

**DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DİZ OSTEOARTRİT TEDAVİSİNDE
KULLANILMAK ÜZERE AKILLI BİR DİZLİK
TASARIMI**

Duygu ERDEM

Kasım, 2017

İZMİR

DİZ OSTEOARTRİT TEDAVİSİNDE KULLANILMAK ÜZERE AKILLI BİR DİZLİK TASARIMI

Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Doktora Tezi

Tekstil Mühendisliği Anabilim Dalı

Duygu ERDEM

Kasım, 2017

İZMİR

DOKTORA TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

DUYGU ERDEM tarafından **PROF. DR. M. SEVİL YEŞİLPINAR** yönetiminde hazırlanan “**DİZ OSTEOARTRİT TEDAVİSİNDE KULLANILMAK ÜZERE AKILLI BİR DİZLİK TASARIMI**” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir doktora tezi olarak kabul edilmiştir.


Prof. Dr. M. Sevil YEŞİLPINAR

Yönetici


Doç. Dr. Tuba ALPYILDIZ


Tez İzleme Komitesi Üyesi


Prof. Dr. Önder YÜCEL

Jüri Üyesi


Yrd. Doç. Dr. Yavuz ŞENOL

Tez İzleme Komitesi Üyesi


Doç. Dr. Nurgül KILINÇ

Jüri Üyesi


Prof. Dr. Kadriye ERTEKİN

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde değerli bilgilerini benimle paylaşan, büyük bir ilgiyle bana faydalı olabilmek için elinden gelenin fazlasını sunan, samimiyetini benden esirgemeyen ve gelecekteki meslek hayatımda da bana verdiği değerli bilgilerden faydalanacağımı düşündüğüm kıymetli danışmanım Sayın Prof. Dr. M. Sevil YEŞİLPINAR'a sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam süresince tez izleme komitesinde bulunarak bilgi ve destekleriyle beni yönlendiren ve değerli görüşleriyle bu tezin oluşumuna katkı sağlayan sayın hocalarım Doç. Dr. Tuba ALPYILDIZ ve Yrd. Doç. Dr. Yavuz ŞENOL'a en içten teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca, tez çalışmam boyunca bilgi birikimlerinden faydalandığım ve her ihtiyaç duyduğumda danışabildiğim sayın hocalarım Prof. Dr. Didem KARADİBAK ve Yrd. Doç. Dr. Taner AKKAN'a teşekkür ederim.

Deneysel çalışmalarımda kullandığım ipliklerin temin edilmesi konusunda değerli yönlendirmeleriyle katkı sağlayan Sayın Abdi KÖSE ve Sayın Meral ŞENGÜL'e, elektrot ve dizlik prototiplerinin üretimi konusunda teknik destek veren Ercan Nakış San. ve Tic. Ltd. Şti. ve Demoteks Tekstil Ltd. Şti'ne çok teşekkür ederim. Ayrıca bu süreçte manevi desteklerini her zaman hissettiğim ve her ihtiyaç duyduğumda yanımda olan sevgili arkadaşlarım Araş. Gör. Murat DEMİR ve Münire Sibel ÇETİN'e teşekkürü bir borç bilirim.

Son olarak, tüm eğitim hayatım ve yaşamım boyunca hep yanımda olan, maddi ve manevi olarak beni destekleyen ve bana her koşulda inanarak arkamda duran aileme sonsuz şükranlarımı sunarım.

Duygu ERDEM

DİZ OSTEOARTRİT TEDAVİSİNDE KULLANILMAK ÜZERE AKILLI BİR DİZLİK TASARIMI

ÖZ

Günümüzde çeşitli hastalıkların ve ağrıların tedavisinde hastalığa yakalanmış bölgeye elektriksel uyarı verilmektedir. Transkütanöz elektriksel sinir uyarımı (TENS) tedavisi ile ağrıya neden olan büyük sinirler uyarılarak ağrıyı beyine ileten küçük hücrelere ağrı sinyallerinin geçişi azalır. Birçok çalışma, elektriksel sinir uyarımı terapisinin uygun şekilde ve sürekli olarak yapıldığında hastaların ağrılarını azaltmada etkili olduğunu göstermiştir. TENS tedavisi tipik olarak, vücut sinirlerinin elektriksel akım ile uyarıldığı tedavi bölgesine, iletken silika jel hidro pedler kullanılarak uygulanmaktadır. İletken silika jel hidro malzemelerinden yapılmış TENS elektrotları deri direncini azaltmaktadır. Ancak, yapışkan olmaları konforsuzluğa neden olmaktadır. Bu ürünlerin yıkanmaması ve tekrarlı kullanımlarının hijyenik olmaması diğer dezavantajlarıdır.

Bu çalışma kapsamında akıllı bir dizlik tasarımı yapılmıştır. Tasarlanan dizlik entegre tekstil elektrotları bulundurmaktadır ve yıkanabilir özelliktedir. Geliştirilen dizlik ile konvansiyonel elektrot kullanımı esnasında karşılaşılan hijyen sorunu ve yapıştırmadan kaynaklanan konfor probleminin ortadan kaldırılması hedeflenmiştir.

Çalışma TENS elektrotu olarak kullanılacak özellikte tekstil elektrotlarının tasarımı ve üretimi ile başlamıştır. Farklı iletken iplikler ve farklı üretim yöntemleri kullanılarak farklı desenlerde ve dikiş yoğunluklarında TENS elektrotları geliştirilmiş ve bu elektrotların direnç değerleri ölçülmüştür. Hijyen sorununun ortadan kaldırılabilmesi için elektrotların yıkanabilir olması gerektiği düşünülmüş ve elektrotlar üzerinde tekrarlı yıkama testleri yapılmıştır. Geliştirilen elektrotlar piyasada hali hazırda var olan bir TENS cihazına bağlanarak, denekler üzerinde elektrik akımını iletme durumları test edilmiştir. Elektrot testleri tamamlandıktan ve TENS elektrotu olarak kullanılacak en uygun elektrot belirlendikten sonra elektrotlar bir dizlik içerisine entegre edilmiştir. Elektrot tasarımlarından farklı

olarak, dizlik üzerindeki elektrotlar ile TENS cihazı arasındaki bağlantı için kablolar yerine iletken iplikler kullanılarak oluşturulan iletim yolları kullanılmıştır. Geliştirilen dizliğin diz osteoartrit hastaları tarafından tedavi amaçlı kullanılabilmesi hedeflenmiştir.

Anahtar kelimeler: İletken iplik, elektronik tekstiller, elektrot tasarımı, TENS elektrotları, tekstil elektrotları, dizlik tasarımı, TENS tedavisi



AN INTELLIGENT KNEE PAD DESIGN FOR USE IN THE TREATMENT OF KNEE OSTHEOARTRITIS

ABSTRACT

Nowadays, in the treatment of various diseases and pain, electrical stimulation is given to the diseased region. With transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) therapy, large nerves which cause pain is stimulated and pain signal flow to the small nerves that transmit pain to brain is decreased. Many studies have shown that electrical nerve stimulation therapy is effective in reducing the pain of patients when properly and consistently performed. TENS therapy is typically applied with conductive hydrogel electrodes to the treatment zone where body nerves are stimulated by electrical current. TENS electrodes made of conductive silica gel hydro-materials reduce skin resistance. However, their viscous structure causes feeling of discomfort. Unable to be washed and being not hygienic because of repeated use are other disadvantages of these products.

In this study, an intelligent knee pad has been designed. Designed knee pad has integrated textile electrodes and is washable. It is aimed to remove the hygiene problem encountered during conventional electrode use and the comfort problem caused by viscous structure with the developed knee pad.

The study was started with the design and production of textile electrodes, which can be used as TENS electrodes. TENS electrodes have been developed with different patterns and stitch densities using different conductive yarns and production techniques and electrical resistance values of these electrodes have been evaluated. In order to remove the hygiene problem, the electrodes were considered to be washable and repeated washing tests were performed on the electrodes. The developed electrodes were connected to a commercially available TENS device and electrical current transmission on subjects were tested. After the electrode tests were completed and the most suitable electrode to be used as a TENS electrode has been identified, the electrodes were integrated into a knee pad. In contradistinction to

electrode design, new transmission paths formed by conductive yarns were used instead of transmission cables for the connection between the electrodes on the knee pad and TENS device. Developed knee pad was planned to use on patients with knee osteoarthritis for therapeutic purpose.

Keywords: Conductive yarn, electronic textiles, electrode design, TENS electrodes, textile electrodes, knee pad design, TENS therapy



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
DOKTORA TEZİ SINAV SONUÇ FORMU	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZ	iv
ABSTRACT.....	vi
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
TABLOLAR LİSTESİ.....	xvii
BÖLÜM BİR - GİRİŞ.....	1
1.1 Diz Osteoartriti	2
1.1.1 Diz Osteoartritinde Tedavi Yöntemleri	3
1.1.2 Diz Osteoartritinde TENS Tedavisi.....	4
1.2 TENS (Transkütanöz Elektriksel Sinir Stimülasyonu) Tedavisi.....	7
1.2.1 TENS Tedavisinde Elektriksel Parametreler	9
1.2.1.1 Amplitüd (Akım Şiddeti).....	9
1.2.1.2 Dalga Boyu	9
1.2.1.3 Frekans.....	10
1.2.2 TENS Cihazları.....	10
1.2.3 TENS Elektrotları	12
1.2.3.1 Elektrot Yerleşimleri.....	13
1.2.4 TENS'in Endikasyonları ve Kontrendikasyonları	14
1.3 Elektriksel İletkenlik	15
1.3.1 Elektriksel Olarak İletken Lifler ve İplikler	15
1.3.2 Elektriksel Olarak İletken Kumaşlar	19
1.3.3 İletken Kaplamalar.....	20
1.4 Giyilebilir Teknolojiler ve Elektronik Tekstiller.....	22
1.5 Önceki Çalışmalar	25
1.5.1 Fizyolojik Görüntüleme Amacıyla Geliştirilmiş Giysilere Örnekler	25

1.5.2 EKG, EMG ve EEG Ölçümünde Kullanılmak Üzere Geliştirilen Giysilere Örnekler.....	32
1.5.3 Isıtma Fonksiyonlu Giysilere Örnekler	49
1.5.4 Rehabilitasyon ve Tedavi Süreçlerinde Kullanılmak Üzere Geliştirilen Giysilere Örnekler	51
1.5.5 Tekstil Sensörleri ve Elektrotları ile İlgili Çalışmalara Örnekler	62

BÖLÜM İKİ – MATERYAL VE METOT..... 74

2.1 Materyal.....	74
2.1.1 Tekstil Elektrot Üretiminde Kullanılan İplikler	74
2.1.2 Tekstil Elektrot Üretiminde Kullanılan Zemin Kumaşları	77
2.1.3 Dizlik Üretiminde Kullanılan Zemin Kumaşı	78
2.1.4 TENS Cihazları.....	78
2.1.5 Bağlantı Amaçlı Kullanılan Kablolar	79
2.1.6 Bağlantı Amaçlı Kullanılan İletken Yapıştırıcı	80
2.2 Metot	80
2.2.1 Tekstil Elektrotlarının Üretimi	80
2.2.2 Dizlik Üretimi.....	82
2.2.3 Elektrot Karakterizasyonu	83
2.2.4 Elektriksel Direnç Ölçüm Testleri	85
2.2.5 Yıkama Testleri	86
2.2.6 Subjektif Denemeler	86
2.2.7 Sonuçların Değerlendirilmesi	87

BÖLÜM ÜÇ – BULGULAR VE TARTIŞMA..... 88

3.1 Elektrot Tasarımı ve Üretimi.....	88
3.1.1 Örme Teknolojisi Kullanılarak Elektrot Tasarımı ve Üretimi.....	88
3.1.2 Dikiş Teknolojisi Kullanılarak Elektrot Tasarımı ve Üretimi	91
3.1.3 Nakış Teknolojisi Kullanılarak Elektrot Tasarımı ve Üretimi	105

3.2 Elektrot Karakterizasyon Sonuçları.....	115
3.3 Dizlik Tasarımı ve Üretimi.....	121
BÖLÜM DÖRT – SONUÇ VE ÖNERİLER.....	133
KAYNAKLAR	140



ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 Ağrı mekanizmalarında kapı kontrol teorisinin şematik diyagramı: L, geniş çaplı A-alfa ve A-beta lifleri; S, küçük çaplı A-delta ve C lifleri; SG, substantia gelatinosa; T, merkezi iletim hücreleri.....	9
Şekil 1.2 Klinik tip TENS cihazı.....	11
Şekil 1.3 Taşınabilir tip TENS cihazı	11
Şekil 1.4 a) kumaş kaplanmış metal elektrot, b) karbon elektrot, c) kendinden yapışkanlı hidrojel elektrot	12
Şekil 1.5 Denemelerde kullanılan örme elektrotlar: a) paslanmaz çelik iplik kullanılarak üretilen elektrotlar, b) gümüş kaplama poliamid iplik kullanılarak üretilen elektrotlar, c) tek filamentli gümüş kaplama bakır iplik kullanılarak üretilen elektrotlar, d) çok filamentli gümüş kaplama bakır iplik kullanılarak üretilen elektrotlar	26
Şekil 1.6 Test bandı yapı detayı	27
Şekil 1.7 Jakarlı dokuma kumaştan tekstil elektrotları	28
Şekil 1.8 Düz ve konveks elektrotların yandan görünüşü.....	29
Şekil 1.9 Bayanlar için prototip giysi ve elektronik birim.....	30
Şekil 1.10 Saç örgüsü yapıya entegre edilen iletken iplik	30
Şekil 1.11 Düz batarya ve çıkıt bağlantıları	32
Şekil 1.12 Katı jel pedi ile kaplı nakışla işlenmiş elektrot.....	32
Şekil 1.13 Giysi prototipi dış katmanının tasarımı.....	34
Şekil 1.14 %100 paslanmaz çelik filamentlerin bükülmesiyle elde edilen A ipliği ve bu ipliklerin düz örülmesiyle elde edilen A elektrotu (üstte). %20 paslanmaz çelik ve %80 kesikli poliester elyaflarından oluşan B ipliği ve kıvrımlı bir yapıya sahip örme tekniği ile üretilmiş B elektrotu (ortada). Poliester özünün üstüne tek bir gümüş kaplama bakır tel sarılmasıyla elde edilen C ipliği ve bu ipliklerin dokunması ile elde edilen C elektrotu (altta)	34
Şekil 1.15 Farklı üretim teknikleri kullanılarak üretilen tekstil elektrotları.....	35

Şekil 1.16	Tekstil elektrotları, kablolar ve elektronik modül bağlantı noktalarının şort üzerindeki görünümü. (A) Şortun ön görünümü. (B) Şortun ön kısmının içeriden görünümü.....	36
Şekil 1.17	Akıllı ceket prototipi.....	38
Şekil 1.18	Test parçaları ve battaniye	38
Şekil 1.19	(A) İki tip elektrot: tekstil elektrotları (üstte) ve Ag/AgCl elektrot (altta). (B) Senkronize EKG kaydı için elektrot yerleşimi	39
Şekil 1.20	(a) “göğüs-kemer-tipi” giysi, (b) “çapraz-tip” giysi, (c) “X-tipi” giysi, (d) “bükülmüş-X-tipi” giysi.....	42
Şekil 1.21	EKG kayıt çarşafı ve testlerde kullanılan ölçüm donanımı	43
Şekil 1.22	Çalışmada kullanılan tekstil elektrotlarının şematik yapısı	44
Şekil 1.23	Nemlendirme pedi prototipi (üstte) ve nakışla işlenmiş elektrotlara sahip EKG bandı.....	47
Şekil 1.24	(a) taytın iç görünümü (b) taytın dış görünümü.....	48
Şekil 1.25	Isıtma giysisi tasarımı	50
Şekil 1.26	İletken elastomerler kullanılarak elde edilen algılama şeritleri ve bağlantı kabloları.....	51
Şekil 1.27	Sırtta meydana gelen eğilmeleri kaydedecek olan algılayıcı giysinin arkadan görünümü.....	52
Şekil 1.28	Elektrot (1): elde dikilmiş iletken file kumaş, elektrot (2): yapıştırılmış iletken kumaş, elektrot (3): elde dikilmiş iletken kumaş, elektrot (4): elde dikilmiş iletken kumaş	54
Şekil 1.29	Akıllı giysiye ait tasarım detayları ve kullanılan ölçüler	54
Şekil 1.30	Nöronal rehabilitasyon giysi prototipi	55
Şekil 1.31	Solda: gevşek ve sıkı bölgelerin bulunduğu giysi kolu prototipi, sağda: matris elektrotlar (içten görünüş)	56
Şekil 1.32	Yüzey direnci ölçümü için basitleştirilmiş şema; 1- Tekstil elektrotu, 2- İki uçlu prob, 3- Agilent marka dijital multimetre	57
Şekil 1.33	Hacimsel direnç ölçüm standının basitleştirilmiş şeması. 1- Çok uçlu ölçüm probu üst parçası, 2- Çok uçlu ölçüm probu alt parçası, 3- Tekstil elektrotu, 4- Agilent marka multimetre, 5- Kılavuz noktaları, F- Basınç kuvveti.....	57

Şekil 1.34 TENS cihazına bağlanmış akıllı eldiven sisteminin taslağı	58
Şekil 1.35 Sensörler eklenmiş eldivenin görüntüsü (1-USB bağlantısı, 2-Flex sensör, 3-Fototransistör, 4, 5, 6 ve 7-devre elemanları)	59
Şekil 1.36 İçerisine basınç sensörü yerleştirilmiş topun görüntüsü	60
Şekil 1.37 (a) Elektriksel uyarım için geliştirilen tekstil elektrotlarına ait şematik kompozisyon, (b) Denemelerde kullanılan yeni geliştirilen (solda) elektrot ve kendinden yapışkanlı elektrota (sağda) ait fotoğraflar, (c) Geliştirilen tekstil elektrotlarının denek üzerindeki yerleşimi	61
Şekil 1.38 Yapay içi boş liflerden yapılmış kumaş dokunsal sensör: a) İçi boş lifin enine kesit görüntüsü, b) dokunmuş dokunsal sensör, c) İşlem prensibi	63
Şekil 1.39 a) Eldiven üzerine kumaş dokunsal sensörün eklenmesiyle elde edilmiş yamalı-tip sensör, b) Eldiven ipliğinin içerisine yapay içi boş liflerin dokunması yoluyla üretilmiş sensör	63
Şekil 1.40 Ter pH sensörü için deney düzeneği	64
Şekil 1.41 Kumaş esneme sensörü kullanılarak esneme oranını ölçebilen tişört.....	65
Şekil 1.42 Eklem hareketi algılayıcı eldiven.....	65
Şekil 1.43 İletken ipliklerle yapılmış örme gerginlik sensörü	66
Şekil 1.44 Düz örme makinesi ile üretilen ptorotip giysi	67
Şekil 1.45 Tekstil esaslı transdüserler içeren akıllı çorap görüntüsü	68
Şekil 1.46 a) Karbon elastomer gerginlik sensörlerinin giysi prototipi üzerindeki yerleşim düzeni. Kalın çizgiler sensörler, ince çizgiler aynı polimerden yapılmış bağlantı kablolarıdır. b) giysinin arkadan görünümü	70
Şekil 1.47 Bir elektronik karta bağlı tekstil elektrotları barındıran kumaş eldiven ...	71
Şekil 1.48 İşaret parmağı üzerine sensör ünitesi dikilmiş eldiven prototipi	73
Şekil 2.1 Statex/Shieldex ipliğe ait SEM görüntüsü	75
Şekil 2.2 X-Static ipliğe ait SEM görüntüsü	76
Şekil 2.3 X-Silver ipliğe ait SEM görüntüsü	77
Şekil 2.4 Ölçümler esnasında kullanılan tekstil elektrotu (solda) ve konvansiyonel elektrot (sağda)	84
Şekil 2.5 İnfrared termometre üzerinde bulunan, ölçüm uzaklığı ayarını gösteren şema	84

Şekil 2.6 Akım-sıcaklık değişiminin gözlemlenebilmesi için kullanılan ölçüm düzeneği	85
Şekil 3.1 Statex Shieldex iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait örnek görüntüler	88
Şekil 3.2 Tekstil elektrotları kullanılarak denekler üzerinde gerçekleştirilen denemelere örnek	90
Şekil 3.3 Üst iplik olarak iletken iplik (X-Static) kullanılan iki kablolu elektrot örneği: a) önden görünüm, b) arkadan görünüm.....	91
Şekil 3.4 Üst iplik olarak iletken iplik (X-Silver) kullanılan entegre iki kablolu elektrot örneği: a) önden görünüm, b) arkadan görünüm.....	92
Şekil 3.5 Hem alt hem de üst iplik olarak iletken iplik (X-Static) kullanılan entegre iki kablolu elektrot örneği: a) önden görünüm, b) arkadan görünüm	93
Şekil 3.6 Hem alt hem de üst iplik olarak iletken iplik (Statex Shieldex) kullanılan entegre tek kablolu elektrot örneği: a) önden görünüm, b) arkadan görünüm	93
Şekil 3.7 X-Static iplik kullanılarak üretilen farklı elektrot tasarımları: a) kesişimli sık, b) kesişimli orta, c) kesişimli seyrek, d) kesişimsiz sık, e) kesişimsiz orta, f) kesişimsiz seyrek.....	94
Şekil 3.8 Dikiş teknolojisi kullanılarak farklı desen ve sıklık özelliklerinde üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri ve güven aralıkları.....	96
Şekil 3.9 Desen farklılıklarına bağlı olarak elektriksel direnç değerlerinde meydana gelen değişim.....	98
Şekil 3.10 Statex Shieldex iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait subjektif deneme sonuçları	99
Şekil 3.11 X-Silver iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait subjektif deneme sonuçları	99
Şekil 3.12 X-Static iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait subjektif deneme sonuçları	100
Şekil 3.13 Statex Shieldex iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri grafiği	102
Şekil 3.14 X-Silver iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri grafiği	103

Şekil 3.15 X-Static iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri grafiği	104
Şekil 3.16 X-Silver iplik kullanılarak üretilen kesişimsiz sık (solda) ve kesişimli sık (sağda) desende üretilen elektrot numuneleri.....	106
Şekil 3.17 X-Silver iplik kullanılarak nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait yıkama öncesi kaydedilen elektriksel direnç değerleri grafiği.....	107
Şekil 3.18 Dikiş teknolojisi kullanılarak farklı desen ve sıklık özelliklerinde üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri ve güven aralıkları.....	110
Şekil 3.19 Nakış teknoloojisi kullanılarak üretilen elektrotlara ait subjektif deneme sonuçları	111
Şekil 3.20 Tekstil elektrotlarının yüzeyindeki elektriksel direnç dağılımı	113
Şekil 3.21 Ticari elektrotlar üzerindeki elektriksel direnç dağılımı.....	114
Şekil 3.22 TENS cihazı kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen tekstil elektrotu ve konvansiyonel elektrota ait sıcaklık değerleri	117
Şekil 3.23 Doğru akım kaynağı kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen tekstil elektrotu ve konvansiyonel elektrota ait sıcaklık değerleri.....	118
Şekil 3.24 TENS cihazı ve tekstil elektrotu kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen anlık sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri.....	119
Şekil 3.25 TENS cihazı ve konvansiyonel elektrot kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen anlık sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri.....	119
Şekil 3.26 Doğru akım güç kaynağı ve tekstil elektrotu kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen anlık sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri	120
Şekil 3.27 Doğru akım güç kaynağı ve konvansiyonel elektrot kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen anlık sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri	120
Şekil 3.28 Birinci dizlik prototipine ait teknik çizim	122
Şekil 3.29 Birinci dizlik prototipinin gerçek görüntüsü.....	122
Şekil 3.30 İkinci dizlik prototipine ait teknik çizim.....	124
Şekil 3.31 İkinci dizlik prototipinin önden görünümü	124
Şekil 3.32 İkinci dizlik prototipinin arkadan görünümü	124

Şekil 3.33 İkinci dizlik prototipi üzerinde bulunan elektrotlara ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları	125
Şekil 3.34 Üçüncü dizlik prototipine ait teknik çizim.....	128
Şekil 3.35 Üçüncü dizlik prototipinin önden görünümü.....	128
Şekil 3.36 Üçüncü dizlik prototipinin arkadan görünümü.....	128
Şekil 3.37 X-Silver iplik kullanılarak üretilen son dizlik prototipine ait bağlantı yolları elektriksel direnç ölçüm sonuçları	129
Şekil 3.38 X-Static iplik kullanılarak üretilen son dizlik prototipine ait bağlantı yollarına ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları	130
Şekil 3.39 Son dizlik prototiplerine ait subjektif deneme sonuçları	132



TABLolar LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 1.1 İletken iplik üretimi yapan firmalara örnekler ve ürettikleri ürünlere ait temel bilgiler.....	19
Tablo 1.2 Tekstil elektrot karakteristikleri.....	27
Tablo 2.1 Kullanılan elektrot zemin kumaşlarının özellikleri	77
Tablo 2.2 Örme kumaş numuneleri üretim parametreleri.....	81
Tablo 3.1 Örme kumaş numuneleri özellikleri	89
Tablo 3.2 X-Static iplik kullanılarak üretilen dikiş numunelerine ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları	95
Tablo 3.3 Dikiş teknolojisi kullanılarak farklı desen ve sıklık özelliklerinde üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri için ANOVA üçlü karşılaştırma tablosu.....	96
Tablo 3.4 Statex Shieldex iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri	101
Tablo 3.5 X-Silver iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri	102
Tablo 3.6 X-Static iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri	103
Tablo 3.7 X-Silver iplik kullanılarak nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait yıkama öncesi kaydedilen elektriksel direnç değerleri.....	107
Tablo 3.8 X-Silver iplik kullanılarak nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait yıkama öncesi ve yıkama sonrasında kaydedilen elektriksel direnç değerleri.....	108
Tablo 3.9 Nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri için varyans analizi tablosu	109
Tablo 3.10 Ticari elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri.....	112
Tablo 3.11 Farklı elektrot tiplerine ait elektriksel direnç değerleri	112
Tablo 3.12 TENS cihazı kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda elde edilen akım-sıcaklık değişim değerleri.....	116

Tablo 3.13 Doğru akım güç kaynağı kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda elde edilen akım-sıcaklık değişim değerleri	117
Tablo 3.14 Birinci dizlik prototipinin denekler üzerinde denenmesi sonucu elde edilen akım seviyeleri	123
Tablo 3.15 İkinci dizlik prototipinin denekler üzerinde denenmesi sonucu elde edilen akım seviyeleri	126
Tablo 3.16 X-Silver iplik kullanılarak üretilen üçüncü dizlik prototipinin denekler üzerinde denenmesi sonucu elde edilen ortalama akım seviyeleri.....	131
Tablo 3.17 X-Static iplik kullanılarak üretilen üçüncü dizlik prototipinin denekler üzerinde denenmesi sonucu elde edilen ortalama akım seviyeleri.....	131



BÖLÜM BİR

GİRİŞ

Günümüzde çeşitli hastalıkların ve ağrıların tedavisinde hastalığa yakalanmış bölgeye elektriksel uyarı verilmektedir. Elektriksel uyarı ağrıya neden olan büyük sinirleri uyarmaktadır. Böylece ağrıyı beyne ileten küçük hücrelere ağrı sinyallerinin geçişi azalır. Bunun sonucunda da ağrının ayırt edilmesi ve algılanması engellenmektedir. Transkütanöz elektriksel sinir uyarımı (TENS) tedavisi tipik olarak, vücut sinirlerinin elektriksel akım ile uyarıldığı tedavi bölgesine, iletken silika jel hidro pedler kullanılarak uygulanmaktadır. TENS tedavisi; osteoartrit, romatoid artrit, bel ağrısı, boyun ağrısı, çoklu kaburga kırıkları sonrası, nöropatik ağrı vb. durumlarda sıklıkla kullanılır. Yapılan çalışmalar, elektriksel sinir uyarımı tedavisinin uygun şekilde ve sürekli olarak yapıldığında hastaların ağrılarını azaltmada etkili olduğunu göstermektedir.

Elektriksel uyarımın ilk zamanlarında kumaş ile kaplanmış metal plakalar uyarım elektrotları olarak kullanılmıştır. Metal malzeme paslanmaz çelik ya da gümüş/gümüş klorid, kaplama kumaşı ise çoğunlukla pamuklu kumaştır. Bu tip elektrotlarda iletkenlik sağlamak için kumaşın su veya jel ile ıslatılması gerekmektedir. Ancak, kumaş kurumaya başladığında elektrot altında eşit olmayacak biçimde dağılmış elektrik alanlar ve buna bağlı olarak cilt yanığı tehlikesi ortaya çıkabilir. Bu tehlikelerin önüne geçebilmek için karbon elektrotlar geliştirilmiştir. Karbon, metalden daha yüksek dirence sahiptir, bu da küçük alanlarda yüksek akım yoğunlaşmasını engellemektedir. Akımın 10 mA'den büyük olduğu durumlarda ara yüz materyali olarak suya ya da jele ihtiyaç duyulmaktadır. Bazı durumlarda bu tip elektrotlar hala kullanılmakta olmasına rağmen, günümüzde TENS uygulamaları için en çok kullanılan elektrot tipi kendinden yapışkanlı hidrojel elektrotlardır. Bu elektrotların dezavantajı ise yapışkan olmalarından kaynaklanan konforsuzluk hissi, yıkanamamaları ve hijyenik olmamalarıdır.

Elektronik tekstiller alanında yaşanan hızlı gelişmeler bu tarz tedavilerin giysiler aracılığıyla da uygulanabilmesine olanak sağlamaktadır ve sağlık alanındaki

uygulamaların giysilere entegrasyonu ile tekstil elektrotları üzerinde çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. Tekstil elektrotu üretiminde örme, dokuma, nakış, dikiş, baskı ve dokusuz yüzey üretimi gibi klasik üretim yöntemleri kullanılmaktadır. Elektrotlar konusunda dikkat edilmesi gereken en önemli konu elektriksel iletkenliktir. Klasik yöntemlerle üretilen elektrotlara iletkenlik kazandırmanın yolu iletken malzemeler kullanmaktır. Tekstil elektrotu üretiminde genel olarak gümüş kaplama iplikler, paslanmaz çelik iplikler, gümüş partikülleri ve grafit gibi iletken malzemeler tercih edilmektedir.

Bu çalışmada, farklı iletken iplikler ve farklı üretim yöntemleri kullanılarak farklı desenlerde ve dikiş yoğunluklarında TENS elektrotları geliştirilmiş ve bu elektrotların direnç değerleri ölçülmüştür. Hijyen sorununun ortadan kaldırılabilmesi için elektrotların yıkanabilir olması gerektiği düşünülmüş ve elektrotlar üzerinde yıkama testleri yapılmıştır. Elde edilen elektrotlar piyasada hali hazırda var olan bir TENS cihazına bağlanarak, denekler üzerinde elektrik akımını iletme durumları test edilmiştir. Elektrot testleri tamamlandıktan ve TENS elektrotu olarak kullanılabilen en uygun elektrot belirlendikten sonra elektrotlar bir dizlik içerisine entegre edilmiş ve diz osteoartrit hastalarının tedavi amaçlı kullanabilecekleri bir dizlik geliştirilmiştir.

1.1 Diz Osteoartriti

Ortalama yaşam süresinin uzaması, obezitenin artması ve hareketsiz yaşam tarzının yaygınlaşması gibi nedenlerle romatizmal hastalıklar arasında toplumda görülme sıklığı son derece yüksek olan hastalıklardan biri de osteoartrittir (Kiper ve Akça, 2012).

Osteoartrit yaşla birlikte sıklığı artan, ağrı ve sakatlıklara neden olarak bireyin yaşam kalitesini önemli ölçüde bozabilen dejeneratif bir eklem hastalığıdır (Tuncer ve ark., 2012). Osteoartrit esas olarak eklem kıkırdağı harabiyeti ve subkondral kemiğin yeniden modellenmesi ile karakterize olan sinovyal eklemlerin bozukluğudur. (Melzack ve Wall, 2003). Ağrı, tutukluk, hareket kısıtlılığı

osteoartritin ana semptomlarıdır. Diğer semptomlar ise krepitasyon, eklem deformasyonu ve eklemden şişkinliktir. Bu semptomlar tipik olarak yalnızca bir eklemden ortaya çıkabileceği gibi orta ya da ileri yaşta bireylerde birkaç eklemden görülebilmektedir (Abhishek ve Doherty, 2013). Risk faktörleri arasında; yaş, obezite, mesleki zorlanmalar, spor aktiviteleri, eklemden bozukluklar ve daha önceki hasarlar, kas güçsüzlüğü, fiziksel egzersiz azlığı ve genetik faktörler yer almaktadır (Kiper ve Akça, 2012). Osteoartritten etkilenen eklemler diz, kalça, servikal ve lomber omurga, parmak, el bileği ve ayak bileği eklemleri olmakla birlikte, en sık görüldüğü eklem diz eklemidir (Başar, 2009).

Diz osteoartriti genellikle bilateraldir ve kadınlarda daha sık görülmektedir. Ülkemizde semptomatik diz osteoartrit prevalansı %14.8 olarak bildirilmiştir (Tuncer ve ark., 2012).

Klinik çalışmalarla doğruluğu onaylanmış birincil osteoartrit semptomu ağrıdır (Melzack ve Wall, 2003). Derinde ve sızı şeklinde tanımlanır. Ağrının lokalizasyonu genellikle zordur. Hastalığın ilk dönemlerinde ağrı, eklem aşırı yük bindiren ve zorlayan aktiviteler sonrasında artar, istirahat ile azalır. Hastalık ilerledikçe minimal hareketle ve istirahat sırasında da ağrı olmaya başlar (Başar, 2009). Oluşan ağrı hastaların hareketlerinde kısıtlılığa yol açar. Hareketsizlik arttıkça kas gücü azalır, eklemden proprioepsiyon bozulur. Bu durum ağrının şiddetinin artmasına yol açar. Ağrı ve hareketsizlik bir kısır döngü şeklinde birbirini takip ederek hastanın aerobik kapasitesinin düşmesine, yorgunluğunun artmasına ve hastanın yürümeye karşı dirençli hale gelmesine sebep olur. Eklemden travma ve buna bağlı olarak düşme riski artar (Ergin, 2011).

1.1.1 Diz Osteoartritinde Tedavi Yöntemleri

Diz osteoartrit tedavisinde temel amaç ağrının ortadan kaldırılması, eklem kullanımının kolaylaştırılması ve hareketliliğin artırılmasıdır (Ergin, 2011). Farklı dernek ve araştırma birlikleri tarafından zaman zaman tedavi rehberleri ve tedavi önerileri yayınlanmaktadır. 2003 yılında Romatizmaya Karşı Avrupa Ligi (European

League Against Rheumatism-EULAR) ve 2012 yılında Amerikan Romatoloji Koleji (American College of Rheumatology-ACR) tarafından yayınlanan tedavi önerileri ve Uluslararası Osteoartrit Araştırma Derneği (Osteoarthritis Research Society International-OARSI) tarafından 2008 yılında yayınlanan tedavi rehberi bu yayınlara örnek olarak gösterilebilir (Jordan ve ark., 2003; Hochberg ve ark., 2012; Zhang ve ark., 2008). Yayınlanan rehber ve önerilerde diz osteoartrit hastalığının tedavisi için farmakolojik ve nonfarmakolojik tedavi modaliteleri, cerrahi tedavi ve alternatif tedavi yöntemleri önerilmektedir (Güler-Uysal ve Başaran, 2009). Farmakolojik yöntemler; asteminofen (parasetamol), nonsteroid antiinflamatuvar, opioidler, intraartiküler kortikosteroidler, intraartiküler hyaluronik asit, glukozaminler, kondroitin sülfat, diaserein ve antirezorbtif ajanlar gibi analjezik ilaç tedavilerini kapsamaktadır (Uçar ve Bozkurt, 2012). Farmakolojik olmayan yöntemler; eğitim, egzersiz, kilo verilmesi gibi hedefler; tabanlıklar ve ortotik cihaz kullanımları; spa, lazer, akupunktur, pulse elektromanyetik alan tedavisi, ultrason ve TENS gibi modalitelerin kullanımından oluşmaktadır. Cerrahi tedaviler ise artroskopi, osteotomi, unikompartmantal diz replasmanı ve total diz replasmanıdır (Güler-Uysal ve Başaran, 2009). Tüm bu yöntemler ve gerekli görüldüğü durumlarda bu yöntemlerin kombinasyonları hastalar üzerinde uygulansa da diz osteoartritinde henüz tam tedavi mümkün değildir. Bu yöntemler ile ağrının kontrol edilmesi, eklem fonksiyonlarının korunması ve düzeltilmesi ve yaşam kalitesinin yükseltilmesi hedeflenmektedir (Tuncer ve ark., 2012).

1.1.2 Diz Osteoartritinde TENS Tedavisi

Diz osteoartriti, hastaların çok sayıda rahatsızlık çekmesine neden olarak yaşam kalitesini ve iş yapabilme yeteneklerini düşüren bir hastalıktır. Hastalık semptomlarının tedavisi amacıyla tercih edilen farmakolojik yöntemlerde kullanılan ilaçlar ise birçok yan etkiye sahiptir. Bu nedenle tedavinin ilk aşamasında nonfarmakolojik tedavi yöntemleri tercih edilmektedir. Hastalar daha çok akupunktur ve transkütanöz elektriksel sinir uyarımı (TENS) tedavisi gibi yöntemlere yönlendirilmektedirler (Paker, Tekdös, Kesiktas ve Soy, 2006; Itoh, Hirota, Katsumi, Ochi ve Kitakoji, 2008). Nonfarmakolojik yöntemlerden biri olan TENS tedavisi, diz

osteoartrit tedavisinde en çok tercih edilen fizik tedavi modalitelerinden biridir (Cheing, Tsui, Lo ve Hui-Chan, 2003).

Son dönemlerde diz osteoartrit hastalarında TENS tedavisinin etkinliği üzerine birçok çalışma yapılmış olmakla birlikte elde edilen bazı sonuçlar tutarsızdır. Bunun nedeni farklı çalışmalarda farklı özelliklere sahip deney gruplarının bulunmasıdır (Law ve Cheing, 2004). Taylor, Hallett ve Flaherty (1981) diz osteoartriti olan on hasta üzerinde iki hafta süreyle TENS ve plasebo TENS etkilerini araştırmıştır. TENS kullanan hastaların ağrı seviyelerinde istatistiksel olarak belirgin bir düşüş gözlemlenmiştir ve hastaların yarısı çalışmadan sonra da TENS tedavisine devam etmek istediklerini belirtmiştir. Benzer bir çalışma Cheing, Hui-Chan ve Chan (2002) tarafından dört hafta süreyle gerçekleştirilmiştir ve elde ettikleri sonuçlar TENS ve plasebo TENS arasında herhangi bir farklılığın olmadığını göstermiştir. Bu sonuçlara dayanılarak plasebo TENS tedavisinin de diz ağrısını azalttığı bildirilmiştir. Law ve Cheing (2004) diz osteoartriti hastalarda yüksek frekanslı ve düşük frekanslı TENS tedavilerini plasebo TENS ile karşılaştırmıştır ve TENS uygulanan hasta gruplarının osteoartrik diz ağrılarında belirgin bir azalma olduğunu gözlemiştir. Farklı frekans grupları arasında ise anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Vance ve ark. (2012) da benzer şekilde yüksek frekanslı ve düşük frekanslı TENS tedavilerini plasebo TENS ile karşılaştırdıkları bir çalışma yapmıştır ve tüm tedavi uygulamaları sonucunda hastaların dinlenme ve hareket esnasındaki ağrı puanlarının düştüğü gözlemlenmiştir. Ancak, bu puanlarda meydana gelen düşüş miktarlarının klinik olarak önemli olmadığı bildirilmiştir. Ng, Leung ve Poon (2003) 24 denek üzerinde iki hafta boyunca toplam sekiz seans elektro-akupunktur ve TENS tedavisi uygulayarak etkinliklerini analiz etmiştir. Hem elektro-akupunktur, hem de TENS tedavisinin osteoartrit kaynaklı diz ağrısını azalttığı belirtilmiştir. Tezelli, Ediz ve Tekeoğlu (2010) osteoartritin neden olduğu diz ağrısını azaltmada TENS ve elektro akupunkturun etkinliğini incelemiştir. 65 denek üzerinde dört hafta boyunca toplam sekiz seanslık tedaviler uygulanmıştır. Uygulanan tedaviler esnasında arzulanan analjezik etkiye 20 dakikalık elektro stimülasyon sonrası ulaşıldığı doğrulanmıştır. Çalışmanın en temel bulgusu olarak hem TENS hem de elektro akupunktur grubunda 8 seanslık tedavi sonrası diz ağrısında anlamlı bir azalma görülmüştür. Tedavi

süresince takiplerde ve tedaviden bir ay sonraki kontrollerde elektro akupunktur grubunda devam eden iyileşmenin ve yararlı etkinin TENS grubuna göre daha anlamlı olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Paker, Tekdös, Kesiktas ve Soy (2006) TENS tedavisi ve intraartiküler hyaluronik asit enjeksiyonunu karşılaştırmıştır. Bir ay süren tedavi ve altı ay süren takip süresi sonunda her iki tedavinin de ağrıyı azaltma ve fiziksel fonksiyonların geri kazandırılması konusunda etkili olduğu, ancak yaş grubu yüksek hastalarda farmakoterapinin daha etkili olabileceği sonucuna varılmıştır. Cetin, Aytar, Atalay ve Akman (2008) diz osteoartritine sahip 100 kadın hasta üzerinde sıcak paket, kısa dalga diatermi, ultrason ve TENS tedavisi uygulamıştır. Çalışma sonunda, her bir tedavi grubu için ağrı ve fonksiyonel kısıtlılık indeksi skorları belirgin bir biçimde azalarak kas gücü artmıştır. Birçok parametre için kısa dalga diatermi ve TENS tedavisinin daha iyi sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir.

Bazı araştırmacılar TENS tedavisinin farklı tedavilerle ya da egzersiz programlarıyla birlikte kullanımının daha iyi sonuçlar elde edilmesini sağlayacağını savunmaktadırlar. Cheing ve Hui-Chan (2004) diz osteoartrit hastalarında egzersiz programına TENS tedavisi ilave etmenin daha iyi fiziksel çıktılar elde etme konusunda yalnızca TENS tedavisi veya yalnızca egzersize göre etkisini araştırmıştır. 62 denek dört gruba ayrılarak TENS, plasebo TENS, egzersiz uyarımı ve TENS ile birlikte egzersiz uyarımı uygulanmıştır. Sonuçlar dört tedavi protokolü arasında belirgin bir fark olmadığını, ancak TENS ile birlikte egzersiz programı uygulamanın fiziksel çıktıları iyileştirme yönünde en iyi sonuçları verdiğini göstermiştir. Adedoyin, Olaogun ve Oyeyemi (2005) TENS ve interferansiyel akım tedavisinin egzersiz ile birleştirildiğindeki etkisini araştırmıştır. Bir gruba TENS tedavisi ve egzersiz, bir gruba interferansiyel akım tedavisi ve egzersiz, son gruba da yalnızca egzersiz programı uygulanmıştır. Her üç grupta da dört hafta sonunda ağrı şiddetinde azalma olduğunu göstermiştir. Ancak yalnızca egzersiz grubuyla kıyaslandığında, interferansiyel akım ya da TENS tedavisinin ilave bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Itoh, Hirota, Katsumi, Ochi ve Kitakoji (2008) akupunktur ve TENS tedavisinin bir arada uygulanmasının diz osteoartrit hastalarında ağrı tedavisi ve diz fonksiyonunun geliştirilmesi konusunda daha efektif olduğunu bildirmiştir.

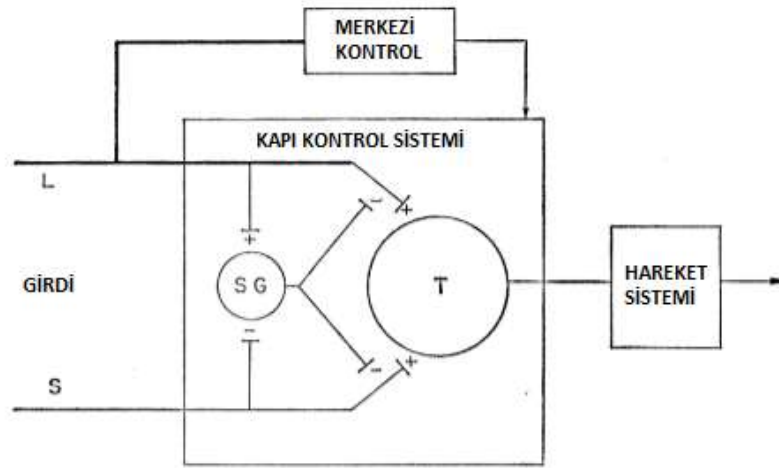
Diz osteoartritli hastalarda TENS tedavisi ile ilgili birtakım çalışmalar da optimum uyarı süresi ve optimum uyarım frekansının belirlenmesi üzerine olmuştur. Cheing, Tsui, Lo ve Hui-Chan (2003) diz osteoartrit tedavisinde gerek ağrı şiddetinin azaltılması gerekse uyarım sonrası ağrı kesici etkinin süresi itibari ile optimum TENS tedavisi süresinin 40 dakika olması gerektiğini bildirmişlerdir. Law ve Cheing (2004) ise farklı frekanslarda (2 Hz, 100 Hz ve 2-100 Hz) TENS tedavisi uyguladıkları çalışmalarında, sabit frekansla çalışıldığı sürece frekansın TENS tedavisinin analjezik etkisini değiştirmedığını, ancak frekans tedavi boyunca değişiklik gösterdiğinde analjezik etkinin belirgin bir biçimde arttığını bildirmişlerdir.

1.2 TENS (Transkütanöz Elektriksel Sinir Stimülasyonu) Tedavisi

Elektrik akımlarının tedavi amaçlı kullanımı yaklaşık 2000 yıl öncesine dayanmaktadır. M.S. 46 senesinde Romalı bir doktor olan Scribonius Largus “Compositiones Medica” isimli kitabında baş ağrısı ve gut hastalığı tedavisi için torpedo balığı ile temas edilerek elektrik şoklarına maruz kalınmasını önermiştir (Rattay, 1990). Torpedo balığına benzer biçimde elektrikli kedi balığı ve elektrikli yılan balığı da ağrı tedavisi için kullanılmıştır. Elektrik üreten ve depolayabilen cihazların geliştirilmesiyle birlikte ağrı tedavisi için balıklardan faydalanmak yerine yapay yollardan bu işlemin gerçekleştirilebilmesi söz konusu olmuştur. Özellikle 1745 yılında “Leyden Kavanozu”nun icat edilmesi elektroterapi alanında birçok çalışmanın ortaya çıkmasına öncülük etmiştir (Kane ve Taub, 1975). 1800’lü yılların ortalarında ve 1900’lü yılların başlarında birçok doktor ve dişçi elektriğin analjezik ve anestezi etkisi olduğunu bildirmiştir. Bu dönemlerde, sabit bir atım süresi ve hızına sahip olan ve pil ile çalışan *Electreat* isimli bir cihaz piyasaya sürülmüştür ve elektroterapi ürünü olarak doğrudan tüketicilere satılmıştır (Walsh, 1996). Bununla birlikte, 1965 senesinde Wall ve Melzack tarafından kapı kontrol teorisi ile ilgili çalışma yapıldığı kadar ağrı tedavisinde elektriksel uyarım medikal anlamda tam anlamıyla kabul görmemiştir (Sluka ve Walsh, 2003).

Elektrikle ağrı tedavisinin örneklerinden biri olan transkütanöz elektriksel sinir stimülasyonu (TENS), Amerikan Fizyoterapi Derneği (APTA-American Physical Therapy Association) tarafından ağrı kontrolü için cilde elektrik akımı uygulanması olarak tanımlanmıştır (Sluka ve Walsh, 2003). TENS tedavisinde deri katmanlarında bulunan duyu, motor, duyu-motor-nosiseptif sinir liflerinin tamamı ya da bazıları elektrotlar vasıtasıyla uyarılarak nöro-hormonal, nöro-fizyolojik ve kognitif sistemin etkilenmesi sağlanmaktadır. Böylece periferel olduğu kadar santral sistem de etkilenerek ağrı azaltılmaktadır (Belanger, 2008).

TENS tedavileri farklı etki mekanizmalarına dayanmakla birlikte, bunların en çok kullanılanı Melzack ve Wall tarafından 1965 senesinde ortaya atılan “Kapı Kontrol Teorisi”dir (Belanger, 2008). Bu teoriye göre substantia gelatinosa, periferel liflerden merkezi hücrelere sinir impulslarının sinaptik iletimini düzenleyen bir kapı kontrol sistemi gibi davranır (Melzack ve Wall, 1965). Kapı kontrol teorisinde A lifleri, C lifleri ve kapı internöronları olmak üzere üç tip sinir lifinden bahsedilmektedir. Bu liflerin çapları ve özellikleri birbirinden farklıdır. A-alfa ve A-beta lifleri kalın çaplı ve miyelinle kaplıdır. Bu sayede hızlı impuls iletim özellikleri bulunmaktadır. C lifleri daha küçük çaplı ve miyelinsizdirler, bu nedenle impuls iletim hızları yavaştır. A liflerinin diğer bir formu olan A-delta lifleri de küçük çaplıdır ve C liflerine benzer fonksiyonlara sahiptirler. A-beta liflerinin aktivasyonu omurilikte ani bir aktivite başlatır ve bu aktiviteyi önleyici bir yanıt izler. Eğer substantia gelatinosadaki internöronlar A-beta liflerinde oluşan aktivite ile uyarılmışlar ise ağrı duyusunun beyne iletilmesine izin vermemektedirler. Böylece, geniş çaplı liflerin aktivasyonu ile internöronlar uyarıldığında kapı kapanır ve ağrı hissedilmez. İternöronların küçük çaplı A-delta ve C liflerinin aktivasyonu ile uyarılması ise A-beta liflerinin tam tersine kapının açık kalmasına sebep olarak ağrı hissedilmesine neden olmaktadır (Campbell, Johnson ve Zernicke, 2013). Ağrı mekanizmalarında kapı kontrol teorisinin şematik diyagramı Şekil 1.1’de verilmiştir.



Şekil 1.1 Ağrı mekanizmalarında kapı kontrol teorisinin şematik diyagramı: L, geniş çaplı A-alfa ve A-beta lifleri; S, küçük çaplı A-delta ve C lifleri; SG, substantia gelatinosa; T, merkezi iletim hücreleri (Melzack ve Wall, 1965)

1.2.1 TENS Tedavisinde Elektriksel Parametreler

TENS tedavisi esnasında dikkate alınması gereken elektriksel parametreler amplitüd (akım şiddeti), dalga boyu ve frekans başlıkları altında incelenebilir.

1.2.1.1 Amplitüd (Akım Şiddeti)

Akım şiddeti akım dalgasının yüksekliğini gösterir ve miliamper (mA) ile ölçülür (Erden ve Çelik, 2015). Akım şiddeti, uyarılan sinir lifleri ile doğrudan ilişkili bir parametre olduğundan uyarıya verilen yanıtı esas belirleyen faktördür. Ağrısız parestezi büyük çaplı kütanöz aferent aktiviteyi, ağrılı parestezi küçük çaplı kütanöz aferent aktiviteyi ve kas seğirmesi küçük çaplı kas aferent aktivitesini göstermektedir (Johnson, 2007). Akım şiddeti artırıldıkça uyarılan sinir liflerinin sayısı da artar. Akım şiddeti ayarlanırken hastanın parestezi algılamasına ancak bu esnada ağrı duymamasına dikkat edilmelidir (Bulunmaz, 2011).

1.2.1.2 Dalga Boyu

Akım süresini gösterir ve milisaniye (msn) ile ölçülür. TENS tedavisinde dalga boyları genellikle 50-250 milisaniye arasında değişmektedir. Bu dalga boyu

aralığında uyarım verildiğinde kalın miyelinli sinir lifleri optimal seviyede uyarılmış olmaktadır (Kayman Köse, 2011).

1.2.1.3 Frekans

Frekans, bir saniyede iletilen atım sayısı anlamına gelmektedir ve Hertz (Hz) ile ölçülür. TENS cihazlarında kullanılan frekans aralıkları 1-200 Hz arasında değişiklik göstermektedir (Belanger, 2008).

1.2.2 TENS Cihazları

TENS, genel tanımı ile deri altındaki sinirlerin aktive edilmesi için tüm deri yüzeyi boyunca elektrik akımlarının iletilmesi anlamına gelmektedir. Standart bir TENS cihazı, atım süresi 50-250 ms, atım frekansı 1-2000 atım arasında değişen bifazik atımlı akımların tekrar eden bir biçimde uygulanmasını sağlar (Jones ve Johnson, 2009). TENS cihazları ile tedavi amaçlı uygulanan kesikli akımın dalga formu, atım süresi, atım frekansı, akım şiddeti gibi özellikleri ayarlanabilmektedir (Belanger, 2008). Piyasada satılan TENS cihazları uyarım karakteristikleri açısından birbirinden farklı özelliklerde olmasına rağmen, ortak bazı temel özelliklere sahiptirler. Cihazların birçoğu hastanın ya da klinik tedavi uzmanının uyarım yoğunluğu, atım frekansı ve atım genliği gibi parametreleri ayarlayabilmesine imkan sağlamaktadır (Ottoson ve Lundeberg, 2012). Elektriksel bir akımın stimülasyon parametreleri ya da karakteristiği tedavi sonucunda elde edilecek fizyolojik etkiler ile bağlantılıdır (Walsh, 2003). Farklı TENS teknikleri ağrı rahatlatmaya yarayan mekanizmaları etkileyen sinir liflerinin seçilerek uyarılması için kullanılmaktadır (Johnson, 2007). Bu teknikler; konvansiyonel TENS (düşük genlik-yüksek frekans), akupunktur benzeri TENS (yüksek genlik-düşük frekans), patlayıcı (burst) TENS (yüksek genlik-yüksek frekans), kısa-yoğun TENS (yüksek genlik-yüksek frekans) ve modülasyon TENS (modülasyonlu akım) teknikleri olarak adlandırılmaktadır (Buran, 2002). Seçilen tekniğe bağlı olarak farklı sinir lifleri uyarılarak farklı modülasyon mekanizmaları aktif hale getirilmekte ve buna bağlı olarak analjezinin başlangıcı ve süresi değişmektedir. Örneğin; konvansiyonel TENS uygulamasında

analjezi başlangıcı hızlı ancak analjezi süresi kısa iken, kısa-yoğun TENS uygulamasında analjezi başlangıcı hızlı ve analjezi süresi uzundur. Akupunktur benzeri TENS ve patlayıcı (burst) TENS uygulamalarında analjezi başlangıcı yavaş ancak analjezi süresi uzundur. Modülasyon TENS uygulamasında ise hem analjezi başlangıcı hem de analjezi süresi değişiklik gösterebilir (Belanger, 2008).

TENS cihazları Şekil 1.2’de gösterildiği gibi klinik ve Şekil 1.3’de gösterildiği gibi taşınabilir tipte olabilmektedir (Belanger, 2008). TENS cihazlarının klinik ya da taşınabilir tip olmasına bağlı olarak farklı sayıda kanal çıkışları bulunabilmektedir.



Şekil 1.2 Klinik tip TENS cihazı (Ati Tıbbi Cihazlar, b.t)

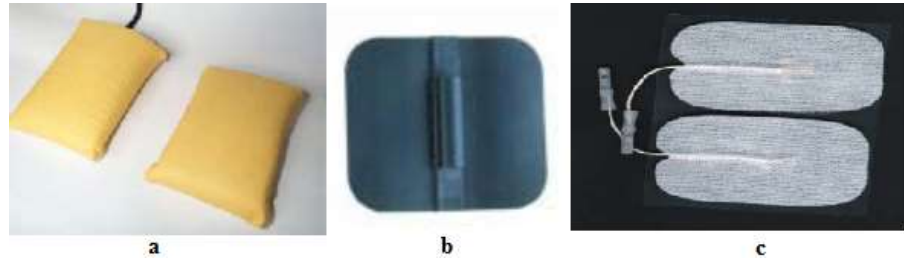


Şekil 1.3 Taşınabilir tip TENS cihazı (Cefar Compex, b.t)

1.2.3 TENS Elektrotları

Birçok TENS cihazı üreticisi cihazlarıyla birlikte kullanılmak üzere farklı boyut ve şekillerde elektrot sağlamaktadırlar. Tedavi için uygun elektrotlar seçilirken küçük elektrotlardan iletilen akım yoğunluğunun büyük elektrotlarla karşılaştırıldığında daha yoğun olacağı dikkate alınmalıdır. Eğer ağrı geniş bir alana yayılıyorsa, küçük bir çift elektrot istenilen verimlilikte uyarım sağlamayabilir. Bu gibi durumlarda birkaç çift küçük elektrot ya da bir çift büyük elektrot kullanılabilir (Ottoson ve Lundeborg, 2012).

Günümüzde piyasada bulunan elektrotlar tekrar kullanılabilen veya tek kullanımlık elektrotlar olarak iki grupta sınıflandırılabilirler. Genel elektrot tipi olarak adlandırılan elektrotlar en çok kullanılan elektrot tipidir. Bu elektrotlar farklı materyallerden yapılan ve tekrar kullanılabilen non-steril tip elektrotlar olarak da adlandırılmaktadırlar (Belanger, 2008). Şekil 1.4'te görülen kumaş kaplanmış metal elektrotlar, karbon elektrotlar ve kendinden yapışkanlı hidrojel elektrotlar bu elektrot tipine örnek olarak verilebilir (Keller ve Kuhn, 2008).



Şekil 1.4 a) kumaş kaplanmış metal elektrot, b) karbon elektrot, c) kendinden yapışkanlı hidrojel elektrot (Keller ve Kuhn, 2008)

Elektriksel uyarımın ilk zamanlarında kumaş kaplanmış metal plakalar uyarım elektrotları olarak kullanılmaktaydı. Metal plaka olarak genellikle paslanmaz çelik ya da gümüş/gümüş klorid, kaplama kumaşı olarak ise pamuklu kumaş tercih edilmekteydi. Bu tip elektrotlar kullanıldığında daha iyi bir iletkenlik sağlamak için kumaşın su veya jelle ıslatılması ve elastik bantlar vasıtası ile cilt yüzeyine sabitlenmesi gerekmektedir. Bu elektrotlar kullanılırken elektrot yüzeyinde homojen bir akım dağılımı sağlanabilmesi için elektrot yüzeyindeki kumaşın sürekli ıslak

kalması gerekmektedir. Kumaş tamamen kurusa da metal plaka cilt yüzeyinden izole edilmiş olacaktır, ancak kuruma sürecinde ıslak bölgelerden akım iletmeye devam ederken kuru bölgeler akımı iletemez hale gelecektir. Bu durum düzensiz akım iletimine yol açarak belli bölgelerde cilt yanıkları ile sonuçlanacaktır. Bu dezavantajları sebebiyle 1980'lerin ortalarında kumaş kaplı metal elektrotlar yerine karbon elektrotlar tercih edilmeye başlanmıştır. Karbon elektrotlar metalden daha yüksek dirence sahiptir ve böylelikle küçük alanlarda yüksek akım konsantrasyonları oluşması engellenmiş olur. Bununla birlikte, 10 miliamperden büyük akımlarda arayüz malzemesi olarak su ya da jel kullanılması gerekmektedir (Keller ve Kuhn, 2008). Jel uygulanmadan önce elektrotun yerleştirileceği cilt bölümünün sabun ve suyla nazik bir biçimde temizlenmesi ve kurutulması gerekmektedir. Eğer elektrotlar uzun süre (dört saatten daha fazla) cilt ile temasta kalıyorsa kullanılan jelin kuruma riski vardır. Ek olarak, haftalar ya da aylar süren tedaviler esnasında bazı hastaların kullanılan jele karşı alerjik reaksiyonlar geliştirme riski bulunmaktadır (Ottoson ve Lundeberg, 2012). Bu tip elektrotlar günümüzde hala kullanılıyor olmasına rağmen, TENS uygulamaları için en çok tercih edilen elektrot tipi kendinden yapışkanlı hidrojel elektrotlardır (Keller ve Kuhn, 2008). Bu tip elektrotlar kullanıldığında cilt irritasyonu oluşması riski karbon elektrotlar ve konvansiyonel jel kullanımı ile kıyaslandığında daha düşüktür (Ottoson ve Lundeberg, 2012).

Bu elektrotlardan farklı olarak, cerrahi sonrası uygulamalarda kullanılmak üzere geliştirilmiş tek kullanımlık farklı boyutlarda steril elektrotlar bulmak da mümkündür (Belanger, 2008).

1.2.3.1 Elektrot Yerleşimleri

Elektrotların en uygun uyarım alanlarına yerleşimi TENS uygulamalarında dikkat edilmesi gereken en önemli konulardan biridir. Ağrı semptomları aynı olsa bile farklı hastalar için optimum uyarım alanları farklılık gösterebilmektedir (Ottoson ve Lundeberg, 2012). Çoğu TENS uygulamasında ağrılı nokta, periferik sinir yüzeyel noktası, tutulan sinir dermatomal alanı, tetik noktaları veya akupunktur noktaları, segmentle ilişkili miyotomlar ya da motor noktalar uyarım alanı olarak seçilmektedir

(Kayman Köse, 2011). Bu konuda yapılmış daha önceki çalışmalarda elektrot yerleşimi ile tedavi etkinliği arasında herhangi bir bağlantı kurulamamıştır. Bu nedenle klinisyenler tedavi uygularken her bir hasta için en uygun noktayı deneme yanılma yöntemiyle bulmalıdırlar (Bulunmaz, 2011). Özel bir kontrendikasyon durumu olmadığı sürece öncelikle elektrotların ağrılı bölgenin üzerine ya da etrafına yerleştirilmesi tavsiye edilmektedir. Bununla birlikte, ilk denemeden olumlu sonuç alınsa da en uygun bölgenin ve uyarım koşullarının bulunabilmesi için diğer bölgelerin de denenmesi gerekmektedir (Ottoson ve Lundeberg, 2012). Elektrotların sağlıklı bir cilt üzerine yerleştirilmesi gerektiğinden, uygulamadan önce cilt yüzeyinde herhangi bir yara veya hastalık olup olmadığı kontrol edilmelidir (Johnson, 2007).

1.2.4 TENS'in Endikasyonları ve Kontrendikasyonları

TENS tedavisi için en temel endikasyonlar akut ya da kronik ağrı sendromlarıdır (Johnson, 1991). Birçok araştırmacı tarafından ağrı tedavisindeki etkinliği denenmiş ve hala denenmekte olan TENS tedavisinin osteoartrit, romatoid artrit, dismenore, doğum esnasında ve sonrasında oluşan ağrı, abdominal cerrahi sonrası, torasik cerrahi sonrası, bel ağrısı, çeşitli hastalıklar sebebiyle oluşan kronik ağrılar, felç sonrası tedaviler, amputasyon sonrası ağrı, migren/baş ağrısı, myofasiyal ağrı, sentral ağrı, boyun ağrısı, fasiyal ağrı, kraniofasiyal ağrı, çoklu kaburga kırıkları sonrası, akut-post travmatik ağrı, nöropatik ağrı gibi durumlarda kullanıldığı bilinmektedir (Belanger, 2008). Farklı ağrılı durumlarda kullanılan TENS tedavisinin etkisi ağrının kaynağına, bireyin ağrı eşiğine, elektrot yerleşimine, uyarım yoğunluğuna ve uygulanan uyarımın elektriksel karakteristiklerine göre değişmektedir (Jette, 1986).

TENS tedavisi için kaydedilen yan etkiler çok nadirdir. Ancak TENS kullanımı esnasında dikkatli olunması gereken bazı durumlar bulunmaktadır. Örneğin, kalp pili kullanan hastalar, hamileler ve epilepsi rahatsızlığı bulunan kişilerde TENS uygulamasının dikkatle yapılması ve elektrotların sırasıyla göğüs, karın, baş ya da boyun bölgelerine yerleştirilmemesi gerekmektedir (Johnson, 2007). Hamilelik esnasında TENS kullanımının fatal gelişimi etkileyebildiği belirtilmiştir. Ancak

doğum ağırları ve doğum sonrasında oluşan ağırlı durumlarda endikedir. Kalp rahatsızlığı bulunan hastalarda kalbin uyarımlarını fibrilasyona ve aritmiye sebep olacak şekilde etkileyebilmektedir (Belanger, 2008). Ek olarak, vücudunda tümör bulunan hastalarda tümörün bulunduğu noktaya elektrot yerleşiminden kaçınmak gerekmektedir (Johnson, 2007).

1.3 Elektriksel İletkenlik

Bir materyal üzerindeki iki nokta arasında bir gerilim, uygulandığında bir elektrik alan oluşur. Bir malzemenin iletkenliği her bir yük parçacığının üzerindeki elektriksel yüke, parçacıkların hareketliliğine ve yük konsantrasyonuna göre farklılık gösterir. Parçacıklar; elektronlar, protonlar, nötronlar ve iyonlar gibi farklı farklı türlerde olabilirler. Ancak normalde bu türlerden yalnızca bir tanesi dominant özellik gösterir.

Elektrot geometrisi ve diğer parametrelere bağlı olarak elektrik alan düzenli ya da düzensiz olabilir (Mattila, 2006).

1.3.1 Elektriksel Olarak İletken Lifler ve İplikler

İletken lifler, elektriksel olarak iletken bir elementin lif formunda bulunması olarak tanımlanabilirler. Metallerin elektriksel direnci yaklaşık 10^{-5} Ω/cm iken tipik bir yalıtkan için bu değer 10^{12} Ω/cm 'dir. Doğal liflerin elektriksel direnç değeri, maruz kaldıkları havanın nem oranı ile doğrudan ilişkilidir. Örneğin, %53 bağıl nem bulunan bir ortamda yünün elektriksel direnç değeri 1.6×10^9 Ω/cm iken, bağıl nem %86'ya yükseldiğinde direnç değeri 1.3×10^6 Ω/cm 'ye düşmektedir. Yün lifinin aksine, poliestere ait direnç değeri ortamda bulunan nem oranı ile doğru orantılı olarak değişmektedir. %85 bağıl nem bulunan bir ortamda poliestere ait elektriksel direnç değeri 7×10^{12} Ω/cm 'den büyüktür. Normal sıcaklık değerlerinde, metallerin elektriksel direnç değerleri mutlak sıcaklık ile doğru orantılıdır. Yalıtkanlar için ise sıcaklık düştükçe elektriksel direnç değerinin yükseldiği bilinmektedir.

Elektriksel olarak iletken lifler ve iplikler şaşırtıcı bir biçimde uzun bir geçmişe sahiptir ve estetik, anti-statik ve kalkanlama gibi amaçlar ile konvansiyonel ve elektronik tekstil uygulamalarında kullanılmaktadır. Örneğin, elektriğin keşfinden de önce antik dönemlerde altın kaplı iplikler üretilmiştir, ancak bu iplikler yalnızca estetik amaçlar için kullanılmışlardır. O dönemlerde metal iplik üretimi için metallerin dövülerek şeritler halinde kesildiği ve bir öz iplik üzerine sarıldığı düşünülmektedir. Tarihsel olarak, tekstil ürünlerinde kullanılmak üzere metal iplik üretimi için birçok farklı teknik bulunmaktadır ve literatürde geçmişten günümüze yaklaşık 70 çeşit metalize iplik üretildiğine ait bilgiler bulunmaktadır.

İletken lif ve iplik çeşitleri; metal lifleri, metal, metal oksit ve metal tuzları içeren lifler, elektriksel olarak iletken karbon nanotüpler ve karbon lifleri, kendiliğinden iletken polimerler içeren lifler ve elektriksel olarak iletken iplikler olarak sınıflandırılabilir (Dias, 2015; Tao, 2005).

1.3.1.1 Metal Lifleri

Günümüzde malzeme bilimindeki gelişmeler sayesinde piyasada birçok yeni malzeme ve polimer bulunmaktadır. Bu polimerlerin bazıları çelikten daha yüksek mukavemet değerlerine sahiptir. Ancak, çoğu elektriksel olarak yalıtkandır. Bu nedenle, elektriksel iletim gerektiren uygulamalarda naylon ya da para-aramidler gibi polimerler yerine metal liflerinin kullanılması gerekmektedir. Metal liflerinin avantajı çok düşük elektriksel direnç değerlerine sahip olmaları, dezavantajları ise düşük elastikiyet ve mukavemet değerleri sebebiyle kolaylıkla kırılabilir özellikte olmalarıdır (Dias, 2015). Metal lifleri genellikle 2-50 mikron çapında üretilirler ve üretimde paslanmaz çelik, nikel, titanyum, tantalum, krom gibi metaller ve alaşımları kullanılırlar (Toon, 1990).

1.3.1.2 Metal, Metal Oksit ve Metal Tuzları İçeren Lifler

Ticari olarak liflerin iletken metallerle kaplanması için iki genel yöntem bulunmaktadır. Bunlardan ilki kimyasal kaplama, ikincisi ise yüksek

konsantrasyonlu bir reçine içerisinde metalik partiküllerin dispersiyonu ile lif yüzeyinin kaplanması ve ardından liflerin kürlenmesidir. Yarı iletken metal oksitler çoğunlukla neredeyse renksizdirler ve iletken karbonların kullanımıyla kıyaslandığında, görünürlük ile ilgili daha az probleme yol açacağından daha fazla tercih edilmektedirler. Oksit partikülleri yüzeyde yerleşebilir, özdeki liflere tutunabilir veya liflerin yüzeyindeki tabaka ile kimyasal reaksiyona girebilirler. İletken lifler bir de bakır sülfür ya da bakır iyodür gibi metal tuzları ile kaplanabilirler. Metalik kaplamalar liflere yüksek iletkenlik özellikleri kazandırır. Ancak adhezyon ve korozyon dirençleri sorunlara sebep olabilir (Tao, 2005).

1.3.1.3 Elektriksel Olarak İletken Karbon Nanotüpler ve Karbon Lifleri

Karbon nanotüpler, grafen düzlemi dediğimiz örülü yapının bir silindir şeklinde sarılması ve uçlarının küresel bir silindir kapağı şeklinde kapatılmasıyla oluşturulur. Karbon nanotüplerin en belirgin özellikleri çok hafif olmaları, yüksek elastisite modülüne sahip olmaları ve bilinen en dayanıklı lif olmalarıdır (Küçükyıldırım ve Eker, 2012). Önceden belirlenmiş koşullar altında tek duvarlı ya da çok duvarlı karbon nanotüpler üretebilmek mümkündür. Bitişik karbon nanotüpleri atomik ölçekte yüksek derecede kusursuzluk göstermektedir. Bu durum karbon nanotüplerin kimyasal olarak eylemsiz olmasını sağlamaktadır. Atomik yapılarına bağlı olarak nanotüpler iletken ya da yarı iletken davranışlar sergileyebilmektedirler. Karbon nanotüpler yalnızca elektriksel iletkenlik değil, aynı zamanda ısıl iletkenlik konusunda da çok iyi sonuçlar vermektedirler. Üstelik birçok ortam koşuluna uyumlu oldukları bildirilmiştir (Endo, Strano ve Ajayan, 2007).

Karbon lifleri ise kendiliğinden iletken lifler sınıfındadır ve genellikle kompozitlerde meydana gelen hasarların gerçek zamanlı olarak görüntülenmesi için kullanımları yaygındır (Xue ve Tao, 2005). Uygun reçine ile kaplandığı zaman elde edilen kompozitin korozyona karşı dayanımı iyi olmaktadır. Katran esaslı karbon liflerinin elektriksel iletkenliği bakırdan üç kat daha fazladır (Yalçınkaya ve Yılmaz, 2011).

1.3.1.4 Kendiliğinden İletken Polimerler İçeren Lifler

İletken polimerler kendiliğinden elektrik iletme özelliğine sahip organik polimerlerdir. Bu malzemelerin termoplastik özelliklerinin çok iyi olmaması sebebiyle işlenmesi zor olabilmektedir (Yılmaz, 2014). Konvansiyonel tekstil liflerinin polianilin (PAn), poliasetilen (PA), polipirol (PPy) ve politiofen (PTh) gibi polimerler kullanılarak emdirilmesi ya da kaplanması ve liflere elektriksel iletkenlik özelliği kazandırılması mümkündür. Bu sayede iletken lifler ya da isteğe bağlı olarak iletken ve belirli oranlarda iletken ve yalıtkan lif karışımları elde edilebilir. Bu polimerler arasında yüksek elektriksel iletkenliği, farklı ortam koşullarında özelliklerinin çok fazla değişmemesi ve düşük toksiklik özelliği sebebiyle polipirol (PPy) kendiliğinden iletken polimerler arasında en çok kullanılan polimerdir (Tao, 2005; Xue ve Tao, 2005).

1.3.1.5 Elektriksel Olarak İletken İplikler

İletken malzemeleri her zaman lif formunda kullanmak mümkün olmamaktadır. Metal liflerinin doğrudan kullanılmadığı durumlarda metalle kaplanmış iplikler devreye girmektedir. İletken iplikler filament ya da kesikli iplik formunda olabilir ve farklı iletkenlik seviyeleri oluşturulabilmesi için yalıtkan olarak tabir edilen klasik ipliklerle karışım halinde kullanılabilir. Bu karışımlar iletken ve konvansiyonel tekstil liflerinin karıştırılarak birlikte eğrilmesi ile elde edilebileceği gibi iletken ve iletken özellikte olmayan konvansiyonel ipliklerin eğirme işlemiyle bir araya getirilmesi ile de oluşturulabilir (Tao, 2005). Elektriksel olarak iletken ipliklerin eldesinde genel olarak kullanılan eğirme yöntemleri; friksiyon eğirme, ring eğirme ve içi boş iplik eğirmedir (Alagirusamy ve Das, 2010).

Elektriksel olarak iletken iplikler birçok farklı elektro-mekanik özelliğe sahiptirler ve elektronik tekstil ürünlerinde kullanılmak üzere dokunabilir, örülebilir ya da dokusuz yüzey formunda kullanılabilirler (Berzowska ve Bromley, 2007). İletken iplik elde etmenin bir diğer yolu ise bir öz iplik üzerine farklı yöntemlerle metal kaplanmasıdır. Ticari ürünlerde genellikle pamuk, ipek, poliester ve aromatik

poliester (Vectran®) ile aramidler (Kevlar®) öz iplik olarak kullanılmaktadırlar (Dias, 2015).

Günümüzde, elektronik tekstiller ve giyilebilir elektronikler konusunda yapılan çalışmaların giderek daha fazla önem kazanmaya başlaması ve bu kategoride geliştirilen ve piyasaya sürülen ticari ürünlerin artması iletken iplik üretimini numune boyutundan ticari boyuta taşımıştır. İletken iplik üretimi yapan firmalara örnekler ve ürettikleri ürünlere ait temel bilgiler Tablo 1.1’de verilmiştir.

Tablo 1.1 İletken iplik üretimi yapan firmalara örnekler ve ürettikleri ürünlere ait temel bilgiler (Shieldex yarns, b.t.; X-Static performance textiles, b.t.; X-Silver-the silver fiber, b.t.; Elektrisola enamelled copper wire, b.t.; Swiss-Shield, b.t.; Bekaert, b.t.; Silver.stat fibres: static and bacterial protection in textiles, b.t.; Resistat fiber collection, b.t.; Elitex, b.t.)

Üretici Firma	Ürün Açıklaması
Statex	Monofilament, multifilament ve bükümlü iplik formatında gümüş kaplı poliamid iplikler
X-Static	Lif üzerine kalıcı bir biçimde metalik gümüş bağlanmış iplikler
X-Silver	Lif üzerine kalıcı bir biçimde metalik gümüş bağlanmış multifilamentler ve kesikli lifler
Elektrisola	Bakır, alüminyum ve bakır kaplı alüminyum mıknatıs tel
Swiss-Shield	Pamuk, poliester, poliamid, aramid gibi farklı elyaflar üzerine bakır, gümüş, altın, alüminyum, tunç, inox vb. iletken malzemeler kaplanmış monofilament iplikler
Bekaert	%100 paslanmaz çelik ya da paslanmaz çelik ve diğer liflerin karıştırılmasıyla elde edilmiş iplikler
R-Stat	Kesikli elyaf ve filament formda gümüş kaplama poliamid iplikler
Resistat	Karbon partikülleri ile kaplanmış poliamid liflerinden üretilmiş monofilament ve multifilament iplikler
Elitex	Multifilament formunda gümüş kaplı poliamid iplikler

1.3.2 Elektriksel Olarak İletken Kumaşlar

Elektriksel olarak iletken kumaşlar, elektriksel olarak iletken iplikler kullanılarak konvansiyonel yöntemlerle kumaş üretimi ya da konvansiyonel lif ve iplikler kullanılarak üretilen yüzeylerin iletken malzemelerle kaplanması sonucunda elde edilirler (Bedeloğlu, Sünter ve Bozkurt, 2010).

İletken kumaşların elde edilmesinde birkaç farklı yöntem kullanılmaktadır. Bunlardan ilki çinko spreyleme, iyon kaplama, vakum metalize kaplama, püskürtme ve metal folyo kaplama gibi yöntemlerle iletken tabakaların kumaş yüzeyi üzerine laminasyonudur. Bir diğer yöntem; karbon lifleri, metalize elyaflar, metal lifleri (paslanmaz çelik, alüminyum, bakır vb.), metal tozları gibi dolgu maddelerinin kumaşlara ilave edilmesidir. Son yöntem ise iletken liflerin ya da ipliklerin doğrudan kumaş üretimi esnasında kullanılarak kumaş yapısı içerisine dahil edilmeleridir (Chen, Lee, Lin ve Koch, 2007).

Elektriksel olarak iletken kumaşlar günümüzde birçok farklı uygulama alanına sahip olmakla birlikte, ilk olarak elektromanyetik koruma ve ısıtma amaçlarıyla kullanılmışlardır (Sünter, 2011). Ardından, sağlık endüstrisine entegrasyonları giderek artan bir araştırma konusu haline gelmiş ve elektrokardiyogram (EKG), nabız, nefes alma ve vücut sıcaklığı ölçümü için fizyolojik görüntüleme, EMG elektrotlarında, esneklik ve basınç sensörlerinde ve pH ölçümü vb. için elektrokimyasal sensörlerin üretiminde kullanılmışlardır. Bunların dışında elektriksel olarak iletken kumaşlar kullanılarak portatif güç kaynağı sistemleri, baskı devreler ve giyilebilir antenler geliştirmek de mümkündür (Stoppa ve Chiolerio, 2014).

1.3.3 İletken Kaplamalar

İletken kaplamalar, malzemelerin özelliklerinde belirgin bir değişikliğe sebep olmaksızın elektriksel olarak iletken hale getirmek üzere kullanılan kaplamalardır. Elektrosuz kaplama, vakum kaplama, püskürtme, karbonlaştırma ve iletken polimer ile kaplama gibi yöntemler ile lif, iplik ya da kumaş üzerine uygulanabilirler. Elektrosuz kaplama yönteminde tekstil malzemesi tipik olarak bakır ya da nikel iyonları içeren çözelti içerisine daldırılır ve iki malzeme arasında gerçekleşen tepkime ile iyonlar tekstil yüzeyi üzerine tutunarak kaplama işlemi gerçekleştirilmiş olur. Elektrosuz kaplama yöntemi ile homojen bir kaplama sağlanabilmektedir, ancak pahalı bir yöntemdir (Meoli ve May-Plumlee, 2002).

Vakum kaplama yönteminde metaller vakumlu ortamda buharlaştırılarak metal atomlarının kaplanacak yüzey üzerinde yoğunlaşması sağlanır. Homojen bir kaplama elde edilebilmektedir ve solüsyon özelliklerinin değiştirilmesi ile proses kontrolü sağlanabilir (Ersoy, 2012). Vakum kaplama yöntemi ile farklı kalınlıklarda ve iletkenlik seviyelerinde kaplamalar yapabilmek mümkündür (Meoli ve May-Plumlee, 2002).

Püskürtme işlemi bir hedef materyal üzerinde enerji parçacıklarının etkisi ile başlatılır. Enerji parçacıkları çok atomlu bir kinetik çarpışma sürecine neden olur ve bu sayede kohezyon enerjisini aşmak için gerekli enerji tek atomlara transfer edilir. Bu atomlar püskürtme atomları olarak bilinirler ve başka bir yüzeyde toplanırlarsa bu işlem püskürtme birikimi olarak adlandırılır. Metallerin püskürtülmesi işleminde tipik olarak argon gibi soy gazlar kullanılır. Parçacıklarının enerjisi elektriksel ve manyetik alanlarla artırılabilir (Hegemann ve ark., 2009).

Karbonlaştırma yönteminde elektriksel olarak iletken tekstil yapıları elde edilebilmesi için tekstil materyalleri 1000°C sıcaklıktaki karbonizasyon fırınlarında işleme tabi tutulurlar. Kablo, lif, mikro veya nano boyuttaki karbon tekstil yüzeylerine eklenerek konvansiyonel tekstil işlemlerinde rahatlıkla kullanılabilen yüksek elektriksel iletkenlik seviyesinde tekstil ürünleri elde edilir. Karbonlaştırma işlemi sayesinde sıcaklığa duyarlı malzemeler elde edilir ve genellikle vücut sıcaklığının kontrol edilmesinde kullanılan giysilerin üretimi için ideal bir işlemdir (Bedeloğlu, Sünter ve Bozkurt, 2010; Meoli ve May-Plumlee, 2002).

İletken polimerlerle kaplama yönteminde ise polianilin (PAn), poliasetilen (PA), polipirol (PPy) ve politiofen (PTh) gibi kendiliğinden iletken polimerler kullanılarak tekstil malzemelerinin yüzeyi kaplanmaktadır. Günümüzde bu polimerler özellikle iplik ve kumaş yüzeylerinde iletken ve anti-statik kaplamalar için kullanılmaktadır. Polimer kaplamalar ile metallere daha yüksek iletkenlik özelliklerine ulaşılması mümkündür. Aynı zamanda adhezyon ve paslanmazlık özellikleri de çok iyi olarak bilinmektedir, ancak konvansiyonel yöntemlerle işlenmelerinin zor olması en büyük

dezavantajlarıdır (Bedeloğlu, Sünter ve Bozkurt, 2010; Meoli ve May-Plumlee, 2002).

1.4 Giyilebilir Teknolojiler ve Elektronik Tekstiller

Ardı ardına gelen ekonomik krizlerde ayakta kalabilmek için tekstil sektörünün katma değeri yüksek ürünlere yönelmesi gerekmiş, özel ihtiyaçlara çözüm sunan ileri bilgi ve beceri gerektiren teknik tekstillerin üretimine başlanmıştır.

Sanayi devrimi sonrasında teknolojik gelişmelerin hızlı bir biçimde artış göstermesi ve araştırmacıların disiplinler arası çalışmalara yönelmeleri yenilikçi ürünlerin ortaya çıkmasına olanak sağlamaktadır. Disiplinler arası çalışmalar sonucu ortaya çıkan en önemli teknolojik gelişmelerden birisi de giyilebilir teknolojilerdir (Yetmen, 2017). “Giyilebilir teknoloji” kavramı vücut üzerine doğrudan giyilebilen aksesuarların içerisine dahil edilen teknoloji olarak tanımlanmaktadır (Gao ve ark., 2015). Devamlı iletişime ve bilgiye erişime olan ihtiyaç portatif teknolojilerin gelişmesine sebep olmuştur. Giyilebilir teknoloji; portatif bir aygıttan daha iyidir, taşınması ve kullanılması hatırlanmak zorunda olan bir yük ya da engel değildir (Dunne ve ark., 2002). Günümüzde akıllı gözlükler, akıllı saatler ve akıllı bileklikler gibi giyilebilir aygıtlar ticari olarak piyasada bulunabilir ve kullanılabilir durumdadır. Giyilebilir aygıtlar ilk olarak askeri teknoloji alanında kullanılmışlardır (Gao ve ark., 2015). Günlük hayattaki kullanımlarında ise fonksiyonel kullanımlarının yanı sıra moda uygun aksesuarlar olarak da dikkat çekmektedirler (Berzowska, 2005).

Giyilebilir teknolojiler sağladıkları kolaylıklar sayesinde sağlık sektörü, askeri uygulamalar ve eğlence sektörü gibi farklı alanlarda kullanılır hale gelmiştir. Giyilebilir bilgisayarlar, sağlık hizmetleri ile ilgili uygulamalarda üç şekilde fayda sağlayabilir. Birincisi hastaya rahatsızlık vermeyen giyilebilir sensörler ile hastaya ait önemli fizyolojik olaylar uzun süreli takip edilebilir ve laboratuvar ölçümlerinin çok daha ötesinde teşhis koyma imkânına sahip olunur. İkincisi, aktivite izleme giysileri ile doktorların çok daha net ve iyi bir kanıya varmasına imkân tanınır.

Ayrıca bu giysilerden elde edilen aktivite bilgisi, bilişsel ve akli bozukluklar ile ilgili olarak kendi başına değerli bir teşhis aracı olabilir. Son olarak; giyilebilir sistemler, kullanıcının sağlık hizmetleri yönetiminde geri bildirimler vermesi yoluyla aktif bir rol almasını sağlar. Bu sayede sağlık gereksinimlerine göre yaşam tarzlarını ayarlama konusunda insanlara yardım edecek sistem konseptlerinin önü açılmaktadır (Lukowicz, 2008).

Giyilebilir teknoloji kavramından yola çıkılarak geliştirilen bir diğer konsept elektronik tekstiller konseptidir (Wagner ve ark., 2002). Elektronik tekstiller, gelişmeye devam eden iki büyük endüstri olan tekstil ve elektronik endüstrilerinden malzemelerin, tasarım araçlarının ve üretim yöntemlerinin bir araya getirilmesi sonucu ortaya çıkan teknik ve fonksiyonel ürünlerdir (Ethridge, 2002). Giyilebilir teknolojiler ve elektronik tekstiller bir spektrumun iki ucu gibi düşünülebilir. Giyilebilir teknolojiler genel anlamda bilgisayarların ve ekranların yüzeye monte edilmesi olarak anlaşılırken, elektronik tekstiller denildiğinde ilk akla gelen elektronik bileşenlerin tekstil yapıları içerisine neredeyse tamamen entegre edilmesidir (Wagner ve ark., 2002). Tekstil ürünlerinin ve özellikle kumaşların gündelik hayatımızda fazlasıyla yer kaplaması elektronik bileşenlerin entegre edilebilmesi için mükemmel bir arka plan olmalarına olanak sağlamaktadır (Nakad ve ark., 2003). Geliştirilen ilk iletken kumaş iki farklı elyaf tipi içeren ipek organze kumaştır. Bu kumaşta çözgü ipliği olarak yalnızca ipek iplikler, atkı ipliği olarak ise üzerine ince şeritler halinde bakır folyo sarılmış ipek iplikler kullanılmıştır. Atkı yönünde kullanılan iplikler öz kısmı tekstil liflerinden oluşan bir telefon kablosu gibi hazırlanmıştır ve oldukça yüksek elektriksel iletkenlik değerlerine sahiptirler. İpliğin öz kısmında bulunan ipek lifleri yüksek çekme mukavemeti sağlar ve yüksek sıcaklıklara dayanabilirler. Bu iplikler bu özellikleri sayesinde yalnızca dokuma işlemlerinde değil, endüstriyel makinelerde gerçekleştirilen nakış ve dikiş işlemlerinde de kullanılabilirler (Post ve Orth, 1997).

Elektronik tekstil üretiminde sensörler, mikroişlemciler gibi elektronik bileşenlerin tekstil ürünlerine dahil edilmesi ya da tekstil ürünlerinin iletken hale getirilerek bu bileşenlerin doğrudan tekstil yapıları formatında üretilmesi üzerinde

durulmaktadır. İletken tekstil yapıları elde etmek için iletken iplikler, iletken kumaşlar, iletken kaplamalar ve iletken yapıştırıcılar gibi farklı malzemelerden faydalanılabilir. Günümüzde bu malzemeler kullanılarak birçok sensör geliştirilmiştir. Yapılan çalışmalar bu sensörler kullanılarak kuvvet, basınç, kimyasallar, nem ve sıcaklık değişkenlerinin ölçülebileceğini göstermektedir. Bununla birlikte, bu teknolojilerin birçoğu hala araştırma aşamasındadır ve yıkanabilirlik, toksik olmama ve yüzey dayanıklılığı gibi konularda geliştirmelere ihtiyaç vardır. Mekanik ve elektrik bağlantılar yalnızca suya ve yıkamaya değil, eğilme ve burulmaya karşı da dirençli olmalı ve aynı zamanda giyilebilir bir üründen beklenen diğer özelliklere de sahip olmalıdır. Kullanılan bağlantı tekniklerinin de dayanıklılık açısından geliştirilmesi ve uyum açısından optimize edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Castano ve Flatau, 2014).

Elektronik tekstillerin odak noktası hem sivil hem de askeri alanlarda kullanılmak üzere esnek, konforlu ve tercihen geniş yüzeyli tekstil esaslı bilgi sistemlerinin ekonomik bir biçimde üretilmesi için var olan teknolojilerin ve üretim tekniklerinin geliştirilmesidir (Marculescu ve ark., 2003). Bu tarz geliştirmelerin uygulanabilmesi için farklı iplikler, örgü yapıları, bileşenler, sistem donanımları, bağlantı ağları ve sensör yerleşimleri gibi çok sayıda seçenek bulunmaktadır (Martin ve ark., 2004). Teknolojik gelişmeler sayesinde üretim yöntemleri ve kullanılan malzemeler günden güne çeşitliliğini artırmakla birlikte elektronik tekstil üretiminde bazı zorluklar bulunmaktadır. Bu zorluklar ve kısıtlar:

- Kısıtlı işleme ve depolama olanağı,
- Bağlantı yollarında meydana gelebilecek olası sorunlar,
- Kaynak yönetiminin esnekliği ve ölçeklenebilirliği konusundaki ihtiyaçlar,
- Dış etkenlere ya da topolojik yerleşimlere bağlı bağlantı hatalarıdır (Marculescu ve ark., 2003).

1.5 Önceki Çalışmalar

Tez çalışması kapsamında; giyilebilir teknolojiler ve elektronik tekstillerle ilgili sağlık alanında yapılan çalışmalara ağırlık verilmiş ve bu konudaki çeşitli çalışmalar incelenmiş ve derlenerek sunulmuştur.

Çalışmalar bir araya getirilirken genel olarak konu başlıklarına göre gruplanmıştır ve fizyolojik görüntüleme amacıyla geliştirilmiş giysiler, EKG, EMG ve EEG ölçümünde kullanılmak üzere geliştirilen giysiler, rehabilitasyon ve tedavi süreçlerinde kullanılmak üzere geliştirilmiş giysiler, tekstil sensörleri ve elektrotları ve ısıtma fonksiyonlu giysiler birbiri ardına sıralanmıştır.

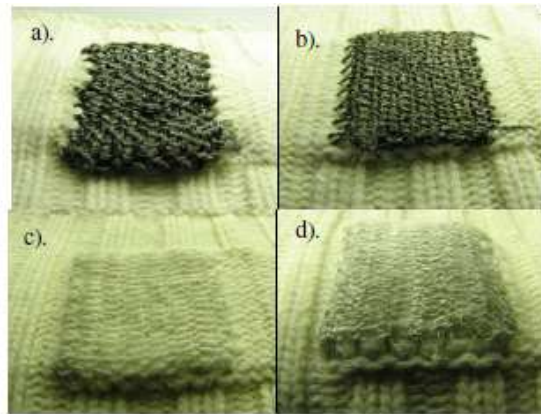
1.5.1 Fizyolojik Görüntüleme Amacıyla Geliştirilmiş Giysilere Örnekler

Dunne, Ashdown ve McDonald (2002) bir “akıllı ceket” tasarımı yapmışlardır. Ceket, soğuk hava şartlarında yaşayan genç atletik bireylerin kullanımına yönelik olarak tasarlanmıştır. Ceket prototipinin üretilmesinde sıcaklık düzenlemesini artırmak için bir elektro iletken tekstil, gece görünürlüğünü artırmak için elektro-lüminesan tel ve nabız bilgisi sağlamak için fizyolojik aktivite monitörü kullanılmıştır. Prototip üzerinde elektronik bileşenlerin fonksiyonelliğini ölçmek için laboratuvar testleri ve hareket rahatlığını değerlendirebilmek için alan testleri uygulanmıştır. Testlerden elde edilen değerlendirme sonuçları genellikle sosyal kabul ve giyilebilirlik anlamında olumludur. Kullanıcılar giysiyi fonksiyonel, rahat, giyilebilir ve sosyal olarak kabul edilebilir bulmakla birlikte, işlev bozuklukları ve hacim konuları ile ilgili bazı olumsuz geri bildirimlerde bulunmuşlardır. Kullanıcılar genel olarak giysinın içine yerleştirilmiş olan sert bileşenlerden rahatsız olmamışlardır. Teknolojik fonksiyonlar birçok çevresel koşulda uygun bir biçimde çalışmıştır ve ceket estetik olarak birçok sosyal statü için kabul görebilir niteliktedir.

Paradiso, Loriga, Taccini, Gemignani ve Ghelarducci (2005) nefes alma grafiği, elektromiyogram, aktivite grafiği ve ateş seviyesinin takip edilebildiği bir giysi tasarlamışlardır. Giyilebilirliği sağlamak için, elyaf ve iplik formundaki iletken ve

piezorezistif materyaller kumaşa entegre edilmiş ve sensör, bağlayıcı ve elektrot elemanları olarak kullanılmışlardır. Giysi prototipi hazırlandıktan sonra deneklerden, önceden belirlenmiş bazı aktiviteleri gerçekleştirmeleri istenmiş ve bu aktiviteler esnasında giysi aracılığıyla elde edilen kullanıcı yaşamsal sinyalleri kaydedilmiştir. Yapılan deneylerden elde edilen sonuçlar, algılama giysisinin içerisine yerleştirilen kumaş elektrotların, hareket halindeki bir denekten sürekli ve eş zamanlı olarak yaşamsal sinyaller alabildiğini göstermiştir. Ayrıca, iletken ve piezorezistif iplikler sulu çözeltilerde çok tekrarlı yıkamalara karşı dirençlidirler ve yıkamadan sonra elde edilen fizyolojik sinyaller kumaş sensörlerin performansının uygulanan işlemlerden etkilenmediğini göstermiştir.

Mestrovic, Helmer, Kyratzis ve Kumar (2007) fizyolojik görüntüleme için, piyasada satılan iletken iplik ve filamentlerden yapılmış tamamen kuru kumaş elektrotların kullanımını değerlendirmeyi amaçlayan bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada, farklı üreticiler tarafından üretilmiş farklı özelliklere sahip gümüş kaplama poliamid iplik, paslanmaz çelik iplik ve tek ve çok filamentli gümüş kaplama bakır iplikler kullanılarak 20 mm x 20 mm boyutlarında dört adet tekstil elektrotu üretilmiştir. Elektrotlar 14 gauge Shima Seiki SES-SWG örme makinesi kullanılarak 50 mm genişliğindeki bantlar şeklinde örülmüştür (Şekil 1.5). Elektrot karakteristikleri Tablo 1.2’de verilmiştir.

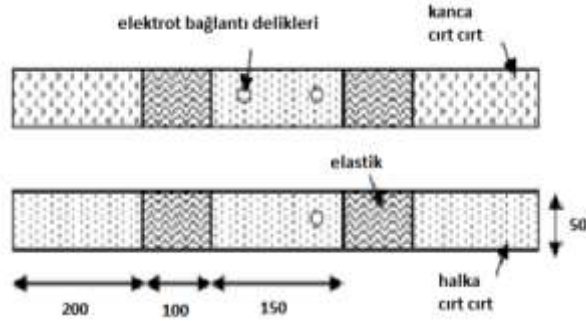


Şekil 1.5 Denemelerde kullanılan örme elektrotlar: a) paslanmaz çelik iplik kullanılarak üretilen elektrotlar, b) gümüş kaplama poliamid iplik kullanılarak üretilen elektrotlar, c) tek filamentli gümüş kaplama bakır iplik kullanılarak üretilen elektrotlar, d) çok filamentli gümüş kaplama bakır iplik kullanılarak üretilen elektrotlar (Mestrovic ve ark., 2007)

Tablo 1.2 Tekstil elektrot karakteristikleri

İplik	Özellikler			
	Alan (mm ²)	Likra ilmek uzunluğu(mm)	İletken iplik ilmek uzunluğu (mm)	Direnç (ohm/cm)
Paslanmaz çelik iplik	20×20	9.5	8	0.2
Gümüş kaplama poliamid iplik	20×20	9.5	6	0.6
Tek filamentli gümüş kaplama bakır iplik	20×20	9.5	7.5	0.2
Çok filamentli gümüş kaplama bakır iplik	20×20	9.5	7.5	0.1

Tekstil elektrotları üretildikten sonra elektrot lokasyonunu ve cilt temas basıncının kontrolüne olanak sağlayan bant şeklinde bir yapı içerisine yerleştirilmişlerdir. Geliştirilen banda ait şematik çizim Şekil 1.6’da verilmiştir.

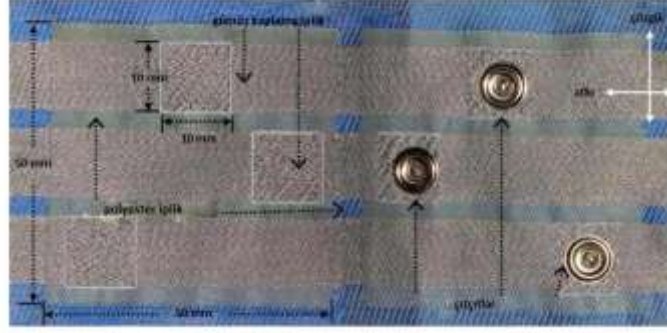


Şekil 1.6 Test bandı yapı detayı (Mestrovic ve ark., 2007)

Geliştirilen bant kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda %60-80’lik örtme faktörüne sahip 20×20 mm’lik kumaş elektrotların klasik elektrotlara benzer karakteristikler sergilediği görülmüştür. Genel anlamda, SSt, AgNy ve AgCu(m) kumaş elektrotlarının EKG sinyali ölçümünde gelecek vadettiği sonucuna ulaşılmıştır.

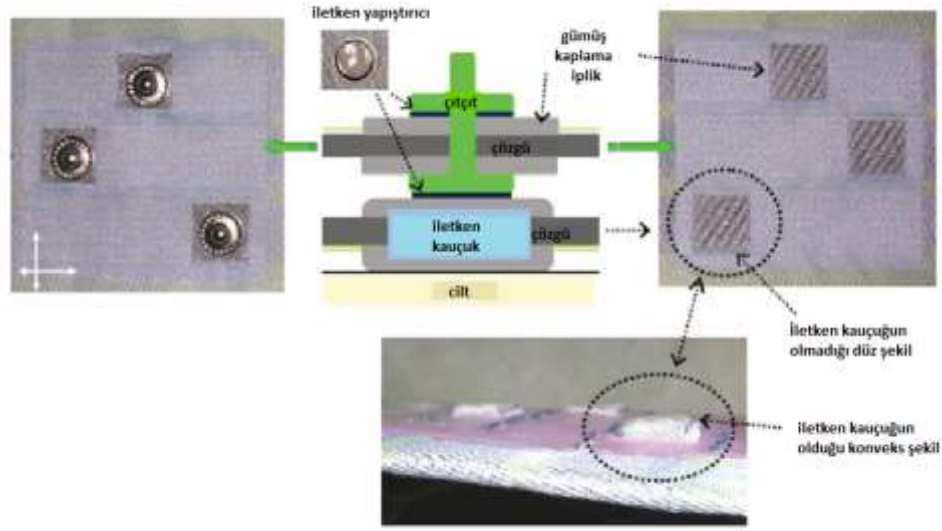
Song, Lee, Kang, Cho, Cho, Lee ve Lee (2010) kitle üretimi için sürekli fizyolojik görüntüleme sağlayabilecek jakarlı kumaş elektrotlar üretmeyi ve bu elektrotların

EKG ölçümlerinde biyosinyal elektrotu olarak uygulanabilirliğini değerlendirmeyi amaçlayan bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada kullanılması planlanan jakarlı elektrotların dokuma yapısı çift taraflı dokuma esas alınarak tasarlanmıştır ve atkı yönünde gümüş kaplama iplikler kullanılmıştır. İki katmanlı sistem, içerisinde poliester iplikten oluşan bir zemin tabaka ve gümüş kaplama iplikten oluşan bir üst tabakadan meydana gelmektedir (Şekil 1.7).



Şekil 1.7 Jakarlı dokuma kumaştan tekstil elektrotları (Song ve ark., 2010)

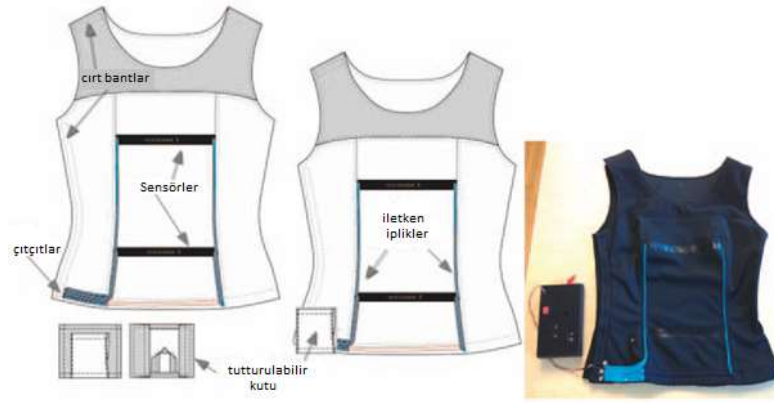
Bu çalışmada, EKG ölçümlerinin elektriksel direnç farklarını bulmak için, iki grup jakarlı kumaş elektrot test edilmiştir. Grup 2'nin üretiminde, Grup 1'in üretiminde kullanılan çözgü ipliği adedinin yarısı kadarı kullanılmıştır. Her grupta düz ya da konveks olmalarına göre ve kumaşla çitçit arasında iletken yapıştırıcı bulunup bulunmamasına göre farklılık gösteren dört tip jakarlı kumaş elektrot bulunmaktadır (Şekil 1.8). Tüm elektrotlar kare şeklindedir ve boyutları 50 mm x 50 mm'dir. Kullanılan iletken yapıştırıcı hem elektrot kumaşının alt yüzü ile çitçit bağlantısı arasındaki bağlantı direncini artırmakta, hem de ölçülen sinyal kalitesini iyileştirmektedir.



Şekil 1.8 Düz ve konveks elektrotların yandan görünüşü (Song ve ark., 2010)

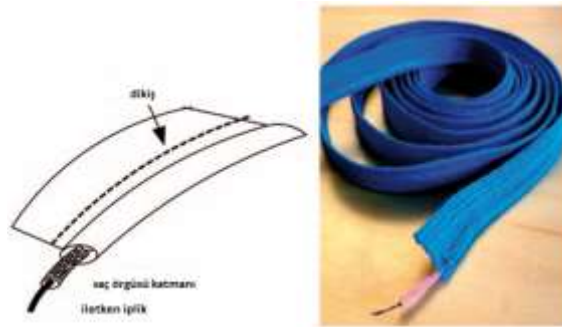
EKG ölçümleri iki gruba ayrılan sekiz jakarlı kumaş ile üç kez tekrarlanmış ve değerlendirilmiştir. Yapılan ölçümler sonucunda bu sensörleri kullanarak dokuma kumaştan üretilmiş tekstil sensörleri ile vücuttan biyosinyal eldesinin mümkün olduğu görülmüştür. Fizyolojik görüntüleme sonucunda en belirgin EKG sinyalleri ise, iletken yapışkan içeren Grup 2 konveks tip elektrot ile elde edilmiştir.

Guo, Berglin, Wiklund ve Mattila (2013) nefes alma aktivitesi takibi için geliştirdikleri giysi esaslı algılama sistemini ticari piezoelektrik sensörle kıyasladıkları bir çalışma yapmışlardır. Çalışma kapsamında bir giysi prototipi geliştirilmiş (Şekil 1.9) ve nefes alma takibi uygulamaları için farklı denekler tarafından denenmiştir. Giysiye ait performans değerlendirmesi için referans kemerinden ve prototip giysiden elde edilen sinyaller nitel ve nicel olarak karşılaştırılmıştır.



Şekil 1.9 Bayanlar için prototip giysi ve elektronik birim (Guo ve ark., 2013)

Giysinin giyilmesini kolaylaştırmak ve farklı kullanıcılar için sensör hassasiyetini sağlamak üzere omuz ve yan pozisyonlarda cirt bantlar kullanılmıştır. İki piezorezistif kumaş sensör sırasıyla göğüs kafesi ve karın pozisyonlarına yerleştirilmiştir ve bu sensörler veri iletim kabloları olarak kullanılan iletken iplikler (Shieldex 235f34 dtex 4-ply HC, Statex) ile bağlanmıştır. İletken ipliklerin aşınma ve nemden korunması için, kablolar bir saç örgüsü yapının içine bir çekirdek gibi gömülmüştür ve giysinin dikişleri içerisinden boru şeklinde geçirilmiştir (Şekil 1.10). Tüm iletken iplikler giysinin sağ tarafındaki düğmede birleştirilmiştir ve üç tane çıtçıt, giysi ile elektronik kutu arasındaki bağlantıyı sağlamak üzere kullanılmıştır.



Şekil 1.10 Saç örgüsü yapıya entegre edilen iletken iplik (Guo ve ark., 2013)

Giysi prototipi yaşları 25 ve 45 arasında değişen, üçü kadın ikisi erkek beş denek tarafından denenmiştir. Tüm deneklerden giysiyi giymeleri ve cirt bantlar yardımıyla sıkıca üstlerine oturtmaları istenmiştir. İlaveten, sensörlerin nefes almanın yoğun olduğu kısımları ayırt edebildiğini onaylamak için deneklerden ayakta iken göğüsten

nefes almaları ve yatay pozisyonda karından nefes almaları istenmiştir. Beş denekten en azından üç dakika için insan müdahalesi olmadan veri eldesi sağlanmıştır. Toplanan veriler MATLAB ile analiz edilmiştir.

Sonuçlar, farklı durumlarda nefes alma aktivitesinin giysi esaslı algılama sistemi kullanılarak başarılı bir şekilde algılanabildiğini ve izlenebildiğini göstermektedir. Var olan giysi esaslı algılama sisteminin tek kısıtlaması bazı hareketlerin kolaylıkla elimine edilememesidir. Sensör yalnızca nefes alma hareketini değil, aynı zamanda duruş değişimlerini gövdedeki eğilmeleri vb. de algılayabilmektedir.

Frydrysiak ve Tęsiorowski (2016) yaşlı bireyler için giyilebilir bir bakım sistemi geliştirmişlerdir. Sistem nabız, nefes alma sıklığı, giysi içerisinden ölçülen vücut ısısı, evin içindeki ve dışındaki konum gibi seçili fizyolojik parametrelerin görüntülediği yeni bir üründür. Geliştirilen ürünün genel yapısı tekstil malzemelerinden oluşmaktadır ve sensör olarak da yalnızca tekstil sensörleri kullanılmıştır. Tekstil sensörleri giysi içerisine yerleştirilerek insan vücuduna sıkı bir biçimde temas eder hale getirilmiştir ve yıkanabilir özelliktedirler. Giysinin sensörler haricindeki kısmını oluşturan biyosinyal ölçüm devreleri, mikroişlemci ünitesi, kablosuz bağlantı alanı (WiFi), radyo frekansı ile tanımlama (RFID), küresel konumlandırma sistemi (GPS)/mobil iletişim için küresel sistem (GSM) teknolojileri kullanarak çalışan iletişim modülleri gibi elektronik kurulum devreleri de giysi yapısı içerisine gömülmüştür. Tüm sistem Synology DS1010+ sunucusu üzerine gömülü bir web uygulaması ile yönetilmektedir. Bu uygulamaya akıllı telefonlar, tabletler ya da kişisel bilgisayarlar gibi çeşitli cihazlarla erişilebilir. Erişim için gerekli tek koşul cihazda internet tarayıcının bulunmasıdır.

Sonuç olarak bakıldığında, bu çalışmada özellikle yaşlı insanlar için geliştirilmiş elektronik bir sistem sunulmuştur. Geliştirilen elektronik giysi hastanın fizyolojik parametrelerini görüntüleyebilmektedir. Tekstil sensörleri giysinin bir parçasıdır, görüntüleme sistemi tamamen portatiftir, kullanımı kolaydır ve herhangi bir özel medikal hizmet gerektirmemektedir.

1.5.2 EKG, EMG ve EEG Ölçümünde Kullanılmak Üzere Geliştirilen Giysilere Örnekler

Linz, Kallmayer, Aschenbrenner ve Reichl (2006) iletken iplik ve minyatürleşmiş esnek elektronikler kullanarak tam entegre bir elektrokardiyogram (EKG) tişörtü geliştirmişlerdir. EKG tişörtü; esnek bir zemin tabaka üzerinde EKG modülü, şarj edilebilir düz batarya, 3 adet EKG elektrotu, nakışla işlenmiş kablo bağlantıları ve ara bağlantılardan oluşmaktadır. EKG modülünün boyutları 27 mm x 27 mm'dir ve tişörte entegre edilebilmesi için modül üzerinde metal temas noktaları oluşturulmuştur. Bu noktalarda iletken iplik ile makine nakışı yapılarak elektriksel temas sağlanmıştır. Kullanılan batarya 2.5 mm kalınlığındadır ve 24 saat boyunca kullanılabilir. Kolay yer değiştirme ve tişörtü yıkamadan önce bataryanın tişörtten kolayca çıkarılabilmesi için çitçitlerle tutturulmuştur (Şekil 1.11).



Şekil 1.11 Düz batarya ve çitçit bağlantıları (Linz ve ark., 2006)

Hem bağlantı yolları hem de elektrotlar Statex tarafından üretilen gümüş kaplama poliamid multifilament iplik kullanılarak oluşturulmuşlardır. Elektrotlar, bağlantı yollarıyla birlikte tek bir adımda işlenmişlerdir. Böylece gereksiz bir temas engellenerek ilave bir temas direnci ve temas gürültüsünün önüne geçilmiştir. Cilt ile elektrot arasındaki temasın iyileştirilmesi ve hareketten kaynaklanabilecek hataların azaltılabilmesi için elektrotun cilde temas eden kısmı katı jel pedi ile iyileştirilmiştir (Şekil 1.12).



Şekil 1.12 Katı jel pedi ile kaplı nakışla işlenmiş elektrot 0 (Linz ve ark., 2006)

EKG modülü ve batarya arasında enerji aktarımı için bu iki parça arasında mesafenin kısa tutulması ve aradaki yolda birkaç kez üst üste nakış işlemi yapılması önemlidir. Bu yolda da yine iletkenliği ve nakış işlemine uygunluğu nedeniyle Stalex iplik tercih edilmiştir. Nakış işlemi yapılırken hem iğne hem de bobin ipliği iletken iplik olarak seçilmiş ve böylece direnç bir miktar azaltılmıştır. Tüm bağlantı yolları için altı kez üst üste nakış işlemi yapılmıştır. Buna ek olarak, EKG elektrotlarına giden bağlantı yolları çift çalışılarak yedeklenmesi sağlanmıştır.

Çalışma bir bütün olarak değerlendirildiğinde son derece minyatürleştirilmiş bir EKG modülü geliştirilerek bir tişört içerisine entegre edildiği ve kullanıcıların konforlu bir biçimde giyebileceği bir hale getirildiği görülmektedir. Geliştirilen donanım test edilmiş ve iyi sonuçlar alınmıştır. Ayrı bir testte elektrotlar standart elektrotlarla karşılaştırılmış ve benzer sonuçlar elde edilmiştir.

Cho ve Lee (2007) elektrokardiyogram (EKG), nefes, nabız ve vücut ısısı ölçümü yapabilecek bir akıllı giysi tasarlayarak prototipini geliştirmişlerdir. Giysiyi giyen kişiden alınan sinyaller gerçek zamanlı olarak kablosuz iletim yoluyla hastanedeki bir bilgisayara aktarılmakta ve acil bir durum geliştiğinde kişinin mobil telefonuna da bir alarm gönderilmektedir. Ayrıca giysi içerisine entegre edilmiş olan radyo frekansı ile tanımlama (RFID) etiketinde kişinin medikal geçmişi ve kişisel verileri depolanarak acil durumlarda ilk müdahaleyi yapan kişinin bu verilere erişip daha hızlı ve daha etkin bir tedavi için hastaneye gönderebilmesi sağlanmıştır.

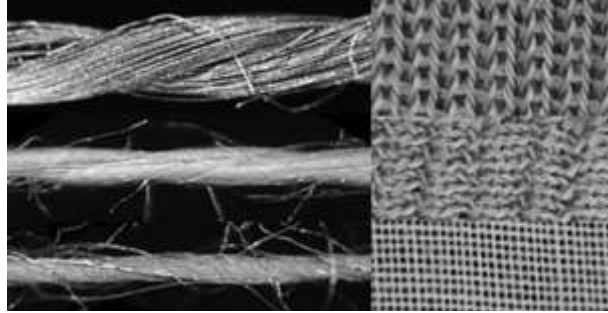
Geliştirilen akıllı giysi prototipi iç katman ve dış katman olmak üzere iki katmandan oluşmaktadır. %11 oranında likra içeren iç katman farklı dış katmanlarla uyumlu özelliktedir ve sensör parçalarını ve diğer aygıtları taşır. Dış katman ise teri hapsedip su buharını dışarı atabilmekte ve kullanıcının daha rahat hissedebilmesine olanak sağlamaktadır. Aynı zamanda, standart giysilere benzer görünüm özelliklerine sahiptir ve istendiğinde değiştirilebilir ve yıkanabilir olarak tasarlanmıştır (Şekil 1.13).



Şekil 1.13 Giysi prototipi dış katmanının tasarımı (Cho ve Lee, 2007)

Bu çalışma sonucunda kalp ve nefes alma ile ilgili rahatsızlıkların önlenmesi için bir destek sistemi sunulmuş ve bir prototip geliştirilmiştir.

Rattfält, Lindén, Hult, Berling ve Ask (2007) elektrokardiyogram (EKG) elektrotu olarak kullanılmak üzere üç farklı tekstil elektrotu tasarlamışlardır. Elektrot tasarımında üç farklı iletken iplik kullanarak bu ipliklerin elektriksel özelliklerini araştırmışlar ve elektrotların uygunluklarını değerlendirmişlerdir. Şekil 1.14'te kullanılan iletken iplikler ve bu iplikler kullanılarak üretilen elektrotlar hakkında bilgi verilmiştir.



Şekil 1.14 %100 paslanmaz çelik filamentlerin bükülmesiyle elde edilen A ipliği ve bu ipliklerin düz örülmesiyle elde edilen A elektrotu (üstte). %20 paslanmaz çelik ve %80 kesikli poliester elyaflarından oluşan B ipliği ve kıvrımlı bir yapıya sahip örme tekniği ile üretilmiş B elektrotu (ortada). Poliester özünün üstüne tek bir gümüş kaplama bakır tel sarılmasıyla elde edilen C ipliği ve bu ipliklerin dokunması ile elde edilen C elektrotu (altta) (Rattfält ve ark., 2007)

%100 saf paslanmaz çelikten üretilen A elektrotu ile %20 paslanmaz çelik ve %80 poliesterden yapılan B elektrotu kabul edilebilir elektrot potansiyel stabilitesi ve standart EKG elektrotlarına benzer özellikler göstermişlerdir. Bununla birlikte, A

elektrotunun stabilitesinin B elektrotununkinden daha iyi olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Gümüş kaplama bakırdan yapılan C elektrotunun ise daha az stabil olduğu ve elektrot uygunluğunun daha kötü olduğu kanısına varılmıştır.

Pola ve Vanhala (2007) EKG ölçümü için farklı tipteki tekstil elektrotlarını karşılaştırmış ve en iyi ölçüm pozisyonlarını araştırmışlardır. Çalışmanın ilk bölümünde yapısal olarak birbirinden farklı dört tekstil elektrotunun özellikleri karşılaştırılmıştır. 1. tekstil elektrotu örme tekniği ile elde edilmiştir, bu yüzden iletken iplikler kumaş üzerinde açılı olarak birbirleri üzerinden geçmektedirler. Diğer tekstil elektrotları oldukça rijit yapıda iken bu elektrot son derece esnektir. 2. tekstil elektrotu dokuma tekniği kullanılarak elde edilmiştir ve iletken iplikler atkı boyunca yer almaktadır. 3. tekstil elektrotu da dokuma tekniği kullanılarak elde edilmiştir, ancak iletken iplikler çözgüyü takip eder konumdadırlar. Bahsedilen ilk üç elektrot endüstriyel olarak, dördüncüsü ise bir dikiş makinesi ve iletken iplik kullanılarak bir kumaş üzerine rastgele desenler oluşturulması yoluyla elde edilmiştir. Farklı teknikler kullanılarak üretilen tekstil elektrotları Şekil 1.15'te sunulmuştur. Test edilen tüm elektrotlar aynı ölçülerdedir ve boyutları 20 mm x 50 mm'dir. Çalışmanın ikinci kısmında ise dört farklı denek üzerinde sabit ve hareketli pozisyonlarda elektrot yerleşimleri incelenmiştir.



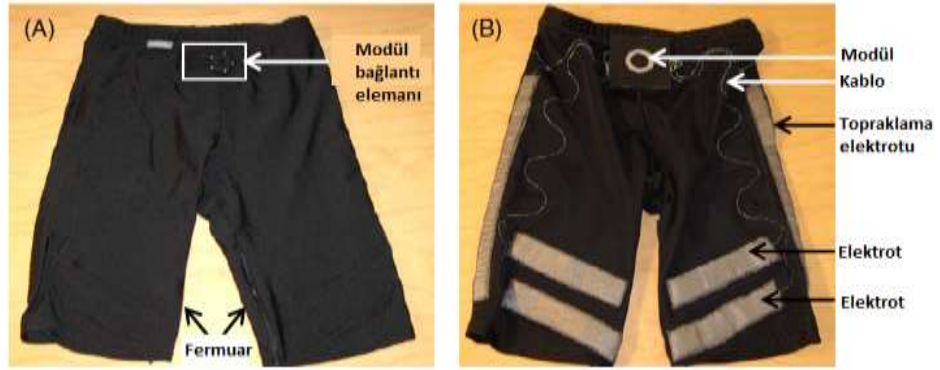
Şekil 1.15 Farklı üretim teknikleri kullanılarak üretilen tekstil elektrotları (Pola ve Vanhala,2007)

Yapılan denemeler sonucunda, en iyi sonuçlar cilt ile geniş bir temas yüzeyine sahip dikiş işlemiyle üretilmiş elektrotlardan elde edilmiştir. Özellikle cilt kuru iken yapılan denemelerden elde edilen sonuçlar son derece etkileyici bulunmuştur. Ancak

elektrot yerleşimleri konusunda net bir karar varılamamıştır. Farklı vücut yapıları nedeniyle bir kişiye uygun olan yerleşim diğer kişi için uygun olmayabilmektedir.

Finni, Hu, Kettunen, Vilavuo ve Cheng (2007) bir şort içerisine entegre edilmiş tekstil elektrotları ile elektromiyografi (EMG) ölçümü yapabilecek yeni bir ürünün güvenilirliği, geçerliliği ve uygulanabilirliğini değerlendirmişlerdir.

Geliştirilen şort esnek bir örme kumaştan, elektrotlar ise gümüş lifler içeren iletken iplikler ve yalıtkan sentetik iplikler kullanılarak üretilmişlerdir. Tekstil elektrotları şortun iç yüzeyine dikilmiştir. Elektrotlar ile şortun bel bölgesinde bulunan EMG modülü arasındaki bağlantının sağlanabilmesi için paslanmaz çelik lifleri kablo olarak kullanılmıştır. Elektrotların şort üzerindeki yerleşimleri ve şortun genel görünümü Şekil 1.16'da görülmektedir. Bu çalışmada üç adet M (medium) beden ve bir adet S (small) beden olmak üzere iki farklı bedende şortla çalışılmıştır. Ayrıca, şortun bacak bölümünde bulunan fermuarlarla giysinin bacağı kavraması sağlanmıştır.



Şekil 1.16 Tekstil elektrotları, kablolar ve elektronik modül bağlantı noktalarının şort üzerindeki görünümü. (A) Şortun ön görünümü. (B) Şortun ön kısmının içeriden görünümü (Finni ve ark., 2007)

Her baceden bir kanal olmak üzere toplam iki kanaldan kayıt gerçekleştirilmiştir. Kaliteli bir sinyal eldesi için şort giyilmeden önce elektrotlar musluk suyu ile nemlendirilmiştir. Tekstil elektrotları ile elde edilen değerlerin karşılaştırılabilmesi için 13.2 mm² yüzey alanına sahip standart bipolar gümüş-gümüş klorid elektrotlar kullanılmıştır.

Çalışmanın sonuçları tekstil elektrotlarından alınan sinyallerin klasik yollarla ölçülen EMG sinyallerine benzediğini göstermiştir. Özetle, şort içerisine entegre edilen yeni tekstil elektrotlarının gerçek zamanlı kas aktivitesinin değerlendirilmesinde uygulanabilir ve geçerli bir yöntem olduğu belirtilmiştir. İlaveten, üzerinde tekstil elektrotları bulunan şort performansında herhangi bir azalma olmaksızın tekrar tekrar yıkanabilmiştir.

Bouwstra, Chen, Feijs ve Oetomo (2009) yeni doğan bebeklerin kuvözde ya da anne kucağında yaşımsal fonksiyonlarının sürekli olarak takip edilebilmesini sağlamak üzere elektrokardiyogram (EKG) elektrotlarına sahip akıllı ceket ve battaniye tasarlamışlardır. Ceketle kullanılacak elektrotlar için altın baskı ve gümüş iplik kullanılarak iki farklı tasarım gerçekleştirilmiştir. 40 mm çapındaki gümüş tekstil elektrotları Shieldex tarafından üretilen gümüş kaplama naylon ipliklerden üretilmiştir. Üç katman pamuklu kumaş kullanılmıştır ve devre orta katman üzerine gümüş iplikler kullanılarak dikilmiştir. Monitör ile elektrotların arasındaki bağlantı karbon kablolar aracılığıyla yapılmıştır. Karbon kabloların uç kısımları soyulmuş ve orta katmandaki devre üzerine dikilmiştir. 15 mm çapındaki altın baskılı elektrotlar ise ince, pürüzsüz bir elyaf üzerine metal baskısı ile geliştirilmiştir. Altın baskılı elektrotlar da gümüş olanlara benzer bir yolla üretilmişlerdir. Geliştirilen ceketin ön kısmı açılabilir ve cilt teması, fototerapi ve medikal gözlem amaçlarıyla sırt ve şapka kısımlarında açıklıklar bulunmaktadır. Bu özellikler dışında kalan estetik özellikler standart bebek giysileri dikkate alınarak tasarlanmıştır. Geliştirilen ceket prototipi Şekil 1.17’de elektrotlar ve battaniye prototipi ise Şekil 1.18’de görülmektedir.



Şekil 1.17 Akıllı ceket prototipi (Bouwstra ve ark., 2009)

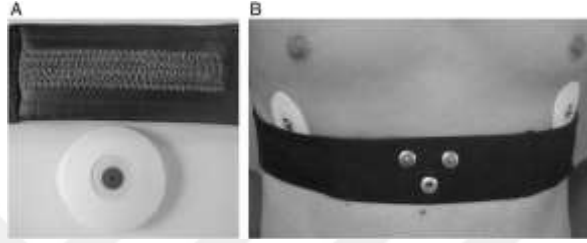


Şekil 1.18 Test parçaları ve battaniye (Bouwstra ve ark., 2009)

Yeni doğanlara alternatif olarak, giysi öncelikle yetişkinler üzerinde denenmiştir. Yapılan denemelerin amacı; tekstil elektrotları arasındaki farklılığı görmek ve yeni doğanlar üzerindeki fonksiyonlarını doğrulamaktır. Son olarak, ceketin giyilebilirlik testleri yapılmış, görüntüleme sisteminin güvenliği, hijyen ve alerji riskleri analiz edilmiştir. Deneme sonuçları elektrot bazında değerlendirildiğinde, gümüş elektrotların basınç uygulanması durumunda düşük gürültü oranı ile stabil bir EKG sinyali sağladığı görülmüştür. Gümüş hipoalerjeniktir ve birkaç yıkama döngüsünden sonra özelliklerinde belirgin bir değişiklik olmaz. Küçük altın baskılı elektrotların başlangıçta basınç uygulanması durumunda düşük gürültü oranı ile stabil bir EKG sinyali sağladığı, bir kez cilt teması kurulduğunda küçük bir basıncın yeterli olduğu gözlemlenmiştir. Ancak altın baskılı elektrot hipoalerjenik değildir ve yıkandıktan sonra korozyona bağlı olarak iletkenliği azalır.

Marozas, Petrenas, Daukantas ve Lukosevicius (2010) iletken tekstil esaslı elektrotlar ve gümüş/gümüş klorid jel elektrotlar kullanılarak kaydedilen egzersiz elektrokardiyogram (EKG) kayıtlarını karşılaştırdıkları bir çalışma yürütmüşlerdir.

İletken kumaşlarla yapılan daha önceki denemelerden elde edilen EKG sinyallerinin kalitesinin kötü olduğu görüldüğünden, bu çalışmada gümüş kaplama poliamid iplik kullanılarak üretilen tekstil elektrotları kullanılmıştır. Tekstil elektrotlarının cilt yüzeyine sabitlenebilmesi için elektrotlar bir göğüs kemeri üzerine dikilmişlerdir. Çalışmada kullanılan tek kullanımlık oval şekilli gümüş/gümüş klorid elektrotlar ve gümüş kaplama poliamid iletken iplik kullanılarak bir göğüs kemeri üzerine dikilen elektrotlar Şekil 1.19’da görülmektedir.



Şekil 1.19 (A) İki tip elektrot: tekstil elektrotları (üstte) ve Ag/AgCl elektrot (altta). (B) Senkronize EKG kaydı için elektrot yerleşimi (Marozas ve ark., 2010)

Cilt ölçümler için özel olarak hazırlanmamıştır; bununla birlikte, tekstil elektrotları cilt ile daha iyi temas sağlayabilmeleri için ince delikli bir sprey ile su püskürtülerek nemlendirilmişlerdir ve 5 dakika bekletildikten sonra ölçümleri yapılmıştır. Bu alanda yapılan daha önceki çalışmalarda sinyaller hem tek kullanımlık elektrotlardan hem de tekstil elektrotlarından eş zamanlı olarak kaydedilmiş ve görsel karşılaştırma yoluyla değerlendirilmişlerdir. Ancak, sinyallerin aynı anda kaydedilmesi demek elektrotların farklı vücut bölgelerine yerleştiği anlamına gelir ve bu durum sinyal kayıtlarında bir miktar farklılıklar görülmesine sebep olur. Bu problemin üstesinden gelinebilmesi için, bu çalışmada aynı vücut bölgelerinden aynı koşullarda ancak farklı zamanlarda sinyaller kaydedilmiştir. Bu yolla, morfolojik değişiklikler en aza indirilmiştir.

Elde edilen sonuçlar tekstil esaslı EKG elektrotlarının düşük frekans bandında tek kullanımlık gümüş/gümüş klorid elektrotlara göre daha belirgin bir gürültü oluşturduğunu göstermiştir. Tekstil elektrotlarının boyutunun elde edilen EKG sinyallerinin doğruluğu ve frekans içeriği üzerinde önemli bir rol oynadığı sonucuna ulaşılmıştır.

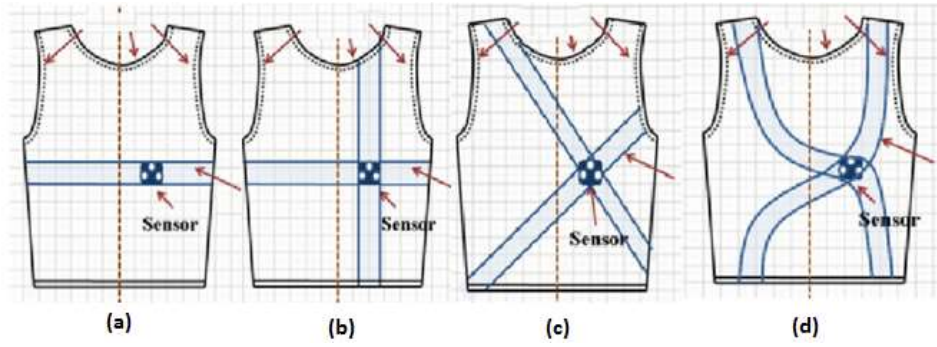
Cho, Jeong, Paik, Kwun ve Sung (2011) tekstil esaslı elektrokardiyogram (EKG) elektrotları ve hareket sensörleri geliştirmişler, bu sensör ve elektrotların tasarımı ve performans değerlendirmesi hakkında bilgi vermişlerdir. Geliştirilen tekstil esaslı EKG sensörlerinin öncelikle elektriksel direnç değerleri ölçülmüş ardından giyme testi ile EKG sinyalleri incelenmiştir. Ek olarak, geliştirilen tekstil esaslı hareket sensörleri, dirsekteki açı değişimine bağlı olarak elektriksel direnç değişimleri ölçülerek test edilmiştir. Tekstil elektrotları; bakır (Cu) püskürtme, elektriksiz kaplama üzerine kaplama ve paslanmaz çelik filament iplikler kullanılarak örme ve dokuma kumaşlar üzerine nakış yöntemleri kullanılarak üretilmiştir.

EKG sinyal ölçümü için piyasada bulunan gümüş/gümüş klorid elektrotlar ve bakır püskürtme uygulanmış poliamid kumaş elektrotlar kullanılmıştır. Elde edilen sinyaller her iki elektrot tipiyle de elde edilen dalga formlarının benzer olduğunu ancak bakır püskürtmeli elektrotların cilt ile daha fazla temas alanına sahip olması nedeniyle bu elektrotlardan elde edilen dalga formlarının daha yüksek genliklere sahip olduğunu göstermiştir. Elektrotlar ile ilgili denemeler yapıldıktan sonra %60 poliester, %33 pamuk ve %7 spandex karışımından oluşan düz örme kumaştan üretilmiş kolsuz bir giysi kullanılarak EKG elektrotlarının optimum lokasyonlarının bulunabilmesi için giysi basıncı ölçümü yapılmıştır. Toplamda 30 noktadan giysi basıncı ölçülmüş ve sabit giysi basıncının vücudun yan bölgelerinde ve 10. omur yakınlarında elde edildiği ve buna bağlı olarak bu noktalarda daha iyi kalitelere EKG sinyalleri ölçülebildiği sonucuna ulaşılmıştır.

Çalışmanın ikinci kısmında örme ve saç örgüsü yapılarında iki farklı hareket sensörü tasarlanmıştır. Hareket, tekstil elektrotlarının direnç değerlerindeki değişim göz önünde bulundurularak ölçülmüştür. Geliştirilen ilk tekstil esaslı hareket algılama sensörü %100 paslanmaz çelik iplikten yapılmış bir örme kumaştır. Ölçümler esnasında doğru sonuçlar elde edilebilmesi için piezo direnç özellikli tekstil sensörleri giysi kolunda tam dirsek bölgesine dikilmiştir. Giysi kolunun esnekliği çok yüksektir ve daha da önemlisi esneme sadece bir noktada değil tüm kolda olmaktadır. Yapılan denemeler sonucunda piezo direnç özellikli örme kumaş kullanılarak dirsek açısındaki değişimin gözlemlenebildiği görülmüştür. Geliştirilen

ikinci tekstil esaslı hareket algılama sensörü spandex ile iletken metal ipliklerin saç örgüsü şeklinde örülmesiyle elde edilmiştir. Geliştirilen yapının merkezinde spandex iplik etrafında ise metal ve poliester iplikler bulunmaktadır. Tekstil malzemesinin uzaması durumunda elektriksel direncin değişeceğinden yola çıkılarak böyle bir tasarım yapılmıştır. Merkezde spandex kullanımının nedeni ise malzemenin uzamasından sonra ilk haline geri dönüşünü kolaylaştırmaktır. Hareket algılama deneyi için ticari olarak piyasada bulunan pantolonlar kullanılmıştır. Piezo direnç özellikli tekstil malzemesini giyen denekler üzerinden koşma ve yürüme esnasında bir dakika süre ile direnç değerleri ölçümü yapılmıştır. 5 cm uzunluğunda piezo direnç sensörü her bir dizin dış kısmına dikilmiştir ve her iki diz üzerinde meydana gelen elektriksel direnç değişiklikleri eş zamanlı olarak ölçülmüştür. Yapılan denemeler sonucunda tekstil esaslı hareket algılama için gerekli olan elektriksel özellikleri metal ipliklerin sağladığı sonucuna ulaşılmıştır.

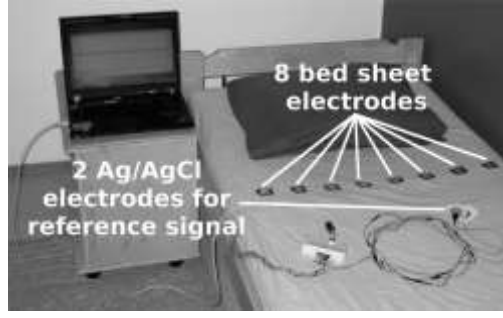
Cho, Koo, Lee, Cho, Kang, Song ve Lee (2011) günlük aktiviteler sırasında kalbin elektriksel aktivite sinyallerini ölçmek üzere, tekstil elektrotları ve bu elektrotları kullanarak tasarlanmış dört tip giysi geliştirmişlerdir. Elektrotlar, 100D/21F kalınlığında gümüş kaplama iplikler ile örtülü 20D/1F kalınlığında poliester özlü iplikler kullanılarak makine nakış tekniği ile üretilmişlerdir. Giyen kişinin hareketleri ile kumaş esnemesinden kaynaklanan gürültü etkisini azaltmak için, elektrot taban kumaşı olarak esnek olmayan bir tekstil malzemesi kullanılmıştır. Üretilen dört giysi tipi; “göğüs-kemeri-tipi”, “çapraz-tip”, “X-tipi” ve “bükülmüş-X-tipi”dir (Şekil 1.20). Giysiler erkek deneklerin vücut ölçülerine uygun, üst kol hareketlerinden etkilenmeyi en aza indirmek üzere kolsuz tişörtler olarak tasarlanmıştır. Tişört üretimi için %80 naylon %20 poliüretan içeren elastik kumaşlar kullanılmıştır.



Şekil 1.20 (a) “göğüs-kemer-tipi” giysi, (b) “çapraz-tip” giysi, (c) “X-tipi” giysi, (d) “bükülmüş-X-tipi” giysi (Cho ve ark., 2011)

Üretilen giysiler üzerinde yapılan testlerle hem elektrotların yer değişiminin, hem de kalp elektriksel aktivite sinyallerinin ölçüm kalitesinin değerlendirilmesi hedeflenmiştir. Bu değerlendirme için iki deney uygulanmıştır. İlk deneyde, deneklerden altı farklı vücut duruşunu uygulamaları istenmiş ve hangi tip giysideki tekstil elektrotunun, giyen kişi üzerinde en az yer değişimine uğradığı araştırılmıştır. İkincisinde ise, giyen kişinin sabit ve dinamik hareket koşulları arasındaki kalp elektriksel aktivite sinyalleri ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır. Deneylerden elde edilen sonuçlar, en uygun algılayıcı giysi tipinin çapraz tip giysi olduğunu göstermiştir. Bu giysi tipi elektrot pozisyonlarını daha verimli bir biçimde sabitleyebilmekte ve diğer elektrotlardan daha düşük sinyal gürültü oranı (SNR) değerlerini vermektedir. Hali hazırda ticari olarak pazarlanan göğüs kemeri tipindeki giysi ile karşılaştırıldığında, çapraz tip giysinin kalp aktivitesi izlemede daha verimli ve uygun olduğu sonucuna varılmıştır.

Peltokangas, Verho ve Vehkaoja (2012) yatak çarşafına entegre ettikleri tekstil elektrotları ile gece boyunca elektrokardiyogram (EKG) ve kalp hızı değişkenliğini (HRV) görüntülemeyi amaçladıkları bir çalışma yapmışlardır. Geliştiren sistemde 32 mm x 32 mm boyutlarında oval biçimli sekiz adet nakışla işlenmiş elektrot bulunmaktadır ve elektrotlar çarşaf üzerinde yan yana sıralanmışlardır (Şekil 1.21). Elektrot üretimi için gümüş kaplama poliamid iplik kullanılmıştır. Cildin nemi ile elektrotlar nemlendikten sonra hemen kurumamaları için elektrotların alt kısmında bir yalıtım tabakası kullanılmıştır. Kablolar elektrotlara gümüş kaplama iplikler ile dikilerek bağlanmıştır ve yatak ile çarşaf arasında konumlandırılmışlardır.



Şekil 1.21 EKG kayıt çarşafı ve testlerde kullanılan ölçüm donanımı (Peltokangas ve ark., 2012)

Geliştirilen yatak çarşafı, daha önceden bilinen kalp rahatsızlığı olmayan dört sağlıklı denek üzerinde 29 gece (213.8 saat) boyunca denenmiştir. Denemeler süresince denekler çarşafı kendi evlerinde kullanmışlardır. Ölçümler sırasında referans EKG sinyali klasik tek kullanımlık Ag/AgCl elektrotlar ile kaydedilmiştir. Elde edilen sinyaller MATLAB programı kullanılarak çevrimdışı olarak işlenmiştir. Elde edilen sonuçlar gelecek çalışmalar için temel oluşturur niteliktedir ve üzerinde iyileştirmeler yapılması gerekmektedir. Dikkate alınması gereken konu, denek uyku pozisyonunu değiştirdiğinde ya da hareket ettiğinde sinyallerde ortaya çıkan kesikliklerdir. Bununla birlikte bu bilgiler kullanılarak uyku kalitesi analizi yapılabileceği düşünülmektedir.

Löfhede, Seoane ve Thordstein (2012) elektroensefalografi (EEG) kaydı yapmak üzere tekstil elektrotları geliştirmişler ve bu elektrotları standart elektrotlarla kıyaslayarak kayıt yeteneklerini değerlendirmişlerdir. Bu çalışma öncelikli olarak yeni doğan bebekler düşünülerek yapılmıştır. Ancak farklı yaş grupları için de uygundur.

Çalışmada, iletken ve iletken olmayan kumaşlar katmanlı bir biçimde bir araya getirilerek tekstil elektrotları üretilmiştir (Şekil 1.22). Tekstil elektrotunun ön kısmındaki iletken tabakanın cilde yeterli basıncı sağlayabilmesi için, katlanmış iletken kumaş tabakaları arasına bir köpük tabakası yerleştirilmiştir. Köpük kullanımının bir diğer amacı, çitçitlerin sebep olabileceği mekanik etkilerden kaçınmaktır. Elektrotun ön kısmında iletken kumaş tabakasının üstüne, merkezinde standart elektrot boyutlarında bir delik bulunan pamuktan yapılmış yalıtkan bir kumaş yerleştirilmiştir. Çalışmada kullanılan iletken kumaşlar değiştirilerek iki farklı

tipte elektrot elde edilmiştir. İlkinde, %78 poliamid %22 elastomer içeren iplik örülmüş ve elde edilen kumaşın yüzeyi %99 saf gümüş ile kaplanmıştır. İkincisinde ise %15 naylon, %30 gümüş kaplama iletken lifler, %20 Spandex ve %35 polipropilen içeren iplik örülerek iletken kumaş elde edilmiştir.



Şekil 1.22 Çalışmada kullanılan tekstil elektrotlarının şematik yapısı (Löfhede ve ark., 2012)

İki farklı tip tekstil elektrotu beş yetişkin denek üzerinde denenmiş ve standart elektrotlar ile kıyaslanmıştır. Denemeler esnasında elektrotların istenilen pozisyonda sabit bir biçimde durabilmesi için sıkı bir saç bandı kullanılmıştır. İlk denemeler sonucunda tekstil elektrotlarının kuru EEG elektrotları olarak işlevsel olmadığı görülmüştür. Bu nedenle standart elektrotlar ile birlikte kullanılan jeller ya da salin solüsyonları kullanılmıştır. Bu denemelerden elde edilen sonuçlar, kafatasında çok yoğun miktarda saç bulunmayan denekler için tekstil elektrotları ile yüksek kalitede EEG sinyal kaydı yapılabileceğini göstermiştir. Kaydedilen veriler geliştirilen iki farklı elektrot tipinden hangisinin daha iyi olduğuyla ilgili belirgin bir kanıt sunmamaktadır. Elektrotların uzun dönem performanslarının incelenebilmesi (örneğin salin solüsyonunun kuruması durumu) için daha uzun süreli kayıtlar alınması gerektiği bildirilmiştir.

Vojtech, Bortel, Neruda ve Kozak (2013) üzerinde elektrokardiyogram (EKG) ölçümü için tekstil elektrotları bulunduran bir tişört tasarlamışlardır. İtfaiyecilerin ve kurtarma ekiplerinin de rahat ve konforlu bir biçimde kullanabilmesi için alev alma özelliği azaltılmış bir örme kumaş tasarlanmış ve desenlendirilmiştir. Tişört üretiminde %60 Silverstat, %40 PES karışımından oluşan iplik kullanılmıştır. 70 mm x 100 mm boyutlarında dikdörtgen şeklinde elektrotlar göğüs kaslarının üstüne gelecek şekilde tişörte dahil edilmişlerdir.

Geliştirilen EKG ölçüm sisteminin performansı referans elektrotlar ile karşılaştırılmıştır. Tişört aracılığıyla hem EKG ölçümü gerçekleştirilebilmiş hem de nabız ölçülebilmektedir. Tişört ile elde edilen sinyallerde EKG taban çizgisinde belirsizlikler gözlemlenmiştir. Bunun nedeninin elektrot ve cilt arasındaki sabit temas olduğu düşünülmektedir.

Kannanian, Neelaveni ve Thilagavathi (2013) elektrokardiyogram (EKG) sinyallerini kaydedebilmek amacıyla nakışla işlenmiş tekstil elektrotları tasarlamışlar ve geliştirmişlerdir. Konvansiyonel elektrotların aksine, iletken iplikle işlenmiş elektrot elektriksel olarak iletken ipliğin kısmen kutuplanabilir elektrik karakteristiklerinden dolayı, hem iletkenlik hem de polarizasyon davranışı sergilemekte ve algılayıcı ile cilt arasında güçlü bir kapasitif davranış sağlamaktadır. Üstelik ter ve cilt nemi, iletkenliğe yardımcı olabilmektedir.

Tekstil elektrotları 110D/24f kalınlığında multifilament gümüş kaplama poliamid ipliklerin %100 poliester dokuma kumaş üzerine 11 mm x 11 mm boyutlarında dokunması ile üretilmiştir. Elektrot üretimi için el nakış tekniği kullanılmıştır. EKG ölçümü esnasında kablolar ile elektrotlar arasındaki bağlantıyı sağlamak için 0.6 mm kalınlığında paslanmaz çelikten yapılmış metal çitçitler elektrotun yüzeyine el dikişi ile sabitlenmiştir. Gümüş ipliklerden işlenmiş elektrotların empedans değerlerinin $1.45 \text{ M}\Omega/\text{cm}^2$ olduğu ve bu değer kabul edilebilir bir değer olduğu bildirilmiştir.

Yapılan denemeler sonucunda nakışla işlenmiş tekstil elektrotlarına ait EKG sonuçlarının ticari elektrotlar ile kıyaslandığında benzer olduğu görülmüştür. Sonuçların iyi olmasının sebebi iletken ipliğin elektrotun yüzeyinde olmasıdır. Böylece cilt ile teması iyi olmaktadır.

Çalışmanın son kısmında geliştirilen elektrot, yıkama işleminin elektrot performansı üzerindeki etkisini araştırmak için 15 kez yıkanmıştır. Geliştirilen elektrotlar için yıkamadan önce ve sonraki performans değerlendirme yüzdesi sırasıyla %97.22 ve %94.4'tür. Sonuçlar incelendiğinde, yıkama işleminin elektrot performansını kötü yönde etkilemediği görülmüştür. Bu sayede, elektrotların tekrar

kullanıma uygun olduğu ve uzun dönem görüntüleme için kullanılabilceği belirtilmiştir.

Weder, Hegemann, Amberg, Hess, Boesel, Abächerli, Meyer ve Rossi (2015) uzun süreli elektrokardiyogram (EKG) takibi için nakışla işlenmiş tekstil elektrotları geliştirmişlerdir. Elektrot hammaddesi olarak, üzerine plazma kaplama yöntemi ile iletkenlik için gümüş, pasivasyon için titanyum kaplanmış polietilen tereftalat (PET) iplik kullanılmıştır. Bir göğüs bandı içerisine iki adet elektrot yerleştirilmiş ve bu elektrotların entegre bir hazne yardımıyla çok düşük miktarda su buharı ile nemlendirilmesi sağlanmıştır. Düşük miktarda nemlendirme işlemi sayesinde hastanın yalnızca dinlenme halindeyken değil aynı zamanda hareket halindeyken de EKG verilerinin takip edilebilmesi sağlanmıştır.

EKG bandı poliester ve elastik malzeme kullanılarak üretilmiştir. Elektrot pedleri, EKG bandı olarak kullanılan kumaşın üzerine 2 cm x 7 cm boyutlarında olacak şekilde doğrudan nakışla işlenmiştir. Elektrotlar için kullanılan iplik aynı zamanda elektrotlar ve veri kaydediciyi sabitlemek için kullanılan ışıtlar arasındaki nakış bağlantı yolunda da kullanılmıştır. Nemlendirme pedinin buharlaşma bölgesinde 20 µm kalınlığında iki parça Sympatex poliester membran kullanılmıştır. Bu membranlar su geçişine izin vermeyen ancak su buharı geçişini sağlayabilecek niteliktedir. Membran geçirgenliği günlük 1-2 gram su buharına geçişine izin verecek şekilde seçilmiştir. Nemlendirme haznesinde yaklaşık 30 ml su bulunabilmektedir. Nemlendirme pedinin buharlaşma bölgeleri bant üzerindeki elektrot alanları ile eşleşecek şekilde EKG bandı üzerine tutturulmuştur. EKG bandı ve nemlendirme pedi şekil 1.23'te görölmektedir.



Şekil 1.23 Nemlendirme pedi prototipi (üstte) ve nakışla işlenmiş elektrotlara sahip EKG bandı (Weder ve ark., 2015)

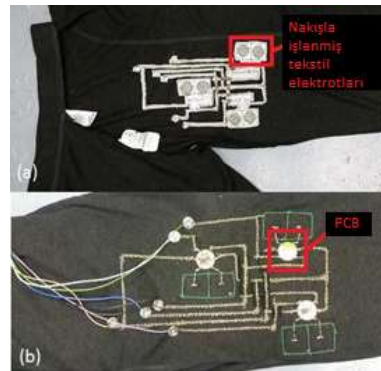
Çalışmanın sonuçları yalnızca gümüş kaplama yerine gümüş-titanyum kaplama iplik kullanmanın daha iyi sinyal eldesi sağladığını göstermiştir. Elektrotlar kuru iken yalnızca dinlenme pozisyonunda sinyal alınabilmekte ancak nemlendirme işlemi sayesinde hastalardan hareket halindeyken de sinyal alımının devam edebileceği belirtilmektedir.

Guidi, Lanata, Valenza, Scilingo ve Baragli (2016) serbest hareket eden atlarda elektrokardiyogram (EKG) sinyalleri elde etmek için kullanılan akıllı tekstil elektrotlarının validasyonu üzerine çalışmışlardır. Akıllı tekstil elektrotlarının performansı elektrot ve cilt arasındaki hareketten kaynaklanan gürültünün yüzdesi (hareket artefaktı) ve sinyal kalitesi açısından gümüş/gümüş klorid elektrotlar ile karşılaştırılmıştır. Yedi adet sağlıklı kısrak eş zamanlı EKG veri kaydı için iki adet benzer elektronik sistemle donatılmıştır. Sistemlerden ilki standart gümüş/gümüş klorid elektrotlardan oluşurken diğerinde akıllı tekstil elektrotları bulunmaktadır.

Denemeler için esnek bir bant atın omuzlarının arka kısmında göğüs çevresine takılmıştır. Daha fazla basınç sağlayarak iletimi kolaylaştırmak için her bir elektrot tipi ile esnek bant arasına süngerler yerleştirilmiştir. Her bir at herhangi bir hareket kısıtlaması olmaksızın bir saat boyunca bir ahırda ayrı ayrı gözlemlenmiştir. Kaydedilen EKG sinyalleri bir uzman tarafından görsel olarak değerlendirilmiştir ve

hareket artefaktları sebebiyle bozulan EKG bölümleri işaretlenmiştir. Son olarak, tüm sinyal uzunluğundaki bozuk bölüm sayısı yüzdesel olarak hesaplanmıştır. Toplam hareket artefakt yüzdesi akıllı tekstil elektrotları için gümüş/gümüş klorid elektrotlardan daha düşük bulunmuştur. Hareket artefaktlarının zamana göre değişimi incelendiğinde de tutarlı sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlar atların toplam dinlenme anında artefaktlardan arınmış EKG kayıtları için akıllı tekstil elektrotlarının daha güvenilir olduğunu göstermiştir.

Manero, Grewal, Michael, Shafti, Althoefer, Fernandez ve Howard (2016) nakışla işlenmiş yüzeyel elektromiyogram (EMG) elektrotları ile kuadriseps kas grubu üzerinden veri kaydedebilecek bir koşu taytı geliştirmişlerdir. Geliştirilen koşu taytı üzerine paslanmaz çelik iplik kullanılarak Pfaff Creative 3.0 dikiş makinesi ile üç çift elektrot nakışla işlenmiştir. İletken ipliğin yüksek direncinden kaynaklanabilecek gerilim kayıplarını engellemek için iletim hatlarının uzunluğu 20 cm ile kısıtlanmıştır. Yan yana iki zikzak dikiş hattı şeklindeki desen, dayanıklı ve esnek iletim hatları oluşturulmasını sağlamıştır. Her bir elektrot çiftinden EMG sinyali alabilmek için üç adet baskılı devre kartı oluşturulmuştur. Tayt 7.5V'luk şarj edilebilir bir pil kullanılarak $\pm 3.75V$ 'luk bir güç ile beslenmiştir. Koşma esnasında pillerin taşınabilmesi için bel çevresinde suya dayanıklı bir çanta bulunmaktadır. Şekil 1.24'te taytın iç ve dış görünümü verilmiştir.



Şekil 1.24 (a) taytın iç görünümü (b) taytın dış görünümü (Manero ve ark., 2016)

Koşu taytının test edilebilmesi için iki koşucu denek olarak kullanılmış ve farklı zeminler üzerinde 5 km'lik koşu için cihazın kas yorgunluğunu algılama durumu test edilmiştir. Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde paslanmaz çelik iplik esaslı

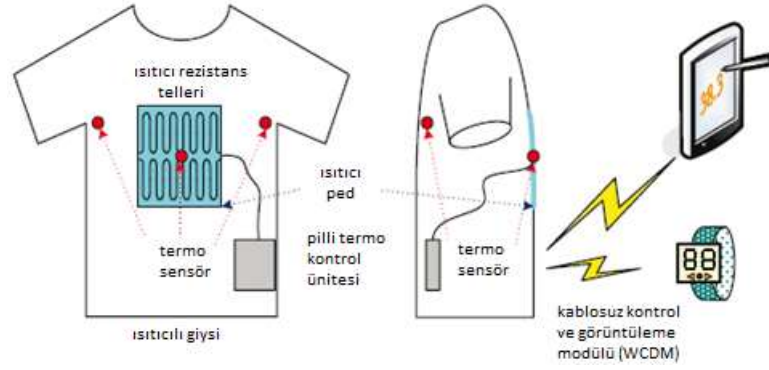
EMG elektrotları ile standart jel esaslı elektrotlar arasındaki karşılaştırma, tekstil elektrotları kullanılırken daha yüksek gürültü oranının var olduğunu, ancak yine de kas aktivitesinin elde edilebildiğini ve farklı seviyelerdeki aktivitelerin ayırt edilebildiğini göstermiştir.

1.5.3 Isıtma Fonksiyonlu Giysilere Örnekler

Kayacan, Bulgun ve Sahin (2008) çelik esaslı iplikler kullanarak ısıtma panelleri oluşturdukları bir ısıtma giysisi tasarlamışlardır. Isıtma fonksiyonu, tekstil esaslı ısıtma panellerine taşınabilir güç kaynakları bağlanılarak elde edilmiştir. Çalışmada aynı zamanda ısıtma fonksiyonu için gerekli olan ısıtma panelleri ve elektronik devreye ek olarak kullanıcıyı rahatsız etmeden bu ekipmanları üzerinde taşımaya olanak sağlayacak bir giysi tasarımı da gerçekleştirilmiştir. Geliştirilen giysi prototipi termal manken üzerinde soğuk hava koşullarında test edilmiştir.

Denemeler esnasında giysi içerisine tek, çift, üç ve dört katlı ısıtma panelleri bir, iki, üç ve dört parça halinde yerleştirilerek 16 farklı kombinasyon denenmiştir. Soğuk hava koşullarının yansıtılabilmesi için ortam sıcaklığı 0°C ve 5°C olacak şekilde ayarlanmıştır. Elde edilen sonuçlar tek katlı panellerin daha uzun süre kullanılabilirliği görülmüştür. Panel sayısının artması güç kaynağının aktif kalma süresinin kısalması anlamına gelmektedir. Ancak aynı zamanda panel sayısı arttıkça ısınma süresi kısalmaktadır. Isınma etkisinin artırılabilmesi için panel sayısının artırılması ya da panel boyutlarının büyütülmesi gerektiği bildirilmiştir.

Hung, Bai, Wu ve Chung (2014) kullanıcıların ısıtma sıcaklığını kolaylıkla kontrol edebileceği bir görüntüleme modülü ve kablosuz kontrole sahip aktif bir ısıtma giysisi tasarlamışlardır. Bu giysiyi tasarımlarındaki amaç özellikle soğuk havalarda ortaya çıkabilecek hipotermi durumunun önüne geçmektir. Şekil 1.25'te çalışma kapsamında tasarlanan ısıtma giysisinin yapısı görülmektedir.



Şekil 1.25 Isıtma giysisi tasarımı (Hung ve ark., 2014)

Giysi üzerinde içerisinde ısıtıcı rezistans telleri bulunan ısıtıcı ped ve giysinin fazla ısınmasını engellemek için bir pil takımının içerisine koyulabilecek kadar küçük boyutlarda termo kontrolör mekanizması bulunmaktadır. Giysi defalarca kullanıldıktan sonra, sistem sıcaklığı otomatik olarak hatırlayabilmekte ve kullanıcı güç düğmesine bastığında, kullanıcı değiştirmedeği takdirde giysi otomatik olarak o sıcaklığa yükseltilmektedir. Tasarlanan giysinin oda sıcaklığından 28°C'ye çıkması için 30 dakika gerekmektedir. Sıcaklığı düşürmek daha çok zaman almaktadır. Çünkü bu işlem için enerji harcamamak ve ısı yükseltme tekrarından kaçınmak gerekmektedir. Bu prototipte, 8 saatlik ısıtma fonksiyonu sağlayabilmek için 8 adet yeniden şarj edilebilir AA pil kullanılmıştır.

Geliştirilen giysi piyasada bulunan tek kullanımlık ısıtıcı ped, sıcak güç giysisi ve ısıtıcı battaniye ile ısıtma durumu, güç kullanımı, aşırı ısınma koruması, sıcaklık görüntüleme ve sıcaklık kontrolü açısından karşılaştırılmıştır. Tek kullanımlık ısıtıcı pedin güç ihtiyacı bulunmamaktadır. Bununla birlikte, insanlar genellikle bu ısıtma pedini giysilerinden çıkarmayı unuttukları için yaralanmalara sebebiyet vermektedir. Isıtıcı battaniye ile bu çalışmada tasarlanan ürün birbirine benzer özelliklere sahip olmakla birlikte, prototip ürün giyilebilir olması ve daha az enerjiye gereksinim duyması nedeniyle daha avantajlı görülmektedir.

1.5.4 Rehabilitasyon ve Tedavi Süreçlerinde Kullanılmak Üzere Geliştirilen Giysilere Örnekler

Giorgino, Lorussi, De Rossi ve Quaglini (2006) nörolojik rehabilitasyon için giyilebilir gerginlik sensörleri ile postur sınıflandırma yapmayı hedefledikleri bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışma ile giysiden okunan sensör değerlerine göre vücudun o anki pozisyonunu düzeltmek amaçlanmaktadır. Özellikle tedaviye evde devam eden hastaların kontrolünü ve düzgün bir şekilde tedaviye devam edebilmelerini sağlamak için bu gereklidir.

Çalışmada algılama aracı olarak, iletken elastomerlerin kumaş üzerine kaplanması esasına dayanan yeni bir sensör tipi kullanılmıştır. Sensörler, dikişten önce giysi kumaşının üzerine iletken elastomer materyalin tek bir şerit halinde basılması ile elde edilmiştir (Şekil 1.26).

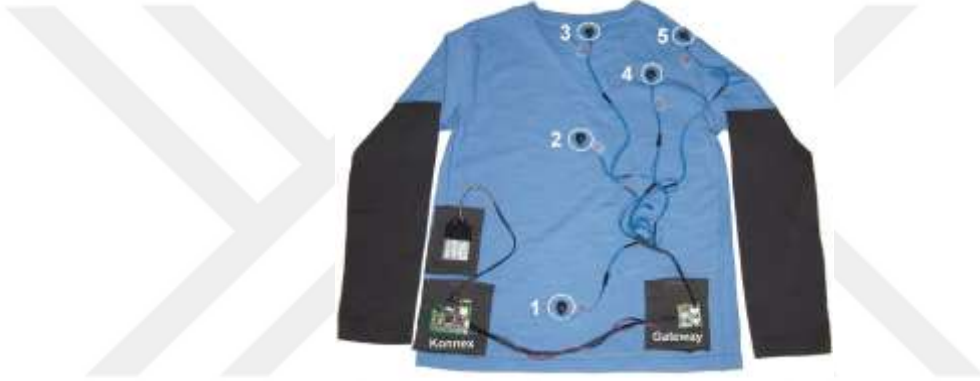


Şekil 1.26 İletken elastomerler kullanılarak elde edilen algılama şeritleri ve bağlantı kabloları (Giorgino ve ark., 2006)

Giysinin test edilmesi sırasında denekten, rehabilitasyon protokolünde öngörülmuş doğru ve yanlış hareketlerin kombinasyonundan oluşan birkaç rehabilitasyon egzersizi gerçekleştirmesi istenmiştir. Bazı orta pozisyonlarda denek durdurulmuş ve anlık görüntüsü alınmıştır. Daha sonra anlık görüntüler, o an kaydedilen sensör ölçümleri ile kıyaslanmıştır. Deneylerden elde edilen sonuçlar

doğrultusunda giysinin vücut duruşunu tanıma performansının, giysi kullanımını teşvik edecek yeterlilikte olduğu kanısına varılmıştır.

Harms, Amft, Tröster, Appert, Müller ve Meyer-Heim (2009) çocuklarda postur gelişimini destekleyici nitelikte algılayıcı bir giysi tasarlamışlar ve giysinin içerisine yerleştirdikleri ivme sensörünü kullanarak sırtta meydana gelen eğilmeleri ölçmüşlerdir. Eğimli sırt duruşunu yakalamak için sagittal düzlemdeki bel kemiği eğimine odaklanılmıştır. Ek olarak, çocukların genel vücut duruşları üzerinde kafanın da etkisi olduğu düşünülerek analizlere kafa konumu da dâhil edilmiştir.



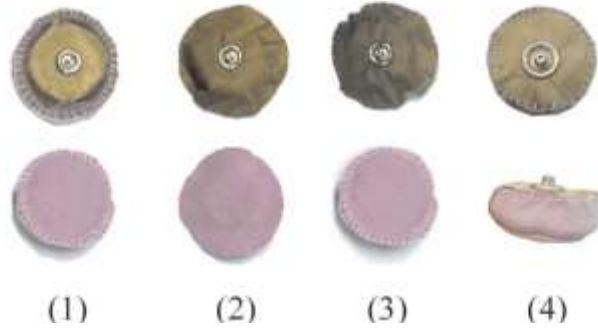
Şekil 1.27 Sırtta meydana gelen eğilmeleri kaydedecek olan algılayıcı giysinin arkadan görünümü (Harms ve ark., 2009)

Şekil 1.27’de gösterilen algılayıcı giysi üzerinde donanım üniteleri, silikon jeller ile tutturularak kullanılan beş adet ivme sensörü ve bir adet pil bulunmaktadır. Algılayıcı giysi 21 çocuk üzerinde, 0° ve 50° aralığındaki sırt eğilme duruşlarını ölçmek için denenmiştir. Algılayıcı giysiden elde edilen ölçüm sonuçları, çalışmaya destek olan sekiz fizyoterapistin görsel değerlendirmeleri ile karşılaştırılmıştır.

Yalnızca sırt eğimi ve kafa pozisyonu ölçümlerinden bir postur kalite metriğinin çıkarılması beklenilmemelidir. Duruş kalitesi; bacaklar, kalça, sırt, omuz ve kafa dengesini içeren genel görünüşüne bağlı olarak değişmektedir. Bu değerlendirmenin sensörlerle bile olsa yalnızca bir tişörtten elde edilmesi zordur. Buna rağmen, bu çalışmada geliştirilen giysi sırt duruşunun objektif bir şekilde değerlendirilmesine imkân vermektedir.

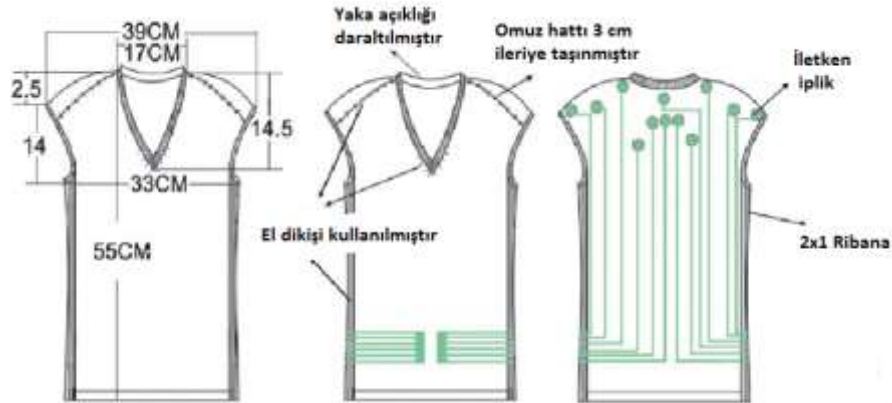
Li, Au, Li, Wan, Wan ve Wong (2010) sağlık hizmetlerinde kullanılmak üzere akupunktur terapisi uygulayabilen akıllı bir transkütanöz elektriksel sinir stimülasyonu (TENS) giysisi geliştirilmiştir. Aynı zamanda çalışma kapsamında giysi içerisine yerleştirilmek üzere dört adet tekstil elektrotu da tasarlanmıştır. Örme ipliği 40S/2 Nm kalınlığında %100 inci tozu kaplanmış liften üretilmiştir ve giysinin temel formunun verilmesinde kullanılmıştır. Bağlantı yollarının oluşturulmasında kullanılan iletken iplik ise 40S/2 Nm kalınlığında, 1.58 Ω/cm elektriksel dirence sahip gümüş kaplama ipliktir. Örme giysi 14G inceliğindeki düz örme makinesinde ağırlıklı olarak intersiya ilmekleri kullanılarak örülmüştür ve testten önce yıkanmamış ve ütülenmemiştir.

Tekstil elektrotları su emici kumaş, iletken kumaş (direnc değeri 0.1 Ω/cm), iletken ađ kumaş (direnc değeri 0.2 Ω/cm), su emici sünger ve 10 mm çapında metalik çıtçıtların kombinasyonu şeklinde geliştirilmiştir (Şekil 1.28). Elektrotların bir kısmında dikiş işlemleri kullanılarak malzemeler birbirine tutturulurken, bir kısmında yapıştırma işlemleri yapılmıştır. Yeni tasarlanmış dört tip elektrotun test edilmesinden sonra, iletken kumaştan yapılmış elektrotların metalik olanlara kıyasla genel olarak daha tatmin edici sonuçlar verdiği bulunmuştur. Yapıştırıcılar kullanılarak yapılmış 2 numaralı elektrot deri irritasyonuna neden olabilecek şekilde katılaşmıştır. İletken file kumaşa sarılı 1 numaralı elektrot, suyun iletken fileden kolaylıkla buharlaşabilmesi nedeniyle suyu çok iyi tutamamaktadır. Suyu daha uzun süre hapsedebilme yeteneğine sahip 3 ve 4 numaralı elektrotlar, tekstil elektrotları olmak için daha uygundur. Dördüncü elektrotun hacimli yapısı nedeniyle deri teması daha iyi olduğu için, deneylerde prototip olarak kullanılmak üzere o seçilmiştir. Seçilen elektrot ayrıca on tekrarlı yıkama denemelerine tabi tutulmuştur. Denemeler sonucunda, elektrotta kullanılan iletken kumaşın ve iletken dikişlerin elektriksel direncinin yıkama sonrasında çok az miktarda arttığı sonucuna ulaşılmış ve elektrotun yıkanabilirliğinin iyi olduğu belirtilmiştir.



Şekil 1.28 Elektrot (1): elde dikilmiş iletken file kumaş, elektrot (2): yapıştırılmış iletken kumaş, elektrot (3): elde dikilmiş iletken kumaş, elektrot (4): elde dikilmiş iletken kumaş (Li ve ark., 2010)

En uygun tekstil elektrotuna karar verildikten sonra giysi tasarımına geçilmiştir. Özellikle medikal akıllı giysilerde giysi basıncının dağılımı önemli bir faktördür. Çünkü elastik kumaştan yapılmış bu ürünlerin başlıca özelliği verimli terapi için cilde sıkı bir temas gerektirmesidir. Bu yüzden, bu çalışmada, kumaş boyutları normal giyside olması gerekenden daha küçüktür. Gümüş iletken iplik örme giysinin içinde, bağlantı yolu olarak kullanılmak üzere örülmüştür. Yeşil renkli daireler ağrı tedavisinde kullanılan akupunktur noktalarının olduğu yerde yerleşmiş elektrotları temsil eder. Giysi ile ilgili tasarım detayları Şekil 1.29’da gösterilmiştir.



Şekil 1.29 Akıllı giysiye ait tasarım detayları ve kullanılan ölçüler (Li ve ark., 2010)

İlk deneysel sonuçlar tasarlanan giysinin hedeflenen temel fonksiyonları yerine getirebilir özellikte olduğunu göstermiştir. Aynı zamanda üretimde kullanılan intersiya tekniği ile estetik detaylar iyileştirilmiş ve giysi günlük kullanımda rahatlıkla kullanılabilir hale getirilmiştir.

Caldani, Pacelli, Farina ve Paradiso (2010) rehabilitasyonda kullanılmak üzere fonksiyonel elektriksel stimülasyon (FES) prensibi ile çalışan akıllı tekstil platformları tasarlamışlar ve iki sistem geliştirmişlerdir. İlk sistem, nöronal rehabilitasyon sürecini desteklemek için geliştirilmiş bir giysidir. Giysi üzerindeki gerinim sensörleri ve bağlantılar iletken elastomerik malzeme kullanılarak uygulanmıştır. Gerinim sensörü ile cilt arasında bir yalıtım tabakası sağlayabilmek amacıyla giysi nefes alabilir bir kumaş ile kaplanmıştır. Elektronik cihazlar ile baskılı iletken yollar arasındaki bağlantı için de metal çitçitler kullanılmıştır. Giysi prototipi Şekil 1.30'da verilmiştir.



Şekil 1.30 Nöronal rehabilitasyon giysi prototipi (Caldani ve ark., 2010)

İkinci sistem ise titreme rahatsızlığı olan hastalardan elektromiyograf (EMG) eldesine ve hastalar üzerinde FES terapisi uygulanmasına olanak sağlayan, entegre çoklu elektrotlar içeren bir giysi koludur.

Giysi kolu geliştirilirken iki katmanlı kumaş yapı kullanılmıştır. İç katman, paslanmaz çelik iplikler kullanılarak üretilen EMG ve FES tekstil elektrotlarını taşır. Dış katman ise bir destek tabakası görevi görür ve elektrotlar üzerinde doğru basıncı sağlar. Geliştirilen giysi kolu prototipi Şekil 1.31'de görülmektedir.

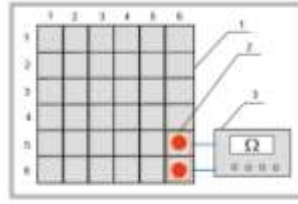


Şekil 1.31 Solda: gevşek ve sıkı bölgelerin bulunduğu giysi kolu prototipi, sağda: matris elektrotlar (içten görünüş) (Caldani ve ark., 2010)

Geliştirilen sistemler sayesinde kumaş elektrotlar ve biyomekanik tekstil sensörlerinin bir arada kullanılmasının mümkün olduğu ve bu sayede vücut hareketlerini tanıma fonksiyonu ile EMG algılama ve FES terapisinin birleştirilebileceği kanıtlanmıştır. Bu platformların hem evde gerçekleştirilen günlük tedavilerde hem de teletıp servislerinde kolaylıkla kullanılabilmesi bildirilmiştir.

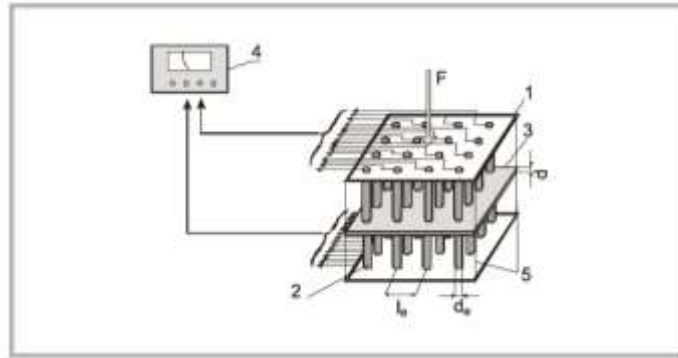
Ziğba, Frydrysiak ve Tokarska (2011) kasların elektriksel uyarımı için tekstil elektrotu olarak kullanılacak elektriksel olarak iletken tekstil malzemeleri üzerine bir çalışma yapmıştır. Çalışmanın amacı elektriksel özellikleri dikkate alındığında elektro terapide kullanılmak üzere hangi malzemeden yapılan tekstil elektrotunun daha uygun olduğunu tanımlamaktır. Kullanılan malzemeler gümüş partikülleri içeren elektro-iletken silikon folyo, Nitril Static ipliklerinden yapılmış elektro-iletken dokuma kumaş ve grafit dokusuz yüzeydir.

En uygun malzemenin seçilebilmesi için tasarlanan elektrotların direnç değerleri ölçülmüştür. Ölçüm için iki farklı metot uygulanmıştır. İlk ölçüm metodunda, dairesel kesit alanına sahip iki ölçüm probu kullanılarak yüzey direnci ölçülmektedir (Şekil 1.32). Ölçüm probunun ortalama çapı 8 mm'dir. Ölçüm probuları Agilent marka dijital multimetreye bağlanmıştır. Multimetre incelenen numunelerin direnç değerlerini okumak için kullanılmıştır.



Şekil 1.32 Yüzeysel direnç ölçümü için basitleştirilmiş şema; 1- Tekstil elektrotu, 2- İki uçlu prob, 3- Agilent marka dijital multimetre (Zieba ve ark., 2011)

İkinci durumda, hacimsel direnç ölçümü tekstil elektrotunun özel olarak tasarlanmış iki adet çoklu probun arasına yerleştirilmesiyle yapılmıştır (Şekil 1.33). Ölçüm problemleri arasındaki le mesafesi 10 mm, ölçüm problemlerinin çapı de 10 mm ve ölçülen numune (tekstil elektrotu) kalınlığı d 1 mm civarındadır. Ölçüm elektrotlarını doğru bir biçimde konumlandırmak ve sabit bir basınç kuvveti sağlamak için ölçüm cihazının köşe noktalarına yerleştirilmiş dört adet kılavuz noktası kullanılmıştır. Ölçümler 2725 Pa'lık sabit bir basınç altında gerçekleştirilmiştir.

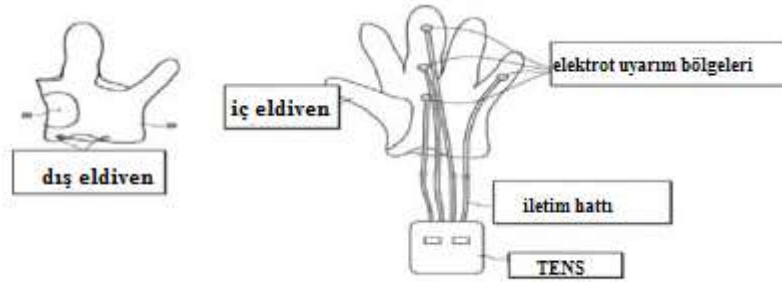


Şekil 1.33 Hacimsel direnç ölçüm standının basitleştirilmiş şeması. 1- Çok uçlu ölçüm probu üst parçası, 2- Çok uçlu ölçüm probu alt parçası, 3- Tekstil elektrotu, 4- Agilent marka multimetre, 5- Kılavuz noktaları, F- Basınç kuvveti (Zieba ve ark., 2011)

Ölçüm sonuçları incelendiğinde, yüzeysel direncinin gümüş partikül içeren silikon folyo için 0.30 - 0.63 Ω , Nitril Static iplikten dokunmuş kumaş için 1.39 - 3.13 Ω ve grafit dokusuz yüzeysel için 15.99 - 55.99 Ω aralığında değiştiği gözlemlenmiştir. Hacimsel dirençler ise gümüş partikül içeren silikon folyo için 0.05 - 1.18 Ω , Nitril Static iplikten dokunmuş kumaş için 1.52 - 23.70 Ω ve grafit dokusuz yüzeysel için 0.07- 56.82 Ω aralığında kaydedilmiştir.

Medikal jeneratör üreticileri, elektrotun iyi bir iletkenlik özelliği sergilemesi için, elektrot üzerindeki herhangi iki nokta arasındaki yüzey direncinin 300 Ω değerini aşmaması gerektiğini belirtmektedirler. Bu bilgi göz önünde bulundurularak sonuçlar değerlendirilmiş ve incelenen tüm malzemelerin elektro terapide tekstil elektrotu olarak kullanılabilceği sonucuna ulaşılmıştır.

Kim ve Cho (2013) hipertansiyonu olan yaşlı kişiler için transkütanöz elektriksel sinir uyarımına (TENS) sahip akıllı bir eldiven sistemi geliştirmiş ve hipertansiyon tedavisinde bu sistemin etkinliğini değerlendirmişlerdir. Akıllı eldiven sistemi, Bekinox marka paslanmaz çelik ipliklerin belli bir formda dikilerek oluşturulduğu elektrotlara sahip bir iç eldiven; bir dış eldiven; elektriksel uyarım için bir TENS ve giyilebilir aygıt için bir kol bandından oluşmaktadır. Eldiven üzerinde sol elin avuç içi kısmındaki dört meridyen noktasına dikilmiş dört adet elektrot bulunmaktadır. Elektrotların orta noktalarında bulunan iletken çitçitler iletim hatlarına bağlantı sağlamaktadır. Sistemde dört iletim hattı bulunmaktadır. Her bir iletim hattının bir ucu TENS cihazının içine yerleştirilirken diğer uç iç eldivendeki bir elektrotun iletken çitçitine bağlanmıştır. TENS cihazına bağlanmış akıllı eldiven sisteminin tasarımı Şekil 1.34'te görülmektedir.

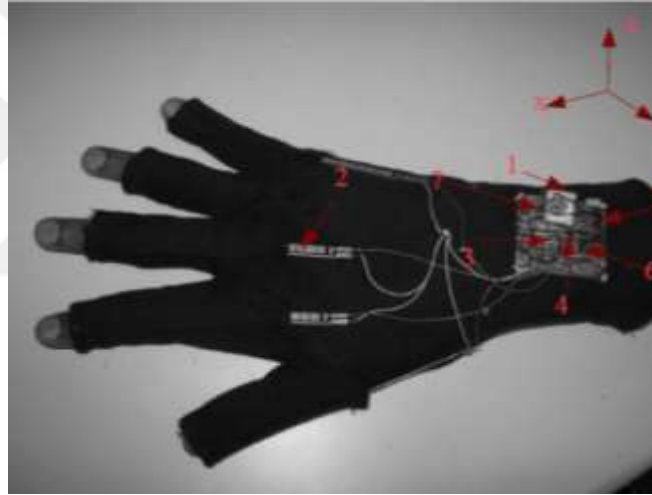


Şekil 1.34 TENS cihazına bağlanmış akıllı eldiven sisteminin taslağı (Kim ve Cho, 2013)

Tasarlanan sistem bir düzine yaşlı hipertansiyon hastası kadın üzerinde denenmiştir. Tansiyon ve nabız sayısı eldiven giyilmeden önce ve eldiven giyildikten 15 dakika sonra kaydedilmiştir. Eldiven giyildikten sonra yapılan ölçümlerde 12 hastanın tamamında tansiyon seviyesinin düştüğü gözlemlenmiştir. Elde edilen sonuçlar akıllı eldiven sisteminin tansiyonu düşürdüğünü, düzensiz kan sirkülasyonunu iyileştirdiğini ve hipertansiyon hastası yaşlılar için verimli bir ileri

teknoloji sağlık hizmeti aygıtı olabileceğini göstermiştir. Bu alışma yalnızca yaşlı kişiler üzerinde denenmiştir. Ancak her yaştan hipertansiyon hastası için bu sonuçların yeniden elde edilebileceği düşünülmektedir.

Mohan, Devasahayam, Tharion ve George (2013) hastalarda el rehabilitasyonu takibi için sensörlerle donatılmış eldiven ve top tasarlamışlardır. Çalışmanın ilk aşamasında parmak bükülmesi, el bileği bükülmesi ve ön kol hareketini ölçmek için üç eksenli ivme ölçer, flex sensörler ve optik doğrusal enkoder (OLE) kullanılarak sensörlü bir eldiven tasarlanmıştır. Klinik değerlendirmeler için geliştirilen eldiven Şekil 1.35'te gösterilmiştir. Deneğin yaptığı aktiviteler esnasında temas duygusuna sahip olabilmesi için parmak uçları açık bırakılmıştır.



Şekil 1.35 Sensörler eklenmiş eldivenin görüntüsü (1-USB bağlantısı, 2-Flex sensör, 3-Fototransistör, 4, 5, 6 ve 7-devre elemanları) (Mohan ve ark., 2013)

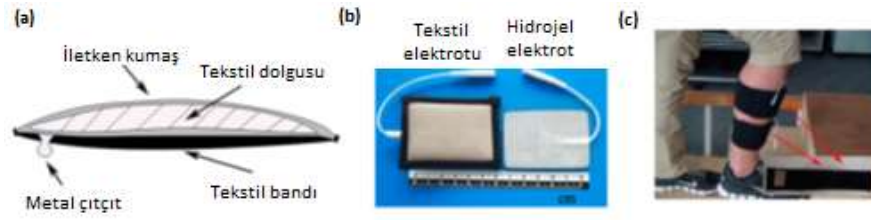
Çalışmanın ikinci aşamasında el egzersizleri için sensörlü bir top tasarlanmış ve kavrama kuvveti ölçümünde kullanılmıştır. Kauçuk bir topun içerisine bir basınç sensörü (MPXM2202A, Freescale Semiconductor) yerleştirilmiştir ve top hava sızdırmayacak şekilde kapatılmıştır (Şekil 1.36). Basınç transdüserinden elde edilen diferansiyel çıktı değerleri bir amplifikatör aracılığıyla yükseltilmiş ve 50 Hz'lik bir kesim sıklığında filtrelenmiştir.



Şekil 1.36 İçerisine basınç sensörü yerleştirilmiş topun görüntüsü (Mohan ve ark., 2013)

Tasarlanan sistem iki sağlıklı denek üzerinde test edilmiştir ve felçli hastalar üzerinde denenmeden önce iyileştirmelere ihtiyaç duyulduğu görülmüştür. Flex sensörler parmak bükülmesini algılayabilmektedirler. Ancak bükülü pozisyonda kalındığında bir maksimum değerden dolayı çıktı değerleri bozulabilmektedir. Sensörlü top olması gerektiği gibi çalışmakla birlikte, tek bir modül olarak kullanılabilmesi için modifikasyona gerek olduğu bildirilmiştir.

Zhou, Lu, Chen, Wu, Zou, Krundel ve Li (2015) nöromüsküler uyarım için kullanılan tekstil elektrotlarının konfor özellikleri üzerine bir çalışma yapmışlardır. Geliştirilen tekstil elektrotu Şekil 1.37’de gösterildiği gibi iletken kumaş, tekstil dolgusu, tekstil bandı ve metal çitçittan oluşmaktadır. İletken kumaş Spandex ilaveli gümüş kaplı poliamidden yapılmıştır. Tekstil dolgusu olarak iletken kumaşa sarılı hidrofil sünger kullanılmıştır. Stimülasyon cihazı ile bağlantıyı sağlamak üzere metal çitçitlerden faydalanılmıştır. Tekstil elektrotlarının bacak üzerinde en uygun pozisyonda konumlandırılabilmesi için cırt bantlar kullanılmıştır. Tekstil elektrotlarının her bir katmanı yaklaşık 6 cm x 4 cm boyutlarındadır ve iletken kumaşın ve hidrofil süngerin kalınlıkları sırasıyla 0.4 mm ve 5 mm’dir.



Şekil 1.37 (a) Elektriksel uyarım için geliştirilen tekstil elektrotlarına ait şematik kompozisyon, (b) Denemelerde kullanılan yeni geliştirilen (solda) elektrot ve kendinden yapışkanlı elektrota (sağda) ait fotoğraflar, (c) Geliştirilen tekstil elektrotlarının denek üzerindeki yerleşimi (Zhou ve ark., 2015)

Öncelikle üretilen elektrotlara ait empedans değerleri ölçülmüştür. Daha sonra, uyarım eşikleri ve konforun değerlendirilebilmesi amacıyla, deneklerin ön kaval kemiği kası üzerinde bazı denemeler yapılmıştır. Kuru tekstil elektrotu, ıslak tekstil elektrotu ve kendinden yapışkanlı hidrojel elektrotların algısal (sensory), ağrı ve hareket (motor) eşiklerini değerlendirmek için yapılan denemelerde monofazik kare uyarım sinyali üreten bir potansiyel sistem kullanılmıştır. Uyarım sinyalleri 200 μ s sinyal genişliği ile 30 Hz frekanslarına ayarlanmıştır. Uyarım akım genliği 1 mA ile başlanarak her bir adımda 1 mA artırılmıştır. İlaveeten, uyarım esnasında rahatsızlık algısının derinlemesine anlaşılabilmesi için, farklı elektrot tipleri için COMSOL yazılımı yardımıyla üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi geliştirilmiştir.

Elde edilen sonuçlar tekstil elektrotunun empedansının kendinden yapışkanlı elektrottan daha fazla olduğunu, ancak tekstil elektrotu tamamen ıslatıldıktan sonra ıslak hale gelen tekstil elektrotunun empedansının belirgin bir biçimde düştüğünü göstermiştir. Uyarım eşik değerleri açısından elektrotlar karşılaştırıldığında, ıslak tekstil elektrotunun kendinden yapışkanlı elektrota benzer algısal uyarım eşiğine ve konfor özelliklerine sahip olduğu görülmüştür. Düşük elektrik akımlarında ıslak tekstil elektrotları ve kendinden yapışkanlı elektrotların ağrı olmaksızın ayakta harekete neden olabileceği görülürken ağrı algılayan liflerin kuru tekstil elektrotları tarafından daha hızlı aktive edilmesi sebebiyle kuru tekstil elektrotlarının ağrıya sebep olabileceği gözlemlenmiştir.

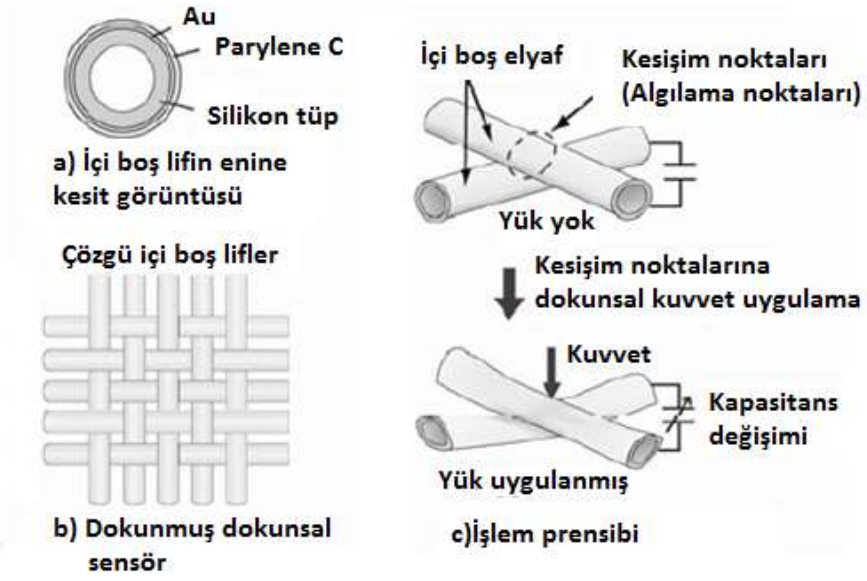
Curteza, Cretu, Macovei ve Poboroniuc (2016) yürüme rehabilitasyonu için örme elektrotlar kullanarak fonksiyonel bir tekstil ürünü geliştirmişlerdir. Tekstil elektrotlarının eldesi için Shieldex 117/17 dtex 2-ply HC+B iplik kullanılmıştır.

Elektrotlar üretilmeden önce, iletken ipliğe farklı miktarlarda akımlar verilerek, iplik yüzeyindeki sıcaklık değişimi gözlemlenmiştir. İletken ipliğe programlanabilir bir doğru akım güç kaynağı ile akım sağlanmış ve sıcaklık kızılötesi termografik kamera ile ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları incelendiğinde, 100 mA'den daha düşük akımlar için iplik yüzeyindeki sıcaklığın 30°C'den daha düşük olduğu görülmektedir. Yani, örme elektrotun ısı üretmeyeceği yalnızca cilt üzerinde elektrik akımının dağıtımını sağlayacağı sonucuna ulaşılmıştır.

Elektrotlar üzerinde akıma bağlı sıcaklık değişimi incelendikten sonra küçük çaplı yuvarlak örme makinesi kullanılarak iki örme tekstil elektrotuna sahip hortum şeklinde bir yapı elde edilmiştir. Örme yapının tümü düz örgü kullanılarak elde edilmiştir ve elektrot olarak kullanılacak alanlarda, örme yapıyı oluşturmak için kullanılan iplikle birlikte iletken iplik beslenmiştir. Geliştirilen yapı deneklere giydirilerek test edilmiştir. İlk denemede daha iyi bir cilt elektrot temasını garantilemek için yalnızca birkaç gram iletken jel kullanılmıştır. Testler için bir adet Microstim MS2v2 egzersiz stimülatörü (40 Hz, 350 µs) kullanılmıştır. Yaklaşık 50 mA değerindeki bir akımla, var olan elektrotlarınkine benzer bir dorsifleksiyon elde edilmiştir. Çalışmanın sonuçları örme elektrotların kolay konumlandırma ve güvenilirlik anlamında yararlı ve uygulanabilir bir çözüm olduğunu göstermiştir.

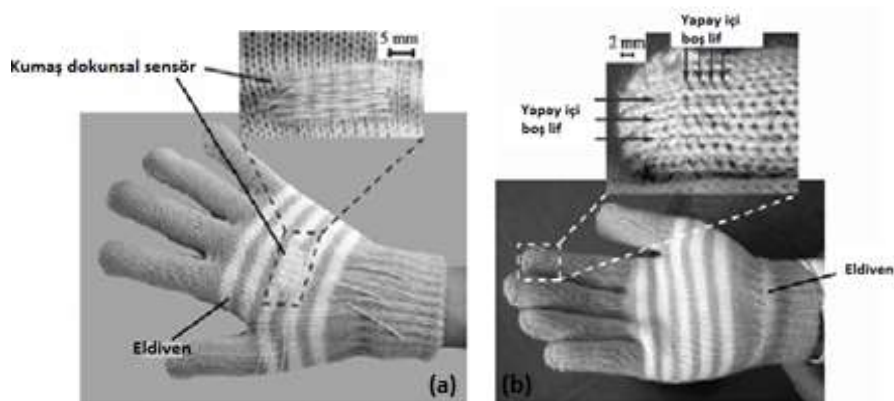
1.5.5 Tekstil Sensörleri ve Elektrotları ile İlgili Çalışmalara Örnekler

Hasegawa, Shikida, Ogura ve Sato (2007) yapay içi boş iplik ile üretilmiş eldiven şeklinde giyilebilir bir dokunsal sensör geliştirerek normal yük ve gerilim altında sensör veriminin bağımlılığını araştırmışlardır. Sensör, atkı ve çözümlü ipliklerinin kesiştiği noktalardaki kapasitans değişimini ölçerek temas kuvvetini algılayabilir özelliktedir (Şekil 1.38).



Şekil 1.38 Yapay içi boş liflerden yapılmış kumaş dokunsal sensör: a) İçerik boş lifin enine kesit görüntüsü, b) dokunmuş dokunsal sensör, c) İşlem prensibi (Hasegawa ve ark., 2007)

Dokunsal sensörler iki farklı eldiven tipinde geliştirilmiştir. İlkinde var olan bir eldivenin üzerine sensör yama yapılarak tutturulmuş (Şekil 1.39a), ikincisinde ise içi boş lifler eldiven ipliği ile kesişecek şekilde dokuma tekniği ile eldiven içerisine yerleştirilmiştir (Şekil 1.39b). Kumaş sensörün temel karakteristiklerini tanımlamak için normal yük ve gerilim, bağımsız bir şekilde lif elemanlarına uygulanmıştır.



Şekil 1.39 a) Eldiven üzerine kumaş dokunsal sensörün eklenmesiyle elde edilmiş yamalı-tip sensör, b) Eldiven ipliğinin içerisine yapay içi boş liflerin dokunması yoluyla üretilmiş sensör (Hasegawa ve ark., 2007)

Yapılan değerlendirmeler sonucunda, yapay içi boş iplik ile üretilmiş eldiven şeklinde giyilebilir dokunsal sensörün atkı ve z lifieri arasındaki kapasitans değişimini ölçerek temas kuvvetini algılayabildiği sonucuna varılmıştır. Ayrıca artan normal yükle birlikte sensör veriminin de arttığı gözlenmiştir.

Coyle, Morris, Lau, Diamond ve Moyna (2009) spor performansı desteklemek üzere tekstil esaslı sensörler üretmişlerdir. İlk sensör egzersiz esnasında gerçek zamanlı ter toplama ve toplanan teri analiz etme amacıyla geliştirilmiş bir pH sensörüdür. Sensör zerindeki kumaş kanalı, renk ile yanıt veren pH'a duyarlı bir indikatör ile boyanmıştır. Kanalın zerine yerleştirilen ışık yayan diyotlar (LED) renk değişimini algılamak için kullanılmışlardır. Geliştirilen sensör bir kemer ile bele tutturulmuştur (şekil 1.40).



şekil 1.40 Ter pH sensörü için deney düzeneği (Coyle ve ark., 2009)

Çalışmada geliştirilen diğer sensörler nefes alma, eklem hareketi ve ayak tabanı basıncı gibi vücut hareketlerine yanıt verebilen piezorezistif sensörlerdir. Nefes alma oranları, kumaş gerginlik ya da basınç sensörleri kullanılarak kaburgadaki genişleme ya da daralmanın algılanması ile ölçülebilir. Bu tarz hareketleri algılamak için, iletken polimer polipirol (PPy) ile kaplanmış ya da karbon yüklenmiş modifiye köpükler giysideki bir cep içerisine ya da kaburga üzerindeki bir göğüs bandına yerleştirilmişlerdir (şekil 1.41). Soluk alma esnasında kaburga genişlediğinde köpüğe baskı uygulanır ve iletkenliği artar. Benzer bir biçimde modifiye edilmiş esnek örme kumaşlar ile de bu uygulama yapılabilir. Eklem hareketleri şekil 1.42'de

görüldüğü gibi kumaş gerginlik sensörleri kullanılarak ölçülebilirken ayak tabanı basıncı da ayakkabı astarına entegre edilecek bir modifiye köpük vasıtasıyla izlenebilir.



Şekil 1.41 Kumaş esneme sensörü kullanılarak esneme oranını ölçebilen tişört (Coyle ve ark., 2009)



Şekil 1.42 Eklem hareketi algılayıcı eldiven (Coyle ve ark., 2009)

Geliştirilen sensörler ve bu sensörlerin entegre edildiği giysiler sensörlerin spor uygulamaları için kullanışlı olduğunu göstermektedir. Tekstil esaslı sensörlerin, giysinin verdiği hissi ve görünüşünü etkilemeden teknolojiyi giysiler içerisine entegre etme imkanı verdiği belirtilmiştir.

Gniotek, Frydrysiak, Zieba, Tokarska ve Stempien (2011) pamuklu dokuma kumaş üzerine baskı yöntemi ile iletken gümüş nano mürekkep uygulanarak tekstil elektrotları geliştirmişler ve bu elektrotlar gümüş dokuma kumaş, gümüş dokusuz yüzey ve grafit dokusuz yüzey elektrotlar ile karşılaştırılmışlardır. İncelenen tüm malzemeler 60 mm x 60 mm boyutlarında düz numunelerdir. Direnç ölçümleri üç farklı sıcaklık ve nem koşulunda gerçekleştirilmiştir. Numunelerin direnç değerlerinin tanımlanması için dört uçlu prob tekniği kullanılmıştır. Tekstil elektrotları ile elektrik kabloları arasındaki bağlantı için ITW Chemotronics şirketinden alınan gümüş parçacıklı elektro-iletken yapıştırıcı kullanılmıştır.

Yapılan direnç ölçüm sonuçları değerlendirildiğinde baskılı kumaş, gümüş dokuma kumaş ve gümüş dokusuz yüzeyin tekstil elektrotları olarak uygun oldukları sonucuna varılmıştır. Bu üç tekstil ürünü için ortalama direnç değeri üst sınır olarak belirlenen 300 Ω değerini geçmemektedir. Tüm elektrotlar için direnç değerleri sonuçlarının ise farklı sıcaklık ve nem koşullarından etkilendikleri bildirilmiştir.

Guo, Peterson, Qureshi, Kalantar Mehrjerdi, Skrifvars ve Berglin (2011) farklı iletken iplikler kullanarak atkılı örme tekniği ile farklı yapılarda üretilmiş gerginlik sensörleri tasarlamışlardır. Sensör performansları, örme yapıda esneme sonucunda meydana gelen elektriksel direnç değişiklikleri ölçülerek değerlendirilmiştir. Geliştirilen sensörlerde Cooper paslanmaz çelik, Beakart, Statex Shieldex ve Bekinox marka dört farklı iletken iplik ve düz örgü (referans olarak), 1x1 ribana, interlok ve atlamalı yapı olmak üzere dört farklı örme yapı kullanılmıştır.

Gerginlik sensörleri, bir iletken iplik kesitine sahip dikdörtgen formunda üretilmişlerdir (Şekil 1.43). Örme tekniği ile üretildikleri için oldukça esnek yapıdadırlar. Tüm numunelerde temel yapının üretiminde poliester iplik kullanılmıştır.



Şekil 1.43 İletken ipliklerle yapılmış örme gerginlik sensörü (Guo ve ark., 2011)

Ölçümler için özel bir periyodik test cihazı geliştirilmiştir. Bu cihazın en önemli fonksiyonu farklı oranlardaki insan nefes alma durumunu taklit edebilmesidir. Böylelikle cihazın farklı hızlarda ve uzamalarda kullanılması ile oturma, ayakta durma, koşma ve uyuma durumlarındaki nefes alma koşulları simüle edilebilir. Analiz için 20 cm x 5 cm boyutlarında sensör numuneleri üretilmiştir. Normal koşullardaki nefes alma oranını taklit etmek için %5'lik uzama ve 20 mm/s'lik esnetme hızı kullanılmıştır. Her bir numune için 20 nefes alma döngüsü

kaydedilmiştir. Tüm numuneler için bu yöntem tekrarlı bir biçimde uygulandığında ve sonuçlar karşılaştırıldığında, Shieldex ve Bekinox ipliklerinin yeterince uygun olmadığı görülmüştür. Nefes alma durumunu algılayabilecek bir giysi üretiminde kullanılmak üzere en uygulanabilir yapıların ise atlamalı yapı ve interlok olduğu kanısına varılmıştır.

Çalışmanın son aşamasında nefes alma durumunu algılayabilecek bir giysi prototipi üretilmiştir (Şekil 1.44). Prototipin temel yapısı ribana, sensör kısımları ise interloktur. Desenlendirme için intersiya örme tekniği kullanılmıştır.



Şekil 1.44 Düz örme makinesi ile üretilen prototip giysi (Guo ve ark., 2011)

Prototip giysi bir sağlıklı kadın denek üzerinde denenmiştir. Nefes alma esnasında göğüs ve karın bölgesinden elektriksel sinyaller alınmış ve kaydedilmiştir. Sinyaller değerlendirilebilir niteliktedir. Ancak giysiyi oluşturan ilmek yapılarının yeterli hassasiyeti sağlayabilecek stabiliteye sahip olmaması nedeniyle, giysi uzun süreli kullanım için uygun değildir.

Preece, Kenney, Major, Dias, Lay ve Fernandes (2011) yürüyüş durumlarını tanımlamak üzere ayak bileği açısını ölçen, içerisine tekstil malzemeleri kullanılarak yapılmış transdüserler entegre edilmiş akıllı bir çorap geliştirmişlerdir (Şekil 1.45). Tekstil esaslı transdüserler elastik baz materyaline uygulanan iletken kaplamalar ya da iletken elastik liflerden yapılmış ipliklerden oluşur. Her iki uygulamada da asıl amaç gerginlik değişimini algılamak için malzemeye piezorezistif özellikler katmaktır.



Şekil 1.45 Tekstil esaslı transdüserler içeren akıllı çorap görüntüsü (Preece ve ark., 2011)

Yürüyüş esnasında ayak pozisyonunun en uygun biçimde kalmasını sağlayabilmek için kullanılan bazı pasif aygıtlar ve sensörler piyasada hâlihazırda bulunmaktadır. Piyasadaki bu aygıtların çoğu ayakkabının topuk bölgesine yerleştirilerek kullanılmaktadır. Ancak bu aygıtlar çok fazla kablo bulundurmaktadır ve iç mekân kullanımına uygun değildirler. Bu çalışma kapsamında geliştirilen çorap ile bu problemlerin en aza indirgenmesi hedeflenmiştir.

Yürüyüş esnasında, dirençli bir gerginlik sensörünün çıktıları incelenmiş ve sagittal düzlemde ayak bileği açısı ve sensör çıktıları arasındaki benzerlik derecesini tanımlamak için araştırma yapılmıştır. 8'i kadın 20 denek çalışmaya katılmıştır. Denekler yalnızca çorap ve yalnızca ayakkabı kullandıkları koşullar için, yürüyüş hızını kendileri seçerek her biri yaklaşık 15 adımdan oluşan on yürüyüş denemesi gerçekleştirmişlerdir. Farklı denemeler arasında çorap ayaktan çıkarılmamıştır ve ayakkabılı koşullar için denekler kendi ayakkabılarını kullanmışlardır. Deneklerden elde edilen veriler, sensör çıktılarının ayak bileği bağlantı sinyali ile aynı özellikleri gösterdiğini ortaya koymuştur. Ancak, normal yürüyüş esnasında sagittal düzlemdeki bilek hareketi ve aletli çoraptan alınan sinyaller arasındaki eşleşmede denekler arasında önemli derecede değişkenlik gözlemlenmiştir. Denekler arasındaki bu

farklılıkların, çorabın ayağa uyum farklılığının bir sonucu olması muhtemeldir. Bununla birlikte, basit bir algoritma kullanılarak, yalnızca çorap kullanılan koşulda elde edilen verilerden yürüyüş olayının tahminlenmesinin mümkün olduğu ve geliştirilen sistemin gelecek uygulamalarda kullanılabilir potansiyele sahip olduğu bildirilmiştir.

Frydrysiak, Ziğba, Tęsiorowski ve Tokarska (2012) farklı tekstil ürünlerinin elektrot olarak kullanımlarının araştırıldığı bir çalışma yapmışlardır. Çalışmada metalle kaplanmış poliamid (Sn, Cu, Ag), gümüş lifleri ve nikel kaplanmış poliester iplikler kullanılarak üretilen dokuma kumaşlar; gümüş lifleri, gümüş monofilament ve gümüş elyafları kullanılarak üretilen örme kumaşlar ve grafit lifleri ve nikel kaplanmış poliester iplikler kullanılarak üretilen dokusuz yüzeyler kullanılmıştır. Tekstil yapılarının elektrot olarak kullanımlarının uygunluğunu belirlemek için 70 mm² boyutlarında tekstil numuneleri hazırlanarak elektriksel dirençleri ölçülmüştür. Direnç ölçüm işlemi için 4-prob ölçüm tekniği kullanılmıştır.

Ölçüm sonuçları gümüş lifleri içeren örme kumaş, gümüş lifleri içeren dokuma kumaş ve nikel ile kaplanmış poliester iplikten dokunmuş kumaşların belirlenen ölçütleri sağladığını göstermiştir. Ölçümlerin ardından seçilen elektro-iletken tekstil malzemeleri tekstil elektrot prototipi üretimi için kullanılmışlardır. Üretilen elektrotların boyutu 35 mm x 35 mm ve aktif elektrot uyarım alanı 30 mm x 30 mm'dir. Elektrot üretimi için iki kat iletken kumaş kullanılarak kumaş katlarının arasına dolgu malzemesi olarak 3 mm kalınlığında poliüretan köpük yerleştirilmiş ve elektrot çevresi iletken iplikler kullanılarak dikilmiştir. Son olarak tasarlanan elektrotlar bir kol bandajına dahil edilmiş ve kişisel rehabilitasyon giysilerinde kullanılabilirliği gösterilmiştir.

Tormene, Bartolo, Nunzio, Fecchio, Quaglini, Tassorelli ve Sandrini (2012) giyilebilir gerginlik sensörleri ile insan beden hareketlerinin tahminlenmesi ve akıllı biyomedikal giysiler üzerinde sensör yerleşimlerinin geliştirilmesi üzerine çalışmışlardır. Bu çalışmanın amacı beden hareketlerinin tanımlanması için tasarlanmış, üzerinde iletken elastomer gerginlik sensörleri bulunduran bir akıllı

biyomedikal giysi tasarlamaktır. Giysi üzerinde 13 adet iletken elastomer gerginlik sensörü bulunmaktadır ve bu sensörler bir korsenin sırt kısmı boyunca Şekil 1.46'da gösterildiği gibi yerleştirilmiştir. Sensörler için gerekli olan doğru akım cep tipi bir elektronik aygıt ile sağlanır. Giysinin ön tarafta bulunan bir fermuar giyme işlemini kolaylaştırır, yanlarında bulunan fileler ve cırt bantlar ise farklı vücut yapılarındaki deneklerin giysiyi rahatlıkla giyebilmesini sağlayarak sensörlerin kırışmalarını önler.



Şekil 1.46 a) Karbon elastomer gerginlik sensörlerinin giysi prototipi üzerindeki yerleşim düzeni. Kalın çizgiler sensörler, ince çizgiler aynı polimerden yapılmış bağlantı kablolarıdır. b) giysinin arkadan görünümü. (Tormene ve ark., 2012)

Bu çalışmada, iletken elastomer gerginlik sensörlerinin gömülü bir biçimde yerleştirildiği bu yeni sensörlü giysi ile beden hareketleri elde edilebilmiş ve değerlendirilebilmiştir. Geliştirilen giysi, beden hareketlerinin yüksek doğrulukta görüntülenmesi için geliştirilmemiştir, ancak gelecekte kullanışlı ve portatif rehabilitasyon aygıtlarının geliştirilmesinde kullanılabilecek, kablosuz, kolay ve pahalı olmayan bir sistem sunmaktadır.

Lanata, Valenza ve Scilingo (2012) duyuşsal programlama için parmak uçlarında entegre tekstil elektrotları bulunan yeni bir elektrodermal aktivite eldiveni geliştirmişlerdir (Şekil 1.47). 0.5V değerindeki sürekli bir gerilim cilde uygulanmış ve indüklenmiş akım dominant olmayan elin işaret ve orta parmaklarına denk gelecek şekilde yerleştirilmiş iki elektrot aracılığıyla ölçülmüştür. Üretimle ilgili kısıtlar nedeniyle dört parmağın ucunda da elektrotlar bulunmakta, ancak yalnızca ikisi kullanılmaktadır. Eldiven kumaşı için kullanılan hammadde likradır.



Şekil 1.47 Bir elektronik karta bağlı tekstil elektrotları barındıran kumaş eldiven (Lanată ve ark., 2012)

Tekstil elektrotları Smartex tarafından sağlanmıştır ve elektrotlar %80 oranında poliester iplik-%20 oranında çelik tel ile örülmüştür. Elektrot boyutları $1 \times 1 \text{ cm}^2$ boyutlarındadır. Denemeler öncesinde tekstil elektrotları, $3 \times 4 \text{ cm}^2$ boyutlarında standart platin referans elektrotları ile kıyaslanarak karakterize edilmiştir. Tekstil elektrotlarının elektrik empedanslarının yanı sıra gerilim akım karakteristikleri de hesaplanmıştır ve elektriksel davranışlarının standart elektrotlarla kıyaslanabilir nitelikte olduğu görülmüştür. Son olarak geliştirilen eldiven 35 sağlıklı denek üzerinde denenmiş ve yapılan denemeler sonucunda tekstil elektrotlarının herhangi bir bilgi kaybı olmadan standart elektrotlara benzer bir biçimde kullanılabilceği sonucuna ulaşılmıştır.

Zeagler, Gilliland, Audy ve Starner (2013) dokunma sensörü ve iletim yolu üretiminde kullanılan iletken malzemelerin yıkanabilirliğini araştırmışlardır. İki farklı iletken iplik, iletken mürekkep ve iletken iplik/mürekkep karışımından oluşan malzemeler kullanılarak yapılan iletim yolları bir yıkama testine tabi tutulmuş ve her 10 yıkamalık çevrimden sonra direnç değişimi ölçülmüştür.

Çalışmada iki farklı iletken iplik ile çalışılmıştır. Bunlardan ilki dış yüzeyi gümüş kaplı Shieldex marka iletken iplik, diğeri ise iletken ve iletken olmayan poliester ipliklerin karışımından oluşan yine Shieldex marka ipliklerdir. Denemeler için tek dikiş hattı, ikili dikiş hattı, iletken mürekkep altında tek dikiş hattı, iletken mürekkep üstünde tek dikiş hattı, iletken mürekkep altında ikili dikiş hattı, iletken mürekkep

üstünde ikili dikiş hattı, yalnızca mürekkep ve plastisol kaplanmış mürekkeple numuneler hazırlanmıştır. Uygulamalar pamuklu dimi kumaş üzerine yapılmıştır.

Yıkama denemeleri için standart dik karıştırıcı çamaşır makinesi ve standart bir deterjan kullanılmıştır. Her bir yıkama döngüsünde aynı miktarda su, aynı miktarda deterjan ve aynı yıkama süresi kullanılarak işlem standardize edilmeye çalışılmıştır. Yıkama esnasında ılık su kullanılmıştır ve ılık suya dayanıklı olan iletken malzemelerin soğuk suya da dayanabilecekleri düşünülmüştür. Daha sert olması açısından hassas yıkama yerine normal yıkama koşulları seçilmiştir. Kumaşlar 10 kez yıkanmıştır.

Elde edilen sonuçlar, ortalama direncin 10 yıkama boyunca her bir test koşulu için değiştiğini göstermektedir. Plastisol mürekkebi iletken mürekkebi bozulma etkilerinden koruma yönünde iyi bir performans sergilemiştir. İlaveten, iletken mürekkeple kaplı tek dikiş hattı ya da ikili dikiş hattı diğer alternatiflere göre daha dirençli davranmıştır. İletken yollar bulunan bir tekstil malzemesi tasarlanacağı zaman, daha ince iletken iplikler kullanılması ve minimum direnç isteniyorsa iletken ipliğin üzerine iletken mürekkep uygulanması önerilmektedir.

Yuen, Bakir, Rajdi, Lam ve Wicaksono (2014) medikal sistemler ve terapi değerlendirme uygulamaları için pamuklu kumaş esaslı esnek mikroeletromekanik sistemler (MEMS) kullanarak bir proprioseptif sensör geliştirmişlerdir. Ucuzluğu, üretiminin kolay olması, seri üretim için kolay tedarik edilebilmesi ve hafifliği sebebiyle yapısal materyal olarak pamuklu kumaş tercih edilmiştir. Pamuklu kumaş esaslı MEMS proprioseptif sensör üretimi esnasında gümüş nanopartikülleri (AgNP) kumaşa yüklemek için çoklu damgalama işlemi kullanılmıştır. İstenen AgNP miktarı mikropipet kullanılarak damga yüzeyine eşit bir biçimde uygulanmıştır. Damgalama platformu, dijital tartım aletinin tam merkezinde bulunan bir petri kabının üzerine hazırlanmıştır ve 1.5 cm x 3 cm boyutlarındaki durulanmış kumaş platformun merkezine yerleştirilmiştir. Çoklu damgalama işleminin amacı elektrot parçalarındaki iletkenliği artırmaktır. Elektrotlardaki ohmik kontaktın geliştirilmesi için, sensörün elektrot kısmına 90/10 oranlarındaki gümüş/gümüş klorid yapıştırıcı

ve yüksek elektrik iletkenliğe sahip tek taraflı yapışkan bant uygulanmıştır. Geliştirilen sensör, gümüş nano partiküllerde meydana gelen direnç değişikliğine göre farklı parmak esneme hareketleri hakkında algılama bilgileri verebilecektir.

Sensör testleri için eldiven formunda bir yapı geliştirilmiştir. Sensör ünitesi eldiven üzerinde işaret parmağının proksimal interfalanksiyal eklemi üzerine denk gelecek şekilde dikilmiştir (Şekil 1.48). Bu bölge maksimum 120° esneme açısına sahiptir.



Şekil 1.48 İşaret parmağı üzerine sensör ünitesi dikilmiş eldiven prototipi (Yuen ve ark., 2014)

Sensörle yapılan denemeler sonucunda, geliştirilen sensörün dinamik bölgesinin silikon bazlı ve kağıt esaslı sensörlerin çok üzerinde olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Bununla birlikte, grafen nanoselüloz nanokağıt sensörle kıyaslandığında geliştirilen sensörün dinamik bölge aralığı dardır. Spor giysilerdekine benzer daha esnek pamuklu kumaşlar kullanılarak sensörün dinamik bölgesinin genişletilebileceği düşünülmektedir.

Genel olarak bakıldığında kauçuk damga, dijital tartım aleti ve petri kabı gibi basit araçlar kullanılarak sensör üretiminin yapıldığı damgalama metodu gibi yeni bir metot uygulanmıştır. Böylece, kumaş bazlı mikro elektromekanik sensör üretiminin karışıklığı azaltılmış ve silikon gibi konvansiyonel yollarla karşılaştırıldığında daha düşük maliyetli bir araç bulunmuştur. Üstelik, tekstil esaslı sensörlerin konforlu olma özelliğinden dolayı özellikle biyomedikal mühendisliğinde yararlı olabileceği ve bir çok sisteme entegre edilebilme potansiyeline sahip olduğu belirtilmiştir.

BÖLÜM İKİ

MATERYAL VE METOT

Tez çalışması kapsamında, diz osteoartrit tedavisinde kullanılmak üzere akıllı bir dizlik tasarımı yapılması hedeflenmiştir. Geliştirilen dizlik ticari olarak erişilebilir durumda olan bir TENS cihazı ile birlikte kullanılacaktır. Bu amaçla, öncelikle TENS cihazı ile uyumlu çalışabilecek özelliklerde tekstil elektrotları tasarlanmış ve üretilmiştir. Tekstil elektrotlarının üretiminde zemin kumaşı olarak pamuklu dokuma kumaş, poliester dokuma kumaş; elektrot yüzeyinin oluşturulması için gümüş kaplama iplikler ve üretim yöntemi olarak da örme, dikiş ve nakış teknolojileri kullanılmıştır. Elektrot üretiminin ardından, geliştirilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri ölçülmüş ve elektrotlar denekler üzerinde test edilmiştir. Aynı zamanda, elektrotlar yıkama testlerine de tabi tutulmuş ve belli yıkama döngüleri sonrasında elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri tekrar ölçülerek ve denekler üzerindeki denemeler tekrarlanarak performanslarında meydana gelen değişimler takip edilmiştir. TENS elektrotu olarak kullanılmak üzere en uygun elektrot tespit edildikten sonra dizlik tasarımları yapılmış ve prototipler üretilmiştir. Özetle, materyal ve metot bölümlerinde tekstil elektrotu ve dizlik üretiminde kullanılan iplikler, kumaşlar, kablolar, konektörler ve iletken yapıştırıcılar; elektriksel direnç ölçümünde kullanılan cihaz ve yöntemler; yıkama testleri ve deneklere uygulanan testler ile ilgili detaylı bilgi verilmiştir.

2.1 Materyal

2.1.1 Tekstil Elektrot Üretiminde Kullanılan İplikler

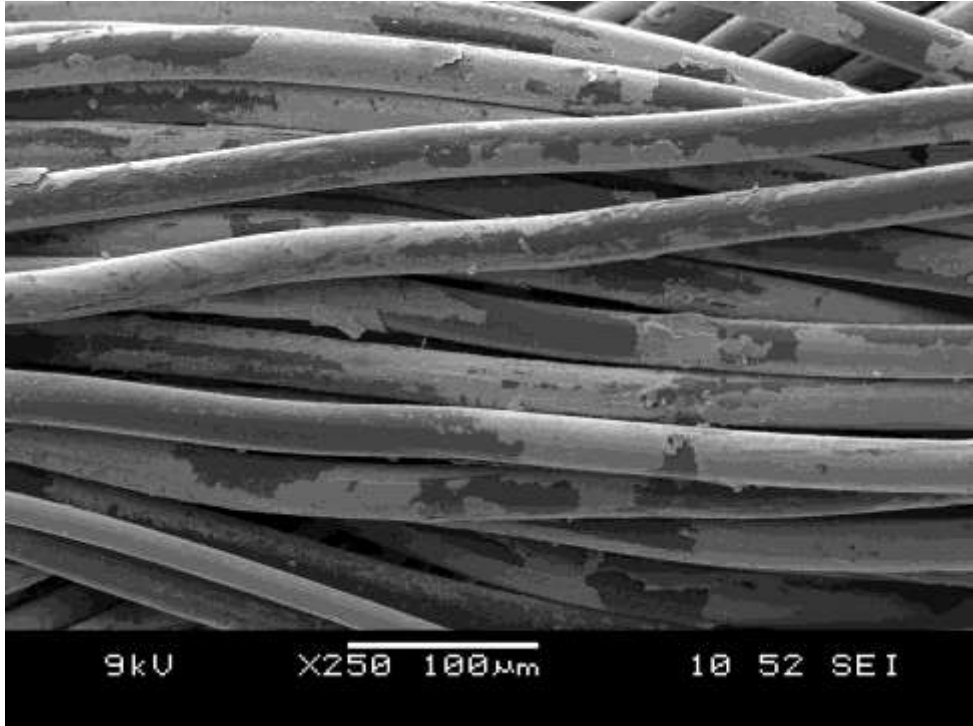
Yapılan literatür incelemesi sonucunda iletken tekstil yapılarının üretiminde karbon lifleri, bakır lifleri, paslanmaz çelik lifleri ve bu liflerden üretilmiş iplikler ve karışımları, bakır ya da gümüş iyonları ile metalize edilmiş iplikler, nikel kaplama iplikler gibi farklı yöntemlerle iletkenlik kazandırılmış ipliklerin kullanıldığı görülmüştür. Ancak son zamanlarda iletken tekstil yapılarının üretiminde en çok

tercih edilen iplik türü gümüş kaplama ipliklerdir. Bu nedenle, tez çalışmasında tekstil elektrot üretim süreçleri için gümüş kaplama iplikler kullanılmıştır.

Aşağıdaki bölümlerde, kullanılan iletken ipliklere ait elektriksel direnç değerleri ve iplik numaraları gibi genel bilgiler verilmiştir. Ayrıca işlem görmemiş ipliklere ait yüzey özellikleri JEOL marka JSM-6060 model numaralı taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenerek ilgili bölümlerde sunulmuştur.

2.1.1.1 Statex Shieldex İletken İpliği

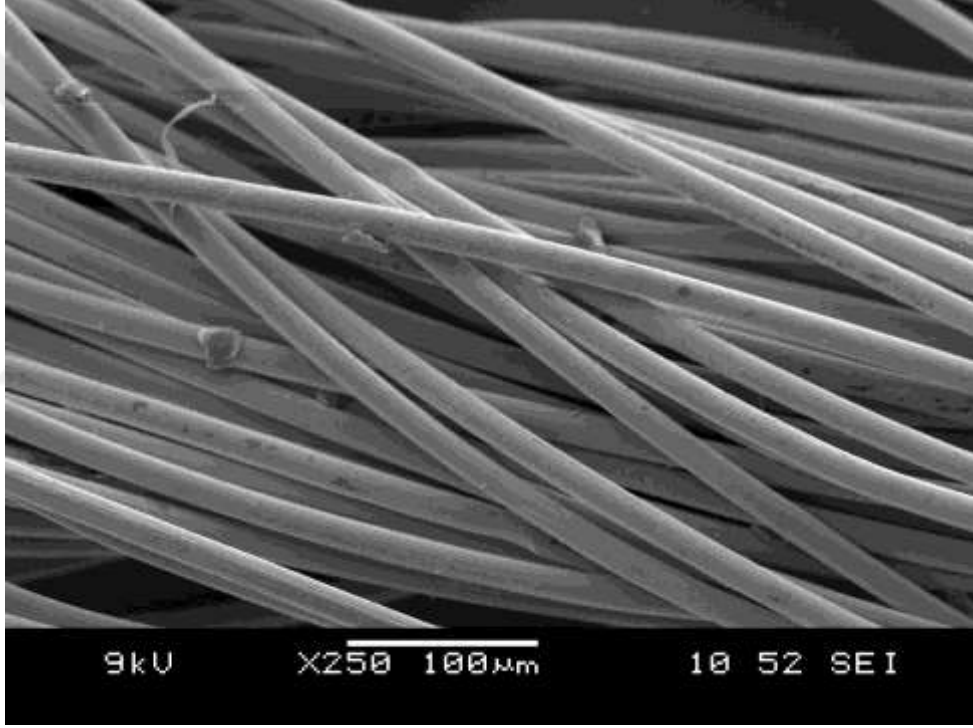
Statex firması farklı iplik numaralarında gümüş kaplı poliamid iplikler üretmektedir. Üretilen iplikler monofilament, multifilament ve bükümlü iplik formundadır. Firma temsilcileri ile yapılan görüşmeler sonucunda, kullanılacak makine özelliklerine en uygun ipliğin 100 Ω /m elektriksel direnç değerine ve 212 denye iplik numarasına sahip multifilament iplik olduğuna karar verilmiştir. Kullanılan ipliğe ait SEM görüntüsü Şekil 2.1’de görülmektedir.



Şekil 2.1 Statex/Shieldex ipliğe ait SEM görüntüsü

2.1.1.2 X-Static İletken İpliği

X-Static firması, lif üzerine gümüş molekülleri uygulayarak iletken iplik elde etmektedir. Üretim esnasında lif üzerine gümüş moleküllerinin kaplanması yerine lif ile gümüş molekülleri arasında bağ oluşumu sağlanmaktadır. Bu şekilde gümüş moleküllerinin lif yüzeyinden ayrılması zorlaşmakta ve stabilite artmaktadır. Tez çalışmaları kapsamında 150 Ω /m elektriksel direnç değerine sahip 310 denye kalınlığında iplik kullanılmıştır. Kullanılan ipliğe ait SEM görüntüsü Şekil 2.2’de görülmektedir.

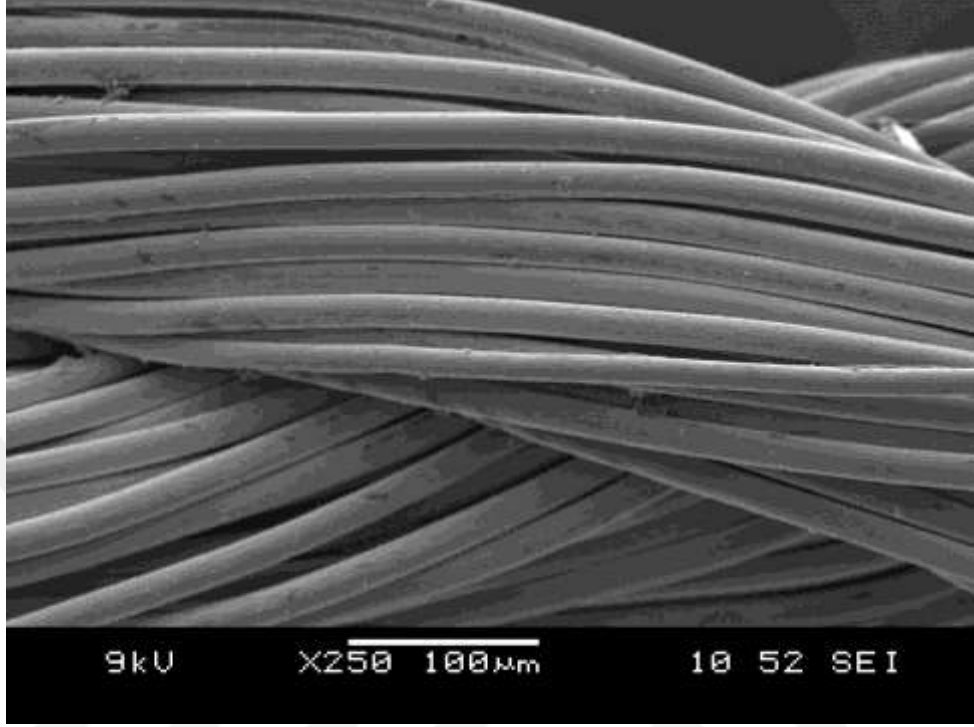


Şekil 2.2 X-Static ipliğe ait SEM görüntüsü

2.1.1.3 X-Silver İletken İpliği

X-Silver iplik de X-Static ipliğe benzer biçimde gümüş moleküllerinin iplik yüzeyine bağlanması ile üretilmektedir. Bu üretim teknolojisi sayesinde tekstil liflerinin dokunsal özellikleri korunurken, yüzeylerinde oluşturulan gümüş tabaka sayesinde elektriksel iletkenlik kazandırılmış olur. Tez çalışmaları kapsamında X-Silver firmasının 110 Ω /m elektriksel direnç değerine sahip 369 denye

kalınlığındaki ipliği kullanılmıştır. Kullanılan ipliğe ait SEM görüntüsü Şekil 2.3’de görülmektedir.



Şekil 2.3 X-Silver ipliğe ait SEM görüntüsü

2.1.2 Tekstil Elektrot Üretiminde Kullanılan Zemin Kumaşları

Tez çalışmasının ilk aşamasında farklı iletken iplik ve zemin kumaşı kombinasyonları denenerek tekstil elektrot üretimi yapılmıştır. Elektrot zemin kumaşı olarak pamuk ve poliester olmak üzere iki farklı kumaş denenmiştir. Çalışmada kullanılan kumaşlara ait özellikler Tablo 2.1’de verilmiştir.

Tablo 2.1 Kullanılan elektrot zemin kumaşlarının özellikleri

Kumaş çeşidi	Pamuklu kumaş	Poliester kumaş
İplik tipi	% 100 pamuk	% 100 poliester
Örgü	2/2 sağ dimi	Bezayağı
Atkı sıklığı (tel/cm)	36	52
Çözümlü sıklığı (tel/cm)	26	32
Gramaj (g/m ²)	300	245

2.1.3 Dizlik Üretiminde Kullanılan Zemin Kumaşı

Farklı özelliklerde elektrotlar üretilerek denemeler yapıldıktan sonra; en uygun iplik, üretim yöntemi ve desene karar verilmiştir. Ardından, tez çalışmasının asıl amacı olan dizlik üretim sürecine geçilmiştir. Elektrot üretiminde kullanılan kumaşlar dizlik üretimi için uygun özelliklerde olmadığından dizlik üretiminde farklı bir kumaş kullanılmıştır. Dizlik zemin kumaşı olarak kullanılan kumaş 150 gr/m² ağırlığa sahip %100 poliester lamine bir kumaştır. Zemin kumaşına, 30 gr/m² ağırlığındaki çözgümlü örme kumaş ile 1,7 mm kalınlığında alev süngeri laminasyonu uygulanmıştır. Laminasyonda kullanılan süngerin hammaddesi poliüretan, yoğunluğu ise 26 dansitedir. Sünger yoğunluğu 26 dansite olduğu için diğer laminasyonu çeşitlerine göre daha kalitelidir. Süngerin kumaşa yapıştırılması alev makinesinde sünger eritilerek yapıldığından, kumaşın su ile temasında çözülmecek özelliktedir.

2.1.4 TENS Cihazları

Geliştirilen elektrotlar ve dizliklerle birlikte kullanılmak üzere biri analog biri dijital olmak üzere taşınabilir tip iki farklı TENS cihazı kullanılmıştır.

Kullanılan analog TENS cihazı Better Life Devices markasının BLD T250 model TENS cihazıdır. Bu cihaz 2 kanala sahiptir ve aynı anda 4 elektrot bağlantısına olanak vermektedir. Cihaz tarafından asimetrik bifazik kare dalga üretilmektedir. Frekans 2-150 Hz, dalga boyu ise 40-260 milisaniye aralığında ayarlanabilir. Çıkış gerilimi iki pik arasında 0-48 Volt arasında değişiklik göstermektedir. Konvansiyonel, burst ve modülasyon modu olmak üzere 3 farklı TENS modundan biri seçilerek tedavi uygulanabilir. Cihaz bir adet 9 Voltluk pille çalışmaktadır.

Dijital TENS olarak ise StimTec marka dijital TENS cihazı kullanılmıştır. Bu cihaz da analog olana benzer biçimde 2 kanala sahiptir ve aynı anda 4 elektrot bağlantısına olanak vermektedir. Cihaz tarafından simetrik bifazik kare dalga, asimetrik bifazik kare dalga ve monofazik kare dalga üretilmektedir. Frekans

1-150 Hz, dalga boyu ise 50-250 milisaniye aralığında ayarlanabilir. Dijital TENS cihazı kullanılarak hastaya 0-100 mA arasında akım uygulanabilmesi mümkündür.

2.1.4.1 TENS Modları

Genlik ve frekans değerleri değiştirilerek 5 farklı modda TENS tedavisi uygulanabilmesi mümkündür. Bu modlar; konvansiyonel TENS, akupunktur benzeri TENS, kısa-yoğun TENS, patlayıcı (burst) TENS ve modülasyon TENS modları olarak adlandırılmaktadır (Buran, 2002).

Konvansiyonel TENS kısa süreli ve yüksek frekanslıdır ve hastalar tarafından en kolay tolere edilebilen TENS modu olarak bilinmektedir. Akupunktur benzeri TENS uzun süreli ve düşük frekanslı uygulanır ve akupunktur tedavisine olan benzerliği sebebiyle bu isimle adlandırılmıştır. Kısa-yoğun TENS uzun sürelerde ve yüksek frekanslarda uygulanır. Tedavi süresince verilen akım diğer modlara göre daha yüksektir ve tetiklemeye sebep olabilecek yoğunluktadır. Akupunktur benzeri TENS ve kısa-yoğun TENS de konvansiyonel TENS'e benzer bir şekilde hastalar tarafından rahatlıkla tolere edilebilmektedir. Burst TENS düşük frekanslı kesikli akımlar şeklinde uygulanır. Tedavi hasta tarafından rahatlıkla tolere edilememekte, hastanın dayanabileceği akım şiddetinde uygulanmaktadır. Modülasyon TENS modunda ise tedavi süresince normalde klinisyen tarafından ayarlanan değerler elektronik olarak rastgele ayarlanır. Bu nedenle modülasyon ismini almıştır (Belanger, 2008).

Tez çalışması kapsamında, TENS cihazı atım süresi 70 ms ve atım frekansı 100 Hz olacak şekilde ayarlanmış ve konvansiyonel modda kullanılmıştır.

2.1.5 Bağlantı Amaçlı Kullanılan Kablolar

Tez çalışmasında, elektrotlar ile TENS cihazı arasındaki bağlantıyı sağlamak üzere polivinil klorür kaplı çok damarlı düşük kesitli iletken kablolar kullanılmıştır. Kullanılan kablolar çok damarlı olması sebebiyle daha esnektir ve kolay şekil alabilmektedir. Aynı zamanda, bu kabloların direnci elektrot direncinden daha düşük

olduğu için oluşturulan devreye ilave bir direnç katmamaktadır. Bu kablo tipi tercih edilerek, kablo içerisindeki damarların elektrot yüzeyine eşit oranda dağıtılması sağlanmış ve ayrıca kablo kırılmalarının da önüne geçilmesi hedeflenmiştir.

2.1.6 Bağlantı Amaçlı Kullanılan İletken Yapıştırıcı

Tez çalışmasının ilk aşamalarında elektrot yüzeyine kabloların yerleştirilebilmesi için Pulsar Kimya'dan temin edilen pasta formundaki epoksi bazlı elektriksel iletken yapıştırıcı kullanılmıştır. Bu yapıştırıcı 150°C sıcaklıkta 5 dakikada donabileceği gibi daha uzun süre beklenildiği takdirde ortam sıcaklığında da donabilmektedir. Isıl dayanımı -40°C ile 150°C arasında değişmektedir. Kontak direnci 0.0005 Ω 'dur ve kullandığımız iletken iplikler gibi ısıya duyarlı komponentlerin yapıştırılması için kullanılmaktadır.

2.2 Metot

2.2.1 Tekstil Elektrotlarının retimi

2.2.1.1 Örme Teknolojisi Kullanılarak Elektrot retimi

Tez çalışmamız kapsamında öncelikli olarak örme teknolojisi ile yüzey elde edilmesi üzerine odaklanılmıştır. Örme denemelerinde, 10 ve 12 gauge V yataklı düz örme makineleri kullanılarak Statex Shieldex iplik ile farklı sıklıklarda ve farklı boyutlarda altı çift numune üretilmiştir. Üretilen numunelere ait üretim parametreleri Tablo 2.2'de verilmiştir.

Tablo 2.2 Örne kumaş numuneleri üretim parametreleri

Numune no.	Makine sıklığı	Örgü tipi	Sıra sayısı	Çubuk sayısı	Boyut	
					En (cm)	Boy (cm)
1	12	Rib örgü	45	40	4.7	7.3
2	12	Rib örgü	41	50	6.7	6.6
3	10	Rib örgü	46	50	4.4	6.0
4	10	Rib örgü	41	40	3.5	5.2
5	10	Rib örgü	50	80	6.6	5.7
6	10	Düz örgü	50	80	5.5	5.5
7	10	Düz örgü	50	80	5.5	5.5
8	10	Rib örgü	50	80	6.3	5.7
9	10	Rib örgü	41	40	3.5	5.0
10	10	Rib örgü	46	50	4.1	5.8
11	12	Rib örgü	45	40	4.7	7.3
12	12	Rib örgü	41	50	6.7	6.6

Bağlantı amacıyla kullanılmak üzere kumaş numunelerinin birer ucunda belli uzunluklarda iplikler bırakılmıştır.

2.2.1.2 Dikiş Teknolojisi Kullanılarak Elektrot Üretimi

Dikiş işlemi için JUKI DDL-5550N-3 model 301 tipi düz dikiş makinesi kullanılmıştır. Makinede dikiş sıklığı 3 dikiş/cm olarak belirlenmiştir.

Çalışma kapsamında dikiş teknolojisi ile elektrotlar üretilirken direnç değerlerini değiştirebilmek amacıyla farklı desenler çalışılmıştır. Bu desenler kesişimli sık, kesişimli orta, kesişimli seyrek, kesişimsiz sık, kesişimsiz orta ve kesişimsiz seyrek olarak adlandırılmışlardır. Kesişimli olarak ifade edilen tasarımlarda önce yatay doğrultuda dikişler, ardından bu dikişlerin üzerine dikey doğrultuda dikişler yapılmıştır. Kesişimsiz tasarımlarda ise dikişler yalnızca yatay doğrultuda bulunmaktadır. Kesişimli ve kesişimsiz olarak ikiye ayrılan desenler ayrıca dikiş yoğunluğuna göre de sık, orta ve seyrek olarak üç farklı kategoriye daha ayrılmışlardır. Sık desenlerde dikiş hatları arasında boşluk bulunmamakta, orta yoğunluktaki desenlerde dikiş hatları arasında 2 mm, seyrek desenlerde ise dikiş hatları arasında 4 mm boşluk bulunmaktadır.

2.2.1.3 Nakış Teknolojisi Kullanılarak Elektrot Üretimi

Nakış işlemleri iletken nakış ipliği X-Silver kullanılarak Tajima TFGN model nakış makinesinde gerçekleştirilmiştir. Nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlar kesişimli sık ve kesişimsiz sık desenlerde olmak üzere üçer çift üretilmiştir.

2.2.2 Dizlik Üretimi

Elektrot denemeleri tamamlandıktan ve TENS elektrotu olmak üzere en uygun elektrot seçildikten sonra dizlik prototip çalışmalarına başlanmıştır. Piyasada bulunan dizlikler incelenerek dizlik tasarımları gerçekleştirilmiştir. Dizlik üzerinde bulunan elektrot konumları Dokuz Eylül Üniversitesi Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Yüksekokulu bünyesinde bulunan uzmanların görüşleri alınarak ve ilgili literatürler incelenerek belirlenmiştir. Üç farklı tasarımda toplam dört adet dizlik prototipi üretilmiştir.

2.2.3 Elektrot Karakterizasyonu

Tez çalışması kapsamında elektriksel uyarım için kullanılan transkütanöz elektriksel sinir stimülasyonu (TENS) cihazı maksimum 100 mA akım üretmektedir ve bu akım miktarı ağrı iletiminin kesilmesini sağlamak için ihtiyaç duyulan akım miktarını fazlasıyla karşılamaktadır. Bazı çalışmalarda iletken iplikler ısı üretimi için kullanılmasına rağmen, bu çalışmada asıl amaç ısı üretmek yerine elektrik akımının elektrot yüzeyinde düzgün bir biçimde dağılmasını sağlamaktır. Bununla birlikte, bu çalışmada geliştirilen tekstil elektrotlarının uygulanan farklı akım şiddetlerinde nasıl davrandıkları ve ısınıp ısınmadıkları bilinmemektedir. Bu nedenle geliştirilen elektrotlara farklı şiddetlerde akımlar uygulanarak elektrotlarda meydana gelen sıcaklık değişimi ölçülmüştür. Ölçümler için, nakış yöntemi ile kesişimli sık desende üretilen tekstil elektrotları kullanılmıştır.

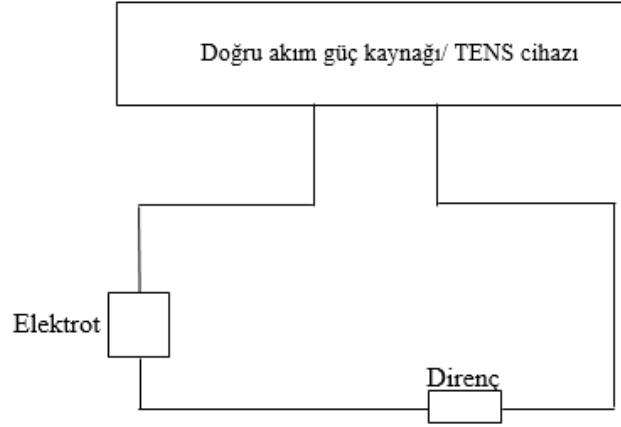
Ölçümler için, X-Silver marka iletken iplik kullanılarak üretilen tekstil elektrotlarına ve kıyaslama yapılabilmesi için standart kendinden yapışkanlı hidrojel elektrotlara hem Stimtec marka TENS cihazı hem de Wayne Kerr PDD3502A (35 V, 2A) doğru akım güç kaynağı kullanılarak akım verilmiştir. Ölçümler için oluşturulan devrenin tamamlanabilmesi ve vücut direncinin simüle edilebilmesi için elektrotlar arasına 1.55 M Ω 'luk bir direnç bağlanmıştır. Ölçümler esnasında kullanılan elektrotlar Şekil 2.4'te görülmektedir. Uygulanan akıma bağlı olarak elektrotlar üzerinde meydana gelen sıcaklık değişimleri Artech A350 infrared termometre kullanılarak gözlemlenmiştir. İnfrared termometre, kullanım kılavuzunda belirtilen ölçüler dikkate alınarak numunelerden 60 cm uzağa yerleştirilmiştir (Şekil 2.5). Kullanım koşullarının gerçekçi bir biçimde simüle edilebilmesi için ölçümler oda koşullarında gerçekleştirilmiştir. Ölçümler esnasında kullanılan ölçüm düzeneği Şekil 2.6'da sunulmuştur.



Şekil 2.4 Ölçümler esnasında kullanılan tekstil elektrotu (solda) ve konvansiyonel elektrot (sağda)
(Kişisel arşiv, 2017)



Şekil 2.5 İnfrared termometre üzerinde bulunan, ölçüm uzaklığı ayarını gösteren şema (Kişisel arşiv,
2017)



Şekil 2.6 Akım-sıcaklık değişiminin gözlemlenebilmesi için kullanılan ölçüm düzeneği

Tüm ölçümler anlık yapılmış, akım değeri yükseltildiği anda infrared kamera kullanılarak elektrot yüzeyindeki sıcaklık değerleri ölçülmüştür. TENS cihazı kullanılarak yapılan ölçümlerde cihazın verebileceği maksimum akım değerleri olan 100 mA değerinde akım, ortalama tedavi süresi olan 20 dakika boyunca elektrotlar üzerinden geçirilmiş ve 20 dakika sonunda sıcaklık değerleri ölçülmüştür.

2.2.4 Elektriksel Direnç Ölçüm Testleri

Tasarlanan elektrotların ve dizliğin performansının değerlendirilebilmesi ve aralarındaki farklılıkların gözlemlenebilmesi için farklı denemeler yapılmıştır. Objektif bir değerlendirme yapılabilmesi açısından, tasarlanan elektrotlara ait direnç değerleri Thurlby 1503 dijital multimetre kullanılarak önceden belirlenmiş 20 noktadan ölçülmüştür. Son dizlik prototipleri üzerinde yapılan ölçümlerde, iletken iplikle oluşturulan bağlantı yollarına ait elektriksel direnç değerleri de ölçülmüştür. Ölçümler öncesinde elektrotlar, 20 ± 2 °C ve 65 ± 2 bağıl nem değerlerine sahip laboratuvar koşullarında 24 saat bekletilerek kondisyonlanmıştır.

Elektriksel direnç değerleri yıkamadan önce ve 1, 5 ve 10 yıkamadan sonra ölçülerek kaydedilmiş ve değerlendirilmiştir.

2.2.5 Yıkama Testleri

Üretilen elektrotlar ve nihai ürün olarak geliştirilen dizliğin konvansiyonel tekstil ürünleri gibi yıkanabilmesi beklenmektedir. Direnç değerlerinin tekrarlı yıkama döngülerinden ne şekilde etkilendiğini gözlemlemek üzere geliştirilen elektrotlar ve son dizlik prototipleri ev tipi yıkama testlerine tabi tutulmuştur. Yıkama işlemleri TS 5720 EN ISO 6330-2002 6A standardı referans alınarak ev tipi çamaşır makinesinde, 30 °C ana yıkama sıcaklığında, 4 g/l ev tipi deterjan kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Yıkama işlemine tabi tutulan numuneler %100 PES dolgu kumaşı kullanılarak 2 kilograma tamamlanmıştır. Kullanılan makinede yıkama prosesi 43 dakika sürmektedir ve sıkma devri 600 devir/dakikadır. Yıkama işlemlerinden sonra numuneler sererek kurutulmuştur.

2.2.6 Subjektif Denemeler

Vücuda elektrik iletiminin değerlendirilebilmesi için, tasarlanan elektrotlar BLD T250 model TENS cihazına bağlanmış ve denemeler yapılmıştır. Denemeler sağ iç kol üzerinde ilk elektrot bilekten 5 cm içeriye, ikinci elektrot bilekten 15 cm içeriye yerleştirilerek yapılmıştır.

Dizlik üzerinde yapılan denemelerde ise dizlikler, üretilen prototiplerin referans noktası olarak belirlenen orta nokta patella üzerine gelecek şekilde deneklerin sağ bacaklarına yerleştirilmiştir. Dizlik prototipleri ile yapılan subjektif denemeler olası günlük kullanım koşullarının simüle edilebilmesi için hem ayakta hem de oturma pozisyonunda gerçekleştirilmiştir. Dizlik kullanılarak yapılan denemelerde Stimtec2 marka dijital TENS cihazı kullanılmıştır.

Numuneler aynı zamanda tekrarlı yıkama döngülerinden de geçirilmiştir ve denemeler hem yıkamadan önce hem de 1, 5 ve 10. yıkamalardan sonra olmak üzere 4 kez tekrarlanmıştır.

Subjektif denemeler 2'si kadın 1'i erkek olmak üzere 3 gönüllü üzerinde gerçekleştirilmiştir. Gönüllüler çalışmanın araştırma ekibindedir. Bireylerin yaşları 28-52, boyları 165-187 cm ve vücut ağırlıkları 60-88 kg aralığında değişkenlik göstermektedir. Gönüllülerin herhangi bir sağlık problemleri bulunmamaktadır.

Subjektif denemeler esnasında TENS cihazı aracılığıyla cilde akım verilmiş ve gönüllüler elektrik akımını hissettiği anda cihaz üzerinde okunan değer kaydedilmiştir.

2.2.7 Sonuçların Değerlendirilmesi

Çalışmada geliştirilen elektrotlar ve dizliklere ait elektriksel direnç ölçüm ve subjektif deneme sonuçları IBM SPSS Statistics 22 ve Microsoft Office Excel 2016 paket programları kullanılarak değerlendirilmiştir.

Ölçümler sonucunda elde edilen elektriksel direnç değerleri ve subjektif denemeler sırasında kaydedilen akım değerleri ile ilgili tanımlayıcı istatistiklerden faydalanılmıştır. Yıkama işlemi, desen tipi, üretim tekniği gibi faktörlerin elektriksel direnç değerleri üzerine etkisi ANOVA varyans analizi kullanılarak $\alpha = 0,05$ önem seviyesinde incelenmiştir. Değerlendirmeler için varyans analizi tabloları, ikili ve çoklu karşılaştırma tabloları, güven aralıkları oluşturulmuştur. Aynı zamanda yıkama işlemleri sonrasında elektriksel direnç değerlerinin ve subjektif denemeler sırasında kaydedilen akım değerlerinin değişimlerinin gözlemlenebilmesi için çizgi ve kutu grafikleri kullanılmıştır.

BÖLÜM ÜÇ

BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu çalışmada farklı iletken iplikler ve farklı üretim yöntemleri kullanılarak farklı desenlerde ve dikiş yoğunluklarında TENS elektrotları geliştirilmiş ve bu elektrotlar üzerinde elektriksel direnç ölçümleri, subjektif denemeler ve elektrot karakterizasyonu çalışmaları yapılmıştır. Yapılan analizler ile iletken ipliklerin, üretim yöntemlerinin ve kullanılan desenin üretilen elektrot performansı üzerine etkisi incelenmiştir. Aynı zamanda, elektrotlar yıkama testlerine tabi tutulmuş ve yıkama işleminin de performans üzerindeki etkisi incelenmiştir. TENS elektrotu olarak kullanılabilen en uygun elektrot belirlendikten sonra elektrotlar bir dizlik içerisine entegre edilerek benzer testler dizlik için de tekrar edilmiştir. Elektrot ve dizlik tasarım ve üretim süreçleri, elektrot karakterizasyon sonuçları, elektriksel direnç ölçümlerine ait istatistiksel değerlendirmeler ve subjektif deneme sonuçları bu bölümde değerlendirilmiştir.

3.1 Elektrot Tasarımı ve Üretimi

3.1.1 Örme Teknolojisi Kullanılarak Elektrot Tasarımı ve Üretimi

Örme numunelerinin üretimi 10 ve 12 gauge V yataklı düz örme makinelerinde Statex Shieldex iplik kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Farklı sıklıklarda ve farklı boyutlarda altı çift numune üretilmiştir. Üretilen numunelere ait örnek görüntüler Şekil 3.1'de, kumaş özellikleri ise Tablo 3.1'de verilmiştir.



Şekil 3 1 Statex Shieldex iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait örnek görüntüler (Kişisel arşiv, 2017)

Tablo 3.1 Örme kumaş numuneleri özellikleri

Numune no.	Gramaj (toplam) (gr)	Gramaj (uçtaki iplikler) (gr)	Gramaj (net) (gr)	Uç iplik uzunluğu (cm)	Boyut (cm)	
					En	Boy
1	0.962	0.030	0.932	49.9	4.7	7.3
2	1.160	0.045	1.115	73.8	6.7	6.6
3	0.953	0.012	0.941	19.5	4.4	6.0
4	0.685	0.031	0.654	51.6	3.5	5.2
5	1.422	0.028	1.394	45.2	6.6	5.7
6	1.487	0.050	1.437	82.2	5.5	5.5
7	1.486	0.042	1.444	69.2	5.5	5.5
8	1.393	0.031	1.362	50.3	6.3	5.7
9	0.679	0.039	0.640	63	3.5	5.0
10	0.915	0.012	0.903	20.7	4.1	5.8
11	0.962	0.030	0.932	49.9	4.7	7.3
12	1.160	0.045	1.115	73.8	6.7	6.6

Bağlantı amacıyla kullanılmak üzere kumaş numunelerinin birer ucunda belli uzunluklarda iplikler bırakılmıştır. Tasarımı ve üretimi yapılan numuneler öncelikle subjektif denemelere tabi tutulmuş ve cilde elektrik akımı iletim durumu test edilmiştir (Şekil 3.2). Numuneler üzerinden cilde akım iletiminin sağlandığı gözlemlenmiştir.

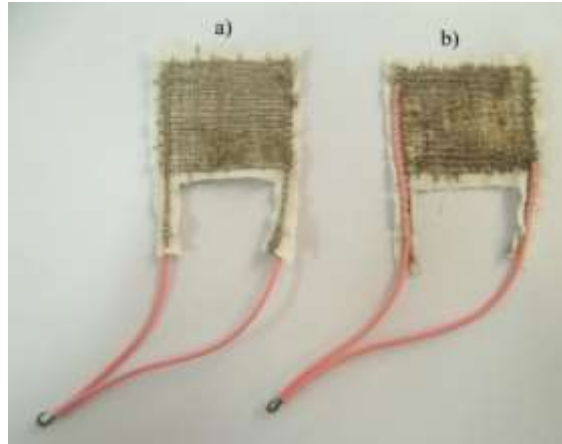


Şekil 3.2 Tekstil elektrotları kullanılarak denekler üzerinde gerçekleştirilen denemelere örnek (Kişisel arşiv, 2016)

İletim kabloları ile kıyaslandığında bağlantı amacıyla kullanılmak üzere kumaş numunelerinin uç kısımlarında bulunan iletken ipliklerin çok yüksek elektriksel direnç değerlerine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bu nedenle, bağlantı yolları için iletken iplik kullanmak yerine çok damarlı bakır kabloların kullanılması daha uygun bulunmuştur. Normal şartlarda, bakır kabloların bağlantısında genellikle lehimleme işleminden faydalanılır. Ancak kullanılan ipliğin öz kısmında erime sıcaklığı oldukça düşük olan poliamid lifleri bulunması sebebiyle yüksek sıcaklık uygulamasının gerekli olduğu lehimleme işlemi bu çalışma için uygun bir çözüm sunmamaktadır. Alternatif olarak piyasada bulunan sıradan yapıştırıcılar ile bağlantı sağlanmaya çalışılmıştır. Fakat bağlantı noktalarında değişken ve yüksek elektriksel direnç değerleri ölçülmüştür. Bu sorunu ortadan kaldırmak için çift bileşenli iletken yapıştırıcıların kullanılmasına karar verilmiş ve Elecolit marka iletken yapıştırıcı satın alınmıştır. Bu iletken yapıştırıcı ile yapılan denemeler de, stabil bir bağlantı elde edilmesine olanak vermemiştir. Bu nedenle, örme elektrotlar üzerinde elektriksel direnç ölçümü yapılmamıştır.

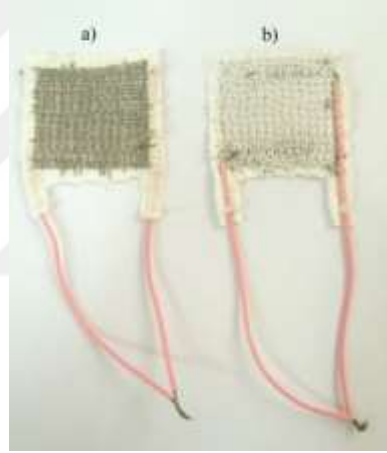
3.1.2 Dikiş Teknolojisi Kullanılarak Elektrot Tasarımı ve Üretimi

Örme teknolojisi kullanılarak yapılan elektrot üretimi denemelerinden hızlı ve verimli sonuçlar alınamaması ve kullanılan iplik numaralarının üretimde kullanılan makineler için yeterince uygun olmaması nedeniyle farklı üretim teknolojileri kullanılmasına karar verilmiştir. Bu nedenle öncelikle dikiş teknolojisi kullanılarak elektrotlar üretilmiştir. İlk denemelerde üst iplik olarak iletken iplikler, alt iplik olarak ise polyester dikiş ipliği kullanılmış ve pamuklu dokuma kumaş üzerinde 4 cm x 4 cm boyutlarında elektrot alanı elde edilmiştir. Üst iplik olarak Statex Shieldex ve X-Static iletken iplikleri kullanılmıştır. Çalışma genelinde üç farklı iletken iplik kullanılmasına rağmen, bu aşamada X-Silver iplik henüz temin edilmemiş olduğundan dikiş numunelerinin üretiminde kullanılamamıştır. Kabloların elektrot alanına dikiş yoluyla tutturulmasına karar verilmiştir. Elektrot alanı elde edildikten sonra, elektrotun iletken olmayan arka kısmının alt ve üst bölümlerine kablolar yatay olarak yerleştirilmiştir. İletim konusunda herhangi bir sorun yaşanmaması ve elektriksel akımın elektrot yüzeyi üzerinde homojen dağılması için iki adet iletim kablosu kullanılmıştır. Çok damarlı iletim kablolarının içindeki bakır tellerin elektrot yüzeyine sabitlenmesi düz dikiş makinesinde gerçekleştirilmiştir. Bu işlem sırasında elektrot üretiminde kullanılan makine ve iplik gerginlik ayarlarında herhangi bir değişiklik yapılmamıştır. Bu yöntemle elde edilen elektrot örneği Şekil 3.3'te görülmektedir.



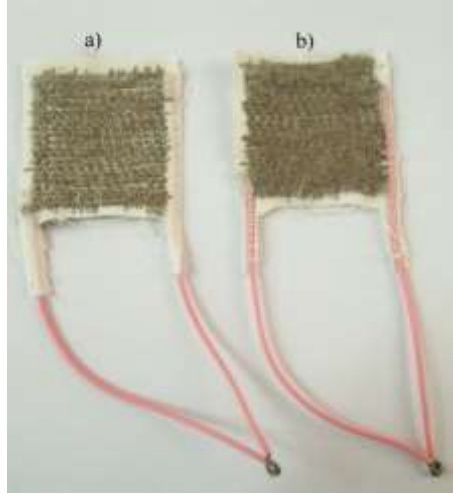
Şekil 3.3 Üst iplik olarak iletken iplik (X-Static) kullanılan iki kablolu elektrot örneği: a) önden görünüm, b) arkadan görünüm (Kişisel arşiv, 2014)

Kabloların dikiş yoluyla elektrota tutturulması esnasında herhangi bir sorunla karşılaşılmamıştır. Ancak kabloların elektrot alanına sonradan dikilmesi ilave bir işlem olup ekstra zaman ve maliyet anlamına gelmektedir. Bunun yanı sıra ilave dikiş işlemi, oluşturulan elektrot yüzey alanında bir fazlalık oluşturmakta ve yüzey homojenliğini bozmaktadır. Bu nedenle, kabloların elektrotlara sonradan tutturulması yerine elektrot üretimi esnasında yapıya doğrudan dahil edilmesinin daha uygun olacağına karar verilmiştir. Bu nedenle, yine sadece üst iplik olarak iletken ipliğin (X-Silver) kullanıldığı ve kabloların elektrot alanına elektrot üretimi esnasında entegre edildiği yeni bir elektrot numunesi üretilmiştir (Şekil 3.4). Bu yöntemin yapıştırma yöntemi ile kıyaslandığında sağlamlık ve iletkenlik açısından daha verimli olacağı düşünülmüştür.



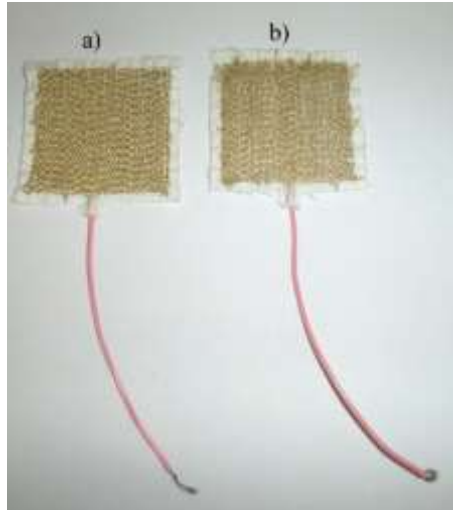
Şekil 3.4 Üst iplik olarak iletken iplik (X-Silver) kullanılan entegre iki kablolu elektrot örneği: a) önden görünüm, b) arkadan görünüm (Kişisel arşiv, 2014)

Kabloların elektrot alanına entegre edilmesi hem görüntü, hem de iletkenlik ve sağlamlık açısından daha uygun bulunmuştur. Dikiş teknolojisi ile üretilen ilk elektrotlar incelendiğinde tek yönde iletken iplik kullanılmış olmasının iletkenlik açısından sorun yaratabileceği düşünülmüş ve hem alt hem de üst iplik olarak iletken iplik kullanılmasına karar verilmiştir. Bu nedenle hem alt hem de üst iplik olarak X-Static marka iletken ipliğin kullanıldığı ve kabloların elektrot alanına entegre edildiği yeni bir elektrot numunesi üretilmiştir (Şekil 3.5).



Şekil 3.5 Hem alt hem de üst iplik olarak iletken iplik (X-Static) kullanılan entegre iki kablolu elektrot örneği: a) önden görünüm, b) arkadan görünüm (Kişisel arşiv, 2014)

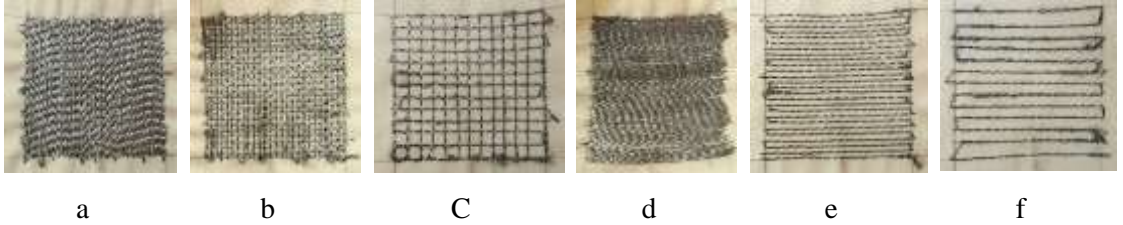
Üretilen ilk elektrotlarda elektriksel akımın elektrot yüzeyi üzerinde daha homojen dağılacığı düşünüldüğünden iki kablo kullanılmıştır. Ancak piyasada bulunan karbon elektrotlar incelendiğinde, elektrot ortasında sadece bir adet kablunun bulunduğu görülmüştür. Buradan yola çıkılarak tek kablo kullanımının yeterli olabileceği düşünülmüş ve entegre tek kablolu elektrotlar üretilmesine karar verilmiştir. Şekil 3.6'da hem alt hem de üst iplik olarak Statex Shieldex marka iletken ipliğin kullanıldığı entegre tek kablolu elektrot görülmektedir.



Şekil 3.6 Hem alt hem de üst iplik olarak iletken iplik (Statex Shieldex) kullanılan entegre tek kablolu elektrot örneği: a) önden görünüm, b) arkadan görünüm (Kişisel arşiv, 2014)

Yapılan ön denemeler sonrasında, X-Static marka iletken iplik kullanılarak farklı desenlerde ve dikiş yoğunluklarında TENS elektrotları geliştirilmesine karar verilmiştir. Elektrot zemin kumaşı olarak pamuklu dokuma kumaş kullanılmıştır. 6 cm x 6 cm boyutlarındaki kumaş üzerine 5 cm x 5 cm boyutlarında elektrotlar dikilmiştir. Dikiş işlemi için JUKI DDL-5550N-3 model 301 tipi düz dikiş makinesi kullanılmıştır. Makinede dikiş sıklığı 3 dikiş/cm olarak belirlenmiştir. Daha iyi bir iletkenlik elde edebilmek için hem alt iplik hem de üst iplik olarak iletken iplik tercih edilmiştir. TENS cihazı ile bağlantı sağlamak üzere 15 cm uzunluğunda iletim kabloları kullanılmış ve bu kabloların bir ucundan 4 cm'lik kısımlar elektrot yapının içinde kalacak şekilde dikişe dahil edilmiştir. Tüm elektrotlar çift olarak üretilmişlerdir.

Elektrot üretiminde harcanan iplik miktarını değiştirebilmek ve farklı desenlerin elektrot yüzey direnci üzerine etkisini araştırabilmek için altı farklı elektrot tasarlanmıştır. Kesişimli sık, kesişimli orta, kesişimli seyrek, kesişimsiz sık, kesişimsiz orta ve kesişimsiz seyrek desenlerde tasarlanan elektrotlar Şekil 3.7'de görülmektedir. Farklı desenlerin üretiminde X-Static iplik kullanılmıştır.



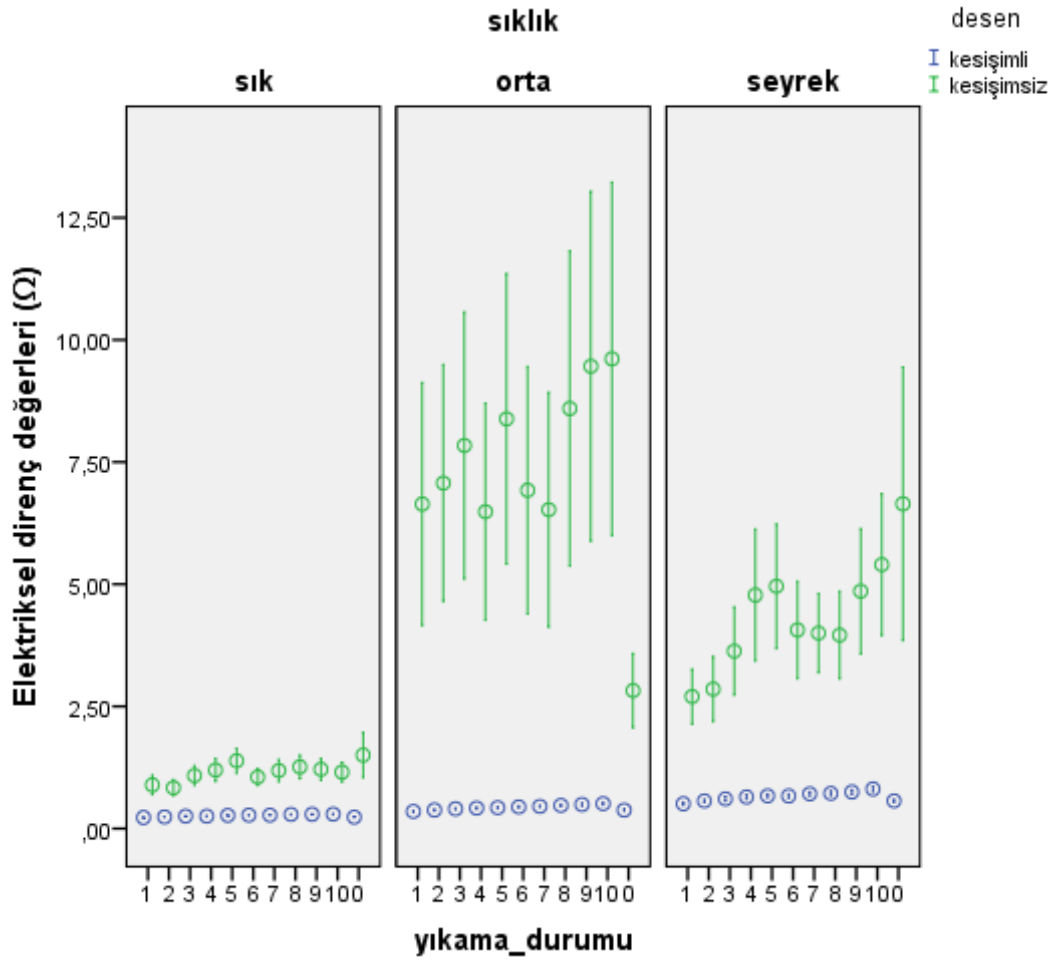
Şekil 3.7 X-Static iplik kullanılarak üretilen farklı elektrot tasarımları: a) kesişimli sık, b) kesişimli orta, c) kesişimli seyrek, d) kesişimsiz sık, e) kesişimsiz orta, f) kesişimsiz seyrek (Kişisel arşiv, 2015)

Geliştirilen elektrotların, konvansiyonel bir tekstil ürünü gibi kullanılabilmesi için yıkanabilir özellikte olması beklenmektedir. Yıkanabilirlik konusu daha önce farklı araştırmacılar tarafından da araştırılmıştır (Kannanian ve ark., 2013; Li ve ark., 2010; Zeagler ve ark., 2013). Bu çalışmalar, tez çalışmamızın gelişimi açısından yol gösterici ve fikir verici nitelikte olmasına rağmen, her çalışmada farklı iletken malzemeler ve farklı üretim teknolojileri kullanılmış olması yıkama testlerinin kendi çalışmamız için de tekrarlanması gerektiğini göstermektedir. Bu nedenle, geliştirilen

elektrotlar üzerinde öncelikle yıkama öncesi elektriksel direnç ölçümleri gerçekleştirilmiş, ardından elektrotlar yıkama testlerine tabi tutulmuş ve yıkama işlemlerinden sonra elektriksel direnç ölçümleri tekrarlanmıştır. Farklı desenlerde geliştirilen elektrotlara ait yıkama öncesi ve yıkama testleri sonrası elektriksel direnç ölçüm sonuçları Tablo 3.2’de, güven aralıkları Şekil 3.8’de, ANOVA üçlü karşılaştırma tablosu ise Tablo 3.3’te verilmiştir.

Tablo 3.2 X-Static iplik kullanılarak üretilen dikiş numunelerine ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları

Numuneler		Kesişimli sık		Kesişimli orta		Kesişimli seyrek		Kesişimsiz sık		Kesişimsiz orta		Kesişimsiz seyrek	
		1-1	1-2	2-1	2-2	3-1	3-2	4-1	4-2	5-1	5-2	6-1	6-2
Yıkamadan önce	Ort*(Ω)	0,2370	0,2325	0,3955	0,3615	0,5565	0,5795	1,7645	1,2430	2,0610	3,0480	8,8725	4,4180
	Std*	0,0320	0,0313	0,0709	0,0804	0,0879	0,1080	1,7463	1,0610	2,2053	2,5684	11,2437	4,5115
	CV*	0,1349	0,1345	0,1793	0,2224	0,1580	0,1864	0,9897	0,8536	0,8479	0,8426	1,2673	1,0212
1. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2245	0,2265	0,3595	0,3400	0,4970	0,5175	1,0405	0,7455	9,6265	3,6535	2,7115	2,6940
	Std*	0,0252	0,0315	0,0597	0,5100	0,1103	0,0901	0,7794	0,3648	9,6984	3,3412	1,4690	2,0500
	CV*	0,2245	0,2265	0,3595	0,3400	0,4970	0,5175	1,0405	0,7455	9,6265	3,6535	2,7115	2,6940
2. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2375	0,2395	0,4045	0,3542	0,5710	0,5615	0,9560	0,7135	8,4835	5,6560	2,4810	3,2295
	Std*	0,0253	0,0303	0,0550	0,0493	0,1028	0,1055	0,6673	0,2601	10,0069	3,6652	1,6461	2,4102
	CV*	0,1066	0,1267	0,1360	0,1391	0,1800	0,1880	0,6980	0,3646	1,1796	0,6480	0,6635	0,7463
3. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2555	0,2555	0,4225	0,3865	0,6263	0,6203	1,2125	0,9555	9,4910	6,1875	3,1555	4,1090
	Std*	0,0254	0,0365	0,0709	0,0502	0,1177	0,1100	0,7812	0,4276	10,7333	5,3578	2,0894	3,4006
	CV*	0,0996	0,1428	0,1677	0,1298	0,1880	0,1774	0,6443	0,4475	1,1309	0,8659	0,6621	0,8276
4. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2535	0,2525	0,4530	0,3850	0,6455	0,6480	1,3420	1,0530	7,8315	5,1375	3,9830	5,5715
	Std*	0,0281	0,0410	0,0795	0,0554	0,1525	0,1293	0,9142	0,4456	8,9327	3,9058	2,6371	5,3272
	CV*	0,1110	0,1625	0,1754	0,1439	0,2362	0,1995	0,6812	0,4232	1,1406	0,7603	0,6621	0,9562
5. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2600	0,2795	0,4570	0,3990	0,6595	0,6810	1,5160	1,2580	11,4445	5,3225	3,7065	6,2105
	Std*	0,0336	0,0545	0,0750	0,0650	0,1282	0,1232	0,9812	0,5650	11,8658	4,0827	2,6613	4,7093
	CV*	0,1291	0,1951	0,1641	0,1628	0,1945	0,1810	0,6473	0,4491	1,0368	0,7671	0,7180	0,7583
6. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2730	0,2760	0,4640	0,4215	0,6525	0,6825	1,0370	1,0740	10,2665	3,5775	4,2515	3,8780
	Std*	0,0230	0,0349	0,0764	0,0677	0,1327	0,1352	0,6155	0,4580	9,9582	2,4010	3,4780	2,7827
	CV*	0,0841	0,1263	0,1646	0,1606	0,2034	0,1981	0,5935	0,4265	0,9700	0,6711	0,8181	0,7176
7. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2775	0,2735	0,4835	0,4265	0,6720	0,7505	1,2790	1,1000	9,1140	3,9370	4,2990	3,6985
	Std*	0,0238	0,0298	0,0857	0,0537	0,1298	0,1426	0,9063	0,4604	9,8829	2,0292	2,8975	2,1213
	CV*	0,0858	0,1089	0,1772	0,1260	0,1932	0,1900	0,7086	0,4185	1,0844	0,5154	0,6740	0,5736
8. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2895	0,2885	0,4925	0,4540	0,7160	0,7240	1,3970	1,1265	12,2610	4,9315	4,4210	3,4970
	Std*	0,0272	0,0399	0,0836	0,0597	0,1587	0,1398	0,9485	0,4846	13,1105	2,8916	3,0594	2,5086
	CV*	0,0941	0,1383	0,1697	0,1315	0,2216	0,1930	0,6789	0,4302	1,0693	0,5864	0,6920	0,7174
9. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2940	0,2910	0,5210	0,4650	0,7235	0,7735	1,3345	1,0905	14,5210	4,6321	5,3175	4,3985
	Std*	0,0365	0,0409	0,1006	0,0788	0,1469	0,1319	0,8306	0,5013	13,9312	2,8800	4,4335	3,5864
	CV*	0,1241	0,1405	0,1930	0,1694	0,2031	0,1705	0,6224	0,4597	0,9594	0,6217	0,8338	0,8154
10. Yıkamadan sonra	Ort*(Ω)	0,2805	0,3105	0,5340	0,4780	0,7745	0,8465	1,2525	1,0575	13,4390	5,7845	5,6420	5,1570
	Std*	0,0291	0,0426	0,1129	0,0622	0,1724	0,1665	0,8153	0,3406	14,5255	4,4661	4,5707	4,6000
	CV*	0,1038	0,1372	0,2114	0,1301	0,2226	0,1967	0,6509	0,3221	1,0808	0,7721	0,8101	0,8920



Şekil 3.8 Dikiş teknolojisi kullanılarak farklı desen ve sıklık özelliklerinde üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri ve güven aralıkları

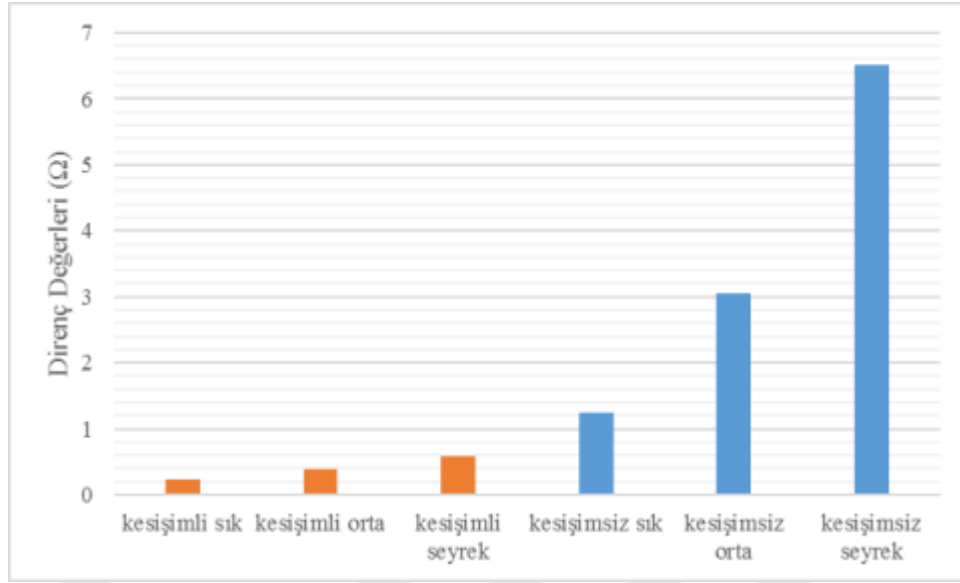
Tablo 3.3 Dikiş teknolojisi kullanılarak farklı desen ve sıklık özelliklerinde üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri için ANOVA üçlü karşılaştırma tablosu

Değişim kaynağı	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	Önem derecesi
Desen	9636,793	1	9636,793	637,557	,000
Yıkama durumu	302,446	10	30,245	2,001	,030
Sıklık	4404,400	2	2202,200	145,695	,000
Desen * Yıkama durumu	227,780	10	22,778	1,507	,130
Desen * Sıklık	3933,687	2	1966,843	130,124	,000
Yıkama durumu * Sıklık	709,609	20	35,480	2,347	,001
Desen * Yıkama durumu * Sıklık	701,830	20	35,092	2,322	,001
Hata	38891,385	2573	15,115		
Toplam	73537,096	2639			

Tablo 3.3 incelendiğinde desen, sıklık ve yıkama durumunun elektriksel direnç değerleri üzerindeki etkisinin istatistiksel olarak önemli olduğu görülmektedir ($p < 0,05$). Ancak, desen ve sıklıkla kıyaslandığında yıkama durumunun elektriksel direnç değerleri üzerine etkisini gösteren önem derecesinin daha düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu sonuca dayanılarak ikili karşılaştırmalar incelendiğinde desen ve yıkama durumu ikilisinin elektriksel direnç değerleri üzerine etkisinin istatistiksel açıdan anlamlı olmadığı anlaşılmaktadır.

X-Static iplik ve dikiş teknolojisi kullanılarak altı farklı desen tipinde üretilen elektrotlara ait yıkama öncesi ve sonrası elektriksel direnç ölçümlerinden elde edilen sonuçları gösteren Tablo 3.2 ve Şekil 3.8 desen ve sıklık farklılıklarının elektriksel direnç değerlerinde değişimlere sebep olduğunu göstermiştir. Kesişimli desenlerde, kesişim noktaları paralel bağlantılar oluşturmakta ve elektriksel direnç değerlerini düşürmektedir. Aynı zamanda, standart sapma ve varyasyon katsayısı değerleri incelendiğinde, bu desen tipinde elektriksel değerlerinin homojen bir biçimde dağıldığı gözlemlenmiştir. Yıkama öncesinde ve yıkama döngüleri sonrasında kaydedilen elektriksel direnç değerleri birbirine oldukça yakın çıkmıştır.

Toplu sonuçlara ek olarak, kesişimli ve kesişimsiz desenler arasındaki elektriksel direnç değişiminin gözlemlenebilmesi için kesişimli ve kesişimsiz desenlerde üretilen elektrotların yıkama öncesi elektriksel direnç ölçüm değerleri baz alınarak Şekil 3.9'da sunulmuştur.

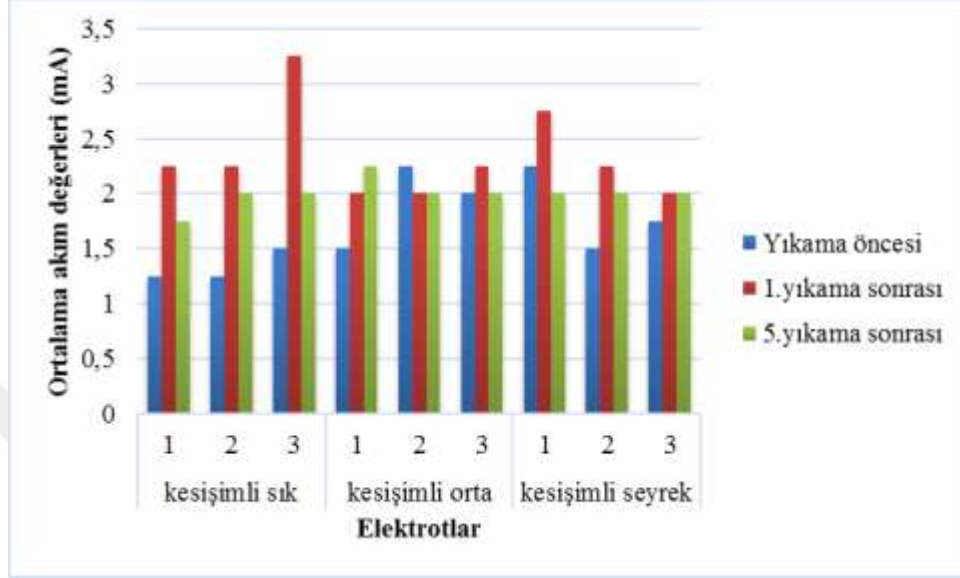


Şekil 3.9 Desen farklılıklarına bağlı olarak elektriksel direnç değerlerinde meydana gelen değişim

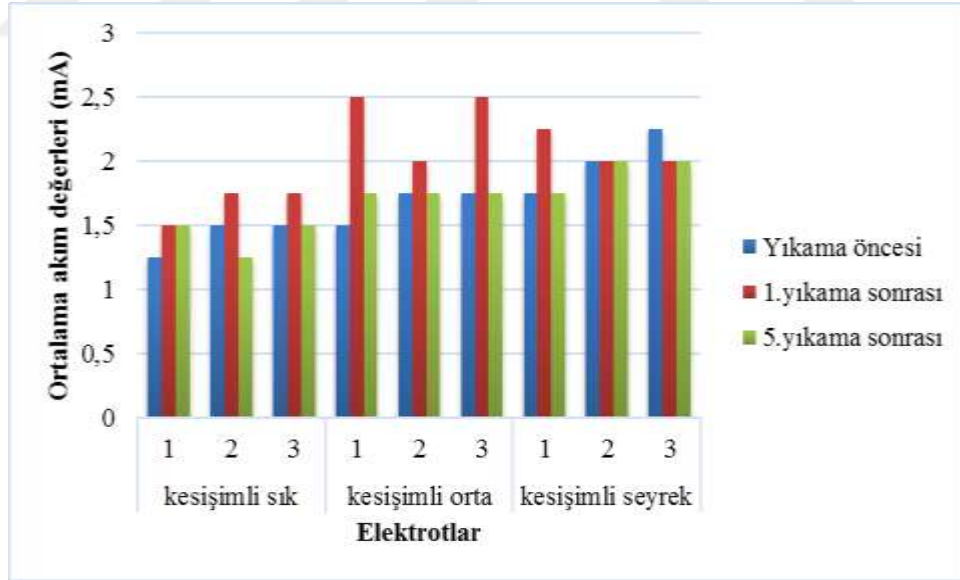
5 cm x 5 cm boyutlarındaki elektrotlar üzerinden yapılan elektriksel direnç ölçüm sonuçlarını gösteren Şekil 3.9 incelendiğinde, kesişimli desenlerde üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerlerinin 0.2-0.6 Ω arasında, kesişimsiz desenlerde üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerlerinin ise 1.2-6.5 Ω arasında değiştiği görülmektedir. Kesişimli desenler ve kesişimsiz desenler karşılaştırıldığında kesişimli desenlerde üretilen elektrotların elektriksel direnç değerlerinin kesişimsiz desenlerde üretilen elektrotlara göre oldukça düşük olduğu gözlemlenmiştir. İlâveten, desenler kendi içinde değerlendirildiğinde sık desenlerde bağlantı noktalarının fazlalığı paralel bağlantı sayısını artırarak elektriksel direnç değerlerini düşürmektedir. Şekil 3.9'dan da görüldüğü gibi, sık desenlerin elektriksel direnç değerleri en düşükken seyrek desenlerin elektriksel direnç değerleri en yüksektir.

Bu sonuçlardan yola çıkılarak, geliştirilen tekstil elektrotları arasında en uygun desenin kesişimli sık desen olduğu sonucuna varılmıştır. Aynı zamanda bu desen tipinde elektriksel direnç değerlerinin homojen bir biçimde dağıldığı gözlemlenmiştir. Bu nedenle, çalışmanın ilerleyen aşamalarında dikiş teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlarda kesişimli desenlerin kullanılmasına karar verilmiştir.

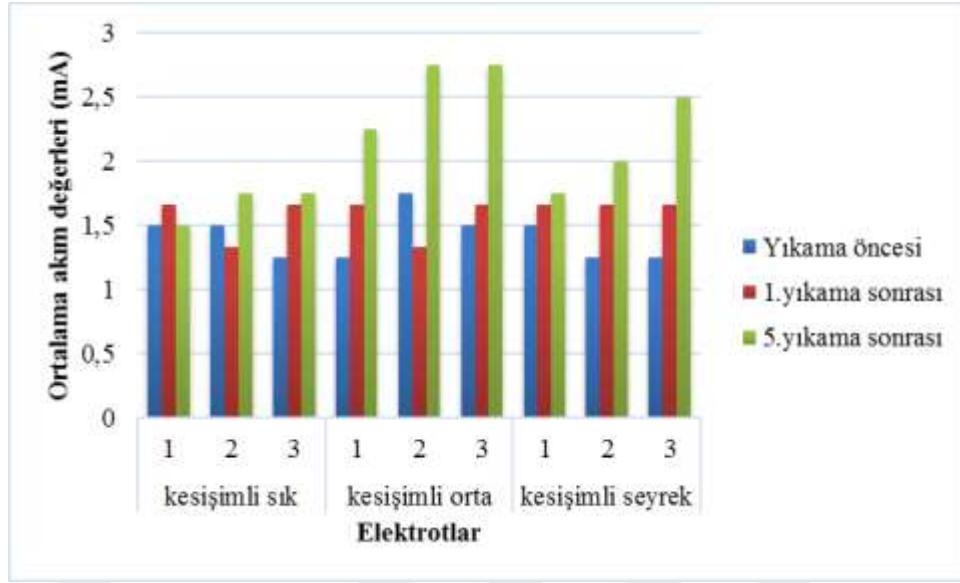
Elektrotlar üzerinde elektriksel direnç ölçümlerine ek olarak, cilde elektrik iletim durumunun değerlendirilebilmesi için subjektif denemeler de gerçekleştirilmiştir. Subjektif deneme sonuçları Şekil 3.10, Şekil 3.11 ve Şekil 3.12’de sunulmuştur.



Şekil 3.10 Statex Shieldex iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait subjektif deneme sonuçları



Şekil 3.11 X-Silver iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait subjektif deneme sonuçları



Şekil 3.12 X-Static iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait subjektif deneme sonuçları

Gönüllüler üzerinde elektrotlar yıkanmadan önce yapılan denemelerde, üretilen tüm numunelerden elektriksel uyarım alındığı kaydedilmiştir. Denekler üzerindeki denemeler tüm elektrotlar için 1. ve 5. yıkamalardan sonra tekrarlanabilmiş, ancak elektrotlar içerisine dahil edilen kablolarda meydana gelen kopmalar sebebiyle 10. yıkamadan sonra yapılamamıştır. 1. ve 5. yıkamalar sonrasında yapılan testlerde deneklerin iletimle ilgili herhangi bir sorunla karşılaşmadığı gözlemlenmiştir.

Üretilen elektrotlara yıkama testleri uygulandığında, zemin kumaşı olarak kullanılan pamuklu dokuma kumaşa çekmeler meydana geldiği görülmüştür. Bu çekmeler neticesinde 5 cm x 5 cm boyutlarında üretilen elektrotların boyutları bir miktar değişerek küçülmüştür ve bu küçülmenin elektriksel direnç değerlerinde de değişikliklere sebep olacağı düşünülmüştür. Bu problemin üstesinden gelebilmek için elektrot zemin kumaşı değiştirilerek yeni numunelerde %100 poliester dokuma kumaş kullanılmasına karar verilmiştir.

Dikiş teknolojisi kullanılarak farklı desenlerde elektrotlar üretildikten ve elektriksel direnç değerleri ve subjektif deneme sonuçları neticesinde en uygun desen belirlendikten sonra farklı iplik performanslarının test edilmesine karar verilmiştir. Bu amaçla Statex Shieldex, X-Static ve X-Silver iplik kullanılarak kesişimli sık, kesişimli orta ve kesişimli seyrek desende altışar adet elektrot üretilmiş ve elektriksel

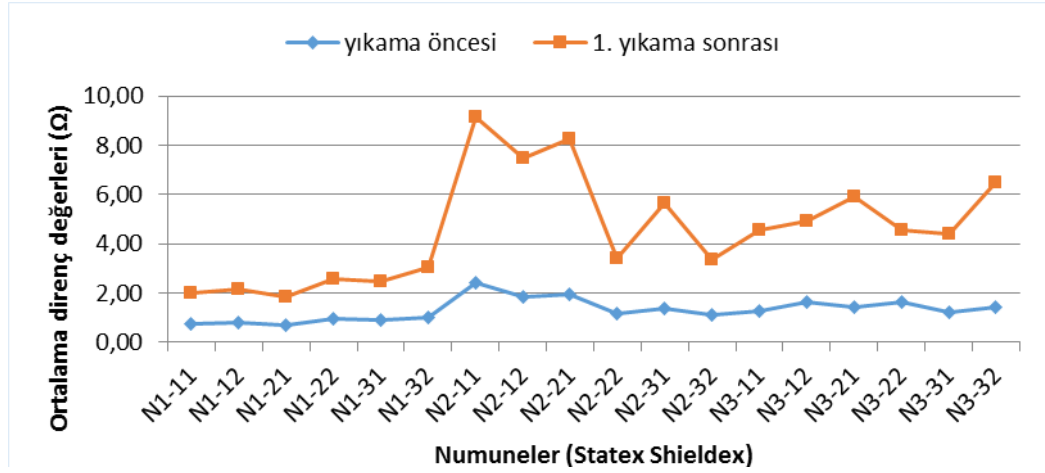
direnç değerleri ölçülmüştür. Elektriksel direnç ölçümleri yıkama öncesinde ve 1, 5 ve 10 yıkama sonrasında tekrarlanmıştır. Elektriksel direnç değerlerini gösteren tablolarda numuneler “N” notasyonu ile gösterilmiş olup N1 olarak adlandırılan numuneler kesişimli sık, N2 olarak adlandırılan numuneler kesişimli orta ve N3 olarak adlandırılan numuneler kesişimli seyrek desenleri temsil etmektedirler.

Ölçüm sonuçları her bir iplik için ayrı tablo ve grafiklerde sunulmuştur. Statex Shieldex iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları Tablo 3.4 ve Şekil 3.13’te, X-Silver iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları Tablo 3.5 ve Şekil 3.14’te ve X-Static iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları Tablo 3.6 ve Şekil 3.15’de gösterilmiştir.

Tablo 3.4 Statex Shieldex iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri

Numune no.	Yıkama		1. yıkama		5. yıkama	
	Ort* (Ω)	Std*	Ort* (Ω)	Std*	Ort* (Ω)	Std*
N1-11	0,72	0,14	1,27	0,51	Kablolarda meydana gelen kopmalar sebebiyle ölçüm yapılamamıştır.	
N1-12	0,79	0,23	1,35	0,51		
N1-21	0,71	0,15	1,15	0,27		
N1-22	0,95	0,31	1,62	0,43		
N1-31	0,88	0,24	1,59	0,39		
N1-32	1,00	0,24	2,05	1,54		
N2-11	2,43	0,62	6,72	1,78		
N2-12	1,84	0,54	5,66	2,11		
N2-21	1,93	0,48	6,34	1,99		
N2-22	1,18	0,43	2,21	0,63		
N2-31	1,37	0,48	4,28	2,06		
N2-32	1,11	0,36	2,25	0,67		
N3-11	1,26	0,39	3,30	0,94		
N3-12	1,61	0,42	3,31	1,45		
N3-21	1,41	0,34	4,50	2,10		
N3-22	1,64	0,34	2,92	0,69		
N3-31	1,20	0,37	3,22	1,29		
N3-32	1,41	0,40	5,08	1,69		

*: Ort=Ortalama, Std=Standart sapma

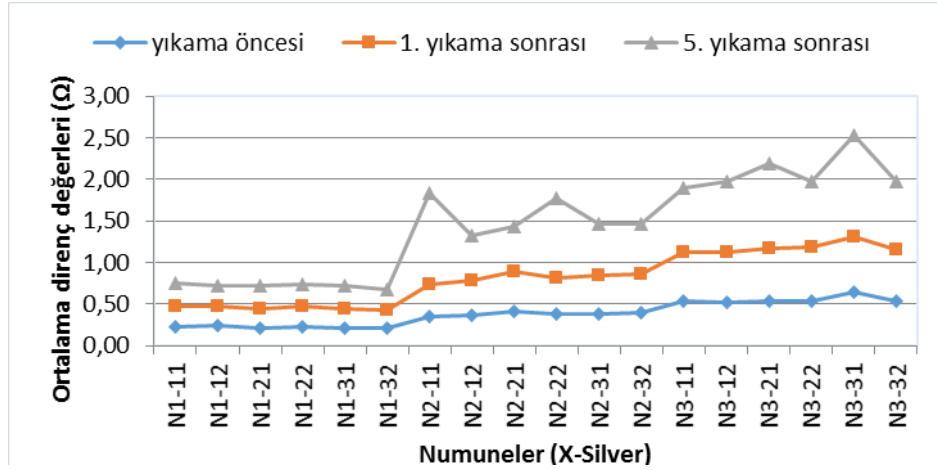


Şekil 3.13 Statex Shieldex iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri grafiği

Tablo 3.5 X-Silver iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri

Numune no.	Yıkama öncesi		1. yıkama sonrası		5. yıkama sonrası		10. yıkama sonrası	
	Ort* (Ω)	Std*	Ort* (Ω)	Std*	Ort* (Ω)	Std*	Ort* (Ω)	Std*
N1-11	0,23	0,02	0,25	0,03	0,27	0,03	-	-
N1-12	0,25	0,03	0,23	0,02	0,24	0,02	0,39	0,11
N1-21	0,22	0,03	0,23	0,02	0,27	0,03	1,06	0,16
N1-22	0,23	0,03	0,24	0,03	0,27	0,04	-	-
N1-31	0,22	0,02	0,23	0,03	0,28	0,03	-	-
N1-32	0,21	0,02	0,22	0,03	0,25	0,03	0,36	0,03
N2-11	0,35	0,03	0,39	0,04	1,09	0,14	-	-
N2-12	0,37	0,05	0,41	0,05	0,54	0,07	1,04	0,17
N2-21	0,41	0,08	0,48	0,08	0,54	0,08	-	-
N2-22	0,38	0,06	0,44	0,08	0,96	0,19	-	-
N2-31	0,38	0,06	0,47	0,08	0,61	0,09	-	-
N2-32	0,40	0,07	0,46	0,07	0,60	0,08	-	-
N3-11	0,53	0,07	0,60	0,08	0,77	0,12	-	-
N3-12	0,52	0,09	0,61	0,09	0,84	0,11	-	-
N3-21	0,54	0,11	0,63	0,11	1,02	0,18	-	-
N3-22	0,54	0,08	0,65	0,09	0,78	0,10	-	-
N3-31	0,65	0,32	0,66	0,14	1,23	0,35	-	-
N3-22	0,54	0,08	0,61	0,08	0,82	0,13	1,95	0,57

*: Ort=Ortalama, Std=Standart sapma

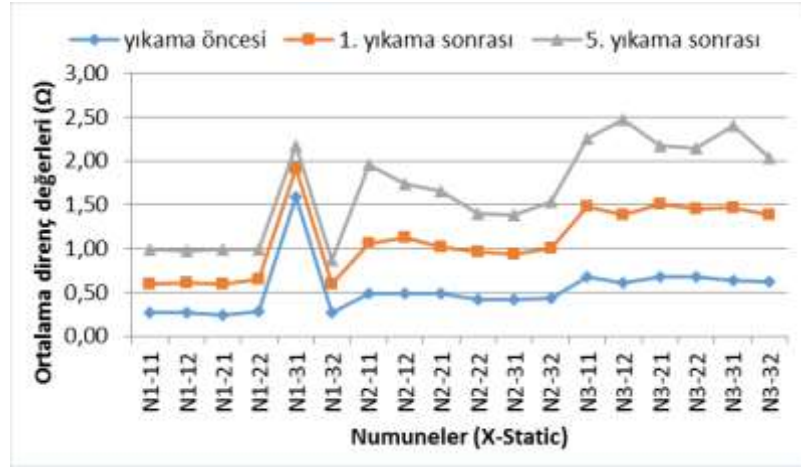


Şekil 3.14 X-Silver iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri grafiği

Tablo 3.6 X-Static iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri

Numune no.	Yıkama öncesi		1. yıkama sonrası		5. yıkama sonrası		10. yıkama sonrası	
	Ort * (Ω)	Std*	Ort * (Ω)	Std*	Ort * (Ω)	Std*	Ort * (Ω)	Std*
N1-11	0,27	0,05	0,32	0,06	0,40	0,04	-	-
N1-12	0,27	0,03	0,34	0,06	0,37	0,06	0,95	0,41
N1-21	0,24	0,03	0,35	0,06	0,40	0,08	0,59	0,10
N1-22	0,28	0,04	0,37	0,07	0,34	0,04	-	-
N1-31	1,59	0,04	0,32	0,05	0,27	0,04	1,03	0,66
N1-32	0,26	0,03	0,33	0,06	0,27	0,04	0,26	0,02
N2-11	0,48	0,08	0,57	0,10	0,91	0,09	-	-
N2-12	0,48	0,08	0,65	0,14	0,61	0,11	-	-
N2-21	0,48	0,12	0,54	0,10	0,63	0,11	-	-
N2-22	0,42	0,08	0,54	0,08	0,44	0,07	-	-
N2-31	0,42	0,11	0,52	0,12	0,45	0,10	-	-
N2-32	0,43	0,08	0,57	0,13	0,54	0,09	-	-
N3-11	0,67	0,11	0,81	0,13	0,77	0,12	-	-
N3-12	0,61	0,09	0,78	0,13	1,08	0,16	-	-
N3-21	0,67	0,11	0,83	0,15	0,68	0,11	-	-
N3-22	0,67	0,11	0,78	0,13	0,69	0,11	-	-
N3-31	0,63	0,10	0,83	0,13	0,95	0,13	-	-
N3-32	0,62	0,13	0,76	0,15	0,66	0,10	-	-

*: Ort=Ortalama, Std=Standart sapma



Şekil 3.15 X-Static iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri grafiği

Tablo 3.4 ve Şekil 3.13 incelendiğinde, 5 yıkama döngüsünden sonra Stalex Shieldex iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlar üzerinden elektriksel direnç değerlerinin ölçülemediği görülmektedir. Bunun nedeninin, yıkama işlemi sırasında ve sonrasında iplik yüzeyinde meydana gelen deformasyonlar ve bu deformasyonlara bağlı olarak iplik yüzeyindeki kaplamanın dökülmesi olduğu düşünülmektedir. Ek olarak, yıkamadan önce ortalama elektriksel direnç değerleri daha düşük ve birbirine yakın olmasına rağmen, 1. yıkamadan sonra elektriksel direnç değerlerinin yükseldiği ve homojenlikten uzaklaştığı gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, 1. yıkama sonunda ölçülen en düşük elektriksel direnç değeri kesişimli sık desene sahip elektrottan elde edilen 1.15 Ω iken, en yüksek elektriksel direnç değeri 6.72 Ω olarak kaydedilmiştir.

Tablo 3.5 ve Tablo 3.6 incelendiğinde, X-Silver ve X-Static iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlar üzerinde yapılan ölçümlerde hedeflenen yıkama döngülerinin hepsinden sonra elektriksel direnç değerlerinin okunabildiği görülmektedir. Ancak 10. yıkama sonrasında yapılan ölçümlerde tüm numuneler için elektriksel direnç değerleri kaydedilememiş, yalnız bazı numuneler üzerinden elektriksel direnç değerleri okunabilmiştir. X-Silver iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri grafiği (Şekil 3.14) dikkate alındığında, 1. yıkama sonrasında ölçülen elektriksel direnç değerleri ile yıkama öncesi ölçülen elektriksel direnç değerleri arasında her bir numune için yaklaşık 0.12

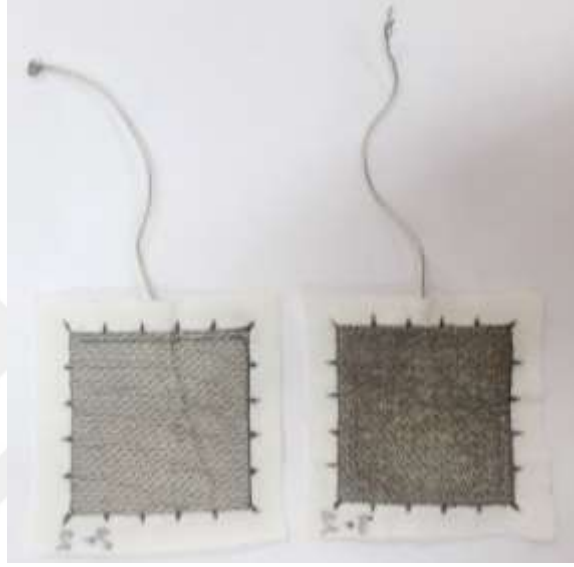
Ω 'luk bir yükselme olduğu, ancak grafik üzerinde elektriksel direnç değerleri eğrisinin benzer bir eğilim izlediği görülmektedir. 5. yıkama sonrasında kesişimli sık desene sahip elektrotlar üzerinden yapılan ölçümlerde elektriksel direnç değerlerinin kayda değer miktarda değişmediği, diğer desenlere sahip elektrotlarda ise elektriksel direnç değerlerinin yükselerek homojenlikten uzaklaştığı kaydedilmiştir. X-Static iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri grafiği (Şekil 3.15) incelendiğinde her bir yıkama döngüsü sonunda elektriksel direnç değerlerinin bir miktar arttığı görülmektedir. Diğer değerlerden farklı olarak, N1-31 numunesi için kaydedilen elektriksel direnç değerinin bir pik oluşturduğu ve büyüklük bakımından diğer elektriksel direnç değerlerinden farklı olduğu görülmektedir. Bu farkın sebebinin elektrot üretimi sırasında meydana gelen herhangi bir hata ya da desende oluşan farklılık olabileceği düşünülmektedir.

Üç farklı iplik kullanılarak dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlar, ölçümler sonucunda elde edilen elektriksel direnç değerleri dikkate alınarak karşılaştırıldığında Statex Shieldex iplik kullanılarak üretilen elektrot yüzeyinin diğer ipliklere göre daha çabuk aşındığı, X-Silver ve X-Static iplik kullanılarak üretilen elektrotların ise planlanan yıkama döngülerini tamamlayabildiği görülmektedir. Elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri incelendiğinde, hem X-Static hem de X-Silver iplik kullanılarak üretilen elektrotlar için benzer sonuçlar elde edilmiştir. Ek olarak, kesişimli desenler arasında en düşük ve en homojen elektriksel direnç değerlerinin kesişimli sık desenlerden elde edildiği gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar, bir önceki ölçümlerden elde edilen sonuçları destekler niteliktedir.

3.1.3 Nakış Teknolojisi Kullanılarak Elektrot Tasarımı ve Üretimi

Farklı üretim teknolojileri kullanılarak üretilen elektrotların performans değerleri arasındaki farklılıkların gözlemlenebilmesi için makine dikişi teknolojisine ek olarak nakış teknolojisi de kullanılmıştır. Nakış elektrot numuneleri X-Silver iletken nakış ipliği kullanılarak üretilmiştir. Daha önce yapılan denemelerde en uygun desenin kesişimli desen olmasına karar verilmesine rağmen, yeni bir üretim teknolojisi denendiğinden tek bir desene bağlı kalmak uygun bulunmamış ve yeni üretilen

elektrotlar hem kesişimli sık, hem de kesişimsiz sık desende üretilmiştir. Dikiş teknolojisi ile üretilen numunelere benzer şekilde nakış teknolojisi ile üretilen numunelerde de TENS cihazı ile bağlantı sağlamak üzere 15 cm uzunluğunda iletim kabloları kullanılmış ve bu kabloların bir ucundan 4 cm'lik kısımlar elektrot yapının içinde kalacak şekilde dikişe dahil edilmiştir. Nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlar Şekil 3.16'da görülmektedir.



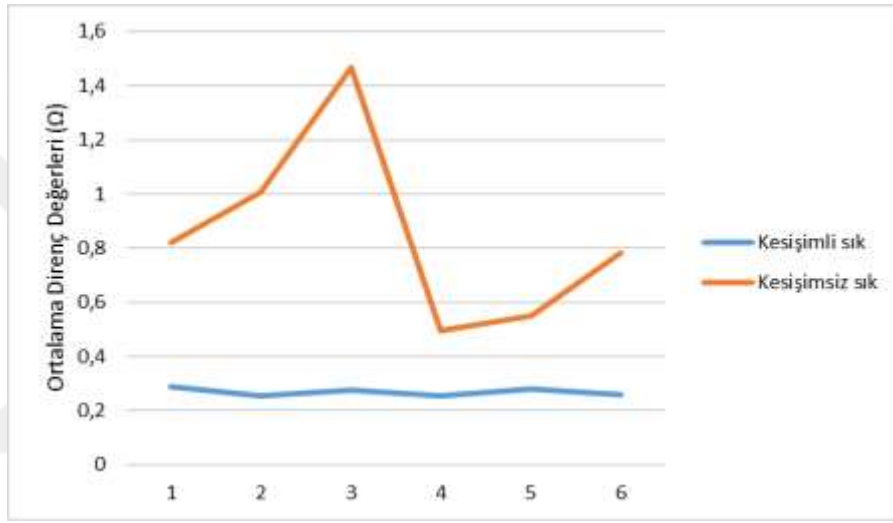
Şekil 3.16 X-Silver iplik kullanılarak üretilen kesişimsiz sık (solda) ve kesişimli sık (sağda) desende üretilen elektrot numuneleri (Kişisel arşiv, 2017)

Nakış teknolojisi ile kesişimli sık ve kesişimsiz sık desenlerden altışar adet elektrot üretilerek, elektrotlar üzerinde elektriksel direnç ölçümleri yapılmış ve dikiş teknolojisi ile üretilen elektrotlar ve konvansiyonel elektrotlarla karşılaştırılmıştır. X-Silver iplik ve nakış teknolojisi kullanılarak kesişimli sık ve kesişimsiz sık desende üretilen elektrotlara ait yıkama öncesi elektriksel direnç ölçüm sonuçları Tablo 3.7 ve Şekil 3.17'de verilmiştir.

Tablo 3.7 X-Silver iplik kullanılarak nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait yıkama öncesi kaydedilen elektriksel direnç değerleri

Numune no.		1	2	3	4	5	6
Kesişimli sık	Ort* (Ω)	0,2885	0,253	0,274	0,255	0,2805	0,2565
	Std*	0,0195	0,0178	0,0226	0,015	0,0196	0,0184
	CV*	0,0677	0,0704	0,0824	0,059	0,0699	0,0719
Kesişimsiz sık	Ort* (Ω)	0,8195	1,0065	1,4665	0,493	0,5515	0,7805
	Std*	0,6304	0,3218	0,884	0,139	0,1988	0,2966
	CV*	0,7693	0,3197	0,602	0,282	0,3605	0,3801

*: Ort=Ortalama, Std=Standart sapma, CV=Varyasyon katsayısı



Şekil 3.17 X-Silver iplik kullanılarak nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait yıkama öncesi kaydedilen elektriksel direnç değerleri grafiği

X-Silver iplik kullanılarak nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlar üzerinden yapılan elektriksel direnç ölçüm sonuçlarını gösteren Tablo 3.7 ve Şekil 3.17 incelendiğinde, kesişimli sık desene sahip elektrotların daha düşük elektriksel direnç değerlerine sahip oldukları ve bu desenlerde elektrot içerisindeki elektriksel direnç dağılımının daha homojen olduğu görülmektedir.

Nakış numunelerine ek olarak dikiş numuneleri kullanılarak gerçekleştirilen elektriksel direnç ölçüm testleri de dikkate alındığında, kesişimli ve sık desenlerin elektrot üretimi için bugüne kadar denenen desenler arasında en ideal desen olduğu bir kez daha görülmektedir. Bu desen tipi, elektrot üretimi sırasında paralel bağlantılar oluşmasına neden olmakta ve böylece ipliklerin birbirleriyle daha fazla

noktadan temas etmesini ve elektrotların genel yüzey direncinin düşmesini sağlamaktadır. Aynı zamanda temas noktalarının fazlalığı elektriksel direnç dağılımının homojen olması konusunda da fayda sağlamaktadır.

Diğer elektrot numuneleri gibi nakış elektrot numuneleri de yıkama testlerine tabi tutularak yıkama sonrası elektriksel direnç ölçümleri yapılmıştır. Nakış elektrot numunelerinin yıkama öncesi ve 1, 5 ve 10 yıkama sonrası kaydedilen elektriksel direnç ölçüm sonuçları Tablo 3.8’de, varyans analizi Tablo 3.9’da ve güven aralıkları Şekil 3.18’de sunulmuştur. Tablo içerisinde numuneler “N” notasyonu ile gösterilmiş olup N1 olarak adlandırılan numuneler kesişimli sık, N2 olarak adlandırılan numuneler kesişimsiz sık desenleri temsil etmektedirler.

Tablo 3.8 X-Silver iplik kullanılarak nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlara ait yıkama öncesi ve yıkama sonrasında kaydedilen elektriksel direnç değerleri

Numune no.	Yıkama öncesi		1. yıkama sonrası		5. yıkama sonrası		10. yıkama sonrası	
	Ort* (Ω)	Std*	Ort* (Ω)	Std*	Ort* (Ω)	Std*	Ort* (Ω)	Std*
N1-1	0,29	0,02	0,65	0,15	3,82	0,73	2,99	0,69
N1-2	0,25	0,02	0,70	0,06	1,69	0,90	2,38	1,34
N1-3	0,27	0,02	0,87	0,04	3,42	0,80	-	-
N1-4	0,26	0,02	0,57	0,01	19,23	19,85	-	-
N1-5	0,28	0,02	6,10	1,72	1,02	0,17	-	-
N1-6	0,26	0,02	2,70	0,46	37,56	139,00	-	-
N2-1	0,82	0,63	1,20	0,55	5,11	1,95	7,30	3,50
N2-2	1,01	0,32	7,05	3,15	4,02	1,11	-	-
N2-3	1,47	0,88	9,90	6,39	3,75	2,83	7,25	2,81
N2-4	0,49	0,14	1,18	0,29	2,83	0,46	3,13	0,68
N2-5	0,55	0,20	4,84	1,55	6,21	2,03	-	-
N2-6	0,78	0,30	1,75	0,69	4,12	1,49	-	-

*: Ort=Ortalama, Std=Standart sapma

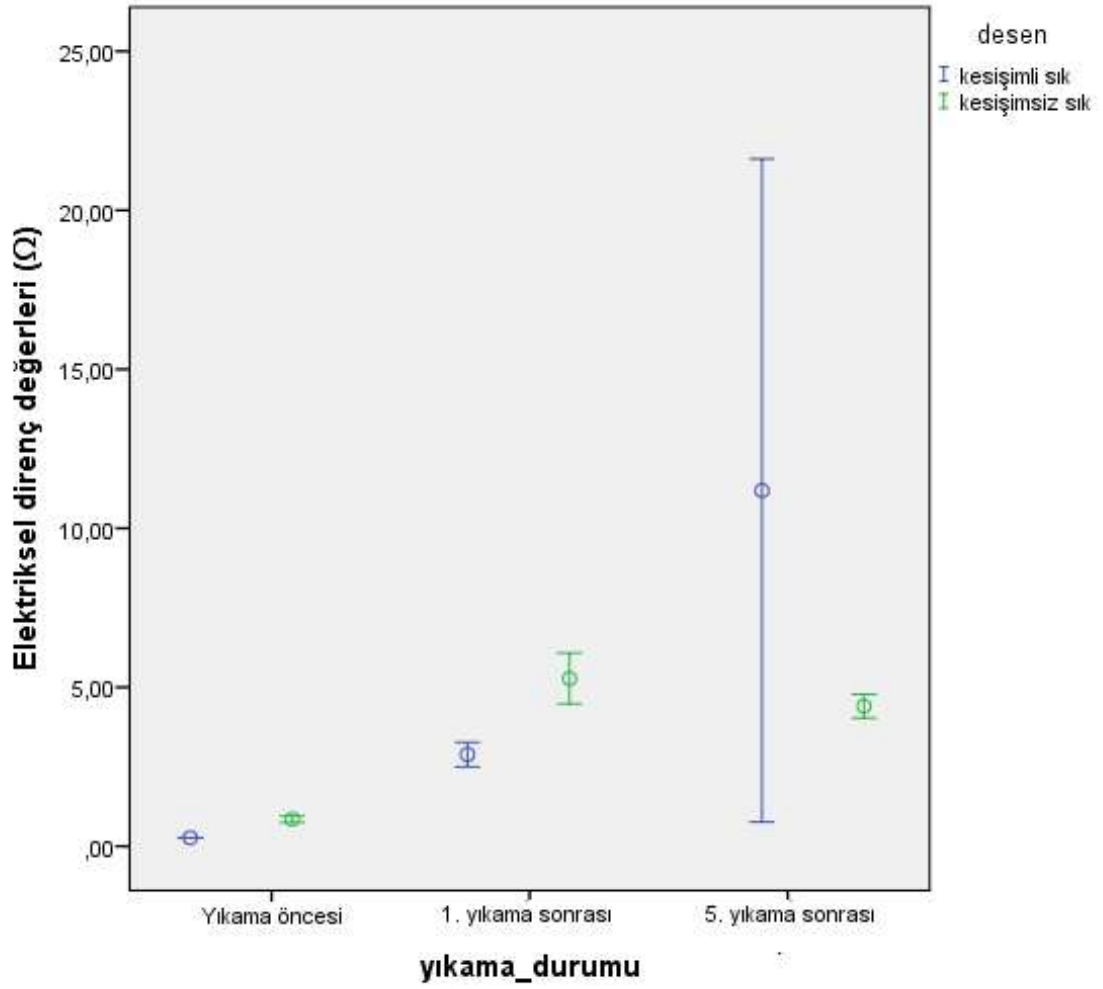
Tablo 3.8 incelendiğinde, X-Silver marka iplik kullanılarak nakış teknolojisi ile üretilen elektrotlar üzerinde yapılan ölçümlerde hedeflenen yıkama döngülerinin hepsinden sonra elektriksel direnç değerlerinin okunabildiği görülmektedir. Ancak 10. yıkama sonrasında yapılan ölçümlerde tüm numuneler için elektriksel direnç

değerleri kaydedilememiş, yalnız bazı numuneler üzerinden elektriksel direnç değerleri okunabilmiştir. Bu nedenle yıkama işlemine bağlı olarak elektriksel direnç değerlerinin değişimi yıkama öncesinde ve 1 ve 5 yıkama sonrasında kaydedilen değerler kullanılarak istatistiksel olarak değerlendirilebilmiştir.

Tablo 3.9 Nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri için varyans analizi tablosu

Değişim kaynağı	Kareler toplamı	Serbestlik derecesi	Kareler ortalaması	F	Önem derecesi
Yıkama durumu	6338,915	2	3169,457	5,666	,004
Desen	290,231	1	290,231	,519	,472
Yıkama durumu * Desen	2832,806	2	1416,403	2,532	,080
Hata	399410,602	714	559,399		
Toplam	419303,795	720			

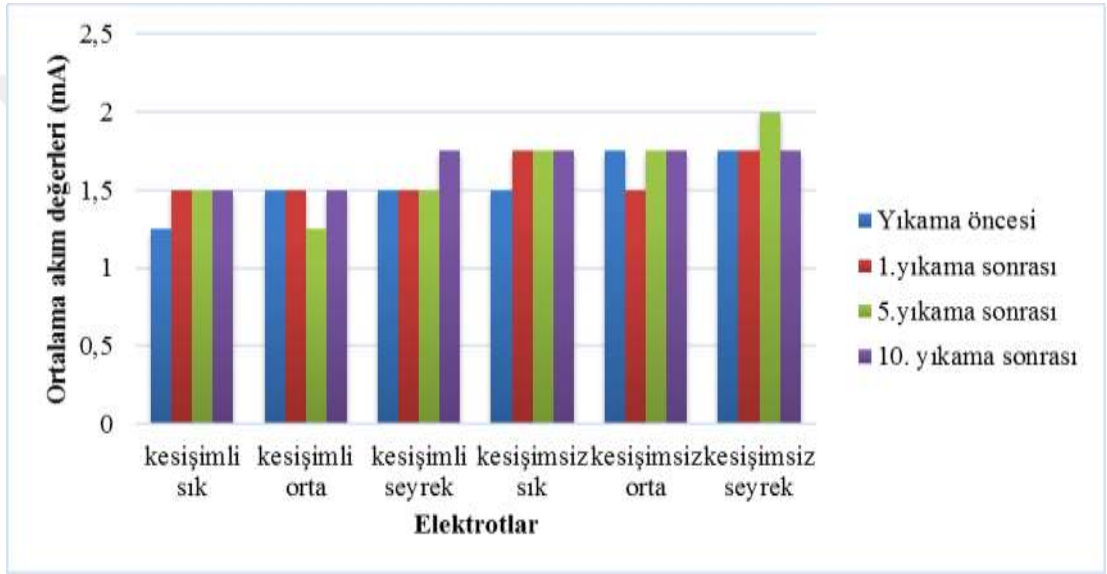
Varyans analiz sonuçlarını gösteren Tablo 3.9 incelendiğinde, nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlar için sadece yıkama durumunun etkisinin elektriksel direnç değerleri üzerinde istatistiksel olarak önemli olduğu, desenin etkisinin ise elektriksel direnç değerleri üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisinin olmadığı görülmüştür. Bu sonuçtan yola çıkılarak nakış teknolojisi kullanılarak elektrot üretiminde hem kesişimli hem de kesişimsiz desenlerin kullanılabileceği söylenebilir.



Şekil 3.18 Nakış teknolojisi kullanılarak farklı desen ve sıklık özelliklerinde üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri ve güven aralıkları

X-Silver iplik kullanılarak üretilen elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri ve güven aralıkları (Şekil 3.18) dikkate alındığında, her bir yıkamadan sonra elektriksel direnç değerlerinde değişiklikler olduğu dikkat çekmektedir. Elde edilen sonuçlar desen bazında değerlendirildiğinde üretilen elektrot numunelerine ait elektriksel direnç değerleri arasında yıkama öncesi elektriksel direnç değerlerinin birbirine çok yakın olduğu ancak yıkama sayısı arttıkça elektriksel direnç farklılıkların fazlaştığı görülmüştür. Özellikle kesişimli desende bu farklılık daha fazla dikkat çekmektedir. Bunun nedeninin, kesişimli desende elektrot üretilirken yatay dikiş hatlarının üzerine dikey dikiş hatları oluşturulması esnasında yüksek makine devirlerinde altta kalan ipliklerin ve iletim kablolarının zarar görme ihtimali olabileceği düşünülmüştür.

Elektriksel direnç ölçümlerinin ardından diğer numuneler gibi nakış elektrot numuneleri de subjektif testlerden geçirilmiştir. X-Silver marka iplik ve nakış makinesi kullanılarak kesişimli sık ve kesişimsiz sık desenlerde üretilen elektrotlar ile gönüllüler üzerinde yapılan denemelerde vücuda elektrik iletim durumu incelenmiştir. Her bir desenden üçer çift elektrot bulunmaktadır ve sonuçlar değerlendirilirken aynı desendeki elektrotlar için kaydedilen değerlerin ortalaması alınmıştır. Nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlar ile gerçekleştirilen denemelerde kaydedilen ortalama akım değerleri grafiği Şekil 3.19’da görülmektedir.



Şekil 3.19 Nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlara ait subjektif deneme sonuçları

Gönüllüler üzerinde yapılan denemelerde, üretilen tüm numunelerden elektriksel uyarım alındığı kaydedilmiştir. Yıkama testlerinden sonra yapılan denemelerde de gönüllüler elektriksel uyarım almaya devam etmişlerdir. Bu sonuçlar X-Silver iplik için yıkama işleminin iletim konusunda herhangi bir soruna yol açmadığını göstermektedir. Ayrıca, Şekil 3.19 incelendiğinde elektriksel iletim durumunun elektrot üretiminde kullanılan desenden de çok fazla etkilenmediği görülmektedir.

Farklı özelliklerde tekstil elektrotları geliştirildikten ve gerekli testler yapıldıktan sonra üretilen elektrotlar ile ticari elektrotların elektriksel direnç değerlerinin karşılaştırılabilmesi için altı adet kendinden yapışkanlı elektrot ve altı adet karbon elektrota ait elektriksel direnç değerleri ölçülmüştür. Ölçüm esnasında ticari

elektrotlara da tekstil elektrotlarına uygulanan prosedürler uygulanmış ve bu elektrotlar üzerinden kaydedilen elektriksel direnç değerleri Tablo 3.10'da sunulmuştur.

Tablo 3.10 Ticari elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri

Numune No.	Karbon Elektrotlar			Kendinden Yapışkanlı Elektrotlar		
	Ort	Std	CV	Ort	Std	CV
1	655	132,28	0,201	151	23,81	0,157
2	489	95,08	0,194	172	17,94	0,104
3	222,5	37,39	0,168	148	33,02	0,223
4	424	82,55	0,194	144,5	29,10	0,201
5	446,5	81,77	0,183	158	24,19	0,153
6	434,5	111,66	0,256	148	28,02	0,189

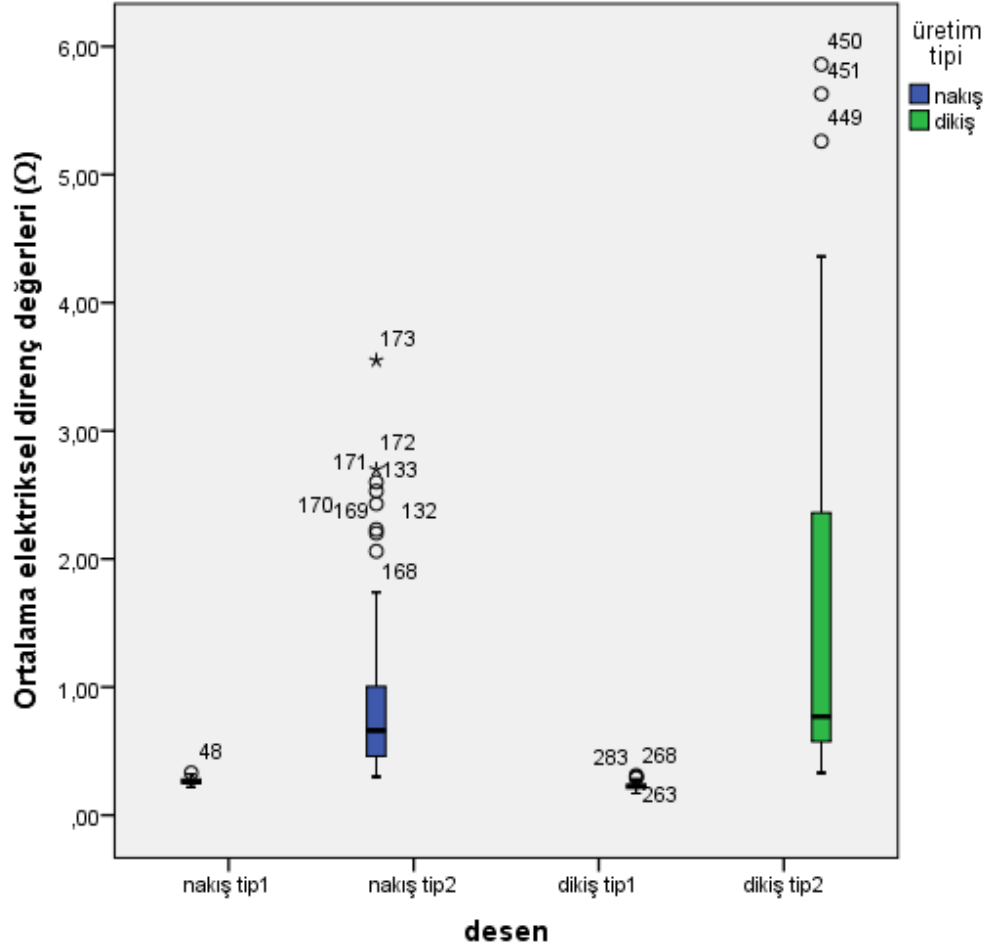
*: Ort=Ortalama, Std=Standart sapma, CV=Varyasyon katsayısı

Ticari elektrotlara ait elektriksel direnç değerlerinin ölçülmesinden ardından elde edilen değerler X-Silver iplik kullanılarak dikiş ve nakış teknolojileri ile üretilen elektrotlarla karşılaştırılmıştır ve genel bir değerlendirme tablosu oluşturulmuştur (Tablo 3.11). Karşılaştırmalar sırasında tekstil elektrotları için kullanılan elektriksel direnç ölçüm değerleri yıkama öncesinde kaydedilen değerlerdir. Tablo oluşturulurken, ölçüm yapılan tüm elektrotlara ait ortalama değerler dikkate alınmış ve sonuçlar IBM SPSS Statistics 22 yazılımı kullanılarak değerlendirilmiştir. Tabloda tip1 kesişimli sık deseni, tip2 ise kesişimsiz sık deseni ifade etmektedir.

Tablo 3.11 Farklı elektrot tiplerine ait elektriksel direnç değerleri

Elektrot tipi	N	Minimum	Maksimum	Ortalama	Std. Sapma	Varyans
Nakış tip1	120	0,22	0,33	0,2679	0,02315	0,001
Nakış tip2	120	0,30	3,55	0,8529	0,57753	0,334
Dikiş tip1	120	0,17	0,31	0,2265	0,02758	0,001
Dikiş tip2	120	0,33	5,86	1,3983	1,22005	1,489
Karbon elektrot	120	150,00	860,00	445,2500	157,34650	24757,920
Kendinden yapışkanlı elektrot	120	90,00	210,00	153,5833	27,49472	755,959

Tablo 3.11 incelendiğinde, ortalama elektriksel direnç değerlerinin tekstil elektrotları için oldukça düşük olduğu görülmektedir. Bu değer üretim yöntemi ve desene göre değişmekle birlikte 0,2-1,3 Ω arasında değişmektedir. Ticari elektrotlar incelendiğinde, bu değer karbon elektrotlar için 445 Ω , kendinden yapışkanlı elektrotlar için ise 154 Ω civarına yükseldiği görülmektedir. Tabloda dikkate alınması gereken bir diğer konu ise elektrot yüzeyindeki elektriksel direnç dağılımı hakkında bilgi veren standart sapma ve varyans değerleridir. Homojen olmayan elektriksel direnç dağılımı, elektrotlardan cilde farklı miktarlarda akım geçişine sebep olur ve bu istenmeyen bir durumdur. Tekstil elektrotlarına ait elektriksel direnç dağılımı Şekil 3.20’de görülmektedir

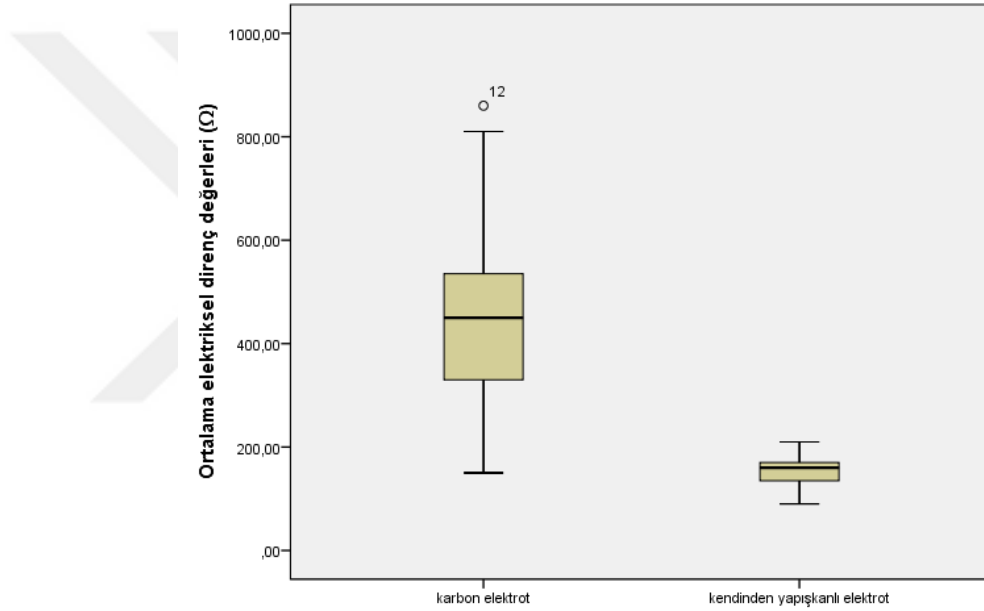


Şekil 3.20 Tekstil elektrotlarının yüzeyindeki elektriksel direnç dağılımı

Tekstil elektrotlarına ait elektriksel direnç dağılımı Şekil 3.20’de görülmektedir. Dikiş ve nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlar benzer elektriksel direnç

değerlerine sahiptir. Ancak elektriksel direnç dağılımı konusunda belirleyici etken desen tipidir. Kesişimli desenlere sahip elektrotlarda elektriksel direnç dağılımının daha homojen olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Eğer, elektrot yüzeyinde homojenlikten uzaklaşıyor ve ortalamadan daha düşük elektriksel dirence sahip bölgeler bulunursa, bu bölgelerden cilde daha fazla akım geçecek ve bunun sonucunda acı hissi ve cilt yanığı tehlikesi ortaya çıkacaktır (Keller ve Kuhn, 2008).

Ticari elektrotlara ait elektriksel direnç değerlerinin çok yüksek olması sebebiyle, bu elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri dağılımı Şekil 3.21’de verilmiştir.



Şekil 3.21 Ticari elektrotlar üzerindeki elektriksel direnç dağılımı

Şekil 3.21 incelendiğinde kendinden yapışkanlı elektrotlara ait elektriksel direnç değerlerinin homojen bir dağılım sergilediği görülürken karbon elektrotlarda elektriksel direnç değerlerinin geniş bir aralığa yayıldığı dikkat çekmektedir. Bu nedenle cilt ile temasta homojen bir temas yüzeyi oluşturabilmek için uygulama esnasında elektrot ile cilt arasına bir jel uygulanması gerekmektedir.

Zhou ve arkadaşları (2015) yaptıkları çalışmada iletken kumaş, tekstil dolgusu, tekstil bandı ve metal çitçittan oluşan bir elektrot geliştirmişlerdir. Kullanılan iletken kumaş, Spandex ilaveli gümüş kaplı poliamid iplikler kullanılarak örme yöntemiyle

üretmiş bir kumaştır. Geliştirilen elektrotların kuru ve ıslak haldeki empedans değerleri ölçülmüş ve kendinden yapışkanlı hidrojel elektrot ile kıyaslanmıştır. Bu çalışmanın sonuçları bizim bulgularımızın aksine tekstil elektrotunun empedansının kendinden yapışkanlı elektrottan daha fazla olduğunu, ancak tekstil elektrotu tamamen ıslatıldıktan sonra ıslak hale gelen tekstil elektrotunun empedansının belirgin bir biçimde düştüğünü göstermiştir. Aradaki farklılığın sebebinin üretim yöntemi farklılığından kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

3.2 Elektrot Karakterizasyon Sonuçları

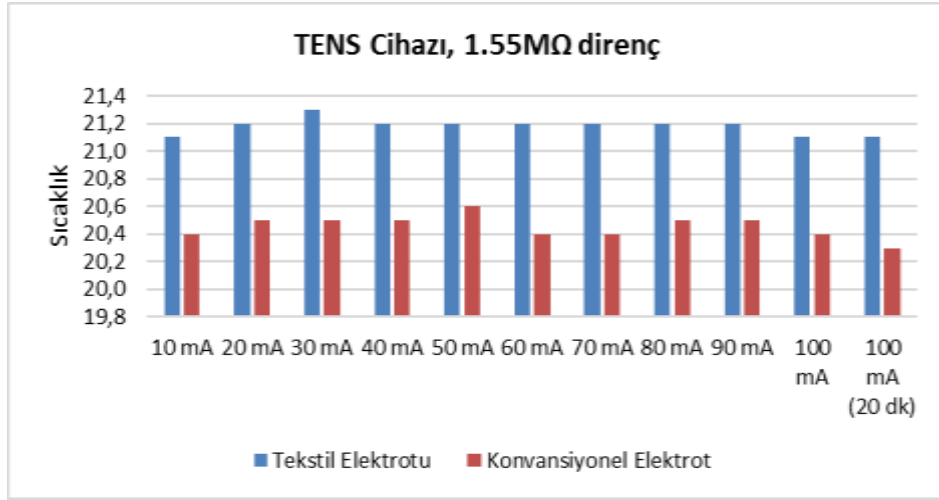
Geliştirilen tekstil elektrotlarının farklı akım şiddetlerinde karakteristik özelliklerinin değişiminin gözlemlendiği bu bölümde, en uygun TENS elektrotu olarak belirlenen nakış yöntemi ile kesişimli sık desende üretilen tekstil elektrotlarının ısınma davranışları incelenmiştir. Kıyaslama yapılabilmesi için tekstil elektrotlarına ek olarak standart kendinden yapışkanlı hidrojel elektrotlar da kullanılmıştır. Ölçümler için hem Stimtec marka TENS cihazı hem de Wayne Kerr PDD3502A (35 V, 2A) doğru akım güç kaynağı kullanılarak elektrotlar üzerinden belli miktarlarda akım geçirilmiştir. Uygulanan akıma bağlı olarak elektrotlar üzerinde meydana gelen sıcaklık değişimleri Artech A350 infrared termometre kullanılarak gözlemlenmiştir.

Akım-sıcaklık ölçümleri esnasında TENS cihazı kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda elde edilen akım-sıcaklık değişim değerleri Tablo 3.12’de, doğru akım güç kaynağı kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda elde edilen akım-sıcaklık değişim değerleri Tablo 3.13’te verilmiştir. Tekstil elektrotu ile konvansiyonel elektrot arasındaki sıcaklık değişimi farklılıkları ise Şekil 3.22 ve Şekil 3.23’de sunulmuştur. Tablolarda T_0 olarak ifade edilen değerler başlangıç sıcaklık değerleri anlamına gelmektedir ve ölçümlere başlamadan hemen önce elektrot yüzeyinden ölçülen sıcaklıklardır. °C sütununda verilen sıcaklık değerleri ölçümler esnasında her bir akım değeri için elektrot yüzeyinden okunan anlık sıcaklık değerleridir. Max. °C sütununda verilen sıcaklık değerleri ise termometre ile ölçüm esnasında elektrot yüzeyinde okunan en yüksek sıcaklık değeridir.

Tablo 3.12 TENS cihazı kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda elde edilen akım-sıcaklık değişim değerleri

Akım	TENS cihazı, 1.55 MΩ direnç			
	Tekstil elektrotu		Konvansiyonel Elektrot	
	$T_0 = 21,2^{\circ}\text{C}$		$T_0 = 20,4^{\circ}\text{C}$	
	$^{\circ}\text{C}$	max. $^{\circ}\text{C}$	$^{\circ}\text{C}$	max. $^{\circ}\text{C}$
10 mA	21,1	21,3	20,4	20,6
20 mA	21,2	21,3	20,5	20,8
30 mA	21,3	21,4	20,5	20,8
40 mA	21,2	21,4	20,5	20,8
50 mA	21,2	21,5	20,6	20,8
60 mA	21,2	21,2	20,4	20,5
70 mA	21,2	21,3	20,4	20,4
80 mA	21,2	21,2	20,5	20,5
90 mA	21,2	21,2	20,5	20,6
100 mA	21,1	21,1	20,4	20,4
100 mA (20 dk)	21,1	21,2	20,3	20,3

Tablo 3.12 incelendiğinde, TENS cihazı kullanılarak yapılan ölçümlerde tekstil elektrotu için başlangıç sıcaklık değerinin $21,2^{\circ}\text{C}$ olduğu ve ölçüm sırasında kaydedilen sıcaklık değerlerinin $21,1-21,2^{\circ}\text{C}$ arasında değiştiği gözlemlenmektedir. Max. sıcaklık değerleri ise tekstil elektrotunda $21,1-21,5^{\circ}\text{C}$ arasındadır. Konvansiyonel elektrot incelendiğinde başlangıç sıcaklık değerinin tekstil elektrotundan bir miktar daha düşük olduğu ve $20,4^{\circ}\text{C}$ olarak kaydedildiği görülmektedir. Konvansiyonel elektrot için sıcaklık değerleri $20,3-20,6^{\circ}\text{C}$ arasında, max. sıcaklık değerleri ise $20,3^{\circ}\text{C} - 20,8^{\circ}\text{C}$ arasında gözlemlenmiştir.



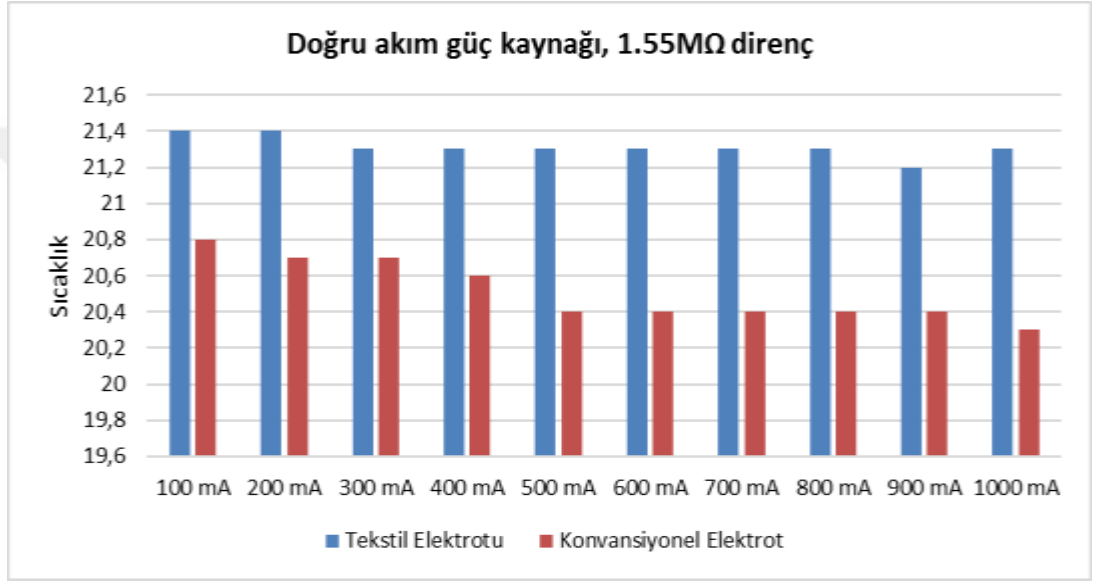
Şekil 3.22 TENS cihazı kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen tekstil elektrotu ve konvansiyonel elektrotta ait sıcaklık değerleri

Şekil 3.22 incelendiğinde, TENS cihazıyla yapılan ölçümler sonucunda konvansiyonel elektrotun tekstil elektrotuna kıyasla $\sim 0.7^{\circ}\text{C}$ civarında daha düşük sıcaklık değerlerine sahip olduğu görülmektedir.

Tablo 3.13 Doğru akım güç kaynağı kullanılarak yapılan ölçümler sonucunda elde edilen akım-sıcaklık değişim değerleri

Akım	Doğru akım güç kaynağı, 1.55 MΩ direnç			
	Tekstil elektrotu		Konvansiyonel Elektrot	
	$T_0 = 21,2^{\circ}\text{C}$		$T_0 = 20,8^{\circ}\text{C}$	
	$^{\circ}\text{C}$	max $^{\circ}\text{C}$	$^{\circ}\text{C}$	max $^{\circ}\text{C}$
100 mA	21,4	21,4	20,8	20,9
200 mA	21,4	21,4	20,7	20,8
300 mA	21,3	21,4	20,7	20,9
400 mA	21,3	21,3	20,6	20,7
500 mA	21,3	21,4	20,4	20,5
600 mA	21,3	21,3	20,4	20,5
700 mA	21,3	21,3	20,4	20,4
800 mA	21,3	21,3	20,4	20,5
900 mA	21,2	21,2	20,4	20,6
1000 mA	21,3	21,3	20,3	20,6

Tablo 3.13 incelendiğinde, doğru akım güç kaynağı kullanılarak yapılan ölçümlerde tekstil elektrotu için başlangıç sıcaklık değerinin 21.2°C olduğu ve ölçüm esnasında kaydedilen anlık sıcaklık değerleri ile max. sıcaklık değerlerinin 21.2°C - 21.4°C arasında değiştiği gözlemlenmektedir. Konvansiyonel elektrot için başlangıç sıcaklık değeri 20.8°C olarak kaydedilmiştir. Anlık sıcaklık değerlerinin 20.3°C - 20.8°C arasında, max. sıcaklık değerlerinin ise 20.5°C - 20.9°C arasında değiştiği gözlemlenmiştir.

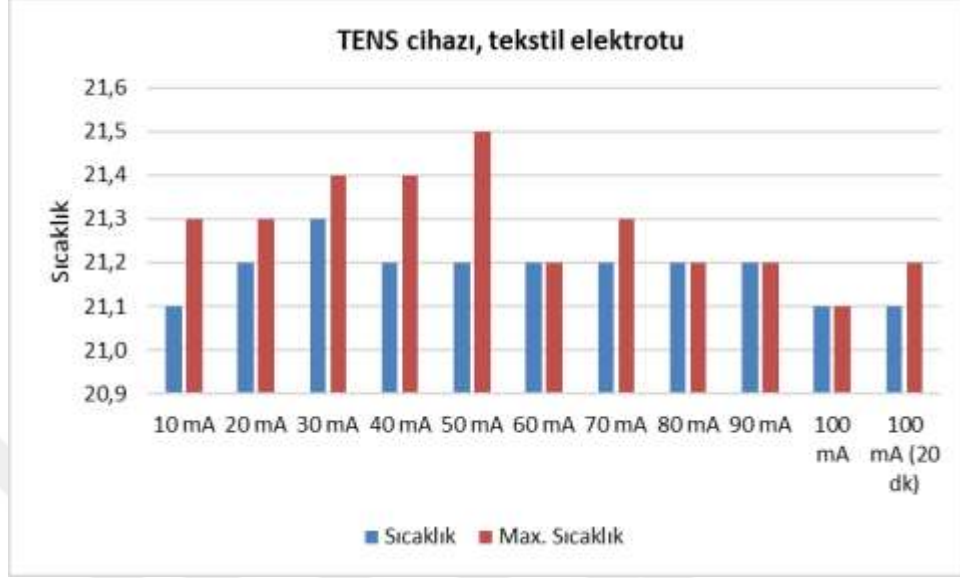


Şekil 3.23 Doğru akım kaynağı kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen tekstil elektrotu ve konvansiyonel elektrota ait sıcaklık değerleri

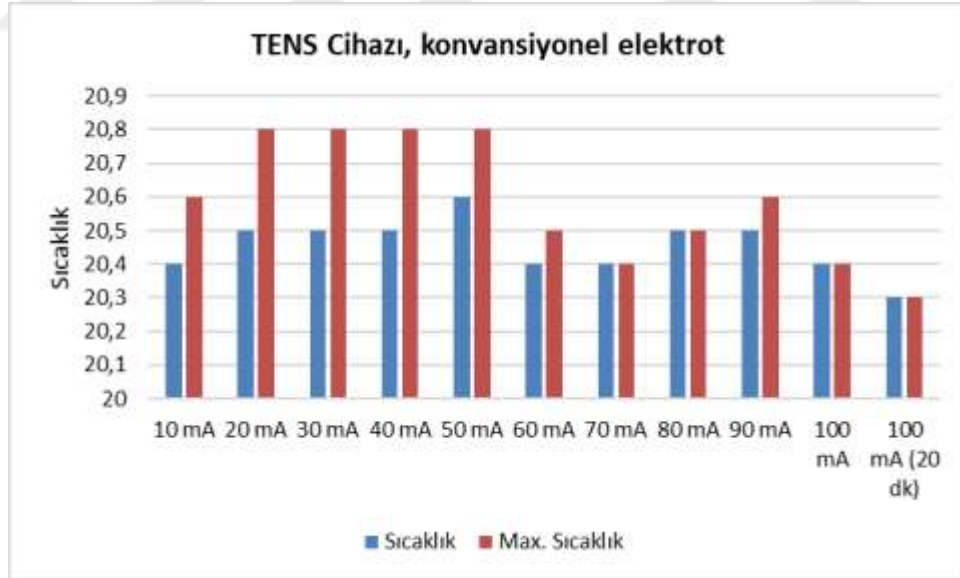
Şekil 3.23 incelendiğinde, doğru akım güç kaynağıyla yapılan ölçümler sonucunda konvansiyonel elektrotun tekstil elektrotuna kıyasla daha düşük sıcaklık değerlerine sahip olduğu görülmektedir.

Elektrotlar arasındaki sıcaklık farklılıklarına ek olarak ölçümler esnasında kaydedilen anlık sıcaklık değerleri ve elektrot yüzeyinde ölçülen maksimum sıcaklık değerlerine ait değişim de her bir elektrot için kendi içinde ayrıca değerlendirilmiştir. TENS cihazı ve tekstil elektrotu kullanılarak yapılan ölçümlerde elde edilen sonuçlar Şekil 3.24'te, TENS cihazı ve konvansiyonel elektrot kullanılarak yapılan ölçümlerde elde edilen sonuçlar Şekil 3.25'te, doğru akım güç kaynağı ve tekstil elektrotu kullanılarak yapılan ölçümlerde elde edilen sonuçlar Şekil 3.26'da, doğru

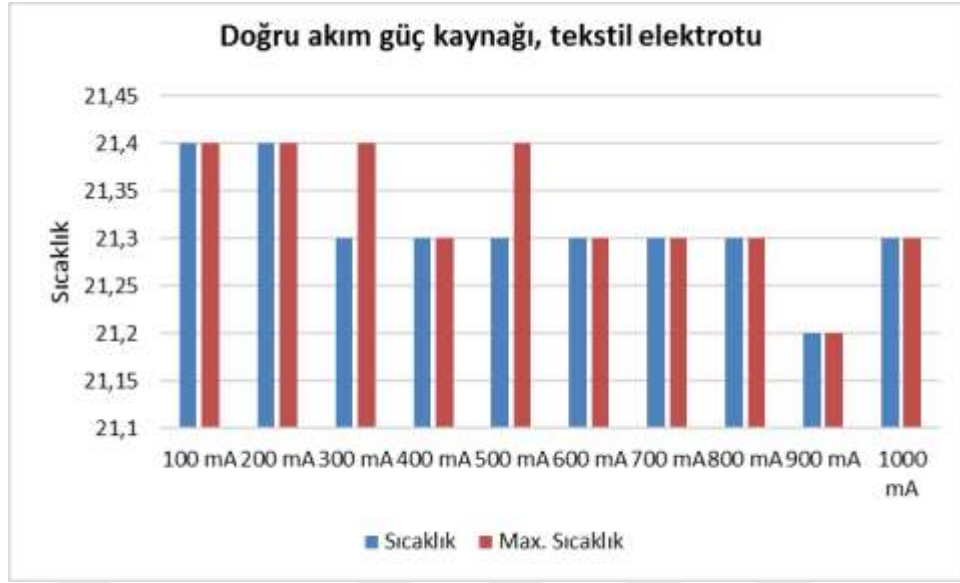
akım güç kaynağı ve konvansiyonel elektrot kullanılarak yapılan ölçümlerde elde edilen sonuçlar Şekil 3.27’de verilmiştir.



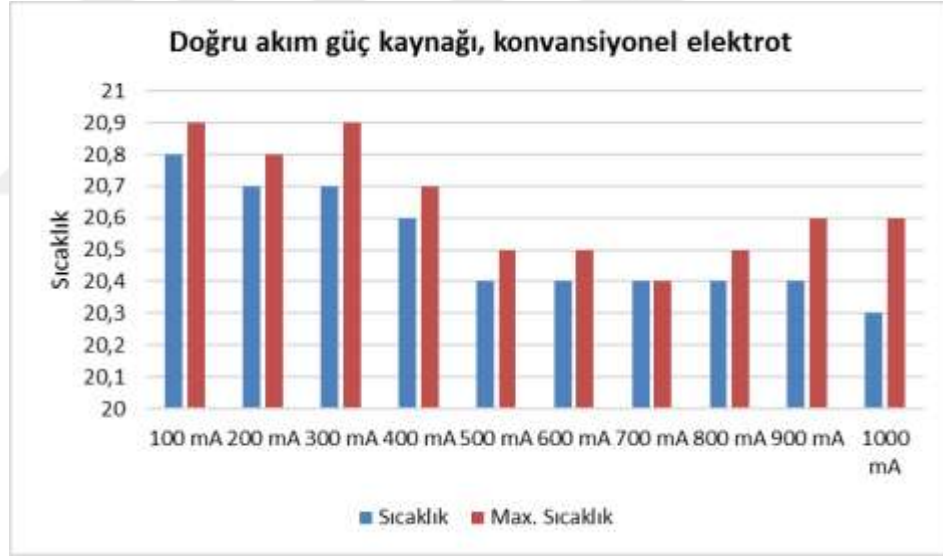
Şekil 3.24 TENS cihazı ve tekstil elektrotu kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen anlık sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri



Şekil 3.25 TENS cihazı ve konvansiyonel elektrot kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen anlık sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri



Şekil 3.26 Doğru akım güç kaynağı ve tekstil elektrotu kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen anlık sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri



Şekil 3.27 Doğru akım güç kaynağı ve konvansiyonel elektrot kullanılarak yapılan ölçümlerde kaydedilen anlık sıcaklık ve maksimum sıcaklık değerleri

Yapılan akım-sıcaklık ölçümleri sonucunda kaydedilen değerler incelendiğinde TENS cihazı ile yapılan ölçümlerde tekstil elektrotu için yüzey sıcaklığı 21.1-21.5 °C aralığında iken konvansiyonel elektrotta bu değer 20.3-20.8 °C aralığındadır. Doğru akım güç kaynağı ile yapılan ölçümlerde ise tekstil elektrotu için yüzey sıcaklığının 21.2-21.4 °C aralığında, konvansiyonel elektrotun yüzey sıcaklığının ise 20.3-20.9 °C aralığında olduğu gözlemlenmiştir. Grafikler analiz edildiğinde elektrot yüzeyinden

geçirilen akım değeri arttıkça elektrot yüzeyinde ölçülen sıcaklık değerinde kayda değer bir değişiklik olmadığı sadece bir miktar dalgalanma meydana geldiği gözle çarpılmaktadır. Bu dalgalanmaların sebebinin ölçümün sıcaklığı sabit tutulan kapalı bir ortam yerine oda koşullarında yapılması ve ölçüm aletinin hassasiyet derecesi (0~350 °C, ± 2.0 °C ya da $\pm 2\%$) olduğu düşünülmektedir.

3.3 Dizlik Tasarımı ve Üretimi

Farklı üretim teknolojileri kullanılarak farklı iplikler ile farklı desen ve sıklıklarda elektrotlar tasarlanıp üretildikten ve yıkama öncesi ve sonrası performansları değerlendirildikten sonra tez çalışmasının esas amacı olan dizlik üretimi konusunda prototip çalışmalarına başlanmıştır. İlk dizlik prototipinde X-Silver iplik ile nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlar kullanılmıştır. Öncelikle, elektrotlar dokuma kumaş üzerine aralarında 4.5 cm boşluk olacak şekilde dikey doğrultuda dikilmişlerdir ve elektrotlardan çıkan bağlantı kabloları kullanıcıya rahatsızlık vermeyecek biçimde kumaşın bir kenarı üzerinde toplanmıştır. Ardından dokuma kumaş üzerine dikilen elektrot çiftleri yatay yöndeki elastik bantlar üzerine dikey doğrultuda dikilmişlerdir. Kullanılan dikişlerin tamamı el dikişidir. Elastik bantların genişliği 6 cm'dir. Yatay elastik bantlar ve dikey elektrot çiftleri arasındaki mesafe eşittir ve 4.5 cm'dir. Böylelikle, diz kapağının tam üzerine gelecek şekilde 4.5 cm x 4.5 cm boyutlarında bir kare bölge oluşturulmuş ve bu bölgenin dizliği kullanacak olan hastalara yerleşim konusunda referans olması hedeflenmiştir. Prototip dizlik tüm bedenlere uyacak şekilde tasarlanmış ve elastik bantlar çengelli iğnelerle tutturularak dizliğin giyilmesi sağlanmıştır. Dizlik prototipine ait teknik çizim Şekil 3.28'de, üretilen prototipin görünümü ise Şekil 3.29'da verilmiştir.



Şekil 3.28 Birinci dizlik prototipine ait teknik çizim



Şekil 3.29 Birinci dizlik prototipinin gerçek görüntüsü (Kişisel arşiv, 2017)

Birinci dizlik prototipi üzerinde X-Silver marka iplik ve nakış teknolojisi kullanılarak üretilen elektrotlar kullanılmıştır ve bu elektrotlara ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları halihazırda nakış teknolojisi kullanılarak üretilen tekstil elektrotları bölümünde sunulmuştur. Bu nedenle, bu bölümde bu sonuçlara değinilmeyecektir.

Prototip üretiminin ardından, geliştirilen birinci dizlik prototipi StimTec2 marka dijital TENS cihazına bağlanarak dizlik üç denek üzerinde denenmiştir. Denemeler deneklerin ayakta ve sabit durduğu bir pozisyonda gerçekleştirilmiştir. Denemeler esnasında kişilerin akımı ilk hissettikleri seviye sayısal olarak kaydedilerek Tablo 3.14’te sunulmuştur.

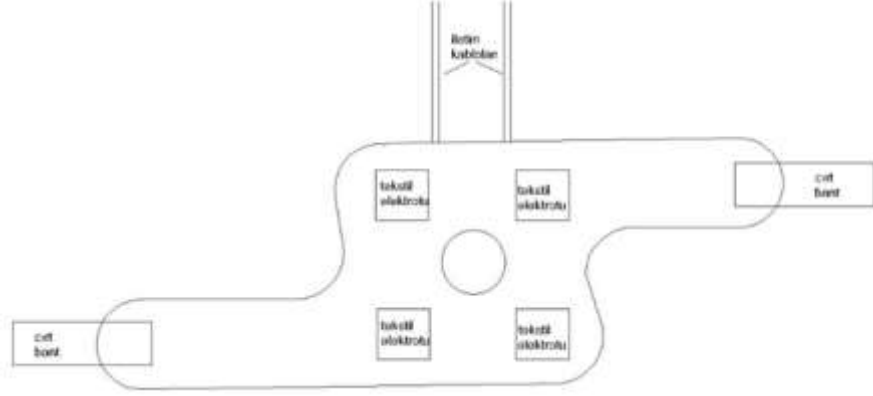
Tablo 3.14 Birinci dizlik prototipinin denekler üzerinde denenmesi sonucu elde edilen akım seviyeleri

Denek No.	Akımın ilk hissedildiği seviye (mA)			
	Sol elektrot çifti		Sağ elektrot çifti	
	Üst elektrot	Alt elektrot	Üst elektrot	Alt elektrot
1	His yok	4	His yok	2
2	10	10	10	10
3	12	12	3	3

Denemelerin sadece araştırmacılar üzerinde yapılması sebebiyle denek sayısı çok az olmakla birlikte, deneklerin tamamının elektrik akımını hissettikleri görülmektedir. Tablo 3.14 incelendiğinde deneklerin akımı hissettikleri ilk anda kaydedilen değerlerin birbirinden farklı olduğu gözlemlenmiştir. Bu durum kişilerin ağrı eşiklerinin farklı olmasının bir sonucudur. Tabloda bazı alanlarda his yok yazmasına rağmen devrenin tamamlanabilmesi için iletimin olması gerekmektedir ve aslında durum his olmaması değil deneklerin elektrik akımını eşleşen elektrotların ikisinden de aynı düzeyde duyamamasıdır. Denemeler sırasında deneklerden ikisi, elektrotlardan elektrik iletimi başladığı anda akımı batma şeklinde ve bir miktar acı duyarak hissettiklerini bildirirken diğer denek herhangi bir acı hissi olmadığını belirtmiştir. Birinci dizlik prototipi kullanılarak gerçekleştirilen ilk denemeler sonucunda, dizlik üzerinde bulunan entegre tekstil elektrotlarının elektrik akımını cilde iletebildiği ve ağrı tedavisi amacıyla gerçekleştirilecek gelecek çalışmalar için umut verici olduğu sonucuna ulaşılmıştır.

Birinci dizlik prototipi kullanılarak yapılan denemeler ve elde edilen sonuçlar neticesinde birinci dizlik üzerinde bir takım yapısal değişiklikler yapılarak ikinci bir dizlik prototipi geliştirilmesine karar verilmiştir. Öncelikle, çengelli iğneler yerine cırt bantlar ya da kopçalar kullanılarak dizliğin giyilmesi esnasında daha pratik bir bağlantı elde edilmesine karar verilmiştir. Ardından, elektrik iletimini iyileştirmek ve kullanım ömrünü artırmak için elektrot üretiminde kullanılan iletken ipliklerin daha iyi bir iplikle değiştirilmesinin uygun olduğu sonucuna varılmıştır. Son olarak, daha entegre bir yapı elde edilebilmesi için elektrotların doğrudan dizlik kumaşı üzerinde oluşturulması gerektiği düşünülmüştür. Geliştirilen ikinci dizlik prototipine ait teknik

çizim Şekil 3.30’da, prototipin önden görünümü Şekil 3.31’de, prototipin arkadan görünümü ise Şekil 3.32’de görülmektedir.



Şekil 3.30 İkinci dizlik prototipine ait teknik çizim



Şekil 3.31 İkinci dizlik prototipinin önden görünümü (Kişisel arşiv, 2017)

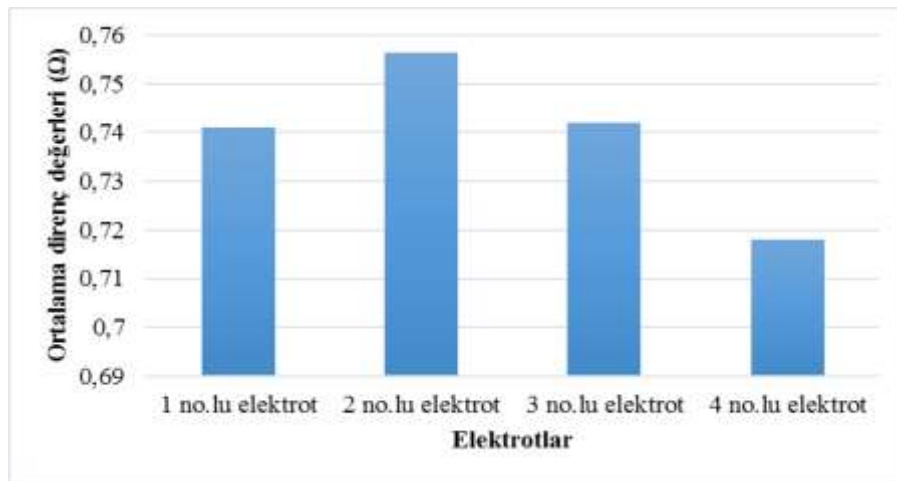


Şekil 3.32 İkinci dizlik prototipinin arkadan görünümü (Kişisel arşiv, 2017)

Geliştirilen ikinci dizlik ilkinden farklı olarak iki kat şeklinde çalışılmıştır. Kumaş katlarından birinin üzerine elektrotlar işlenerek bağlantı yolları oluşturulmuştur. Diğer kumaş katı ise daha temiz bir görüntü sağlamak için kullanılmıştır ve böylece

elektrotların cilde temas etmeyen yüzleri ve iletim kabloları iki kumaş katı arasına gizlenmiştir. İkinci dizlik prototipinde de ilkinde olduğu gibi patella referans noktası olarak kullanılmış ve dizlik zemin kumaşı üzerinde patellaya denk gelmesi planlanan bölgede 7 cm çapında bir boşluk oluşturulmuştur. Dizliği oluşturan kumaş katları bir araya getirildikten sonra kumaş katları bir biye aracılığıyla birbirine dikilerek temiz bir görüntü elde edilmesi hedeflenmiştir. Diğer prototipten farklı olarak, bu prototipte kullanılan iletim kabloları elektrotlar içerisine üretim esnasında dahil edilmemiş, sonradan elektrotlar üzerine yerleştirilerek bağlantılar oluşturulmuştur. Elektrotlar dizlik zemin kumaşı üzerinde çalışıldıktan sonra uçlarından 5 cm'lik bölümleri açılan iletim kablolarının açık uçları elektrotlar üzerine yerleştirilmiş ve 6 cm x 6 cm boyutlarında telalar kullanılarak kabloların elektrotlar üzerine yapıştırılması sağlanmıştır. Bu yöntem sayesinde elektrot üretimi esnasında kabloların iğne dalışlarına maruz kalması ve hasar görmesi engellenmiş olmaktadır. İkinci dizlik prototipinin birinci dizlik prototipinden bir diğer farkı da dizliğin giyilmesi esnasında çengelli iğneler yerine cırt bantlar kullanılmasıdır.

Birinci dizlik prototipinden farklı olarak ikinci dizlik prototipi üzerine elektrotların işlenmesi esnasında farklı bir yöntem kullanıldığı için bu dizlik üzerinde bulunan elektrotlara ait elektriksel direnç ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sonuçları Şekil 3.33'de verilmiştir.



Şekil 3.33 İkinci dizlik prototipi üzerinde bulunan elektrotlara ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları

İkinci dizlik prototipi üzerinde bulunan elektrotlara ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları elektrotlar üzerinden okunan ortalama elektriksel direnç değerlerinin 0,718-0,756 Ω arasında değiştiğini ve homojen bir dağılım sergilediğini göstermiştir. Elektriksel ölçüm sonuçlarına ek olarak, ikinci dizlik prototipi StimTec2 marka dijital TENS cihazına bağlanarak üç denek üzerinde ayakta ve oturma pozisyonunda denenmiştir. Denemeler esnasında kişilerin akımı ilk hissettikleri seviye sayısal olarak kaydedilerek Tablo 3.15’te sunulmuştur.

Tablo 3.15 İkinci dizlik prototipinin denekler üzerinde denenmesi sonucu elde edilen akım seviyeleri

Denek No.	Pozisyon	Akımın ilk hissedildiği seviye (mA)			
		Sol elektrot çifti		Sağ elektrot çifti	
		Üst Elektrot	Alt elektrot	Üst elektrot	Alt elektrot
1	Ayakta	4	4	3	3
	Otururken	5	5	3	3
2	Ayakta	3	3	4	4
	Otururken	3	3	4	4
3	Ayakta	3	3	3	3
	Otururken	4	4	4	4

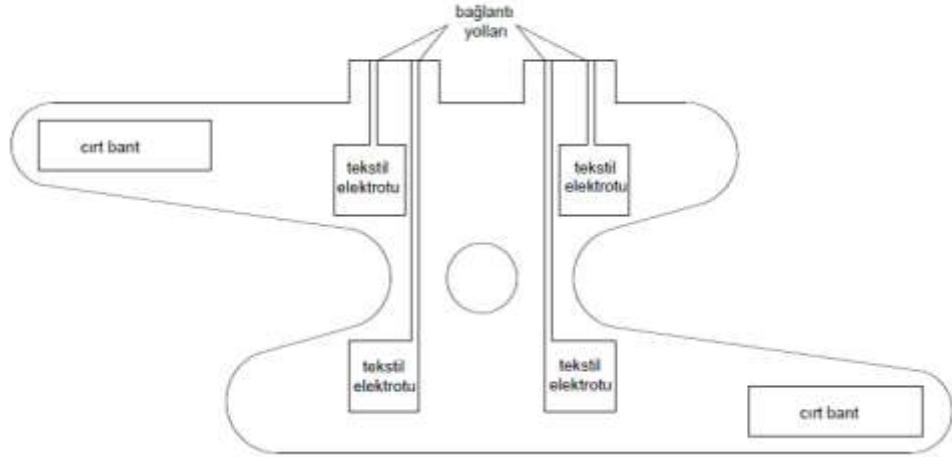
İkinci dizlik prototipi kullanılarak gerçekleştirilen subjektif denemeler sonucunda dizlik üzerinde bulunan entegre tekstil elektrotlarının elektrik akımını cilde iletebildiği sonucuna ulaşılmıştır. Akımın ilk hissedildiği değerler incelendiğinde, kaydedilen değerlerin düşük olduğu gözlemlenmektedir. Bu sonuçlar, elektrotlar üzerinden cilde akım iletiminin hızlı bir biçimde gerçekleştiğini göstermektedir. Aynı zamanda, değerlerin birbirine çok yakın olması akım iletiminin homojen bir şekilde gerçekleştiğini göstermektedir. Elde edilen sonuçların benzer değerlerde çıkmasının kablo bağlantılarının farklı bir yöntem kullanılarak gerçekleştirilmesi ve bu sayede daha az zarar görmelerinin bir sonucu olduğu düşünülmüştür.

Deneklerden gelen geri bildirimler elektrotlar üzerinden akım geçişinin ayakta iken bir miktar daha yoğun olduğunu göstermiştir. Dizliğin kullanım esnasında herhangi bir rahatsızlığa sebep olmadığı, ancak elektrot bölgelerinde akım geçişi esnasında bir miktar batma hissedilebildiği bildirilmiştir.

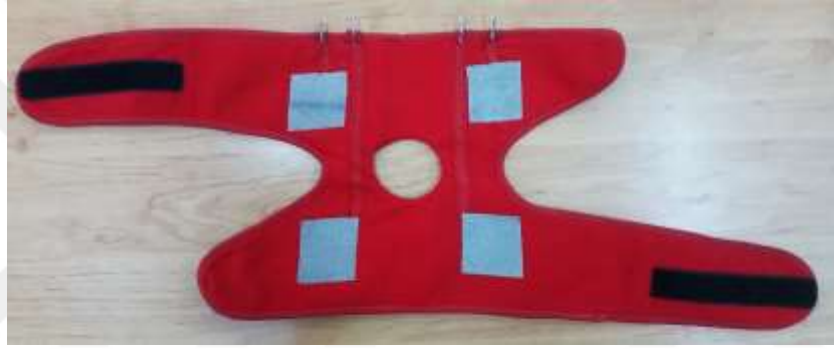
İkinci dizlik prototipinin denenmesinin ardından deneklerden alınan geri bildirimler, ilk prototipin aksine ikincisinde olduğu gibi entegre bir yapı geliştirmenin daha kullanışlı olacağı sonucunu vermiştir. Aynı zamanda, ikinci prototipte kullanılan kumaş da konfor açısından kullanıcılar tarafından olumlu olarak değerlendirilmiş ve üçüncü prototipin bu kumaş kullanılarak üretilmesine karar verilmiştir. Bir önceki prototipten farklı olarak yeni üretilen prototiplerde farklı iplikler, farklı üretim yöntemi ve farklı bağlantı teknolojileri denenmiştir. Yeni dizlik prototiplerinde X-Silver marka iletken nakış ipliği ve X-Static marka iletken iplik makine nakışı ile doğrudan dizlik kumaşı üzerine işlenmiştir.

İletim için kullanılan kablolarla ilgili sorunlar yaşanması ve özellikle yıkama işlemlerinden sonra kablolarda kopmalar meydana gelmesi sebebiyle iletim ve bağlantı yolları için de iletken iplik kullanılmıştır. Elektrotlar ile TENS cihazı arasında bağlantı sağlamak için kablolar yerine kullanılan bağlantı yolları, iletken ipliklerin makine nakışı yöntemiyle elektrotlarla bağlantılı olacak şekilde dizlik kumaşı üzerine işlenmeleri ile elde edilmiştir. Bağlantı yollarında da elektrot alanlarında olduğu gibi kesişimli sık desenden faydalanılmıştır. Kesişimli desenlerin kullanılması hem iletkenlik, hem de elektriksel direnç bakımından daha avantajlı sonuçlar doğurmaktadır. Linz, Kallmayer, Aschenbrenner ve Reichl (2006) tarafından yapılan çalışmada da benzer bir biçimde EKG modülü ve batarya arasında iletken ipliklerden oluşan bir bağlantı yolu oluşturulmuştur ve tüm bağlantı yolları için altı kez üst üste nakış işlemi yapılmıştır.

Üçüncü dizlik prototipinde oluşturulan bağlantı yollarının uç kısımlarına ise metal konnektör bağlantısı yapılmıştır. Dizlik prototipine ait teknik çizim Şekil 3.34'te, üretilen prototipin önden görünümü Şekil 3.35'te, arkadan görünümü ise Şekil 3.36'da verilmiştir.



Şekil 3.34 Üçüncü dizlik prototipine ait teknik çizim



Şekil 3.35 Üçüncü dizlik prototipinin önden görünümü (Kişisel arşiv, 2017)

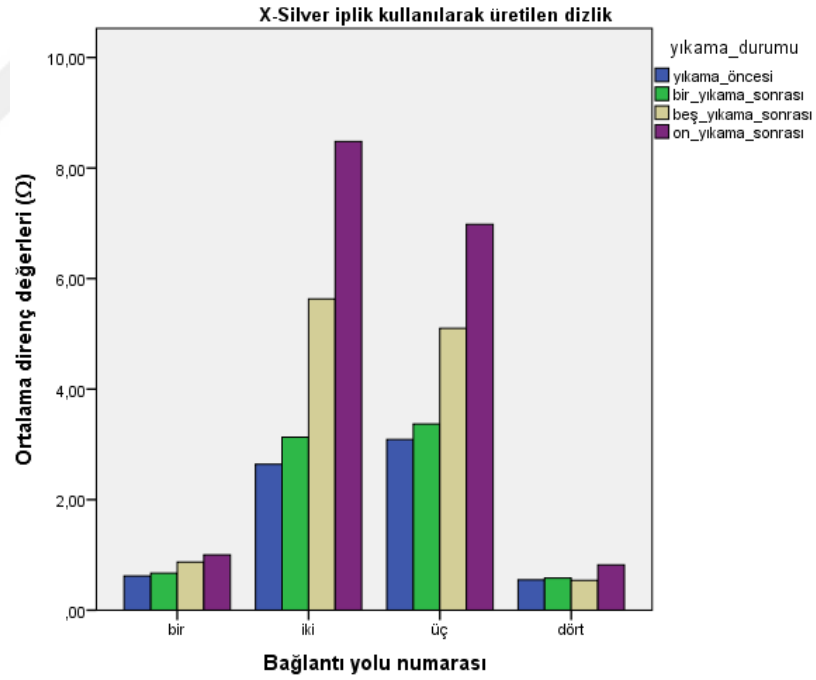


Şekil 3.36 Üçüncü dizlik prototipinin arkadan görünümü (Kişisel arşiv, 2017)

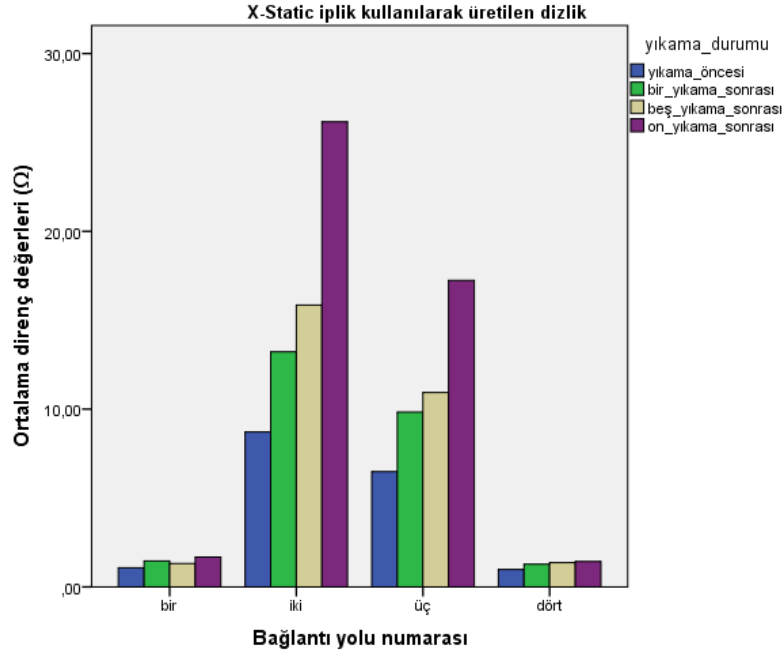
Yeni dizlik prototiplerinde önceki tasarımlardan farklı olarak boyutsal birtakım değişiklikler de yapılmıştır. Örneğin, ikinci dizlik prototipte 7 cm çapında ayarlanmış olan patella üzerindeki açıklık yeni prototiplerde 5 cm olarak değiştirilmiştir. Aynı zamanda, dizlik boyutları da belli ölçülerde küçültülerek dizlikte fazla miktarda

kumaş kullanılmamasının ve dizlik takıldığında oluşabilecek potluklar sebebiyle dizliği kullanan kişinin rahatsız olmasının önüne geçilmiştir.

Son dizlik prototiplerinde daha önce denenmiş ve ölçümleri yapılmış iplikler ve yapılar kullanılmıştır. Ancak, bu prototiplerde kablolar yerine iletken ipliklerden oluşan bağlantı yollarının kullanılmış olması bu bağlantı yolları için elektriksel direnç ölçümlerinin gerçekleştirilmesi gerekliliğini ortaya çıkarmıştır. İletken ipliklerden oluşan bağlantı yolları elektrot alanları ile doğrudan bağlantılıdır ve bu durum elektrotlara ait elektriksel dirençler bağlantı yolunun elektriksel direncine bağlı olarak değişmesine neden olmaktadır. Şekil 3.37’de X-Silver, Şekil 3.38’de ise X-Static iplik kullanılarak üretilen dizlikler üzerinde gerçekleştirilen elektriksel direnç ölçüm sonuçları görülmektedir. Şekillerde görülen elektriksel direnç değerleri sadece bağlantı yolları üzerinden kaydedilen elektriksel direnç değerleridir.



Şekil 3.37 X-Silver iplik kullanılarak üretilen son dizlik prototipine ait bağlantı yolları elektriksel direnç ölçüm sonuçları



Şekil 3.38 X-Static iplik kullanılarak üretilen son dizlik prototipine ait bağlantı yollarına ait elektriksel direnç ölçüm sonuçları

Şekil 3.37 ve Şekil 3.38 incelendiğinde her iki dizlik için de bir ve dört numaralı bağlantı yollarına ait elektriksel direnç değerlerinin düşük, iki ve üç numaralı bağlantı yollarına ait elektriksel direnç değerlerinin ise daha yüksek olduğu görülmektedir. Bunun nedeni, bir ve dört numaralı bağlantı yollarının dizliğin üst kısmında yer alan elektrotlara bağlı iken, iki ve üç numaralı yolların dizliğin alt kısmında yer alan elektrotlara bağlı olmasıdır. Üst bölümde bulunan yollar kısa iken, alt tarafta bulunan yolların daha uzun olması elektriksel direnç değerlerinin de bu duruma paralel olarak artmasına neden olmaktadır. Grafikler ayrı ayrı değerlendirildiğinde X-Static iplik kullanılarak üretilen dizliğe ait grafikte elektriksel direnç değerlerinin özellikle uzun bağlantı yolları için daha yüksek olduğu gözlemlenmektedir. Bu farklılık sadece iplik farklılığından değil, aynı zamanda bu dizlikteki bağlantı yollarının üretim esnasında daha kalın çalışılmış olmasından da kaynaklanmaktadır. Daha standart bir üretim ile aradaki farklılığın kapanacağı düşünülmektedir.

Şekil 3.37 ve Şekil 3.38 yıkama öncesi ve sonrası elektriksel direnç değerleri açısından dikkate alındığında ise yıkama işlemlerinin her iki dizlik için de benzer sonuçlar doğurduğunu göstermiştir. Yıkama işlemleri sonrası bağlantı yollarına ait

elektriksel direnç değerlerinde bir miktar artış meydana gelmiştir. Bu artış, yıkama işlemleriyle doğru orantılı olarak artan bir seyir izlemektedir. Yıkama işlemleri sonrası, uzun yollarda kısa yollara göre elektriksel direnç artışının daha fazla olduğu görülmektedir.

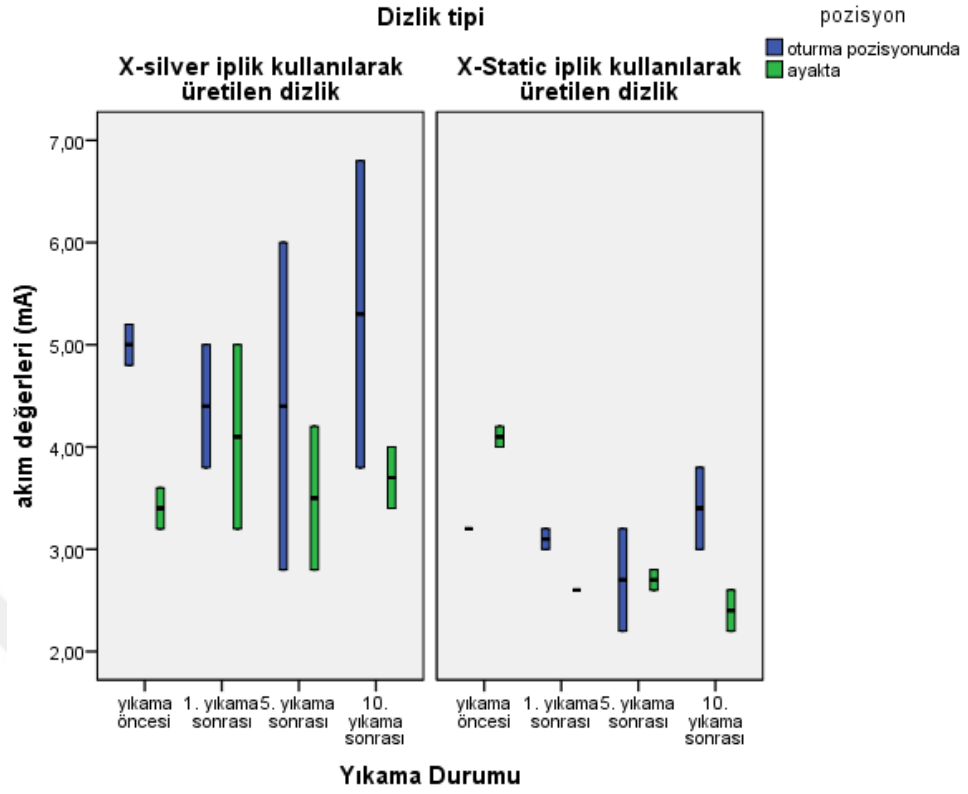
Geliştirilen son dizlik prototipleri üzerinde son olarak subjektif denemeler yapılmıştır. Dizlikler StimTec marka TENS cihazına bağlanarak denekler üzerinde ayakta ve oturma pozisyonunda iken denemeler gerçekleştirilmiştir. Denemeler yıkama öncesinde ve 1, 5 ve 10 yıkama sonrasında tekrarlanmıştır. Subjektif denemelere ait ortalama akım seviyeleri Tablo 3.16 ve Tablo 3.17’de, genel değerlendirme ise Şekil 3.39’da verilmiştir.

Tablo 3.16 X-Silver iplik kullanılarak üretilen üçüncü dizlik prototipinin denekler üzerinde denemesi sonucu elde edilen ortalama akım seviyeleri

	Oturma pozisyonunda		Ayakta	
	Üst Elektrotlar	Alt Elektrotlar	Üst Elektrotlar	Alt Elektrotlar
Yıkama Öncesi	4,8 mA	5,2 mA	3,2 mA	3,6 mA
1. Yıkama Sonrası	3,8 mA	5 mA	3,2 mA	5 mA
5. Yıkama Sonrası	6 mA	2,8 mA	2,8 mA	4,2 mA
10. Yıkama Sonrası	6,8 mA	3,8 mA	4 mA	3,4 mA

Tablo 3.17 X-Static iplik kullanılarak üretilen üçüncü dizlik prototipinin denekler üzerinde denemesi sonucu elde edilen ortalama akım seviyeleri

	Oturma pozisyonunda		Ayakta	
	Alt Elektrotlar	Üst Elektrotlar	Alt Elektrotlar	Üst Elektrotlar
Yıkama Öncesi	3,2 mA	3,2 mA	4,2 mA	4 mA
1. Yıkama Sonrası	3 mA	3,2 mA	2,6 mA	2,6 mA
5. Yıkama Sonrası	2,2 mA	3,2 mA	2,8 mA	2,6 mA
10. Yıkama Sonrası	3 mA	3,8 mA	2,2 mA	2,6 mA



Şekil 3.39 Son dizlik prototiplerine ait subjektif deneme sonuçları

Tablo 3.14, Tablo 3.15 ve Şekil 3.39 incelendiğinde X-Static iplik kullanılarak üretilen dizlikle yapılan denemelerde kaydedilen değerlerin daha homojen bir dağılım gösterdiği görülmektedir. Bu sonuç, X-Static iplik kullanılarak üretilen dizlikteki elektrot ve bağlantı yollarının tamamının birbirine yakın elektriksel direnç değerlerine sahip olduğunu göstermektedir. Her iki dizlik için de ayakta iken yapılan denemelerde kaydedilen akım seviyeleri oturma pozisyonunda iken kaydedilen değerlere göre daha düşük çıkmıştır. Ancak, aradaki fark 0-0,8 mA aralığında değişmektedir ve önemsiz seviyededir.

Her ne kadar X-Static iplikle üretilen dizliğe ait sonuçlar daha homojen ve daha düşük değerlerde görünse de aslında aradaki fark 2-3 mA civarındadır ve önemsiz düzeydedir. Elde edilen sonuçlar her ipliğin de dizlik üretiminde kullanılabilmesini göstermiştir. İplikler satın alındığı dönemlerde X-Static iplik için fiyat 1500 TL/kg iken X-Silver iplik için 3450 TL/kg olarak bildirilmiştir. Performans açısından benzer sonuçlara sahip iki iplik fiyat açısından değerlendirildiğinde X-Static ipliğinin kullanılması önerilmektedir.

BÖLÜM DÖRT

SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışması kapsamında, diz osteoartrit tedavisinde kullanılmak üzere akıllı bir dizlik tasarlanması hedeflenmiştir. Bu amaçla, öncelikle farklı iletken iplikler ve farklı üretim yöntemleri kullanılarak farklı desenlerde ve dikiş yoğunluklarında TENS elektrotları geliştirilmiş ve bu elektrotlar üzerinde gerekli testler yapılmıştır. Piyasada karbon, bakır, paslanmaz çelik iplikler gibi birçok farklı çeşitte iletken iplik bulunmasına rağmen, yapılan literatür incelemeleri sonucunda son zamanlarda iletken tekstil yapılarının üretiminde en çok tercih edilen iplik türünün gümüş kaplama iplikler olduğu görülmüştür. Bu nedenle, çalışma kapsamında tekstil elektrot üretim süreçleri için gümüş kaplama iplikler kullanılmıştır.

Çalışma genelinde üç farklı iletken iplik kullanılarak elektrot üretimleri gerçekleştirilmiştir. Bu ipliklerden ilki, 100 Ω /m elektriksel direnç değerine ve 212 denye iplik numarasına sahip multifilament iplik Statex Shieldex'tir. Çalışmada kullanılan bir diğer iplik 50 Ω /m elektriksel direnç değerine sahip 310 denye kalınlığındaki X-Static iplikdir. Sonuncusu ise, 110 Ω /m elektriksel direnç değerine sahip 369 denye kalınlığındaki X-Silver iletken nakış ipliğidir.

Elektrot üretimi için üç farklı üretim yöntemi kullanılmıştır. Yapılan literatür çalışmalarından yola çıkılarak öncelikle örme tekniği denenmiştir. Uygun makine ve yöntemler kullanıldığı takdirde örme tekniği ile hem desenlendirme, hem de çalışmanın asıl hedefi olan dizlik üretiminin bir bütün halinde gerçekleştirilmesi mümkün olabileceği düşünülmüştür. Ancak TENS cihazı ile bağlantı kurulması aşamasında örme tekniği kullanılarak üretilen elektrotların kablo bağlantılarının gerçekleştirilmesinde sorunlarla karşılaşmıştır. İpliklerin düşük erime sıcaklıkları sebebiyle iplikler ve iletim kabloları lehimle birbirine tutturulamamıştır. Alternatif olarak konvansiyonel yapıştırıcılar ve iletken yapıştırıcılar denenmiş, yine de uygun bir bağlantı sağlanamamıştır. Alternatif olarak, dikiş tekniği kullanılarak elektrotlar üretilmesine karar verilmiştir. Dikiş tekniği kullanılarak elektrot üretiminde ilk olarak elektrot alanının üretildiği, ardından bu alan üzerine iki adet iletim kablosunun

dikilerek tutturulduğu bir yöntem denenmiştir. Ancak, yapılan ön denemeler sonucunda iletim kablolarının elektrot alanına sonradan dikilmesinin elektrot yüzeyindeki homojenliği bozduğu sonucuna ulaşılmıştır. Ayrıca, konvansiyonel elektrotlar incelendiğinde iki adet yerine bir adet iletim kablosu kullanımının yeterli olduğu görülmüştür. Bu nedenle, sonraki denemelerde tek iletim kablosunun elektrot üretimi esnasında elektrot yapısı içerisine dahil edilmesi uygun bulunmuştur. Yapılan denemeler bu yöntemle üretilen elektrotların TENS elektrotu olarak kullanılmak üzere uygun olduğunu göstermiştir ve aynı prosedürler uygulanarak nakış tekniği ile de benzer elektrotlar üretilmiştir. Dikiş ve nakış teknikleri temelde benzer işlemler olsa da birtakım farklılıklara sahiptirler. Elektrot yüzeyinde homojenlik konusunun önemli olduğu bu çalışmada nakış tekniği makine ağırlıklı üretime olanak verdiğinden, dikiş tekniğine karşı üstünlük sunmaktadır. Emek yoğun üretimin olduğu dikiş tekniğinde hata riski daha yüksekken, makine yoğun üretim sunan nakış tekniğinde hata riski daha düşüktür. Bahsedilen hata riskleri sebebiyle dikiş tekniğinde istenilen desene bağlı kalınarak standart bir üretim yapılabilmesi ihtimali daha düşüktür. Bu bilgiler ve denemeler bir bütün olarak değerlendirildiğinde, nakış tekniği kullanılarak elektrot üretiminin en uygun üretim yöntemi olduğuna karar verilmiştir.

Farklı üretim yöntemlerine ek olarak, elektrot yüzeyinde farklı yoğunluklarda iplik bulunmasına olanak verecek desenler tasarlanmış ve bu desenlerde elektrot üretimleri yapılmıştır. Kesişimli ve kesişimsiz olarak ikiye ayrılan desenler ayrıca dikiş yoğunluğuna göre de sık, orta ve seyrek olarak üç farklı kategoriye daha ayrılmışlardır.

Üretim tekniği ve desen tipi belirlendikten sonra tedarik edilen iletken iplikler kullanılarak numune elektrot üretimi aşamasına geçilmiştir. Örme tekniği ile üretilen elektrotlar iletim kabloları ile bağlantısı esnasında sorun yaşanması sebebiyle çalışmanın yalnızca başlangıç aşamasında denenmiş daha sonra çalışmaya dahil edilmemiştir. Örme tekniğinin ardından, dikiş tekniği ile kesişimli sık, kesişimli orta, kesişimli seyrek, kesişimsiz sık, kesişimsiz orta ve kesişimsiz seyrek olmak üzere altı farklı desende elektrot üretilmiştir. Bu elektrotlar kullanılarak yapılan testler

neticesinde kesişimli sık desenin en uygun desen olduğu sonucuna varılmıştır. Dikiş tekniğinin ardından nakış tekniği denenmiş ve dikiş numunelerinden elde edilen sonuçlardan yola çıkılarak bu teknik ile üretilen elektrotlarda yalnızca kesişimli sık ve kesişimsiz sık desenler çalışılmıştır.

Tasarlanan elektrotlar 6 cm x 6 cm boyutlarındaki zemin kumaşı üzerine 5 cm x 5 cm boyutlarında elektrot alanı olacak şekilde üretilmiştir. Elektrot zemin kumaşı olarak 300 g/m² ağırlığındaki pamuklu kumaş ve 245 g/m² ağırlığındaki poliester kumaş kullanılmıştır. Daha iyi bir iletkenlik elde edebilmek için hem alt iplik hem de üst iplik olarak iletken iplik tercih edilmiştir. TENS cihazı ile bağlantı sağlamak üzere 15 cm uzunluğunda iletim kabloları kullanılmış ve bu kabloların birer ucundan 4 cm'lik kısımlar elektrot yapının içinde kalacak şekilde dikişe dahil edilmiştir.

Numune üretim işlemlerinin ardından, üretilen elektrotlar üzerinde elektriksel direnç ölçümleri, subjektif denemeler ve karakterizasyon çalışmaları gerçekleştirilmiştir. Elektriksel direnç ölçüm testlerinde tasarlanan elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri, Thurlby 1503 dijital multimetre kullanılarak önceden belirlenmiş 20 noktadan ölçülmüştür. Ölçümler öncesinde elektrotlar 20°C sıcaklık ve %65 bağıl nem değerlerine sahip laboratuvar koşullarında 24 saat bekletilerek kondisyonlanmıştır. Üretilen elektrotlar ve nihai ürün olarak geliştirilen dizliğin konvansiyonel tekstil ürünleri gibi yıkanabilmesi beklenmektedir. Bu nedenle, elektriksel direnç değerlerinin tekrarlı yıkama döngülerinden ne şekilde etkilendiğini gözlemlemek üzere geliştirilen elektrotlar ve son dizlik prototipleri ev tipi çamaşır makinesinde, hassas programda, deterjan kullanılarak 10 kez yıkanmıştır. Elektriksel direnç değerleri yıkamadan önce ve 1, 5 ve 10 yıkamadan sonra ölçülerek kaydedilmiş ve değerlendirilmiştir. Elektriksel direnç ölçüm sonuçları desen, tercih edilen iplik ve üretim tekniği olmak üzere üç farklı açıdan değerlendirilmiştir.

Elektrotlara ait yıkama öncesi ve sonrası elektriksel direnç ölçümlerinden elde edilen sonuçlar, desen farklılıklarının elektriksel direnç değerlerinde değişimlere sebep olduğunu göstermiştir. Kesişimli desenlerde, kesişim noktaları paralel bağlantılar oluşturmakta ve elektriksel direnç değerlerini düşürmektedir. Benzer

biçimde, iletken iplik hatlarının yoğunluğu ve sıklığı arttıkça elektriksel direnç değerlerinin düştüğü gözlemlenmiştir. Aynı zamanda, standart sapma ve varyasyon katsayısı değerleri incelendiğinde, bu desen tipinde elektriksel direnç değerlerinin homojen bir biçimde dağıldığı gözlemlenmiştir. Bu sonuçlardan yola çıkılarak, geliştirilen tekstil elektrotları arasında en uygun desenin kesişimli sık desen olduğu sonucuna varılmıştır.

Elde edilen sonuçlar farklı iplikler açısından incelendiğinde, en yüksek elektriksel direnç değerleri Statex Shieldex iplik kullanılarak üretilen elektrotlarda görülmüştür. Bu iplikle üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç değerleri yıkama işleminden önce daha düşük ve birbirine yakın olmasına rağmen, 1. yıkamadan sonra elektriksel direnç değerleri yükselmiş ve homojenlikten uzaklaşmıştır. 5 yıkama döngüsünden sonra Statex Shieldex iplik kullanılarak dikiş tekniği ile üretilen elektrotlar üzerinden elektriksel direnç ölçülemediği görülmektedir. Bunun nedeninin, yıkama işlemi sırasında ve sonrasında iplik yüzeyinde meydana gelen deformasyonlar ve bu deformasyonlara bağlı olarak iplik yüzeyindeki kaplamanın dökülmesi olduğu düşünülmektedir. X-Silver ve X-Static iplik kullanılarak dikiş tekniği ile üretilen elektrotlar üzerinde yapılan ölçümlerde hedeflenen yıkama döngülerinin hepsinden sonra elektriksel direnç değerlerinin okunabildiği görülmüştür.

Elektriksel direnç ölçümleri sonucunda elde edilen elektriksel direnç değerleri dikkate alınarak karşılaştırıldığında Statex Shieldex iplik kullanılarak üretilen elektrot yüzeyinin diğer ipliklere göre daha çabuk aşındığı, X-Silver ve X-Static iplik kullanılarak üretilen elektrotların ise planlanan yıkama döngülerini tamamlayabildiği görülmüştür. Elektrotlara ait ortalama elektriksel direnç değerleri incelendiğinde, hem X-Static hem de X-Silver iplik kullanılarak üretilen elektrotlar için benzer sonuçlar elde edilmiştir. Standart elektrotlarla kıyaslandığında üretilen elektrotlardan elde edilen elektriksel direnç değerlerinin çok düşük olduğu gözlemlenmiştir. Bu bulgular neticesinde, dizlik üretimi esnasında X-Static ya da X-Silver iplik kullanılmasına karar verilmiştir.

Dikiş ve nakış tekniği ile üretilen elektrotlara ait elektriksel direnç ölçüm sonuçlarının benzer olduğu görülmüştür. Her iki yöntem de dizlik üretimi esnasında kullanıma uygun olmakla birlikte, makine yoğun bir teknik olması ve insandan kaynaklanabilecek hata olasılığı daha az olduğu için nakış tekniği kullanılması uygun bulunmuştur.

Elektriksel direnç ölçümlerinin ardından, üretilen elektrotlar BLD T250 model TENS cihazına bağlanmış ve denekler üzerinde denemeler yapılmıştır. Denemeler sağ iç kol üzerinde ilk elektrot bilekten 5 cm içeriye, ikinci elektrot bilekten 15 cm içeriye yerleştirilerek yapılmıştır. Deneme sonuçları elektrotlardan cilde elektriksel iletim konusunda herhangi bir sorun olmadığını göstermiştir.

Son olarak ise elektrot karakterizasyon çalışmaları yapılmıştır. Karakterizasyon çalışmaları için, X-Silver marka iletken iplik kullanılarak üretilen tekstil elektrotlarına ve kıyaslama yapılabilmesi için standart kendinden yapışkanlı hidrojel elektrotlara hem Stimtec marka TENS cihazı hem de Wayne Kerr PDD3502A (35 V, 2A) doğru akım güç kaynağı kullanılarak akım verilmiştir. Uygulanan akıma bağlı olarak elektrotlar üzerinde meydana gelen sıcaklık değişimleri Artech A350 infrared termometre kullanılarak gözlemlenmiştir. Tüm ölçümler anlık yapılmış, akım değeri yükseltildiği anda infrared kamera kullanılarak elektrot yüzeyindeki sıcaklık değerleri ölçülmüştür. Yalnızca TENS cihazı kullanılarak yapılan ölçümlerde cihazın verebileceği maksimum akım değeri olan 100 mA değerinde akım, ortalama tedavi süresi olan 20 dakika boyunca elektrotlar üzerinden geçirilmiş ve 20 dakika sonunda sıcaklık değeri ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları analiz edildiğinde, elektrot yüzeyinden geçirilen akım değeri arttıkça elektrot yüzeyinde ölçülen sıcaklık değerinde kayda değer bir değişiklik olmadığı, sadece bir miktar dalgalanma meydana geldiği görülmüştür.

Elektrot testleri tamamlandıktan ve TENS elektrotu olarak kullanılabilen en uygun elektrot belirlendikten sonra dizlik üretim aşamasına geçilmiştir. Bu aşamada ilk olarak, X-Silver iplik ve nakış tekniği kullanılarak geliştirilen elektrotlar birbirinden bağımsız bir kumaş ve elastik bantlar üzerine yerleştirilerek bir dizlik

prototipi geliştirilmiştir. Prototipteki elektrotların ortasında 4.5 cm x 4.5 cm boyutlarında bir kare bölge oluşturulmuş ve bu bölgenin dizliğı kullanacak olan hastalara yerleşim konusunda referans olması hedeflenmiştir. Prototip dizlik tüm bedenlere uyacak şekilde tasarlanmış ve elastik bantlar çengelli iğnelerle tutturularak dizliğın giyilmesi sağlanmıştır.

Birinci dizlik prototipi kullanılarak yapılan denemeler ve elde edilen sonuçlar neticesinde daha entegre bir yapı elde edilmesi gerektiğine karar verilmiştir. Bu nedenle, elektrotların doğrudan dizlik kumaşı üzerinde oluşturulması gerektiğı düşünölmüştür. Geliştirilen ikinci dizlik ilkinden farklı olarak iki kat şeklinde çalışılmıştır. Kumaş katlarından birinin üzerine elektrotlar işlenerek bağlantı yolları oluşturulmuştur. Diğer kumaş katı ise daha temiz bir görüntü sağlamak için kullanılmıştır ve böylece elektrotların cilde temas etmeyen yüzleri ve iletim kabloları iki kumaş katı arasına gizlenmiştir. İkinci dizlik prototipinde de ilkinde olduğu gibi patella referans noktası olarak kullanılmış ve dizlik zemin kumaşı üzerinde patellaya denk gelmesi planlanan bölgede 7 cm çapında bir boşluk oluşturulmuştur. İkinci dizlik prototipinin birinci dizlik prototipinden bir diğer farkı da dizliğın giyilmesi esnasında çengelli iğneler yerine cırt bantlar kullanılmasıdır.

İkinci dizlik prototipinin denenmesinin ardından deneklerden alınan geri bildirimler, ilk prototipin aksine ikincisinde olduğu gibi entegre bir yapı geliştirmenin daha kullanışlı olacağı sonucunu vermiştir. İletim için kullanılan kablolarla ilgili sorunlar yaşanması ve özellikle yıkama işlemlerinden sonra kablolarda kopmalar meydana gelmesi sebebiyle son dizlik prototiplerinde iletim ve bağlantı yolları için de iletken iplik kullanılmıştır. Elektrotlar ile TENS cihazı arasında bağlantı sağlamak için kablolar yerine kullanılan bağlantı yolları, iletken ipliklerin makine nakışı yöntemiyle elektrotlarla bağlantılı olacak şekilde dizlik kumaşı üzerine işlenmeleri ile elde edilmiştir. Bağlantı yollarında da elektrot alanlarında olduğu gibi kesişimli sık desenden faydalanılmıştır. Oluşturulan bağlantı yollarının uç kısımlarına ise metal konnektör bağlantısı yapılmıştır.

Son dizlik prototipleri üzerinde yapılan denemeler, dizlikten cilde elektrik akımı iletimi konusunda yıkama öncesinde ve yıkama sonrasında herhangi bir sorun olmadığını göstermiştir. Ayrıca iletken iplik kullanılarak geliştirilen iletim ve bağlantı yolları ve konnektör bağlantıları da yıkama işlemlerinden etkilenmemişlerdir.

Bundan sonra gerçekleştirilecek olan çalışmalarda geliştirilen dizliğin sağlıklı denekler yerine gerçek hastalar üzerinde gerçek tedavi sürelerine uygun olarak kullanılması planlanmaktadır. Hastaların yaş, kilo, ağrı şiddeti gibi durumları algıları üzerinde farklılıklara sebep olacağından, denemeler öncesinde hastalardan bu gibi bilgiler toplanarak tüm veriler bir bütün olarak incelenebilir. Aynı zamanda, ileriki çalışmalarda hastalara dizliğin önce kontrollü olarak klinik ortamda ardından ev koşullarında kullanılması faydalı olabilir. Ek olarak, klinik ortamla ev ortamı arasında farklılık olup olmadığı gözlemlenebilir.

Bu çalışmada geliştirilen elektrotların ve dizliklerin yıkama döngülerinden ne şekilde etkilendiği üzerinde durulmuştur. Elektrotların ve dizliklerin minimum düzeyde zarar görerek kullanılabilmesi için kullanıcılara farklı bakım önerilerinde bulunulabilir. Bunun için sonraki çalışmalarda farklı yıkama koşullarında yıkama işlemleri gerçekleştirilebilir ya da kuru temizleme gibi alternatif yöntemler denenebilir.

Bu çalışmadan yola çıkılarak, dizlik yerine vücudun farklı bölümlerinde TENS tedavisi uygulamalarında kullanılmak üzere giysi komponentleri geliştirilebilir. TENS tedavisi, herhangi bir yan etkisi olmaksızın ağrı kesici özelliği olması sebebiyle birçok farklı hastalığın tedavisinde kullanılmaktadır. Bu durumdan faydalanılarak dirsek, el ve ayak bilekleri, bel gibi farklı vücut bölümlerine uygun formda tasarımlar gerçekleştirilerek yeni akıllı giysi komponentleri geliştirilebilir.

Geliştirilen tekstil elektrotları yalnızca TENS uygulamalarında değil, elektrot kullanımını gerektiren EKG, EMG gibi farklı uygulamalarda da denenebilir.

KAYNAKLAR

- Abhishek, A. ve Doherty, M. (2013). Diagnosis and clinical presentation of osteoarthritis. *Rheumatic Disease Clinics of North America*, 39 (1), 45-66.
- Adedoyin, R. A., Olaogun, M. O. ve Oyeyemi, A. L. (2005). Transcutaneous electrical nerve stimulation and interferential current combined with exercise for the treatment of knee osteoarthritis: a randomised controlled trial. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 23 (1), 13-19.
- Alagirusamy, R. ve Das, A. (Ed.). (2010). *Technical textile yarns*. Elsevier. Woodhead Publishing Limited, 2010. North America: CRC Press
- Ati tıbbi cihazlar*, (b.t). 27 Şubat 2017, <http://atitibbicihazlar.com/shop/fizik-tedavi-cihazlari/tens-cihazlari/tens-cihazi-at-001>
- Başar, B. (2009). *Diz osteoartritli hastalarda fizik tedavi modalitelerinin (TENS, ultrason, kısa dalga diatermi) fiziksel fonksiyon üzerine olan etkisi*. Uzmanlık Tezi, İstanbul Fizik Tedavi Rehabilitasyon Eğitim ve Araştırma Hastanesi, 1. Klinik, İstanbul.
- Bedeloğlu, A., Sünter, N. ve Bozkurt, Y. (2010). Elektriksel olarak iletken tekstil yapıları, üretim yöntemleri ve kullanım alanları. *Tekstil ve Mühendis*, 79, 7-17.
- Bekaert*, (b.t.). 20 Temmuz 2017, <https://www.bekaert.com/en/products/basic-materials/textile/conductive-fibers-and-yarns-for-smart-textiles.4>
- Bélangier, A. Y. (2008). *Kanıtı dayalı elektroterapi* (E. Yakut, Çev.). Ankara: Pelikan Yayınevi (Orijinal çalışma basım tarihi 2002).
- Berzowska, J. (2005). Electronic textiles: wearable computers, reactive fashion, and soft computation. *Textile*, 3 (1), 58-75.

Berzowska, J. ve Bromley, M. (2007). Soft computation through conductive textiles. *Proceedings of International Foundation of Fashion Technology Institutes Conference* içinde (12-15). Toronto, Kanada.

Bouwstra, S., Chen, W., Feijs, L. ve Oetomo, S. B. (2009). Smart jacket design for neonatal monitoring with wearable sensors. *Proceedings of 6th International Workshop Wearable Implantable Body Sensor Networks* içinde (162-167). Berkeley, Kaliforniya, ABD.

Bulunmaz, İ. (2011). *Diz osteoartritinde burst tipi TENS tedavisinin etkinliği*. Uzmanlık Tezi, Uludağ Üniversitesi, Bursa.

Buran, R. (2002). *Fizik tedavi yöntemleri ve mikrodenetleyicili TENS tasarımı*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.

Caldani, L., Pacelli, M., Farina, D. ve Paradiso, R. (2010). E-textile platforms for rehabilitation. *Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* içinde (5181-5184). Buenos Aires, Arjantin.

Campbell, T. S., Johnson, J. A. ve Zernicke, K. A. (2013). Gate control theory of pain. *Encyclopedia of behavioral medicine* içinde (832-834). New York: Springer.

Castano, L. M. ve Flatau, A. B. (2014). Smart fabric sensors and e-textile technologies: a review. *Smart Materials and Structures*, 23 (5), 053001.

Cefar complex, (b.t). 27 Şubat 2017, <http://www.cefar.se/Products.asp?all=1>

Cetin, N., Aytar, A., Atalay, A. ve Akman, M. N. (2008). Comparing hot pack, short-wave diathermy, ultrasound, and TENS on isokinetic strength, pain, and functional status of women with osteoarthritic knees: a single-blind, randomized, controlled trial. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 87 (6), 443-451.

- Cheing, G. L., Hui-Chan, C. W. ve Chan, K. M. (2002). Does four weeks of TENS and/or isometric exercise produce cumulative reduction of osteoarthritic knee pain?. *Clinical Rehabilitation*, 16 (7), 749-760.
- Cheing, G. L., Tsui, A. Y., Lo, S. K. ve Hui-Chan, C. W. (2003). Optimal stimulation duration of tens in the management of osteoarthritic knee pain. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 35 (2), 62-68.
- Cheing, G. L. ve Hui-Chan, C. W. (2004). Would the addition of TENS to exercise training produce better physical performance outcomes in people with knee osteoarthritis than either intervention alone?. *Clinical Rehabilitation*, 18 (5), 487-497.
- Chen, H. C., Lee, K. C., Lin, J. H. ve Koch, M. (2007). Fabrication of conductive woven fabric and analysis of electromagnetic shielding via measurement and empirical equation. *Journal of Materials Processing Technology*, 184 (1), 124-130.
- Cho, G., Jeong, K., Paik, M. J., Kwun, Y. ve Sung, M. (2011). Performance evaluation of textile-based electrodes and motion sensors for smart clothing. *IEEE Sensors Journal*, 11 (12), 3183-3193.
- Cho, H. S., Koo, S. M., Lee, J., Cho, H., Kang, D. H., Song, H. Y., ve diğer. (2011). Heart monitoring garments using textile electrodes for healthcare applications. *Journal of Medical Systems*, 35 (2), 189-201.
- Cho, H. ve Lee, J. (2007). A development of design prototype of smart healthcare clothing for silver generation based on bio-medical sensor technology. *Proceedings of 12th International Human-Computer Interaction Conference* içinde (1070-1077). Beijing, Çin.

Coyle, S., Morris, D., Lau, K. T., Diamond, D. ve Moyna, N. (2009). Textile-based wearable sensors for assisting sports performance. *Proceedings of 6th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)* içinde (307-311). Berkeley, Kaliforniya, ABD.

Curteza, A., Cretu, V., Macovei, L. ve Poboroniuc, M. (2016). The manufacturing of textile products with incorporated electrodes. *Autex Research Journal*, 16 (1), 13-18.

Dias, T. (Ed.). (2015). *Electronic textiles: Smart fabrics and wearable technology* (1. Baskı). Cambridge: Woodhead Publishing.

Dunne, L., Ashdown, S. ve McDonald, E. (2002). Smart systems: wearable integration of intelligent technology. *Proceeding of International Textile Design and Engineering Conference (INTEDEC): Fibrous Assemblies at the Design and Engineering Interface* içinde. Cottbus, Almanya.

Elektrisola enamelled copper wire, (b.t.). 20 Temmuz 2017, <http://www.elektrisola.com/us/our-product.html>

Elitex, (b.t.). 20 Temmuz 2017, http://www.imbut.de/uploads/media/ELITEX_235_110_englisch.pdf

Endo, M., Strano, M. S. ve Ajayan, P. M. (2007). Potential applications of carbon nanotubes. *Carbon nanotubes* içinde (13-62). Berlin: Springer.

Erden, S. ve Çelik, S. Ş. (2015). Bir elektro analjezi yöntemi: transkütan elektriksel sinir stimülasyonu ve hemşirenin rolleri. *Hacettepe Üniversitesi Hemşirelik Fakültesi Dergisi*, 2 (1), 50-60.

Ergin, S. (2011). Osteoartritte ağrı oluşum mekanizmaları ve güncel medikal tedavi yaklaşımları. *Türk Geriatri Dergisi*, 14 (1). 63-67.

- Ersoy, M. S. (2012). *Nanokompozit yapılı elektriksel iletken ve elektromanyetik kalkan özellikli teknik tekstillerin tasarımı ve geliştirilmesi*. Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, İstanbul.
- Ethridge, E. (2002). Electrotiles-technology to applications. *Proceedings of the Materials Research Society Conference Symposium* içinde (D1-1). Boston, ABD.
- Finni, T., Hu, M., Kettunen, P., Vilavuo, T. ve Cheng, S. (2007). Measurement of EMG activity with textile electrodes embedded into clothing. *Physiological Measurement*, 28 (11), 1405-1419.
- Frydrysiak, M. ve Teşiorowski, Ł. (2016). Wearable care system for elderly people. *International Journal of Pharma Medicine and Biological Sciences*, 5 (3), 171-177.
- Frydrysiak, M., Ziğba, J., Teşiorowski, L. ve Tokarska, M. (2012). Textronic system to muscle electrostimulation. *International Journal of Medical, Health, Biomedical, Bioengineering and Pharmaceutical Engineering*, 6 (11), 580-586.
- Gao, Y., Li, H. ve Luo, Y. (2015). An empirical study of wearable technology acceptance in healthcare. *Industrial Management & Data Systems*, 115 (9), 1704-1723.
- Giorgino, T., Lorussi, F., De Rossi, D. ve Quaglini, S. (2006). Posture classification via wearable strain sensors for neurological rehabilitation. *Proceedings of 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS)* içinde (6273-6276). Los Alamitos, Kaliforniya, ABD.
- Gniotek, K., Frydrysiak, M., Zięba, J., Tokarska, M. ve Stempień, Z. (2011). Innovative textile electrodes for muscles electrostimulation. *Medical Measurements and Applications Proceedings (MeMeA)* içinde (305-310). Cetraro, İtalya.

- Guidi, A., Lanata, A., Valenza, G., Scilingo, E. P. ve Baragli, P. (2017). Validation of smart textile electrodes for electrocardiogram monitoring in free-moving horses. *Journal of Veterinary Behavior: Clinical Applications and Research*, 17, 19-23.
- Guo, L., Berglin, L., Wiklund, U. ve Mattila, H. (2013). Design of a garment-based sensing system for breathing monitoring. *Textile Research Journal*, 83 (5), 499-509.
- Guo, L., Peterson, J., Qureshi, W., Kalantar Mehrjerdi, A., Skrifvars, M. ve Berglin, L. (2011). Knitted wearable stretch sensor for breathing monitoring application. *Proceedings of Ambience'11* içinde (72-76). Borås, İsveç.
- Güler-Uysal, F. ve Başaran, S. (2009). Diz osteoartriti. *Türkiye Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi*, 55 (1). 1-7.
- Harms, H., Amft, O., Tröster, G., Appert, M., Müller, R. ve Meyer-Heim, A. (2009). Wearable therapist: sensing garments for supporting children improve posture. *Proceedings of the 11th International Conference on Ubiquitous Computing* içinde (85-88). Orlando, Florida, ABD.
- Hasegawa, Y., Shikida, M., Ogura, D. ve Sato, K. (2007). Glove type of wearable tactile sensor produced by artificial hollow fiber. *Proceedings of Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems Conference* içinde (1453-1456). Lyon, Fransa.
- Hegemann, D., Amberg, M., Ritter, A. ve Heuberger, M. (2009). Recent developments in Ag metallised textiles using plasma sputtering. *Materials Technology*, 24 (1), 41-45.

- Hochberg, M. C., Altman, R. D., April, K. T., Benkhalti, M., Guyatt, G., McGowan, J., ve diğeri. (2012). American College of Rheumatology 2012 recommendations for the use of nonpharmacologic and pharmacologic therapies in osteoarthritis of the hand, hip, and knee. *Arthritis Care & Research*, 64 (4), 465-474.
- Hung, C. H., Bai, Y. W., Wu, H. J. ve Chung, K. J. (2014). Monitor and remote control of a heating cloth for the aged. *Proceedings of Consumer Electronics (ICCE)* içinde (266-267). Las Vegas, Nevada, ABD.
- Itoh, K., Hirota, S., Katsumi, Y., Ochi, H. ve Kitakoji, H. (2008). A pilot study on using acupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) to treat knee osteoarthritis (OA). *Chinese medicine*, 3 (2).
- Jette, D. U. (1986). Effect of different forms of transcutaneous electrical nerve stimulation on experimental pain. *Physical Therapy*, 66 (2), 187-190.
- Johnson, M. (2007). Transcutaneous electrical nerve stimulation: mechanisms, clinical application and evidence. *Reviews in Pain*, 1 (1), 7-11.
- Johnson, M. I. (1991). *Factors influencing the analgesic effects and clinical efficacy of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS)*. Doktora tezi. New Castle Üniversitesi, New Castle, İngiltere.
- Jones, I. ve Johnson, M. I. (2009). Transcutaneous electrical nerve stimulation. *Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain*, 9 (4), 130-135.
- Jordan, K. M., Arden, N. K., Doherty, M., Bannwarth, B., Bijlsma, J. W. J., Dieppe, P., ve diğeri. (2003). EULAR recommendations 2003: an evidence based approach to the management of knee osteoarthritis: report of a task force of the standing committee for international clinical studies including therapeutic trials (Escisit). *Annals of The Rheumatic Diseases*, 62 (12), 1145-1155.

- Kane, K. ve Taub, A. (1975). A history of local electrical analgesia. *Pain*, 1 (2), 125-138.
- Kannaian, T., Neelaveni, R. ve Thilagavathi, G. (2013). Design and development of embroidered textile electrodes for continuous measurement of electrocardiogram signals. *Journal of Industrial Textiles*, 42 (3), 303-318.
- Kayacan, O., Bulgun, E. ve Sahin, O. (2009). Implementation of steel-based fabric panels in a heated garment design. *Textile Research Journal*, 79 (16), 1427-1437.
- Kayman Köse, S. (2011). *Normal doğum ve sezaryen sonrası analjezi için TENS uygulaması*. Uzmanlık Tezi. Afyonkarahisar Kocatepe Üniversitesi, Afyonkarahisar.
- Keller, T. ve Kuhn, A. (2008). Electrodes for transcutaneous (surface) electrical stimulation. *Journal of Automatic Control*, 18 (2), 35-45.
- Kim, R. H. ve Cho, G. (2013). Effectiveness of the smart healthcare glove system for elderly persons with hypertension. *Human Factors and Ergonomics in Manufacturing & Service Industries*, 23 (3), 198-212.
- Kiper, S. ve Akça, N. K. (2012). Osteoartriti olan bireylerin ağrı durumlarının değerlendirilmesi. *Bozok Tıp Dergisi*, 2 (2), 29-38.
- Küçükyıldırım, B. O. ve Eker, A. A. (2012). Karbon nanotüpler, sentezleme yöntemleri ve kullanım alanları. *Mühendis ve Makina*, 53 (630), 34-39.
- Lanata, A., Valenza, G. ve Scilingo, E. P. (2012). A novel EDA glove based on textile-integrated electrodes for affective computing. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 50 (11), 1163-1172.

- Law, P. ve Cheing, G. (2004). Optimal stimulation frequency of transcutaneous electrical nerve stimulation on people with knee osteoarthritis. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 36 (5), 220-225.
- Li, L., Au, W. M., Li, Y., Wan, K. M., Wan, S. H. ve Wong, K. S. (2010). Design of intelligent garment with transcutaneous electrical nerve stimulation function based on the intarsia knitting technique. *Textile Research Journal*, 80 (3), 279-286.
- Linz, T., Kallmayer, C., Aschenbrenner, R. ve Reichl, H. (2006). Fully integrated EKG shirt based on embroidered electrical interconnections with conductive yarn and miniaturized flexible electronics. *Proceedings of Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)* içinde (23-26). Cambridge, MA, ABD.
- Löfhede, J., Seoane, F. ve Thordstein, M. (2012). Textile electrodes for EEG recording-a pilot study. *Sensors*, 12 (12), 16907-16919.
- Lukowicz, P. (2008). Wearable computing and artificial intelligence for healthcare applications. *Artificial Intelligence in Medicine*, 42, 95-98.
- Manero, R. R., Shafti, A., Michael, B., Grewal, J., Fernández, J. L. R., Althoefer, K., ve diğer. (2016). Wearable embroidered muscle activity sensing device for the human upper leg. *Proceedings of Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC)* içinde (6062-6065). Orlando, Florida, ABD.
- Martin, T., Jones, M., Edmison, J., Sheikh, T. ve Nakad, Z. (2004). Modeling and simulating electronic textile applications. *Proceedings of the 2004 ACM SIGPLAN/SIGBED Conference on Languages, Compilers, and Tools for Embedded Systems* içinde (10-19). Washington, ABD.
- Mattila, H. (Ed.). (2006). *Intelligent textiles and clothing*. Cambridge: Woodhead Publishing.

- Melzack, R. ve Wall, P. D. (1965). Pain mechanisms: a new theory. *Science*, 150 (3699), 971-979.
- Melzack, R. ve Wall, P. D. (2003). *Handbook of pain management: a clinical companion to Wall and Melzack's "Textbook of pain"*. Londra: Churchill Livingstone.
- Meoli, D., May-Plumlee, T. (2002). Interactive electronic textile development: A review of technologies. *Journal of Textile and Apparel, Technology and Management*, 2 (2), 1-12.
- Mestrovic, M. A., Helmer, R. J., Kyratzis, L. ve Kumar, D. (2007). Preliminary study of dry knitted fabric electrodes for physiological monitoring. *Proceedings of 3rd International Conference on Intelligent Sensors Sensor Networks Information* içinde (601-606). Melbourne, Avustralya.
- Mohan, A., Devasahayam, S. R., Tharion, G. ve George, J. (2013). A sensorized glove and ball for monitoring hand rehabilitation therapy in stroke patients. *Proceedings of India Educators' Conference (TIIEC)* içinde (321-327). Bangalore, Hindistan.
- Nakad, Z., Jones, M. T. ve Martin, T. (2003). Communications in Electronic Textile Systems. *Proceedings of the International Conference on Communications in Computing* içinde (37-46). Dallas, Texas, ABD.
- Ng, M. M. L., Leung, M. C. ve Poon, D. M. Y. (2003). The effects of electroacupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation on patients with painful osteoarthritic knees: a randomized controlled trial with follow-up evaluation. *The Journal of Alternative & Complementary Medicine*, 9 (5), 641-649.

- Ottoson, D. ve Lundeberg, T. (2012). *Pain Treatment by Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS): A Practical Manual*. Springer Science & Business Media.
- Paker, N., Tekdös, D., Kesiktas, N. ve Soy, D. (2006). Comparison of the therapeutic efficacy of TENS versus intra-articular hyaluronic acid injection in patients with knee osteoarthritis: a prospective randomized study. *Advances in Therapy*, 23 (2), 342-353.
- Paradiso, R., Loriga, G., Taccini, N., Gemignani, A. ve Ghelarducci, B. (2005). WEALTHY-a wearable healthcare system: new frontier on e-textile. *Journal of Telecommunications and Information Technology*, 4, 105-113.
- Peltokangas, M., Verho, J. ve Vehkaoja, A. (2012). Night-time EKG and HRV monitoring with bed sheet integrated textile electrodes. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 16 (5), 935-942.
- Pola, T. ve Vanhala, J. (2007). Textile electrodes in ECG measurement. *Proceedings of the 3rd International Conference on Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information* içinde (635-639). Melbourne, Avustralya.
- Post, E. R. ve Orth, M. (1997). Smart fabric, or "wearable clothing". *Proceedings of IEEE Intl. Symposium on Wearable Computers* içinde (167-168). Cambridge, MA, ABD.
- Preece, S. J., Kenney, L. P., Major, M. J., Dias, T., Lay, E. ve Fernandes, B. T. (2011). Automatic identification of gait events using an instrumented sock. *Journal Of Neuroengineering And Rehabilitation*, 8 (1), 32.
- Rattay, F. (1990). *Electrical nerve stimulation*. Wien: Springer.

Rattfält, L., Lindén, M., Hult, P., Berglin, L. ve Ask, P. (2007). Electrical characteristics of conductive yarns and textile electrodes for medical applications. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 45 (12), 1251-1257.

Resistat fiber collection, (b.t.). 20 Temmuz 2017, <http://www.resistat.com/home.asp>

Shieldex yarns, (b.t.). 20 Temmuz, 2017, <http://www.statex.de/en/shieldex-yarns/>

Silver.stat fibres: static and bacterial protection in textiles, (b.t.). 20 Temmuz 2017, http://www.r-stat.fr/pdf/silverSTAT_UK.pdf

Sluka, K. A. ve Walsh, D. (2003). Transcutaneous electrical nerve stimulation: basic science mechanisms and clinical effectiveness. *The Journal of Pain*, 4 (3), 109-121.

Song, H. Y., Lee, J. H., Kang, D., Cho, H., Cho, H. S., Lee, J. W., ve diğer. (2010). Textile electrodes of jacquard woven fabrics for biosignal measurement. *The Journal of the Textile Institute*, 101 (8), 758-770.

Stoppa, M. ve Chiolerio, A. (2014). Wearable electronics and smart textiles: a critical review. *Sensors*, 14 (7), 11957-11992.

Sünter, N. (2011). *İletken ipliklerin üretim yöntemlerinin ve özelliklerinin irdelenmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.

Swiss-Shield, (b.t.). 20 Temmuz 2017, <http://www.swiss-shield.ch/Yarns-Textiles.61.0.html?&L=1>

Tao, X. (Ed.). (2005). *Wearable electronics and photonics*. North America: CRC Press LLC.

- Tezelli, M. K., Ediz, L. ve Tekeoğlu, İ. (2010). Diz osteoartriti tedavisinde TENS ve elektroakupunkturun kısa dönem etkinliklerinin karşılaştırılması. *Van Tıp Dergisi*, 17 (3), 77-83.
- Toon, J. J. (1990). Metal fibers and fabrics as shielding materials for composites, missiles and airframes. *Proceedings of International Symposium on Electromagnetic Compatibility* içinde (5-7). Washington DC, ABD.
- Tormene, P., Bartolo, M., De Nunzio, A. M., Fecchio, F., Quaglini, S., Tassorelli, C., ve diğer. (2012). Estimation of human trunk movements by wearable strain sensors and improvement of sensor's placement on intelligent biomedical clothes. *Biomedical engineering online*, 11 (1), 95.
- Tuncer, T., Çay, H. F., Kaçar, C., Altan, L., Atik, O. Ş., Aydın, A. T., ve diğer. (2012). Diz osteoartrit tedavisinde kanıta dayalı öneriler: Türkiye Romatizma Araştırma ve Savaş Derneği uzlaşısı raporu. *Turk J Rheumatol*, 27 (1), 1-17.
- Uçar, D. ve Bozkurt, M. (2012). Osteoartritte güncel tedavi yöntemleri. *Journal of Clinical and Experimental Investigations*, 3 (1). 137-140.
- Vance, C. G. T., Rakel, B. A., Blodgett, N. P., DeSantana, J. M., Amendola, A., Zimmerman, M. B., ve diğer. (2012). Effects of transcutaneous electrical nerve stimulation on pain, pain sensitivity, and function in people with knee osteoarthritis: a randomized controlled trial. *Physical Therapy*, 92 (7), 898-910.
- Vojtech, L., Bortel, R., Neruda, M. ve Kozak, M. (2013). Wearable textile electrodes for ECG measurement. *Advances in Electrical and Electronic Engineering*, 11 (5), 410-414.
- Wagner, S., Bonderover, E., Jordan, W. B. ve Sturm, J. C. (2002). Electrotextiles: concepts and challenges. *International Journal of High Speed Electronics and Systems*, 12 (02), 391-399.

- Walsh, D. M. (1996). Transcutaneous electrical nerve stimulation and acupuncture points. *Complementary Therapies in Medicine*, 4 (2), 133-137.
- Walsh, D. M. (2003). The evolution of TENS. *Hong Kong Physiotherapy Journal*, 21 (1), 1-4.
- Weder, M., Hegemann, D., Amberg, M., Hess, M., Boesel, L. F., Abächerli, R., ve diğer. (2015). Embroidered electrode with silver/titanium coating for long-term ECG monitoring. *Sensors*, 15 (1), 1750-1759.
- X-Silver-the silver fiber, (b.t.). 20 Temmuz 2017, <http://www.x-silver.cn/index3.htm>
- X-Static performance textiles, (b.t.). 20 Temmuz 2017, <http://noblebiomaterials.com/xstatic-textiles/what-x-static/>
- Xue, P. ve Tao, X. M. (2005). Morphological and electromechanical studies of fibers coated with electrically conductive polymer. *Journal of Applied Polymer Science*, 98 (4), 1844-1854.
- Yalçınkaya, B. ve Yılmaz, D. (2011). Elektronik tekstillerin, tekstil endüstrisindeki yeri ve giyilebilir tekstilde kullanılan iletken lifler. *Tekstil Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 5 (1), 61-71.
- Yetmen, G. (2017). Giyilebilir Teknoloji. *Ulakbilge*, 5 (9), 275-289.
- Yılmaz, R. (2014). Elektromanyetik kalkanlama özelliği olan malzemeler. *EJOVOC: Electronic Journal of Vocational Colleges*, 4 (1), 136-150.
- Yuen, A. C., Bakir, A. A., Rajdi, N. N. Z. M., Lam, C. L., Saleh, S. M. ve Wicaksono, D. H. (2014). Proprioceptive sensing system for therapy assessment using cotton fabric-based biomedical microelectromechanical system. *Sensors*, 14 (8), 2872-2880.

Zeagler, C., Gilliland, S., Audy, S., & Starner, T. (2013). Can i wash it?: the effect of washing conductive materials used in making textile based wearable electronic interfaces. *Proceedings of the 2013 International Symposium on Wearable Computers* içinde (143-144). Zürich, İsviçre.

Zhang, W., Moskowitz, R. W., Nuki, G., Abramson, S., Altman, R. D., Arden, N., ve diğer. (2008). OARSI recommendations for the management of hip and knee osteoarthritis, Part II: OARSI evidence-based, expert consensus guidelines. *Osteoarthritis and Cartilage*, 16 (2), 137-162.

Zhou, H., Lu, Y., Chen, W., Wu, Z., Zou, H., Krundel, L., ve diğer. (2015). Stimulating the comfort of textile electrodes in wearable neuromuscular electrical stimulation. *Sensors*, 15 (7), 17241-17257.

Ziğba, J., Frydrysiak, M. ve Tokarska, M. (2011). Research of textile electrodes for electrotherapy. *Fibres & Textiles in Eastern Europe*, 5 (88), 70-74.