

Fibromiyalji Sendromunun Teşhisine Yönelik Hrv, Ssr ve Psikolojik Testlerin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sınır Ağları ile Değerlendirilmesi ve İlişkilerin Belirlenmesi

Proje No: 108E036

Prof. Dr. Etem KÖKLÜKAYA
Prof. Dr. Selami AKKUŞ
Doç. Dr. Hasan Rifat KOYUNCUOĞLU
Yrd. Doç. Dr. Selçuk ÇÖMLEKÇİ
Yrd. Doç. Dr. Ömer Halil ÇOLAK
Yrd. Doç. Dr. Süleyman BİLGİN
Uzm. Dr. Onur ELMAS

HAZİRAN 2010
SAKARYA

ÖNSÖZ

Bu multi-disipliner çalışmanın gerçekleştirilmesinde fiziki şartları sağlayan Süleyman Demirel Üniversitesi, Araştırma ve Uygulama Hastanesi'ne, çalışmanın her safhasında büyük bir titizlikle çalışan tüm proje ekibine ve bu projenin desteklenmesinde ve sonuçlanarak bilim dünyasına kazandırılmasındaki katkılarından dolayı TÜBİTAK'a teşekkürlerimi sunuyorum.

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	v
TABLolar LİSTESİ.....	vi
ÖZET.....	viii
SUMMARY.....	ix
BÖLÜM 1.....	1
GİRİŞ.....	1
BÖLÜM 2.	6
KULLANILAN PARAMETRELER.....	6
2.1. Sempatik Deri CEVABI (SSR) Parametreleri.....	6
2.1.1. SSR tepki gecikme süresi (LT)	6
2.1.2. Maksimum genlik (MAXG).....	7
2.1.3. İki uyarım arası geçen süre (US).....	7
2.2. Psikolojik Testler.....	9
2.2.1. Görsel analog skala ağrı skoru (vas).....	9
2.2.2. Verbal ağrı skalası (verbal).....	9
2.2.3. Fibromiyalji etki sorgulaması (FIQ).....	9
2.2.4. Beck depresyon envanteri (BDI).....	10
2.2.5. Beck anksiyete envanteri (BAI).....	10
2.2.6. Hamilton anksiyete testi (HAM-A).....	10
2.2.7. Hamilton depresyon değerlendirme testi (HAM-D).....	11
2.2.8. Toplam myaljik skoru (TMS).....	11
BÖLÜM 3.....	14
SSR PARAMETRELERİ İLE FİBROMİYALJİ SENDROMUNUN TEŞHİSİNDE KULLANILAN PSİKOLOJİK TESTLERİN İLİŞKİLENDİRİLMESİ.....	14

BÖLÜM 4.....	20
DENEKLERDEN ALINAN Hrv KAYITLARI İLE PSİKOLOJİK TESTLERİN İLİŞKİLENDİRİLMESİ.....	20
BÖLÜM 5.....	29
SONUÇLAR.....	29
5.1. Birinci Kısım Analiz Sonuçları.....	29
5.1.1. Hrv kullanılarak BAI testlerinin tahmini.....	29
5.1.2. Hrv kullanılarak HAM-A testlerinin tahmini.....	30
5.1.3. Hrv kullanılarak BDI testlerinin tahmini.....	31
5.1.4. Hrv kullanılarak HAM-D testlerinin tahmini.....	32
5.1.5. Hrv-Psikolojik test ilişkisi hakkındaki genel değerlendirme.....	33
5.2. İkinci Kısım Analiz Sonuçları.....	34
5.2.1. SSRLT ve Hrv kullanılarak BAI testlerinin tahmini.....	34
5.2.2. SSRLT ve Hrv kullanılarak HAM-A testlerinin tahmini.....	35
5.2.3. SSRLT ve Hrv kullanılarak BDI testlerinin tahmini.....	36
5.2.4. SSRLT ve Hrv kullanılarak HAM-D testlerinin tahmini.....	37
5.2.5. SSRMAXG ve Hrv kullanılarak BAI testlerinin tahmini.....	38
5.2.6. SSRMAXG ve Hrv kullanılarak HAM-A testlerinin tahmini..	39
5.2.7. SSRMAXG ve Hrv kullanılarak BDI testlerinin tahmini.....	40
5.2.8. SSRMAXG ve Hrv kullanılarak HAM-D testlerinin tahmini..	41
5.2.9. SSRUS ve Hrv kullanılarak BAI testlerinin tahmini.....	42
5.2.10. SSRUS ve Hrv kullanılarak HAM-A testlerinin tahmini.....	43
5.2.11. SSRUS ve Hrv kullanılarak BDI testlerinin tahmini.....	44
5.2.12. SSRUS ve Hrv kullanılarak HAM-D testlerinin tahmini.....	45
REFERANSLAR.....	47
TUBİTAK PROJE ÖZET BİLGİ FORMU.....	51

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	Örnek bir SSR dalga şekli.....	6
Şekil 2.2.	Projenin genel akış şeması.....	13
Şekil 3.1.	Örnek bir geri yayılım ağı modeli.....	15
Şekil 3.2.	Yapay sinir ağı modeli.....	17
Şekil 3.3.	Algoritma sonucu.....	18
Şekil 4.1.	Tasarlanan çok katmanlı ağ yapısı.....	26
Şekil 4.2.	SSRLT, Hrv ve psikolojik test skorlarının ilişkilendirilmesi için tasarlanan ağ yapısı.....	27
Şekil 4.3.	SSRMAXG, Hrv ve psikolojik test skorlarının ilişkilendirilmesi için tasarlanan ağ yapısı.....	28
Şekil 4.4.	SSRUS, Hrv ve psikolojik test skorlarının ilişkilendirilmesi için tasarlanan ağ yapısı.....	28

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1.	SSR parametrelerinin birinci ölçüm değerleri.....	7
Tablo 2.2.	Hastaların psikolojik test skorları.....	11
Tablo 3.1.	Eğitim ve test benzetim sonuçları.....	18
Tablo 4.1.	9 seviye DPD için her bir düğümdeki frekans aralığı.....	21
Tablo 4.2.	Alt frekans bandları ve frekans aralıkları.....	24
Tablo 5.1.	Hrv ve BAI (Beck Anksiyete Envanteri) testlerinin tahmini.....	29
Tablo 5.2.	Hrv ve HAM-A (Hamilton Anksiyete) testlerinin tahmini.....	30
Tablo 5.3.	Hrv ve BDI (Beck Depresyon Envanteri) testlerinin tahmini.....	31
Tablo 5.4.	Hrv ve HAM-D (Hamilton Depresyon) testlerinin tahmini.....	32
Tablo 5.5.	SSRLT, Hrv ve BAI (Beck Anksiyete Envanteri) testlerinin tahmini.....	34
Tablo 5.6.	SSRLT, Hrv ve HAM-A (Hamilton Anksiyete) testlerinin tahmini.....	35
Tablo 5.7.	SSRLT, Hrv ve BDI (Beck Depresyon Envanteri) testlerinin tahmini.....	36
Tablo 5.8.	SSRLT, Hrv ve HAM-D (Hamilton Depresyon) testlerinin tahmini.....	37
Tablo 5.9.	SSRMAXG, Hrv ve BAI (Beck Anksiyete Envanteri) testlerinin tahmini.....	38
Tablo 5.10.	SSRMAXG, Hrv ve HAM-A (Hamilton Anksiyete) testlerinin tahmini.....	39
Tablo 5.11.	SSRMAXG, Hrv ve BDI (Beck Depresyon Envanteri) testlerinin tahmini.....	40
Tablo 5.12.	SSRMAXG, Hrv ve HAM-D (Hamilton Depresyon) testlerinin tahmini.....	41
Tablo 5.13.	SSRUS, Hrv ve BAI (Beck Anksiyete Envanteri) testlerinin tahmini.....	42
Tablo 5.14.	SSRUS, Hrv ve HAM-A (Hamilton Anksiyete) testlerinin tahmini.....	43

Tablo 5.15.	SSRUS, Hrv ve BDI (Beck Depresyon Envanteri) testlerinin tahmini.....	44
Tablo 5.16.	SSRUS, Hrv ve HAM-D (Hamilton Depresyon) testlerinin tahmini.....	45

ÖZET

Fibromiyalji, toplumdaki yaygınlığı yaklaşık %2 olarak bilinen, yaygın iskelet kası ağrısı ve birçok duyarlı nokta ile belirli kronik ağrı sendromudur.

Bu çalışmada Kalp hızı değişkenliği (Heart Rate Variability, Hrv) ve sempatik deri cevabı (SSR) kullanılarak, fibromiyalji sendromunun teşhisi ve bu hastalığın teşhisine yardımcı psikolojik test parametrelerinin tahmini için dalgacık dönüşümü ve yapay sinir ağı tabanlı modeller oluşturulmuştur. Bölüm 3’de oluşturulan YSA modeliyle 90 deneğin SSR parametreleri ve psikolojik test skorları kullanılarak Fibromiyalji sendromunun teşhisi gerçekleştirilmiştir. Bölüm 4’te Hrv alt bantları ve YSA kullanılarak psikolojik test skorlarının tahmini gerçekleştirilmiş ve bölüm 5’te Hrv’ye ek olarak 3 tip SSR parametresi psikolojik test skorlarının tahmini için YSA modeline eklenmiştir. Her bir model için elde edilen başarı skorları tek tek değerlendirilmiş ve SSR ve Hrv kullanılarak %70-90 arasında değişen oranlarda bir başarı yüzdesi ile psikolojik test skorlarını tahmin etmenin mümkün olduğu görülmüştür.

Bu proje ile akademik ve ticari birçok projeye yönelik klinik aktif kullanım için önemli sonuçlar elde edilmiş ve bu raporda sonuçlar detaylı olarak sunulmuş ve değerlendirilmiştir.

SUMMARY

Fibromyalgia, which is estimated to affect about 2% of the population, is characterized by chronic widespread pain syndrome in skeleton muscles and some of tender points around the body.

In this study, a new diagnoses method for fibromyalgia syndrome has been developed. A set of wavelet transform and artificial neural network based models, which are used to predict the supplementary psychological test parameters of the patient such as Hrv (Heart Rate Variability) and SSR (Sympathetic Skin Response), have been generated to facilitate the diagnosing procedures of the illness. A diagnosing study has been conducted by using ANN models designed in Section 3 for 90 experimental subjects using SSR parameters and psychological test scores. In Section 4, the prediction of the psychological test scores has been implemented by means of Hrv low bands and ANN and in Section 5; three new SSR parameters have been added to ANN model to improve the prediction of psychological test scores. The performance scores of each model have been evaluated individually, and by obtaining success rates between 70-90%, the prediction of psychological test scores are considered feasible.

Many crucial outcomes have been obtained to be used in many academic, commercial projects, and clinics. This report represents the results and evaluates them in details.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

Fibromiyalji, yaygın iskelet kası ağrısı ve birçok duyarlı nokta ile belirli kronik ağrı sendromudur. Fibromiyaljinin toplumda yaygınlığı %2 olarak bildirilmiştir. Birçok duyarlı noktanın varlığı, anksiyete, depresyon, yorgunluk ve somatik belirtilerle olduğu gibi, ağrı ile de ilişkilidir. Ağrı duyarlılığı ve psikolojik etkenlere göre birbirinden farklı alt gruplar olabileceği ve bu alt gruplardaki hastaların tedaviye yanıtı ve tedavi süreci açısından farklılık gösterebileceği bildirilmektedir [1].

Yapılan çalışmalarda, daha çok bayanlarda görülen Fibromiyalji sendromunun, otonom sinir sistemine olan etkisi araştırılmış ve yapılan psikiyatrik anket testleri ile fibromiyalji sendromunun otonom sinir sistemine etkisi olduğu saptanmıştır. Ayrıca Fibromiyalji hastalarında, avuç içi ve ayak tabanından kaydedilen Sempatik Deri Cevabı (SSR) işareti üzerindeki tepki gecikme zamanının sağlıklı kişilere göre oldukça uzun sürdüğü not edilmiştir ($P<0.001$). Aynı zamanda, Fibromiyalji hastalarından ve sağlıklı kişilerden alınan, normal pozisyonda (%R) ve derin nefes (%DR) alma durumunda, Fibromiyalji hastalarından alınan Hrv işaretleri üzerinde sağlıklı kişilere oranla %DR'nin önemli ölçüde az olduğu görülmüştür [2]. Hastalığa bağlı otonom sinir sistemindeki değişimlerin, SSR ve Kalp Atış Hızı Değişimi (Hrv) testleri ile derecelendirilebileceği ortaya konmuştur [3]. Bu incelemeler sonucunda, soft-computing yöntemlerinden birinin kullanılmasıyla işaretlerden daha anlamlı bilgiler çıkarılabileceği kanısına varılmıştır [4].

Yapılan başka bir çalışmada da SSR'nin tepki gecikme zamanının Hamilton Anxiety Rating Scale (HARS) ile ilişkilendirildiği öne sürülmüştür [5]. SSR'nin farklı bileşenlerinin, otonom sinir sistemiyle ilişkili olduğunu gösteren çalışmalar literatürde yer almaktadır [6, 7]. Bununla birlikte, R-R aralığının elde edilmesinde, Fast Fourier Transformu (FFT) ve autoregressive (AR) yöntemlerinin uygulanması düşünülmüştür [8, 9, 10]. Yapılan bu spektral analiz yöntemleri sayesinde Fibromiyalji hastalarındaki kalp atış hızının kontrol grubuna oranla önemli derecede yüksek olduğu, ($P<0.006$) bunun yanında kalp atış hızı değişiminin de kontrol grubuna oranla daha düşük olduğu gözlenmiştir ($P=0.001$). Dolayısıyla bu da daha yüksek LF (Alçak frekans) ve daha düşük HF (Yüksek Frekans) demek oluyor ki bu durum, otonom sinir sistemi ile bire bir ilişkili olan LF/HF oranının daha yüksek olduğunu göstermektedir ($P<0.001$) [11]. Genel olarak, kalp atış hızı değişiminin LF (0.04 Hz-0.15 Hz)

bileşeni, sempatik sinir sistemi ile oluşan vasomotor etkisi ile ilişkili, HF (0.15Hz-0.4 Hz) bileşeni ise solunumla ilişkili olan parasempatik sinir sistemi ile senkronize durumdadır [12]. Hrv işareti, EKG (Elektrokardiyogram) işareti üzerindeki ardı ardına sıralanmış QRS komplekslerinin aralarındaki uzaklık değişimleri ile elde edilir. Bu da Pan ve Tompkins yöntemi ile gerçekleşir [13]. European Heart Journal (1996) Guidelines (Avrupa Kalp Dergisi Kılavuzu)'ın ölçüm standartlarına göre Hrv ölçümlerinin istatistiksel, geometrik, frekans domeni ve non-lineer yöntemlerle analiz edilebileceği açıklanmıştır [9, 10, 14, 15, 16]. Otonom sinir sisteminin de SSR ve Hrv testleri ile derecelendirildiği ortaya konmuştur [17]. Ayrıca otonom sinir sistemi ile ilgili psikolojik ve psikiyatrik rahatsızlıkların teşhisi ve tedavisine yönelik bir test yönteminin de önerilebileceği görüşüne varılmıştır. Bu çalışmaya göre, SSR ve Hrv işaret analizlerinin soft computing yöntemleri ile daha çözümsel hale getirilebileceği düşünülmüştür [3]. Buradaki çalışmada ise insan duygularını analiz etmeye yönelik bir soft computing yöntemi vardır. Bu çalışma ile insan duyguları dört gruba ayrılmış, Hrv'deki LF/HF spektral yoğunluğu oranı ile SSR işareti girişlerine göre derecelendirme yapılmıştır [4]. Buna benzer bir çalışma da yine Hrv üzerinden elde edilen datalar kullanılarak Sinirsel-Bulanık Mantık tekniği ile kalp hastalığı teşhisi için yapılmış ve bu tekniğin kalp hastalıklarını sınıflandırmak için güvenilir bir gösterge olacağı bildirilmiştir [18]. Ayrıca dalgacık dönüşümü ile Hrv işaretlerinin zaman-frekans analizinin yapılabileceği [19] ve Hrv ile otonom sinir sistemi arasındaki ilişkilerin belirlenmesinde geçişlerin ve ayrık dalgacık dönüşümünün etkili bir yöntem olabileceği gösterilmiştir [20].

Hali hazırda yapılan çalışmalar Hrv verilerinin FFT ile analizi sonucunda sadece LF ve HF bileşenlerinin yorumlanmasına yöneliktir. Bu bileşenler, Hrv gibi dinamik işaretlerden oluşan bir sistem için yeterli değildir. Ayrıca tetkikte kullanılan psikolojik testlerin, biyolojik sinyaller anlamında bir karşılığı henüz tanımlanmamıştır. Bu kısıtlamalar ve tanımsızlıklar hem sendromun sınıflandırılmasını hem de birçok depresif durumun tanımlanarak sağlıklı ve hızlı teşhis konulmasını engellemektedir.

Bu çalışma da dalgacık dönüşümü kullanılarak otonom sinir sistemi dinamik davranışı Hrv verileri üzerinden alt frekans bölgelerine ayrılmış ve sinyalin tamamı ile her bir parçası için baskın enerji frekans değerleri tespit edilmiştir. Bu sinyaller psikolojik testlerle istatistiksel olarak ilişkilendirilmiş ve buradan elde edilen veriler yapay sinir ağlarında eğitilerek psikolojik testlerin biyolojik sinyal karşılıkları ortaya konulmuştur. Hrv ve SSR değerleri ile

elde edilen bu sinyaller için ikinci bir yapay sinir ağı kullanılmasıyla, Fibromiyalji sendromunun bölgesel ve şiddetsel sınıflandırılması gerçekleştirilmiştir.

Elde edilen sonuçlar fibromiyaljinin diğer depresif hastalıklardan ayrıştırılmasını, kendi içerisinde derecelendirilmesini sağlayacak, ayrıca psikolojik testlerin yerini biyolojik sinyallerin almasıyla daha sağlıklı ve fizyolojik işaretlere dayanan veriler birçok depresif durumun yeniden değerlendirilmesine yardımcı olacaktır.

İlk 3 raporda 18 aya ait proje süreci detaylı olarak tanımlanıp 4. rapor dönemi ile birlikte randevu verilen hastalar ve kontrol grubundan alınan veriler tamamlanmış ve proje için veri tabanı oluşturulmuştur.

Çalışmaya Süleyman Demirel Üniversitesi, Araştırma ve Uygulama Hastanesi, Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon polikliniğine başvuran ve Fibromiyalji Sendromu (FMS) tanısı konan hastalar dahil edilmiştir. Kontrol grubu, adı geçen hastanenin polikliniklerine rutin kontrol amacıyla başvuran ya da hastane çalışanı olan yaş ve cinsiyet özellikleri hastalarla eşleştirilmiş sağlıklı ve gönüllü olgulardan oluşturulmuştur.

FMS tanısı, 1990 Amerikan Romatoloji Birliği (ACR-American College of Rheumatology) tarafından belirlenen kriterlere göre en az 3 aydır süren, vücudun sol yarısında, sağ yarısında, belden aşağı kısımda, belin üst kısmında olan ağrı şeklinde tanımlanan yaygın ağrı ve parmak ile palpasyonda 18 duyarlı noktadan en az 11'inde lokal ağrı ile konulmuştur.

Hrv ve SSR değerlerini etkileyecek medikal tedavi (Trisiklik antidepresanlar, beta blokerler, anti hipertansifler gibi) kullanan hastalar, bilinen eşlik eden hastalığı (hipertansiyon, kalp hastalığı, diabetes mellitus, tiroid hastalığı, major depresyon, inflamatuvar romatizmal hastalıklar, metabolik ve akut enfeksiyöz hastalıklar gibi) olanlar, nörolojik sekel bırakan hastalığı (İnme, travmatik beyin yaralanması, parkinson, multiple skleroz gibi) olanlar, ölçümden 24 saat öncesine kadar alkol, sigara, çay ve kahve tüketenler, ölçümden 6 saat öncesine kadar yüksek kalorili bir öğün tüketenler ölçüm protokollerine uymaya gönüllü olmayanlar, rutin kan tahlillerinde (C-reaktif protein, romatoid faktör, sedimantasyon, hemoglobin, beyaz küre sayımı, platelet sayımı gibi) FMS dışında başka bir hastalığa işaret edebilecek anormalliği olanlar çalışma dışı bırakılmıştır.

Ölçümden önce hastanın ya da kontrolün önceden belirlenen kriterlere uygunluğu gözden geçirilmiştir. Hastaya ya da kontrole işlemlerle ilgili bilgi verilerek aydınlatılmış ve onay formu düzenlenmiştir. Hastanın ya da kontrolün sosyodemografik verileri, anksiyete ve depresyon düzeyi, klinik bulguları, laboratuvar sonuçları kaydedilmiştir. On beş dakikalık dinlenme süresinden sonra bir dakikadaki kalp atım ve solunum sayısı değerlendirilmiştir. İşlem öncesinde ölçüm yapılacak bölgelerin cilt ısısı tespit edilip ortalama cilt ısısı hesaplanmıştır (Skin Temperature Probe, Cadwell Sierra LT with 2-channel averaging capacity, Cadwell Laboratories Inc. Kennewick, WA, USA).

Bütün kayıtlar benzer fiziksel koşullarda, saat 13:00-16:00 arasında, aynı doktorlar tarafından uygun cilt temizliği ve hazırlığından sonra (Medi-Swab, %70 v/v Isopropyl Alcohol Swab, BSN Medical, Victoria, Australia ve kuru temizleme kağıdı) ve aynı cihazla (PowerLab 8/30 with LabChart Pro, Data Acquisition Systems, ADInstruments, Inc. Colorado Springs, CO, USA) alınmıştır. Hrv ölçümü için loş bir ortamda (tek ışık kaynağı), hasta yatar pozisyondayken EKG problemleri sağ üst, sol üst, ve sağ alt ekstremitelerde olacak şekilde bağlanmıştır. Hastanın Hrv kayıtları 10 dakika supin (yatar) pozisyonda, 3 dakika oturur pozisyonda, 5 kez 20 saniyede bir yutkunurken, ve ayaktayken elde edilmiştir. Kalitesi düşük ölçümler tekrarlanmış ve kabul edilebilir artefakt (hareket, konuşma artefaktı gibi) durumlarında ilgili ölçümün süresi uzatılmıştır.

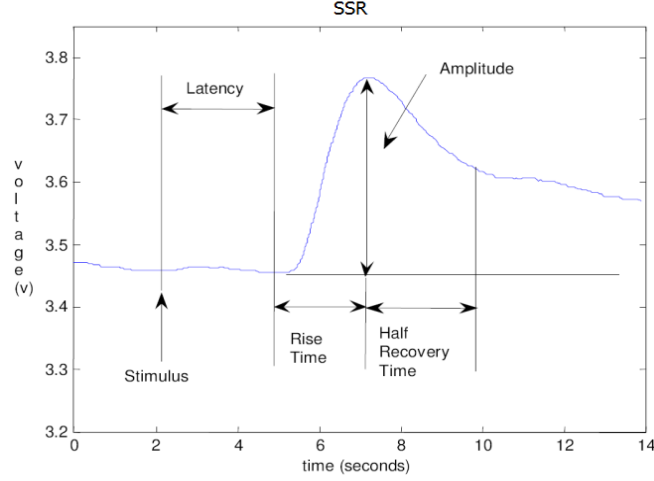
Uygun sıcaklık (22-24C°) ve aydınlatmalı (tek ışık kaynağı) sessiz bir ortamda, uygun hasta cilt ısısı (>31 C°) sağlandıktan sonra hasta konforlu bir koltukta rahat ve oturur pozisyondayken SSR kayıtları elde edilmiştir. Sol el 2.ve 3. parmakların orta falanks seviyesine yerleştirilen yüzük elektrotlar kayıt elektrotu olarak kullanılmıştır. Uyarılar sağ önkol distalinde median sinir trasesine yerleştirilen stimülatör ile verilmiştir. Stimulus şiddeti 10 mA (10-20 mA arasında gibi bir aralıkta verilebilir) dir. Habitasyonu önlemek amacıyla iki uyarı arasındaki süre 30 saniyeden az olmayacak şekilde ve düzensiz aralıklarla 5 uyarı verilmiştir. Ölçüm kalitesinin düşük olması durumunda verilen uyarı sayısı arttırılmış, en az 5 uyarana yanıt alınamıyorsa "yanıt yok" olarak kabul edilmiştir.

Hrv ve SSR kayıtları LabChart Pro programında data pad özelliği ile MsExcel 2003'e kontrol edilerek işlenmiş ve sayısal veriler olarak SPSS 15.0 ve MsExcel 2003'e kaydedilmiştir.

Veritabanı içeriğinde ayrıca hastalardan alınan Hrv verileri, SSR verileri ve psikolojik test skorları bulunmaktadır. Kullanılan veri tabanına ait detaylı parametre tanımları Bölüm-2'de sunulmuştur.

BÖLÜM 2. KULLANILAN PARAMETRELER

2.1.Sempatik Deri Cevabı (SSR) Parametreleri



Şekil 2.1. Örnek bir SSR dalga modeli

2.1.1. SSR tepki gecikme süresi (LT)

Örnek bir SSR dalga modeli şekil 2.1.'de gösterilmiştir. SSR verilerinin incelenmesi ile ilgili çalışmalarda en çok kullanılan parametre tepki gecikme süresidir. Bununla birlikte SSR dalga formlarının analiz edilmesinde ve analizlerin yorumlanmasında en anlamlı sonuçlara sahip olan parametredir. Bu yüzden SSR verilerinin etkin olduğu düşünülen çalışmalarda ilk olarak kullanılması gereken değişkendir. SSR tepki gecikme süresi için başlangıç noktası belirlenirken uyaran artefaktı baz alınır. Uyaran artefaktı, uyaran akımın derideki yayılımı ile kayıt elektroda ulaşmadan filtreler bağı olarak başlangıç durumuna dönüşte gecikme olmasıdır. Mevcut projede SSR tepki gecikme süresi, şekilde gösterildiği gibi uyaran artefaktının başlangıcından sempatik deri yanıtındaki değişimin başlangıç noktasına kadar geçen süre olarak alınmıştır. SSR tepki gecikme süresi belirlenirken tüm uyarımlardan sonra oluşan tepki gecikme sürelerinin ortalaması alınarak tek değer kullanmak yerine elde edilen her süre başlı başına değer olarak kaydedilmiş ve YSA'da kullanılmış, böylece elde edilecek sonuçların daha sağlıklı olması amaçlanmıştır.

2.1.2. Maksimum genlik (MAXG):

SSR ölçümlerinin kullanıldığı çalışmalarda en çok kullanılan parametrelerden biri de SSR dalga formlarından elde edilen ortalama genlik değerleridir. SSR'nin hastalıklarla ilişkisinin incelendiği çalışmalarda elde edilen genlik değerleri her zaman anlamlı sonuçlar vermemiş ya da hasta ve kontrol grupları arasında genlik değeri açısından herhangi bir değişiklik gözlemlenemediği durumlar olmuştur. Ancak yine de genlik değerleri, hastalığın SSR ile ilişkisinin belirlenmesinde kontrol edilmesi gereken bir parametredir. Bu projede maksimum genlik değeri, iki uyarım arasında elde edilen en büyük potansiyel değişim baz alınarak elde edilmiştir. Genlik değerlerinin ortalaması alınarak tek bir değer olarak kullanılmamış, daha doğru sonuçlar elde etmek için her uyarımdan sonra oluşan maksimum genlik değerleri ayrı ayrı kaydedilmiş ve YSA'da hastalığın sınıflandırması için kullanılmıştır.

2.1.3. İki uyarım arası geçen süre (US)

Yapılan çalışmada bu parametre, SSR ölçümü için uygulanan bir darbe ile bu uyarımı takip eden ikinci darbe arasında geçen süre olarak alınmıştır. SSR ile ilgili çalışmalarda nadiren kullanılan bir parametre olmasına karşın FMS'li hastalar ile kontrol grubundan elde edilen süre değerleri arasında değişkenlik olduğu görüldüğü için bu çalışmada kullanılmıştır.

Tablo 2.1. SSR parametrelerinin birinci ölçüm değerleri

No	grup	LT1	MAXG1	US1
1	hasta	0.0001	30.8037	2.8500000000000000e-006
2	hasta	0.45155	31.4158	2.0000000000000000e-008
3	hasta	1.97805	34.8267	4.4500000000000000e-006
4	hasta	2.01035	49.3262	5.3900000000000000e-006
5	hasta	0.0001	50.7415	1.7000000000000000e-006
6	hasta	1.7203	68.1053	1.1100000000000000e-005
7	hasta	1.69365	53.1795	3.8600000000000000e-006
8	hasta	0.1154	53.5555	7.7600000000000000e-006
9	hasta	0.673	40.1107	3.7800000000000000e-006
10	hasta	0.673	40.1107	3.7800000000000000e-006
11	hasta	2.0021	56.8546	3.9200000000000000e-006
12	hasta	1.78785	42.9506	7.5300000000000000e-007
13	hasta	1.37485	59.5045	6.9800000000000000e-006
14	hasta	1.76355	59.0384	3.6100000000000000e-006
15	hasta	1.6853	63.4543	1.2900000000000000e-005
16	hasta	2.10595	41.6266	3.7400000000000000e-007
17	hasta	0.16225	42.7357	7.7000000000000000e-007
18	hasta	1.45135	30.4638	5.1500000000000001e-007

19	hasta	1.1504	48.9106	7.710000000000001e-006
20	hasta	1.21385	40.2296	9.050000000000000e-006
21	hasta	1.9053	48.9995	1.810000000000000e-006
22	hasta	0.1522	34.4004	8.250000000000000e-008
23	hasta	0.9028	26.1348	2.980000000000000e-006
24	hasta	0.0001	44.7736	1.070000000000000e-006
25	hasta	0.5497	39.5506	2.380000000000000e-006
26	hasta	1.77155	38.5497	1.350000000000000e-006
27	hasta	1.5477	26.8738	1.360000000000000e-007
28	hasta	1.6485	35.6467	2.130000000000000e-006
29	hasta	1.7497	46.9767	1.820000000000000e-006
30	hasta	0.45995	41.5737	2.990000000000000e-006
31	hasta	1.44435	50.2677	2.910000000000000e-006
32	hasta	1.19995	32.5727	3.730000000000000e-006
33	hasta	23.94285	34.8287	2.470000000000000e-006
34	hasta	0.0001	42.8436	5.270000000000000e-006
35	hasta	1.7424	34.3177	4.780000000000000e-006
36	hasta	0.0001	35.8847	4.030000000000000e-006
37	hasta	1.6744	36.2578	2.400000000000000e-006
38	hasta	0.0001	36.8247	2.760000000000000e-006
39	hasta	0.55835	34.0767	1.960000000000000e-006
40	hasta	0.0001	38.0237	2.240000000000000e-006
41	kontrol	0.0001	71.7323	2.380000000000000e-006
42	kontrol	0.0001	29.3267	3.670000000000000e-006
43	kontrol	1.5667	26.3498	5.250000000000000e-006
44	kontrol	0.0001	138.0737	1.290000000000000e-005
45	kontrol	1.66305	44.2856	9.030000000000000e-006
46	kontrol	0.59795	44.3156	2.830000000000000e-006
47	kontrol	1.62095	33.4017	3.730000000000000e-006
48	kontrol	1.6894	40.0827	2.100000000000000e-006
49	kontrol	1.49965	37.4867	1.510000000000000e-006
50	kontrol	0.0006	35.3447	8.140000000000000e-007
51	kontrol	1.72155	39.6827	1.050000000000000e-006
52	kontrol	0.0001	34.6147	1.180000000000000e-006
53	kontrol	8.9269	15.5499	2.610000000000000e-007
54	kontrol	0.0001	38.0006	1.680000000000000e-006
55	kontrol	0.000150	35.2357	2.940000000000000e-006
56	kontrol	1.95385	33.5067	3.810000000000000e-006
57	kontrol	3.26085	31.0278	1.550000000000000e-006
58	kontrol	0.0001	29.8738	3.350000000000000e-006
59	hasta	4.73925	21.6498	3.750000000000000e-009
60	hasta	0.0001	33.0298	0
61	hasta	1.21885	34.5547	3.460000000000000e-006
62	hasta	0.4052	41.6267	1.370000000000000e-006
63	hasta	0.0001	38.2497	1.250000000000000e-009
64	hasta	0.4315	38.3997	1.630000000000000e-006
65	hasta	9.87965	32.5007	2.370000000000000e-006
66	hasta	2.83325	18.3909	7.640000000000000e-007
67	hasta	0.82055	60.5515	9.230000000000000e-006
68	hasta	0.3614	34.5727	5.060000000000000e-006
69	hasta	0.13635	38.9427	2.370000000000000e-006

70	hasta	1.7131	32.2977	3.2800000000000000e-006
71	hasta	0.0001	31.7372	1.7500000000000000e-006
72	hasta	1.8276	46.0177	1.7000000000000000e-006
73	hasta	3.66625	34.9235	1.4400000000000000e-006
74	hasta	12.4993	40.0138	2.8700000000000000e-006
75	kontrol	0.62655	37.8327	4.6000000000000000e-006
76	kontrol	0.0001	32.3758	3.3900000000000000e-006
77	kontrol	3.26085	31.0278	1.5500000000000000e-006
78	kontrol	2.1566	49.9006	6.0700000000000000e-006
79	kontrol	2.0267	41.5876	3.2600000000000000e-006
80	kontrol	0.1048	38.7826	3.0900000000000000e-006
81	kontrol	1.66725	27.1507	7.8500000000000000e-007
82	kontrol	1.84395	49.3506	8.2600000000000000e-007
83	kontrol	1.78695	45.5682	7.9900000000000000e-007
84	kontrol	1.607	48.7891	8.0100000000000000e-006
85	kontrol	1.80045	65.5178	3.4100000000000000e-006
86	kontrol	1.6937	46.7361	3.8800000000000000e-007
87	kontrol	2.2057	44.4510	9.0900000000000000e-006
88	kontrol	1.69055	12.5371	2.4500000000000000e-007
89	kontrol	7.1358	49.9190	1.8400000000000000e-006
90	kontrol	1.9407	36.7189	3.0700000000000000e-007

2.2.Psikolojik Testler

2.2.1. Görsel analog skala ağrı skoru (VAS)

Ağrı şiddetinin değerlendirilmesi amacıyla “0” değeri ile hiç ağrının olmadığını, “10” değeri ile dayanılamayacak şiddette ağrının olduğunu gösteren 10 santimetrelilik skala yaygın olarak kullanılır.

2.2.2. Verbal ağrı skalası (Verbal)

Ağrı şiddetinin değerlendirilmesi amacıyla; 0: ağrı yok, 1: hafif ağrı, 2: orta şiddette ağrı, 3: şiddetli ağrı, 4: dayanılmaz ağrı olduğunu gösteren likert tipi skala yaygın olarak kullanılır.

2.2.3.Fibromiyalji etki sorgulaması (FIQ)

FMS’li hastalarda fonksiyonel disabilitayı ölçmek için kullanılan bir ölçektir. FIQ’in 1. bileşeni 11 adet günlük yaşam aktivitesindeki etkilenmeyi; 0: her zaman, 1: çoğu zaman, 2: ara sıra, 3: asla, şeklinde likert tipi skala ile ölçer. Toplam skorun cevaplanan madde sayısına bölünmesiyle elde edilen ortalama skor normalizasyon sağlamak amacıyla 3.33 ile çarpılır.

Toplam FIQ skoru en fazla 100'dür. Yüksek skorlar düşük fonksiyonellik düzeyini gösterir. FIQ`in 2. bileşeni hastanın geçen hafta içinde kendisini iyi hissettiği gün sayısını değerlendirir. İyi hissedilen gün sayısı hastalıktan etkilenme ile ters orantılı olduğundan 0=7, 7=0 olarak skorlanır. FIQ`in 3. bileşeni geçen hafta boyunca FMS`den dolayı kaç gün iş yapamaz duruma geldiğini sorgular. Belirtilen gün sayısı normalizasyon sağlamak amacıyla 1.43 ile çarpılır. FIQ`in 4-10 arası bileşeni 10 üzerinde analog skala ile değerlendirilir. Elde edilen skorların toplamı ile toplam FIQ skoru elde edilir.

2.2.4. Beck depresyon envanteri (BDI)

Depresyonda görülen duygusal, bedensel, bilişsel ve motivasyonel belirtileri ölçen bir envanterdir. Likert tipi skala ile değerlendirilen 21 sorudan oluşur. Sorulardan elde edilen skorların toplamı, Beck Depresyon Envanteri skorunu verir. Toplam skor 0-63 arasında değişir. 0-13 puan arası depresyon yok, 14-24 puan arası orta derecede depresif yakınmalar, 25 puanın üzeri ise yoğun depresif yakınmalar olarak değerlendirilir.

2.2.5. Beck anksiyete envanteri (BAI)

Anksiyetede görülen belirtileri ölçen bir envanterdir. Likert tipi skala ile değerlendirilen 21 sorudan oluşur. Sorulardan elde edilen skorların toplamı, Beck Anksiyete Envanteri skorunu verir. Toplam skor 0-63 arasında değişir. Toplam puan ne kadar yüksekse kişinin anksiyete düzeyi de o kadar yüksektir.

2.2.6. Hamilton anksiyete testi (HAM-A)

Ruhsal ve bedensel belirtileri sorgulayan 14 maddeden oluşan bir testtir. 5 maddelik Likert tipi skala ile 0-56 puan arasında toplam puan elde edilir. Türkiye`de kesme puanı hesaplanmamıştır. Bu nedenle yalnızca karşılaştırmalı çalışmalarda anlam taşır.

2.2.7. Hamilton depresyon değerlendirme ölçeği (HAM-D)

Depresif semptomların şiddetini belirlemede sık kullanılan ölçeklerden birisidir. Testin 17 maddelik versiyonunun değerlendirilmesinde görüşmeci yapılandırılmış görüşme kılavuzunu kullanarak hastayı değerlendirir ve 0-53 puan arası bir skor elde edilir. Elde edilen toplam skora göre; <13:hafif, 13-17: orta, >17: ağır depresyon olarak değerlendirilir.

2.2.8. Toplam myaljik skoru (TMS)

Hastaların ve kontrollerin hassas noktaları değerlendirilirken her hassas nokta için 0-3 arası bir skor belirlenir; 0:ağrı yok, 1:sormakla ağrılı, 2:ağrıya fokal yanıt, 3:kaçınma yanıtı). Yüksek skorlar ağrı şiddetinin yüksek olduğunu gösterir.

Projeye katılan deneklerden elde edilen psikolojik test skorları tablo 2.2’de listelenmiştir.

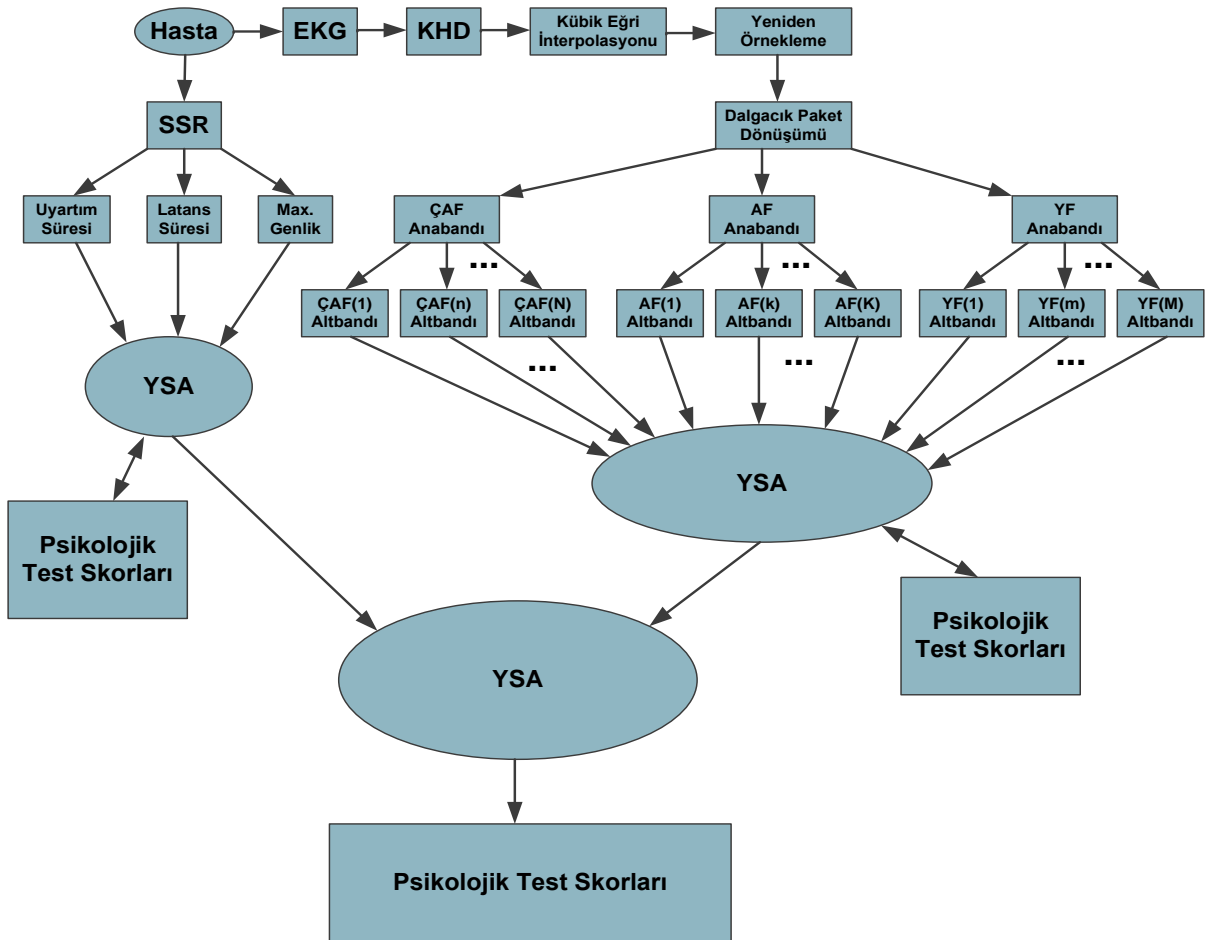
Tablo 2.2. Hastaların psikolojik test skorları

Veri Sayısı	Grup	TMS	FIQ	VAS	Verbal	BDI	BAI	HAM-A	HAM-D
1	hasta	24	63,84	8	şiddetli ağrı	16	16	23	21
2	hasta	22	51,64	7	orta şiddette ağrı	11	6	16	17
3	hasta	32	67,84	9	dayanılmaz ağrı	28	26	24	35
4	hasta	31	55,85	7	şiddetli ağrı	19	22	20	24
5	hasta	15	60,37	5	orta şiddette ağrı	18	23	17	17
6	hasta	14	64,24	8	şiddetli ağrı	18	7	10	18
7	hasta	16	28,09	8	şiddetli ağrı	7	15	7	7
8	hasta	22	49,08	8	şiddetli ağrı	10	14	15	12
9	hasta	29	62,67	7	orta şiddette ağrı	13	14	19	19
10	hasta	20	26,29	4	orta şiddette ağrı	7	20	10	5
11	hasta	12	40,25	6	orta şiddette ağrı	9	12	13	11
12	hasta	28	67,36	9	dayanılmaz ağrı	15	18	22	20
13	hasta	32	59,45	8	şiddetli ağrı	18	22	15	18
14	hasta	34	65,2	9	dayanılmaz ağrı	20	24	21	23
15	hasta	24	63,97	9	dayanılmaz ağrı	13	25	17	24
16	hasta	38	61,2	9	dayanılmaz ağrı	21	23	20	33
17	hasta	27	55,97	7	şiddetli ağrı	8	14	15	8
18	hasta	30	60,38	9	dayanılmaz ağrı	22	25	24	24
19	hasta	17	63,67	7	şiddetli ağrı	14	17	25	28
20	hasta	23	62,41	8	şiddetli ağrı	13	17	20	21
21	hasta	30	63,61	8	şiddetli ağrı	17	13	18	23
22	hasta	37	69,55	8	şiddetli ağrı	18	39	28	26
23	hasta	15	63,67	8	şiddetli ağrı	28	35	38	37
24	hasta	30	69,13	8	şiddetli ağrı	25	34	37	34
25	hasta	19	64,64	7	orta şiddette ağrı	12	12	16	15

26	hasta	35	72,24	9	dayanılmaz ağrı	23	28	34	31
27	hasta	29	72,15	8	şiddetli ağrı	17	21	29	26
28	hasta	36	72,04	9	dayanılmaz ağrı	20	29	32	26
29	hasta	34	61,3	8	şiddetli ağrı	12	13	19	17
30	hasta	24	60,05	6	orta şiddette ağrı	18	26	28	25
31	hasta	34	66,34	7	şiddetli ağrı	17	24	22	24
32	hasta	36	68,67	8	şiddetli ağrı	15	15	20	19
33	hasta	36	61,47	8	şiddetli ağrı	19	21	21	26
34	hasta	38	68,24	8	şiddetli ağrı	19	25	25	20
35	hasta	38	66,55	9	dayanılmaz ağrı	35	32	34	32
36	hasta	33	67,53	7	şiddetli ağrı	21	28	33	30
37	hasta	35	62,48	8	şiddetli ağrı	16	25	22	24
38	hasta	32	59,24	8	şiddetli ağrı	14	16	15	16
39	hasta	31	63,9	7	şiddetli ağrı	21	30	24	28
40	hasta	29	56,56	7	şiddetli ağrı	18	15	20	25
41	kontrol	2	2	0	ağrı yok	0	1	8	1
42	kontrol	4	13,52	1	ağrı yok	1	8	4	2
43	kontrol	4	25,86	0	ağrı yok	7	8	4	6
44	kontrol	1	11,29	1	ağrı yok	2	3	1	2
45	kontrol	9	45,69	6	orta şiddette ağrı	12	15	11	15
46	kontrol	3	26,86	2	hafif ağrı	7	10	8	9
47	kontrol	6	16,86	2	hafif ağrı	5	8	5	7
48	kontrol	4	28,3	3	hafif ağrı	16	13	16	15
49	kontrol	6	30,48	2	hafif ağrı	9	14	18	16
50	kontrol	6	20,76	2	hafif ağrı	8	2	4	6
51	kontrol	2	20,28	2	hafif ağrı	9	10	8	9
52	kontrol	6	13,76	2	hafif ağrı	10	9	6	7
53	kontrol	12	16,76	3	hafif ağrı	8	9	7	7
54	kontrol	6	20,96	2	hafif ağrı	4	3	5	8
55	kontrol	3	17,99	0	ağrı yok	8	9	6	8
56	kontrol	8	10,66	0	ağrı yok	7	5	4	5
57	kontrol	0	6,8	0	ağrı yok	2	2	2	3
58	kontrol	7	15,42	2	hafif ağrı	4	4	5	7
59	hasta	24	52,1	6	orta şiddette ağrı	10	5	11	16
60	hasta	28	57,39	7	şiddetli ağrı	17	18	22	16
61	hasta	28	52,59	7	şiddetli ağrı	20	31	23	25
62	hasta	34	56,67	7	şiddetli ağrı	16	16	15	18
63	hasta	38	67,01	8	şiddetli ağrı	24	27	23	24
64	hasta	28	63,02	8	şiddetli ağrı	21	28	23	22
65	hasta	28	58,33	7	orta şiddette ağrı	16	24	22	23
66	hasta	27	56,24	7	orta şiddette ağrı	15	15	15	19
67	hasta	30	57,67	7	şiddetli ağrı	14	28	23	24
68	hasta	26	57,76	7	şiddetli ağrı	16	22	19	19
69	hasta	34	67,67	8	şiddetli ağrı	20	16	19	22
70	hasta	28	67	7	şiddetli ağrı	21	18	17	21
71	hasta	32	59,24	8	şiddetli ağrı	15	29	17	23
72	hasta	33	61,14	8	şiddetli ağrı	19	21	19	20
73	hasta	31	59,24	8	şiddetli ağrı	16	12	18	14
74	hasta	32	63,9	8	şiddetli ağrı	21	14	22	16
75	kontrol	3	6	0	ağrı yok	0	0	0	0
76	kontrol	7	20,76	3	hafif ağrı	10	15	14	16

77	kontrol	0	6	0	ağrı yok	2	1	0	2
78	kontrol	6	15,48	2	ağrı yok	3	1	4	3
79	kontrol	4	15,42	2	ağrı yok	4	4	4	5
80	kontrol	4	17,87	2	hafif ağrı	4	7	4	4
81	kontrol	2	9,8	0	ağrı yok	4	7	2	5
82	kontrol	0	11,33	0	ağrı yok	7	9	7	7
83	kontrol	10	31,2	4	orta Şiddette	12	13	10	10
84	kontrol	0	14,33	0	ağrı yok	6	6	5	5
85	kontrol	6	23,66	2	hafif ağrı	10	9	9	9
86	kontrol	11	21,3	5	orta Şiddette	10	9	10	8
87	kontrol	4	14,63	3	hafif ağrı	6	7	7	6
88	kontrol	0	11,33	0	ağrı yok	8	5	8	7
89	kontrol	2	14,66	3	hafif ağrı	4	3	6	5
90	kontrol	7	14,43	3	hafif ağrı	4	2	5	3

Projenin genel akış Şeması Şekil 2.2’de gösterilmiştir.

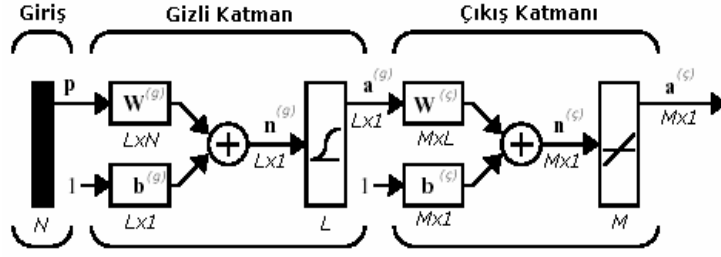


Şekil 2.2. Projenin Genel Akış Şeması

BÖLÜM 3. SSR PARAMETRELERİ İLE PSİKOLOJİK TEST SKORLARI KULLANILARAK FİBROMİYALJİ SENDROMUNUN TEŞHİSİ

Projenin SSR-FMS ilişkisi kanadı ile ilgili olarak hasta denekler ve kontrol grubundan alınan SSR dalga formlarından MATLAB yazılımı kullanılarak elde edilen tepki gecikme süresi, maksimum genlik ve iki uyartım arası süre parametre değerleri her uyartım sonrası için elde edilmiş ve ortalamaları hesaplanmaksızın aynen alınarak daha sağlıklı sonuçlar elde edilme amacı hedeflenmiştir. Tablo 2.1.'de, yukarıda belirtilen SSR parametrelerine ilişkin olarak deneklerden alınan birinci ölçüm değerleri verilmiştir. Tepki gecikme süresi ve iki uyartım arası süre milisaniye, maksimum genlik ise milivolt cinsinden kaydedilmiştir. Aynı deneklere FMS teşhisinde başvuru ve aşağıda belirtilen psikolojik testler uygulanmış ve değerleri kaydedilmiştir. Daha sonra SSR parametreleri ile psikolojik testler arasındaki ilişki YSA ile incelenerek SSR'nin FMS'nin sınıflandırılmasında etkisi incelenmiştir.

Projenin FMS-SSR ilişkisi kısmında çok katmanlı ileri beslemeli sinir ağı (MFFNN) kullanılmıştır. Geri yayılım algoritması, çok katmanlı perseptronları eğitmede en çok kullanılan algoritmalar. Standart Geri Yayılım Algoritması; hataları geriye doğru çıkıştan girişe azaltmaya çalışmasından dolayı bu ismi almıştır. Geri yayımlı öğrenme kuralı, ağ çıkışındaki mevcut hata düzeyine göre her bir katmandaki ağırlıkları yeniden hesaplamak için kullanılmaktadır. İlk olarak Werbos tarafından düzenlenen daha sonra Parker, Rummelhart ve McClelland tarafından geliştirilen geri yayılım ağıdır [21,22]. Geri beslemeli YSA'da en az bir hücrenin çıkışı kendisine ya da diğer hücrelere giriş olarak verilir ve genellikle geri besleme bir geciktirme elemanı üzerinden yapılır. Geri besleme, bir katmandaki hücreler arasında olduğu gibi katmanlar arasındaki hücreler arasında da olabilir. Bu yapısı ile geri beslemeli yapay sinir ağı, doğrusal olmayan dinamik bir davranış gösterir. Dolayısıyla, geri beslemenin yapılış şekline göre farklı yapıda ve davranışta geri beslemeli YSA yapıları elde edilebilir. Geri yayılım algoritmasının amacı, uygunluk fonksiyonunu minimum yapmaktır [23]. Şekil 3.1'de örnek bir geri yayılım ağı modeli gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Örnek bir geri yayılım ağı modeli

Bu algoritmanın bir iterasyonu şöyle yazılabilir:

$$X_{k+1} = X_k - a_k g_k \quad (3.1)$$

Burada, X_k ; mevcut ağırlıkların ve biasların vektörü, g_k ; mevcut eğim ve a_k ; öğrenme oranıdır [24].

r katmanlı ileri beslemeli bir ağ göz önüne alındığında bu ağa ait geri yayılım algoritması,

$s = 1, 2, 3, \dots, S$ katman numarası

K_i^r = s. katmandaki i biriminin girdisi,

T_i^s = s. katmandaki i biriminin çıktısı,

w_{ij}^s = (s-1)'inci katmandaki i birimini, s'nci katmandaki j birimine bağlayan ağırlık olarak alınır.

Öncelikle w 'ye rastlantısal olarak seçilen reel ve küçük değerli sayılar atanır. İstenilen giriş-çıkış karakteristiğine uygun olabileceği düşünülen bir çalışma modeli seçilir ve s katmanındaki her bir j birimi için çıktı değeri hesaplanır. Bu durumda çıkış eşitliği,

$$T_i^s = f\left(\sum_j T_j^{s-1} w_{ij}^s\right) \quad (3.2)$$

olur. Daha sonra çıkış katmanındaki birimler için hata terimleri,

$$\delta_i^s = (T_i^s - T_i^r) f'(K_i^s) \quad (3.3)$$

eşitliği ile hesaplanır. Son S katmanından geriye doğru gidilerek gizli katmanlardaki birimler için hata terimleri,

$$\delta_i^{s-1} = f'(K_i^{s-1} \sum_i \delta_i^s w_{ij}^s) \quad (3.4)$$

olarak hesaplanır. Yenilenen ağırlıklar vasıtasıyla yeni wij'ler hesaplanır:

$$w_{ij}^{yeni} = w_{ij}^{eski} + \Delta w_{ij}^s \quad (3.5)$$

$$\Delta w_{ij}^s = \eta \delta_i^s T_i^{s-1} \quad (3.6)$$

Bu işlemlere tekrarlanmak suretiyle toplam hata kabul edilebilir düzeye ulaştırılıncaya kadar her bir r katmanı için devam edilir [25].

Eğitim Fonksiyonun Tanımlanması Levenberg-Marquardt Algoritması 1944 yılında Kenneth Levenberg tarafından bulunmuştur [26]. Bu algoritma genellikle lineer olmayan bir parametre uzayındaki fonksiyonu minimize etmek için sayısal çözümler bulmakta kullanılan bir tekniktir. Levenberg-Marquardt algoritması, birçok değişkenli fonksiyonun ikinci dereceden kısmi türevlerinin oluşturduğu matris olan Hessian matrisini hesaplamadan, ikinci-sıra eğitim hızına yaklaşmak için tasarlanmıştır. Performans fonksiyonu, kareler toplamı formunu aldığıında, Hessian matrisi (H) şuna yaklaşır [27];

$$H=J_T J \quad (3.7)$$

ve eğim şöyle hesaplanır;

$$g=J_T e \quad (3.8)$$

Burada J; Jacobian matrisidir, bu ağırlıklara ve biaslara uyararak yapay sinir ağı hatalarının ilk türevlerini içerir, e ise ağın hata vektörüdür. Jacobian matrisi, standart geri yayılım tekniği ile hesaplanabilir. Bu hesaplama, Hessian matris hesaplamasına nazaran daha az karmaşıktır. Levenberg-Marquardt algoritması şu yaklaşımı kullanır [27];

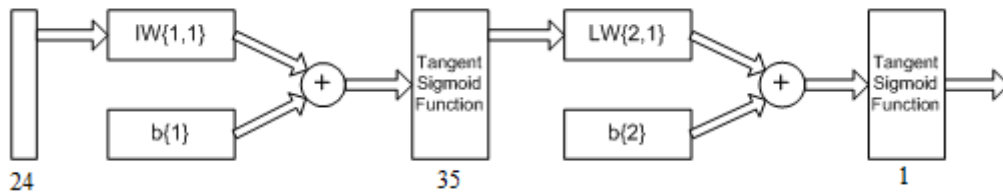
$$X_{k+1} = X_k - [J_T J + \mu I]^{-1} J_T e \quad (3.9)$$

Newton metoduna göre, skaler μ sıfır olduğunda, yaklaşık olarak Hessian matrisi kullanılır. μ geniş olduğunda, eğim inişi, küçük basamak ölçüsüne sahip olur. Newton metodu daha hızlıdır ve hatayı minimuma indirerek doğruya yaklaşır. Bu nedenle, her başarılı adımdan sonra μ azalır, sadece deneme niteliğindeki adımlarda artar buda performans fonksiyonunu arttırır. Bu sayede de algoritmanın her iterasyonunda, performans fonksiyonu ile ölçülen değer daima azalır, böylelikle performans artar [27].

Şekil 4'te FMS'nin teşhisi amacıyla deneklerden elde edilen psikolojik testlerin skorları ile Matlab yardımıyla SSR dalga formlarından çıkarılan SSR parametrelerinin ilişkilendirilmesine ait olan yapay sinir ağı yapısı görülmektedir. Giriş katmanında SSR'den 3 ve Psikolojik test sonuçlarından 8 olmak üzere toplam 11 özellik giriş olarak kullanılmıştır. Gizli katmanda 15 - 45 arasında nöron denenerek maksimum doğruluk elde edilmeye çalışılmıştır. Doğruluk bakımından en yüksek yüzdeye gizli katmanda 35 nöron kullanılarak ulaşılmıştır. Çalışmada Tablo 2.1. ve Tablo 2.2.'de gösterildiği gibi 56 hasta, 34 kontrol deneği olmak üzere toplam 90 deneğin SSR parametreleri ve psikolojik test skorları kullanılmıştır. FMS hastası olan 56 deneğin 41 tanesi eğitim, 15 tanesi test için; 34 tane kontrol deneğinin 26 tanesi eğitim, 8 tanesi test için ayrılmıştır. Şekil 3.2.'de görüldüğü gibi çıkış kısmında hasta deneklerin verileri için sıfır (0), sağlam deneklerin verileri için bir (1) kullanılmak üzere tek bir çıkış bulunmaktadır.

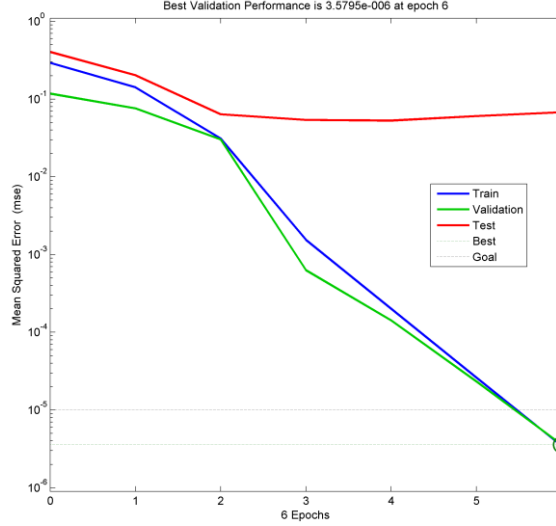
Doğruluk değeri yüzde olarak aşağıdaki gibi hesaplanmıştır:

$$\% \text{ Doğruluk} = (\text{Doğru tespit edilen denek sayısı} / \text{Toplam denek sayısı}) \times 100$$



Şekil 3.2. Yapay sinir ağı modeli

Algoritma hedefi olarak 10^{-6} seçilmiş ve şekil 3.3.'te görüldüğü gibi Levenberg-Marquardt Algoritması bu hedefe 6 epochta ulaşmıştır.



Şekil 3.3. Algoritma Sonucu

Deneklerden elde edilen verilerin yapay sinir ağları ile eğitimi ve testi sonucunda elde edilen doğruluk yüzdeleri Tablo 3.1.'de verilmiştir. Buna göre, ağın eğitiminde kullanılan 41 hasta denegin ve 26 sağlıklı denegin verileri %100 doğruluk ile eğitilmiştir. Bu doğruluk yüzdesi altında test kısmında kullanılan 15 hasta denekten 14'ü çıkışında ulaşılacak istenen sıfır (0) değerine ulaşılmış, ancak bir hasta denekte bir (1) çıkışı alınarak hata olarak kaydedilmiştir. Hasta deneklerin yapay sinir ağları ile testinde %92,86'lık bir doğruluk elde edilmiştir. Diğer yandan sağlıklı deneklerden verileri test için kullanılanlarının hepsi çıkışında hedeflenen bir (1) değeri alınmış ve %100 oranında doğruluğa ulaşılmıştır. Genel olarak ise 90 verinin yapay sinir ağları ile eğitiminde %100, testinde ise %95'lik bir sonuca ulaşılmıştır.

Tablo 3.1. Eğitim ve test benzetim sonuçları

	Eğitim			Test		
	Hasta	Sağlıklı	Doğruluk (%)	Hasta	Sağlıklı	Doğruluk (%)
Hasta	41	0	100	14	1	92,86
Sağlıklı	0	26	100	0	8	100
Sonuç			100			95

Diğer yandan psikolojik testler ile ilgili skorlar incelendiği zaman, elde edilen görsel VAS skorları bakımından, FMS'li hastalarda skor 6-9 arasında elde edilirken kontrol grubunda bu skorların 0-5 arasında değiştiği görülmüştür. Verbal skorları incelendiğinde ise FMS'li

hastalarda ağrı şiddeti 2 (orta şiddette ağrı)-4 (dayanılmaz ağrı) arasında iken sağlıklı deneklerde bu şiddet 0 (ağrı yok)-2 (orta şiddette ağrı) arasında olmuştur. Deneklerin depresif durumunun bir ölçütü olan BDI testinden elde edilen skorlara bakarak FMS'li hastalardan on ikisinde herhangi bir depresyon durumunun olmadığı sonucuna ulaşılmıştır. Bu test sağlıklı deneklere uygulandığında elde edilen skorlar sonucunda sadece bir denekte (Kontrol deneği sıra no: 13) depresif bir atağın ortaya çıkabileceğine ait bir skor elde edilmiştir. Aynı durumu sorgulamayı amaçlayan Ham-D skorları da BDI skorlarından elde edilen sonuçları destekleyici niteliktedir. Diğer yandan, FMS'li hastaların anksiyete düzeyleri çok yüksek olmamakla birlikte sağlıklı deneklere nazaran kaygı, sıkıntı, bunalma vb. gibi durumlara yatkınlıklarının sağlıklılara oranla daha yüksek olduğu da anksiyeteye yatkınlık testleri yardımıyla görülmüştür.

BÖLÜM 4. DENEKLERDEN ALINAN HRV KAYITLARI İLE PSİKOLOJİK TESTLERİN İLİŞKİLENDİRİLMESİ

Proje bünyesinde, EKG kayıtlarının alınmasında, Powerlab 8/30, dual bioamplifikatör, klipsli elektrot, jel ve LabChart 7 Pro yazılımı (Adinstrument, Sidney, Avustralya) kullanılmıştır. EKG kayıtlarını elde etmek için, yazılım üzerinde uygun filtreleme parametreleri ve örnekleme frekansı girilmiştir. Bu parametreler şu şekildedir;

- Range= 500 μ V
- Sampling rate=1000 Hz
- Single-ended=checked
- Mains Filter and 50Hz Notch filter seçildi.
- Filtreler High pass=0.3 Hz, Low pass=100 Hz olarak seçilmiştir.

Elde edilen EKG verilerinin her biri ayrı ayrı incelenerek Labchart 7 Pro yazılımı üzerinde bulunan Hrv modülü ile Hrv verisine dönüştürülmüştür. Bu hastalardan elde edilen Hrv verilerinin kayıtları sırasında oluşan artefaktlar kaydırmalı pencere filtresi ile ortadan kaldırılmıştır. Elde edilen Hrv sinyalleri, zaman eksenine çevrilip spektral analizler için 4 Hz örnekleme frekansında kübik eğri interpolasyon yöntemi ile yeniden örneklenmiş ve Dalgacık Paket Dönüşüm Analizleri (DPD) için uygun bir işaret haline getirilmiştir.

Daha sonra DPD dönüşümü kullanılarak ÇAF, AF ve YF bölgesindeki Dalgacık paketlerinin rms enerji değerleri hesaplanmış ve her bir hasta için tespit edilmiştir.

Dalgacık paketlerin efektif enerji değerleri DPD'de her bir düğüm için, denklem 1'deki gibi hesaplanır.

$$w_{RMS,i,j} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} |w_{i,j}(k)|^2} \quad (4.1)$$

Burada $w_{i,j}(k)$, m. Seviyenin j. Düğümündeki paketi, k ise her bir düğüm içindeki veri sayısını ifade etmektedir. Böylelikle DPD'de M seviyede ayrıştırılmış bir işaretin toplam enerjisi,

$$E_{w_{RMS,i,j}} = \sum_{j=0}^{2^M-1} |w_{RMS,i,j}|^2 \quad (4.2)$$

şeklinde hesaplanır. Buradaki $w_{RMS,M,j}$, M seviyede ayrıştırılmış bir DPD'de, son seviyedeki düğümlerin her birinin RMS değerlerini ifade ederken, $E^{w_{RMS,i,j}}$ ise i seviyesinde elde edilen toplam işaret enerjisini göstermektedir [28,29,30].

Veritabanındaki her bir verinin, 9 seviyede, Daubechies familyasından db2, db4, db8, db12 dalgacığ kullanılarak DPD ayrışımı yapılmış ve en iyi ayrıştırmayı 8 filtre katsayılı db4 dalgacığ gerçekleştirmiştir. Yapılan ayrışım sonucunda 9. Seviyede toplam 512 adet dalgacık paket elde edilmiştir. Çok alçak frekans bandı (ÇAF) 1. Ve 9. Düğümler arasında, alçak frekans bandı (AF) 10. Ve 38. Düğümler arasında ve yüksek frekans bandı (YF) 39. Ve 102. düğümler arasında tanımlıdır. Herbir düğüme ait frekans dağılımı Tablo 4.1.'de listelenmiştir.

Tablo 4.1. 9 seviye DPD için her bir düğümdaki frekans aralığı

9 seviye	Düğümler	Frekans aralığı (Hz)	
0	511	0	0,0039063
1	512	0,0039063	0,0078126
2	513	0,0078126	0,011719
3	514	0,011719	0,015625
4	515	0,015625	0,019532
5	516	0,019532	0,023438
6	517	0,023438	0,027344
7	518	0,027344	0,03125
8	519	0,03125	0,035157
9	520	0,035157	0,039063
10	521	0,039063	0,042969
11	522	0,042969	0,046876
12	523	0,046876	0,050782
13	524	0,050782	0,054688
14	525	0,054688	0,058594
15	526	0,058594	0,062501
16	527	0,062501	0,066407
17	528	0,066407	0,070313
18	529	0,070313	0,07422
19	530	0,07422	0,078126
20	531	0,078126	0,082032
21	532	0,082032	0,085939
22	533	0,085939	0,089845
23	534	0,089845	0,093751
24	535	0,093751	0,097657

25	536	0,097657	0,10156		
26	537	0,10156	0,10547		
27	538	0,10547	0,10938		
28	539	0,10938	0,11328		
29	540	0,11328	0,11719		
30	541	0,11719	0,1211		
31	542	0,1211	0,125		
32	543	0,125	0,12891		
33	544	0,12891	0,13281		
34	545	0,13281	0,13672		
35	546	0,13672	0,14063		
36	547	0,14063	0,14453		
37	548	0,14453	0,14844		
38	549	0,14844	0,15235		
39	550	0,15235	0,15625		YF
40	551	0,15625	0,16016		
41	552	0,16016	0,16406		
42	553	0,16406	0,16797		
43	554	0,16797	0,17188		
44	555	0,17188	0,17578		
45	556	0,17578	0,17969		
46	557	0,17969	0,1836		
47	558	0,1836	0,1875		
48	559	0,1875	0,19141		
49	560	0,19141	0,19531		
50	561	0,19531	0,19922		
51	562	0,19922	0,20313		
52	563	0,20313	0,20703		
53	564	0,20703	0,21094		
54	565	0,21094	0,21485		
55	566	0,21485	0,21875		
56	567	0,21875	0,22266		
57	568	0,22266	0,22657		
58	569	0,22657	0,23047		
59	570	0,23047	0,23438		
60	571	0,23438	0,23828		
61	572	0,23828	0,24219		
62	573	0,24219	0,2461		
63	574	0,2461	0,25		
64	575	0,25	0,25391		
65	576	0,25391	0,25782		
66	577	0,25782	0,26172		
67	578	0,26172	0,26563		
68	579	0,26563	0,26953		
69	580	0,26953	0,27344		
70	581	0,27344	0,27735		
71	582	0,27735	0,28125		
72	583	0,28125	0,28516		
73	584	0,28516	0,28907		
74	585	0,28907	0,29297		
75	586	0,29297	0,29688		

76	587	0,29688	0,30079
77	588	0,30079	0,30469
78	589	0,30469	0,3086
79	590	0,3086	0,3125
80	591	0,3125	0,31641
81	592	0,31641	0,32032
82	593	0,32032	0,32422
83	594	0,32422	0,32813
84	595	0,32813	0,33204
85	596	0,33204	0,33594
86	597	0,33594	0,33985
87	598	0,33985	0,34375
88	599	0,34375	0,34766
89	600	0,34766	0,35157
90	601	0,35157	0,35547
91	602	0,35547	0,35938
92	603	0,35938	0,36329
93	604	0,36329	0,36719
94	605	0,36719	0,3711
95	606	0,3711	0,375
96	607	0,375	0,37891
97	608	0,37891	0,38282
98	609	0,38282	0,38672
99	610	0,38672	0,39063
100	611	0,39063	0,39454
101	612	0,39454	0,39844
102	613	0,39844	0,40235

DPD analizleri ile tüm veri tabanı için ÇAF, AF, YF bandı RMS enerji değerleri tespit edilmiştir. Psikolojik testlerin bu enerji bantları ile ilişkisini tespit etmek ve bu bantlardan tamamını veya bir kaçını kullanarak psikolojik test skorlarını test etmek için alt bantlar oluşturulmuştur.

Alt bandlar aşağıdaki formüllere göre oluşturulmuştur [28,29].

ÇAF bandı alt bantları için;

$$\text{ÇAF}_{i,w,k} = \sum_{j=k}^{w1+k-1} E_{wrms,i,j} \quad (4.3)$$

AF bandı için;

$$AF_{i,w,k} = \sum_{j=k}^{w2+k-1} E_{wrms,i,j} \quad (4.4)$$

YF bandı için ise;

$$YF_{i,w,k} = \sum_{j=k}^{w3+k-1} E_{wrms,i,j} \quad (4.5)$$

Burada, ÇAF bandı için w1 pencere genişliği olarak seçilmiş ve toplam 3 tane ÇAF bandı alt frekans bandı oluşturulmuştur. AF için w2 pencere genişliği olarak seçilmiş toplam 19 tane alt band oluşturulmuş ve YF bandı için w3 pencere genişliği olarak seçilmiş ve YF bandı altında da toplam 49 tane altband oluşturulmuştur. Oluşturulan alt bandlar ve kapsadığı frekans bölgeleri tablo 4.2’de gösterilmiştir.

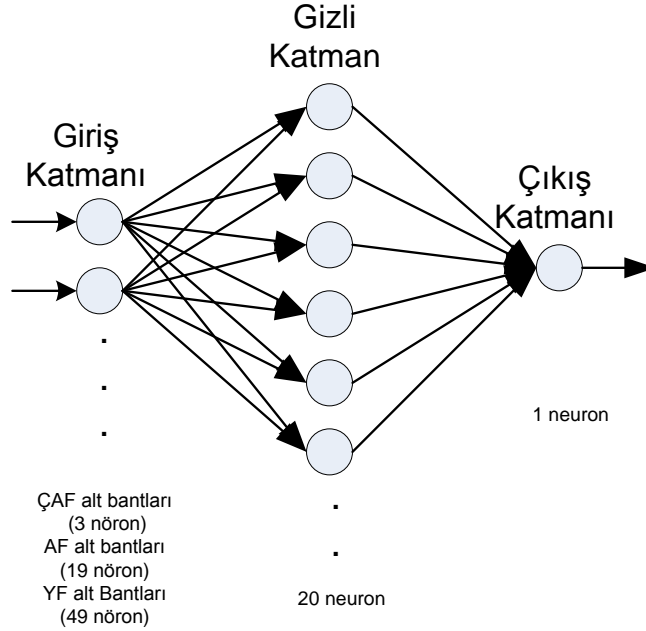
Tablo 4.2. Alt frekans bandları ve frekans aralıkları

ALTBANDLAR	FREKANS ARALIĞI (Hz)		TEMEL BAND
1	0,0039063	0,03125	VLF
2	0,0078126	0,035157	
3	0,011719	0,039063	
1	0,039063	0,082032	LF
2	0,042969	0,085939	
3	0,046876	0,089845	
4	0,050782	0,093751	
5	0,054688	0,097657	
6	0,058594	0,10156	
7	0,062501	0,10547	
8	0,066407	0,10938	
9	0,070313	0,11328	
10	0,07422	0,11719	
11	0,078126	0,1211	
12	0,082032	0,125	
13	0,085939	0,12891	
14	0,089845	0,13281	
15	0,093751	0,13672	
16	0,097657	0,14063	
17	0,10156	0,14453	
18	0,10547	0,14844	
19	0,10938	0,15235	
1	0,15235	0,21485	HF
2	0,15625	0,21875	
3	0,16016	0,22266	

4	0,16406	0,22657
5	0,16797	0,23047
6	0,17188	0,23438
7	0,17578	0,23828
8	0,17969	0,24219
9	0,1836	0,2461
10	0,1875	0,25
11	0,19141	0,25391
12	0,19531	0,25782
13	0,19922	0,26172
14	0,20313	0,26563
15	0,20703	0,26953
16	0,21094	0,27344
17	0,21485	0,27735
18	0,21875	0,28125
19	0,22266	0,28516
20	0,22657	0,28907
21	0,23047	0,29297
22	0,23438	0,29688
23	0,23828	0,30079
24	0,24219	0,30469
25	0,2461	0,3086
26	0,25	0,3125
27	0,25391	0,31641
28	0,25782	0,32032
29	0,26172	0,32422
30	0,26563	0,32813
31	0,26953	0,33204
32	0,27344	0,33594
33	0,27735	0,33985
34	0,28125	0,34375
35	0,28516	0,34766
36	0,28907	0,35157
37	0,29297	0,35547
38	0,29688	0,35938
39	0,30079	0,36329
40	0,30469	0,36719
41	0,3086	0,3711
42	0,3125	0,375
43	0,31641	0,37891
44	0,32032	0,38282
45	0,32422	0,38672
46	0,32813	0,39063
47	0,33204	0,39454
48	0,33594	0,39844
49	0,33985	0,40235

Bu test sonuçlarını tahmin için her bir frekans bölgesinin alt bantları kullanılmıştır. ÇAF alt bantları sıralı 7 düğüm, AF alt bantları sıralı 11 düğüm ve YF alt bantları sıralı 16 düğüm kullanılarak elde edilen bir pencere ve bu pencerenin 1'er düğüm kaydırılmasıyla elde

edilmiştir. Bu alt bantları giriş olarak kullanan Şekil 4.1.'deki çok katmanlı ağ yapısı tasarlanmıştır.



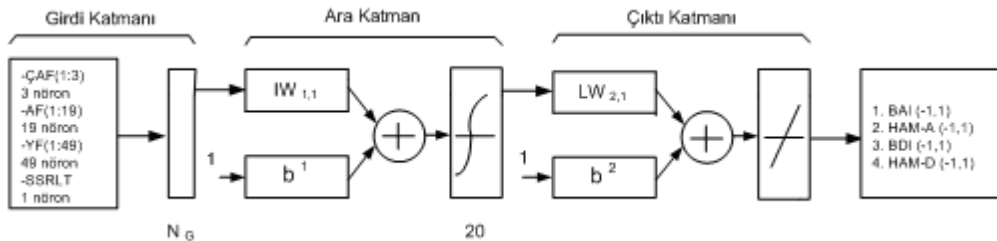
Şekil 4.1. Tasarlanan çok katmanlı ağ yapısı

Tasarlanan çok katmanlı ağ yapısında giriş katmanı olarak ÇAF, AF ve YF frekans bölgesinden herhangi birisinin, herhangi ikisinin veya üçünün alt bantları birlikte kullanılmıştır [28,29]. Tüm eğitimler öncelikle ÇAF alt bantlarında (3 alt bant), AF alt bantlarında (19 alt bant), YF alt bantlarında (49 alt bant) ve bu alt bantların değişik kombinasyonlarında gerçekleştirilmiştir. YSA yapısında 2, 5, 10, 20, 30 nöronlu oluşan ara katmanlar kullanılmış ancak en iyi skorlar 20 nöronlu oluşan ara katman ile elde edildiğinden 20 nöronlu bir ara katman tercih edilmiştir. Sistem çıkışı ise psikolojik test skorlarından oluşmaktadır. Çalışmada psikolojik test skorları “non-depresif” veya “depresif” olmak üzere iki gruba toplanmıştır. “Non-depresif” olanlar 1, “depresif” olanlar -1 olacak şekilde iki sınıfa ayrılmıştır. Bunlardan BAI psikolojik test skorları 0-15 arası “non-depresif”, 15 ve üzeri “depresif” olarak; HAM-A psikolojik test skorları 0-14 arası “non-depresif”, 14 ve üzeri “depresif” olarak; BDI psikolojik test skorları 0-13 arası “non-depresif”, 13 ve üzeri “depresif” olarak; HAM-D psikolojik test skorları 0-17 arası “non-depresif”, 17 ve üzeri ise “depresif” olarak ikili sınıflara ayrıştırılmıştır. Böylece çok katmanlı YSA yapısı oluşturulmuş ve ağ yapısı 40 hasta ve 15 kontrol olmak üzere toplam 55 data ile eğitilmiş, 16 hasta ve 19 kontrol olmak üzere 35 data için ise test edilmiştir. Toplamda 56 hasta ve 34

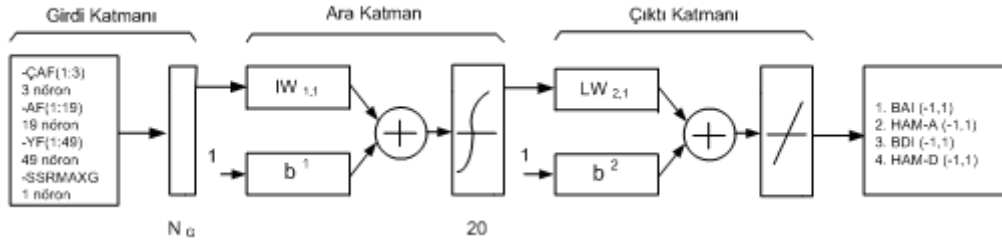
kontrol grubuna ait datalar kullanılmıştır. Hastalardan elde edilen BAI, HAM-A, BDI, HAM-D, psikolojik test skorları ve ağ çıkışının karşılaştırılmasıyla doğruluk yüzdeleri tespit edilmiş ve sonuçlar sırasıyla Tablo 5.1. , Tablo 5.2. , Tablo 5.3. , Tablo 5.4.'te listelenmiştir. Bu kısım çalışmanın analiz bölümünün ilk kısmını oluşturmaktadır.

Çalışmanın analiz bölümünün ikinci kısmında ise birinci kısımda giriş katmanında girdi olarak kullanılan Hrv'den elde edilen ÇAF, AF ve YF frekans bölgesinden herhangi birisinin, herhangi ikisinin veya üçünün alt bantlarına ilave olarak Sempatik Deri Cevabı'nın (SSR) zaman domeninde elde edilen parametreleri sırasıyla girdi olarak kullanılmışlardır. Bu parametreler sırasıyla Tepki Gecikme Süresi (LT), Maksimum Genlik (MAXG), İki Uyarım Arası Geçen Süre (US) dir. Gizli katman ve çıktı katmanı yapısı ise birinci kısımda kullanılan ağ yapısının tamamen aynısı olacak şekilde tasarlanmıştır. Birinci kısımdan farklı olarak bu kısımda birinci kısımda yapılan analizlerde toplam doğruluk oranı olarak %68 ve üzerinde doğrulukta olan, hasta ve kontrollerde ise doğruluk oranı %70 ve üzerinde doğrulukta olan Hrv alt bantları ve alt bantlar kombinasyonları girdi katmanında tercih edilmiştir. Diğer alt bantlar ve alt bantlar kombinasyonlarında ise herhangi bir analiz yapılmamış ve bu kısımlar “nop “ ile ifade edilmiştir. Bu çerçevede yapılan öğrenme ve test sonuçları sırasıyla Tablo 5.5. , Tablo 5.6. , Tablo 5.7. , Tablo 5.8. Tablo 5.9. , Tablo 5.10. , Tablo 5.11. , Tablo 5.12., Tablo 5.13. , Tablo 5.14. , Tablo 5.15. , Tablo 5.16.'da listelenmiştir.

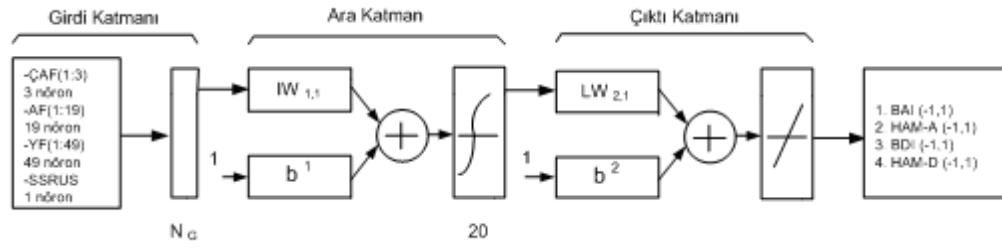
Şekil 4.2. , Şekil 4.3 ve Şekil 4.4. 'te ise SSR, Hrv ile Psikolojik Test Skorları'ndan BAI, HAM-A, BDI, HAM-D testlerinin ilişkilendirildiği sinirsel ağ yapıları verilmiştir. Girdi katmanının girdi sayısı bu katmanda alt bantlar ve alt bantlar kombinasyonlarına göre farklı sayılarda nöron kullanıldığı için değişken nöron sayısını temsilen N_G ile temsil edilmiştir.



Şekil 4.2. SSRLT, Hrv ve psikolojik test skorlarının ilişkilendirilmesi için tasarlanan ağ yapısı



Şekil 4.3. SSRMAXG, Hrv ve psikolojik test skorlarının ilişkilendirilmesi için tasarlanan ağ yapısı



Şekil 4.4. SSRUS, Hrv ve psikolojik test skorlarının ilişkilendirilmesi için tasarlanan ağ yapısı

5. SONUÇLAR

5.1. Birinci Kısım Analiz Sonuçları

5.1.1. Hrv kullanılarak BAI testlerinin tahmini

Tablo 5.1. Hrv ve BAI (Beck Anksiyete Envanteri) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&BAI					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	47,62	100,00	71,43	100,00	57,14
AF(1:15)	100,00	57,14	100,00	57,14	100,00	57,14
AF(5:15)	100,00	76,19	100,00	57,14	100,00	68,57
AF(1:19)	100,00	61,90	100,00	64,29	100,00	62,86
AF(5:19)	100,00	61,90	100,00	57,14	100,00	60,00
AF(10:19)	100,00	47,62	100,00	64,29	100,00	54,29
ÇAF(1:3)	82,61	57,14	90,63	71,43	80,00	62,86
YF(1:10)	100,00	52,38	100,00	28,57	100,00	42,86
YF(1:15)	100,00	61,90	100,00	50,00	100,00	57,14
YF(5:15)	100,00	57,14	100,00	64,29	100,00	60,00
YF(1:20)	100,00	61,90	100,00	78,57	100,00	68,57
YF(5:20)	100,00	61,90	100,00	64,29	100,00	62,86
YF(10:20)	100,00	47,62	100,00	50,00	100,00	48,57
YF(1:30)	100,00	61,90	100,00	57,14	100,00	60,00
YF(10:30)	100,00	47,62	100,00	64,29	100,00	54,29
YF(1:40)	100,00	57,14	100,00	57,14	100,00	57,14
YF(10:40)	100,00	61,90	100,00	57,14	100,00	60,00
YF(20:40)	100,00	76,19	100,00	35,71	100,00	60,00
YF(1:49)	100,00	85,71	100,00	57,14	100,00	74,29
YF(10:49)	100,00	61,90	100,00	64,29	100,00	62,86
YF(20:49)	100,00	57,14	100,00	42,86	100,00	51,43
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	66,67	100,00	71,43	100,00	68,57
AF(10:19)+YF(1:20)	100,00	47,62	100,00	64,29	100,00	54,29
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	57,14	100,00	71,43	100,00	62,86
AF(10:19)+YF(1:49)	100,00	61,90	100,00	64,29	100,00	62,86
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	57,14	100,00	71,43	100,00	62,86
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	80,95	100,00	42,86	100,00	65,71
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	52,38	100,00	78,57	100,00	62,86

Açıklama: Hrv ve BAI test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre YF bölgesi içinde bulunan 49 adet alt frekans bölgesinin enerji değerleri 49 girişli YSA'ya uygulandığında %85,71 oranına ulaşılmış ve kontrol grubu tahmini için en yüksek skora ulaşılmıştır. Aynı şekilde, hasta grubu için ise ÇAF(1:3)+AF(1:19) ve YF(1:20) içinde bulunan alt bantlar tarafından %78,57 ile en yüksek doğruluklar elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, YF(1:49) alt-bantları için %74,29'luk test skoru elde edilerek en yüksek doğruluk skoru bulunmuştur.

5.1.2. Hrv kullanılarak HAM-A testlerinin tahmini

Tablo 5.2. Hrv ve HAM-A (Hamilton Anksiyete) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&HAM-A					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	68,42	100,00	56,25	100,00	62,86
AF(1:15)	100,00	57,89	100,00	68,75	100,00	62,86
AF(5:15)	100,00	73,68	100,00	56,25	100,00	65,71
AF(1:19)	100,00	68,42	100,00	62,50	100,00	65,71
AF(5:19)	100,00	42,11	100,00	93,75	100,00	65,71
AF(10:19)	100,00	63,16	100,00	75,00	100,00	68,57
ÇAF(1:3)	94,12	52,63	100,00	81,25	97,14	65,71
YF(1:10)	100,00	68,42	100,00	37,50	100,00	54,29
YF(1:15)	100,00	47,37	100,00	75,00	100,00	60,00
YF(5:15)	100,00	52,63	100,00	56,25	100,00	54,29
YF(1:20)	100,00	78,95	100,00	75,00	100,00	77,14
YF(5:20)	100,00	63,16	100,00	68,75	100,00	65,71
YF(10:20)	100,00	47,37	100,00	62,50	100,00	54,29
YF(1:30)	100,00	68,42	100,00	62,50	100,00	65,71
YF(10:30)	100,00	47,37	100,00	68,75	100,00	57,14
YF(1:40)	100,00	68,42	100,00	56,25	100,00	62,86
YF(10:40)	100,00	73,68	100,00	62,50	100,00	68,57
YF(20:40)	100,00	57,89	100,00	62,50	100,00	60,00
YF(1:49)	100,00	63,16	100,00	68,75	100,00	65,71
YF(10:49)	100,00	42,11	100,00	62,50	100,00	51,43

YF(20:49)	100,00	52,63	100,00	56,25	100,00	54,29
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	68,42	100,00	75,00	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:20)	100,00	42,11	100,00	68,75	100,00	54,29
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	47,37	100,00	81,25	100,00	62,86
AF(10:19)+YF(1:49)	100,00	47,37	100,00	81,25	100,00	62,86
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	57,89	100,00	68,75	100,00	62,86
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	63,16	100,00	62,50	100,00	62,86
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	63,16	100,00	68,75	100,00	65,71

Açıklama: Hrv ve HAM-A test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmış ve YSA'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre YF bölgesi içinde bulunan 20 adet alt frekans bölgesinin - YF(1:20)- enerji değerleri 20 girişli YSA yapısına uygulandığı zaman diğer alt bantlara göre daha yüksek bir doğruluk değeri olan %78,95 oranına ulaşılmıştır. Bu oran kontrol grubu tahmini için en yüksek skordur. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(5:19) içinde bulunan alt bantlar ile %93,75'lik en yüksek doğruluk oranı elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, YF(1:20) alt-bantları ile %77,14'lük test skoruna ulaşılarak en yüksek doğruluk oranı elde edilmiştir.

5.1.3. Hrv kullanılarak BDI testlerinin tahmini

Tablo 5.3. Hrv ve BDI (Beck Depresyon Envanteri) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&BDI					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	81,82	55,00	96,97	80,00	85,71	65,71
AF(1:15)	100,00	65,00	100,00	60,00	100,00	62,86
AF(5:15)	100,00	55,00	100,00	86,67	100,00	68,57
AF(1:19)	100,00	55,00	100,00	73,33	100,00	62,86
AF(5:19)	100,00	65,00	100,00	73,33	100,00	68,57
AF(10:19)	100,00	70,00	100,00	60,00	100,00	65,71
ÇAF(1:3)	100,00	45,00	100,00	66,67	100,00	54,29
YF(1:10)	100,00	55,00	100,00	53,33	100,00	54,29
YF(1:15)	100,00	70,00	100,00	60,00	100,00	65,71
YF(5:15)	100,00	50,00	100,00	66,67	100,00	57,14
YF(1:20)	100,00	60,00	100,00	73,33	100,00	65,71
YF(5:20)	100,00	60,00	100,00	60,00	100,00	60,00
YF(10:20)	100,00	60,00	100,00	53,33	100,00	57,14
YF(1:30)	100,00	75,00	100,00	53,33	100,00	67,71
YF(10:30)	100,00	70,00	100,00	46,67	100,00	60,00
YF(1:40)	100,00	55,00	100,00	66,67	100,00	60,00
YF(10:40)	100,00	50,00	100,00	53,33	100,00	51,43

YF(20:40)	100,00	65,00	100,00	46,67	100,00	57,14
YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	73,33	100,00	71,43
YF(10:49)	100,00	65,00	100,00	73,33	100,00	68,57
YF(20:49)	100,00	65,00	100,00	66,67	100,00	57,14
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	70,00	100,00	60,00	100,00	65,71
AF(10:19)+YF(1:20)	100,00	65,00	100,00	73,33	100,00	68,57
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	65,00	100,00	66,67	100,00	65,71
AF(10:19)+YF(1:49)	100,00	60,00	100,00	73,33	100,00	65,71
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	75,00	100,00	73,33	100,00	74,29
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	60,00	100,00	66,67	100,00	62,86
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	60,00	100,00	80,00	100,00	68,57

Açıklama: Hrv ve BDI test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre YF bölgesi içinde bulunan 30 adet alt frekans bölgesinin enerji değerleri - YF(1:30)- ve ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49) alt bant kombinasyonlarının enerji değerleri YSA yapısına giriş olarak uygulandığı zaman %75 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skoru elde edilmiştir. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(5:15) içinde bulunan alt bantlar tarafından %86,67 ile en yüksek doğruluklar elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, kontrol grubu için en yüksek ilişkiyi ifade eden ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu için %74,29 test skoru ile en yüksek doğruluk skoru bulunmuştur.

5.1.4. Hrv kullanılarak HAM-D testlerinin tahmini

Tablo 5.4. Hrv ve HAM-D (Hamilton Depresyon) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&HAM-D					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	65,22	100,00	83,33	100,00	71,43
AF(1:15)	100,00	73,91	100,00	41,87	100,00	62,86
AF(5:15)	100,00	69,57	100,00	58,33	100,00	65,71
AF(1:19)	100,00	65,22	100,00	83,33	100,00	71,43
AF(5:19)	100,00	58,33	100,00	73,91	100,00	68,57
AF(10:19)	100,00	39,13	100,00	75,00	100,00	51,43
ÇAF(1:3)	100,00	43,48	100,00	66,67	100,00	54,43
YF(1:10)	100,00	56,52	100,00	41,67	100,00	51,43
YF(1:15)	100,00	43,28	100,00	66,67	100,00	51,43
YF(5:15)	100,00	56,52	100,00	75,00	100,00	62,86
YF(1:20)	100,00	60,87	100,00	58,33	100,00	60,00
YF(5:20)	100,00	56,52	100,00	58,33	100,00	57,14
YF(10:20)	100,00	56,52	100,00	50,00	100,00	54,29
YF(1:30)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
YF(10:30)	100,00	56,52	100,00	58,33	100,00	57,14

YF(1:40)	100,00	65,22	100,00	58,33	100,00	62,86
YF(10:40)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
YF(20:40)	100,00	56,52	100,00	50,00	100,00	54,29
YF(1:49)	100,00	73,91	100,00	50,00	100,00	65,71
YF(10:49)	100,00	60,87	100,00	58,33	100,00	60,00
YF(20:49)	100,00	60,87	100,00	75,00	100,00	65,71
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	69,57	100,00	50,00	100,00	62,86
AF(10:19)+YF(1:20)	100,00	56,52	100,00	66,67	100,00	60,00
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
AF(10:19)+YF(1:49)	100,00	60,87	100,00	66,67	100,00	62,86
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	73,91	100,00	50,00	100,00	65,71
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	69,57	100,00	66,67	100,00	68,57
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	82,61	100,00	50,00	100,00	71,43

Açıklama: Hrv ve HAM-D test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmış ve YSA'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre AF(1:19)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonunun enerji değerleri YSA'ya giriş olarak uygulandığında %82,61 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor bulunmuştur. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(1:10) ve AF(1:19) içinde bulunan alt bantlar tarafından %83,33 ile en yüksek doğruluklar elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, kontrol grubu ve hasta grubu için en yüksek ilişkiyi ifade eden aynı alt bantlar ve alt bantlar kombinasyonu için %71,43'lük test skoru ile en yüksek doğruluk skoru bulunmuştur.

5.1.5. Hrv-Psikolojik test ilişkisi hakkındaki genel değerlendirme

Hrv ile Psikolojik Test Skorları arasında var olan ilişki incelendiği bu ilk kısımda Hrv'den elde edilen YF alt bantları kullanılarak hastanın ağrı şiddetini gösteren Toplam Myaljik Skoru'nun tahmini %96.67 öğrenme ve %78.94 test başarısıyla sağlanmıştır. Fibromiyalji Etki Sorgulaması'nın test skoru ise, Hrv YF alt bantlarından %73.68 test başarısıyla elde edilmiştir, dolayısıyla sadece Hrv kullanılarak bir hastanın Fibromiyalji'den ne kadar etkilendiğini tespit etmek %73.68 doğruluk oranı ile mümkün görünmektedir. Ayrıca TMS skorundaki lokal dağılımlar kontrol ve hasta gruplarının birbirinden ayrışımını da yansıtmaktadır. Yani %78.94 'lük başarı bu ayrışım için bir başarı yüzdesi olarak görülmelidir. Verbal ağrı skalasında AF bileşenlerinin etkinliği ise dikkat çekicidir. Son olarak Hamilton Anksiyete Testi'nin (HAM-A), Toplam Myaljik Skoru'nun (TMS) ve

Fibromiyalji Etki Sorgulaması'nın (FIQ), en yüksek öğrenme ve test başarı oranı ile tahmin edilen psikolojik testler olduğu söylenebilir.

5.2. İkinci Kısım Analiz Sonuçları

5.2.1. SSRLT ve Hrv kullanılarak BAI testlerinin tahmini

Tablo 5.5. SSRLT, Hrv ve BAI (Beck Anksiyete Envanteri) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRLT&BAI					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	85,00	100,00	60,00	100,00	74,29
AF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(5:15)	100,00	45,00	100,00	80,00	100,00	60,00
AF(1:19)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(5:19)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(10:19)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
ÇAF(1:3)	100,00	94,74	100,00	35,00	100,00	73,33
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:20)	100,00	55,00	100,00	66,67	100,00	60,00
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:30)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(20:40)	100,00	65,00	100,00	60,00	100,00	62,86
YF(1:49)	100,00	80,00	100,00	53,33	100,00	68,57
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	70,00	100,00	66,67	100,00	68,57
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	65,00	100,00	80,00	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	55,00	100,00	86,67	100,00	68,57
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	65,00	100,00	73,33	100,00	68,57
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	55,00	100,00	86,67	100,00	68,57

Açıklama: SSRLT, Hrv ve BAI test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmış ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantların kombinasyonunun enerji değerleri YSA yapısına giriş olarak uygulandığı zaman %94,74 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor sağlanmışlardır. Aynı şekilde, hasta grubu

için ise ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49) ve AF(1:19)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantların kombinasyonları için %86,67 ile en yüksek doğruluk oranları elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, AF(1:10) alt bantlar % 74,29'luk test skoru ile en yüksek doğruluk skorunu elde etmişlerdir.

5.2.2. SSRLT ve Hrv kullanılarak HAM-A testlerinin tahmini

SSRLT, Hrv ve HAM-A (Hamilton Anksiyete) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRLT&HAM-A					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	60,00	100,00	60,00	100,00	60,00
AF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:15)	100,00	55,00	100,00	66,67	100,00	60,00
AF(1:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:19)	100,00	55,00	100,00	80,00	100,00	65,71
AF(10:19)	100,00	40,00	100,00	93,33	100,00	62,85
ÇAF(1:3)	100,00	30,00	97,37	86,67	97,37	54,26
YF(1:10)	100,00	60,00	100,00	53,33	100,00	57,14
YF(1:15)	100,00	60,00	100,00	73,33	100,00	65,71
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:20)	100,00	55,00	100,00	80,00	100,00	65,71
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:30)	100,00	50,00	100,00	80,00	100,00	62,86
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:40)	100,00	55,00	100,00	66,67	100,00	60,00
YF(10:40)	100,00	73,33	100,00	50,00	100,00	62,86
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:49)	100,00	68,42	100,00	68,75	100,00	68,57
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	60,00	100,00	80,00	100,00	68,57
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	55,00	100,00	93,33	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:49)	100,00	60,00	100,00	80,00	100,00	68,57
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	nop

Açıklama: SSRLT, Hrv ve HAM-A test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmış ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre YF(10:40) içinde bulunan alt bantların enerji değerleri YSA yapısına giriş olarak uygulandığı zaman % 73,33 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor bulunmuştur. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(10:19)

içinde bulunan alt bantlar ve AF(1:19)+YF(1:49) içinde bulunan alt bant kombinasyonları için %93,33 ile en yüksek doğruluklar elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, hasta grubuna yönelik en yüksek ilişkiyi ifade eden AF(1:19)+YF(1:49) alt bantlar kombinasyonu için % 71,43'lük test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.3. SSRLT ve Hrv kullanılarak BDI testlerinin tahmini

Tablo 5.7. SSRLT, Hrv ve BDI (Beck Depresyon Envanteri) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRLT&BDI					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:15)	100,00	60,00	100,00	66,67	100,00	62,86
AF(5:15)	100,00	70,00	100,00	60,00	100,00	65,71
AF(1:19)	100,00	65,00	100,00	86,67	100,00	74,29
AF(5:19)	100,00	65,00	100,00	66,67	100,00	65,71
AF(10:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)	100,00	65,00	100,00	73,33	100,00	68,57
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:15)	100,00	50,00	100,00	86,67	100,00	65,71
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:20)	100,00	55,00	100,00	86,67	100,00	68,57
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:30)	100,00	70,00	100,00	53,33	100,00	62,86
YF(10:30)	100,00	55,00	100,00	60,00	100,00	57,14
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:49)	100,00	75,00	100,00	66,67	100,00	71,43
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(10:19)+YF(1:20)	100,00	55,00	100,00	66,67	100,00	60,00
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	66,67	100,00	68,57
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	73,33	100,00	71,43
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	65,00	100,00	80,00	100,00	71,43
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	75,00	100,00	80,00	100,00	77,14

Açıklama: SSRLT, Hrv ve BDI test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmış ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre YF(1:49) içinde bulunan alt bantların ve AF(1:19)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonunun enerji değerleri YSA yapısına giriş olarak uygulandığı zaman diğer alt bantlara göre daha yüksek bir doğruluk değeri olan % 75

oranında doğruluk elde ederek kontrol grubu tahmini için en yüksek skoru sağlamışlardır. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(1:19), YF(1:15), YF(1:20) içinde bulunan alt bantlar %86,67 ile en yüksek doğrulukları elde etmişlerdir. Toplam 90 data için ise, kontrol grubuna yönelik en yüksek ilişkiyi ifade eden AF(1:19)+ÇAF(1:3) alt bant kombinasyonu için % 77,14'lük test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.4. SSRLT ve Hrv kullanılarak HAM-D testlerinin tahmini

Tablo 5.8. SSRLT, Hrv ve HAM-D (Hamilton Depresyon) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRLT&HAM-D					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	69,57	100,00	91,67	100,00	77,14
AF(1:15)	100,00	69,57	100,00	66,67	100,00	68,57
AF(5:15)	100,00	82,61	100,00	58,53	100,00	74,29
AF(1:19)	100,00	65,22	100,00	58,33	100,00	62,86
AF(5:19)	100,00	82,61	100,00	41,67	100,00	68,57
AF(10:19)	100,00	56,52	100,00	66,67	100,00	60,00
ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(5:15)	100,00	43,48	100,00	66,67	100,00	51,43
YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:30)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:49)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(20:49)	100,00	56,52	100,00	83,33	100,00	65,71
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	65,22	100,00	75,00	100,00	68,57
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	47,83	100,00	100,00	100,00	65,71
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	56,52	100,00	66,67	100,00	60,00
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	82,61	100,00	58,33	100,00	74,29
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71

Açıklama: SSRLT, Hrv ve HAM-D test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre AF(5:15), AF(5:19), içinde bulunan alt bantların veya AF(1:10)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonunun enerji değerleri YSA

yapısına giriş olarak uygulandığı zaman % 82,61 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor sağlanmıştır. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(1:19)+YF(1:49) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu tarafından %100 ile en yüksek doğruluk oranı elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, AF(1:10) içinde bulunan alt bantlar için %77,14'lük test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.5. SSRMAXG ve Hrv kullanılarak BAI testlerinin tahmini

Tablo 5.9. SSRMAXG, Hrv ve BAI (Beck Anksiyete Envanteri) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRMAXG&BAI					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	75,00	100,00	53,33	100,00	65,71
AF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:15)	100,00	60,00	100,00	66,67	100,00	62,86
AF(1:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(10:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)	100,00	30,00	100,00	66,67	100,00	65,71
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:20)	100,00	65,00	100,00	66,67	100,00	65,71
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:40)	100,00	60,00	100,00	66,67	100,00	62,86
YF(1:49)	100,00	75,00	100,00	53,33	100,00	65,71
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	45,00	100,00	86,67	100,00	62,86
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	73,33	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	55,00	100,00	80,00	100,00	65,71
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	75,00	100,00	60,00	100,00	68,57
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	35,00	100,00	93,33	100,00	60,00

Açıklama: SSRMAXG, Hrv ve BAI test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre AF(1:10), YF(1:49) içinde bulunan alt bantların ve AF(1:10)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonunun enerji değerleri YSA'ya

giriş olarak uygulandığı zaman %75 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor bulunmuştur. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(1:19)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu tarafından %93,33 ile en yüksek doğruluk elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, AF(1:19)+YF(1:49) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu için %71,43'lük test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.6. SSRMAXG ve Hrv kullanılarak HAM-A testlerinin tahmini

Tablo 5.10. SSRMAXG, Hrv ve HAM-A (Hamilton Anksiyete) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRMAXG&HAM-A					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	78,95	100,00	75,00	100,00	77,14
AF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:15)	100,00	68,42	100,00	75,00	100,00	71,43
AF(1:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:19)	100,00	57,90	100,00	75,00	100,00	65,74
AF(10:19)	100,00	52,63	100,00	87,50	100,00	68,57
ÇAF(1:3)	100,00	52,63	100,00	87,50	100,00	68,57
YF(1:10)	100,00	57,90	100,00	68,75	100,00	62,86
YF(1:15)	100,00	68,42	100,00	68,75	100,00	68,57
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:20)	100,00	68,42	100,00	68,75	100,00	68,57
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:30)	100,00	63,16	100,00	75,00	100,00	68,57
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:40)	100,00	63,16	100,00	68,75	100,00	65,71
YF(10:40)	100,00	63,16	100,00	56,25	100,00	60,00
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:49)	100,00	65,00	100,00	66,67	100,00	65,71
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	52,63	100,00	87,50	100,00	68,57
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	75,00	100,00	66,67	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:49)	100,00	60,00	100,00	66,67	100,00	62,86
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop

Açıklama: SSRMAXG, Hrv ve HAM-A test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmış ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre AF(1:10) içinde bulunan alt bantlarının enerji değerleri YSA'ya giriş olarak uygulandığında %78,95 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini

için en yüksek skor sağlanmıştır. Aynı şekilde, hasta grubu için ise, AF(10:19), ÇAF(1:3) AF(1:19)+YF(1:20) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu için %87,50 ile en yüksek doğruluk oranı elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, AF(1:10) içinde bulunan alt bantlar için % 77,14'lük test skoru ile en yüksek doğruluk oranı elde edilmiştir.

5.2.7. SSRMAXG ve Hrv kullanılarak BDI testlerinin tahmini

Tablo 5.11. SSRMAXG, Hrv ve BDI (Beck Depresyon Envanteri) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRMAXG&BDI					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:15)	100,00	80,00	100,00	73,33	100,00	77,14
AF(5:15)	100,00	55,00	100,00	80,00	100,00	65,71
AF(1:19)	100,00	75,00	100,00	60,00	100,00	68,57
AF(5:19)	100,00	65,00	100,00	66,67	100,00	65,71
AF(10:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)	100,00	55,00	100,00	86,67	100,00	68,57
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:15)	100,00	60,00	100,00	73,33	100,00	65,71
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:20)	100,00	60,00	100,00	66,67	100,00	62,86
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:30)	100,00	70,00	100,00	66,67	100,00	68,57
YF(10:30)	100,00	70,00	100,00	46,67	100,00	60,00
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:49)	100,00	90,00	100,00	53,33	100,00	74,29
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(10:19)+YF(1:20)	100,00	70,00	100,00	60,00	100,00	65,71
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	73,33	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	66,67	100,00	68,57
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	85,00	100,00	40,00	100,00	65,71
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	75,00	100,00	60,00	100,00	68,57

Açıklama: SSRMAXG, Hrv ve BDI test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmış ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre YF(1:49) içinde bulunan alt bantların enerji değerleri YSA 'ya giriş olarak uygulandığında bu alt bantlar için %90 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor bulunmuştur. Aynı şekilde, hasta grubu için ise ÇAF(1:3) içinde

bulunan alt bantlar için %86,67 ile en yüksek doğruluklar elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, AF(1:15) içinde bulunan alt bantlar tarafından %77,14'lük test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.8. SSRMAXG ve Hrv kullanılarak HAM-D testlerinin tahmini

Tablo 5.12. SSRMAXG, Hrv ve HAM-D (Hamilton Depresyon) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRMAXG&HAM-D					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	73,91	100,00	66,67	100,00	71,43
AF(1:15)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
AF(5:15)	100,00	60,87	100,00	66,67	100,00	62,86
AF(1:19)	100,00	69,57	100,00	75,00	100,00	71,43
AF(5:19)	100,00	78,26	100,00	58,33	100,00	71,43
AF(10:19)	100,00	65,21	100,00	66,67	100,00	65,71
ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(5:15)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:49)	100,00	73,91	100,00	58,33	100,00	68,57
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:49)	100,00	73,91	100,00	33,33	100,00	60,00
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	65,22	100,00	58,33	100,00	62,86
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	43,48	100,00	75,00	100,00	54,29
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	82,61	100,00	50,00	100,00	71,43
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	69,57	100,00	66,67	100,00	68,57

Açıklama: SSRMAXG, Hrv ve HAM-D test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre AF(1:10)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantların kombinasyonunun enerji değerleri YSA yapısına giriş olarak uygulandığı zaman bu alt bantlar tarafından %82,61 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor bulunmuştur. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(1:19) içinde bulunan alt bantlar ve

ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu için %75 ile en yüksek doğruluklar elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, AF(1:10), AF(1:19), AF(5:19) içinde bulunan alt bantlar ve AF(1:10)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu için % 71,43'lük test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.9. SSRUS ve Hrv kullanılarak BAI testlerinin tahmini

Tablo 5.13. SSRUS, Hrv ve BAI (Beck Anksiyete Envanteri) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRUS&BAI					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	80,00	100,00	60,00	100,00	71,43
AF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:15)	100,00	60,00	100,00	60,00	100,00	60,00
AF(1:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(10:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)	100,00	50,00	100,00	86,67	100,00	65,71
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:49)	100,00	85,00	100,00	33,33	100,00	62,86
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	60,00	100,00	73,33	100,00	65,76
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	73,33	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	60,00	100,00	73,33	100,00	65,71
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	70,00	100,00	80,00	100,00	74,29
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	75,00	100,00	53,33	100,00	65,71

Açıklama: SSRUS, Hrv ve BAI test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre YF(1:49) içinde bulunan alt bantların enerji değerleri YSA'ya giriş olarak uygulandığı zaman bu alt bantlar diğer alt bantlara göre daha yüksek bir doğruluk göstermiş ve %85 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor

bulunmuştur. Aynı şekilde, hasta grubu için ise ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar tarafından %86,67 ile en yüksek doğruluklar elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, AF(1:10)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu için %74,29'luk test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.10. SSRUS ve Hrv kullanılarak HAM-A testlerinin tahmini

Tablo 5.14. SSRUS, Hrv ve HAM-A (Hamilton Anksiyete) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRUS&HAM-A					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	70,00	100,00	60,00	100,00	65,71
AF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:15)	100,00	55,00	100,00	66,67	100,00	60,00
AF(1:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(5:19)	100,00	60,00	100,00	66,67	100,00	62,86
AF(10:19)	100,00		nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)	88,24	60,00	100,00	80,00	94,29	68,57
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:15)	100,00	55,00	100,00	73,33	100,00	62,86
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:20)	100,00	65,00	100,00	66,67	100,00	65,71
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:30)	100,00	55,00	100,00	66,67	100,00	60,00
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:49)	100,00	75,00	100,00	60,00	100,00	68,57
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	70,00	100,00	73,33	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	73,33	100,00	71,43
AF(10:19)+YF(1:49)	100,00	50,00	100,00	76,67	100,00	65,71
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop

Açıklama: SSRUS, Hrv ve HAM-A test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre YF(1:49) içinde bulunan alt bantların enerji değerleri YSA yapısına giriş olarak uygulandığı zaman bu alt bantlar diğer alt bantlara göre daha yüksek bir doğruluk değeri olan %75 oranında doğruluk elde ederek kontrol grubu tahmini için en

yüksek skoru sağlamıştır. Aynı şekilde, hasta grubu için ise ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantlar %80 ile en yüksek doğrulukları elde etmiştir. Toplam 90 data için ise, AF(1:19)+YF(1:20) ve AF(1:19)+YF(1:49) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu tarafından %71,43'lük test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.11. SSRUS ve Hrv kullanılarak BDI testlerinin tahmini

Tablo 5.15. SSRUS, Hrv ve BDI (Beck Depresyon Envanteri) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRUS&BDI					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:15)	100,00	70,00	100,00	66,67	100,00	68,57
AF(5:15)	100,00	65,00	100,00	73,33	100,00	68,57
AF(1:19)	100,00	70,00	100,00	73,33	100,00	71,43
AF(5:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(10:19)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)	100,00	70,00	100,00	66,67	100,00	68,57
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:20)	100,00	65,00	100,00	53,33	100,00	60,00
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:30)	100,00	70,00	100,00	60,00	100,00	65,71
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(1:49)	100,00	75,00	100,00	60,00	100,00	68,57
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
YF(20:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	70,00	100,00	80,00	100,00	74,29
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	Nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	75,00	100,00	66,67	100,00	71,43
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	80,00	100,00	60,00	100,00	71,43
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	70,00	100,00	60,00	100,00	65,71

Açıklama: SSRUS, Hrv ve BDI test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre AF(1:10)+ÇAF(1:3) içinde bulunan alt bantların kombinasyonunun enerji değerleri YSA'ya giriş olarak uygulandığı zaman bu alt bantlar tarafından %80 oranında doğruluk elde edilerek kontrol grubu tahmini için en yüksek skor bulunmuştur. Aynı

şekilde, hasta grubu için ise AF(1:19)+YF(1:49) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu %80 ile en yüksek doğrulukları elde etmiştir. Toplam 90 data için ise hasta grubunda etkili olan AF(1:19)+YF(1:49) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonu tarafından %74,29'luk test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

5.2.12. SSRUS ve Hrv kullanılarak HAM-D testlerinin tahmini

Tablo 5.16. SSRUS, Hrv ve HAM-D (Hamilton Depresyon) testlerinin tahmini

Bantlar	Hrv&SSRUS&HAM-D					
	Kontrol		Hasta		Toplam	
	Eğitim	Test	Eğitim	Test	Eğitim	Test
AF(1:10)	100,00	65,22	100,00	83,33	100,00	71,43
AF(1:15)	100,00	73,91	100,00	91,67	100,00	80,00
AF(5:15)	100,00	56,52	100,00	66,67	100,00	60,00
AF(1:19)	100,00	65,22	100,00	83,33	100,00	71,43
AF(5:19)	100,00	65,22	100,00	58,33	100,00	62,86
AF(10:19)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
ÇAF(1:3)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:10)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:15)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(5:15)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(5:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:30)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:30)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(10:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(20:40)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(1:49)	100,00	73,91	100,00	50,00	100,00	65,71
YF(10:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
YF(20:49)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
AF(1:19)+YF(1:20)	100,00	78,26	100,00	50,00	100,00	68,57
AF(10:19)+YF(1:20)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	65,22	100,00	66,67	100,00	65,71
AF(10:19)+YF(1:49)	nop	nop	nop	nop	nop	nop
ÇAF(1:3)+AF(1:19)+YF(1:49)	100,00	60,87	100,00	58,33	100,00	60,00
AF(1:10)+ÇAF(1:3)	100,00	73,91	100,00	75,00	100,00	74,29
AF(1:19)+ÇAF(1:3)	100,00	65,22	100,00	65,22	100,00	65,71

Açıklama: SSRUS, Hrv ve HAM-D test tahmini için ÇAF, AF ve YF bölgelerindeki alt bantlar doğrudan veya farklı kombinasyonlarıyla YSA girişlerine uygulanmıştır ve YSA 'nın test sonuçlarının doğruluk yüzdeleri hasta, kontrol grubu ve toplam doğruluk olarak ayrı ayrı hesaplanmıştır. Buna göre AF(1:19)+YF(1:20) içinde bulunan alt bantlar kombinasyonunun enerji değerleri YSA'ya giriş olarak uygulandığında bu alt bantlar tarafından diğer alt bantlara göre daha yüksek bir doğruluğa ulaşılmış ve %78,26 oranında doğruluk elde edilerek kontrol

grubu tahmini için en yüksek skoru sağlanmıştır. Aynı şekilde, hasta grubu için ise AF(1:15) içinde bulunan alt bantlar için %91,67 ile en yüksek doğruluklar elde edilmiştir. Toplam 90 data için ise, hasta grubunda etkili olan AF(1:15) içinde bulunan alt bantlar için % 80'lik test skoru ile en yüksek doğruluk skoru elde edilmiştir.

REFERANSLAR

- [1] Evren, B., Evren, C., Yapıcı, A., Güler, M.H., Fibromiyalji Hastalarında Ağrı Şiddeti ile Psikiyatrik Belirtiler Arasındaki İlişki, *Anatolian Journal of Psychiatry*, 6, 69-74, (2005).
- [2] Ulas, U.H., Unlu, E., Hamamcioglu, K., Odabasi, Z., Cakci, A., Vural, O., Dysautonomia in Fibromyalgia Syndrome: Sympathetic Skin Responses and RR Interval Analysis, *Rheumatol Int*, 26, 383-387, (2006)
- [3] Ahuja, N. D., Agarwal, A. K., Mahajan, N. M., Mehta, N. H., Kapadia, H. N., GSR and Hrv: Its Application in Clinical Diagnosis, *Proceedings of the 16th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS'03)*, 1063-7125/03, (2003)
- [4] Lee, C., Yoo S.K., Park, Y., Kim, N., Jeong, K., Lee, B., Using Neural Network to Recognize Human Emotions from Heart Rate Variability and Skin Resistance, *Proceedings of the 2005 IEEE, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Shanghai, China*, 5, 5523-5, (2005)
- [5] Özgöçmen, S., Yoldaş, T., Yiğiter, R., Kaya, A., Ardiçoğlu, Ö., R-R Interval Variation and Sympathetic Skin Response in Fibromyalgia, *Archives of Medical Research*, 37, 630-634, (2006).
- [6] Tarvainen, M.P., Koistinen, A.S., Valkonen-Korhonen, M., Partanen, J., Karjalainen, P.A., Analysis of Galvanic Skin Responses With Principal Components and Clustering Techniques, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 48, 10, 1071-9, (2001).
- [7] Tarvainen, M.P., Karjalainen, P.A., Koistinen, A.S., Valkonen-Korhonen, M., Principal Component Analysis of Galvanic Skin Responses, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Chicago*, (2000), 3011-3014.
- [8] The Mathworks, Inc, *Signal Processing Toolbox User's Guide*, (1988 – 2002).
- [9] Pichon, A., Roulaud, M., Antoine-Jonville, S., Bisschop, C., Denjean, A., Spectral Analysis of Heart Rate Variability: Interchangeability Between Autoregressive Analysis and Fast Fourier Transform, *Journal of Electrocardiology*, 39, 31-37, (2006).

- [10] Chemla, D., Young, J., Badilini, F., Maison-Blanche, P., Affres, H., Lecarpentier, Y., Chanson, P., Comparison of Fast Fourier Transform and Autoregressive Spectral Analysis For the Study of Heart Rate Variability in Diabetic Patients, *International Journal of Cardiology*, 104, 307-313, (2005).
- [11] Kohen, H., Neumann, L., Shore, M., Amir, M., Cassuto, Y., Buskila, D., Autonomic dysfunction in patients with fibromyalgia: Application of Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability, *Seminars in Arthritis and Rheumatism*, 29, 4, 217-227, (2000).
- [12] Chan, H.L., Chou, W.S., Chen, S.W., Fang, S.C., Liou, C.S., Hwang, Y.S., Continuous and Online Analysis of Heart Rate Variability, *Journal of Medical Engineering & Technology*, 29, 5, 227-234, (2005).
- [13] Pan, J., Tompkins, W.J., A Real Time QRS Detection Algorithm., *IEEE transactions on biomedical engineering*, 32, 230-236, (1985).
- [14] European Society of Cardiology, Guidelines, Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use, American Heart Association Inc., (1996).
- [15] Singh, D., Vinod, K., Saxena, S.C., Sampling Frequency of the RR Interval Time Series for Spectral Analysis of Heart Rate Variability, *Journal of Medical Engineering & Technology*, 28, 6, 263-272, (2004)
- [16] Singh, D., Vinod, K., Saxena, S.C., Deepak, K.K., An Improved Windowing Technique for Heart Rate Variability Power Spectrum Estimation, *Journal of Medical Engineering & Technology*, 29, 2, 95 – 101, (2005).
- [17] Everhart, D.E., Harrison, D.W., Heart Rate and Fluency Performance Among High- and Low-Anxious Men Following Autonomic Stress”, *International Journal of Neuroscience*, 112, 1149–1171, (2002).
- [18] Kannathal, N., Lim, C.M., Acharya, U.R., Sadasivan, P.K., Cardiac State Diagnosis Using Adaptive Neuro-Fuzzy Technique, *Medical Engineering & Physics*, 28, 809-815, (2006).

- [19] Tikkanen, P., Characterization And Application Of Analysis Methods For Ecg And Time Interval Variability Data, (Ph.D. Dissertation), University of Oulu Department of Physical Sciences Division of Biophysics and Biomedical Engineering Program, (1999).
- [20] Chan, H.L., Huang, H.H., Lin, J.L., Time-Frequency Analysis of Heart Rate Variability During Transient Segments, *Annals of Biomedical Engineering*, 29, 11, 983–996, (2001)
- [21] Werbos, P.J., Beyond regression: New tools for prediction and analysis in the behavioral sciences, (Ph. D. Thesis), Harvard University Cambridge MA, (1974), Also published as *The Roots of Backpropagation*, New York: John Wiley & Sons, (1994).
- [22] Rumelhart, D.E., McClelland, J.L., *Parallel Distributed Processing: Explorations in the Microstructure of Cognition*, 1, Cambridge, MA: MIT Press, (1986), Pp:547.
- [23] Backpropagation, W., *The Free Encyclopedia*, (2008), Available at: <http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Backpropagation&oldid=233606899>
- [24] Demuth, H., Beale, M., *Neural Network Toolbox: For Use with MATLAB, User's Guide Version 3.0*, (1998).
- [25] Lin, C., Lee, G., *Neural Fuzzy Systems*, Prentice Hall, (1996) 236-240, 242, 445-448.
- [26] Levenberg–Marquardt algorithm, *Wikipedia, The Free Encyclopedia*, August, (2008), Available at: http://en.wikipedia.org/w/index.php?title=Levenberg%E2%80%93Marquardt_algorithm&oldid=233323587
- [27] The MathWorks, Inc., *MATLAB® Documentation Neural Network Toolbox Help, Version 6.5, Release 13*, (2002).
- [28] Bilgin, S., Çolak, O. H., Polat, O., Koklukaya, E., Estimation and Evaluation of Dominant Sub-Bands on LF and HF Base-Bands in Hrv for Ventricular Tachyarrhythmia Patients , *Expert Systems with Applications*, 36, 6, 10078-10084, (2009).

[29] Bilgin, S., Çolak, Ö. H., Polat, Ö., Köklükaya, E., Determination of a New VLF Band in Hrv for Ventricular Tachyarrhythmia Patients, Journal of Medical Systems, 34, 155–160, (2010).

[30] S. Bilgin, O. H. Çolak, O. Polat, E. Köklükaya , Efficient Solution for Frequency Band Decomposition Problem Using Wavelet Packet in Hrv, Digital Signal Processing, Volume 18, Issue 6, , Pages 892-899, (2008).

**TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU**

Proje No: 108E036
Proje Başlığı: Fibromiyalji Sendromunun Teşhisine Yönelik Hrv, Ssr ve Psikolojik Testlerin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları ile Değerlendirilmesi ve İlişkilerin Belirlenmesi
Proje Yürütücüsü ve Araştırmacılar: Prof. Dr. Etem Köklükaya, Prof. Dr. Selami Akkuş, Doç. Dr. Hasan Rifat Koyuncuoğlu, Yrd. Doç. Dr. Selçuk Çömlekçi, Yrd. Doç. Dr. Ömer Halil Çolak, Yrd. Doç. Dr. Süleyman Bilgin, Uzm. Dr. Onur Elmas
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi: Sakarya Üniversitesi Esentepe Kampüsü 54187 SAKARYA
Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi: Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi 32260 İSPARTA
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: 01.06.2008-01.06.2010
Öz <p>Bu projede FMS'nin tanısı, teşhisi; psikolojik test parametrelerin tahminine yönelik dalgacık dönüşümü ve YSA tabanlı modeller Hrv ve SSR kullanılarak oluşturulmuştur. YSA modeli ile SSR parametreleri ve psikolojik testler kullanılarak FMS'nin teşhisi, ayrıca YSA ve Hrv alt bandları kullanılarak psikolojik test skorlarının tahmini gerçekleştirilmiştir; daha sonra SSR parametreleri bu tahmin için kullanılan YSA modeline eklenerek başarı skorları yorumlanmıştır. Sonuçta SSR ve Hrv kullanılarak psikolojik test skorlarını tahmin etmenin mümkün olabileceği görülmüştür.</p>
Anahtar Kelimeler: Fibromyalji, Sempatik Deri Cevabı, Kalp Atış Hızı Değişimi, Psikiyatrik testler, Otonom Sinir Sistemi, Dalgacık Dönüşümü, Yapay Sinir Ağları
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu mu? Evet <input type="checkbox"/> Gerekli Değil <input checked="" type="checkbox"/> Fikri Ürün Bildirim Formu'nun tesliminden sonra 3 ay içerisinde patent başvurusu yapılmalıdır.
Projeden Yapılan Yayınlar: <p>S. Bilgin, Ö. H. Çolak, O. Polat, E. Köklükaya, "Determination of a New VLF Band in Hrv for Ventricular Tachyarrhythmia Patients" <i>Journal of Medical Systems</i>, doi:10.1007/s10916-008-9227-8.</p> <p>S. Bilgin, Ö. H. Çolak, E. Köklükaya, N. Arı, "Efficient Solution for Frequency Band Decomposition Problem Using Wavelet Packet in Hrv", <i>Digital Signal Processing</i>, Volume 18, Issue 6, November 2008, Pages 892-899.</p> <p>S. Bilgin, Ö. H. Çolak, E. Köklükaya, "Estimation and Evaluation of Dominant Sub-Bands on LF and HF Base-Bands in Hrv for Ventricular Tachyarrhythmia Patients" , <i>Expert Systems with Applications</i>, Volume 36, Issue 6, August 2009, Pages 10078-10084.</p> <p>S. Bilgin, Ö. H. Çolak, G. Bilgin, Ö. Özkan, S. Yıldız, E. Köklükaya, "Fibromiyalji Sendromunda, Yapay Sinir Ağları ve Dalgacık Paket Dönüşümü Kullanılarak Kalp Hızı Değişkenliği ile BAI Psikolojik Test Skorlarının İlişkilendirilmesi", 15. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Nisan, 2010.</p>

Determination of a New VLF Band in HRV for Ventricular Tachyarrhythmia Patients

Suleyman Bilgin · Omer H. Çolak · Ovunc Polat · Etem Koklukaya

Received: 5 September 2008 / Accepted: 9 October 2008 / Published online: 17 April 2009
© Springer Science + Business Media, LLC 2009

Abstract This study presents a new very low frequency (VLF) band range in ventricular tachyarrhythmia patients and involves an approach for estimation of effect of VLF band on ventricular tachyarrhythmia patients. A model based on wavelet packets (WP) and multilayer perceptron neural network (MLPNN) is used for determination of effective VLF band in heart rate variability (HRV) signals. HRV is decomposed into sub-bands including very low frequency parts and variations of energy are analyzed. Domination test is done using MLPNN and dominant band is determined. As a result, a new VLF band was described in 0.0039063–0.03125 Hz frequency range. This method can be used for other bands or other arrhythmia patients. Especially, estimation of dominant band energy using this

method can be helped to diagnose for applications where have important effect of characteristic band.

Keywords Heart rate variability · MLPNN · Ventricular tachyarrhythmia · Very low frequency band · Wavelet packet

Introduction

HRV is defined as the variation over time between consecutive heart beats. HRV analysis can be used as a pointer for assessment of cardiac health and Autonomic Nervous System (ANS) [1, 2]. Three main spectral components are accepted in a spectrum calculated for short term recordings of HRV [1]. VLF is ranged in 0.003–0.04 Hz frequency interval, low frequency (LF) is contained in 0.04–0.15 Hz and high frequency (HF) band is over 0.15–0.4 Hz frequency interval. It is supposed that the LF and HF bands are related to Sympathovagal Balance (SB). But the physiological interpretation of VLF band can not be explained clearly [1]. Determination of effective boundaries of VLF bands is important because of interpretation of correlation in between VLF band and illnesses.

In recent years, these frequency bands have been used for diagnostic evaluation but these analyses usually have been focused to change of existent LF and HF bands in literature. In 2002, S. W. Chen analyzed HRV signals depending on LF/HF ratio for nonsustained ventricular tachyarrhythmia patients [3]. Malarvili et al. carried out time-frequency analysis of HRV signals for neonatal seizure detection and presented that mean frequency in LF and the variance of HF band can be used to discriminate seizure from non-seizure in 2007 [4]. In a study realized by

S. Bilgin
Golhisar Vocational School of Higher Edu.,
Mehmet Akif Ersoy University,
Burdur, Turkey

O. H. Çolak (✉)
Department of Electrical and Electronics Engineering,
Akdeniz University,
Campus,
Antalya, Turkey
e-mail: omercol@akdeniz.edu.tr

O. Polat
Department of Electronics and Communication Engineering,
Suleyman Demirel University,
Campus,
Isparta, Turkey

E. Koklukaya
Department of Electrical and Electronics Engineering,
Sakarya University,
Sakarya, Turkey

Table 1 VLF nodes and frequency ranges

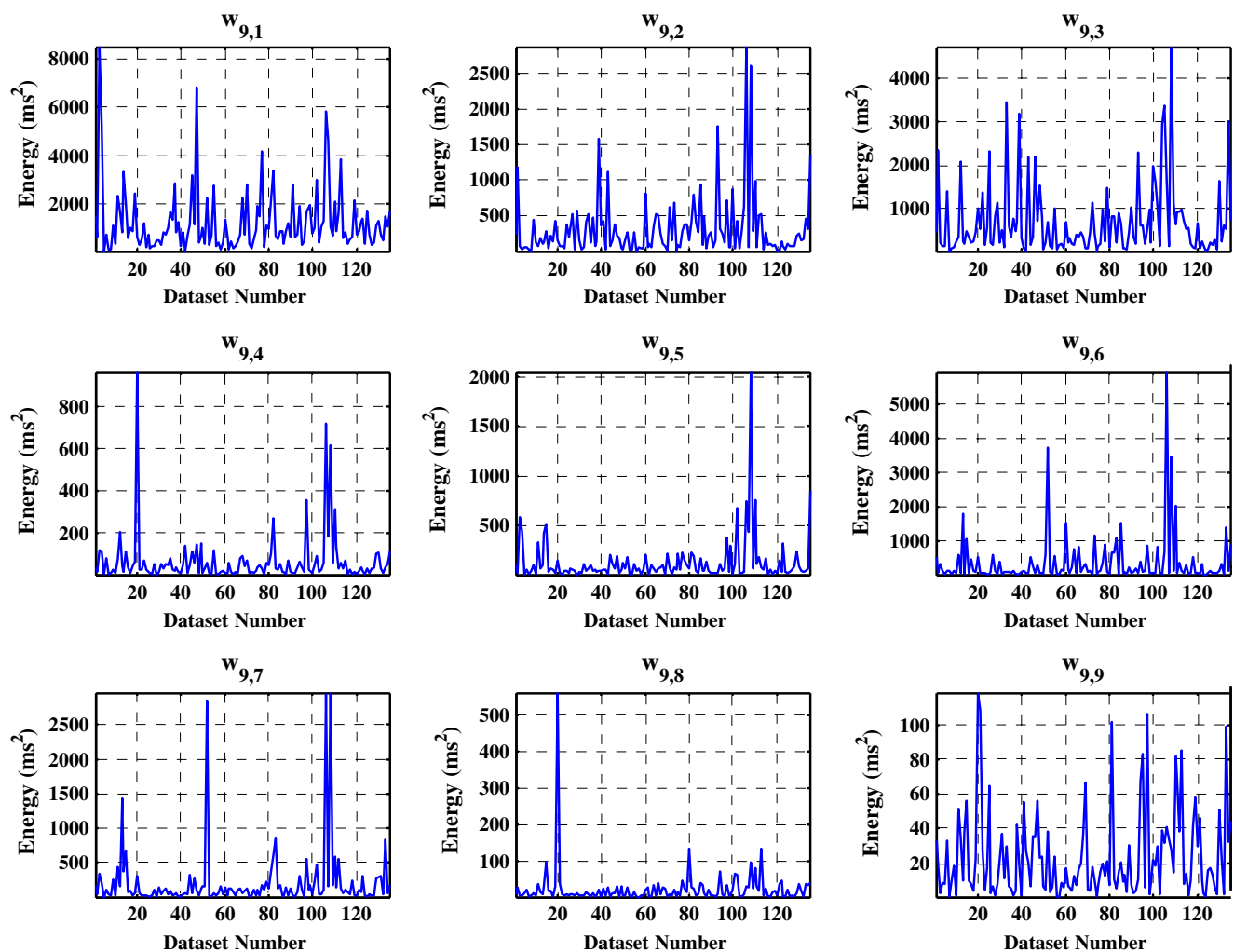
Nodes	Frequency ranges (Hz)
$w_{9,1}$	0.0039063–0.0078126
$w_{9,2}$	0.0078126–0.011719
$w_{9,3}$	0.011719–0.015625
$w_{9,4}$	0.015625–0.019532
$w_{9,5}$	0.019532–0.023438
$w_{9,6}$	0.023438–0.027344
$w_{9,7}$	0.027344–0.03125
$w_{9,8}$	0.03125–0.035157
$w_{9,9}$	0.035157–0.039063

Shafqat et al., changes of HRV in patients under local anesthesia are investigated depending on changes of LF and HF components [5]. A. Hossen et al. presented a study including HRV analysis of patients with obstructive sleep apnea and normal controls by using sub-band decomposi-

tion. In that study, the rate of LF/VLF exhibited better sensitivity and accuracy than the ratio of the LF/HF power spectral densities [6]. It is clearly that LF and HF index are not enough for diagnosis and classification of diseases. Hence, new more indexes are needed.

Ventricular tachyarrhythmia that appears on ventricles is a kind of heart arrhythmias and includes ventricular fibrillation (VF) and ventricular tachycardia (VT). While VT is defined as three or more ventricular extra systoles in succession at a rate of more than 120 beats/min is a series of three or more repetitive complexes that originate from the ventricles, VF that is the commonest arrhythmia that causes sudden death out of hospital is usually defined as a primary cardiac event, and with early direct current cardio version the prognosis is relatively good [7].

In this study, a new VLF band has been described using WP and MLPNN for Ventricular Tachyarrhythmia patients. Firstly, raw data obtained from Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia Database are interpolated with cubic

**Fig. 1** Variations of energy for each node in VLF band

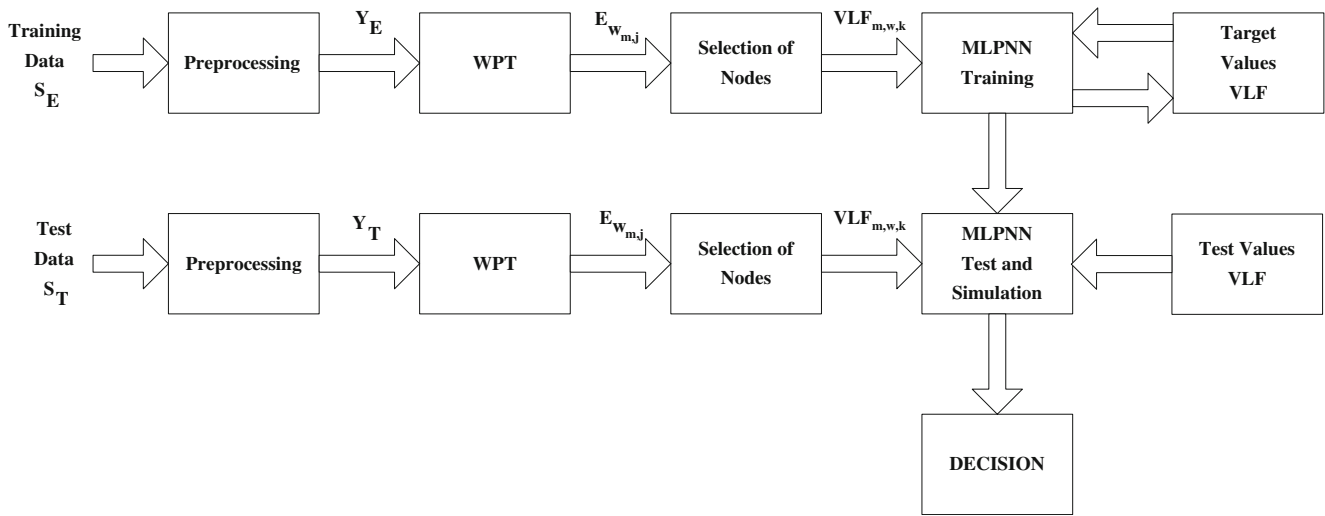


Fig. 2 Outline of the study

spline interpolation and resampled in 4 Hz. Then, these data are decomposed to smaller frequency parts on VLF band using WP and their energy values are calculated. Effective sub-bands are chosen by comparing of these energy values and dominant band is extracted from VLF band using MLPNN.

Dataset

The datasets used in this study have been taken from the Spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia database. This database includes 135 pairs of RR interval time series from database which recorded by implanted cardioverter defibrillators (ICD) in 78 subjects. One series of each pair includes a spontaneous episode of ventricular tachycardia (VT) or ventricular fibrillation (VF), and the other is a sample of the intrinsic (usually sinus) rhythm. In this study, VT and VF datasets have been used and length of each dataset is 1024 R-R intervals. The episodes included in this database were recorded by Medtronic ICD 7218 defibrillators, from patients without pacemakers in the US and Canada on or before 3 January 1997. The ICD maintains a buffer containing the 1024 most recently measured RR intervals. In all, 142 patients were studied, and this database contains episodes from 78 patients who experienced at least one VT or VF episode. Five patients had both a VT and a VF episode included here. The ages of patients in this group are between 20 and 75 [8].

Preprocessing of database

Raw data obtained from this database consist of variations of R-R interval with respect to beat numbers.

Because this form is not convenient for spectral analysis, x axis must be converted to time. This process can be done using Eq 1 as

$$t(n) = rr(n) + t(n - 1) \quad n \in [1, N], t(0) = 0 \text{ and } n \in Z^+ \quad (1)$$

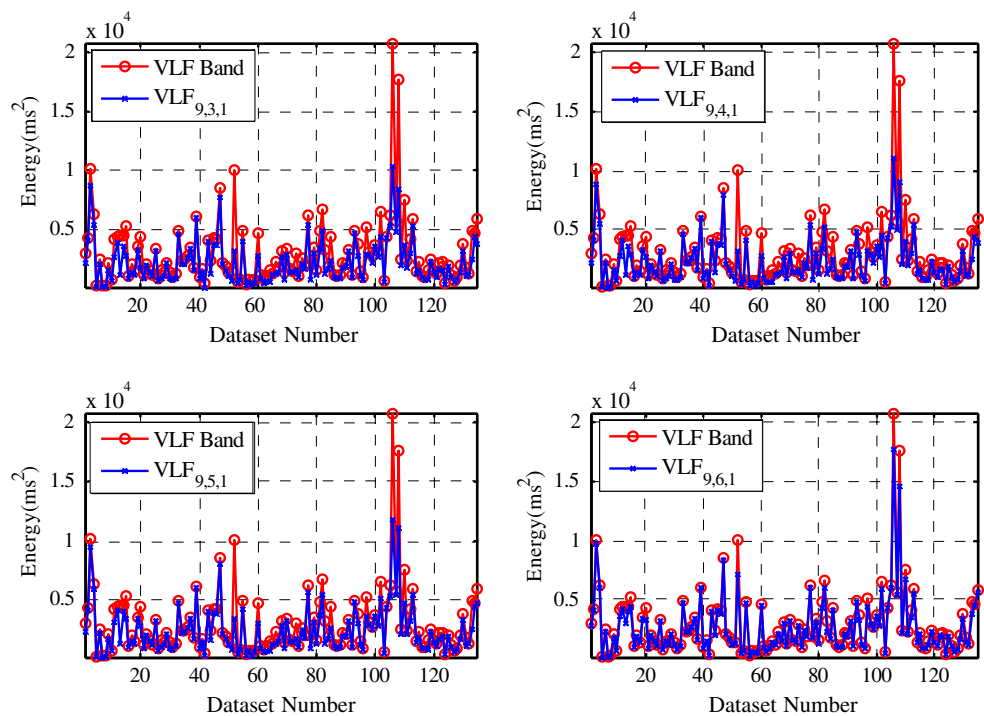
where t represents time and N denotes number of beats.

Then, obtained data are interpolated and resampled in 4 Hz for wavelet packet applications. Here, n is index of

Table 2 Train and test accuracy values of sub-bands

VLF _N	Frequency range (Hz)	Train accuracy %	Test accuracy%
VLF _{9,3,1}	0.0039063–0.015625	70.6	74.6
VLF _{9,3,2}	0.0078126–0.019532	41.1	35.8
VLF _{9,3,3}	0.011719–0.023438	38.2	40.3
VLF _{9,3,4}	0.015625–0.027344	36.8	35.8
VLF _{9,3,5}	0.019532–0.03125	29.4	41.8
VLF _{9,3,6}	0.023438–0.035157	23.5	25.4
VLF _{9,3,7}	0.027344–0.039063	33.9	41.8
VLF _{9,4,1}	0.0039063–0.019532	67.6	77.6
VLF _{9,4,2}	0.0078126–0.023438	36.8	43.3
VLF _{9,4,3}	0.011719–0.027344	47.1	47.8
VLF _{9,4,4}	0.015625–0.03125	39.7	38.8
VLF _{9,4,5}	0.019532–0.035157	29.4	44.8
VLF _{9,4,6}	0.023438–0.039063	23.5	40.3
VLF _{9,5,1}	0.0039063–0.023438	73.5	79.1
VLF _{9,5,2}	0.0078126–0.027344	51.5	49.3
VLF _{9,5,3}	0.011719–0.03125	58.8	56.7
VLF _{9,5,4}	0.015625–0.035157	35.2	41.8
VLF _{9,5,5}	0.019532–0.039063	22.1	43.3
VLF _{9,6,1}	0.0039063–0.027344	95.6	83.6
VLF _{9,6,2}	0.0078126–0.03125	55.8	53.7
VLF _{9,6,3}	0.011719–0.035157	55.9	53.7
VLF _{9,6,4}	0.015625–0.039063	32.4	46.3
VLF _{9,7,1}	0.0039063–0.03125	100	91.0
VLF _{9,7,2}	0.0078126–0.035157	58.2	58.2
VLF _{9,7,3}	0.011719–0.039063	53.7	53.7

Fig. 3 Comparison of energy values in VLF_{9,3,1}, VLF_{9,4,1}, VLF_{9,5,1}, and VLF_{9,6,1} and VLF bands for VT and VF datasets



interested beat number, rr is R-R interval and $t(n)$ is time in n^{th} beat. However, these signals include ectopic beats. These ectopics are removed by using sliding window average filter.

Method

Proposed method is based on WP that has some significant advantages when it is compared with Short Time Fourier Transform (STFT) and Discrete Wavelet Transform (DWT). HRV has a non-stationary characteristic and includes rapidly transient changes and slowly changing components. Owing to the fact that STFT is performed depending on a fixed window width and frequency resolution comes better while time resolution decreases and contrary. This disadvantage is removed using DWT. However, in DWT, frequency decomposition problem appears and frequency bands do not provide described values in literature [1]. WP is overcomes this disadvantage [9]. In WP, all coefficients are decomposed into each stage [10].

In this study, firstly, preprocessed data are decomposed into nodes using with WP. Wavelet packet process has been carried out using db4 that is a type of Daubechies wavelet family and has 8 filter coefficients. Signals have been decomposed at 9 levels in order to choose optimal frequency ranges in VLF region and to obtain actually a dominant sub-band using more nodes in MLPNN. In addition, we have determined VLF band using this

decomposition in between 0.0039063–0.039063 Hz and this range presents perfectly matching with described VLF band as 0.04–0.4 Hz in literature. In here, last level consists of 512 bands. Frequency characteristics of WP can be calculated as

$$f_m = \frac{(j + 1)f_s}{2^{m+1}} \quad m = 1, \dots, M - 1 \tag{2}$$

where f_m is frequency in m^{th} level, f_s is sampling frequency. Range of j is denoted as $j=0,1,\dots,2^m-1$.

Interested nodes that present VLF band are listed Table 1.

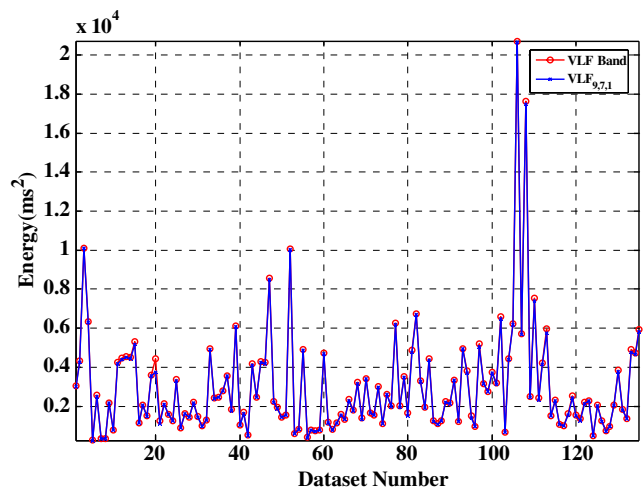


Fig. 4 Comparison of energy values in VLF_{9,7,1} and VLF bands for VT and VF datasets

Then, energy values are calculated depending on w reconstruction values by using Eq 2.

$$E_{w_{rms,m,j}} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum |w_{m,j}(r)|^2} \tag{3}$$

$j \in N$ denotes node index in each m level. Variations of energy values in each node are shown in Fig. 1.

Then, we have designed a MLPNN with four-layers in order to determine dominant sub-bands which consist of consecutive nodes and to find proper window width that provides frequency ranges for sub-bands. This network involves an input layer with 1 neuron, 2 hidden layers with 10 neurons, and output layer with 1 neuron. Firstly, a window consisting of 3 consecutive nodes is selected and 7 sub-bands are obtained by shifting the window one by one. This structure is repeated for windows with 4, 5, 6, and 7 nodes. 6 sub-bands for 4 nodes, 5 sub-bands for 5 nodes, 4 sub-bands for 6 nodes and 3 sub-bands for 7 nodes are obtained. These numbers of sub-bands are symbolized as “ k ” in Eq 4. So, we have determined 25 sub-bands in total. We can explain this sub-bands as mathematically

$$VLF_{m,w,k} = \sum_{j=k}^{w+k-1} E_{w_{m,j}} \tag{4}$$

where $m = 9, j = 1, 2, \dots, 9$, and $w = 3, 4, \dots, 7$ and it presents window width for level 9.

Energy values of 25 sub-bands are applied to input of MLPNN sequentially. Various back propagation algorithms [11, 12] have been applied for the training process. Among all results, the best one to update weights and bias values of the network are obtained by using Levenberg-Marquardt (LM) algorithm. Totally, 135 datasets are used for MLPNN. First 68 datasets for training and others for testing have been chosen. Target values are total energy values of VLF band for all datasets.

The outline of this study is shown in Fig. 2.

In this figure, Y_E is interpolated and resampled training data $E_{w_{m,j}}$ is energy value in interested node.

Simulation results

After simulation of proposed method, obtained train and test accuracy results are listed in Table 2.

Train and test accuracy values of windows including 1st, 2nd and 3rd nodes are fairly higher than others and showed in gray tone. Window width has been increased until train accuracy has been achieved to 100%. Train accuracy is 70.6% for window width with 3 nodes, 67.6% for 4 nodes, 73.5% for 5 nodes and 95.6% for 6 nodes. In Fig. 3, energy differences obtained by comparing with VLF band are presented.

Sub-band $VLF_{9,7,1}$ with 7 nodes has the highest train and test accuracy values. Therefore, sub-band $VLF_{9,7,1}$ can be described as a new VLF band using only 7 nodes including 0.0039063–0.03125 Hz frequency band. Obtained results from comparing of $VLF_{9,7,1}$ and VLF band energy values are presented as graphically in Fig. 4.

Conclusion

In this study, VLF band has been described again with determination of dominant sub-bands for ventricular tachyarrhythmia patients. VLF band has been rarely evaluated in literature related to correlation of cardiac disturbances. We have analyzed VLF band described in between 0.04–0.4 Hz for all situations that involve normal subjects and all subjects with cardiac disturbances in literature for a specific cardiac disturbance called as ventricular tachyarrhythmia. Obtained results show that HRV variations of these patients have the highest train and test accuracy values in 0.0039063–0.03125 Hz frequency range. $w_{9,8}$ and $w_{9,9}$ nodes can be neglected for assessment of total energy in VLF band and a new frequency band can be described. Although first 3 nodes are especially effective in determination of dominant VLF band, only $VLF_{9,7,1}$ has reached 100% train accuracy value. When test and train accuracy results are compared, domination of this band can be seen clearly. Figure 4 signs fully convenience in between $VLF_{9,7,1}$ and VLF bands. So, more effective and narrow VLF band is obtained for ventricular tachyarrhythmia patients.

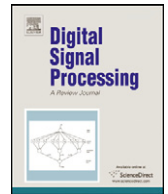
This study brings VLF band up for discussion in order to evaluate other cardiac arrhythmias. Proposed algorithm can be used to describe new different frequency bands in other arrhythmias. In addition, these results might be valuable for clinical applications.

Acknowledgments The research has been supported by the Research Project Department of Akdeniz University, Antalya, Turkey. This study is a part of studies held by Akdeniz University Industrial and Medical Applications Microwave Research Center (IMAMWRC), signal and image processing laboratory and University of Technology Zurich, Department of R&D.

References

1. Task force of the European society of cardiology and the North American society of pacing and electrophysiology, Heart rate variability-standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*. 93:1043–1065, 1996.
2. Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Lim, C. M., and Suri, J. S., Heart rate variability: a review. *Med. Bio. Eng. Comput.* 44:1031–1051, 2006.
3. Chen, S. W., A wavelet based HRV analysis for the study of nonsustained ventricular Tachycardia, *IEEE transactions on biomedical engineering*, Vol:49, No:7, 2002.

4. Malarvili, M. B., Mesbah, M., Boashash, B., Time-frequency analysis of heart rate variability for Neonatal Seizure detection. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, Vol:2007, Article ID: 50396, pp. 10., 2007. doi:10.1155/2007/50396.
5. Shafqat, K., Pal, S. K., Kumari, S., and Kyriacou, P. A., Changes in heart rate variability in patients under local Anesthesia. *Proceedings of the 29th Annual International Conference of IEEE EMBS* Lyon: France, 2007.
6. Hossen, A., Ghunaimi, B. A., and Hassan, M. O., Subband decomposition soft-decision Algorithm for heart rate variability analysis in patients with obstructive sleep Apnea and normal controls. *Signal Processing*. 85:95–106, 2005.
7. Morris, F., Edhouse, J., Brady, W. J., Camm, J., ABC OF Clinical Electrocardiography, BMJ Books, First published in 2003, by BMJ Books, BMA House, Tavistock Square, London WC1H 9JR.
8. <http://www.physionet.org/physiobank/database/mvtdb/>
9. Bilgin, S., Colak, O. H., Koklukaya, E., and Ari, N., Efficient solution for frequency band decomposition problem using wavelet packet for HRV. *Digital Signal Processing*. 18:892–299, 2008. doi:10.1016/j.dsp.2008.04.007.
10. Addison, P. S., *The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance*, IOP Publishing Ltd, 2002.
11. Park, J.-W., Harley, R. G., and Venayagamoorthy, G. K., Comparison of MLP and RBF neural networks using deviation signals for on-line identification of a synchronous generator. *Power Engineering Society Winter Meeting*. 1:274–279, 2002.
12. Lera, G., and Pinzolas, M., A quasi-local Levenberg-Marquardt algorithm for neural network training neural networks proceedings. *IEEE World Congress on Computational Intelligence, The 1998 IEEE International Joint Conference*. 3:2242–2246, 1998.



Efficient solution for frequency band decomposition problem using wavelet packet in HRV

Suleyman Bilgin^{a,d}, Omer H. Çolak^{b,d,*}, Etem Koklukaya^c, Niyazi Arı^d

^a Golhisar Vocational School of Higher Education, Mehmet Akif Ersoy University, Burdur, Turkey

^b Faculty of Engineering, Department of Electrical and Electronics Engineering, Akdeniz University, Antalya, Turkey

^c Faculty of Engineering, Department of Electrical and Electronics Engineering, Sakarya University, Sakarya, Turkey

^d Department of Applied Research and Development, University of Applied Sciences, Zurich, Switzerland

ARTICLE INFO

Article history:

Available online 25 April 2008

Keywords:

Heart rate variability
Discrete wavelet transform
Wavelet packet
Autonomic nervous system
Sympathovagal balance

ABSTRACT

Heart rate variability (HRV) is a very significant noninvasive tool for assessment of sympathovagal balance (SB) that reflects variation of parasympathetic and sympathetic activities in autonomic nervous system (ANS). Low frequency/high frequency (LF/HF) power ratio provides information about these activities. Because of nonstationary characteristic of HRV, analyses based on wavelet transform were typically preferred in previous studies. There is an important problem that required frequency ranges for LF and HF cannot be obtained using discrete wavelet transform (DWT). Different sampling frequencies do not remove this problem. In this study, a solution based on wavelet packet (WP) is presented for removing this problem. In addition, effect of WP on SB values is investigated. Method was applied to spontaneous ventricular tachyarrhythmia database and variation of energy values and LF/HF energy ratios were compared for DWT and WP. WP provides absolutely excellent approximation to required frequency bands and exposes different and impressive SB results.

© 2008 Elsevier Inc. All rights reserved.

1. Introduction

Electrocardiogram (ECG) is a powerful tool for assessment of cardiac disturbances. It provides significant information about electrical conduction in the myocardium. Sinoatrial (SA) node that is the pacemaker tissue of heart is associated with autonomic nervous system (ANS) [1–3]. ANS consists of two opposite branches which are called as sympathetic nervous system (SNS) causing the cardio-acceleration and parasympathetic nervous system (PNS) providing a cardio-deceleration effect [1]. This association between SNS and PNS is very important for balance of body. HRV obtained from ECG is a tool for assessment of this relation [1–3]. And also, it provides a measurement of the relationship between cardiac events and ANS or other cardiac arrhythmias [4,5]. In addition, instantaneous changes on HRV related to different drugs were noted in the literature [6]. There are several methods for analyzing HRV [1–3]. By using various power spectral density methods, four main spectral components are occurred and these components are distinguished in a spectrum calculated from short term recordings: ultra low frequency (ULF) (≤ 0.003 Hz), very low frequency (VLF) (0.003–0.04 Hz), low frequency (LF) (0.04–0.15 Hz), and high frequency (HF) (0.15–0.4 Hz) components [1–3]. The HF component of HRV can be accepted as a marker of parasympathetic modulation and conversely, it is noted that LF component of HRV can be a marker of sympathetic modulation [7]. So, LF/HF power ratio can be considered as the index of SB [1–3,7].

* Corresponding author.

E-mail address: omercol@akdeniz.edu.tr (O.H. Çolak).

In HRV analysis, short time Fourier transform (STFT) that uses a finite window along the time axis is one of well-known methods [8,9]. But, HRV signal includes both slowly changing components and rapidly changing transient events. When we have chosen a narrower window, it provides better time resolution but frequency resolution is poorer. In the other side, time resolution becomes worsen. Wigner–Ville distribution does not contains the limitations of STFT, but produces an interference terms [8,10]. Wavelet transform overcomes these disadvantages. Recently, wavelet transforms are placed as more efficient method on lower frequencies for analyzing of nonstationary signals like HRV. In the analyzing of HRV, different wavelet methods are applied to HRV signal [5,6,11–13]. Especially, discrete wavelet transform (DWT) is used as a most well-known application of wavelets in HRV analysis. In 2002, Chen used DWT on the 2 Hz resampled HRV data for determination of the relationship between the ANS and nonsustained ventricular tachycardia [5]. In study of Burri et al., RR signal was resampled at 4 Hz and DWT was performed using a Daubechies 4 wavelet for analysis of heart rate variability preceding ventricular arrhythmias in patients with ischemic heart disease [11]. In [14], a relationship between variance of DWT and corresponding spectral measure is presented.

Obtained frequency bands using DWT decompositions are different from described values in above. This study presents an efficient WP solution for frequency decomposition problem in DWT. This problem is removed with WP decompositions in 8 levels and all results are compared with DWT results to show significance of variations of frequency bands.

2. Feature extraction of DWT

Wavelet transform is important tool for nonstationary signal analysis as biomedical signals. Wavelet function is defined at scale a and location b as

$$\psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right). \tag{1}$$

If the scale and translation parameters a and b are taken at discrete values, DWT is obtained. Thus, a and b are described powers of two and called dyadic scales and translations: $a = 2^m$, $b = n2^m$ [15–17]. Discrete wavelet function can be described as

$$\psi_{m,n}(t) = 2^{-m/2} \psi(2^{-m}t - n), \tag{2}$$

where $m, n \in Z$ control wavelet dilation and translation respectively. In many applications, the wavelet computations are equivalently performed simply using the filtering processes as

$$\phi_{m+1,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k \phi_{m,2n+k}(t), \tag{3}$$

$$\psi_{m+1,n}(t) = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k \psi_{m,2n+k}(t), \tag{4}$$

where $\phi(t)$ is scaling function, $\psi(t)$ is wavelet function, c_k are scaling coefficients, b_k are wavelet coefficients, and k is location index of transform coefficients. Approximation and detail coefficients can be formulized respectively as

$$S_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_k S_{m,2n+k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k c_{k-2n} S_{m,k}, \tag{5}$$

$$T_{m+1,n} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_k S_{m,2n+k} = \frac{1}{\sqrt{2}} \sum_k b_{k-2n} S_{m,k}. \tag{6}$$

Approximation (A) and detail (D) components are obtained with reconstruction of approximation and detail coefficients [15] as

$$A_M(t) = S_{M,n} \phi_{M,n}(t), \tag{7}$$

$$D_m(t) = \sum_{n=0}^{2^{M-m}-1} T_{m,n} \psi_{m,n}(t), \tag{8}$$

where M is last decomposition level.

Initial signal X is described using with these components in the equation

$$X = A_M(t) + \sum_{m=1}^M D_m(t), \quad m = 1, 2, \dots, M. \tag{9}$$

DWT decomposition tree is shown in Fig. 1.

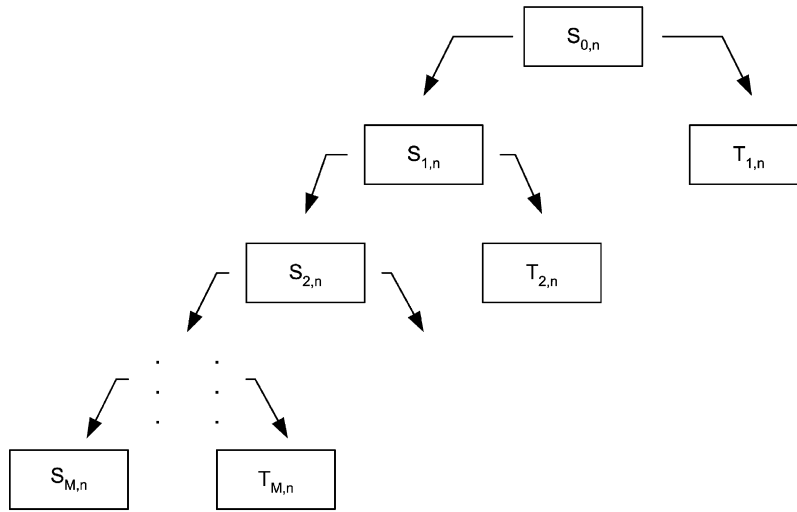


Fig. 1. DWT decomposition tree.

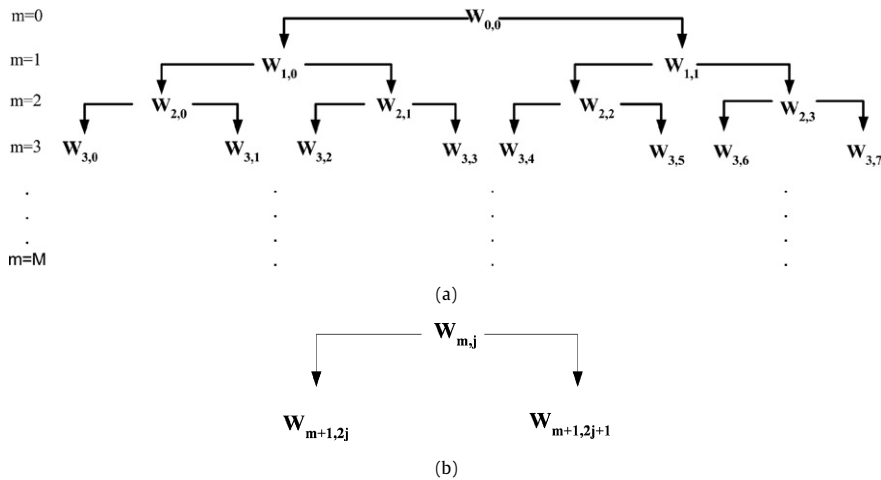


Fig. 2. (a) Wavelet packet decomposition tree, (b) decomposition for a node.

3. Feature extraction of wavelet packet

Wavelet packet (WP) transform is a generalization of DWT. In WP signal decomposition, both the approximation and detail coefficients are further decomposed at each level. In DWT, detail coefficients are transferred down, unchanged to the next level. However, in WP, all coefficients are decomposed in each stage [15]. WP function includes third additional index as j and is described as

$$W_{m,j,n}(t) = 2^{-m/2} W_j(2^{-m}t - n), \tag{10}$$

where $j \in N$ denotes node index in each m level [18]. WP decomposition tree and decomposition for only one node are shown in Fig. 2.

4. Frequency–energy analysis

In DWT, root mean squared (rms) values of A and D components are calculated as

$$A_{rms,m} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_r |A_m(r)|^2}, \tag{11}$$

$$D_{rms,m} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_r |D_m(r)|^2}, \tag{12}$$

where r is total number of data in m th level.

Table 1
Frequency decompositions for DWT and WP in 4 Hz

Method	m	Wavelet level	Frequency range (Hz)	
DWT	3	D3	[0.25–0.5]	HF
	4	D4	[0.125–0.25]	
	5	D5	[0.0625–0.125]	LF
	6	D6	[0.03125–0.0625]	
WP	6	$W_{6,1}-w_{6,4}$ (4 bands)	[0.03125–0.15625]	LF
		$w_{6,5}-w_{6,12}$ (8 bands)	[0.15625–0.40625]	HF
	7	$w_{7,2}-w_{7,9}$ (8 bands)	[0.03125–0.15625]	LF
		$w_{7,10}-w_{7,25}$ (16 bands)	[0.15625–0.40625]	HF
	8	$W_{8,5}-w_{8,19}$ (15 bands)	[0.0390625–0.15625]	LF
		$W_{8,20}-w_{8,51}$ (32 bands)	[0.15625–0.40625]	HF

Total energy is presented as

$$\sum_{r=1}^N |s(r)|^2 = \sum_{r=1}^N |A_{rms,M}(r)|^2 + \sum_{m=1}^M \sum_{r=1}^N |D_{rms,m}(r)|^2. \quad (13)$$

Similarly, in WP, energy is determined depending on w values that is obtained reconstruction of $W_{m,j,n}$.

$$w_{rms,m,j} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum |w_{m,j}(r)|^2}. \quad (14)$$

$w_{rms,m,j}$ denotes rms values of decomposition components and total energy is calculated as

$$\sum_{r=1}^N |s(r)|^2 = \sum_{j=0}^{2^M-1} |w_{rms,m,j}|^2. \quad (15)$$

Frequency characteristics of both the WP and DWT can be calculated similarly as

$$f_m = \frac{(j+1)f_s}{2^{m+1}}, \quad m = 1, \dots, M-1, \quad (16)$$

where f_m is frequency in m th level, f_s is sampling frequency. Range of j is denoted as $j = 0, 1, \dots, 2^m - 1$ for WP and $j = 0, 1$ for DWT.

5. Database

The dataset used in this study is obtained from spontaneous ventricular tachyarrhythmia database in physiobank archives. We have used 131 pairs of R–R interval time series from database which recorded by implanted cardioverter defibrillators in 78 subjects. Each series contains between 986 and 1022 R–R intervals. One series of each pair includes a spontaneous episode of ventricular tachycardia (VT) or ventricular fibrillation (VF), and the other is a sample of the intrinsic (usually sinus) rhythm. The episodes included in this database were recorded by Medtronic ICD 7218 defibrillators, from patients without pacemakers in the US and Canada on or before 3 January 1997. The ICD maintains a buffer containing the 1024 most recently measured R–R intervals. In all, 142 patients were studied, and this database contains episodes from 78 patients who experienced at least one VT or VF episode. Five patients had both a VT and a VF episode included here. The ages of patients in this group are between 20 and 75 [19].

Datasets obtained from database consist of variation of R–R interval with respect to beat number. This is not convenience for time–frequency analysis. Therefore, first, x-axis is converted from beat number to time axis with the equation

$$t(n) = rr(n) + t(n-1), \quad n \in [1, N], \quad t(0) = 0, \quad \text{and } n \in Z^+. \quad (17)$$

Here n is index of interested beat number, rr is R–R interval and $t(n)$ is time in n th beat. However, this signal includes ectopic beats. These ectopics are removed using sliding window average filter [20]. Then, uneven sampled signals are interpolated using cubic spline interpolation and resampled in 4 Hz.

6. Determination of frequency bands

In literature, critical frequency band that is used determination of SB is described as LF and HF that is includes ranges of 0.004–0.15 and 0.15–0.04 Hz, respectively. We have used 8 level decompositions for DWT and WP. In DWT, the frequency bands change into band of 0.03125–0.125 Hz for LF and 0.125–0.5 Hz for HF in 4 Hz resampling frequency for DWT. In WP, frequency bands change with m index. Frequency decomposition and related levels are listed in Table 1.

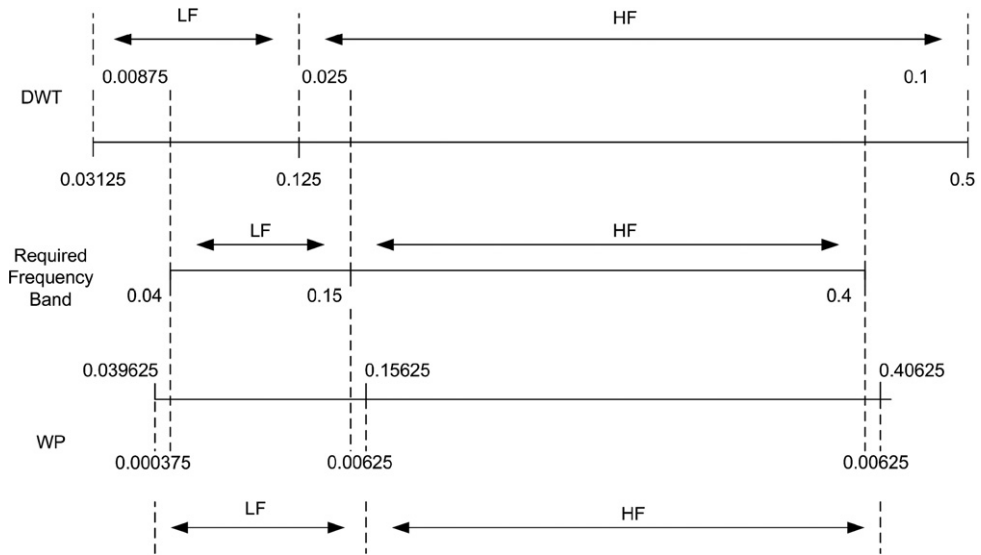


Fig. 3. Comparison of frequency bands, frequency unit is Hz and $m = 8$ for WP.

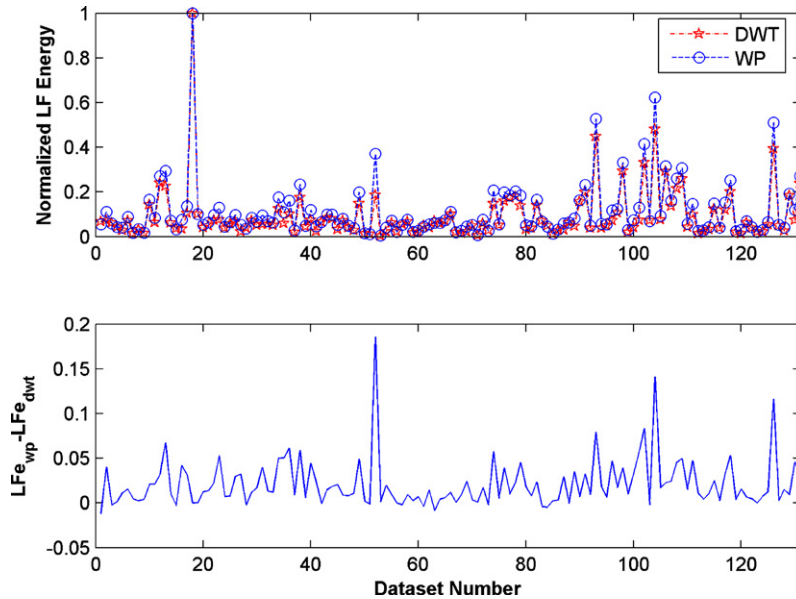


Fig. 4. Comparison of LF energy values.

In Table 1, it is clearly that WP provides successful approximation for required frequency band. LF/HF energy values are calculated for DWT and WP in the following equations:

$$\text{DWT} \frac{\text{LF}}{\text{HF}} \text{e_ratio} = \frac{e_{d5} + e_{d6}}{e_{d3} + e_{d4}}, \tag{18}$$

$$\text{WP} \frac{\text{LF}}{\text{HF}} \text{e_ratio} = \frac{e_{w8,5} + \dots + e_{w8,19}}{e_{w8,20} + e_{w8,51}}, \tag{19}$$

where e_{\cdot} is energy operator in interested band.

Differences in between frequency bands are shown in Fig. 3.

7. Results

In DWT, HF frequency band penetrates 0.025 Hz into LF band. Upper limit in DWT for HF is 0.1 Hz more than required frequency band upper limit. WP provides very closely results to required frequency band. Variations of LF energy, HF energy, and LF/HF are shown in Figs. 4–6, respectively.

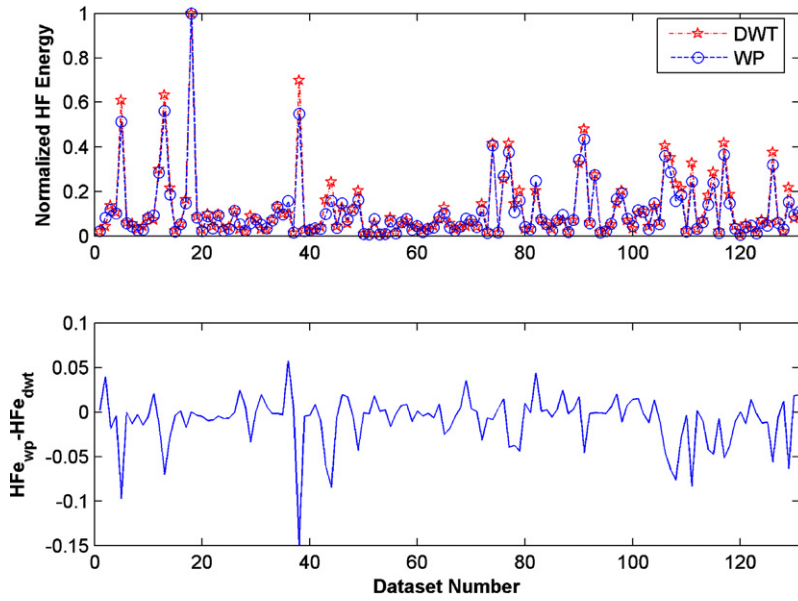


Fig. 5. Comparison HF energy values.

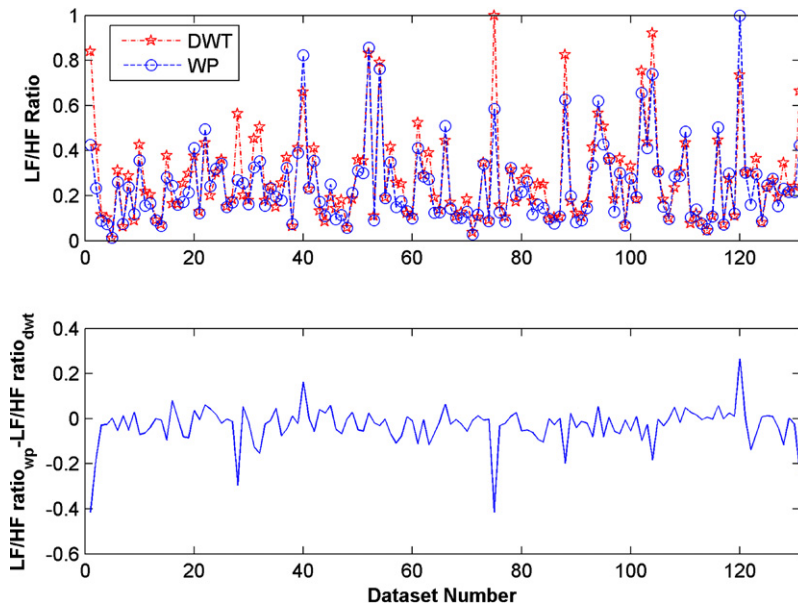


Fig. 6. Comparison of LF/HF energy ratios.

Table 2

Minimum, maximum, and mean values for LF/HF ratio

	Method	Min	Max	Mean
LF/HF energy ratio	DWT	0.1311	11.0763	3.0524
	WP	0.2149	16.0583	3.9328

Here LF energy values obtained with WP are higher than obtained with DWT. This positive trend appears in 67 datasets. In HF, this variation reflects a negative trend because of HF band in DWT is wider than in WP. In here, 110 datasets have smaller values. When we investigate LF/HF energy ratio, we can see that this ratio is increased in 115 datasets of 131 datasets. Min, max, and mean values are listed in Table 2 for in real LF/HF energy ratios for WP and DWT.

Average of LF/HF energy ratio is increased in rate of 28.8% in WP. Lower limit of this ratio is increased 0.2149 values.

8. Conclusions

This study presents a solution based on WP to estimation of sampling frequency and frequency band decomposition problem that is required for determination of SB in HRV analysis. HRV is a nonstationary signal and if wavelets are used for its analysis, these problems limit process ability and investigations can be canalized different points. When DWT is used to determine LF and HF energy frequency bands, both of these bands shift to unwanted frequency regions. This is very significant for determination and interpretation of SB. In wavelet applications, WP can be used for moving of frequencies in between required bands. WP in 8 levels decomposition provides high resolution decomposition and obtained frequency bands are too close to required frequency bands.

Effect of these bands on determination of SB is presented with compared results. It is can be seen that DWT produces very different LF energy, HF energy and LF/HF energy ratio from WP. Especially, decrement of HF energy values and increment of LF/HF energy ratios are very important. Interpretation of SB that reflects domination of parasympathetic and sympathetic activity in ANS is absolutely changed with using WP results. In this study, we have used is 4 Hz sampling frequency and this frequency is enough fairly in HRV frequency decomposition analysis. If WP solution is used, change of sampling frequency is not required.

Applied solution in this study can be used in all HRV database and may be valuable for clinical applications.

Acknowledgments

The research has been supported by the Research Project Department of Akdeniz University, Antalya, Turkey. This study is a part of studies held by Akdeniz University Industrial and Medical Applications Microwave Research Center (IMAMWRC), Signal and Image Processing Laboratory and Department of Research and Development, University of Technology, Zurich, Switzerland.

References

- [1] U.R. Acharya, K.P. Joseph, N. Kannathal, C.M. Lim, J.S. Suri, Heart rate variability: A review, *Med. Bio. Eng. Comput.* 44 (2006) 1031–1051.
- [2] G.D. Clifford, Signal processing methods for heart rate variability, Ph.D. thesis, Department of Engineering Science, University of Oxford, 2002.
- [3] Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, Heart rate variability—Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use, *Circ. Eur. Heart J.* 93 (1996) 354–381.
- [4] H.V. Huikuri, J.O. Valkama, K.E. Airaksinen, T. Seppanen, K.M. Kessler, J.T. Takkinen, R.J. Myerburg, Frequency domain measures of heart rate variability before the onset of non-sustained ventricular tachycardia in patients with coronary artery disease, *J. Am. Heart Assoc.* 87 (4) (1993) 1220–1228.
- [5] S.-W. Chen, A wavelet based heart rate variability analysis for the study of nonsustained ventricular tachycardia, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 49 (2002) 7.
- [6] V. Pichot, J.M. Gaspoz, S. Molliex, A. Antoniadis, T. Busso, F. Roche, F. Costes, L. Quintin, J.R. Lacour, J.C. Barthélémy, Wavelet transform to quantify heart rate variability and to assess its instantaneous changes, *J. Appl. Physiol.* 86 (1999) 1081–1091.
- [7] A. Malliani, N. Montano, Autonomic Balance, Dynamic Electrocardiography, Futura, 2004, pp. 48–56, chap. 6.
- [8] H.L. Chang, H.H. Huang, J.L. Lin, Time–frequency analysis of heart rate variability during transient segments, *Ann. Biomed. Eng.* 29 (2001) 983–996.
- [9] M.G. Tsipouras, D.I. Fotiadis, Automatic arrhythmia detection based on time and time–frequency analysis of heart rate variability, *Comp. Methods Progr. Biomed.* 74 (2) (2004) 95–108.
- [10] L. Cohen, Time–frequency distributions—A review, *IEEE Proc.* 77 (1989) 941–979.
- [11] H. Burri, P. Chevalier, M. Arzi, P. Rubel, G. Kirkorian, P. Touboul, Wavelet transform for analysis of heart rate variability preceding ventricular arrhythmias in patients with ischemic heart disease, *Int. J. Cardiol.* 109 (2006) 101–107.
- [12] J.L.A. Carvalho, A.F. Rocha, L.F. Junqueira, J.S. Neto, I. Santos, F.A.O. Nascimento, A tool for time–frequency analysis of heart rate variability, in: Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE EMBS Cancun, Mexico, September 17–21, 2003.
- [13] S. Bilgin, O.H. Colak, O. Polat, E. Koklukaya, Determination of sympathovagal balance in ventricular tachyarrhythmia patients with implanted cardioverter defibrillators using wavelet transform and MLPNN, *Digital Signal Process.*, doi: 10.1016/j.dsp.2007.12.001.
- [14] M. Engin, Spectral and wavelet based assessment of congestive heart failure patients, *Comp. Biol. Med.* 37 (2007) 820–828.
- [15] P.S. Addison, *The Illustrated Wavelet Transform Handbook: Introductory Theory and Applications in Science, Engineering, Medicine and Finance*, IOP, 2002.
- [16] C.J. Goswami, A.K. Chan, *Fundamentals of Wavelets Theory, Algorithm and Applications*, Wiley, New York, 1999.
- [17] N. Ari, S. Ozen, O.H. Colak, *Wavelet Theory*, Palme Publishing, Turkey, 2008.
- [18] M. Misiti, Y. Misiti, G. Oppenheim, J.M. Poggi, *Wavelet Toolbox for Use with MATLAB*, 2002.
- [19] <http://www.physionet.org/physiobank/database/mvtdb/>.
- [20] J.E. Mietus, *Time-Domain Measures: From Variance to pNNx*, Beth Israel Deaconess Medical Center, Harvard Medical School, Boston, 2006, <http://www.physionet.org/events/hrv-2006>.

Suleyman Bilgin received B.S. degree in 2000 from S.D.U. Isparta (Turkey) in electronics and communication engineering and M.S. degree in 2003 from G.Y.T.E. Kocaeli (Turkey) in electronics engineering. He worked in Erelsan Electronics Corp. as researcher until 2004 in Department of R&D. In 2004 he joined to Industrial Electronics as lecturer in Mehmet Akif Ersoy University in Burdur, Golhisar Technical and Vocational School. He has worked as researcher in Department of R&D, University of Technology Zurich in 2008. His research areas are biomedical time-series analysis, wavelet transform applications, digital signal processing and artificial intelligence.

Omer H. Çolak received B.S. degree in 1999 and M.S. degree in 2003 from S.D.U. Isparta (Turkey) in electronics and communication engineering and Ph.D. degree in 2006 from Sakarya University, Adapazari (Turkey) in electrical and electronics engineering. He worked in Suleyman Demirel University (S.D.U.) as research assistant until 2004 in Department of Electronics and Communication Engineering. In 2004 he joined to Biomedical Department as lecturer in Akdeniz University, Technical and Vocational School of Higher Edu. He has been a

member of Akdeniz University (Turkey) as an Assistant Professor at Electrical and Electronics Engineering Department since June 2007. He has worked as postdoctoral researcher in Department of R&D, University of Technology Zurich in 2008. In addition, he is head of signal and image processing laboratory in Industrial and Medical Applications Microwave Research Center (IMAMWRC) of Akdeniz University since March 2008. His research areas are time–frequency signal analysis, wavelet transform and applications, bioelectrical signal processing, signal detection and classification and digital signal processing.

Etem Koklukaya received B.S. degree in 1978 from I.T.U. Istanbul (Turkey) in electronics and communication engineering, M.S. degree in 1982 from Y.T.U. Istanbul (Turkey) in electronics and communication engineering, and Ph.D. degree from I.T.U. in 1990 Istanbul (Turkey) in control and computer engineering. He has been a member of Sakarya University (Turkey) as a professor at Electrical and Electronics Engineering Department since 2004. His research areas are biomedical signal processing, control systems and artificial intelligence.

Niyazi Ari was born in Turkey in 1945. He received Dipl. El. Ing. ETH and Dr.Sc. Techn. ETH degrees from the ETH, Zurich, in 1969 and 1974, respectively. From 1974 to 1996 he was employed by ABB (BBC) and Oerlikon Contraves, Baden, and Zurich, where he worked on several research projects on power systems, reliability, electronics, electromagnetic compatibility, electromagnetic pulse and high-power microwaves. He has more than 300 technical reports, 26 lecture manuscripts, 5 patents, 8 books, about 30 journal papers and about 40 conference papers. Since 1996, he is with the University of Applied Sciences Zurich, where he is currently a professor and head of applied research and development. His research area is electromagnetic phenomena and wavelet theory. He is a member of SEV and senior member of IEEE.



Contents lists available at ScienceDirect

Expert Systems with Applications

journal homepage: www.elsevier.com/locate/eswa

Estimation and evaluation of sub-bands on LF and HF base-bands in HRV for Ventricular Tachyarrhythmia patients

Suleyman Bilgin, Omer Halil Çolak*, Ovunc Polat, Etem Koklukaya

Mehmet Akif Ersoy Univ., Golhisar Vocational School of Higher Edu., Burdur, Turkey

Akdeniz University, Faculty of Engineering, Dept. of Electrical and Electronics Engineering, Campus, Antalya, Turkey

Suleyman Demirel Univ., Faculty of Engineering, Dept. of Electronics and Communication Engineering, Isparta, Turkey

Sakarya University, Faculty of Engineering, Dept. of Electrical and Electronics Engineering, Sakarya, Turkey

ARTICLE INFO

Keywords:

Heart Rate Variability

MLPNN

Ventricular Tachyarrhythmia

Wavelet Packet Transform

ABSTRACT

Heart Rate Variability (HRV) is an efficient tool for assessment of Sympathovagal Balance (SB) and classification of cardiac disturbances. However, its index may be not enough for classification and evaluation of some disease. This study presents 32 new sub-bands over LF and HF base-bands that are accepted in the literature. Moreover, it determines dominant sub-bands over both base-bands in VTA database. These sub-bands are obtained using Wavelet Packet Transform (WPT) and evaluated using Multilayer Perceptron Neural Networks (MLPNN). Results are compared with obtained results from normal datasets. The domination effects of these sub-bands are assessed according to comparison of each other related to MLPNN training and test accuracy percentages by selecting different width of windows. As a result, obtained results showed that the LF zone including LF₁, LF₂ and LF₃ sub-bands on 0.0390625–0.0859375 Hz frequency range is the most dominant over the LF base-band and, the HF zone including HF₁, HF₂ and HF₃ on 0.1953125–0.28125 Hz frequency range is the most dominant over the HF base-band. In normal datasets, distinctive domination effect has not been determined.

© 2009 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

Ventricular Fibrillation (VF) and Ventricular Tachycardia (VT) which are classified in Ventricular Tachyarrhythmia (VTA) are two types of cardiac arrhythmias that occur on ventricles. While VT is a series of three or more repetitive complexes that originate from the ventricles, VF that is the commonest arrhythmia that causes sudden death out of hospital is usually defined as a primary cardiac event, and with early direct current cardio version the prognosis is relatively good (Morris, Edhouse, Brady, & Camm, 2003).

ECG is a powerful tool for diagnosis of some cardiac disturbances. And also, HRV that is defined as the variation over time between consecutive QRS complexes representing the electrical forces generated by ventricular depolarization on ECG recordings can be used as a pointer for assessment of cardiac health and Autonomic Nervous System (ANS) (Acharya, Joseph, Kannathal, Lim, & Suri, 2006; Task Force of the European Society of Cardiology & The North American Society of Pacing & Electrophysiology, 1996). Basically, three main spectral components are determined in a

spectrum calculated for short term recordings of HRV (Task Force of the European Society of Cardiology & The North American Society of Pacing & Electrophysiology, 1996). Very Low Frequency (VLF) is ranged in 0.003–0.04 Hz frequency interval, Low Frequency (LF) is contained in 0.04–0.15 Hz and High Frequency (HF) band is over 0.15–0.4 Hz frequency interval. It is considered that the LF/HF ratio is related to SB in the literature (Acharya et al., 2006; Task Force of the European Society of Cardiology & The North American Society of Pacing & Electrophysiology, 1996). In recent years, LF and HF bands have been used for diagnostic evaluation but these analyses usually have been focused to change of existent LF and HF bands in literature. Chen (2002) analyzed HRV signals depending on LF/HF ratio for nonsustained Ventricular Tachyarrhythmia patients. Malarvili, Mesbah, and Boashash (2007) carried out time–frequency analysis of HRV signals for neonatal seizure detection and presented that mean frequency in LF and the variance of HF band can be used to discriminate seizure from non-seizure in 2007. In a study realized by Shafqat, Pal, Kumari, and Kyriacou (2007), changes of HRV in patients under local anesthesia are investigated depending on changes of LF and HF components. Hossen, Ghunaimi, and Hassan (2005) presented a study including HRV analysis of patients with obstructive sleep apnea and normal controls by using sub-band decomposition. In that study, the rate of LF/VLF exhibited better sensitivity and accuracy than the ratio of the LF/HF power spectral densities. It is clearly

* Corresponding author. Address: Akdeniz University, Faculty of Engineering, Dept. of Electrical and Electronics Engineering, Campus, Antalya, Turkey. Tel.: +90 2423106361; fax: +90 2423106359.

E-mail address: omercol@akdeniz.edu.tr (O.H. Çolak).

that LF and HF index are not enough for diagnosis and classification of diseases. Hence, new more indexes are needed.

In this study, new LF and HF sub-bands have been obtained by using WPT and evaluated by using MLPNN for Ventricular Tachyarrhythmia patients. Firstly, raw data obtained from spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia database are interpolated by using cubic spline interpolation and resampled in 4 Hz. Then, these data are decomposed into smaller frequency parts on LF and HF base-bands using WPT and their energy values are calculated. Sub-bands over both LF and HF base-bands are presented depending on different window widths. The most efficient sub-bands are obtained by using MLPNN. Results have been compared with results obtained from normal datasets.

2. Wavelet Packet Transform

Wavelet decomposition is a very efficient tool for decomposition of signal into components (Goswami & Chan, 1999). Wavelet Packet Transform (WPT) is a type of Wavelet Transform (WT) using a discrete decomposition. In WPT, both the approximation and detail coefficients are further decomposed at each level using high pass filter and low pass filter. WPT function including three indexes as i, j, k is described as

$$W_{i,j,k}(t) = 2^{-i/2} W_j(2^{-i}t - k), \quad (1)$$

where $i, k \in Z$ describes wavelet dilation and translation, respectively, $j \in N$ denotes node index in each i level (Misiti, Misiti, Oppenheim, & Poggi, 2002). WP decomposition tree for $W_{i,j}$ and decomposition for only one node are shown in Fig. 1.

WP has some significant advantages when it is compared with Short Time Fourier Transform (STFT) and Discrete Wavelet Transform (DWT). HRV has a non-stationary characteristic and includes rapidly transient changes and slowly changing components. Owing to the fact that STFT is performed depending on a fixed window width and frequency resolution comes better while time resolution decreases and contrary. This disadvantage is removed using DWT. However, in DWT, frequency decomposition problem appears and frequency bands do not provide described values in literature (Task Force of the European Society of Cardiology & The North American Society of Pacing & Electrophysiology, 1996). WP is overcomes this disadvantage (Bilgin, Colak, Koklukaya, & Ari, in press). In WP, all coefficients are decomposed into each stage (Addison, 2002).

3. Multilayer Perceptron Neural Network (MLPNN)

Currently, the artificial neural networks (ANNs) have been widely applied to a variety of applications such as data fitting, classification and pattern recognition. There are different types of ANN. The MLPNN is popular type in applications of ANNs. The MLPNN consists of three-layers of neurons (input, hidden, and output layer) interconnected by weights. The MLPNN transforms n inputs to m outputs through some nonlinear function. The weights of the MLPNN are trained by the backpropagation algorithm (Wook, Harley, & Venayagamoorthy, 2002). Training the network is an important step to get the optimal values of weights and biases after being initialized randomly or with a certain values. The training processes require a set of prototypes and targets to learn the proper network behavior. During training, the weights and biases of the network are iteratively adjusted to minimize the network performance function which is the mean square error for the feed forward networks. The mean square error is calculated as the average squared error between the inputs and targets (Lera & Pinzolas, 1998).

4. Dataset

4.1. Raw data

The datasets used in this study are obtained from the spontaneous Ventricular Tachyarrhythmia database in physionet signal archives. This database including 135 pairs of RR interval time series is recorded by Implanted Cardioverter Defibrillators (ICD) in 78 subjects. One series of each pair includes a spontaneous episode of Ventricular Tachycardia (VT) or Ventricular Fibrillation (VF), and the other is a sample of the intrinsic (usually sinus) rhythm. These pairs are denoted as “VTA” for VT and VF episodes and “normal” for intrinsic rhythm. In this study, VT and VF datasets and normal sinus rhythms are used. The episodes which are included in this database are recorded by Medtronic ICD 7218 defibrillators, from patients without pacemakers in the US and Canada. This database contains episodes from 78 patients who experienced at least one VT or VF episode. Five patients had both a VT and a VF episode included here. The ages of patients in this group are between 20 and 75 (<http://www.physionet.org/physio-bank/database/mvtdb/>).

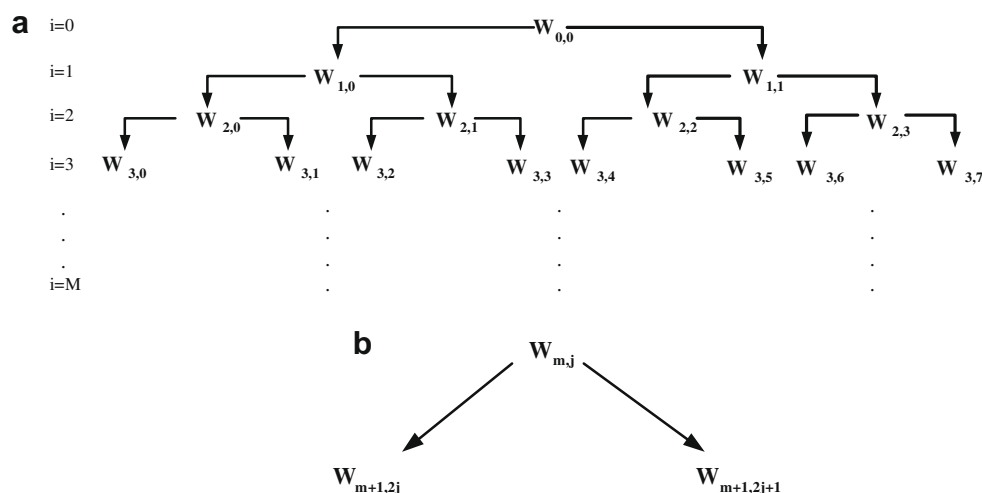


Fig. 1. (a) The wavelet packet decomposition tree and (b) the decomposition for a node.

4.2. Preprocessing of data

Raw data obtained from this database consist of variations of R–R interval over time with respect to beat numbers. But these data can not be applied to time spectral analysis, therefore, x -axis has to be converted to time. This process can be done using Eq. (2) as

$$t(n) = rr(n) + t(n-1)n \in [1, N], \quad t(0) = 0 \text{ and } n \in Z^+, \quad (2)$$

where t represents time and N denotes number of R–R intervals.

Then, obtained data are interpolated by using cubic spline interpolation and resampled in 4 Hz for wavelet packet applications. Here, n is index of interested beat number, rr is R–R interval and $t(n)$ is time in n th heart beat. However, this signal includes ectopic beats. These ectopics are removed by using sliding window average filter (Mietus, 2006).

5. Method

This study represents a method for HRV analysis by using WPT and MLPNN. The outline of this proposed method for these analyses of HRV signals is shown in Fig. 2.

In this method, at first, the 135 pairs of datasets are separated into branches in where first 68 datasets are grouped as training data and last 67 datasets are grouped as test data.

Then, these datasets are applied to preprocessing unit including cubic spline interpolation and resampling at 4 Hz processes. Hence, the datasets are prepared for time–frequency analysis. Available datasets are decomposed into wavelet packets by using WPT (Goswami & Chan, 1999) which has been carried out by using db4 that is a type of Daubechies wavelet family. WPT especially presents a perfect matching with described LF and HF bands ranges in literature (Task Force of the European Society of Cardiology & The North American Society of Pacing & Electrophysiology, 1996) and overcomes frequency decomposition problem appearing in DWT (Bilgin et al., in press). Signals have been decomposed into 8 levels and last level consists of 256 nodes. Frequency characteristics of WPT can be calculated as

$$f_i = \frac{(j+1)f_s}{2^{i+1}}, \quad i = 1, \dots, M-1, \quad (3)$$

where f_i is frequency in i th level, f_s is sampling frequency. j is denoted as $j = 0, 1, \dots, 2^i - 1$.

In WPT, LF base-band and HF base-band are determined as 0.0390625–0.15625 Hz and 0.15625–0.40625 Hz frequency interval, respectively.

The energy values are determined for each node in LF and HF base-bands. These values are defined as depending on w reconstruction values by using Eq. (4)

$$E_{w_{RMS},ij} = \sum_{j=0}^{2^M-1} |w_{RMS,ij}|^2, \quad (4)$$

where M is the last decomposition level and $E_{w_{RMS},ij}$ is explained as the total energy of the packet that is placed at i and j index (Misiti et al., 2002).

We will now select sub-bands and compare with each other for domination effects in base-bands. For this process, firstly, a window including three nodes is used for determination of dominant nodes over base LF band energy and this window is shifted over LF base-band as overlapped. So, 13 sub-bands occur over the LF base-band. Then, this process has been repeated for a window with six nodes. Thus we have obtained 10 sub-bands over LF base-band. It is explained mathematically as

$$LF_n = \sum_{j=n-4}^{n+3+ww} E_{w_{8,j}}, \quad (5)$$

where LF_n is n th sub-band over LF base-band, ww is the window width, n is the number of sub-bands and j is a node number where $E_{w_{8,j}}$ is an energy value at 8th level and j th node.

Similarly, for HF sub-bands, firstly, the window is selected as six nodes size and it is shifted over HF base-band as overlapped and 27 sub-bands occur in the HF base-band. Then, this process has been repeated for a window with 11 nodes. Thus we have obtained 22 sub-bands over HF base-band. It is explained mathematically as

$$HF_n = \sum_{j=n+19}^{n+18+ww} E_{w_{8,j}}, \quad (6)$$

where HF_n is n th sub-band over HF base-band.

We have designed a MLPNN with three-layers in order to determine dominant sub-bands which consist of consecutive nodes. This network involves an input layer with one neuron, one hidden layer with 10 neurons, and output layer with one neuron. Energy values of these sub-bands are determined and applied to input of MLPNN as one by one. Various back propagation algorithms (Hu & Hwang, 2002; Lera & Pinzolas, 1998; Wook et al., 2002) have been applied for the training process. Among all results, the best one to update weights and bias values of the network is obtained by using Levenberg–Marquardt (LM) algorithm.

Target values have been selected as total energy values of interested base-bands in order to determine efficiency of a narrower band over interested base-band. This selection is used for both

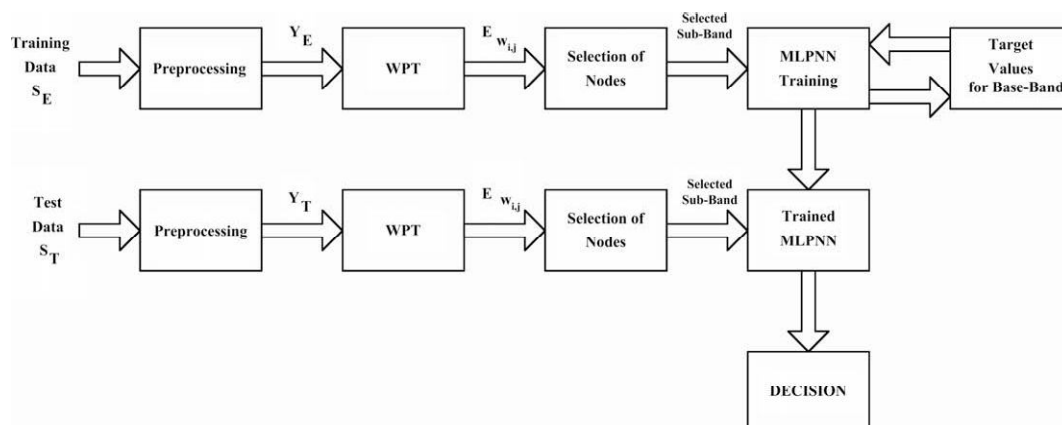


Fig. 2. The outline of proposed method.

Table 1

Training and test accuracy of sub-bands selected over LF and HF base-bands (ww = 3 for LF and ww = 6 for HF).

Sub-bands	Base-bands	Frequency range (Hz)	Training accuracy (%)		Test accuracy (%)	
			VTA	Normal	VTA	Normal
LF ₁	LF base-band	[0.0390625–0.0625]	70.6	85.3	64.2	82.1
LF ₂		[0.046875–0.0703125]	66.2	85.3	65.7	68.7
LF ₃		[0.0546875–0.078125]	86.8	94.1	71.6	85.1
LF ₄		[0.0625–0.0859375]	70.6	92.6	61.2	74.6
LF ₅		[0.0703125–0.09375]	73.5	85.3	59.7	82.1
LF ₆		[0.078125–0.1015625]	60.3	89.7	55.2	82.1
LF ₇		[0.0859375–0.109375]	64.7	85.3	55.2	79.1
LF ₈		[0.09375–0.1171875]	72.1	85.3	62.7	79.1
LF ₉		[0.1015625–0.125]	67.6	85.3	67.2	74.6
LF ₁₀		[0.109375–0.1328125]	63.2	88.2	53.7	71.6
LF ₁₁		[0.1171875–0.140625]	85.3	83.8	62.7	71.6
LF ₁₂		[0.125–0.1484375]	48.5	88.2	38.8	71.6
LF ₁₃		[0.1328125–0.15625]	72.1	86.8	47.8	59.7
HF ₁	HF Base-band	[0.15625–0.203125]	83.8	75	53.7	53.7
HF ₂		[0.1640625–0.2109375]	77.9	75	55.2	61.2
HF ₃		[0.171875–0.21875]	83.8	72.1	50.7	64.2
HF ₄		[0.1796875–0.2265625]	83.8	75	50.7	61.2
HF ₅		[0.1875–0.234375]	89.7	75	52.2	43.3
HF ₆		[0.1953125–0.2421875]	85.3	73.5	53.7	58.2
HF ₇		[0.203125–0.25]	86.8	80.9	53.7	59.7
HF ₈		[0.2109375–0.2578125]	72.1	88.2	56.7	62.7
HF ₉		[0.21875–0.265625]	66.2	83.8	50.7	59.7
HF ₁₀		[0.2265625–0.2734375]	76.5	86.8	56.7	61.2
HF ₁₁		[0.234375–0.28125]	76.4	91.2	62.7	64.2
HF ₁₂		[0.2421875–0.2890625]	64.7	86.8	50.7	65.7
HF ₁₃		[0.25–0.296875]	57.4	82.4	47.8	56.7
HF ₁₄		[0.2578125–0.3046875]	66.2	86.8	47.8	58.2
HF ₁₅		[0.265625–0.3125]	61.8	80.9	44.8	55.2
HF ₁₆		[0.2734375–0.3203125]	58.8	79.4	40.3	58.2
HF ₁₇		[0.28125–0.328125]	64.7	77.9	49.3	61.2
HF ₁₈		[0.2890625–0.3359375]	63.2	86.8	44.8	59.7
HF ₁₉		[0.296875–0.34375]	61.8	89.7	50.7	59.7
HF ₂₀		[0.3046875–0.3515625]	64.7	83.8	49.3	62.7
HF ₂₁		[0.3125–0.359375]	61.8	82.4	43.3	64.2
HF ₂₂		[0.3203125–0.3671875]	61.8	82.4	52.2	55.2
HF ₂₃		[0.328125–0.375]	72.1	86.8	50.7	56.7
HF ₂₄		[0.3359375–0.3828125]	69.1	91.2	67.2	53.7
HF ₂₅		[0.34375–0.390625]	70.6	94.1	62.7	67.2
HF ₂₆		[0.3515625–0.3984375]	60.3	83.8	50.7	55.7
HF ₂₇		[0.359375–0.40625]	63.2	91.2	53.7	58.2

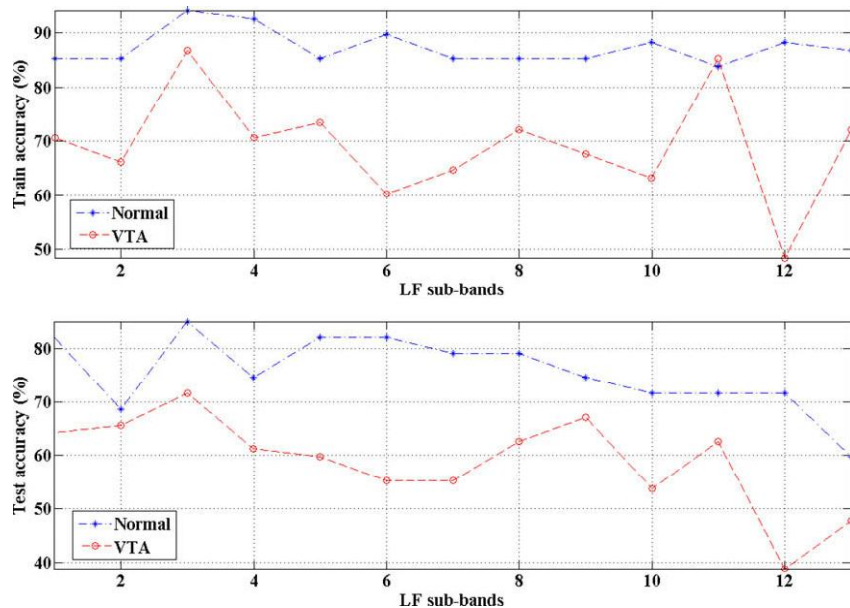


Fig. 3. Comparing of VTA and normal data depending on LF sub-bands for ww = 3.

VTA episodes and normal episodes. In other words, target values for LF and HF sub-bands are total energy values of LF and HF base-bands, respectively.

6. Simulation results

As a result, after WPT and MLPNN processes, the effects of sub-bands over LF and HF base-bands are listed in Table 1 for LF sub-

bands for a window with three nodes and HF sub-bands for a window with six nodes according to MLPNN training and test accuracy for normal and VTA datasets. These values are shown in Figs. 3 and 4, respectively.

It is clear that an efficient sub-band over base-band LF and HF can not be defined for VTA and normal data. LF sub-band accuracy values are stable for normal dataset. Both of train and test accuracy values obtained from VTA are lower than normal datasets

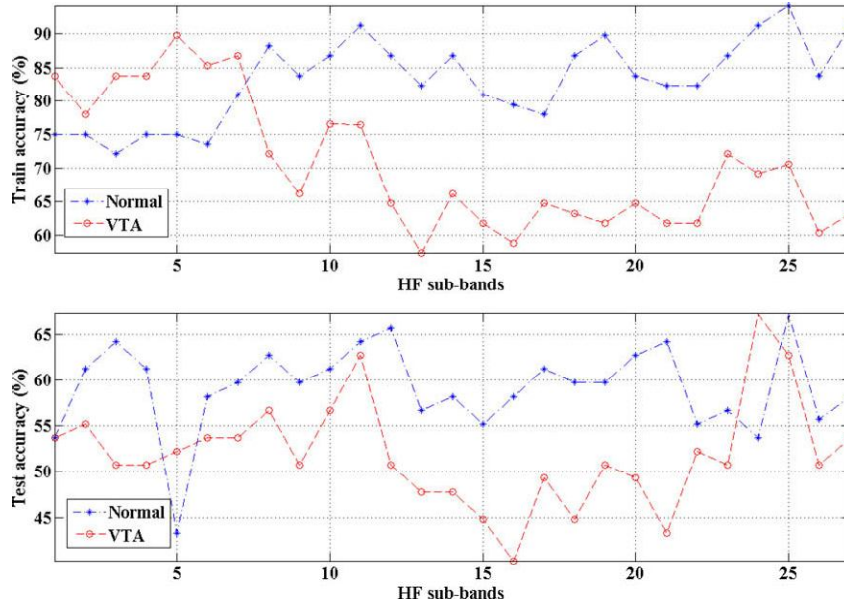


Fig. 4. Comparing of VTA and normal data depending on HF sub-bands for ww = 6.

Table 2
Training and test accuracy of sub-bands selected over LF and HF base-bands (ww = 6 for LF and ww = 10 for HF).

Sub-bands	Base-bands	Frequency range (Hz)	Training accuracy (%)		Test accuracy (%)	
			VTA	Normal	VTA	Normal
LF ₁	LF Base-band	[0.0390625–0.0859375]	89.7	97.1	74.6	91.1
LF ₂		[0.046875–0.09375]	83.8	91.2	82.1	86.6
LF ₃		[0.0546875–0.1015625]	77.9	100	76.1	89.6
LF ₄		[0.0625–0.109375]	60.3	94.1	58.2	85.1
LF ₅		[0.0703125–0.1171875]	79.4	95.6	71.6	82.1
LF ₆		[0.078125–0.125]	72.1	92.6	74.6	80.6
LF ₇		[0.0859375–0.1328125]	58.8	91.2	70.2	82.1
LF ₈		[0.09375–0.140625]	63.2	91.2	65.7	74.6
LF ₉		[0.1015625–0.1484375]	72.1	86.8	71.6	76.1
LF ₁₀		[0.109375–0.15625]	76.5	92.6	65.7	73.1
HF ₁	HF Base-band	[0.15625–0.2421875]	86.8	82.4	58.3	61.2
HF ₂		[0.1640625–0.25]	91.2	80.9	61.2	56.7
HF ₃		[0.171875–0.2578125]	86.8	95.6	53.7	70.2
HF ₄		[0.1796875–0.265625]	86.8	82.4	58.2	70.2
HF ₅		[0.1875–0.2734375]	91.2	88.2	58.2	71.6
HF ₆		[0.1953125–0.28125]	88.2	91.2	64.2	73.1
HF ₇		[0.203125–0.2890625]	83.8	94.1	70.2	74.6
HF ₈		[0.2109375–0.296875]	75	86.8	67.2	80.6
HF ₉		[0.21875–0.3046875]	63.2	89.7	55.2	73.1
HF ₁₀		[0.2265625–0.3125]	64.7	89.7	55.2	70.2
HF ₁₁		[0.234375–0.3203125]	64.7	92.6	55.2	68.7
HF ₁₂		[0.2421875–0.328125]	79.4	80.9	64.2	64.2
HF ₁₃	[0.25–0.3359375]	55.9	85.3	44.8	62.7	
HF ₁₄	[0.2578125–0.34375]	57.4	91.2	46.3	62.7	
HF ₁₅	[0.265625–0.3515625]	55.9	88.2	43.3	59.7	
HF ₁₆	[0.2734375–0.359375]	60.3	85.3	41.8	58.2	
HF ₁₇	[0.28125–0.3671875]	66.2	88.2	46.3	61.2	
HF ₁₈	[0.2890625–0.375]	67.7	91.2	49.3	64.2	
HF ₁₉	[0.296875–0.3828125]	72.1	89.7	58.2	67.2	
HF ₂₀	[0.3046875–0.390625]	64.7	95.6	53.7	64.2	
HF ₂₁	[0.3125–0.15625]	57.4	95.6	62.7	65.7	
HF ₂₂	[0.3203125–0.40625]	75	97.1	55.2	64.2	

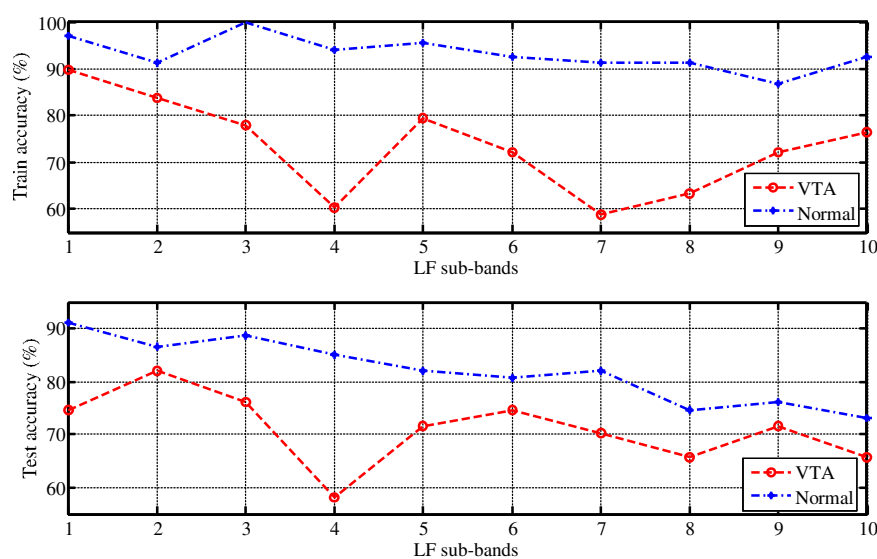


Fig. 5. Train and test accuracy values over LF base-band for VTA and normal datasets ($ww = 6$).

for LF. HF train accuracy values in between one and seven sub-bands are higher than others. However, test values are not substantial and distribute arbitrarily.

When a window with six nodes for LF and a window with 11 nodes for HF have been used, train and test accuracy values obtained using MLPNN for VTA and normal datasets are listed in Table 2.

Comparison of training and test accuracy values over LF base-band for VTA and normal datasets are shown in Fig. 5 as graphically.

While LF_1 sub-band has the highest training accuracy value, LF_2 sub-band has the highest test accuracy value in VTA datasets. In this case, it is noted that LF_1 , LF_2 and LF_3 which contain 0.0390625–0.1015625 Hz frequency range are the most dominant sub-bands over the base LF band. Both training and test accuracy values fairly decrease for other sub-bands for VTA datasets. However, training accuracy values in normal datasets are the almost similar to each other. Test accuracy values slightly decrease from first LF sub-band towards last LF sub-band in normal datasets. In

normal datasets, when these sub-bands are investigated, any domination effect has not been determined according to comparison of each other.

Comparison of training and test accuracy values over HF base-band for VTA and normal datasets are shown in Fig. 6 as graphically.

While HF_2 and HF_5 sub-bands have the highest training accuracy value, HF_7 sub-band has the highest test accuracy value in VTA datasets. Although first seven sub-bands have the highest training accuracy values, HF_6 and HF_7 sub-bands present high test accuracy values. Besides, HF_8 has lower training value and high test value. So, HF_6 , HF_7 and HF_8 which involve 0.1953125–0.296875 Hz frequency range are obtained as the most dominant frequency zone over the HF band. Accuracy values fairly decreases for other sub-bands.

Furthermore, it can be seen that, training and test performance can be changed by width of windows in Tables 1 and 2. Thus, the dominant sub-bands can be determined according to accuracy values obtained from the proposed method. The application is carried

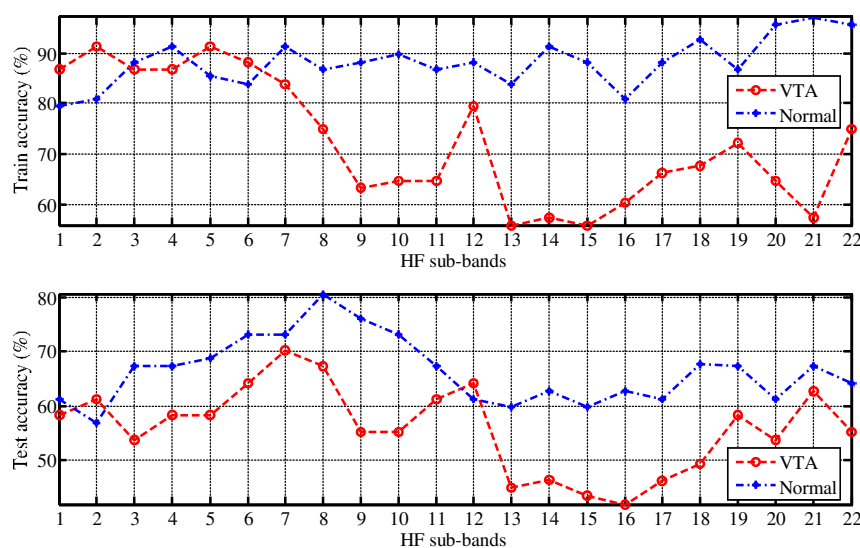


Fig. 6. Train and test accuracy values over HF base-band for VTA and normal datasets ($ww = 10$).

out using two different window widths and considerable estimation performance is obtained.

7. Conclusion

This study presents a method that provides new indexes for VTA diseases. Traditional power spectral analysis using Fourier transform propose wide frequency range measurements including LF and HF base-bands. This study shows that some consecutive sub-bands over LF and HF base-bands have lower energy values than other sub-bands for VTA datasets.

When $ww = 3$ for LF and $ww = 6$ for HF is taken, a distinctive sub-band has not been observed. Energy values on sub-bands for normal dataset reflect similar features with respect to base-band. Therefore, both of training and test accuracy values for normal datasets are higher than VTA datasets. Training accuracy values on HF sub-bands covering in between 1st and 7th sub-bands are higher than the other HF sub-bands for VTA datasets. However, this distinctive effect does not involve test accuracy values.

When we have selected $ww = 6$ for LF and $ww = 10$ for HF and test and train accuracy results are compared, domination of sub-bands can be seen clearly. Consecutive LF_1 , LF_2 and LF_3 sub-bands including 0.0390625–0.1015625 Hz frequency range reflect the most dominant zone over the LF base-band. Moreover sequential HF_6 , HF_7 and HF_8 sub-bands which contain 0.1953125–0.296875 Hz frequency range compose the most dominant zone over the HF base-band. In normal datasets, distinctive domination effect has not been found. All accuracy values of sub-bands are usually similar. In addition, the system performance can be changed by width of windows. Hence, we can estimate dominant sub-bands with optimum window width.

Furthermore, domination effect of sub-bands in between HF_{13} and HF_{22} including 0.25–0.40625 Hz frequency range is very low for VTA datasets. However, in normal datasets, training accuracy values of these bands exhibit quite similar characteristic to each other.

As a result, sub-band characteristic indicate remarkable alteration in VTA episodes. By this means, next researches are not only focused on LF and HF base-bands and also they can use more sub-bands as pointers for different diseases. Next researches on HRV analysis can be realized by using sub-bands which are proposed as new indexes in this study. And also, the proposed method will be pioneer of next studies for diagnosis and classifications of diseases which are related to HRV signals.

Acknowledgements

The research has been supported by the Research Project Department of Akdeniz University, Antalya, Turkey. This study is a part of studies held by Akdeniz University Industrial and Medical Applications Microwave Research Center (IMAMWRC), signal and image processing laboratory and University of Technology Zurich, Department of R&D.

References

- Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Lim, C. M., & Suri, J. S. (2006). Heart rate variability: A review. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44, 1031–1051.
- Addison, P. S. (2002). *The illustrated wavelet transform handbook: Introductory theory and applications in science, engineering, medicine and finance*. IOP Publishing Ltd..
- Bilgin, S., Colak, O. H., Koklukaya, E., & Ari, N. (in press). Efficient solution for frequency band decomposition problem using wavelet packet for HRV. *Digital Signal Processing*, doi:10.1016/j.dsp.2008.04.007.
- Chen, S. W. (2002). A wavelet based HRV analysis for the study of nonsustained ventricular tachycardia. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 49(7).
- Goswami, J. C., & Chan, A. K. (1999). *Fundamentals of wavelets theory, algorithms, and applications*. A Wiley Interscience Pub..
- Hossen, A., Ghunaimi, B. A., & Hassan, M. O. (2005). Subband decomposition soft-decision algorithm for heart rate variability analysis in patients with obstructive sleep apnea and normal controls. *Signal Processing*, 85, 95–106.
- Hu, Y. H., & Hwang, J. N. (2002). *Handbook of neural network signal processing*. CRC Press.
- Lera, G., & Pinzolas, M. (1998). A quasi-local Levenberg–Marquardt algorithm for neural network training. In *The 1998 IEEE International Joint Conference on Neural Networks Proceedings IEEE World Congress on Computational Intelligence*, 4–9 May 1998 (Vol. 3, pp. 2242–2246).
- Malarvili, M. B., Mesbah, M., & Boashash, B. (2007). Time–frequency analysis of heart rate variability for neonatal seizure detection. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2007. doi:10.1155/2007/50396. Article ID: 50396, 10 p.
- Mietus, J. E. (2006). *Time-domain measures: From variance to pNNx*. Boston: Beth Israel Deaconess Medical Center, Harvard Medical School.
- Misiti, M., Misiti, Y., Oppenheim, G., & Poggi, J. M. (2002). *Wavelet Toolbox for use with MATLAB*.
- Morris, F., Edhouse, J., Brady, W. J., & Camm, J. (2003). *ABC of clinical electrocardiography*. London: BMJ Books.
- Shafiqat, K., Pal, S. K., Kumari, S., & Kyriacou, P. A. (2007). Changes in heart rate variability in patients under local anesthesia. In *Proceedings of the 29th annual international conference of IEEE EMBS*, Lyon, France.
- Task Force of the European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart rate variability – standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *Circulation*, 93 (5) 1043–1065.
- Wook, P. J., Harley, R. G., & Venayagamoorthy, G. K. (2002). Comparison of MLP and RBF neural networks using deviation signals for on-line identification of a synchronous generator. In *IEEE power engineering society winter meeting* (Vol. 1, pp. 274–279), 27–31 January 2002.

Fibromiyalji Sendromunda, Yapay Sinir Ağları ve Dalgacık Paket Dönüşümü Kullanılarak Kalp Hızı Değişkenliği ile BAI Psikolojik Test Skorlarının İlişkilendirilmesi

Correlation of BAI Psychological Test Scores with Heart Rate Variability Using Wavelet Packet Transform and Artificial Neural Networks in Fibromyalgia Syndrome

Süleyman Bilgin¹ Ömer H. Çolak¹ Gürkan Bilgin² Özhan Özkan³ Sedat Yıldız⁴
Etem Köklükaya³

1. Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
Akdeniz Üniversitesi
{suleymanbilgin,omercol}@akdeniz.edu.tr
2. Burdur Meslek Yüksekokulu Endüstriyel Elektronik Bölümü
Mehmet Akif Ersoy Üniversitesi
gbilgin@mehmetakif.edu.tr
3. Mühendislik Fakültesi, Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü
Sakarya Üniversitesi
{ekaya, ozhan}@sakarya.edu.tr
4. Tıp Fakültesi, Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Bölümü
Süleyman Demirel Üniversitesi
syildiz@med.sdu.edu.tr

Özetçe

Fibromiyalji sendromu (FMS) daha çok bayanlarda rastlanan yaygın ağrı şeklinde görülen kronik kas ve iskelet sistemi hastalığıdır. Kalp Hızı Değişkenliği (KHD), Elektrokardiyogram (EKG) işaretlerinde ardışık her bir QRS arasındaki mesafenin zaman olarak ölçülmesiyle elde edilen işaretlerdir. KHD parametreleri yapılan çalışmalarda otonom sinir sistemi ile birebir ilişkilendirilmektedir. Psikolojiyi de etkileyen FMS'de, etkilenme boyutunun anlaşılabilmesi için hastalara bir takım psikolojik testler uygulanmaktadır. Yazılı ve sözlü olarak yapılan bu testlerden Beck Anksiyete Envanteri (BAI), 21 sorudan oluşan bir testtir. Çalışmada, FMS'li hastalardan ve kontrol grubundan alınan KHD işaretleri Dalgacık Paket Dönüşümü (DPD) uygulanarak dalgacık paketlerine ayrılmış ve literatürde otonom sinir sistemi ile ilişkilendirilen frekans bantları çalışma kapsamına alınmıştır. Bu frekans bantlarının kapsadığı dalgacık paketleri, giriş parametreleri olarak çok katmanlı perseptron yapay sinir ağlarına (ÇKPYS) uygulanmıştır. BAI psikolojik test skor değerleri hedef alınarak eğitilmiş ve test edilmiştir. Elde edilen skorlara göre, çok alçak frekans (ÇAF) bandı kapsamında bulunan dalgacık paketleri ilişki göstermezken, alçak frekans + yüksek frekans (AF+YF) en iyi ilişkiyi göstermektedir. Yapılan çalışma, psikolojik test skorları ile psikolojik etkinliğin ölçülmesinin yapıldığı klinik çalışmalara, fizyolojik bir destekle çözüm sunmayı hedeflemektedir.

Anahtar kelimeler: Fibromiyalji sendromu, Kalp hızı değişkenliği, Dalgacık paket dönüşümü, yapay sinir ağları

Abstract

Fibromyalgia syndrome which is appeared in the form of common pain in women is a musculoskeletal disorder. Heart rate variability (HRV) is a signal as measured time between each successive QRS time obtained from ECG signal. HRV parameters are associated with autonomic nervous system in literature. FMS affects patient's psychology. Consequently some psychological tests are applied to patients for evaluation of psychological effects. Beck Anxiety Inventory (BAI) Test being applied as writing and speaking is a test consisting of 21 questions. In the study, HRV signals obtained from FMS patients and control group are decomposed into wavelet packets using Wavelet Packet Transform (WPT) and frequency bands which related to autonomic nervous system are included to study. Wavelet Packets within these frequency bands are applied to inputs of multilayer perceptron artificial neural networks (MLPNN). BAI psychological test scores are included as target values for MLPNN and each input is trained and tested as relating to target values. According to obtained accuracy values, the packets within Very Low Frequency (VLF) band has minimum accuracy values, however the packets within Low Frequency + High Frequency (LF+HF) has the best

accuracy values. This study is targeted on presenting a solution for clinical studies which are evaluated using psychological test scores by physiological support.

Keywords: Fibromyalgia syndrome, heart rate variability, wavelet packet transform, artificial neural networks

1. Giriş

Fibromiyalji sendromu (FMS), daha çok bayanlarda rastlanan, yaygın ağrı şeklinde hissedilen, uyku düzensizliği, yorgunluk gibi belirtilerin de eşlik ettiği kronik kas-iskelet sistemi hastalığıdır [1]. FMS üzerine yoğunlaşan çalışmalarda, FMS'in otonomik fonksiyon bozuklukları ile ilişkili olduğu gözlemlenmiştir. Kalp hızı değişkenliğinin (KHD) analizi otonom sinir sistemi aktivitesini noninvazif olarak ölçmeye olanak sağlar. Özgöçmen ve arkadaşları, FMS'li hastalar üzerinde yaptıkları çalışmada, KHD'nin otonomik disfonksiyonu göstermede yardımcı bir tanı göstergesi olarak kullanılabilirliğini belirtmiştir [2]. Hassett ve ekibi, 12 fibromiyalji hastası üzerinde, KHD biyofeedback yöntemini kullanarak yaptıkları bir çalışmada KHD'nin tedavide de kullanılabilirliğini göstermiştir [3]. FMS'de, yaygın ağrının uzun sürmesi, yaygın ve önemli ruhsal sorunlara yol açabilmektedir [4].

FMS'deki bu ruhsal sorunların ölçüsünün anlaşılabilmesi için klinik çalışmalarında bazı psikolojik test ölçeklerine gereksinim duyulmaktadır. Bunlardan Beck Anksiyete Envanteri (BAI) FMS'li hastalarda sık gözlemlenen bir semptom olan anksiyetenin şiddetini sayısal olarak değerlendirmede kullanılan bir ölçektir. BAI, anksiyetede görülen belirtileri ölçen bir envanterdir. Beck ve arkadaşları tarafından 1988'de geliştirilen bu ölçeğin, ülkemizde geçerlilik ve güvenilirlik çalışması, 1998'de Ulusoy ve ekibi tarafından yapılmıştır [5,6]. BAI, 21 sorudan oluşur. Sorulardan elde edilen skorların toplamı, Beck Anksiyete Envanteri skorunu verir. Toplam skor 0-63 arasında değişir. Toplam puan ne kadar yüksekse kişinin anksiyete düzeyi de o kadar yüksektir.

KHD, Elektrokardiyogram (EKG) üzerinde ardışık QRS kompleksleri arasındaki zaman farkının, kalp vuruş sayısına göre değişimini gösteren işaretlerdir. Yapılan çalışmalarda, KHD sinyali genellikle OSS (Otonom Sinir Sistemi) ile ilişkilendirilmektedir. Zaman tanım alanında istatistiksel metotlarla analiz edilebilen KHD işaretleri, frekans tanım alanında da incelenebilmektedir. Frekans tanım alanı incelemelerinde, Dalgacık Paket Dönüşümü (DPD), özellikle çok alçak frekanslarda Fourier Analizlerine göre daha iyi sonuçlar sergileyebilmektedir [7].

KHD işaretlerinin frekans analizleri sınıflandırma açısından büyük önem taşımaktadır. Dolayısıyla, daha küçük frekans aralıklarında farklı büyüklük gösteren enerji değerlerinden yola çıkarak FMS'de alınacak KHD sinyallerinin BAI psikolojik test skoru ile ilişkilendirilmesi yazılı ve sözlü olarak gerçekleştirilen bu psikolojik testler için yeni bir fizyolojik ilişki ortaya çıkaracaktır.

KHD, genel olarak üç farklı frekans bölgesinde tanımlanmaktadır. Bu bölgeler, Çok Alçak Frekans (ÇAF) bölgesi (0,003-0,04 Hz), Alçak Frekans (AF) bölgesi (0,04-0,15 Hz) ve Yüksek Frekans (YF) bölgesi (0,15-0,4 Hz) olarak tanımlanmaktadır [8].

Çalışmada, DPD kullanılarak her ana frekans bandı içinde dalgacık paketleri oluşturuldu ve oluşturulan

dalgacık paketleri çok katmanlı perseptron yapay sinir ağları (ÇKPYSYA) girişine uygulanarak çıkışta hedef değerler olarak BAI değerleri atanıyor. Oluşturulan YSA yapısı ile KHD işaretleri ve BAI değerleri ilişkilendiriliyor.

2. Metot

2.1. Veri Hazırlama

Çalışma, Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon (FTR) anabilim dalından alınan verilerle gerçekleştirilmiştir. Veri tabanında 52 FMS'li hasta ve 27 kontrol grubu olmak üzere toplam 79 kişiden alınan KHD verileri mevcuttur. Her bir KHD işareti 10 dakikalık kısa kayıtlardır. Hastalar ve kontrol grupları özellikle kalp aritmisi ve kalp problemi olmayan kişilerden seçilmiştir.

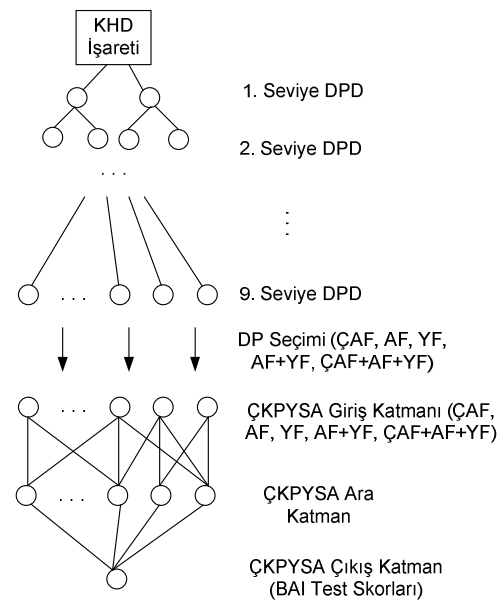
Elde edilen KHD işaretleri, zaman eksenine çevrilip spektral analizler için 4 Hz örnekleme frekansında kübik eğri interpolasyon yöntemi ile yeniden örneklenecek ve DPD için uygun bir işaret haline getirilmiştir.

2.2. Genel Bakış

Çalışma ana hatları açısından,

- KHD verilerinin Hasta ve kontrol grubundan alınması,
- Verilerin Kübik Eğri İnterpolasyonu ile 4 Hz de yeniden örneklenecek,
- Elde edilen işaretlerin 9 seviyede db4 Daubechies dalgacığı ile DPD'ne ayrılması,
- DPD sonrası elde edilen dalgacık paketlerinin ÇKPYSYA girişlerine uygulanarak, çıkışta elde edilecek BAI değerlerine hedeflendirilmesi,
- Elde edilen Eğitim ve Test değerlerinin doğruluklarının karşılaştırılması ve en yüksek doğruluk değerlerinin kaydedilmesi,

Şeklinde özetlenebilir. Elde edilen doğruluk değerleri hangi frekans aralığının BAI ile daha ilişkili olduğunu ortaya koymaktadır. Çalışmanın temel şeması şekil 1'de gösterilmiştir.



Şekil 1: Çalışmanın temel şeması

2.3. Dalgacık Paket Dönüşümü (DPD)

DPD'de, $2J$ uzunluğunda iki filtre ele alınır, $h(k)$ ve $g(k)$, yüksek geçiren ve alçak geçiren filtre katsayıları olarak uygulanmaktadır. Bu durum ele alınacak olursa ($W_j(t)$, $j=0,1,2,\dots$ durumunda), DPD için, alçak geçiren ($W_{2j+1}(t)$) ve yüksek geçiren filtreler ($W_{2j}(t)$) şu şekilde tanımlanabilir,

$$W_{2j}(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2J-1} h(k)W_j(2t-k) \quad (1)$$

$$W_{2j+1}(t) = \sqrt{2} \sum_{k=0}^{2J-1} g(k)W_j(2t-k) \quad (2)$$

Buradaki $W_0(t) = \phi(t)$ ölçekleme fonksiyonunu ifade ederken, $W_1(t) = \psi(t)$ ise dalgacık fonksiyonunu simgelemektedir.

Eğer, $W_j(t)$ fonksiyonu üç indeksli olarak düşünülürse,

$$W_{m,j,n}(t) = 2^{-m/2} W_j(2^{-m}t - n) \quad (3)$$

Burada, $j \in N$, $(m,n) \in Z^2$ dir ve j , her bir seviyedeki düğüm indeksini, n , zaman ekseninde kaydırma parametresini ve m ise ölçekleme parametresini ifade etmektedir.

Gerçekleştirilen DPD'de, her bir düğüm için efektif enerji değerleri denklem 4'deki gibi hesaplanır.

$$w_{RMS,m,j} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} |w_{m,j}(k)|^2} \quad (4)$$

Burada $w_{m,j}(k)$, m . Seviyenin j . Düğümündeki paketi, k ise her bir düğüm içindeki veri sayısını göstermektedir.

DP dönüşümünün frekans karakteristiği ise,

$$f_m = \frac{j+1}{2^{m+1}} f_s \quad (5)$$

Olur. Burada, f_m her düğümün üst kesim frekansıdır. f_s ise işaretin örnekleme frekansdır.

Kontrol grubu ve FMS'li hastalardan alınan toplam 79 adet KHD sinyalinin her birinin frekans ayrışımının daha net görülebilmesi için 9 seviyede ayrıştırılmıştır. YSA yapısı girişine de uygulanarak yapılan diğer dalgacıklarla karşılaştırıldığında en iyi performansın db4 dalgacı olduğu ortaya çıktığı gözlemlenmiştir.

2.4. Çok Katmanlı Perseptron Yapay Sinir Ağları

DPD'den elde edilen dalgacık paketleri oluşturulduktan sonra her bir ana frekans ÇAF, AF, YF, AF+YF, ÇAF+AF+YF bantlarının kapsadığı tüm dalgacık paketleri ayrı ayrı ÇKPYSYA modeli içinde girişler olarak uygulanmıştır. ÇKPYSYA çıkışında ise hedef değerler, BAI test skorlarını yansıtmaktadır. BAI test skorları iki ana sınıfa ayrılmıştır. 0-15 skor arasındaki BAI skorları BAI sı "düşük" olarak, 15 ve 39 skorları ise "yüksek"

skor olarak ÇKPYSYA hedef değerlerine yansıtılmıştır. Girişine uygulanan düğüm sayısına göre değişkenlik gösteren nöron sayısına sahip giriş katmanı, 10 nöronlu gizli katman ve 1 nöronlu çıkış katmanından oluşan ÇKPYSYA 60 eğitime ve 19 test verisine sahiptir. Elde edilen alt bantlar dahilindeki dalgacık paketleri ÇKPYSYA girişine ayrı ayrı uygulanmaktadır. Farklı geri yayılım algoritmaları ile test edilen YSA yapısı Levenberg Marquardt (LM) algoritması ile en iyi sonucu vermiştir [9,10].

3. Simülasyon Sonuçları

Oluşturulan ÇKPYSYA yapısında, ilk oluşturulan ağda ÇAF bandı içinde kalan dalgacık paketleri YSA girişine uygulanmıştır. ÇAF bandı altında sadece 3 adet dalgacık paketi bulunmaktadır. Dolayısıyla ÇKPYSYA girişi 3 girişli bir YSA modeli, 10 nöronlu bir gizli katman ve hedef noktada, 2 kısma ayrılmış BAI kümeleri şeklinde bir çıkış katmanından oluşmaktadır. 60 eğitime verisi ve 19 test verisi ile yapılan testte % 90 eğitime doğruluğu ve % 57,895 test doğruluğu olarak oldukça düşük bir sonuç gözlenmiştir. Sırasıyla AF, 19 girişli bir ÇKPYSYA, YF, 49 girişli bir ÇKPYSYA, AF+YF, 68 girişli bir YSA ve son olarak ÇAF+AF+YF bölgesine dahil olan 71 dalgacık düğümü 71 girişli bir ÇKPYSYA oluşturmaktadır. Elde edilen sonuçlara göre AF ve YF bantları altında bulunan düğümlerin hepsinin ÇKPYSYA girişi olarak uygulandığı YSA yapısında eğitime doğruluğu ve test doğruluğu en yüksek değerler olarak saptanmıştır. Tüm bantlar için eğitime ve test doğrulukları tablo 1'de gösterilmektedir.

Tablo 1: Tüm bantlar altındaki dalgacık paketleri eğitime ve test doğrulukları

Seçilen Bantlar	Eğitime doğruluğu (%)	Test doğruluğu (%)
ÇAF	90	57,895
AF	100	57,895
YF	100	57,895
AF+YF	100	84,211
ÇAF+AF+YF	100	63,158

4. Tartışma ve Sonuçlar

Fizyolojik bir işaretin psikolojik bir test skoru ile ilişkilendirilmesi için gerçekleştirilen çalışmada, otonom sinir sistemi ile değişkenlik gösterebilen KHD işareti DPD ile çok küçük frekans aralıklarına bölünmüştür. Bu frekans aralıklarında en etkili düğümler, AF ve YF bantları içinde bulunan düğümlerdir. Bu düğümlerin diğer düğümlere göre, BAI psikolojik test skoru ile daha ilişkili olduğu gözlenmiştir. Bundan sonraki çalışmalarda, BAI skorlarının daha derinden irdelenmesi ve skor üzerinde uygulanacak kümeleşme sınır şartlarının daha keskin biçimde ayrıştırılmasıyla yakın zamanda sözel veya yazılı biçimde ölçülen psikolojik testlerin fizyolojik olarak ta desteklenmesi yolunda önemli ilerlemeler kaydedilecektir.

5. Kaynakça

- [1] Wolfe F, Smythe HA, Yunus MB, et al. "The American College of Rheumatology 1990 Criteria for the Classification of Fibromyalgia. Report of the

- Multicenter Criteria Committee”, *Arthritis Rheum.* 1990 Feb;33(2):160-72.
- [2] Ozgocmen S, Yoldas T, Yigiter R, Kaya A, Ardicoglu O. “R-R interval variation and sympathetic skin response in fibromyalgia”, *Arch Med Res.* 2006 ;37(5):630-4.
- [3] Hassett AL, Radvanski DC, Vaschillo EG, Vaschillo B, Sigal LH, Karavidas MK, Buyske S, Lehrer PM. “A pilot study of the efficacy of heart rate variability (HRV) biofeedback in patients with fibromyalgia”, *Appl Psychophysiol Biofeedback.* 2007 Mar;32(1):1-10. Epub 2007 Jan 12.
- [4] Madenci E, Herken H, Yağız E, Keven S, Gürsoy S. “Kronik ağrılı ve fibromiyalji sendromlu hastalarda depresyon düzeyleri ve ağrı ile başa çıkma becerileri”, *Türk Fiz Tıp Rehab Derg* 2006;52(1):19-21.
- [5] Beck AT, Epstein N, Brown G ve ark. “An inventory for measuring clinical anxiety: Psychometric properties”. *J Consult Clin Psychol.* 1988;56(6):893-7.
- [6] Ulusoy M, Şahin NH, Erkmen H. “Turkish version of the Beck anxiety inventory: psychometric properties”. *J Cogn Psychother.* 1998;12:163-72.
- [7] Bilgin S, Çolak O H, Koklukaya E, Arı N.,” Efficient solution for frequency band decomposition problem using wavelet packet in HRV”, *Digital Signal Processing* 2008;18;892-899.
- [8] Task force of the European society of cardiology and the North American society of pacing and electrophysiology, “Heart rate variability - standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use”, *Circulation* 1996;93(5):1043-1065
- [9] Lera G., Pinzolas M. (1998), A quasi-local Levenberg-Marquardt algorithm for neural network training” *Neural Networks Proceedings. IEEE World Congress on Computational Intelligence, The 1998 IEEE International Joint Conference* on Volume 3, 4-9 May 1998 Page(s):2242 – 2246.
- [10] Bilgin S, Colak, O H, Polat O, Koklukaya E., “Determination of sympathovagal balance in ventricular tachyarrhythmia patients with implanted cardioverter defibrillators using wavelet transform and MLPNN”, *Digital Signal Processing*, 2009, Volume 19, issue2, Page(s) 330-339.

Bilgi: Bu makale TÜBİTAK 108E036 Numaralı ARDEB ve Akdeniz Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından desteklenmektedir.

TÜBİTAK
PROJE ÖZET BİLGİ FORMU

Proje No: 108E036
Proje Başlığı: Fibromiyalji Sendromunun Teşhisine Yönelik Hrv, Ssr ve Psikolojik Testlerin Dalgacık Dönüşümü ve Yapay Sinir Ağları ile Değerlendirilmesi ve İlişkilerin Belirlenmesi
Proje Yürütücüsü ve Araştırmacılar: Prof. Dr. Etem Köklükaya, Prof. Dr. Selami Akkuş, Doç. Dr. Hasan Rifat Koyuncuoğlu, Yrd. Doç. Dr. Selçuk Çömlekçi, Yrd. Doç. Dr. Ömer Halil Çolak, Yrd. Doç. Dr. Süleyman Bilgin, Uzm. Dr. Onur Elmas
Projenin Yürütüldüğü Kuruluş ve Adresi: Sakarya Üniversitesi Esentepe Kampüsü 54187 SAKARYA
Destekleyen Kuruluş(ların) Adı ve Adresi: Süleyman Demirel Üniversitesi Tıp Fakültesi 32260 ISPARTA
Projenin Başlangıç ve Bitiş Tarihleri: 01.06.2008-01.06.2010
Öz <p>Bu projede FMS'nin tanısı, teşhisi; psikolojik test parametrelerin tahminine yönelik dalgacık dönüşümü ve YSA tabanlı modeller Hrv ve SSR kullanılarak oluşturulmuştur. YSA modeli ile SSR parametreleri ve psikolojik testler kullanılarak FMS'nin teşhisi, ayrıca YSA ve Hrv alt bandları kullanılarak psikolojik test skorlarının tahmini gerçekleştirilmiştir; daha sonra SSR parametreleri bu tahmin için kullanılan YSA modeline eklenerek başarı skorları yorumlanmıştır. Sonuçta SSR ve Hrv kullanılarak psikolojik test skorlarını tahmin etmenin mümkün olabileceği görülmüştür.</p>
Anahtar Kelimeler: Fibromyalji, Sempatik Deri Cevabı, Kalp Atış Hızı Değişimi, Psikiyatrik testler, Otonom Sinir Sistemi, Dalgacık Dönüşümü, Yapay Sinir Ağları
Fikri Ürün Bildirim Formu Sunuldu mu? Evet <input type="checkbox"/> Gerekli Değil <input checked="" type="checkbox"/> Fikri Ürün Bildirim Formu'nun tesliminden sonra 3 ay içerisinde patent başvurusu yapılmalıdır.
Projeden Yapılan Yayınlar: <p>S. Bilgin, Ö. H. Çolak, O. Polat, E. Köklükaya, "Determination of a New VLF Band in Hrv for Ventricular Tachyarrhythmia Patients" <i>Journal of Medical Systems</i>, doi:10.1007/s10916-008-9227-8.</p> <p>S. Bilgin, Ö. H. Çolak, E. Köklükaya, N. Arı, "Efficient Solution for Frequency Band Decomposition Problem Using Wavelet Packet in Hrv", <i>Digital Signal Processing</i>, Volume 18, Issue 6, November 2008, Pages 892-899.</p> <p>S. Bilgin, Ö. H. Çolak, E. Köklükaya, "Estimation and Evaluation of Dominant Sub-Bands on LF and HF Base-Bands in Hrv for Ventricular Tachyarrhythmia Patients" , <i>Expert Systems with Applications</i>, Volume 36, Issue 6, August 2009, Pages 10078-10084.</p> <p>S. Bilgin, Ö. H. Çolak, G. Bilgin, Ö. Özkan, S. Yıldız, E. Köklükaya, "Fibromiyalji Sendromunda, Yapay Sinir Ağları ve Dalgacık Paket Dönüşümü Kullanılarak Kalp Hızı Değişkenliği ile BAİ Psikolojik Test Skorlarının İlişkilendirilmesi", 15. Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Toplantısı, Nisan, 2010.</p>