

BURSA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ❖ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ORTOPEDİK UYGULAMALAR İÇİN AUXETİK 316L PASLANMAZ ÇELİK
LEVHALARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Volkan AYDOĞDU

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

ARALIK 2017

BURSA TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ❖ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ORTOPEDİK UYGULAMALAR İÇİN AUXETİK 316L PASLANMAZ ÇELİK
LEVHALARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Volkan AYDOĞDU
141080110**

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Sukhwinder Kaur BHULLAR

ARALIK 2017

BTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 141080110 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Volkan AYDOĞDU, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "ORTOPEDİK UYGULAMALAR İÇİN AUXETİK 316L PASLANMAZ ÇELİK LEVHALARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Yrd. Doç. Dr. Sukhwinder Kaur BHULLAR**
Bursa Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Hüseyin LEKESİZ**
Bursa Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç. Dr. Mehmet ORHAN**
Uludağ Üniversitesi

Savunma Tarihi :

FBE Müdürü : **Doç. Dr. Murat ERTAŞ**
Bursa Teknik Üniversitesi/...../.....

İNTİHAL BEYANI

Bu tezde görsel, işitsel ve yazılı biçimde sunulan tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uyularak tarafımdan elde edildiğini, tez içinde yer alan ancak bu çalışmaya özgü olmayan tüm sonuç ve bilgileri tezde kaynak göstererek belgelediğimi, aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim.

Öğrencinin Adı Soyadı: Volkan AYDOĞDU

İmzası :

X X X X X



Aileme,

ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim süresince bana yol gösteren, bu tez çalışmasının oluşması ve ayrıca yürütücüsü olduğu TÜBİTAK 1001 destekli 214M377 proje no. lu “Nanolifli İlaç Taşıma Sistemlerine Sahip Yenilikçi Bir Oksetik Kan Damarı Stenti Geliştirilmesi” projesinde yarı zamanlı bursiyer olarak çalışma imkânı sağlayan tez danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Sukhwinder Kaur BHULLAR’a teşekkür ederim.

Tez çalışmam sırasında yardımlarını esirgemeyen yüksek lisans arkadaşlarım Mümün YILMAZ ve Ahmet Abdullah KARACA’ya teşekkürü borç bilirim. Tez çalışmam süresince manevi desteğini esirgemeyen aileme özellikle anneme, kardeşime ve kız arkadaşıma teşekkürü borç bilirim.

Aralık 2017

Volkan AYDOĞDU

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
KISALTMALAR	viii
SEMBOLLER.....	ix
ÇİZELGE LİSTESİ.....	x
ŞEKİL LİSTESİ.....	xi
ÖZET.....	xii
SUMMARY.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Tezin Amacı.....	2
1.2 Literatür Araştırması	2
1.2.1 Auxetic malzeme tipleri.....	5
1.2.1.1 Doğal auxetic malzemeler	5
1.2.1.2 Doğal olmayan auxetic malzemeler ve yapılar	5
1.2.2 Auxetic malzemelerin özellikleri	8
1.2.2.1 Kayma modülü	8
1.2.2.2 Indentasyon davranışı	9
1.2.2.3 Sinklastik eğrilik.....	10
1.2.2.4 Kırılma tokluğu	10
1.2.2.5 Sönümlenme ve ses emilimi.....	11
1.2.3 Auxetic malzemelerin uygulama alanları ve geleceği	11
2. MALZEME VE YÖNTEM.....	13
2.1 Dizayn.....	13
2.2 Malzeme ve Numunelerin Üretimi	14
2.3 Çekme Testi	16
2.3.1 Auxetic numunelerin hazırlanması.....	17
2.3.2 Auxetic olmayan numunelerin hazırlanması.....	17
2.3.3 Auxetic olmayan numunelerin üretimi	18
2.3.4 Çekme testlerinde kullanılan işlem parametreleri	19
2.3.4.1 Maksimum mukavemet.....	20
2.3.4.2 Uzama	20
2.3.4.3 Young modülü	20
2.3.4.4 Poisson oranı	20
2.3.4.5 Akma mukavemeti.....	20
2.3.4.6 Sertleşme	21
2.4 Üç Nokta Eğme Testi	21
2.4.1 Üç nokta eğme deneyi için auxetic numunelerin hazırlanması.....	21
2.4.2 Auxetic olmayan numunelerin üç nokta eğme deneyi için hazırlanması ..	21
2.4.3 Üç Nokta eğme testinde kullanılan parametreler	22
2.4.3.1 Basit eğmede numune üzerindeki maksimum gerilme	23

2.4.3.2 Üç nokta eğme deneyinde hesaplanan parametreler.....	24
2.4.3.3 Deformasyon miktarı	24
2.4.3.4 Eğilme momenti	24
2.4.3.5 Sehim	24
2.4.3.6 Eğilme elastisite modülü	25
3. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	26
3.1 Çekme Testi Sonuçları.....	26
3.1.1 Auxetic numunelerin çekme testi sonuçları	26
3.1.1.1 Numune 1 ve Numune 2	26
3.1.1.2 Numune 3 ve Numune 4	28
3.1.2 Auxetic olmayan numunelerin çekme testi sonuçları.....	30
3.1.2.1 Numune 5	30
3.1.2.2 Numune 6	30
3.1.3 Numune kalınlığının optimizasyonu	32
3.2 Üç Nokta eğme Deneyi Sonuçları	33
3.2.1 Auxetic numunelerin üç nokta eğme deneyi sonuçları.....	34
3.2.1.1 Numune 7	34
3.2.1.2 Numune 8	35
3.2.2 Auxetic olmayan numunelerin 3 nokta eğme deneyi sonuçları	37
3.2.2.1 Numune 9	37
3.2.2.2 Numune 10	37
3.2.3 Auxetic ve auxetic olmayan numunelerin üç nokta eğme deneyi karşılaştırmaları.....	39
4. SONUÇ VE ÖNERİLER	41
4.1 Problem Alanı	41
4.2 Malzeme Seçimi	42
4.3 Arka Plan – Kırık Onarımı (Tedavisi)	43
4.3.1 Auxetic numuneler ile literatürdeki 3 nokta eğme testlerinin karşılaştırılması	48
4.4 Sonuçlar	49
KAYNAKLAR.....	50
ÖZGEÇMİŞ	67

KISALTMALAR

AISI	: American Iron and Steel Institute
ASTM	: American Society for Testing and Materials
PP	: Poly Propylene
PTFE	: Polytetrafluoroethylene
UHMWPE	: Ultra-high-molecular-weight polyethylene



SEMBOLLER

b	: Numune Genişliği
c	: Mafsalların Orta Noktaya Uzaklıkları
d	: Numune Kesit Uzunluğu
ϵ	: Malzemenin uzama değeri
ϵ_{eks}	: Eksenel Uzama
ϵ_{yan}	: Yanal Uzama
E	: Young Modülü
f	: Sehim
F	: Kuvvet
GPa	: GigaPascal
I	: Kesit Atalet Momenti
K	: Bulk Modülü
L₀	: Çekme deneyi öncesindeki numune boyu
L	: Çekme deneyi sonrası numune boyu
m	: Elastik deformasyon bölgesindeki eğim
M_e	: Eğilme Momenti
MPa	: MegaPascal
N	: Newton
σ_{UTS}	: Çekme dayanımı
σ_y	: Akma dayanımı
v	: Poisson oranı

ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 1.1 : Auxetic malzemelerin uygulama alanları.....	12
Çizelge 2.1 : Re-entrant tekil hücrenin tasarım ölçüleri.....	13
Çizelge 2.2 : 316L paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri (ASTM 2004).....	14
Çizelge 3.1 : Numunelerin açıklamaları.....	26
Çizelge 3.2 : Numune 1 ve 2 için çekme testi sonuçları.....	26
Çizelge 3.3 : Numune 3 ve 4 için çekme testi sonuçları.....	29
Çizelge 3.4 : Numune 5'in çekme testi sonuçları.....	30
Çizelge 3.5 : Auxetic olmayan numune 6'nın çekme testi sonuçları.....	31
Çizelge 3.6 : Auxetic olmayan numune 5 ve 6'nın çekme testi sonuçları.....	33
Çizelge 3.7 : 1'den 4'e kadar olan auxetic numunelerin mekanik özellik karşılaştırmaları.....	33
Çizelge 3.8 : 1'den 6'ya kadar auxetic ve non-auxetic numunelerin mekanik özellik karşılaştırmaları.....	33
Çizelge 3.9 : Numunelerin açıklamaları.....	34
Çizelge 3.10 : Numune 7 ve 8 için üç nokta eğme deneyi sonuçları.....	36
Çizelge 3.11 : Numune 9 ve 10 için 3 nokta eğme deneyi sonuçları.....	38
Çizelge 3.12 : Numune 7, 8, 9 ve 10 için 3 nokta eğme deneyi sonuçları.....	39
Çizelge 4.1 : Kortikal kemiklerin mukavemeti.....	42
Çizelge 4.2 : Kemığın çekme yükü altında mekanik özellikleri.....	45

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : (a) Auxetic olmayan davranış (b) Auxetic davranış.	1
Şekil 1.2 : Auxetic malzemelerin zaman çizelgesi.....	4
Şekil 1.3 : Auxetic malzemelerin keşfedildiği yerler ve boyutları.....	5
Şekil 1.4 : (a) Re-entrant hücre modeli rib davranışı (b) Kayıp rib modeli (c) Chiral yapı (d) dönen üçgenler ve kareler ve (e) düzensiz auxetic yapı.	6
Şekil 1.5 : (a) Auxetic olmayan malzemelerin indentasyon davranışları (b) Auxetic malzemelerin yük altındaki davranışları	9
Şekil 1.6 : (a) Malzemelerin antiklastik davranışı (b) Auxetic malzeme yüzeylerinin kubbe şeklini alabilme özelliği (sinklastik eğrilik)	10
Şekil 2.1 : Auxetic tekil hücre ve genel dizayn.....	14
Şekil 2.2 : Numuneler üzerine işlenen re-entrant hücre yapısının lazer kesim dizaynı.....	15
Şekil 2.3 : Numunelerin üretimi ve fiber lazer tezgahının genel görünümü.....	15
Şekil 2.7 : Auxetic olmayan numunelerin katı modeli.	18
Şekil 2.8 : Auxetic olmayan numunenin ölçüleri.	18
Şekil 2.9 : Agie Charmilles CUT 20P tel erozyon tezgahı	18
Şekil 2.10 : Tel erozyon işleminin şematik görüntüsü.	19
Şekil 2.11 : Üç nokta eğme deneyi için hazırlanan auxetic numunenin tasarım ölçüleri.	21
Şekil 2.12 : Üç nokta eğme deneyi için hazırlanan numunenin tasarım ölçüleri.	22
Şekil 2.13 : Üç nokta eğme deneyinin şematik gösterimi a) test öncesi b) test esnasında.....	23
Şekil 2.14 : Üç nokta eğme deneyinin serbest cisim diyagramı.	23
Şekil 3.1 : Numune 1 ve Numune 2'nin Gerilme-Uzama Eğrileri.....	27
Şekil 3.2 : Auxetic numunelerin deformasyon mekanizması (a) numunenin test öncesi durumu (b) test esnasında genişleme durumu (c) deformasyon ve numunenin kopması.	28
Şekil 3.3 : Gerilme-uzama eğrileri a) numune 3, b) numune 4.....	29
Şekil 3.4 : Numune 5'in gerilme uzama grafiği.	30
Şekil 3.5 : Numune 6'nın gerilme uzama grafiği.	31
Şekil 3.6 : Auxetic olmayan numune; a) test öncesi b) test sonrası.	32
Şekil 3.7 : Üç Nokta Eğme Deneyi Düzenegi.....	34
Şekil 3.8 : Auxetic numune 7'nin kuvvet uzama grafiği.	35
Şekil 4.1 : Kemiğe etkiyen kuvvet çeşitleri.	42
Şekil 4.2 : Bazı ortopedik uygulamalarda 316L kullanımı.	43
Şekil 4.3 : Tibila kemiğinin 3 nokta eğme testi diyagramı.....	46
Şekil 4.4 : Femur kemiğine ait 3 nokta eğme testinde kuvvet-uzama eğrisi	46
Şekil 4.5 : 3 nokta eğme deneyinde kuvvet&uzama eğrileri (a) auxetic numuneler (b) femur kemiği.	47
Şekil 4.6 : Auxetic ve auxetic olmayan numunelerin 3 nokta eğme eğrileri.	47

ORTOPEDİK UYGULAMALAR İÇİN AUXETİK 316L PASLANMAZ ÇELİK LEVHALARIN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

ÖZET

Günümüzdeki araştırma eğilimleri, konvansiyonel malzemelerden birçok üstün, yüksek teknoloji ve uygun maliyetli materyalin mühendislik ve biyomedikal alanlarındaki potansiyellerini geliştirmeye odaklanmaktadır. Akıllı malzemeler çağında, neredeyse son on yılda, malzemeler çok işlevli hale gelmiştir. Otuz yılı aşkın bir süredir, 21. asrın 16 akıllı materyali altında bulunan auxetic materyallerin incelenmesine odaklanılmıştır. Zaten mühendislik, biyomedikal, havacılık ve diğer birçok endüstri üzerinde önemli bir etki yapmışlardır. Bununla birlikte, biyomedikal alanlara ve diğer alanlara faydalarını sağlamak için farklı karakterizasyon ve özelliklerin daha da optimize edilmeleri gerekmektedir. Bu nedenle, mevcut tezin odak noktası yeni bir auxetic metal plaka geliştirmek için mekanik ve fonksiyonel performansları tasarlamak, imal etmek, karakterize etmek ve yorumlamaktır. Bu amaçla boyutsallık, esneklik ve deformasyon mekanizmaları göz önüne alınarak auxetic altıgen (re-entrant) geometrik desenli 316L paslanmaz çelik levhalar üretilmiştir. Yüksek hassasiyetli, ekonomik ve çevre dostu yüksek teknolojili, makro tekniklere sahip, amaçlanan auxetic plakaların üretimi ve karakterizasyonu için çok disiplinli bir yaklaşım benimsenmiştir. İzole ortamda mekanik karakterizasyon için deneysel kurulum, bu araştırma çalışması boyunca hedeflenmiştir. Bu tezde elde edilen sonuçlar, kırık kemiğin fiksasyonu için iç sabitleyiciler (destekleme plakaları) gibi gerçek hayat yapılandırmasına göre gerilme mukavemeti ve eğilme gibi özel mekanik özelliklerin gerekli olduğu, özellikle biyomedikal alanda, ortopedik uygulamalarda uygulanabilir. Ortopedik uygulamalar için makro ölçekte 316L paslanmaz çelik auxetic plakalar üzerine yaptığımız kapsamlı araştırma çalışmalarımız literatürde bulunmamaktadır.

Anahtar kelimeler: Re-entrant yapı, auxetic etki, çekme mukavemeti, üç nokta eğme, deformasyon mekanizması.

MECHANICAL PROPERTIES OF AUXETIC 316L STAINLESS STEEL SHEETS FOR ORTHOPEDIC APPLICATIONS

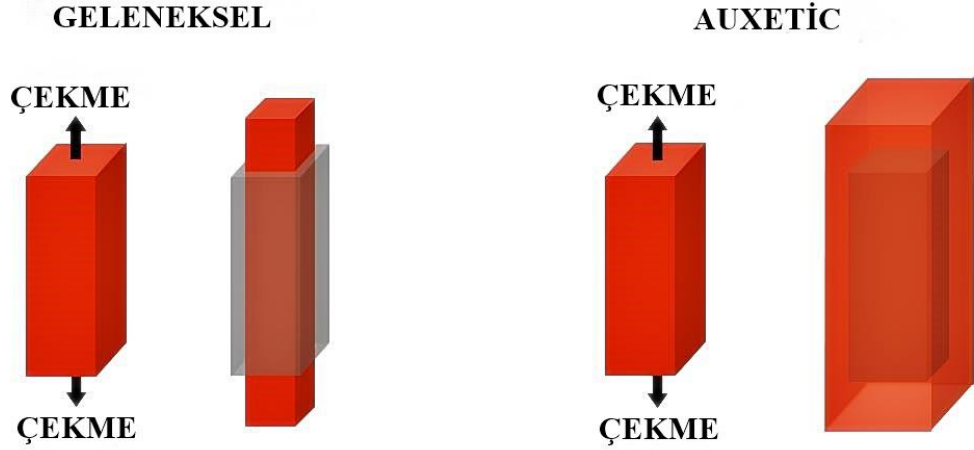
SUMMARY

The current research trend focuses on the development of many superior, high-tech and cost effective materials from conventional materials to enhance their potential in various fields of engineering and biomedical. Under the smart materials era, almost in the last ten decades, the materials turned into multifunctional. More than three decades there has been overarching focus on study of auxetic materials which comes under the 16 smart materials of 21st century. They have already made a significant impact on engineering, biomedical, aerospace and many other industries. However, they required further optimization of different characterization and properties to exploit their benefits to biomedical and other fields. Therefore, the main focus of present thesis is to design, fabricate, characterize and interpret the mechanical and functional performances to develop a novel auxetic metal plate. For this purpose stainless steel 316L sheet with auxetic hexagonal (re-entrant) geometrical pattern considering dimensionality, flexibility and deformation mechanism are produced. Multidisciplinary approach with high precision, economic and environment friendly high-tech macro techniques is adopted in the manufacturing and characterization of purposed auxetic plate. The experimental setup for mechanical characterization in vitro environment is targeted throughout this research study. The results achieved in this thesis could be applicable in biomedical field particularly orthopaedic applications where tailored mechanical properties such as tensile strength and bending are required according to real life configuration such as internal fixtators (supporting plates) for the fixation of fractured bone. To our knowledge research study on 316L stainless steel auxetic plates at macro scale for orthopedic applications does not exist in literature.

Keywords: Re-entrant structure, Auxetic effect, Tensile strength, three-point bending, deformation mechanism.

1. GİRİŞ

Teknoloji artan nüfusun ihtiyaçlarını karşılamak için gelişmektedir. Gelişen teknoloji ile birlikte, faydalı özelliklere sahip malzemeler için ihtiyaç da artmaktadır. Yeni malzemeler, geleneksel malzemelere yeni özellikler ekleyerek veya geleneksel malzemelerin şeklini değiştirerek geliştirilebilir. Bu tür malzemeler akıllı malzemeler olarak adlandırılır ve şekil, renk, dayanıklılık, viskozite, fiziksel durum gibi materyalin bir veya daha fazla kalitesini değiştirerek dış uyaranlara tepki verirler. Son 50 yılda tekstil, inşaat, elektronik, elektrik, uzay, havacılık ve biyomedikal alanlarında akıllı malzemelerin önemi birçok alanda artmıştır. Bilindiği gibi malzemelerin birçoğunda ν ile simgelenen poisson oranları vardır ve bu malzemeler çekildiklerinde kesitlerinde daralmalar meydana gelir. Negatif poisson oranına sahip malzemeler, geleneksel malzemelere göre zıt mekanik özellikler gösterirler Poisson oranının etkisi altında, gerilmeye karşı genişleyen malzemeler, Şekil 1.1'de gösterildiği gibi, auxetic malzemeler olarak bilinirler.



Şekil 1.1 : (a) Auxetic olmayan davranış (b) Auxetic davranış.

Negatif poisson oranı olan malzemeler, ilk önce altıgen hücreli konvansiyonel ve poliüretan köpükten iki boyutlu silikon kauçuk, bal peteği alüminyum kirişlerin bükülmesi ile geliştirildi. Isı ve basınç altında, hücrelerin yan duvarları, oksetik altıgenler oluşturmak üzere harmanlandı ve bu polimerik köpüğün Poisson oranı,

-0.7 olarak elde edildi (Gibson 1982; Lakes 1987). Yunanca "auxetos" kelimesinden gelen auxetic kelimesi Evans (1991) tarafından verildi. Auxetos, genişlemeye eğilimli manasındadır. Bugüne kadar, metal, polimerler, seramik ve kompozitler olmak üzere dört ana malzeme kategorisinde auxetik malzemeler bulunmaktadır.

1.1 Tezin Amacı

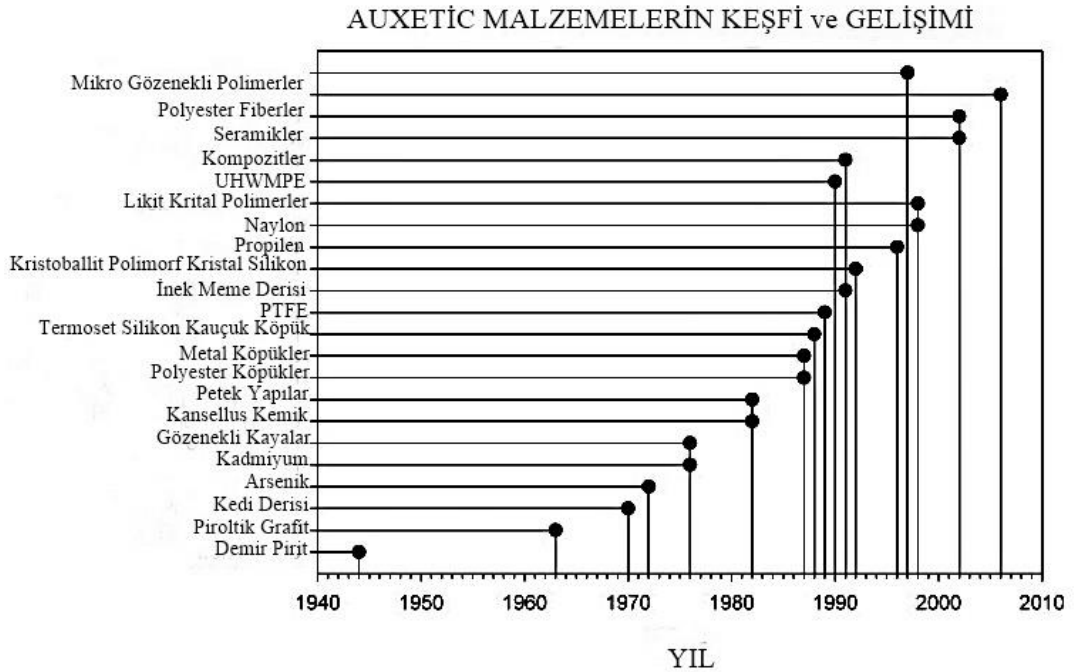
Bu tez çalışmasında, otuz yılı aşkın süredir biyomedikal ve diğer pek çok sanayiye katkıda bulunan akıllı materyallerin incelenmesine odaklanılmıştır. Bugün akıllı malzemeler, doku mühendisliği, stentler, ortopedik destekler, implantlar ve metaller, seramik, polimerler ve kompozitlerden oluşan diğer tıbbi cihazlar da dahil olmak üzere biyomedikal sistem gelişimini tetikler. Özel yapısı ile auxetic materyaller, daha iyi biyomedikal (ancak bunlarla sınırlı değildir) ve diğer birçok uygulama için benzersiz deformasyon mekanizması ile birlikte daha iyi kontrol edilebilen fiziksel ve özel mekanik özelliklere sahiptir. Auxetic malzemeler, normal malzemelere göre zıt davranış gösterirler, sıkıştırıldıkları zaman, basınç altında ya da bükülmeye maruz kaldıklarında genişlerler. Auxetic malzemeler iyi indentasyon direnci, iyi absorpsiyon ve daha yüksek kırılma tokluğu gibi gelişmiş özellikler sunarlar. Tekstil, uzay, savunma ve biyomedikal alanlarında önemli etkiler gösterirler. Ayrıca auxetic malzemeler, geometric yapılarından kaynaklı negatif poisson oranına sahiptirler. Bu tezin ana odağı, benzersiz deformasyon mekanizması sunan re-entrant hücre modelinin geliştirilmesi ve deneysel olarak incelenmesi esaslarına dayanır. Tezin sonuçları biyomedikal alanda, özellikle de kemik kırığı için destek plakaları gibi ortopedik uygulamalarda kullanılabilir.

1.2 Literatür Araştırması

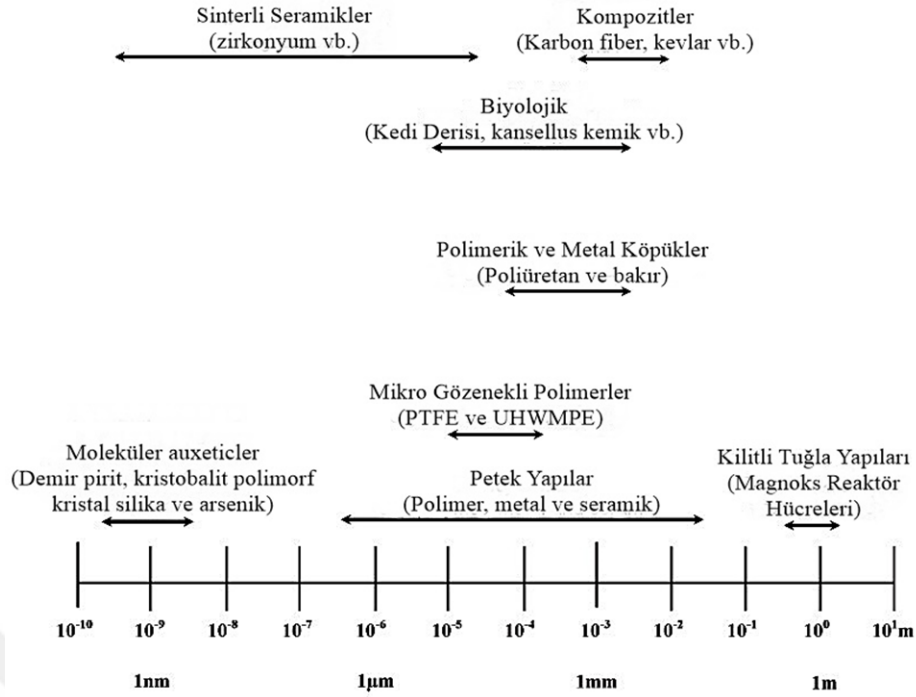
Bu eşsiz davranışa sahip termodinamik olarak kararlı auxetik materyaller, neredeyse 100 yıldır klasik elastikiyet teorisinin kabul edilmiş bir sonucu olmuştur (Love 1927). Ayrıca, Fung (1968) tarafından izotropik materyallerin Poisson oranlarının sadece negatif değerler alabileceğini değil, pozitiflerin genişliğinin iki katı genişlikte olabileceğini, yani $-1 \leq \nu \leq 0,5$ olduğu da araştırılmıştır. Üst sınır, kauçuk benzeri malzemeler için Lakes (1987)'e göre tipik olarak uygulanabilir sıkıştırılmaz sınıra (sonsuz yığın modülü) karşılık gelirken, alt sınır sonsuz makas modülüne karşılık gelir. Negatif Poisson oranı olan materyallerin yakın tarihçesi Roderick Lakes

(1987a; 1987b) tarafından auxetic davranış gösteren bir poliüretan köpük üretildiğinde olgunlaştı ve bunların auxetic davranışının sebebinin Poisson oranının negatif değeri olduğu incelendi. Bununla birlikte, bu materyallerin uluslararası gelişimi 1991'de Evans ve diğerleri (1991) tarafından kurulmuş ve onlara oksetik materyal adı verilmiştir. "Auxetic", Yunanca "auxetos" sözcüğünden gelir; "arttırılacak olan" anlamına gelir. 1900'lü yılların başlarındaki kısa bir tarihe kadar Alman fizikçi Woldemar Voigt, bu özelliğin demir pirit adı verilen bir mineralde deneysel olarak bulunduğunu bildiren ilk kişiydi (Voigt, 1928). Onun çalışmalarında kristaller boyuna çekildiği zaman, enlerinde daralmanın olacağını öneriyordu. Voigt bu garip davranışları açıklayamadı ve o tarihte olası özelliklerin uygulamaları dikkate alınmadı ve onlarca yıldır göz ardı edildi. Ayrıca, 1927'de Love A.E.H., negatif Poisson oranı olan bir materyali tarif etti ve Poisson oranı, $\nu = -0.14$ olan bir kübik tek kristal pirit örneğini sundu. Etkinin ikizlenmiş kristallerden kaynaklanabileceğini öne sürdü. 1982'de Gibson ve diğ. (1982) tarafından gerçekleştirilen deneylerde, iki boyutlu silikon kauçuk veya deforme olmuş alüminyum petek şeklinde kirişlerin bükülmesi ile auxetic etki elde edilmiştir. Ardından 1980'lerin sonlarında (Lakes, 1987; Gibson, ve diğ., 1988; Alderson, ve diğ., 1989; Evans, ve diğ., 1989; 22: Wojciechowski 1987a, 1987b), araştırmacılar ticari olarak temin edilebilen bir köpükten isteyerek bir auxetic köpük üretmeyi başardılar. Bu, büyük bir gelişmeydi, çünkü tasarımlarıyla materyal ve yapılarda auxeticliğin indüklenebileceği gösterildi (Evans, ve diğ., 2000; Lakes, 1993; Lakes RS. 1993; Prall, ve diğ., 1997; Gaoyuan, ve diğ., 1998; Smith ve diğ., 1999; Smith ve diğ., 2004; Jin ve diğ., 2005). Araştırmacılar, bu keşifle bu materyallerin çok sayıda uygulamaya sahip olabileceğini fark etmeye başladılar (Burriesci, ve diğ., 2005; Shiliko ve diğ., 2006; Liu Q., 2006; Alderson ve diğ., 2007 Scarpa, 2008). O zamandan beri, metal, seramik, polimerler ve kompozitler gibi tüm önemli malzeme sınıfları için bir dizi sentetik auxetic materyali üretildi (Strek ve diğ., 2008; Bianchi ve diğ., 2010; 45(2); Huang ve diğ., 2002; Lakes 2000; Alderson ve diğ., 2000). Bununla birlikte, doğal auxetic malzemeler mevcuttur, tek kristal arsenik Gunton ve diğ. (1972) ve kadmiyum Li (1976), α -kristobalit Yeganeh ve diğ. (1992) ve birçok kübik elementel metaller (Baughman ve diğ. 1998). Buna ek olarak, kedi derisi Veronda ve diğ. (1970), semender derisi Frohlich ve diğ. (1994) ve inek memesi Lees ve diğ. (1991) ve insan dokusunda süngerimsi kemik Williams ve diğ. (1982) gibi bazı biyolojik materyallerin auxetik olduğu bulunmuştur. Ayrıca, auxetic

materyallerin mekanizmaları, mikro veya geometrik yapılara ve bu yapıların deforme olduklarında deformasyon mekanizmalarına bağlıdır. Bir auxetic malzemeye dikey yönde bir yük uyguladıktan sonra, yatay yönde genişler ve negatif Poisson oranı sergiler. (Alderson, 1999; Grima, ve diğ., 2005; Grima ve diğ., 2006; Grima ve diğ., 2010; Gaspar ve diğ., 2005). Dolayısıyla, malzemenin iç yapısı ile yüklendiğinde deforme olma şekli arasındaki doğru işbirliği, auxeticite ortaya çıkmasına neden olur (Attard ve diğ., 2008; Grima, ve diğ., 2006; Evans, ve diğ., 2002; Ting, ve diğ., 2005; Branka ve diğ., 2009). Ayrıca, komple auxetic, auxetic, kısmen auxetic ve non-auxetic temelli auxetic davranışın sınıflandırılması bildirilmiştir (Yang, ve diğ., 2004; Evans, ve diğ., 2000; Greaves ve diğ., 2011; Yanping ve diğ., 2010; Kang ve diğ., 1999; Wojciechowski ve diğ., 2006). Bununla birlikte, auxetic materyallerin 100 yıldan uzun süredir bilinmektedir, ancak son otuz yılda (1980'lerden günümüze) yeniden ilgi görmüştür. Bugüne kadar polimerler, metaller, seramik, kompozitler, laminatlar ve elyaflar gibi geniş bir yelpazede auxetic malzeme üretilmiştir. Auxetic malzemeler temel olarak doğal auxeticler ve insan yapımı auxeticler olarak iki gruba ayrılır. Şekil 1.2 ve 1.3'de görülen auxetic malzemelerin keşfi ve uygulama alanları ile ilgili zaman çizelgesi Critchley, R. ve diğ. (2013) tarafından tanımlanmıştır.



Şekil 1.2 : Auxetic malzemelerin zaman çizelgesi (Critchley R. ve diğ., 2013).



Şekil 1.3 : Auxetic malzemelerin keşfedildiği yerler ve boyutları (Critchley R., ve diğ., 2013).

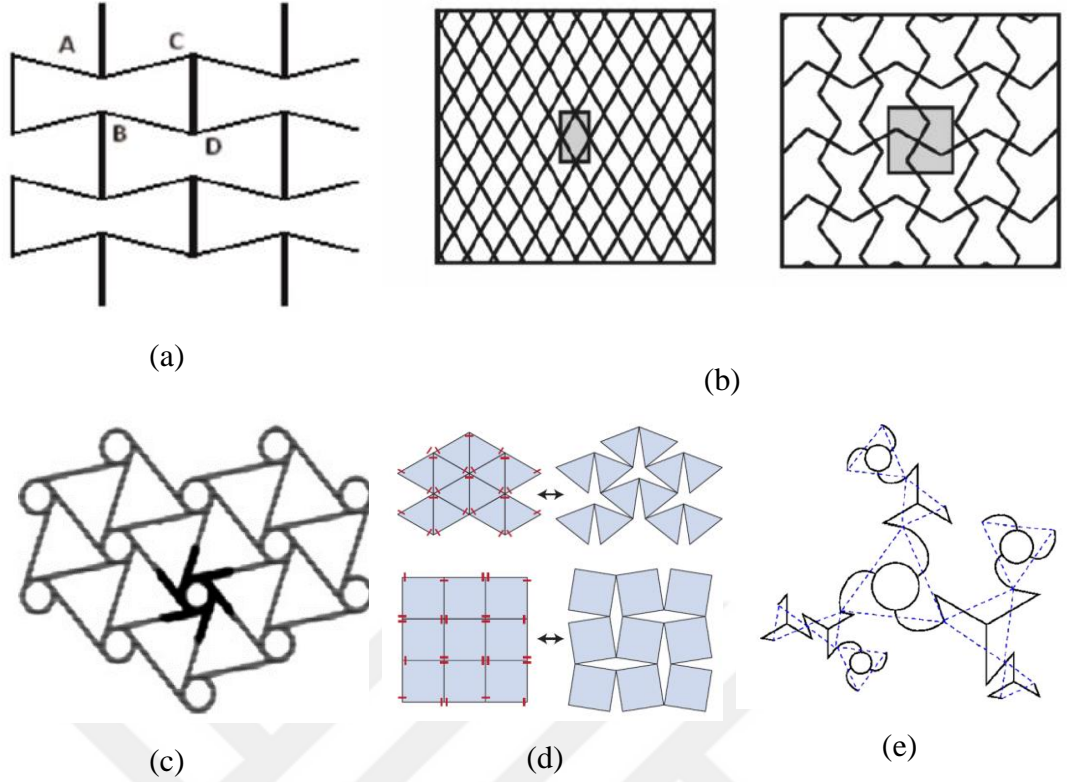
1.2.1 Auxetic malzeme tipleri

1.2.1.1 Doğal auxetic malzemeler

Semender derisi, kedi derisi, inek memesi yapıları negative Poisson oranına sahiptirler dolayısı ile doğal auxetic malzemelere ilk olarak örnek verilebilirler. Derinin özelliklerini ölçmek zordur, ancak ciltteki mekanik özellikler tıbbi ameliyatların uygulanması ve yapay cildin üretimi için geniş bir şekilde incelenmiştir (Evans, ve Alderson, 2000b). Buna ek olarak, çeşitli kayalar, α -cristobalite ve kübik elemental metaller doğal auxetik materyaller olarak tanımlanmıştır (Bhullar, ve Jun, 2013).

1.2.1.2 Doğal olmayan auxetic malzemeler ve yapılar

Geçtiğimiz on yıllar boyunca, auxetic etkilere neden olabilecek farklı geometrik yapılar ve modeller araştırılmış ve mekanik özellikleri için test edilmiştir. Bu auxetik yapıların en önemli sınıfları arasında, 2 ve 3 boyutlu re-entrant yapılar, kayıp modelleri, chiral yapılar, dönen birimler, yıldız şekil yapısı ve bu düzenli yapılar dışında, auxetic etkisi olan düzensiz yapılar da incelenmiştir (Alderson ve diğ., 2000; Liu, Y. ve H. Hu, 2010; Raphael Blumenfeld, 2012; Critchley, R., ve diğ. 2013). Bazıları şekil 1.4a'dan 1.4e'ye kadar gösterilmiştir.



Şekil 1.4 : (a) Re-entrant hücre modeli rib davranışı (b) Kayıp rib modeli (c) Chiral yapı (d) dönen üçgenler ve kareler ve (e) düzensiz auxetic yapı.

-0,7 negatif Poisson oranlı bir malzeme 1987 yılında Lakes tarafından üretilmiştir (Lakes, 1987; Evans, KE; 2000). Ayrıca auxetic termoplastik (polyester üretilen), termoset (silikon kauçuk) ve metal (bakır) köpükler de bildirilmiştir (Evans, K.E., 2000). Her durumda, ν değerinin gerilime göre değiştiğini ve Poisson oranlarının hem polimerik ($\nu = -0.7$) hem de metalik ($\nu = -0.8$) köpükler için alt sınır olan -1'e yaklaştığını buldular. Son zamanlarda, geleneksel açık hücreli hücresel malzemelerden üretilen bir 'katı birimlerin dönüşümü' mekanizması nedeniyle, köpük hücresel malzemelerdeki auxetic davranış geliştirildi. Auxetic davranış kiriş merkezine kıyasla mafsallarda biraz daha kalın hücrelerin kirişleri vasıtasıyla gösterildi ve önemli derecede daha yüksek enerji dağılımı gözlemlendi (Lees C., ve diğ.1991; Li D., ve diğ.,1983-1987). Ayrıca, auxetic materyallerin araştırılması, polietilen gibi yoğun materyallerin çalışılması için daha da geliştirildi. Çeşitli model örnekleri incelenmiş ve literatürde araştırma makaleleri ve patentler şeklinde sunulmuştur. Polimer ağlarının boncuk yaylı modelleri, mikropolar sürekli maddenin eğilme ızgara modelleri, düzenli veya düzensiz şekilli parçacıklar dizisi, elastik enerjii depolamak için bir dizi yay ve bir topolojik kısıtlamalar dizisi literatürde tartışılmıştır (Caddock ve Evans, 1989; Picklrs, ve diğ. 1996; Alderson, ve diğ.

2000). Bu mikroyapıların deformasyon mekanizmaları, eğilme kırışları yerine basit çekme yayları vasıtasıyla depolanan elastik enerji ile elde edildi. Ayrıca, politetraflöetilen (PTFE), polimerlerin auxetic davranışını daha yüksek yoğunlukta kullanmak için bir tabaka veya silindirik şerit şeklinde üretilen ilk auxetic polimerdir Alderson K.L. ve diğ.(2002). Auxetic etkinin, gerilme deformasyon mekanizmaları ya da mikro-dönüşlü serbestlik dereceleri nedeniyle meydana geldiğini bildirmişlerdir. Ayrıca, eğilme dayanımı ve düzlem gerilme kırılma tokluğu gibi özelleştirilmiş arttırılmış mekanik özellikler auxetic PTFE incelenmiş ve bildirilmiştir (Caddock ve Evans, 1989; Picklars, ve diğ., 1996; Alderson, ve diğ., 2000). Morfoloji ve deformasyon mekanizmaları modellenmiştir (Picklrs ve diğ., 1996; Alderson, ve diğ., 2000). Ayrıca,-12'ye kadar negatif Poisson oranı sergileyen auxetik etki elde etme mekanizması literatürde tartışılmıştır. Daha sonra UHMWPE ve PP, sıkıştırma, sinterleme ve ekstrüzyon yolu veya sadece sinterleme ve ekstrüzyon işlemi ile auxeticliği sağlamak için üretildi, çünkü mikroyapı da birbirine bağlı nodüller ve fibriller auxetic özellik içeriyordu. Nodüller ve fibriller, çapraz yönde bir genişleme meydana getirerek birlikte tepki gösterdi ve aynı zamanda fibriller, nodüllerin birbirinden ayrılmasına neden oldu. Poisson oranının değeri çekme gerilmesi ile değişti. -6 ve hatta -12 kadar büyük değerler elde edildi (Picklrs ve diğ.,1996; Alderson ve diğ., 2000; Liu, Y. ve H. Hu,2010). Auxetic mikro gözenekli ve hücresele materyallerin biyomedikal alanda potansiyelleri vardır. Örneğin, bir arterin veya benzer bir damarı açmak için bir dilatör, koroner anjiyoplastide kullanım için tarif edilmiştir (kalp cerrahisi) (Alderson ve diğ., 1989). Diğer potansiyel biyomedikal uygulamalar cerrahi implantlar ve dikiş destekleri veya kas / bağ destekleri içerir; burada gözenekli bir yapının ilave yararı kemik içi büyümeyi teşvik eder (Scarpa 2008; Sonam, ve diğ., 2012; Mariam Miret, ve diğ., 2014, Sabatino, A. 2014; Bhullar, 2015a, 2015b).

Ayrıca sensör ve aktüatör uygulamalarında işlevsel kompozit malzemeler kullanılmaktadır. Yardımcı polimer matrisi, auxetic olmayan bir matriste çeşitli şekillerde tercih edilir. En önemlisi, cihazın yüzeyindeki bir sıkıştırma yüküne tepki olarak, oksetik polimer matrisi yanal olarak daralmaktadır. Bu nedenle, auxetic polimerler sensörler ve aktüatörler için umut verici adaylar olarak gösterilmiştir (Alderson, ve diğ., 2013; Mariam, Miret ve diğ., 2014). Ayrıca auxetic moleküller, özel mikroyapılara sahip polimerler ve silikon dioksit, eolitler ve elemental metaller gibi özel inorganik kristalleri içerir (Evans 1995; Strek T ve diğ., 2008; Y.T. Yao,

2011). Auxetic materyallerin moleküler seviyedeki tasarımı ve sentezi, auxetic materyallerin geliştirilmesinde en heyecan verici beklentilerden biri haline gelmiştir. Bugüne kadar bu polimerlerin pratik uygulamaları sınırlıdır. Bununla birlikte, geleneksel bir polimer matrisine nano fiberlerin eklenmesiyle polimer esaslı auxetic materyallerin geliştirilmesine alternatif bir yaklaşım rapor edilmiştir (Sharmila J. ve diğ., 2011). Son zamanlarda polimerik nanofiber yapıdaki auxetic yapı ve mikro ölçekli metal levhalar yakın zamanda bildirilmiştir (Bhullar, Lekesiz ve diğ., 2017).

1.2.2 Auxetic malzemelerin özellikleri

Auxetic malzemeler çekildikleri zaman kalınlaştıklarından dolayı büyüleyici bir özellik gösterirler. Bu durum malzemenin mekanik özelliklerinde olumlu bir etkiye sahiptir. Auxetic malzemeler konvansiyonel malzemelerle karşılaştırıldığında benzersiz özellikler sunarlar. Örneğin, klasik elastikiyet teorisi, materyallerin elastikiyetinin, artan düzlem gerilme kırılma direnci ve artan kayma modülü, girinti direnci, kırılma tokluğu ve akustik tepki gibi, konvansiyonel malzemelerle karşılaştırıldığında bazı mekanik özelliklerde geliştirmelere yol açması gerektiğini öngörür.

1.2.2.1 Kayma modülü

Auxetic malzemelerin özel özelliklerinden biri, bükülme veya yırtılma kuvvetlerinin neden olduğu makaslama gerilmesine karşı daha dirençli olmasıdır (Alderson, ve diğ., 1989; Evans, ve diğ., 1995; Scarpa ve diğ., 2004). Kayma direnci, binalar, araba ve uçaklardaki saclar veya kirişler gibi yapısal bileşenlerde özellikle önemlidir. Bu özellik, kayma (veya sertlik) modülü G , Young modülü E ve bulk modül K (sıkıştırılabilirliğin tersi) ve Poisson oranı (ν) arasındaki ilişkiler vasıtasıyla nitel olarak açıklanabilir. İzotropik malzeme için, ilişkiler:

$$\nu = \frac{1}{2} \left(\frac{3K-2G}{3K+G} \right) \quad (1.1)$$

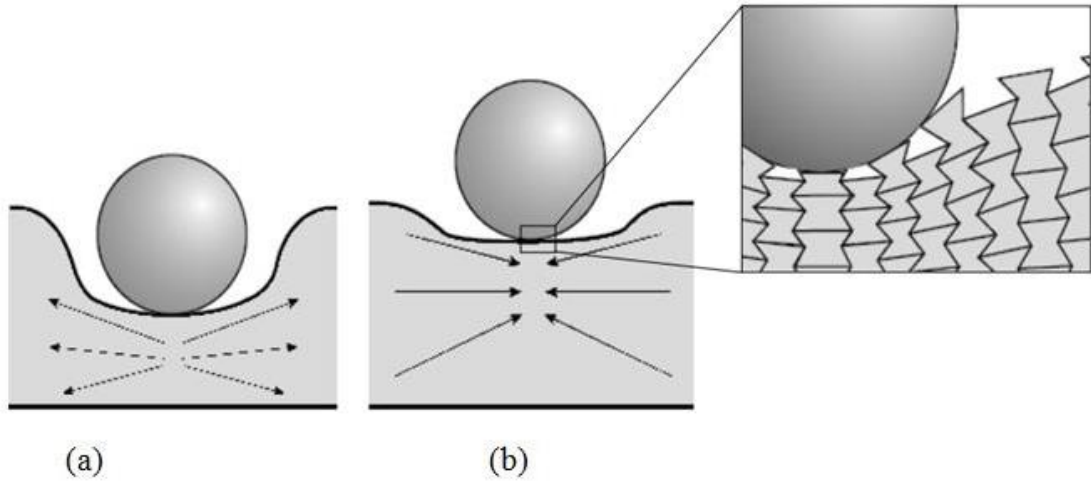
$$E = \frac{9KG}{3K+G} \quad (1.2)$$

ν değeri +0,5'e yaklaştığında, kayma modülü (G), bulk modül (K) tarafından büyük ölçüde aşılır ve bu malzemeyi sıkıştırılmaz hale getirir, ancak kayma kolaylığı sağlar. Bir başka deyişle, $\nu=1$ değerini düşürdüğünde, kayma modülü çok yüksek değerlere eğilim gösterir ve Young modülü düşük değerlere iner ve bu da katıların

kayma zorluğunu artırır, ancak deformasyonu kolaylaştırır. K aynı zamanda $\rightarrow -1$ azalır, bu da malzemenin kayması zor olmakla birlikte oldukça sıkışabilir hale geldiği anlamına gelir.

1.2.2.2 Indentasyon davranışı

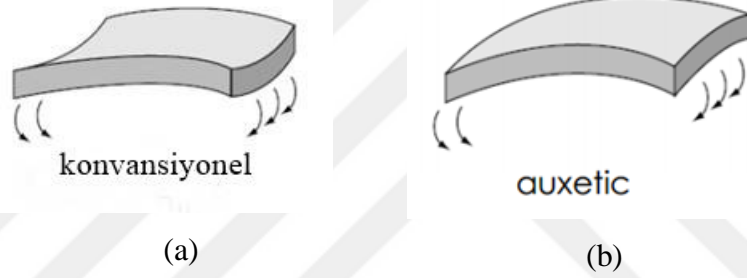
Auxetic malzemeler, şok absorpsiyonunun önemi olan uygulamalarda da kullanılabilir (Evans, ve diğ., 2000). Auxetic olmayan malzeme Şekil 4 (a)'da gösterildiği gibi uygulanan yüke dik doğrultuda yayılma eğilimi içerisindedir. Diğer taraftan, yük altındaki auxetic materyallerin davranışı lokal bir daralma ve dolayısıyla Şekil 4 (b)'de gösterildiği gibi daha yüksek girinti direnci ile tepki vermektedir. Dahası, yük kaldırıldığı zaman auxetic malzeme tekrar eski şeklini almaktadır (Chan, N ve diğ., 1998; Lakes, ve diğ., 1993; Carneiro ve Puga, 2013). Ayrıca, auxetik ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen (UHMWPE) ile auxetik olmayan UHMWPE'nin ultrasonik sinyallerinin girinti direnci ve zayıflatılması karşılaştırıldığında, auxetic UHMWPE'nin girinti direncinin, konvansiyonel UHMWPE'den üç kat fazla olduğu bildirilmiştir (Grima ve diğ. 2000). Ek olarak, ultrasonik sinyallerin zayıflama direnci artırılmıştır. Şekil 1.5'te konvansiyonel malzemenin ve auxetic malzemenin indentasyon davranışları gösterilmiştir.



Şekil 1.5 : (a) Auxetic olmayan malzemelerin indentasyon davranışları (b) Auxetic malzemelerin yük altındaki davranışları (www.auxetic.info).

1.2.2.3 Sinklastik eğrilik

Auxetic malzemeler, eğilme kuvvetleri altında geleneksel malzemelerdeki bükülme eğiliminin aksine kubbe şeklini alma eğilimindedirler. Geleneksel bir malzeme eğilme momentine maruz kaldığında, yüzey kaçınılmaz olarak gerilir ve dikey doğrultuda küçülmeye başlar. Kenarların yukarı doğru kıvrılması nedeniyle antiklastik eğrilik gösterir, Şekil 1.6(a)'da gösterildiği gibi bir eyer şekli gösterir. Buna ek olarak şekil 1.6(b)'de gösterildiği gibi auxetik malzemeler eğilme momenti altında sinklastik eğrilik gösterirler ve darbe eğilimi sağlarlar (Evans, 1995; Lakes, 1993). Sinklastik davranış, malzemelerin eğilme momenti altında kubbe şeklini alabilme kabiliyeti olarak tarif edilmiştir (Grima, 2009). Bu özellik auxetic malzemeleri, sandviç panel uygulamalarında ve bir çok medikal uygulamada iyi bir seçenek haline getirmiştir.(Evans ve Alderson, 2000).



Şekil 1.6 : (a) Malzemelerin antiklastik davranışı (b) Auxetic malzeme yüzeylerinin kubbe şeklini alabilme özelliği (sinklastik eğrilik) (www.auxetic.info).

1.2.2.4 Kırılma tokluğu

Kompozitler içerisinde auxetic destek fiberleri kullanmak, kompozitlerin kırılma tokluğunu geliştirir. Kompozit malzemeler içerisinde zayıf olan kısımların yerini alırlar. Fiber (fiber) / matris arayüzünde meydana gelen matris bozulması ve lif arasındaki yanal kasılma nedeniyle gerilmiş olan, auxetic olmayan elyaf veya katmanları içeren bir kompozitte tarafından rapor edilmiştir (Liu Q, 2006). Öte yandan, lif çekilmesinin başarısız olması, auxetik malzemede meydana gelmez, çünkü auxetik lifler veya katmanlar gerginlik esnasında genişler ve lifler ve matris arasında boşluklar oluşmaz. Auxetic malzemelerin kırılma tokluğu, auxetic olmayan malzemelerden daha yüksektir. Örneğin alışılmış poliüretan-poliester köpük malzemelerinkine kıyasla, hacimsel sıkıştırma oranının sırasıyla 2,0, 2,6, 3,2, 3,7 ve 4,2 olduğu zaman, auxetik köpüğün tokluğu, 1,7, 2,1, 2,3, 2,6 ve 3,2 faktörleriyle arttırılmıştır (Alderson, ve diğ., 2000; Grima, 2009; Evans, 1991b; Lakes, 1993). Ek

olarak, auxetic malzemelerin çatlak direnci daha yüksektir. Malzeme bir çatlak içeriyorsa, genişler ve çekilirken çatlak kapanır. Bir başka deyişle auxetic malzemeler daha fazla çatlak direnci ve kırılma direnci gösterirler (Scarpa, 2004).

1.2.2.5 Sönümleme ve ses emilimi

Negatif Poisson oranlı köpük, geleneksel köpüğe nazaran daha iyi sönümleme ve daha yüksek ses emilimi gösterir. Auxetic köpüklerin ses emilimleri konvansiyonel malzemelere göre her seviyede bile daha yüksektir (Greaves, ve diğ., 2011). Daha küçük gözenek boyutlarına sahip olan auxetic köpükler, 630 Hz'nin üzerindeki frekanslarda daha büyük gözeneklerden daha etkili şekilde ses absorbe eder (Scarpa, ve diğ.,2003) ve auxetic mikro gözenekli UHMWPE'nin ultrasonik zayıflatma değeri, pozitif Poisson oranlı mikro gözenekli UHMWPE'ye göre 1,5 kat ve geleneksel malzemelerden 3 kat daha yüksektir. Ayrıca, araştırmacılar tarafından auxetic köpüğün dinamik ezilme performansının normal köpüğün dinamik ezilme performansından oldukça fazla olduğu gözlemlenmiştir.

1.2.3 Auxetic malzemelerin uygulama alanları ve geleceği

Geliştirilmiş mekanik özellikleri, benzersiz deformasyon mekanizması ve şekil hafızası yeteneği nedeniyle auxetic malzemeler, biyomedikal, mühendislik ve diğer birçok endüstride potansiyel sunmaktadır. Biyomedikal uygulamalar, filtreleme, tamponlama, hava filtrasyonu, şok emme, ses yalıtımı, stentler, ilaç dağıtım sistemleri, iskeleler, implantlar ve protezler gibi tıbbi cihazlardaki konvansiyonel malzemeler yerine kullanılabilirler. Auxetic malzemeler aynı zamanda biyomedikal, tekstil, endüstri, havacılık, koruma, sensörler ve diğer sektörlerde bir dizi uygulamada da tespit edilmiştir (Lakes ve diğ.,1991; Evans ve diğ. 1995; Alderson ve diğ., 2000; Jerzy Smardzewski ve diğ.,2014; Mohammad Sanami ve diğ., 2014.;Hadjigeorgiou, 2004; Osama ve Abdelaal 2012; Bhullar, 2015a, 2015b; Bhullar ve Lekesiz ve diğ., 2017). Auxetic malzemeler ile yapılmış olan başlıca uygulamalar aşağıda Çizelge 1.1'de gösterilmiştir (Liu, Y. ve H. Hu,2010).

Negatif Poisson oranı ile uyarlanmış malzemeler, kayma modülü, girinti direnci veya düzlem gerilme kırılma tokluğunun artırılması gibi sıradan malzemelere kıyasla benzersiz deformasyon mekanizması, şekil belleği, gibi üstün özellikler gösterirler. Auxetic malzemeler ve uygulamaları içeren araştırmalar oldukça önem arz etmektedir ve giderek artan bir şekilde akıllı materyallerin ayrılmaz bir parçası

olarak 21. yüzyılın 16 akıllı materyalinden biridir. Buna ek olarak bu malzemeleri daha iyi anlayabilmek için daha fazla araştırmaya ihtiyaç duyulmaktadır. Auxetic malzemeler ile ilgili çalışmaların tüm bilim camiasınca işbirliği ile ortaklaşa yapılması önem arz etmektedir.

Çizelge 1.1 : Auxetic malzemelerin uygulama alanları.

Uygulamalar	Alanlar
Tekstil	Auxetic lifler, iplikler, fonksiyonel kumaşlar, renk değiştiren iplikler ve kumaşlar.
Endüstri	Destek fiberleri, hava filtreleri, contalar, ağlar, halatlar, filtreler, hızlandırıcılar, perçinler, sızdırmazlık elemanları, koltuk minderleri, kulaklıklar, darbe emiciler, susturucular, kompozitler, paketleme malzemeleri, radome.
Uzay	Eğrisel şase parçaları, konik nozullar, kanatlar ve paneller.
Koruma	Koruyucu kasklar, kurşun geçirmez ceket, dizlik, bileklik, eldiven, gözenekli bariyerler, koruyucu kıyafetler, araç tamponları.
Biomedikal	Bandaj, basınçlı yara bandı, diş ipi, yapay kan damarı, yapay deri, damar içi ilaç taşıma sistemi, cerrahi dikişler, kas iskelet destekleri.
Sensörler ve Aktivatörler	Hidrofon, piezoelektrik aletler, minyatür sensörler.

2. MALZEME VE YÖNTEM

Mekanik özelliklerin ve uygulanan basınç yüklerinin belirlenmesinde geometrik özellikler, auxetic malzemeler için önemli bir rol oynamaktadır. Kemik kırıklarının desteklenmesi için yapılan ortopedik uygulamalarda tasarım, çelik gibi çok sert bir malzemede bile elastik bir yapı sağlar. Plaka uzunluğu, kalınlığı ve genişliği geometrik yapı için önemli parametrelerdir. Auxetic plakaların imalatında solidworks programında re-entrant altıgen yapıdaki hücreler çizilmiştir. Auxetic plakalarda kalınlığın etkisini gözleyebilmek ve optimize edebilmek için 1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarda test numuneleri çizilmiştir.

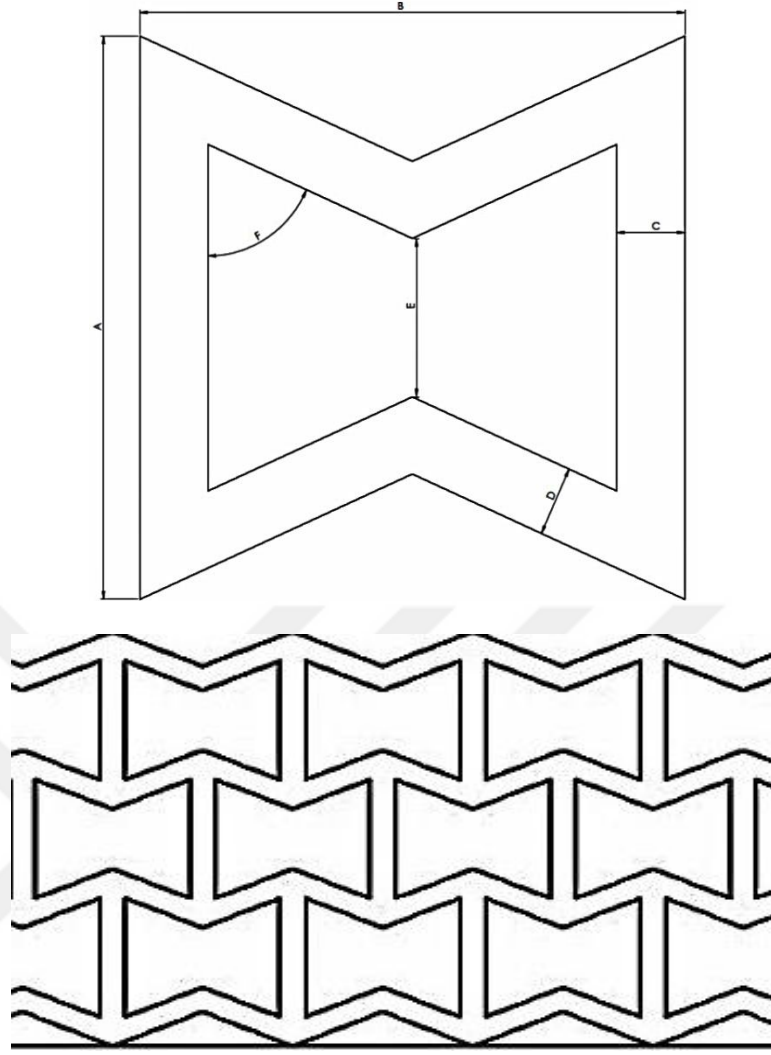
2.1 Dizayn

Çekme testleri ve 3 nokta eğme testleri için tasarlanan re-entrant tekil hücre modeli ve genel tasarım modeli Şekil 2.1'de gösterilmiştir ve Çizelge 2.1'de bu hücre modelinin tasarım ölçüleri açıklanmıştır.

Çizelge 2.1 : Re-entrant tekil hücrenin tasarım ölçüleri.

Ölçü	Boyut (mm)
A	8
B	8
C	1
D	1
E	2,25
F	66°

Çekme testleri ve 3 nokta eğme testleri için hazırlanan re-entrant hücre modeli 8x8 mm boyutundadır. Hücrenin duvar kalınlığı 1 mm'dir. Re-entrant hücre modeli 316L çelik levhalar üzerine işlenmiştir. Test numunesi kalınlıkları 1,5 mm ve 2 mm olmak üzere iki tiptedir.



Şekil 2.1 : Auxetic tekil hücre ve genel dizayn.

2.2 Malzeme ve Numunelerin Üretimi

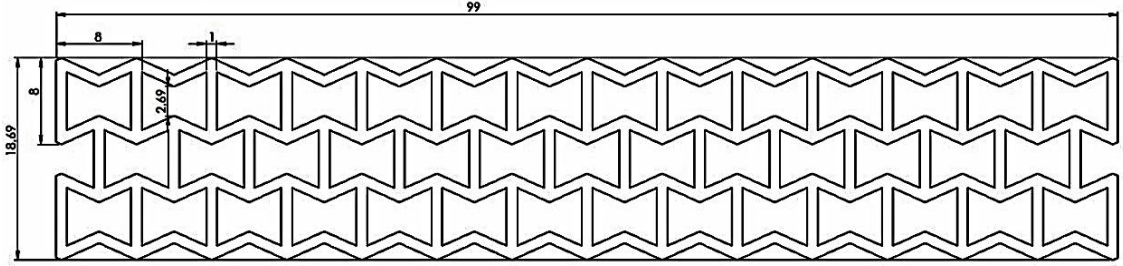
Fiber lazer tezgahında re-entrant hücre modeli uygulanarak auxetic özellik kazandırılan konvansiyonel 316L paslanmaz çelik numunelerin mekanik özellikleri çizelge 2.2’de verilmiştir.

Çizelge 2.2 : 316L paslanmaz çeliğin mekanik özellikleri (ASTM 2004)

Malzeme	En Müksek Mukavemet (MPa)	Akma Mukavemeti (MPa)	Sertlik, Rockwell (HB)	Yoğunluk (kg/m ³)	Young Modülü, E (GPa)	Poisson Oranı (ν)
316L (1.4404) X2CrNiMo17-12-2	485	170	95	8000	193	0,30

Şekil 2.2’de re-entrant hücre yapısının bütün tasarım dizaynı görülmektedir.

Şekil 2.2’de re-entrant hücre yapısının bütün tasarım dizaynı görülmektedir. Solidworks programında tasarlanan auxetic örnekler lazer tezgah üzerinde üretilmiş ve lazerle kesim CNC sistemi Şekil 2.3’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2 : Numuneler üzerine işlenen re-entrant hücre yapısının lazer kesim dizaynı.

Fiber lazer kesme tezgahları, işlenecek malzemeyi 0,5 mm’den daha düşük bir çapa sahip bir lazer ışını demeti ile eritir ve buharlaştırır. Mukavemet veya yoğunluk ne olursa olsun, tüm malzemeler temiz ve sorunsuz şekilde kesilir. İşlenebilecek maksimum malzeme kalınlığı lazer osilatörünün çıkış gücü ile belirlenir. CNC lazerle kesme işlemleri tamamen bilgisayar kontrollüdür ve insan faktörü, kesiciyi basitçe çizerek makineye aktararak ve makinenin kontrollerini ayarlayarak iş parçasının kesilmesi ile sınırlıdır. LASER, Işınmının Uyarılmış Emisyonu ile Işık Uygulamasının kısaltmasıdır. Basit terimlerle, fotonlar ışık formunda ışık yayar. Lazer ışını, malzemenin yüzeyine çarpar ve emilir ve böylece malzeme ısınır ve üretilen ısı nedeniyle materyal eritebilir veya tamamen buharlaştırılabilir. Bu yüksek yoğunluklu kesme işlemi, üretilen numunelerin toleranslarını ve tasarım toleranslarının birbirine yakın olarak ölçülmesini sağlar. Şekil 2.3’te kullanılan lazer tezgahı verilmiştir.



Şekil 2.3 : Numunelerin üretimi ve fiber lazer tezgahının genel görünümü.

2.3 Çekme Testi

Testler, Bursa Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı'nda bulunan Şekil 2.4'de gösterildiği gibi Shiamdzu AGX üniversal çekme test cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Çekme yükü ve uzama değerleri kaydedilmiştir ve birim uzama ve stres değerleri hesaplanmıştır. Çekme testi, bir numunenin kırılıncaya kadar tek aksenal gerilme kuvvetlerine tabi tutulduğu temel bir malzeme bilim testidir. Testten elde edilen sonuçlar, malzeme seçimini, kalite kontrolünü ve malzemenin herhangi bir uygulama için diğer kuvvetler altında nasıl olduğunu tahmin etmek için kullanılır. Bu testten doğrudan elde edilen bilgiler; maksimum çekme gerilmesi, maksimum uzama ve alan düşüşüdür. Buradan malzemenin Young modülü, çekme dayanımı ve akma dayanımı gibi mekanik özellikleri elde edilebilir (ASTM International, 2004).

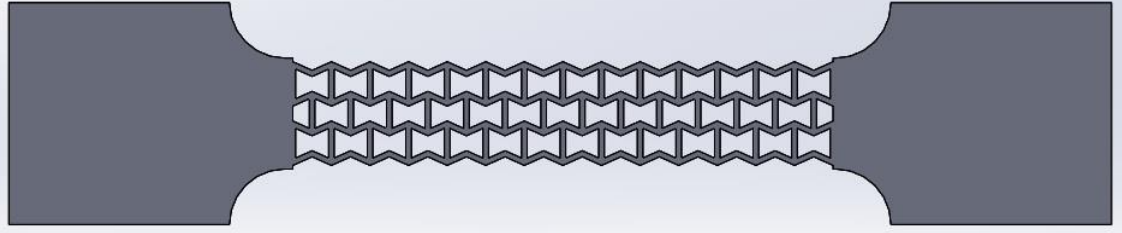


Şekil 2.4 : Shimadzu üniversal çekme testi cihazı.

Çekme testine tabi tutulacak numunenin yüzeyi paslı ya da yağlı olmamalıdır ve derin çizikler içermemelidir. Oksit veya yağ gözle kontrol edilir. Numuneler temizleme solüsyonu ile silinmiştir. Numune yüzeyleri göz ile kontrol edilmiştir. Test stikerları sensörlerin uzama değerlerini ölçebilmesi için numuneler üzerine yapıştırılmıştır. Test cihazı iki adet çeneye sahiptir ve çenelerden bir tanesi y ekseninde hareket edebilmektedir. İlk olarak 1,5 mm kalınlığındaki numuneler test cihazına bağlanmıştır. Tüm numuneler için çekme testi hızı 1mm/saniye'dir.

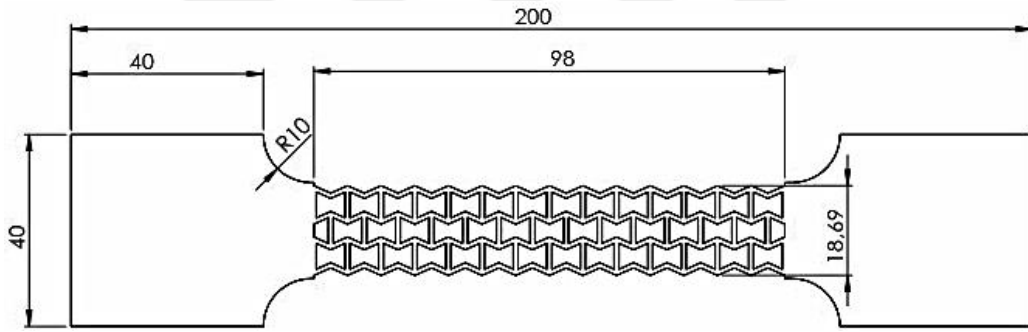
2.3.1 Auxetic numunelerin hazırlanması

ASTM A240 standartlarına göre, örnekler Solidworks programında Şekil 2.5'te gösterildiği gibi bilgisayar destekli çizim (CAD) olarak tasarlanmıştır. Auxetic etkiyi elde etmek için re-entrant hücre yapısı numunelerin orta bölümlerine uygulanmıştır.



Şekil 2.5 : Çekme testi için solidworks'de hazırlanan numune.

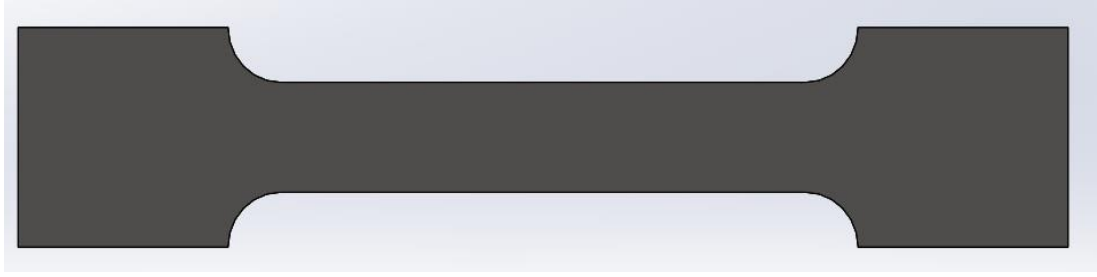
Örnekler, Şekil 2.6'da gösterildiği gibi X ekseninde 14 hücre ve Y ekseninde 3 hücre olacak şekilde tasarlanmıştır. Re-entrant hücreler 1 mm et kalınlığında duvarlara sahiptir. Numunelerin kalınlıkları 1,5 mm ve 2 mm'dir.



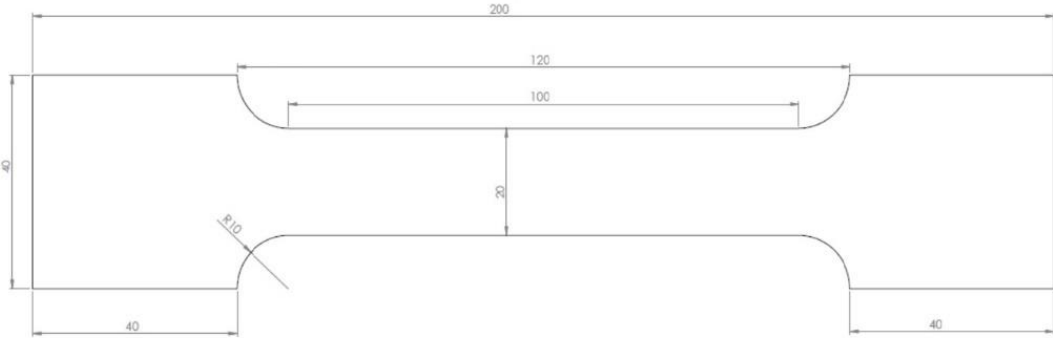
Şekil 2.6 : Çekme testleri için hazırlanan numunelerin tasarım ölçüleri.

2.3.2 Auxetic olmayan numunelerin hazırlanması

Mekanik testlerde 316L paslanmaz çelik levhalar kullanılmıştır. Çelik levhalar A4 kağıdı boyutundadır (210 mm x 297 mm). 2 adet 1,5 mm kalınlığında 2 adet 2 mm kalınlığında levha kullanılmıştır. Çelik levhalar bilgisayar destekli tasarım programında hazırlanıp işlenmek üzere ATS hidrolik firmasından ücretsiz temin edilmiştir. Auxetic olmayan numunelerin tasarımı Solidworks programında yapılmıştır. Tasarlanan numunelerin çizim dataları dxf. formatına dönüştürülüp tel erozyon tezgahına yüklenmiştir. Tasarlanan numunelerin katı modeli şekil 2.7'de gösterilmiştir. Numune kalınlıkları datalarda gösterilmemiştir ancak testlerde bu kalınlıklar, test datalarına girilmiştir. Bütün uzunluklar milimetre cinsindedir. Şekil 2.8'de auxetic olmayan numunenin tasarım ölçüleri gösterilmiştir.



Şekil 2.4 : Auxetic olmayan numunelerin katı modeli.



Şekil 2.5 : Auxetic olmayan numunenin ölçüleri.

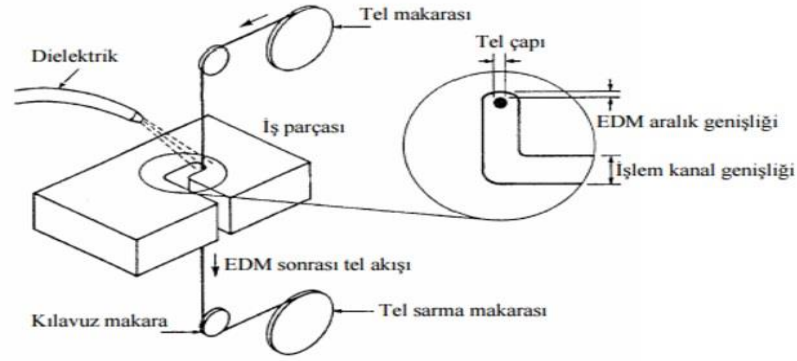
2.3.3 Auxetic olmayan numunelerin üretimi

Test numuneleri Agie charmilles tel erozyon tezgahında 210 mm x 297 mm boyutundaki levhalardan kesilerek üretilmiştir. Tasarlanan numuneler ile üretilen numuneler arasında hata payı yok denecek kadar azdır. Numuneler basit bir şekilde üretilmişlerdir. Şekil 2.9’da Bursa Teknik Üniversitesi Laboratuvarında bulunan Agie Charmilles tel erozyon tezgahı gösterilmiştir.



Şekil 2.6 : Agie Charmilles CUT 20P tel erozyon tezgahı (Bursa Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Laboratuvarı).

Tel erozyonu elektro termal bir işlemdir. Bu yöntemde, iki elektrot arasındaki elektrik boşalımının aşındırıcı fonksiyonu kullanılır. İzole edici bir sıvının içine daldırılan iş parçası tel vasıtasıyla işlenir. Tel erozyon yöntemi, sert ve karmaşık profillere sahip iletken parçaların yüksek hassasiyetle işlenmesini sağlar. Burada vazgeçilmez unsur, iş parçasının iletken olmasıdır. İşleme hızı, iş parçasının iletkenlik ve sağlamlığına göre değişir. Kesme hızı, akım yoğunluğunun artmasıyla birlikte artar. Şekil 2.10’da tel erozyon işleminin şematik görüntüsü verilmiştir.



Şekil 2.7 : Tel erozyon işleminin şematik görüntüsü.

Şekilde gösterildiği gibi üzerinden akım geçirilen iletken tel, iş parçası içerisinden geçer. Tel erozyon işlemi sayesinde temiz bir kesim elde edilir. 316L numunelerin çizim .dxf dataları ilk olarak tel erozyon tezgahında simülasyon olarak kontrol edilmiştir ve simülasyonun doğrulanmasından sonra kesim işlemine başlanmıştır.

2.3.4 Çekme testlerinde kullanılan işlem parametreleri

Test edilecek numuneler, çekme testi cihazının çenelerine bağlanır ve sabit hızda numuneye çekme kuvveti uygulanır. Hazırlanmış olan numunelerin poisson oranları elastik deformasyon bölgesine hesaplanmıştır. Numunelerin çekme esnasındaki yanıl genişlemeleri sekiz ayrı noktadan kumpas ölçümlerinin ortalamaları hesaplanarak bulunmuştur. Numune üzerindeki % uzama miktarı ε aşağıdaki gibi hesaplanır (ASTM International, 2004):

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L_0} = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (2.1)$$

ΔL uzama değişimi, L_0 başlangıç uzunluğu ve L ise elastik deformasyon bölgesindeki son uzunluktur. Mühendislik mukavemeti ise aşağıdaki formül ile hesaplanır:

$$\sigma = \frac{F_n}{A} \quad (2.2)$$

2.3.4.1 Maksimum mukavemet

Malzemenin dayanabileceği en yüksek çekme kuvvetidir.

2.3.4.2 Uzama

Malzemeler uygulanan kuvvetlere dik doğrultuda şekil değiştirirler.

2.3.4.3 Young modülü

Katı fizikte malzemelerin sertliğini ölçmek için kullanılır. Bir diğer adı da elastisite modülüdür. Elastik deformasyon bölgesinde aşağıdaki formüle göre hesaplanır:

$$E = \frac{\text{Çekme Gerilmesi}}{\text{Birim Şekil Değişirme}} = \frac{\sigma}{\varepsilon} = \frac{F/A_0}{\Delta L/L_0} \quad (2.3)$$

E: Young modülü

F: Kuvvet

A_0 : Birim alana etkiyen kuvvet

ΔL : Uzama

L_0 : İlk boy

2.3.4.4 Poisson oranı

Enine kesit değişiminin boyuna uzunluk değişimine oranıdır. Auxetic numunelerde poisson oranları negatif bulunmuştur. Auxetic numuneler çekildiklerinde genişlemeye eğilimlidirler. Bu durum, daha önceki kısımlarda detaylıca açıklanmıştır. Aşağıda verilen formülle hesaplanır:

$$\nu = - \frac{\varepsilon_{yanal}}{\varepsilon_{eksenel}} \quad (2.4)$$

2.3.4.5 Akma mukavemeti

Kuvvet uygulanan malzemenin, elastik deformasyon bölgesi aşıldıktan sonra akmaya başladığı gerilme miktarıdır. Malzeme bu noktadan sonra plastik deformasyona uğrar ve malzemedeki şekil değişimi kalıcı olur.

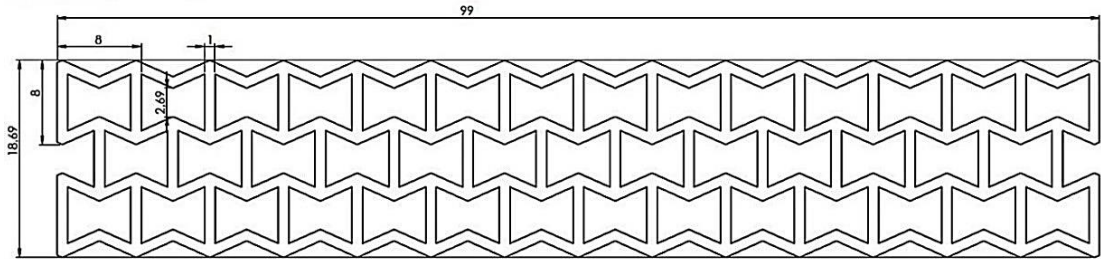
2.3.4.6 Sertleşme

Metal malzemeler deforme edici kuvvetler altında sertleşirler. Literatürdeki ismi deformasyon sertleşmesidir. Malzeme plastik deformasyona uğrağı andan itibaren deformasyon sertleşmesine de uğrar. Dislokasyon miktarı arttıkça deformasyon sertleşmesi artar. Dislokasyon; malzemelerin kafes yapısında oluşan hatalara verilen addır. Çizgisel kusur manasındadır.

2.4 Üç Nokta Eğme Testi

2.4.1 Üç nokta eğme deneyi için auxetic numunelerin hazırlanması

3 nokta eğme deneyi, numunelerin esnekliğini gözlemleyebilmek için yapılmıştır. ASTM E290 standartlarına göre çekil 2.11’de gösterilen numune, 3 nokta eğme testi için hazırlanmıştır. Üç nokta eğme testi için hazırlanan numuneler Solidworks programında tasarlanmıştır ve tasarım ölçüleri çekme testi numuneleri ile aynıdır. X ekseninde 14 hücre ve Y ekseninde 3 hücre olacak şekilde numuneye auxetic etki öngörülerek re-entrant hücre modeli numuneler üzerine işlenmiştir. Auxetic numuneler lazer tezhanında üretilmiştir.

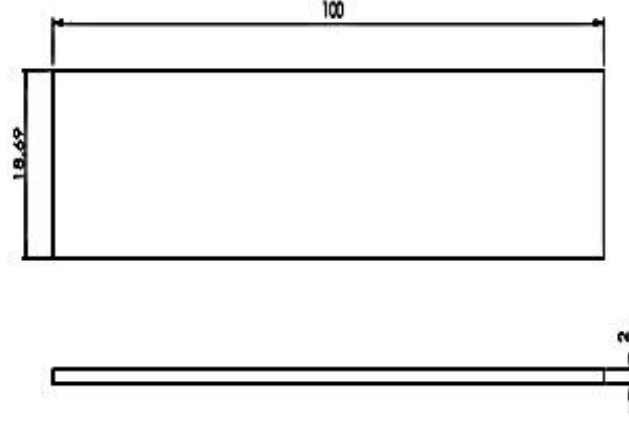


X EKSENİ	Y EKSENİ	TOPLAM HÜCRE SAYISI	BİRİM HÜCRE BOYUTU
14 HÜCRE	3 HÜCRE	41 ADET	8x8x2 mm
GENİŞLİK 18.69 mm	UZUNLUK 99 mm	KALINLIK 2 mm	

Şekil 2.8 : Üç nokta eğme deneyi için hazırlanan auxetic numunenin tasarım ölçüleri.

2.4.2 Auxetic olmayan numunelerin üç nokta eğme deneyi için hazırlanması

Üç nokta eğme numunelerinin tasarımı Solidworks programında yapılmıştır. Auxetic olmayan numunelerin üretimi Agie Charmilles CUT 20P tel erozyon tezgahında yapılmıştır. Üretim süreci ve tasarım süreci önceki bölümlerde detaylı olarak açıklanmıştır. Şekil 2.12’de konvansiyonel numune ölçüleri verilmiştir.

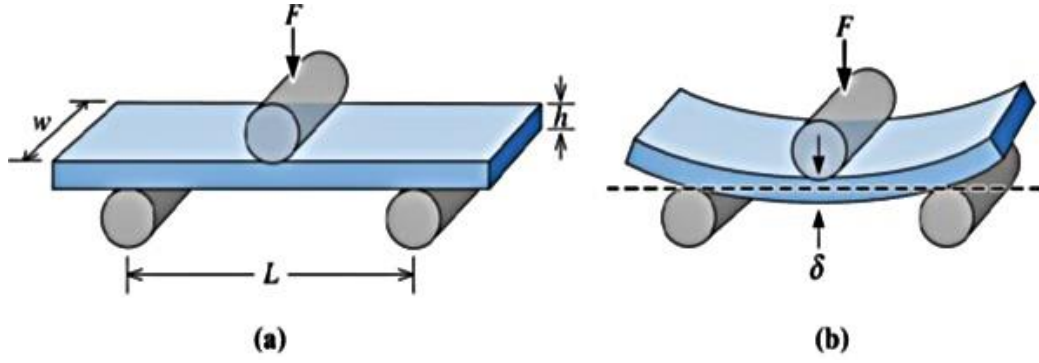


Şekil 2.9 : Üç nokta eğme deneyi için hazırlanan numunenin tasarım ölçüleri.

İki adet auxetic olmayan üç nokta eğme numunesi hazırlanmıştır. Numunelerin kalınlıkları 2 mm olarak seçilmiştir. Numunelerin uzunlukları 100 mm olarak tespit edilmiştir. Numunelerin genişliği 18,69 mm olarak seçilmiştir. Numunelerin alt destek mafsallarının çapı 10 mm'dir. Alt mafsallar arasındaki mesafe 70 mm'ye ayarlanmıştır. Deneylerin sürekliliğini teyit etmek için 2 test gerçekleştirilmiş ve bu testlerden yakın sonuçlar elde edilmiştir.

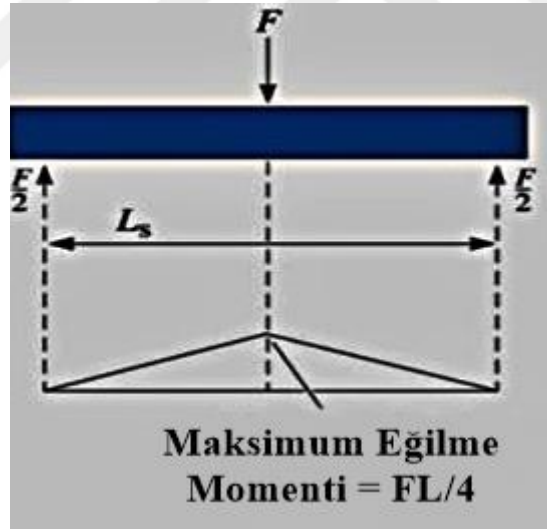
2.4.3 Üç Nokta eğme testinde kullanılan parametreler

Üç nokta eğme testi, malzemelerin eğilmeye karşı mekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla yapılır. Elastisite modülü, eğilme momenti, eğilme mukavemeti ve maksimum sapma miktarı hesaplanabilir. Eğilme, bir malzemenin ortasına eğilme kuvveti uygulandığı zaman uğradığı deformasyondur. Buna ek olarak bir malzemeye eğme kuvveti uygulandığı zaman malzemenin uçlarında çekme gerilmesi oluşur. 3 nokta eğme testi, malzemelerin fleksibilitelerini ölçmek amacıyla en sık uygulanan testlerden biridir. Şekil 2.13'te üç nokta eğme deneyinin şematik resmi görülmektedir. İki alt destek üzerine numune yerleştirilmiştir ve üzerine artan kuvvet uygulanmıştır. Bu kuvvetler neticesinde malzemedeki sehim miktarı ölçülmüştür. Bunun yanısıra kuvvet-sehim değişimi grafikleri çizilmiştir.



Şekil 2.10 : Üç nokta eğme deneyinin şematik gösterimi a) test öncesi b) test esnasında.

Test sırasında, kuvvet F arttıkça, malzemenin ortasında oluşan sapma değeri ölçülür. Bu ölçümler, tüm malzeme için en yüksek şekil değıştirme ve momentumun elde edildiği orta noktada yapılır. Kuvvet bilgisini kullanarak, üç nokta eğme testi için gerekli hesaplamalar Şekil 2.14'de gösterilen parametreler kullanılarak elde edilir. Deneyler, Bursa Teknik Üniversitesi Laboratuvarında bulunan Shimadzu 1 kN test cihazında gerçekleştirilmiştir. Üç nokta eğme testlerinde hesaplanacak parametreler aşağıda verilmiştir (ASTM International, 2004):



Şekil 2.11 : Üç nokta eğme deneyinin serbest cisim diyagramı.

2.4.3.1 Basit eğmede numune üzerindeki maksimum gerilme

$$\sigma = \frac{M_e c}{I} \quad (2.6)$$

σ = Maksimum normal gerilme (N/mm²)

M_e = Eğme momenti (Nmm)

I = Dikdörtgensel kesit için atalet momenti (mm⁴)

$c = h/2$ = mafsalların orta noktaya olan uzaklıkları (mm)

Devam eden formüllerde maksimum gerilme aşağıdaki formüllerle hesaplanır:

$$\sigma_{3 \text{ nokta}} = \frac{3FL}{2bh^2} \quad (2.7)$$

2.4.3.2 Üç nokta eğme deneyinde hesaplanan parametreler

σ = Maksimum normal gerilme (N/mm²)

h = numune boyu (mm)

F = kuvvet (N)

L = iki destek arası mesafe (mm)

b = numune genişliği (mm)

2.4.3.3 Deformasyon miktarı

Deformasyon miktarı aşağıdaki formül ile hesaplanır:

$$\varepsilon = \frac{6fh}{L^2} \quad (2.8)$$

f = Sehim miktarı (mm)

h = Numune boyu (mm)

L = İki destek arası mesafe (mm)

2.4.3.4 Eğilme momenti

Eğilme momenti aşağıdaki formülasyon ile hesaplanır:

$$M_e = \frac{FL}{4} \quad (2.9)$$

F = Kuvvet (N)

L = İki destek arası mesafe (mm)

2.4.3.5 Sehim

Sehim miktarı ise aşağıdaki denklemler ile hesaplanır:

$$f = \frac{FL^3}{48EI} \quad (2.10)$$

L = İki destek arası mesafe (mm)

I = Kesit atalet momenti (mm⁴)

E = Elastisite modülü

Düzlemsel eylemsizlik momenti, genişliği b ve yüksekliği h olan dikdörtgen bir enine kesit malzemesi için aşağıdaki formülü kullanarak hesaplanabilir:

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (2.11)$$

B: numune genişliği

h: numune uzunluğu

2.4.3.6 Eğilme elastisite modülü

Teğet modül genellikle elastikiyet modülü olarak adlandırılır. Elastik sınırlar içindeki gerilme değişim oranıdır. Esneklik modülü aşağıdaki formülden hesaplanır.

$$Ee_{\check{g}} = \frac{L^3 m}{4} \quad (2.12)$$

$Ee_{\check{g}}$ = Eğilme elastisite modülü (N/mm²)

L = Alt destekler arası mesafe (m)

b = numune kesit genişliği (m)

d = numune kesit uzunluğu

m = Kuvvet-deformasyon grafiğinde elastik deformasyon bölgesinde eğrinin eğimi

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

3.1 Çekme Testi Sonuçları

Çekme testleri, auxetic ve auxetic olmayan numuneler için 1mm/saniye çekme hızında gerçekleştirilmiştir. Numunelerin açıklamaları çizelge 3.1'de gösterilmiştir. Her bir numune için, elastisite modülü, akma direnci, çekme direnci, Poisson oranları hesaplanmış ve stres-uzama grafikleri çizilmiştir.

Çizelge 3.1 : Numunelerin açıklamaları.

Numune	Özellik
1	Auxetic kalınlık 1,5 mm
2	Auxetic kalınlık 1,5 mm
3	Auxetic kalınlık 2 mm
4	Auxetic kalınlık 2 mm
5	Non-auxetic kalınlık 1,5 mm
6	Non-auxetic kalınlık 2 mm

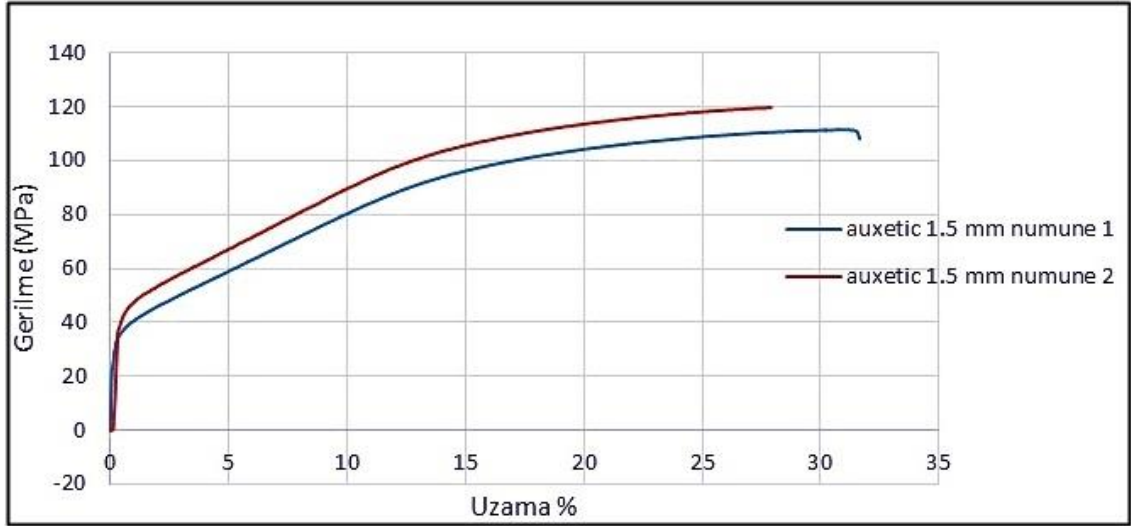
3.1.1 Auxetic numunelerin çekme testi sonuçları

3.1.1.1 Numune 1 ve Numune 2

Çekme testi, testi doğrulamak için 1,5 mm olan iki auxetic numuneye uygulanmış ve numunelerin mekanik özellikleri hesaplanmıştır. Numune 1 ve numune 2'den elde edilen sonuçlar çizelge 3.2 ve Şekil 3.1'de verilmiştir.

Çizelge 3.2 : Numune 1 ve 2 için çekme testi sonuçları.

Numune	σ_y (MPa)	σ_{UTS} (MPa)	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
1	34	108	11,4	-0,085
2	35	119	11,7	-0,026



Şekil 3.1 : Numune 1 ve Numune 2'nin Gerilme-Uzama Eğrileri

Çekme testi esnasında re-entrant auxetic yapının duvarları açılmış ve Şekil 3.2'de gösterildiği gibi numunelerin genişlemesi gözlemlenmiştir. 1,5 mm kalınlıdaki numunelerden aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

Elastisite modülleri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır:

Numune 1:

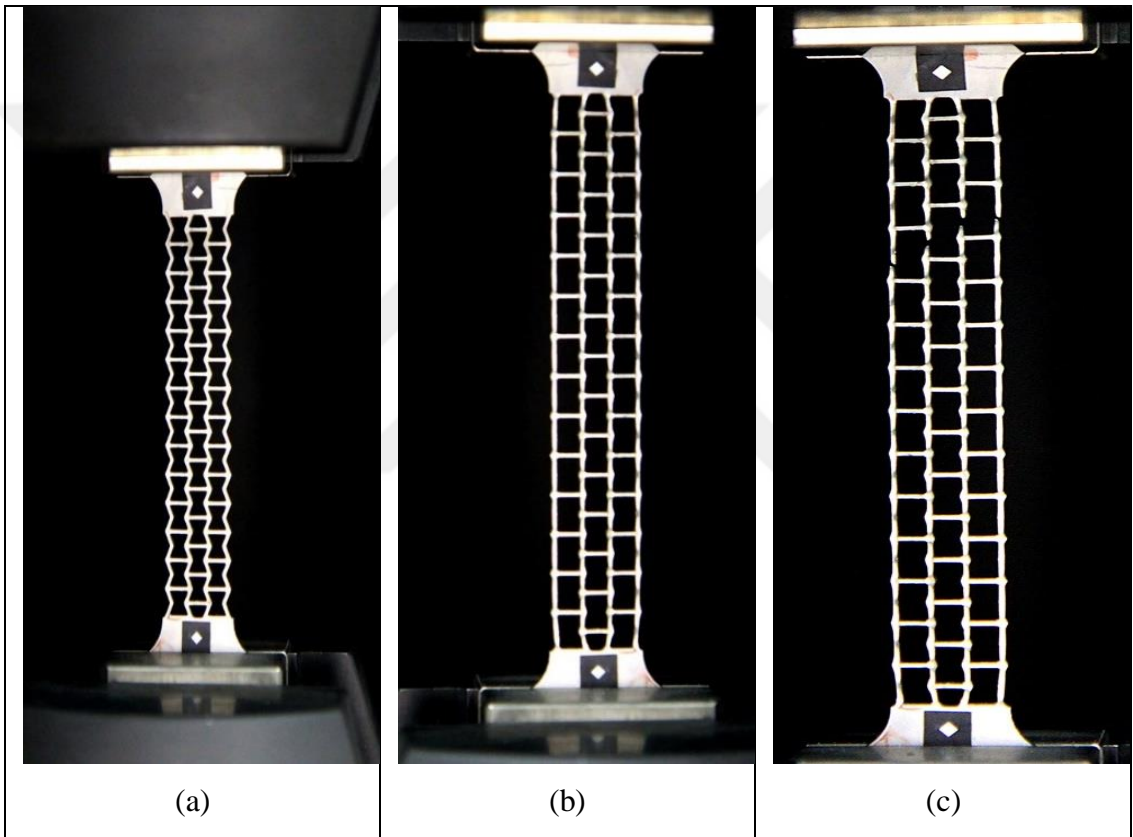
$$E = \frac{\sigma_{akma}}{\varepsilon_{%elastik}} = \frac{34 \text{ MPa}}{0.3 \times 0.01} = 11.4 \text{ Gpa}$$

Numune 2:

$$E = \frac{\sigma_{akma}}{\varepsilon_{%elastik}} = \frac{35 \text{ MPa}}{0.3 \times 0.01} = 11.7 \text{ Gpa}$$

Şekil 3.1'deki eğrilerden numune 1 ve numune 2 için akma mukavemetleri sırasıyla 34 MPa ve 35 MPa olarak hesaplanmıştır. Her iki numune için de yüzdesel uzama miktarları yaklaşık %30 civarındadır. Numuneler maksimum gerilme değerleri aşıldıktan sonra boyun vermişlerdir. Numune 1 için kopma mukavemeti 104 MPa ve numune 2 için kopma mukavemeti 114 MPa olarak bulunmuştur. Her iki numunenin de poisson oranları negatiftir ve sırasıyla -0,085 ve -0,026 olarak hesaplanmışlardır. Re-entrant hücrelerin, konvansiyonel malzemeye auxetic etki kazandırdığı ispatlanmıştır. Şekil 3.2'de re-entrant hücre yapısının 1 mm/saniye çekme kuvvetleri altında şekil değişimi gösterilmiştir. Şekil 3.2 (a) numunenin deney öncesindeki durumunu göstermektedir. Henüz numuneye hiçbir çekme kuvveti etki etmemektedir. Şekil 3.2 (b)'de numunenin test esnasındaki durumu görülmektedir ve

numune duvarları çekme kuvvetleri etkisinde açılmaktadır. Numunenin boyundaki uzamaya karşın, numunenin kesiti de genişlemiştir. Daha önceki kısımlarda bahsedildiği gibi çekildikleri zaman genişleme eğiliminde olan auxetic malzemelerin bu özelliği çıplak gözle gözlemlenmiştir. Deformasyonlar hem göz ile hem de çekme cihazının monitöründen takip edilmiştir. Elastik bölgede oluşan deformasyonlar video ekstansiyometrede kaydedilmiş ve gerekli parametreler çekilerek hesaplamalar yapılmıştır. Poisson oranları da elde edilen datalardan hesaplanmıştır. Şekil 3.2c’de test sonrasında malzemenin kopmuş hali görülmektedir. Numune, kopma mukavemeti değerine geldiği zaman test sonlandırılmıştır.



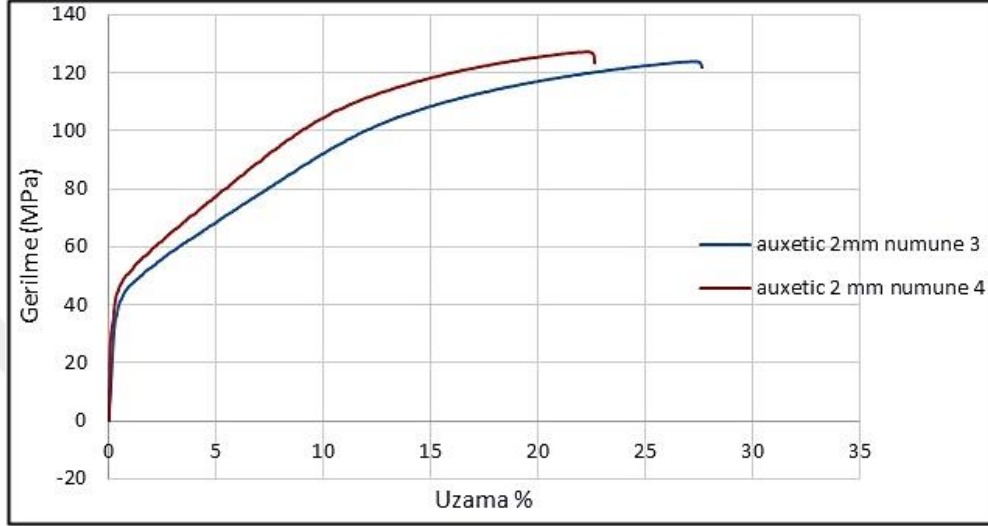
Şekil 3.2 : Auxetic numunelerin deformasyon mekanizması (a) numunenin test öncesi durumu (b) test esnasında genişleme durumu (c) deformasyon ve numunenin kopması.

3.1.1.2 Numune 3 ve Numune 4

Kalınlığın etkisini incelemek için çekme testi, kalınlığı 2 mm olan auxetic numunelere uygulanmıştır. Test, elde edilen verilerin doğruluğu ve sonuçları için iki farklı numune için tekrarlanmıştır. Hem Numune 3 hem de Numune 4 için hesaplanan materyal parametrelerinin değerleri Çizelge 3.3 ve Şekil 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3.3 : Numune 3 ve 4 için çekme testi sonuçları.

Numune	σ_y (MPa)	σ_{UTS} (MPa)	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
3	37	121	12,3	-0,021
4	38	125	12,6	-0,026



Şekil 3.3 : Gerilme-uzama eğrileri a) numune 3, b) numune 4.

Elastisite modülleri aşağıdaki gibi hesaplanmıştır:

Numune 3:

$$E = \frac{\sigma_{akma}}{\varepsilon_{\%elastik}} = \frac{37 \text{ MPa}}{0.3 \times 0.01} = 12,3 \text{ Gpa}$$

Numune 4:

$$E = \frac{\sigma_{akma}}{\varepsilon_{\%elastik}} = \frac{38 \text{ MPa}}{0.3 \times 0.01} = 12,6 \text{ Gpa}$$

Maksimum gerilme değerlerine ulaştıktan sonra 3. ve 4. numuneler boyun vermişlerdir. Numune 3, 120 MPa'da kopmuştur ve numune 4, 123 Mpa'da kopmuştur. Numune 3'ün Poisson oranı -0,0218, numune 4'ün Poisson oranı -0,0268 olarak bulunmuştur. Numunelerin uğramış oldukları deformasyon şekli 1.5mm kalınlılardaki numuneler ile aynıdır ve şekil 3.2'deki numune ile benzer özellikler göstermişlerdir.

3.1.2 Auxetic olmayan numunelerin çekme testi sonuçları

Auxetic olmayan numunelerin mekanik karakterlerini belirleyebilmek için çekme testleri yapılmıştır. 1,5 mm ve 2mm'lik numunelerin çekme testleri aşağıdaki gibidir:

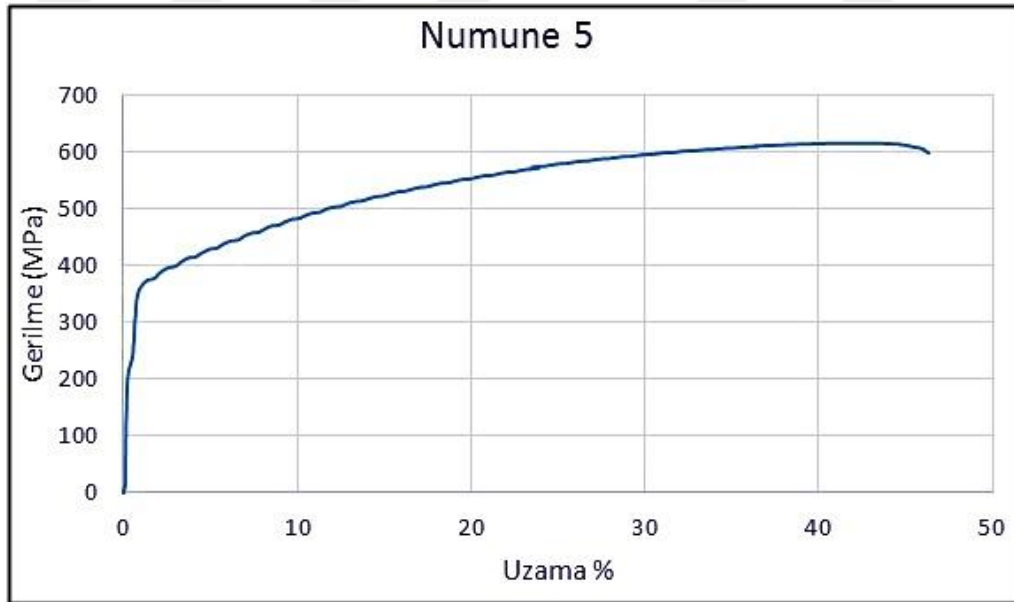
3.1.2.1 Numune 5

Auxetic olmayan konvansiyonel 2 mm kalınlığındaki numunenin mekanik davranışlarını analiz edebilmek için çekme testi yapılmıştır. Çekme testinden hesaplanan değerler çizelge 3.4'te verilmiş ve şekil 3.4'te gerilme uzama grafiği gösterilmiştir.

Çizelge 3.4 : Numune 5'in çekme testi sonuçları.

Numune	σ_y (MPa)	σ_{UTS} (MPa)	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
5	350	615	185	0,29

Numune 5'in akma direnci 350 MPa ve elastisite modülü 185 GPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum gerilme mukavemeti 615 MPa civarında gözlemlenmiştir ve malzeme yaklaşık %45'lik bir uzama göstermiştir.



Şekil 3.4 : Numune 5'in gerilme uzama grafiği.

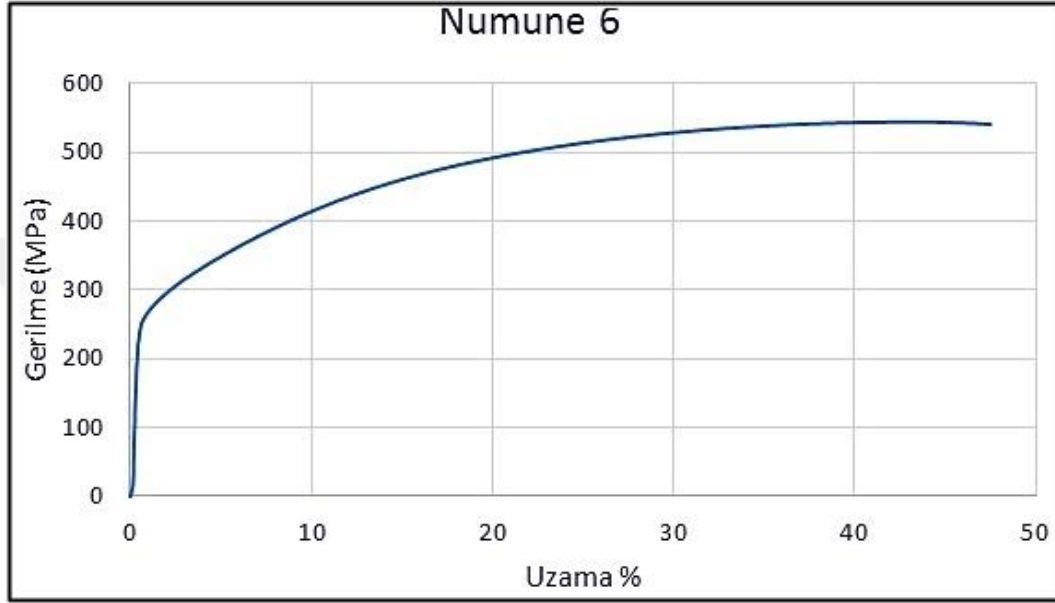
3.1.2.2 Numune 6

Auxetic ve auxetic olmayan numunelerin kalınlıkları ile ilişkili farklarını kıyaslayabilmek için 1,5 mm kalınlığındaki numune 6 çekme testine tabi tutulmuştur.

Çizelge 3.5’de numune 6’nın hesaplanan mekanik değerleri gösterilmiştir. Numune 6’nın gerilme uzama grafiği ise şekil 3.5’te verilmiştir.

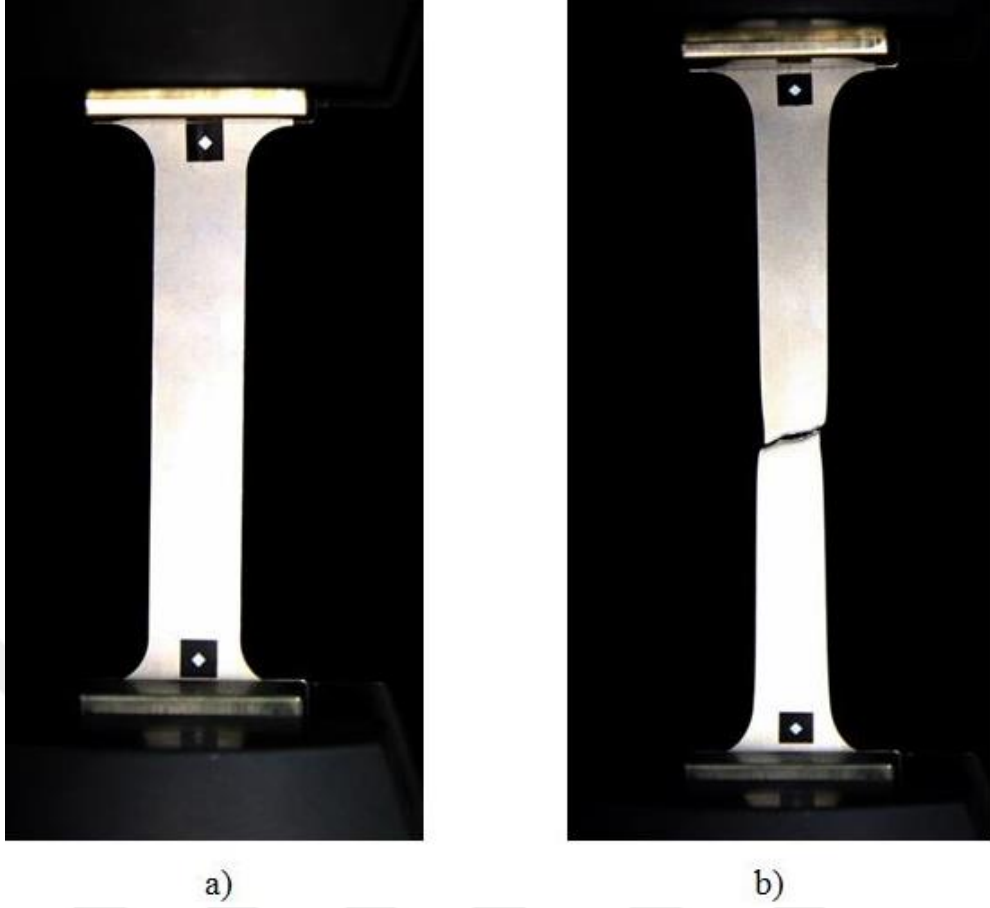
Çizelge 3.5 : Auxetic olmayan numune 6’nın çekme testi sonuçları.

Numune	σ_y (MPa)	σ_{UTS} (MPa)	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
6	250	545	179	0,31



Şekil 3.5 : Numune 6’nın gerilme uzama grafiği.

Numune 6’nın akma mukavemeti 250 MPa ve elastisite modülü 179 GPa olarak hesaplanmıştır. Maksimum direnç 545 MPa ve uzama miktarı yaklaşık olarak %50 civarındadır. Numune 6’ya uygulanan çekme deneyinin şematik görüntüsü Şekil 3.6’da verilmiştir. Numuneler, sürekli çekme kuvvetleri altında boy olarak uzamaya başlamış ancak enine de daralmışlardır. Bu durum geleneksel malzemelerin mekanik davranış karakterizasyonudur. Numuneler, orta noktalarına yakın bir bölgeden boyun vermiş ve kopmuşlardır. Bir önceki kısımda auxetik numunelerin genel olarak, çekme testi makinesinin üst çene tarafında koptukları gözlemlenmiştir. 1.5 mm’lik ve 2 mm’lik numunelerin akma dirençleri sırasıyla 250 MPa ve 350 MPa olarak ölçülmüştür. Maksimum direnç değerleri geçildikten sonra numuneler boyun vermiş ve kopmuşlardır. Kesit değişimleri ekstansiyometrede kayıt altına alınmış ve görüntü işleme yöntemi ile gerekli hesaplamalar yapılmıştır. Tablo 3.4 ve 3.5’te verilmiş olan mekanik değerler, literatürdeki 316L paslanmaz çeliğin mekanik değerleri ile yakın sonuçlardadır (ASTM International, 2004)



Şekil 3.6 : Auxetic olmayan numune; a) test öncesi b) test sonrası.

3.1.3 Numune kalınlığının optimizasyonu

1,5 mm ve 2 mm kalınlıklarda hem auxetic hem de non auxetic numunelerin çekme testleri gerçekleştirilmiştir ve numunelerin kalınlığının optimum hale getirilmesi için numunelerin mekanik karakterizasyonu için auxetic ile non auxetic karşılaştırması çizelge 3.6 - çizelge 3.8'de verilmiştir. Çizelge 3.6'da ve 3.8'de verilen ayrıntılardan aşağıdaki bilgiler fark edilmiştir:

- Auxetic olmayan numunelerin maksimum dirençleri, auxetic numunelerden 6 kat daha fazladır.
- Auxetic olmayan numunelerin akma dirençleri, auxetic olan numunelerden 8 kat fazladır.
- Malzemelerin esnekliğini gösteren elastisite modülü, auxetic olan numunelerde auxetic olmayanlara göre 14 kat daha düşüktür ve bu çalışmanın uygulama alanları açısından oldukça önemlidir.

- Re-entrant yapıya sahip numunelerden hesaplanan negatif poisson oranları, bu numunelerin auxetic davranış kazandığını ispatlamıştır.

Çizelge 3.6 : Auxetic olmayan numune 5 ve 6'nın çekme testi sonuçları.

Numune	σ_y (MPa)	σ_{UTS} (MPa)	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
5	350	615	185	0,29
6	250	545	179	0,31

Çizelge 3.7 : 1'den 4'e kadar olan auxetic numunelerin mekanik özellik karşılaştırmaları.

Numune	σ_y (MPa)	σ_{UTS} (MPa)	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
1	34	108	11,4	-0,085
2	35	119	11,7	-0,026
3	37	121	12,3	-0,021
4	38	125	12,6	-0,026

Çizelge 3.8 : 1'den 6'ya kadar auxetic ve non-auxetic numunelerin mekanik özellik karşılaştırmaları.

Numune	σ_y (MPa)	σ_{UTS} (MPa)	Young Modülü (GPa)	Poisson Oranı
1	34	108	11,4	-0,085
2	35	119	11,7	-0,026
3	37	121	12,3	-0,021
4	38	125	12,6	-0,026
5	350	615	185	0,29
6	250	545	179	0,31

Maksimum dirençleri nedeniyle, 2 mm kalınlığa sahip numunelerin akma dayanımı ve esneklik modülü değerleri 1,5 mm numunelerle karşılaştırıldığında daha iyidir ve bu nedenle kalınlığı 2 mm olan numuneler 3 nokta eğme testlerine tabi tutularak mekanik karakterizasyonları daha fazla optimize edilecektir.

3.2 Üç Nokta Eğme Deneyi Sonuçları

Auxetic numunelerin esnekliğini belirlemek için önceki bölümde detaylandırılmış olan optimize edilmiş kalınlığı 2 mm olan auxetic numunelere üç nokta eğilme testi

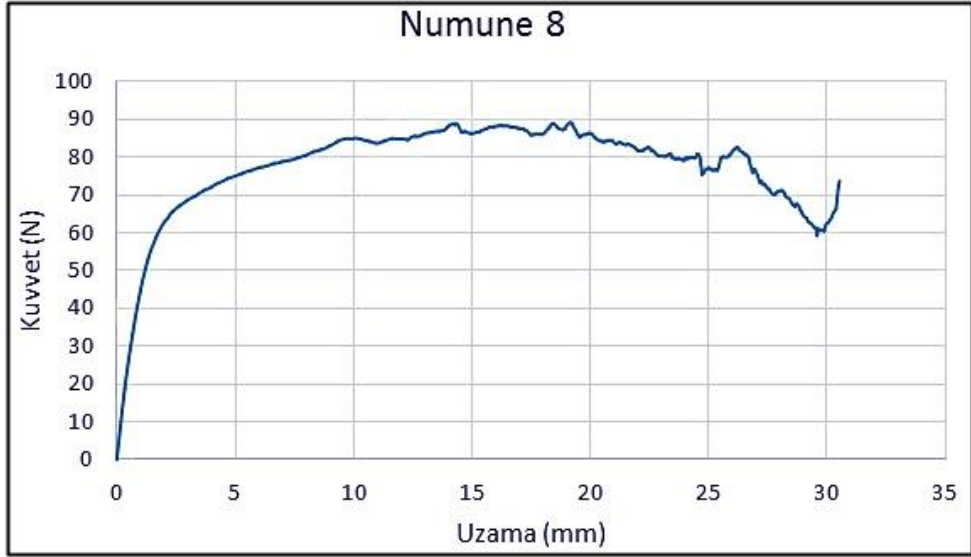


Şekil 3.8 : Auxetic numune 7'nin kuvvet uzama grafiği.

Numune 7'nin akma noktasındaki kuvvet değeri 60 Newton civarındadır. Akma noktasından sonra malzemede deformasyon sertleşmesi olmuştur. Maksimum kuvvet yaklaşık olarak 97 Newton civarındadır ve bu değerden sonra malzeme sabit bir değer ile eğilmeye devam etmiştir.

3.2.1.2 Numune 8

Üç nokta eğme deneyinde test edilen numune 8'in mekanik değerleri numune 7 ile yaklaşık değerlerdedir. Numune 8'in eğilme Elastisite modülü 23 GPa olarak hesaplanmıştır. Akma direnci 68 Newton civarındadır. Bu noktadan sonra maksimum dirence gelene kadar malzeme deformasyon sertleşmesine uğramıştır. Maksimum direnç 90 Newton civarında ölçülmüştür. Sehim miktarları 30 mm civarındadır. Numune 8'e ait kuvvet uzama grafiği şekil 3.10'da verilmiştir.

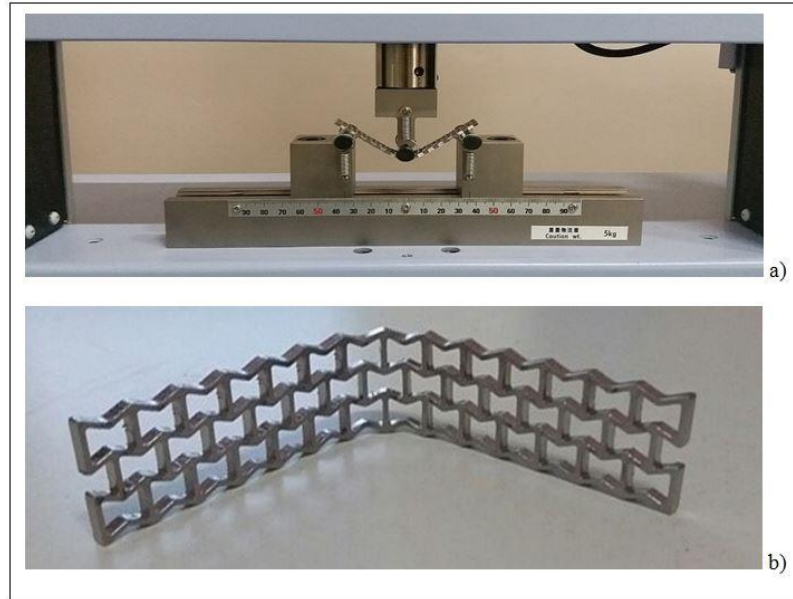


Şekil 3.9 : Auxetic numune 8'in kuvvet uzama grafiği.

Ayrıca, Şekil 3.12 (a) ve 3.12 (b), test prosedürü ve son aşamada auxetic numune davranışını göstermektedir. Çizelge 3.10'da numune 7 ve 8'in mekanik eğme değerleri verilmiştir.

Çizelge 3.10 : Numune 7 ve 8 için üç nokta eğme deneyi sonuçları.

Numune	Maksimum Kuvvet (N)	Akma Kuvveti (N)	Eğilme Elastisite Modülü (GPa)	Sehim Miktarı (mm)
7	97	60	22,93	30
8	90	68	23	30

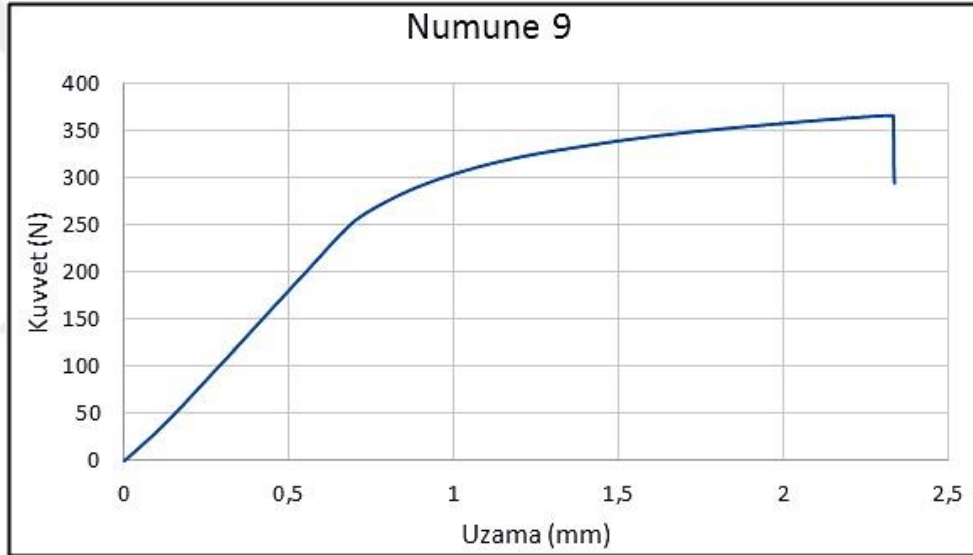


Şekil 3.10 : Auxetic numunelerin üç nokta eğme deneyi (a) deney esnasında (b) deney sonrasında.

3.2.2 Auxetic olmayan numunelerin 3 nokta eğme deneyi sonuçları

3.2.2.1 Numune 9

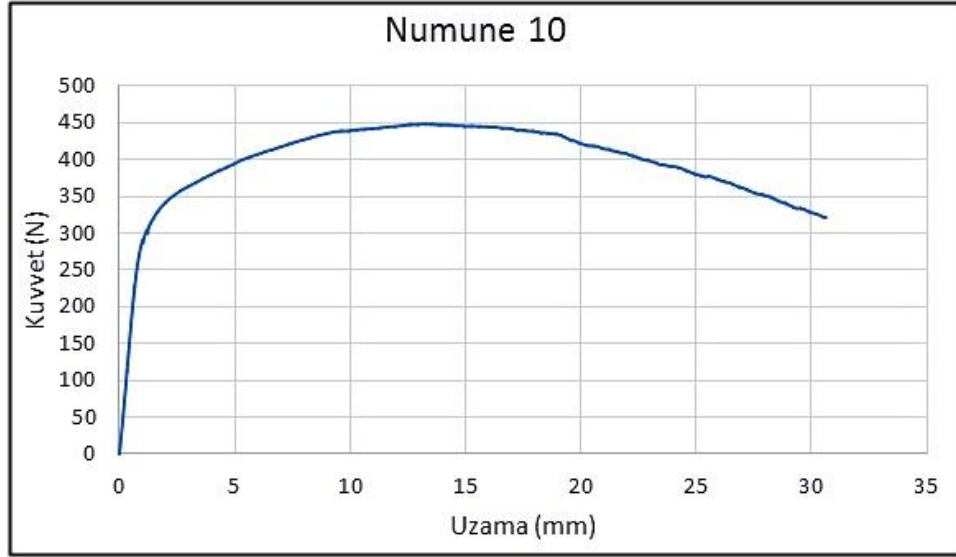
Auxetic olmayan numune 9'un üç nokta eğme testinden elde edilen kuvvet ve şekil değiştirme eğrisi Şekil 3.13'te gösterilmektedir. Auxetic olmayan numune 9'un eğilme elastisite modülü, bölüm 2'de verilen formüllere göre hesaplandığında 186,8 GPa olarak bulunur. Numunenin gerilme-şekil değiştirme ilişkisi Şekil 3.14'te verilmiştir. Elastik deformasyon bölgesi geçildikten sonra numune otomatikman durmuştur. Gerekli hesaplamalar elastik deformasyonlar üzerinden yapılacağı için makinenin durması herhangi bir sorun teşkil etmemiştir. 300 N yükten sonra elastik deformasyon bölgesi aşılmış ve malzeme akmaya başlamıştır.



Şekil 3.11 : Auxetic olmayan numune 9'un kuvvet uzama grafiği.

3.2.2.2 Numune 10

Numune 9 ve numune 10'a uygulanan 3 nokta eğme testlerinden elde edilen sonuçlar oldukça yakın değerler olarak bulunmuştur. Numune 10'a ait kuvvet uzama grafiği şekil 3.15'te ve gerilme birim uzama grafiği şekil 3.16'da verilmiştir. Her iki auxetic olmayan numune için de akma değerleri 300 N civarındadır. Akma noktasından sonra numuneler plastik deformasyona uğramışlardır.

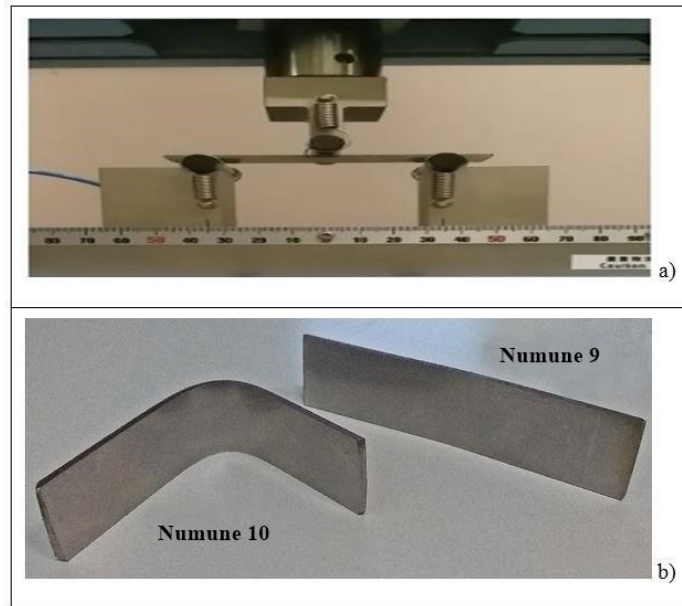


Şekil 3.12 : Auxetic olmayan numune 10'un kuvvet uzama grafiği.

Çizelge 3.11'de auxetic olmayan numuneler 9 ve 10'un mekanik eğme değerleri verilmiştir. 3 nokta eğme testi esnasındaki numunelerin başlangıç durumları ve son durumları Şekil 3.17 (a) ve Şekil 3.17 (b) 'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.11 : Numune 9 ve 10 için 3 nokta eğme deneyi sonuçları.

Numune	Maksimum Kuvvet (N)	Akma Kuvveti (N)	Eğilme Elastisite Modülü (GPa)	Sehim Miktarı (mm)
9	366	300	186,8	30
10	448	300	186,9	30



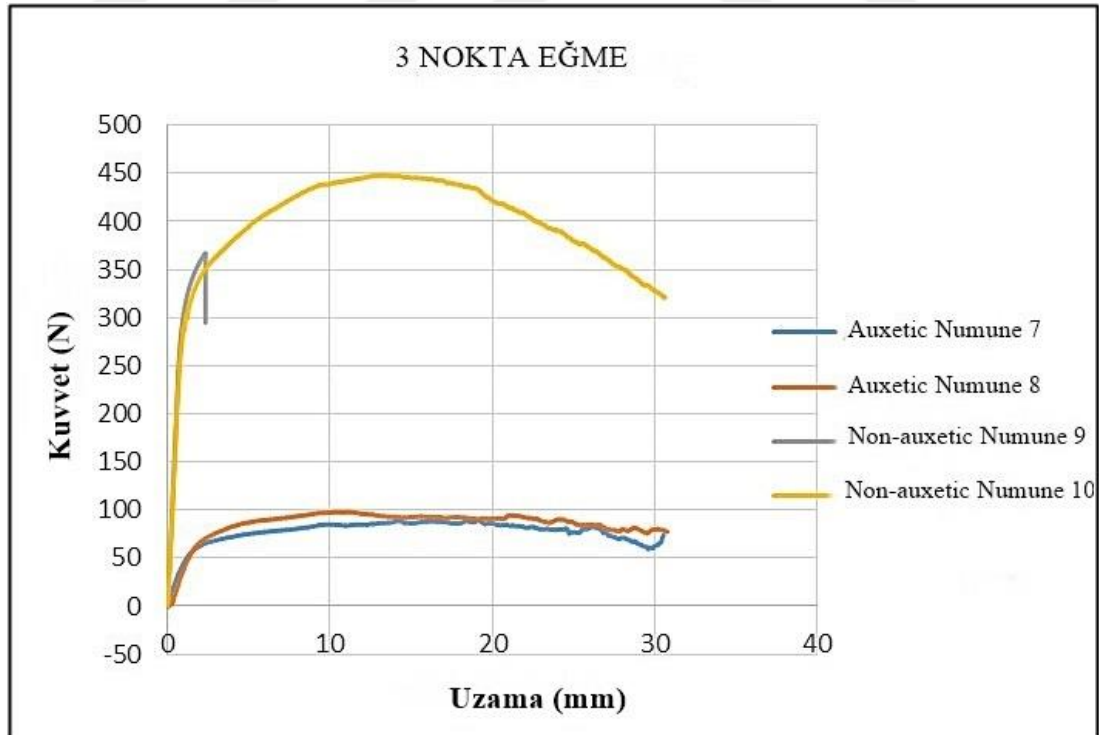
Şekil 3.13 : (a) Deney esnasında numune (b) deneyen sonra numunelerin durumu.

3.2.3 Auxetic ve auxetic olmayan numunelerin üç nokta eğme deneyi karşılaştırmaları

Auxetic ve auxetic olmayan numuneleri karşılaştırmak için şekil 3.18’de kuvvet uzama grafiği çizilmiştir. Auxetic numunelerin akma noktaları 60-70 Newton aralığındadır. Auxetic olmayan numunelerin akma noktaları, auxetic olanlarınkinden daha yüksektir. Yaklaşık olarak 300 Newton civarındadır. Akma noktalarındaki bu fark, auxetic numuneler içerisindeki re-entrant hücre yapıları nedeniyle oluşmuştur. Auxetic olmayan numunelerin akma noktası, auxetic olanlarından 6 kat fazladır. Çizelge 3.12’de gerekli karşılaştırmalar yapılmıştır.

Çizelge 3.12 : Numune 7, 8, 9 ve 10 için 3 nokta eğme deneyi sonuçları.

Numune	Maksimum Kuvvet (N)	Akma Kuvveti (N)	Eğilme Elastisite Modülü (GPa)	Şehir Miktarı (mm)
7	97	60	22,93	30
8	90	68	23	30
9	366	300	186,8	30
10	448	300	186,9	30



Şekil 3.14 : Auxetic ve auxetic olmayan numunelerin kuvvet uzama eğrileri.

Yaklaşık 30 mm eğilmeden sonra 3 test durdurulmuştur. Numune 9'un testi akma noktası geçildikten sonra durdurulmuştur. Auxetic olmayan numunelere deformasyon kuvvetlerini aşabilmek için daha büyük kuvvetler uygulanmıştır. Auxetic numune 8 daha fazla deformasyon sertleşmesine uğramıştır. Auxetic numunelerin eğilme elastisite modülleri yaklaşık 23 GPa civarında gözlemlenmiştir. Auxetic olmayan numunelerin eğilme elastisite modülleri 114,6 GPa bulunmuştur. Eğilme elastisite modüllerinden yola çıkarak auxetic numuneler, auxetic olmayan numunelere göre daha elastiktirler denilebilir. Daha fazla elastiklik durumunda ortopedik uygulamalarda kırık kemik tedavisinde daha iyi sonuçlar alınabileceği öngörülebilir. Kullanılan implantların mekanik özelliklerinin, kemik dokunun mekanik özelliklerine yakın değerler olması biyo uyumluluk açısından önemlidir. Tabi buradaki mekanik özellikler hesaplanırken kemik doku ve implantın şekilsel olarak farklı olduğu da bilinmektedir. Kemik doku kompozit yapıdadır ve silindriktir. Bu tez çalışmasında üretilen ve teste tabi tutulan numuneler ise levha şeklindedir ve alaşımdır. Re-entrant hücre yapısı işlenmiş ve silindirik vaziyete getirilmiş kemik dokunun mukavemet değerleri değişecektir ve bu değerler hesaplanırken silindirik yapıdaki malzemelerin mukavemet formülleri devreye girecektir. Literatürde yapılan üç nokta eğme deneylerinde genel olarak kuvvet-uzama değerleri hesaplanmıştır. Bu çalışmada da kuvvet uzama grafikleri dikkate alınmıştır. Gerilme-uzama grafikleri hesaplanmamıştır. İçerisine re-entrant yapı işlenmiş numunelerin alan hesapları ve mukavemet hesapları değişeceğinden dolayı gerilme hesabı yapılmamıştır. Literatürde tibial kemiğine yapılan üç nokta eğme deneylerinde de kemiğin kompozit yapısından dolayı eğilme değerleride yalnızca etkiyen kuvvetlere ve kemiğin bu kuvvetler karşısında mekanik davranışına dikkat edilmektedir.

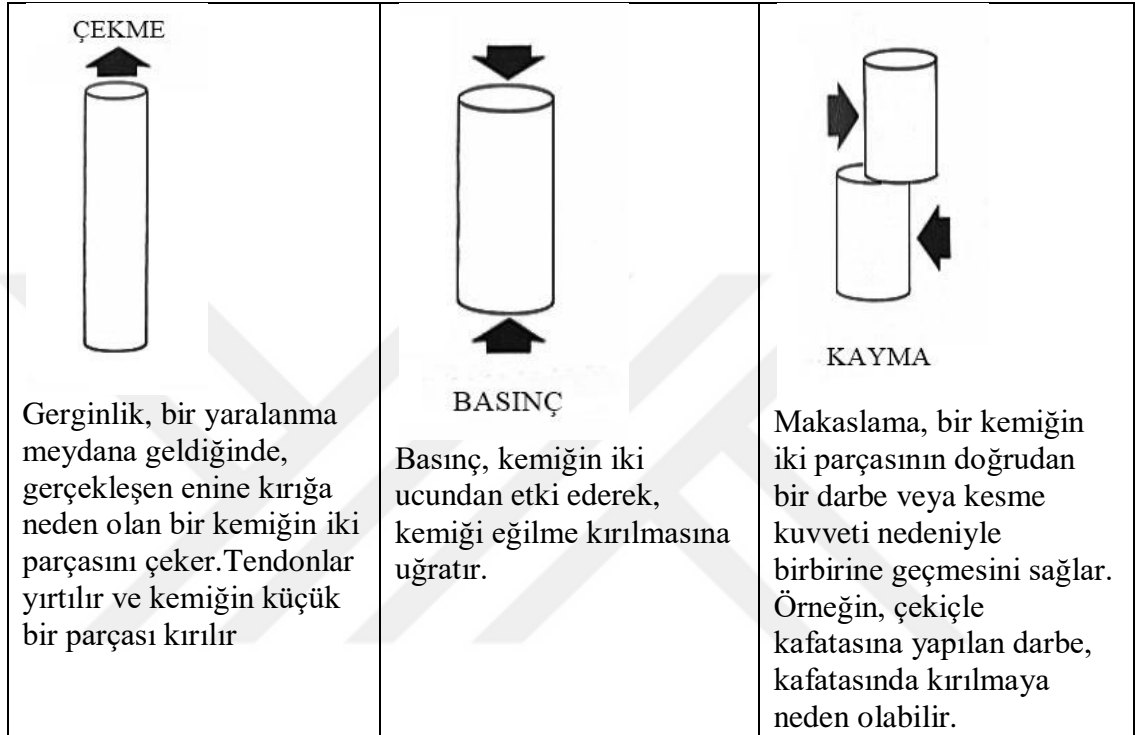
4. SONUÇ VE ÖNERİLER

4.1 Problem Alanı

Kazalar veya başka herhangi bir kaynaktan kaynaklanan yaralanmalar tüm yaş, cinsiyet veya gelirdeki nüfusu etkilemektedir (Gururaj, 2005; Lopez ve diğ. 2006; Mathew ve diğ. 2009; Peden ve diğ., 2002). Oldukça maliyetli olan, insanoğlu ve sosyete için kronik bir sorun haline gelen kırık yaralanmaları, travmaların önemli bir sebebi olmaktadır (Riggs ve diğ., 1995; Winner ve diğ., 1989). Ayrıca, osteoporoz nedeniyle azalan kemik mineralleri yoğunluğu, kemiklerin bütünlüğünde kırılmalara neden olmaktadır (Donaldson ve diğ., 1990; Riggs ve diğ. 1983). Osteoporoz sebebi ile 8,9 milyondan fazla kırık vakası olmaktadır (Johnell ve diğ., 2006), ve yalnızca Amerika'da yıllık 1,5 milyon osteoporozik kırık vakası kayıt altına alınmıştır (Burge). Çalışma, 65 yaşın üzerindeki hastaların yaklaşık %75'inde kalça, omurga ve bilek kırıklarının olduğu sonucuna varmıştır (Osteoporosis, 2007). Her yıl tahmini 1.5 milyon kişi kemik hastalıkları nedeniyle kırık yaşamaktadır ve bu kırıkların %51'i Avrupa ve Amerika'da, diğer %49'u Batı Pasifik ve Güneydoğu Asya bölgesindedir (Kanis; Melton ve diğ., 1999; Szulc ve diğ., 2005). 2020 yılına kadar, 50 yaş üstü her iki Amerikalı'dan birinin bu kemik hastalıklarına bağlı olarak herhangi bir bölgesinde kırılma riski olacağı varsayılmıştır (Cummings ve diğ., 2002). Temel olarak, bir kırılma Şekil 4.1'de gösterildiği gibi gerilme, sıkıştırma ve kesme kuvvetlerinden etkilenebilir, kemik özellikle sıkıştırmada daha güçlüdür, gerilim ve kesme açısından daha zayıftır. Kemikler hasar sonrasında yapılarını sürdürmek için tam olarak yeniden gelişme yeteneğine sahiptirler (Manaster ve diğ., 2013; Wescot ve diğ., 2013). Yapılan çalışmadan elde edilen genel sonuçlar aşağıdaki gibi sıralanabilir. Uzun kemiklerin kortikal kısmının literatürden alınan mukavemet değerleri Çizelge 4.1'de verilmiştir (Wescot ve diğ., 2013).

Çizelge 4.1 : Kortikal kemiklerin mukavemeti.

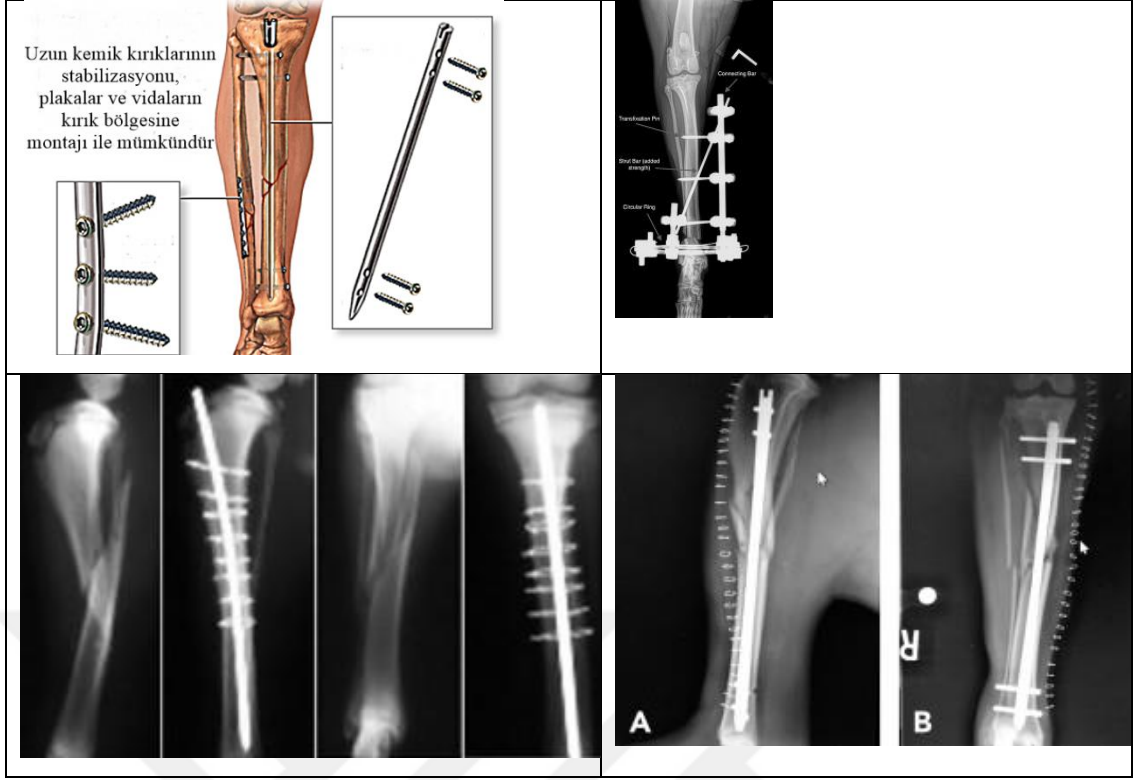
	Çekme Mukavemeti (MPa)	Basma Mukavemeti (MPa)
Boyuna yükleme	130	190
Enine yükleme	50	130



Şekil 4.1 : Kemiğe etkiyen kuvvet çeşitleri.

4.2 Malzeme Seçimi

Bu tezde, biyolojik uyumluluğu, sağlam korozyon direnci ve elastikiyet, hafiflik, mukavemet ve aşınma direnci gibi mekanik karakteristiğinden dolayı 316L paslanmaz çelik seçilmiştir. Biyolojik uyumluluk, canlı dokuya yerleştirilen yabancı bir materyal ile doku arasındaki ilişkiyi tanımlar. Şekil 4.2'de gösterildiği gibi çatlaklı, kırılmış kemiklerin fiksasyonu ve uzun kemik fiksasyonu gibi ortopedik uygulamalarda potansiyellerini sunabilen 316L paslanmaz çelik, auxetic plakaların imalinde kullanılmıştır. Ortopedik implantlar, yüksek mekanik dirence sahip olmalıdırlar (Peden ve diğ., 2002; Riggs ve diğ., 1995). Bio uyumluluğu nedeniyle 316L paslanmaz çelik, ortopedik uygulamalarda sıkça kullanılmaktadır. Şekil 4.2'de bazı ortopedik uygulamalarda kullanılan 316L plakalar ve çubuklar görülmektedir. Bu plakalar uzun kemik kırıklarında, kemiği vida yardımı dışarıdan sabitler.



Şekil 4.2 : Bazı ortopedik uygulamalarda 316L kullanımı.

4.3 Arka Plan – Kırık Onarımı (Tedavisi)

Kemik iyileşmesi, diğer dokuların iyileşmelerine göre farklılıklar içerir. Aslında bütün kırıklar tam olarak iyileşemez. Bazen, belirli geometrik, mekanik ve biyolojik faktörlere bağlı olarak kırık stabilizasyonunu iyileştirmek için kullanılan pek çok fiksasyonun gerçekleştirilmesine bağlı olmayan birleşik veya gecikmeli kırıklar vardır. Ayrıca, kırık tipi, morfolojik özellikleri ve kemik kalitesi, kırık için tedavi stratejisinin belirlenmesinde en önemli faktörlerden bazılarıdır. Bu nedenle, implant tasarımında birçok farklı özellik göz önüne alınmalıdır. Kemiklerin mekanik ve biyolojik gereksinimlerini karşılamak için biyomedikal mühendisliğinde aktif araştırma alanlarından biri de implant tasarımıdır. Kemik kırıklarında, kemik yerine geçen maddeler, polimer iskelelerden kontrollü olarak kemik büyüme faktörlerinin verilmesi, nano teknoloji, biyomimetik implantlar ve diğer gelecek tedaviler ile kemik yerine geçebilecek maddelerin optimizasyonunu ve kemik restorasyonunun iyileştirilmesini gerektiren durumların başarılı bir şekilde yönetilmesini sağlayacaktır ve yakın gelecekte uzun vadede hastalık maliyetlerini azaltacaktır. Ayrıca, çeşitli ayurvedik, bitkisel ve diğer alternatif tıp tedavileri literatürde yer almaktadır (Ginpreet, ve diğ.). Bir ortopedi uzmanı tarafından gerçekleştirilen açık redüksiyon

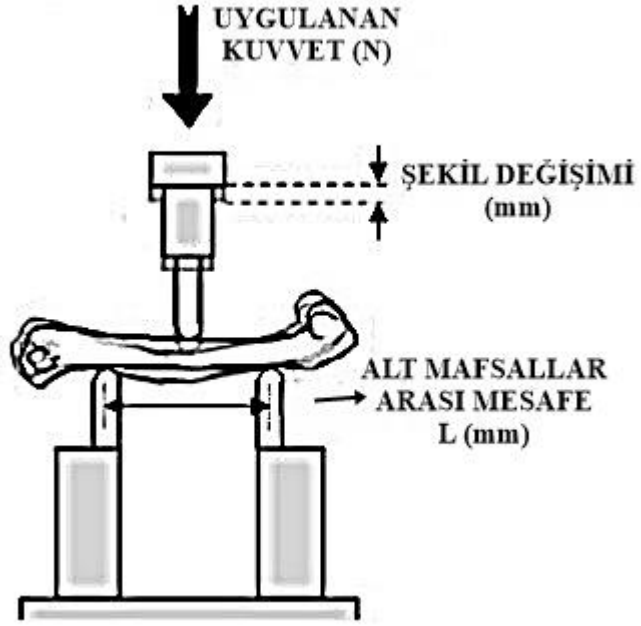
ameliyatı bir tür invaziv tedavi yöntemidir. Çoğunlukla açık, şiddetli veya kompleks kırıklar için kullanılır ve metal vidalar, plakalar ve pimler gibi kemiklerin yerine oturduğu yerdeki sabitleme cihazları ile iyileştirme sağlar. Parçacıklar genellikle iyileştirildikten sonra çıkarılan ya da çıkarılmayan metal plakalarla birlikte tutturulur (Alexadra, ve diğ., 1996). Bu dahili sabitleme cihazları, sıkıştırma, burulma ve bükme kuvvetleri yoluyla uygulanan yükü paylaşma koduyla çalışırlar (Gryfe, ve diğ., 1977). Metaller, seramik ve polimerler ortopedik uygulamalarda kullanılan başlıca biyo malzemelerdir ve yüzlerce yılı aşkın süredir metal plakalar kırıkların internal fiksasyonu için kullanılmaktadır. Yakın zamanda yapılan araştırma çalışmaları, esnek veya yarı katı karbon takviyeli plakalar üzerine odaklanmaktadır ve kemik plakalarının üretimi için parçalanabilir polimerlerin kullanılmasına yönelik bir eğilim vardır (Hak, ve diğ., 2015). Bununla birlikte, bu malzemelerin uygulanması, malzeme yorgunluğu gibi nedenler ile dinamik ve sürekli yüklere direnmek için yetersizlik nedeniyle sınırlıdır. Bu nedenle, metaller, yüksek mukavemet, süneklik, kırılma tokluğu, sertlik ve biyo uyumluluk gibi uygun özelliklerden dolayı en sık kullanılırlar. Örneğin metal plakaların gerilim altında dirençleri oldukça iyidir (Simon, ve diğ. 1997). Stres kalkanının yazarlar tarafından, yüklenen yükün paylaşılması nedeniyle bir kemiği çevreleyen bir implantın, kemiğin rezorpsiyonunu sağlayabileceği, bu kemiğin uzun bir vadede daha az yük taşıdığı için fenomen olduğunu bildirilmiştir (Wesot, ve diğ., 2013; Simon, ve diğ., 1997). Öte yandan, bükülme, burma, kesilme ve dağılma için harekete izin veren elastik sabitleme, birbirine bağlanmada başarısızlığa neden olabilmektedir. Bu nedenle, esnek davranışı olan ancak yüke dayanma yeteneğine sahip malzemeler ortopedik uygulamalar için dahili fiksasyonların güncel zorluklarını en aza indirebilir. Bu araştırma çalışmasında yukarıdaki arka plan ile birlikte, mekanik karakterizasyon ve geleneksel olmayan metal plakalar ile karşılaştırma için auxetic levhalar olarak adlandırılan, yük taşıyıcılık esneklik ve yüksek gerilme direnci gibi özelliklere göre uyarlanmış metal sabitleme plakaları üretilmiş ve analiz edilmiştir. Auxetic metal plakaların mukavemetlerini muhafaza ederken esnek olmaları beklenmiştir. Çekme testi sonuçlarında detaylandırıldığı gibi auxetic numunelerde elde edilen azaltılmış rijitlik sayesinde esneklik sağlanmıştır ve yine bu rijitlik ile kemik iyileşmesinde esas teşkil eden stress kalkanı probleminin ortadan kaldırılabilceği gözlenmiştir (Mehmood ve diğ., 2015). Şekil 4.3'de bazı canlı türlerine ait kemik doku çeşitlerinin çekme testi sonuçları gösterilmiştir.

Çizelge 4.2 : Kemiğin çekme yükü altında mekanik özellikleri (Mehmood ve diğ., 2015).

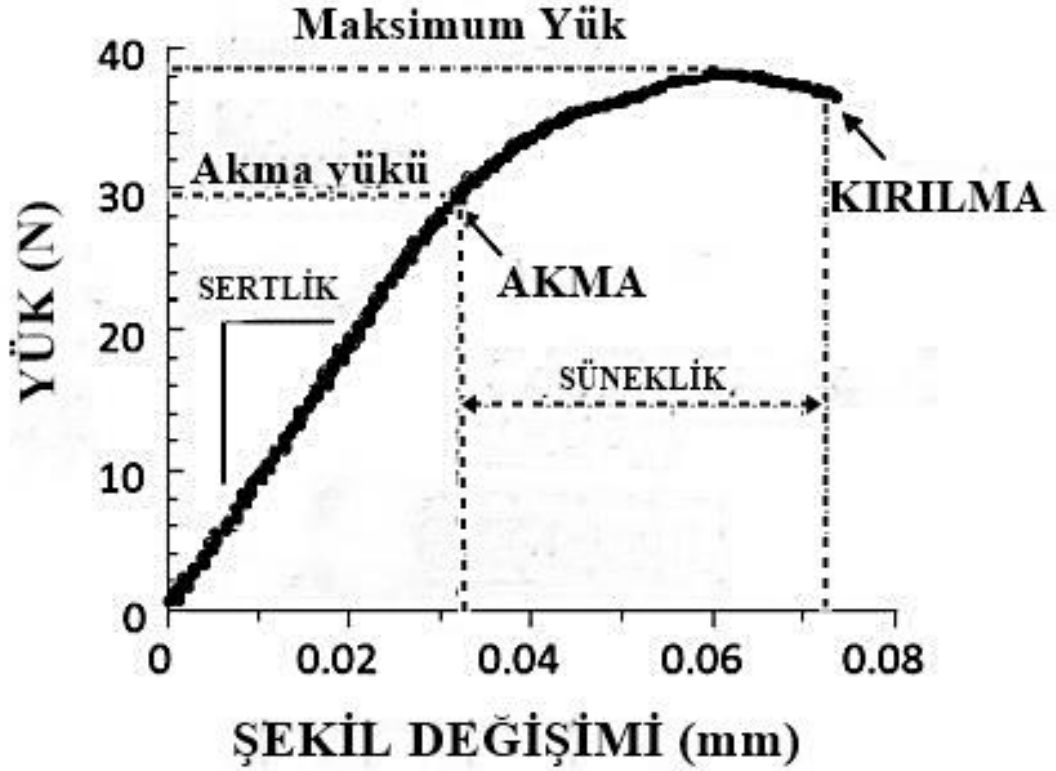
Kemik	Atlar	Kediler	Güvercinler	İnsan (20-39 Yaş)
Maksimum Çekme Dayanımı (MPa)				
Femur	121 ± 1,8	113 ± 2,1	88 ± 1,5	124 ± 1,1
Tibia	113	132 ± 2,1	108 ± 3,9	174 ± 1,2
Humerus	102 ± 1,3	101 ± 0,7	88 ± 7,3	125 ± 0,8
Radyüs	120	135 ± 1,6	100 ± 3,4	152 ± 1,4
Maksimum % Uzama				
Femur	0,75 ± 0,008	0,88 ± 0,020	0,68 ± 0,010	1,41
Tibia	0,70	0,78 ± 0,008	0,76 ± 0,028	1,50
Humerus	0,65 ± 0,005	0,76 ± 0,006	0,70 ± 0,033	1,43
Radyüs	0,71	0,79 ± 0,009	0,73 ± 0,032	1,50
Çekme Altında Elstisite Modülü (GPa)				
Femur	25,5	25,0	14,9	17,6
Tibia	23,8	24,5	17,2	18,4
Humerus	17,8	18,3	14,6	17,5
Radyüs	22,8	25,9	15,8	18,9
Maksimum Basma Dayanımı (MPa)				
Femur	145 ± 1,6	147 ± 1,1	100 ± 0,7	107 ± 4,3
Tibia	163	159 ± 1,4	106 ± 1,1	-
Humerus	154	144 ± 1,3	102 ± 1,6	-
Radyüs	156	152 ± 1,5	107 ± 1,6	-

Ayrıca, yakın zamanda yapılan bir çalışmada, tibial kemiğinin, bir malzeme test makinesine tutturulmuş bir fikstür içine yerleştirildiği ve kırılıncaya kadar yüklendiği üç nokta eğme testi yapılmıştır. Yapılan testin şematığı ve elde edilen sonuçlar sırası ile Şekil 4.4 ve 4.5'te gösterilmiştir (Silva ve diğ. 2016).

Koyu çizgiler deforme olmamış kemiği ve daha açık çizgileri deforme olmuş kemiğindir. Kemik, iki destek noktasında yer alır ve üçüncü (yükleme) noktası orta noktadan aşağıya doğru bir yük uygular. Bu çalışmada kırılmanın, tipik olarak yüklem noktası karşısında bir ön yüzey üzerinde (çekme tarafı) bir çatlak oluşturduğu ve kemiğin arka yüzeyine (basınç tarafında) yayılım gösterdiğinde yüklenme yerinde veya yakınında gerçekleştiği bildirilmiştir.



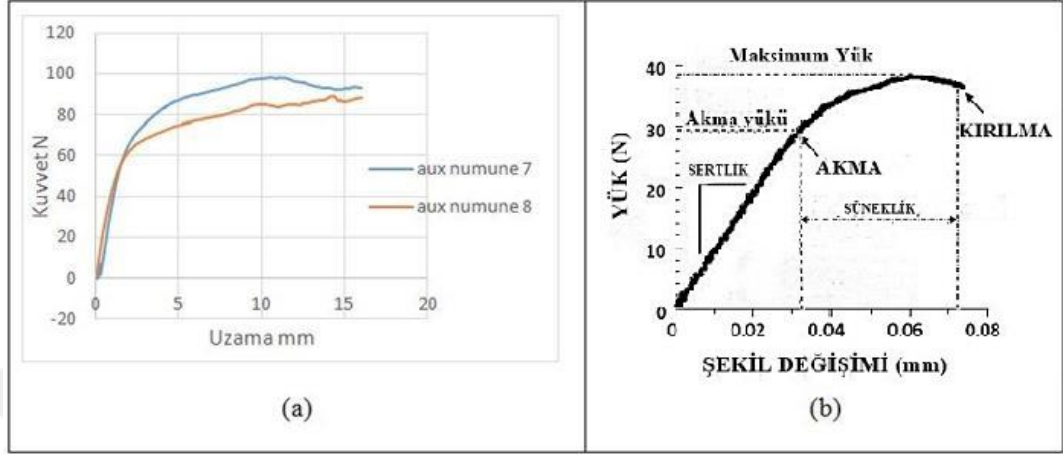
Şekil 4.3 : Tibila kemiğinin 3 nokta eğme testi diyagramı (Silva ve diğ. 2016).



Şekil 4.4 : Femur kemiğine ait 3 nokta eğme testinde kuvvet-uzama eğrisi (M.J. Silva, 2016).

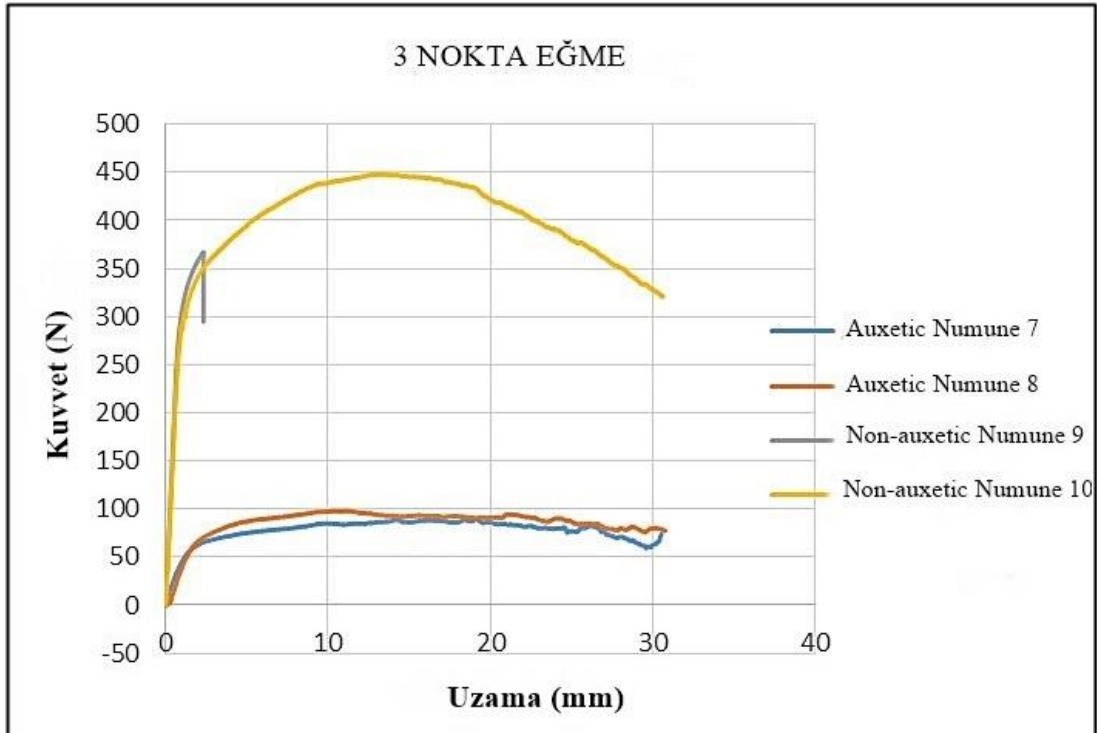
Şekil 4.6'da çalışmamızda bulunan 3 nokta eğilme sonuçları için gösterilmiştir ve literatür çalışması ile karşılaştırılmıştır (M.J. Silva, 2016). Testlerden elde edilen

auxetic numunelerin grafiklerdeki eğimi ile bu literatür çalışmasında yapılan eğme testinin eğimi arasındaki benzerlik açıkça görülmektedir. Üretilmiş olan auxetic plakaların esneklik özelliklerinin, femur kemiği'nin eğilimlerinin benzer olduğu ve davranış karakteristiklerinin kısmen benzer olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 4.5 : 3 nokta eğme deneyinde kuvvet&uzama eğrileri (a) auxetic numuneler (b) femur kemiği (M.J. Silva, 2016).

Ayrıca, Şekil 4.6'da auxetic numuneler ile auxetic olmayan numunelerin 3 nokta eğme sonuçlarının karşılaştırılması yapılmıştır ve auxetic plakaların, auxetic olmayan plakalara kıyasla kemik davranışı ile daha uyumlu olduğu gözlemlenmiştir.



Şekil 4.6 : Auxetic ve auxetic olmayan numunelerin 3 nokta eğme eğrileri.

Her iki auxetic numune için akma noktalarının 60-65 Newton civarında olduğu görülmektedir. Auxetic olmayan numunelerin akma noktaları, auxetic olanlarınkinden daha yüksektir. Yaklaşık 300-320 Newton civarındadır.

Aradaki bu farkın sebebi re-entrant hücre yapısıdır. Auxetic olmayan numunelerin akma noktası, auxetic numunelerin akma noktasının altı katıdır. Numuneler, yaklaşık 30 mm sehime ulaştıktan sonra üç deney durdurulmuştur. Auxetic olmayan numune 8'in 3 nokta eğme testi, akma noktası civarında durdurulmuştur. Auxetic numune 2 daha fazla deformasyon sertleşmesine uğramıştır. Auxetic numunelerin eğilme elastisite modülleri yaklaşık 23 GPa civarındadır ve auxetic olmayan numunelerin eğilme elastisite modülleri yaklaşık 114,6 GPa olarak hesaplanmıştır.

4.3.1 Auxetic numuneler ile literatürdeki 3 nokta eğme testlerinin karşılaştırılması

Auxetic ve auxetic olmayan numunelerin, literatürde yapılmış olan 3 nokta eğme testleri Silva ve diğ. (2016) ile karşılaştırma yapıldığında aşağıdaki yorumlar öngörülebilir:

- Auxetic ve auxetic olmayan numuneler testler sonucunda hiçbir kırılma belirtisi göstermemişlerdir. Test yükleri ortalama 80 Newton yük civarını geçmemiştir. Bu, kullanılan paslanmaz çeliğin kafes yapısı ile ilgilidir. Buna karşılık, tibia kemiğinde yapılan 3 nokta eğme testlerinde 40 Newton civarında kırılma meydana gelmiştir. Tibia kemiğinin yapısı, çelik numunelerin yapısından daha kırılmandır.
- Auxetic numunelerde elastik deformasyon yaklaşık olarak 2 mm'dir. Tibia kemiğindeki elastik deformasyon 0,032 mm'dir.
- Auxetic numunelerdeki deformasyon sertleşmesi 70 Newton yük civarında başlamıştır. Tibia kemiğinin deformasyon sertleşmesinin 30 Newton yük civarında iken auxetic olmayan numunelerin deformasyon sertleşmesi 360-400 Newton civarında olduğu ölçülmüştür. Bu nedenle auxetic plakalar, kırık kemik tedavisi ve iç fiksator uygulamaları için kemikler ile uyumlu bir davranışı sergilerler.

4.4 Sonuçlar

Kemik iyileşme süreci sürekli ve dinamik bir süreçtir ve tüm kırık durumlarında implantların kullanılması söz konusudur. Bu nedenle, kırık bölgesinde mekanik ortamın belirlenmesi, iyileşme için önemli bir rol oynamaktadır. Bu tez çalışmasında incelenen auxetic plakalı fiksasyon sistemi, olumlu mekanik özelliklerinden ötürü daha önce yapılmış olan metal fiksatorlerin yerine tercih edilebilir. Üretilen auxetic plakalar, stres kalkınının (stress shielding) bir sorun olabileceği potansiyel kemik fiksasyon uygulamalarında kullanılabilirler. Auxetic plakalar, kendine özgü auxetic yapıları, eğilme ve çekme özellikleri nedeniyle çok yüksek mukavemetli ve sertliğe sahip metalik implantların neden olduğu stres kalkını etkilerini önlemeye yardımcı olabilirler. Bu tez çalışmasında gerçekleştirilen deneyler ve literatür çalışmaları sonucunda üretilmiş olan numunelerin, iskelet fiksatorlerine alternatif bir malzeme tasarımı olduğu ve bu tasarım neticesinde elde edilen sonuçların, doğal kemik dokunun mekanik özelliklerine benzediği saptanmıştır ve bunun da çok önemli bir avantaj olduğu gözlemlenmiştir.

KAYNAKLAR

1. **Abderrezak, B., Fabrizio, S.,** (2009). Tensile fatigue of conventional and negative Poisson's ratio open cell PU foams, *Int J Fatigue*, 31(3):488-494,. doi:10.1016/j.ijfatigue.2008.05.005.
2. **Alderson A.,** (1999) A triumph of lateral thought *Chem. Ind. Lond.*, 384: 384–391,. doi:10.1115/imece2005-82404.
3. **Alderson, A., Alderson, K.,** (2007). Auxetic materials, *J. Aerospace Eng.*, 221: 565–575, doi:10.1243/09544100jaero185.
4. **Alderson, A., Alderson, K.L., Samuel, A., McDonald, Beth, M., Shonali, N., Philip, J.W., Yong, T.Y.,** (2013). Piezomorphic Materials. *Macromo Mater Eng.*, 298(3): 318-327, doi:10.1002/mame.201200028.
5. **Alderson, A., Evans, K.E.,** (1995). Microstructural modelling of auxetic microporous polymers, *Journal of Materials Science*, 30(13): 3319-3332, doi:10.1007/bf00349875.
6. **Alderson, A., Evans, K.E.,** (1997). Modelling concurrent deformation mechanisms in auxetic microporous polymers, *Journal of Materials Science*, 32(11):2797-2809, doi:10.1007/bf00349875.
7. **Alderson, A., Rasburn, J., Evans, K.E.,** (2007). Mass transport properties of auxetic (negative Poisson's ratio) foams, *Phys. Status Solidi B*, 244 (3): 817-827, doi:10.1002/pssb.200572701.
8. **Alderson, K., Alderson, A., Ravirala N., Simkins V., Davies P.,** (2012). Manufacture and characterisation of thin flat and curved auxetic foam sheets. *Phys Status Solidi B*, 249(7):1315-1321,. doi:10.1002/pssb.201084215.
9. **Alderson, K., Evans, K.E.,** (1989). Microstructure and mechanical properties. *J. Appl. Phys.*, 22(12):1877-1882,doi:10.1088/0022-3727/22/12/012.
10. **Alderson, K.L., Alderson, A., Evans, K.E.,** (1997). The interpretation of the strain-dependent Poisson's ratio in auxetic polyethylene, *Journal of Strain Analysis for Engineering Design*, 32(3): 201-212, doi:10.1243/0309324971513346.
11. **Alderson, K.L., Alderson, A., Smart, G., et al.,** (2002). Auxetic polypropylene fibres: Part 1- manufacture and characterization. *Plast Rubber Compos*, 31: 344–349,doi:10.1179/146580102225006495.

12. **Alderson, K.L., Evans, K.E.,** (1993). Strain-dependent behaviour of microporous polyethylene with a negative Poisson's ratio, *Journal of Materials Science*, 28(15): 4092-4098,doi:10.1007/bf00351238.
13. **Alderson, K.L., Evans, K.E.,** (1992). The fabrication of microporous polyethylene having a negative Poisson's ratio, *Polymer*, 33(20): 4435-4438, doi:10.1016/0032-3861(92)90294-7.
14. **Alderson, K.L., Fitzgerald, A., Evans, K.E.,** (2000). The strain dependent indentation resilience of auxetic microporous polyethylene, *Journal of Material Sciences*, 35: 4039-4047,doi:10.1023/a:1004830103411.
15. **Alderson, K.L., Kettle, A.P., Neale, P.J., Pickles, A.P., Evans, K.E.,** (1997). The effect of the processing parameters on the fabrication of auxetic polyethylene - Part II The effect of sintering temperature and time, *Journal of Materials Science*, 30(16): 4069-4075,doi:10.1007/bf00360710.
16. **Alderson, K.L., Pickles, A.P., Neale, P.J., Evans, K.E.,** (1994) Auxetic polyethylene: The effect of a negative Poisson's ratio on hardness, *Acta Metallurgica Et Materialia*, 42(7):2261-2266,doi:10.1016/0956-7151(94)90304-2.
17. **Alderson, K.L., Webber, R.S., Kettle, A.P., Evans, K.E.,** (2005) Novel fabrication route for auxetic polyethylene, Part 1. Processing and microstructure, *Polymer Engineering and Science*, 45(4): 568-578,doi:10.1002/pen.20311.
18. **Alderson K.L., Webber R.S., Mohammed U.F., Murphy E., Evans K.E.,** (1997). An experimental study of ultrasonic attenuation in microporous polyethylene, *Applied Acoustics*, 50(1): 23-33, doi:10.1016/S0003-682X(96)00023-0.
19. **Alexandria, Virginia,** (1996). The Editors of Time-Life Books. The Medical Advisor: The Complete Guide to Alternative and Conventional Treatments,80, doi:10.5962/bhl.title.41572.
20. **Ali, M.N., Rehman, I.U.,** (2011). An Auxetic structure configured as oesophageal stent with potential to be used for palliative treatment of oesophageal cancer; development and in vitro mechanical analysis. *J Mater Sci Mater Med.*, 22(11):2573–81, doi:10.1007/s10856-011-4436-y.
21. **Anderson, W.B., Chen, C.P., Lakes, R.S.,** (1994). Experimental study of size effects and surface damage of polymethacrylimide closed-cell foam. *Cell Polym.*, 13:1-15,doi:10.1007/bf00353997.
22. **ASM International,** (2004).Tensile Testing, Second Edition.

23. **Attard, D., Grima, J.N.,** (2008). Auxetic Behaviour from rotating rhombi, *Phys. Stat. Sol. (b)*, 245: 2395-2404,doi:10.1002/pssb.200880269.
24. **Baughman, R.H., Shacklette, J.M., Zakhidov, A.A., Stafstrom, S.,** (1998). Negative Poisson's ratios as a common feature of cubic metals. *Nature*, 392:362-365, doi:10.1038/32842.
25. **Bezazi, A., Scarpa, F.,** (2007). Mechanical behaviour of conventional and negative Poisson's ratio thermoplastic polyurethane foams under compressive cyclic loading. *Int. J. Fatigue*, 29: 922–930, doi:10.1016/j.ijfatigue.2006.07.015.
26. **Bhullar, S.K., Ahmed, F., Ko, J., Jun, M.,** (2014). Design and Fabrication of Stent with Negative Poisson's Ratio, *International Journal of Mechanical, Industrial Science and Engineering*, 8(2),213-214, doi:10.11648/j.am.20130203.14.
27. **Bhullar, S.K., Rana, D., Lekesiz, H., Bedeloglu, A.Ç., Ko, J., Cho Y., Aytac Z., Uyar, T., Jun, M., Ramalingam, M.,** (2017). Design and fabrication of auxetic PCL nanofiber membranes for biomedical applications, *Materials Science & Engineering C 81*, 334–340,doi:10.1016/j.msec.2017.08.022.
28. **Bhullar S.K., Ko J., Yonghyun C., Jun M.B.G.,** (2015). Fabrication and Characterization of non-woven Auxetic Polymer stent, *Journal of Polymer-Plastics Technology and Engineering*, ISSN:0360-2559(Print) 1525-6111, doi:10.1080/03602559.2014.986812.
29. **Bhullar, S.K., Lala, N., Ramkrishna, S.,** (2015). Smart Biomaterials, A Review Paper, *Rev.Adv. Mater. Sci.*, 40;303-314.
30. **Bhullar, S.K., Kaya, B. and Jun, M.B.G.,** (2015). Development of Bioactive Packaging Structure using Melt Electrospinning, *Journal of polymer and Enviornment*,doi:10.1007/s10924-015-0713-z.
31. **Bhullar, S.K.,** (2015). Three Decades of Auxetic Polymers-A review, e-Polymers. ISSN (Online) 1618-7229, ISSN (Print) 2197-4586,doi:10.1515/epoly-2014-0193.
32. **Bhullar, S.K, Junghyuk, K.O.,, Yonghyun, C., Jun, M.B.G.,** (2015). Design and fabrication of auxetic stretchable force sensor for hand rehabilitation *Smart Mater. Struct.* 24 075027,doi:10.1088/0964-1726/24/7/075027.
33. **Bhullar, S.K, Lekesiz, H., Karaca, A.A., Jun, M.B.G.,** (2017). Mechanical Characterization of Auxetic Stainless Steel Thin Sheets with Reentrant Structure, *Journal of Smart Material and Structures* , 26(8), doi:10.1088/1361-665x/aa73a4.

34. **Bhullar, S.K., Wegner, J.L., Mioduchowski, A.,** (2012). Auxetic Behavior of Flat and Curved Indenters into a Half-Space, *Journal of Materials Science and Engineering A.*, 2 (5): 436-441.
35. **Bianchi M., Scarpa F., Smith C.W., Whittell G.R.,** (2010). Physical and thermal effects on the shape memory behaviour of auxetic open cell foams. *Journal of Materials Science*, 45(2): 341-347,doi:10.1007/s10853-009-3940-7.
36. **Brande, B., Lakes, R.S.,** (2001). Negative Poisson's ratio polyethylene foams. *J. Mater Sci.*, 36: 5885-5893,doi:10.1023/a:1012928726952.
37. **Branka, A.C., Heyes, D.M., Wojciechowski, K.W.,** (2009). Auxeticity of cubic materials, *Phys. Status Solidi B*, 246(9): 063-2071,doi:10.1002/pssb.200982037.
38. **Branka, A.C., Heyes, D.M., Wojciechowski, K.W.,** (2011). Auxeticity of cubic materials under Pressure, *Phys. Status Solidi B*, 248(1): 96-104, doi:10.1002/pssb.201083981.
39. **Burge, R., Dawson, Hughes ,B., Solomon, D.H., Wong, J.B., King A. & Tosteson, A.** (2006),Incidence and Economic Burden of Osteoporosis, doi:10.1359/jbmr.061113.
40. **Burriesci, G., Bergamasco, G.,** (2005). Annuloplasty prosthesis with an auxetic structure. European Patent, EP 05425926, doi:10.1088/0964-1726/22/8/084008.
41. **Calcagno, B., Lopez, G.M., Kuhns, M., Lakes, R.S.,** (2008). On the nonlinear creep and recovery of open cell earplug foams. *Cell Polym.*, 27(8):165-178, doi:10.1002/app.1995.070550317.
42. **Calcagno, B., Osswald, T., Lakes, R.S., Crone, W.C.,** (2010). Comparison of viscoplastic properties of polycarbonate, polypropylene, and high density polyethylene, *Journal of Plastics Technology, (Zeitschrift Kunststofftechnik)*, 6(5): 229-254,doi:10.1177/073168449601500105.
43. **Chan, N., Evans, K.E.,** (1997). Fabrication methods for auxetic foams. *J Mater Sci.*,32(22):5945-5953,doi:10.1023/a:1018606926094.
44. **Chan, N., Evans, K.E.,** (1998). Indentation resilience of conventional and auxetic foams. *J Cell Plast.*, 34(3): 231-260,doi:10.1177/0021955x9803400304.
45. **Chan, N., Evans, K.E.,** (1999). Mechanical properties of conventional and auxetic foams. Part II: Shear. *J Cell Plast.*, 35(2):166-183, doi:10.1177/0021955x9903500205.

46. **Chan, N., Evans, K.E.,** (1999). Mechanical properties of conventional and auxetic foams. Part I: Compression and tension. *J Cell Plast.*, 35(2):130-165, doi:10.1177/0021955x9903500204.
47. **Chan, N., Evans, K.E.,** (1997). Microscopic examination of the microstructure and deformation of conventional and auxetic foams. *J Mater Sci.*, 32(21):5725-5736, doi:10.1023/a:1018665617008.
48. **Chen, C.P. and Lakes, R.S.,** (1991). Holographic study of conventional and negative Poisson's ratio metallic foams: elasticity, yield, and micro-deformation. *J Mater Sci.*, 26:5397-5402, doi:10.1007/bf02403936.
49. **Chen, C.P., Anderson, W.B., Lakes, R.S.,** (1994). Relating the properties of foam to the properties of the solid from which it is made. *Cell Polym.*, 13:16-32, doi:10.1007/bf00353997.
50. **Chen, C.P., Lakes, R.S.,** (1995). Analysis of the structure-property relations of foam materials. *Cell. Polym.*, 14: 186-202, doi:10.1017/cbo9780511626722.003.
51. **Chen, C.P., Lakes, R.S.,** (1993). Holographic study of non-affine deformation in copper foam with a negative Poisson's ratio -0.8. *Scr Metal mater.*, 29:395-399, doi:10.1016/0956-716x(93)90519-x.
52. **Chen, C.P., Lakes, R.S.,** (1996). Micromechanical analysis of dynamic behavior of conventional and negative Poisson's ratio foams. *J Eng Mater Technol.*, 118: 285-288, 1996. doi:10.1115/1.2806807.
53. **Chen, C.P., Lakes, R.S.,** (1993). Viscoelastic behaviour of composite materials with conventional or negative Poisson's ratio foam as one phase. *J Mater Sci.*, 28: 4288-4298, doi:10.1007/bf01154934.
54. **Cherfas, J.,** (1990). Stretching the point. *Science*, 247(4943):630, doi:10.1126/science.247.4943.630.
55. **Chiang, F.,** Characterization of Deformation and Failure Modes of Ordinary and Auxetic Foams at Different Length Scales in Mechanical Properties of Solid Polymers: M. Ward, John Sweeney 779-798p. doi:10.1007/978-90-481-3141-9_29.
56. **Choi, J.B and Lakes, R.S.,** (1991). Design of a fastener based on negative Poisson's ratio foam. *Cell Polym.*, 10: 205-212, doi:10.1126/science.235.4792.1038.
57. **Choi, J.B., Lakes, R.S.,** (1995). Analysis of elastic modulus of conventional foams and of re-entrant foams with a negative Poisson's ratio. *Int J of Mech Sci.*, 37:51-59,doi:10.1016/0020-7403(94)00047-n.

58. **Choi, J.B., Lakes, R.S.,** (1996). Fracture toughness of re-entrant foam materials with a negative Poisson's ratio: experiment and analysis. *Int J Fracture*, 80: 73-83,doi:10.1007/bf00036481.
59. **Choi, J.B., Lakes, R.S.,** (1995). Nonlinear analysis of the Poisson's ratio of negative Poisson's ratio foams. *J. Compos Mater.*, 29(1):113-128, doi:10.1177/002199839502900106.
60. **Cummings, S.R., Melton, L.J.,** (2002). 3rd. Epidemiology and outcomes of osteoporotic fractures. *Lancet*, 359(9319):1761–1767.
61. Design of Artificial Human Joints & Organs Pal, S, 2014, ISBN: 978-1-4614-6254-5(www. Springer.com/978-1-4614-6254-5.
62. **Donaldson, L.J., Cook, A., Thomson RG.,** (1990). Incidence of fractures in a geographically defined population. *Journal of Epidemiology and Community Health*,44: 241–245. doi:10.1136/jech.44.3.241.
63. **Dong, L., Lakes, R.S.,** (2011). Frequency dependence of Poisson's ratio of viscoelastic elastomer foam. *Cell Polym.*, 30: 277-285, doi:10.1007/bf01154934
64. **Evans, K., Caddock, B.,** (1989). Mechanisms and interpretation. *J. Phys.*, 22:1883-1887, doi:10.1088/0022-3727/22/12/012.
65. **Evans, K.E., Alderson, A.,** (2000). Auxetic materials: Functional materials and structures from lateral thinking. *Advanced Materials*, 12 (9): 617-628, doi:10.1002/(sici)1521-4095(200005)12:9<617::aid-adma617>3.0.co;2-3.
66. **Evans, K.E., Alderson A.,** (2002). Molecular origin of auxetic behaviour in tetrahedral framework silicates, *Physical Review Letters*, 89(22), doi:10.1103/physrevlett.89.225503.
67. **Evans, K.E., Alderson, K.,** (2000). Auxetic materials: the positive side of being negative, *Eng. Sci. Educ. J.*, 9: 148-154,doi:10.1049/esej:20000402.
68. **Evans, K.E., Alderson, K.L.,** (1992). The static and dynamic moduli of auxetic microporous polyethylene, *Journal of Materials Science Letters*, 11(24):1721-1724,doi:10.1007/bf00736221.
69. **Evans, K.E., Nkansah, M.A., Hutchinson, I.J.,** (1994). Auxetic foams: Modelling negative Poisson's ratios. *Acta Metallurgica Et Materialia*, 42(4):1289-1294, doi:10.1016/0956-7151(94)90145-7.
70. **Evans, K.E.,** (1989). Tensile network microstructures exhibiting negative Poisson's ratios, *Journal of Physics D: Applied Physics*, 22(12):1870-1876, doi:10.1088/0022-3727/22/12/011.

71. **Evans, K.E.**, (1991). Auxetic polymers: a new range of materials. *Endeavour*. 15(4): 170-174. doi:10.1016/0160-9327(91)90123-s.
72. **Friis, E.A, Lakes, R.S. and Park, J.B.**, (1988). Negative Poisson's ratio polymeric and metallic materials. *J Mater Sci.*, 23:4406-4414, doi:10.1007/bf00551939.
73. **Frohlich, L.M., Labarbera, M., Stevens, W.P.**, (1994). Poisson's ratio of a crossed fibre sheath: the skin of aquatic salamanders. *J Zool*, 32: 231-252, doi:10.1111/j.1469-7998.1994.tb01571.x.
74. **Fung, Y.C.**, (1968). *Foundations of Solid Mechanics*, 2nd ed. Prentice-Hall, 353.
75. **Gaoyuan, W., Edwards, S.F.**, (1998). Auxeticity windows for composites. *Physica A: Statistical Mechanics and its Applications*, 258(1-2): 5-10, doi:10.1016/s0378-4371(98)00220-9.
76. **Garber, A.M.**, (1963). Pyrolytic Materials for Thermal Protection. Systems, *Aerospace Engineering*, 22: 126-137, doi:10.1108/00022660510628435.
77. **Gaspar, N., Ren, X.J, Smith, C.W., Grima, J.N, Evans, K.E.**, (2005). Novel Honeycombs with Auxetic Behaviour, *Acta Materialia*, 53(8): 2439-2445, doi:10.1016/j.actamat.2005.02.006.
78. **Gaspar, N., Smith, C.W., Alderson, A., Grima, J.N., Evans, K.E.**, (2011). A Generalised Three-Dimensional Tethered-Nodule Model for Auxetic Materials, *Journal of Materials Science*, 46: 372-384, doi:10.1007/s10853-010-4846-0.
79. **Gaspar, N., Smith C.W., Behne, E.A., Seidler, G.T., Evans, K.E.**, (2005). Quantitative Analysis of the Microscale of Auxetic Foams. *Phys Status Solidi B*, 242:550-560,doi:10.1002/pssb.200460375.
80. **Gatt, R., Caruana-Gauci R., Attard, D., Casha, A.R., Wolak, W., Dudek, K., Mizzi, L., Grima, J.N.**, (2014). On the properties of real finite-sized planar and tubular stent-like auxetic structures, *Physica status solidi (b)*, 251(2): 321-327, doi:10.1002/pssb.201384257.
81. **Gatt, R., Attard, D., Farrugia, P.S., Azzopardi, K.M., Mizzi, L., Brincat J.P., Grima, J.N.**, (2013). A realistic generic model for anti-tetrachiral systems, *Phys. Status Solidi B*, 250(10): 2012–2019,doi:10.1002/pssb.201384246.
82. **Gatt, Ruben, Attard, Daphne, Manicaro, Elaine, Chetcuti, Grima, Joseph N.**, (2011). On the effect of heat and solvent exposure on the microstructure properties of auxetic foams: A preliminary study. *Physica Status Solidi B-Basic*

- Solid State Physics*, 248, pp.39-44. DOI: 10.1002/pssb.201083978, doi:10.1002/pssb.201083978.
83. **Gibson, L.J. and Ashby, M.F.**, (1988). Cellular solids: structure and properties, *London: Pergamon Press*, doi:10.1002/adv.1989.060090207.
 84. **Gibson, L.J., Ashby, M.F., Schajer, G.S. and Robertson, C.I.**, (1982). The mechanics of two-dimensional cellular solids., *Proc. R. Soc., A* 382:25-42, doi:10.1098/rspa.1982.0087.
 85. **Ginpreet, Kaur, Parnika, Dicholkar, Hiral, Mistry, Sukhwinder Bhullar**, (2016). recent advancement in the management of bone fracture. LAP LAMBERT Academic Publishing, Germany ISBN978-3-659-852.
 86. **Greaves, G., Greer, A., Lakes, R., Rouxel, T.**, (2011). Poisson's ratio and modern materials, *Nat. Mater.*, 10: 823-837, 2011. doi:10.1038/nmat3134.
 87. **Grima, J.N., Alderson, A., Evans, K.E.**, (2005). Auxetic behaviour from rotating rigid units, *Phys. Stat. Sol. (b)*, 242: 561-575, doi:10.1002/pssb.200460376.
 88. **Grima, J.N., Alderson, A., Evans, K.E.**, (2005). An alternative explanation for the negative Poisson's ratios in auxetic foams, *J. Phys. Soc. Jpn.*, 74(4): 1341-1342, doi:10.1143/jpsj.74.1341.
 89. **Grima, J.N., Alderson, A., Evans, K.E.**, (2005). Auxetic behavior from rotating rigid units, *Phys. Status Solidi B*, 242: 561-575, doi:10.1002/pssb.200460376.
 90. **Grima, J.N., Alderson, A., Evans, K.E.**, (2005) Auxetic behavior from rotating rigid units, *Phys. Status Solidi B*, 242: 561-575, doi:10.1002/pssb.200460376.
 91. **Grima, J.N., Evans, K.E.**, (2006). Auxetic behavior from rotating triangles, *Journal of materials science*, 41(10): 3193-3196, doi:10.1007/s10853-006-6339-8.
 92. **Grima, J.N., Gatt, R., Ravirala, N., Alderson, A., Evans, K.E.**, (2006). Negative Poisson's ratios in cellular foam materials, *Mater Sci Eng. A*, 423(1-2): 214-218, doi:10.1016/j.msea.2005.08.229.
 93. **Grima, J.N., Manicaro, E., Attard, D.**, (2010). Auxetic behaviour from connected different-sized squares and rectangles, *R. Soc. A Math. Phys. Eng. Sci.*, 467(2126): 439-458, doi:10.1098/rspa.2010.0171.
 94. **Gryfe, C.I., Amies, A. & Ashley MJ.**, (1977). A longitudinal study of falls in an elderly population: Incidence and Morbidity. *Age Ageing*, 6(4): 201-210. doi:10.1093/ageing/6.4.201.

95. **Gunton, D.J. and Saunders, G.A.,** (1972). The Young's modulus and Poisson's ratio of arsenic, antimony and bismuth. *J Mater Sci.*, 7:1061-1068, doi:10.1007/bf00550070.
96. **Gururaj, G.,** (2005). National Commission on Macroeconomics and Health. Government of India. Injuries in India: National Perspective Burden of Disease in India, 325–47.
97. **Hak, D.J., Mauffrey, F.C., Seligson F.D., Lindeque, B.,** (2015). Use of Carbon Fiber Reinforced Composite Implants in Orthopedic Surgery, 80204 doi:10.3928/01477447-20141124-05.
98. **Herakovic, C.T.,** (1984). Composite laminates with negative through-the-thickness Poisson's ratios. *J Comp Mater.* 18: 447–455, doi:10.1177/002199838401800504.
99. **Horrigan, E.J.H., Smith, C.W., Javadi, A.A., Evans, K.E.,** (2007). Disordered Microstructures and Anomalous Physical Properties, Metafoam , Montreal, Canada, doi:10.1016/j.mechmat.2009.04.008.
100. **Howell, B., Prendergast, P., Hansen, L.,** (1994). Examination of Acoustic Behaviour of Negative Poisson's ratio Materials. *Appl Acoust.* 43(2):141. doi:10.1016/0003-682x(94)90057-4.
101. **Hu, H., Wang, Z.Y. and Liu, S.,** (2011). Development of auxetic fabrics using flat knitting technology. *Text Res J.*, 81: 1493–1502, doi:10.1177/0040517511404594
102. **Huang, X., Blackburn, S.,** (2002). Developing a new processing route to manufacture honeycomb ceramics with negative Poisson's ratio Key. *Eng. Mater.*, 206: 201-204,doi:10.4028/www.scientific.net/kem.206-213.201.
103. **Jin, H., Lewis, J.L.,** (2005). Determination of Poisson's ratio of articular cartilage by indentation using different-sized indenters. *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, 126:138-145,doi:10.1115/1.1688772.
104. **Johnell, O. and Kanis, J.A.,** (2006). An estimate of the worldwide prevalence and disability associated with osteoporotic fractures. *Osteoporosis International.* 17(12):1726.
105. **Joseph, N., Grima and Christine, Zerafa,** (2013). On the effect of solvent molecules on the structure and mechanical properties of organic polyphenylacetylene auxetic re-entrant network polymers , *Phys. Status Solidi B*, 250 (10), 2030–2037, doi:10.1002/pssb.201384245.

106. **Kang, D., Mahajan, M.P., Zhang, S., Petschek, R.G., Rosenblatt, C., He, C., Liu, P., Griffin, A.C.,** (1999). Transition of an Auxetic Trimer Liquid Crystal. *Phys Rev E.*, 60: 4980, doi:10.1103/physreve.60.4980.
107. **Kanis, J.A.,** WHO Technical Report, University of Sheffield, UK: 66
108. **Lakes, R.S., Elms, K.,** (2000). Indentability of conventional and negative Poissons ratio foams., *Journal of Composite Materials*, 27: 1193-1202, doi:10.1177/002199839302701203.
109. **Lakes, R.S., Lowe, A.,** (2000). Negative Poisson's ratio foam as seat cushion material. *Cell Polym.*, 19:157-167,doi:10.1126/science.235.4792.1038.
110. **Lakes, R.S., Witt, R.,** (2005). Making and characterizing negative poissons ratio materials, *International Journal of Mechanical engineering Education*, 30: 50-58, doi:10.7227/ijmee.30.1.5.
111. **Lakes, R.S.,** (1993). Advances in negative Poisson.s ratio materials, *Advanced Materials*, 5:293-296,doi:10.1002/adma.19930050416.
112. **Lakes, R.S.,** (1993). Design considerations for negative Poisson's ratio materials, *ASME Journal of Mechanical Design*, 115: 696-700, doi:10.1115/1.2919256.
113. **Lakes, R.S.,** (1987). Foam structures with a negative Poisson's ratio, *Science*, 235:1038-1040,doi:10.1126/science.235.4792.1038.
114. **Lakes, R.S.,** (1987). Negative Poisson's ratio materials, *Science*, 238:551, doi:10.1126/science.238.4826.551-a.
115. **Lakes, R.S.,** (1987).Polyhedron cell structure and method of making same. International Patent Publication, No.WO88/00523.
116. **Lakes, R.S.,** (1993). Strongly Cosserat elastic lattice and foam materials for enhanced toughness, *Cell Polym.*, 12:17-30,doi:10.1007/bf00353997.
117. **Lee, T., Lakes, R.S.,** (1997). Anisotropic polyurethane foam with Poisson's ratio greater than 1. *J Mater Sci.*, 32: 2397-2401,doi:10.1007/bf01154934.
118. **Lees, C., Vincent, J.E.V., Hillerton, J.E.,** (1991). Poisson's ratio in skin. *Biomed Mater Eng.*, (1):19-23, doi:10.1088/2053-1591/aa6762.
119. **Li, D., Dong, L., Lakes, R.S.,** (2013). The properties of copper foams with negative Poisson's ratio via resonant ultrasound spectroscopy. *Phys. Status Solidi B*, 250(10):1983-1987,doi:10.1002/pssb.201370566.

120. **Li, Y.**, (1976). The anisotropy of Poisson's ratio, Young's modulus and shear modulus in hexagonal materials, *Phys. Status Solidi B*, 38:171-175, doi:10.1002/pssa.2210380119.
121. **Lisiecki, J., Klysz, S., Blazejewicz, T., Gmurczyk, G. and Reymer, P.**, (2014). Tomographic examination of auxetic polyurethane foam structures. *Phys. Status Solidi B*, 251(2):314–320.,doi:10.1002/pssb.201384242.
122. **Liu, Q.**, (2006) Literature Review: Materials with Negative Poisson's Ratios and Potential, Applications to Aerospace and Defence, Air Vehicles Division Defence Science and Technology Organisation, DSTO-GD-0472, 2006.
123. **Liu, Y.P., Hu, H., Lam, J.K.C. et al.**, (2010). Negative Poisson's ratio weft-knitted fabrics. *Text Res J.*, 80: 856–863,doi:10.1177/0040517509349788.
124. **Lopez, A.D., Mathers, C.D., Ezzati, M., Jamison, D.T., Murray, C.J.L.**, (2006). Global burden of disease and risk factors. New York, Washington, DC, *World Bank, Oxford University Press*,doi:10.1596/978-0-8213-6262-4.
125. **Loureiro, M.A., Lakes, R.S.**, (1997). Scale-up of transformation of negative Poisson's ratio foam: Slabs. *Cell Polym.*, 16:349-363, doi:10.1002/9780470512067.ch8.
126. **Love, A.E.H.**, (1927). A Treatise on the Mathematical Theory of Elasticity. 4th ed. Dover, New York: Cambridge University Press, 163.
127. **Macleod, N.A., Beard, M., Evans, K.E., Ritchie, S.J.K., Agra-Gutierrez, A., Legrix, A.**, (2003). Impact toughness properties of filled High Density Polyethylene, Proceedings of IOM Deformation, Yield and Fracture Conference, Churchill.
128. **Manaster, B.J., May, D.A. & Disler, D.G.**, (2013). Musculoskeletal Imaging: The Requisites. 4th Edition. United States: Saunders; Elsevier.
129. **Martz, E.O., Lakes, R.S., Park, J.B.**, (1996). Hysteresis behaviour and specific damping capacity of negative Poisson's ratio foams. *Cell Polym.*,15: 349-364, doi:10.1115/1.2806807.
130. **Martz, E.O., Lee, T., Lakes, R.S., Goel, V.K. and Park, J.B.**, (1996). Re-entrant transformation methods in closed cell foams. *Cell Polym.*, 15:229-249,
131. **Mathew, G. & Hanson, B.P.**, (2009). Global burden of trauma: Need for effective fracture therapies. *Indian Journal of Orthopaedics*, 43(2): 111–116. doi:10.4103/0019-5413.50843.

132. **Matteo, B., Fabrizio, L.S., Christopher, W.S.,** (2008). Stiffness and energy dissipation in polyurethane auxetic foams. *J Mater Sci.* 2008;43:5851–5860. doi:10.1007/s10853-008-2841-5.
133. **McDonald, S.A., Raviala, N., Withers, P.J. and Alderson, A.,** (2009). In situ three-dimensional x-ray microtomography of an auxetic foam under tension *Scr. Mater.*,60 232-235,doi:10.1016/j.scriptamat.2008.10.013.
134. **Melton, L.J., Crowson, C.S., O'Fallon, W.M.,** (1999). Fracture incidence in Olmsted County, Minnesota: comparison of urban with rural rates and changes in urban rates over time. *Osteoporosis International.* 9: 29. doi:10.1007/s001980050113.
135. **Miller, W., Hook, P.B., Smith, C.W., et al.,** (2009). The manufacture and characterisation of a novel, low modulus, negative Poisson's ratio composite. *Compos. Sci. Technology.*,69:651655., doi:10.1016/j.compscitech.2008.12.01.
136. **Mizzi, L., Attard, D., Casha, A.R., Grima, J.N., Gatt, R.,** (2014). On the suitability of hexagonal honeycombs as stent geometries, *physica status solidi (b)*, 251(2): 328-337,doi:10.1002/pssb.201384255.
137. **Moore, B., Jaglinski, T., Stone, D.S., Lakes, R.S.,** (2006). Negative incremental bulk modulus in foams. *Phil Mag Lett.*, 86: 651-659, doi:10.1080/09500830600957340.
138. **Moore, B., Jaglinski, T., Stone, D.S., Lakes, R.S.,** (2007). On the bulk modulus of open cell foams. *Cell Polym.*, 26: 1-10.
139. **Neale, P.J., Alderson, K.L, Pickles, A.P., Evans, K.E.,** (1993). Negative Poisson's ratio of microporous polyethylene in compression, *Journal of Materials Science Letters*, 12 (19):1529-1532,doi:10.1007/bf00351238.
140. **Neale, P.J., Pickles, A.P., Alderson, K.L., Evans, K.E.,** (1995). The effect of the processing parameters on the fabrication of auxetic polyethylene - Part III The effect of extrusion conditions, *Journal of Materials Science*, 30(16):4087-4094, doi:10.1007/bf00360712.
141. **Osteoporosis,** (2007).Related Fractures in the United States, 2005–2025. *Journal of Bone and Mineral Research*, 22(3): 465–475.
142. **Pasinli, A.,** (2004). Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 4, 25-34.

143. **Peden, M, McGee, K & Sharma, G.,** (2002). The injury chart book: A graphical overview of the global burden of injuries. Geneva:World Health Organization.
144. **Pickles, A.P., Webber, R.S., Alderson, K.L., Neale, P.J., Evans, K.E.,** (1995). The effect of the processing parameters on the fabrication of auxetic polyethylene - Part I The effect of compaction conditions, *Journal of Materials Science*, 30(16):4059-4068,doi:10.1007/bf00360709.
145. **Pierron, F., McDonald, S.A., Hollis, D., Fu, J., Withers, P.J., Alderson, A.,** (2013). Comparison of the Mechanical Behaviour of Standard and Auxetic Foams by X-ray Computed Tomography and Digital Volume Correlation, *Strain*, 49(6):467-482, doi:10.1111/str.12053.
146. **Pozniak, A.A., Smardzewski, J., Wojciechowski, K.W.,** (2013). Computer simulations of auxetic foams in two dimensions. *Smart Mater. Struct.*, 22 (084009):1-11,doi:10.1088/0964-1726/22/8/084009.
147. **Pozniak, A.A., Wojciechowski, K.W.,** (2014). Poisson's ratio of rectangular anti-chiral structures with size dispersion of circular nodes, *Phys. Status Solidi B*, 251(2):367–374,doi:10.1002/pssb.201384256.
148. **Prall, D., Lakes, R.S.,** (1997). Properties of a chiral honeycomb with a Poisson's ratio of -1 . *International Journal of Mechanical Sciences*, 39(3): 305-314, doi:10.1016/s0020-7403(96)00025-2.
149. **Ravirala, N., Alderson, A., Alderson, K.L.,** (2005). et al. Expanding the range of auxetic polymeric products using a novel melt-spinning route. *Phys Stat Sol B*, 242: 653–664,doi:10.1002/pssb.200460384.
150. **Ravirala, N., Alderson, K.L., Davies, P.J., et al.,** (2006). Negative Poisson's ratio polyester fibers. *Text Res J.*, 76:540–546, doi:10.1177/0040517506065255.
151. **Riggs, B.L. & Melton L.U.,** (1983). Evidence for two distinct syndromes of involutional osteoporosis. *The American Journal of Medicine*, 75: 899–901. doi:10.1016/0002-9343(83)90860-4.
152. **Riggs, B.L., Melton L.J.,** (1995). The worldwide problem of osteoporosis: Insights afforded by epidemiology. *Bone*. Nov; 17(5 Suppl): 505S–511S. doi:10.1016/8756-3282(95)00258-4.
153. **Roach, H.I., Shearer, J.R., Archer, C.,** (1989). The choice of an experimental model, A guide for research workers, *J Bone Joint Surg. Br.*, 71(4):549-53, doi:10.2106/00004623-198971010-00026.

154. **Rovati, M.**, (2004). Directions of auxeticity for monoclinic crystals. *Scripta Materialia*, 51(11):1087-1091,doi:10.1016/j.scriptamat.2004.08.003.
155. **Scarpa F.**, (2008). Auxetic materials for bioprotheses. *IEEE Signal Processing Magazine*, 25 (5): 125-128, doi:10.1109/msp.2008.926663.
156. **Scarpa, F., Ciffo, L.G., Yates, J.R.**, (2004). Dynamic properties of high structural integrity auxetic open cell foam. *Smart Mater Struct.*, 13(1):49., doi:10.1088/0964-1726/13/1/006.
157. **Scarpa, F., Pastorino, P., Garelli A., Patsias S.**, (2005). Ruzzene Auxetic compliant flexible PU foams: static and dynamic properties *M. Phys Status Solidi B*, 242(3):681.,doi:10.1002/pssb.200460386.
158. **Scarpa, F., Yates, J.R., Ciffo, L.G., Patsias, S.**, (2002). Dynamic crushing of auxetic open-cell polyurethane foam. *Proc IME CJ Mech Eng Sci.*, 216: 1153-1156, doi:10.1243/095440602321029382.
159. **Seemab Mehmood, Murtaza Najabat Ali, Umar Ansari, Mariam Mir and Munezza Ata Khan**, (2015). Auxetic polymeric bone plate as internal fixator for long bone fractures: Design, fabrication and structural analysis, *Technology and Health Care*, doi:10.3233/thc-151021.
160. **Fabrizio, Scarpa and Peter, G. Malischewsky**, (2008). Some new considerations concerning the Rayleigh-wave velocity in auxetic materials, *Physica Status Solidi (b)*, 245(3),doi:10.1002/pssb.200777714.
161. **Shiliko, S.V., Petrokovets, E.M., Pleskachevskii, Y.M.**, (2006). An analysis of contact deformation of auxetic composites. *Mechanics of Composite Materials*, 42(5): 477-84, doi:10.1007/s11029-006-0058-8.
162. **Sigmund, O., Torquato, S., Aksay, I.A.**, (1998). On the design of 1-3 piezocomposites using topology optimization, *J. Mater. Res.*, 13(4): 1038–1048, doi:10.1557/jmr.1998.0145.
163. **Silva, M.J.**, (2016). Bone Mechanical Testing by Three-Point Bending, *Musculoskeletal Structure and Strength Core*. doi:10.3403/30100238.
164. **Simon, J.A., Ricci, J.L., Cesare, P.E.**, (1997). Bioresorbable fracture fixation in orthopedics: a comprehensive review. Part I. Basic science and preclinical studies. *American Journal of Orthopaedics* 26(10): 665–671. doi:10.1097/00003086-199706000-00004.

165. **Smith, C.W., Wootton, R.J., Evans, K.E.,** (1999). Interpretation of experimental data for Poisson's ratio of highly nonlinear materials Source, *Experimental Mechanics*, 39(4): 356-62, 1999. doi:10.1007/bf02329817.
166. **Smith, C.W., Grima, J.N., Evans, K.E.,** (2000). A novel mechanism for generating auxetic behaviour in reticulated foams: missing rib foam model, *Acta Materialia*, 48(17): 4349-4356, doi:10.1016/s1359-6454(00)00269-x.
167. **Smith, C.W., Lehman, F., Wootton, R.J., Evans, K.E.,** (1999). Strain dependent densification during indentation in auxetic foams, *Cell polymer*, 18(2):79-101.
168. **Strek, T., Maruszewski, B., Narojczyk, J.W., Wojciechowski, K.W.,** (2008). Finite element analysis of auxetic plate deformation, *Journal of Non-Crystalline Solids*, 354(35-39): 4475-4480 ,doi:10.1016/j.jnoncrysol.2008.06.087.
169. **Szulc, P, Munoz, F, Duboeuf, F, et al.,** (2005). Bone mineral density predicts osteoporotic fractures in elderly men: the MINOS study. *Osteoporosis International*. 16:1184. doi:10.1007/s00198-005-1970-9.
170. **Ting, T.C.T., Barnett, D.M.,** (2005). Negative Poisson's ratios in anisotropic linear elastic media. *Journal of Applied Mechanics (Transactions of the ASME)*, 72: 929-931, doi:10.1115/1.2042483.
171. **Tsai, S.W., Hahn, H.T.,** (1980). Introduction to composite materials, *Technomic publishing, Lanchester, P.A.*, doi:10.1007/978-1-4613-9786-1_1.
172. **Ugbolue, S.C., Kim, Y.K., Warner, S.B., et al.,** (2010). The formation and performance of auxetic textiles. Part I: Theoretical and technical considerations. *J Text Inst.*, 101:660–667. doi:10.1080/00405000902733790.
173. **Ugbolue, S.C., Warner, S.B., Kim, Y.K., et al.,** (2006). The formation and performance of auxetic textiles. NTC Project F06-MD09: Annual Report.
174. **Ugbolue, S.C., Warner, S.B., Kim, Y.K., et al.,** (2007). The formation and performance of auxetic textiles. NTC Project F06-MD09: Annual Report.
175. **Veronda, D.R., Westmann, R.A.,** (1970). Mechanical characterization of skin finite deformations. *J Biomech*, 3, 111-124, doi:10.1016/0021-9290(70)90055-2.
176. **Wescott, DJ.,** (2013). Biomechanics of Bone Trauma. United States of America: *Elsevier Ltd.*, doi:10.1016/b978-0-12-382165-2.00015-5.
177. **Voigt, W.,** (1928). Lehrbuch der Kristallphysik Teubner; doi:10.1007/978-3-663-15884-4.

178. **Wang, Y.C., Lakes, R.S., Butenhoff, A.,** (2001). Influence of cell size on re-entrant transformation of negative Poisson's ratio reticulated polyurethane foams. *Cell Polym.*, 20: 373-385,doi:10.1023/a:1012928726952.
179. **Wang, Y.C., Lakes, R.S.,** (2002). Analytical parametric analysis of the contact problem of human buttocks and negative Poisson's ratio foam cushions. *Int J Solids Struct.*, 39:4825-4838,doi:10.1016/s0020-7683(02)00379-7.
180. **Webber, R.S., Alderson, K.L., Evans, K.E.,** (2008). A novel fabrication route for auxetic polyethylene, part 2: Mechanical properties, *Polymer Engineering and Science*, 48(7):1351-1358,doi:10.1002/pen.21110.
181. **Webber, R.S., Alderson, K.L., Evans, K.E.,** (2000). Novel variations in the microstructure of the auxetic microporous ultra-high molecular weight polyethylene. Part 1: processing and microstructure, *Polymer Engineering and Science*, 40 (8):1894-1905,doi:10.1002/pen.11321.
182. **Widdle, R.D., Bajaj, A.K., Davies, P.,** (2008). Measurement of the Poisson's ratio of flexible polyurethane foam and its influence on a uniaxial compression model. *Int J Eng Sci.*, 46(1):31-49,doi:10.1016/j.ijengsci.2007.09.002.
183. **Williams, J.L., Lewis, J.L.,** (1982). Properties and an anisotropic model of cancellous bone from the proximal tibial epiphysis. *Trans. ASME, J Biomech Eng.*, 104: 50-56,doi:10.1115/1.3138303.
184. **Winner, S.J., Morgan, C.A., Evans, J.G.,** (1989). Perimenopausal risk of falling and incidence of distal forearm fracture. *BMJ (clinical research ed.)*. 298(6686):1486-1488. doi:10.1136/bmj.298.6686.1486.
185. **Wojciechowski, K.W.,** (1987). Constant thermodynamic tension Monte Carlo studies of elastic properties of a two-dimensional system of hard cyclic hexamers, *Molecular Physics. An International Journal at the Interface Between Chemistry and Physics*, 61(5):1247-1258,doi:10.1080/00268978700101761.
186. **Wojciechowski, K.W.,** (1989). Two-dimensional isotropic system with a negative poisson ratio. *Physics Letters A*, 137(1-2): 60-64,doi:10.1016/0375-9601(89)90971-7.
187. **Wojciechowski, K.W., Narojczyk, J.,** (2006). Influence of disorder on the Poisson's ratio of static solids in two dimensions, *Rev. Adv. Mater. Sci.*, 12: 120-126.
188. **Wojciechowski, K.W.,** (2003). Remarks on Poisson ratio beyond the limits of the elasticity theory. *J Phys. Soc. Jpn.* 72: 1819-1820, doi:10.1143/jpsj.72.1819.

189. **Yang, W., Li, Z., Shi, W., Xie, B., Yang, M.,** (2004). On auxetic materials *J. Mater. Sci.*, 39: 3269-3279,doi:10.1023/b:jmsc.0000026928.93231.e0.
190. **Yanping, L., Hong, H.,** (2010). A review on auxetic structures and polymeric materials. *Sci. Res. Essays*, 5(10):1052-1063.
191. **Yeganeh, H.Y., Weidner, D.J., Parise, J.B.,** (1992). Elasticity of α -cristobalite: a silicon dioxide with a negative Poisson's ratio. *Science*, 257:650-652, doi:10.1126/science.257.5070.650.
192. **Zhang, W., Soman, P., Meggs, K., Qu, X, Chen, S.,** (2013). Tuning the Poisson's Ratio of Biomaterials for Investigating Cellular Response, *Adv. Funct. Mater.*, 23, 3226–3232,



ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad : Volkan AYDOĞDU
Doğum Tarihi ve Yeri : 22.02.1986 / Eminönü

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2011, Dicle Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi,
Makine Mühendisliği Bölümü