

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**KADAVRALARDA KAFA (SCALP), YÜZ VE EKSTREMİTE  
DERİLERİNİN ELASTİK ÖZELLİKLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI**

**SALİHA DURAK**

**KOCAELİ 2019**

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KADAVRALARDA KAFA (SCALP), YÜZ VE EKSTREMİTE  
DERİLERİNİN ELASTİK ÖZELLİKLERİNİN  
KARŞILAŞTIRILMASI

SALİHA DURAK

Prof. Dr. Tuncay ÇOLAK  
Danışman, Kocaeli Üniversitesi  
Prof. Dr. Yasin KIŞIOĞLU  
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi  
Prof. Dr. İhsan KORKUT  
Jüri Üyesi, Gazi Üniversitesi



Tezin Savunulduğu Tarih: 04.07.2019

## ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Bu tez çalışması vücudun topografik olarak farklı bölgelerine ait derilerin elastik özelliklerinin karşılaştırılması amacıyla gerçekleştirilmiştir.

Tez çalışmama olan bilimsel katkılarını esirgeyemeyeceğim, bilgi ve deneyimi ile yol gösterici olan değerli hocam Prof. Dr. Tuncay ÇOLAK'a,

Yüksek lisans eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca desteğini ve anlayışını esirgemeyen Prof. Dr. Yasin KİŞİOĞLU'na,

Biyomekanik testlerin yürütülmesindeki yardımlarından dolayı; Araş. Gör. Dr. Talip ÇELİK'e,

Deri örneklerinin alınmasındaki yardımlarından dolayı; Araş. Gör. Deniz YENER'e,

İstatistiksel analiz çalışmalarındaki desteklerinden dolayı; Araş. Gör. İsmail SİVRİ'ye,

Ayrıca her zaman bana destek olan kıymetli aileme teşekkürü bir borç bilirim.

Haziran – 2019

Saliha DURAK

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER.....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	iv
TABLolar DİZİNİ .....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ÖZET .....	vii
ABSTRACT .....	viii
GİRİŞ .....	1
1. İNSAN DERİSİ .....	4
1.1. İnsan Derisinin Embriyolojisi .....	4
1.2. İnsan Derisinin Anatomisi .....	6
1.2.1. Kafa (scalp) anatomisi.....	6
1.2.2. Yüz derisi anatomisi.....	7
1.2.3. Ekstremiteler derisi anatomisi.....	9
1.3. İnsan Derisinin Bileşenleri.....	9
1.3.1. Epiderminin yapısı.....	10
1.3.2. Dermisin yapısı .....	11
1.3.3. Hipodermisin yapısı .....	12
1.4. Derinin Mekanik Özellikleri .....	13
1.4.1. Derinin farklı katmanlarının deri biyomekaniğine katkıları.....	13
1.4.2. Kolajenin rolü .....	14
1.4.3. Elastinin rolü.....	15
1.5. Biyomekanik Parametreler.....	15
1.6. Derinin Biyomekanik Özelliklerini Açıklayan Modeller .....	17
1.7. Derinin Biyomekanik Özelliklerinin Belirlenmesi.....	18
1.8. Mekanik Davranışı Etkileyen Faktörler.....	20
1.8.1. Ön koşullama etkisi.....	20
1.8.2. Derinin yönelimi .....	21
1.8.3. Yaşlanmanın etkisi .....	21
1.8.4. Ultraviyole radyasyonun etkisi .....	24
2. BİYOMEKANİK ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ .....	26
2.1. <i>In-Vivo</i> Ölçümler .....	26
2.1.1. Gerilme testi.....	26
2.1.2. Burulma testi.....	26
2.1.3. Basma testi.....	27
2.1.4. İndentasyon testi .....	27
2.1.5. Emme testi .....	27
2.1.6. Dalga yayılımı.....	27
2.2. <i>In-Vitro</i> Ölçümler .....	28
2.2.1. Tek eksenli testler .....	29
2.2.2. Çift eksenli testler .....	30
3. DERİ ÖRNEKLERİNİN ÇEKME TESTİ .....	32
3.1. Deri Örneklerinin Hazırlanması .....	33

3.2. Biyomekanik Çekme Testi.....	34
3.3. Çekme Testi için Biyomekanik Parametrelerin Hesaplanması .....	35
3.4. İstatistiksel Analiz .....	35
4. BULGULAR .....	36
4.1. Farklı Vücut Bölgelerine Ait Deri Örneklerinin Biyomekanik Özelliklerinin ve Kalınlıklarının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması .....	40
4.2. Deri Örneklerinin Biyomekanik Özelliklerinin ve Kalınlıklarının Korelasyon Analizi .....	42
5. TARTIŞMA.....	46
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	49
KAYNAKLAR.....	52
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER.....	61
ÖZGEÇMİŞ.....	62



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Kafa (scalp) derisi katmanları .....	6
Şekil 1.2.	Yüz derisi katmanları.....	8
Şekil 1.3.	Derinin katmanları.....	10
Şekil 1.4.	Deri için tipik bir kuvvet - yer değiştirme grafiği .....	14
Şekil 1.5.	Gerilme - birim şekil değiştirme eğrisi .....	18
Şekil 2.1.	Tek eksenli çekme testi düzeneği.....	29
Şekil 2.2.	Lanir & Fung'un çift eksenli cihaz tasarımı .....	30
Şekil 3.1.	Kadavralardan alınan deri örneği .....	32
Şekil 3.2.	Deriye ait gerginlik çizgileri ve farklı topografik bölgelerden alınan deri örnekleri.....	33
Şekil 3.3.	Çekme testi cihazının çeneleri arasına yerleştirilmiş bir deri örneği.....	34
Şekil 4.1.	Kafa, yüz, üst ekstremitte ve alt ekstremitte derilerine ait ortalama gerilme – birim şekil değiştirme grafikleri .....	38
Şekil 4.2.	Deri örneklerine ait elastisite modülü değerleri .....	41
Şekil 4.3.	Deri örneklerine ait çekme mukavemeti değerleri .....	41
Şekil 4.4.	Deri örneklerine ait kalınlık değerleri.....	42
Şekil 4.5.	Deri örneklerine ait maksimum kuvvet, maksimum uzama ve maksimum birim şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırılması .....	43
Şekil 4.6.	Deri örneklerine ait elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlık değerlerinin karşılaştırılması .....	44

## TABLULAR DİZİNİ

Tablo 4.1. Gruplara ait biyomekanik parametreler .....	37
Tablo 4.2. Gruplar arası elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlığın istatistiksel karşılaştırılması .....	40
Tablo 4.3. Maksimum kuvvet, elastisite modülü, çekme mukavemeti, maksimum uzama, maksimum birim şekil değiştirme ve deri kalınlığı arasındaki korelasyon analizi .....	45



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C	: Derece Santigrat
µm	: Mikrometre
A	: Kesit alanı
dak	: Dakika
E	: Elastisite modülü
F	: Kuvvet
l	: Uzunluk
l <sub>0</sub>	: İlk uzunluk
kN	: Kilonewton
m	: Eğim
mbar	: Milibar
mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
N	: Newton
P	: İstatistiksel anlamlılık değeri
R	: Korelasyon katsayısı
sn	: Saniye
Δl	: Eksenel yerdeğiştirme
ε	: Birim şekil değıştırme
σ	: Gerilme

## Kısaltmalar

DTF	: Derin Temporal Fasya
max	: Maksimum
min	: Minimum
Ort	: Ortalama
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SMAS	: Superficial Musculoaponeurotic Sistem
SPSS	: Statistical Package for the Social Sciences (Sosyal Bilimler İçin İstatistik Programı)
SS	: Standart Sapma
TPF	: Temporoparietal Fasya
UV	: Ultraviyole



## KADAVRALARDA KAFA (SCALP), YÜZ VE EKSTREMİTE DERİLERİNİN ELASTİK ÖZELLİKLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

### ÖZET

Yumuşak biyolojik dokuların mekanik karakterizasyonu, anizotropik, doğrusal olmayan ve yükleme geçmişine bağlı malzeme tepkisini belirlemeyi amaçlar. Yapılan çalışmada bu teorem insan yumuşak dokularından olan deriye uyarlanmıştır. Anatomik olarak vücudun en büyük organı deridir. Buradan yola çıkarak çalışmamızda derinin maksimum kuvvet, elastisite modülü, çekme mukavemeti, maksimum uzama, maksimum birim şekil değiştirme gibi mekanik özelliklerinin topografik olarak farklı olabilecekları düşünülmüştür. Bu çalışmada, formaldehit ile fikse edilmiş kadavralardan alınan dokular kullanılarak kafa (scalp), yüz, üst ekstremitte ve alt ekstremitte derilerinin mekanik davranış farklılıklarının bulunması amaçlanmıştır. Yaş ortalaması  $77,8 \pm 13,12$  olan, 8 erkek, 2 kadın kadavranın; regio occipitalis, regio buccalis, regio femoris anterior ve regio brachii anterior bölgelerinden deri örnekleri alınmıştır. Deri örneklerine çekme testi cihazı ile çekme testi uygulanmış ve deri kalınlığı, maksimum kuvvet, elastisite modülü, çekme mukavemeti, maksimum uzama ve maksimum birim şekil değiştirme değerleri hesaplanarak değerlendirilmiştir. Bölgeler arasında elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlık değerleri için istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunmuştur. Elde ettiğimiz sonuçlara göre üst ekstremitte, tüm bölgeler arasındaki en yüksek elastisite modülünü göstermiştir ( $42,70 \pm 8,92$  MPa). En yüksek çekme mukavemeti yine üst ekstremitte derisi için ölçülmüş ve değeri  $17,72 \pm 4,00$  MPa olarak belirlenmiştir. Bu çalışmada elde edilen yeni veriler; modelleme amacıyla kullanılacak değerli bilgileri, doku greftleri için temel verileri ve kafa travması veya adli incelemelerden sonra doku özelliklerinin karşılaştırılmasını sağlayabilir. Ayrıca, çalışmamızda tespit ettiğimiz vücudun topografik olarak farklı bölümlerindeki derilerin deri kalınlığı, maksimum kuvvet, elastisite modülü, çekme mukavemeti, maksimum uzama, maksimum birim şekil değiştirme değerlerindeki mekanik farklılıkların; deri estetiği, deriye yönelik cerrahi girişimler ve dermatolojik teşhis ve tedaviler gibi klinik çalışmalarda göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Biyomekanik, Çekme Mukavemeti, Çekme Testi, Deri, Elastisite Modülü.

## **COMPARISON OF THE ELASTIC PROPERTIES OF SCALP, FACIAL AND EXTREMITY SKINS IN CADAVERS**

### **ABSTRACT**

The mechanical characterization of soft biological tissues aims to determine the anisotropic, nonlinear and loading history dependent material response. In this study, this theorem was adapted to the skin which is one of the human soft tissues. Anatomically, skin is the largest organ of the body. From this point of view, it was thought that the mechanical properties of the skin such as maximum force, elastic modulus, tensile strength, maximum elongation and maximum strain may be topographically different. In this study, it was aimed to find differences in mechanical behaviour of scalp, face and extremity skins by using tissues taken from formaldehyde fixed cadavers. Skin samples were taken from regio occipitalis, regio buccalis, regio femoris anterior and regio brachii anterior regions of 8 male and 2 female cadavers with the average age of  $77.8 \pm 13.12$ . Tensile tests were applied to skin samples by tensile test machine and skin thickness, maximum force, elastic modulus, tensile strength, maximum elongation and maximum strain values were calculated. Statistically significant differences were found in elastic modulus, tensile strength and thickness values between topographic regions. According to our results, the upper extremity showed the highest elastic modulus among all regions ( $42.70 \pm 8.92$  MPa). The highest tensile strength was also measured for the upper extremity skin and its value was determined as  $17.72 \pm 4.00$  MPa. Data obtained from this study may provide valuable information for modeling purposes, basic data for tissue grafts and comparison of tissue characteristics after head trauma or forensic examinations. In addition, the mechanical differences in the skin thickness, maximum force, elastic modulus, tensile strength, maximum elongation, maximum strain values of the skin from different topographical regions of the body that we determined in our study; need to be considered in clinical studies such as skin aesthetics, skin surgical procedures and dermatological diagnosis and treatments.

**Keywords:** Biomechanics, Tensile Strength, Tensile Test, Skin, Elastic Modulus.

## GİRİŞ

Hiper elastisite, visko elastisite veya plastisite gibi malzeme özellikleri yeni malzemeler geliştirmek için oldukça önemlidir. Günümüzde sayısız çalışma, canlı materyalleri daha iyi anlamaya yönelmektedir. Doku kusurlarının anlaşılması önemli olmakla birlikte, daha büyük kuvvetlerdeki fizyolojik yükleme koşullarında elastik ve viskoelastik özellikler hakkında bilgi sahibi olmak da önemlidir. İnsan doğal dokusunun mekanik özelliklerini değerlendirmeye yönelik protokoller, uygun doku tasarımı ikame maddeleri oluşturmada bir ölçüt sağlayacaktır. Hasar görmüş veya hastalıklı organları değiştirmek veya eski haline getirmek için materyaller üretmek amaçlanmaktadır. Değiştirilen materyal, değiştirmeyi amaçladığı doğal dokunun özelliklerini taklit etmelidir [1]. Malzemeler gerekli anatomik şekli sağlamak için, kusurlu bölgeye implante edildiklerinde yaşayacakları mekanik kuvvetleri kaldırabilmelidir, bu nedenle malzemenin mekanik özellikleri hayati öneme sahiptir. Örneğin, kulak kıkırdağının yerini alan bir materyal, üstteki cilt tarafından sıkışmayı önlemek için uygun mekanik özelliklere sahip olmalıdır [2]. Benzer şekilde, burun kıkırdağının yerini alacak bir malzemenin, solunum sırasında çökmeyi önlemek için yeterli mekanik özelliklere sahip olması gerekecektir [3]. Bununla birlikte, implantasyon için malzeme üretirken mekanik özelliklerin önemine rağmen, farklı insan dokularının mekanik özelliklerini karakterize etmeye odaklanmış çok az çalışma vardır. Mekanik test sistemleri, bir dokunun basma, çekme, bükme veya kayma özelliklerini belirlemek için kullanılabilir [1].

İnsan derisi, vücut ile çevre arasındaki arayüz görevi gören oldukça karmaşık bir biyolojik malzemedir. İzolasyon sağlar, vücut ısısını düzenler, iç organların korunmasını sağlar ve bu nedenle insanın varlığı ve hayatta kalması için gereklidir [4]. En temel işlevlerinden biri, yapısının geri dönüşümlü bir deformasyonu ile sağlanan dış mekanik saldırılara karşı korumadır [5]. İnsan derisinin mekanik olarak test edilmesi, farklı alanlarda önemli problemlerin çözülmesini sağlamaktadır. Örneğin, insan derisinin mekanik özelliklerinin ölçülmesi, dermatolojik ürünlerin etkinliğinin ölçülmesine veya cilt hastalıklarının saptanmasına katkıda bulunur.

Ayrıca otomotiv çarpışmalarında yaralanma riskini tahmin edebilmek; insan dokuları, özellikle de dinamik yüklemeler altındaki mekanik özellikleri, hakkında doğru bilgi gerektirir. Derinin mekanik özellikleri cerrahi, dermatoloji, biyomekanik ve adli bilimler dahil birçok uygulama için önemlidir.

Derinin karmaşıklığı, üç ana katmandan (epidermis, dermis ve hipodermis) oluşan çok katmanlı bir materyal olmasından kaynaklanmaktadır. En dış katman olan epidermis; kolajen yapının çapraz bağlanma boyutu ve derecesine bağlı olan cildin çekme mukavemeti gibi özelliklerini belirlerken önemlidir [6]. Dinlenme durumunda derinin yapısındaki lifler rastgele bir şekilde yönlendirilmiş durumdadır; bir yük uygulandığında ise lifler yük yönüne paralel uzanır. Başlangıçta elastin liflerinin lineer bir tarzda gerildiği ve uygulanan yük arttıkça kolajen liflerinin daha büyük bir yükü taşımak için yeniden yönlendirildiği düşünülmektedir. Bu, gerilme-birim şekil değiştirme eğrisinin başlangıç bölgesinde oluşur. Yük arttıkça, sertlikte artış olur ve bu liflerin gerildiği ve kopma gerçekleşene kadar yırtılmaya başladığı gerilme-sertleşme etkisi olarak bilinir [7]. Bu iki fazlı bileşim, cildin kendine özgü mekanik özelliklere sahip olduğu anlamına gelir. Deri; heterojen, anizotropik, viskoelastik olarak kabul edilir ve doğrusal olmayan bir gerilme-birim şekil değiştirme ilişkisi ortaya koyar [8]. Bununla birlikte, deri elastik özellikleri nedeniyle başlangıç durumuna dönme eğilimindedir [9]. Dahası, yüksek mekanik dayanımı kolay yırtılmamasını sağlar ve bu nedenle, cildimiz bizi açık kanamalardan veya altta yatan organlara doğrudan zarar gelmesinden korur [9].

Genel olarak derinin mekanik özellikleri tek eksenli çekme yöntemleri kullanılarak test edilir. Çekme testi, malzemelerin mekanik karakterizasyonu alanında temel bir test yöntemidir. Çekme testi ile elastisite veya plastisite gibi deri özelliklerinin belirlenmesi ve bölgeler arasındaki farklılıkların ortaya konması yeni malzemeler geliştirmek de için oldukça önemlidir. Uygun şekilde kesilerek şekillendirilmiş bir deri numunesi her iki ucundan tutturulur, gerildiği sırada yük ve uzama değerleri kaydedilir [8, 10-12]. Dokunun gerilme özelliklerini anlamak için, elastisite (Young) modülü tipik olarak, numune boyutundan bağımsız olarak gerilmeye karşı elastik direnci gösteren gerilme-birim şekil değiştirme eğrisinin doğrusal kısmı analiz edilerek hesaplanır [13]. Şu anda, numuneyi yıkıma karşı test ederek doku mekaniğini karakterize etmeye odaklanmış birçok farklı test protokolü vardır; bu,

farklı çalışmaların sonuçlarını yorumlamayı veya karşılaştırmayı oldukça zorlaştırır [10, 12-14].

Şimdiye kadar yapılan çalışmalarda, insan derisinin mekanik davranışının genel olarak yaş, cinsiyet ve vücut ağırlığı ile bulunduğu bölge (heterojenlik) ve oryantasyonu (anizotropi) gibi çeşitli faktörlere bağlı olduğu tespit edilmiştir [15, 16]. Öncelikle, vücudun farklı bölgelerinde deri farklı roller oynadığından, yapılarında da büyük farklar olacaktır. Bu durumda vücudun çeşitli bölgelerdeki derilerin mekanik davranışlarında bir fark olduğu, yani bir bireyde derinin heterojen nitelikte olduğu varsayımında bulunulmuştur [17]. İkinci olarak, donörün yaşı, ölüm sonrası gecikme, boy, kilo ile mekanik özellikler arasında bir korelasyon olduğu ve üçüncü olarak cinsiyetler arasında bir fark olduğu varsayılmaktadır. İnsan derisinin mekanik özellikleri; numunenin kaynağına (yani ırk, cinsiyet, yaş ve vücut bölümü), durumuna (yani taze/canlı, dondurulmuş ve çözeltiye daldırılmış) ve çevresel koşullara (sıcaklık ve bağıl nem) göre değişkenlik gösterebilir [18]. Ölçülebilir özellikler ayrıca test protokolüne de bağlı olabilir.

Bu çalışmanın ana odağı, cildin elastik özelliklerinin araştırılması ve bunların farklı vücut bölgelerine göre nasıl değiştiğidir. Bu çalışmada amaç, biyomekanik teknikler kullanılarak kadavralarda topografik olarak farklı bölgelere ait derilerin elastik özelliklerini araştırmak, elastik davranışları arasında karşılaştırma yapmak ve mekanik benzerlik varsayımlarını test etmektir. Bu çalışmada elde edilen veriler; biyomekanik modelleme amacıyla kullanılabilir, benzer malzemeler için temel verileri sağlayabilir.

## 1. İNSAN DERİSİ

Deri yetişkin vücut ağırlığının % 15'ini oluşturan vücudun en büyük organıdır. Deri dokusu vücudun en dış tabakasıdır ve harici fiziksel, kimyasal ve biyolojik saldırılara karşı vücudu koruma, tüm iç doku yapılarına destek sağlama, vücuttan aşırı su kaybının önlenmesi ve termoregülasyonda rol alma gibi birçok hayati işlevi yerine getirir [19]. Çok sayıda farklı duyu hücre içerir ve cilt hücrelerinin sürekli yenilenmesiyle kendini iyileştirme yeteneğine sahiptir.

Deri, üç ana tabakaya, epidermise, dermise ve hipodermise (subkütan doku) bölünebilen karmaşık, çok katmanlı bir malzemedir. En dış tabaka olan epidermis, uzun iplikli yapıda bir protein olan keratin sentezlemekten sorumlu keratinositlerden oluşur [19]. Orta katman olan dermis, temel olarak kolajen olarak bilinen yapısal fibröz proteinden oluşur. Kolajen lifleri dermal dokunun kuru ağırlığının % 75'ini oluşturur [14] ve cildin kuvvetinden sorumlu olan bu liflerdir. Dermisin üzerinde bulunduğu hipodermis liposit olarak bilinen küçük yağ hücreleri içerir. Dermal tabakanın kolajen ve elastik lifleri, cildin çekme mukavemetini sağlarken, deri altı yağ tabakası ise vücut için bir enerji deposu sağlar [19]. Bu tabakaların kalınlığı, vücudun anatomik bölgelerine bağlı olarak önemli ölçüde değişir. Örneğin, göz kapağı 0,1 mm'den daha az kalınlık ile epiderminin en ince katmanına sahipken, avuç içi ve ayak tabanları yaklaşık 1,5 mm olan en kalın epidermal katmana sahiptir. Dermis ise, sırtta üzerindeki epiderminin 30-40 katı kalınlığında olan en kalın katmana sahiptir [20].

### 1.1. İnsan Derisinin Embriyolojisi

Deri, iki ana embriyolojik ögenin yan yana gelmesiyle ortaya çıkar: potansiyel epidermis ve potansiyel mezoderm. Embriyolojik olarak, epidermis ve ekleri ektodermal kökenli iken dermis ve hipodermis mezodermal kökenlidir [19]. Fetal yaşamın yaklaşık üçüncü haftasında epidermis, farklılaşmamış, glikojenlenmiş tek bir hücre katmanından daha fazlasını içermez. Bununla birlikte, 4-6 haftalık bir

fetüste, iki hücre katmanı ayırt edilebilir; periderm ve stratum basale [21]. Orta tabaka 8 ila 11 hafta arasında oluşmaya başlar.

Dermis, mezodermal bölgelerden göç eden mezenkimal hücrelerden oluşur. Bu mezenkimal hücreler, dermisin fibroblastları ve mast hücreleri ve deri altı dokunun yağ hücreleri de dahil olmak üzere tüm kan ve bağ dokusu hücrelerini meydana getirir. Embriyonik dermis ilk başta çok hücrelidir ve ikinci ayda dermis ve deri altı bağ doku birbirinden ayırt edilemez. Üçüncü ayın sonunda düzenli kolajen lif demetleri belirgindir. Daha sonra, papiller ve retiküler tabakalar belirginleşir. Elastik lifler, ilk olarak 22. haftada tespit edilebilir [22]. Fibroblastlar 14-21. haftalar arasında çok sayıda bulunur, Merkel hücreleri ve mast hücreleri ayrı ayrı tanımlanabilir.

Epidermal keratinositler, bazal katmanın kök hücrelerinin mitotik bölünmesinden meydana gelir; burada üretilen yavru keratinositler morfolojik ve biyokimyasal farklılaşma (keratinizasyon) geçirirken deri yüzeyine doğru göç eder ve oradan yaklaşık 30 gün içinde dökülür [19].

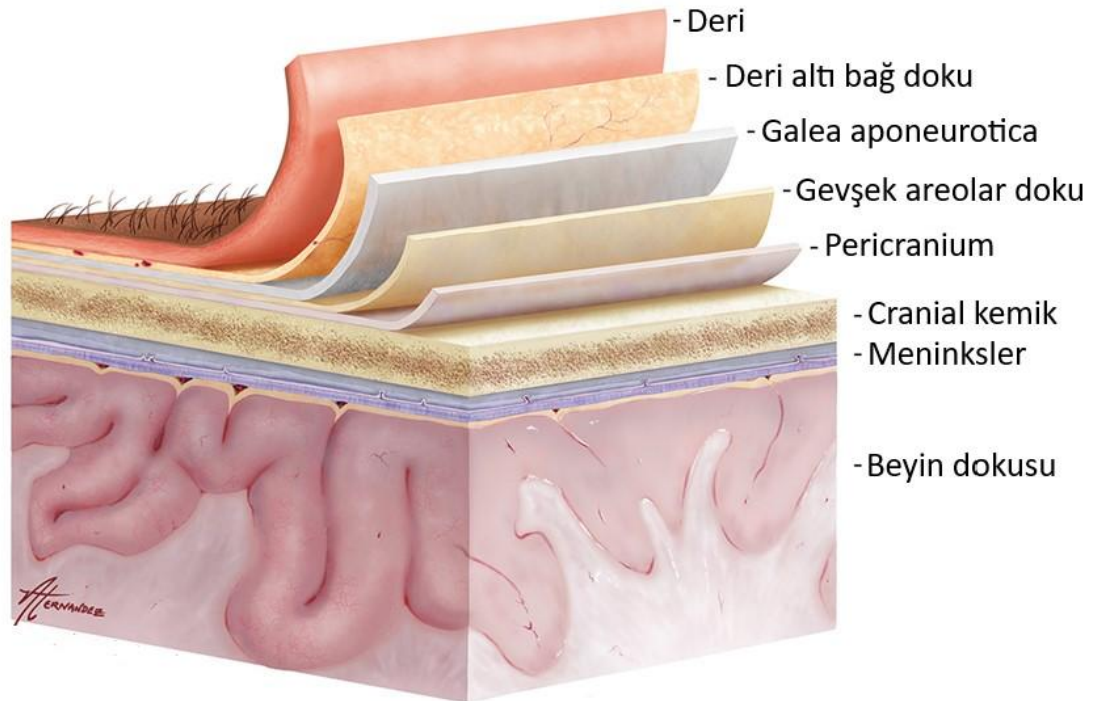
Holbrook ve Odland'ın yaptığı çalışmada; 14 haftalık fetüsün epidermal gelişimi, vücudun tüm bölgelerinde, gelişimin morfolojik aşamasında daha gelişmiş olan başın ve ayağın dışında, neredeyse eşdeğer olarak bulunmuştur. 16 haftalık fetüste kafa derisi epidermisi ile vücudun geri kalanı arasındaki ana fark, folikül gelişiminin daha ileri aşamasında ve sebace bezi farklılaşma derecesinden kaynaklanmaktadır. 22 haftalık fetüste baş ve ayağın plantar yüzeyi dışındaki vücudun tüm alanlarında, epidermis 3-4 hücre katmanından ve yüzeysel tabakadan oluşmaktadır; foliküllerin ve intraepidermal saç kanallarının yerleri dışında gövde veya ekstremiteler üzerinde hiçbir yerde granüler hücre tabakası görülmemiştir. Vücut bölgeleri arasındaki epidermal gelişimdeki varyasyon, büyük ölçüde pilosebace birimlerin gelişim derecesi ve yoğunluğundaki farklılıkların sonucu olarak bulunmuştur [23]. İkinci trimester dönemde epidermal gelişme vücudun çoğunluğu üzerinde, periderm yapısının ileri aşamalarının belirgin olduğu kafa ve terminal farklılaşmanın vücuttaki diğer yerlerden çok daha belirgin olduğu el ve ayaklar hariç, yaklaşık olarak eşdeğer bulunmuştur. İkinci trimester boyunca, hem başın hem de ayağın epidermisi, özellikle özel duyu organları ve plantar yüzeyle ilgili olarak, daha erken gelişme göstermiştir. Plantar ve palmar yüzeylerde bu yoğun epidermal gelişim oranının,

yetişkin dokusunda bu bölgelerdeki stratum corneumun daha kalın olmasına neden olduğunu açıklanmıştır [23].

## 1.2. İnsan Derisinin Anatomisi

### 1.2.1. Kafa (scalp) anatomisi

Kafa derisi (scalp) sırttaki boyun kaslarının üstünden alına, kulaklara ve elmacık kemiklerine uzanan saçlı deridir. Bir diğer deyişle kafa (scalp) derisi calvarium'u kaplayan yumuşak dokudur. Sınırları posteriorde nokal çizgi, anteriorde superior orbital sırt, lateralda zigomatik arkın üst sınırlarıdır. “SCALP” kafa derisi katmanlarının anatomisini tanımlamak için sıklıkla kullanılmaktadır. S deriyi, C derialtı yoğun bağ dokusunu (subkütan doku), A galea aponeurotica'yı (epicranial aponevroz / aponevroz), L gevşek bağ dokuyu ve P perikranyumu temsil eder [24]. İlk 3 katman birbirine sıkıca bağlıdır ve kan damarlarını ve sinirleri içerir [25]. Kafa derisinin vücuttaki en kalın (3 ile 8 mm arasında) deri katmanına sahip olduğu bildirilmiştir [26].



Şekil 1.1. Kafa (scalp) derisi katmanları [27]



- Deri: Kafa derisi, 3 ile 8 mm arasında değişen kalınlığıyla vücuttaki en kalın deridir. Buradaki deri vücutta herhangi bir yerdekenden daha yoğundur. Çok sayıda kıl, ter ve sebace bezleri içerir. Altta yatan galea aponeurotica'ya ve kaslara yoğun fibröz septa ile bağlanır.

- Deri altı bağ dokusu: Sağlam, yoğun, fibröz yağ tabakasıdır. Deriyi altta yatan galea aponeurotica'ya bağlayan fibröz septa içerir. Damarlar, lenfatikler ve sinirler deri altı tabaka boyunca seyrederek.

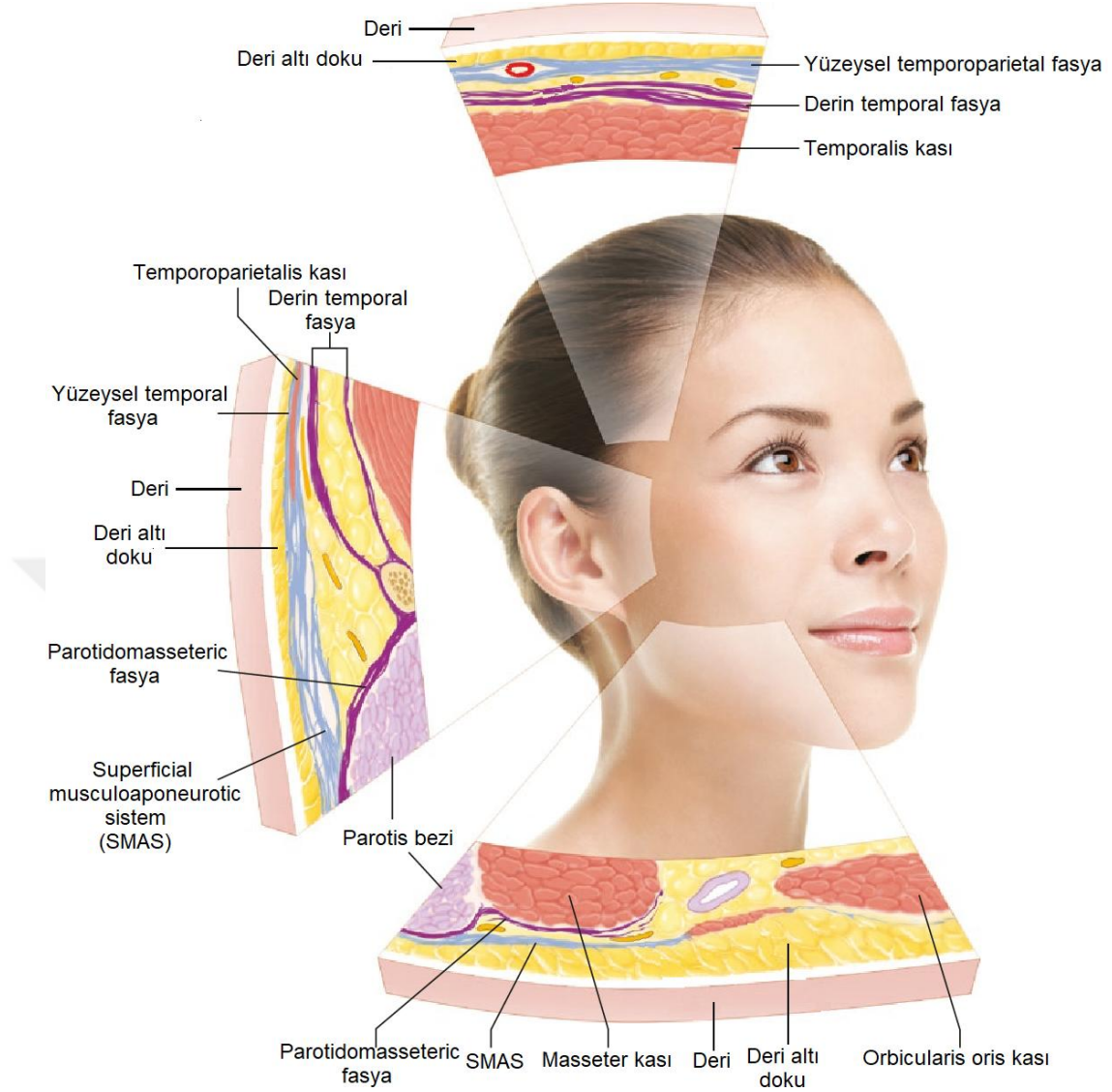
- Galea aponeurotica: anteriorda frontalis kasları ile, posteriorda occipitalis kasları ile ve lateralde temporoparietal fasya ile bitişiktir. Kafa derisine dayanıklılık sağlayan katmandır. Lifleri sagital olarak yönlendirilir, böylece koronal olarak yönlendirilmiş yaralar açık kalırken longitudinal (uzunlamasına) yaralar kapalı kalmaya meyillidir.

- Gevşek areolar doku: Çok ince ve hassas bir tabakadır. Tolhurst [25] bu katmanın yüzeysel ve derin tabaka gevşek areolar dokudan ve araya giren bir kolajen tabakadan oluştuğunu bulmuştur. Subgaleal fasya, innominat fasya ve subaponeurotic düzlem olarak da bilinir. Bu düzlemin gevşek areolar dokusu, kafa derisi hareketliliğini sağlar. Sınırları posteriorda süperior nukal çizgisi ve lateralde zigomatik ark ile sınırlıdır, fakat anteriorda frontalis kemiğe bağlı olmadığı için sınırı yoktur.

- Pericranium: Kafa derisinin periosteumudur. İnce fakat güçlü bir zardır. Kafatasına gevşek bir şekilde tutturulmuştur ve kolayca sıyrılır.

### **1.2.2. Yüz derisi anatomisi**

Doku tabakalarının kalınlığı farklı yüz bölgelerinde farklılık gösterir, ancak katmanlar arasındaki ilişki değişmez. Deri, yüzeysel fasyaya sıkıca yapışırken, yüzeysel fasya ile derin fasya arasındaki bağlantılar nispeten gevşektir.



Şekil 1.2. Yüz derisi katmanları [28]

- Deri: Derinin kalınlığı ve pigmentasyonu, yüz ve boyun boyunca değişiklik gösterir. Deri (epidermis + dermis) üst göz kapaklarında en ince (0,8 mm), üst dudakın üstünde (1,5 mm) ve alt yanakta (1,35 mm) en kalındır [29].
- Deri altı doku: Deri altı dokusunun miktarı; hastanın genetiği, etnik kökeni ve vücut ağırlığına bağlı olarak değişmektedir. Deri altı yağ miktarı ve bileşimi de yüz bölgeleri arasında değişmektedir. Göz kapaklarında deri altı yağ yoktur.
- Yüzeysel fasya: Yüzeysel fasya, yüzün farklı bölgelerinde farklı isimlere sahiptir. Yüzeysel fasya altında galea aponeurosis, şakaklarda temporoparietal fasya (TPF), zigomatik arkın altında superficial musculoaponeurotic sistem (SMAS) olarak adlandırılırken, boyunda platizma kasını saran bağ dokusudur [30].

- Derin areolar tabaka: Yüzeysel fasya, derin fasyaya baş ve boynun tüm bölgelerinde gevşek bir areolar tabaka ile bağlanır. Bu bağlantı değişkendir ve yaş, genetik ve vücut ağırlığına göre değişir. Bu tabakayı geçen spesifik yapılar bölgelere göre değişmekte ve aşağıda ele alınmaktadır.

- Derin fasya: Derin fasya, yüzeysel tabakaların kayabileceği nispeten hareketsiz bir tabakadır. Üzerindeki hareketli yüzeysel fasyaya gevşek bağ doku ile bağlanır. Derin fasya alttaki frontal kemiğe sıkıca bağlanır. Temporal bölgenin derin fasyası, derin temporal fasyadır (DTF). DTF yüzeysel ve derin bir katmana sahiptir. DTF'nin derin tabakası (veya temporalis kası fasyası) temporal kasın üzerindedir. Orta yüz bölgesinde derin fasyaya parotidomasseteric fasya denir. Bu fasya, masseter kas ve parotis bezinin üzerindedir. Boyunda derin fasyaya derin servikal fasya denir [30].

### **1.2.3. Ekstremitelerdeki derinin anatomisi**

Üst ekstremitelerdeki sınırları superiorde; klavikula - C7 spinöz proses, anteriorde; deltoid'in anterior sınırı - anterior aksiller fold, posteriorde; deltoidin posterior sınırı - posterior aksiller fold'dur.

Alt ekstremitelerdeki sınırları anteriorde; pubic symphysis - pubic tubercle - inguinal ligament - anterior superior iliac spine - iliac crest ve posteriorde; posterior superior iliac spine'dan 2. ve 3. sakral vertebra arasındaki orta noktaya çizilen hayali çizgidir.

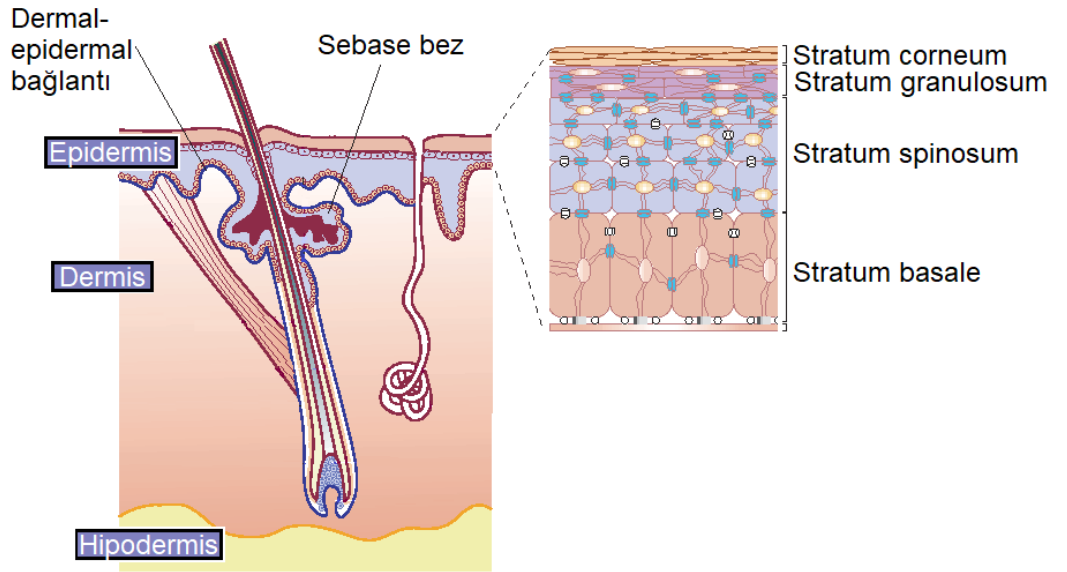
Üst ve alt ekstremitelerdeki derilerinde beş katman tanımlanmıştır: (1) deri, (2) deri altı yağ doku, (3) yüzeysel fasya, (4) gevşek areolar doku ve (5) derin fasya. Deri altı yağ doku ayrıca ince, saydam, yatay bir bölme (2b) ile yüzeysel (2a) ve derin (2c) bölmelere ayrılmıştır. Ana yüzeysel damarlar ve yüzeysel sinirler, gevşek areolar tabakada bulunur [31].

### **1.3. İnsan Derisinin Bileşenleri**

İnsan cildi tabakalı, hücreli bir epidermisten ve altında yatan bağ dokunun dermisinden oluşur. Dermal-epidermal bağlantı epidermis için mekanik destek sağlar ve hücrelere ve büyük moleküllere karşı kısmi bir engel görevi görür. Dermal-epidermal bağlantı, bazal keratinositler ve dermal fibroblastlar tarafından sentezlenen

kompleks bir bazal membrandır. Epidermisin dermise yapışması için mekanik destek olarak temel rol oynar ve bu iki bölüm arasındaki metabolik ürünlerin değişimini düzenler; ayrıca, yara iyileşmesi sırasında keratinosit göçüne destek olur [19]. Dermisin altında genellikle “deri altı” olarak adlandırılan yağlı bir tabaka, panniculus adiposus, vardır. Bu, vücudun geri kalanından çizgili kas tabakası, panniculus carnosus, ile ayrılır [32].

İki ana türde insan derisi vardır. Glabrous deri avuç içi ve ayak tabanı üzerinde bulunur. Birkaç katmana bölünmüş kalın bir epidermis, dermis içerisinde kapsüllenmiş duyu organlarının varlığı ve kıl köklerinin ve sebace bezlerin eksikliği ile karakterizedir. Non-glabrous deri ise hem kıl köklerine hem de sebace bezlere sahiptir, ancak kapsüllenmiş duyu organlarına sahip değildir [32]. Farklı vücut bölgeleri arasında da çeşitlilik vardır. Örneğin, kafa (scalp) derisi büyük saç köklerine sahipken alın derisi küçük kıl köklerine ve büyük sebace bezlere sahiptir.



Şekil 1.3. Derinin katmanları [32]

### 1.3.1. Epidermisin yapısı

Epidermis, başlıca iki tip hücreden oluşan farklılaşmış epitel bir tabakadır: keratinositler ve dendritik hücreler. Epidermis; melanositler, Langerhans hücreleri ve Merkel hücreleri gibi bir dizi başka hücre popülasyonunu da barındırır, ancak keratinosit hücre tipi hücrelerin çoğunluğunu (% 90-95) içerir. Epidermis, altta stratum basale'den başlayarak stratum corneum'a kadar birkaç tabaka halinde alt

bölgelere ayrılır. Bu tabakalar, hücrelerin olgunlaşmasının farklı aşamalarında oldukları için birbirlerinden farklılık gösterir [33]. Morfolojik olarak dört ana katmandan oluşur (Şekil 1.3.): stratum basale / stratum germinativum (basal hücre tabakası) (melanositleri içerir), stratum spinosum (keratinosit içerir), stratum granulosum (granüler hücre tabakası) (olgun keratinositleri içerir) ve stratum corneum [32]. Bazı vücut bölgelerinde (yani palmoplantar bölge), stratum granulosum ve stratum corneum arasında ilave bir katman, stratum lucidum, görülebilir [19]. En dış tabaka olan stratum corneum sıvı alımını ve kaybını önler. Bu tabaka genellikle yaklaşık 0,025 mm kalınlığındadır [34] ve düz yapıda ve lipitler tarafından bir arada tutulan korneositten oluşur. Doku, yüzeyden hücre dökülmesi ve altındakiler ile değiştirilmesiyle sürekli yenilenmektedir. Stratum corneum dış ortamla doğrudan temas halinde olduğu için, diğer deri tabakalarına kıyasla nem ve sıcaklık gibi faktörlerden en çok etkilenendir [35]. Epidermis esas olarak bir bariyer görevi görür. Bu bariyerler fiziksel, kimyasal, biyokimyasal ve immünolojik olarak ayrılabilir. Fiziksel bariyer temel olarak stratum corneum'dan oluşur. Kimyasal ve biyokimyasal bariyerler ise, lipitler, asitler, hidrolitik enzimler, antimikrobiyal peptitler ve makrofajlardan oluşur [36]. Epidermis, dermisin kalınlığına (0,4 - 2 mm) kıyasla daha incedir (0,01 - 0,1 mm). Epidermal kalınlığın korunması da ayrıca apoptoz geçirme yeteneği, programlanmış hücre ölümü gibi epidermal hücrelerin kendine özgü özelliklerine bağlıdır [4].

### **1.3.2. Dermisin yapısı**

Dermis, epidermisin altında stromal bir tabaka oluşturan mezodermden türetilir. En dışta papiller ve altta yatan retiküler dermis olmak üzere iki anatomik bölgeye ayrılır [37]. Bir matris içinde elastin ve kolajen lifleri içeren bu iki yapının da toplam kalınlığı insanlarda yaklaşık 1 mm'dir [38]. Daha ince olan papiller dermis, dikey olarak düzenlenmiş, epidermisi retiküler dermise bağlayan daha küçük ve daha gevşek bağlanmış lifler içerir. Retiküler dermis, cilt ile aynı düzlemde yönlendirilmiş, cilt yüzeyine paralel olma eğiliminde olan iri kolajen demetlerinden oluşur [39]. Lifli matrisin yönü, cildin en az elastikliğe sahip olduğu yönelimi gösteren Langer çizgileriyle kısmen ilgilidir. Elastik lifler papiller dermiste ince, retiküler dermiste kalındır.

Dermisin temeli, polisakaritler ve proteinlerin makromoleküller oluşturmak üzere bağlandığı bir destekleyici matristir. Bu matris içinde iki çeşit protein türü vardır: büyük bir gerilme mukavemetine sahip olan ve dermisen ana bileşenini oluşturan kolajen ve hacmin sadece küçük bir kısmını oluşturan elastin. Büyük bir yapısal protein olan kolajen vücutta tendonlarda, bağlarda, kemiklerde ve dermiste bulunur. Derinin gerilmeye karşı dayanıklı başlıca malzemesi kolajendir ve derinin kuru ağırlığının % 75'ini temsil eder. Elastin lifler ise elastikiyetin korunmasında rol oynamaktadır, ancak cildin deformasyonuna ve yırtılmasına karşı etkisi çok azdır. Dermisen hücresel bileşenleri arasında fibroblastlar, mast hücreleri ve histiositler (monosit/makrofajlar) bulunur [32]. Fibroblastlar, ekstraselüler matrisin bileşenlerini salgılar. Dermis, fibroblastlar tarafından sentezlenen kolajen liflerini içerir. Dermiste bulunan kolajen liflerinin çoğu, dermise cildin gerilme mukavemetini ve mekanik direncini sağlayan Tip I ve III'tür [37]. Dermiste bulunan diğer kolajenler arasında tip IV kolajen (dermal epidermal bağlantı ve deri uzantıları, damarlar, kaslar ve sinirlerin bazal membranları) ve tip VII kolajen (dermal epidermal bağlantının bağlayıcı lifleri) bulunur [19]. Dermisen, cilde direnç sağlayan ekstraselüler matrisi vardır. Kolajen ve elastin liflerin gerilmesi ve yeniden yönlendirilmesiyle yüksek deformasyon seviyelerine izin veren temel bir mekanik fonksiyona sahiptir [40]. Dermal tabaka ayrıca saç kökleri, kan damarları ve sebum ve ter salgılayan çeşitli bezler gibi yapıları barındırır.

### **1.3.3. Hipodermisin yapısı**

Hipodermis, altta yatan kasları cilde bağlayan areolar bağ ve yağ dokuları içeren dermisen altında bulunan bir deri altı yağ tabakasıdır. Bu tabakanın kalınlığı, en dıştaki dermal ve epidermal katmanlardan daha fazla değişkendir. Hipodermisin ana hücreleri, lipid yüklü bir sitoplazmaya (trigliseritler, yağ asitleri) sahip, büyük (100 mm'ye kadar), yuvarlak hücreler olan adipositlerdir [19]. Yağ doku, yağları ve besin maddelerini potansiyel bir enerji kaynağı olarak depolar. Hipodermis mekanik şoka karşı koruma sağlar, dış sıcaklığa ve soğuğa karşı vücudu yalıtır ve genel olarak enerji metabolizması ve depolanmasında aktif olarak bulunur [36]. Vücudu mekanik yaralanmalardan korunmada önemli bir rol oynar.

## 1.4. Derinin Mekanik Özellikleri

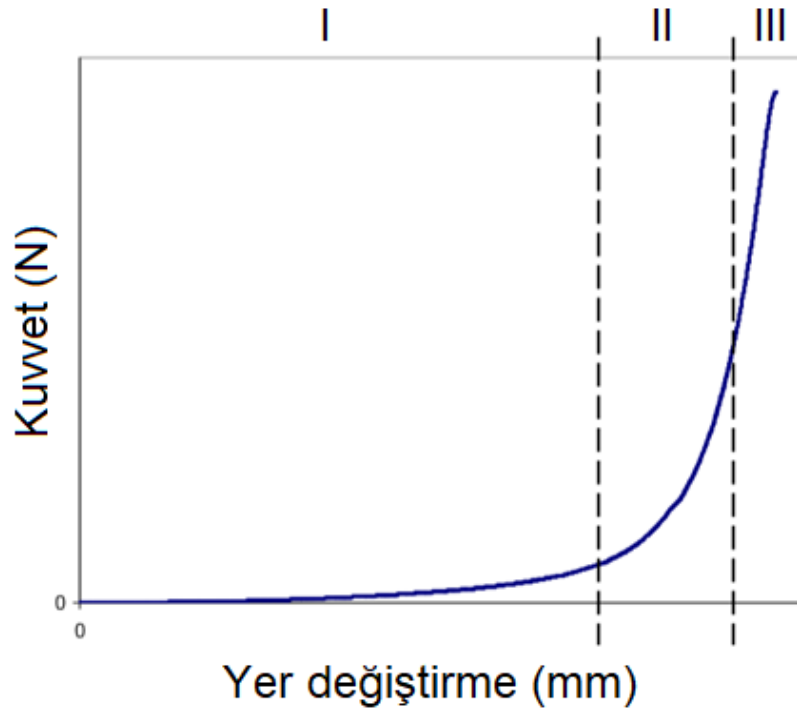
Deri, vücudun tüm yüzeyini kaplayan karmaşık, çok işlevli bir organdır. Vücut hareketini mümkün kılmak için, orijinal haline geri dönme özelliğini korurken, her yönde büyük deformasyonlara olanak tanıyacak kadar elastik olmalıdır. Epidermal, dermal ve hipodermal katman dahil edilerek bir bütün olarak düşünüldüğünde, deri; anizotropik [41, 42], viskoelastik [43], doğrusal olmayan [40] ve homojen olmayan olarak tanımlanabilir ve büyük deformasyonlara dayanma kabiliyetine sahiptir. Yumuşak biyolojik dokular, elastin ve kolajen gibi doku bileşenlerinin doğal davranışı tarafından yönetilen zamana ve geçmişe bağlı güçlü bir davranış sergiler [44]. Bu etkilerin yanı sıra dokular, zaman içinde geri dönüşümsüz deformasyonlara ve morfolojinin değişmesine neden olan farklı morfolojik değişikliklere uğrarlar.

### 1.4.1. Derinin farklı katmanlarının deri biyomekaniğine katkıları

Derinin genel mekanik davranışı, farklı katmanların mekanik davranışının bir birleşimidir. Bu nedenle, farklı deri katmanlarının mekanik davranışının bilinmesi derinin genel mekanik davranışının anlaşılması için büyük önem taşımaktadır. Bununla birlikte, epidermin ve stratum corneumun dermisten farklı davranış göstermesi beklenebilir, çünkü bu katmanlar tamamen farklı bir bileşime sahiptir [45].

Stratum corneum deri tabakaların en sert olanıdır, bu nedenle yük altında en az uzatılabilir olanıdır. Diğer tabakalara kıyasla daha az viskoelastik ve ön koşullanmış davranış sergiler, ancak uygulanan gerilme altında doğrusal olmayan gerilme-birim şekil değiştirme ilişkisini sürdürür [46]. Altta yatan dermis, derinin genel mekanik özelliklerine büyük miktarda katkıda bulunur. Daha önce belirtildiği gibi, bu katman yüksek deformasyon seviyelerine izin veren yoğun bir kolajen ve elastin lif ağından oluşur. Derinin mekanik özellikleri dermisteki kolajen ve elastin ağlarının geometrisi ve etkileşimi ile yönetilir [45]. Uygulanan gerilme altında deri dokusunun genel mekanik tepkisi, Şekil 1.4.'de gösterildiği gibi üç ana aşamaya ayrılabilir. Birinci aşama, dermal liflerin yük eksenine doğru yönelmesi nedeniyle düşük yükte büyük uzamayı göstermektedir, bundan sonra dermal lifler aşamalı olarak daha hizalı hale gelir ve bu durum artan sertlikle sonuçlanır. Yapılan çalışmalarda [47, 48] lif ağının ve derminin temel maddesinin cildin mekanik davranışında ve yük dağılımında

önemli bir rol oynadığı varsayılmaktadır. Oomens ve diğ. gerilmeye, cildin davranışının dermisteki kolajenlerin ve elastinlerin lifli doğasından etkilendiğini ve gerildiği zaman dokunun doğrusal olmayan bir davranış gösterdiğini bildirmiştir [48]. Kolajen ve elastik liflerin doğası ve düzenlenmesi malzemenin kopması da dahil olmak üzere derinin mekanik özelliklerini etkileyebilir. Bu aynı zamanda Falland-Cheung ve diğ. tarafından yapılan çalışmadaki SEM analizlerinde kopma bölgelerinde liflerin kıvrılması ile de doğrulanmıştır [17]. Altta yatan hipodermis ise, üç katmanın en yumuşak olanıdır ve yükleri üstteki deri tabakasından altta yatan dokulara eşit şekilde aktarır. Tüm tabakalar bir bütün halinde ve bağımsız olarak farklı malzeme özellikleri sergiler ancak hepsi viskoelastik, homojen olmayan, anizotropik ve doğrusal olmayan özelliklere sahiptir.



Şekil 1.4. Deri için tipik bir kuvvet - yer değiştirme grafiği [49].

#### 1.4.2. Kolajenin rolü

İnsan cildi proteoglikan bir matristeki kolajen ve elastin liflerinden oluşan heterojen bir malzemedir. Bu bileşenler birlikte hareket ederek cildin mekanik davranışından sorumludur. Tip I ve III kolajen insan derisinde daha belirgindir. Gevşemiş bir durumda, kolajen lifleri gelişigüzel bir şekilde düzenlenmiştir, ancak derinin gerilmesi ile birbirine paralel olarak hizalanır. Mekanik olarak, kolajen yüksek



çekme mukavemetine sahiptir, serttir ve uzama kabiliyeti yoktur. Cilt için yapısal destek kaynağıdır ancak cildin başlangıç noktasına geri dönmesinde önemli bir rol oynamaz [14, 50]. Derinin mekanik davranışı, dermal tabaka içerisinde bulunan kolajen liflerinin yapısına ve yoğunluğuna bağlıdır [45]. Kolajen liflerinin yeniden yönlendirilmesi, cildin doğrusal olmayan yük - uzama eğrisine yol açar. Doğrusal olmayan gerilme - birim şekil değiştirme eğrisinden de sorumlu olan kolajen ağlardaki kolajenlerin yeniden yönlendirilmesidir. Bireysel kolajen lifi ile karşılaştırıldığında cildin daha fazla elastik olması, lif ağının uygulanan gerilme yönünde hizalanması ve düzenlenmesi ile açıklanır [45].

### **1.4.3. Elastinin rolü**

Elastin lifleri dermisin ikinci ana bileşenidir. Dermal kolajen, cildin çekme mukavemetine en çok katkıda bulunanken, dermal elastin cildin elastikiyetine katkıda bulunur. Kolajenden çok daha az sert bir materyaldir ve geniş bir gerilme aralığında elastik davranış sergiler [45]. Dermal elastin liflerin düşük yüklerde mekanik tepkiye katkıda buldukları öne sürülmüştür [51]. Elastin elastik uzayabilirlik ile karakterizedir, yani maksimum gerilmeden sonra bile orijinal şekline dönme özelliğini korur. Deforme edici gerilmeler uygulandıktan sonra cildin orijinal şekline dönme kabiliyetinden sorumludur, ancak yeterli gerilme uygulanırsa, elastin lifler parçalanabilir ve bu durum orijinal şekle dönme kabiliyeti kaybına neden olabilir. Elastiklik için önemli olmasına rağmen, elastin lifler cildin genel çekme mukavemetine katkıda bulunmaz [14, 50].

### **1.5. Biyomekanik Parametreler**

Derinin biyomekanik özelliklerini anlamak için, onları tanımlarken kullanılan terimleri anlamak gerekir.

Gerilme, dış yüklerden veya kuvvetlerden kaynaklanan birim alan başına kuvvet (veya basınç) olarak tanımlanabilir.

Birim şekil değiştirme, uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa bölünmesiyle elde edilir.

Elastik bölge, yük veya gerilme altında deforme olmuş bir malzemenin gerilme ortadan kalktığı anda orijinal şekline döneceği gerilme - birim şekil değiştirme eğrisinin doğrusal bölgesidir. Elastik bölgenin eğimi elastisite (Young) modülüdür.

Elastikiyet dış kuvvetler ortadan kalktığı anda bir malzemenin orijinal şekline dönme yeteneğidir. Belli bir gerilmeden sonra, malzeme kalıcı olarak şekil değiştirir ve orijinal pozisyonuna geri dönemez [10].

Plastik bölge, bir malzemeye uygulanan yükün kaldırılmasından sonra deformasyonun kaldığı gerilme - birim şekil değiştirme eğrisi bölgesidir.

Plastik deformasyon, bir malzemenin elastik sınırının ötesinde kalıcı deformasyondur.

Sünme, gerilmenin etkisi altında yavaşça hareket etme veya deforme olma eğilimidir.

Viskozite, nesnenin kuvvet ile deforme olması ancak kuvvet kaldırıldıktan sonra orijinal haline dönememesi nedeniyle elastikiyetin zıttıdır.

Viskoelastisite, viskozite ve elastikiyet özelliklerine sahip malzemeleri tarif eder. Bu malzemelere gerilme uygulandığında ve hızlı bir şekilde ortadan kaldırıldığında oluşan deformasyon geçicidir (elastikiyet), ancak gerilme uzun bir süre boyunca uygulanırsa kalıcı deformasyon (viskozite) ortaya çıkar. Derinin viskoelastik olduğu kabul edilir [10].

Nihai çekme mukavemeti, çekme yüklemesine maruz kalan bir malzemenin nihai dayanımıdır. Bir gerilme testi sırasında bir malzemenin ulaştığı maksimum gerilmedir.

Kopma uzaması, hem elastik hem de plastik deformasyon dahil kopmadaki tek eksenli zorlanma miktarıdır. Kopma sırasındaki uzama miktarı, moleküler yapının elastikliğine (yani, konformasyonel değişim kabiliyeti) bağlıdır. Kopma sırasındaki daha yüksek uzama, dokuların darbelere karşı daha fazla dayanıklılık gösterdiği anlamına gelir [52].

Akma dayanımı, bir malzemenin plastik deformasyon göstermeye başladığı gerilmedir.

Başlangıç bölgesi, gerilme - birim şekil değiştirme eğrisinin elastik bölgeden önceki bölgesidir. Başlangıç bölgesinin şekli, gevşek liflerin düzleştirilmesi ve kolajen liflerinin uzama yönü ile aynı hizada hizalanması nedeniyle elastik bölgeden farklıdır.

Anizotropi, farklı eksenler boyunca ölçüldüğünde bir malzemenin fiziksel özelliklerindeki fark olarak tanımlanabilir. Zayıf ve obez, genç ve yaşlı, erkek ve kadın arasındaki farklar insan derisinin uzayabilirliğinde çok büyük bireysel farklılıklara yol açar. Ödem, inflamasyon, hormonal koşullar ve vücut ağırlığı gibi farklılıkların tümü anizotropi kategorisine girer.

### **1.6. Derinin Biyomekanik Özelliklerini Açıklayan Modeller**

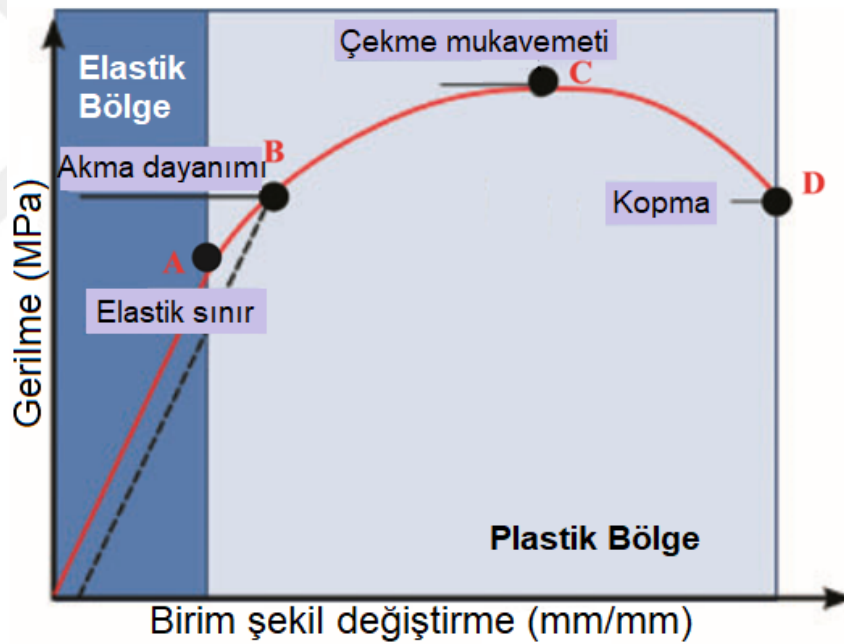
Deri anizotropik bir malzemedir. Yani, mekanik davranışı her yöne aynı değildir. Bu fenomen, ciltte meydana gelen doğal gerginlik çizgilerini haritalayan Karl Langer tarafından 19. yüzyılda kaydedilmiştir. Langer, açık yaralardaki geometrik değişikliklerle ilgilenmiştir. Bir kadavranın cildinin dairesel bir cihazla delindiğinde, yaranın eliptik bir forma dönüştüğünü belirtmiştir. Bu elipslerin ana eksenlerini dikkate alarak, vücut üzerinde Langer çizgileri olarak bilinen bir dizi gerilim çizgisi çizmiştir [53]. Bu erken deneyler, derinin anizotropik yapısını göstermiş, ancak ilişkili mekanizmayı tam olarak açıklamamıştır.

Ayrıca, deri viskoelastik ve neredeyse sıkıştırılmazdır [8]. Lanir tarafından cildin viskoelastik, doğrusal olmayan ve anizotropik davranışını esas alan ve özellikle dermis tabakasını karakterize eden bir model oluşturulmuştur [54]. Bu modelde liflerin ince ve elastik olduğu, gerginlikte doğrusal elastik davranış gösterdiği varsayılmıştır. Oomens ve ark., cildin özellikle doğrusal olmayan mekanik davranışını değerlendirmek için modeller geliştirmiştir [48, 55]. Khatyr ve diğ. önkol derisinin *in vivo* olarak viskoelastik ve anizotropik davranış modelini oluşturmuştur [56]. Çalışmaları, gerilme uygulamasının ardından buna karşılık gelen gerilme - birim şekil değiştirme eğrisinin tamamen elastik, viskoelastik ve sabit bir faz gösterdiğini bulan Agache ve arkadaşlarının çalışmasına [57] dayanmaktadır. Khatyr ve arkadaşlarının çalışması, viskoelastik modellerin cildin davranışını açıklayabileceğini göstermiştir. Başlangıçta, lifler gevşeme durumunda olduğu için düşük yük uygulamasında büyük uzama meydana gelir. Lifler yeniden oryantasyona

maruz kaldıkça ve aşamalı olarak yükün uygulandığı yönde hizalandıklarında, cildin sertliği giderek artar. Daha sonra, sertlik hızla arttıkça, liflerin çoğunluğu yük uygulamasının doğrultusunda hizalanıp gerilir ve eğri neredeyse doğrusal hale gelir. Daha fazla uzatılması, cildin yırtılmasına yol açar [14]. Bischoff ve arkadaşları ise, araştırmalarında derideki lifli kolajen ağına karşılık gelen uzun zincirli moleküllerin istatistiksel mekaniğinden türetilmiş matematiksel bir modelin cildin mekanik tepkisini yakaladığını göstermiştir [58].

### 1.7. Derinin Biyomekanik Özelliklerinin Belirlenmesi

Derinin gücünü ve sınırlarını anlamak için gerilme - birim şekil değiştirme eğrisini anlamak gerekir. Gerilme - birim şekil değiştirme ilişkisi, numunenin boyutlarından bağımsızdır ve cildin fiziksel bir özelliğidir. Yük ve uzama arasındaki ilişkiyi ölçer.



Şekil 1.5. Gerilme - birim şekil değiştirme eğrisi [10].

Cilt için tipik bir gerilme - birim şekil değiştirme eğrisi, doğrusal olmayan bir davranış sergiler ve üç aşamadan oluşur. Şekil 1.5.'de görüldüğü gibi, yumuşak dokunun gerilme - birim şekil değiştirme eğrisi düşük yüklerde doğrusal olmayan bir başlangıç bölgesi ile başlar. İlk yükleme aşamasında, cilt çok uyumludur ve nispeten düşük bir yük uygulandığında büyük uzama meydana gelir. Bu aşamada lifler büyük ölçüde hizalanmamıştır. Başlangıç noktasından itibaren kolajen lifleri kendilerine uygulanan yük yönünde uzamaya ve hizalanmaya başlarlar. Gerilme ve birim şekil

değiştirme arasındaki doğrusal çizgide görüldüğü gibi malzeme gerilmeyle doğru orantılı olarak deforme olur. Bu doğrusal ilişki Hooke Yasası ile açıklanabilir;

$$\sigma = E\varepsilon \quad (1.1)$$

Denklem (1.1)'de  $\sigma$  gerilme, E elastisite modülü ve  $\varepsilon$  birim şekil değiştirmeyi temsil eder. Belli bir şekil değiştirmeye kadar, cilt deformasyona karşı çok az direnç gösterir, çünkü elastin lifleri kolajen liflerin de katkısıyla cildin mekanik davranışına hakimdir. Eğrinin Hooke Yasası'nı izleyen bu kısmının eğimi, malzemenin sertliğinin bir ölçüsü olan elastisite (Young) modülüdür [14, 50]. Bir numuneye yük uygulandığında elastik olarak (yani kalıcı olmayan şekilde) deforme olma eğilimini tarif eder. Bu durumda, daha sert bir malzeme daha yüksek bir elastisite modülüne sahip olacaktır. İkinci aşama, neredeyse doğrusal bir fazdır ve kolajen lifleri çoğunlukla hizalı olduğu için sertlik hızla artar ve genel mekanik tepki, elastinden üç kat daha sert olan kolajen liflerinin mekanik özelliklerine bağlı hale gelir. İkinci aşama A noktasından sonra başlar (Şekil 1.5.). A noktasından sonra malzeme, gerilmenin ortadan kalkmasıyla orijinal şekline tamamen dönmeyecektir. Bu nedenle, A Noktası elastik sınırı temsil eder ve eğrinin bu noktanın ötesindeki bölgesi plastik bölge olarak bilinir. Gerilme ortadan kalkarken, elastik kısım orijinal eğime paralel bir doğrultuda eski haline döner (Şekil 1.5., kesikli çizgi). Elastik davranışın sınırı, akma dayanımı olarak tanımlanan B noktasıdır. Plastik bölgeye yükleme devam ettikçe, artan gerilme doğrusal olmayan artan bir şekil değiştirme üretir (Şekil 1.5., B ve C noktaları). Birim şekil değiştirme-sertleşme aşaması, katlanmış kolajen lifleri kendilerini uygulanan yük yönünde hizaladıklarında cildin sertliğinin hızla arttığı aşamadır [9]. Akma noktası (malzemenin başarısız olmaya başladığı ve geri dönüşümsüz şekilde deforme olduğu gerilme ve birim şekil değiştirme değerleri) ve nihai gerilme (malzemenin kopma gerilmesi) gerilme - birim şekil değiştirme eğrisinden belirlenebilir. Örnek, numunenin yükü desteklemeye devam etmek için yeterince adapte olamadığı noktaya ulaşılan kadar yükün uygulanmasıyla birlikte uzar (Şekil 1.5., C noktası, çekme mukavemeti). Maksimum yük aşıldıktan sonra, numune hızla uzar ve yırtılma meydana gelir (Şekil 1.5., D noktası).

## 1.8. Mekanik Davranışı Etkileyen Faktörler

### 1.8.1. Ön koşullama etkisi

Viskoelastisite, mekanik testler sırasında dokunun yüklenmesi ve gevşemesi arasında enerji kaybı veya histerezis olan birçok yumuşak dokuda belirgindir. Ayrıca yumuşak doku üzerinde döngüsel bir testin ilk döngülerinde, gerilme - birim şekil değiştirme eğrisi, sürekli azalan ve ardından stabilize olan histerezis döngüleri oluşturur. Gerilme - birim şekil değiştirme eğrisinin tekrarlanabilirliğine yol açan bu periyoda ön koşullama denir. Yumuşak biyolojik dokular test edilirken deri dokularının ön şartlandırılması, tekrarlanabilir mekanik tepkiler elde edilmesi için yaygın ve kabul görmüş bir tekniktir [17]. Genel olarak, referans durum olarak kullanılabilen yumuşak dokunun doğal halini elde etmek zordur. Bu nedenle, tekrarlanabilir ölçümler elde etmek için yumuşak doku ön koşullandırılmalıdır. Deri dokusunda hem *in vitro* hem de *in vivo* ön koşullama gözlemlenmiştir [45]. İlk olarak, cilde gerilme uygulandığında, küçük bir yük uzamayla sonuçlanır, ancak bu fazı benzer uzamalar için daha büyük yüklerin gerekli olduğu bir faz izler [41]. Ön koşullamanın etkilerinden sorumlu mekanizmalar, ana yük uygulamasının doğrultusunda kolajen liflerinin gerilmesi ve dolayısıyla paralelleşmesini kapsamaktadır [17].

Bazı mekanik protokoller, dokunun daha sonraki mekanik testler için sabit bir durumda olmasını sağlamak için dokunun döngüsel yüklemeye maruz kaldığı ön koşullamayı savunur. Bununla birlikte, ön koşullamanın kesin mekanizması belirsizdir ve tutarlı ve tekrarlanabilir bir yanıt üretmek için gereken tam döngü sayısı farklı çalışmalarda değişiklik gösterir. Araştırmacı, spesifik biyomekanik testin yapılmasının nedenini değerlendirdikten sonra ön koşullamayı dahil edip etmemeyi düşünmelidir [59].

Fung; art arda döngüsel tek eksenli doku testlerinin, döngü sayısı arttıkça yakınsayan eşit olmayan sonuçlar verdiğini ve sonuçların tekrarlanabilirliğini sağlamanın bir yolunun, sonuçlar yakınsayınca kadar birkaç kez bir test prosedürünü uygulayarak dokuyu ön koşullandırmak olduğunu bulmuştur. Lanir ve Fung [60], herhangi bir hasara neden olmadığında ön koşullamanın etkilerinin geri dönüşümlü olduğunu tespit etmiştir. Vogel ve Denkel [61], sıçan derisinin tekrarlayan gerilmelerde

mekanik davranışını incelemiş ve döngüsel gerilmelerden sonra deri, *in vivo* olarak tamamen eski haline dönmüştür, *in vitro* olarak ise gerilmelerden sonra doğal haline dönememiştir. Bu, Fung'un ön koşullama teorisini daha da desteklemektedir.

Çekme testinde ön koşullama, orijinal olarak rastgele dağılmış kolajenleri daha düz ve tekdüze bir yapıya yönlendirerek mekanik özelliklerinin daha fazla tekrarlanabilmesini sağlar; basma testinde ise ön koşullama, kolajenlerin oryantasyonunu önemli ölçüde etkilemez [45].

### **1.8.2. Derinin yönelimi**

Derideki kolajenler, derinin ön gerilimi nedeniyle Langer çizgileri olarak bilinen bir yönelime sahiptir. Bu çizgiler dermis içindeki kolajen liflerinin yönelimine karşılık gelir. İlk olarak 1861 yılında Avusturyalı anatomist Karl Langer tarafından “Derinin Anatomisi ve Fizyolojisi” çalışmasında detaylıca ele alınmıştır. Daha sonra yapılan çalışmalar, hem kolajen hem de elastin liflerinin ağırlıklı olarak Langer çizgileri yönünde düzenlendiğini kanıtlamıştır. Önceki çalışmalar derinin yöneliminin etkilerini ele almış ve liflerin yöneliminin baskın bir rol oynadığını ve bu nedenle derinin kuvvetinin farklı yönlerde farklı olduğunu bulmuştur. Genel olarak, kuvvet omurgaya paralel yönde daha yüksektir. Bu etkilerin bazıları Langer çizgileri ile ilişkilendirilirken, bazıları vücut geometrisi ile ilgilidir [45].

Manschot ve Brakkee [62, 63] ve diğerleri [64], lateral doğrultudaki örneklerin longitudinal yöndekilerden daha yüksek sertlikte olduğunu bildirmiştir. Cildin maksimum çekme mukavemeti; gerilme, liflerin hizalanması yönünde uygulandığında daha yüksektir [45].

### **1.8.3. Yaşlanmanın etkisi**

Cildin yaşlanması, doğal bir süreçtir ve güneş ışınları, yerçekimi kuvvetleri, elektromanyetik alan, psikolojik gerilme, sigara dumanı gibi birçok faktör cildin yaşlanmasına neden olur [65]. Makroskopik bir bakış açısına göre, yaşlı cilt, kırışıklıklar, elastikiyet, kalınlık ve yüzey görüntüsü bakımından genç deriden farklıdır. Yaşlı derinin mikroskopik ve biyokimyasal analizleri, canlı epidermisin daha az sayıda katman içerdiğini göstermektedir [66]. Ayrıca dermisteki toplam

kolajen azalır, ortalama kolajen yığını daha küçük görünür, ancak dermisteki kolajen yoğunluğu artar, kolajen lifleri tipik yönelimli yapısını kaybeder [66].

Cildin mekanik özellikleri yaşa bağlı olarak iki farklı şekilde değişir: dermisteki elastin ağındaki dejeneratif bir değişiklik ile açıklanabilen, derinin elastik şekil değiştirmesinde zamanla oluşan kayıp ve büyük gerilme sonrası viskoelastik şekil değiştirme için gereken sürede zamanla oluşan artış. İlk değişiklik dışsal ve içsel yaşlanmadan kaynaklanırken, ikincisi içsel yaşlanmadan kaynaklanmaktadır. Kırışıklıkların oluşumu cilt elastikiyetinin azalmasına neden olan dermisteki kolajen ve elastin içeriğinin kaybının doğrudan sonuçlarıdır [67]. İnsan cildinin mekanik özelliklerinde yaşlanma ile büyük değişikliklerin ortaya çıktığı bilinmektedir. İçsel yaşlanma, yavaş doku dejenerasyonundan kaynaklanan doğal bir süreçtir ve kolajen kaybı nedeniyle dermisin atrofisi, elastin ağında bozulma ve nem kaybı ile karakterizedir. İçsel yaşlanmanın aksine, dışsal yaşlanma çevresel faktörlerden kaynaklanmaktadır; ultraviyole (UV) maruziyeti dışsal yaşlanmanın ana nedenidir [10].

Yaşlanma ile birlikte, kolajen sentezi yavaş yavaş azalır, ancak dermal kolajenin sertliği artar. Dışsal yaşlanan ciltteki kolajen içeriği, doğal yaşlanan ciltteki kolajen içeriğinden % 56 daha azdır [68]. Yaşlanma ile ortaya çıkan kolajen bozulması, zayıf çekme mukavemeti ile ilişkilidir. Uzun süreli güneş ışını maruziyeti cildin uzama ve elastik şekil değiştirme kabiliyetinde azalmaya neden olur. Bunun nedeni, dermisin sertliğinin kolajendeki değişiklikler nedeniyle cildin kesme kuvvetlerine karşı koyma kabiliyetini azaltması olabilir.

Çekme mukavemeti de yaş ile birlikte değişir ve bu durum derinin kolajen bileşenindeki farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. Örneğin, Fry ve diğ. birim kesitsel kolajen alanı başına hesaplanan çekme mukavemetinin, 3-85 haftalık sıçanlarda yaşla birlikte artmış olduğunu, en yaşlı gruptaki maksimum değer en genç gruptaki değer yaklaşık üç katı olduğunu bulmuştur. Yüzey birim alanı başına mevcut kolajen miktarı da yaşla birlikte artmıştır [69].

Derinin biyomekanik davranışının yaşa bağlılığı, genellikle üç faktörle ilişkilendirilmiştir [70]. İlk faktör, kolajenlerin çapraz bağlarının artmasıdır. Vogel [42], yaşlanma sırasında yüksek gerilmelerde mekanik parametrelerin çoğunun



değişmesinin, kolajendeki çapraz bağlanmanın artmasıyla açıklanabileceğini belirtmiştir. Grahame ve Holt [71], yaş arttıkça elastisite modülünde küçük bir artış bulmuştur; bu da, yazarlar tarafından, kolajen ağının peptit zincirleri arasındaki çapraz bağların artmasına bağlanmıştır. İkinci faktör, dermis ve deri altı yağ dokunun elastin ve kolajen ağının bozulmasıdır. Örneğin, Daly ve Odland [72] düşük gerilmelerde derinin elastikiyetinin kaybını, elastin ağının yaşla birlikte kademeli olarak tahrip olmasına bağlamıştır. Fazio ve ark. da değişmiş elastik lifler nedeniyle, artan yaşla birlikte mekanik özelliklerde değişiklikler olduğunu bildirmişlerdir [73]. Sanders [74], ilerleyen yaşlarda elastik liflerin yıpranması ve parçalanmasıyla derinin elastikiyetini kaybettiğini belirtmiştir. Üçüncü faktör, dermisin temel maddesinde yaşa bağlı değişimlerdir, proteoglikan ve su içeriğinin yaşla birlikte azaldığı ve bunun esas olarak viskoelastik özellikleri değiştirdiği gösterilmiştir [75].

Yaşlanma ile birlikte cilt kalınlığının yaşla birlikte azaldığı tespit edilmiş [76, 77], ancak bazı çalışmalarda da cilt kalınlığı ve yaş arasında bir ilişki olmadığı gözlenmiştir [78]. Erkek ve kadınlarda cilt kalınlığının 45 yaşından itibaren azaldığı kaydedilmiştir [79]. Pond ve ark. [80] deri kalınlığının, erkekler için dördüncü onyılıda, kadınlar için üçüncü onyılıda maksimumda olduğunu daha sonra yavaş yavaş azaldığını bildirmişlerdir. Bazı çalışmalarda ise deri kalınlığının 20 yaşından itibaren erkeklerde yaşla doğrusal olarak azaldığı, kadınlarda ise 50 yaşına kadar sabit kaldığı ve daha sonra azalmaya başladığı bildirilmektedir. Bu bulgular genellikle yaşla birlikte kolajen kaybının bir göstergesi olarak yorumlanır [81]. Deri kalınlığı genellikle erkeklerde kadınlardan daha fazladır, çünkü herhangi bir vücut bölgesi için daha fazla kolajen içeriği vardır [82]. Derinin vücut bölgesine, yaşa ve cinsiyete göre değişen kalınlığı, cildin biyomekanik özelliklerini etkiler. Daha yaşlı olan deri tipik olarak daha genç olandan daha incedir, çünkü dermiste daha az kolajen sentezlenir. Deri kalınlığındaki bu düşüş on yılda yaklaşık % 6 oranında ilerlemektedir [83].

Yaş artışı ile birlikte cilt dokusunun sertliğinde bir artış ve elastikiyetinde bir azalma olduğu deneysel olarak gözlenmiştir [84]. Pond ve ark. elastin ağının bozulmasının ve kolajen ağının anizotropisinin artan yaşla birlikte artan sertlik için olası bir açıklama olduğunu rapor etmişlerdir [80]. Belkoff ve Haut'un modelinde [85] lateral örnekler için yaşla birlikte sertliğin arttığı benzer bir korelasyon tespit edilmiş, bununla birlikte longitudinal örnekler için elastisite modülü, sertlik ve kolajen içeriği

arasında güçlü bir korelasyon bulunamamıştır. Escoffier ve diğ., insan ventral önkol derisinin yaşa bağlı mekanik özelliklerini incelemiş, cilt elastikiyetinin 70 yaşına kadar sabit kaldığını ve daha sonra yaş ilerledikçe azaldığını tespit etmiştir. Ayrıca, 70 yaşından sonra cildin daha sert hale geldiğini ve cildin uzama kabiliyetini koruduğu halde, artan yaşla birlikte orijinal durumuna geri dönme kabiliyetini kaybettiğini bildirmişlerdir [15]. İnsan önkol ve sırt derisini inceleyen Alexander ve Cook tarafından da benzer bulgular bildirilmiştir. Elastisite modülünün yaş ilerledikçe değiştiğini, kadın donörlerde 15 yaş civarında ve erkeklerde 15-25 yaşları arasında minimum değer gösterdiğini ve bundan sonra arttığını bildirmişlerdir [86]. Erkekler ve kadınlar arasındaki elastisite modülüne ilişkin farklılıklar, güneşe maruz kalma gibi çevresel, hormonal ve genel sağlıkla ilgili farklılıklar gibi farklılıklardan kaynaklanıyor olabilir. Ayrıca, ultraviyole ışınımı nedeniyle farklı dejeneratif değişiklikler yaşayan ve Langer çizgilerine göre farklı yönelime sahip insan vücudunun farklı alanlarının test edilmesinden de kaynaklanıyor olabilir. Yaşlanma sürecinin, literatürde görülen varyasyonları açıklayabilen oldukça hastaya özgü bir süreç olduğunu bilinmektedir [11].

Bununla birlikte literatürdeki diğer çalışmalar yaşın cildin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini araştırmıştır ve cildin uzayabilirliğinin yaş ile birlikte azaldığını bildirmiştir [87, 88]. Elastin liflerinin zamanla kademeli olarak düzleştiği tespit edilmiştir [89]. Bu, gerilme - birim şekil değiştirme eğrisinin faz I bölgesinin uzayabilirliğinin genel olarak azalmasına yol açabilir. Bununla birlikte, eğrinin faz III kısmının eğimi, nispeten sabit kalır [14].

#### **1.8.4. Ultraviyole radyasyonun etkisi**

Radyasyon derideki kolajen ve elastin ağının yapısında büyük bir etkiye sahiptir. Örneğin, güneş ışığına maruz kalma, ultraviyole radyasyona bağlı olarak dermal kolajen ve elastin değişikliklerine neden olur. Ranu ve diğ. [90] sıçan derisinin elastikliğinin ışınlama ile çok az değiştiğini, ancak artan dozla birlikte kolajenin sertliğinin azaldığı bulmuştur, bu durum ışınlanmış numunelerin kolajen yapısında yoğun çatlakların ortaya çıkmasıyla açıklanmıştır. Ranu, radyasyondan sonra yırtılmanın düşük gerilme seviyelerinde gerçekleştiğini gözlemlemiştir. Dobrev, güneşe maruz kalan dorsal önkolun, güneşe maruz kalmamış volar önkol derisinden

daha düşük elastikiyet sergilediğini tespit etmiştir [45]. Radyasyon görünür kırışıklıkların oluşmasına, cilt dokusunun değişmesine ve cilt renginin değişmesine neden olur [91, 92]. Örneğin, ultraviyole ışınlamanın cildin sarkmasına neden olduğu bulunmuştur [93]. Nishimori ve diğ. [91] güneşe maruz kalan insan önkol derisinde dermal kolajen lifi demetlerinin belirgin yapısal dejenerasyona uğradığını, ancak güneşe maruz kalmayan iç üst kol derisinde dejenerasyon olmadığını rapor etmiştir.



## 2. BİYOMEKANİK ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

Deri mekanik davranışının testleri genel olarak *in vitro* ve *in vivo* olarak iki kategoriye ayrılabilir, burada *in vitro* testler, cilt dokusunun canlı vücuttan çıkarıldıktan sonra test edilmesini içerirken, *in vivo* testler ise cildi hala canlı vücutta iken incelemektedir.

### 2.1. *In-Vivo* Ölçümler

Derinin mekanik özelliklerini analiz etmek için *in vivo* yöntemler, dokunun doğal gerilme ve birim şekil değiştirme hali içinde değerlendirilmesine olanak sağlar. Ancak, dokuya sadece düşük yükler uygulanabilir ve bu ölçümlerde deri katmanları ayrı ayrı çıkarılmadığı ve incelenemediğinden deri katmanlarının bireysel mekanik özellikleri hakkında tahmini değerler elde edilir. Derinin mekanik özelliklerinin *in vivo* karakterizasyonunda en sık kullanılan teknikler gerilme testi, indentasyon (çentik açma) testi, burulma (torsion) testi, emme testleri ve dalga yayılımıdır; bu testlerin her biri uygulanan gerilme tipine ilişkin spesifik bir yaklaşımı kullanır [94].

#### 2.1.1. Gerilme testi

*In vivo* gerilme testi derinin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde, cilt yüzeyine paralel yükün uygulandığı en sık kullanılan yöntemdir. Gerilme deneyi çok sayıda çalışmanın konusu olmuştur [95, 96] ve bu sayede insan derisinin mekanik davranışını açıklamak için deneysel formülasyonlara dayanan farklı modeller önerilmiştir [97]. Örneğin, *in vivo* gerilme testi kullanılarak, Jamison ve ark. [98] deri dokusunun viskoelastik malzeme olarak kabul edilebileceğini göstermiştir.

#### 2.1.2. Burulma testi

Burulma testleri, cilde katı bir disk yapıştırarak ve öngörülen bir tork uygulayarak anizotropik mekanik özellikleri ölçmek için kullanılabilir [74]. Cildin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde, gerilme ve burulma analizleri deri yüzeyi üzerinde

yapıldığı için, hipodermisin ve altta yatan dokuların mekanik özellikler üzerindeki etkileri, dermis ve epidermisten elde edilen ölçümlere kıyasla asgari düzeydedir.

### **2.1.3. Basma testi**

Derinin basma altındaki mekanik davranışını araştırmak için kullanılan mekanik test yöntemidir. Bu yöntemde bir test cihazı, kontrollü yer değiştirmeler ile kuvvet - yer değiştirme eğrilerini oluşturur. Bu veriler daha sonra gerilme - birim şekil değiştirme eğrilerine çevrilir. Basma, klinik olarak cilt mekaniğinde çalışılan bir yöntemdir. Bu yöntem aynı zamanda dokunma hissi çalışmaları için de önemlidir, çünkü günlük işler sırasında karşılaşılan nesnelere cildin yüzeyini sıkıştırır [99].

### **2.1.4. İndentasyon testi**

İndentasyon (girinti) testi, cilde yapıştırılmış bir disk veya noktayı (örneğin düz uçlu bir silindir, koni biçimli bir uç veya bir küre) kullanarak cilde belirli bir kuvvet veya deformasyon uygular. Bu yöntem, gerçekleştirilmesi en basit ve en kolay yöntemlerden biridir ve klinik tıpta, birçok cilt hastalığında görülen mekanik yanıtındaki değişiklikleri test etmek için bir tanı aracı olarak kullanılmıştır [45].

### **2.1.5. Emme testi**

Emme yönteminde cilde negatif bir basınç uygulanır (genellikle 50-500 mbar / 0,005-0,05 MPa aralığında) ve karşılık gelen cilt yüksekliği optik veya ultrasonik yöntemle ölçülür [45]. Hem emme hem de girinti testlerinde yük cilt yüzeyine dik olarak uygulanır, hipodermis ve altta yatan dokular doğrudan yük altındadır, bu nedenle bu dokular mekanik tepkiye katkıda bulunur.

### **2.1.6. Dalga yayılımı**

Dalga yayılımı, düşük frekanslı elastik bir yüzey dalgasının uygulandığı ve yüzey dalga hızının ölçüldüğü bir yöntemdir [100]. Vexler ve diğ. [101] yukarıdaki yöntemlerin çoğunun geçici olarak derinin lif ağını deforme ettiğini ve bu nedenle sonuçları etkilediğini belirtmiştir. Dalga yayılımı çalışmasının prensipleri viskoz katı maddenin dinamik mekaniğine dayanır. Sabit kuvvete veya sabit yer değiştirme

sıklığına sahip periyodik bir kuvvet ile cildin yer değiştirmesinin veya gerilmesinin bir sonucu olarak ortaya çıkacaktır.

## 2.2. *In-Vitro* Ölçümler

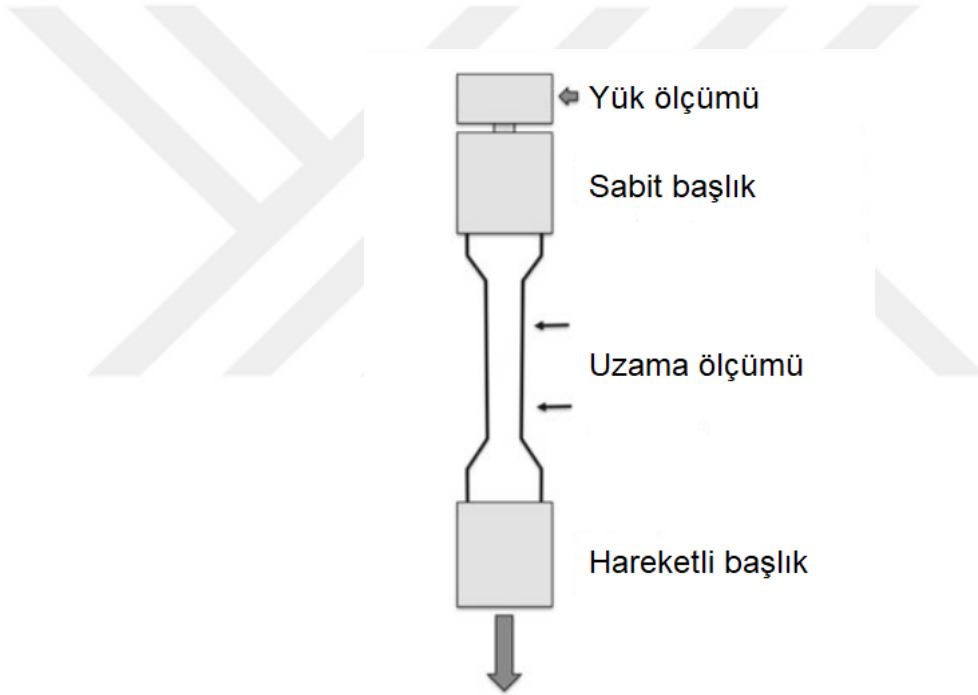
Derinin mekanik davranışını *in vitro* olarak analiz etmek, *in vivo* olarak test edilmesi mümkün olamayan çeşitli özelliklerin keşfedilmesine izin verebilir. *In vitro* testler tipik olarak hayvan veya ölü insan derisinin çıkarılmasını içerir. Doku numunesi çıkarılabildiğinden, başarısızlık mekanizmalarını ve numunenin çekme mukavemetini belirlemek için yıkıcı testler yapmak mümkündür. Deri üzerinde yapılan *in vitro* testlerin en belirgin avantajı, numunenin kesitini, sınır koşullarını ve yükleme yönünü önceden ayarlamamanın nispeten kolay olmasıdır. Ayrıca, doku katmanları bağımsız olarak ayrılabilir ve değerlendirilebilir. Üçüncü bir avantaj ise güç, zamana bağlı değerler ve zamana bağlı olmayan değerler için testler yapma imkanıdır [45]. Tartışılan faydalara ek olarak, derinin *in vitro* mekanik testi, gerçek doku ve mühendislik yapıları arasındaki karşılaştırmalar için bir temel oluşturduğundan, yeni doku ikamelerinin geliştirilmesi için çok önemlidir [102].

Cildin mekanik özelliklerinin *in vitro* incelenmesi, dokuyu doğal ortamdan uzaklaştırır ve ön gerilim ve hidrasyon kaynağını ortadan kaldırır, böylece *in vivo* analiz ile karşılaştırıldığında farklı mekanik özellikler ortaya çıkar. Bununla birlikte, yumuşak biyolojik dokular üzerinde *in vitro* gerilme deneyleri yapmak için birçok zorluk vardır [103, 104]: küçük örnek boyutları, yapısal heterojenite, malzeme eksenlerini tam olarak belirlemede zorlanma, örnekler arasında değişkenlik ve biyolojik bozulmadan dolayı zamana bağlı değişiklikler. İnsan derisi doğal halinde yumuşak olduğu için, numuneleri yerleştirirken numuneyi ekselel bir yüke maruz bırakma olasılığı vardır. Diğer bir sorun, malzemenin bileşiminin numunenin kalınlığı boyunca değişebilir olmasıdır. Son olarak, özellikle numunelerin daha yüksek yüklere ve gerilmelere maruz kaldığı dinamik testlerde, kaymayı en aza indirmek için deri numunelerinin sabitlenmesi zor ve zahmetli olabilir [8].

*In vitro* olarak deri örnekleri üzerinde en sık kullanılan malzeme testi çekme testidir. Bu yöntem ile derinin anizotropik, doğrusal olmayan ve viskoelastik davranışları ve ayrıca başarısızlık, sünme, yorgunluk ve ön koşullama altındaki etkileri incelenebilir.

### 2.2.1. Tek eksenli testler

Tek eksenli çekme testi cildin mekanik özelliklerine ilişkin araştırmalarda en sık kullanılan tekniktir. Eksenel mekanik etkilerin ölçümü için çok uygundur. Tek eksenli testlerin gerçekleştirilmesi ve yorumlanması nispeten kolaydır, derinin mekanik davranışının anlaşılmasını sağlar ancak, dokunun üç boyutlu yapısal özelliklerinin özgün tanımını sağlayamaz. Genel üç boyutlu yapısal özellikler de, yalnızca çift eksenli verilerden sağlanmamakla birlikte, bazı durumlarda çift eksenli veriler burulma veya kayma gibi başka bir test türünden verilerle birleştirildiğinde çıkarım yapılabilir. Dolayısıyla, çift eksenli testler, dokunun yapısal özelliklerinin tam tanımı için daha uygundur [45].

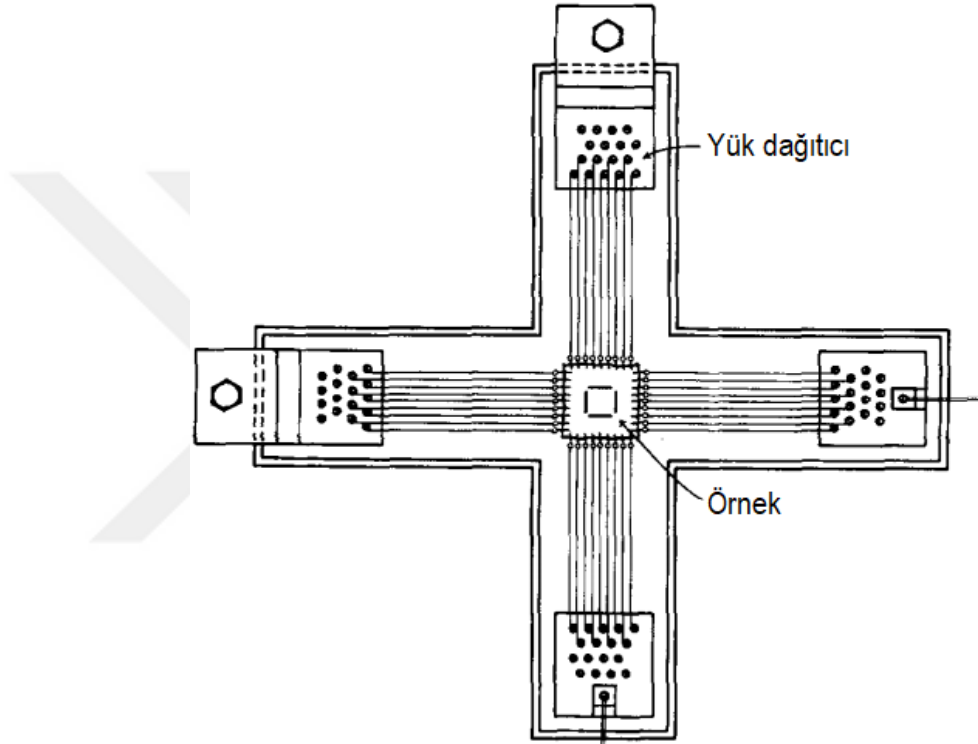


Şekil 2.1. Tek eksenli çekme testi düzeneği [105]

Tek eksenli gerilme testi, malzeme karakterizasyonu alanında temel bir test biçimidir. Amaç, her iki ucundan veya bir ucundan çekerek bir numunenin uygulanan yüklemeye veya yer değiştirmeye nasıl tepki vereceğini değerlendirmek ve uzama direncini ölçmektir. Çekme testleri, elastisite modülü, çekme mukavemeti, kopma uzaması ve akma dayanımı gibi bir malzemenin çeşitli mekanik özelliklerini belirlemek için kullanılır. Hooke yasasına göre, elastik davranış gösteren bir malzeme eksenel deformasyona doğrusal tepki verecektir.

### 2.2.2. Çift eksenli testler

Deri dokusu gibi sıkıştırılmaz veya neredeyse sıkıştırılmaz malzemeler için, üç boyutlu matematiksel modellerde malzeme parametrelerinin elde edilmesi için çift eksenli mekanik testler kullanılabilir. Eğer maksimum uzayabilirlik oryantasyonu biliniyorsa, yara kapanmasını optimize etmek için eksizyon planlanabilir, bu nedenle çok eksenli analizler cerrahlar için klinik öneme sahiptir [45].



Şekil 2.2. Lanir & Fung'un çift eksenli cihaz tasarımı [64]

Lanir ve Fung [64], kare şeklindeki yumuşak dokularda çeşitli mekanik özellikleri ölçebilecek bir çift eksenli cihaz tasarımı geliştirmiştir (Şekil 2.2.). Bu tasarımla doku örneği üzerinde çeşitli yüklemeler elde edilmiştir: gerilme - birim şekil değiştirme ilişkisi, bir ekseninde sabit bir yer değiştirmeyi korurken diğer bir eksen üzerindeki yer değiştirmeyi değiştirerek veya her iki ekseninde yer değiştirmeyi dinamik olarak eşzamanlı değiştirerek ölçülmüştür. Gerilme gevşemesi, yer değiştirmede hızlı bir artıştan sonra kuvvetteki değişim oranı olarak ölçülürken, sünme, sabit bir kuvvet uygulandığında yer değiştirmedeki değişim oranı olarak ölçülmüştür. Daha sonra geliştirilen çift eksenli sistemler de Lanir ve Fung sistemine dayanmaktadır. Mitchell ve diğ. deri gibi yumuşak dokulara, kullanıcı tarafından



belirlenmiş birim şekil değiştirmeleri uygulamak için kullanılabilir bir çift eksenli cihaz sunmuştur [106]. Sanders ve diğ. deri yüzeyine kontrollü basınç ve kesme yükü uygulamak için kullanılabilir bir sistem ortaya koymuştur [107].



### 3. DERİ ÖRNEKLERİNİN ÇEKME TESTİ

Çalışmamız Kocaeli Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'nun 06.02.2019 tarihli, KÜ GOKAEK 2019/03.03 Karar No'lu ve KÜ GOKAEK 2019/19 Proje No'lu onayı alınarak, Kocaeli Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Anatomi Laboratuvarı ve Kocaeli Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Biyomekanik Laboratuvarı'nda gerçekleştirildi.

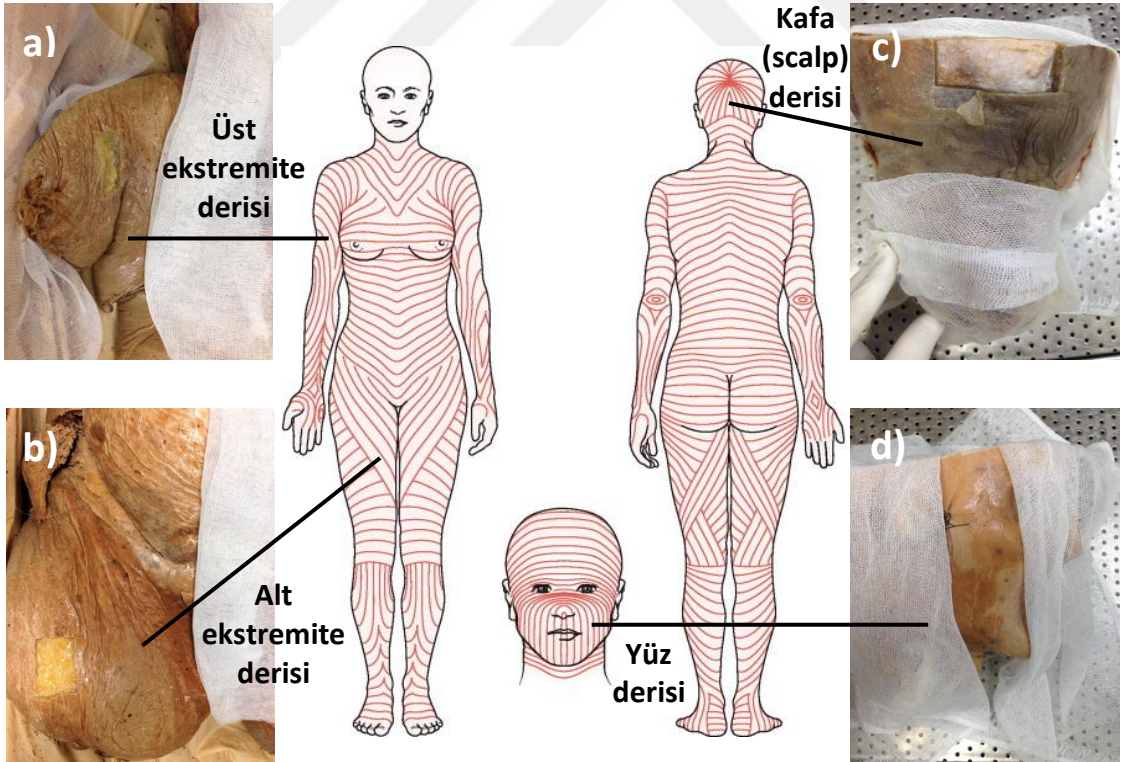
Çekme yükü altındaki deri dokularının malzeme özelliklerini ve kuvvet - uzama davranışlarını belirlemek için kadavralardan elde edilen deri numunelerine çekme testleri uygulandı. Bu çalışmada kullanılan kadavra örnekleri Kocaeli Üniversitesi Anatomi Anabilim Dalı laboratuvarında bulunan tüm vücut ve kafa kadavralardan elde edildi. Çalışma için formaldehit çözeltisinde depolanan yaş ortalaması  $77,8 \pm 13,12$  olan, 8 erkek, 2 kadın kadavra seçildi. Derin yara izleri değerlendirmeyi etkileyebileceğinden, yara izi ve deri hastalığı olmayan kadavralar çalışmaya dahil edildi. Diseksiyonlar kadavraların formaldehit sıvısından çıkarılıp  $4\text{ }^{\circ}\text{C}$ 'de en az 2 saat boyunca bekletilmesinden sonra gerçekleştirildi. Kadavralardan alınan deri numunelerinin şekli Şekil 3.1.'de gösterilmektedir.



Şekil 3.1. Kadavralardan alınan deri örneği

### 3.1. Deri Örneklerinin Hazırlanması

Ekstremiteler derisi örnekleri üst ekstremitelerde regio brachii anterior'dan (Şekil 3.2.a.), alt ekstremitelerde regio femoris anterior'dan (Şekil 3.2.b.) 2 adet tüm vücut kadavra için sağ ve sol olmak üzere ayrı ayrı diseke edildi. İnsan kafa derisi (scalp) dokuları için regio occipitalis (Şekil 3.2.c.) ve yüz derisi dokuları için regio buccalis (Şekil 3.2.d.) bölgelerinden 10 farklı kadavra için örnekler alındı. Sınırlı kadavra sayısından dolayı, numunenin yönü - başa paralel ya da dik olarak - gruplama için bir koşul olarak düşünülmedi. Kopmaların merkezde olmasını sağlamak için örnekler, standart bir numune boyutunda, köpek kemiği şeklinde diseke edildi (Şekil 3.1.). Bu adım numuneler arasında tutarlılığı sağlamak için önemlidir. Örnek boyutu test cihazının boyutlarına göre belirlendi. Test edilecek derinin kalınlığı Vernier kaliper kullanılarak ölçüldü ve ortalama kalınlık  $2.56 \pm 0.39$  mm idi. Deri numuneleri, formaldehit içerisinde test edilmeye hazır olana kadar oda sıcaklığında saklandı. Toplam 28 numune başarıyla test edildi.



Şekil 3.2. Deriye ait gerginlik çizgileri ve farklı topografik bölgelerden alınan deri örnekleri a)Regio brachii anterior'dan alınan üst ekstremiteler derisi örneği b)Regio femoris anterior'dan alınan alt ekstremiteler derisi örneği c)Regio occipitalis'den alınan kafa (scalp) derisi örneği d)Regio buccalis'den alınan yüz derisi örneği

### 3.2. Biyomekanik Çekme Testi

Tüm deri numuneleri oda sıcaklığında (22 °C), bir malzeme test cihazı kullanılarak her bir numunenin uzun eksenine paralel, tek eksenli gerilmeye test edildi. Bir universal test makinesi kullanılarak her deri örneği için çekme testleri yapıldı ve yük 20 kN yük hücresi ile ölçüldü. Analiz için uygun bir gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi elde etmek için metodolojinin hayati adımlarından biri, numunenin test sırasında kaymamasını sağlamaktır. Bu nedenle test sırasında deri numunelerinin kaymadan tutulması için çekme test cihazının çeneleri arasına zımpara kağıdı yerleştirildi (Şekil 3.3.). Çeneler arasına yerleştirildiğinde gevşeme durumunda olan deri örneklerini gevşeme durumundan çıkarmak için, deplasman 0 mm iken azami yükün yaklaşık % 5'ini temsil eden 7-9 N'luk bir ön yük gerilmesi uygulandı. Bu gerilme, liflerin yeterli şekilde gerilmesini sağlamaktadır; aksi halde gerilme liflerin istemeden yırtılmasına neden olur. Gerilme testi için, numuneler kopmaya kadar 10 mm/dak'lık bir yer değiştirme hızında test edildi. Maksimum kuvvetin en az % 30'luk bir düşüş göstermesi kopma olarak kabul edildi. Numunelerin mekanik tepkisi ve uzama davranışı cihazın yük hücresi ile kaydedildi.



Şekil 3.3. Çekme testi cihazının çeneleri arasına yerleştirilmiş bir deri örneği

### 3.3. Çekme Testi için Biyomekanik Parametrelerin Hesaplanması

Zaman (sn), uzama (mm) ve yük (N) dahil olmak üzere malzemelere ait ham veriler test cihazından sağlandı. Gerçekleştirilen her çekme testi için bir kuvvet - uzama eğrisi elde edildi. Bu grafikten, nominal gerilmeye karşı birim şekil değiştirme oranı her örnek için belirlendi. Nominal gerilme, kuvvetin numunenin deforme olmamış kesit alanı (genişlik x kalınlık) ile bölünmesiyle hesaplandı. Birim şekil değiştirme, numunenin mevcut uzunluğunun ilk uzunluğa ( $\Delta L / L$ ) bölünmesi ile hesaplandı. Bu şekilde, her bir örnek için nominal gerilmeye (MPa) (y eksenini) karşı birim şekil değiştirme (mm/mm) (x eksenini) grafikleri çizildi ve bu eğrilerden bir takım özellikler tanımlandı (nihai çekme mukavemeti, elastisite modülü). Eğrinin doğrusal olduğu bölgede eğim (m) belirlenerek, elastisite modülü değeri her bir örnek için elde edildi. Tüm veri noktaları,  $>0,98$  olan bir R değeri elde etmek için dahil edildi. R değeri  $>0,98$  değilse, doğrusal viskoelastik davranışı karakterize etme varsayımı geçersizdir.

### 3.4. İstatistiksel Analiz

İstatistiksel analiz SPSS programı kullanılarak yapıldı. Kafa (scalp), yüz, üst ekstremite ve alt ekstremite derilerine ait maksimum kuvvet, elastisite modülü, çekme mukavemeti, maksimum uzama, maksimum birim şekil değiştirme ve kalınlık arasındaki niceliksel verilerin karşılaştırılmasında, maksimum uzama ve maksimum birim şekil değiştirme haricindeki verilerimiz normal dağılım göstermediği için non-parametrik Kruskal Wallis testi kullanıldı. Normal dağılım gösteren maksimum uzama ve maksimum birim şekil değiştirme verileri için Anova analizi yapıldı. 0.05 veya daha küçük P değerleri istatistiksel olarak anlamlı kabul edildi. Maksimum kuvvet, elastisite modülü, çekme mukavemeti, maksimum uzama, maksimum birim şekil değiştirme ve kalınlık arasındaki ilişkinin anlaşılması için korelasyon analizi yapıldı ve anlamlılık düzeyleri 0,05 ve 0,01 olarak belirlendi.

#### 4. BULGULAR

Çalışmamız vücudun topografik olarak farklı bölgelerindeki deri örnekleri arasındaki biyomekanik farkları aydınlatmak için yapıldı. Derinin mekanik davranışını ve kuvvetini karşılaştırmak için derinin mekanik özellikleri, çekme testi ile belirlendi. Yapılan her çekme testi için, bir kuvvet - uzama eğrisi elde edildi ve bu eğriden maksimum kuvvet ve maksimum uzama değerleri belirlendi. Bu testte reaksiyon kuvvetleri ve yer değiştirmeler bilgisayar tarafından belirlendi. Buradan, nominal gerilme ve birim şekil değiştirme grafikleri her örnek için çizildi ve bu eğrilerden bir takım özellikler tanımlandı (nihai çekme mukavemeti, elastisite modülü ve maksimum birim şekil değiştirme). Farklı numuneler arasındaki elastisite modülü, çekme mukavemeti, maksimum birim şekil değiştirme ve kuvvet - uzama eğrisinin maksimum kuvvet, maksimum uzama değerleri karşılaştırıldı.

Çekme testi için gerilme aksenal kuvvetin deforme olmamış kesit alanına (genişlik x kalınlık) bölünmesi ile, birim şekil değiştirme ise aksenal yer değiştirmenin numunenin ilk uzunluğa bölünmesi ile hesaplandı. Denklem (4.1), Denklem (4.2) ve Denklem (4.3) aşağıda gösterilmektedir;

$$\sigma = F / A \quad (4.1)$$

$$\varepsilon = \Delta l / l_0 \quad (4.2)$$

$$E = \Delta \sigma / \Delta \varepsilon \quad (4.3)$$

Burada  $\sigma$  gerilme,  $\varepsilon$  birim şekil değiştirme, E elastisite modülü, F kuvvet, A kesit alanı,  $\Delta l$  aksenal yer değiştirme ve  $l_0$  derinin ilk uzunluğudur.

Mekanik testten önce, farklı bölgelere ait deri kalınlıkları Vernier kaliper kullanılarak ölçüldü. Deri örneklerinin kalınlıklarının ortalamaları ve kuvvet - uzama ve gerilme - birim şekil değiştirme grafiklerinden elde edilen biyomekanik parametrelere ait ortalamalar, standart sapmalar, minimum ve maksimum değerler Tablo 4.1.'de gösterilmiştir.

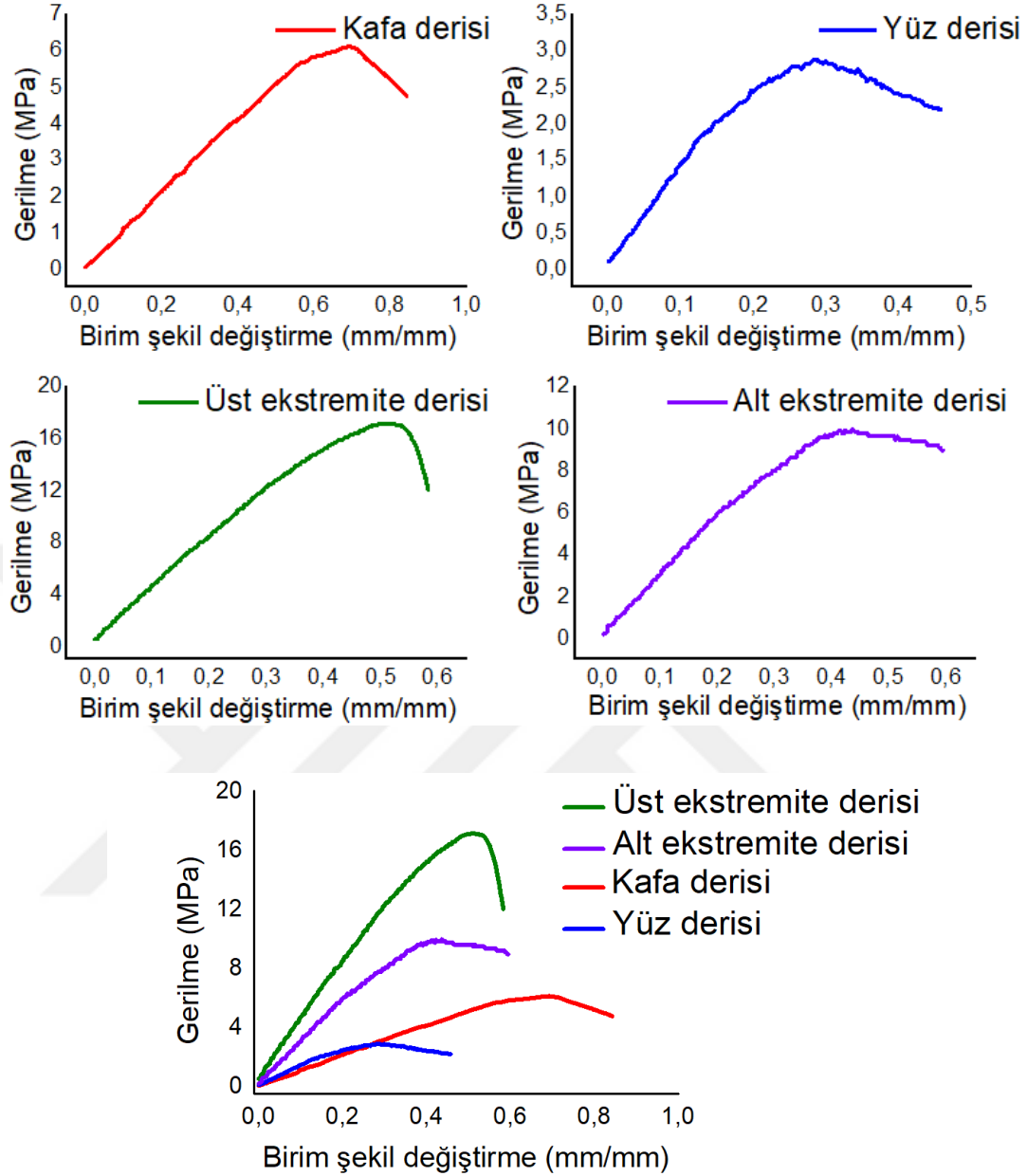
Tablo 4.1. Gruplara ait biyomekanik parametreler (Ortalama  $\pm$ Standart Sapma [Minimum değer; Maksimum değer])

Deri Biyomekaniği Parametreleri	Gruplar			
	Kafa (scalp) derisi	Yüz derisi	Üst ekstremite derisi	Alt ekstremite derisi
	Ort $\pm$ SS [Min; Max]	Ort $\pm$ SS [Min; Max]	Ort $\pm$ SS [Min; Max]	Ort $\pm$ SS [Min; Max]
<b>Maksimum Kuvvet (N)</b>	125,10 $\pm$ 95,30 [21; 355]	54,40 $\pm$ 45,70 [19; 160]	99,60 $\pm$ 27,70 [69; 123]	70,30 $\pm$ 19,20 [53; 91]
<b>Elastisite Modülü (MPa)</b>	17,11 $\pm$ 17,40 [5,90; 59]	14,77 $\pm$ 16,52 [6,20; 23,80]	42,70 $\pm$ 8,92 [37,50; 53]	31,33 $\pm$ 1,12 [30,50; 32,60]
<b>Çekme Mukavemeti (MPa)</b>	5,09 $\pm$ 3,10 [1,05; 12,10]	3,84 $\pm$ 2,02 [1,40; 8]	17,72 $\pm$ 4,00 [13,80; 21,80]	10,10 $\pm$ 3,17 [6,70; 13]
<b>Maksimum Uzama (mm)</b>	9,87 $\pm$ 7,29 [1,77; 22,95]	6,55 $\pm$ 2,94 [2,26; 11,09]	7,20 $\pm$ 1,98 [5,01; 8,86]	7,04 $\pm$ 3,41 [3,44; 10,23]
<b>Maksimum Birim Şekil Değiştirme (mm/mm)</b>	0,65 $\pm$ 0,48 [0,11; 1,53]	0,43 $\pm$ 0,19 [0,15; 0,73]	0,47 $\pm$ 0,13 [0,33; 0,59]	0,46 $\pm$ 0,23 [0,22; 0,68]
<b>Deri Kalınlığı (mm)</b>	5,20 $\pm$ 2,39 [2; 9]	2,60 $\pm$ 1,17 [1; 4]	1,00 $\pm$ 0,00 [1; 1]	1,50 $\pm$ 0,58 [1; 2]

Kafa (scalp) derisi örneklerinin karşılaştırılan diğer bölgeler arasında en kalın olduğu görölmektedir (5,2  $\pm$ 2,39 mm). Üst ekstremite derisi karşılaştırılan tüm bölgeler arasında en incedir (1  $\pm$ 0,0 mm). Üst ekstremite ve alt ekstremite derileri (sırasıyla, 1  $\pm$ 0,0 mm ve 1,5  $\pm$ 0,58 mm) benzer kalınlık göstermiştir. Ayrıca, bir kadavranın ekstremite derilerinden alınan sağ ve sol örneklerin aynı kalınlıkta olduğu ölçölmüştür.

Çalışmamızda en büyük maksimum kuvvet değeri; kafa (scalp) derisi için ölçölmüş ve değeri 125,10  $\pm$ 95,30 N olarak belirlenmiştir. Yüz derisi için maksimum kuvvet 54,40  $\pm$ 45,70 N, üst ekstremite derisi için maksimum kuvvet 99,60  $\pm$ 27,70 N ve alt ekstremite derisi için maksimum kuvvet 70,30  $\pm$ 19,20 N olarak belirlenmiştir.





Şekil 4.1. Kafa, yüz, üst ekstremitte ve alt ekstremitte derilerine ait ortalama gerilme – birim şekil değiştirme grafikleri

Şekil 4.1., tipik gerilme - birim şekil değiştirme grafikleri ile gerilme testinden sonra deri dokusunun viskoelastikliğini göstermektedir. En yüksek çekme mukavemeti üst ekstremitte derisi için ölçülmüş ve değeri  $17,72 \pm 4,00$  MPa olarak belirlenmiştir. Alt ekstremitte için çekme mukavemeti  $10,10 \pm 3,17$  MPa, kafa (scalp) derisi için çekme mukavemeti  $5,09 \pm 3,10$  MPa ve yüz derisi için çekme mukavemeti  $3,84 \pm 2,02$  MPa olarak belirlenmiştir.



Elastisite modülü farklı cilt bölgeleri arasında farklılık göstermiştir (Tablo 4.1.). Üst ekstremitelerde, tüm bölgelerdeki en büyük elastisite modülü göstermiştir ( $42,70 \pm 8,92$  MPa). Alt ekstremitelerde, üst ekstremitelerde dışındaki tüm bölgelere göre daha yüksek bir elastisite modülüne sahiptir ( $31,33 \pm 1,12$  MPa). Yüz derisi, tüm bölgeler arasında en düşük elastisite modülüne sahiptir ( $14,77 \pm 6,52$  MPa). Kafa (scalp) derisi ( $17,11 \pm 17,41$  MPa) ise yüz derisi ile benzer elastisite modülü göstermiştir.

Karşılaştırma yapılan bölgeler arasında maksimum uzamayı kafa derisi göstermiştir ( $9,87 \pm 7,29$  mm). Yüz derisinin maksimum uzama değeri  $6,55 \pm 2,94$  mm'dir. Üst ekstremitelerde ve alt ekstremitelerde derileri ise benzer maksimum uzama değerlerine sahiptir (sırasıyla  $7,20 \pm 1,98$  mm ve  $7,04 \pm 3,41$  mm).

Maksimum birim şekil değiştirme tüm bölgelerde benzer değerlerde bulunmuştur. En yüksek maksimum birim şekil değiştirme kafa derisi için  $0,65 \pm 0,48$  mm/mm olarak kaydedilmiştir. Maksimum birim şekil değiştirme yüz derisi için  $0,43 \pm 0,19$  mm/mm; üst ekstremitelerde ve alt ekstremitelerde derileri için sırasıyla  $0,47 \pm 0,13$  mm/mm ve  $0,46 \pm 0,23$  mm/mm olarak bulunmuştur.

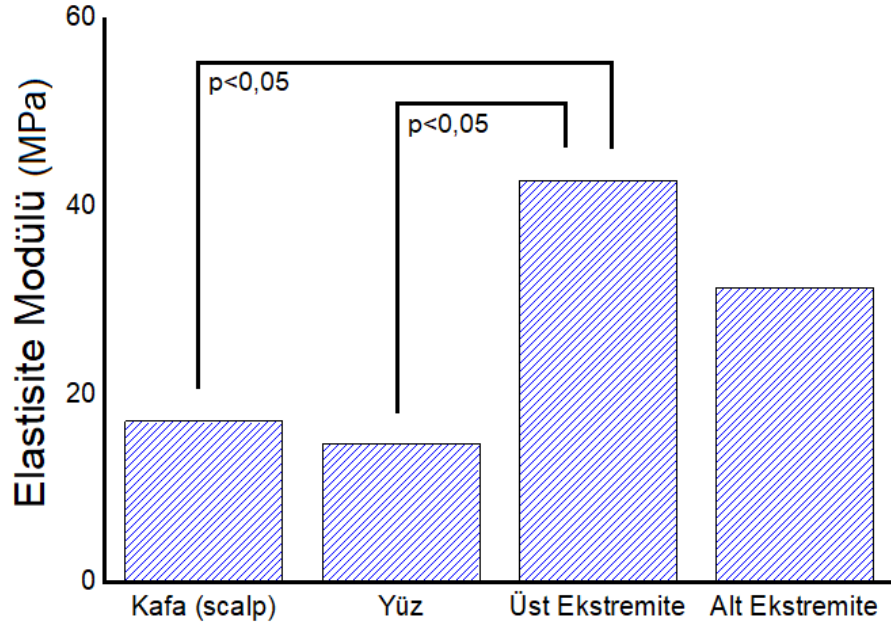
#### 4.1. Farklı Vücut Bölgelerine Ait Deri Örneklerinin Biyomekanik Özelliklerinin ve Kalınlıklarının İstatistiksel Olarak Karşılaştırılması

Tablo 4.2. Gruplar arası elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlığın istatistiksel karşılaştırılması

		P değeri
Elastisite Modülü	Kafa derisi - Yüz derisi	<b>0,718</b>
	Kafa derisi - Alt ekstremitte	<b>0,063</b>
	Kafa derisi - Üst ekstremitte	<b>0,011</b>
	Yüz derisi - Alt ekstremitte	<b>0,113</b>
	Yüz derisi - Üst ekstremitte	<b>0,024</b>
	Alt ekstremitte - Üst ekstremitte	<b>0,579</b>
Çekme Mukavemeti	Kafa derisi - Yüz derisi	<b>0,458</b>
	Kafa derisi - Alt ekstremitte	<b>0,088</b>
	Kafa derisi - Üst ekstremitte	<b>0,009</b>
	Yüz derisi - Alt ekstremitte	<b>0,028</b>
	Yüz derisi - Üst ekstremitte	<b>0,002</b>
	Alt ekstremitte - Üst ekstremitte	<b>0,471</b>
Kalınlık	Kafa derisi - Yüz derisi	<b>0,028</b>
	Kafa derisi - Alt ekstremitte	<b>0,005</b>
	Kafa derisi - Üst ekstremitte	<b>p&lt;0,001</b>
	Yüz derisi - Alt ekstremitte	<b>0,251</b>
	Yüz derisi - Üst ekstremitte	<b>0,067</b>
	Alt ekstremitte - Üst ekstremitte	<b>0,567</b>

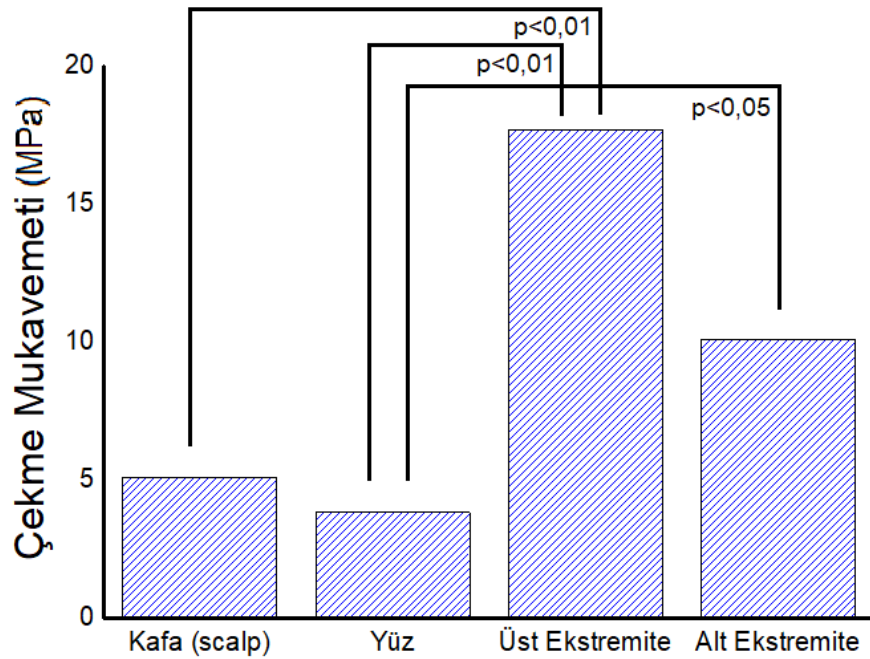
Tablo 4.2.'de görüleceği gibi elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlık için gruplar arası yapılan değerlendirmelerde anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir. Ancak maksimum kuvvet, maksimum uzama ve maksimum birim şekil değiştirme değerleri için gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır.

Kafa derisi - üst ekstremite ( $p=0,011$ ) ve yüz derisi - üst ekstremite ( $p=0,024$ ) derilerinin elastisite modülleri arasında anlamlı fark bulunmuştur ( $p<0,05$ )(Şekil 4.2).



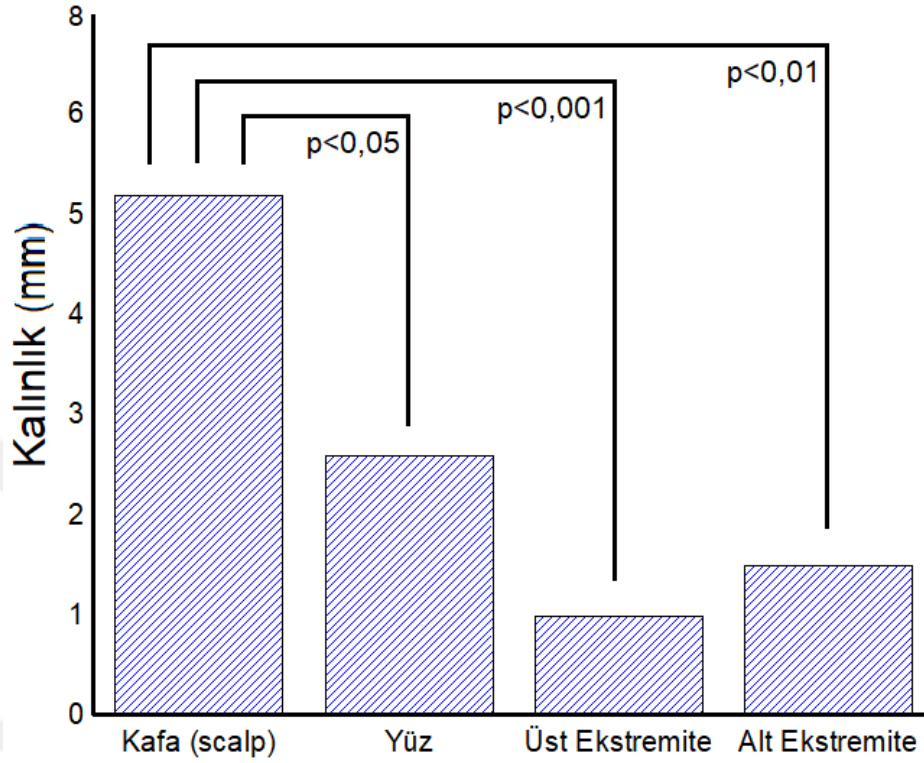
Şekil 4.2. Deri örneklerine ait elastisite modülü değerleri

Kafa derisi - üst ekstremite ( $p=0,009$ ), yüz derisi - üst ekstremite ( $p=0,002$ ) ve yüz derisi - alt ekstremite ( $p=0,028$ ) derilerinin çekme mukavemetleri arasında anlamlı bir fark olduğu bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Şekil 4.3.).



Şekil 4.3. Deri örneklerine ait çekme mukavemeti değerleri

Kafa derisi - yüz derisi ( $p=0,028$ ), kafa derisi - alt ekstremitte ( $p=0,005$ ), kafa derisi - üst ekstremitte ( $p<0,001$ ) derisi kalınlıkları arasında anlamlı bir fark bulunmuştur ( $p<0,05$ ) (Şekil 4.4.). Anlamlı farkı oluşturan kafa derisi kalınlığıdır.



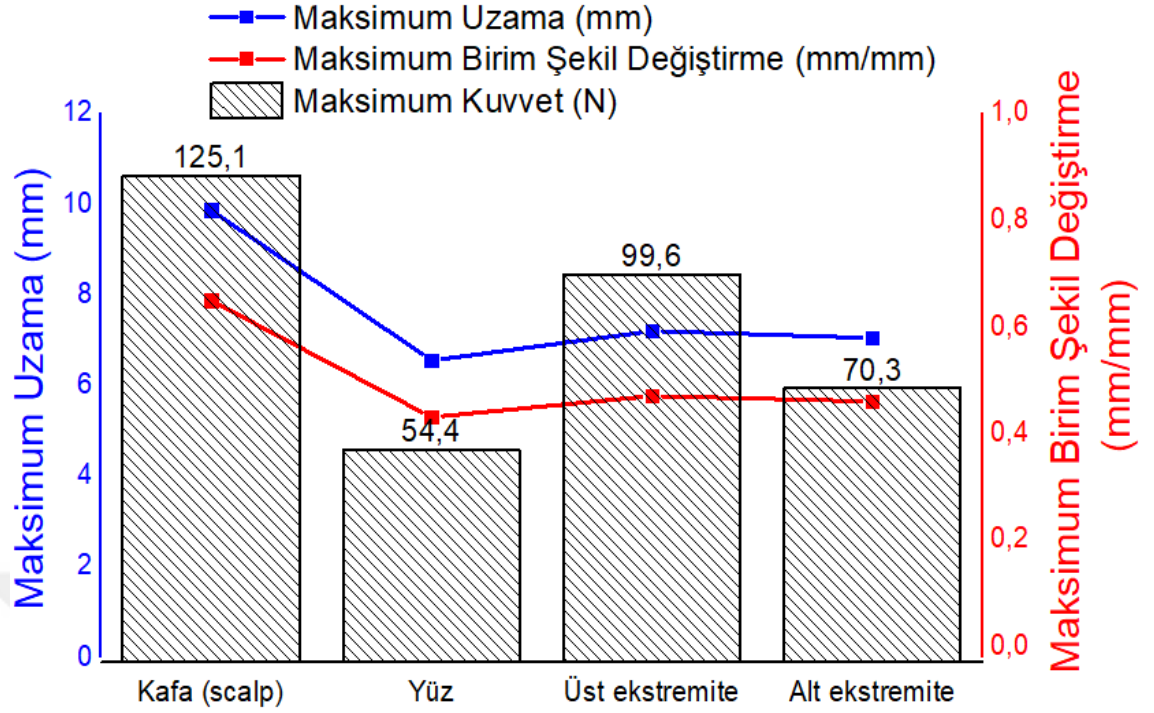
Şekil 4.4. Deri örneklerine ait kalınlık değerleri

#### 4.2. Deri Örneklerinin Biyomekanik Özelliklerinin ve Kalınlıklarının Korelasyon Analizi

Yapılan korelasyon analizine göre (Tablo 4.3.); maksimum kuvvet ile çekme mukavemeti arasında istatistiksel olarak oldukça anlamlı ( $p<0,01$ ), orta düzeyde, pozitif korelasyon olduğu anlaşılmaktadır.

Maksimum kuvvet ile maksimum uzama arasında istatistiksel olarak oldukça anlamlı ( $p=0,01$ ), güçlü bir pozitif korelasyon vardır. Bu sonuca göre, maksimum kuvvet arttıkça maksimum uzamanın da arttığı söylenebilir (Şekil 4.5.).

Maksimum kuvvet ile maksimum birim şekil değiştirme arasında istatistiksel olarak oldukça anlamlı ( $p=0,01$ ), güçlü bir pozitif korelasyon vardır. Buna göre, maksimum kuvvetteki artışın maksimum birim şekil değiştirmeyi arttırdığı söylenebilir (Şekil 4.5.).



Şekil 4.5. Deri örneklerine ait maksimum kuvvet, maksimum uzama ve maksimum birim şekil değiştirme değerlerinin karşılaştırılması

Maksimum kuvvet ile deri kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,05$ ), zayıf bir pozitif korelasyon olduğu bulunmuştur.

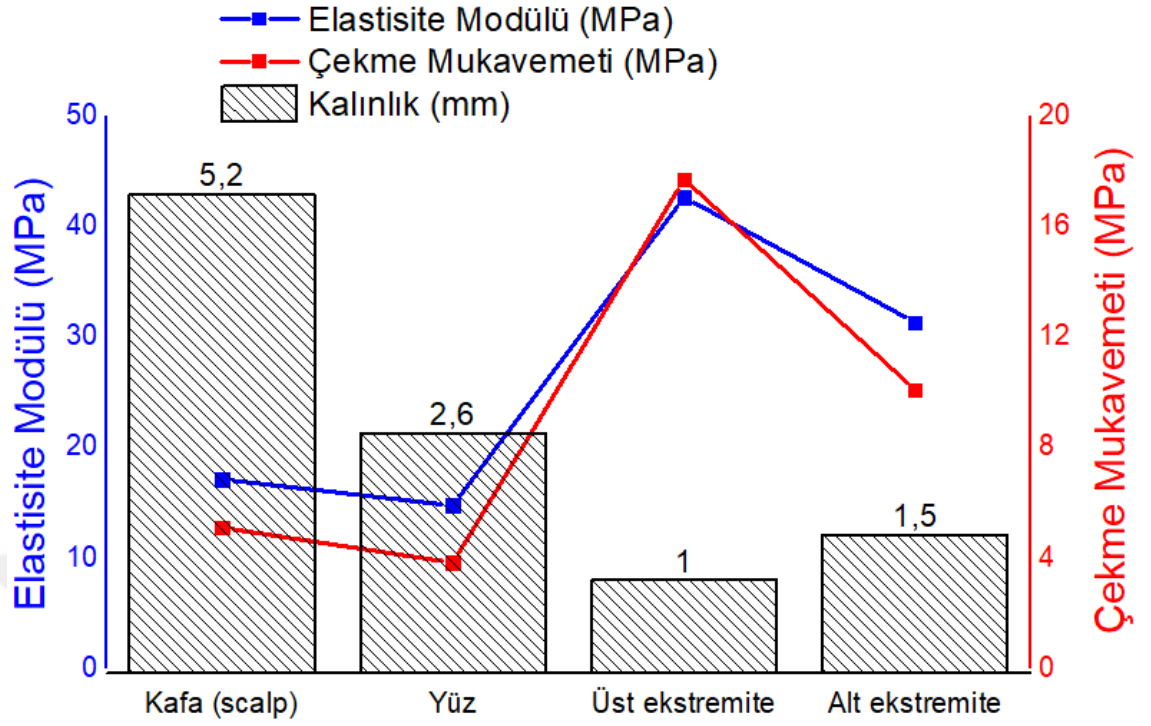
Elastisite modülü ile çekme mukavemeti arasında istatistiksel olarak oldukça anlamlı ( $p < 0,01$ ) ve güçlü bir pozitif korelasyon olduğu anlaşılmaktadır (Şekil 4.6.).

Elastisite modülü maksimum uzama arasında istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,05$ ), orta düzeyde bir negatif korelasyon olduğu bulunmuştur.

Elastisite modülü maksimum birim şekil değiştirme arasında istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,05$ ) ve orta düzeyde bir negatif korelasyon olduğu bulunmuştur.

Elastisite modülü ile deri kalınlığı arasında istatistiksel olarak oldukça anlamlı ( $p < 0,01$ ) ve güçlü bir negatif korelasyon olduğu bulunmuştur. Elastisite modülü ve kalınlık arasındaki korelasyon analizinden deri kalınlığı arttıkça elastisite modülünün düştüğü belirlenebilir (Şekil 4.6.).

Çekme mukavemeti ile deri kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,05$ ) ve orta düzeyde bir negatif korelasyon olduğu anlaşılmaktadır (Şekil 4.6.).



Şekil 4.6. Deri örneklerine ait elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlık değerlerinin karşılaştırılması

Maksimum uzama ile maksimum birim şekil değıştirme arasında istatistiksel olarak oldukça anlamlı ( $p < 0,01$ ) ve çok güçlü pozitif korelasyon olduğu görülmektedir, ayrıca maksimum uzama ve maksimum birim şekil değıştirmenin diğér parametreler ile olan korelasyon değérleri neredeyse aynıdır. Maksimum birim şekil değıştirme değeri maksimum uzama değérinden türetildiği için, diğér parametreler ile korelasyon analizlerinde korelasyon katsayısı ve anlamlılık değérlerinin birbirine çok yakın çıkması beklenen bir sonuçtur.

Maksimum uzama ile deri kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı ( $p < 0,05$ ) ve zayıf bir pozitif korelasyon olduğu bulunmuştur.

Maksimum birim şekil değıştirme ile deri kalınlığı arasında istatistiksel olarak anlamlı ( $p = 0,05$ ) ve zayıf bir pozitif korelasyon olduğu belirlenmiştir.

Tablo 4.3. Maksimum kuvvet, elastisite modülü, çekme mukavemeti, maksimum uzama, maksimum birim şekil değıştirme ve deri kalınlığı arasındaki korelasyon analizi

		Max. Kuvvet	Elastisite Modülü	Çekme Mukavemeti	Max. Uzama	Max. Birim Şekil Değıştirme	Deri Kalınlığı
Max. Kuvvet	Korelasyon katsayısı	<b>1,000</b>	<b>-0,040</b>	<b>0,562</b>	<b>0,620</b>	<b>0,621</b>	<b>0,403</b>
	Anlamlılık	.	<b>0,849</b>	<b>0,003</b>	<b>0,001</b>	<b>0,001</b>	<b>0,046</b>
Elastisite Modülü	Korelasyon katsayısı	<b>-0,040</b>	<b>1,000</b>	<b>0,653</b>	<b>-0,452</b>	<b>-0,445</b>	<b>-0,772</b>
	Anlamlılık	<b>0,849</b>	.	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,023</b>	<b>0,026</b>	<b>&lt;0,001</b>
Çekme Mukavemeti	Korelasyon katsayısı	<b>0,562</b>	<b>0,653</b>	<b>1,000</b>	<b>0,229</b>	<b>0,237</b>	<b>-0,489</b>
	Anlamlılık	<b>0,003</b>	<b>&lt;0,001</b>	.	<b>0,271</b>	<b>0,254</b>	<b>0,013</b>
Max. Uzama	Korelasyon katsayısı	<b>0,620</b>	<b>-0,452</b>	<b>0,229</b>	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	<b>0,404</b>
	Anlamlılık	<b>0,001</b>	<b>0,023</b>	<b>0,271</b>	.	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,045</b>
Max. Birim Şekil Değıştirme	Korelasyon katsayısı	<b>0,621</b>	<b>-0,445</b>	<b>0,237</b>	<b>1,000</b>	<b>1,000</b>	<b>0,396</b>
	Anlamlılık	<b>0,001</b>	<b>0,026</b>	<b>0,254</b>	<b>&lt;0,001</b>	.	<b>0,050</b>
Deri Kalınlığı	Korelasyon katsayısı	<b>0,403</b>	<b>-0,772</b>	<b>-0,489</b>	<b>0,404</b>	<b>0,396</b>	<b>1,000</b>
	Anlamlılık	<b>0,046</b>	<b>&lt;0,001</b>	<b>0,013</b>	<b>0,045</b>	<b>0,050</b>	.

## 5. TARTIŞMA

Deri, vücut için koruyucu bir örtü işlevi gören kendine özgü biyomekanik özelliklere sahip biyolojik bir malzemedir. Bu biyomekanik özelliklerin anlaşılması, derinin çeşitli deformasyonlara karşı yanıtının tahmin edilmesine yardımcı olabilir. Deri dokusunun mekanik özellikleri *in vivo* değerlendirmeler kullanılarak değerlendirilebilirken, eksize edilmiş derinin biyomekaniğini anlamak için çekme testi protokolleri kullanılabilir. Bu tür testler, sınır koşulları tanımlanabildiği için gerilme - birim şekil değiştirme ilişkilerini modellemek için bilgi sağlayabilir.

Derinin biyomekanik değerlerini literatürle karşılaştırırken, çalışmalar arasında biyolojik dokulardan beklenebilecek farklılıklar vardır. Farklılıklar, biyolojik dokunun test koşullarından ve denekler arasındaki değişkenlikten kaynaklanıyor olabilir. Doğal biyolojik varyasyon nedeniyle örnekler arasında büyük farklar beklenir, ancak protokollerdeki farklılıklar da bu doğal biyolojik farklılıkları artırabilir. Örneğin, protokoller arasındaki yükleme hızlarındaki farklılıklar, daha yüksek yükleme hızları daha yüksek bir sertlikle sonuçlandığından değişkenliğe neden olacaktır. Ni Annaidh ve diğ. literatürdeki sonuçları karşılaştırmış, elastisite modülünün farklı deneklerde bölgelerden bağımsız olarak 2,9 ila 150 MPa arasında olduğunu bildirmiştir [8]. Çalışmamızda ortalama elastisite modülü  $21,04 \pm 15,1$  MPa, ortalama nihai çekme mukavemeti  $6,76 \pm 5,2$  MPa olarak bulunmuştur. Deneysel sonuçlarımızın, *in vitro* testler için literatürde bulunan aralıklar içinde olduğu görülebilir. Farklı çalışmalardan elde edilen değerlerdeki farklılıkları yorumlamak için yukarıda belirtilen nedenlerden başka, farklı saklama, hazırlama ve kullanım protokolleri de değişkenliğin nedenleri arasında olabilir.

Yapılan istatistiksel analizlerde elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlık için kafa (scalp), yüz, üst ekstremitte ve alt ekstremitte arasında yapılan değerlendirmelerde anlamlı bir fark olduğu belirlenmiştir (Tablo 4.2.). Sonuçlarımız çekme mukavemeti, elastisite modülü ve kalınlığın bölgeye bağlı olarak değiştiği göstermektedir. Deri vücudun farklı bölgelerinde farklı roller oynadığından, yapısında mekanik davranışlarında farklılığa yol açacak farklılıklar olduğu



görülebilmektedir. Dış ortamlarla temas ve amaca göre kullanım derinin mekanik davranışında hayat boyu değişikliğe neden olmaktadır. Daha önceki çalışmalar da derinin özelliklerinin bulunduğu bölgeye bağlı olduğunu göstermiştir [87, 88]. Örneğin; Diridollou ve diğ. [108] cildin alında önkoldan ventral yüzünden daha kalın, daha sert ve daha az elastik olduğunu bulmuştur. Griffin ve diğ. [1] de, Diridollou ve diğ. ile benzer şekilde alının önkoldan daha kalın olduğunu bulmuşlardır, ancak alının elastisite modülünün önkoldan daha düşük olduğunu göstermişlerdir. Çalışmamızda en büyük elastisite modülünü üst ekstremitte derisi göstermiştir ( $42,70 \pm 8,92$  MPa). Yüz derisi ise, tüm bölgeler arasında en düşük elastisite modülüne sahiptir ( $14,77 \pm 6,52$  MPa). Bu durumda üst ekstremitte derisi kuvvet altında yüz derisine göre daha az elastik şekil değişimine uğrar. En büyük çekme mukavemeti yine üst ekstremitte derisi için ölçülmüştür ( $17,72 \pm 4,00$  MPa), en düşük çekme mukavemetini ise yüz derisi göstermiştir ( $3,84 \pm 2,02$  MPa). Çekme testi için kuvvete karşı en yüksek direnci üst ekstremitte derisi, en az direnci ise yüz derisi göstermiştir. Çalışmamızda üst ve alt ekstremitte derilerinin karşılaştırılan diğer bölgelere göre daha üstün biyomekanik özelliklere sahip olduğunu gösterilmiştir. Bununla birlikte, bu çalışmada kafa (scalp), yüz, üst ekstremitte ve alt ekstremitte derileri kullanılmış, böylece bölgesel kategorizasyonu regio occipitalis, regio buccalis, regio brachii anterior ve regio femoris anterior bölgeleriyle sınırlandırılmıştır.

Derinin gelişiminde kafanın vücudun diğer bölümlerine göre daha ileride olduğu bilinmektedir [23]. Yaptığımız çalışmada da kafa derisi kalınlığı diğer bölgelere göre daha fazladır. Derinin embriyolojik gelişimi ve çalışmamızın sonuçları bir araya getirildiğinde deri kalınlıkları arasındaki farklılıkların embriyolojik gelişmeden kaynaklandığı çıkarımı yapılabilir. Yaptığımız korelasyon analizlerinde, deri kalınlığının artmasının elastisite modülünde düşüşe neden olduğu görülmektedir (Şekil 4.6.). Ancak derinin elastisite modülündeki değişimleri yalnızca deri kalınlığı ile ilişkilendirmek doğru olmaz. Deri kalınlığı tek başına herhangi bir yapının elastikiyetini veya sertliğini göstermez. Asıl olan derinin bileşenleri ve bu bileşenlerin özellikleridir.

Derinin gerilmeye karşı dayanıklı başlıca malzemesi kolajendir. Elastin lifler ise elastikiyetin korunmasında rol oynamaktadır, ancak cildin deformasyonuna ve yırtılmasına karşı etkisi çok azdır. Derinin mekanik davranışı, dermal tabaka

içerisinde bulunan kolajen liflerinin yapısına ve yoğunluğuna bağlıdır [45]. Deneysel araştırmalarla da derinin tepkisinin dermisteki kolajen içeriği ile ilişkili olduğu doğrulanmıştır. Oxlund ve Andreassen, kolajenin esas olarak cildin çekme mukavemetinden sorumlu olduğunu bulmuştur [109]. Hayvan derileri üzerine yapılan çeşitli çalışmalar, kolajen matris daha yoğun olduğunda, nihai çekme mukavemetinin daha yüksek olduğunu göstermiştir. Vogel, insan derisindeki daha yoğun bir kolajen matrisinin, yüksek gerilme hızında elastisite modülünde bir artışa yol açtığını göstermiştir [45]. Bununla birlikte, Corcuff ve ark. [75] yaşlanma ile cilt kalınlığındaki değişimin, Smith [110] ve Hall ve arkadaşlarının [111] deneysel sonuçları ile doğrulanan kolajen içeriğinde bir azalma olmasından ziyade, kolajen demetlerinin zayıflamasından kaynaklandığına dikkat çekmiştir.

Yaptığımız istatistiksel analizlerde maksimum kuvvet, maksimum uzama ve maksimum birim şekil değiştirme değerleri için gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır. Deri vücutta, sert doku olan kemik dışında diğer organ ve dokular gibi anatomik olarak yumuşak doku kategorisine girer. Adından da anlaşılacağı gibi yumuşak dokunun sert dokuya nazaran uzama, birim şekil değiştirme gibi kabiliyetleri genel özelliklerindedir. Çalışmamızda da kullanılan tüm örnekler deri olup farklı yumuşak dokular içermediğinden maksimum kuvvet, maksimum uzama ve maksimum birim şekil değiştirme değerlerinde anlamlı bir fark olmayabilir.

Çalışmamızda kafa (scalp) derisinin numune alınan diğer bölgelere göre en kalın deri olduğu görülmektedir. Yaptığımız istatistiksel analizlerde deri kalınlığı ile elastisite modülü ve çekme mukavemeti arasında negatif bir ilişki olduğu bulunmuştur (Şekil 4.6.). Kafa derisinin elastisite modülü ve çekme mukavemetinin daha ince olan ekstremitelerinden düşük olması bu sonuç ile örtüşür. Literatürde insan kafa (scalp) derisinin mekanik özelliklerini araştıran sınırlı sayıda çalışma vardır [112-114]. Bu çalışmalar, gerilme altında kafa derisinin, vücudun diğer bölgelerindeki cilde benzer bir tepki verdiğini, yani düşük boyutlu kuvvetlere (5-15 N) maruz kaldığında cildin doğrusal bir şekilde tepki verdiğini ve uyumlu olduğunu göstermiştir. Boyutsal kuvvetler arttıkça, kafa derisinin elastisite modülünde sabit bir artış olmuştur. Gaborotta ve diğ. [112] düşük boyutlu kuvvetlerde bu fenomenin elastin liflerinin varlığından kaynaklandığını ileri sürmüştür.

## 6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yumuşak biyolojik dokuların mekanik tepkisini anlamak, tıbbi alanda gerçekçi uygulamalarda fiziksel tabanlı simülasyonları mümkün kılmak için hesaplama araçlarının geliştirilmesinde önemlidir. Bu, cerrahi müdahalelerin planlanmasını, biyoyumlu protez cihazlarının ve implantların tasarımını ve farklı tıbbi tedavilerin hastalıklı ve hasarlı dokuların daha hızlı iyileşmesi açısından kantitatif olarak değerlendirilmesini içerir.

Yumuşak biyolojik dokuların gerilme altında test edildiği mekanik deneylerin standardizasyonu, doğruluk ve geçerliliği olumsuz yönde etkileyen bir sorun olmaya devam etmektedir. Biyolojik dokunun test edilmesinde sıkça karşılaşılan bir zorluk, numunelere ait deneysel sonuçlardaki büyük değişikliklerdir. Yumuşak dokular, anizotropi, heterojenite, viskoelastisite ve bireyler arası varyasyon dahil olmak üzere bir dizi özellik ile karakterize edilir. Bu nedenle, güçlü sonuçlar elde etmek ve ortaya çıkması muhtemel istatistiksel dağılımı etkilemek için büyük örneklem büyüklükleri gereklidir. Numune sayısı, biyolojik dokularla ilişkili geniş değişkenlik dikkate alındığında denekler arasındaki farklılıkları araştırmak için artırılabilir. Yine de, sunulan gerilme - birim şekil değiştirme verileri ve fiziksel özellikler, deri için matematiksel tabanlı modellerde malzeme parametrelerinin belirlenmesini kolaylaştırmaya fayda sağlayabilir.

Kadavraların eğitim amaçlı kullanılmasının yanı sıra yeni ürün ve tekniklerin araştırılması ve geliştirilmesi için büyük potansiyeli vardır [115]. Bununla birlikte, modelin sınırlarını anlamak ve hangi yönleriyle ve ne ölçüde gerçekçi olduğunu değerlendirmek önemlidir. Bu nedenle, mekanik davranış ve sayısal sınırların test edilmesi gibi kritik durumlarda, örneğin ürün geliştirmede, taze biyolojik dokuların kullanılması daha iyi olabilir. Kadavraların formaldehit ile tahnit edilmesinin derinin biyomekanik özelliklerini değiştirdiği dikkate alınmalıdır.

- Çalışmamızın sonuçları; elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlık için kafa (scalp), yüz, üst ekstremite ve alt ekstremite arasında yapılan değerlendirmelerde

istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu göstermiştir. Elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlık değerleri vücutta topografik bölgeye bağılı olarak değişmektedir.

- Çalışmamızda aynı deneklere ait sağ ve sol örnekler arasındaki sonuçların benzerliği, deneylerimizin tekrarlanabilirliğinin iyi olduğunu göstermektedir.

- Çalışmamızın klinik ortamla ilişkisi, deriye yönelik cerrahi girişimlerde çeşitli deri implantlarının uyumluluğunu anlamak için farklı cilt bölgelerinin mekanik özellikleri hakkında bilgi sağlamaktır. Bu çalışmada üst ve alt ekstremitte derileri yüksek elastisite modülü sergilemiştir ve sert implantlar için uygun olabilir. Yüz ve kafa (scalp) derileri ise düşük elastisite modülü göstermiştir ve sert implantlar bu cilt örtüsünde gerginliğe neden olabilir.

- Derinin biyomekanik davranışını tanımak; yara kapanması, deri flebi tasarımı ve uygulaması ve cerrahi işlemlerin sonucunu optimize etmek için önemlidir. Cerrahların, deri altı doku yapısının ya da eklemlerin hareketlerinin etkisi altında, canlı vücutta deri uzayabilirliğinin dinamiklerini anlamaları önemlidir. Sonuçlarımız cerrahlara ve dermatologlara, estetik açıdan tatmin edici sonuçlar elde etmek ve yara izi ile ilgili komplikasyonların yönetimi için değerli bir rehber sağlayabilir. Cerrahlar, kullanacakları cerrahi iğneden cerrahi ipliğe ve derinin ne kadar gerileceğine kadar tüm parametreleri belirlerken, cilt bölgesinin mekanik davranışını göz önünde bulundurmalıdır.

- Ayrıca klinik çalışmalarda dermatolojik teşhis ve tedavide, çalışmamızda elde ettiğimiz farklı topografik bölgelerdeki derilerin mekanik farklılıklarına ait veriler faydalı olabilir. Çalışmamızdaki sağlıklı dokulardan elde edilen verilerle tümörlü deri dokularının biyomekanik özellikleri karşılaştırılarak tanı ve tedavide bu verilerden faydalanabilir.

- Bu çalışma insan deri dokusunu değerlendirmek için basit mekanik test protokollerini göstermektedir. Bu protokollerin uygulanması, doku mühendisliği yapılarının doğal dokuyu daha iyi taklit etmesini sağlayan, dokuların biyomekanik özellikleri hakkında temel bilgiler sağlayacaktır.

- Sonuçta, bu çalışma ile derinin farklı bölgelerinin mekanik özelliklerine ilişkin bölgesel farklılıklar olduğu gösterilmiştir. Bu bölgeye bağlı sonuçlar, insan derisinin heterojen yapısını vurgulayarak, derinin farklı topografik bölgeleri için elastisite modülü, çekme mukavemeti ve kalınlık değerlerindeki farklılıklar ile belirtilmiştir.
- Deri örneklerini karakterize ederken, bir metodoloji farklılığından kaçınmak için tüm örnekleri Langer çizgilerine paralel veya dik olarak yönlendirmek önemlidir [8]. Ancak çalışmamıza dahil edilen denek sayısının sınırlı olması nedeniyle numune alınması sırasında Langer çizgilerine dikkat edilememiştir. Gelecekte, derinin mekanik özellikleri üzerindeki önemi ve çeşitli travma mekanizmalarında cildin anizotropik davranışı nedeniyle deri dokularını Langer çizgilerinin oryantasyonunda araştırmak da ilgi çekici olacaktır.
- Ayrıca ileride histoloji çalışmaları ile bu çalışma desteklenebilir. Histolojik verilerle, deneysel verilerin kolajen liflerinin oryantasyonuna göre değerlendirilmesi mümkün olacaktır. Bu, cildi anizotropik bir materyal olarak modellemek isteyenler için hayati bir bilgi olacaktır.
- Bunun yanı sıra, ileride sonlu elemanlar modeli kullanılarak insan derisinin elastisite modülü ve çekme mukavemeti gibi mekanik özellikleri belirlenebilir.

## KAYNAKLAR

- [1] Griffin M., Premakumar Y., Seifalian A., Butler P.E., Szarko M., Biomechanical Characterization of Human Soft Tissues Using Indentation and Tensile Testing, *Journal of Visualized Experiments: JoVE*, 2016, (118).
- [2] Nimeskern L., van Osch G.J., Müller R., Stok K.S., Quantitative Evaluation of Mechanical Properties in Tissue-Engineered Auricular Cartilage, *Tissue Engineering. Part B, Reviews*, 2014, **20**(1), 17-27.
- [3] Shaida A., Kenyon G., The Nasal Valves: Changes in Anatomy and Physiology in Normal Subjects, *Rhinology*, 2000, **38**(1), 7-12.
- [4] Goodwin C., Anatomy and Physiology of the Skin, *Journal of the Dermatology Nurses' Association*, 2011, **3**(4), 203-213.
- [5] Yılmazçoban N.K., Yılmazçoban İ.K., Experimental and Computational Examination of the Bovine and Chicken Skins under Tensile Loading, *International Journal of Biological and Medical Science (IJBIMES)*, **1**(2), 16-20.
- [6] Gallagher A., Ní Annaidh A., Bruyère K., Dynamic Tensile Properties of Human Skin, *IRCOBI Conference 2012*, Dublin, Ireland, 12-14 September 2012.
- [7] Edsberg L.E., Mates R.E., Baier R.E., Lauren M., Mechanical Characteristics of Human Skin Subjected to Static Versus Cyclic Normal Pressures, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 1999, **36**(2).
- [8] Annaidh A.N., Bruyère K., Destrade M., Gilchrist M.D., Otténio M., Characterization of the Anisotropic Mechanical Properties of Excised Human Skin, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2012, **5**(1), 139-148.
- [9] Ottenio M., Tran D., Ni Annaidh A., Gilchrist M.D., Bruyere K., Strain Rate and Anisotropy Effects on the Tensile Failure Characteristics of Human Skin, *J Mech Behav Biomed Mater*, 2015, **41**241-250.
- [10] Hussain S.H., Limthongkul B., Humphreys T.R., The Biomechanical Properties of the Skin, *Dermatologic Surgery*, 2013, **39**(2), 193-203.
- [11] Ottenio M., Tran D., Annaidh A.N., Gilchrist M.D., Bruyère K., Strain Rate and Anisotropy Effects on the Tensile Failure Characteristics of Human Skin, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2015, **41**241-250.

- [12] Silver F.H., Freeman J.W., DeVore D., Viscoelastic Properties of Human Skin and Processed Dermis, *Skin Research and Technology*, 2001, **7**(1), 18-23.
- [13] Lu X., Mow V., Biomechanics of Articular Cartilage and Determination of Material Properties, *Medicine+ Science in Sports+ Exercise*, 2008, **40**(2), 193.
- [14] Wilkes G., Brown I., Wildnauer R., The Biomechanical Properties of Skin, *CRC Critical Reviews in Bioengineering*, 1973, **1**(4), 453-495.
- [15] Escoffier C., de Rigal J., Rochefort A., Vasselet R., Léve<sup>^</sup>que J.-L., Agache P.G., Age-Related Mechanical Properties of Human Skin: An in Vivo Study, *Journal of Investigative Dermatology*, 1989, **93**(3), 353-357.
- [16] Galford J.E., McElhaney J.H., A Viscoelastic Study of Scalp, Brain, and Dura, *Journal of Biomechanics*, 1970, **3**(2), 211-221.
- [17] Falland-Cheung L., Scholze M., Lozano P.F., Ondruschka B., Tong D.C., Brunton P.A., Waddell J.N., Hammer N., Mechanical Properties of the Human Scalp in Tension, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018, **84**188-197.
- [18] Ranamukhaarachchi S., Lehnert S., Ranamukhaarachchi S., Sprenger L., Schneider T., Mansoor I., Rai K., Häfeli U., Stoeber B., A Micromechanical Comparison of Human and Porcine Skin before and after Preservation by Freezing for Medical Device Development, *Scientific Reports*, 2016, **6**32074.
- [19] Kanitakis J., Anatomy, Histology and Immunohistochemistry of Normal Human Skin, *European Journal of Dermatology*, 2002, **12**(4), 390-401.
- [20] Berger T.G., Elston D.M., James W., *Andrews' Diseases of the Skin: Clinical Dermatology*, Saunders Elsevier, 2006.
- [21] S Breathnach A., *Embryology of Human Skin. A Review of Ultrastructural Studies. The Herman Beerman Lecture*, 1971.
- [22] Deutsch T.A., Esterly N.B., Elastic Fibers in Fetal Dermis, *J Invest Dermatol*, 1975, **65**(3), 320-323.
- [23] Holbrook K.A., Odland G.F., Regional Development of the Human Epidermis in the First Trimester Embryo and the Second Trimester Fetus (Ages Related to the Timing of Amniocentesis and Fetal Biopsy), *J Invest Dermatol*, 1980, **74**(3), 161-168.
- [24] Accioli de Vasconcellos J.J., Britto J.A., Henin D., Vacher C., The Fascial Planes of the Temple and Face: An En-Bloc Anatomical Study and a Plea for Consistency, *British Journal of Plastic Surgery*, 2003, **56**(7), 623-629.

- [25] Tolhurst D.E., Carstens M.H., Greco R.J., Hurwitz D.J., The Surgical Anatomy of the Scalp, *Plast Reconstr Surg*, 1991, **87**(4), 603-612; discussion 613-604.
- [26] Shestak K., Ramasastry S., Reconstruction of Defects of the Scalp and Skull, *Mastery of Plastic and Reconstructive Surgery*, 1994, 2830-841.
- [27] Sokoya M., Inman J., Ducic Y., Scalp and Forehead Reconstruction, *Seminars in Plastic Surgery*, of Conference, 2018.
- [28] Kim B., Oh S., Jung W., Anatomy for Absorbable Thread Lifting, *The Art and Science of Thread Lifting*, 13-29, 2019.
- [29] Chopra K., Calva D., Sosin M., Tadisina K.K., Banda A., De La Cruz C., Chaudhry M.R., Legesse T., Drachenberg C.B., Manson P.N., A Comprehensive Examination of Topographic Thickness of Skin in the Human Face, *Aesthetic Surgery Journal*, 2015, **35**(8), 1007-1013.
- [30] Sykes J., Allak A., Palhazi P., Cotofana S., Anatomy for Facial Fillers: The Skin Surface and Beyond, *Dermal Fillers*, Karger Publishers, 10-26, 2018.
- [31] Tourani S.S., Taylor G.I., Ashton M.W., Understanding the Three-Dimensional Anatomy of the Superficial Lymphatics of the Limbs, *Plast Reconstr Surg*, 2014, **134**(5), 1065-1074.
- [32] McGrath J., Eady R., Pope F., Anatomy and Organization of Human Skin, *Rook's Textbook of Dermatology*, 2004, **109781444317633**.
- [33] McLafferty E., Hendry C., Alistair F., The Integumentary System: Anatomy, Physiology and Function of Skin, *Nurs Stand*, 2012, **27**(3), 35-42.
- [34] Koehler M.J., Vogel T., Elsner P., Konig K., Buckle R., Kaatz M., In Vivo Measurement of the Human Epidermal Thickness in Different Localizations by Multiphoton Laser Tomography, *Skin Res Technol*, 2010, **16**(3), 259-264.
- [35] Papir Y.S., Hsu K.H., Wildnauer R.H., The Mechanical Properties of Stratum Corneum. I. The Effect of Water and Ambient Temperature on the Tensile Properties of Newborn Rat Stratum Corneum, *Biochim Biophys Acta*, 1975, **399**(1), 170-180.
- [36] Baroni A., Buommino E., De Gregorio V., Ruocco E., Ruocco V., Wolf R., Structure and Function of the Epidermis Related to Barrier Properties, *Clin Dermatol*, 2012, **30**(3), 257-262.
- [37] Khavkin J., Ellis D.A., Aging Skin: Histology, Physiology, and Pathology, *Facial Plastic Surgery Clinics*, 2011, **19**(2), 229-234.
- [38] Moore T., Lunt M., McManus B., Anderson M., Herrick A., Seventeen-Point Dermal Ultrasound Scoring System—a Reliable Measure of Skin Thickness in Patients with Systemic Sclerosis, *Rheumatology*, 2003, **42**(12), 1559-1563.



- [39] Silver F.H., Siperko L.M., Seehra G.P., Mechanobiology of Force Transduction in Dermal Tissue, *Skin Res Technol*, 2003, **9**(1), 3-23.
- [40] Brown I., A Scanning Electron Microscope Study of the Effects of Uniaxial Tension on Human Skin, *The British Journal of Dermatology*, 1973, **89**(4), 383-393.
- [41] Stark H.L., Directional Variations in the Extensibility of Human Skin, *British Journal of Plastic Surgery*, 1977, **30**(2), 105-114.
- [42] Vogel H.G., Directional Variations of Mechanical Parameters in Rat Skin Depending on Maturation and Age, *J Invest Dermatol*, 1981, **76**(6), 493-497.
- [43] Pereira J.M., Mansour J.M., Davis B.R., Dynamic Measurement of the Viscoelastic Properties of Skin, *J Biomech*, 1991, **24**(2), 157-162.
- [44] Bischoff J.E., Arruda E.M., Grosch K., A Rheological Network Model for the Continuum Anisotropic and Viscoelastic Behavior of Soft Tissue, *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 2004, **3**(1), 56-65.
- [45] Xu F., Lu T., Skin Biomechanics Experiments: Measurement and Influence of Different Factors, *Introduction to Skin Biothermomechanics and Thermal Pain*, Springer, 105-154, 2011.
- [46] Koutroupi K., Barbenel J., Mechanical and Failure Behaviour of the Stratum Corneum, *Journal of Biomechanics*, 1990, **23**(3), 281-287.
- [47] Kenedi R., Gibson T., Evans J., Barbenel J., Tissue Mechanics, *Physics in Medicine & Biology*, 1975, **20**(5), 699.
- [48] Oomens C., Van Campen D., Grootenboer H., A Mixture Approach to the Mechanics of Skin, *Journal of Biomechanics*, 1987, **20**(9), 877-885.
- [49] Groves R., *Quantifying the Mechanical Properties of Skin in Vivo and Ex Vivo to Optimise Microneedle Device Design*, 2012.
- [50] Chu D.H., Development and Structure of Skin, *Fitzpatrick's Dermatology in General Medicine. 7th ed. New York: McGraw-Hill*, 2008, 57-73.
- [51] Oxlund H., Manschot J., Viidik A., The Role of Elastin in the Mechanical Properties of Skin, *Journal of Biomechanics*, 1988, **21**(3), 213-218.
- [52] Hu X., Wang Z., Wang Q., Zhang C., Hu G., Qin H., Are There Differences between the Upper and Lower Parts of the Superficial Musculoaponeurotic System? A Preliminary Biomechanical Study, *Aesthetic Surgery Journal*, 2014, **34**(5), 661-667.
- [53] Langer K., On the Anatomy and Physiology of the Skin: I. The Cleavability of the Cutis, *British Journal of Plastic Surgery*, 1978, **31**(1), 3-8.

- [54] Lanir Y., Constitutive Equations for Fibrous Connective Tissues, *Journal of Biomechanics*, 1983, **16**(1), 1-12.
- [55] Oomens C., Van Campen D., Grootenboer H., In Vitro Compression of a Soft Tissue Layer on a Rigid Foundation, *Journal of Biomechanics*, 1987, **20**(10), 923-935.
- [56] Khatyr F., Imberdis C., Vescovo P., Varchon D., Lagarde J.M., Model of the Viscoelastic Behaviour of Skin in Vivo and Study of Anisotropy, *Skin Research and Technology*, 2004, **10**(2), 96-103.
- [57] Agache P.G., Monneur C., Leveque J.L., De Rigal J., Mechanical Properties and Young's Modulus of Human Skin in Vivo, *Archives of Dermatological Research*, 1980, **269**(3), 221-232.
- [58] Bischoff J.E., Arruda E.M., Gresh K., Finite Element Modeling of Human Skin Using an Isotropic, Nonlinear Elastic Constitutive Model, *Journal of Biomechanics*, 2000, **33**(6), 645-652.
- [59] Cheng S., Clarke E.C., Bilston L.E., The Effects of Preconditioning Strain on Measured Tissue Properties, *Journal of Biomechanics*, 2009, **42**(9), 1360-1362.
- [60] Lanir Y., Fung Y.C., Two-Dimensional Mechanical Properties of Rabbit Skin. Ii. Experimental Results, *J Biomech*, 1974, **7**(2), 171-182.
- [61] G Vogel H., Denkel K., *In Vivo Recovery of Mechanical Properties in Rat Skin after Repeated Strain*, 1985.
- [62] Manschot J.F., Brakkee A.J., The Measurement and Modelling of the Mechanical Properties of Human Skin in Vivo--Ii. The Model, *J Biomech*, 1986, **19**(7), 517-521.
- [63] Manschot J.F., Brakkee A.J., The Measurement and Modelling of the Mechanical Properties of Human Skin in Vivo--I. The Measurement, *J Biomech*, 1986, **19**(7), 511-515.
- [64] Lanir Y., Fung Y., Two-Dimensional Mechanical Properties of Rabbit Skin I. Experimental System, *Journal of Biomechanics*, 1974, **7**(1), 29-34.
- [65] Giacomoni P.U., Rein G., A Mechanistic Model for the Aging of Human Skin, *Micron*, 2004, **35**(3), 179-184.
- [66] Giacomoni P.U., Declercq L., Hellemans L., Maes D., Aging of Human Skin: Review of a Mechanistic Model and First Experimental Data, *IUBMB Life*, 2000, **49**(4), 259-263.
- [67] Weickenmeier J., Investigation of the Mechanical Behavior of Facial Soft Tissues, ETH Zurich, 2015.

- [68] Griffiths C., Russman A.N., Majmudar G., Singer R.S., Hamilton T.A., Voorhees J.J., Restoration of Collagen Formation in Photodamaged Human Skin by Tretinoin (Retinoic Acid), *New England Journal of Medicine*, 1993, **329**(8), 530-535.
- [69] Fry P., Harkness M.L., Harkness R.D., Mechanical Properties of the Collagenous Framework of Skin in Rats of Different Ages, *Am J Physiol*, 1964, **206**1425-1429.
- [70] Reihnsner R., Balogh B., Menzel E.J., Two-Dimensional Elastic Properties of Human Skin in Terms of an Incremental Model at the in Vivo Configuration, *Med Eng Phys*, 1995, **17**(4), 304-313.
- [71] Grahame R., Holt P.J., The Influence of Ageing on the in Vivo Elasticity of Human Skin, *Gerontologia*, 1969, **15**(2), 121-139.
- [72] Daly C.H., Odland G.F., Age-Related Changes in the Mechanical Properties of Human Skin, *J Invest Dermatol*, 1979, **73**(1), 84-87.
- [73] Fazio M., Olsen D., Uitto J., Skin Aging: Lessons from Cutis Laxa and Elastoderma, *Cutis*, 1989, **43**(5), 437-444.
- [74] Sanders R., Torsional Elasticity of Human Skin in Vivo, *Pflugers Arch*, 1973, **342**(3), 255-260.
- [75] Corcuff P., De Rigal J., Leveque J., Makki S., Agache P., Skin Relief and Aging, *J Soc Cosmet Chem*, 1983, **34**177-190.
- [76] de Rigal J., Escoffier C., Querleux B., Faivre B., Agache P., Leveque J.L., Assessment of Aging of the Human Skin by in Vivo Ultrasonic Imaging, *J Invest Dermatol*, 1989, **93**(5), 621-625.
- [77] Lavker R.M., Zheng P.S., Dong G., Aged Skin: A Study by Light, Transmission Electron, and Scanning Electron Microscopy, *J Invest Dermatol*, 1987, **88**(3 Suppl), 44s-51s.
- [78] Escoffier C., de Rigal J., Rochefort A., Vasselet R., Leveque J.L., Agache P.G., Age-Related Mechanical Properties of Human Skin: An in Vivo Study, *J Invest Dermatol*, 1989, **93**(3), 353-357.
- [79] Leveque J.L., Corcuff P., Rigal J.d., Agache P., In Vivo Studies of the Evolution of Physical Properties of the Human Skin with Age, *International Journal of Dermatology*, 1984, **23**(5), 322-329.
- [80] Pond D., McBride A., Davids L., Reddy B., Limbert G., Microstructurally-Based Constitutive Modelling of the Skin—Linking Intrinsic Ageing to Microstructural Parameters, *Journal of Theoretical Biology*, 2018, **444**108-123.

- [81] SHUSTER S., BLACK M.M., McVITIE E., The Influence of Age and Sex on Skin Thickness, Skin Collagen and Density, *British Journal of Dermatology*, 1975, **93**(6), 639-643.
- [82] Seidenari S., Pagnoni A., di Nardo A., Giannetti A., Echographic Evaluation with Image Analysis of Normal Skin: Variations According to Age and Sex, *Skin Pharmacology and Physiology*, 1994, **7**(4), 201-209.
- [83] Frances C., Branchet M., Boisnic S., Lesty C., Robert L., Elastic Fibers in Normal Human Skin. Variations with Age: A Morphometric Analysis, *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 1990, **10**(1), 57-67.
- [84] Silver F.H., Seehra G.P., Freeman J.W., DeVore D., Viscoelastic Properties of Young and Old Human Dermis: A Proposed Molecular Mechanism for Elastic Energy Storage in Collagen and Elastin, *Journal of Applied Polymer Science*, 2002, **86**(8), 1978-1985.
- [85] Belkoff S.M., Haut R.C., A Structural Model Used to Evaluate the Changing Microstructure of Maturing Rat Skin, *J Biomech*, 1991, **24**(8), 711-720.
- [86] Alexander H., Cook T., Variations with Age in the Mechanical Properties of Human Skin in Vivo, *Journal of Tissue Viability*, 2006, **16**(3), 6-11.
- [87] Haut R., The Effects of Orientation and Location on the Strength of Dorsal Rat Skin in High and Low Speed Tensile Failure Experiments, *Journal of Biomechanical Engineering*, 1989, **111**(2), 136-140.
- [88] Sugihara T., Ohura T., Homma K., Igawa H., The Extensibility in Human Skin: Variation According to Age and Site, *British Journal of Plastic Surgery*, 1991, **44**(6), 418-422.
- [89] Lavker R.M., Zheng P., Dong G., Aged Skin: A Study by Light, Transmission Electron, and Scanning Electron Microscopy, *Journal of Investigative Dermatology*, 1987, **88**(s 3), 44-51.
- [90] Ranu H.S., Burlin T.E., Hutton W.C., The Effects of X-Irradiation on the Mechanical Properties of Skin, *Phys Med Biol*, 1975, **20**(1), 96-105.
- [91] Nishimori Y., Edwards C., Pearse A., Matsumoto K., Kawai M., Marks R., Degenerative Alterations of Dermal Collagen Fiber Bundles in Photodamaged Human Skin and Uv-Irradiated Hairless Mouse Skin: Possible Effect on Decreasing Skin Mechanical Properties and Appearance of Wrinkles, *J Invest Dermatol*, 2001, **117**(6), 1458-1463.
- [92] Oba A., Edwards C., Relationships between Changes in Mechanical Properties of the Skin, Wrinkling, and Destruction of Dermal Collagen Fiber Bundles Caused by Photoaging, *Skin Res Technol*, 2006, **12**(4), 283-288.
- [93] L. Bissett D., P.Hannon D., V Orr T., *Wavelength Dependence of Histological, Physical, and Visible Changes in Chronically Uv-Irradiated Hairless Mouse Skin*, 1990.

- [94] Rodrigues L., Eemco Guidance to the in Vivo Assessment of Tensile Functional Properties of the Skin, *Skin Pharmacology and Physiology*, 2001, **14**(1), 52.
- [95] Gibson T., Stark H., Evans J., Directional Variation in Extensibility of Human Skin in Vivo, *Journal of Biomechanics*, 1969, **2**(2), 201-204.
- [96] Retel V., Vescovo P., Jacquet E., Trivaudey F., Varchon D., Burtheret A., Nonlinear Model of Skin Mechanical Behaviour Analysis with Finite Element Method, *Skin Research and Technology*, 2001, **7**(3), 152-158.
- [97] Zhou B., Xu F., Chen C., Lu T., Strain Rate Sensitivity of Skin Tissue under Thermomechanical Loading, *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 2010, **368**(1912), 679-690.
- [98] Jamison C., Marangoni R., Glaser A., Viscoelastic Properties of Soft Tissue by Discrete Model Characterization, *Journal of Biomechanics*, 1968, **1**(1), 33-46.
- [99] Wang Y., L Marshall K., Baba Y., Gerling G., A Lumpkin E., *Hyperelastic Material Properties of Mouse Skin under Compression*, 2013.
- [100] Gennisson J.-L., Baldeweck T., Tanter M., Catheline S., Fink M., Sandrin L., Cornillon C., Querleux B., Assessment of Elastic Parameters of Human Skin Using Dynamic Elastography, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 2004, **51**(8), 980-989.
- [101] Vexler A., Polyansky I., Gorodetsky R., Evaluation of Skin Viscoelasticity and Anisotropy by Measurement of Speed of Shear Wave Propagation with Viscoelasticity Skin Analyzer1, *Journal of Investigative Dermatology*, 1999, **113**(5), 732-739.
- [102] Courtney T., Sacks M.S., Stankus J., Guan J., Wagner W.R., Design and Analysis of Tissue Engineering Scaffolds That Mimic Soft Tissue Mechanical Anisotropy, *Biomaterials*, 2006, **27**(19), 3631-3638.
- [103] Piérard G.E., Eemco Guidance to the in Vivo Assessment of Tensile Functional Properties of the Skin, *Skin Pharmacology and Physiology*, 1999, **12**(6), 352-362.
- [104] Sacks M.S., Sun W., Multiaxial Mechanical Behavior of Biological Materials, *Annual Review of Biomedical Engineering*, 2003, **5**(1), 251-284.
- [105] Oomens C., Mechanical Behaviour of Skin: The Struggle for the Right Testing Method, 119-132, 2017.
- [106] Mitchell S.B., Sanders J.E., Garbini J.L., Schuessler P.K., A Device to Apply User-Specified Strains to Biomaterials in Culture, *IEEE Trans Biomed Eng*, 2001, **48**(2), 268-273.

- [107] Sanders J.E., Mitchell S.B., Wang Y.N., Wu K., An Explant Model for the Investigation of Skin Adaptation to Mechanical Stress, *IEEE Trans Biomed Eng*, 2002, **49**(12 Pt 2), 1626-1631.
- [108] Diridollou S., Black D., Lagarde J.M., Gall Y., Berson M., Vabre V., Patat F., Vaillant L., Sex- and Site-Dependent Variations in the Thickness and Mechanical Properties of Human Skin in Vivo, *Int J Cosmet Sci*, 2000, **22**(6), 421-435.
- [109] Oxlund H., Andreassen T., The Roles of Hyaluronic Acid, Collagen and Elastin in the Mechanical Properties of Connective Tissues, *Journal of Anatomy*, 1980, **131**(Pt 4), 611.
- [110] Smith L., Histopathologic Characteristics and Ultrastructure of Aging Skin, *Cutis*, 1989, **43**(5), 414-424.
- [111] Hall C.W., Cox P., McFarland S.R., Ghidoni J.J., Some Factors That Influence Prolonged Interfacial Continuity, *Journal of Biomedical Materials Research*, 1984, **18**(4), 383-393.
- [112] Gambarotta L., Massabo R., Morbiducci R., Raposio E., Santi P., In Vivo Experimental Testing and Model Identification of Human Scalp Skin, *Journal of Biomechanics*, 2005, **38**(11), 2237-2247.
- [113] Raposio E., Nordstrom R.E., Tension and Flap Advancement in the Human Scalp, *Ann Plast Surg*, 1997, **39**(1), 20-23.
- [114] Raposio E., Nordstrom R.E., Biomechanical Properties of Scalp Flaps and Their Correlations to Reconstructive and Aesthetic Surgery Procedures, *Skin Res Technol*, 1998, **4**(2), 94-98.
- [115] Feigl G., Fuchs A., Gries M., Hogan Q., Weninger B., Rosmarin W., A Supraomohyoidal Plexus Block Designed to Avoid Complications, *Surgical and Radiologic Anatomy*, 2006, **28**(4), 403-408.

## KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

**Durak S.**, Derman S., Multifonksiyonel PLGA Nanopartiküllerin Üretimi ve Karakterizasyonu, *4.Biyomalzeme Günleri*, Yalova, Türkiye, 19-20 Ekim 2017.



## ÖZGEÇMİŞ

Saliha Durak, Yıldız Teknik Üniversitesi Biyomühendislik Bölümü'nden 2015 yılında mezun oldu. Aynı yıl içinde Yıldız Teknik Üniversitesi Biyomühendislik Anabilim Dalı'nda ve Kocaeli Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans eğitimine başladı. 2017 yılında Biyomühendislik Anabilim Dalı Tezli Yüksek Lisans Programı'nı başarıyla tamamlayarak yüksek lisans derecesine sahip oldu. Halen Beykent Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde araştırma görevlisi olarak görev yapmaktadır.

