

T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

UYKUDA PERİYODİK HAREKET BOZUKLUĞU
(UPHB) HASTALIĞININ TMS 320 C6713 SAYISAL
İŞLEMCİ KARTI İLE OTOMATİK TESPİTİ

Hakkı EĞİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR
AĞUSTOS 2009

**T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**UYKUDA PERİYODİK HAREKET BOZUKLUĞU
(UPHB) HASTALIĞININ TMS 320 C6713 SAYISAL
İŞLEMCİ KARTI İLE OTOMATİK TESPİTİ**

Hakkı EĞİ

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
DANIŐMAN: PROF.DR. MEHMET AKIN**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**DİYARBAKIR
AĞUSTOS 2009**

ÖZET

Bu çalışmada amaç; Uykuda Periyodik Hareket Bozukluğu (UPHB) hastalığının TMS 320 C6713 sayısal işlemci kartı ile otomatik tespitinin yapılmasıdır. Bu amaç doğrultusunda 19 deneğin polisomnografi kayıtları uzman bir doktor tarafından UPHB, OSAS (Obstructive Sleep Apnea, Uyku Apnesi), UPHB_OSAS ve YOK (OSAS ve UPHB olmayan) olarak gruplandırılmıştır. Deneklerin sağ ve sol bacak Elektromiyogram'ları (EMG) yardımcı bir yazılım ile polisomnografi (PSG) kayıtlarından ayrıştırılarak birer saatlik verilere bölünmüştür. Matlab-Simulink ortamında saatlik EMG'lerin her 0,5 saniyesinin Yule-Ar Güç-İzgel kestirimleri yapılmıştır. Bulunan Güç-İzgel kestirim maksimumlarına sabit eşik değeri uygulanarak bacak hareket anları tespit edilmiştir. 0,5 sn dinlenme 0,5- 5 sn arası hareket ve 5 sn dinlenme ölçütünü sağlayan bacak hareketleri skorlanmıştır. Skorlamaya göre UPHB hastalarının 19,8/saat, UPHB-OSAS hastalarının 32,39/saat, UPHB ve OSAS olmayanların (YOK) 11,35/saat, OSAS hastalarının 10,20/saat ortalama bacak hareketi yaptığı görülmüştür. Skorlama algoritması, Matlab-Simulink-Real Time Workshop ile TMS 320 C6713 kartına gönderilerek programlama yapılmıştır. Programlanan sayısal işlemci kartı çevrimiçi olarak çalıştırılmıştır.

Birinci bölümde (GİRİŞ) ; Uyku, uykunun önemi, uyku hastalıkları, tezin amacı, UPHB hakkında geniş bilgi verilmiştir.

İkinci bölümde (MATERYAL VE METOD) ; DSK 6713 kartı, Simulink, Güç-İzgel kestirimi, Yule Walker metodu ve Polisomnografi E serisinden bahsedilmiştir.

Üçüncü bölümde (BULGULAR VE TARTIŞMA) ; Çalışma boyunca yapılan işlemler, sinyallerin elde edilmesi, işlenmesi, model hazırlanması ve DSK 6713 kartına gömülmesi işleminden bahsedilmiştir.

Dördüncü bölümde (SONUÇLAR VE ÖNERİLER) ; Elde edilen sonuçlar değerlendirilerek öneride bulunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: UPHB, DSK 6713, Simulink, Yule-AR.

ABSTRACT

The purpose of this study is to detect automatically Periodic Limb Movements in Sleep (PLMS) disorder by TMS 320 C6713 Digital Signal Processing Card. For this purpose, records of 19 subjects' polysomnograph are collected and grouped by a specialist doctor as PLMS, OSAS (Obstructive Sleep Apnea Syndrome), PLMS_OSAS and NONE (without PLMS and OSAS). Subjects' right and left Electromyographs (EMG) are decomposed from polysomnograph (PSG) records and divided into one hour pieces by using an auxiliary program. In Matlab-Simulink, Yule-AR Power-Spectra of each 0,5 seconds of one hour EMGs are estimated. Leg movements are found by applying a threshold value to Power-Spectra Estimate maximums. Leg movements are scored according to the criteria of 0,5 second relaxation, 0,5-5 second movement, 5 second relaxation. As a result, for PLMS patients 19,8/hour, for PLMS-OSAS patients 32,39/hour, for NONE subjects 11,35/hour, for OSAS patients 10,20/hour average leg movements are scored. The scoring algorithm is embedded in to TMS 320 C6713 card by Matlab- Simulink- Real Time Workshop. The programmed signal processing card was run online.

At Section-1: Sleep, importance of sleep, sleep disorders, purpose of the study, PLMS are explained.

At Section-2: DSK 6713 card, Simulink, Power Spectral estimation, Yule Walker method and Polysomnography E- series subjects are explained.

At Section-3; The process all over the work, the obtaining and processing of signals, preparing of model and embedding model to DSK 6713 card subjects are explained.

At Section-4; The results discussed and suggestion is gived.

Keywords: PLMS, DSK 6713, Simulink, Yule-Ar.

TEŐEKKÜR

Tez çalıőmamın gerçekleőmesi s¼recinde yardımlarından dolayı tez danıőmanı hocam Sayın Prof. Dr. Mehmet AKIN'a;

Veri ¼rneklerini b¼y¼k bir ¼zenle hazırlayıp gruplandıran Dicle Üniversitesi TIP Fak¼ltesi ¼đretim ¼yesi Sayın Doç. Dr. G¼khan KIRBAŐ'a;

Tez çalıőmama yaptığı destekten dolayı Dicle Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (DUBAP) Koordinat¼rl¼đ¼'ne;

Teőekk¼r ederim.

İÇİNDEKİLER

KISALTMALAR	IX
1. GİRİŞ	1
1.1. GİRİŞ VE AMAÇ	1
1.1.1. Uyku	1
1.1.2. Uykunun Önemi	3
1.1.3. Uyku-Hastalık	5
1.1.4. Uyku Hastalıkları	6
1.1.4.1. Uykusuzluk (Insomnia)	7
1.1.4.2. Uyku Apnesi	7
1.1.4.3. Huzursuz Bacak Sendromu	9
1.1.4.4. Uykululuk (Narcolepsy)	10
1.2. UYKUDA PERİYODİK HAREKET BOZUKLUĞU (UPHB)	12
1.2.1. UPHB'nin Yaygınlığı	13
1.2.2. Klinik Özellikler	13
1.2.3. UPHB Tanı Kriterleri	14
1.2.4. OSAS'ın UPHB'ye Etkisi	15
1.2.5. Kayıt ve Terminoloji	15
1.2.6. UPHB'nin Nedenleri	16
1.2.7. İlaç Tedavisi	17
2. MATERYAL VE METOD	19
2.1. TMS 320 C6713 DSK	19
2.1.1. Code Composer Studio	20
2.2. SIMULINK	21

2.2.1. Real Time Workshop	21
2.2.2. DSK6713 Kartına Fonksiyonel Bakış	22
2.3. GÜÇ İZGEL KESTİRİMİ	23
2.3.1. İzgel	23
2.3.2. İzgel Analizi	24
2.3.3. İzgel Kestirim Metodu	27
2.4. YULE-WALKER AR METODU	28
2.4.1. Doğrusal Tahmin Filtreleri	28
2.4.2. Wold Ayırıştırması	30
2.4.3. Auto-Regressive AR Metodu Kullanarak İzgelin Parametrik Kestirimi	34
2.5. POLİSOMNOGRAFİ SİSTEMİ E-SERİSİ	36
3. BULGULAR VE TARTIŞMA	39
3.1. EMG DATALARININ KAYIT EDİLMESİ	39
3.1.1. EMG'nin *.EDF'den *.MAT Formatına çevrilmesi	40
3.2. SIMULINK'TE ALGORİTMANIN HAZIRLANMASI	41
3.2.1. Modelin Oluşturulması	42
3.2.2. Simulink Library Browser	43
3.2.3. Signal From Workspace Bloğu	44
3.2.4. Yule-Walker Bloğu	48
3.2.5. Maximum Bloğu	52
3.2.6. Constant Bloğu	55
3.2.7. Switch Bloğu	56
3.2.8. Buffer Bloğu	58

3.2.9. Sum of Elements Bloğu	59
3.2.10. Hareket Anlarının Bulunması	61
3.2.11. Sağ ve Sol Bacak Hareketlerinin Birleştirilmesi	63
3.2.12. Hareket Anlarının Gösterimi	63
3.2.13. Skorlama	64
3.2.14. Model Sonucu	66
3.3. ALGORİTMANIN DSK KARTINA UYARLANMASI	67
3.3.1. Counter Bloğu	68
3.3.2. Switch Bloğu Ayarları	69
3.3.3. C6713 DSK LED Bloğu	69
3.3.4. C6000 Target Preferences Bloğu	70
3.3.5. Algoritmanın C 6713 DSK Kartına Yüklenmesi	70
3.4. C6713 DSK KARTI GİRİŞLERİNİN AYARLANMASI	71
3.4.1. Line in C6713 DSK ADC Bloğu	72
3.4.2. Select Column Bloğu	73
3.5. TARTIŞMA	75
3.5.1. Bacak Hareketleri Tespitinin Skop'ta Gsterilmesi	76
4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	80
KAYNAKLAR	82
EK-1	85
EK-2	86
ZGEÇMİŐ	91

KISALTMALAR

UPHB: Uykuda Periyodik Hareket Bozukluğu

REM: Rapid Eye Movement

PLMS: Periodic Limb Movements in Sleep

OSAS: Obstructive Sleep Apnea Syndrome

HBS: Huzursuz Bacak Sendromu

PSG: Polisomnografi

EMG: Electromyogram

EEG: Electroencephalogram

PSD: Power Spectral Density (Güç-İzgel Yoğunluğu)

MTM: Multitaper Method

DSK: Digital Signal Processing Kit

CCS: Code Composer Studio

RTW: Real Time Workshop

FFT: Fast Fourier Transform.

LM: Leg Movement

1. GİRİŞ

1.1. GİRİŞ VE AMAÇ

1.1.1. Uyku

1950'lere kadar, birçok insan uykunun pasif olduğunu düşünmüştür, günlük hayatımızın hareketsiz bölümü olarak. Şimdi beyinlerimizin uyku esnasında çok aktif olduğu bilinmektedir. Ayrıca, uyku günlük işlevlerimizi ve fiziksel-zihinsel sağlığımızı şimdi anlamaya başladığımız birçok yoldan etkilemektedir¹.

Neurotransmitter denilen sinir sinyal kimyasalları, uykulu veya uyanık olmamızı beyinde bulunan değişik sinir hücre grupları veya nöronlar vasıtasıyla kontrol etmektedir. Beyni omirilik ile birleştiren beyin sapındaki nöronlar, serotonin ve norepinephrine gibi beynin bazı kısımlarını ayık tutmak için neurotransmitter' ları üretmektedir. Beyin tabanındaki diğer nöronlar uykuya daldığımızda sinyalleşmeye başlamaktadır. Bu nöronlar bizi ayık tutan sinyalleri "kapatıyor" gibi görünmektedir. Yapılan bir araştırma, ayrıca adenosine denilen kanda uyanıkken oluşan ve uyuşukluğa neden olan bir kimyasal göstermektedir. Bu kimyasal azar azar uyuduğumuzda dağılmaktadır¹.

Uyku esnasında, genellikle uykunun beş safhasından geçmekteyiz: safha 1, 2, 3, 4 ve REM (Rapid Eye Movement; hızlı göz hareketi) uykusu. Bu safhalar, safha 1'den REM uykusuna bir döngüde gelişir, sonra döngü safha 1 ile tekrar baştan

başlar. Uyku zamanımızın hemen hemen % 50'sini safha 2'de, % 20'sini REM'de ve geri kalan %30'unu da diğer safhalarda harcarız. Bebekler, tersine, yaklaşık olarak uyku zamanının yarısını REM uykusunda harcamaktadır¹.

Safha 1'de, uyku hafiftir, uykuya kolaylıkla dalınır ve uykudan kolaylıkla uyanılır. Gözlerimiz yavaş hareket eder ve kaslarımızın aktivitesi yavaşlar. Safha 1'de uyanan insanlar sıklıkla parçalanmış görüntüleri hatırlarlar. Birçoğumuz da uyku hissi ile beraber gelen ani kas kasılmalarına tanık oluruz. Bu ani hareketler şaşırdığımızda yaptığımız ani hareketlere benzer. Safha 2'ye geçtiğimizde, göz hareketlerimiz durmakta ve beyin dalgalarımız (elektrotlar ile ölçülebilen elektriksel aktivitelerin dalgalanması) uyku eksenleri denilen nadir hızlı dalgalar ile yavaşlar. Safha 3'te, delta dalgaları denilen aşırı yavaş beyin dalgaları gözükmeye başlar, arasına daha küçük daha hızlı dalgalar karışır. Safha 4'te beyin hemen hemen sadece delta dalgaları üretir. Bir insanı derin uyku olarak adlandırılan safha 3 ve 4'te uyandırmak oldukça zordur. Bu aşamada göz hareketi ve kaslarda aktivite yoktur. Derin uykudan uyanmış insan kendini hemen toparlayamaz ve sıklıkla kendini mahmur hisseder ve uyandıktan dakikalar sonra aklı halen karışıktır. Derin uykuda birçok çocuk altını ıslatır, gece kâbusları görür veya uykuda yürür¹.

REM uykusuna girdiğimizde, nefes almamız hızlı, düzensiz ve sığdır, gözlerimiz birçok yönde hızlı olarak seğirir, kol-bacak kaslarımız geçici olarak paralize olur. Kalp atışlarımız, kan basıncımız artar, erkeklerde penil ereksiyonu olur. REM uykusundan uyanan insanlar sıklıkla garip ve mantıksız masallar ve rüyalar tanımlar¹.

1.1.2. Uykunun Önemi

Birçok araştırma uyku yetersizliğinin açık bir şekilde tehlikeli olduğunu göstermiştir. Uyku yetersizliği olan insanlar, sürüş simülatörü veya göz-el performans koordinasyon görevi ile test edilmiş ve alkollü olanlardan daha kötü performans sergiledikleri görülmüştür. Uyku yetersizliği aynı zamanda alkol etkilerini vücut üzerinde büyütür, böylelikle alkollü ve yorgun insan dinlenmiş insana göre daha kötü duruma düşer. Sürücü yorgunluğu, Amerika'da Ulusal Karayolları Trafik Güvenlik İdaresine göre tahmini her yıl 100,000 araç kazasına ve 1500 kişinin ölümüne neden olmaktadır. Uyuşukluk, beynin uykuya başlamadan önce son safhası olması dolayısıyla, uyuşukluk halinde araç kullanmak felakete davetiye çıkarmakta ve sıklıkla felakete sonuçlanmaktadır¹.

Bilim adamları hala insanların neden uykuya ihtiyaç duyduğunu araştırırken, hayvanlar üzerinde yapılan deneyler uykunun yaşam için gerekli olduğunu göstermektedir. Örneğin, sıçanlar normalde 2 -3 yıl yaşarken, REM uykusundan mahrum olan sıçanlar, sadece 5 hafta ortalama, tüm uyku safhalarından mahrum olanlar ise sadece yaklaşık 3 hafta yaşamaktadır. Uykudan mahrum sıçanlar ayrıca anormal bir şekilde düşük vücut sıcaklığına sahip olup kuyruk ve pençelerinde zayıflık görülmüştür. Bu zayıflığın nedeni sıçanların bağışıklık sisteminin bozulmasından kaynaklanmaktadır. Bazı çalışmalar uyku eksikliğinin bağışıklık sistemini kötü yönde etkilediğini göstermiştir¹.

Uyku, sinir sisteminin düzenli çalışabilmesi için gereklidir. Az uyku bizi diğer güne uyuşuk ve yoğunlaşma bozukluğuyla baş başa bırakır, ayrıca hafıza ve fiziksel performans bozukluğu ve matematiksel işlemlerde başarısız yapar. Eğer uyku eksikliği devam ederse, halüsinasyonlar ve ruh halimizde sallanmalar oluşur. Bazı uzmanlar uykunun, uyanırken kullanılan nöronların kendini kapatmalarına ve onarmalarına izin verdiğine inanır. Uyku olmadan nöronlar, enerjilerini yitirebilir veya hasara uğramış normal hücrel aktivite yan ürünleri ile kirlenebilir. Uyku ayrıca, beynimize aktivite yetersizliğini önlemek için nöral bağlantılara önemli egzersiz yapma imkânını verir¹.

Derin uyku çocuklarda ve gençlerde büyüme hormonunun bırakılması anlarına denk gelmektedir. Derin uyku boyunca vücut hücrelerinin çoğu protein üretiminde artış gösterir, protein yıkımını azaltır. Proteinler, stres ve ultra viyole ışınları gibi faktörlerin hasar onarımı ve hücrelerin gelişimi için ihtiyaç duyulan yapı taşları olduğundan, derin uyku gerçekten “güzellik uykusu” olabilir. Derin uykuda, karar verme işlemleri ve sosyal etkileşimler gibi duyguları kontrol eden beyin bölümündeki aktiviteler hızla düşer. Derin uyku insanlara uyanırken sosyal fonksiyonlarını ve optimal duygularını düzenlemesinde yardımcı olur. Sıçanlardaki bir deney ayrıca göstermiştir ki gündüz sıçanlar tarafından gerçekleştirilen belirli sinir-sinyalleşme davranışları derin uykuda tekrarlanmaktadır. Bu davranış tekrarlaması hafızada kodlamayı ve öğrenmeyi geliştirmektedir¹.

REM uykusu, öğrenmede kullanılan beyin bölgelerini harekete geçirir. Bebeklik süresince beyin gelişiminde bu önemli olabilir, bu da bebeklerin neden

yetişkinlerden daha fazla REM uykusuna sahip olduğunu açıklıyor. Derin uyku gibi, REM uykusunda da protein üretiminde artış olur. Yapılan bir çalışma REM uykusunun belirli zihinsel yeteneklerin öğrenilmesinde etkili olduğunu göstermiştir. Bir kabiliyet öğretilen ve akabinde REM olmayan uykudan mahrum bırakılan insanların uyku sonrası öğrendiklerini hatırlayabildiği, REM uykusundan mahrum bırakılanların ise hatırlayamadığını ortaya koymuştur¹.

Bazı bilim adamları rüyaların, “Beyin zarının REM uykusunda aldığı rastgele sinyallerin anlamını bulmaya çalışması” olduğuna inanır. Beyin kabuğu, bilincimiz yerinde iken çevreden alınan bilgiyi organize eden beynimizin bir bölgesidir. Yani, REM uykusunda köprülerden alınan rastgele sinyaller verilirse, beyin zarı bu sinyalleri yorumlayarak aynı zamanda parçalanmış beyin aktivitelerinin dışında bir hikâye oluşturur¹.

1.1.3. Uyku-Hastalık

Uyku ve uyku ile alakalı problemler insan hastalıkları içerisinde önemli bir yer tutar ve hemen hemen tıbbın her alanını etkilemektedir. Örneğin, felç ve astım sıklıkla gece ve sabahın erken saatlerinde oluşur. Bu hastalıklar hormonların değişiminden, kalp atışlarından ve diğer uyku ile alakalı karakteristiklerden oluşabilmektedir. Ayrıca, uyku sara hastalığının bazı çeşitlerini karmaşık yollarla etkilemektedir. REM uykusu beynin bir bölgesinden başlayan ve diğer bölgelerine yayılan hastalık nöbetlerini önlemeye yardımcı olmaktadır, derin uyku bu

nöbetlerin yayılmasına teşvik edebilmektedir. Uyku eksikliği sara hastalarında nöbetleri başlatır¹.

Uykuyu kontrol eden nöronlar bağışıklık sistemi ile yakından ilgilidir. Grip gibi bulaşıcı hastalıklar bizleri uykulu yapar. Bu muhtemelen sitokin'den dolayıdır. Sitokin, kimyasallar ve bağışıklık sisteminin enfeksiyonla savaşması ile oluşur, çok güçlü uyku tetikleyici bir kimyasaldır. Uyku vücudun enerji ve diğer kaynakları depolamasına ve bağışıklık sistemini saldırılardan korumaya yardımcı olur¹.

Uyku problemleri Alzheimer hastalığında, felçte, kanserde ve baş yaralanmalarında çok yaygındır. Bu uyku problemleri, uykuyu kontrol eden beyin bölgeleri ve nörotransmitter'lerden, veya diğer hastalıkların etkilerini kontrol eden ilaçlardan kaynaklanabilir¹.

1.1.4. Uyku Hastalıkları

Yaklaşık 40 milyon Amerikalı her yıl kronik, uzun dönemli uyku hastalıkları ile, 20 milyon Amerikalı da az görülen uyku problemleri ile boğuşmaktadır. Bu hastalıklar ve sonucunda oluşan uyku eksikliği insanların iş yaşamına, araç sürüşlerine ve sosyal aktivitelerine zarar vermektedir. Üretkenlik kaybı ve diğer faktörlerden dolayı yapılan dolaylı harcamalar daha fazla iken, Amerika'da her yıl bu alanda 16 milyar dolar tıbbi harcama yapılmaktadır. Doktorlar yaklaşık olarak 70 adet uyku hastalığı tanımlamıştır, birçoğu teşhis yapıldıktan sonra etkili bir biçimde

kontrol edilebilmektedir. En yaygın uyku hastalıkları Uykusuzluk (Insomnia), Uyku Apnesi, Huzursuz Bacak Sendromu (HBS), ve Uykululuk'tur (Narcolepsy) ¹.

1.1.4.1. Uykusuzluk (Insomnia)

Hemen hemen herkes nadiren de olsa kısa zamanlı uykusuzluk yaşamıştır. Bu problem stres, jet lag, diyet veya birçok faktörden kaynaklanır. Uykusuzluk hemen hemen her zaman iş performansını ve bir sonraki günün sağlığını etkiler. Yaklaşık 60 milyon Amerikalı bir yılda sık sık uykusuzluğa veya çok uzun süren ve çok ciddi uyku eksikliğine neden olan Uykusuzluğa yakalanır. Uykusuzluk yaşla beraber artar ve kadınların yaklaşık % 40'nı ve erkeklerin yaklaşık %30'unu etkiler¹.

Kısa süreli uykusuzluklarda doktorlar uyku haplarını reçetelerinde yazar. Birçok uyku hapi birkaç hafta geceleri kullanıldığında etkisini yitirir, ancak, uzun-dönemli kullanımda iyi uyku ile sonuçlanır. Zayıf Uykusuzluk sıklıkla iyi uyku alışkanlıkları ile tedavi edilebilir. Daha ciddi Uykusuzluk durumlarında, araştırmacılar hafif tedavi ve diğer çözümler ile günlük dalgalanmaları değiştirmeyi denemektedirler¹.

1.1.4.2. Uyku Apnesi

Uyku Apnesi uyku sırasında nefes alınımını kesen bir hastalıktır. Genellikle şişmanlarda veya yaşlanma ile beraber kas kuvvetinin azalması ile oluşur. Bu değişimler, kasların uyku sırasında dinlenmesi esnasında soluk borusunun nefes

alınımında başarısız olmasına neden olur. Bu problem, engelleyici Uyku Apnesi (Obstructive Sleep Apnea Syndrom; OSAS) olarak adlandırılır, gürültülü horlama ile görülür (her horlayan bu hastalığa yakalanmış denilemez). Uyku Apnesi aynı zamanda uyku esnasında nefesi kontrol eden sinir hücrelerinin düzgün çalışmaması ile de olabilir¹.

Engelleyici Uyku Apnesi sırasında, insanlar soluk borusunun nefes alımını sağlayan vakumu üreten havayı çekmekte zorlanırlar. Bu, uyuyan insanın nefes almaya çalışırken hava akışını 10 saniyeden bir dakikaya kadar önler, kişinin kan oksijen seviyesi düşerken, beyin insanı uyandırmak için üst havayolları kaslarını yeterince sıkarak tepki verir. Kişi homurtulu ve zorlukla nefes alabilir, sonra yeniden horlamaya başlar. Bu döngü gecede yüzlerce defa olabilir¹.

Uyku Apnesi hastalarında oluşan sık uyanmalar hastanın sürekli uykulu olmasına ve hatta hastanın kişiliğinde değişiklik yaparak sinirli ve depresyonda olmasına neden olur. Uyku Apnesi aynı zamanda kişide yetersiz oksijen alımına, sabahları baş ağrısına, cinselliğe ilginin azalmasına veya zihinsel fonksiyonlarda yavaşlamaya neden olur, ayrıca yüksek kan basıncı, düzensiz kalp atışı, felç ve kalp krizi ile alakalıdır. İlaç almamış Uyku Apneli ciddi hastaların iki-üç kat genel topluma göre daha fazla trafik kazası yapma ihtimali vardır. Bazı yüksek riskli bireylerde, Uyku Apnesi uykuda solunum durmasına neden olarak ani ölümlere neden olur¹.

Tahmini olarak 18 milyon Amerikalıda Uyku Apnesi hastalığı vardır. Ancak, çok azı Uyku Apnelerinin farkındadır. Gürültülü horlama, obezlik, gündüz aşırı uykusuzluk gibi Uyku Apnesinin değişik tiplerine sahip hastalara özel uyku merkezlerinde polisomnografi (PSG) testi uygulanır. Bu testlerde beyin dalgaları, kalp atışları ve nefes alımı gece boyunca kayıt altına alınmaktadır. Uyku Apnesi tespit edilmesi durumunda birçok tedavi yöntemi kullanılabilir. Zayıf Uyku Apnesi genellikle aşırı kilolardan kurtularak veya sırtüstü yatmanın önlenmesi ile atlatılabilir. Diğer tipler ile özel aletler veya engeli düzeltecek ameliyat ile baş edilmektedir. Uyku Apneli hastalar kesinlikle uyku hapi veya sakinleştirici gibi uyanmayı önleyici ilaçları almamalıdır¹.

1.1.4.3. Huzursuz Bacak Sendromu

Huzursuz Bacak Sendromu (HBS), ailesel özelliğe sahiptir. Bacak ve ayaklarda hoş olmayan sürünmelere, karıncalanmalara neden olur. Ayrıca, sızlamaya ve ısrarla rahatlamak arzusuna neden olan özellikle yaşlılarda görülen en yaygın uyku hastalıklarından bir tanesidir. İleri düzey HBS yaşlılar arasında yaygındır ve belirtisi her yaşta gelişebilir. 12 milyon Amerikalının HBS hastalığından etkilendiği bilinmektedir. Bazı durumlarda, Anemi, Hamilelik veya Diyabet ile ilişkilendirilmektedir¹.

Birçok HBS hastası aynı zamanda Uykuda Periyodik Hareket Bozukluğu hastalığına (UPHB) sahiptir. UPHB, kol ve bacaklarda tekrar eden kasılma hareketlerine (özellikle bacaklarda) neden olur. Bu hareketler 20 saniye ile 40 saniye

arasında oluşarak tekrarlanan uyanmalara ve sert parçalanmış uykuya neden olur. Yapılan bir çalışma, HBS ve UPHB'nin 60 yaşın üstündeki hastalarda Uykusuzluğa neden olduğunu bulmuştur¹.

HBS ve UPHB sıklıkla ilaçla tedavi edilir. Bu ilaçlar nörotransmitter'daki dopamini etkiler. Bu hastalıkların nedeninin dopamin'deki bozulma olduğu düşünülmektedir¹.

1.1.4.4. Uykululuk (Narcolepsy)

Uykululuk yaklaşık olarak 250,000 Amerikalıyı etkilemektedir. Uykululuk yaşayan insanlarda sıklıkla günün birçok zamanında uyku atakları olur, hatta bu insanlar geceleyin normal miktarda uyudukları halde. Bu ataklar birkaç dakikadan 30 dakikaya kadar sürer. Bu insanlarda halüsinasyonlar, uyandıklarında geçici felç, gece uykularında uyku kesilmesi, duygusal durumlarda kaslarını kontrol edememe olur. Bu belirtiler REM uykusundan uyanma sırasında oluşan özelliklerdir. Buda Uykululuğun bir uyku düzensizliği hastalığı olduğunu göstermektedir. Uykululuğun belirtileri tipik olarak ergenlikle ortaya çıkar, doğru teşhisi yıllar alabilir. Bu hastalık kalıtsaldır, fakat nadiren de olsa kafa yaralanmalarında oluşan beyin hasarı neticesinde veya sinirsel hastalıklar ile ilişkilendirilebilir¹.

Uykululuk teşhisi yapıldıktan sonra uyarıcılar, antidepresanlar, veya diğer ilaçlar belirtilerini kontrol edebilir ve bir çok zamanda utandırıcı ve tehlikeli

etkilerini önleyebilir. Günün bazı zamanlarında kestirmek gün boyu Uykululuğu düşürebilir¹.

Uykunun yaşam için ne kadar gerekli olduğunu artık biliyoruz. 70'e yakın uyku hastalığı içerisinde elektronik ortamda analizi yapılabilecek birçok hastalık vardır. Tüm bu hastalıklar içerisinde UPHB seçtim.

Çünkü

1- UPHB, 60 yaşın üzerindeki hastalarda "Uykusuzluk" hastalığının nedenlerinden biridir, UPHB hastaları yatak eşlerini tekmeleyebildikleri için, yatak eşlerini rahatsız eder, dayanılmaz olurlar.

2- UPHB hastalarına ait bacak Elektromiyografi (EMG) sinyalleri uzmanlar tarafından incelenerek bacak hareketleri skorlanmaktadır. Skorlama neticesi hastalığın teşhisi için önemlidir. Bu zahmetlidir.

3- UPHB, uyku hastalıkları içerisinde sinyal karakteristiği elektronik diline aktarılabilecek bir hastalıktır.

4- UPHB'nin bir işlemci kartı ile tespit edilmesi, zaman ve emek tasarrufu sağlayacaktır.

5- UPHB için yapılan skorlamalar uzmanlar tarafından farklı yorumlanabilmektedir. Otomatik algılama, standart hale getirebilir.

Bu nedenle çalışmaya başlamadan önce UPHB'yi detaylı bir şekilde incelemek gerekir.

1.2. UYKUDA PERİYODİK HAREKET BOZUKLUĞU (UPHB)

Uykuda Periyodik Hareket Bozukluğu UPHB (Periodic Limb Movements in Sleep; PLMS) gündüz aşırı uykusuzluk², geceleyin uyanma³, uyku döngüsünde kesilme, uyanma belirtilerinin sıklığı gibi yan etkileri olan bir uyku hastalığı olarak nitelendirilebilir⁴.

Uykuda Periyodik Hareket Bozukluğu (UPHB) ilk kez 1953 yılında Symonds tarafından 'Nocturnal Myoklonus' adı ile tanımlanmıştır⁵. Hareketlerin periyodik karakteri ve Elektromiyografi (EMG) bulgularını gösteren ilk elektro fizyolojik çalışma Lugaresi ve arkadaşları tarafından 1965 yılında yapılmıştır⁶. UPHB'nin skorlama ölçütü Coleman tarafından 1982 de önerildi⁷. UPHB, uyku sırasında periyodik olarak tekrarlayan, oldukça streotipik ayak, bacak ve/veya kol hareketleri ile şekillenen bir hastalıktır. Hareketler tipik olarak ayak başparmağının dorsifleksiyonu ile birlikte, çoğunlukla buna eşlik eden ayak bileği, diz bazen de kalçanın parsiyel fleksiyonu şeklindedir⁸.

1.2.1. UPHB'nin Yaygınlığı

Uykuda Periyodik Hareket Bozukluğu 30 yaş öncesi oldukça nadir olup, sıklığı ve şiddeti yaşla birlikte artan bir hastalıktır. UPHB'nin varlığını değerlendiren en geniş epidemiyolojik çalışma, 18,980 kişiyi içeren yaşları 15–100 arasında genel nüfusta yapılmış ve prevalansın %3,9 olduğunu bildirmiştir. Çalışma, cinsiyet, kafein tüketimi, stres ve mental hastalıkların varlığı gibi UPHB ile ilişkili pek çok etkeni de tanımlamıştır. Prevalansı 55 yaş üstü için %29, 65 yaş üstü için ise %44 olarak bildirilmiştir⁹.

UPHB, erkek ve kadınlarda eşit sıklıkla görülmekte, bazen ailesel özellik gösterebilmektedir¹⁰.

1.2.2. Klinik Özellikler

Uykuya dalma güçlüğü, gece içi sık uyanma, sabah erken uyanma ve gündüz aşırı uykululuk gibi birçok farklı uyku-uyanıklık şikâyetleri ile birlikte görülebilir. Hastaların bazıları kol ve bacak atmaları ile uyanmadan yakınmakla birlikte, çoğunda yakınma sabahları bacaklarda ağrı, dinlenmemiş ve yorgun uyanma veya nadiren gündüz uykululuk halidir. İnsomni yakınması ile başvuran hastaların %18'inde, gündüz uykululuk şikâyeti ile başvuran hastaların ise %11'nde primer tanının UPHB olduğu bildirilmektedir. Bununla birlikte bazı çalışmalarda, sübjektif yakınmalar ile UPHB arasında bir ilişki de gösterilememiştir¹¹. Klinik açıdan bakıldığında, genel olarak, bacak hareketlerine sıklıkla, uykunun bölünmesine yol açan

electroencephalograph (Beyin sinyali; EEG) uyanıklık reaksiyonlarının eşlik ettiği ve bunların olmadığı durumlarda hastaların uyku-uyanıklık şikâyetlerinin olmadığı kabul edilmektedir⁸.

UPHB daha yaygın olarak bacak, ayak ve kollardan çok ayak başparmağında görülen ve uyku esnasında 0,5 ve 5 sn. aralıklarda görülen kısa irkilmelerdir. Genel olarak 20 ila 40 saniye aralığında meydana gelir^{12,13}.

1.2.3. UPHB Tanı Kriterleri

A. Polysomnografi cihazından bakıldığında hareketler stereotipik (katı nitelikli olup),

—Hareketler 0,5 sn. ile 5 sn. arası sürmelidir

—Minimum 8 mikro V kadar dinlenme EMG sinin genliğinin üstünde olmalı

—Ardı ardına 4 ya da daha fazla hareket olmalıdır.

—Hareketler arası interval (bir hareketin başlamasından diğerinin başlamasına kadar geçen süre) 5 sn. den uzun ve 90 sn.den kısa olmalıdır. (tipik olarak 20–40 sn.)

B. UPHB indeksi çocuklarda 5/saat, yetişkinlerde 15/saat in üzerindedir.

C. Kliniksel uyku rahatsızlığı veya gün boyu yorgunluk şikâyeti vardır.

D. Bir başka uyku hastalığı, tıbbi veya sinirsel hastalık, akıl hastalığı, ilaç kullanımı veya madde bağımlılığı hastalığı ile UPHB daha iyi anlatılamamıştır. Ör; tekrarlanarak gerçekleşmekte olan Apnenin sonunda UPHB doğru UPHB olarak hesap edilmemelidir^{13,14,15}.

1.2.4. OSAS'ın UPHB'ye Etkisi

Daha önce yapılan çalışmalarda OSAS'lı UPHB hastalarının UPHB indeksi, OSAS'sız UPHB hastalarına göre daha yüksektir. Yine OSAS hastalarının ince otonom arousal'lara sahip olabileceği ve bu arousal'ların, kısmen, kendilerini Periyodik Hareket olarak ifade edebileceği önerilmiştir¹⁶.

1.2.5. Kayıt ve Terminoloji

UPHB skorlaması ve polisomnografi (PSG) değerlendirmesi 1993'te standart hale getirildi¹². Bu ölçütler hala kabul edilir ve UPHB araştırmalarında altın standart olarak kabul edilir. Yalnız, UPHB'nin skorlama ölçütü sınırlı sayıda gözlemlere bağımlıdır ve farklı hasta grupları arasında UPHB davranışları (ör; periyodiklik, süre, genlik) henüz geçerlilik kazanmamıştır. UPHB'nin oluşma frekansı, yani UPHB indeksini belirlemek için toplam uyku zamanının saat başına düşen UPHB sayısı hesaplanır¹⁷.

Daha önceki çalışmalarda uyanık halde ve değişik uyku evrelerinde UPHB indeksinin değiştiği belirlenmiştir. Hareketler arasındaki süre arttığında safha 1, 2, 3,

4 uyku evreleri boyunca bacak hareketi (PLM, Periodic Limb Movement) süresi ve buna bağımlı uyandırma etkisinin düştüğü bulunmuştur. Ani göz hareketli (REM) uyku boyunca hareketlerin en kısa, hareketler arası sürenin en uzun olduğu görülmüştür^{17,18}. Saatte 5'ten büyük UPHB indeksi anormal olarak¹⁹, hatta son çalışmalar gösteriyor ki herhangi bir uyku rahatsızlığı olmayan sağlıklı bireylerde de UPHB indeksi saatte 10'un üzerindedir²⁰. Geceden geceye UPHB değişiklik gösterdiğinden dolayı, iki gecelik UPHB kayıtları teşhis için gereklidir. UPHB teşhisi için polisomnografi (PSG) şarttır.

1.2.6. UPHB'nin Nedenleri

UPHB birincil ve ikincil olabilir. İkincil UPHB tıbbi problemlerden kaynaklanır. Birincil UPHB'nin, bir başka taraftan, bilinen bir nedeni yoktur. Beyin ile kol-bacak arasındaki sinirlerin düzenindeki anormallikler ile ilişkilendirilmiştir.

İkincil UPHB'nin birçok değişik nedeni vardır, aşağıda verilmiştir. Verilenlerin birçoğu aynı zamanda Huzursuz Bacak Sendromunun (HBS) da nedenidir.

- Diabetes mellitus (Kandaki Şekerin yüksek olması),
- Demir eksikliği,
- Omirilik Tümörü,
- Omirilik hasarı,

-Uyku Apnesi- Uykuyu engelleyen nefes alma zorluğu, gündüz uykulu olma ve birçok değişik probleme neden olur.

-Narcolepsy- Uyanık zamanlarda aşırı uykululuk hali ve dayanılmaz bir şekilde uyuma isteği

-Uremi- Böbrek yetersizliğinden dolayı, idrar maddelerinin kanın içinde kalmasından meydana gelen hastalık

-Anemi- Hemoglobin seviyesinin düşük olması, hemoglobin kandaki oksijeni taşımaya yaramaktadır.

-İlaç Tedavisi- Sinir sistemi üzerinde etkili olan ilaçlar ve Haldol gibi antidopaminergic etken maddeler, Sinemet (Sinemet'in sıkça UPHB tedavisinde kullanılmasına rağmen) gibi dopaminergic etken maddeler veya amitriptyline (Elavil) gibi üçhalkalı antidepresanlar

-Barbitures veya benzodiazepines (Valium) gibi yatıştırıcı ilaçların bırakılması²¹.

1.2.7. İlaç Tedavisi

Terapi UPHB'yi tedavi etmez fakat belirtilerini hafifletir. UPHB'yi tedavi etmek için kullanılan ilaçların çoğu Huzursuz Bacak Sendromu tedavisinde de kullanılmaktadır.

Benzodiazepines: Bu ilaçlar kas kasılmalarını önler. Aynı zamanda yatıştırıcıdır ve hareketler sırasında uyumanıza yardımcı olur. Klonopin, özellikle,

saatteki periyodik bacak hareket toplam sayısını düşürmek için kullanılır. Belkide UPHB tedavisinde en geniş kullanılan ilaçtır.

Dopaminergic etkenleri: Bu ilaçlar dopamine olarak adlandırılan beyin kimyasal seviyelerini yükselterek kas hareketlerini düzenler. Bu ilaç tedavisi bazı insanlarda etkili olurken bazılarında değildir. Geniş olarak kullanılan örnekleri levodopa/carbidopa kombinasyonu (Sinemet) ve pergolide (Permax)'tır.

Anticonvulsant etkenleri: Bu ilaçlar bazı insanlarda kas kasılmalarını azaltır. UPHB'de en genişçe kullanılan anticonvulsant gabapentin (Neurontin)'dir.

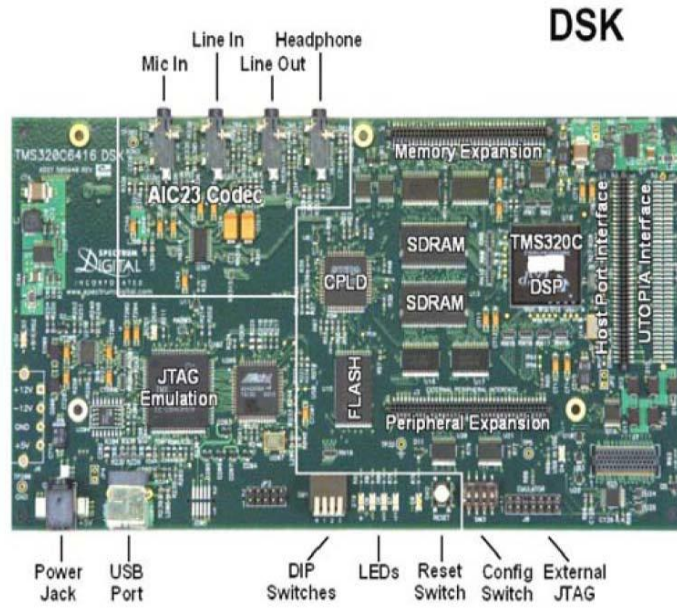
GABA agonistleri: Bu etkenler kas hareketlerini uyaran belli sinir taşıyıcılarının serbest bırakılmasını önler. Sonuç kasılmaların gevşemesidir. UPHB'de bu etkenlerin en genişçe kullanılanı baclofen (Lioresal)'dir²².

UPHB hastalığını tanıdıktan sonra EMG sinyallerinin analizi için sayısal işlemci kartı kullanılacaktır. Bir sonraki bölümde kullanılacak işlemci hakkında detaylı bilgi verilmektedir.

2. MATERYAL VE METOD

2.1. TMS 320 C6713 DSK

TMS320 ailesi gibi sayısal işaret işlemcileri, geniş bir uygulama yelpazesine sahip olup, telekomünikasyon, kontrol ve ses işleme gibi alanlarda kullanılmaktadır. Örnek olarak; cep telefonları, dijital kameralar, yüksek tanımlı televizyonlar (HDTV), radyo, faks cihazları, modemler ve benzer cihazlar²³.

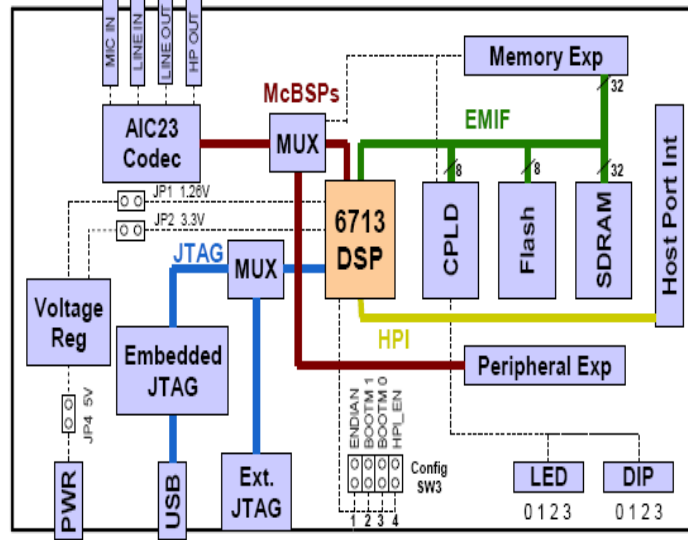


Resim 2.1. TMS 320 C6713 DSK kartının üstten görünüşü²³

C6713 DSK (Sayısal İşaret İşleme Kiti=Digital Signal Processing Kit) kartı genel olarak gerçek zamanlı işaret işleme uygulamaları için kullanılır. DSK C6713 kartı 16 MB SDRAM, 256 KB flash memory elemanlarını üzerinde bulundurmaktadır. Kart üzerinde Mic In, Line In, Line Out, Headphone giriş ve

çıkışları bulunmaktadır. İşlemci frekansı 255 MHZ'dir (Resim 2.1. ve Resim 2.2.)

23



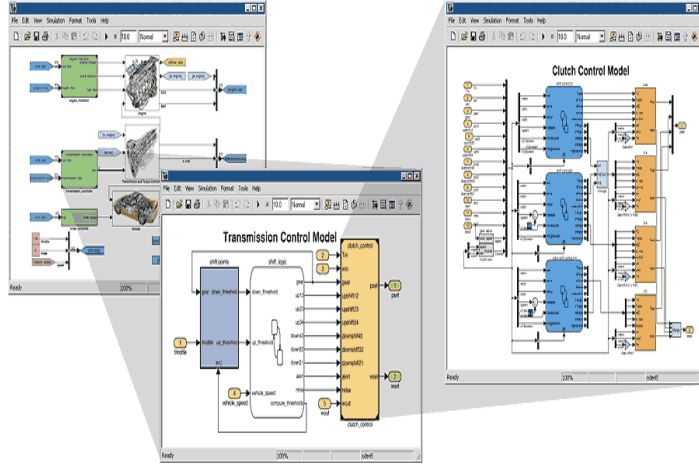
Resim 2.2. TMS 320 C6713 DSK kartının haritası²³

2.1.1. Code Composer Studio

C6713 DSK kartının çalışması için kurulum CD'sinde bulunan "6713 Diagnostics Utility" ve "Code Composer Studio V2 (CCS)" programlarının yüklenmesi gereklidir. 6713 Diagnostics Utility programı DSK kartını ve bilgisayar bağlantısının doğruluğunu kontrol eder. Code Composer Studio programı ise farklı programlama dillerinde (Matlab, Simülink, C, C++) oluşturulmuş kodları, Assembler diline çevirerek C6713 DSK kartına yüklenmesini sağlar²³.

2.2. SIMULINK

Simulink dinamik sistemlerin analizi, simulasyon ve modelleme yapabilen bir Matlab yazılımıdır. Ayrıca Simulink doğrusal ya da doğrusal olmayan, sürekli zamanda modellenmiş, örneklenmiş zaman, ya da her iki sistemin karışımını destekler. Sistemler ayrıca multirate olabilir örneğin; örneklenmiş farklı parçalar ya da farklı oranlarda yükseltilmiş. Simulink size sistem hakkında bir soru sorar, onu modeller ve ne olduğunu görmenize imkân sağlar. Simulink ile çizimlerden kolayca modeller inşa edebilir, ya da var olan bir sistemi alıp üzerine eklersiniz. Dünyadaki binlerce mühendis değişik endüstrilerde modelleme ve gerçek problemleri çözmeye Simulink kullanır²⁴. Resim 2.3.'te birkaç Simulink modeli gösterilmiştir.



Resim 2.3. Simulink²⁴

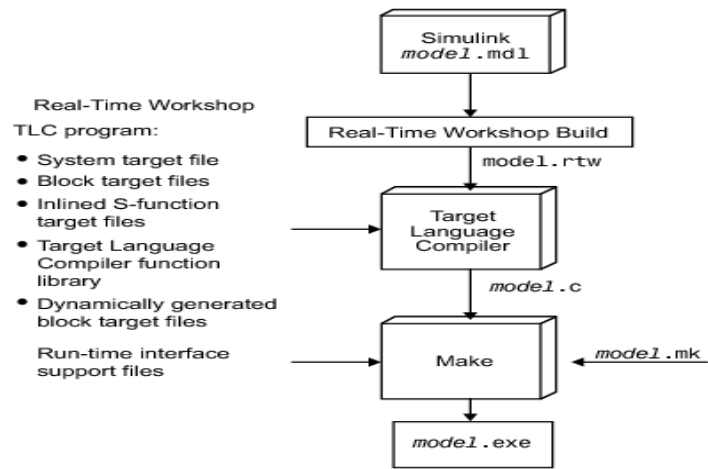
2.2.1. Real Time Workshop

Real-Time Workshop (RTW), Simulink ve Matlab'in otomatik üretimi, paketlenmesi ve Simulink modellemesinin farklı sistemler üzerinde gerçek zamanlı

yazılım uygulamasıdır. Ayrıca, kaynak kodlarının derlemesi gibi uzantılardan biridir. RTW'nin sağladıkları²⁴;

- Birçok hedef platformu için otomatik kod üretimi yapar²⁴.
- Sistem tasarımı ve uygulamalarında seri direkt yol sunar²⁴.
- Matlab ve Simulink ile mükemmel uyum²⁴
- Kolay grafiksel kullanıcı ara yüzü²⁴
- Açık mimari ve genişletilebilir işlem yapabilme özelliği²⁴

Bir simulink modelinde kaynak kod üretim işlemi RTW ile Şekil 2.1.'de gösterilmektedir.

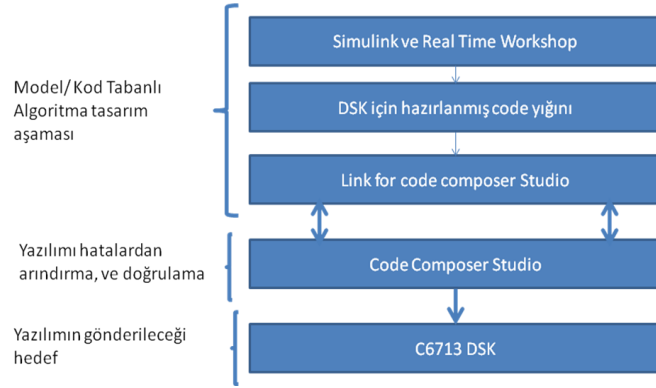


Şekil 2.1. Matlab Simulink Real Time Workshop ilişkisi²⁴

2.2.2. DSK6713 Kartına Fonksiyonel Bakış

Şekil 2.2.'de Simulink ve kartı yöneten/programlayan “Code Composer Studio”, birbirleri ile Real- Time Workshop aracılığı ile haberleşir. Code Composer

Studio ve DSK, kartın üzerindeki JTAG emulatörü, USB portu aracılığı ile haberleşir. Matlab ve CCS, “Link for Code composer Studio” vasıtasıyla haberleşir.



Şekil 2.2. Yazılımların haberleşmeleri

2.3. GÜÇ İZGEL KESTİRİMİ

Belki de sayısal işaret işleminin çok önemli uygulama alanları periyodik ve rastgele işaretlerin Güç İzgel (Power Spectrum) kestirimidir. Ses tanıma problemlerinde izgel çözümlenmesi ses bant genişliğini düşürmede ve sonraki ses işlemlerinde kullanılır. Sonar sistemler, denizaltıları ve gemilerin yerinin belirlenmesinde kapsamlı izgel çözümlenmesi kullanılır. Radar da kullanılan izgel ölçümler hedefin hızı ve yerini tespit etmede kullanılır²⁵.

2.3.1. İzgel

İzgel frekansa karşılık gelen bazı parametrelerin bağıl değerleri ya da genliklerinin bir grafik ile gösterilmesidir. Her fiziksel görüngünün (elektromanyetik, termal, mekaniksel, hidrolik ya da başka bir sistem) kendine has

bir İzgeli vardır. Elektronikte ise bu işaret ile alakalıdır, buda sabit ya da değişken niceliklere sahip voltaj, akım ve güç ile gösterilebilir. Bu nicelikler genelde zaman uzayında tanımlanır ve her “zaman uzayı fonksiyonu (f(t))” için eşdeğer bir “frekans uzay fonksiyonunu” bulunabilir. $F(\omega)$, özellikle f(t)’yi oluşturmak için gerekli frekans bileşenlerini tanımlar (frekans izgeli). Zaman uzayı ve onun tekabül ettiği frekans uzayı arasındaki ilişki Fourier analizi ve Fourier dönüşümü ile ilgili bir konudur²⁵.

Zamandan frekans uzayına, x(t) fonksiyonun Fourier dönüşümü aşağıda gösterilmiştir²⁵.

$$F[x(t)] = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt = X(\omega) \quad (1)$$

Frekanstan zaman uzayına, $X(\omega)$ ’nın ters Fourier dönüşümü aşağıda gösterilmiştir²⁵.

$$F^{-1}[X(\omega)] = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} X(\omega)e^{j\omega t} d\omega = x(t) \quad (2)$$

2.3.2. İzgeli Analizi

İzgeli kestiriminin amacı, sonlu sayıda veri içeren bir işaretin içerisindeki gücün dağılımını (frekansa bağlı olarak) kestirmektir. Güç İzgelinin kestirimi birçok

uygulamada kullanışlı olup geniş-bant gürültü içerisinde gömülü olan işaretlerin bulunmasında da kullanılır²⁶.

Durağan rastgele x_n işleminin güç İzgeli matematiksel olarak ayrık zaman Fourier dönüşümü ve korelasyon sıralaması ile ilişkilidir. Normalize frekans ile

$$S_{xx}(\omega) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} R_{xx}(m)e^{-j\omega m} \quad (3)$$

ifadesi ile tanımlanır²⁶.

Bu ifadeyi fiziksel frekans “f” ile göstermek için ω yerine $2\pi f/f_s$ yazılır, burada f_s örnekleme frekansıdır²⁶.

$$S_{xx}(f) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} R_{xx}(m)e^{-2\pi jfm/f_s} \quad (4)$$

Korelasyon sıralaması, ters ayrık-zaman Fourier dönüşümü kullanarak Güç İzgelinden bulunabilir²⁶.

$$R_{xx}(m) = \int_{-\pi}^{\pi} \frac{S_{xx}(\omega)e^{j\omega m}}{2\pi} d\omega = \int_{-f_s/2}^{f_s/2} \frac{S_{xx}(f)e^{j2\pi fm/f_s}}{f_s} df \quad (5)$$

x_n 'in tüm Nyquist aralığı boyunca ortalama gücü

$$R_{xx}(0) = \int_{-\pi}^{\pi} \frac{S_{xx}(\omega)}{2\pi} d\omega = \int_{-f_s/2}^{f_s/2} \frac{S_{xx}(f)}{f_s} df \text{ 'dir.} \quad (6)$$

$$P_{xx}(\omega) = \frac{S_{xx}(\omega)}{2\pi} \text{ ve } P_{xx}(f) = \frac{S_{xx}(f)}{f_s} \quad (7)$$

miktarları durağan rastgele işaretin Güç İzgel yoğunluğu (PSD; Power Spectral Density) olarak tanımlanır²⁶.

$[\omega_1, \omega_2]$, $0 \leq \omega_1 < \omega_2 \leq \pi$ bandı üzerindeki işaretin ortalama gücü, PSD integralinin bu bant üzerinde alınması ile bulunabilir²⁶.

$$\overline{P}_{[\omega_1, \omega_2]} = \int_{\omega_1}^{\omega_2} P_{xx}(\omega) d\omega + \int_{-\omega_2}^{-\omega_1} P_{xx}(\omega) d\omega \quad (8)$$

Yukarıdaki ifadede görebilir ki $P_{xx}(\omega)$ sonsuz küçük frekans bandında işaretin taşıdığı güç içeriğini belirtir, bu da niçin Güç İzgel yoğunluğu olarak isimlendirildiğinin cevabıdır²⁶.

Güç İzgel yoğunluğunun birimi frekans birimi başına güçtür. $P_{xx}(\omega)$ durumunda da, watt/radian/örnek veya basitçe watt/radian'dır. $P_{xx}(f)$ durumunda da, birim watt/hertz olur. Frekansa göre Güç İzgel yoğunluğunun integrali watt, beklenen ortalama güç $\overline{P}_{[\omega_1, \omega_2]}$ 'dir²⁶.

Gerçek işaretler için, PSD, DC ye göre simetriktir, böylelikle $P_{xx}(\omega)$, $0 \leq \omega < \pi$ için PSD yi tamamiyla karakterize etmek için yeterlidir. Ayrıca, Nyquist aralığında ortalama gücü elde etmek için, bir taraflı PSD yi tanıtmak gereklidir²⁶.

Bir taraflı PSD

$$P_{onesided}(\omega) = \begin{cases} 0 & -\pi \leq \omega < 0 \\ 2P_{xx}(\omega) & 0 \leq \omega < \pi \end{cases} \quad (9)$$

ifadesi ile tanımlanabilir²⁶.

$[\omega_1, \omega_2]$, $0 \leq \omega_1 < \omega_2 \leq \pi$ frekans bandı aralığında bir işaretin ortalama gücü bir taraflı PSD ile hesaplanabilir²⁶.

$$\overline{P}_{[\omega_1, \omega_2]} = \int_{\omega_1}^{\omega_2} P_{onesided}(\omega) d\omega \quad (10)$$

2.3.3. İzgel Kestirim Metodu

İzgel kestirim için Nonparametrik, Parametrik ve Subspace metodları kullanılır²⁷.

Nonparametrik metod ile PSD doğrudan işaretin kendisinden bulunur. En basit metot ise periyodogramdır. Periyodogramın gelişmiş sürümü de Welch metodudur. En modern nonparametrik tekniği de multitaper metodudur (MTM)²⁷.

Parametrik metod, beyaz gürültü içeren lineer bir sistem çıkışı olan bir işaretten PSD'nin elde edildiği metottur. Yule-Walker autoregressive (AR) metodu ve Burg metodu örnek olarak verilebilir. Bu metotlarda işareti hipotetik olarak üretecek lineer sistemin öncelikle parametreleri (katsayıları) kestirilerek PSD kestirilir. Bu metotlar eğer işaretin veri uzunluğu oldukça kısa ise klasik non-parametrik metotlara göre daha iyi sonuç vermektedir²⁷.

2.4. YULE-WALKER AR METODU

2.4.1. Doğrusal Tahmin Filtreleri

“Model” terimi fiziksel bir verinin kontrol edilmesi için önerilen gizli yasaları tanımlamak için kullanılır. Olasılıklı bir işlemin bir model ile gösterimi 1927 yılında Yule tarafından verilen bir fikre kadar uzanır. Fikir, çok yüksek bağıntılı gözlemlerden oluşan bir zaman serisi $x(n)$ 'nin tam olarak istatistiksel “impuls”ların doğrusal bir filtreye uygulanması ile üretilebilirliği. İmpulslar, genelde sıfır ortalamalı ve sabit sapmalı belirli bir dağılımdan elde edilen rastgele değişkenlerdir. Böyle bir seri saf rastgele bir işlemdir ve “Beyaz Gaus Gürültüsü” olarak adlandırılır, ve aşağıdaki eşitliği sağlar²⁸:

$E\{w(n)\}=0$ tüm n değerleri için

$$E\{w(n)w^*(k)\} = \begin{cases} \sigma_w^2 & k = n \\ 0 & k \neq n \end{cases} \quad (11)$$

Burada σ_w^2 işlemin sapmasıdır.

Genel olarak, doğrusal olasılıklı bir modelin zaman tanım kümesi aşağıdaki gibi gösterilebilir.

Model çıkışının + Model çıkışının geçmiş =Girişin şimdiki
şimdiki değerleri + değerlerinin doğrusal ve geçmiş değerlerinin
kombinasyonu + doğrusal kombinasyonu

$$x(n) + \sum_{k=1}^N a_k x(n-k) = \sum_{k=0}^M b_k w(n-k) \quad (12)$$

Olasılıklı modellerin 3 popüler tipi vardır:

- 1) *Autoregressive (Otogerileyen: AR) Modeli*, bu modelde girişin geçmiş verileri kullanılmaz. Bir başka deyişle, çıkış, girişin şimdiki değeri ve çıkışın geçmiş değerlerinin doğrusal birleşiminden oluşur. (Burada $w(n)$ girişi, $x(n)$ ise sistem modelinin çıkışıdır.)²⁸

$$x(n) = w(n) - \sum_{k=1}^P a_k x(n-k) \text{ veya } \sum_{k=0}^P a_k x(n-k) = w(n), a_0 = 1 \quad (13)$$

2) *Moving Average (Hareketli Ortalama: MA) Modeli*, bu modelde çıkışın geçmiş değerleri kullanılmaz. Bir başka deyişle, çıkış, girişin geçmiş ve şimdiki değerlerinden bulunur²⁸.

$$x(n) = \sum_{k=0}^q b_k w(n-k) \quad (14)$$

3) *Mixed ARMA Modeli (Karma ARMA)*²⁸

$$\sum_{k=0}^M a_k x(n-k) = \sum_{k=0}^N b_k w(n-k), a_0 = 1 \quad (15)$$

2.4.2. Wold Ayırıştırması

1938'de Wold temel bir teoriyi ispatladı. Teori şuydu; herhangi durağan diskrit-zamanlı olasılıklı bir işlem, birbiriyle alakasız genel doğrusal işlem ve tahmin edilebilir işlemin toplamı şeklinde ayrıştırılabilir. Tam olarak, Wold aşağıda belirtileni ispatladı²⁸.

Teori: Herhangi durağan diskrit-zaman olasılıklı bir $x(n)$ işlemi, $x(n)=u(n)+s(n)$ olarak ifade edilebilir. Burada,

- 1) $s(n)$ ve $u(n)$ birbirine bağılı değildir²⁸.
- 2) $u(n)$ MA modeli ile gösterilen genel bir doğrusal işlemdir²⁸:

$$u(n) = \sum_{k=0}^{\infty} b_k^* w(n-k) \quad (16)$$

$$b_0 = 1 \text{ ve } \sum_{k=0}^{\infty} |b_k|^2 < \infty \text{ ve } w(n) \text{ beyaz gürültü olup } s(n) \text{ 'e bağılı değildir; tüm}$$

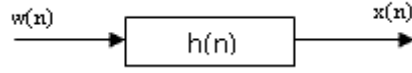
n ve k değerleri için $E\{w(n)s^*(k)\} = 0$ 'dır.

- 3) $s(n)$ tahmin edilebilir bir işlemdir; yani, işlem 0 tahmin sapma hatası ile kendi geçmiş değerlerinden tahmin edilebilir²⁸.

Yukarıdakiler “Wold Ayırıştırma Teorisi” olarak bilinir. 16. eşitliğe göre, $u(n)$, tüm-sıfırlı bir filtrenin, beyaz gürültü $w(n)$ ile beslenmesi ile üretilebilir. Bu filtrenin transfer fonksiyonunun sıfırları aşağıdaki eşitliğin kökleridir²⁸.

$$B(z) = \sum_{k=0}^{\infty} b_k^* z^{-k} = 0 \quad (17)$$

Bu eşitliği çözersek minimum faza dönüşür, MA ve AR modeli arasındaki temel fark $B(z)$ MA modelin $w(n)$ girişinde çalışır, $B^{-1}(z)$ AR modelin $u(n)$ çıkışında çalışır. ARMA modeline geri gidip model parametrelerini bulmaya çalışalım.



ARMA Modeli:

$$x(n) + \sum_{k=1}^p a_k x(n-k) = \sum_{k=0}^q b_k w(n-k) \quad (18)$$

Her iki tarafı $x^*(n-m)$ ile çarpıp, beklenen değeri hesaplayalım.

$$E\{x(n)x^*(n-m)\} = -\sum_{k=1}^p a_k E\{x(n-k)x^*(n-m)\} + \sum_{k=0}^q b_k E\{w(n-k)x^*(n-m)\}$$

(19)

$$\gamma_{xx}(m) = -\sum_{k=1}^p a_k \gamma_{xx}(m-k) + \sum_{k=0}^q b_k \gamma_{wx}(m-k) \quad (20)$$

$$\gamma_{wx} = E\{x^*(n)w(n+m)\} \quad (21)$$

$$= E\left\{\sum_{k=0}^{\infty} h(k)w^*(n-k)w(n+m)\right\} \quad (22)$$

$$= \sum_{k=0}^{\infty} h(k)E\{w^*(n-k)w(n+m)\} \quad (23)$$

$w(n)$ beyaz gürültü ise

$$E\{w^*(n-k)w(n+m)\} = \begin{cases} \sigma_w & k = -m \\ 0 & k \neq m \end{cases} \quad \text{ise} \quad (24)$$

$$\gamma_{wx}(m) = h(-m)\sigma_w^2 \quad (25)$$

Fakat sistem casual'dır, h(eksi değerler)=0 anlamında böylelikle

$$\gamma_{wx}(m) = \begin{cases} 0 & m > 0 \\ \sigma_w^2 h(-m) & m \leq 0 \end{cases} \text{dir.} \quad (26)$$

$$\therefore \gamma_{xx}(m) = \begin{cases} -\sum_{k=1}^p a_k \gamma_{xx}(m-k) & m > q \\ -\sum_{k=1}^p a_k \gamma_{xx}(m-k) + \sigma_w^2 \sum_{k=0}^{q-m} h(k)b_{k+m} & 0 \leq m \leq q \\ \gamma_{xx}^*(-m) & m < 0 \end{cases} \quad (27)$$

AR model durumunda ise, aşağıdaki gibi sadeleşir.

$$\underbrace{\gamma_{xx}(m)}_{AR} = \begin{cases} -\sum_{k=1}^p a_k \gamma_{xx}(m-k) & m > 0 \\ -\sum_{k=1}^p a_k \gamma_{xx}(m-k) + \sigma_w^2 & m = 0 \\ \gamma_{xx}^*(-m) & m < 0 \end{cases} \quad (28)$$

Bu matris formda yazılabilir.

$$\underbrace{\begin{bmatrix} \gamma_{xx}(0) & \gamma_{xx}(-1) & \cdot & \gamma_{xx}(-P) \\ \gamma_{xx}(1) & \gamma_{xx}(0) & \cdot & \gamma_{xx}(-P+1) \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \gamma_{xx}(P) & \gamma_{xx}(-P-1) & \cdot & \gamma_{xx}(0) \end{bmatrix}}_{(p+1) \times (p+1) \text{ Toeplitz matrix}} \begin{bmatrix} 1 \\ a_1 \\ \cdot \\ a_p \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \sigma_w^2 \\ 0 \\ \cdot \\ 0 \end{bmatrix} \quad (29)$$

veya kısaca

$$\underline{\Gamma}_{xx}(n) \cdot \underline{a} = \begin{bmatrix} \sigma_w^2 \\ 0 \end{bmatrix} \quad \gamma_{xx}(-k) = \gamma_{xx}^*(k) \text{ 'dır.} \quad (30)$$

Bu eşitlikler ‘‘Yull-Walker’’ Eşitlikleri olarak çağrılır²⁸.

$$\underline{\Gamma}_{xx}(w) = \sigma_w^2 |H(w)|^2 \text{ dir.} \quad (31)$$

2.4.3. Auto-Regressive AR Metodu Kullanarak İzgelin Parametrik Kestirimi

Yule- Walker AR İzgel kestirim metodu işaretin oto-korelasyon fonksiyonunun eğilimli kestirimini oluşturarak AR parametrelerini hesaplar ve ileri kestirim hatasının en az kare minimasyonunu çözer. Bu da Yule-Walker eşitliklerini verir. Yule-Walker AR metodu bir maksimum entropi kestirimcisi olarak aynı sonuçları verir²⁷.



Resim 2.4. Yule-Walker Bloğu

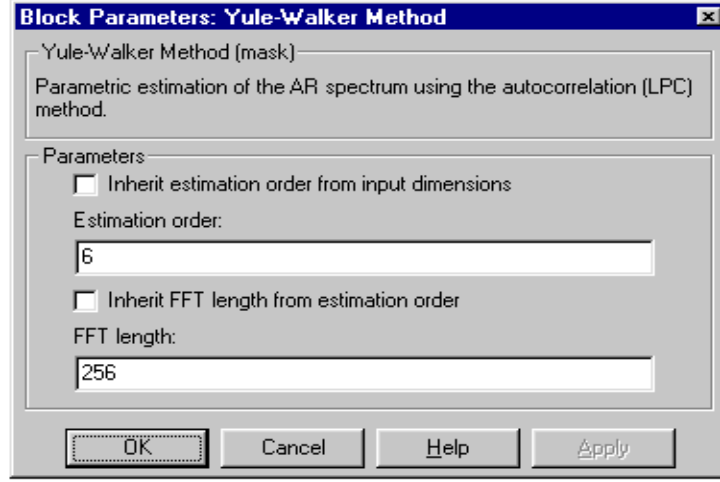
Resim 2.4.'teki Yule Walker Bloğu, simulink kütüphanesinde “Signal Processing Blockset” → “Estimation” → “Power Spectrum Estimation” kısmında olup Yule-Walker AR metodu kullanarak girişin PSD'sini kestirir. Bu metot ayrıca oto korelasyon metodu olarak ta isimlendirilir. AR modelini pencerelemiş giriş verisine göre ayarlayarak ileri kestirim hatasını en az kare hassasiyetinde en aza indirir. Bu formül Yule Walker eşitliklerine kılavuzluk eder. Levinson-Durbin yenilemesi ile çözülür. Bloğun çıkışları her zaman için tekil değildir²⁷.

Giriş, tek kanallı işaretten gelen ardışık zaman örnekleri çerçevesi şeklinde örnek temelli vektör (sıra, sütun veya 1-D) veya çerçeve temelli vektördür (sadece sütun). Bloğun çıkışı (bir sütun vektörü), F_s işaretin örnekleme frekansı olmak üzere, $[0, F_s]$ aralığında eşit aralıkta frekans noktaları olan Nfft değerinde işaretin güç spektral yoğunluk kestirimidir²⁷.

Resim 2.5.'te Yule Walker bloğu parametreleri mevcuttur. Parametre kısmında giriş boyutlarına bağlı olarak kestirim derecesi seçilirse, tüm-kutup modelinin derecesi giriş çerçeve boyutundan bir eksik olur. Aksi takdirde, derece kestirim parametresi ile belirlenen değerdir. Geçerli bir çıkışı garantilemek için kestirim derece parametresi, giriş vektör uzunluğunun yarısı veya daha az olacak şekilde ayarlanmalıdır. İzgel, AR model parametrelerinin FFT'sinden hesaplanır²⁷.

Kestirim derecesinden FFT uzunluğunu seçilirse, Nfft değeri (kestirim derecesi+1)'den belirlenir ve 2'nin katı olmak zorundadır. Kestirim derecesinden FFT uzunluğunu seçilmez ise, Nfft değeri FFT uzunluk parametresi tarafından 2'nin

katı olarak belirlenir ve bloğun 0 dolguları veya FFT'yi hesaplamadan önce girişi Nfft'ye keser. Çıkış daima örnek temellidir²⁷.



Resim 2.5. Yule Walker Bloğu

2.5. POLİSOMNOGRAFI SİSTEMİ E-SERİSİ

E-Serisi, farklı amplifikatörler yardımıyla 32 veya 64 kanallı EEG sistemleri olarak kullanılabilen bir sistemdir. Network ağı E-Serisi amplifikatörünün networke bağlı bulunan her bilgisayardan rahatlıkla görülmesine olanak sağlamaktadır. Farklı yazılım programları ile hem EEG hem de PSG ölçümü için kullanılabilir²⁹.

Laboratuar kurumu son derece kolay olup sadece amplifikatör kablosunun network hub girişine takılması yeterli olmaktadır. E-Serisi tamamen dijital bir amplifikatöre sahip olup işaretlerdeki gürültü oranını en aza indirmektedir. Monopolar ve bipolar referansı bulunmaktadır. Normal masa üstü bilgisayarlar ile

kullanılabildiği gibi dizüstü bilgisayarlar ile de kullanılabilmektedir. Opsiyonel dijital video sayesinde eşzamanlı picture-in-picture kayıt alabilmektedir²⁹.

Kontrol modülü üzerindeki ışıklı göstergeler sayesinde empedans hakkında uyarıcı işaretler vermektedir. Intraoperative ortamlarda kullanılabilmektedir. Network uyumu sayesinde sadece kayıt sonrasında değil kayıt sırasında da network üzerinden verileri ve işaretleri görebilme imkânı olduğu gibi hızlı internet bağlantısının kullanılması ile farklı bir noktadan modem aracılığı ile takip edebilmek de mümkündür. Verileri review sırasında tekrardan filtrasyona tabi tutabilmektedir. Çift zaman tabanlı görünüm ile verileri çok daha hızlı review yapabilme ve değerlendirebilme özelliği sunmaktadır²⁹.

Analiz sonrasında oluşturulacak olan raporu Word programı kullanarak kullanıcı kendi isteğine göre düzenleyebilmektedir. Kaydın her evresinde verilerin süre ve büyüklük ölçümünü yapmak için fare destekli ölçüm ikonları bulunmaktadır. Re-referencing ve re-montaj yapabilme olanağı sağlamaktadır. Notch, hi-pass, low-pass filtrasyon özellikleri bulunmaktadır. Verileri daha ayrıntılı inceleyebilmek için zoom modu bulunmaktadır. Review istasyonundan kaydedilmekte olan verilere eşzamanlı olarak ulaşabilme imkânı bulunmaktadır. Nabız sayısını dalga formunun üzerinde adım-adım dijital olarak gösterebilmektedir. Standart olarak brain mapping ve spektral analiz yapabilmektedir. Teknisyenin kayıt sırasında yaptığı tüm montaj değişikliklerini ve teknisyen notlarını kayıt üzerinde göstermektedir²⁹.

Presentasyon için MS-Powerpoint ve Excell'e veri aktarımı yapabilmektedir. Opsiyonel olarak Compumedics Voyager dijital imaging sistemi ile bağlantı kurularak radyolojiye bağlantı yapabilmektedir. Kaydı manuel olarak başlatılabilir ve bitirme yapılabilirdi gibi seizzure öncesi ve sonrası kullanıcının istemiş olduğu kadar bir süreyi kaydetme ya da ayarlanmış bir süre ve periyotta kayıt yapılabilmesi seçenekleri bulunmaktadır. Photic strobe ve olay düğmesi bulunmaktadır²⁹.

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

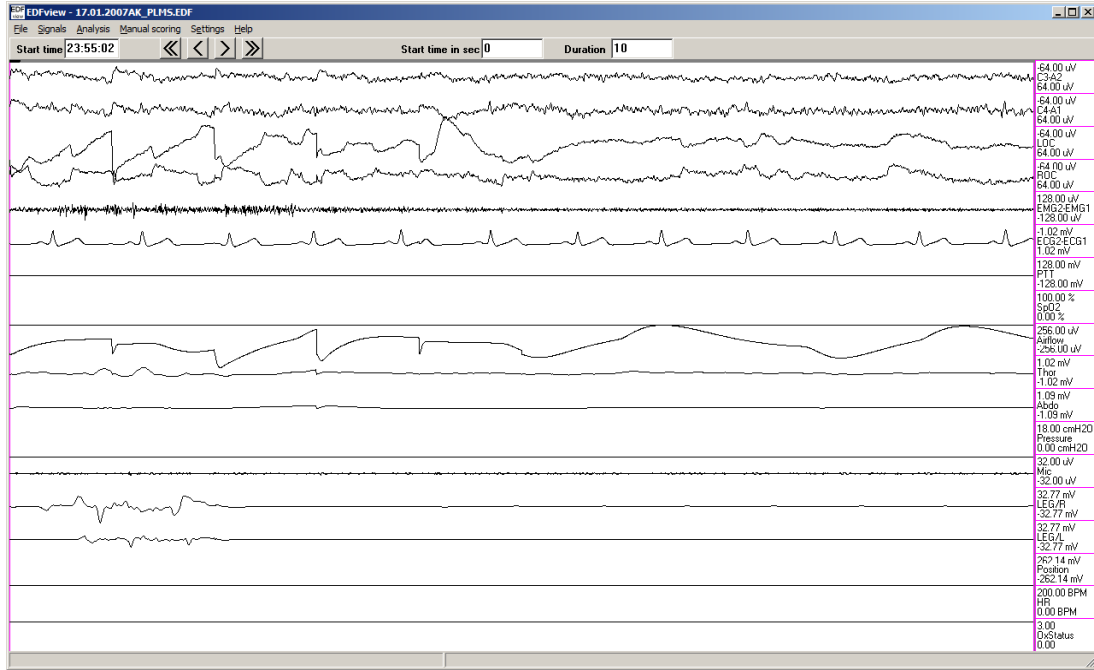
Bu çalışmada, Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Uyku laboratuvarından 3 adet UPHB, 9 adet UPHB_OSAS, 2 adet OSAS hastası ve 5 adet UPHB ve OSAS olmayan toplam 19 deneğin Polisomnografi kayıtları alınmıştır. Kullanılan polisomnografi cihazı, E-serisi özelliklerine sahiptir. Polisomnografi kayıtların sağ ve sol bacak Elektromiyografi (EMG) kanalları kullanılmıştır.

Özetle, UPHB tanı ölçütlerine göre, Matlab-Simulink ortamında modelleme yapılarak, algoritmanın DSK kartına gönderilmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla EMG sinyallerinin her 0,5 saniyesi için PSD kestirimi bulunmuştur, PSD'nin maximum değeri kritik eşik değeri ile kıyaslanmıştır. PSD kestirimleri içerisinde Yule-AR yöntemi kullanılmıştır. Simulink üzerinde modellenen algoritma RTW ile C6713 mikroişlemci kartına Assembly kodları olarak gönderilmiştir.

3.1. EMG DATALARININ KAYIT EDİLMESİ

Her denek için yaklaşık 7 saatlik uyku dönemini kapsayan kayıtlar bir bütün olarak Polisomnografi cihazından *.edf dosya formatında alınmıştır. Sağ ve sol bacak Elektromiyografi kayıtları 128 Hz örnekleme frekansı ile alınmıştır. Bir saatlik veri uzunluğu her bacak için $3600 \times 128 = 460800$ örnektir. Polisomnografi cihazından alınan, deneklere ait Edf dosyalarında beyin sinyalleri gibi kayıtlar da olduğundan, Matlab ortamında çalışabilen ve sadece sağ/sol bacak EMG kanallarını

seçecek yardımcı bir program kullanılmıştır (“READEF”; EK-2). Edf dosyaları “Edf view” programı ile görüntülenebilmektedir (Resim 3.1).



Resim 3.1. “EDF view” ile AK deneğine ait Polisomnografi kaydının gösterimi

3.1.1.1. EMG'nin *.EDF'den *.MAT Formatına çevrilmesi

Deneklerin bacak EMG'leri 00.00-01.00, 01.00-02.00, 02.00-03.00, 03.00-04.00, 04.00-05.00 şeklinde saatlik bölütlere Matlab ortamında “READEF” yazılımı (EK-2) ile *.edf formatından *.mat formatına çevrilmiştir.

Matlab komut satırına;

“[x, Fs, Start_date, Start_time, Label, Dimension, Coef, Nmb_chans, N] = readedf(fname, ch, t1, t2)“ komutu yazılmıştır. Workspace'in içerisinde “READEF

m-file” in olmasına dikkat edilmesi gerekmektedir. “fname” kısmının yerine ‘’ yazılmıştır, böylelikle komut satırı dosyanın dizin yerini sormuştur. “t1” başlangıç saniyesidir. “Edfview” programından başlangıç saniyesinin görülmesi ile t1 değeri yazılmıştır. “t2” bitiş saniyesidir. “ch”, polisomnografi kaydından hangi kanalın çevrileceğini sormuştur. Edfview programında belirtilen ayarlara göre kayıtlar görülebilmektedir.

Ör; “[x, Fs, Start_date, Start_time, Label, Dimension, Coef, Nmb_chans, N] = readedf(‘’, 13, 500, 4100)“. Bu örnekte, 500. ve 4100. saniyeler arasındaki veri Matlab ortamına aktarılmış olur.

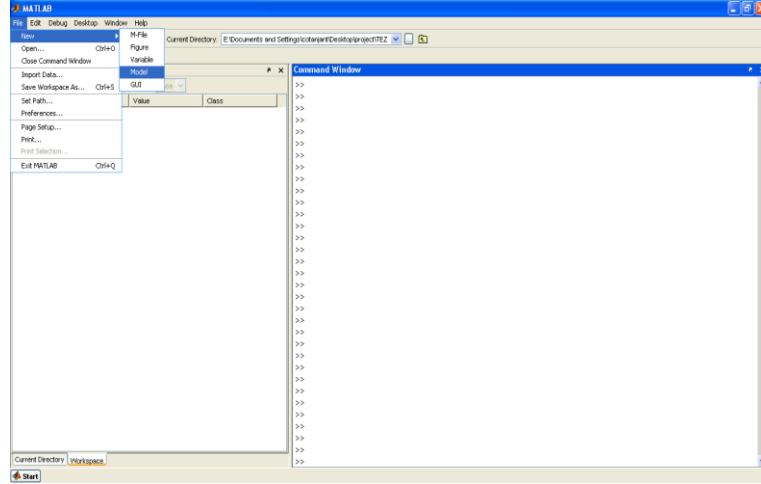
Program her deneğin kayıtlarını birer saatlik parçalara ayıracak şekilde kullanılmıştır. Gece saat 00.00’den sabah saat 05.00’e kadar her deneğe ait 5 adet kayıt elde edilmiştir. Böylelikle her deneğe ait bacak hareketlerinin saatlik değişiminin bulunması amaçlanmıştır.

3.2. SIMULINK’TE ALGORİTMANIN HAZIRLANMASI

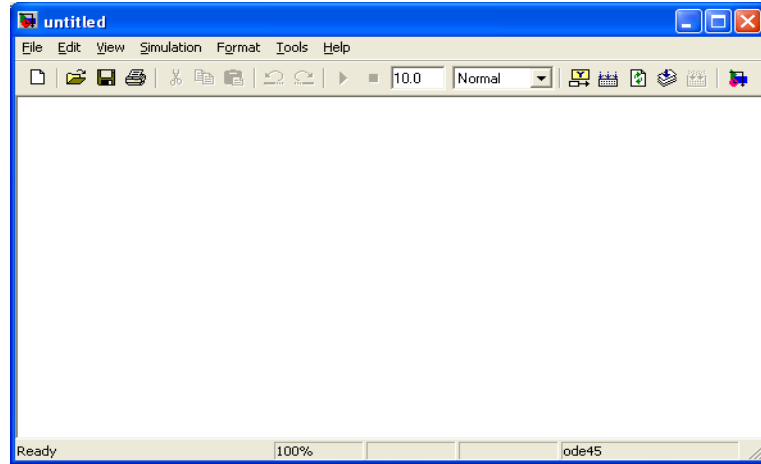
Bu çalışmada, model algoritması tamamlanıncaya kadar UPHB’li AK deneğine ait 00.00-01.00 saatleri arası sağ/sol bacak EMG’leri kullanılmıştır. Giriş EMG’lerine uygulanan Simulink blokları sonrasında elde edilen sinyallerin analizi yapılmıştır. Blok çıkışlarındaki sinyaller yorumlanarak UPHB sinyal tanımına göre bir algoritma üretilmiştir.

3.2.1. Modelin Oluşturulması

Resim 3.2.'de gösterildiği gibi Matlab'te “File”→ “New”→ “Model” seşilmiştir.

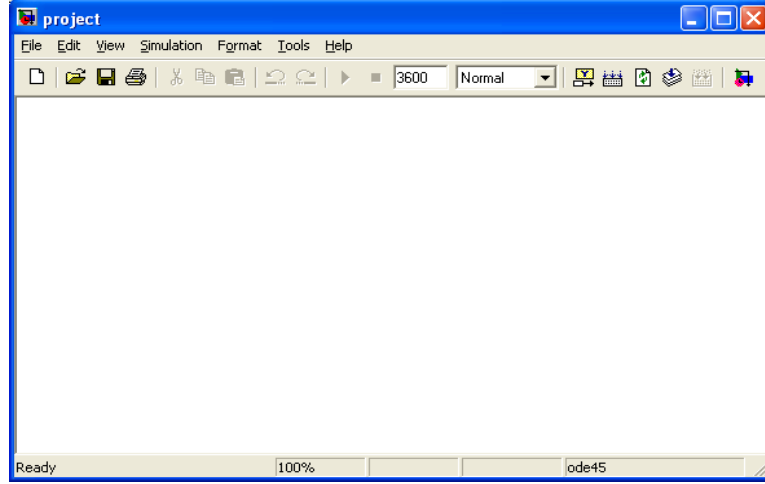


Resim 3.2. Modelin aēılması



Resim 3.3. Model

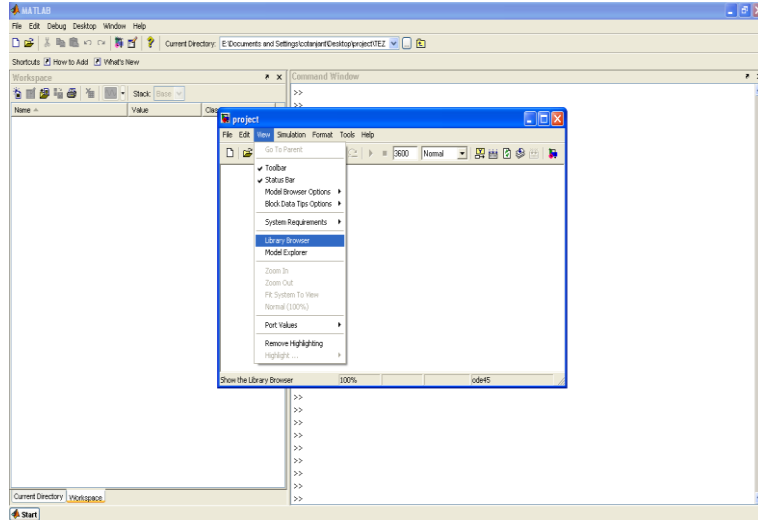
Resim 3.3.'te aēılan pencerede “File”→ “Save as” seşilerek modele “Project” adı verilmiştir (Resim 3.4.). Simulasyon sūresi, bir saatlik veriler kullanılacağından, 3600 saniyeye ayarlanmıştır.



Resim 3.4. Modele isim verilmesi

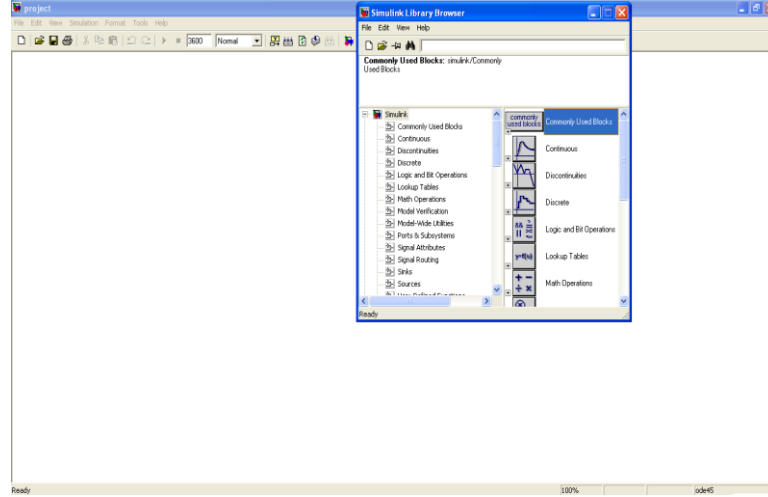
3.2.2. Simulink Library Browser

Resim 3.5.'teki gibi "View" → "Library Browser" seçilmiştir.



Resim 3.5. Library Browser

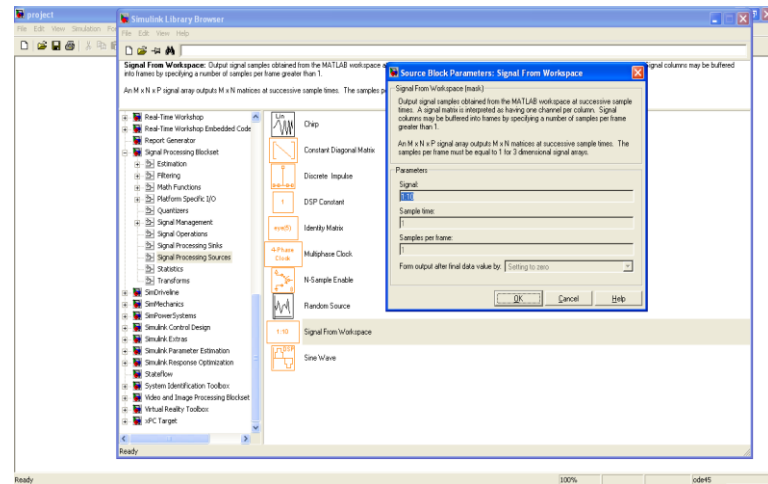
Resim 3.6.'da gösterilen Simulink kütüphanesinden istenilen bloklar seçilerek modele sürüklenebilmektedir.



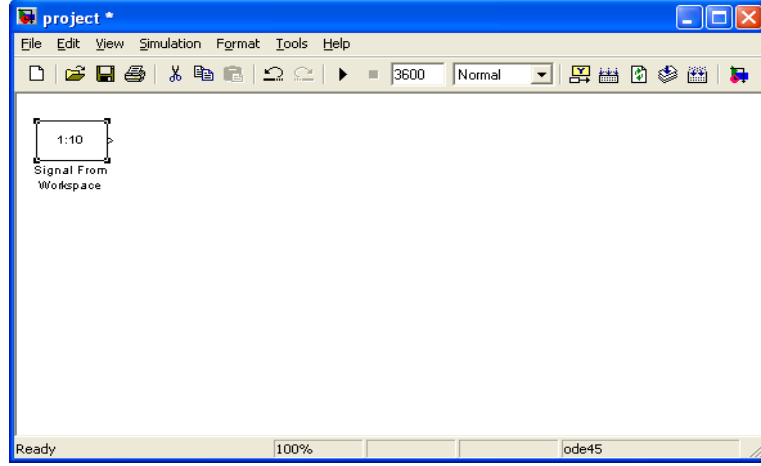
Resim.3.6. Kütüphaneden blok seçilmesi

3.2.3. Signal From Workspace Bloğu

Library Browser Menüünde Signal Processing Blockset altında bulunan “Signal Processing Sources” → “Signal From Workspace” bloğu fare ile sağ tıklayarak add to “model ismi” seçeneği ile taşınmıştır. “Signal From Workspace” bloğu Matlab Workspace’te bulunan dosyaları kaynak sinyal olarak modele taşıma özelliğine sahiptir. Resim 3.7.’de “Signal From Workspace” bloğu görülmektedir.

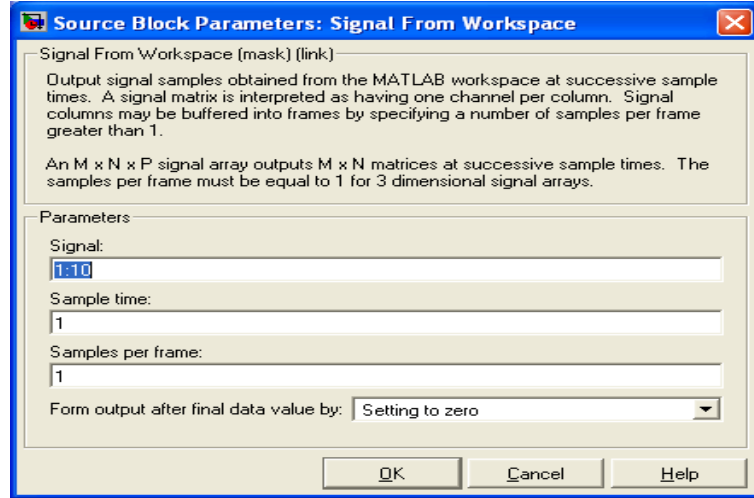


Resim 3.7. “Signal From Workspace” bloğu



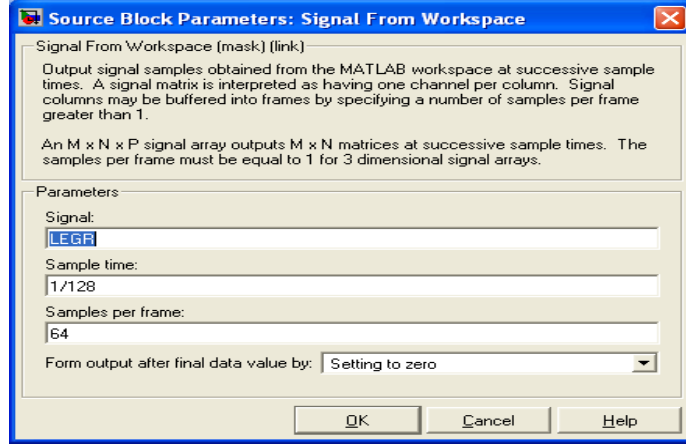
Resim 3.8. Signal From Workspace'e isim verilmesi

Resim 3.8. ve Resim 3.9.'da sırasıyla "Signal From Workspace" bloğu ve parametreleri görülmektedir.



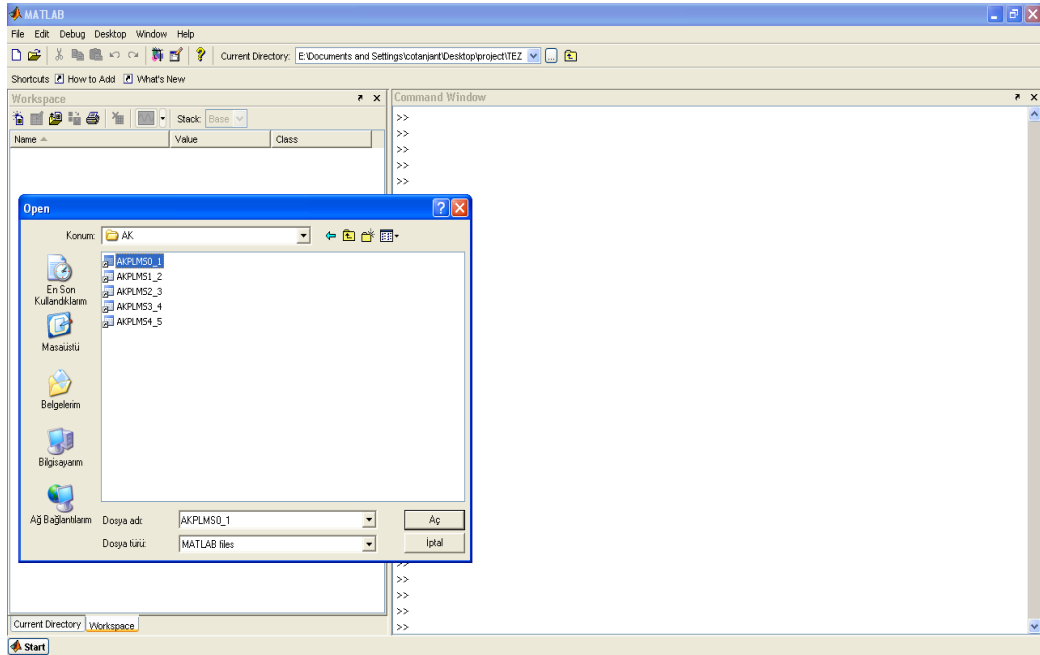
Resim 3.9. "Signal From Workspace" bloğu ayarlarının yapılması

Resim 3.10.'da Workspace kısmında bulunan AK deneyeine ait LEGR dosyasını, modelin kaynak dosya olarak kullanabilmesi için sinyal ismi LEGR olarak adlandırılmıştır. Sinyal örnekleme zamanı "1/128", samples per frame "64" örnek olarak ayarlanmıştır. "64" örnek, "64x1/128=0,5" saniyeye denk gelmektedir.



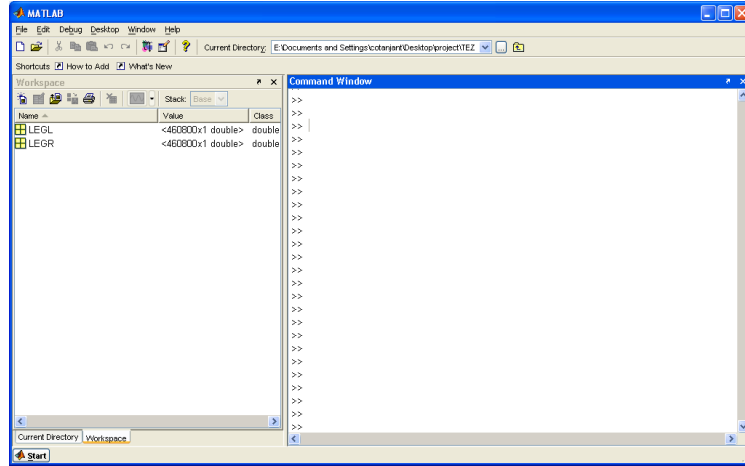
Resim 3.10. “Signal From Workspace” bloğu ayarları

UPHB hastası olan AK deneyeine ait sağ/sol bacak EMG sinyali, gece “00.00 ile 01.00” zaman süreci için Matlab Workspace platformuna gönderilmiştir (Resim 3.11.).

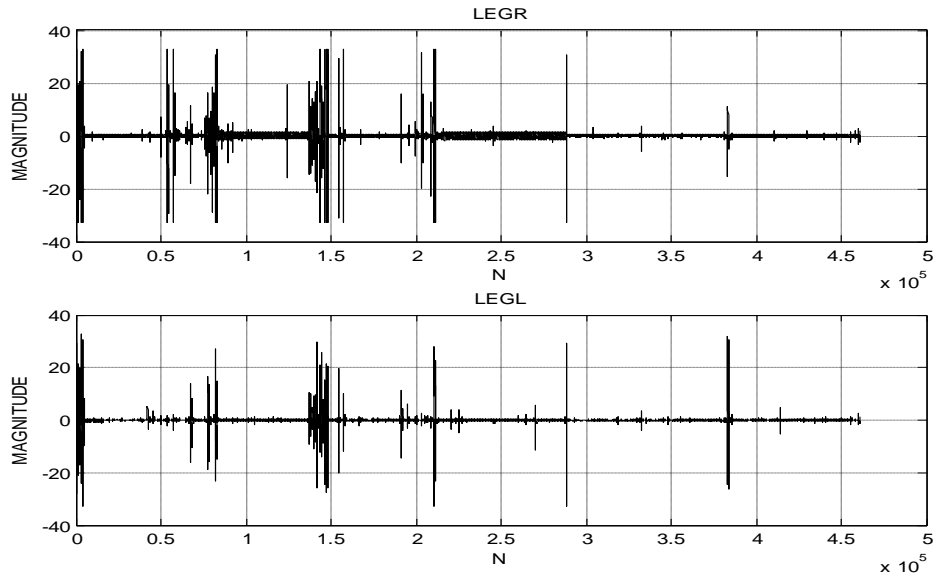


Resim 3.11. AK kaynak dosyasının Workspace’e gönderilmesi

Matlab çizim aracı “Plot” kullanılarak, AK deneğine ait sağ/sol bacak EMG’leri (Resim 3.12.) Şekil 3.1.’de gösterilmiştir. Şekil 3.1.’de bacak hareketleri oluştuğunda EMG genliklerinin değiştiği görülmektedir.



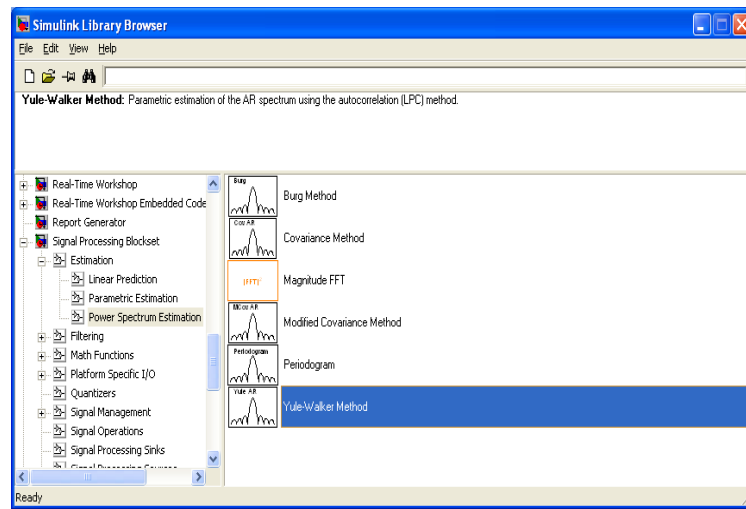
Resim 3.12. AK sağ/sol bacak EMG’leri



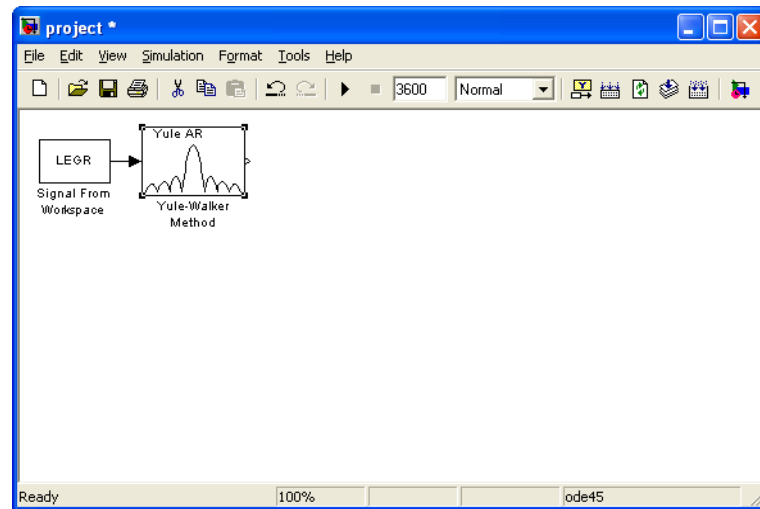
Şekil 3.1. “00.00- 01.00” zaman süreci için AK deneği sağ/sol bacak EMG’si

3.2.4. Yule-Walker Bloğu

Zaman domaininde bulunan kaynak dosyanın her 0,5 saniyesinin Güç İzgeli kestiriminin bulunması için “Simulink Library Browser” seçeneğinden “Signal Processing Blockset” → “Estimation” → “Power Spectrum Estimation” → “Yule-Walker Method” bloğu modele eklenmiştir (Resim 3.13. ve Resim 3.14.).

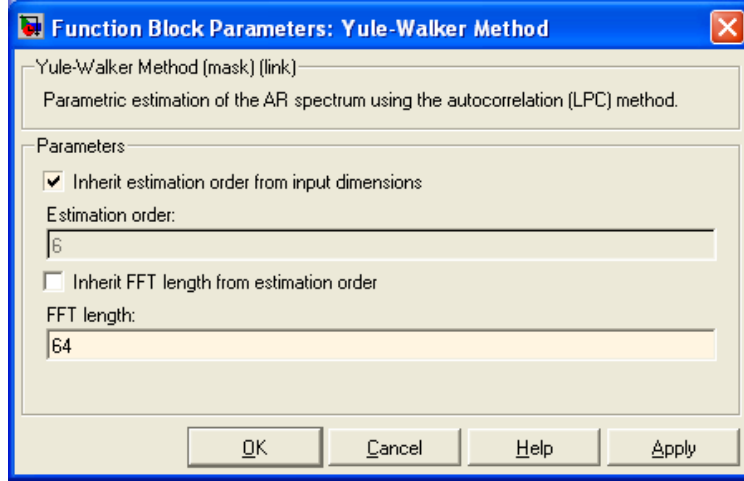


Resim 3.13. “Yule-Walker” bloğu



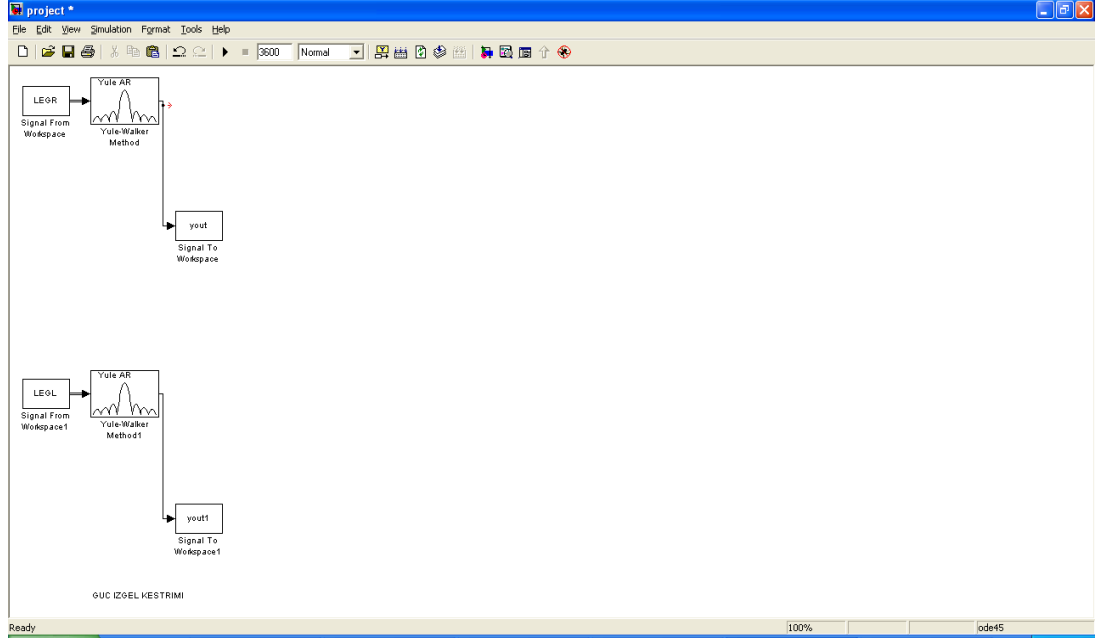
Resim 3.14. “Yule-Walker” bloğunun modele eklenmesi

Yule-Walker bloğu çift tıklanarak “Parameters” kısmında “Inherit estimation order from input dimensions” seçilmiştir. “FFT Length”, “64” seçilmiştir (Resim 3.15.). Örnekleme frekansı 128 Hz olduğundan ancak 64 Hertz’e kadar olan frekanslar görölmüştür.



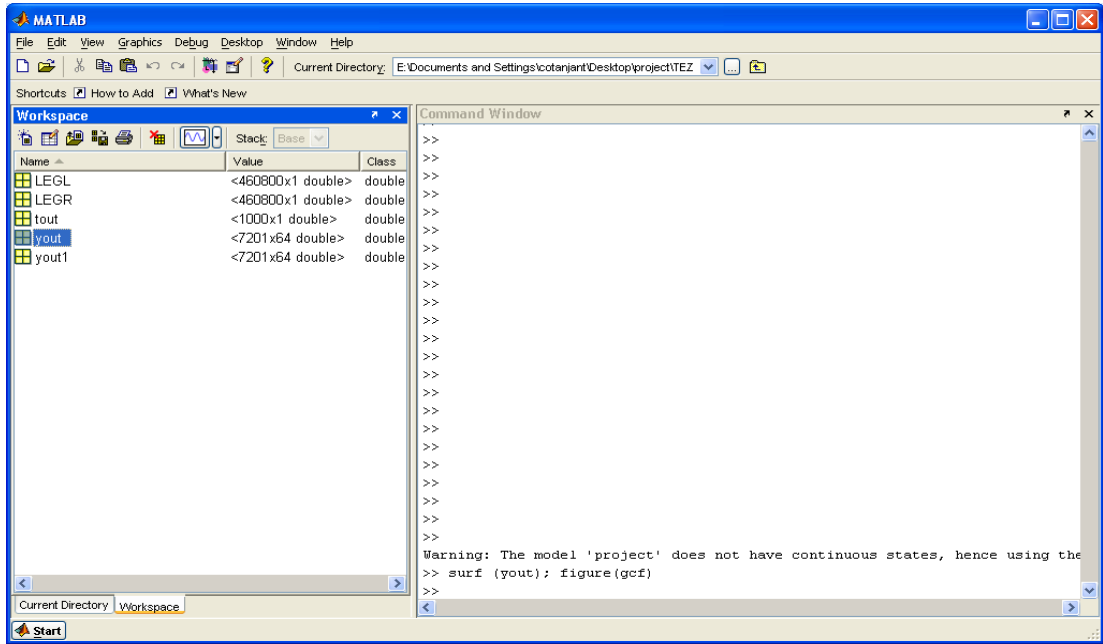
Resim 3.15. “Yule Walker” bloğunun ayarlanması

Yule-Walker bloğunun çıkışı incelemek için “Simulink Library Browser” seçeneğinden “Signal Processing Blockset” → “Signal to Workspace” bloğu modele gönderilmiştir. Yapılan tüm işlemler sol bacak için de yapılmıştır. “Yule-Walker” bloğunun çıkışı sağ bacak için Workspace’e “yout”, sol bacak için “yout1” olarak gönderilmiştir (Resim 3.16.).

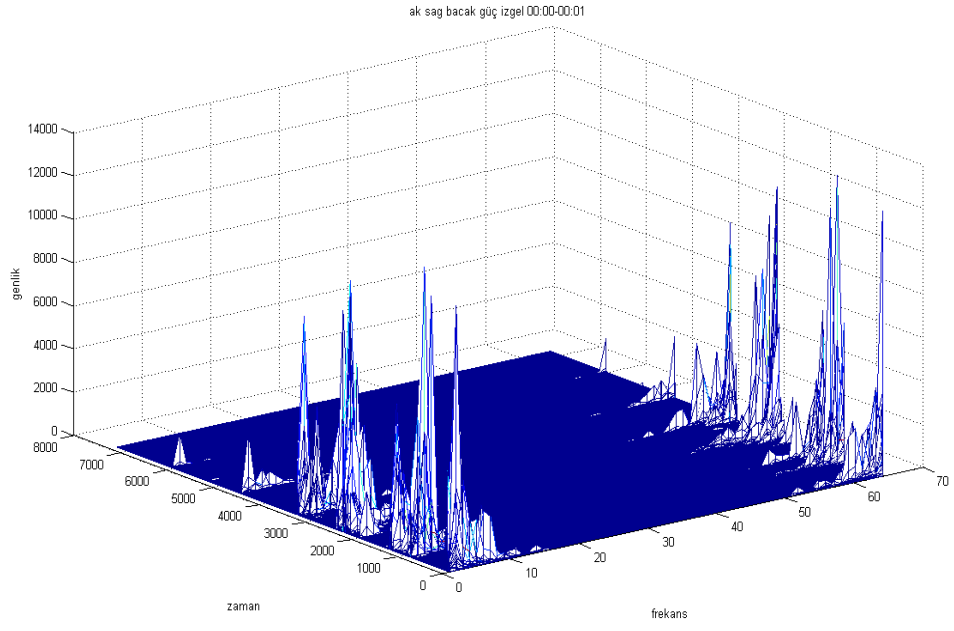


Resim 3.16. Güç İzgel kestirimlerinin Workspace'e gönderilmesi

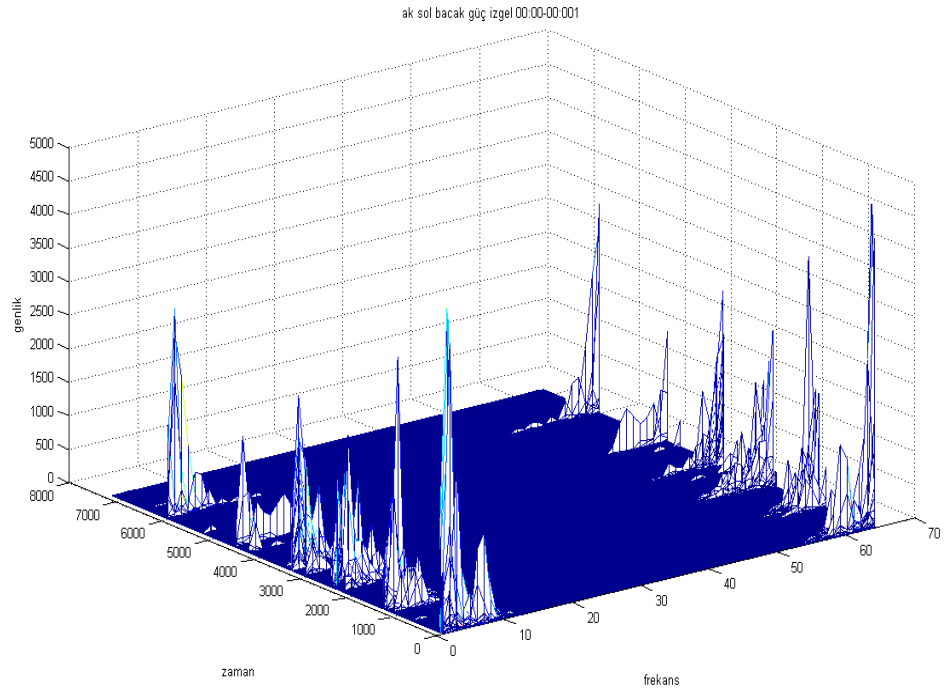
“Project” modeli çalıştırılmıştır, sağ/sol bacak EMG'lerinin Güç İzgel kestirimleri (Resim 3.17.) grafiğe dökülmüştür (Resim 3.18. ve 3.19.).



Resim 3.17. Sağ ve sol bacak İzgelleri



Resim 3.18. AK deneğinin sağ bacak İzgeli

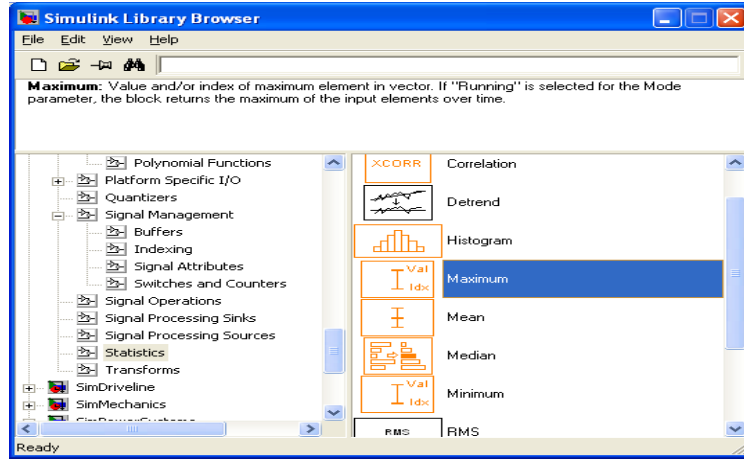


Resim 3.19. AK deneğinin sol bacak İzgeli

Böylelikle 3600 sn.'de 7200 adet Güç İzgel grafiği elde edilmiştir.

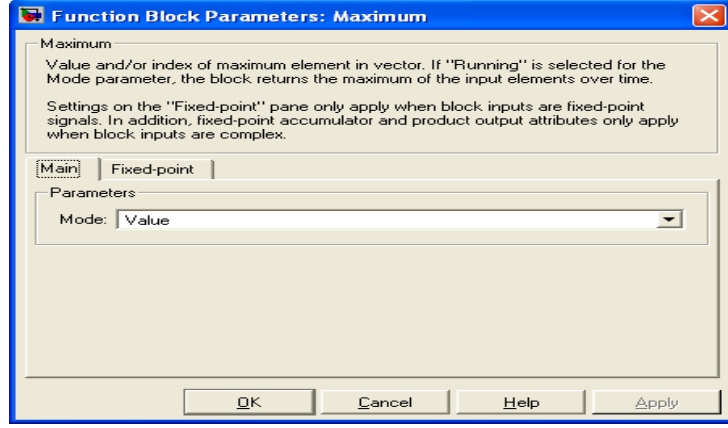
3.2.5. Maximum Bloğu

Güç İzgellerin her 0,5 saniyesinin maximum değerinin bulunması için Simulink kütüphanesinde “Signal Processing Blockset”→ “Statistics”→ “Maximum” bloğu modele eklenmiştir (Resim 3.20.).

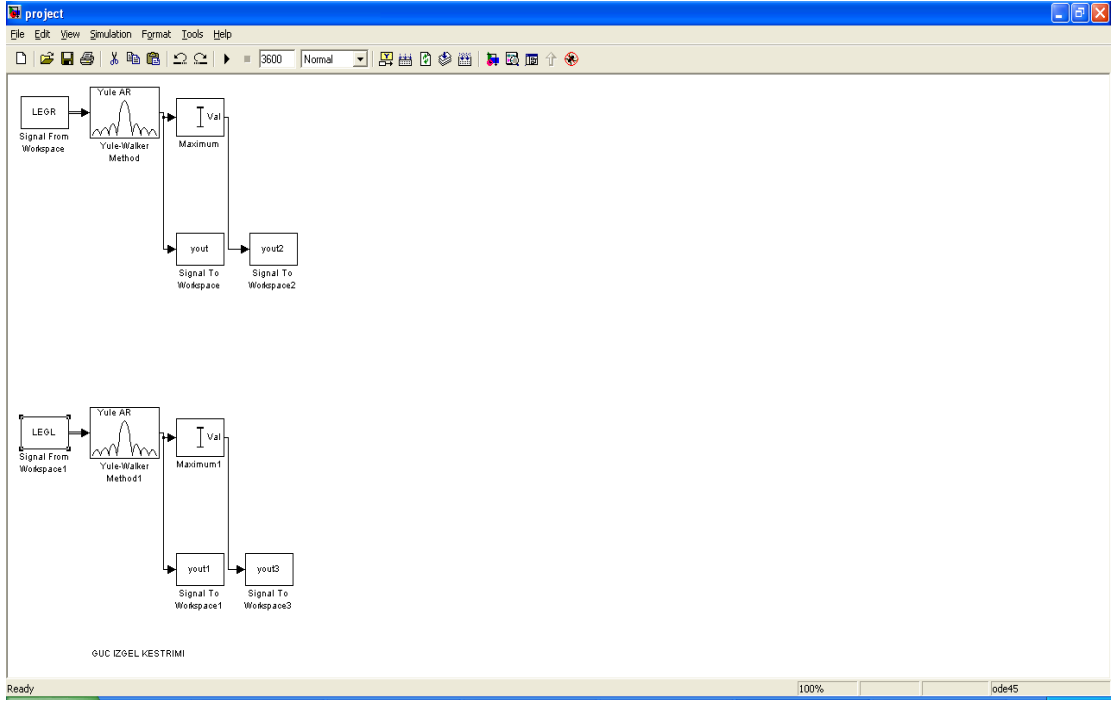


Resim 3.20. “Maximum” bloğu

Resim 3.21.’de “Mode” value seçilmiştir. Sağ bacak maximumu “yout2”, sol bacak maximumu “yout3” olacak şekilde maximum bloklarına çıkışlar yerleştirilmiştir (Resim 3.22.). Böylelikle her iki bacağın hareketlerinin zaman-genlik değişimi frekansa bağlı olarak elde edilmiştir.



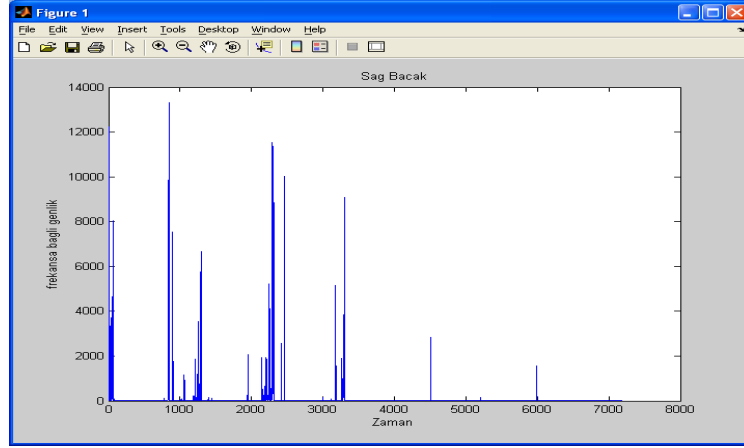
Resim 3.21. “Maximum” bloğu ayarları



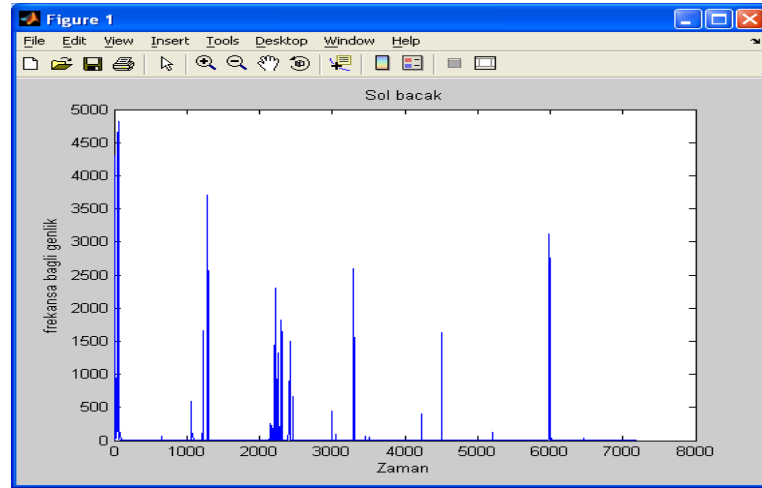
Resim 3.22. “Maximum” bloğunun modele eklenmesi

Resim 3.23. ve Resim 3.24.’te verilen grafikler incelendiğinde, PSD genliklerinin 0–14000 seviyeleri arasında hareket ettiği görülmüştür. EMG giriş sinyallerinin -32 ile 32 arasında hareket ettiği dikkate alındığında UPHB tanı kriteri olan dinlenme anlarındaki değişimin %25 fazlası hareket için yeterlidir. Bacak EMG sinyallerinde dinlenme değişimi yaklaşık -2 ile 2 arasında hareket ettiği denek

sinyallerinden görülmüştür. PSD grafikleri incelendiğinde genliklerin dinlenme anlarında 0–80 arasında hareket ettiği görülmüştür. Bu nedenle bu çalışmada kritik değer $80 + \%25 \times 80 = 100$ olarak ayarlanmıştır. Herhangi bir 0,5 sn’de, 100 değerinin aşılması durumunda model, ilgili 0,5 sn de hareket olduğunu varsayacaktır.



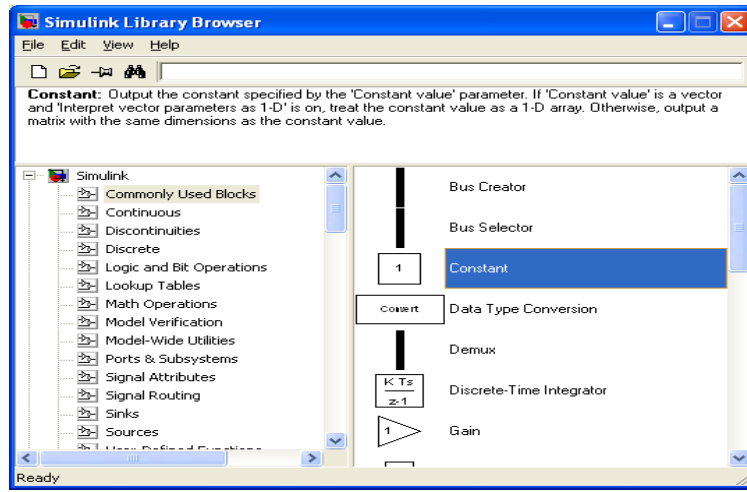
Resim 3.23. Sağ bacak maximumları



Resim 3.24. Sol Bacak maximumları

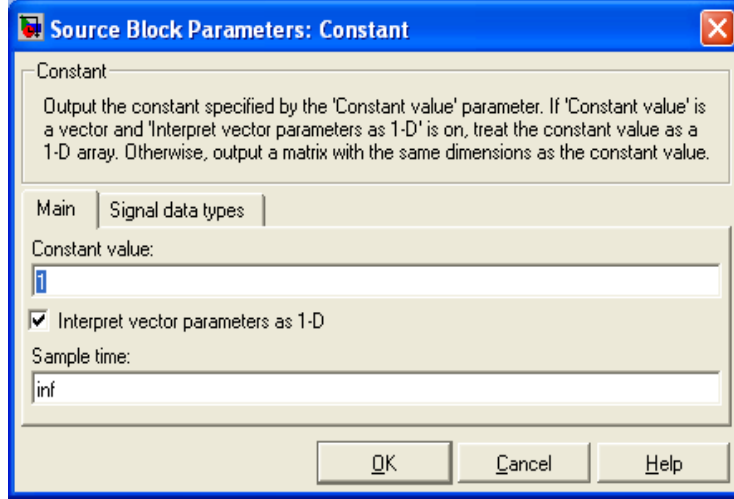
3.2.6. Constant Bloğu

Hareket anları “1” sayısı ile ifade edilmiş, zaman ekseninin hareketli anları süzölmüştür. Bu amaçla, Simulink kütöphanesinde “Commonly Used Blocks” menüsü altında “Constant” bloğu modele eklenmiştir (Resim 3.25.). Bu blok kütöphanede aynı kısımda bulunan “Switch” bloğu ile beraber çalıştırılmıştır.



Resim 3.25. “Constant” bloğu

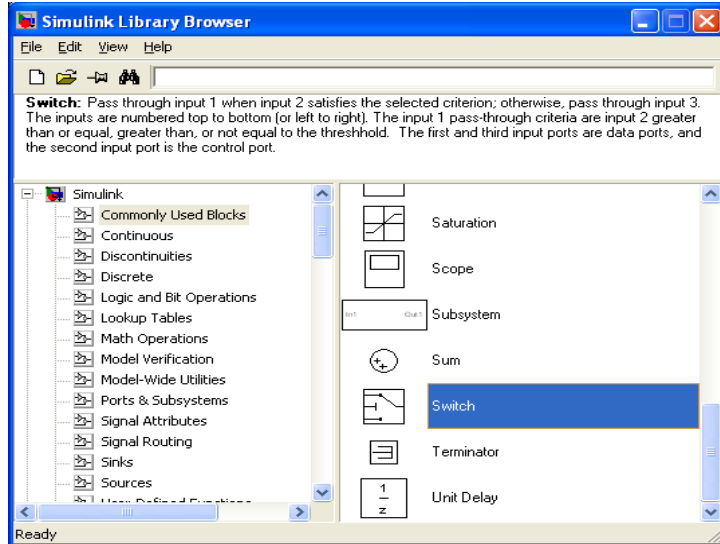
Resim 3.26.’da ki gibi “Constant value” değeri “1” olarak ayarlanmıştır.



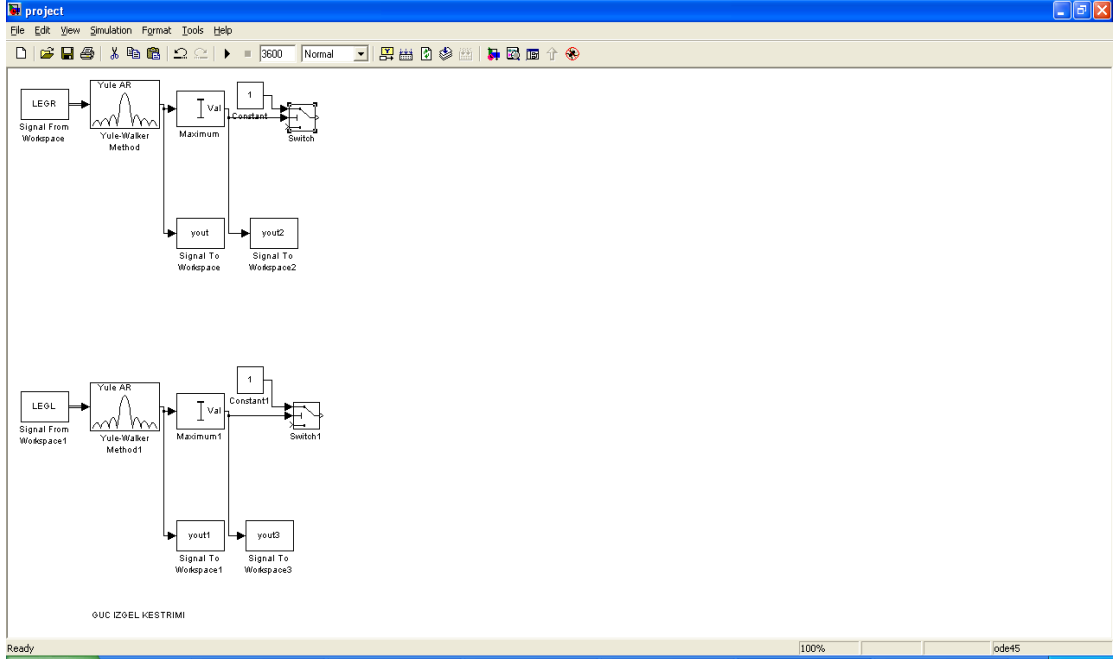
Resim 3.26. “Constant” bloğu ayarları

3.2.7. Switch Bloğu

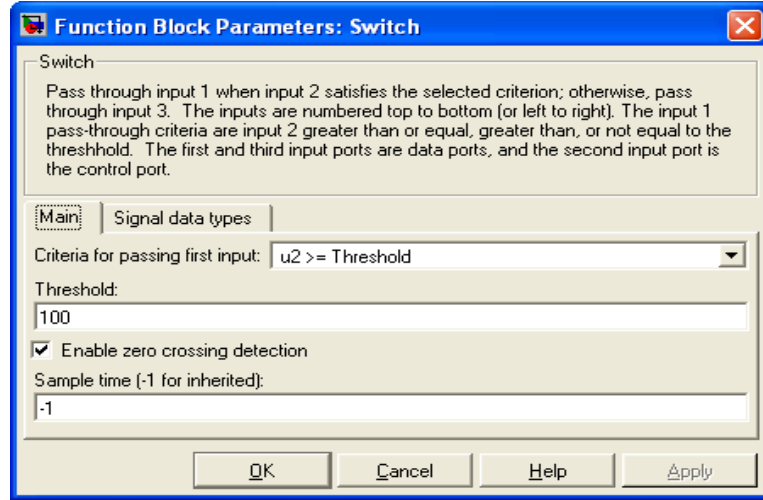
Kritik eşik 100 olarak set edilmiştir (Resim 3.29.). 100’den büyük değerler Switch’e geldiğinde, birinci girişini (1=hareket) çıkışa göndermiştir, 100 den küçük değerler geldiğinde, çıkışa “0” değerini (dinlenme) göndermiştir.



Resim 3.27. “Switch” bloğu

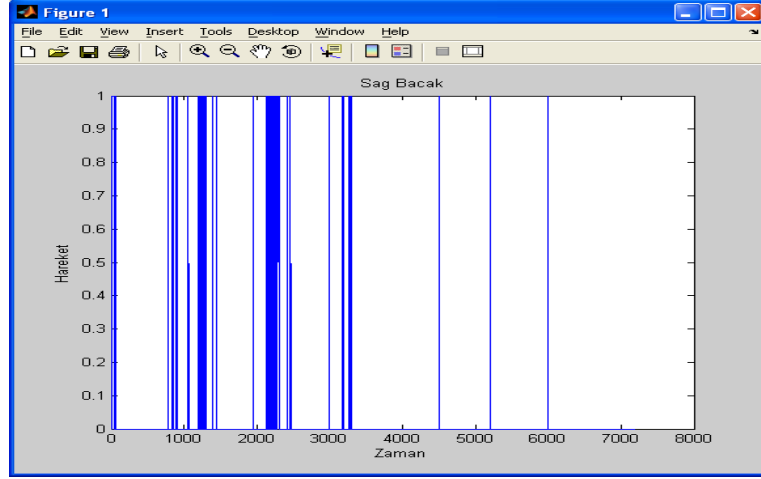


Resim 3.28. “Switch” bloğunun modele eklenmesi

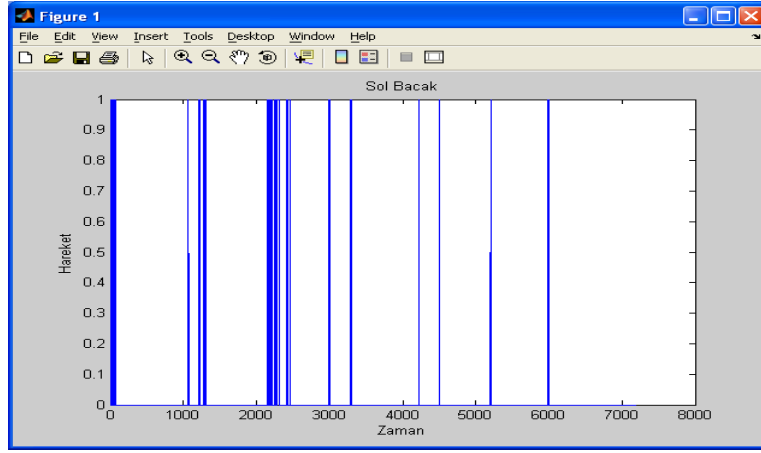


Resim 3.29. “Switch” bloğu ayarları

Resim 3.30. ve 3.31.’de model çalıştırıldığında switch bloklarından alınan sonuçlar mevcuttur.



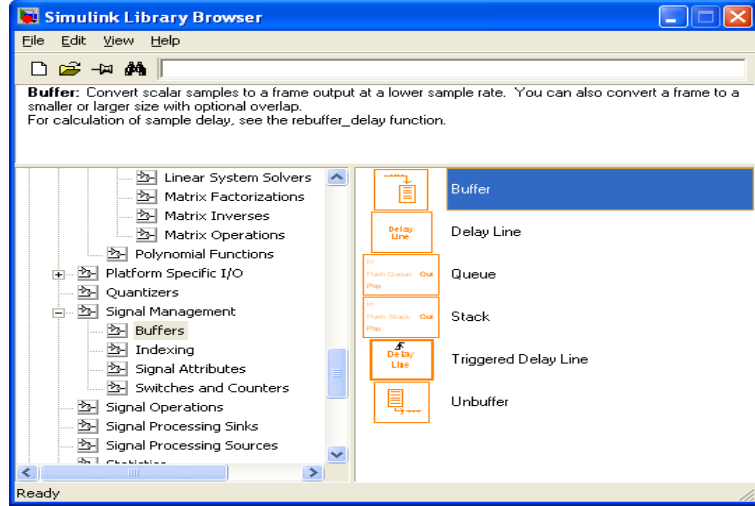
Resim 3.30. Sağ bacak hareketleri



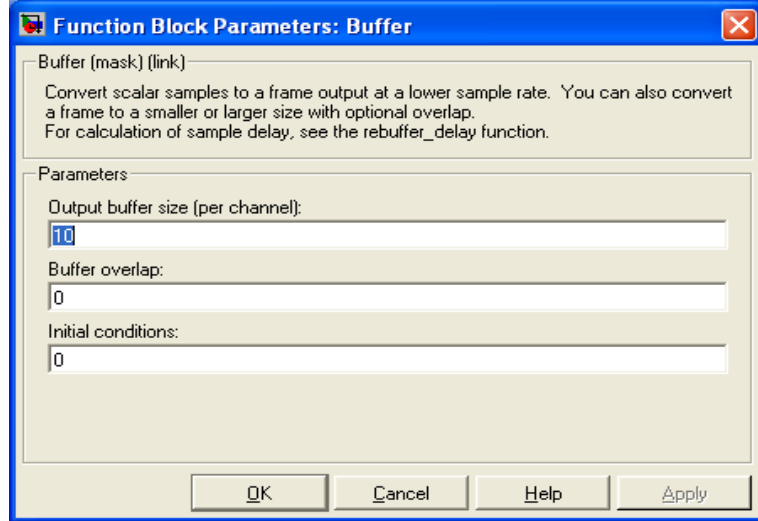
Resim 3.31. Sol bacak hareketleri

3.2.8. Buffer Bloğu

Hareketlerin her 5 sn’de olup olmadığını sorgulayabilmek için “Buffer” bloğu (Resim 3.32.) ile 10 adet 0,5 sn değeri toplanmıştır (Resim 3.33.). Simulink kütüphanesinde “Signal Processing Blockset” → “Signal Management” → “Buffer” modele eklenmiştir.



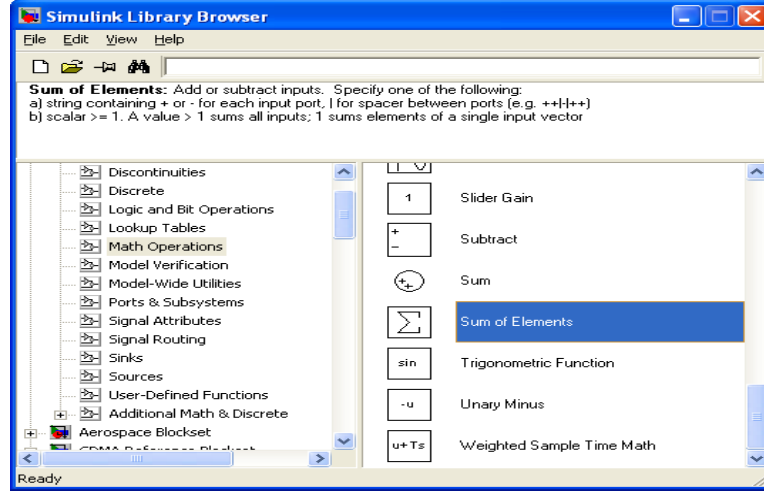
Resim 3.32. “Buffer” Bloğu



Resim 3.33. “Buffer” bloğu ayarları

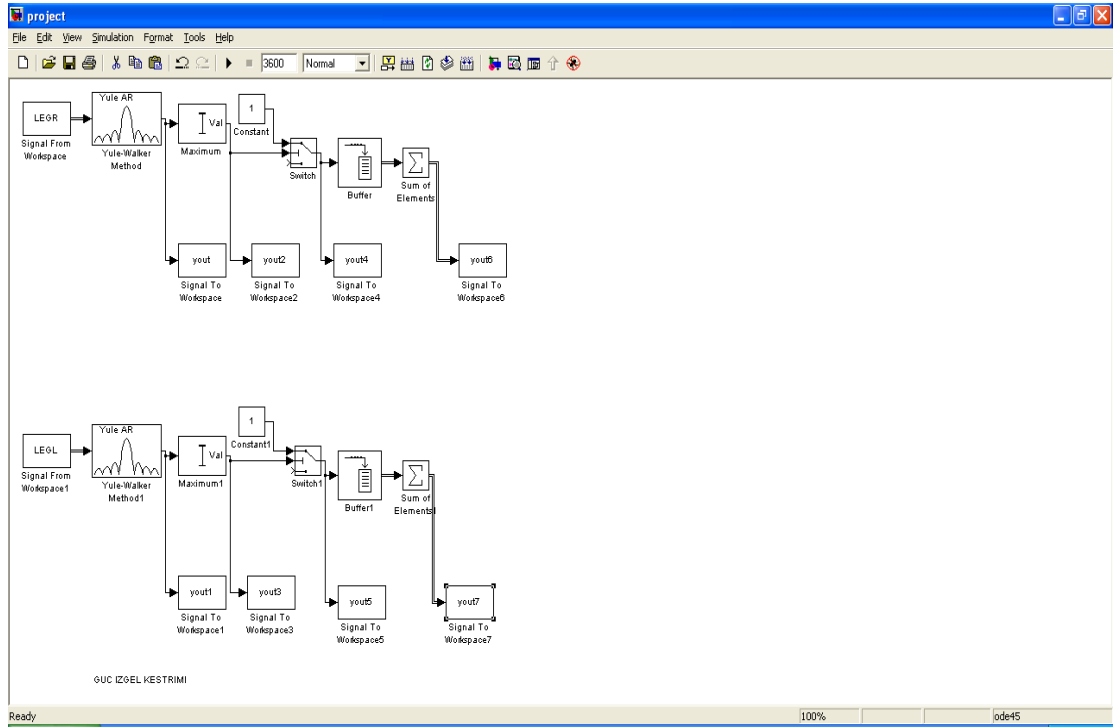
3.2.9. Sum of Elements Bloğu

“Commonly used blocks” → “Math Operations” → “Sum of Elements” bloğu seçilmiştir (Resim 3.44.). Böylelikle 5 sn aralıklar ile hareketler skorlanmıştır. Blok, skarlama “1” den büyük olduğunda hareket olduğunu, “0” ise 5 sn boyunca dinlenme olduğunu göstermek için kullanılmıştır.

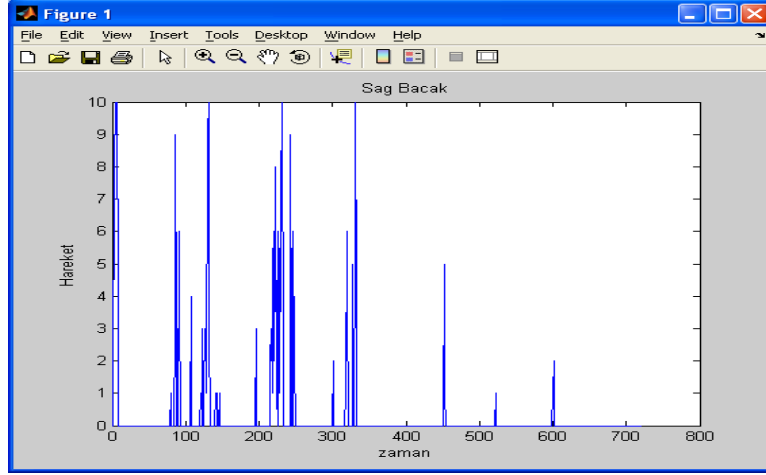


Resim 3.34. “Sum of Elements” bloğu

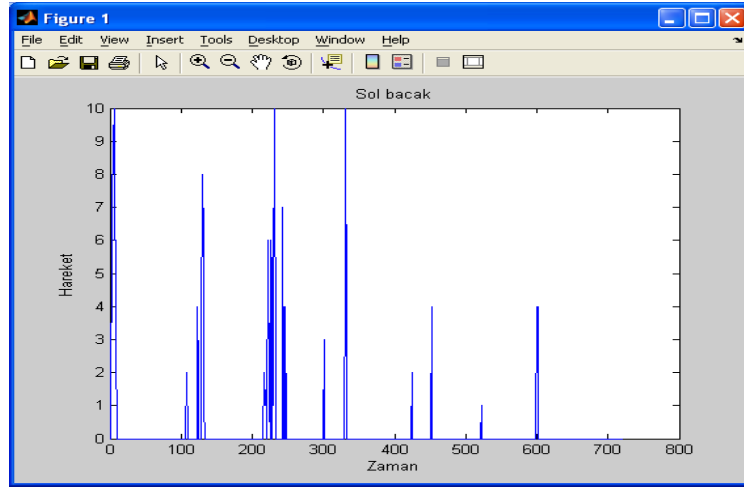
Resim 3.35.’te “Sum of Elements blok çıkışlarını görüntülemek için “signal to workspace” blokları kullanılmıştır.



Resim 3.35. “Sum of Elements” bloğu çıkışlarının izlenmesi



Şekil 3.36. Sağ bacak hareketleri 5 sn'lik



Şekil 3.37. Sol Bacak hareketleri 5 sn'lik

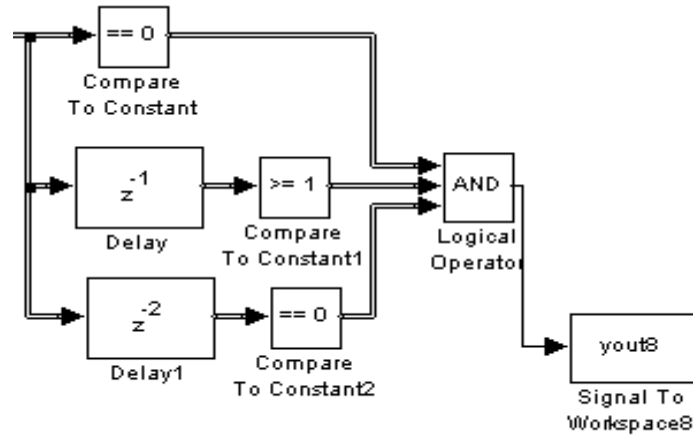
Resim 3.36. ve 3.37.'de bacak hareketleri görülmektedir.

3.2.10. Hareket Anlarının Bulunması

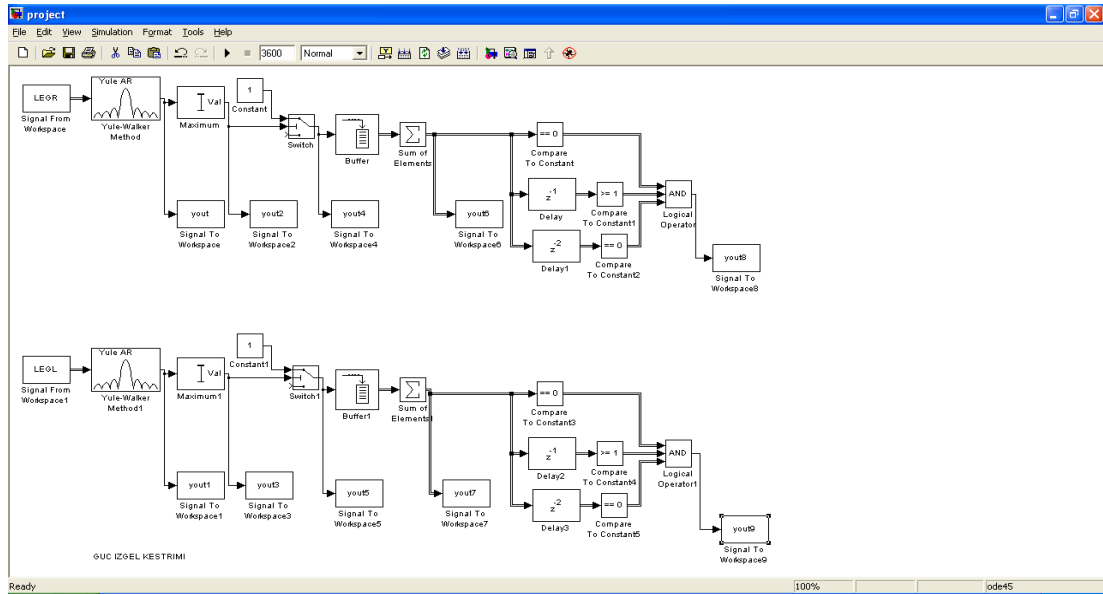
Resim 3.38.'de z^{-1} , 5 saniyelik, z^{-2} , 10 saniyelik gecikmeyi ifade etmektedir.

Algoritma, ilk 5 saniyelik frame değerini 0, ikinci 5 saniyelik frame değerini 1'den

büyük ve üçüncü 5 saniyelik frame değerini 0 olması durumunda bacak hareketi olduğunu varsayacaktır.



Resim 3.38. “5 sn dinlenme 5 sn hareket 5 sn dinlenme” anlarını bulma

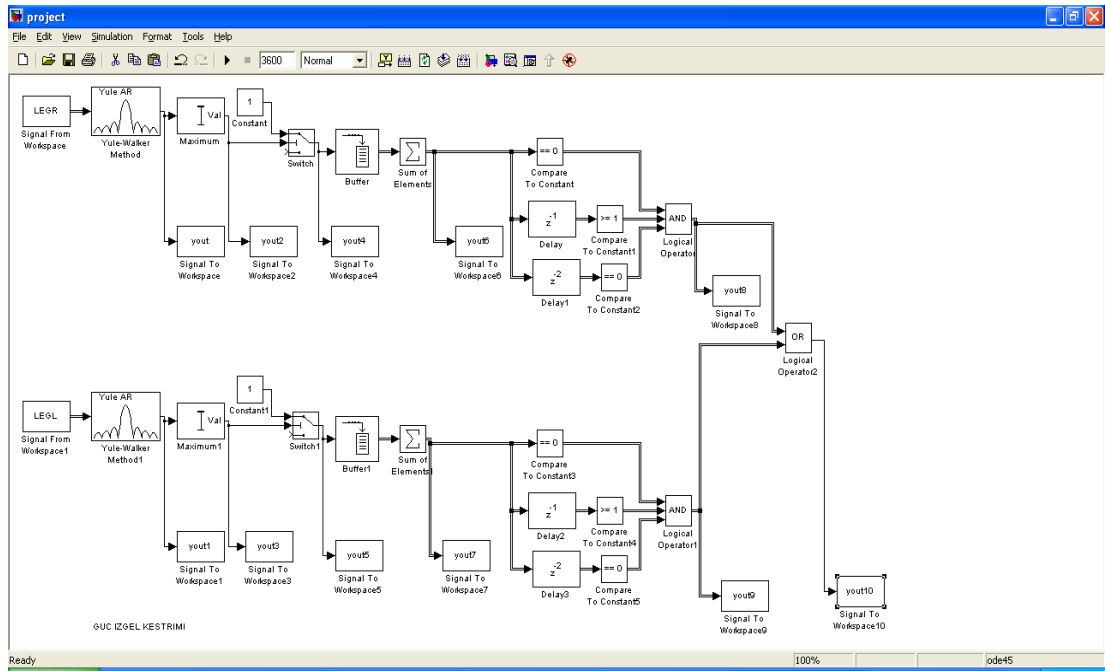


Resim 3.39 Algoritmanın modele eklenmesi

“5 sn dinlenme 5 sn hareket 5 sn dinlenme” anlarının bulunması için Resim 3.38.’deki bloklar Simulink’ten alınarak modele eklenmiştir. Resim 3.39.’da algoritma modele eklenmiştir.

3.2.11. Sağ ve Sol Bacak Hareketlerinin Birleştirilmesi

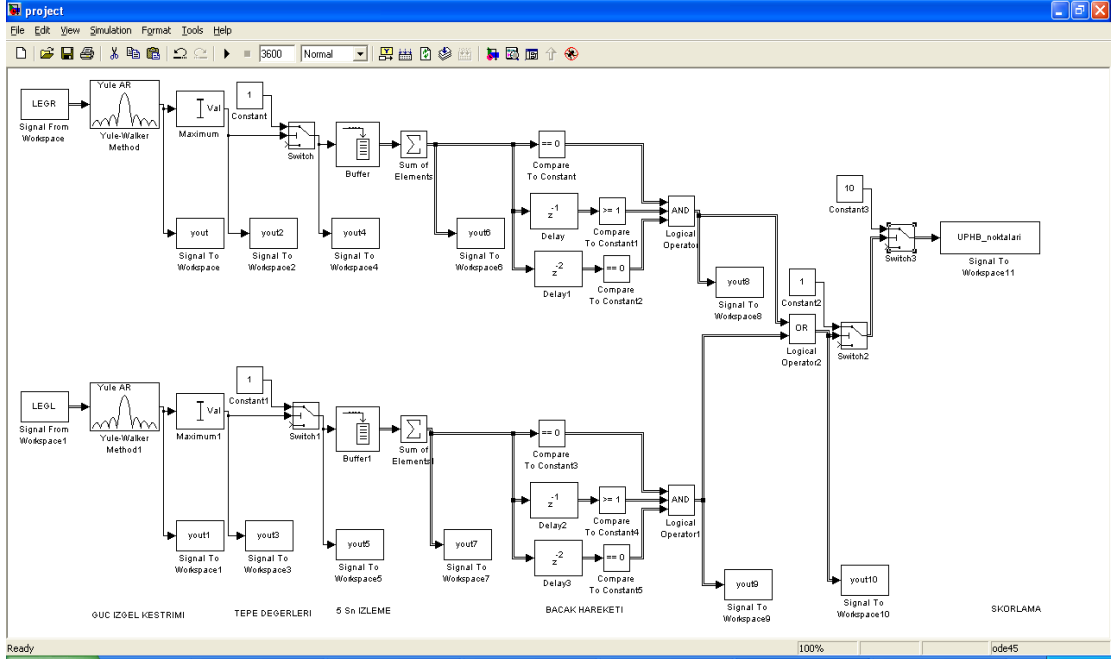
Resim 3.40.'ta her iki baktan alınan bacak hareketlerinin aynı anda olanlarını bir hareket olarak skorlamak için OR kapısı kullanılmıştır. OR kapısından alınan sinyali, mantıksal "1, 0" düzeninden normal sayı düzenine çevirmek için bir "Switch" kullanılmıştır.



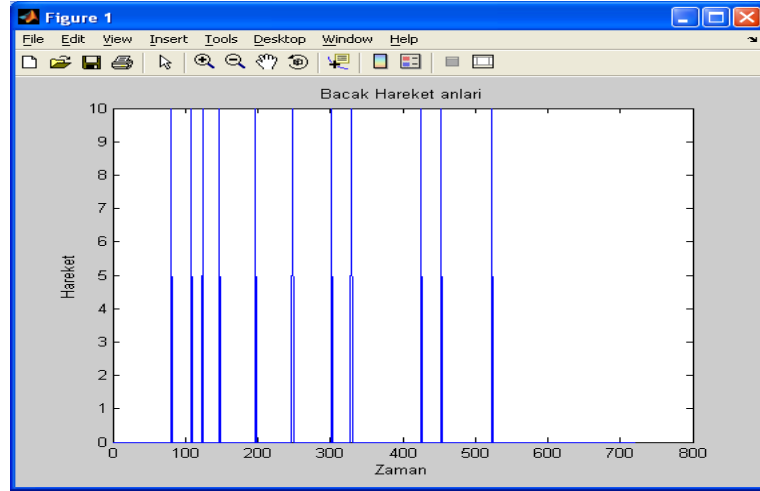
Resim 3.40. Sağ ve sol bacak EMG'lerinin birleştirilmesi

3.2.12. Hareket Anlarının Gösterimi

Resim 3.41.'de hareket anlarını göstermek için 10 genlik değeri hareket anlarında oluşturulmuştur. Resim 3.42.'de hareket anları görülmektedir.



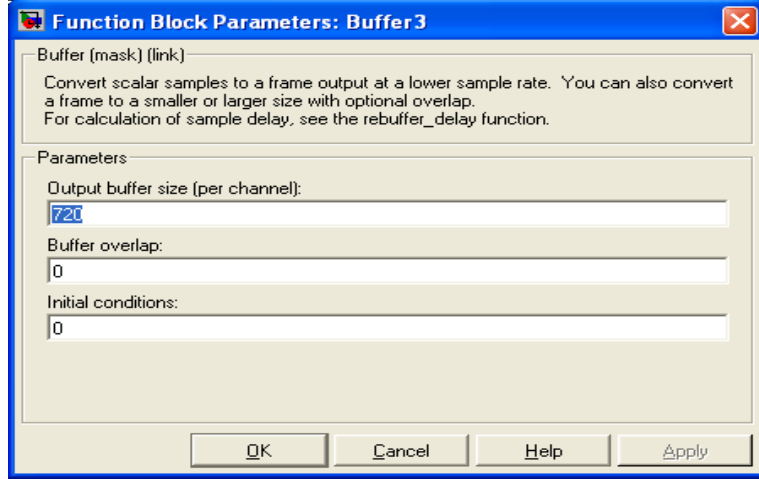
Resim 3.41. Hareket anlarına “10” değeri verilmesi



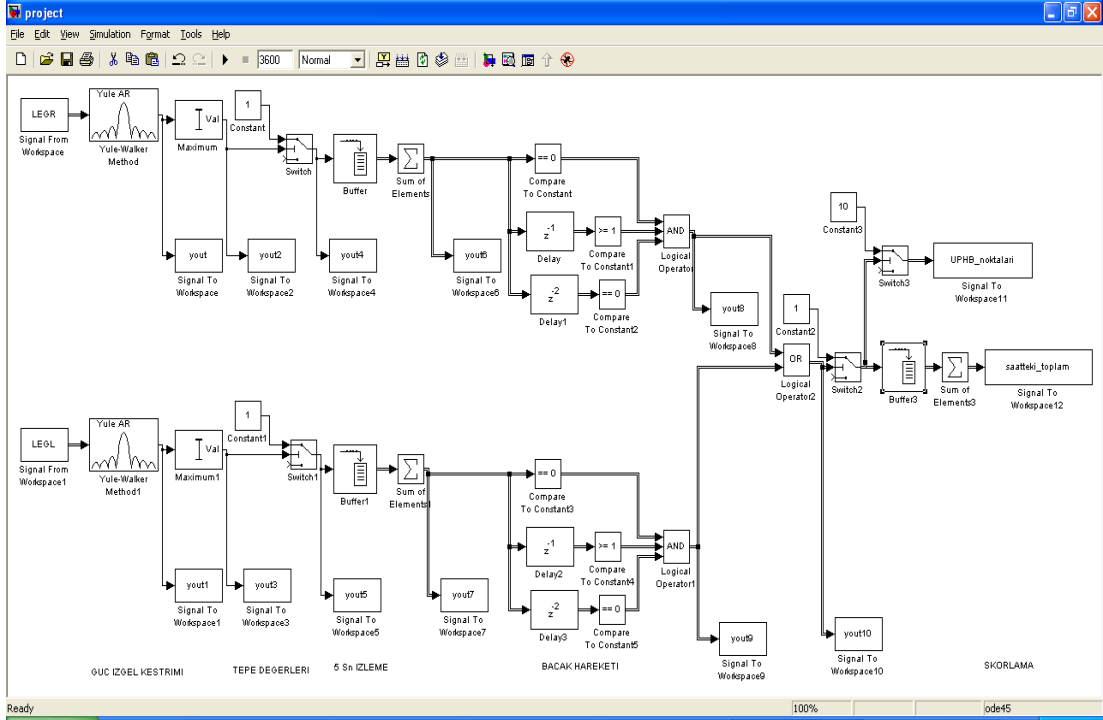
Resim 3.42. Hareket anları

3.2.13. Skorlama

Toplam bacak hareketi sayısını hesaplamak için, 720 adet 5 sn'lik değeri toplayacak bir “Buffer” kullanılmıştır.

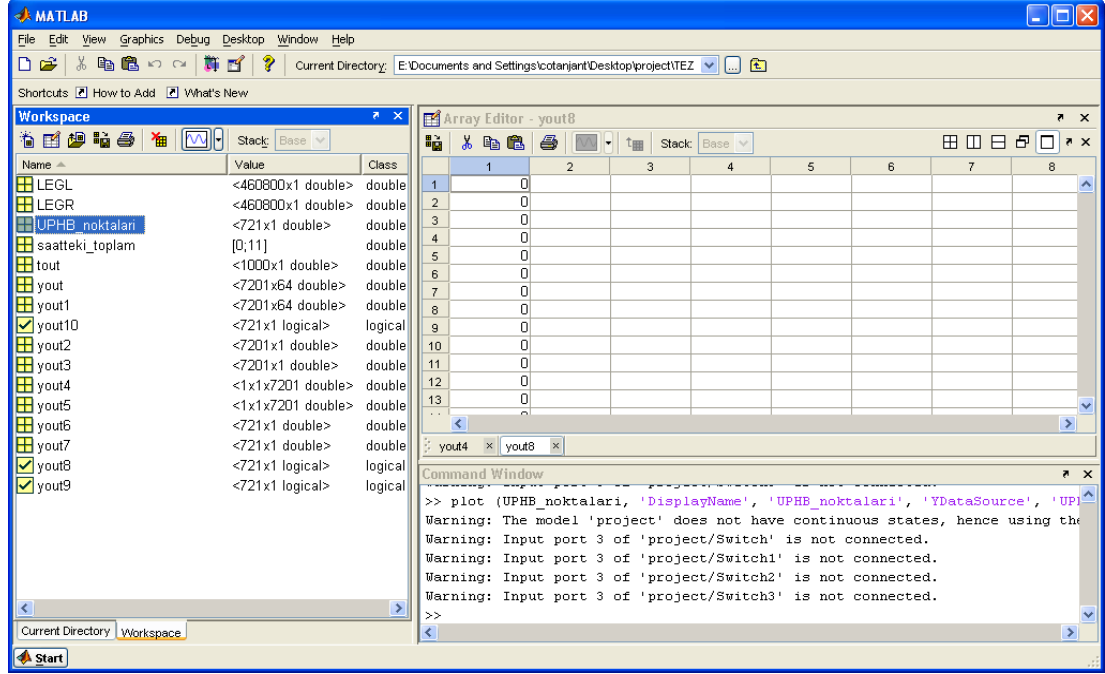


Resim 3.43. Skorlama için kullanılacak “Buffer” bloğu ayarları



Resim 3.44. Skorlama algoritmasının eklenmesi

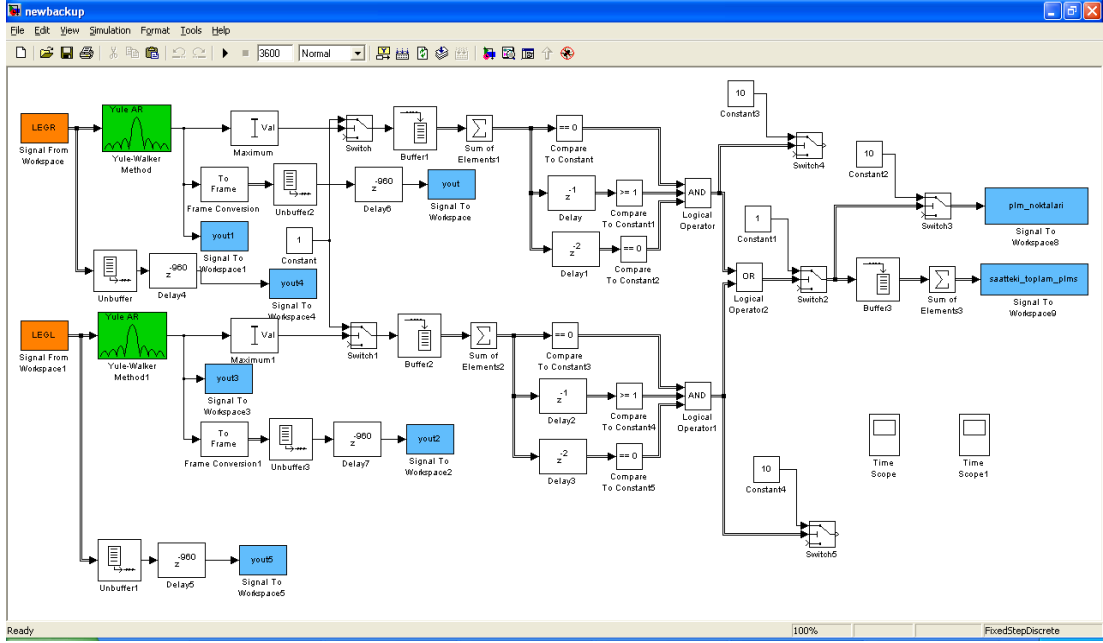
3.2.14. Model Sonucu



Resim 3.45. Program çalıştırıldıktan sonra elde edilen sonuç

Resim 3.44.’teki model çalıştırıldığında, AK için “00.00-01.00” saatleri arasında Resim 3.45.’te görüldüğü gibi toplam 11 bacak hareketi tespit edilmiştir.

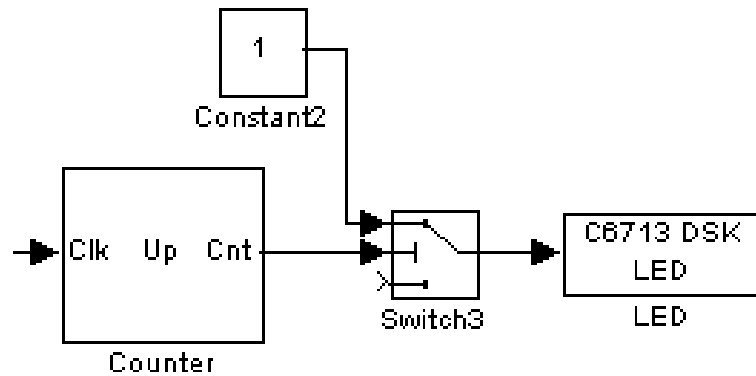
Simulink’te, bacak hareketleri anlarını gözlemlemek için modele iki adet (sağ/sol bacak için) skop yerleştirilmiştir. Sinyal gecikmelerinden dolayı, skop girişlerinde “Delay” blokları kullanılmıştır. Resim 3.46.’da bacak EMG’leri ve PSD’si simulasyon boyunca 7,5 saniye gecikmeye uğradığından 7,5 sn.x128 örnek=960 örneklilik bir delay kullanılmıştır. 1.Skop, yout4 (sağ bacak EMG’si) bloğundan, hareket anlarını gösteren “switch 4” bloğundan ve sağ bacak EMG PSD’sini gösteren “yout” bloğundan verisini alacak şekilde ayarlanmıştır. Aynı işlem sol bacak için tekrarlanmıştır.



Resim 3.46. Modelin Son Hali

3.3. ALGORİTMANIN DSK KARTINA UYARLANMASI

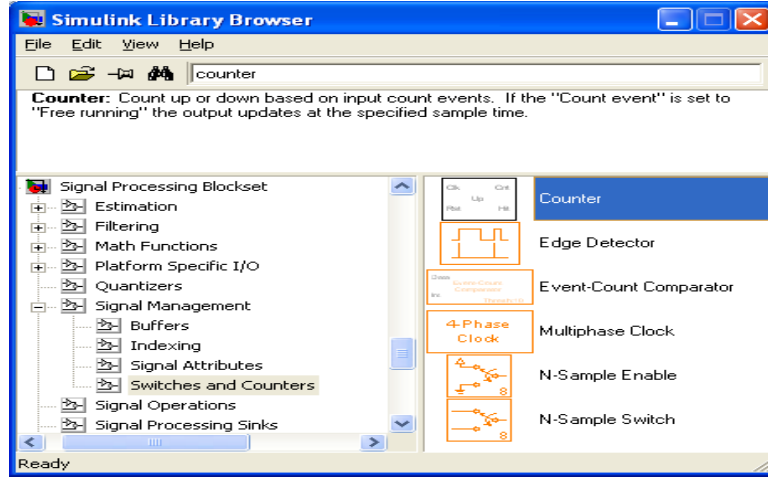
OR ve Switch2 den sonra kullanılan “Buffer”, “Constant”, “Sum of Elements”, “Signal To Workspace” bloklarının yerine “Counter”, “Switch”, “Constant” ve “C6713 DSK LED” blokları kullanılmıştır (Resim 3.47.).



Resim 3.47. Skorlama uyarlaması

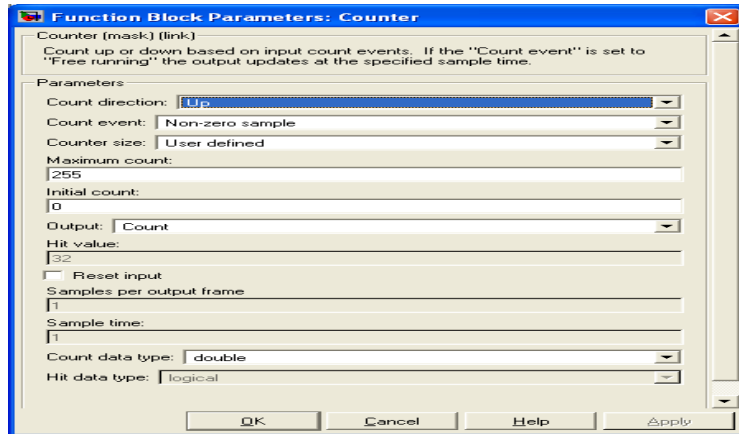
3.3.1. Counter Bloğu

Simulink Library’de “Signal Processing Blockset” → “Signal Management” → “Switches and Counters” → “Counter” bloğu seçilmiştir (Resim 3.48.).



Resim 3.48. “Counter” bloğu

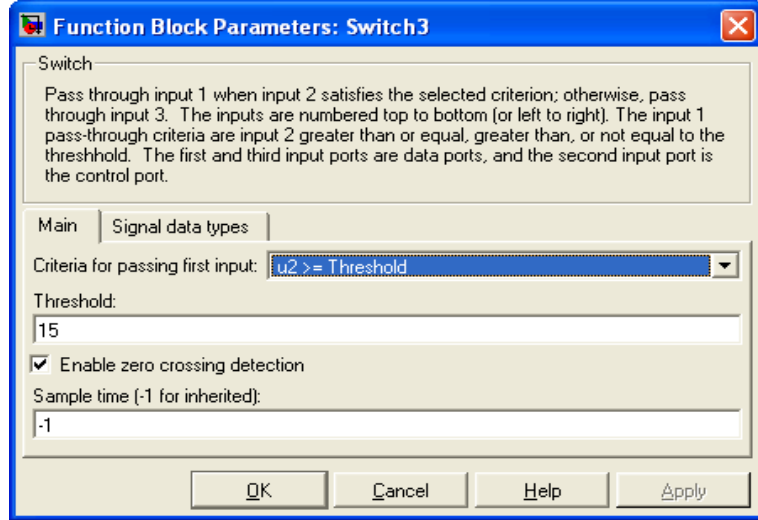
“Count direction” UP, “Count event” Non-zero sample, “Counter Size” User defined, “Maximum Count” 255, “Initial count” 0, “Output” Count, “Count data type” double olarak ayarlanmıştır (Resim 3.49.).



Resim 3.49. “Counter” bloğu ayarları

3.3.2. Switch Bloğu Ayarları

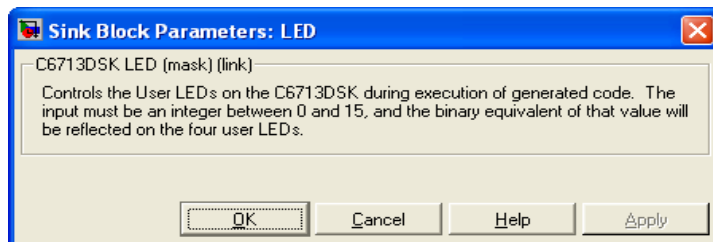
Threshold 15 olarak ayarlanmıştır, çünkü skortlama kriterine göre UPHB’li hastaların UPHB indeksi 15’ in üzerindedir (Resim 3.50.).



Resim 3.50. “Switch” bloğu ayarları

3.3.3. C6713 DSK LED Bloğu

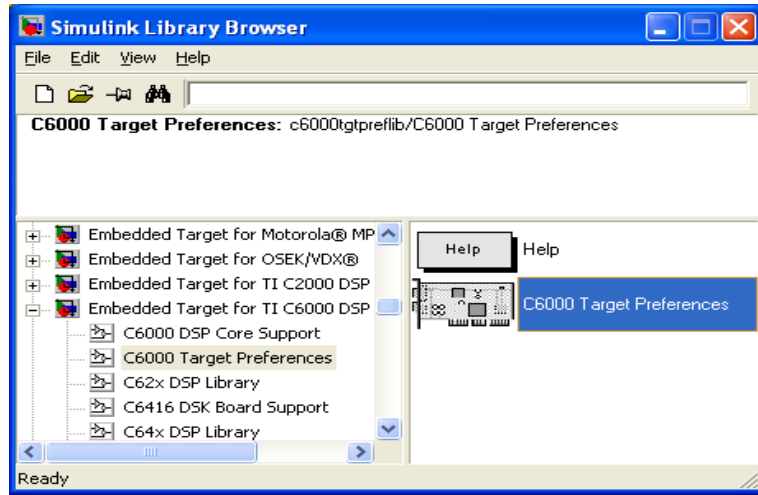
Switch bloğunda threshold 15 ayarlandığından dolayı, 15’ten büyük skortlarda switch bloğunun çıkışı 1 olur. Dolayısıyla 4 bitlik LED ışıklarından, LSB (Least Significant Bit) olan led ışığını yakacaktır (Resim 3.51.).



Resim 3.51. “C6713 DSK LED” bloğu ayarları

3.3.4. C6000 Target Preferences Bloğu

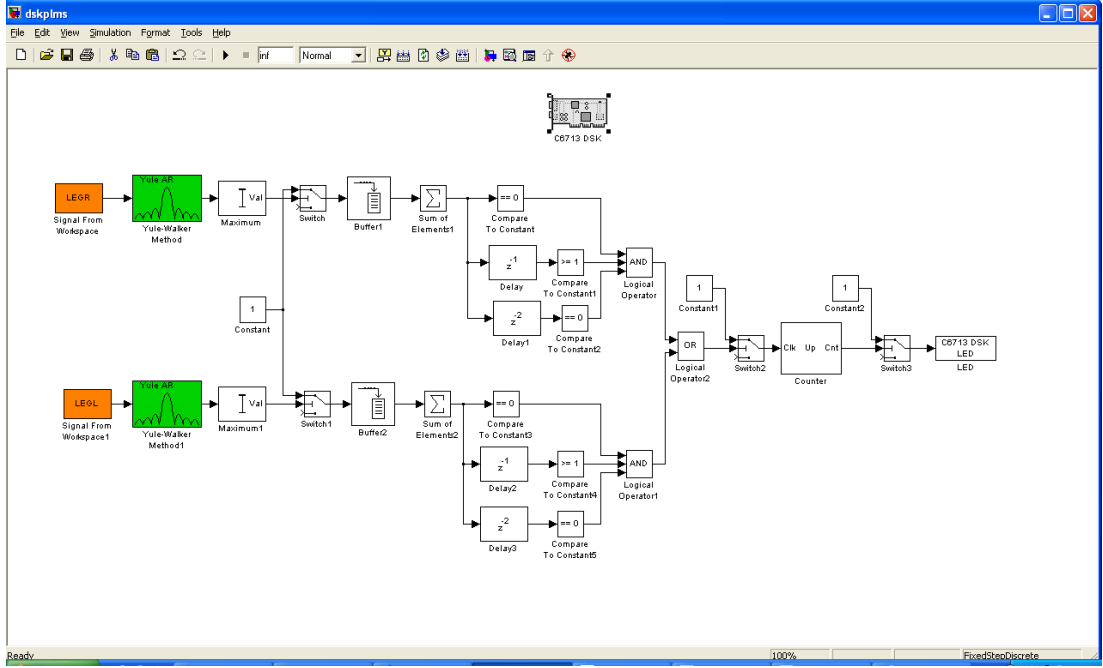
“Simulink Library” → “Embedded Target for TI C6000 DSP” bloğu modele eklenmiştir. Bu blok çalıştırıldığında bilgisayara bağlı DSK kartına göre model parametrelerini ayarlar (Resim 3.52.).



Resim 3.52. “C6000 Target Preferences” bloğu

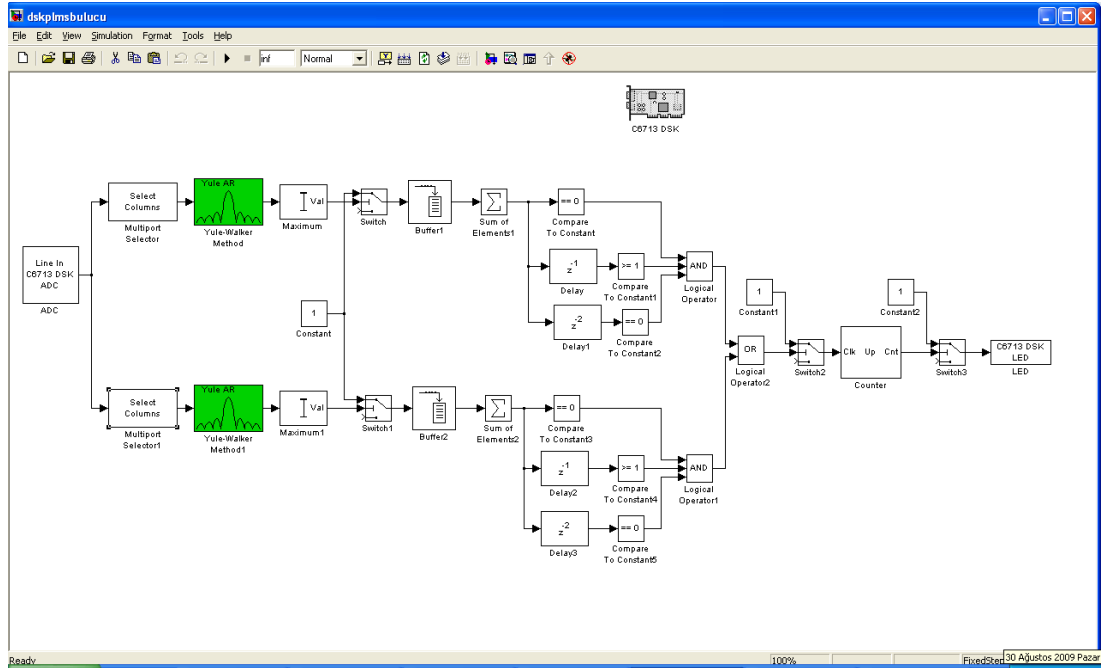
3.3.5. Algoritmanın C 6713 DSK Kartına Yüklenmesi

Resim 3.53.’te, Simulink’te hazırlanan algoritmanın C6713 DSK kartına uyarlanmış hali vardır. Resim 3.53.’teki modelde “Incremental Build” komutu uygulandığında RTW vasıtasıyla Matlab, gerekli kodları ve *.mat EMG dosyalarını “Code Composer Studio” programına göndermiştir. “Code Composer Studio” programı, kodları ve EMG sinyalini derlemiş ve karta yüklemiştir. Kartın, simulink modeli gibi EMG verilerini aynen işlediği ve LED çıkışlarına skorlamayı gönderdiği görülmüştür. Kart, saatteki UPHB sayısını 15’ten büyük tespit ettiğinde, bunu üzerindeki LED çıkışlarında göstermiştir.



Resim 3.53. Algoritmanın DSK'ya uyarlanması

3.4. C6713 DSK KARTI GİRİŞLERİNİN AYARLANMASI

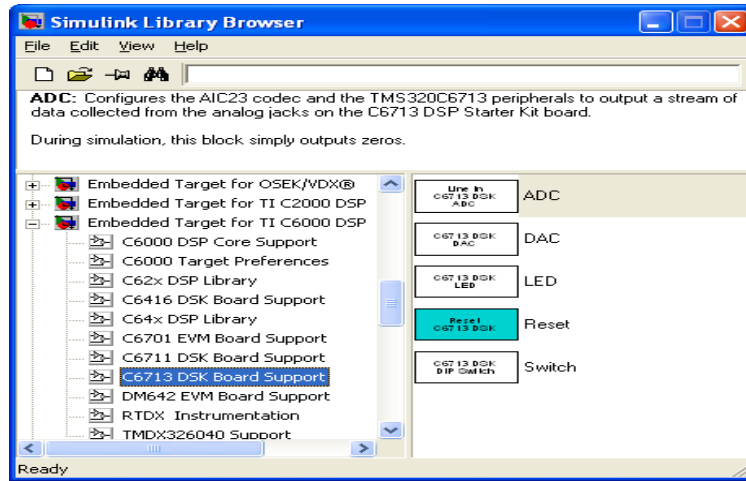


Resim 3.54. DSK girişlerinin ayarlanması

Algoritmanın, Matlab ortamından bağımsız olarak çalıştırılıp verilerini DSK “Line In” girişinden alması için Resim 3.44.’teki LEGR, ve LEGL Signal From Workspace blokları yerine “Line in C6713 DSK ADC” (Analog to Digital Converter) ve “Select Columns” blokları modele eklenmiştir.

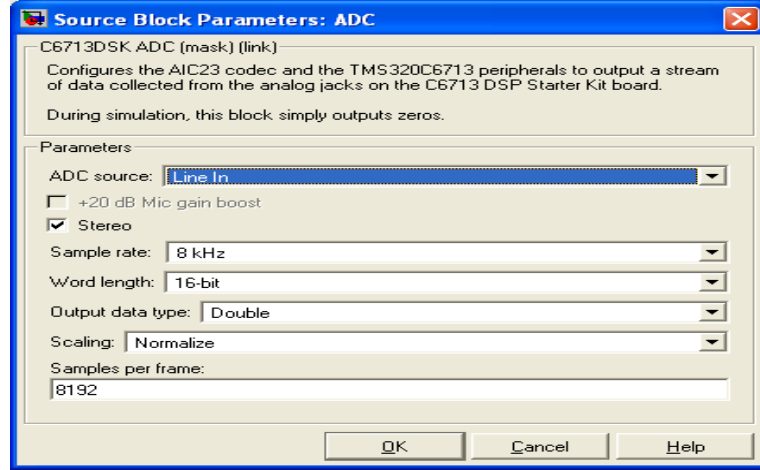
3.4.1. Line in C6713 DSK ADC Bloğu

“Simulink Library” → “Embedded Target for TI C6000 DSP” → “C6713 DSK Board Support” → “Line in C 6713 DSK ADC” bloğu seçilmiştir (Resim 3.55.).



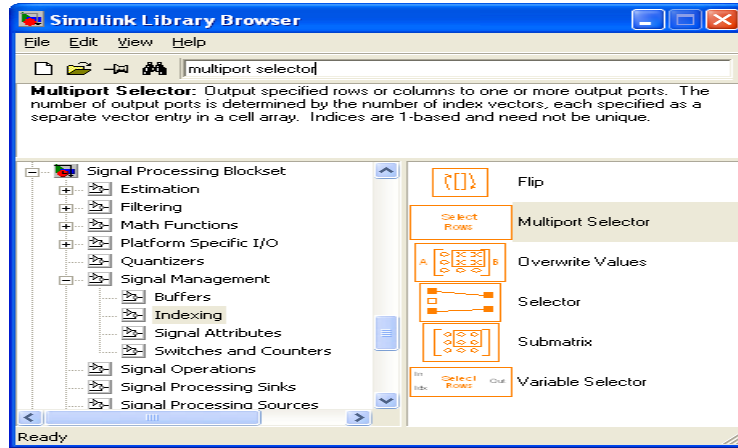
Resim 3.55. Line in C 6713 DSK ADC bloğu

Resim 3.56.’da örnekleme frekansı 8 kHz, frame uzunluğu 8192 olarak ayarlanmıştır.



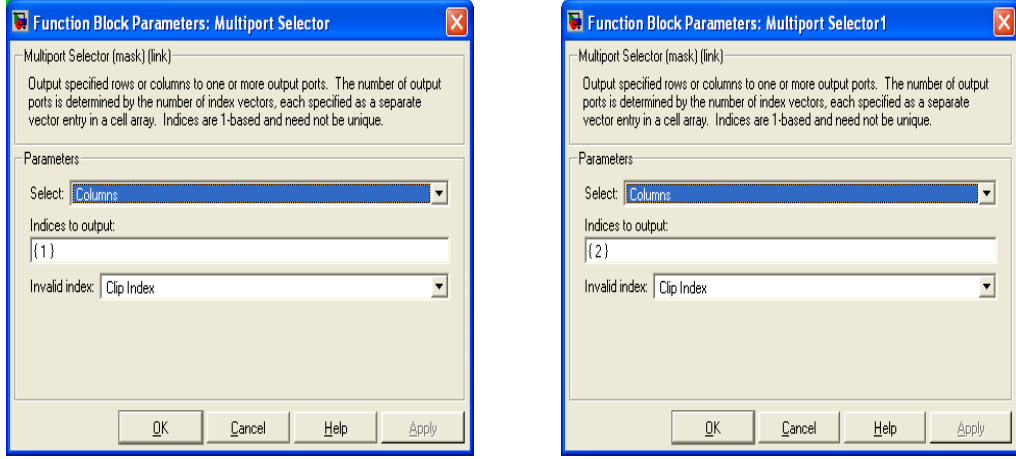
Resim 3.56. Line in C6713 DSK ADC Bloğu Ayarları

3.4.2. Select Column Bloğu



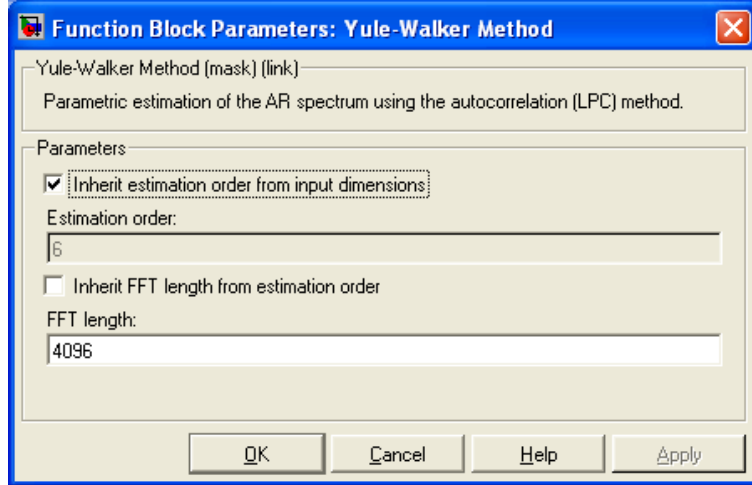
Resim 3.57. Select Column Bloğu

“Simulink Library” → “Signal Processing Blockset” → “Signal Management” → “Indexing” → “Multiport selector” bloğu seçilmiştir (Resim 3.57.). Resim 3.58.’de “Select Column” bloğu ayarları bulunmaktadır. Böylelikle sağ-ve sol bacak’tan alınan sinyaller kartın Line in girişine verilebilir ve ayrıştırılabilir.



Resim 3.58. Sağ ve sol bacak EMG leri için “Select Column” bloğu ayarları

Resim 3.59.’da Yule Walker bloğunda FFT uzunluğu 4096 örnek olarak ayarlanmıştır. $4096 \text{ örnek} * 1/8192 \text{ saniye} = 0,5 \text{ saniyeye}$ denk gelmektedir. Böylelikle oluşturulan model karta yüklendiğinde kart, Matlab ve PC olmadan, skorlamasını LED çıkışına gönderecektir.



Resim 3.59. Yule Walker parametreleri

3.5. TARTIŞMA

Tablo 3.1. Denekler için alınan sonuçlar

HASTALIK	DENEK	Saatteki Bacak Hareketi Sayısı					TOP.	ORT.	Genel ORT.
		0-1	1-2	2-3	3-4	4-5			
UPHB	AK	11	11	11	28	34	95	19	19,8
	YA	33	35	3	10	35	116	23,2	
	HB	3	11	2	45	25	86	17,2	
UPHB_OSAS	HG	17	5	14	24	14	74	14,8	32,39
	SA	55	25	35	28	21	164	32,8	
	BK	43	52	38	32	43	208	41,6	
	EE	31	30	19	42	33	155	31	
	KM	31	28	13	25	12	109	21,8	
	CY	47	23	20	49	29	168	33,6	
	AS	33	47	52	54	60	246	49,2	
	AD	18	23	26	32	35	134	26,8	
NA	70					70	70		
OSAS	AO	0	15	18	2	10	45	9	10,2
	NK	6	6	18	14	13	57	11,4	
YOK	RÖ	20	13	6	13	26	78	15,6	11,35
	MC		9	1	2	3	15	3,75	
	SA	25	5	19	4		53	13,25	
	RY	14	18	8	2	11	53	10,6	
	VŞ	7	8	23	15	9	62	12,4	

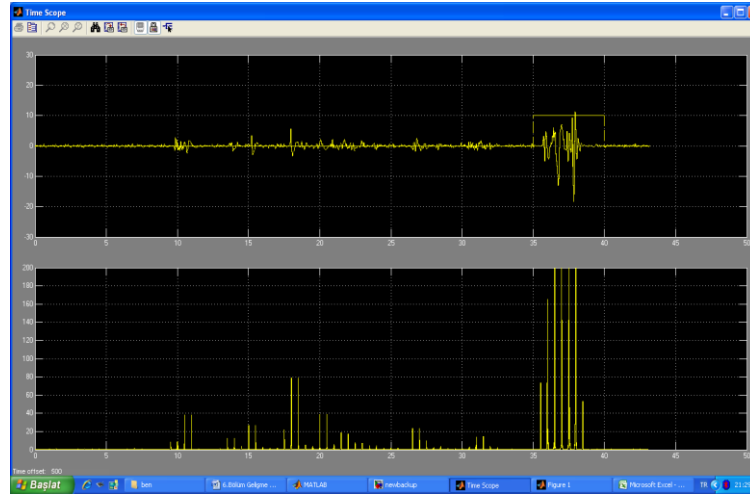
Simulink'te Resim 3.46.'daki algoritma tüm denekler için çalıştırıldığında Tablo 3.1.'deki sonuçlar alınmıştır. Aynı anda hem sağ hem de sol bacakta gerçekleşen bacak hareketleri bir hareket olarak skorlanmıştır. Sistem, bacak hareketi oluştuğunda 10 sabit değerini skor' ta verecek şekilde ayarlanmıştır.

Sonuçlar incelendiğinde, UPHB_OSAS'lı deneklerin 32,39/saat ortalama ile en çok bacak hareketi gerçekleştirdiği belirlenmiştir. UPHB'lilerin ortalaması 19,8/saat bulunmuştur. Bu sonuçlar Seo Cs, Youn T, Kim EJ, Jeung DU'nun yaptığı çalışmaya uygundur¹⁶. Yani OSAS'lı UPHB'ler daha çok bacak hareketi yapmıştır.

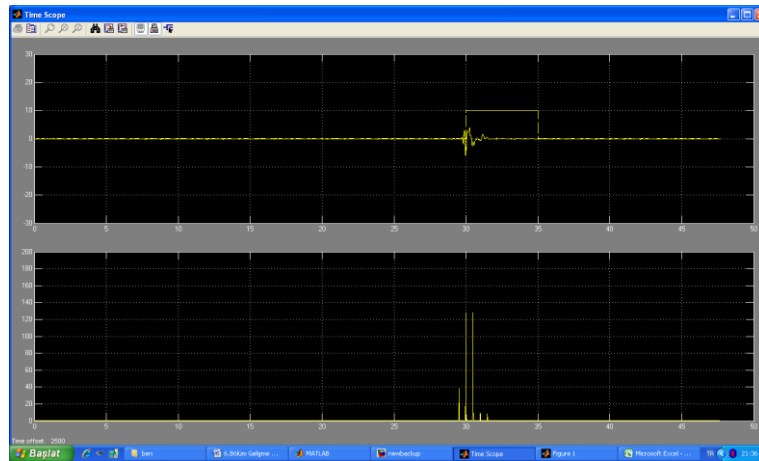
UPHB ve OSAS'lı olmayan deneklerin (YOK) ortalaması ise 11,35/saat bulunmuştur. OSAS hastalarının yaptığı bacak hareketi ortalaması ise 10,20/saat olarak bulunmuştur. Yani UPHB hastalığı olmayanların bacak hareketi en az bulunmuştur.

3.5.1. Bacak Hareketleri Tespitinin Skop'ta Gösterilmesi

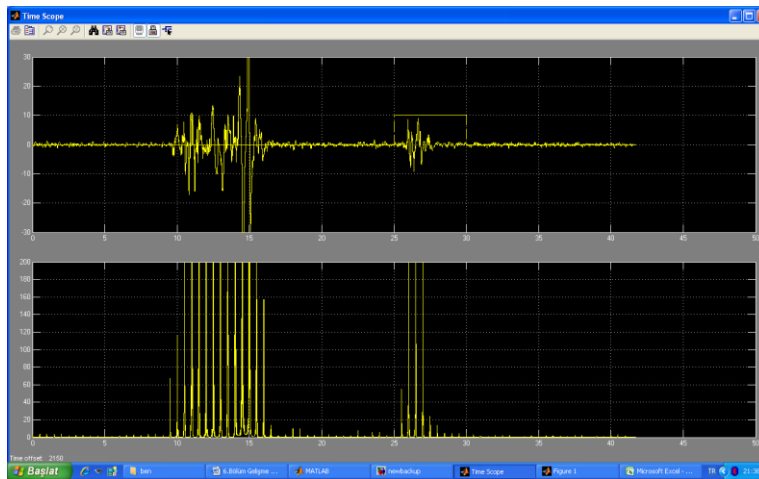
Resim 3.44.'teki algoritmayı "floating scope" ile analiz etmek için bazı blokların veri çıkışlarında "unbuffer", "switch" ve "delay" blokları yerleştirilmiştir. Bu değişim ile sağ ve sol bacakta bacak hareketi tespit edildiğinde, modelin 10 şiddetinde bir kare puls sinyali üreterek bacak hareketlerini göstermesi amaçlanmıştır.



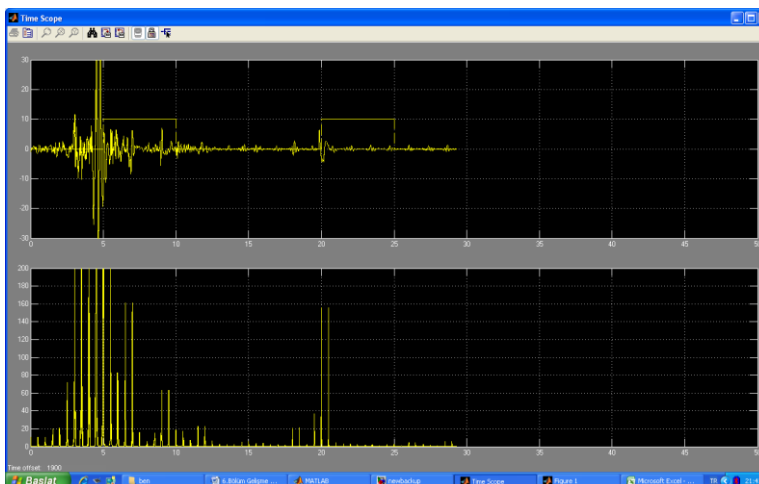
Resim 3.60. AK UPHB hastası



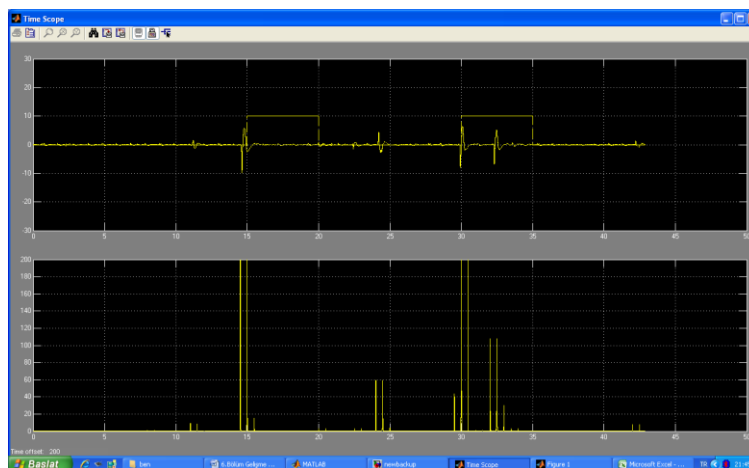
Resim 3.61. HB UPHB hastası



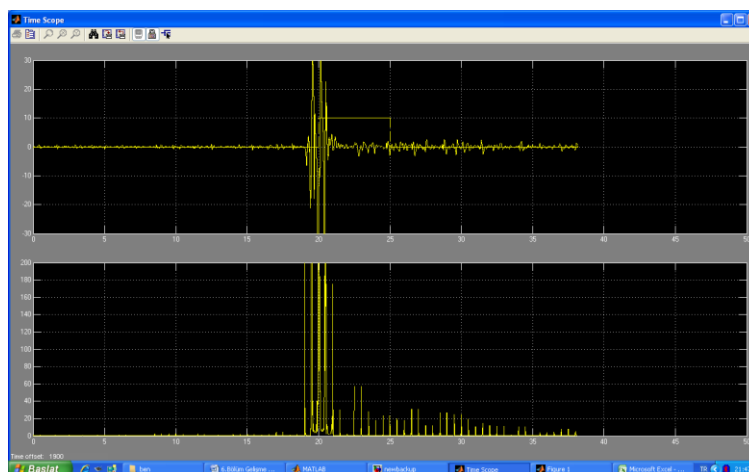
Resim 3.62. YA UPHB hastası



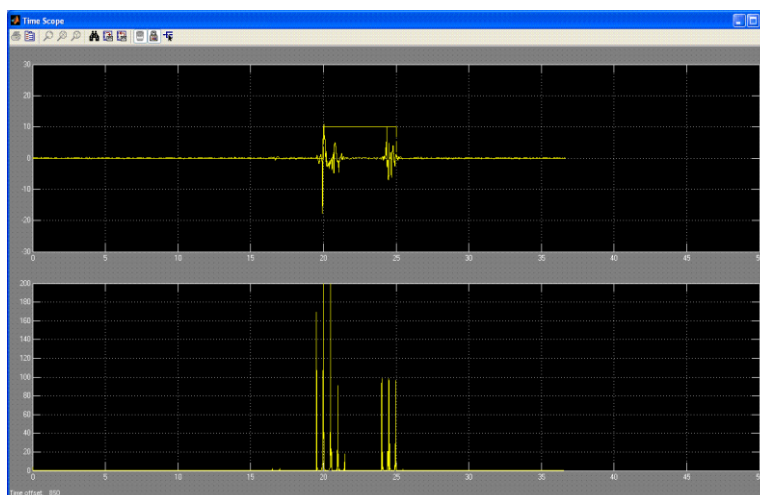
Resim 3.63. AD UPHB_OSAS



Resim 3.64. AS UPHB_OSAS



Resim 3.65. BK UPHB_OSAS



Resim 3.66. AO OSAS

Skop'larda 50 saniyelik bacak EMG'leri ve EMG'lerin PSD'leri gösterilmiştir. Her 50 sn, 5'er sn lik aralıklar halinde belirtilmiştir. 3.60.-3.66. arası resimlerde oluşan bacak hareketleri (Leg Movement; LM) 5 sn'lik kare puls sinyali ile model tarafından işaretlenmiştir. Resimlerin üst kısmı EMG, alt kısmı EMG'nin PSD'sini gösterecek şekilde ayarlanmıştır. Hareket anlarında PSD genlik değerlerinin ani olarak yükseldiği görülmüştür.

4. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, uykusuzluk veya yatak eşlerinin şikâyetleri sonucunda kontrole gelen bir hastanın, UPHB olup olmadığını tespit edebilmek için DSK 6713 kartı yardımıyla hastanın uyku döneminde yaptığı bacak hareketlerinin skorlanması hedeflenmiştir. Mevcut yapıda skorlamalar, uzmanlar tarafından manuel olarak yapılmaktadır. UPHB tanı kriterlerine göre yapılan skorlamalar hastanın gece hareketlerinin görsel olarak değerlendirilmesi ile de desteklenmektedir.

19 deneğe ait polisomnografi kaydı Dicle Üniversitesi Tıp Fakültesi Uyku Laboratuvarında alınarak, uzman doktor tarafından UPHB, UPHB_OSAS, OSAS ve YOK (UPHB ve OSAS değil) olarak sınıflandırılmıştır. EDF dosya formatında alınan kayıtların sağ/sol bacak EMG kanalları *.Mat dosya formatına çevrilmiştir. Veriler saatlik olarak çevrilmiş olup her hastanın gece 00.00 ile sabah 05.00 arası 5 adet saatlik kaydı kullanılmıştır. Simulink'te hazırlanan bir model ile kayıtların her 0,5 sn si için (7200 adet) Yule-Walker Güç İzgel kestirimi bulunmuştur. Güç İzgellerin maximum değerleri alınmıştır (7200 adet maximum değer). Her maximum değeri, PSD'de 0–100 arası genliği dinlenme olduğundan 100 eşik değerine tabi tutulmuştur. Hareket anları, hareketsiz anlar (0) ve hareketli anlar (1) olarak ifade edilmiştir (7200 adet). 5 sn boyunca hareketlerin izlenmesi için 10'ar adet hareket anı toplanmıştır. Böylece 720 adet 5 sn. elde edilmiştir. 720 adet 5 sn içinde hareket anları, hareketsiz anlar (0) ve hareketli anlar (1) olarak belirlenmiştir. “5 sn dinlenme– 5 sn hareket- 5 sn dinlenme” anları yakalanmıştır. Hareket anları otomatik sayılarak skorlama yapılmıştır. Matlab Simulink'te görsel olarak

hareketlerin seyri ve anları iki adet skop yardımıyla tespit edilmiştir. Simulink'te hazırlanan model DSK kartına uyarlanmıştır. DSK kartı programlanmıştır. Matlab Workspace'te bulunan kayıtlar DSK kartına gönderildiğinde DSK led çıkışlarının Matlab sonuçları ile aynı sonucu verdiği görülmüştür.

Yapılan model ile en çok bacak hareketi gerçekleştirenlerin 32,39/saat ortalama ile UPHB_OSAS'lı deneklerin olduğu belirlenmiştir. UPHB'lilerin ortalaması 19,8/saat bulunmuştur. UPHB'li olmayan deneklerin ortalaması ise 11,35/saat bulunmuştur. OSAS hastalarının yaptığı bacak hareketi ortalaması ise 10,20/saat olarak bulunmuştur. OSAS hastalığının UPHB ile beraber görüldüğünde saatteki bacak hareket sayısını artırdığı görülmüştür.

Çalışmada Güç İzgel kestiriminin hareket anlarını tespit etmede başarılı olduğu gözlemlenmiştir. Güç İzgel kestiriminde hareket maximum değerinin dinlenme maximum değerine oranının, EMG polisomnografi kayıtlarına göre çok daha fazla olduğu görülmüştür.

Polisomnografi EEG ve EMG sinyallerinin beraber değerlendirilip model oluşturulması durumunda, daha iyi sonuçlar alınabilir. Çünkü EEG faktörü ile arousal'lar elimine edilebilir.

KAYNAKLAR

1. http://www.ninds.nih.gov/disorders/brain_basics/understanding_sleep.htm
2. Shouse MN, Mahowald MW. *Epilepsy and sleep disorders*. In: Kryger MH, Roth T, Dement WC, eds. *Principles and Practice of Sleep Medicine*. 3rd ed. Philadelphia: WB Saunders; 2000:715.
3. Montplaisir J, Nicolas A, Godbout R, Walters A. *Restless legs syndrome and periodic limb movement disorder*. In: Kryger MH, Roth T, Dement WC, eds. *Principles and Practice of Sleep Medicine*. 3rd ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 2000:743.
4. *Recording and scoring leg movements*. The Atlas Task Force. *Sleep*; 16:748-759, 1993
5. Symonds CP. *Nocturnal myoclonus*. *J Neurol Neurosurg Psychiatr* 1953; 16:166-71.
6. Lugaresi E, Tassinari CA, Cocagna G, Ambrosetto C. *Particularities cliniques et polygraphiques du syndrome d'impatience des membres inferieurs*. *Rev Neurol* 1965; 113:545-55.
7. Coleman RM. *Periodic movements in sleep (nocturnal myoclonus) and restless legs syndrome*. Guilleminault C, editor. *Sleep and waking disorders: indications and techniques*. Menlo Park, CA: Addison-Wesley; 1982. p. 265–95.
8. Derya Karadeniz Kaynak. *İnsomni Yakınması Ardında Yatan Uyku Bozuklukları*. *Noropsikiyatri Arşivi* 2007; 44: 95–100 *Archives of Neuropsychiatry* 2007; 44: 95-100
9. Ohayon MM, Roth T. *Prevalence of restless legs syndrome and periodic limb movement disorder in the general population*. *J Psychosom Res* 2002; 53:547-54.
10. Thorpy MJ and the Diagnostic Classification Steering Committee. *The International Classification of Sleep Disorders: Diagnostic and Coding Manual*. Rochester, Mina: American Sleep Disorders Association, 1990.
11. Karadeniz D, Ondze B, Besset A, Billiard M. *Are periodic leg movements during sleep (UPHB) responsible for sleep disruption in insomnia patients?* *Eur. J Neurol* 2000; 54:502.

12. American Sleep Disorder Association (ASDA). Atlas Task Force of the American Sleep Disorders Association. *Recording and scoring leg movements*. Sleep 1993; 16:748–59.
13. American Academy of Sleep Medicine.: International Classification of Sleep Disorders, Second Edition: *Diagnostic and Coding Manual*. Westchester, IL, American Academy of Sleep Medicine, 2005
14. Allen RP, Picchiatti D, Hening WA, et al: *Restless legs syndrome: Diagnostic criteria, special considerations, and epidemiology. A report from the restless legs syndrome diagnosis and epidemiology workshop at the National Institutes of Health*. Sleep Med 4:101-119, 2003
15. Iber C, Ancoli-Israel S, Chesson AL, Quan S. *The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specification*. Westchester, IL: American Academy of Sleep Medicine; 2007.
16. Seo CS, Youn T, Kim EJ, Jeong DU. *The Effects of Obstructive Sleep Apnea Syndrome on Periodic Limb Movements in Sleep*. Sleep Med Psychophysiol. 2000 Jun;7(1):34-42 Korean.
17. Magdolna Hornyak*, Bernd Feige, Dieter Riemann, Ulrich Voderholzer, *Periodic leg movements in sleep and periodic limb movement disorder: Prevalence, clinical and treatment*. Sleep Medicine Reviews (2006) 10, 169–177
18. Pollmacher T, Schulz H. *Periodic leg movements (PLM): their relationship to sleep stages*. Sleep 1993;16:572–7.
19. Coleman RM, Pollak CP, Weitzman ED. *Periodic movements in sleep (nocturnal myoclonus): relation to sleep disorders*. Ann Neurol 1980;8:416–21.
20. Carrier J, Frenette S, Montplaisir J, et al. *Effects of periodic leg movements during sleep in middle-aged subjects without sleep complaints*. Mov Disord 2005;20(9):1127–32. Sleep Medicine Reviews (2006) 10, 169-177
21. http://www.emedicinehealth.com/periodic_limb_movement_disorder/page2_em.htm
22. http://www.emedicinehealth.com/periodic_limb_movement_disorder/page7_em.htm
23. Rulph Chassaing, Worcester Polytechnic Institute, “*Digital Signal Processing and Applications with the C6713 and C6416*”, 1st ed, Wiley, New Jersey, 2005.
24. Matlab 7.0.1/help

25. http://www.chem.duke.edu/~boris/datasheets/Power_Spectrum.pdf
26. Matlab 7.0.1/help (Signal Processing Toolbox- Spectral Analysis)
27. Matlab 7.0.1/help (Spectral Estimation method-Yule-Walker AR Method)
28. <http://www.ee.umanitoba.ca/~moussavi/dsp815/LectureNotes/Lecture9.pdf>
29. <http://www.tedmedikal.com/index.php?ugr=Compumedics&urn=Polisomnografi%20Sistemi%20E-Series>

EK-1

C6713 DSK Kartının Programlanması için Gerekli şartlar.

Bilgisayarınızda;

1. Code Composer Studio v2 kurulu olmalıdır.
2. Matlab 7.0.1 yüklü olmalıdır.
3. C6713 DSK kartı sürücülerini yüklü olmalıdır.

Ayrıca Simulink'te

Matlab→View→Library Browser→Embedded Target for TI C6000 DSP→C
6000 target preferences bloğunun modele eklenerek çalıştırılması gerekir. Böylece
Real Time Workshop' a C6713 DSK kartının ayarları yükleniyor.

EK-2

“READEDf” yazılımı kaynak kodları.

“

```
function [x, Fs, Start_date, Start_time, Label, Dimension, Coef, Nmb_chans, N] =  
readedf(fname, ch, t1, t2)
```

```
% [x, Fs, Start_date, Start_time, Label, Dimension, Coef, Nmb_chans, N] =  
readedf(fname, channel, t1, t2)
```

```
%
```

```
% Reads one channel from EDF-file in given time scale. Time scale may be given  
as seconds from
```

```
% the beginning of the file or in hh:mm:ss format. In hh:mm:ss format, the hours  
of the next days
```

```
% are accessed by adding 24h to the true time (e.g. 25:00:00 means 01:00:00 of the  
day following
```

```
% the starting date of the recording).
```

```
%
```

```
% in: fname file name OR file handle (empty -> file name is asked for)
```

```
% ch channel number, 1st channel being 0, or channel label (default 0)
```

```
% t1 start time (seconds from the beginning of file OR hh:mm:ss) (default 0)
```

```
% t2 end time (seconds from the beginning of file OR hh:mm:ss) (default one  
block)
```

```
%
```

```
% out: x signal in column vector
```

```
% Fs sampling frequency
```

```
% Start_date Date of the starting time of the recording [dd:mm:yy]
```

```
% Start_time Time of the beginning of the recording [hh:mm:ss]
```

```
% Label Signal label
```

```
% Dimension Signal dimension
```

```
% Coef Scaling coefficients [PhysMin PhysMax DigMin DigMax]
```

```
% Nmb_chans Number of channels in the file
```

```
% N data length in seconds
```

```
% (c) Ilkka Korhonen 13.2.1996 (20.2.1996 IKo) (16.10.1997 IKo) (22.10.1997  
IKo fid/fname)
```

```
% Juha Pärkkä 10.7.1997, IKO 11.08.1998, IKo 26.11.1998, IKo 25.01.1999,  
IKo 21.07.1999
```

```
% IKo 05.10.1999, IKo 20.10.1999 (t2 inf), IKo 03.10.2000 (ch may be string)
```

```
if nargin<1;fname=[];end
```

```
if nargin<2;ch=0;end
```

```
if nargin<3;t1=0;end
```

```
if nargin<4;t2=[];end
```

```
% Check between file name / file handle
```

```
if length(fname)==1
```

```
    fid = fname;
```

```

elseif length(fname)==0
    [fname, pname]=uigetfile('*.rec', 'Select European Data Format file');
    fname = [pname fname];
    fid = fopen(fname, 'r');
else
    fid = fopen(fname, 'r');
end
if fid<0
    disp('Cannot open file !');
    return;
end
if isstr(ch)
    [Nmb_chans, Fs, Label] = edfhdr(fname);
    match_ch = [];
    for i=1:Nmb_chans
        if strncmp(lower(ch), lower(setstr(Label(i, :))), length(ch))
            match_ch = [match_ch i-1];
        end
    end
    if length(match_ch)>1
        fprintf('Matching channels in the given EDF file:\n');
        for i=1:length(match_ch)
            fprintf('Channel %d:\t%s\n', match_ch(i), setstr(Label(match_ch(i)+1,
:)));
        end
        error('Only one channel should be given!');
    elseif length(match_ch)==0
        error('No such channel!');
    else
        ch = match_ch;
    end
    if length(fname)>1 % fname is not fid in function call; needs re-opening as
edfhdr closes the file
        fid = fopen(fname, 'r');
    end
end

% First scan the header information
fseek(fid, 168, -1);
Start_date = setstr(fread(fid, 8, 'char'));
Start_time = setstr(fread(fid, 8, 'char'));
Hdr_size = sscanf(setstr(fread(fid, 8, 'char')), '%d');
fseek(fid, 52, 0);
Blck_size = sscanf(setstr(fread(fid, 8, 'char')), '%d');
Nmb_chans = sscanf(setstr(fread(fid, 4, 'char')), '%d');

current = ftell(fid);
fseek(fid, ch*16, 0);

```

```

Label = setstr(fread(fid, 16, 'char'));
fseek(fid, current+Nmb_chans*16+Nmb_chans*80, -1);

current = ftell(fid);
fseek(fid, ch*8, 0);
Dimension = setstr(fread(fid, 8, 'char'));
fseek(fid, current+Nmb_chans*8, -1);

current = ftell(fid);
fseek(fid, ch*8, 0);
Phys_min = sscanf(setstr(fread(fid, 8, 'char')), '%f');
fseek(fid, current+Nmb_chans*8, -1);

current = ftell(fid);
fseek(fid, ch*8, 0);
Phys_max = sscanf(setstr(fread(fid, 8, 'char')), '%f');
fseek(fid, current+Nmb_chans*8, -1);

current = ftell(fid);
fseek(fid, ch*8, 0);
Dig_min = sscanf(setstr(fread(fid, 8, 'char')), '%d');
fseek(fid, current+Nmb_chans*8, -1);

current = ftell(fid);
fseek(fid, ch*8, 0);
Dig_max = sscanf(setstr(fread(fid, 8, 'char')), '%d');
fseek(fid, current+Nmb_chans*8+Nmb_chans*80, -1);

Coef = [Phys_min Phys_max Dig_min Dig_max];

Nmp_smpls=zeros(1, Nmb_chans);
for i=0:Nmb_chans-1
    Nmb_smpls(i+1) = sscanf(setstr(fread(fid, 8, 'char')), '%d');
end

% Calculate data length
fseek(fid, 0, 'bof');
pos0=ftell(fid);
fseek(fid, 0, 'eof');
pos1=ftell(fid);
Data_rec = sum(Nmb_smpls)*2;
N = Blck_size*(pos1-pos0-Hdr_size)/Data_rec;

% Transform the start and end times to seconds if necessary
if max(size(t1))>1
    t1 = hour2sec(t1) - hour2sec(Start_time);
end
if length(t2)>1

```

```

    t2 = hour2sec(t2) - hour2sec(Start_time);
elseif isempty(t2)
    t2 = Blck_size;
end
if t2>N | isinf(t2);t2=N;end

% Then read the data
Fs = Nmb_smpls(ch+1)/Blck_size;
x = zeros(min([round(Fs*(t2-t1)) ceil(N*Fs)]), 1);
len = length(x);
Skip = Data_rec-Nmb_smpls(ch+1)*2;
Blck_1 = fix(t1/Blck_size); % 1st data block number
block1 = Data_rec*Blck_1;
Blck_N = fix(t2/Blck_size); % Last data block number

% 1st data block
if (fseek(fid, Hdr_size+block1, -1)<0)
    x=[];return;
end
Blck_cnt = Blck_1;
if ch~=0
    Skip_1 = sum(Nmb_smpls(1:ch))*2;
else
    Skip_1 = 0;
end
offset = round(rem(t1, Blck_size)*Fs)*2;
if (fseek(fid, offset + Skip_1, 0)<0)
    x=[];return;
end
if Blck_1==Blck_N % Read only within one block
    n2 = round(rem(t2, Blck_size)*Fs) - offset/2;
else % Read at least within two blocks
    n2 = Nmb_smpls(ch+1) - offset/2;
end
x(1:n2) = fread(fid, n2, 'int16');
% Next data blocks
while (Blck_cnt<Blck_N-1)
    Blck_cnt = Blck_cnt+1;
    n1 = n2+1;
    n2 = n1+Nmb_smpls(ch+1)-1;
    if (fseek(fid, Skip, 0)==0)
        x_tmp = fread(fid, Nmb_smpls(ch+1), 'int16');
        if ~isempty(x_tmp);x(n1:n2) = x_tmp;end
    else
        break;
    end
end
% Final data block

```

```

if Blck_1 ~= Blck_N
    fseek(fid, Skip, 0);
    pos0=ftell(fid);
    fseek(fid, 0, 'eof');
    pos1=ftell(fid);
    N_left = Blck_size*(pos1-pos0)/Data_rec;
    fseek(fid, pos0, 'bof');
    n1 = n2+1;
    offset = round(rem(t2, Blck_size)*Fs);
    if offset>0
        n2 = n1 + offset -1;
        x_tmp = fread(fid, offset, 'int16');
        if length(x_tmp)==offset;x(n1:n2) = x_tmp;end
    end
end

% Finally, scale the signal
a = polyfit([Dig_min Dig_max], [Phys_min Phys_max], 1);
x = x*a(1)+a(2);

% Close file if file name is used instead of file handle
if length(fname)>1
    fclose(fid);
end
“

```

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Hakkı EĞİ

Doğum Yeri: Batman

Doğum Tarihi: 20.07.1979

Medeni Hali: Bekâr

Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu:

Lise: Batman Lisesi (1996–1997) / Batman

Lisans: Gaziantep Üniversitesi Elektrik ve Elektronik Mühendisliği (1997–2002) / Gaziantep.

Çalıştığı Kurum/ Kurumlar:

Türk Telekom A.Ş: İstanbul Anadolu Yakası İl Telekom Müdürlüğü- Bilişim Ağları Müdürlüğü, Telekom Uzman Yardımcısı (2003–2006) İstanbul.

Türkiye Elektrik İletim A.Ş: 16. İletim Tesis ve İşletme Grup Müdürlüğü- Ölçü Sistemleri Grup Başmühendisliği, Ölçü Sistemleri Grup Başmühendisi (2006-...) Batman.