunan denekten, “Anjiyo Öncesi” aşamasında kaydedilmiş EKG, PPS, GSR ve SaO <sub>2</sub> sinyalleri .....	29
Şekil 2.2.	Anjiyo esnasında non_diazepam grubunda yer alan hastadan elde edilen KHD sinyalinin GSY grafiği .....	31
Şekil 2.3.	R dalgalarını belirlemede kullanılan algoritmaya ait akış diyagramı .....	32
Şekil 2.4.	Koroner anjiyo esnasında alınmış olan pulsepletismografi sinyalinde genlik değerlerine karşılık gelen, doğru ve herhangi bir genlik değerine karşılık gelmeyen hatalı noktalar .....	35
Şekil 2.5.	Koroner anjiyo işlemi sonrasında alınmış olan kan basıncı sinyali için elde edilen ilk histogram grafiği .....	36

Şekil 2.6. Koroner Anjiyo işlemi sonrasında alınmış olan PPS sinyali için elde edilen güç spektral yoğunluk grafiği. ....	36
Şekil 2.7. Normal dağılım eğrisi. Bu eğride $\mu \pm \sigma$ toplam alanın % 68.26'sini, $\mu \pm 2 \sigma$ toplam alanın % 95.44'nü, $\mu \pm 1.96 \sigma$ toplam alanın % 95.0'i, $\mu \pm 2.58 \sigma$ toplam alanın % 99.0'nu, $\mu \pm 3.28 \sigma$ toplam alanın % 99.9'ı belirtir.....	41
Şekil 3.1. LF/HF Oranı için grup ortalama değerinin anjiyo evrelerine göre değişimi.....	44
Şekil 3.2. $B_k$ medyan değerleri için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi.....	47
Şekil 3.3 DN1/DN2 oranı için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi.....	49
Şekil 3.4. DN2 değerinin anjiyo evrelerine değişimi.....	50
Şekil 3.5 Deri iletkenliği seviyesi için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi.....	52
Şekil 3.6. Seg_mean medyan değeri için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi.....	55
Şekil 3.7. SaO <sub>2</sub> seviyesi için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi.....	57

## GİRİŞ

Günümüzde uyku kaybı, aşırı yorgunluk, stres, bir işe veya duruma odaklanamama problemi, hayata karşı isteksiz olma, depresyon, panik bozukluk v.b. rahatsızlıklar en sık rastlanan sağlık problemleri arasında yer almaktadır. Özellikle stres kaynaklı bitkinlik, depresyon ve panik bozukluk birçok kişiyi etkilediği gibi birçok Avrupa ülkesinde genel hastalık nedenleri arasına dahil edilmiştir [1]. Stres, anksiyete, kronik sinirlilik hali, depresyon ve insan sağlığı üzerine devam eden çalışmalar, uzun süreli negatif duygusal durumun kalp ve beyin ile ilgili damarların zarar gördüğü hastalıklarda, hipertansiyon ve ülser gibi hastalıkların gelişmesinde katkısının olduğunu buna mukabil dengeli bir duygusal durum içerisinde olmanın genel manada bağışıklık sistemini kuvvetlendirdiğini göstermektedir [1 – 5]. Carnegie-Mellon Üniversitesinden, psikolog Sheldon Cohen bu konu üzerinde yaptığı çalışmada, sağlıklı ve benzer özellikleri olan gönüllü 394 (154 E, 266 K) kişiye, iki gün süreyle bazı medikal testler ve davranışları, kişilikleri ve stres seviyeleri ile ilgili anketler yaparak her bir hastanın yaşamlarında ne kadar strese maruz kaldıklarını belirledi ve her bir kişiye aynı özelliklere sahip soğuk algınlığı virüsü verdi. Düşük seviyede stresli olanların % 27'i soğuk algınlığı hastalığına yakalanırken, bu oran yüksek seviyede stresli olanlarda % 47'i oldu [6]. Benzer bir çalışmayı James Strain ilik nakli olan 100 hasta üzerinde gerçekleştirdi. Bu hastaların 13'üne depresyon teşhisi konulmuştu. Çalışmanın başlangıç tarihinden 1 yıl sonra depresyonda olan 13 hastadan sadece 1'i hayattayken diğer 87 hastanın 34'ü iki yıl geçmesine rağmen hayattaydılar [7]. Duygusal değişimlerin ve buna bağlı stres, anksiyete ve depresyon gibi durumların insan sağlığı üzerinde güçlü bir etkisi olmasına rağmen bu tür rahatsızlıkları nicel olarak değerlendirebilecek bir test veya sistem bulunmamaktadır.

Duygusal değişimleri nicel olarak ölçmekteki zorluklardan kaynaklanan bu durum stres, anksiyete, depresyon v.b. rahatsızlıkların teşhisinde ve tedavisinde doktorların anket gibi subjektif metotlara güvenmesine neden olmaktadır [8].

Uzun süreli stres ve anksiyetenin hastalanma ve tedavi olma sürecindeki etkileri araştırmalara konu olduğu gibi insan hayatında nelerin bu tür duygulara yol açtığı ve insanları strese sürükleyen süreçlerin insan hayatına nasıl daha fazla uyumlu hale getirilebileceği üzerine çalışmalarda yapılmaktadır. Özellikle hastane ortamı ve burada yapılan testlerin birçoğu bu tür çalışmalar da materyal olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmaları üç sınıfa ayırmak mümkündür. Bunlar:

1. Stres anksiyete, kin, yalnızlık v.b. durumlarla hastalıkların ilişkilerini, bu tür duyguların hastalıklardaki katkılarını değerlendirmek isteyen çalışmalar.
2. Anjiyo, katerizasyon, v.b. uygulamaların hastalar üzerinde oluşturdukları stres ve anksiyeteyi belirlemek isteyen çalışmalar.
3. Yine anjiyo, katerizasyon gibi tekniklerin öncesinde ve sonrasında bazı stres azaltıcı teknikler kullanarak bunların gerçekten faydalı olup olmadığını irdeleyen çalışmalar. Stresi azaltmak için müzik, masaj, test hakkında bilgilendirme, stresi yönetme teknikleri v.b. uygulamalar kullanılmaktadır.

Kardiyovasküler hastalıklar ve kalbi besleyen koroner damar tıkanıkları gelişmiş ve gelişmekte olan ülkelerde ölüme neden olan hastalıkların başında gelmektedir [9 – 10]. Koroner anjiyografi (KA) bu hastalıkların teşhisinde altın test olarak kullanılmaktadır ve gün geçtikçe bu testin uygulandığı kişi sayısı artmaktadır. Örneğin Amerika'da 1993 yılında yapılan bir istatistik çalışmasında o yıl için 1 milyon insana KA yapıldığı ifade edilirken aynı çalışmada 2010 yılı için bu rakam 3 milyon olarak tahmin edilmektedir [11]. KA ve etkileri üzerine yapılan çalışmalar KA ve benzeri girişimsel testlerin anksiyete, korku ve yorucu strese neden olduğunu, bu tür duyguların ise yaşam kalitesini düşürdüğünü, işlem esnasında ve sonrasında komplikasyon riskini artırdığını göstermektedir [12]. Bazı durumlarda KA gibi tıbbi işlemlerin uygulamalarını görmenin ve bu esnada yaşanan korkunun neden olduğu psikiyatrik rahatsızlıklarda gerçekleşmektedir. Amerikan Psikiyatri birliği tarafından kan-enjeksiyon-yaralanma fobisi olarak adlandırılan

bu rahatsızlık, birliğin son açıkladığı rapora göre Amerikan nüfusunun yaklaşık %3 – 4,5’de görülmektedir [13].

Heikkila ve ekibi [12] gerçekleştirdikleri çalışmada 243 hastanın % 80’de KA nedeniyle anksiyete oluştuğunu tespit etmiştir. Çalışmada Görsel Analog Skala (Visual Analogy Scale – VAS), Hastane Anksiyete – Depresyon skalası (Hospital Anxiety – Depression – HAD), and Sürekli Anksiyete Envanteri (State – Trait Anxiety Inventory – STAI) isimli anketler kullanılarak hastaların duygusal durumları belirlenmiştir.

Mott [14] 30 hastaya STAI anketini uygulamış ve KA’nın anksiyeteye neden olduğu ve psikolojik olarak hastaların hazırlanmalarının kateterizasyon işleminden önce hastalardaki anksiyete seviyesinin azaltılmasında etkin olduğu sonucuna varmıştır. Benzer sonuçlar Anderson ve Masur [15] tarafından KA yapılmak üzere bekletilen 60 hasta üzerinde yapılan çalışmada da elde edilmiştir.

Caldwell ve ekibi [16] KA ile ilgili hastaların inanışlarını ve korkularını incelemiştir. Çalışmaya katılan 20 hastaya “Bana bu konu/korku/endişe/inanış hakkında daha fazla şeyler anlatabilir misin?” v.b sorular yönlendirilerek KA’nın korkuya neden olduğu, bu korkunun sebeplerinde kişinin KA’nın fiziksel ve psikolojik görünüşü üzerinde kontrolünün olmaması, test sonucunun bilinmemesi ve muhtemel medikal komplikasyonların varlığı olduğu sonucuna varmıştır.

De-Jong-Watt ve Arthur [17] KA olmak için beklemenin hastaların anksiyete seviyelerine ve sağlıkla ilgili yaşam kalitelerine olan etkisini araştırdılar. Algılanan anksiyeteyi ve sağlıkla ilgili yaşam kalitesini ölçmek için Seattle Anjina Anketi ve 4- noktalı Likert skalasını kullandılar. Elde ettikleri sonuçlara göre KA anksiyete ve yaşam kalitesi üzerine negatif bir etkide bulunmaktadır.

Bu çalışmalar KA’nın korku, stres ve anksiyeteye neden olduğunu göstermekle birlikte korku, stres ve anksiyetenin anjiyo v.b. girişimsel testler uygulanacak hastalarda nasıl azaltılabileceğine dair çalışmalarda temel teşkil etmiştir.

Bazı durumlarda kişinin kendisi bile içinde bulunduğu duygusal hali tanımlayamaz bazende ne hissettiklerini paylaşmak istemez. Bu nedenle duyguları ölçmede anketler kullanıldığında sonuçlar kişiye bağımlı ve öznel olmaktadır.

Her bir duygusal değişim için vücutta oluşan hormonal, elektrofizyolojik v.b. değişiklikler ilişkilendirilebilirse duygusal değişimler, buna bağlı rahatsızlıkların teşhisi, tedavisi ve insanların sürekli etkileşim içerisinde oldukları alet, cihaz v.b. eşyalar ile insan hayatını daha uyumlu hale getirmeyi hedefleyen çalışmalar çok daha bilimsel ve nicel verilerle gerçekleştirilebilir.

Canon tarafından döğüş – kaç kavramının ortaya konulduğu tarihten günümüze kadar yapılan çalışmalar her hangi bir stress kaynağı ile karşılaşıldığında otonom sinir sisteminin alt kolu olan sempatik sinir sisteminin (SSS) uyarıldığını ve buna bağlı olarak SSS tarafından kontrol edilen elektrofizyolojik parametrelerde değişimler olduğunu göstermektedir. Bu nedenle günümüzde yukarıda ifade edilen anketlerin kullanılması yerine daha nicel öznelilikleri kullanmayı hedefleyen çalışmalar da yapılmıştır.

Duygusal değişimleri elektrofizyolojik cevapları kullanarak elde etmeyi hedefleyen bu çalışmalarda sinyaller, duygusal değişimi meydana getirecek harici, anlık bir uyaran karşısında elde edilmektedir. Çalışma gerçek hayat yerine bir laboratuvar ortamında yapılmakta ve sinyaller çalışmanın amacının duygusal değişimleri elde etmek olduğunu bilen gönüllü deneklerden kaydedilmektedir [5, 6, 12, 14], oysa bu şartlar altında da ölçümler kişiye bağımlı olmaktadır [11, 15]. Bu sorunların etkisini giderebilmek için kayıtlar kişinin kontrolünün dışında, yaşanan bir süreç içerisinde gerçekleştirilmiştir.

Bu nedenlerle tez çalışmasında KA uygulanan hastalarda oluşacak duygusal değişimlerin elektrofizyolojik sinyallerden elde edilecek özneliliklerde ne gibi farklılıklar oluşturduğu belirlemek ve değerlendirmek hedeflenmiştir. 34 hastadan KA gerçekleştirilmeden en fazla bir saat önce, işlem esnasında ve işlemten en az bir saat sonra elektrokardiyografi, (EKG), pulsepletismografi sinyali (PPS), galvanik deri cevabı (GSR) ve kan oksijen doygunluğu (SaO<sub>2</sub>) sinyalleri kaydedilerek sempatik ve parasempatik sinir sistemleri arasında üç farklı

duruma göre oluşan dengeyi gösterecek farklı öznitelikler hesaplanmış ve elde edilen bulgular istatistiksel olarak analiz edilmiştir.

Çalışmaya katılan 34 hastanın 16'sı diazepam ilacı yutarken kalan 18 hastaya bu ilaç verilmeyerek bu tür bir sakinleştiricinin elektrofizyolojik sinyallerdeki duygusal değişimler neticesinde oluşan öznitelikleri ne kadar etkilediği de değerlendirilmiştir. Bu sayede elde edilecek özniteliklerde sempatik sinir sisteminin baskılandığı grup ile normal grup arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak değerlendirilebilecektir.

Diazepam reçete ile verilen özellikle anksiyete, uykusuzluk ve strese bağlı kas spazmlarının tedavisinde kullanılan benzodiazepine sınıfından bir ilaçtır. Bu tür rahatsızlıkların tedavisinde kullanımına ek olarak acı ve kaygı içeren medikal uygulamaların veya testlerin öncesinde anksiyeteyi azaltmak için de kullanılmaktadır.

Tez çalışmasının ilk bölümünde çalışmanın amacı ve kapsamı, duygusal değişimlerin insan sağlığı üzerindeki etkilerini değerlendiren çalışmaların özeti, KA işleminin önemi, neden olduğu stresin değerlendirilmesi üzerine yapılan çalışmaların sonuçları ve eksik yönleri ifade edilmiştir. İkinci bölümde duygusal değişimlerin otonom sinir sistemimizde ve bu sinir sisteminin kontrolü altında olan sistemlerde ne tür değişikliklere yol açtığı, bu değişikliklerle elektrokardiyografi, elektriksel deri iletkenliği, pletismografi ve O<sub>2</sub> satürasyonu sinyallerinin ilişkileri, stres ve KA işleminin tanımları verilmiştir. Tezin üçüncü bölümünde çalışmaya katılan hastalar hakkındaki demografik bilgi, sinyallerin kaydedilmesinde kullanılan donanım ve her bir sinyalden elde edilen öznitelikler ile kullanılan yöntemler ve sonuçların değerlendirilmesinde başvurulan istatistiksel analiz yöntemi hakkındaki bilgiler yer almaktadır. Tezin son bölümünde ise her bir sinyal için elde edilen bulgular ayrı ayrı verilmiş, genel sonuç değerlendirilmiş ve tartışma ile öneriler sunulmuştur.

# 1. BÖLÜM

## GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

### 1.1. Stres Teorisi

Stres sosyal, psikolojik ve fizyolojik etkenler içeren karmaşık bir süreçtir. Bu yönleriyle stres bulanık bir terimdir ve birçok tanımı bulunmaktadır. Literatür incelendiğinde bu tanımların temelde iki farklı bakış açısına göre şekillendiği görülmektedir. Bunlar fizyolojik ve psikolojik strestir. Fizyolojik stres vücut fonksiyonlarında elektrolitlerin kayması, glikoz uyarımı ve ilgili diğer hormonların kana aktarılması gibi bir dizi değişikliklerle karakterize edilmektedir. Bütün bu değişiklikler stres kaynağına karşı bir cevap niteliği taşımaktadır ve vücudu normal parametrelerine döndürmeyi amaçlamaktadır.

Psikolojik stresin kişi üzerinde oluşturduğu etki bir telin fiziksel bir gerilmeye tabi tutulduğunda üzerinde oluşan gerilim etkisine benzetilebilir ancak psikolojik streste bu etki malzemedeki gerginlik değil de köşeye sıkışmış bir insanda oluşan hisler gibidir. Psikolojik teorilere göre stres, “çevreden gelen beklentiler ile kişinin kaynaklarının bu beklentileri karşılama becerisi arasındaki dengedir” [18]. Kişinin kapasitesi aşıldıysa ve probleme çözüm getirilememişse stresli bir durum yaklaşıyor demektir. Bu tanım temel alınarak yapılan çalışmalar neticesinde Stresin Kavramsal (Bilişsel) Aktivasyonu Teorisi oluşturulmuştur. Bu teoriye göre stres dört safha içermektedir. Bunlar stresin uyarılması, tecrübe edilmesi, spesifik olmayan genel fizyolojik stres cevabının üretilmesi ve stresin neden olduğu bu cevap ile yaşamadır [18].

Süreç olarak stres ele alındığında birbiriyle ilişkili üç birleşenden oluştuğu görülmektedir. Bu bileşenlerden ilki strese neden olan, çevresel veya kişisel faktörleri kapsayan stres kaynaklarıdır. Hayatta stres oluşturacak birçok olay bulunmaktadır ve genelde emek istemesi, zahmetli ve sinir bozucu olması ve sonucunda başarısızlık içermesi gibi benzer özellikler taşırlar [19]. Bu tür olayları tek bir kişiyi etkileyen süreçler ve tüm doğa ve insanları etkileyen süreçler olarak ikiye ayırabiliriz. Örneklendirmek gerekirse ilki için iş, okul ve ailevi baskılar maddi problemler, hastalık, bir yakının ölümü, ikinci tip stres kaynağı olarak da savaşlar, orman yangınları, sel v.b. felaketler verilebilir. Stres kaynaklarını tanımlamada kullanılan diğer özellikler ise strese neden olan olayın psikolojik veya sosyal durumu ve müzmin veya yoğun olup olmadığını belirlemede kullanılan süre ve yoğunluktur. Stres kaynağının yoğunluk derecesini kestirebilmek zor olmasına rağmen çok güçlü stres kaynakları direk olarak kişiye zarar verebilmektedir.

İkinci birleşen stresin kısa süreli fizyolojik, psikolojik veya davranışsal etkilerini içeren bileşendir.

Son bileşen ise kişinin strese verdiği cevabı artıracak veya azaltacak olan stresin üstesinden gelme kapasitesi, karakteristik yapısı veya bireyi çevreleyen sosyal yapının gösterdiği destektir. [1, 20].

Örneklendirilen negatif olayların hastalıklarla olan ilişkisi kesindir ancak hamilelik, doğum, uzun süredir karşılaşılmamış bir akraba/arkadaş ile karşılaşma gibi hayatta pozitif olarak değerlendireceğimiz olaylar karşısında yaşanan stresinde hastalıklara yakalanmada katkısı olduğunu düşünen araştırmacılar vardır. Holmes ve Rahe'nin 5000 kişiye toplam 43 soru yönelterek yaptıkları çalışma neticesinde geliştirdikleri teoriye göre toplam yaşam değişim notu arttıkça hastalıkların başlama ihtimalide artmaktadır. Holme-Rahe skalası olarak adlandırılan bu metoda göre örneğin boşanma 73 puana karşılık gelirken evlenmenin toplam skora katkısı 50 puan olmaktadır [21].

Fizyolojik olarak stres tanımının yapılmasında Cannon ile birlikte önemli katkıları olan Selye bu teoriye karşı çıkmaktadır. Selye'e göre stres tanımının içerisinde üzüntü verici olanların diğerlerinden ayrılması gerekmektedir. Bir atletin yarışmada en önde olma

konusunda gösterdiği heves ve gayrette stres oluşturur ve bu tür durumlardaki stres hayata tat katar, bu nedenle de bu gibi durumlardan kaçınmak yerine belki de aktif bir şekilde devam ettirmek daha faydalıdır.

Bununla birlikte sıkıntı veren stres başarı için gerekli olanları yerine getirememeye ve mahrumiyetle ilgilidir. Selye'e göre başarıma anındaki övünç öncelikli hislerden birisidir ve tersi bir durum düş kırıklığının neden olduğu sıkıntıyı doğurur. Bu nedenle yüksek beklenti karşısında yetersiz kalma sonucunda oluşan stres fertlerde hastalıklara neden olmaktadır [19]. Gelişmemiş ülkelerde yapılan çalışmalar bu teoriyi desteklemiştir. Örneğin 1939 yılında Afrika ülkelerinde yürütülen bir çalışma ile Afrikalılarda yüksek tansiyon hastalığının gelişmiş ülkelere nazaran çok düşük seviyelerde olduğu tespit edilmiştir. Bu ve benzeri sonuçları temel alarak epidemiyoloji uzmanları peptik ülser, diyabet, yüksek tansiyon ve koroner kalp hastalıkları gibi rahatsızlıklar üzerinde çalışmışlar ve bu hastalıkların gelişmemiş topluluklarda oldukça düşük oranlarda bulunmasının kentleşme ve endüstrileşme ile ilişkili olarak stresten uzak olmaktan kaynaklandığı sonucuna varmışlardır. Endüstrileşme fertlerin çevrelerinin hızlı değişimine ve iş hayatlarının sonlanma kaygısının artmasına neden olmuştur. Çünkü birbiriyle orantılı olarak artan gelirin ve toplum içindeki statünün korunması, psikomatik hastalıklara neden olan duygusal gerilimler üretmektedir.

Fizyolojik stresin tanımlanmasında öncü olan çalışmalardan ilkinin Hans Selye sıçanlarda, sinirlenmeye yol açacak bir uyarana karşısında oluşacak fizyolojik değişiklikleri ölçerek gerçekleştirdi. Çalışmanın sonuçları hipofiz bezinin ve adrenal korteksin önemini gösterdiği gibi Selye'nin alarm veya genel adaptasyon sendromu (GAS) olarak adlandırdığı teorisini ortaya çıkarmasını sağladı [19]. GAS alarm fazı, direnç fazı ve bitkinlik fazı olmak üzere üç fazdan oluşur ve vücudun stres cevabının stres kaynağı ile bağlantılı olmadığını öne sürer. Uyarıldığında ACTH ve kortisol hormonları salgılayan böbrek üstü salgı (HPA) bezleri, Selye'nin GAS teorisinin merkezini oluşturmaktadır. Diğer bir çalışmayı ise fizyolog Walter Cannon ve arkadaşları gerçekleştirdi. Bu çalışmada köpek havlamasına maruz bırakılan kedilerdeki fizyolojik değişiklikler ölçüldü. Elde edilen sonuçlara göre adrenalin salınımı artıyordu. Bu sonuçlar Cannon'un Sempatik Sisteminin Adrenal

Medulleri (SAM) ismini verdiği teorisini geliştirmesini sağladı. Bu teoriye göre bir tür uyarıcı neticesinde kedilerde oluşan korku ve öfke kediye tehdit içeren durumla baş edebilmesini sağlamaktadır. Bu tanımda baş edebilme veya stres kaynağının etkisi neticesinde üretilen cevap dövüş – kaç kavramı ile tanımlanmaktadır. Dövüş – kaç cevabının üretildiğini gösteren değişkenler, miktarlarında artış olan katekolamin adrenalin, noradrenalin ve otonom sinir sistemi ile ilişkili diğer fizyolojik değişkenlerdir. Adrenalin, noradrenalin, isoprenalin farmakolojik bakımdan önemli olan katekolaminlerdir ve hepsi de sinir impulslarının özellikle sempatik sistemde iletimini sağlarlar. Bu nedenle SAM sistemi, kişi çevreyle mücadeleye girdiği anda veya korkutulduğunda uyarılır ve bu sistem vücudu mücadele etmek veya kaçmak için hazırlar [22].

Sinir sistemi anatomisi ve sinir sistemi fizyolojisindeki bilgiler arttıa diğer araştırma merkezleri yavaş yavaş Cannon ve Selye'nin sistemlerini iyileştirdiler ve birleştirdiler. Bu çalışmalarda stresin oluşmasında ve cevabında görev alan önemli bölgelerin frontal bölgesi, badem şeklinde, şakak bölgesinde yer alan amygdala ve beyindeki beyaz çıkıntı olan hipocampus olduğu tespit edildi [19]. Benzer şekilde adrenal hormonlarının ve sempatik sinir sisteminin stres nedeniyle oluşan fizyolojik cevaplarda ve hastalıklarda belirleyici bir rol aldığı belirlendi. Buna göre vücut strese maruz kaldığında alarm fazı başlamaktadır. Alarm fazı, strese cevap üretebilmek için gerekli olan fizyolojik bir fazdır ve kişiye huzursuzluk veren bir süreç olmasına rağmen hastalıklarla veya rahatsızlıklarla ilişkili değildir [23]. Bu fazda HPA ve SAM'ın uyarılması vücutta enerji seferberliği oluşturarak vücudun savaşmasına veya kaçmasına yardım eder. Enerji beyine, kalbe ve kaslara doğru yönlendirilirken kaslardaki ve sindirim sistemindeki kan akışı da azalır [23]. Metabolizmaya ait bu süreç vücut savunmasının merkezidir. Eğer stres belirli bir süre daha devam ederse, GAS sendromunun ikinci fazı olan direnç fazı başlayacaktır. Bu faz süresince organizma, stres kaynağına ve neden olduğu değişikliklere artan bir hız ile adapte olmaya çalışır ancak bu durum dengeyi bozacak zararlı faktörlere karşı çok hassastır. Çünkü biyolojik sistemin homeostasis gibi dzenleyicilerinde ki bozulmalar stres kaynağına ve neden olduğu değişikliklere adaptasyon sürecini negatif yönde etkiler. Eğer strese maruz kalma sürüyor ve belki de artan bir oranda devam ediyorsa organizma üçüncü faz olan bitkinlik fazına girer. Bu evrede, stres düzenleyici sistem bitkin bir duruma girdiği

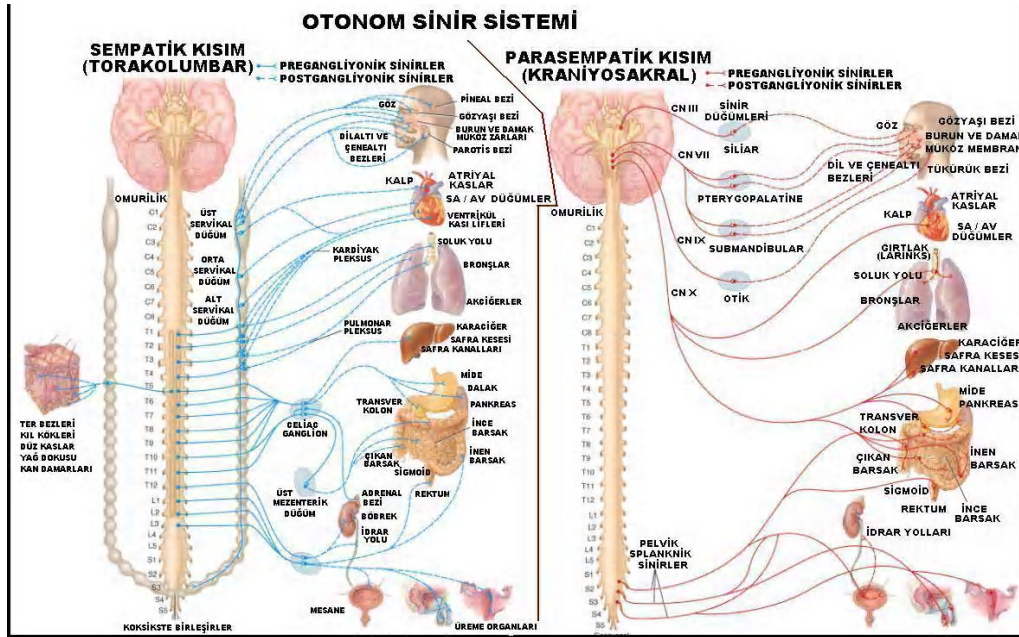
için enerji kaynakları boşalır ve vücut içi denge bozulur. Bu durum stres kaynaklı hastalıklarında nedenidir.

## **1.2. Otonom Sinir Sistemi ve Duygusal Değişimler Arasındaki İlişki**

Sinir sistemi Merkezi Sinir Sistemi (MSS) ve Periferik Sinir Sistemi olmak üzere iki bölümden oluşmaktadır. MSS beyin ve omurilikten oluşurken periferik sinir sistemi duyu organlarımızdaki algılayıcıların, salgı bezlerinin ve kasların merkezi sinir sistemi ile bağlantısını oluşturan sinir ağlarından oluşmaktadır.

Duyu organlarımız aracılığıyla çevreden ve vücuttaki reseptörler aracılığıyla organlarımızdan gelen bilgileri MSS'ye, MSS'den aldığı emirleri de ilgili organlara ileten periferik sinir sistemi, isteğe bağlı eylemleri gerçekleştirmede görev alan Somatik Sinir Sistemi ve kendiliğinden gerçekleşen, istemsiz eylemleri gerçekleştirmede görev alan Otonom Sinir Sistemi (OSS) olmak üzere iki kısımda ele alınır. Omurlardan çıkarak ilgili duyu organlarına ve diğer organlara ulaşan OSS'ne ait sinir lifleri organlara giderken ikiye ayrılmaktadır. Bu sinir liflerinden omurganın T1 kısmında başlayan L2 veya L3'te sonlanan ve sinir sisteminin duyuyla algıladığı değişikliklere vücudu hazırlayan kısmı sempatik sinir sistemi (SSS) olarak adlandırılır. Beyin gövdesinde başlayan, S2 ila S4 de sonlanan ve SSS'nin vücutta oluşturduğu değişiklikleri dengeleme görevini üstlenen kısmı ise parasempatik sinir sistemidir (PSS) (Şekil 1.1.). Genel olarak SSS'in acil durumlarda vücudu hem mental hem de fiziki açıdan harekete hazır hale getirdiği, PSS'in ise vücut kaynaklarını korumak ve saklamak eğiliminde olduğu söylenebilir. Bu nedenle normal şartlar altında bu iki sinir sistemi arasında uygun bir denge olması gerekmektedir [24].

Stres kaynağının tetiklemesiyle, strese karşı alarm fazının başladığı, daha sonra da sırasıyla direnç ve bitkinlik fazlarının oluşacağı daha önce ifade edilmişti. Bu sisteminin aktive edilmesi, SSS'e ait reseptörlerin stres kaynağına ait bilgileri MSS'ye ilemesi ve daha önceki tecrübeler ile gelen bilgiler ışığında MSS'de karar verilmesiyle başlar. Bu aşamadan sonra SSS, stres kaynağı ile baş etme veya vazgeçme (dövüş - kaç) şeklinde ikiye ayrılan cevabı üretmek için birbirleriyle tutarlı olan fizyolojik ve davranışsal değişikliklerin üretilmesine sağlar [25].



Şekil 1.1. Sempatik ve Parasempatik sinir sistemi ve ilişkili olduğu organlar [26].

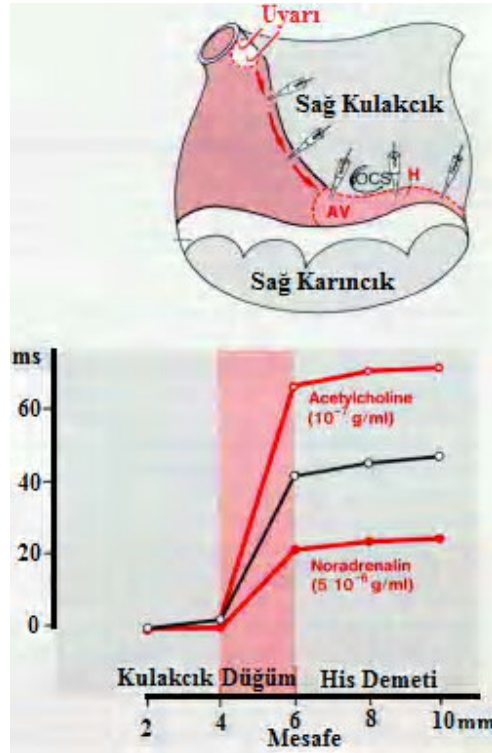
Davranışsal değişiklikler yüksek uyanıklık ve tetikte olma durumlarını içerir. Ek olarak idrak ve dikkat artar, iştah gibi o an için gerekli olmayan fonksiyonlar ise sonlandırılır. Vücudun strese verdiği fizyolojik cevabın amacı ise enerjinin, vücudun ihtiyaç duyduğu bölgesine yönlendirilmesini sağlamak, kardiyovasküler aktiviteyi (kalp atım oranı ve kan basıncı), solunum oranını artırmak ve metabolizmayı gerekli değerlerine çekmektir. Bütün bu değişikliklerin gerçekleşmesi vücudun ürettiği ve SSS kontrol ettiği farklı parametre ve sinyallerde farklılaşmaya neden olur. Bu nedenle bir stres kaynağı karşısında vücutta oluşan değişiklikleri belirlemek için SSS'nin kontrol ettiği mekanizmalardaki fizyolojik değişiklikler ölçülmelidir.

### 1.2. 1. Elektrokardiyografi ve Sempatik Sinir Sistemi Arasındaki İlişki

Kalbin odacıkları olan kulakçıklarla karıncıkların kasılıp büzülerek kanı pompalaması, kalp üzerinde bulunan ve sinüs düğümü adı verilen sinir düğümünün ürettiği elektrikselsel uyarı sayesinde başlar. Sinüs düğümünden çıkan bu uyarı elektrikselsel bakımdan normal durumda polarize olan kalp kaslarını depolarize ederek kasılmalarına dolayısıyla bir pompa gibi çalışmasına yol açar. Çok kısa bir süre sonunda kalp kasları tekrar polarize hallerine

dönerler. Bu faaliyetin sürekli gerçekleştirilmesi neticesinde oluşan potansiyel değişiklikler kalp çevresindeki dokular ve kan üzerinden bütün vücuda yayılır. Vücudun çeşitli bölgelerine yerleştirilecek elektrotlarla bahsedilen potansiyel değişikliklerin kaydedilmesi sonucu Elektrokardiyografi sinyali (EKG) elde edilmiş olmaktadır. EKG kardiyovasküler sistemin elektriksel aktivitesi hakkında pratik ve güvenilir bilgiler taşıyan elektrofizyolojik bir sinyaldir. Kalbin kulakçıklarına kanın dolması ile başlayan ve karıncıklardan ilgili bölümlere pompalanması ile son bulan kalpteki kan dolaşım döngüsü EKG sinyalinde P dalgası, QRS kompleksi ve T dalgası olarak isimlendirilen bölümler ile karakterize edilebilmekte ve döngü hakkında güvenilir bilgiler vermektedir.

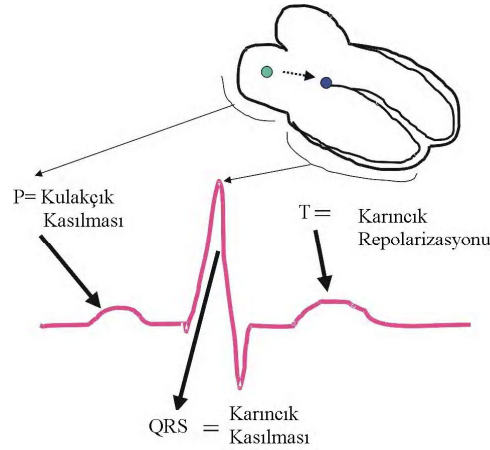
Şekil 1.2' de Sinüs düğümünden çıkan bir uyarının atriyoventriküler düğümün çıkışında görülmesine kadar geçen sürenin, parasempatik (asetilkolin) ve sempatik (noradrenalin) ajanların etkisinde nasıl değiştiği görülmektedir. Yaklaşık 2 mm olan bu mesafe SSS tarafından üretilen ajanın etkisiyle 20ms'de, PSS tarafından üretilen ajanın etkisiyle 60 ms'de kat edilmektedir. SSS ve PSS'in hangisinin aktif olduğuna göre oluşan bu farklılık ardı ardına gelen kalp atımları arasında da bir zaman farklılığının oluşmasına neden olmaktadır. Örneğin bir dakikada 60 kez atan bir kalp için ardı ardına gerçekleşen atımlar arasında tam olarak 1sn olduğu söylenemez, belki kalp atımları arasında 0,5 ile 2sn arasında değişen zamanlar geçmiştir. Eğer SSS aktif ise ardı ardına gerçekleşen kalp atımları arasındaki zaman aralığı azalmakta, kalp daha sık atmakta fakat PSS aktif ise ardı ardına gerçekleşen kalp atımları arasındaki zaman aralığı artmakta ve kalp daha uzun aralıklarla atmaktadır. Bu nedenle birbiri ardına gelen kalp atımları arasındaki zaman değişimini elde edebileceğimiz bir sinyal yâda özellik bize SSS ve PSS'in hangisinin aktif olduğu hakkında bilgi verecektir.



Şekil 1.2. Sinüs düğümünden çıkan uyarının hızının parasempatik ve sempatik ajanlara göre değişimi [27].

Literatürde var olan ve kalp atım hızı değişimi (KHD) olarak adlandırılan ölçüm, otonom sinir sisteminin durumunu değerlendirmede, sempatik ve parasempatik sinir sistemlerinin arasındaki dengeyi ölçmede kullanılan, girişimsel olmayan bir ölçüm metodudur. KHD kalp atımının otonom sinir sistemi ile modülasyonu hakkında güvenilir ve tekrarlanabilir bilgi sağlamaktadır. Bu nedenle süreç için, bir başka deyişle kalp atımı ve kontrolü işlemlerinde oluşabilecek herhangi düzensizliğin değerlendirilmesi açısından klinikte kullanılan önemli bir testtir [28]. KHD ile ardışık kalp atımları arasındaki zamanı gösteren bir büyüklük elde edilmektedir. Ardı ardına gelen iki kalp atımı arasındaki zaman farkı “atım arası zaman” olarak adlandırılmaktadır. KHD’i elde edebilmek için sinüs düğümünden çıkan her uyarının kaydedilmesi gerekmektedir ancak bu pratikte mümkün değildir. Bu nedenle sinüs düğümünden çıkan her bir uyarının kalp kaslarında oluşturduğu depolarizasyon neticesinde oluşan EKG sinyalinin P dalgası belirlenebilir. Ancak genelde EKG sinyallerinin P dalgası için s/n oranı düşük değerlerdedir.

EKG sinyali ile fizyolojik olaylar karşılaştırıldığında P dalgası kulakcıkların kasılması, QRS bileşeni karıncıkların kasılması, T dalgasında odacıkların rahatlaması nedeniyle oluşmaktadır (Şekil 1. 3).



Şekil 1.3. EKG sinyalinin SA ve AV düğümlerinden çıkan uyarımlarla olan ilişkisi [29].

QRS bileşeni içerisindeki R dalgası karıncıkların depolarizasyonunun en şiddetli anında maksimum değerini alır ve EKG sinyali içerisinde diğer bileşenlere göre en yüksek s/n oranına sahiptir. Bu nedenle ölçüm kolaylığı açısından ardışık kalp atımları arasındaki zaman genelde milisaniye cinsinden, bir R dalgasının tepe noktasına karşılık gelen zaman değerinden ardı sıra gelen R dalgasının tepe noktasının olduğu zaman değeri arasındaki fark alınarak elde edilir. R dalgalarının belirlenebilmesi için QRS dedektörü adı verilen yazılımlar kullanılmaktadır [30]

Tipik bir QRS dedektörü mutlaka ön işlem kısmı içermektedir. Ön işlem aşamasında en azından hat dalgalanmasını azaltacak ve güç hattının, kas kasılmalarının, v.b. diğer girişimlerin etkisini en aza indirecek bir bant geçiren filtre bulunur. Band geçiren filtre QRS dalgasının frekans bölgesini geçirecek şekilde yaklaşık olarak 5 – 30 Hz sahasına ayarlı olmalıdır [31]. Ön işlemenin gerçekleştirilmesinden sonra sinyaldeki dalgaların QRS sinyali olup olmadığını tespit edecek, önceden belirlenmiş, karar kuralları elde edilen sinyale uygulanır. Karar kuralları genelde uyumsal olarak ayarlanabilen bir genlik değeri ve ortalama kalp atım periyodu içerir. Önceden belirlenmiş olan bu genlik değeri bir eşik

seviye olarak kullanılır. Bu aşamada amaç seçilmesi gereken R dalgalarının ve oluştukları andaki zaman bilgisinin detektörün çıkışında elde edilmesidir [32]. R dalgalarının gerçekleştiği zamanın doğru kestirilebilmesi için EKG sinyalinin örnekleme frekansının 500 – 1000 Hz sahasında olması gerekmektedir [30]. Eğer 500 Hz'den düşük bir örnekleme frekansı kullanıldıysa R dalgaları kaçırılabilmekte ve özellikle frekans analizlerinde hatalı sonuçlar elde edilmektedir. Ters durumda yani örnekleme frekansının 1000 Hz den daha büyük bir değerde olması durumunda da aslında R dalgası olmayan bileşenler R dalgası olarak algılanmaktadır [30].

QRS dalgasının oluştuğu zaman bilgileri kestirildikten sonra KHD zaman serisi, birbirini takip eden R dalgalarının oluşum zamanları arasındaki fark olarak elde edilir. Örneğin n. aralık bilgisi  $RR_n$ ,  $R_n$  dalgasının oluşma zamanı olan  $t_n$  ile  $R_{(n-1)}$  dalgasının oluşma zamanı olan  $t_{(n-1)}$  arasındaki farktır. Elde edilebilen bütün R dalgaları ile oluşturulan RR aralık serileri aynı paralellikte örneklenmemiştir. Bu durum, frekans eksenli analizleri uygulamadan önce hesaba katılmalıdır. Bu konu üzerinde üç farklı yaklaşım bulunmaktadır. En basit olan ilk yaklaşım paralel örneklemenin gerçekleştiğini farz ederek RR aralık serileri takogramından direk olarak spektrumları hesaplamaktır.

Takogram grafiği ile kast edilen RR aralık serilerini kalp atım sırasının bir fonksiyonu olarak göstermektir (Şekil 1.4). Ancak bu yöntem özellikle ardı ardına gelen R dalgaları arasındaki farkın kayda değer ölçekte değişken olduğu durumlarda spektrumda bozulmaya neden olmaktadır.

## 2. BÖLÜM

### YÖNTEM ve MATERYAL

#### 2.1. Denek Gruplarının ve Sinyal Kaydında Kullanılan Donanımın Özellikleri

EKG, PPS, GSR ve SaO<sub>2</sub> sinyalleri 22 erkek ve 12 kadından oluşan, 34 hastadan alınmıştır (Ortalama Yaş = 59,6; Standart Sapma:11,5). Hastaların tamamına KA testi, Erciyes Üniversitesi, Kalp Hastanesi Anjiyo ve Kateter Laboratuvarında uygulanmıştır.

Kayıtlar, hastalar anjiyo olmadan önce, anjiyo esnasında ve anjiyo sonrasında olmak üzere 3 farklı durumda alınmıştır. Anjiyo öncesinde alınan kayıtlar hastalar anjiyo laboratuvarına girmeden en az 1 saat önce, anjiyo ön hazırlıkları yaptırılmış ve yataklarında yatıyorlarken, anjiyo esnasında alınan kayıtlar anjiyo işlemi ile eş zamanlı olarak, anjiyo laboratuvarında, anjiyo sonrası kayıtlar da hasta anjiyo işleminden çıktıktan en az 1, en geç 2 saat sonra kendi yataklarında alınmıştır. Kayıt süreleri en az 5 en fazla 10 dakikadır.

Çalışmaya katılan 34 hastanın 16'sına 5 mg diazepam ilacı verilirken diğer 18 hastaya bu ilaç verilmeyerek iki grup oluşturuldu. Çalışmaya katılan hastalar seçilirken herhangi bir yaş, cinsiyet v.b. ayırım yapılmadı. Her bir grup için ayrıntılı demografik bilgiler tablo 2.1'de verilmektedir.

Tablo 2.1. Deneklerin demografik bilgileri.

	Diazepam Grubu	Non-Diazepam Grubu
Denek Sayısı	16	18
Yaş (Ortalama ± Standart Sapma)	60±12	59±11
Cinsiyet (Erkek/Kadın)	9/7	13/5
Eğitim Seviyesi	İlkokul: 15 Lise: 1 Üniversite: 0	İlkokul: 15 Lise: 2 Üniversite: 1

Bütün sinyaller MP150 biyomedikal sinyal kaydetme ünitesi (Biopac Systems, Goleta, CA, USA) ile 1000 Hz'de örneklenecek kaydedilmiştir.

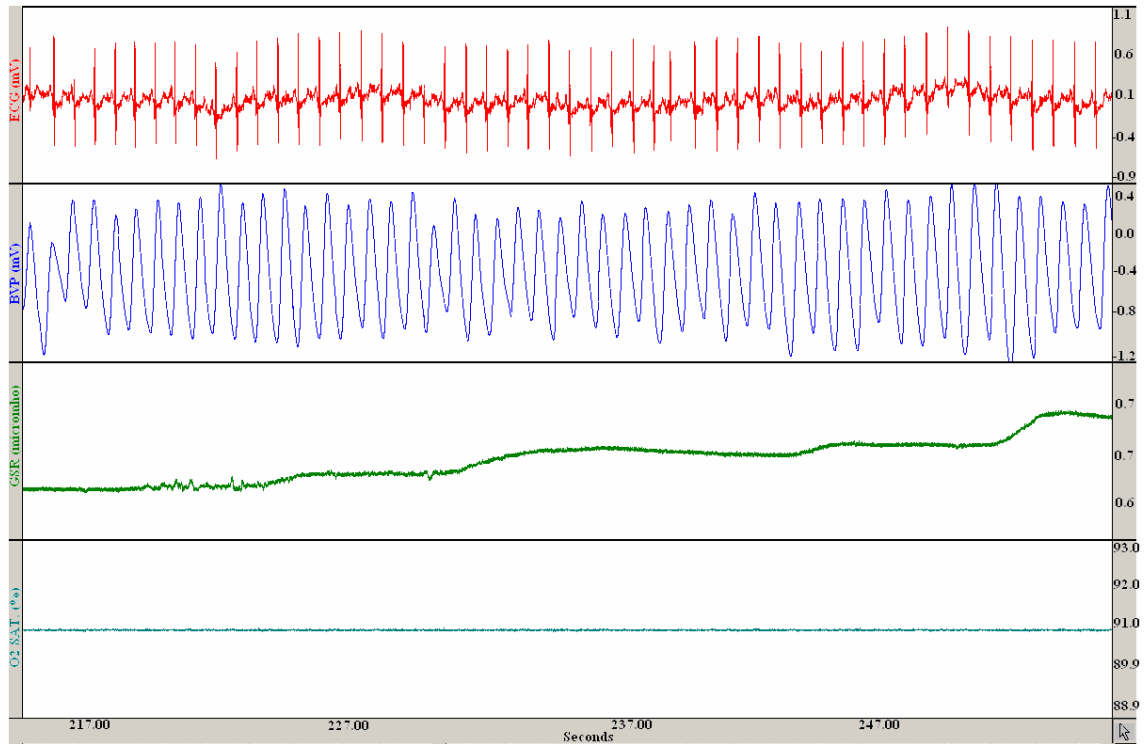
EKG sinyalleri için kuvvetlendirici olarak aynı sistemin ECG100 kuvvetlendiricisi kullanılmıştır. Kazanç değeri 500'dür. Sistem üzerindeki alçak geçiren filtrenin kesim frekansı 35 Hz'e yüksek geçiren filtrenin kesim frekansı da 0,05 Hz'e ayarlanmıştır. Hastaların bileklerindeki ölü deri hücreleri kayıt öncesinde elektrot ile deri arasındaki direnci düşürmek için medikal aparatlarla alınmıştır. Küçük miktarda elektrot jeli uygulanarak elektrotlar bağlanmıştır.

PPS sinyallerini kaydetmek için aynı sistemin PPG 100C kuvvetlendiricisi ve TSD200 dönüştürücüsü kullanılmıştır. 860nm +/- 60nm dalga boyunda çalışan TSD200 sol el serçe parmağının yanındaki parmağa bağlanmıştır. Kuvvetlendiricinin üzerinde yer alan alçak ve yüksek geçiren filtreler sırasıyla 3 ve 0.5 Hz'e ayarlanmıştır.

GSR sinyallerini kaydetmek için aynı sistemin GSR100C kuvvetlendiricisi ve TSD203 dönüştürücüsü kullanılmıştır. 6mm çapı olan ve içleri jel ile doldurulan Ag-AgCL elektrotları deneğin solak olup olmamasına göre daha az kullanılan elin işaret ve orta parmaklarına takılmıştır. GSR sinyalleri deri yüzeyinin durumundan direk olarak etkilenmektedir. Bu durum nedeniyle oluşacak etkiyi minimize edebilmek için kayıtlar diğerine göre daha az kullanılan elin parmaklarından alınmıştır.

SaO<sub>2</sub> sinyallerinin kaydedilmesi için OXY100C pulse oksimetre cihazı ve TSD123 dönüştürücüsü kullanılmıştır. Toplam hemoglobinin oksijenli hemoglobine oranını belirlemek için kullanılan TSD123 içerisinde yer alan LED'ler den yayılan ışık dalga boyları 660 ve 940nm'dir. Kayıtlar sağ el serçe parmağından alınmıştır.

Çalışmanın anjiyo ve kateter laboratuvarında yürütülen bütün aşamaları Erciyes Üniversitesi Kalp Hastanesi doktorlarından Doç. Dr. Mehmet Güngör Kaya'nın yönetiminde gerçekleştirilmiştir. İlaç verilecek hastalar Doç. Dr. Kaya tarafından rastlantısal bir şekilde seçilmiştir. Şekil 2.1'de non\_diazepam grubunda yer alan denekten kaydedilmiş ham veri görülmektedir.



Şekil 2.1. non\_diazepam grubunda bulunan denekten, “Anjiyo Öncesi” aşamasında kaydedilmiş EKG, PPS, GSR ve SaO2 sinyalleri

## 2.2. Özniteliklerin Hesaplanmasında Kullanılan Metotlar

### 2.2.1 Kalp Atım Hızı Değişimi Güç Spektral Yoğunluğunun ve Sempatovagal Dengenin Hesaplanması

KHD analizi için uygulanan yöntemler genel manada zaman ve frekans eksenli yöntemler olarak iki sınıfta ele alınmaktadır. Zaman eksenli yöntemler başarılı bir şekilde elde edilmiş olan RR aralık serilerinin kalp atımı ile ilişkili olabilecek özelliklerini elde etmeyi hedeflemektedir. RR aralıklarının ortalaması, ortalama kalp atımı v.b zaman eksenindeki özellikleri bazı istatistiksel yöntemlerle analiz edilmekte ve ilgili parametreler hesaplanmaktadır. Zaman eksenli analiz yöntemlerinden bir diğeri de RR aralık serilerinden ardı ardına gelen R dalgaları arasındaki sürenin veya geçen her bir sürenin bir diğeri ile olan farkının yoğunluk dağılımları grafiğini elde ederek bu grafikten bazı parametreler çıkarmaktır. Yoğunluk dağılımını elde etmek için  $RR_n$  aralıklarının histogramı elde edilir. Histogramın sonucu, histogramı oluşturmak için tayin edilen sütunların genişliğine bağlıdır. Bu yöntemle elde edilecek parametrelerin histogram oluşturmada kullanılan özelliklerden bağımsız olması için literatürde sütun genişliği olarak “1/128 sn” kullanılması tavsiye edilmektedir [30]. Bu metot bazı

kaynaklarda geometrik analiz yöntemi olarak ayrı bir başlık altında ele alınsa da temelde yine frekans eksenli bir analiz yöntemi değildir. RR aralıklarından elde edilecek histogram grafiğinin anlamlı neticeler verebilmesi için yüksek sayıda RR aralığı ve bu nedenle uzun süreli EKG sinyali gerektirmesi bu tür zaman eksenli yöntemlerin en büyük dezavantajıdır [30]. Zaman eksenli yöntemlerle hesaplanan bazı parametreler ve tanımları tablo 2.2’de verilmektedir.

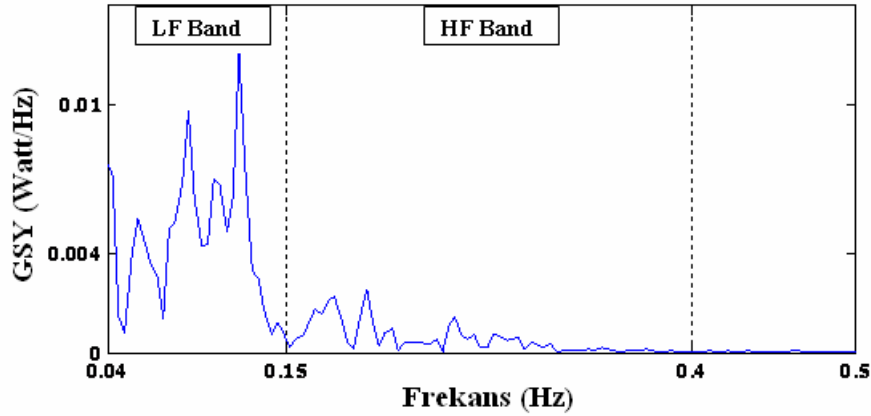
Tablo 2. 2. Zaman eksenli yöntemlerle hesaplanan bazı parametreler ve tanımları

SDRR	Ardı ardına gelen R dalgaları arasında geçen süreleri standart sapması
SDARR	Sinyal genellikle 5 dakikalık bölümlere ayrılır. Her bir bölüm için $RR_n$ ’lerin ortalamasının standart sapmasıdır.
RMSSD	$RR_n$ değerinin $RR_{n-1}$ ile olan farklarının karelerinin ortalamasının kareköküdür.
RR50	$RR_n$ değerleri arasında değeri 50 ms’den fazla olan $RR_n$ sayısı
KHD üç köşeli indeksi	$RR_n$ sayısının, daha önceden elde edilen $RR_n$ histogramının yükseklik mesafesine bölünmesiyle elde edilen indeks

Frekans eksenli analiz yöntemlerinde ise amaç  $RR_n$  aralık serileri için Güç Spektral Yoğunluk (GSY) fonksiyonunu elde etmektir. Herhangi bir fiziksel sinyalin içerdiği gücün frekans sahası üzerinde dağılımını göstermek için güç spektral analizi gerçekleştirilmektedir. GSY fonksiyonunu hesaplamak için literatürde sıklıkla kullanılan yöntemler parametrik yöntemler içinde Autoregressive (AR), parametrik olmayan yöntemler içinde de Hızlı Fourier Dönüşümü (HFD)’dür. HFD’nün avantajı kullanılan algoritmaların basit olması ve bu sayede pratikte elektronik cihazların içerisinde kısa sürelerde uygulanabilir olmasıdır. AR modelinin avantajları ise HFD’e nazaran düzgün bir GSY fonksiyonu oluşturması ve daha yüksek bir çözünürlüğe sahip olmasıdır ancak AR yöntemi ile yapılacak her frekans analizi için geçerli olan model seçimi, bu işlemin karmaşıklığı ve seçilen modelin uygun olduğunun ispatlanması gerekliliği bu yöntemin dezavantajlarıdır.

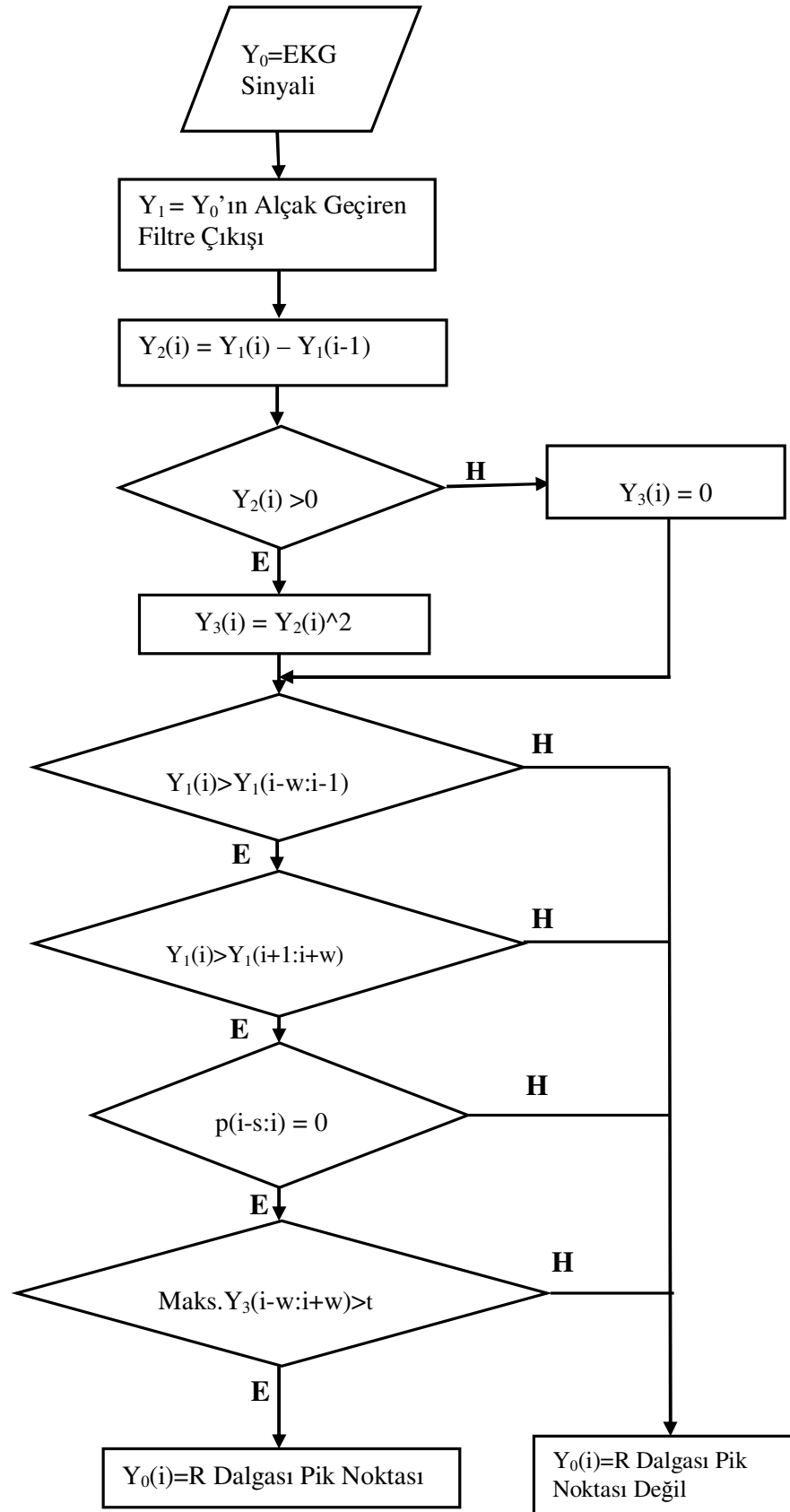
KHD sinyalinin frekans bileşenleri temel olarak iki bantta ele alınmaktadır. KHD’nin en bilinen periyodik bileşenlerinden ilki yüksek frekans bölgesindeki (HF: 0.15 – 0.4 Hz) bileşendir ve sadece parasempatik sinir sistemi tarafından kontrol edilmektedir. KHD’nin bilinen bir diğer bileşeni 0.04 ile 0.15Hz frekans sahasında bulunan alçak frekanslı bileşenidir (LF) ve bu frekans bölgesinde sempatik modülasyonunun etkisi

bulunmaktadır [50]. Bu frekans bölgelerinin dışında kısa süreli KHD sinyalleri için Çok Düşük Frekans bölgesi (VLF: 0 – 0.04 Hz) de KHD ile yapılan çalışmalarda hesaplanmaktadır ancak bu bileşenin otonom sinir sisteminin alt kolları ile ilişkili olduğuna dair herhangi bir sonuç elde edilememiştir. GSY grafiklerinden bu frekans bölgelerine ait güç bileşeni mutlak güç olarak hesaplanabilmektedir (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Koroner anjiyo esnasında non\_diazepam grubunda yer alan hastadan elde edilen KHD sinyalinin GSY grafiği

LF ve HF ait güç değerleri, her güç bileşeninin değerinin, toplam güçten VLF bandına ait güç değerinin çıkarılmasıyla elde edilen değere oranlanması sonucu normalize edilmiş bir şekilde de verilebilir [30]. HF bileşenine ait güç değerinin tamamen parasempatik ajanların etkinliğine göre değiştiği yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır [30, 51, 52]. LF bileşeninde ise sempatik ve parasempatik ajanların her ikisinin de etkili olduğunu gösteren çalışmalar olduğu gibi [53, 54] sadece sempatik ajanlar tarafından etkilendiğini gösteren çalışmalarda mevcuttur [51,55]. Bu durumda oluşacak kafa karışıklığını engellemek için her iki güç bileşeni oranlanarak (LF/HF) yeni bir parametre elde edilmiştir. Sempatovagal denge olarak da isimlendirilen bu oran, önceki duruma göre artış göstermişse sempatik aktivitede artma olduğu, azalma göstermişse parasempatik aktivitede artma olduğu şeklinde yorumlanmaktadır. Bu nedenle ilk önce KHD analizi gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada Avrupa Kardiyoloji Derneği ile Kuzey Amerika Elektrofizyoloji derneğinin birlikte belirlediği kıstaslar takip edilmiştir [30].



Şekil 2.3. R dalgalarını belirlemede kullanılan algoritmaya ait akış diyagramı

w: Çerçeve uzunluğu önceden tanımlanmış pencere

p: R dalgasının maksimum değerini aldığı noktaya karşılık gelen elemanı 1, R dalgası olmayan noktaya karşılık gelen elemanı 0 olan vektör

s: T dalgalarının R olarak belirlenmesinin önüne geçebilmek için önceden tanımlanmış güven aralığı

t: Eşik değeri

R dalgalarını belirlemek için, literatürde Manriquez ve Zhang tarafından önerilen algoritma kullanılmıştır [56, 57]. Bu algoritmaya ait akış diyagramı şekil 2.3'de verilmiştir. Elde edilen RR aralık serileri eşit uzaklıkta data noktalarından oluşmamaktadır. Bu nedenle frekans ekseninde analize geçmeden önce interpolasyon işlemi ile zamanın her anında eşit sayıda örnekten oluşan bir sinyal elde etmek gerekmektedir.

Enterpolasyon veya ara değer tahmini gibi isimlerle de anılan interpolasyon işlemi deneylerle veya ölçümlerle elde edilmiş sayısal değerleri kullanarak, bilinmeyen noktalarda bu deney veya ölçümün alacağı değerleri bulmaya yarayan matematiksel bir yöntemdir. Lineer ve kübik interpolasyon yöntemleri en çok bilinen, toplanan verilerin bir fonksiyon eğrisine uydurulması için sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Lineer interpolasyon yöntemi bilinmeyen noktanın değerini bulmak için bu noktaya en yakın, değeri bilinen noktaları kullanır. Örneğin n tane değerden oluşan bir  $f(x)$  fonksiyonu tanımlı olsun. Buna göre

$$f(x) = \begin{cases} a, & x = x_0 \\ b, & x = x_1 \end{cases} \quad (1)$$

olmak üzere değeri bilinmeyen ve  $(x_0, x_1)$  aralığında yer alan  $x$  noktası için çözüm  $y$  eşitlik (2)'dir.

$$y = a + (b - a) \left( \frac{x - x_0}{x_1 - x_0} \right) \quad (2)$$

Lineer interpolasyon için az ve kolay işlem gerekmesi avantaj olsa da, bu tür interpolasyon ile elde edilecek eğri  $(x_0, x_1)$  data noktaları arasındaki uzaklığın karesi ile orantılı bir hata içermektedir.

Kübik, spline yada bir diğer ismiyle bağ interpolasyon ile  $(x_0, x_1)$  aralığı içinde yer alan ve değeri bilinmeyen  $x$  noktasından geçecek eğri için küçük dereceli  $x_1$  noktasında ikinci dereceden türevi sıfır olan polinomlar kullanılır.

Kübik interpolasyon 4 Hz frekans değerinde uygulanmıştır. [58]. İnterpolasyon işleminden sonra her bir sinyalin güç spektral yoğunlukları Welch metodu ile hesaplanmıştır. Welch uygulanırken 256'lık Hanning penceresi kullanılmış ve her bir hesaplama için 128 örnekleme kaydırılarak yapılmıştır. Bu sayede 0,0156 Hz değerinde frekans çözünürlüğü elde edilmiştir.

$$\tilde{P}(w) = \frac{1}{MUL} \sum_{i=1}^L \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_N^i(n) W(n) e^{-jwn} \right|^2 \quad (3)$$

burada

$$x_N^i(n) = x_N[n + (i-1)M], \quad 0 \leq n \leq M-1, \quad 1 \leq i \leq L, \quad (4)$$

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} W^2(n) \quad (5)$$

$x_N(n)$  interpolasyon işlemi gerçekleştirildikten sonra elde edilen  $N$  uzunluğunda ki KHD sinyalidir. Bu sinyal  $M$  uzunluğunda  $L$  kadar segmente ayrılır.  $x_N^i(n)$ ,  $x_N(n)$ 'in  $i$ . segmentidir.  $W(n)$  ise yine  $M$  uzunluğundaki Hanning penceresini göstermektedir.

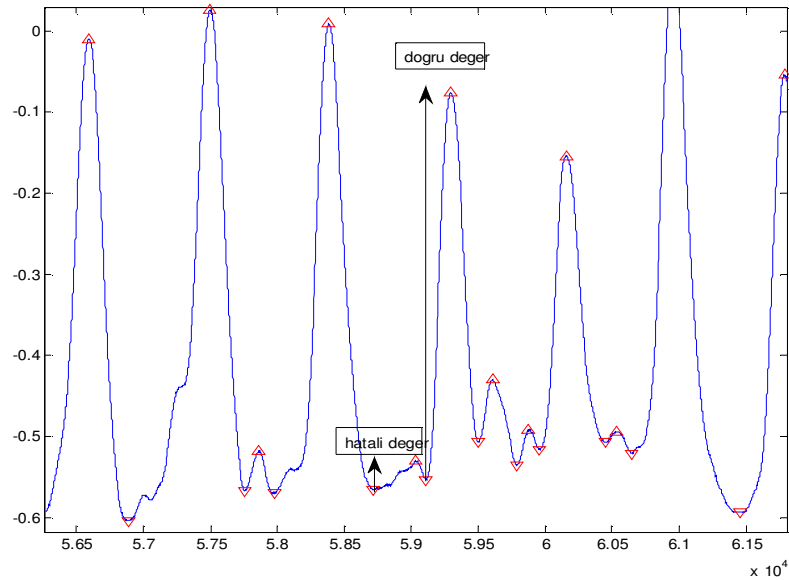
### 2.2.2 Pulsepletismografi Sinyalinden Özniteliklerin Hesaplanması

PPS sinyalinin genliğindeki artış sempatik sinir sisteminin uyarımında azalma olduğu ve bu sayede damar çeperlerinin genişleyerek parmak uçlarına daha fazla kan akışı sağlandığını göstermektedir. Her bir hastaya ait PPS sinyalinin genlik değerini hesaplamak için ilk önce sinyaldeki yerel maksimum ve minimum noktaları bulundu. Şekil 2.4'te bir denekten kaydedilmiş PPS sinyali üzerinde elde edilen yerel maksimum ve minimum noktalar görülmektedir.  $a_{k\text{maks}}$  ve  $a_{k\text{min}}$ ,  $k$ . dalganın yerel maksimum ve

minimum noktaları olmak üzere PPS sinyali içerisindeki dalgaların genlik değerlerinden oluşan  $B_k$  serisi eşitlik 4'te tanımlanmıştır.

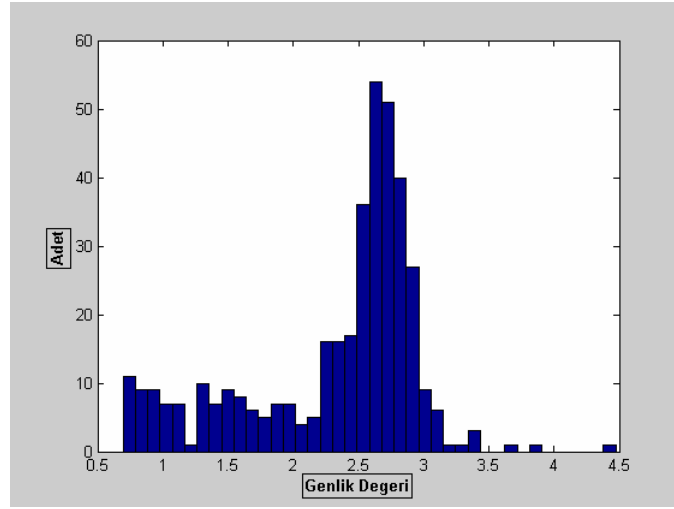
$$B_k = a_{k\text{maks}} - a_{k\text{min}}. \quad (4)$$

Ancak ilk elde edilen yerel maksimum ve minimum noktalar, genlik değeri olmayan ama işaretteki girişimler nedeniyle oluşan tepeciklere ait değerleri de içermekteydi (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Koroner anjiyo esnasında alınmış olan pulsepletismografi sinyalinde genlik değerlerine karşılık gelen, doğru ve herhangi bir genlik değerine karşılık gelmeyen hatalı noktalar.

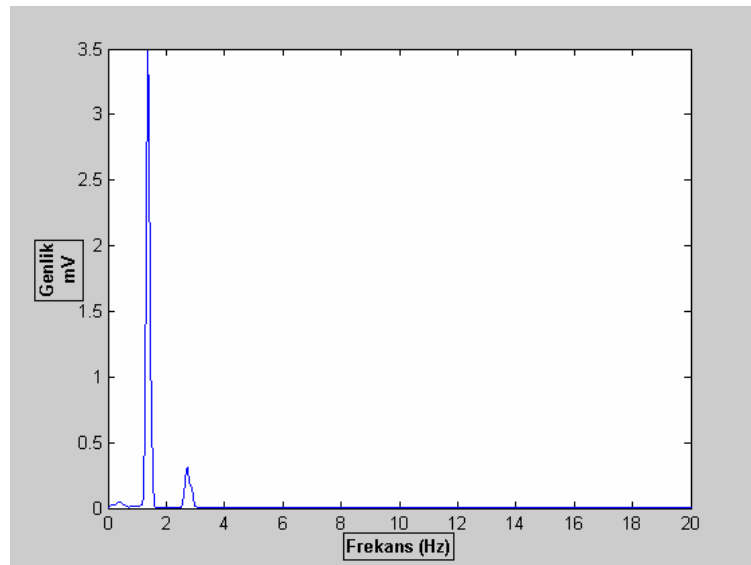
Sinyale ait bir genlik değeri ifade etmeyen maksimum noktaların etkisini ortadan kaldırabilmek için bu sinyallere ait histogramlar elde edilmiş, histogramları oluşturan değerlerin %10'luk değeri atılmış ve yeniden  $B_k$  serisi hesaplanmıştır, (Şekil 2.5). Yeniden hesaplanan bu  $B_k$  serisinin medyan değeri tez çalışmasında öznelik olarak kullanılmıştır.



Şekil 2.5. Koroner anjiyo işlemi sonrasında alınmış olan kan basıncı sinyali için elde edilen ilk histogram grafiği

Deneklerin KA testine karşı yaşadıkları duygusal değişikliklerin dikrotik çentik üzerinde oluşturacağı etkiyi nicel olarak belirleyebilmek için her bir hastaya ait PPS sinyallerinin GSY grafikleri elde edilerek maksimum genlik değeri (DN1), ikinci büyük genlik değeri (DN2) ve bunların birbirlerine oranları (DN1/ DN2) hesaplanmıştır.

Sinyalin frekans ekseninde ki güç spektral yoğunluk grafikleri Welch metodu ile hesaplanmıştır (Şekil 2.6). Hesaplama kullanılan Hanning penceresinin uzunluğu data uzunluğunun 1/5'ne karşılık gelecek şekilde ayarlanmıştır.



Şekil 2.6. Koroner Anjiyo işlemi sonrasında alınmış olan pulsepletismografi sinyali için elde edilen güç spektral yoğunluk grafiği.

### 2.2.3 Galvanik Deri Cevabı Sinyalinden Özniteliklerin Hesaplanması

Ter bezlerinde SSS'den gelen ilk uyarım ile boşalma gerçekleşmekte akabinde ise bir tür doyuma ulaşma oluşmaktadır. Ter bezlerinin akıtıldığı kanallar dolduğu için, duygusal değişikliğe neden olan uyaran tekrarlanırsa dahi artık daha fazla deri iletkenliğinin artması mümkün olmamaktadır. Bu nedenle ani uyarılar için alınan fazik deri iletkenliği kaydı yapılan çalışmalarda, uyarının ilk uygulandığı anda GSR sinyali üzerinde görülen değişiklik anlamlı olmaktadır. Tez çalışmasında kullanılan KA testi her hangi bir zaman aralığında aniden gerçekleşen bir uyaran değildir, aksine bir süreç içermektedir. Bu nedenle deneklerden alınan GSR sinyalleri için literatürde yer alan öznitelik, sinyalin ortalama genlik değeridir. Her bir hasta için ortalama genlik ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır. Bu öznitelige ek olarak GSR sinyalini oluşturan vektör 1 saniyelik parçalara bölünmüş, bu parçaların her birinin kendi içerisinde ortalamaları alınarak seg\_mean vektörleri elde edilmiştir. Bu vektörlerin medyan değerleri bulunarak tonik GSR kayıtlar için her bir hastanın durumunu değerlendirmede kullanılabilecek yeni bir öznitelik hesaplanmıştır (Eşitlik 6 –8).

seg\_mean vektörleri ile deneklerin kendi içerisinde oluşan duygu dalgalanmalarının neden olacağı uyarım sıklığı bilgisini içeren vektörler elde etmek hedeflenmiştir. Ter bezleri boşaldıktan belirli bir süre sonra yeniden emilim gerçekleşmekte, bu esnada doğal olarak ilk artışın büyüklüğü kadar olmasa da deri iletkenliği belirli bir miktar azalmaktadır. Yeterli dinlenme süresinden sonra SSS'nin tekrar uyarılması durumunda, ter bezleri yeniden boşalmaktadır. Aslında bu süreç kalp atım sıklığı ile otonom sinir sistemi arasındaki ilişkiye benzetilebilir. Kalp atım süreleri arasındaki fark sempatik sinir sisteminin uyarılma sıklığı ile değişmekteydi. Buradan yola çıkarak araştırmacılar KHD analizini geliştirdiler. Bu duruma benzer bir şekilde, SSS uyarıldığında ter bezlerinin uyarılma sıklığı bilgisini taşıyan bir öznitelik hesaplanmak istenmiştir. Ter bezleri SSS'nin her uyarılmasına kalp atım oranında olduğu gibi cevap verememektedir. Yeni bir uyarıya cevap verme belirli bir süre sonunda ter bezlerinin dinlenmesi ile mümkün olmaktadır. Literatürde bu süre ile ilgili bir bilgiye rastlanmadığı için segmentler 1 sn süreli olacak şekilde hesaplanmıştır.

$$seg\_mean(k) = \frac{1}{f_s} \sum_{i=t_{\min}(k)}^{t_{\max}(k)} GSR(i), \quad (6)$$

$$t_{\min}(k) = f_s * (k - 1) + 1, \quad (7)$$

$$t_{\max}(k) = f_s * k. \quad (8)$$

$f_s$  = örnekleme frekansı

$N$ =GSR sinyalini oluşturan vektör uzunluğu olmak üzere,  $k = (1, 2, 3, \dots, \frac{N}{f_s})$

#### 2.2.4 Kanda O<sub>2</sub> Doygunluğu Sinyalinden Özniteliğin Hesaplanması

SaO<sub>2</sub> seviyesi kullanılarak hesaplanmış, sempatik ve parasempatik sinir sistemleri arasındaki denge hakkında bilgi verebilecek herhangi bir ölçüte literatürde karşılaşılmamıştır. Ancak kandaki O<sub>2</sub> miktarının nefes alma sıklığı ve kalp atım hızı ile ilişkilidir ve bu fonksiyonlar sempatik ve parasempatik sinir sistemleri ile kontrol edilmektedir. Deneklerin KA testine karşı yaşadıkları duygusal değişikliklerin SaO<sub>2</sub> üzerinde oluşturacağı etkiyi nicel olarak belirleyebilmek için her bir hastaya ait sinyallerin medyan değerleri hesaplanmıştır.

### 2.3. İstatistiksel Analiz

Belirli bir amaç için yapılan çalışmalardan elde edilen sayısal bilgilere istatistikte veri adı verilmektedir. İstatistik bilimi bu verilerin elde edilmesi, düzenlenmesi, çözümlenmesi, sonuçların yorumlanması ile ilgili teknikleri içeren yöntemler topluluğudur. Bir çalışmaya konu olan ve bir diğeri ile aynı özellikleri içerisinde barındıran eşya, olgu v.b. birimlerin tümüne birden kitle denir. Kitledeki birim sayısını bu tez çalışmasında olduğu gibi her zaman tam olarak belirlemek mümkün olmayacağı için, kitlenin aranan özelliklerini ortaya çıkaracak yöntemlerle örnekleme yaparak seçilen ve kitlenin bütün özelliklerini taşıyan topluluğa ise örneklem denir. Kitlenin büyüklüğüne bağlı olarak bireylerin hepsini ayrı ayrı incelemek imkansız olduğu için, araştırma örneklem üzerinde yapılarak; bundan elde edilen sonuçlarla kitle üzerinde tahmin ve yorumlarda bulunulur. Nicel ya da nitel (kategorik) anlamda bir özelliğe değişken denir. Nicel değişkenler sayısal değerlerle ifade edilirken nitel değişkenler bir deneğin sayısal olmayan özelliğini ifade eder [59].

En temel bazı nicel veriler:

**Ortalama ( $\mu$ ):** Bir örneklemdaki verilerin aritmetik ortalamasıdır. Ortalama, dağılımda yer alan tüm değerler ile hesaplandığı için değerlerin sınırları ortalama sonucunu etkileyecektir. Yani her iki yönde olabilecek aşırı değerler ortalamayı etkileyerek, ortalamanın örneklem dağılımı hakkında yanıltıcı bilgi vermesine sebep olabilir.

**Medyan:** Nicel veriler büyükten küçüğe doğru sıralandığında, denek sayısı tek ise ortadaki veri, çift ise en ortadaki iki verinin ortalaması örneklem medyanıdır. Ortalama, örnekleme oluşturan değerlerin merkezde hangi değer etrafında salınım yaptığını belirlemede kullanılan istatistiksel bir ölçüdür ancak aşırı değerlere karşı çok hassastır. Örneğin örneklem içerisinde diğer değerlerden aşırı büyük veya küçük bir rakam varsa bu durumda aritmetik ortalama bu aşırı değere yaklaşma eğilimi gösterir ve hatalı bir yargı oluşmasına neden olur. Medyan veya bir diğer adıyla ortanca değer örnekleme oluşturan değerlerin en büyük olanları ile en küçük olanlarını ikiye ayıran merkezsel konum ölçüsüdür ve bu nedenle aritmetik ortalamanın neden olabileceği hatayı içermez. Gerçekleştirilen tez çalışmasında yukarıda bahsedilen nedenle ortalama yerine medyan değerleri kullanılmıştır.

Nicel verilerin gösterdiği farklılık ve değişikliğinin istatistiksel ölçülerine değişim ölçüleri denir. En çok kullanılan değişim ölçüsü standart sapmadır ( $SD-\sigma$ ). Kısaca dağılımdaki deneklerin ortalamadan ayrılışlarının karelerinin ortalamasıdır. Standart sapma  $s$  ile gösterilir ve örneklem standart sapması sapmaların özel bir yolla bir araya getirilmesi ile elde edilir.

$$s = \sqrt{\frac{\sum (y - \bar{y})^2}{n - 1}} \quad (9)$$

SD hesaplanmasında kullanılan her bir sapmanın büyüklüğü (pozitif ya da negatif olması önemli olmaksızın) ilgili gözlemin örneklem ortalamasından olan uzaklığı olarak yorumlanabilir. Formülden de anlaşıldığı gibi her bir sapma SD'nin değerine etkide bulunur. Böylece veri sayısı aynı farklı iki örneklemden daha az dağılmış verilere sahip olanın SD daha düşük olacaktır. Bir diğer değişim ölçüsü dağılımda verilerin ortalamadan ayrılışlarının ortalamasını veren varyanstır.

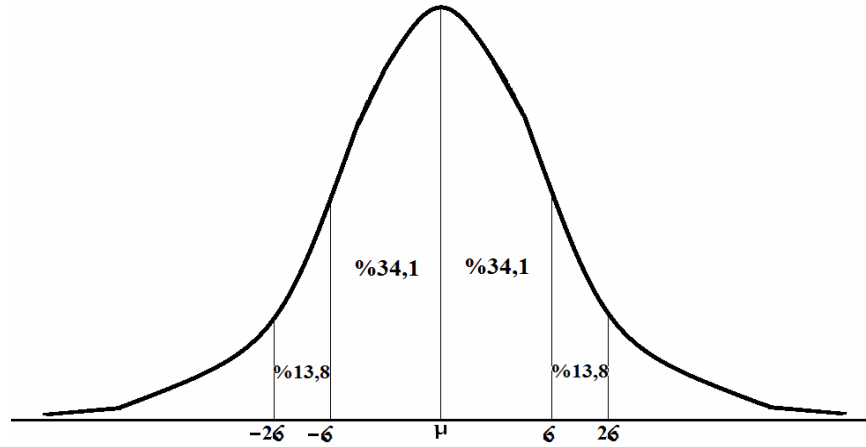
Aslında aynı kitleden belirli sayıda alınan iki örneklemin ortalaması genellikle aynı olmaz. Ortalamaların standart hatası olarak tanımlanan bu durum kitleden alınabilecek bütün örneklerin ortalamaları arasındaki muhtemel hata oranıdır ve kısaca SEM olarak gösterilmektedir. SEM kitle ortalamasının tahmini değeri olarak kullanılacak örneklem ortalamasının güvenilirliğinin bir ölçüsüdür ve değeri azaldıkça yapılan tahmin o kadar kesinlik kazanır. Bir örneklem için SEM değeri o örneklemin standart sapması hakkında da fikir verir çünkü eşitlik 10'da verildiği gibi örneklemin standart sapmasının örneklemin eleman sayısının kareköküne bölünmesiyle bulunur.

$$SEM = \frac{SD}{\sqrt{n}} \quad (10)$$

Örneklemden elde edilen kitle parametrelerinin doğruluklarının araştırılması işlemine Hipotez Testi denir. Hipotez testi neticesinde örneklemden elde edilen verilere dayanarak hipotezin reddedilmesi ya da edilmemesi yönünde karar verilir. Analiz aşamasında kullanılan, kabul ya da reddedilen hipotez yokluk hipotezidir ve karar verme işlemi yokluk hipotezinin kabul veya reddedilmesine göre yapılır. Yokluk hipotezi (H<sub>0</sub>) kitleye ait parametrenin tahmin edilmesi için örneklemden hesaplanan değer kitle parametresi değeri ile aynı olduğunu ifade eder. Alternatif hipotez ise yokluk hipotezinin karşıtı olup H<sub>1</sub> ya da H<sub>A</sub> ile gösterilir. Yokluk hipotezinin hesaplanan test istatistiğine göre reddedildiği bölge ret bölgesi olarak adlandırılır. Örneklem verilerinden elde edilen test istatistiği ret bölgesine düşerse yokluk hipotezi reddedilir. Ret bölgesine ait olasılığa istatistik literatüründe manidarlık düzeyi adı verilmektedir [59, 60].

Hipotez testi gerçekleştirilirken ilk önce kitle dağılımı hakkında örneklem üzerinden varsayım yapılır. Örneklemden elde edilen verilerle dağılımın ne olduğu belirlenmelidir. Bununla birlikte çoğu biyolojik ve sağlık değişkeninin deneysel dağılımı normal dağılım olarak adlandırılan, örnekleme ait verilerin ortalama etrafında simetrik bir yayılma gösterdiği ve çoğunun ortalamaya çok yakın değerler aldığı dağılıma uymaktadır. Şekil 2.7'den de görüldüğü gibi ortalamadan uzaklaştıkça gözlenen değerlerin yoğunluğu azalmaktadır. Aynı zamanda Gauss tipi dağılım olarak da isimlendirilen normal dağılım eğrisinin altında kalan alan, ortalama ( $\mu$ ) ve standart sapma ( $\sigma$ ) değerleri ile orantılı olarak, belirli % değerlere göre yoğunlaşmalar gösterir.

Örneğin normal dağılım gösteren bir kitleden seçilmiş örneklem değerlerinin %68'i ortalamaya ( $\mu$ ) yaklaşırken bir standart sapma ( $\sigma$ ) kala başlayan nokta ile ortalamadan ( $\mu$ ) uzaklaşırken mesafenin bir standart sapma ( $\sigma$ ) olduğu nokta arasında bulunur (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Normal dağılım eğrisi. Bu eğride  $\mu \pm \sigma$  toplam alanın % 68.26'sini,  $\mu \pm 2\sigma$  toplam alanın % 95.44'nü,  $\mu \pm 1.96\sigma$  toplam alanın % 95.00'ni,  $\mu \pm 2.58\sigma$  toplam alanın % 99.00'nu,  $\mu \pm 3.28\sigma$  toplam alanın % 99.90'nı belirtir.

Hipotez testini oluşturmada ikinci adım yokluk ( $H_0$ ) ve alternatif ( $H_A$ ) hipotezlerini kurmaktır. a ve b gibi iki değer için  $a < b$ ,  $a = b$  ve  $a > b$  şeklinde üç durum söz konusudur.  $H_0$ 'da genel olarak eşitlik durumu ile diğer iki durumdan birisi bulunur. Üçüncü adımda manidarlık düzeyi seçilir.  $H_0$  doğru olduğu halde reddedilme olasılığına  $\alpha$  (Tip 1 hata) denir ve seçilecek manidarlık düzeyi  $H_0$ 'ın ret bölgesini belirleyeceği için  $\alpha$  ile direk orantılıdır. Son aşamada ise örneklemden elde edilen verilerden test istatistiği hesaplanır ve bu değer kritik değer ile karşılaştırılır. Eğer elde edilen test istatistiği kritik değerden büyükse  $H_0$  reddedilir [59, 60].

İki örneklemin ortalamalarının karşılaştırılması ile aralarındaki farkın anlamlı bir farklılık olup olmadığını incelemek için kullanılan t-test'i tez çalışmasında kullanılan istatistiksel analiz yöntemidir. Diazepam ve non\_diazepam olmak üzere iki farklı denek grubu ve üç farklı anjiyografi evresi (Öncesinde, Esnasında, Sonrasında) arasında olduğu için istatistiksel analiz denek grupları arasında ve evreler arasında olmak üzere ayrı ayrı yapılmıştır. Anjiyo evreleri arasındaki karşılaştırma ile aynı deneklerin farklı anjiyo fazları altında farklılığın anlamlı olup olmadığı analiz edileceği için eşleştirilmiş t-testi

kullanılmıştır. Buna mukabil diazepam ilacının etkisini belirlemek için farklı deneklerden oluşan iki grup oluşturulmuştur. Bu nedenle aynı anjiyografi evresinde farklı deneklerden oluşan gruplar arasında (diazepam, non\_diazepam) farklılığın anlamlı olup olmadığı bağımsız t-test'i ile analiz edilmiştir. Analiz sonucunda 0.05' den daha düşük olan p değeri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi.

### 3. BÖLÜM

#### BULGULAR

Gerçekleştirilen tez çalışmasında; kalp damar tıkanıklıklarının teşhisinde kullanılan ve girişimsel bir test olan koroner anjiyografinin hastalarda sebep olduğu duygusal değişiklikleri değerlendirmek için EKG, PPS, GSR ve SaO<sub>2</sub> sinyalleri kaydedilmiştir. Bu sinyallerden elde edilen öznitelikler üç farklı evre ve diazepam alan ve almayanlardan oluşan gruplar arasında istatistiksel olarak incelenmiştir. Hesaplanan öznitelikler;

1. EKG sinyali kullanılarak elde edilen KHD sinyalinin güç spektral yoğunluk değerinden hesaplanan  $LF/HF$  oranı,
2. PPS sinyalinden
  - a. Her bir dalganın genlik değerinden oluşan  $B_k$  serisinin medyan değeri
  - b. PPS sinyaline ait baskın harmoniğin maksimum güç spektral yoğunluğu (DN1), dikrotik çentik nedeniyle oluşan ikinci harmoniğin maksimum güç spektral yoğunluğu (DN2) ve bunların oranları (DN1/DN2),
3. GSR sinyalinden
  - a. Ortalama genlik değeri (deri iletkenliği seviyesi)
  - b. GSR sinyalinin 1 sn lik segmentlerinin ortalama değerlerinden oluşan Seg\_mean vektörünün medyan değeri
4. SaO<sub>2</sub> sinyalinin medyan değeri

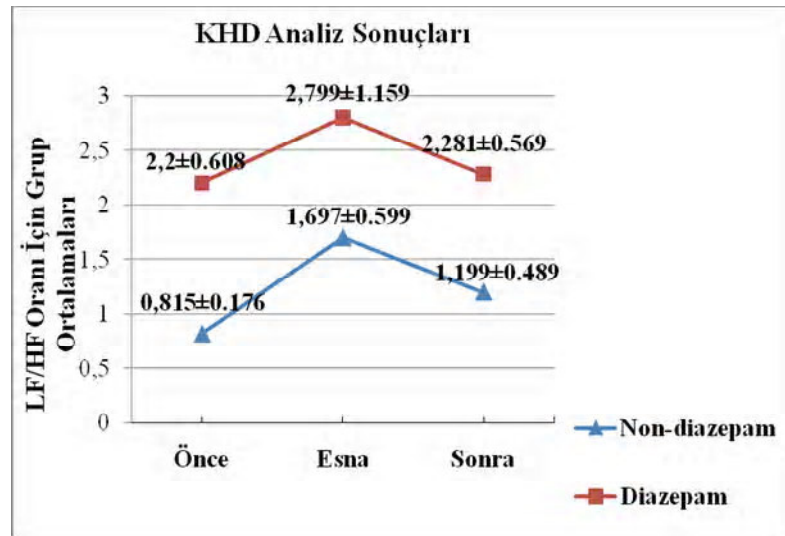
Elde edilen bulgular diazepam ve non\_diazepam grupları için ayrı ayrı tablolarda verilmiştir. Her bir öznitelik için hesaplanan p – değerleri ise non\_diazepam grubu için özniteliklere ait değerleri içeren tabloyu takiben “yardımcı tablo” başlıklı tablolarda verilmiştir. Bu tablolara ek olarak özniteliklerin grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre aldıkları değerler çizgi grafiklerle gösterilerek karşılaştırma yapılması sağlanmıştır

### 3.1. Kalp Atım Hızı Değişimi Sinyali Analiz Sonuçları

Sempatik ve parasempatik aktivitenin arasındaki dengeye göre, sempatik aktivite daha yoğun olduğunda değeri artan, parasempatik aktivite yoğunlaştığında ise değeri azalan *LF/HF* oranı hesaplanan ilk özneliktir. Diazepam ve non\_diazepam grubu için hesaplanan *LF/HF* oranı sırasıyla tablo 3.1 ve 3.2’te verilmektedir.

Tablo 3.1. KHD analiz sonuçları: Diazepam grubu için farklı anjiyografi evrelerinde *LF/HF* oranları.

Denek	Anjiyo Öncesi	Anjiyo Esnası	Anjiyo Sonrası
1	0.878	6.368	1.267
2	0.552	0.124	1.005
3	0.667	0.053	1.167
4	0.399	0.384	0.479
5	1.244	2.558	0.453
6	7.914	11.909	3.882
7	4.714	1.178	2.545
8	1.021	1.435	0.734
9	1.962	0.303	2.600
10	6.150	15.813	5.667
11	0.680	0.478	5.286
12	0.522	0.289	1.320
13	0.678	0.516	0.266
14	0.657	0.794	0.167
15	1.576	0.798	7.914
16	5.585	1.782	1.738



Şekil 3.1. *LF/HF* Oranı için grup ortalama değerinin anjiyo evrelerine göre değişimi

Her iki grup içinde  $LF/HF$  oranının ortalama değeri anjiyo esnasında en büyük değerini almıştır (Şekil 3.1). Bu sonuç her iki grup içinde sempatik aktivasyonun anjiyo esnasında diğer durumlara göre daha fazla olduğunu göstermektedir ancak yardımcı tablodan da görüleceği üzere yine her iki grup için anjiyo esnası ile diğer durumlar arasında anlamlı bir farklılık oluşmamıştır. Bu durum anjiyo esnasında yaşanan stres ve kaygının sempatik aktivasyonu artırdığı ancak bu artışın  $LF/HF$  oranında istatistiksel olarak anlamlı olmadığını göstermektedir.

Tablo 3.1 ve 3.2 için yardımcı tablodan gruplar arasında istatistiksel analiz sonuçları incelendiğinde sadece anjiyo öncesinde anlamlı bir farklılığın olduğu görülmektedir. Anjiyo öncesinde  $LF/HF$  oranının ortalama değeri diazepam grubu için daha büyüktür. Bir diğer ifadeyle sempatik aktivasyon diazepam grubunda non\_diazepam grubuna göre daha yoğun olmuştur. Diazepam ilacı yutan grupta bu ilacın etkisi ile sempatik aktivitenin düşmesi ve  $LF/HF$  oranının küçük değerler alması beklenirdi ancak bu durum tersine gelişmiş ve diazepam yutmayan grupta her üç durum içinde bu oran ilacı yutan gruba göre daha düşük olmuştur. Bu bulgunun muhtemel nedenleri bir sonraki bölümde tartışılacaktır.

Tablo 3.2. KHD analiz sonuçları: Non\_Diazepam grubu için farklı anjiyografi evrelerinde  $LF/HF$  oranları.

Denek	Anjiyo Öncesi	Anjiyo Esnası	Anjiyo Sonrası
1	0.117	0.199	0.133
2	0.148	0.304	0.500
3	0.261	0.615	2.250
4	0.246	0.179	0.458
5	0.686	2.000	9.000
6	0.332	0.322	0.120
7	0.420	0.171	0.274
8	0.362	0.073	0.139
9	1.024	0.169	0.724
10	0.841	0.576	0.967
11	0.084	0.367	0.184
12	1.545	0.357	0.283
13	2.854	1.312	0.839
14	1.669	5.444	0.591
15	0.966	9.154	2.229
16	0.256	0.512	0.274
17	1.778	3.324	0.503
18	1.089	5.473	2.108

Tablo 3.1 ve 3.2 için Yardımcı Tablo (LF/HF oranları için p-değerleri)

Evreler Arasında İstatistiksel Analizi			Gruplar Arasında İstatistiksel Analizi		
Diazepam	Önce-Esna	0.483	Diazepam - Non-diazepam	Önce	<b>0.028</b>
	Önce-Sonra	0.902		Esna	0.389
	Esna-Sonra	0.637		Sonra	0.157
Non_Diazepam	Önce-Esna	0.133			
	Önce-Sonra	0.469			
	Esna-Sonra	0.470			

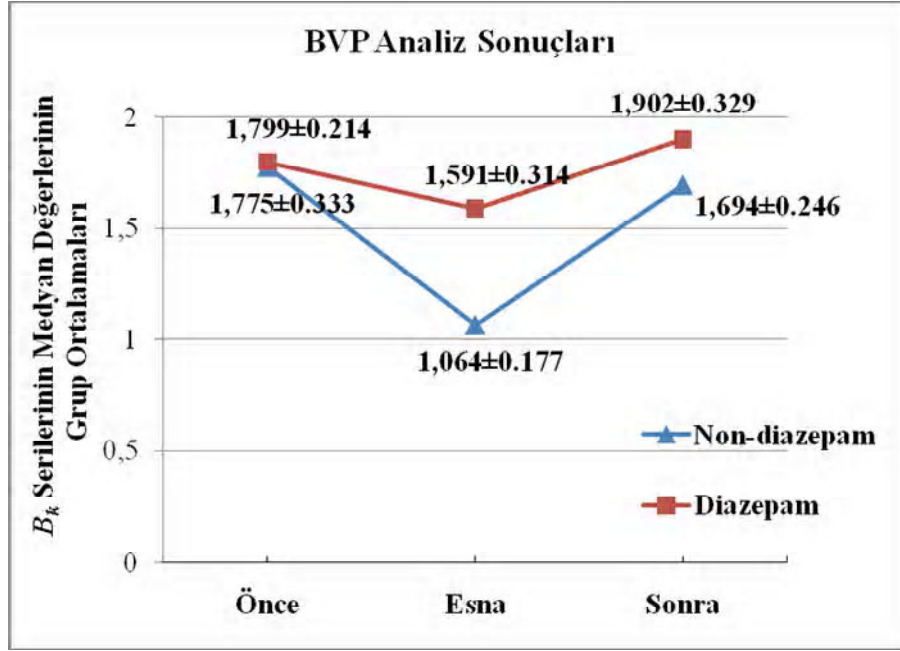
### 3.2. Pulsepletismografi Sinyali Analiz Sonuçları

PPS sinyalinin genlik değeri sempatik aktivasyon ile ters orantılı olarak değişmektedir. Çünkü sempatik aktivite arttığında damar çeperleri daralmasına bağlı olarak kan miktarı azalmakta ve bu nedenle damardan yansıyan ışık miktarı azalmaktadır. Sempatik aktivite azaldığında da tersi durum gerçekleşmektedir. Diazepam ve non\_diazepam grubu için PPS sinyallerinden elde edilen  $B_k$  serisinin medyan değerleri sırasıyla tablo 3.3 ve 3.4'te verilmektedir.

Tablo 3.3. PPS Analiz Sonuçları: Diazepam grubunda yer alan her bir hasta için  $B_k$  serilerinin medyan değerleri. Parantez içerisindeki değerler  $B_k$  serilerinin uzunluklarını göstermektedir.

Denek	Anjiyo Öncesi	Anjiyo Esnası	Anjiyo Sonrası
1	1.836 (561)	0.089 (1170)	0.243 (351)
2	1.253 (499)	2.543 (476)	1.685 (433)
3	0.738 (838)	0.259 (495)	0.566 (616)
4	3.004 (474)	3.037 (642)	0.824 (440)
5	2.529 (504)	4.312 (468)	5.095 (341)
6	1.348 (720)	0.544 (457)	0.331 (350)
7	1.657 (745)	2.041 (674)	2.605 (609)
8	2.140 (693)	2.699 (526)	2.719 (400)
9	2.178 (324)	2.754 (764)	1.876 (250)
10	1.182 (660)	0.366 (511)	2.452 (182)
11	3.099 (130)	1.327 (520)	2.449 (517)
12	1.620 (299)	2.276 (341)	0.028 (519)
13	0.840 (691)	0.453 (683)	1.406 (374)
14	3.388 (552)	1.582 (616)	2.769 (314)
15	1.307 (438)	0.536 (549)	2.577 (388)
16	0.658 (784)	0.636 (904)	2.811 (252)

Her iki grup içinde  $B_k$  serilerinin medyan değerlerinin ortalamaları en küçük değerini anjiyo esnasında almıştır (Şekil 3.2). Bu sonuç her iki grup içinde sempatik aktivasyonun, anjiyo esnasında diğer durumlara göre daha fazla olduğunu göstermektedir.



Şekil 3.2.  $B_k$  medyan değerleri için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi

Tablo 3.3 ve 3.4 için oluşturulan yardımcı tablodan evreler arasında istatistiksel analiz sonuçları incelendiğinde diazepam grubunda, anjiyo esnasında daha yoğun olan sempatik aktivasyonun anjiyo esnası ile diğer durumlar arasında anlamlı bir farklılığa netice verecek kadar yoğun olmadığı görülmektedir. Bununla birlikte non\_diazepam grubu için anjiyo esnası ile diğer iki evre arasında yapılan istatistiksel analiz, anjiyo esnası ile diğer evrelerde hesaplanan medyan değerleri arasındaki farklılığın istatistiksel olarak anlamlı olduğunu göstermektedir. Bu bulgular anjiyo esnasında yaşanan stres ve kaygının sempatik aktivasyonu artırdığı ve bu artışın her hangi bir sakinleştirici etken bulunmadığında  $B_k$  serisi medyan değerlerinde istatistiksel olarak anlamlı farklılıklar oluşturduğunu göstermektedir.

Tablo 3.3 ve 3.4 için yardımcı tablodan gruplar arasında istatistiksel analiz sonuçları incelendiğinde gruplar arasında anlamlı bir farklılığın oluşmadığı görülmektedir. Bu bulgular diazepam nedeniyle sempatik aktivasyonun yoğunluğunda azalma ve/veya

parasempatik aktivasyonun yoğunluğunda artma gibi beklenen değişikliklerin,  $LF/HF$  oranında olduğu gibi  $B_k$  serisi medyan değerlerinde de anlamlı bir farklılığa neden olmadığını göstermektedir.

Tablo 3.4. PPS Analiz Sonuçları: non\_diazepam grubunda yer alan her bir hasta için  $B_k$  serilerinin medyan değerleri. Parantez içerisindeki değerler  $B_k$  serilerinin uzunluklarını göstermektedir.

Denek	Anjiyo Öncesi	Anjiyo Esnası	Anjiyo Sonrası
1	0.561 (807)	0.666 (738)	0.042 (559)
2	0.719 (356)	0.718 (639)	0.833 (698)
3	1.094 (520)	0.606 (600)	1.894 (782)
4	1.295 (856)	1.377 (883)	0.847 (903)
5	6.295 (639)	2.667 (614)	1.148 (489)
6	1.411 (801)	0.471 (441)	1.594 (502)
7	0.869 (593)	0.273 (853)	1.572 (388)
8	1.229 (575)	0.164 (1471)	0.782 (286)
9	1.307 (718)	0.373 (812)	1.295 (366)
10	3.697 (304)	2.371 (716)	1.758 (682)
11	1.105 (295)	0.738 (670)	1.891 (322)
12	2.751 (502)	2.139 (600)	2.524 (418)
13	1.902 (771)	1.290 (744)	2.916 (719)
14	1.013 (601)	0.285 (1201)	0.262 (567)
15	3.018 (206)	1.617 (705)	4.400 (272)
16	1.293 (528)	1.247 (678)	2.368 (374)
17	1.709 (488)	0.748 (671)	1.677 (396)
18	0.675 (625)	1.395 (623)	2.683 (286)

Tablo 3.3 ve 3.4 için Yardımcı Tablo ( $B_k$  serilerinin medyanlar için p-değerleri )

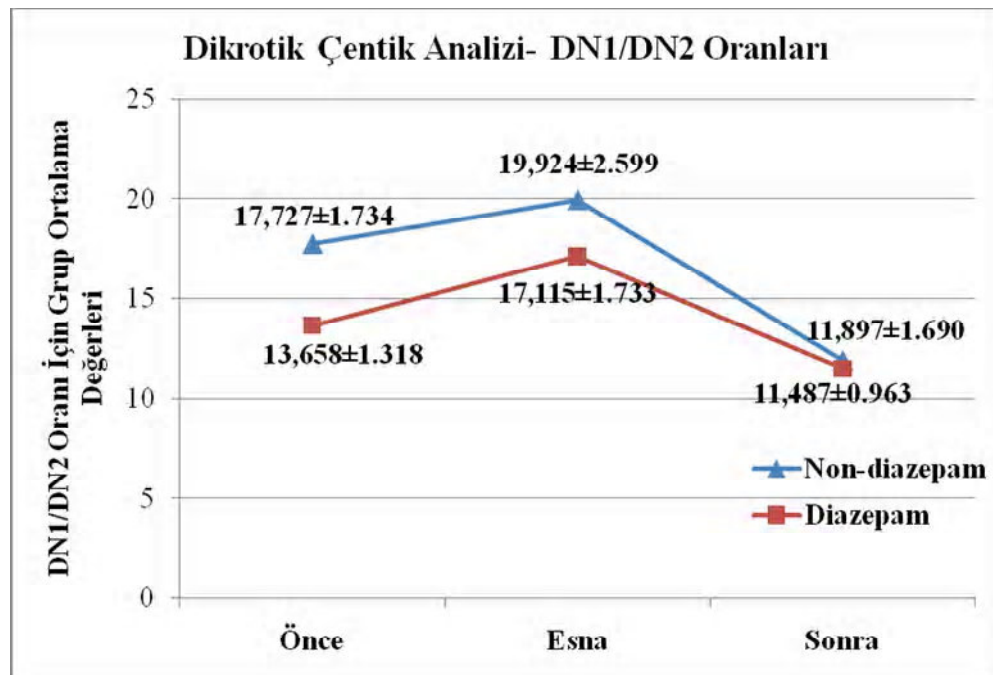
Evreler Arasında İstatistiksel Analizi			Gruplar Arasında İstatistiksel Analizi	
Diazepam	Önce-Esna	0.449	Diazepam - Non-diazepam	
	Önce-Sonra	0.765		
	Esna-Sonra	0.375		
Non-Diazepam	Önce-Esna	<b>0.004</b>	Önce	0.953
	Önce-Sonra	0.828	Esna	0.142
	Esna-Sonra	<b>0.018</b>	Sonra	0.610

PPS sinyalleri kullanılarak yapılan bir diğer analiz dikrotik çentik nedeniyle frekans ekseninde görülen değişiklikleri yansıtmaktadır. PPS sinyalinin frekans eksenindeki spektrumları incelendiğinde Dikrotik çentiğin varlığından kaynaklanan ikinci bir spektrum görülmektedir. PPS sinyaline ait baskın harmoniğin maksimum güç spektral

yoğunluğu (DN1) değeri, dikrotik çentik nedeniyle oluşan ikinci harmoniğin maksimum güç spektral yoğunluğu (DN2) değeri ve bunların oranları (DN1/DN2) diazepam ve non\_diazepam grubu için sırasıyla tablo 3.5 ve 3.6 de görülmektedir.

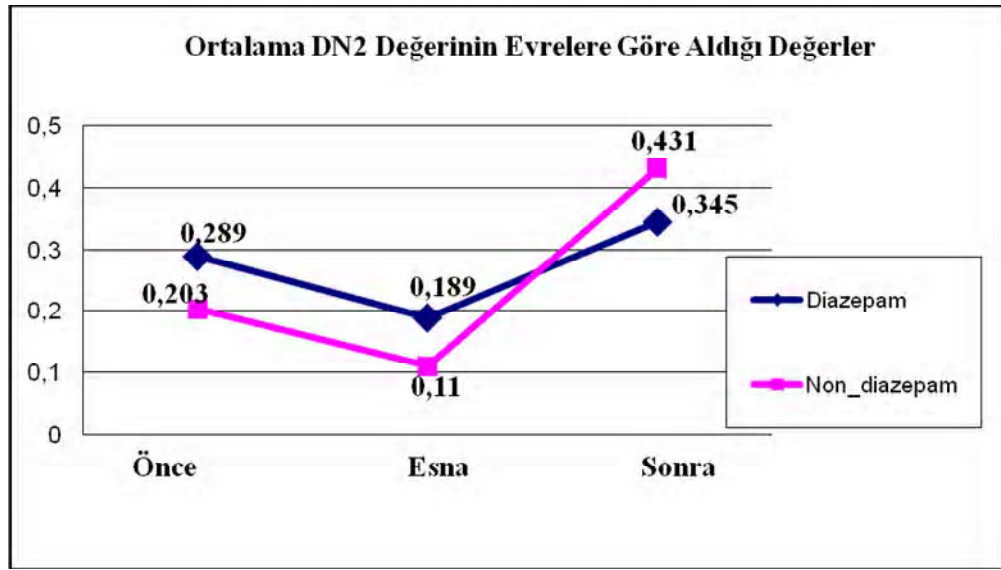
Tablo 3.5. Diazepam grubu için bir (DN1) ve ikinci (DN2) harmoniklerin maksimum güç spektral yoğunluk değerleri ve bunların oranları (DN1/DN2).

Anjiyo Öncesi			Anjiyo Esnası			Anjiyo Sonrası		
DN1	DN2	DN1/DN2	DN1	DN2	DN1/DN2	DN1	DN2	DN1/DN2
2.256	0.097	23.260	0.028	0.002	17.668	0.079	0.008	9.910
1.522	0.156	9.767	5.527	0.260	21.225	3.459	0.490	7.059
0.654	0.047	13.938	0.124	0.010	12.164	0.406	0.030	13.751
8.211	0.376	21.816	7.133	0.341	20.895	0.761	0.048	15.953
5.216	0.357	14.620	13.358	0.552	24.198	20.840	1.606	12.979
3.217	0.343	9.369	0.274	0.017	15.930	0.111	0.008	13.801
2.685	0.167	16.123	2.531	0.090	28.184	3.608	0.339	10.632
7.344	1.109	6.620	11.671	0.844	13.821	8.694	0.542	16.050
2.892	0.287	10.080	4.697	0.359	13.066	2.393	0.210	11.412
1.037	0.141	7.354	0.176	0.012	14.813	3.093	0.238	13.017
7.469	0.462	16.173	0.597	0.057	10.427	2.324	0.198	11.755
0.898	0.059	15.344	3.321	0.301	11.019	0.001	0.000	2.288
0.410	0.022	18.814	0.204	0.010	20.242	1.614	0.093	17.403
13.902	0.832	16.715	2.870	0.089	32.341	10.145	1.043	9.725
1.229	0.093	13.237	0.144	0.016	8.862	3.480	0.312	11.154
0.377	0.071	5.293	0.404	0.045	8.980	2.480	0.359	6.898



Şekil 3.3 DN1/DN2 oranı için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi

Her iki grupta DN1/DN2 oranı için grup ortalama değerlerine bakıldığında en büyük değerini anjiyo esnasında aldığı görülmektedir (Şekil 3.3). DN1 ve DN2 için ayrı ayrı grup ortalama değerleri incelendiğinde DN1/DN2 oranının en büyük değerini anjiyo esnasında almasının DN2 değerinin en küçük değerini anjiyo esnasında almasından kaynaklandığı görülmektedir. Ortalama DN2'nin anjiyo öncesi, esnası ve sonrasında aldığı değerler arasındaki fark şekil 3.4'de görülmektedir.



Şekil 3.4. DN2 değerinin anjiyo evrelerine değişimi

KA işleminin neden olduğu stres ve kaygı kalp atım basıncının artmasına, zaman ekseninde dikrotik çentiğin kaybolmasıyla birlikte dikrotik çentik nedeniyle oluşan ikinci harmoniğin güç yoğunluk değerinin de azalmasına neden olmuştur.

Evreler arasında istatistiksel analiz sonuçlarına göre diazepam grubunda DN1/DN2 oranı için sadece anjiyo esnası ile anjiyo sonrasında ait DN1/DN2 oranları arasında anlamlı bir farklılık bulunmaktadır. Non\_diazepam grubunda ise anjiyo esnası ile anjiyo sonrası arasında ve anjiyo öncesi ile anjiyo sonrası DN1/DN2 oranları arasındaki farklılık anlamlıdır. Bu bulgular DN1/DN2 oranının en büyük değerini anjiyo esnasında aldığı sonucu ile birlikte düşünüldüğünde anjiyo esnasında yaşanan stres ve kaygının sempatik aktivasyonu artırdığı ancak bu artışın DN1/DN2 oranında her şart altında anlamlı bir farklılığa netice vermediğini göstermektedir.

Tablo 3.6. Non\_diazepam grubu için bir (DN1) ve ikinci (DN2) harmoniklerin maksimum güç spektral yoğunluk değerleri ve bunların oranları (DN1/DN2).

Anjiyo Öncesi			Anjiyo Esnası			Anjiyo Sonrası		
DN1	DN2	DN1/DN2	DN1	DN2	DN1/DN2	DN1	DN2	DN1/DN2
0.328	0.010	31.372	0.534	0.017	32.148	0.002	0.000	3.600
0.553	0.021	25.758	0.474	0.028	17.150	0.701	0.092	7.652
1.519	0.096	15.897	0.751	0.028	26.371	5.633	0.840	6.709
1.602	0.195	8.222	1.741	0.155	11.237	0.765	0.067	11.457
6.423	0.752	8.541	5.760	0.883	6.525	1.730	0.163	10.610
2.248	0.177	12.698	0.201	0.007	30.204	2.871	0.265	10.825
0.739	0.034	21.686	0.078	0.004	20.418	2.225	0.076	29.337
2.094	0.076	27.424	0.040	0.025	1.573	0.590	0.315	1.877
2.419	0.104	23.342	0.270	0.012	21.712	2.197	0.087	25.116
8.683	0.564	15.401	2.539	0.139	18.219	3.178	0.175	18.140
0.969	0.074	13.078	0.696	0.018	39.256	2.526	0.159	15.874
6.195	0.580	10.673	2.246	0.125	18.021	5.189	0.300	17.314
3.394	0.334	10.160	1.421	0.093	15.216	8.538	1.291	6.616
1.558	0.057	27.436	0.104	0.029	3.575	0.014	0.002	8.833
4.310	0.324	13.284	2.571	0.178	14.478	12.026	2.680	4.487
2.268	0.137	16.602	2.753	0.152	18.160	5.553	0.451	12.313
2.196	0.089	24.760	0.617	0.015	41.242	3.444	0.279	12.339
0.416	0.033	12.750	1.722	0.074	23.134	5.671	0.514	11.041

Tablo 3.5 ve 3.6 için Yardımcı Tablo (DN1, DN2 ve DN1/DN2 için p değerleri)

Evreler Arasında İstatistiksel Analiz				
Diazepam		DN1	DN2	DN1/DN2
	Önce-Esna	0.729	0.117	0.062
	Önce-Sonra	0.838	0.585	0.178
Esna-Sonra	0.489	0.128	<b>0.009</b>	
Non_Diazepam	Önce-Esna	<b>0.005</b>	<b>0.018</b>	0.4□9
	Önce-Sonra	0.312	0.154	<b>0.035</b>
	Esna-Sonra	<b>0.009</b>	0.058	<b>0.010</b>

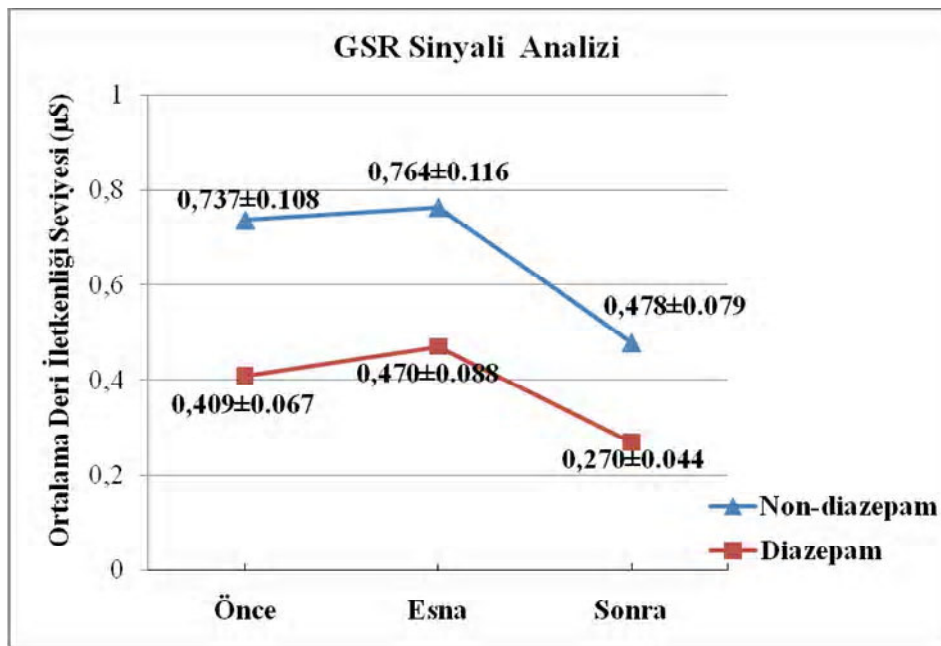
  

Gruplar Arasında İstatistiksel Analiz			
Diazepam – Non_diazepam			
	DN1	DN2	DN1/DN2
Önce	0.333	0.350	0.076
Esna	0.074	0.315	0.387
Sonra	0.751	0.657	0.840

Gruplar arasında istatistiksel analiz sonuçları incelendiğinde  $LF/HF$  oranı ve  $B_k$  serisi medyan değerleri ile benzer şekilde DN1/DN2 oranında diazepam nedeniyle her hangi bir anlamlı farklılığın oluşmadığı görülmektedir.

### 3.3. Galvanik Deri Cevabı Sinyali Analiz Sonuçları

Sempatik sinir sistemi bir uyarı ile uyarıldığında ter bezlerinin boşalması, kılcal damarların genişlemesi gibi karışık cevaplar üretmektedir. İyi bir iletken olan ter, deri direncinin azalmasına ve GSR sinyallerinin genliğinin artmasına neden olmaktadır. Kolay ölçülebilen ve nispeten güvenilir olan GSR sinyali duyguları belirlemede bir ölçüt olarak kullanılmaktadır. Tez çalışmasında da her bir hasta için GSR sinyalleri kaydedilmiş, ortalama ve standart sapma değerleri hesaplanmıştır (Tablo 3.7 ve 3.8).



Şekil 3.5 Deri iletkenliği seviyesi için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi

Her iki grup içinde GSR sinyallerinin ortalama değeri anjiyo esnasında en büyük değerini almıştır (Şekil 3.5). Bu sonuç her iki grup içinde sempatik aktivasyonun anjiyo esnasında diğer durumlara göre daha fazla olduğunu göstermektedir ancak yardımcı tablodan da görüleceği üzere yine her iki grup için anjiyo esnası ile diğer durumlar arasında anlamlı bir farklılık oluşmamıştır. Bu durum anjiyo esnasında yaşanan stres ve kaygının sempatik aktivasyonu artırdığı ancak bu artışın GSR sinyali ortalama değerinde istatistiksel olarak anlamlı olmadığını göstermektedir. Sadece non\_diazepam grubu için anjiyo öncesi ile sonrası için elde edilen p – değeri anlamlıdır. Diğer yandan anjiyo öncesi ile esnası için elde edilen grup ortalamaları birbirlerine çok yakın değerlerdeyken anjiyo sonrası için grup ortalamaları ile aralarında büyük bir fark olduğu

görülmektedir. Bu bulgular literatürde var olan anjiyo öncesinde testten ve test sonuçları ile ilgili endişeden kaynaklanan kaygının kişilerde strese neden olduğu sonucu ile uyuşmaktadır [14 - 16]. Anjiyo öncesinde oluşan bu kaygı sempatik aktivasyonu artırdığı için anjiyo öncesi ile esnası arasında anlamlı farklılıklar oluşmamış ancak anjiyo sonrası parasempatik aktivasyonun etkisiyle deri iletkenliği seviyesi diğer evrelere nazaran çok küçük değerlerde oluşmuştur. Ek olarak bu bulguların diğer sinyallere nazaran GSR sinyallerinde çok daha belirgin olması anjiyo öncesinde oluşan kaygının GSR sinyalleri ile değerlendirilebileceğini göstermektedir.

Tablo 3.7. Diazepam grubu için GSR sinyallerinin ortalama ve standart sapma (SD) değerleri

Denek	Önce		Esna		Sonra	
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	Ortalama	SD
1	0.433	0.123	0.528	0.017	0.046	0.002
2	0.188	0.022	0.138	0.012	0.086	0.003
3	0.941	0.083	1.517	0.147	0.046	0.002
4	0.450	0.050	0.271	0.030	0.458	0.054
5	0.345	0.074	0.911	0.031	0.324	0.036
6	0.521	0.146	0.647	0.025	0.378	0.076
7	0.968	0.180	0.441	0.126	0.540	0.125
8	0.293	0.094	0.307	0.045	0.322	0.026
9	0.250	0.083	0.148	0.028	0.442	0.120
10	0.151	0.068	0.392	0.040	0.201	0.037
11	0.619	0.075	0.126	0.006	0.161	0.002
12	0.144	0.009	0.672	0.098	0.336	0.046
13	0.611	0.067	0.377	0.007	0.591	0.115
14	0.133	0.005	0.208	0.068	0.132	0.004
15	0.136	0.003	0.378	0.076	0.137	0.013
16	0.359	0.037	0.454	0.259	0.128	0.003

Yardımcı tablodan gruplar arasında istatistiksel analiz sonuçları incelendiğinde Önce ve Sonra evrelerinde anlamlı farklılıklar elde edilmesine rağmen bu sonuç anjiyo esnası evresi için geçerli olmadığı görülmektedir. Ancak bu evre için hesaplanan p değeri 0.05'e çok yakındır (0.054). Bu bulgular neticesinde diazepam ilacının etkisinin GSR sinyallerinin ortalama değerlerine, bir diğer ifadeyle deri iletkenliği seviyesine yansıdığı sonucu çıkmaktadır.

Tablo 3.8: Non\_diazepam grubu için GSR sinyallerinin ortalama ve standart sapma (SD) değerleri

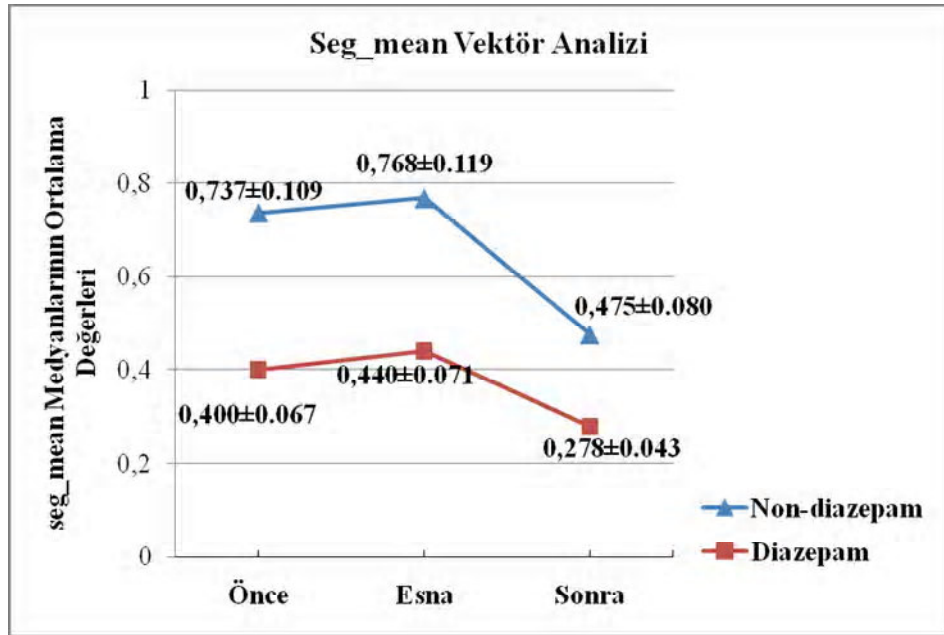
Denek	Önce		Esna		Sonra	
	Ortalama	SD	Ortalama	SD	Ortalama	SD
1	0.663	0.077	0.816	0.040	0.203	0.002
2	0.185	0.022	0.186	0.008	0.090	0.003
3	1.300	0.183	0.353	0.048	1.402	0.267
4	0.382	0.021	0.361	0.042	0.790	0.175
5	1.069	0.048	0.309	0.040	0.315	0.044
6	0.735	0.070	0.748	0.105	0.245	0.025
7	0.308	0.025	1.066	0.098	0.222	0.025
8	1.312	0.069	0.592	0.085	0.759	0.087
9	0.267	0.060	1.883	0.171	0.285	0.037
10	0.552	0.027	0.562	0.054	0.800	0.062
11	0.243	0.011	0.258	0.030	0.500	0.047
12	0.245	0.010	0.226	0.006	0.147	0.005
13	0.418	0.056	0.691	0.082	0.310	0.045
14	0.670	0.023	0.946	0.033	0.290	0.014
15	1.194	0.048	1.338	0.107	0.751	0.111
16	0.883	0.057	0.851	0.039	0.653	0.078
17	1.707	0.408	1.696	0.313	0.201	0.010
18	1.133	0.234	0.870	0.104	0.622	0.066

Tablo 3.7 ve 3.8 için Yardımcı Tablo (GSR sinyallerinin ortalama değerleri için p değerleri)

Evreler Arasında İstatistiksel Analiz			
		Ortalama	SD
Diazepam	Önce-Esna	0.474	0.772
	Önce-Sonra	0.069	<b>0.032</b>
	Esna-Sonra	0.079	0.327
Non-diazepam	Önce-Esna	0.848	0.871
	Önce-Sonra	<b>0.024</b>	0.489
	Esna-Sonra	0.078	0.508
Gruplar Arasında İstatistiksel Analiz			
		Diazepam – Non-diazepam	
		Ortalama	SD
Önce		<b>0.018</b>	0.705
Esna		0.054	0.547
Sonra		<b>0.035</b>	0.327

GSR sinyallerinden elde edilen bir diğer öznelik bu sinyalin 1 sn lik segmentlerinin ortalama değerlerinden oluşan seg\_mean vektörünün medyan değeridir. Tez

çalışmasında sempatik sinir sistemini uyarmada kullanılan KA testi ani bir uyarın değil aksine bir süreçtir. Bu nedenle süreç içerisindeki uyarımlar ter bezlerinin birden fazla sayıda boşalmasına neden olacaktır. Seg\_mean vektörünün medyan değeri ile böylesi bir durumu da değerlendirmek hedeflenmiştir (Tablo 3.9 ve 3.10).



Şekil 3.6. Seg\_mean medyan değeri için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi

Seg\_mean medyan değerlerinin ortalama değerleri her iki grup içinde, GSR sinyallerinin ortalama değerleri ile benzer bir şekilde en büyük değerini anjiyo esnasında almıştır (Şekil 3.6). Anjiyo öncesi için elde edilen medyan değerlerinin ortalamasının anjiyo esnası evresi için hesaplanan ortalamadan küçük olmakla birlikte yakın olduğu, anjiyo sonrası evresi için ise bu iki evre için elde edilenlerden çok daha küçük olduğu görülmektedir. Bu nedenle anjiyo esnası evresi en fazla sempatik uyarımın olduğu fazdır. Bu sonuç diğer özneliliklerle uyumaktadır. Ek olarak stres sebebi olan anjiyografi işlemi gerçekleşmemiş olmasına rağmen taşınan kaygının anjiyo öncesinde sempatik aktivasyona neden olduğu ve bunun GSR sinyallerine diğer sinyallerden daha fazla yansıdığı görülmektedir.

Yardımcı tablodan istatistiksel analiz sonucu evreler arasında karşılaştırma için elde edilen p değerleri incelendiğinde sadece non\_diazepam grubunda anjiyo öncesi ile sonrası arasında anlamlı bir farklılığın olduğu görülmektedir. Gruplar arasında

seg\_mean vektörünün medyan değerleri ile yapılan istatistiksel karşılaştırma her üç evre içinde diazepam ve non\_diazepam grupları arasında anlamlı farklılıklar olduğunu göstermektedir. Diğer özneliklere nazaran GSR sinyali diazepam ilacının sempatik aktivasyon üzerine beklenen etkisini net olarak görüldüğü bir sinyaldir.

Tablo 3.9: Diazepam grubunda yer alan hastalar için seg\_mean medyan değeri

Denek	Anjiyo Öncesi	Anjiyo Esnası	Anjiyo Sonrası
1	0.421	0.529	0.046
2	0.193	0.136	0.086
3	0.931	1.150	0.046
4	0.452	0.266	0.479
5	0.342	0.907	0.320
6	0.464	0.650	0.367
7	0.969	0.423	0.504
8	0.293	0.300	0.330
9	0.214	0.160	0.451
10	0.120	0.387	0.390
11	0.610	0.125	0.161
12	0.139	0.659	0.317
13	0.626	0.378	0.564
14	0.134	0.212	0.133
15	0.135	0.367	0.133
16	0.349	0.394	0.128

Tablo 3.10: Non\_diazepam grubunda yer alan hastalar için seg\_mean medyan değeri

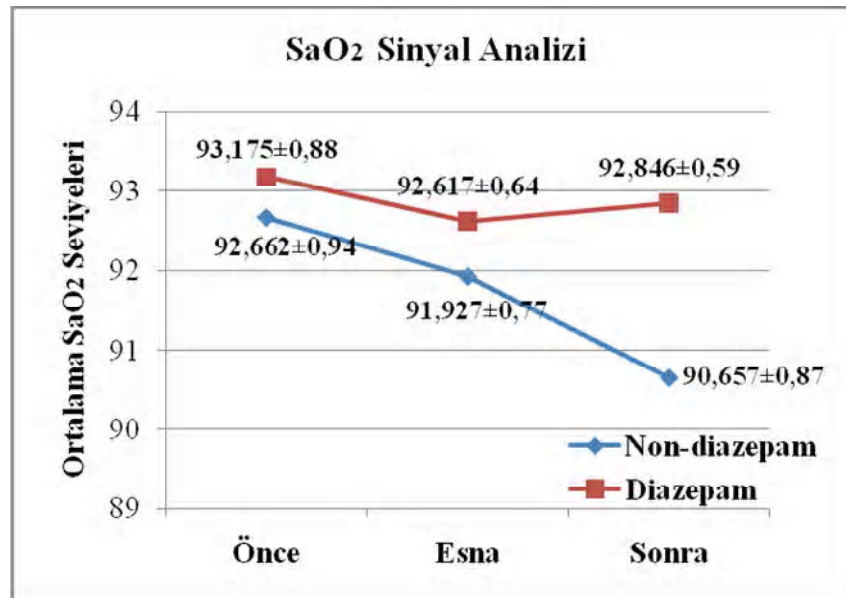
Denek	Anjiyo Öncesi	Anjiyo Esnası	Anjiyo Sonrası
1	0.6911	0.8221	0.2027
2	0.1808	0.1872	0.0902
3	1.2654	0.3473	1.4193
4	0.3748	0.3655	0.7411
5	1.0781	0.2906	0.3040
6	0.7115	0.7392	0.2361
7	0.3031	1.0617	0.2168
8	1.2996	0.5852	0.7379
9	0.2612	1.9169	0.2846
10	0.5663	0.5810	0.7905
11	0.2433	0.2574	0.5165
12	0.2445	0.2245	0.1482
13	0.4036	0.6936	0.3095
14	0.6680	0.9514	0.2929
15	1.1865	1.3505	0.7607
16	0.8742	0.8503	0.6855
17	1.7591	1.7524	0.1990
18	1.1545	0.8461	0.6122

Tablo 3.9 ve 3.10 için Yardımcı Tablo (seg\_mean medyan değerleri için p değerleri)

Evreler Arasında İstatistiksel Analiz			Gruplar Arasında İstatistiksel Analiz	
		seg_mean		
Diazepam	Önce-Esna	0.608		
	Önce-Sonra	0.126		
	Esna-Sonra	0.088		
Non-Diazepam	Önce-Esna	0.821		
	Önce-Sonra	<b>0.026</b>		
	Esna-Sonra	0.075		
			Diazepam - Non-diazepam	
			seg_mean	
	Önce		<b>0.016</b>	
	Esna		<b>0.028</b>	
	Sonra		<b>0.044</b>	

### 3.4. Kanda O<sub>2</sub> Doygunluğu Sinyali Analiz Sonuçları

Literatürde duygusal değişiklikleri nicel verileri değerlendirme üzerine yapılan çalışmalarda SaO<sub>2</sub> sinyali kaydedilmemiştir. Ancak kandaki O<sub>2</sub> miktarına solunum sıklığının etkisinin olacağı ve solunum sıklığının da kalp atım oranına bağlı olarak SSS tarafından kontrol edildiği bilinmektedir. Ek olarak soluk yolu akciğerler ve bronşlar da SSS tarafından kontrol edilmektedir. Bu nedenle her iki grup için SaO<sub>2</sub> sinyallerine ait medyan değerleri hesaplanmıştır (Tablo 3.11 ve 3.12).

Şekil 3.7. SaO<sub>2</sub> seviyesi için grup ortalamalarının anjiyo evrelerine göre değişimi

Her iki grup içinde SaO<sub>2</sub> sinyallerine ait medyan değerlerinin ortalamaları arasında belirgin bir farklılık olmadığı gibi (Şekil 3.7) ne evreler arasında nede diazepam ile

non\_diazepam grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık oluşmamıştır. Bu bulgular duygusal değişimlerin sempatik aktivasyon üzerindeki etkisinin SaO<sub>2</sub> sinyalleri ile değerlendirilemeyeceğini göstermektedir.

Tablo 3.11: Diazepam grubunda yer alan hastalar için SaO<sub>2</sub> medyan değerleri

Denek	Anjiyo Öncesi	Anjiyo Esnası	Anjiyo Sonrası
1	92,471	92,034	92,623
2	92,970	87,665	90,433
3	96,053	91,876	92,499
4	96,446	94,139	93,830
5	84,294	88,567	87,105
6	93,489	97,538	95,916
7	92,184	92,525	89,408
8	93,464	94,519	92,084
9	94,436	92,718	93,431
10	95,188	94,854	95,361
11	97,781	90,103	94,453
12	94,515	91,200	93,990
13	86,857	92,639	93,766
14	90,566	91,669	92,965
15	96,703	95,828	95,916
16	93,382	94,003	91,749

Tablo 3.12: Non\_diazepam grubunda yer alan hastalar için SaO<sub>2</sub> medyan değerleri

Denek	Anjiyo Öncesi	Anjiyo Esnası	Anjiyo Sonrası
1	95,729	92,524	90,533
2	89,872	87,539	90,011
3	96,082	95,509	85,564
4	81,154	85,195	82,438
5	95,979	91,103	95,354
6	89,290	90,897	84,237
7	91,727	93,871	92,636
8	89,441	90,520	93,780
9	92,172	94,711	89,654
10	96,177	89,055	91,327
11	93,105	90,063	88,880
12	88,611	94,331	94,676
13	95,950	96,291	94,184
14	96,200	85,902	87,821
15	96,570	95,326	90,596
16	92,191	92,850	91,113
17	96,932	95,509	95,857
18	90,736	93,498	93,163

Tablo 3.11 ve 3.12 için Yardımcı Tablo (SaO<sub>2</sub> medyan değerleri için p değerleri)

Evreler Arasında İstatistiksel Analiz			Gruplar Arasında İstatistiksel Analiz	
Diazepam	Önce-Esna	0.541	Diazepam - Non-diazepam	
	Önce-Sonra	0.643		
	Esna-Sonra	0.664		
Non-Diazepam	Önce-Esna	0.446	Önce	0.700
	Önce-Sonra	0.064	Esna	0.511
	Esna-Sonra	0.159	Sonra	0.056

## 4. BÖLÜM

### TARTIŞMA, SONUÇ ve ÖNERİLER

#### 4.1. Tartışma

Birçok araştırma merkezinde farklı alanlardan araştırmacılar duyguları belirleme, derecelendirme, sınıflandırma ve modelleme üzerine hatta duyguları ayırt edebilen ve insanlarla iletişime geçebilen makineler tasarlayabilmek için çalışmaktalar. Gerçekleştirilen bu tez çalışmasında ise stres ve kaygı içeren KA nedeniyle değişen duygusal durumun sempatik ve parasempatik aktivite üzerindeki etkisi, SSS ve PSS ile kontrol edilen sistemlerden kaydedilen elektrofizyolojik sinyaller kullanılarak değerlendirildi.

Literatürde KA'nın stres ve kaygıya neden olup olmadığını anketlerle değerlendiren çalışmalar incelendiğinde KA'nın stres ve kaygı içerdiği, bu durumun yaşam kalitesini, anjiyo işlemi ve sonrasında komplikasyon riskini artırdığı, stres ve kaygıyı azaltmak için stresle baş edebilme yöntemleri, müzik ve masaj gibi tekniklerin faydalı olduğu hususunda kesin kanaat olduğu görülmektedir. Bu çalışmaların tartışma bölümleri incelendiğinde ise yine hepsinde anket kullanmaları nedeniyle KA'nın sebep olduğu stres, kaygı ve depresyon seviyesini nicel olarak ölçmemek tartışma konusu olmuştur [61]. Bu nedenle KA'nın duygusal etkisini araştıran çalışmalar açısından baktığımızda bu tür araştırmalardan farklı olarak tez çalışmasında anket yerine elektrofizyolojik sinyaller kullanılarak daha nicel veriler elde edilmiştir.

Duyguları elektrofizyolojik sinyallerden elde edilen özniteliklerle belirlemek için yapılan çalışmalar açısından tez çalışması ele alındığında, bu çalışmalardan farklı olarak kişide duygusal değişikliğe neden olacak bir uyarıcı ile laboratuvar ortamında kayıt almak yerine hayatın içinden bir durum karşısında duygusal değişikliklerin sempatik

aktivasyonu nasıl etkilediği araştırılmıştır. Tez çalışmasında literatürden farklı olarak araştırılan konulardan bir diğeri sempatik aktivitenin diazepam gibi bir sakinleştirici ilaçla baskılanması ile oluşan durumun elektrofizyolojik sinyallerden hesaplanan özniteliklere nasıl yansıtacağıdır. Diazepamın etkisinin tez çalışmasına eklenmesinin iki farklı nedeni bulunmaktadır. Literatürde anjiyografinin neden olduğu stres ve kaygıyı azaltmak için stresle baş edebilme yöntemleri, müzik ve masaj gibi tekniklerin kullanıldığı çalışmalar bulunmaktadır. Bu tür çalışmalar da kullanılan tekniklerin birçoğu faydalı bulunmuş olmasına rağmen klinikte KA gibi girişimsel testlerin yapılacağı hastalara diazepam verilmeye devam edilmektedir. Diazepam ile diğer tekniklerin verimliliğinin sayısal sonuçlar üzerinden tartışılmaması doktorların diazepamın etkisine güvenmelerine diğer tekniklere ise sadece araştırma konusu olarak bakmalarına neden olmaktadır. Bu nedenle diazepam dışında önerilen teknikler, faydalı olmalarına rağmen pratikte kabul edilmemiştir. Eğer diazepamın etkisi nicel verilerle değerlendirilebilirse diğer tekniklerle verimlilik açısından karşılaştırmaların yapılabileceği çalışmalar gerçekleştirilebilir. İkinci neden ise duyguları elektrofizyolojik sinyallerden elde edilecek özniteliklerle belirlemek için yapılan çalışmalar açısından dır. Bu çalışmalarda duygu iki özelliği ile birlikte tanımlanmaktadır. Bunlardan ilki duygunun yoğunluğu, diğeri ise duygunun pozitif veya negatif olmasıdır. Duyguları sınıflandırabilmek ve modelleyebilmek için bir duygunun bu iki boyuttaki özelliğinin elde edilen öznitelikler kullanılarak belirlenebilmesi gerekmektedir [43]. Sempatik aktivitenin uyarılma yoğunluğu duygunun yoğunluk durumunu direk etkileyen faktörlerden birisidir. Çalışmada diazepam yutan ve yutmayan iki grup oluşturularak sempatik aktivitenin baskılanması durumunda elektrofizyolojik sinyallerden elde edilen özniteliklerde ne gibi farklılıklara neden olduğu analiz edilmiştir.

Bulgular incelendiğinde her iki grup için (diazepam, non\_diazepam) elde edilen bütün öznitelikler SSS'nin anjiyo esnasında diğer fazlara göre daha fazla aktif olduğunu göstermektedir.

Elde edilen öznitelikler anjiyo evreleri arasında istatistiksel olarak karşılaştırıldığında diazepam almayan grup için anlamlı farklılıkların daha çok olduğu görülmektedir. Bu sonucu kesinleştirmek denek sayısının artırılması ile mümkündür.

Non-diazepam grubu için hesaplanan *LF/HF* oranının ortalama değerlerinin, her üç evre içinde diazepam verilen gruba göre daha düşük olduğu ve bu bulgunun diazepam ilacı yutan grupta sempatik aktivitenin düşmesi ve *LF/HF* oranının daha düşük olması gerektiği beklentisi ile uyuşmadığı önceki bölümde belirtilmişti. Aslında bu bulgular diazepam'ın kardiyovasküler sistem üzerine etkisini değerlendiren çalışmalarla tutarlılık göstermektedir. Diazepam gibi benzodiazepin türevi ilaçların kalp üzerine etkisini KHD ile değerlendiren çalışmalarda ilaç yutulduktan sonra özellikle yaşlı insanlarda *LF/HF* oranında anlamlı bir değişiklik elde edilememiştir [62, 63]. Bu çalışmalarda muhtemel neden Kas Sempatik Sinir aktivitesi olarak adlandırılan ve periferik damar (dış yüzeye daha yakın olan damarlar) dokusunun direncini ayarlamakla görevli sistemin, kardiyak sempatik sistemin diazepam ilacına olan cevabını engellemesi olarak görülmektedir. Ek olarak KHD'nin analizi ile sempatik aktivasyon hakkında dolaylı bir ölçüm gerçekleştirilmektedir. Bu nedenle KHD sempatik aktivasyonun kalp üzerindeki etkisini değerlendirmek için çok hassas bir ölçüm değildir.

Duygusal değişimleri ölçmek için yapılan çalışmalarda OSS'nin kontrolünde olan elektrofizyolojik sinyallerin analizine ek olarak yüzdeki ifadelerin, ses tonunun analizleri de yapılmaktadır. Ancak bu tür değişkenler elektrofizyolojik sinyallerle karşılaştırıldığında kültür, yaş ve cinsiyete göre çok daha fazla değişmektedir. Üstelik elektrofizyolojik sinyaller istemsiz üretilmiş duygulardan kaynaklanan değişiklikleri yansıtmaktadır. Bu nedenle "etkili hesaplama" üzerine yapılan çalışmalarda elektrofizyolojik sinyaller kullanarak algoritmalar geliştirme eğilimi daha baskındır. KHD, PPS ve GSR sinyallerine ek olarak elektromyogram, elektroensefelogram sinyalleri ve göz bebeği çapı kullanılarak ta OSS'nin değerlendirilebileceğini gösteren çalışmalar yer almaktadır [47]. Bu nedenle yeni elektrofizyolojik sinyallerin dahil edildiği çalışmalar yapılabilir.

Frekans eksenli analizlerde Welch metodu kullanıldı. Birçok sinyal işleme çalışmasında işlevselliği kanıtlanmış olan bu yöntem özellikle elektrofizyolojik sinyaller gibi durağan olmayan sinyallerin analizinde sinyalin pencere uzunluğu kadar kısmını durağan kabul etmekte ve bu nedenle de zaman - frekans çözünürlüğü arasında bir denge kurulması kaçınılmaz olmaktadır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak için Dalgacık Dönüşümü gibi durağan olmayan sinyallerin analizinde daha verimli yöntemler önerilmektedir. Bunlara rağmen Welch metodunun çalışmada kullanılma sebebi odaklanılan noktanın sinyal

işlemede analiz metotları olmamasıdır. Yinede özellikle KHD analizinde farklı metotlar kullanılarak sinyal analiz yöntemlerinin etkisini de incelemek yeni bir çalışma konusudur.

PPS sinyallerinin özellikleri sadece duygusal değişimlerden etkilenmemektedir. Buna ek olarak kayıt esnasında hastanın bulunduğu pozisyon, ortamın sıcaklığı, nefes alıp verme sıklığı, o anki hormon seviyesi ve yaş gibi faktörlerde PPS sinyallerinde değişiklikler meydana getirmektedir [64]. Duygusal değişimlerden kaynaklanan değişiklikleri daha net ortaya çıkarabilmek için diğer faktörlerin etkisi kontrol altında tutulmalıdır. Kayıtlar hastaların tamamı sırt üstü yatar pozisyondayken alınmıştır. Çalışmaya katılan 22 erkek ve 12 bayanın ortalama yaşları 59,6 iken standart sapması 11,5'tir. Böylece kayıt esnasındaki pozisyon ve yaş kısıtlarının etkisi en aza indirgenmiştir. Aslında her bir parametrenin PPS sinyallerindeki etkisini sağlıklı deneklerde incelemek yeni bir çalışma konusu olabilir.

Dikrotik çentiğin üzerinde de benzer etkenlerin etkisi vardır. Özellikle yaş ile olan değişimi üzerine çalışmalar yapılmış ve elde edilen klinik sonuçlara göre yaş arttıkça dikrotik çentiğin kaybolduğu gösterilmiştir [64].

GSR sinyalinden elde edilen öznitelikler, uyarının süresinden çok sürprizliğine bağlı olarak değişmektedir. Özellikle ani bir uyarının uygulandığı çalışmalarda ikinci kez aynı uyarının uygulanması durumunda alışkanlık olmaktadır. Bu durumun önüne geçebilmek için uyarılar arasındaki aralığın uzun tutulması gerekmektedir. Tez çalışmasında ise bir süreç içeren KA testi uyarı olarak kullanılmıştır. Bu nedenle alışkanlık v.b. bir durum tez çalışması için GSR sinyallerini etkileyen faktörlerden değildir. GSR sinyali elektrotların yerleştirildiği noktadaki derinin durumuyla direk ilişkili olduğu için kayıtlar kişilerin her zaman kullanmadıkları ellerinden alınmıştır.

SaO<sub>2</sub> sinyali kandaki O<sub>2</sub> miktarı ve solunum oranı için hassas bir ölçüm metodu değildir. Örneğin hipoventilasyon rahatsızlığı bulunan bir hastada aşırı karbondioksit'ten dolayı 100% değerinde bir SaO<sub>2</sub> seviyesi ölçülebilmektedir [61]. Aslında solunum ile sempatik aktivitenin ilişkisini değerlendirmek için respirometre ile kayıtların alındığı yeni çalışmalar yapılabilir.

## 4.2. Sonuçlar ve neriler

Sonuç olarak:

1. Hesapladığımız bütün özneliklerin gruplar için ortalama değerleri incelendiğinde, sempatik aktivasyonun en yoğun olduğu evrenin anjiyo esnası olduğu görülmektedir.
2. Hesaplanan znelikler gruplar ve anjiyo evreleri arasında istatistiksel olarak karşılaştırıldığında, özellikle non\_diazepam grubu için anlamlı sonuçların elde edildiği görülmektedir. Bu nedenle sempatik aktivasyonu etkileyebilecek etkenler kontrol altına alındığında sadece istenen uyarın karşısında oluşan duygusal değişiklikler elektrofizyolojik sinyaller kullanılarak da değerlendirilebilir. Sonuçları daha da anlamlı hale getirmek hasta sayısını artırmakla mümkündür.
3. Diazepam ilacının en belirgin etkisi GSR sinyalleri üzerinde görülmüştür. Bu nedenle stresle baş edebilme yöntemleri, müzik ve masaj gibi tekniklerle diazepam'ın verimlilikleri açısından yapılacak çalışmalarda GSR sinyalleri kullanılmalıdır.
4. GSR sinyalleri seg\_mean vektörleri tanımlanarak, sempatik aktivitenin uyarılma yoğunluğu bilgisini taşıyan farklı bir öznelik önerilmiştir.
5. Girişimsel olmayan metotlarla kaydedilecek EKG sinyallerinden hesaplanan KHD'nin frekans eksenindeki analizi ile diazepam ilacının kalp atım sıklığı üzerindeki etkisi hassa bir Şekilde değerlendirilemez.

Gerçekleştirilen bu çalışmayla stres, anksiyete ve depresyon gibi psikolojik rahatsızlıkların teşhis ve tedavisinde yardımcı olabilecek yapay zeka uygulamaları için öznelikler önerilerek, değişik koşullarda dahi istatistiksel farklılıkların elde edilebildiği gösterilmiştir [66]. Hastane ortamında gerçekleştirilen girişimsel testlerin neden olduğu duygusal değişikliklerin elektrofizyolojik sinyaller kullanılarak da değerlendirilebileceği, stres ve anksiyete durumunun teşhisinde sadece anketlerin değil aynı zamanda bu elektrofizyolojik sinyallerinde kullanılabileceği tartışılmıştır. Diazepam ilacıda çalışmaya katılarak bu tür bir ilacın sempatik aktivitedeki etkisine mukabil elektrofizyolojik sinyallerden elde edilen zneliklerdeki etkisinin ne olduğu değerlendirilmeye çalışılarak ‘‘Etkili Hesaplama’’ ve ‘‘KA testinin psikofizyolojik etkileri’’ çalışmalarının genel tasarımına farklı bir bakış açısı önerilmiştir [67 - 69].

## KAYNAKÇA

1. Kecklund, G., Åkerstedt, T., 2004. Report on methods and classification of stress, inattention and emotional states, Karolinska Institutet (Web sayfası: [http://www.sensation-eu.org/span/pdf/sens\\_d\\_112.pdf](http://www.sensation-eu.org/span/pdf/sens_d_112.pdf)), (Son Erişim Tarihi: 14 Haziran 2011)
2. Baker, D. B., Karasek, R. A., 2000. Stress, pp. 419–435. *In: Occupational Health - Recognizing and Preventing Work-Related Disease and Injury*, (Eds: B. S. Levy, D. H. Wegman). Lippincott Williams and Wilkins Publisher, Philadelphia.
3. McEwen, B. S., Sapolsky, R. M., 1995. Stress and cognitive function. **Current Opinion in Neurobiology**, **5**: 205–216.
4. Goleman, D., 1995. Emotional Intelligence, Bantam Books, New York, 164 pp.
5. Guimont, C., Brisson C., Dagenais G. R., Milot A., Vgzina, M., Masse B., Moisan J., Laflamme N., Blanchette C., 2006. Effects of job strain on blood pressure: A prospective study of male and female white-collar, workers. **American Journal of Public Health**, **96**: 1436-1443.
6. Cohen S., Tyrrell D. A. J., Smith P. A., 1991. Psychological stress and susceptibility to the common cold. **The New England Journal of Medicine**, 606 – 612.
7. Picard R. W., 2002. Affective medicine: technology with emotional intelligence, pp. 69 – 84. *In: Future of Health Technology*, (Eds: R. G. Bushko). IOS Press, Amsterdam.
8. Healey J., Picard R. W., 2005. Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors. **IEEE Transaction on Intelligent Transportation Systems**, **6(2)**: 156-166.
9. Higginson L.A, Cairns J.A, Keon W.J, Smith E.R., 1992. Rates of cardiac catheterization, coronary angioplasty and open-heart surgery in adults in Canada. **Canadian Medical Association Journal**, **146**: 921-925.

10. Sans S., Kesteloot H., Kromhout D., 1997. The burden of cardiovascular diseases mortality in Europe. **European Heart Journal**, **18**, 1231–1248.
11. Scanlon P.J., Faxon D.P., Audet A.M., Carabello B., Dehmer G.J., Eagle K.A., 1999. ACC/AHA guidelines for coronary angiography: executive summary and recommendations. **Circulation**, **99**: 2345–2357.
12. Heikkilä J., Pounonen M., Virtanen V. & Laippala P., 1998. Fear of patients related to coronary arteriography. **Journal of Advanced Nursing**, **28(1)**: 54–62.
13. Ritz T., Meuret A. E., Ayala E. S., 2010. The psychophysiology of blood-injection-injury phobia: Looking beyond the diphasic response paradigm. **International Journal of Psychophysiology**, **78 (1)**: 50-67.
14. Mott A.M. 1999. Psychologic preparation to decrease anxiety associated with cardiac catheterisation. **Journal of Vascular Nursing**, **17(2)**: 41–49.
15. Anderson, K.O., Masur, F.T., 1989. Psychologic preparation for cardiac catheterization. **Heart and Lung**, **18(2)**: 154–163.
16. Caldwell P. H., Arthur H. M., Natarajan M., Anand S., 2007. Fears and beliefs of patients regarding cardiac catheterization. **Social Science & Medicine**, **65**: 1038–1048.
17. De-Jong-Watt W.J., Arthur H.M., 2004. Anxiety and health - related quality of life in patients awaiting elective coronary angiography. **Heart and Lung** **33(4)**: 237–248.
18. Frankenhaeuser, M., 1986. A psychobiological framework for research on human stress and coping, pp. 101-116. *In* Dynamics of Stress: Physiological, Psychological and Social Perspective (Eds. H. H. Appley, R. Trumbull), Plenum Press, New York.
19. Kung, N.Y.T., Lau, B.W.K., 1982. Stress and its psychophysiology. *Hong Kong Practitioner*, **4(12)**: 384-92.
20. Chajut, E., Algom, D., 2003. Selective attention improves under stress: implications for theories of social cognition. **Journal of Personality and Social Cognition**, **85**: 231–248.

21. Holmes, T.H., Rahe, R.H., 1967. The social readjustment rating scale. **Journal of Psychosomatic Research**, **11 (2)**: 213–218.
22. Kalimo, R., Lindström, K., Smith, M. J., 1997. Psychosocial approach in occupational health, pp.1059-1085. *In*: Handbook of Human Factors and Ergonomics (Eds. G., Salvendy). John Wiley & Sons, New York.
23. Lundberg, U., Frankenhaeuser, M., 1980. Pituitary-adrenal and sympathetic-adrenal correlates of distress and effort. **Journal of Psychosomatic Research**, **24**: 125-130.
24. Yeragani V., Pohl R., Berger R., Balon R., Ramesh C., Glitz D., Srinivasan K. and Weinberg P., 1993. Decreased heart rate variability in panic disorder patients: A study of power-spectral analysis of heart rate. **Psychiatric Research**, **46**: 89-103.
25. Chrousos, G. P., 1998. Stressors, stress, and neuroendocrine integration of the adaptive response. **Annals of the New York Academy of Science**, **851**: 311–335.
26. <http://www.acilveilkuyardim.com/acilbakim/SSresim/SS8.JPG> (Son Erişim Tarihi: 29 Ocak 2011)
27. <http://www.akdeniz.edu.tr/tip/fizyoloji/d2/EKG/otoritmisite.htm> (Son Erişim Tarihi: 22 Haziran 2009)
28. Doruk, A., Türkbay, T., Yelboga, Z., Çiyiltepe, M., Iyisoy, A., Sütçigil, L., Özşahin A., 2008. Autonomic nervous system imbalance in young adults with developmental stuttering **Bulletin of Clinical Psychopharmacology**, **18**:274-281.
29. <http://www.meditech.cn/images/ecg-info/figure3.jpg> (Son Erişim Tarihi: 17 Şubat 2011)
30. Task Force of the European Society of Cardiology and North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996. Heart Rate Variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use, **Circulation**, **93**: 1043-1065.

31. Pan, J., Tompkins, W. J., 1985. A real-time QRS detection algorithm, **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, **3**: 230 – 236.
32. Pahlm, O. Ornmo L. S. 1984. Software QRS detection in ambulatory monitoring – a review. **Medical Biological Engineering and Computing**, **22**: 289–297.
33. DeBoer, R.W., Karemaker, J.M., Strackee, J., 1985. Spectrum of a series of point events, generated by the integral pulse frequency modulation model. **Medical Biological Engineering and Computing**, **23**:138–142.
34. Mitov, I. P., 2001. Spectral analysis of heart rate variability using the integral pulse frequency modulation model, **Medical Biological Engineering and Computing**, **39**: 1-7.
35. Hertzman, A. B., 1938. The blood supply of various skin areas as estimated by the photoelectric plethysmograph, **American Journal of Physiology**, **124**: 328-340.
36. Bhattacharya, J., Kanjilal P., 2001. Analysis and characterization of photo-plethysmographic signal, **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, **48**: 5-11.
37. Zhai, J., Barreto, A., 2006. Stress detection in computer users based on digital signal processing of noninvasive physiological variables, pp: 1355 – 1358. *28th IEEE EMBS Annual International Conference, August 30 – September 3, 2006. New York City, USA.*
38. <http://www.aorticvalverepacement.net/> (Son Erişim Tarihi: 23.03.2011)
39. Geddes L. A., Roeder R., 2003. Controversy over the dicrotic notch and wave in the blood pressure record, **IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine**, **21(5)**: 167 – 169.
40. Fowles, D. C., Christie, M. J., Edelberg, R., Grings, W. W., Lykken, D. T., Venables, P. H., 1981. Publication recommendations for electrodermal measurements, **Psychophysiology**, **18**: 232 – 239.
41. Ahuja, N. D., Agarwal A. K., Mahajan, N. M., Mehta N. H., Kapadia H. N., 2003. GSR and HRV: Its application in clinical diagnosis, pp: 163-167.

*16th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'03), IEEE Computer Society, Los Alamitos, California, USA.*

42. Fernandez, R., Picard, R.W., 1998. Signal processing for recognition of human frustration, pp:1 – 4. *International Conference on Acoustics, Speech and Signal Processing 1998, Seattle, USA*
43. Picard, R.W., Vyzas, E., Healey, J., 2001. Toward machine emotional intelligence: analysis of affective physiological state. **IEEE Transactions Pattern Analysis and Machine Intelligence**, **23 (10)**: 1175–1191.
44. Zhai J., Barreto, A. Chin C., Chao L., 2005. Realization of stress detection using psychophysiological signals for improvement of human-computer interaction, pp: 415-420 *IEEE Southeast Conference, 2005 Florida, USA*
45. Picard, R. W., 1997. *Affective Computing*, MIT Press, Cambridge, 278 pp.
46. Picard, R. W. 2003. What does it mean for a computer to have emotions?, pp. 213 – 226. *In: Emotions in Humans and Artifacts*, (Eds: R. Trappl, P. Petta and S. Payr), MIT Press, Cambridge.
47. Kreibig S. D., 2010. Autonomic nervous system activity in emotion: A review, **Biological Psychology**, **84**: 394–421.
48. Chweh A.Y., Swinyard E.A., Wolf H.H., Kupferberg H.J., 1985. Effect of GABA agonists on the neurotoxicity and anticonvulsant activity of benzodiazepines, **Life Science**, **36(8)**: 737–744.
49. Benton, R. E., Coughlin, S. S., Tefft M. C., 1994. Predictors of coronary angiography in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy, **Journal of Clinical Epidemiology**, **47 (5)**: 501-511.
50. Pagani M., Lombardi F., Guzzetti S., Rimoldi O., Furlan R., Pizzinelli P., Sandrone G., Malfatto G., Dell'Orto S., Piccaluga E., Turiel M., Baselli G., Cerutti S., Malliani A., 1986. Power spectral analysis of heart rate and arterial pressure variabilities as a marker of sympathovagal interaction in man and conscious dog. **Circulation Research**, **59**: 178-193.

51. Akselrod S., Gordon D., Ubel F.A., Shannon D.C, Barger A.C., Cohen R.J., 1981. Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat to beat cardiovascular control. **Science**, **213**: 220-222.
52. Pomeranz M., Macaulay R.J.B., Caudill M.A, Kutz I., Adam D., Gordon D., Kilborn K.M., Barger A.C., Shannon D.C., Cohen R.J., Benson M., 1985. Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. **American Journal of Physiology**, **248**: 151-153.
53. Malliani A., Pagani M., Lombardi F., Cerutti S., 1991. Cardiovascular neural regulation explored in the frequency domain. **Circulation**, **84**:1482-1492.
54. Kamath M.V., Fallen E.L. 1993. Power spectral analysis of heart rate variability: a noninvasive signature of cardiac autonomic function. **Critical Reviews in Biomedical Engineering**, **21**: 245-311.
55. Appel M. L., Berger R. D., Saul J.P., Smith J.M., Cohen R.J., 1989. Beat to beat variability in cardiovascular variables: noise or music? **Journal of the American College of Cardiology**, **14**: 1139-1148.
56. Zhang Q, A., Manriquez A. I., M'edigue Papelier C. Y., Sorine M., 2006. An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiograms. **IEEE Transaction on Biomedical Engineering**, **53(12)**: 2544-2552.
57. Christie, I. C., 2002. Multivariate Discrimination of Emotion-Specific Autonomic Nervous System Activity, Virginia Polytechnic Institute and State University, Master of Science In Psychology, Blacksburg, Virginia, 65sf.
58. Asyali M. H., 2003. Discrimination Power of Long-Term Heart Rate Variability Measures, pp: 200-203, *Proceedings of the 25th Annual Intemational Conference of the IEEE EMBS, Cancun, Mexico, 2003*.
59. Azuaje F., 2005. Review of statistical analysis and data display, **BioMedical Engineering On Line**, **4**:18

60. Shiavi R., 1999. Introduction to Applied Statistical Signal Analysis, Second Edition (Biomedical Engineering) Academic Press; San Diego, USA, 390p.
61. Mikosch P., Hadrawa T., Laubreiter K., Brandl J., Pilz J., Stettner H., Grimm G., 2010. Effectiveness of respiratory-sinus-arrhythmia biofeedback on state-anxiety in patients undergoing coronary angiography. **Journal of Advanced Nursing**, **66(5)**: 1101-1110.
62. Ikeda T., Doi M., Morita K., Ikeda K., 1994. Effects of midazolam and diazepam as premedication on heart rate variability in surgical patients, **British Journal of Anesthesia**, **73**: 479-483.
63. Kitajima T., Kanbayashi T., Saito Y. 2004. Diazepam reduces both arterial blood pressure and muscle sympathetic nerve activity in human, **Neuroscience Letters**, **355**: 77-80.
64. Sherebrin M. H. and R. Z. Sherebrin, 1990. Frequency analysis of the peripheral pulse wave detected in the finger with a photoplethysmograph, **IEEE Transaction On Biomedical Engineering**, **37**: 331 – 317.
65. Ishii M, K. Ohno. 1977. Comparisons of body fluid volumes, plasma renin activity, hemodynamics and pressor responsiveness between juvenile and aged patients with essential hypertension, **Japan Circulation Journal**, **41(3)**: 237-246.
66. Okkesim, Ş., Kara, S., Kaya, M. G., Asyalı, M. H., Analysis of coronary angiography related psychophysiological responses, **Biomedical Engineering Online**, Accepted paper, June 2011.
67. Okkesim, Ş., Asyalı, M. H., Kara, S., Kaya, M. G., Ardiç, İ., 2009. Koroner anjiyografi kaynakli anksiyetenin deri iletkenliği ve pletismografi ile değerlendirilmesi, pp. 1-4. 14. *Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, (BİYOMUT'09), 20 – 24 Mayıs 2009, İzmir – Türkiye*
68. Okkesim, Ş., Asyalı, M. H., Kara, S., Kaya, M. G., 2010. Diazepamın sempatovagal denge ve O<sub>2</sub> doygunluğuna etkisi, pp. 1-4. 15. *Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı (BİYOMUT'10), 21 – 23 Nisan 2010, Antalya – Türkiye*

- 69.Okkesim, Ş., Asyalı, M. H., Kara, S., Kaya, M. G., Ardiç, İ., 2010. Comparison of heart rate variability power spectrum components to assess coronary angiography related anxiety, The Seventh IASTED International Conference on Biomedical Engineering, 17 – 19 Şubat 2010 Innsbruck – Avusturya. **Proceedings of the seventh IASTED international Conference on Biomedical Engineering, 2 :17-20.**

## ÖZ GEÇMİŞ

### KİŞİSEL BİLGİLER

Adı, Soyadı: Şükrü OKKESİM

Uyruğu: Türkiye (TC)

Doğum Tarihi ve Yeri: 20 Eylül 1981, Kayseri

Medeni Durumu: Evli

Tel: +90 212 866 33 00

email: [sukruokkesim@fatih.edu.tr](mailto:sukruokkesim@fatih.edu.tr)

Yazışma Adresi: Fatih Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü, 34500, Büyükçekmece, İSTANBUL

### EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	EÜ Fen Bilimler Enstitüsü	2006
Lisans	EÜ Müh..F. Elektronik	2004
Lise	Melikgazi Şeker Lisesi, Kayseri	1999

### İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2008- Halen	Fatih Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Enstitüsü	Araştırma Görevlisi
2006–2008	Erciyes Üniversitesi Müh. F. Elektrik Elektronik	Araştırma Görevlisi
2005 – 2006	EÜ Tıp Fakültesi Hastaneleri	Biyomedikal Mühendisi

### YABANCI DİL

İngilizce

### YAYINLAR

1. Kara S, Dirgenali F, **Okkesim Ş**, “Estimating the gastric rhythm differences using wavelet method from electrogastrogram of normal and diabetic subjects”, Instrumentation Science and Technology, Vol. 33 (5), p. 519–532, 2005
2. Kara S, Dirgenali F, **Okkesim Ş**, “Detection of gastric dysrhythmia using WT and ANN in diabetic gastroparesis patients” Computers in Biology and Medicine, Vol. 36, p. 276–290, 2006

3. Kara S., Dirgenali F., **Okkesim Ş** “Estimation of wavelet and short time fourier transform sonograms of normal and diabetic subjects” *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 36, p. 1289–1302, 2006
4. B. Akdemir, **S Okkesim**, S Kara, and S Günes “Correlation- and covariance-supported normalization method for estimating orthodontic trainer treatment for clenching activity” *Proc. IMechE Part H: Journal of Engineering in Medicine*, vol. 223, p. 991 – 1001, 2009