

ARAŞTIRMA MAKALESİ (Research Article)

¹Mualla Gözde Çalışkan Çoban,
Orcid: 0009-0001-1540-8469

²Banu Hatice Gürcüm,
Orcid: 0000-0001-9687-9598

¹PhD Student, Ankara Hacı Bayram Veli University, Faculty of Arts and Design, Department of Textile Design, Ankara, Türkiye

²Title, University, Faculty/High School/Vocational School, Department, Ankara, Türkiye

Sorumlu Yazar (Corresponding Author):
Mualla Gözde ÇALIŞKAN ÇOBAN
gozdecalskancoban@gmail.com

Anahtar Kelimeler:

Akıllı Tekstiller, İletken İplik, EKG, Dikiş Deseni, Direnç Ölçümü, Giyilebilir Sağlık Teknolojileri

Keywords:

Smart Textiles, ECG (Electrocardiography), Conductive Thread, Stitch Pattern, Resistance Measurement, Wearable Health Technologies

Farklı Dikiş Desenlerinin Elektriksel Performansa Etkisi: Tekstil Tabanlı Elektrotlar Üzerine Deneysel Bir Çalışma

The Effect of Different Stitch Patterns on Electrical Performance: An Experimental Study on Textile-Based Electrodes

DOI: 10.54976/tjfdm.1725305

Alınış Tarihi (Received): 23.06.2025

Kabul Tarihi (Accepted): 21.07.2025

ÖZ

Günümüzde kardiyovasküler hastalıklar, dünya genelinde en yaygın ölüm nedenleri arasında yer almakta ve bireylerin yaşam kalitesini etkilemektedir. Elektrokardiyografi (EKG), bu hastalıkların teşhis ve takibinde yaygın olarak kullanılan, güvenilir biyosinyal izleme yöntemidir. Geleneksel EKG sistemleri genellikle yapışkanlı jel elektrotlara dayanmakta olup, bu yapılar uzun süreli kullanımda ciltte tahrişe, konforsuzluğa ve sınırlı yeniden kullanılabilirliğe neden olmaktadır. Bu bağlamda, tekstil tabanlı elektrotlar; esneklik, yıkanabilirlik ve giyilebilirlik avantajları sayesinde, EKG sistemlerinde alternatif bir çözüm olarak ön plana çıkmaktadır. Tekstil yüzeylerine entegre edilebilen veya iletken iplikler kullanılarak geliştirilebilen elektrotlarda iletkenliğe etki eden önemli faktörlerden biri dikiş deseni geometrisi olarak kabul edilmektedir. Bu çalışmada, iki farklı iletken iplik türü kullanılarak beş farklı dikiş deseninde üretilen iletim hatlarının elektriksel performansları GW Instek LCR-816 model masaüstü LCR metre kullanılarak ölçülmüştür. Ölçümler sabit bir frekans (2 kHz) üzerinden gerçekleştirilmiş olup, farklı desen ve iplik kombinasyonlarının oluşturduğu direnç (R) ve kalite (Q) değerleri analiz edilmiştir. Analiz sonuçları özellikle giyilebilir EKG sistemlerinde kullanılacak optimal dikiş tipi/deseni ile iletken iplik kombinasyonunu ortaya koymuştur.

ABSTRACT

Cardiovascular diseases are among the most common causes of death worldwide today and significantly affect individuals' quality of life. Electrocardiography (ECG) is a widely used and reliable biosignal monitoring method for the diagnosis and follow-up of these diseases. Traditional ECG systems typically rely on adhesive gel electrodes, which can cause skin irritation, discomfort, and limited reusability during prolonged use. In this context, textile-based electrodes have emerged as an alternative solution in ECG systems due to their advantages such as flexibility, washability, and wearability. One of the critical factors influencing the conductivity of electrodes that can be integrated into textile surfaces or developed using conductive threads is the geometry of the stitch pattern. In this study, the electrical performances of transmission lines produced in five different stitch patterns using two types of conductive threads were measured with a GW Instek LCR-816 benchtop LCR meter. The measurements were carried out at a fixed frequency (2 kHz), and the resistance (R) and quality (Q) values resulting from different stitch and thread combinations were analyzed. The analysis results revealed the optimal stitch type/pattern and conductive thread combination, particularly suitable for use in wearable ECG systems.

Kaynak gösterimi: Çalışkan Çoban, M., ve Gürcüm, B., H. (2025). Farklı dikiş desenlerinin elektriksel performansa etkisi: Tekstil tabanlı elektrotlar üzerine deneysel bir çalışma. *Turkish Journal of Fashion Design and Management*, 7(2), 175-194, <https://doi.org/10.54976/tjfdm.1725305>

How to cite: Çalışkan Çoban, M., ve Gürcüm, B., H. (2025). The Effect of different stitch patterns on electrical performance: An Experimental study on textile-based electrodes. *Turkish Journal of Fashion Design and Management*, 7(2), 175-194, <https://doi.org/10.54976/tjfdm.1725305>

Giriş

Sağlık Bakanlığı Halk Sağlığı Genel Müdürlüğü tarafından yayımlanan Türkiye Kalp ve Damar Hastalıklarını Önleme ve Kontrol Programı Eylem Planı 2021–2026 raporuna göre, dünyadaki ölümlerin yaklaşık %76,4’ü bulaşıcı olmayan hastalıklardan kaynaklanmaktadır. Bu hastalık grubu içinde, kalp ve damar hastalıkları en yaygın ölüm nedenleri arasında ilk sırada yer almaktadır. Gelişmiş ülkelerde bu hastalıklardan kaynaklı ölüm oranlarında azalma gözlemlenirken, gelişmekte olan ülkelerde artış eğilimi sürmektedir. Bununla birlikte, toplumların yaşlanması ve ortalama yaşam süresindeki artış, gelişmiş ülkelerde dahi kalp ve damar hastalıklarına bağlı yükün artmasına neden olmaktadır (T.C. Sağlık Bakanlığı, 2021).

Dünya Sağlık Örgütü (WHO, 2024) verilerine göre, kardiyovasküler hastalıklar her yıl yaklaşık 17,9 milyon kişinin ölümüne yol açmaktadır. Bu hastalık grubu, yalnızca bireysel sağlık açısından değil, aynı zamanda sağlık sistemleri üzerindeki ekonomik ve yapısal yük açısından da önemli bir sorun oluşturmaktadır.

Dünya Kalp Federasyonu (2024) verileri, günümüzde kardiyovasküler hastalıklarla yaşayan insan sayısının 523 milyonu aştığını ve son yirmi yılda bu sayının neredeyse iki katına çıktığını göstermektedir. Ayrıca, bu hastalıklardan kaynaklanan ölümlerin yaklaşık üçte birinin, 70 yaş altı bireylerde meydana geldiği belirtilmektedir (World Heart Federation, 2024).

Kardiyovasküler hastalıkların artan yaygınlığı ve sağlık sistemine olan yükü, yalnızca tedavi değil, erken teşhis ve sürekli izleme ihtiyacını da beraberinde getirmektedir. Bu noktada, elektrokardiyografi (EKG), kalp sağlığının değerlendirilmesinde kritik tanı yöntemlerinden biri olarak öne çıkmaktadır.

ÖYKÜ	FİZİKSEL MUAYENE	TANI ARAÇLARI
• Göğüs ağrısı • Nefes darlığı • Güçsüzlük, halsizlik, tıkanma hissi • Çarpıntı • Bulantı ya da karın bölgesinde ağrı • Ayaklarda şişme, kilo alma	• Genel görünüm • Nabız • Kan Basıncı • Terleme • Hızlı Soluma • Şok • Bayılma • Kalp Sesleri • Üfürümler	• Kan Testleri • Elektrokardiyografi(EKG) • Akciğer Grafisi ve Telegrafi • Egzersiz Stres Testi • Ekokardiyografi • Holter Monitorizasyonu • Kalp Kası(Miyokard) Perfüzyon Görüntülemesi • Elektron Akımlı Bilgisayarlı Tomografi (EBCT) • Magnetik Rezonans Anjiyografi • Kroner Anjiyografi • İntravasküler Ultrasonografi

Şekil 1. Kullanılan Yöntemler (Komsuoğlu & Çelikyurt, 2006, s. 15-21) kaynağından yararlanılarak yapılmıştır
Figure 1. This section/figure was prepared by utilizing the "Methods Used" from Komsuoğlu & Çelikyurt (2006)

Kalp kasının elektriksel aktivitesini ölçerek çeşitli ritim bozuklukları, miyokard enfarktüsü gibi durumların belirlenmesine olanak tanıyan EKG, hem klinik hem de ev ortamında yaygın biçimde uygulanmaktadır. Ancak geleneksel EKG sistemleri genellikle tek

kullanımlık, yapışkanlı jel elektrotlara dayandığından uzun süreli kullanımlarda kullanıcı konforunu azaltmakta, cilt tahrişine yol açmakta (Ankhili, et al., 2018) ve çevresel sürdürülebilirlik açısından sorun oluşturmaktadır.

Giyilebilir sağlık izleme sistemlerinin temel amacı, bireylerin tanıdık ev ortamlarında bağımsız ve aktif bir yaşam sürmelerini sağlarken, sağlık durumlarının ve fiziksel iyi oluşlarının kesintisiz, girişimsel olmayan ve rahatsızlık vermeyen bir şekilde izlenmesini mümkün kılmaktır (Majumber, et al., 2017).

Bu sorunlara alternatif olarak geliştirilen tekstil tabanlı elektrotlar, özellikle giyilebilir sistemlerin ergonomik, konforlu ve uzun süreli kullanımına olanak tanımaktadır. İletken iplikler kullanılarak kumaş yapısına entegre edilebilen bu elektrotlar; esneklik, hava geçirgenliği, yıkanabilirlik ve yeniden kullanılabilirlik gibi avantajları sayesinde, geleneksel EKG sistemlerine yenilikçi bir alternatif sunmaktadır. Özellikle günlük yaşamda kesintisiz ve kablosuz sağlık izleme uygulamaları için tekstil elektrotlar ile entegre edilmiş giyilebilir EKG sistemleri, kişiselleştirilmiş sağlık takibinde giderek daha fazla önem kazanmaktadır.

Tekstil tabanlı elektrot sistemlerinin üretimi ve performans değerlendirmeleri, halen bazı belirsizlikler ve eksiklikler barındırmaktadır. Shuvo, Shah ve Dağdeviren (2022), tekstil elektroniği alanında yapılan 58 çalışmayı inceleyerek, malzeme ve üretim yöntemlerinde büyük çeşitlilik bulunduğunu ancak sensör performanslarının endüstri standartlarına uygun biçimde karakterize edilmediğini vurgulamaktadır. Ayrıca bu sistemlerin FDA Class II onay sürecinden geçmesi gerektiği halde, tekstil elektroniği uygulamalarına özgü standart test protokollerinin eksikliği dikkat çekmektedir (Shuvo, et al., 2022).

Bu çalışmanın amacı, iletken iplikler kullanılarak beş farklı dikiş deseniyle oluşturulan tekstil tabanlı iletim hatlarının elektriksel performansını deneysel ve nicel verilerle değerlendirmektir. Bu kapsamda, iki farklı iletken iplik türüyle toplam on farklı iletim hattı tasarlanmış; her kombinasyonun direnç (R) ve kalite faktörü (Q) değerleri, GW Instek LCR-816 masaüstü LCR metre cihazı ile 2 kHz sabit frekansta ölçülerek analiz edilmiştir. Elde edilen veriler doğrultusunda, düşük gerilimli biyosinyallerin güvenilir biçimde iletimi için gerekli olan düşük dirençli, esnek ve yıkanabilir iletken yolların tasarımına yönelik optimal iplik-deseni kombinasyonları belirlenmiştir.

Bu çalışma, giyilebilir EKG sistemleri başta olmak üzere, iletken iplik tabanlı fonksiyonel tekstil yapılarına ilişkin literatürde sınırlı sayıda ele alınan dikiş geometrisinin iletkenlik üzerindeki etkisini nesnel ve uygulanabilir bir değerlendirme modeliyle ortaya koymayı amaçlamaktadır.

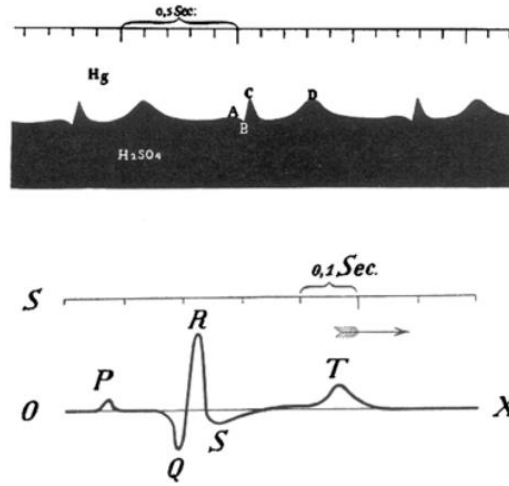
1. Elektrokardiyografi ve Cihazlarının Tarihsel Gelişimi

Kalpте oluşаn elektriksel aktivitenin, vücut yüzeyine yerleştirilen elektrotlar aracılığıyla kaydedilmesi süreci Elektrokardiyografi (EKG) olarak tanımlanır. Bu yöntemle elde edilen kayıtlar Elektrokardiyogram, bu kaydı gerçekleştiren cihaz ise yine Elektrokardiyografi cihazı olarak adlandırılmaktadır (Ekşi, vd., 2013).

Bu alandaki ilk çalışmalar, 1791 yılında Luigi Galvani'nin kaslarda elektrik akımının varlığını keşfetmesiyle başlamıştır. Ardından Carlo Matteucci, Kölliker ve Müller gibi araştırmacılar, 1842–1856 yılları arasında kalp atımlarına eşlik eden elektriksel akımları gözlemleyerek önemli katkılarda bulunmuşlardır (Başar, Koldaş, & Ayan, 2010).

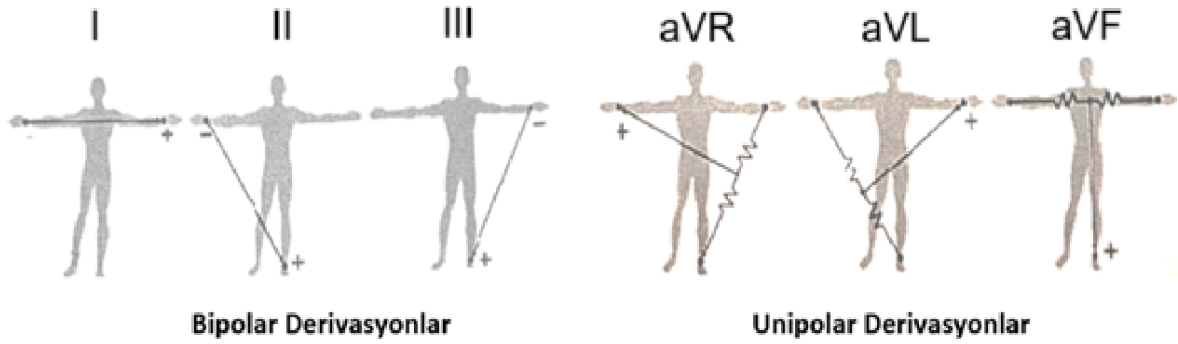
Elektrokardiyografinin bilimsel temelini oluşturan en önemli kişi, Willem Einthoven (1860–1927) olarak kabul edilmektedir. Einthoven, bu alandaki çalışmalarına cıvalı kapiler elektrometre kullanarak başlamış; bu cihazla elde edilen bozulmuş sinyalleri matematiksel yöntemlerle düzeltmiş ve 20. yüzyılın başında ilk doğru EKG dalga formlarını kaydetmeyi başarmıştır. Daha sonra kendi tasarımı olan tel galvanometresini geliştirerek EKG kayıtlarının doğruluğunu ve güvenilirliğini artırmıştır (Barold, 2003).

Einthoven'in bu başarıları, arkadaşı Augustus Waller'ın çalışmalarıyla beslenmiş, laboratuvar asistanı Van der Woerd ve öğrencileri (Sir Thomas Lewis, George E. Fahr gibi) tarafından da desteklenmiştir (Kennedy, 2006).



Şekil 2. Einthoven tarafından modifiye edilmiş kapiler elektrometre ile EKG'nin geliştirilmiş kaydı (Barold, 2003)
Figure 2. Improved recording of the ECG using the capillary electrometer modified by Einthoven

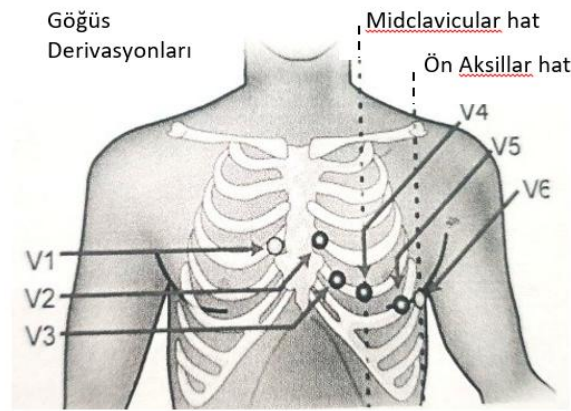
EKG sistemlerinin taşınabilir hâle gelmesi ise, 20. yüzyılın ortalarına rastlamaktadır. Bu bağlamda, N.J. Holter tarafından geliştirilen ve uzun süreli EKG izlemesine olanak tanıyan taşınabilir sistem, klinik kullanıma yönelik önemli bir dönüm noktası olmuştur. Del Mar (2005), 2 Kasım 1965 tarihinde yayımlanan bir sayfalık patentte (no. 3215136) Holter'in yanı sıra eş buluşçu olarak Wilford R. Glasscock'un da yer aldığını ve bu alandaki katkılarının göz ardı edilemeyeceğini ifade etmektedir (Del Mar, 2005).



Şekil 4. Ekstremitte Derivasyonları (Ekşi, vd., 2013, kuwait.hsc.edu.kw, 2010)

Figure 4. Limb Leads

- Horizontal düzlem (göğüs derivasyonları): V1, V2, V3, V4, V5, V6



Şekil 5. Göğüs Derivasyonları (Balcı, 2014)

Figure 5. Precordial Leads

Göğüs derivasyonlarının vücut üzerindeki anatomik yerleşimleri aşağıdaki gibidir (Balcı, 2014):

- V1: Sternumun sağ 4. interkostal aralık ile sternumun birleştiği nokta
- V2: Sternumun sol 4. interkostal aralık ile sternumun birleştiği nokta
- V3: V2 ve V4 arasındaki hayali çizginin ortasında
- V4: Sol midklaviküler (orta klaviküler) hat ile 5. interkostal aralığın kesiştiği nokta
- V5: Ön aksiller hat ile V5-V6'nın horizontal olarak kesiştiği nokta
- V6: Orta aksiler hat ile V5-V6'nın horizontal olarak kesiştiği nokta

Her bir elektrot, ilgili derivasyonun bir kutbunu oluşturarak kalbin belirli bir yönünü “görür”. Böylece, 12 derivasyon sayesinde kalbin elektriksel aktivitesi farklı açılardan izlenebilir (Wagner & Strauss, 2015). Bu yapı, kalbi üç boyutlu bir perspektifle değerlendirmeyi mümkün kılar.

Goldberger (2014), EKG çekimini bir beyzbol maçının çoklu kamera açılarıyla izlenmesine benzetmiştir. Nasıl ki oyunun tamamını görebilmek için birden fazla kamera açısı gerekiyorsa, kalbin dinamik elektriksel aktivitesini doğru bir şekilde analiz

edebilmek için de birden çok derivasyona ihtiyaç olduğunu belirtmiştir (Goldberger, et al., 2014).

Apple Watch Series 4 ve sonraki modeller ile tüm Apple Watch Ultra modellerinde bulunan EKG uygulaması, tek derivasyonlu (Derivasyon I) EKG'ye benzer ölçümler yapmaktadır. Standart doktor muayenelerinde genellikle 12 derivasyonlu EKG çekilirken, Apple Watch'taki EKG uygulaması, söz konusu on iki dalga formuna benzer bir dalga formunu ölçmektedir. Bu da kalp atış hızı, ritmi ve atriyal fibrilasyon gibi bazı durumlar hakkında bilgi verir. Ancak kalp krizi gibi rahatsızlıkların tanısında yeterli değildir. Yine de doktorlar, evde veya hastanede hastaların ritimlerini izlemek için tek derivasyonlu EKG takibi isteyebilir. Apple Watch, bu izlemeyi doktor talimatı olmadan da yapma imkânı sunar (Apple, 2024).

2.2. Elektrot Çeşitleri

Elektrokardiyografi (EKG) sistemlerinin temel bileşenlerinden biri olan elektrotlar, kalbin elektriksel aktivitesini deri yüzeyinden algılayarak EKG cihazına ileten sensörlerdir. Kullanım amaçlarına, yapısal özelliklerine ve uygulama alanlarına göre farklı türleri bulunmakta olup Tablo 1.'de sunulmuştur.

Tablo 1. Elektrot Çeşitleri

Table 1. Type of Electrode

Elektrot Adı		Yapısı	Avantajları	Dezavantajları
Tek Kullanımlık (Disposable) Jel Elektrotlar		Alt yüzeyinde yapışkanlı iletken jel, üst kısmında metal (genellikle gümüş/silver chloride – Ag/AgCl) temas noktası bulunur.	Uygulaması kolaydır. Klinik hijyen açısından güvenlidir. Sinyal kalitesi genellikle yüksektir.	Uzun süreli kullanımda ciltte tahrişe, alerjik reaksiyonlara veya terle birlikte yapışkanın bozulmasına neden olabilir. Tek kullanımlıktır; çevresel atık oluşturur.
Vakumlu (Suction) Elektrotlar		Genellikle göğüs derivasyonlarında (V1–V6) geçici kayıtlar için kullanılır.	Jel veya yapışkan gerekmeden tekrar tekrar kullanılabilir.	Hareketli hastalarda sabit kalmakta zorlanabilir.
Klipsli Elektrotlar		Genellikle ekstremitte derivasyonlarında (el ve ayak bilekleri) Elektrot kablosu doğrudan klips aracılığıyla elektrota bağlanır.	Avantajı: Pratik, yıkanabilir ve uzun ömürlüdür.	Cilt ile temas yüzeyine iletken jel veya solüsyon uygulanması gerekir.
Tekstil Tabanlı Elektrotlar (Giyilebilir Elektrotlar)		Giyilebilir EKG sistemlerinde uzun süreli izlem amacıyla kullanılır. İletken iplikler veya iletken kaplamalı kumaşlarla üretilir; giysi içine entegre edilir.	Esnek, yıkanabilir ve konforludur. Yeniden kullanılabilir. Uzun süreli izleme için ciltle dosttur.	Sinyal kalitesi cilt-elektrot temasına, hareket ve neme göre değişebilir. Üretim ve kalibrasyon süreci daha karmaşıktır.
Kuru Elektrotlar (Dry Electrodes)		Jel veya iletken sıvı olmadan doğrudan cilt ile temas kurar.	Uzun süreli kullanımda daha konforludur, jel ihtiyacını ortadan kaldırır.	Cilt direnci yüksek olduğunda sinyal kalitesi düşebilir.

Tüm bu elektrot türlerinin çeşitli avantajları bulunsa da, tekstil elektrotlar özelinde üretim parametreleri ile EKG performansı arasındaki ilişkinin yeterince anlaşılmamış olması önemli bir zorluk oluşturmaktadır (Brehm & Anderson, 2023). Bu durum, geliştirilecek sistemlerin tasarım sürecini deneme yanılmaya dayalı ve öngörülemez hâle getirmektedir. Ayrıca, Blachowicz, Ehrmann ve Ehrmann (2021) bu teknolojilerin laboratuvarından sanayiye aktarımında hala birçok teknik ve uygulamalı sorunun aşılamadığını belirtmektedir.

2.3. İletim Hatları

Elektrokardiyogram (EKG) sistemlerinde, kalpten yayılan hassas elektriksel sinyallerin elektrotlardan EKG cihazına aktarılmasında iletim hatları kritik bir rol oynar. Bu hatların performansı ve güvenliği, elde edilen EKG verisinin doğruluğu ve hastanın konforu için büyük önem taşır. Bu nedenle, Amerikan Tıbbi Cihazlar Geliştirme Derneği (AAMI) Elektrokardiyograf (EKG) Komitesi tarafından geliştirilen ANSI/AAMI EC53:2013/(R)2020 EKG Ana Kabloları ve Hasta Kabloları Standardı, cihazlarda kullanılan kablolar için asgari gereksinimleri belirlemiştir. Bu standart, kabloların güvenlik, performans ve birbirleriyle uyumluluk açısından belirli kriterleri karşılamasını zorunlu kılar (AAMI, 2025).

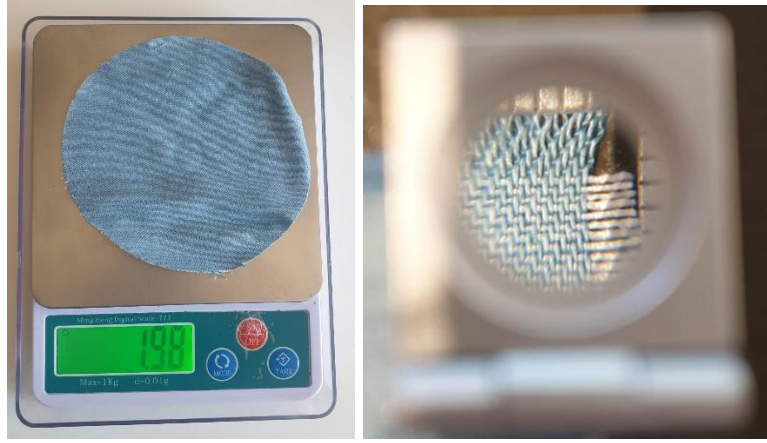
Standart, iletim hatlarının çeşitli dış etkenlere karşı direncini detaylandırır. Örneğin, kablonun mekanik manipülasyona (bükülme, titreşim) karşı oluşturduğu gürültü seviyesinin 50 μV 'yi aşmaması gerekir. Elektromanyetik girişime (EMI) karşı koruma sağlamak amacıyla çift ekranlama veya örgülü kalkan gerekliliği bulunur. Ayrıca, kabloların mekanik sağlamlığı için bükülme (bend) ve çekme toleransı testleri gibi özel testler uygulanır. Kullanıcı kolaylığı ve doğru bağlantı için kablo ucunda, simge tabanlı veya renk kodlu bir bağlantı yeri ("cable yoke") bulunması da standartta belirtilmiştir (AAMI, 2025).

Geleneksel EKG kablolarının aksine, giyilebilir EKG ürünleri esneklik ve konfor odaklı çözümler sunar. Bu ürünlerde, iletken malzemeler ve tekstil yüzey oluşturma teknikleri kullanılarak elde edilen esnek, yıkanabilir tekstil tabanlı iletim hatları tercih edilmektedir (Arquilla, K.Webb, & Anderson, 2020, s. 1). Bu yaklaşım, giysilere entegre edilebilen ve günlük kullanımda rahatsızlık yaratmayan sistemlerin geliştirilmesine olanak tanır.

3. Materyal ve Yöntem

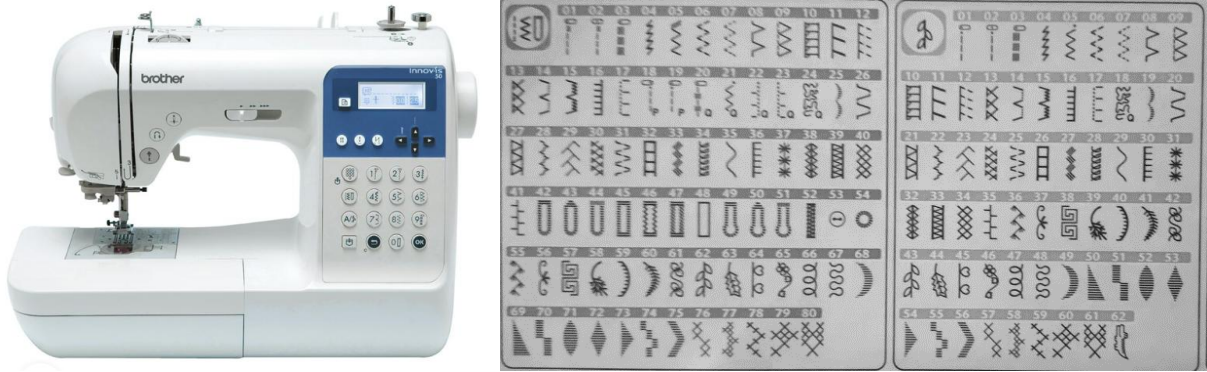
3.1. Kullanılan Malzemeler

Bu çalışma kapsamında, iletken tekstil yapılarının üretimine yönelik olarak farklı dikiş desenlerinin (düz ve zikzak) performansı incelenmiştir. Bu amaçla, atkı sıklığı 26 tel/cm çözgü sıklığı 42 tel/cm olan 2/1 dimi dokuma yapısında 198 g/m² ağırlığında pamuklu kumaş üzerinde her biri 10 cm uzunluğunda olacak şekilde iletken iplikler kullanılarak dikiş uygulamaları gerçekleştirilmiştir.



Şekil 6. Pamuklu Test Kumaşı ve Örgü yapısı
Figure 6. Cotton test fabric and Fabric Structure

Bu çalışmada Brother Innov-is 50 Dikiş Nakış ve Piko Makinesi kullanılarak düz dikiş ve teknik nakış yöntemi kullanılarak iletim hattı elde edilmiştir. Dekoratif dikişler elde edilirken dikiş uzunluğu yani dikiş adım ayarı ve dikiş genişliği yani desen genişliği olmak üzere belirlenen ölçülerde uygulama yapılmıştır. Dikiş adımında bir dikişin bir sonraki dikişe olan mesafesi; dikiş genişliğinde iğnenin yanlara doğru ne kadar hareket edeceğini yani dikişin veya desenin enini (genişliğini) seçilmiştir.



Şekil 7. Brother Innov-is 50 ve desen seçenekleri
Figure 7. Brother Innov-is 50 and pattern



Şekil 8. Coats Magellan Tkt 080 ve Madeira HC40 iplikleri (Coats, 2025)
Figure 8. Coats Magellan Tkt 080 and Madeira HC40

Coats Magellan: Antistatik amaçlı geliştirilmiş, daha yüksek iç dirençli iletken Tkt 080-30 tex kalınlığında Natrl renk kodunda iplik ile çalışmalar yapılmıştır. İpliğin teknik özellikleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 2. Coats Magellan İpliğin Teknik Özellikleri
Table 2. Coats Magellan Data Sheet

Malzeme	%70 CFP %30 AS
İplik Tek Kat/Katlı	2
Tkt	80
İplik Numarası	300dtex
Elektrik Direnci	< 12 M Ω /m

Kullanılan ipliğin iletkenlik katsayısı şu şekilde hesaplanmıştır:

- İpliğin dtex değeri kullanılarak birim metre başına kütle (m_L):

$$m_L = D_{\text{tex}} / 10.000 \text{ (g/m)} \quad m_L = 300 / 10.000 \text{ (g/m)} \quad m_L = 3 \times 10^{-5} \text{ kg/m}$$

- İpliğin Yoğunluğu: (kg/m³)

$$\rho_{\text{karışım}} = \omega_1 \cdot \rho_1 + \omega_2 \cdot \rho_2 \quad \rho_k = (\%70.1500 \text{ kg/m}^3) + (\%30.1200 \text{ kg/m}^3)$$

$$\rho_k = 1410 \text{ kg/m}^3$$

- İpliğin Kesit Alanı (A): (m²)

$$A = m_L / \rho_k \quad A = 3 \times 10^{-5} \text{ kg/m} / 1410 \text{ kg/m}^3 \quad A = 2,1276 \times 10^{-8} \text{ m}^2$$

- İletkenlik katsayısı(σ): (S/m)

$$\sigma = \frac{l}{R \cdot A} \quad \sigma = \frac{1}{(12 \times 10^6 \Omega/\text{m})(2,1276 \times 10^{-8} \text{ m}^2)} \quad \sigma \approx 3,9167 \text{ S/m}$$

Madeira HC40: Yüksek iletkenliğe sahip, gümüş kaplı polyamid esaslı iplik ile çalışmalar yapılmıştır. İpliğin teknik özellikleri aşağıdaki tabloda verilmiştir.

Tablo 3. Madeira HC40 İpliğin Teknik Özellikleri
Table 3. Madeira HC40 Data Sheet

Malzeme	%100 Poliamid
Kaplama Öncesi İplik Numarası	117 x 2 dtex
Kaplama Sonrası İplik Numarası	290 dtex $\pm$ 6 dtex
Kaplama	99.9 % Saf Gümüş
Özgül Elektrik Direnci	< 300 Ω /m
Kopma Mukavemeti	1400 cN
Kopma Uzaması	21%

Kullanılan ipliğin iletkenlik katsayısı şu şekilde hesaplanmıştır:

- İpliğin dtex değeri kullanılarak birim metre başına kütle (m_L):

$$m_L = D_{\text{tex}} / 10.000 \text{ (g/m)} \quad m_L = 290 / 10.000 \text{ (g/m)} \quad m_L = 2,9 \times 10^{-5} \text{ kg/m}$$

- İpliğin Yoğunluğu: (kg/m^3)

Kaplama öncesi poliamid numarası: $117 \times 2 = 234 \text{ dtex}$

Gümüş kaplama dtex: $290 - 234 = 56 \text{ dtex}$

Poliamid oranı = Poliamid dtex / Toplam dtex $= 234 / 290$, Poliamid oranı = %80,69, Gümüş oranı = %19,31

(Kaplama olması sebebiyle hacimsel oranlar üzerinden hesaplama yapılmıştır)

$$\rho_{\text{ortalama}} = \frac{1}{\left(\frac{\text{Ağırlık Oranı}_1}{\rho_1}\right) + \left(\frac{\text{Ağırlık Oranı}_2}{\rho_2}\right)}$$

$$\rho_{\text{ortalama}} = \frac{1}{\left(\frac{0,8069}{1140}\right) + \left(\frac{0,1931}{10490}\right)} \quad \rho_k \approx 1377 \text{ kg/m}^3$$

- İpliğin Kesit Alanı(A): (m^2)

$$A = m_L / \rho_k \quad A = 2,9 \times 10^{-5} \text{ kg/m} / 1377 \text{ kg/m}^3 \quad A = 2,106 \times 10^{-8} \text{ m}^2$$

- İletkenlik katsayısı(σ): (S/m)

$$\sigma = \frac{l}{R \cdot A} \quad \sigma = \frac{1}{(300 \Omega/\text{m})(2,106 \times 10^{-8} \text{ m}^2)} \quad \sigma \approx 158.277 \text{ S/m}$$

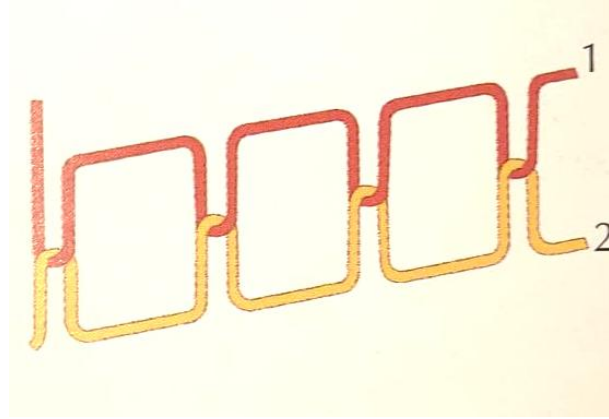
Pamuklu 2/1 dimi dokuma 198 g/m^2 kumaş üzerinde dikişler oluşturulmuştur.

3.2. İletim Hatları Tasarımı

Çalışmada düz ve zigzag olmak üzere 2 farklı dikiş deseni seçilerek uygulanmıştır. Düz dikiş olarak adlandırılan yöntem, ISO 4915 standardına göre 301 numaralı kilit dikiş (lockstitch) tipi olarak sınıflandırılmaktadır. Düz dikiş için 3 farklı dikiş adımında çalışma yapılmıştır. Dikiş adımları 2,5 mm, 3,5 mm ve 4,5 mm olarak belirlenmiş ve bu değerlerde uygulanmıştır. Dekoratif dikişlerden teknik nakış olarak adlandırılan yöntem, ISO 4915 standardına göre 304 numaralı zigzag dikişi tip olarak sınıflandırılmaktadır.

1. Düz dikiş-301 Kilit Dikiş

Kilit dikiş, iğne ipliğinin kumaşın üst yüzeyinden alt yüzeyine geçerek bu noktada mekik ipliğiyle birleşmesiyle oluşan bir dikiş türüdür. En yaygın kullanılan formu tip 301'dir. İplik gerginlikleri doğru şekilde ayarlandığında, her iki yüzeyde de simetrik ve düzgün bir görünüm elde edilir. Bu dikiş tipi, sağlamlığı ve aşınma direncinin yüksekliği ile öne çıkarken, sık mekik değiştirme gereksinimi dezavantaj olarak değerlendirilmektedir (Coats, 2004).

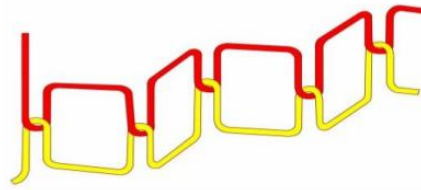


Şekil 9. Tip 301-Kilit Dikiş (Coats, 2004)

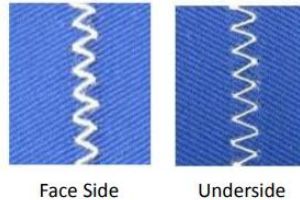
Figure 9. Type 301- Lockstitch

2. Dekoratif Dikiş- 304 Kilit Zigzag Dikiş

304 numaralı dikiş, genellikle "zikzak kilit dikişi" olarak adlandırılır. Bu dikiş, dikişin ortasına yerleştirilmiş bir iğne ve mekik ipliği ile oluşturulur. Zikzak görünümünü sağlamak için, malzeme beslenirken iğne çubuğu yanıl hareket ederek simetrik bir zikzak deseni ortaya çıkar (Supsew, 2025). Ayrıca, puntolama (bartacking), kilit dikişli düğme dikimi ve ilik açma işlemlerini tanımlamak için de kullanılır (A&E, 2025). Kilitlenme mekanizması 301 dikiş ile aynıdır; iğne ipliği ile mekik ipliği birbirini sarar. Ancak iğnenin yanıl hareketi dikişe genişlik ve esneklik kazandırır.



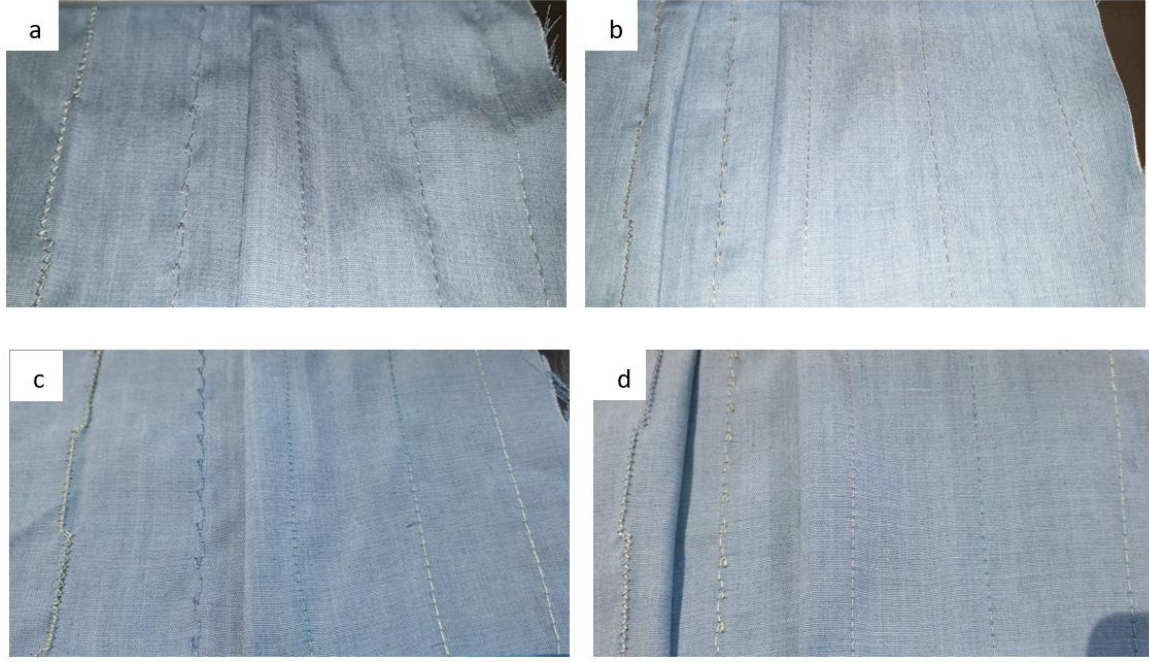
Stitch type 304



Şekil 10. Tip 304-Zigzag Dikiş (Supsew, 2025, s. 10)

Figure 10. Tip 304-Zigzag Stitch

Her desen, her iplik ile 10 cm uzunluğunda dikilerek birer test örnekleri hazırlanmıştır.



Şekil 11. a-Ön Coats Magellan Tkt 080, b-Ön Madeira HC40, c- Arka Coats Magellan Tkt 080, d-Arka Madeira HC40 iplikleri ile yapılan dikiş desenleri

Figure 11. *Stitch patterns made with threads a-Face Side Coats Magellan Tkt 080, b- Face Side Madeira HC40, c- Back Side Coats Magellan Tkt 080, d-Back Side Madeira HC40*

3.3. Test Yöntemi

LCR Metre ile Elektriksel Özelliklerin Ölçümü

Çalışmada, iletken iplikle oluşturulmuş dikiş desenlerinin elektriksel performansını değerlendirmek amacıyla yapılan elektriksel özelliklerin ölçümleri Kardinero A.Ş.'nin laboratuvarında GW Instek LCR-816 model masaüstü LCR metre (Şekil 12) kullanılarak yapılmıştır. Bu cihaz, tekstil bazlı iletken yolların, direnç (R), kalite faktörü (Q), kapasitans (C) ve indüktans (L) gibi parametrelerinin yüksek hassasiyetle ölçülmesini sağlamaktadır. Bu ölçüm yöntemi, özellikle iletken tekstil yapılarında devresel özelliklerin değerlendirilmesi için uygun bir karakterizasyon yaklaşımı sunmaktadır.

Bant geçiren (bandpass) ve bant durduran (bandreject) filtrelerin önemli bir özelliği olan kalite faktörü (Q), filtrenin merkez frekansındaki seçicilik düzeyini gösterir (Nilsson, & Riedel, 2015).

Kalite faktörü kavramı, filtre performansının değerlendirilmesinde temel bir parametredir. Bu bağlamda, Engin (2008: 8) kalite faktörünü şu şekilde tanımlamaktadır: “*Pasif filtrelerin kalite faktörü Q, rezonans frekansındaki reaktansın filtrenin direncine oranı olarak tanımlanır ve filtrenin ayar keskinliğini belirtir.*”

Bay (2021), iki iletken arasındaki gerilim farkının, yük ile orantılı olduğunu ve bu orantı sabitinin kapasitans (C) olarak adlandırıldığını belirtmektedir. Kapasitörlerin yalnızca elektrostatik enerji depolayıp boşalttığını ve bu nedenle pasif devre elemanları arasında yer aldığını ifade etmektedir. İndüktörlerin ise genellikle halka biçimindeki iletken

tellerden oluştuğunu ve üzerine sarıldıkları nüve türüne göre sınıflandırıldığını aktarmaktadır. Bu devre elemanlarının elektromanyetik enerji depolayarak, ihtiyaç duyulduğunda devreye geri besleyebildiği; ancak yeni enerji üretmedikleri vurgulanmaktadır.



Şekil 12. GW Instek LCR-816 model LCRmetre
Figure 12. GW Instek LCR-816

Farklı iletken iplik ve dekoratif dikiş deseni kombinasyonları kullanılarak kumaş üzerine 10 cm uzunluğunda dikiş desenleri işlenmiştir. Her bir örnek, elektriksel ölçüm yapılmasına olanak tanıyacak şekilde hazırlanmıştır. Hazırlanan dikiş desenlerinin iki ucu, doğrudan elektriksel teması sağlayacak biçimde açık bırakılmıştır. Ölçüm sırasında, bu uçlar GW Instek LCR-816 model LCR metre cihazının kısıkaçları ile sabitlenmiştir (Şekil 10). LCR metre cihazı, tüm örnekler için aynı koşullar altında veri toplanmasını sağlamak amacıyla sabit bir frekans olan 2 kHz’de çalışacak şekilde ayarlanmıştır. Her bir iplik-desen kombinasyonu için Direnç (R) ve Kalite Faktörü (Q) ölçülmüştür.



Şekil 13. GW Instek LCR-816 model LCRmetre ile direnç ölçümü
Figure 13. Resistance measurement using the GW Instek LCR-816 model LCR meter

4. Bulgular ve Tartışma

Çalışmada kullanılan iki farklı iletken iplik (Coats Magellan ve Madeira HC40) ve beş farklı dikiş deseniyle oluşturulan iletim hatlarının elektriksel performansı, 2.000 Hz sabit frekansta yapılan direnç ve kalite faktörü ölçümleriyle değerlendirilmiştir.

Elde edilen LCR ölçüm verileri (Tablo 4), desen tipine, dikiş yoğunluğuna ve iplik türüne göre karşılaştırılmıştır. Bu veriler üzerinden dikiş desenlerinin elektriksel iletkenlik, empedans karakteristiği ve olası kapasitif etkileri analiz edilmiştir.

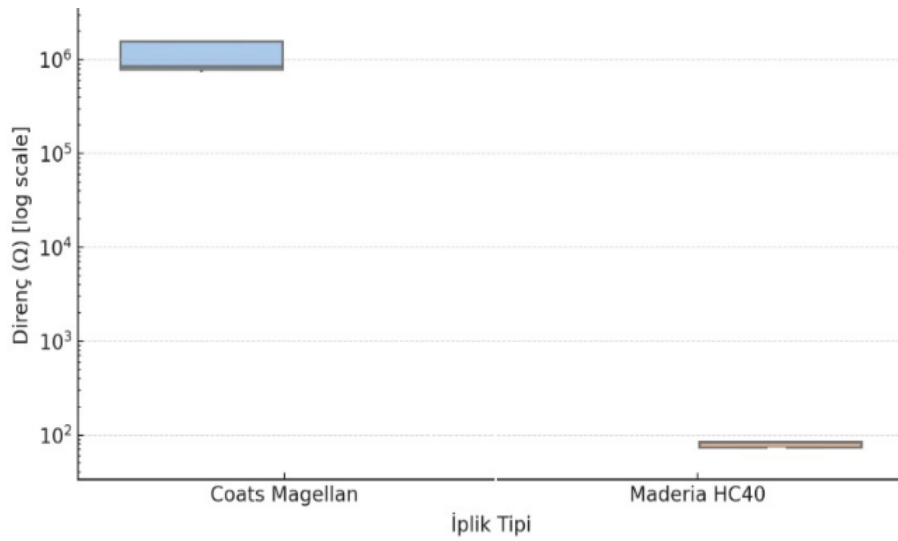
Tablo 4. İplik-Direnç ve Kalite Değerleri
Table 4. Thread – Resistance and Quality Values

No	İPLİK	Dikiş	Desen No	Desen	Dikiş Adımı (mm)	Dikiş Genişliği (mm)	İplik İletkenlik Katsayısı (σ) (S/m)	Direnç (Ω)	Q
1	Coats Magellan	Teknik Nakış	51		1	7	3,91	3.143.000,0	0,0813
2	Coats Magellan	Teknik Nakış	34		4	2	3,91	1.555.700,0	0,0354
3	Coats Magellan	Düz Dikiş	0 1		2,5	-	3,91	854.450,0	0,0182
4	Coats Magellan	Düz Dikiş	0 1		3,5	-	3,91	791.340,0	0,0186
5	Coats Magellan	Düz Dikiş	0 1		4,5	-	3,91	682.800,0	0,0153
6	Maderia HC40	Teknik Nakış	51		1	7	158.277,0	174,9	0,0001
7	Maderia HC40	Teknik Nakış	34		4	2	158.277,0	83,8	0,0001
8	Maderia HC40	Düz Dikiş	0 1		2,5	-	158.277,0	82,8	0,0001
9	Maderia HC40	Düz Dikiş	0 1		3,5	-	158.277,0	73,8	0,0001
10	Maderia HC40	Düz Dikiş	0 1		4,5	-	158.277,0	58,4	0,0001

Hesaplanan iletkenlik katsayıları, tekstil ipliklerinin teorik elektriksel iletkenliğini yansıtmaktadır. Ancak bu katsayılar, uygulanan dikiş deseni ve sıklığı ile birlikte değerlendirilmelidir. Dikiş uygulamaları sonrasında elde edilen empedans verileri, hem ipliğin malzeme özelliklerinden kaynaklanan etkileri hem de dikiş deseninin geometrik/topolojik etkilerini bünyesinde barındırmaktadır. Bu bağlamda, Coats Magella ipliğinin düşük iletkenlik katsayısına sahip olması nedeniyle yüksek direnç değeri göstermesi, buna karşılık Madeira ipliğinin yüksek iletkenlik katsayısı sebebiyle düşük direnç değeri sunması beklenen sonuçlarla uyumluluk göstermektedir.

İplik tipinin dirence etkisi incelendiğinde; Maderia HC40, Coats Magellan ipliğine göre çok daha düşük direnç değerleri vermektedir (Şekil 14). Bu da Maderia HC40'ın daha iletken, yani elektriksel performansı yüksek bir iplik olduğunu göstermektedir. Coats Magellan ipliğinin yüksek direnç değerleri, sistemin genel iletkenliğini önemli ölçüde düşürmektedir.

Dikiş tekniğinin dirence etkisi incelendiğinde; düz dikiş, teknik nakışa göre daha düşük direnç değerleri üretmiştir. Sonuç olarak düz dikişte, dikiş adımı 4,5 olan sıklıkta en düşük değer gözlemlenmiştir. Bu da düz dikişin iletim hattı olarak daha kararlı ve verimli olduğunu göstermektedir.



Şekil 14. İplik Tipine göre Direnç Dağılımı

Figure 14. Resistance Distribution According to Yarn Type

Q değeri, elektriksel kayıpları ifade eder. Q ne kadar düşükse, sistem o kadar stabildir ve kayıplar azdır. Maderia HC40, tüm örneklerde sabit ve çok düşük Q değeri (0.0001) göstermiş olup bu değer yüksek iletim kararlılığı anlamına gelmektedir.

Elde edilen sonuçlara göre, Madeira HC40 ipliğinin, özellikle düz dikiş desenleriyle birleştirildiğinde, düşük direnç ve yüksek iletim verimi açısından Coats Magellan ipliğine kıyasla daha üstün performans gösterdiği belirlenmiştir. Dikiş adımının küçülmesiyle birlikte direncin arttığı, buna karşın daha büyük adımların daha düşük direnç değerleri sunduğu gözlemlenmiştir. Bu durum, giyilebilir EKG sistemleri için dikiş yoğunluğunun optimize edilmesi gerektiğine işaret etmektedir.

5. Sonuç ve Öneriler

Bu çalışma, kardiyovasküler hastalıkların tanı ve izlenmesinde yaygın olarak kullanılan elektrokardiyografi (EKG) sistemleri için tekstil tabanlı iletken yapıların potansiyelini araştırmıştır. Artan kronik hastalık yükü, yaşlanan nüfus ve kişiselleştirilmiş izlem ihtiyacı,

geleneksel elektrot teknolojilerine kıyasla daha esnek, uzun ömürlü ve kullanıcı dostu giyilebilir çözümlere olan gereksinimi ortaya koymuştur.

Yapılan analizlerde, iki farklı iletken iplik (Coats Magellan ve Madeira HC40) ve beş farklı dikiş deseniyle oluşturulan iletim hatlarının elektriksel performansı 2 kHz sabit frekansta direnç ve kalite faktörü (Q faktörü) ölçümleriyle detaylı bir şekilde değerlendirilmiştir. Elde edilen bulgular, Madeira HC40 ipliğinin, özellikle düz dikiş desenleriyle birleştirildiğinde, düşük direnç ve yüksek iletim verimi açısından Coats Magellan ipliğine kıyasla belirgin bir üstünlük sergilediğini göstermektedir. Direncin, dikiş adımının küçülmesiyle arttığı, buna karşın daha büyük adımların daha düşük direnç değerleri sunduğu gözlemlenmiştir; bu durum, giyilebilir EKG sistemleri için dikiş yoğunluğunun optimize edilmesi gerektiğini vurgulamaktadır.

Madeira HC40 ipliği, hem düşük direnci hem de düşük Q faktörü ile iletken tekstil uygulamaları için son derece uygundur. Düz dikiş tekniği, teknik nakışa göre daha düşük direnç sağlamış ve dikiş adımı arttıkça direncin azalma eğiliminde olduğu tespit edilmiştir. Madeira HC40 ipliğinin düşük direnç değeri, EKG sinyal iletimi için ideal bir iletken iplik olduğunu göstermektedir. Buna karşılık, Coats Magellan iplik, biyomedikal uygulamalar için uygun bulunmamış, yalnızca düşük akım gerektiren iletken yüzey uygulamaları için önerilmiştir.

Teknik nakış desenlerinin estetik ve fonksiyonel avantajlarına rağmen, bazı kombinasyonlarda düz dikişlere kıyasla daha yüksek direnç gösterdiği belirlenmiştir. Bu durum, uygulama alanına göre iletim performansı ile mekanik dayanıklılık arasında dikkatli bir denge kurulması gerektiğini ortaya koymuştur.

Sonuç olarak, iletken iplik-dikiş kombinasyonlarının elektriksel performans üzerinde kritik etkileri olduğu açıkça ortaya konmuştur. Madeira HC40 ipliği ile yapılan düz dikişlerin, hem düşük dirençli hem de esnek yapıları sayesinde, düşük gerilimli biyosinyallerin güvenilir iletimi açısından en uygun seçenek olduğu sonucuna varılmıştır. Bu bulgular, özellikle uzun süreli giyilebilir EKG sistemlerinin tasarımında iplik ve dikiş seçiminin hayati bir rol oynadığını ortaya koymakla kalmayıp, tekstil mühendisliği ile biyomedikal mühendisliği arasındaki disiplinler arası çalışmalara da önemli katkılar sağlamaktadır. Gelecekteki çalışmalar, iletken tekstil yollarının uzun vadeli performansına ek olarak, iplik-dikiş parametrelerinin uygulamaya özel optimize edilmesine odaklanarak sistem verimliliğini artırabilir. Böylece, bu alandaki ürünlerin endüstriyel gelişimine yön verilebilir.

Teşekkür

Bu araştırmada kullanılan iletken ipliklerin karakterizasyonuna yönelik ölçümler Kardinero A.Ş.'nin sağladığı laboratuvar ortamında gerçekleştirilmiştir. Katkılarından dolayı teşekkür ederiz.

Kaynakça

- A&E. (2025). Stitch Terminology Glossary: <https://www.amefird.com/technical-tools/thread-education/glossary/stitch-terminology-glossary/> adresinden alındı
- AAMI. (2025). ANSI/AAMI EC53:2013/ (R)2020 . ANSI/AAMI EC53:2013/ (R)2020: <https://store.accuristech.com › products › preview> adresinden alındı
- Ankhili, A., Tao, X., Cochrane, C., Coulon, D., & Koncar, V. (2018). Washable and Reliable Textile Electrodes Embedded into Underwear Fabric for Electrocardiography (ECG) Monitoring. *Materials*, 11(256). p. 9. doi:10.3390/ma11020256
- Apple. (2024, 03 20). Apple Watch. <https://support.apple.com/tr-tr/120278> adresinden alındı
- Arquilla, K., K.Webb, A., & Anderson, A. P. (2020). Textile Electrocardiogram (ECG) Electrodes for Wearable Health Monitoring. *Sensors*, 20(1013), 1-13.
- Balcı, T. (2014). *Hastane Öncesi Acil Bakım Çalışanlarına Yönelik EKG*. ss. 6-7. Sağlık Bakanlığı. Ankara.
- Barold, S. S. (2003). Willem Einthoven and the Birth of clinical electrocardiography a hundred years ago. *Cardiac Electrophysiology Review*, pp. 99-104. <https://link.springer.com/article/10.1023/A:1023667812925>
- Başar, I., Koldaş, L., & Ayan, F. (2010). *Kardiyolojik Semiyoloji EKG*. s. 114. Nobel Tıp Kitabevleri.
- Bay, Ö. F. (2021). Kapasitans ve İndüktans EE-201. https://www.omerfarukbay.com.tr/wp-content/uploads/2021/12/ch6_LC.pdf?utm_source adresinden alındı
- Blachowicz, T., Ehrmann, G., & Ehrmann, A. (2021). Textile-Based Sensors for Biosignal Detection and Monitoring. *Sensors*, 21(6042).
- Brehm, P. J., & Anderson, A. P. (2023). Modeling the Design Characteristics of Woven Textile Electrodes for Long–Term ECG Monitoring. *Sensors*, 23(598).
- Coats. (2004). *İplik ve Dikiş Teknolojisi*. ss. 79-80. Coats Türkiye İplik Sanayi A.Ş. İstanbul.
- Coats. (2025). Coats Magellan | Smart' Conductive Threads. <https://cdn.coats.com/wp-content/uploads/Magellan-Product-Information-Sheet.pdf> adresinden alındı
- Del Mar, B. (2005). The history of clinical Holter monitoring. *Annals of noninvasive electrocardiology: the official journal of the International Society for Holter and Noninvasive Electrocardiology, Inc*, 10(2)(226).
- Ekşi, A., Zoghi, M., & Çertuğ, A. (2013). Hastane Öncesi Acil Bakımda EKG ve Aritmi Yönetimi. ss. 1, 12. Ege Üniversitesi Basımevi. İzmir.
- Engin, B. (2008). Yüksek Lisans Tezi. Elektrik Dağıtım Sistemlerinde Kompanzasyon ve Enerji Kalitesi Sorunları. İstanbul Teknik Üniversitesi, Enerji Enstitüsü.
- Goldberger, A. L., Goldberger, Z. D., & Shvilkin, A. (2014). *Goldberger Klinik Elektrokardiyografi*. Çeviren: Aytaç Öncül. s. 16. 1. Basım. 245 s. İstanbul: Nobel Tıp Kitabevi. İstanbul. ISBN: 9786053350323

- Kennedy, H. L. (2006). The History, Science, and Innovation of Holter Technology. *Annals of Noninvasive Electrocardiology* .
- Komsuoğlu, B., & Çelikyurt, Y. U. (2006). Kalp Damar Hastalıklarından Korunma. ss. 15-21. Nobel Tıp Kitabevi.
- Maderia. (2025). HIGH CONDUCTIVE THREAD - Madeira. https://www.madeira.com/fileadmin/user_upload/Downloads/Data_Sheets/Data_Sheet_HC_40__EN.pdf adresinden alındı
- Majumder, S., Mondal, T., & Deen, M. J. (2017). Wearable Sensors for Remote Health Monitoring. *Sensors*, 1-45.
- Nilsson, J. W., & Riedel, S. A. (2015). *Electric Circuits*. 10th ed.. p. 603. Pearson.
- Shuvo, I. I., Shah, A., & Dağdeviren, C. (2022). Electronic Textile Sensors for Decoding Vital Body Signals: State-of-the-Art Review on Characterizations and Recommendations. *Advanced Intelligent Systems*, 4(2100223).
- Supsew. (2025). *Stitch Types*. p. 10. <https://supsew.cld.bz/Stitch-Type/10/> adresinden alındı
- T.C. Sağlık Bakanlığı. (2021). Türkiye Kalp ve Damar Hastalıkları Önleme ve Kontrol Programı Eylem Planı (2021–2026). Ankara: Sağlık Bakanlığı Yayınları.
- Wagner, G. S., & Strauss, D. G. (2015). *Marriott Pratik Elektrokardiyografi*. Çeviri Editörü: Sadi Düleç. s. 3. 12. Basım. 552 s. ISBN: 9789752775893. Güneş Tıp Kitapevleri. İstanbul
- WHO. (2025). World Health Organization. <https://world-heart-federation.org/world-heart-observatory/> adresinden alındı

