

**T.C.
MANİSA CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
KONSTRÜKSİYON VE İMALAT BİLİM DALI**

**Omurga İmplantları İçin Elektronik Kontrollü ve Geri Bildirimli Yorulma Cihazı
Tasarımı ve İmalatı**

Yazar

Nail ASLAN

Danışman

Prof. Dr. Enver ATİK



MANİSA-2022

Nail ASLAN

**Omurga İmplantarı İçin Elektronik Kontrollü ve Geri Bildirimli Yorumlama Cihazı
Tasarımı ve İmalatı**

2022

TAAHHÜTNAME

Bu tezin Manisa Celal Bayar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği Bölümü'nde, akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

Nail ASLAN



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇİNDEKİLER	I
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	III
TEŞEKKÜR.....	VII
ÖZET.....	VIII
ABSTRACT.....	IX
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Tıbbi Cihazlar.....	3
2.1.1. Tıbbî Cihazların Tarihsel Gelişimi.....	4
2.1.2. Tıbbî Cihazların Sınıflandırılması.....	5
2.1.2.1. Vücuda Temas Haline Göre Cihazlar	5
2.1.2.2. Harici İletişim Cihazları.....	6
2.1.2.3. Temas Süresine Göre Cihazlar	6
2.1.2.4. Vücuda Yerleştirilebilir Cihazlar (İmplantlar)	7
2.2. İnsan Omurgası ve Omurga Cerrahisi Hakkında Genel Bilgi.....	8
2.2.1. Omurga İmplantları	8
2.2.2. Omurga İmplantı Türleri	9
2.2.3. Omurga Üzerine Gerçekleştirilen Yüklemeler.....	10
2.3. Yorulma Hakkında Genel Bilgiler	14
2.3.1. Yorulma.....	14
2.3.1.1. Yorulma Aşamaları.....	14
2.3.1.2. Çevrimsel Gerilmeler.....	16
2.3.1.3. Gerilme-Ömür (σ -N) Eğrileri	18
2.3.1.4. Yorulmaya Etki Eden Faktörler.....	20
2.3.2. İmplantların Yorulma Dayanımları	22
2.4. Biyomekanik Testlerin Yaygın Olarak Kullanıldığı İmplantlar ve Testleri ...	24
2.4.1. Kalça Eklem Protezleri.....	24
2.4.1.1. Femoral Komponent Yorulma Testleri.....	24
2.4.1.1.1. Uyluk Başı Burulma Testi	25
2.4.1.1.2. Uyluk Başı Basma Testi	26
2.4.1.1.3. Eklem Çıkma (Sıyırma) Testi.....	26
2.4.1.1.4. Kalça Simülasyon Testleri.....	27
2.4.2. Diz İmplantları	28

2.4.2.1.	Diz Eklemi Kısıtlanma Testleri	28
2.4.2.2.	Eklem Çıkma Testi	29
2.4.2.3.	Diz Temas Basıncı Testi	30
2.4.2.4.	Diz İmplantlarında Yorulma Testleri.....	31
2.4.2.5.	Diz Simülasyon Testleri.....	33
2.4.3.	Omurga İmplantları	35
2.4.3.1.	Komponent Yorulma Testleri	35
2.4.3.2.	Statik ve Dinamik Spinal Kafes Testleri.....	39
2.4.4.	Yorulma Test Cihazı Tasarımı İçin Koşullar ve Kısıtlar.....	40
3.	MATERYAL VE YÖNTEM.....	42
3.1.	Materyal	44
3.1.1.	Cihaz Gövdesi	44
3.1.2.	Numune Tutucular ve Bağlantı Elemanları.....	46
3.1.3.	Pnömatik Piston/Aktüatör	48
3.1.4.	Dirsek Hız Ayar Valfleri	50
3.1.5.	Filtre Regülatör.....	51
3.1.6.	Solenoid Valf.....	51
3.1.7.	Oransal Regülatör	52
3.1.8.	S Tipi Yük Hücresi.....	53
3.1.9.	HX711 Yük Hücresi Amplifikatör Modülü	54
3.1.10.	IRF520 Mosfet Modülü.....	55
3.1.11.	PWM 0-10V Dönüştürücü Modülü.....	56
3.1.12.	Voltaj Regülatörü	57
3.1.13.	Güç Kaynağı.....	57
3.1.14.	Arduino ve Klemens Shield	58
3.2.	YÖNTEM.....	60
3.2.1.	Kontrol Sistemi.....	60
3.2.2.	Arayüz ve Arduino Kodu	62
4.	ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	83
5.	SONUÇ VE ÖNERİLER.....	98
	KAYNAKLAR	99

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

AB	Avrupa Birliđi
ASTM	American Society of Testing and Materials
BT	Bilgisayarlı Tomografi
ISO	International Organization for Standardization
MR	Manyetik Rezonans
PEO	Plasma Elektrolitik Oksidasyon
UYYPE	Ultra Yüksek Yoğunluklu Polietilen



ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 1: Günlük hareketlerin lomber omurlar üzerine etkilerinin en büyük bileşkeleri ^[15] ...	11
Şekil 2: Yorulma aşamaları.....	15
Şekil 3: Gerilmenin mutlak değerce eşit, gerilmenin sıfır olduğu ortalama gerilme ekseninde simetrik şekilde, çekme ve basma arasında devamlı olarak değiştiği değişken gerilme çevrimi ^[23]	17
Şekil 4: Gerilmenin en büyük ve en küçük değerlerinin ortalama gerilme eksenine göre simetrik olduğu ancak bu eksenin sıfır gerilme eksenine ile çakışık olmadığı gerilme çevrimi ^[23]	17
Şekil 5: Düzensiz gerilme çevrimi ^[23]	18
Şekil 6: Yorulma sınırı gösteren malzemeler için gerilme genliğinin, gerilim çevrim sayısına göre davranışının logaritmik olarak gösterilişi. ^[23]	19
Şekil 7: Yorulma sınırı gözlenmeyen malzemeler için gerilme logaritmik genlik-gerilim eğrisi ^[23]	19
Şekil 8: Kalça eklemi femoral komponentinin ISO 7206-4/6 standardına göre konumlandırılması ^[32]	24
Şekil 9: Atmosfer koşullarında ve In vitro ISO 7206-4 testleri ^[33]	25
Şekil 10: ISO 7206-13 standardına uygun bir burulma test cihazı ^[34]	25
Şekil 11: ASTM F2345 Standardını hem statik hem dinamik olarak gerçekleştirebilen bir test cihazı ^[34]	26
Şekil 12: A) Uyluk başı montajı ve B) sökülmesi için ASTM F2009 standartlarını sağlayan test cihazı ve aparatlar ^[36]	27
Şekil 13: Newcastle Üniversitesi'nde kullanılan bir kalça hareket simülatörü ^[37]	28
Şekil 14: Resim 7. C. Halewood ve arkadaşları tarafından oluşturulan ve çekme cihazı üzerinde çalışan kapsamlı bir test düzeneği ^[39]	29
Şekil 15: Endolab firmasının ürettiği ve testlerini yaptığı ASTM F1223 ve ASTM F2724 standartlarında çalışabilen test cihazı ^[39]	29
Şekil 16: Endolab firmasına ait temas basınç tezt cihazı ve basınç filmi üzerinde oluşan izin işlenmiş görüntüsü ^[41]	30
Şekil 17: ASTM F1800 standardına göre tibial düzleme uygulanan bası tipi yorulma şematik görüntüsü ^[42]	31
Şekil 18: ASTM F2722 standardına göre tibial düzlemin rotasyonel hareket limitlerini belirler. Tibial düzlem yük altındayken 20° dönene kadar her iki yönde tork uygulanır ^[43]	32
Şekil 19: ASTM 2777 standardına ait şematik görüntü ^[44]	32
Şekil 20: AMTI VIVO ve AMTI diz aşınma simülatörleri ^[37]	33
Şekil 21: Kansas Üniversitesinde tasarlanmış kadvradan alınan numuneler için bir diz simülatörü ^[37]	34
Şekil 22: ASTM F2193 şematik gösterimi ^[46]	35
Şekil 23: ASTM F2193 standardı için Endolab firmasına ait test düzeneği ^[46]	35
Şekil 24: ASTM F1798 şematik gösterimi ^[47]	36
Şekil 25: ASTM F1798 Standardına uygun şekilde çalışan Endolab firmasına ait test düzeneği ^[48]	36
Şekil 26: ASTM F1717 standardının iki rodlu bağlantı tipinin şematik gösterimi ^[21]	37

Şekil 27: ASTM F1717 standardına uygun Zwick Roell firmasına ait test düzeneği ^[21]	38
Şekil 28: ASTM F2706 standardına ait şematik görüntü ^[51]	38
Şekil 29: ASTM 2706 standardına uygun Zwick Roell firmasına ait bir test düzeneği ^[21]	39
Şekil 30: Resim 23. ASTM F2077 standardına göre omurlarda artrodez engelleyici implantların test aparatının şematik görüntüsü ^[53]	39
Şekil 31: ASTM F2077 standardına uygun INSTRON firmasına ait bir test cihazı ^[54]	40
Şekil 32: Yorulma Cihazına ait katı model.....	43
Şekil 33: Yorulma cihazının fotoğrafı.	43
Şekil 34: Cihaz gövdesine ait katı model.....	44
Şekil 35. a. 90x90 mm geniş köşe bağlantı aparatı, b. 45x45 mm geniş köşe bağlantı aparatı.	45
Şekil 36. Kanal içi T somun.....	46
Şekil 37: Yüksek yoğunluklu polietilen blokların bağlantısı için çene tasarımı.....	47
Şekil 38. ASTM F1717-21 güncel standardına göre bağlı numune seti ^[21]	47
Şekil 39: Pnömatik piston kesit görünümü ve temel bileşenleri ^[59]	48
Şekil 40: Cihazda kullanılan SAI40x50SG pnömatik piston.	49
Şekil 41: Airtac 1/8-8 dirsek hız ayar valfi.	50
Şekil 42. 40µm filtreye sahip regülatör.....	51
Şekil 43. Airtac 6V110-06 24V tek bobinli 5 yol 2konumlu solenoid valf.	52
Şekil 44. Solenoidin konumuna bağlı olarak valfin konumları ve havanın izlediği yolun şematik görüntüsü.	52
Şekil 45. SMC ITV1050 Oransal regülatör.	53
Şekil 46. a. Lama tipi yük hücresi b. S tipi yük hücresi.....	54
Şekil 47. Kobastar STK-A 200 modeli 200 kg kapasiteli yük hücresi.	54
Şekil 48. HX711 24bit analogdan dijitale dönüştürücü modül.	55
Şekil 49. IRF520 Mosfet Modülü.	56
Şekil 50. PWM'den 0-10V'a dönüştürücü modül.....	56
Şekil 51. LM2596 DC-DC Voltaj regülatörü.....	57
Şekil 52. 24V 5A güç kaynağı.	58
Şekil 53. Arduino UNO R3 Klon.....	59
Şekil 54: Cihaz çalışma algoritması.....	60
Şekil 55: Cihaz çalışma şeması.....	61
Şekil 56. Megunolink arayüz programında hazırlanan cihaz arayüz ekran görüntüsü.	62
Şekil 57: 2 Hz-100N parametreleri için olasılık grafiği.....	85
Şekil 58: 2Hz-100N parametreleri için normal dağılım grafiği.....	85
Şekil 59. 2Hz-150N parametreleri için olasılık grafiği.....	86
Şekil 60. 2Hz-150N parametreleri için normal dağılım grafiği.....	86
Şekil 61. 2Hz-200N parametreleri için olasılık grafiği.....	87
Şekil 62. 2Hz-200N parametreleri için normal dağılım grafiği.....	87
Şekil 63. 3Hz-100N parametreleri için olasılık grafiği.....	88
Şekil 64. 3Hz-100N parametreleri için normal dağılım grafiği.....	88
Şekil 65. 3Hz-150N parametreleri için olasılık grafiği.....	89
Şekil 66. 3Hz-150N parametreleri için normal dağılım grafiği.....	89
Şekil 67. 3 Hz-200N parametreleri için olasılık grafiği.....	90
Şekil 68. 3Hz-200N parametreleri için normal dağılım grafiği.....	90

Şekil 69. 4Hz-100N parametreleri için olasılık grafiği.....	91
Şekil 70. 4Hz-100N parametreleri için normal dağılım grafiği.....	91
Şekil 71. 4Hz-150N parametreleri için olasılık grafiği.....	92
Şekil 72. 4Hz-150N için olasılık grafiği.....	92
Şekil 73. 4Hz-200N parametreleri için olasılık grafiği.....	93
Şekil 74. 4Hz-200N parametreleri için normal dağılım grafiği.....	93
Şekil 75. 100 N gerilme uygulanmasında yük hücresinden okunan kuvvet değerlerinin kutu dağılım grafiği.....	94
Şekil 76. 150 N gerilme uygulanmasında yük hücresinden okunan kuvvet değerlerinin kutu dağılım grafiği.....	95
Şekil 77. 200 N gerilme uygulanmasında yük hücresinden okunan kuvvet değerlerinin kutu dağılım grafiği.....	96
Şekil 78. 3Hz-100N parametrelerinde kuvvet-zaman grafiği.....	97



TEŞEKKÜR

Bu çalışmayı hazırlamamda değerli yardımını, anlayış ve desteğini esirgemeyen kıymetli hocam Sayın Prof. Dr. Enver ATİK'e teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Çalışmalarım esnasında yardımların esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Cüneyt TEMİZ'e teşekkürü bir borç bilirim. Sayın Burak TÜLÜ ve Metrosan End. ve Elk. Mek. Cihazlar ve Tıbbi Malz. San. Tic. Ltd. Şti.'ne numune sağlama konusunda destekleri için teşekkür ederim. Deneysel çalışmalarım esnasında motivasyonumu sürekli yüksek tutmamı sağlayan ve her daim destek olan çalışma arkadaşım Arş. Gör. Y. Müh. Sırrı Can POLAT'a, çalışmalarım esnasında daima yanımda olan ve itici gücüyle beni destekleyen Arş. Gör. Y. Müh. Erdoğan POLAT'a, deneysel çalışmalardaki desteği ve tasarım aşamalarındaki yetkin bilgisi ile bana destek olan Y. Müh. Gökhan EYİCİ'ye değerli katkılarından ötürü teşekkür ederim.

Tüm öğrencilik ve akademik hayatımda yanımda olan, tüm çalışmalarımı maddi ve manevi desteğini esirgemeyen Öğr. Gör. Y. Müh. Yasemin YAŞI'ye en içten dileklerle teşekkür ederim. Eğitim hayatım için ellerinden geleni hiçbir zaman esirgemeyen aileme yürekten teşekkür ederim.

Nail ASLAN
Manisa, 2022

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

Nail ASLAN
Manisa Celal Bayar Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Enver ATİK

Günlük aktiviteler esnasında insan omurgasında sürekli olarak dinamik yüklemeler gerçekleşmektedir. Bu durum implantasyon yapılmış hastalar için de geçerlidir ve kullanılan implantların bu yükler altındaki davranışının incelenmesi oldukça yeni ve ilgi çekici bir çalışma alanıdır. Tasarlanan ve imal edilen Elektronik Kontrollü ve Geri Bildirimli Omurga İmplantları İçin Yorulma Test Cihazı ile implantasyonu gerçekleştirilmiş hastaların vücudunda 2 yıl ve daha fazla sürelerde bulunabilecek olan omurga implantlarının dinamik yükler altındaki davranışının incelenmesi amaçlanmıştır.

Yorulma test cihazının tasarımında ASTM F1717 standardı temel alınmıştır. Yorulma test cihazı ile uygulanacak olan kuvvetin büyüklüğü ve hızı değiştirilebilmekte ve tüm bilgiler sürekli olarak text formatında kaydedilmektedir. Cihazın yükleme eksenini ile numunelerin bağlantı eksenini arasında mesafe olduğundan cihaz basmalı eğilme testi gerçekleştirmektedir.

Pnömatik aktüatörler genellikle beklenen kuvvetten sapma gerçekleştirdiği için uygulanan kuvvet bir yük hücresi ile sürekli olarak kontrol edilmektedir ve alınan verilere göre oransal regülatör ile basınç anlık olarak değiştirilerek kendi içerisinde kuvvet kontrolü devamlı olarak sağlanabilmektedir.

Yorulma test cihazında dinamik yüklemeyi gerçekleştirmek için bir pnömatik piston ve diğer pnömatik tertibatı kullanır. Geliştirilen yorulma test cihazı omurga implantlarının dinamik yükleme testlerini 1 Hz ile 5 Hz aralığında, 50-250 N kuvvetler arasında gerçekleştirilebilmektedir. Düzenli olarak kalibre edilen yük hücresinden okunan verilere göre normal dağılıma uygundur ve testler yüksek güvenilirlik değerlerinde gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: omurga, implant, yorulma, dinamik yükleme, eksenel yükleme, basmalı eğilme.

2022, 110 sayfa

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

Nail ASLAN

**Manisa Celal Bayar University
Graduate School of Applied and Natural Sciences
Department of Mechanical Engineering**

Supervisor: Prof. Dr. Enver ATİK

Dynamic loads occur continuously in the human spine during daily activities. This is also viable for implanted patients, and this field of study is fairly new and interesting. With the Fatigue Tester for Spinal Implants with electrical control and feedback, it is aimed to examine the behavior of spinal implants under dynamic loads, which can stay in the body of the patients for 2 years or more time.

Parameters such as the magnitude and speed of the force to be applied with the fatigue test device can be changed and all information is continuously recorded in text format. Based on ASTM F1717 standard. Since there is a distance between the loading axis of the device and the connection axis of the specimens, the device performs a compression bending test.

The fatigue tester uses a pneumatic piston and other pneumatic assembly to achieve dynamic loading. Since pneumatic actuators generally deviate from the expected force, the applied force is constantly controlled by a load cell and the pressure can be changed momentarily with the proportional regulator according to the data received from loadcell, and the force control within itself can be provided continuously.

The developed fatigue device can perform dynamic loading tests of spinal implants in the range of 1Hz to 5Hz, with forces between 50-250N. According to the data read from the regularly calibrated load cell, the normality test is successful and the tests are carried out with high reliability.

A specimen should endure 5×10^6 cycles of load and if the specimen can endure this number of cycles will be considered as runout. This is equivalent of 7000 cycles per day for almost 2 years.

Keywords: spine, implant, fatigue, dynamic loading, axial loading, compression bending.

2022, 110 pages

1. GİRİŞ

Tıbbi cihazlar, teşhis veya tedavinin parçası olarak insan üzerinde kullanıldıkları yerlerde etkilerini fiziksel veya mekanik yollarla gösteren ürünlerdir. Hastalığın önlenmesi, tedavisi, hafifletilmesi, sakatlık veya yaralanmanın tanısı, hafifletilmesi, tedavisi, fizyolojik veya anatomik işlevlerin araştırılması, hayatın sürdürülmesinin desteklenmesi, medikal ya da tanı amaçlı veri sağlanması ve daha birçok amaçla kullanılmakta olan tıbbi cihazların tarihsel gelişimini tıp tarihine kadar uzatmak mümkündür. Tıbbi cihazlar birçok yönden sınıflandırılabilir de doku ile temas eden ürünler olarak incelendiğinde, kemik protezleri, pedikül vidalar ve çiviler, metal ve polimer plakalar, eklem protezleri, kemik greftleri ve kemik içi ürünler örnek olarak verilebilir.

Servikal, torasik, lomber, sakral, koksigeal kısımlar ve intervertebral diskler, ligamentler, kaburga kafesi ve omurga kas dokularının bir birleşiminden oluşan insan omurgasının klinik problemleri bel ağrısı, siyatik, omurga deformasyonları, omurga tümörleri ve travmatik omurga hasarları şeklinde sıklıkla görülmektedir^[1]. Ülkemizde cerrahi omurga operasyonlarının her yıl için yaklaşık %60'ı halk arasında fitik ameliyatı olarak da bilinen lomber diskektomi operasyonudur. Bu operasyon hasarlı kısmın yüklenme bölgesinden çıkarılıp alt ve üst omurlara pedikül vidalarla sabitlenen rodların yükü taşımasıdır^[2]. Bunun yanında hastalarda, skolyoz gibi problemler için cerrahi müdahale ve akıllı implant uygulamaları gerçekleştirilmektedir^[3].

Omurlar, insanın tüm günlük hareketlerinden etkilenir. Dolayısıyla omurgada kullanılan implantlar (vida ve rodlar) sürekli olarak tekrarlayacak şekilde uygulanan dinamik yüklere maruz kalırlar. Cerrahi implantlar ve implantlara yapılan testler; kullanım yerleri, kullanım amaçları, test tipleri, test ortamları gibi çok çeşitli şekilde incelenebilirler. Omurga implantlarına komponent yorulma testleri, statik ve dinamik spinal kafes testleri gibi testler uygulanmaktadır.

Tekrarlı yük altında malzemede bölgesel hasarın oluşması, gelişmesi ve sonunda malzemede kopma gözlenmesi, malzemenin yorulmaya hasarına uğraması anlamına gelir. Tekrarlı yüklemeler sırasında plastik deformasyonlar en yoğun gerilim altındaki bölgelerde oluşur. Belirli bir tekrar sayısından sonra da parçada yorulmadan dolayı akma dayanımının altındaki değerlerde kopma gözlemlenebilir. Omurga implantları dinamik yüklemeye çok fazla maruz kalmaktadır. Dolayısıyla omurga implantlarının yorulma dayanımının test edilmesi gereklidir. Testlerin hem vücut içi simüle edilerek hem de atmosferik koşullarda yapılabilir. Bunun için bir yorulma test cihazına ihtiyaç duyulmaktadır ve bu çalışmanın amacı da bir yorulma test cihazı tasarlanmasıdır.



2. GENEL BİLGİLER

2.1.Tıbbi Cihazlar

İnsan vücudunda kullanıldıkları zaman esas fonksiyonları farmakolojik, immünolojik veya metabolik etkilerle olmayan ancak bu etkilerin desteklemesiyle sağlayabilen ve insan vücudu üzerinde;

- 1) Hastalığa tanı konması, hastalığın önlenmesi, izlenmesi, tedavisi veya hafifletilmesi,
- 2) Sakatlık veya yaralanmanın tanısı, izlenmesi, hafifletilmesi, tedavisi veya mağduriyetin giderilmesi,
- 3) Fizyolojik veya anatomik işlevlerin araştırılması, değiştirilmesi veya yerine farklı bir şey konulması,
- 4) Doğum kontrolü,
- 5) Hayatın sürdürülmesinin desteklenmesi,
- 6) Tasarımın kontrolünün sağlanması,
- 7) Tıbbi ürün dezenfeksiyonu,
- 8) Medikal ya da tanı amaçlı veri sağlanması

Amaçlarıyla kullanılmak için üretilmiş, tek başına veya birlikte kullanılması mümkün olan, üreticisi tarafından özellikle tanı veya tedavi amaçlı kullanılmak için üretilen ve tıbbi cihazın istenen işlevini yerine getirmesi için gerekli olan yazılımlar da dahil, her türlü yazılım, araç, teçhizat, alet, aksesuar veya diğer malzemeler olarak tanımlanmıştır^[4].

Kısaca, bir teşhis veya tedavinin parçası olarak insan üzerinde kullanıldıkları yerlerde etkilerini fiziksel veya mekanik yollarla gösteren ürünler tıbbi cihaz kategorisinde değerlendirilmektedir^[5].

2.1.1. Tıbbî Cihazların Tarihsel Gelişimi

Tıbbi cihazların tarihsel gelişimi tıp tarihi kadar eskidir. Mağaralarda ve yerleşim yeri kalıntılarında çakmak taşı gibi malzemelerden yapılmış bazı aletler bulunmuş olup bunların ilkel cerrahi aletler olduğu düşünülmektedir. Bu bulgular ışığında, ilkel toplumlarda hayvan tendonundan yapılan iplikler ve kemik iğneler kullanarak derin kesiklere müdahale edildiği düşünülmektedir. Yaralarda dren olarak ince ağaç kabukları yerleştirilmiştir. Kırık tedavisi için tahtadan askılar kullanılmıştır. Antik Mısır Medeniyetinde, M.Ö. 7. yüzyıla ait olduğu düşünülen Edwin Smith tarafından bulunan ve aynı adla anılan, o dönemki cerrahi aletler ile ilgili bir papirüs mevcuttur. Bu papirüs, incelendiğinde Antik Mısır Medeniyetinde cerrahi amaçlarla kullanılan aletlerin varlığı ve kırıkların ilkel ateller yardımıyla tedavi edildiğini işaret eden kanıtlar bulunmaktadır. Eski Hint Medeniyetinde ise, Susruta Samhita Sanskrit yazıtında belirtildiği üzere forsepsler, makaslar, spekulumlar, bisturiler, iğneler, şırıngalar, testereler ve kateterler gibi cerrahi aletlerin şekli ve kullanımları tarif edilmiştir. 11. yüzyıla gelindiğinde ise Türk-İslam dünyasından bilim insanı Ibn-i Sina, ilk defa tıp bilimi ile cerrahi bilimleri farklı kategorilerde sınıflandırarak cerrahi operasyonlarda kullanılması amacıyla çeşitli cerrahi el aletlerinin şekil ve kullanım açısından tariflerini yapmıştır^[6].

Tıbbi cihazların ana gelişim süreci ise 1900'lü yıllarda başlamıştır. 20. yüzyılın başında mühendislik, kimya, fizik, mikrobiyoloji, fizyoloji, farmakoloji gibi uygulamalı bilim dallarında gerçekleşen hızlı büyüme ve gelişmelerden büyük ölçüde faydalanmıştır. X ışınlarının 1895 yılında keşfedilmesi, tıp alanında da tanı ve tedaviye yönelik hizmetlerin kalitesini büyük oranda artırmıştır. II. Dünya Savaşı yıllarında tıbbi teknoloji çok hızlı gelişmiştir. 1950'li yıllarda gama kameraların, 1970'li yıllarda bilgisayarlı tomografinin ve 1980'li yıllarda manyetik rezonans cihazlarının tıp alanında kullanılmaya başlanması, hastanelerde kullanılan cihazların niteliğinde gelişmeler olmasını sağlamıştır. Elektronik ve bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerle birlikte, tıbbi alet ve cihazlar sayısı ve çeşidi de artmaktadır. Tıbbi cihazların üretim maliyetlerin düşmesi, ileri teknoloji ürünü cihazların da yaygın olarak kullanılmasını beraberinde getirmiştir^[7].

1980-2000 arası dönemde hastanelerde tomografi tarayıcılar (CT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) cihazları yaygınlık kazanmıştır. Tıbbi cihaz seçenekleri bu dönemde çeşit, sayı, model vb. unsurlar bakımından artış göstermiştir^[7]. 2000-2015 arasında tıbbi cihazlar alanı göz önünde bulundurulduğunda en önemli gelişme robotik uygulamalar konusundadır. Tıbbi cihazlar, tanı ve tedavinin her aşamasında gittikçe daha büyük ölçüde kullanılmaktadır^[8].

2.1.2. Tıbbî Cihazların Sınıflandırılması

Tıbbi cihazlar için sınıflandırma, cihazların üretimin, bakım onarımı, takibi, kullanımı ve kayıtların tutulmasında birçok fayda sağlar. Tıbbi cihazlar, türlerindeki ve bunların alt gruplarındaki çeşitlilik nedeniyle çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir. Genel bir sınıflandırma ya da Tıbbi Cihaz Yönetmeliği'ne göre sınıflandırılma yapılabilir^[8].

2.1.2.1.Vücuda Temas Haline Göre Cihazlar

Vücut yüzeyi ile temas eden cihazlar aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- a) Sadece sağlam cilt yüzeyi ile temas halinde olan cihazlar. Bunlara harici protezler, sabitleme bantları, sıkıştırma bandajları örnek verilebilir.
- b) Sağlam mukoza zarlarıyla temas halinde olan ürünler. İdrar sondaları, kontakt lensler, vajinal ve bağırsak cihazları (kolonoskop, nazogastrik tüp, sigmoid kolonoskop, gastroskop), endotrakeal kanal, bazı protezler, ortodontik cihazlar örnek olarak verilebilir.
- c) Hasar almış ya da bütünlüğü sekteye uğramış doku yüzeyleri ile temas eden cihazlar. Bu türe, sargılar, tedavi edici cihazlar; ülser, yanık ve granülasyon dokusu için kapatıcı yamalar örnek verilebilir^[9].

2.1.2.2.Harici İletişim Cihazları

Harici iletişim cihazları, uygulama yerleri ve temas durumuna göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- a) Herhangi bir şekilde damar yoluyla temas eden ve damar yoluna müdahale amaçlı kullanılan cihazlar. Bunlara çözelti verme setleri, aktarma setleri, uzatma setleri ve kan verme setleri örnek verilebilir.
- b) Kemik, doku veya pulpa-dentin sistemleri ile temas eden cihazlar. Diş ile ilgili dolgu malzemeleri, cilt zımbaları, laparoskoplar, artroskoplar, boşaltma sistemleri örnek gösterilebilir.
- c) Dolaşımdaki kanla doğrudan temas etmekte olan cihazlar. Örneğin damar içi kateterler, geçici pacemaker (kalp pili) elektrotlar, vücut dışı oksijen jeneratör tüpleri ve aksesuarları, oksijen jeneratörleri, hemoadsorbanlar ve immünadsorbanlar, diyaliz cihazları, diyaliz tüpleri ve aksesuarları^[9].

2.1.2.3.Temas Süresine Göre Cihazlar

Tıbbi cihazlar dokuya temas ettikleri süreler göre aşağıdaki şekilde gruplandırılabilir:

- a) Limitli temasta bulunma hali: Toplamda ya da tek tek ve tekrarlanan temas süresi 24 saati aşmayan ürünler.
- b) Uzun süreli temas hali: Kümülatif ya da tek tek, tekrarlanan ve temas süresi genellikle 24 saatten fazla ancak 30 günü aşmayan cihazlar.
- c) Kalıcı temas hali: Temas süresi 30 günün üzerinde olan cihazlar^[9].

2.1.2.4. Vücuda Yerleştirilebilir Cihazlar (İmplantlar)

Bu cihazlar, uygulama noktası ve maruziyet durumuna göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

- a) Dokular ile temas halinde bulunan cihazlar. Kemik protezleri, pedikül vidalar, plakalar, eklem protezleri, kemik greftleri ve kemik içi cihazlar örnek gösterilebilir. Dokular ve sıvıları ile temasta olan ürünlereyse kalp pilleri (pacemakers), enjeksiyon cihazları, göğüs implantları, yapay yutaklar (larenks), subperiosteal implantlar, rahim içi araçlar ve damar bağlama kısıkaçları örnek verilebilir.
- b) Kan ile temas eden cihazlar. Kalp pili elektrotları, kalp kapakları, yapay arterovenöz fistüller, nakil damar dokuları (grefler), dâhili ilaç verme kateterleri ve ventriküler yardımcı cihazlar^[8].

2.2.İnsan Omurgası ve Omurga Cerrahisi Hakkında Genel Bilgi

İnsan omurgası servikal, torasik, lomber, sakral, koksigeal kısımlar ve intervertebral diskler, ligamentler, kaburga kafesi ve omurga kas dokularının bir birleşiminden oluşur. İnsan omurgasının klinik problemleri bel ağrısı, siyatik, omurga deformasyonları, omurga tümörleri ve travmatik omurga hasarları şeklinde sıkça görülmektedir^[9]. Ülkemizde 2010-2012 yılları arasında gerçekleştirilen 339.938 cerrahi omurga operasyonunun her yıl için yaklaşık %60'ı halk arasında fitik ameliyatı olarak da bilinen lomber diskektomi operasyonudur. Bu operasyon hasarlı kısmın yüklem bölgesinden çıkarılıp alt ve üst omurlara pedikül vidalarla sabitlenen rodların yükü taşımasıdır^[10]. Cerrahi operasyonlar komplikasyonlar öncesinde de gerçekleştirilebilir. Pediatrik hastalarda, skolyoz gibi problemler için cerrahi müdahale ve akıllı implant uygulamaları gerçekleştirilmektedir^[10].

2.2.1. Omurga İmplantları

Omurga implantları; skolyoz, travmatik kırıklar gibi sorunları olan hastaları tedavi etmek ve iyileşme sürecine katkı sağlamak için kullanılır.

İnsan vücudunda metal, seramik, polimer ve kompozit implant malzemeleri kullanılmaktadır. İmplant kullanımını etkileyen birçok faktör olmasına rağmen implant malzemelerinde aranan en önemli faktör, malzemenin biyo-uyumlu olması yani, insan vücudunda niteliklerini yitirmeden kalabilmesidir. İmplant imal edilen malzemeleri, bulunduğu ortama ve kullanılan bölgenin hareket durumuna göre biyolojik ve mekanik olmak üzere iki şekilde bozulabilir.

2.2.2. Omurga İmplant Türleri

Omurga implant türleri aşağıdaki gibi dörde ayrılabilir:

- Kafes Şeklinde İmplantlar
- Plaka Şeklinde İmplantlar
- Çubuk Şeklinde İmplantlar
- Pedikül Vidalar

Kafes Şeklinde İmplantlar:

Omurga üzerindeki iki ya da daha fazla omur arasında destek ve boşluk doldurma görevi görmektedir. Omurga ile uyumlu bir parça olarak bütünleşmektedir. Bu implantlar ameliyat sonrası stabilite ve destek sağladığı için vücut içi kafesler olarak da bilinirler. Genellikle vida gibi bir sabitleme elemanına ihtiyaç duymamaktadırlar^[11]. Titanyum günümüzde gövde içi kafeslerde kullanılan malzemelerden biridir. Titanyum kafesleri, 1990'larda ilk olarak spinal füzyonda kullanılmıştır. Vertebral etkileşim ve birleşme için korozyona dirençli, düşük özgül ağırlıklı bir yapısal elemandır. Titanyum ve alaşımlarından imal edilen kafeslerin yüzeyleri, kemik ile tutunmayı sağlayacak şekilde ayarlanabilir^[11,12].

Plaka Şeklinde İmplantlar:

Omurgayı desteklemeye ve dengelemeye yardımcı olan bir implant çeşididir. Plaka implantları omurlara sabitlemek için vidalar kullanılmaktadır. İskeleti yerinde tutmak için yardımcı olurlar. Plaka implantlar, omurga ile eşzamanlı olarak bükülebilecek kadar esnektir. Servikal omurlar için yaygın olarak ön ve arka füzyon

plakaları kullanılmaktadır. Yumuşak dokunun ezilmesini engelleyen düşük profili sebebiyle ön plakalar servikal omurgada yaygın olarak kullanılırlar^[13].

Çubuk Şeklinde İmplantlar:

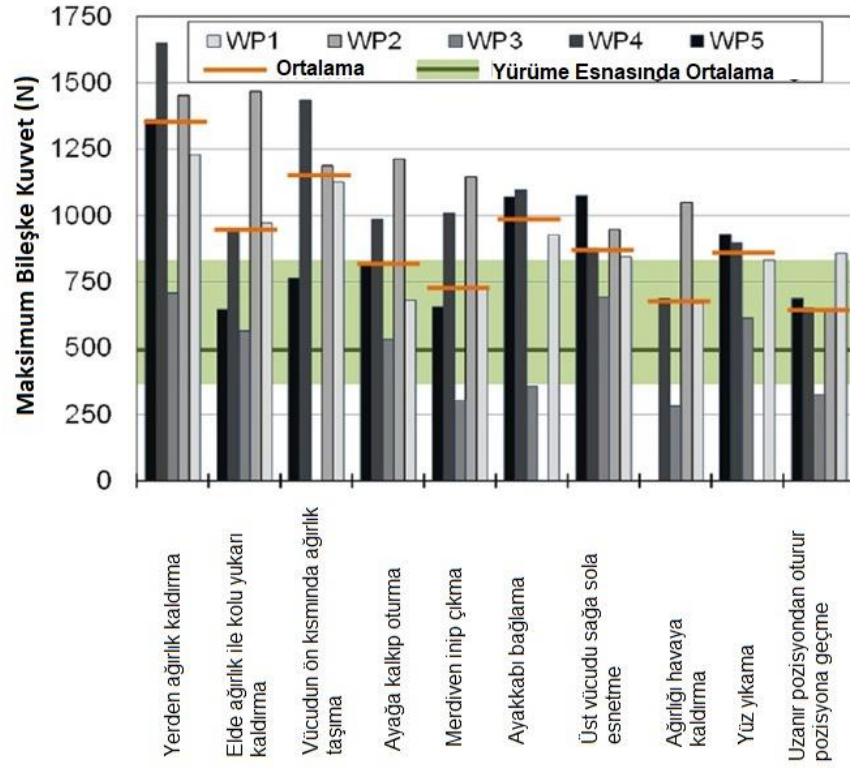
Omurganın belirli bir bölümünün hareket kabiliyetini sınırlandırıp omurları düzgün hale getirmeye yardımcı olan ayarlanabilir implantlardır. Çubuklar düz, yuvarlak veya dişli olabilir. Sabitleme noktası birden fazla olan metal çubuk, sert omurga stabilizasyonu sağlamak için uygundur.

Pedikül Vidalar:

Füzyonda gerçekleştirilen iyileştirmeye ek olarak stabilite ve güç sağlamak için spinal füzyonlarda kullanılmaktadır. Kaynamanın gerçekleştiği omurların üst ve alt bölgelerine pedikül vidaları yerleştirilmektedir. Vida bağlantılarını gerçekleştirmek için, hareketi sınırlandıran ve kemiklerin greft yardımıyla iyileşmesini hızlandıran bir çubuk kullanılmaktadır. Füzyonda istenilen şekilde düzgün iyileşme gerçekleştikten sonra çubuklar ve vidalar çıkartılabilir. Çıkartılmaları her durumda zorunlu olmamaktadır^[14].

2.2.3. Omurga Üzerine Gerçekleştirilen Yüklemeler

Omurgaya yapılan yüklemeler bel ağrı ve hasarlarında genel sebep olarak görülmektedir. Lomber yüklemelerin tespit edilebilmesi risklerin azaltılmasında ve omurga hasarlarının önlenmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Bu bağlamda, Dreischarf ve arkadaşları, yaptıkları lomber omurlar üzerine yaptıkları derleme çalışmasında çeşitli günlük hareketlerin omurga üzerinde oluşturduğu baskılarla ilgili **Hata! Başvuru kaynağı bulunamadı.**'de gösterilen ilgi uyandıran sonuçlara ulaşılmıştır^[15].



Şekil 1: Günlük hareketlerin lomber omurlar üzerine etkilerinin en büyük bileşikleri [15].

Yorulma ya da yorulma ömrü testleri bir malzemenin gerçek koşullarda maruz kalması beklenen yüklemelerin dinamik olarak uygulanması sonucunda genellikle malzemede hasar oluşması ile sonuçlanan testlerdir. Statik yükleme testleri olan çekme ve basma testlerinden yükün tekrarlı olması ve ömrün tamamlandığı yükün çekme ya da basma testlerinde daha düşük değerlerde olması ile ayrılır. Makine parçalarında, yük taşıyan makine elemanlarda, yük altında titreşime maruz kalan makine elemanlarında, mobilyalarda, implant ve protezlerde oluşabilecek hasarların ve yükleme sınırlarının belirlenmesinde önemli rol oynar. Yorulma atmosfer koşullarında gerçekleşebildiği vücut sıvısı, kan plazması, tuzlu ve tatlı sular, solüsyon, süspansiyon ve aerosol gibi ortamlarda da gerçekleşebilir. Bahsi geçen ortamlarda yapılan yorulma testleri korozyonlu yorulma (yorulmalı korozyon) olarak adlandırılır ve bazı hallerde beklenen yorulma değerlerinden oldukça farklı sonuçlar ortaya çıkarabilir. Bu tez projesi kapsamında tüm bu faktörler ve parametrelerin kontrol edilebilmesi amacıyla bir eksenel yükleme tipinde yorulma cihazı tasarımı gerçekleştirilecektir.

Günlük yaşantımızda hemen her türlü hareketimizde omurgamıza tekrarlı ya da tekrarsız yükleme yapmaktayız. Uyumken, otururken, yürürken, merdiven çıkarken, ayakkabımızı bağlarken ve yerden uzanıp bir şeyler alırken oldukça farklı tiplerde ve şekillerde omurgamıza yükleme yapmaktayız. Yerden eşya kaldırırken bir el ile desteklemek bile yükleme tipini ve şiddetini oldukça büyük oranda etkilemektedir^[16,17].

M. Dreischarf ve arkadaşları, diskler arası basınç ölçümü ve hesaplamalı modellerin bir kıyaslamasını yaparken ulaştığı sonuçlara göre, insan omurgasında oluşan kaymalar ve hissedilen ağrıların temel sebebi omurga üzerine gelen yüklemelerden kaynaklanmaktadır. Anlık aşırı yüklemelerin ve tekrarlı görece büyük yüklerin omurga üzerinde hasara neden olan temel faktörler olduğu görülmüştür^[15].

Z. El Ouaid ve arkadaşları, standartlaşmış metotların yanında hastaların boy, kilo, yaş, cinsiyet, çalışma hayatı, alışkanlıkları, spor geçmişi gibi faktörlerin de göz önüne alınması gerektiğini söylemektedir. Yapılan çalışmalar fiziksel aktivite sırasında yükün karın, kalça ve sırt kasları ile omurga arasında paylaşıldığını ve omurga üzerine binen yük ile dengenin kas yapısı ile doğrudan ilişkili olduğunu göstermektedir. Denge faktörü de omurga üzerine binen yükleri doğrudan etkilemektedir^[18].Günlük yaşantımızı meydana getiren hareketlerin yaşlandıkça değişimleri de sürecin takibini daha önemli hale getirmektedir. Yapılan bazı testlerde test yapılan kişinin yaşı arttıkça aynı işleri yaparken omurgalarına binen yüklerin daha genç kişilere göre arttığı görülmüştür. Aynı zamanda genç insanlar üzerinde yapılan testlerde yükleme tiplerinin daha çok değiştiği görülmüştür^[19,20].

Bel ağrısı problemi ve omurga problemleri yaşayan hastalarda cerrahi operasyonlar sırasında sıkça tercih edilen omurga implantlarının çeşitli türleri ve her bir türün kendine ait standartlaşmış testleri mevcuttur. Bugün oldukça sık kullanılan bilateral rod (sabitlenmiş paralel iki çubuk) tipi implantlar için ASTM F 1717 standart yaygın bir test metodudur^[21].

Yükleme tipleri ve yük miktarlarının önemi göz önüne alındığında bu tip bir test cihazının sağlayabileceği akademik fayda oldukça büyüktür. ASTM F1717 her ne kadar standart bir ölçüm metodu olsa dahi literatür araştırmalarında görüldüğü üzere çok farklı şartlar ve yüklemeler için de testler yapılması önemli bir gerekliliktir. Aynı zamanda tüm bunların hasta için tasarlanan implant yapısının gerekliyse yüzey işlemleri ve kaplamalarının da eklenmesiyle tekrarlanması ve sonuçlarının incelenmesi gerekliliği doğmaktadır.

2.3.Yorulma Hakkında Genel Bilgiler

2.3.1. Yorulma

Yorulma, tekrarlı yük altında bölgesel hasarın oluşması ve gelişmesini ifade eder. Çatlak oluşumu, ilerlemesi ve parçanın kırılarak kopması adımlarının kümülatif bir toplamıdır. Tekrarlı yüklemeler sırasında plastik deformasyonlar en yoğun gerilim altındaki bölgelerde oluşur. Bu bölgelerde kalıcı hasarlar meydana gelerek çatlakları oluşturur ve bu çatlaklar tekrar sayısına bağlı olarak büyümeye başlar. Belirli bir tekrar sayısından sonra da parça kopar^[22].

Makina elemanları çoğunlukla dinamik zorlanmalara maruz kalmaktadır. Dinamik zorlanmalar, kuvvetin değişken olduğu durumlarda ortaya çıkar. Bunun yanında kuvvetin sabit olduğu dönen millerde de değişken gerilmeler oluşur. Makina elemanlarına bu gerilmeler uygulandıklarında akma dayanımlarının altındaki gerilme değerlerinde bile zaman içinde hasar meydana gelir. Malzeme içinde oluşan mikro çatlaklar, değişken zorlanmalar sonucunda zamanla ilerleyerek büyür. Değişken zorlanmalar altında meydana gelen bu hasar türü yorulma olarak adlandırılmaktadır.

2.3.1.1.Yorulma Aşamaları

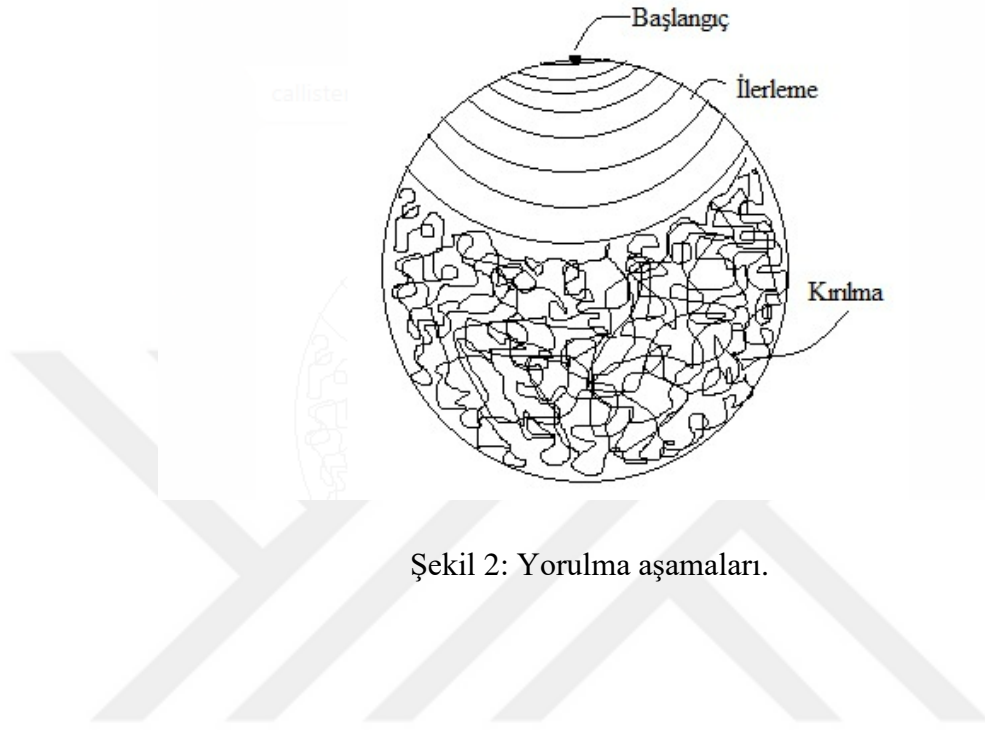
Yorulma üç adımda gerçekleşmektedir:

1. Çatlak Başlangıcı: Çatlaklar genelde gerilme yığılmalarının olduğu bölgelerde veya kristal yapıdaki kusurlu bölgelerde başlar.

2. Çatlak İlerlemesi: Çatlaklar çoğunlukla yüzeyde oluşmaya başlar. Malzeme içinde mikro çatlaklar olması durumunda, çatlağın ilerleyebilmesi için oluşan gerilme yığılmasının çatlağı ilerletebilecek seviyede olması gerekmektedir. Çatlak ilerleyerek, parçanın kalan kesiti uygulanan yükü taşıyamayacak seviyeye ulaşır.

3. Kırılma: Parça uygulanan yükü taşıyamayacak duruma geldikten sonra geri kalan kısmı yükü taşıyamaz duruma gelir, malzeme aniden kopar.

Bir milin yorulma hasarı sonrasında kırık yüzeyi incelendiğinde, hasarın genellikle yüzeydeki bir süreksizlik noktasında başladığı, yorulma sebebiyle oluşan çatlakların belirli bir periyotta ilerlediği, kesitin uygulanan yükü taşıyamayıp ani olarak kırıldığı üç farklı bölge gözlemlenebilir (Şekil 2).



Şekil 2: Yorulma aşamaları.

2.3.1.2. Çevrimsel Gerilmeler

Dinamik yük, zamana göre büyüklüğü değişen yük anlamına gelmektedir.

Denklem 1 maksimum gerilme (σ_{\max}) ve minimum gerilme (σ_{\min}) değerleri arasındaki fark gerilme değişimini ($\Delta\sigma$) ifade etmektedir. Denklem 2 gerilme değişiminin aritmetik ortalaması gerilme genliğini (σ_g) ifade etmektedir. Denklem 3'te maksimum ve minimum gerilme değerlerinin ortalaması ortalama gerilme σ_0 ile ifade edilmektedir. Denklem 4'te R oranı maksimum ve minimum gerilme değerlerinin oranı olarak adlandırılmıştır. Bu gerilme değerleri dinamik bir yükleme için önemli sınırlardır ve aralarındaki bağıntı şöyledir:

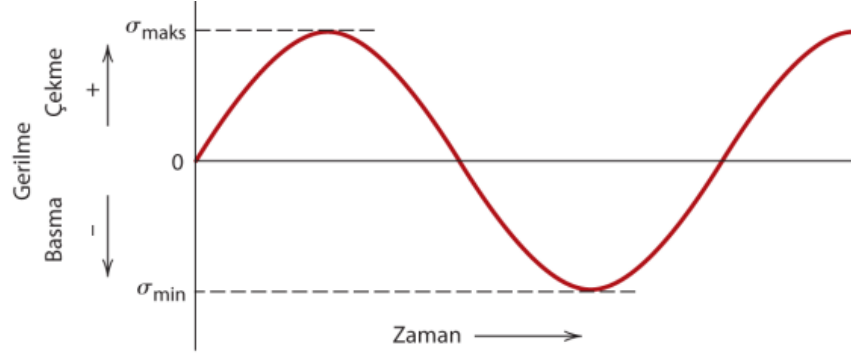
$$\Delta\sigma = \sigma_{\max} - \sigma_{\min} \quad \text{Denklem 1}$$

$$\sigma_g = \frac{\sigma_{\max} - \sigma_{\min}}{2} \quad \text{Denklem 2}$$

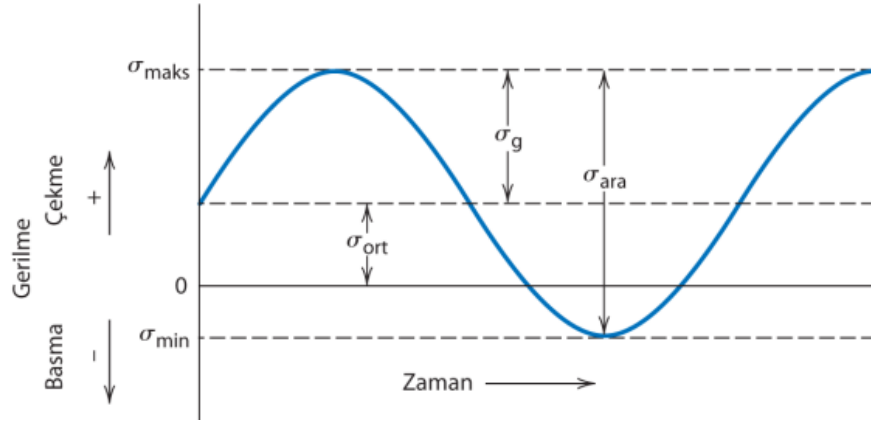
$$\sigma_0 = \frac{\sigma_{\max} + \sigma_{\min}}{2} \quad \text{Denklem 3}$$

$$R = \frac{\sigma_{\min}}{\sigma_{\max}} \quad \text{Denklem 4}$$

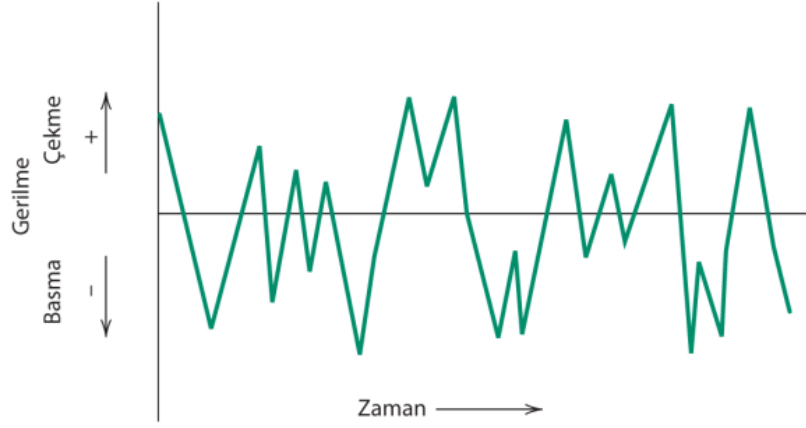
Yorulma hasarına yol açan gerilmelerin zamanla değişimi Şekil 3, Şekil 4 ve Şekil 5 'te verilmiştir.



Şekil 3: Gerilmenin mutlak değerce eşit, gerilmenin sıfır olduğu ortalama gerilme ekseninde simetrik şekilde, çekme ve basma arasında devamlı olarak değiştiği tam değişken gerilme çevrimi^[23].



Şekil 4: Gerilmenin en büyük ve en küçük değerlerinin ortalama gerilme eksenine göre simetrik olduğu ancak bu eksenin sıfır gerilme eksenine çakışık olmadığı genel değişken gerilme çevrimi^[23].

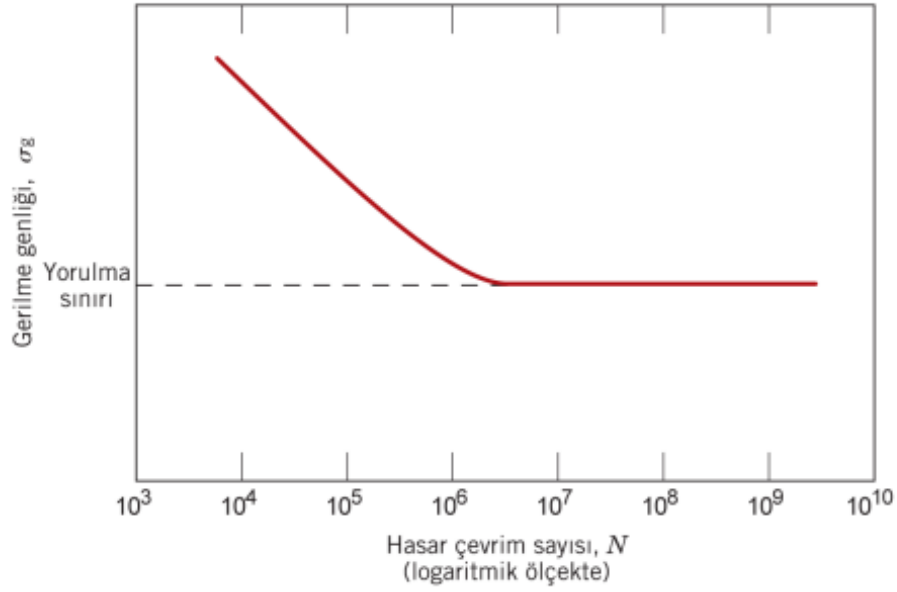


Şekil 5: Düzensiz (titreşimli) gerilme çevrimi^[23].

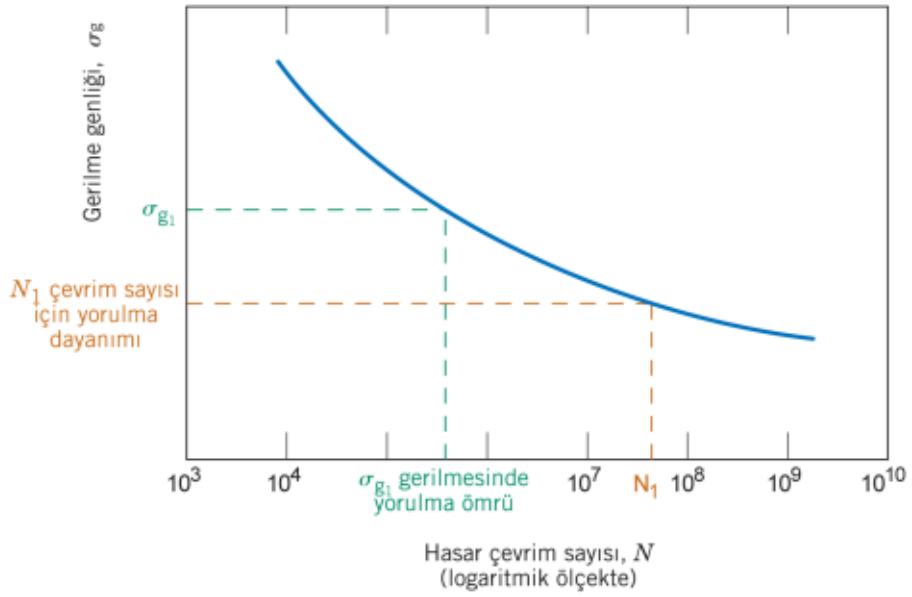
2.3.1.3. Gerilme-Ömür (S-N) Eğrileri

Yorulma konusunda yapılan ilk testler 1866 yılında August Wöhler (1819-1914) tarafından vagon aksları üzerinde uygulanmıştır. Wöhler eğrileri belirli bir ortalama gerilmeye, gerilme genliği ile yük tekrar sayısı arasında çizilmiş eğrilerdir.

Bir test numunesi, eğer çevrimli yüksek gerilmelere maruz kalırsa, parçanın hasar görmesine sebep olacak bir yorulma çatlakı ya da başka bir hasar meydana gelecektir. Aynı koşullarda test daha büyük gerilme değerinde tekrarlanırsa, test numunesi hasar görene kadar meydana gelecek olan çevrim sayısının daha az olması beklenir. Çeşitli gerilme seviyelerinde yapılan bunun gibi testlerin sonuçları bir gerilme-ömür eğrisi elde etmek için çizilebilir. Bu eğri S-N eğrisi olarak adlandırılır. Gerilme-ömür arasındaki ilişkiyi gösteren bu diyagramlara Wöhler diyagramları denilmektedir^[23]. Yorulma limiti gözlemlenen ve sonsuz ömür gösteren malzemeler için gerilim genliğinin, gerilim çevrim sayısına göre değişiminin logaritmik grafiği Şekil 6 ve Şekil 7’de verilmiştir.



Şekil 6: Yorulma sınırı gösteren malzemeler için gerilme genliğinin, gerilim çevrim sayısına göre davranışının logaritmik olarak gösterilişi.^[23]



Şekil 7: Yorulma sınırı gözlenmeyen malzemeler için gerilme logaritmik genlik-gerilim eğrisi.^[23]

Şekillerde görüldüğü üzere iki tip yorulma davranışından bahsedilebilmektedir. Gerilme büyüklüğü ile ters orantılı olarak malzemenin hasarsız yüklemeye uğradığı çevrim sayısı değişmektedir. Titanyum alaşımları ve demir esaslı alaşımların bazılarında S-N eğrisi belli çevrim sayılarından sonra yatay eksene paralel hale gelmektedir. Sonsuz ömür dayanım sınırı ya da yorulma sınırı olarak isimlendirilen bu yatay çizginin altında yorulma kaynaklı hasarların oluşmayacağı varsayılır. Bu sınır tekrarlı yükleme altında hasarın oluşmayacağı en büyük gerilim değeri olarak açıklanabilir.

Yorulma sınırı gözlemlenmeyen malzemelerde çevrim sayısındaki artışla birlikte S-N eğrisi üzerinde çevrim sayısına karşılık gelen gerilme değeri giderek düşer (Şekil 7). Bu tip malzemelerde gerilme ne kadar küçük seçilirse seçilsin, dinamik yüklemeye bağlı yorulma hasarı oluşacaktır. Bu tür malzemelerde S-N eğrisi üzerinde çevrim sayısına karşılık gelen gerilme değerleri, yorulma dayanımı olarak adlandırılır.

2.3.1.4. Yorulmaya Etki Eden Faktörler

Gerilme hali: Ortalama gerilme, gerilme genliği, iki eksenli gerilme halinin varlığı, kayma gerilmeleri gibi haller yorulmaya etki eden faktörlerdir.

Geometri ve boyut: Yorulma çatlaklarını başlatabilecek, gerilme yığılmalarına neden olan süreksizlerin varlığı önemlidir. Ayrıca boyutların artması numunenin yüzey alanı ve hacmini artırır. Yüzey alanının artışı yorulmanın genellikle yüzeyden başlaması sebebiyle oldukça önemlidir. Aynı zamanda burulma veya eğme olarak yüklenen numuneler için çaptaki artış genellikle yüksek gerilmeye maruz kalan malzeme hacmini artırır^[24].

Malzeme türü: Yorulma ömrü malzeme türüne göre değişiklik gösterebilir.

Artık gerilmeler: Kaynak, döküm vb. işlemler sonunda oluşan artık gerilmeler yorulma ömrünü azaltır. Yüzeyde uygun bir artık basma gerilmesi oluşumu yorulma mukavemetinin artırılmasında etkili bir metottur. Artık basma gerilmeleri genellikle mekanik olarak plastik deformasyon ile sünek malzemelere uygulanmaktadır^[24].

Gerilme Yığılması: Çentik, keskin köşeler, delik gibi gerilme yığılmasına sebep olan faktörler yorulma mukavemetini önemli ölçüde azaltmaktadır. Makine elemanlarındaki flanş, kama yuvaları, delik, vida dişleri, sıkı geçmeler gibi kısımlar gerilme artırıcı içerir. Bundan dolayı, bu kısımlarda yorulma çatlaklarının başlama ihtimali artmaktadır^[24].

İç yapı kusurları: Döküm sırasında ve sonrasında soğuma aşamasında meydana gelen iç yapı kusurları gibi kusurlar yorulma ömrünü azaltır.

Tane boyutu: Birçok metal malzeme için küçük ve eş eksenli tane yapılarının yorulma ömrünü artırdığı bilinmektedir.

Çevresel şartları: Atmosferik koşullar, korozyon vb. gibi çevre şartları yorulma dayanımını ve ömrünü etkilemektedir.

Yüzey Pürüzlülüğü: Yüzey pürüzlülükleri yorulma özelliklerini önemli ölçüde etkiler.

Sıcaklık ve ısı işlem: Çok yüksek veya çok düşük sıcaklıklar yorulma ömrünü azaltır.

2.3.2. İmplantların Yorulma Dayanımları

İmplantlar ile ilgili yorulma dayanımı söz konusu olduğunda 2 farklı yorulma dayanımından bahsedilmektedir. Bunlarda ilki implant malzemesinin atmosferik koşullardaki yorulma dayanımı diğeri ise simule edilmiş vücut sıvısı içerisinde gerçekleştirilen yorulma dayanımıdır. Elektrokimyasal korozyon ile birlikte yapılan testleri de literatürde mevcuttur^[27].

Barriuso ve arkadaşları, yaptıkları yüzey pürüzlülüğü ile yorulma değerleri arasındaki ilişkiyi açıklayan çalışmada, yüzey pürüzlülüğünün ve bu şartları sağlayan aşındırıcıların malzemelerinin de aşındırılan yüzeylerin yorulma dayanımları üzerine etkisini açıklamaktadır. Püskürtülen aşındırıcılar ve klasik parlatmanın aynı yüzey pürüzlülüğünde farklı yorulma değerleri vermeleri yalnızca yüzey kalitesinin değil aynı zamanda işlemin parametrelerinin de önemini vurgulamaktadır^[28].

Apachitei ve arkadaşları, normal şartlarda yorulma ömür değerini düşüren plazma elektrolitik oksidasyon (PEO) yöntemini bilyalı dövme ile birleştirerek işlem görmemiş Ti6Al4V ömür dayanımından daha iyi sonuçlara ulaşmışlardır^[29].

Wang ve arkadaşları, bilyalı dövmenin Ti6Al4V üzerinde açılan çentiğin yorulma esnasında ilerlemesine etkilerini inceleyen çalışmasında çatlak oluşması ve ilerlemesinin %64,3 geciktirilebildiğini ortaya koymuşlardır. Aynı zamanda bilyalı dövmenin yorulma ömrünü %34,2 oranında artırdığı da görülmüştür^[30].

Ti6Al4V malzemesi kullanılarak üretilen implantların üretim yöntemi ve üretim parametreleri de yorulma dayanımını önemli ölçüde etkilemektedir. Özellikle günümüzde yaygınlaşan eklemeli ve katmanlı imalat çalışmalarında kontrol edilebilirliği yüksek parametreler, mekanik özellikleri doğrudan ve önemli ölçüde açıklanabilir ve kontrol edilebilir hale getirmektedir.

Sun ve arkadaşları, seçici lazer ergitme yöntemiyle ürettikleri Ti6Al4V numunelerde imalat yönünün bazı mekanik özelliklere etkilerini araştırmışlardır. 0°, 45°, 90° açılı yönlerde imal edilen numunelerde genel olarak mekanik özelliklerin 45° açı ile imal edilen numune etrafında artış gösterdiği ancak dövme yöntemi ile imal edilen malzemeden düşük kaldığı görülmüştür. Yorulma testi sırasında çatlak ilerlemesi göz önüne alındığıdaysa 45° açı ile imal edilen numunenin daha iyi sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir^[31].

Galarraga ve arkadaşları, yaptıkları çalışmada mikro yapı ve porozitenin üretim platformu üzerinde bulunan bölgeye göre değişimini gözlemlemişlerdir. Bu özellikler dolaylı olarak mekanik özellikleri de etkilemektedir. Ayrıca platform üzerinde katmanlı imalat nedeniyle platformdan uzaklaştıkça mekanik özelliklerde azalma olduğu gözlemlenmiştir. Yine aynı çalışmada farklı tavlama sıcaklıklarında görülen mikro yapı ve mekanik özelliklerden de bahsedilmektedir^[32].

Heinz ve Eifler, Ti6Al4V çatlak oluşum mekanizmalarını açıkladıkları çalışmalarında, yükleme şiddetinin ömür üzerindeki etkilerinin yanında çatlağın oluştuğu bölgenin de değiştiğini gözlemlemişlerdir. 645 MPa üzerindeki dinamik yüklemelerde çatlaklar yüzey bölgesinde oluşurken altında kalan yüklerde yüzey altında oluşmaktadır. Bu durum malzeme üzerinde uygulanacak iyileştirmelerin karakteristiğini doğrudan etkilemektedir^[33].

Bu çalışmada literatürdeki ilgili bilgilerden hareketle omurga implantlarının dinamik testlerinin gerçekleştirilmesinin önemi görülmüş ve bu testlerin gerçekleştirilebilmesi amacıyla bir yorulma cihazına ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tez projesi kapsamında cihazın tasarımı ve testleri gerçekleştirilecektir.

Hedef olarak belirlenen omurga implantı yorulma testlerinin yanında dinamik kuvvet uygulama ve korozyon ortam şartları gibi koşulların sağlanması nedeniyle farklı disiplinlere hitap eden malzemeler ve numunelerinin de testlerinin yapılması olanaklıdır.

Biyomedikal ve biyomekanik çalışmalarda büyük oranda dışa bağımlı olan ülkemizde, bu gibi çalışmaların gelecek çalışmalar ile kurulacak olan test ve ölçüm laboratuvarlarına katkı sağlaması umut edilmektedir.

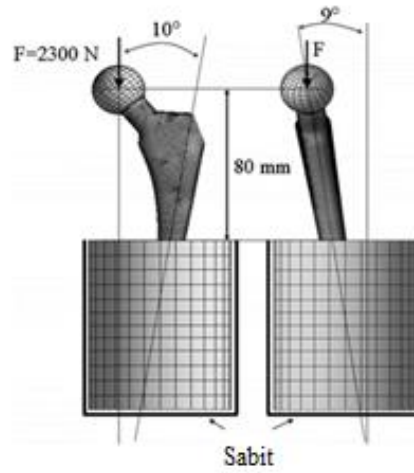
2.4.Biyomekanik Testlerin Yaygın Olarak Kullanıldığı İmplantlar ve Testleri

2.4.1. Kalça Eklem Protezleri

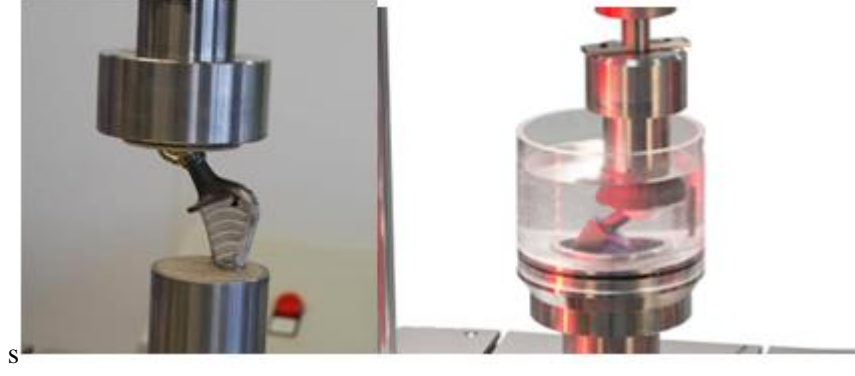
2.4.1.1. Femoral Komponent Yorulma Testleri

ISO 7206-4: Proksimal gevşeme meydana geldiğinde yüklemeyi simüle eder. Basma, katlama ve burulma gerinimlerine neden olmak için yükler, kalça implantının uyluk başına doğru uygulanır (Şekil 8 ve Şekil 9).

ISO 7206-6: Gevşememiş in vitro yüklemeye maruz kalan tam olarak sabit bir implant ile daha tutarlı olan implantın boynunun yorulma dayanımını test eder.



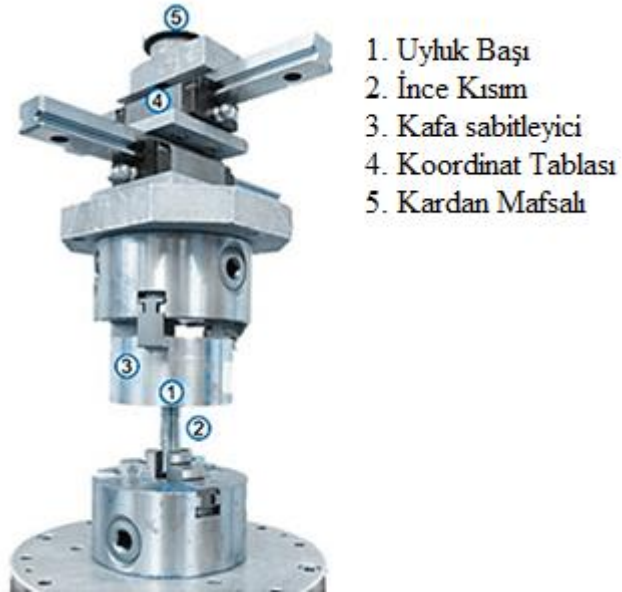
Şekil 8: Kalça eklemi femoral komponentinin ISO 7206-4/6 standardına göre konumlandırılması^[32].



Şekil 9: Atmosfer koşullarında ve In vitro ISO 7206-4 testleri^[33].

2.4.1.1.1. Uyluk Başı Burulma Testi

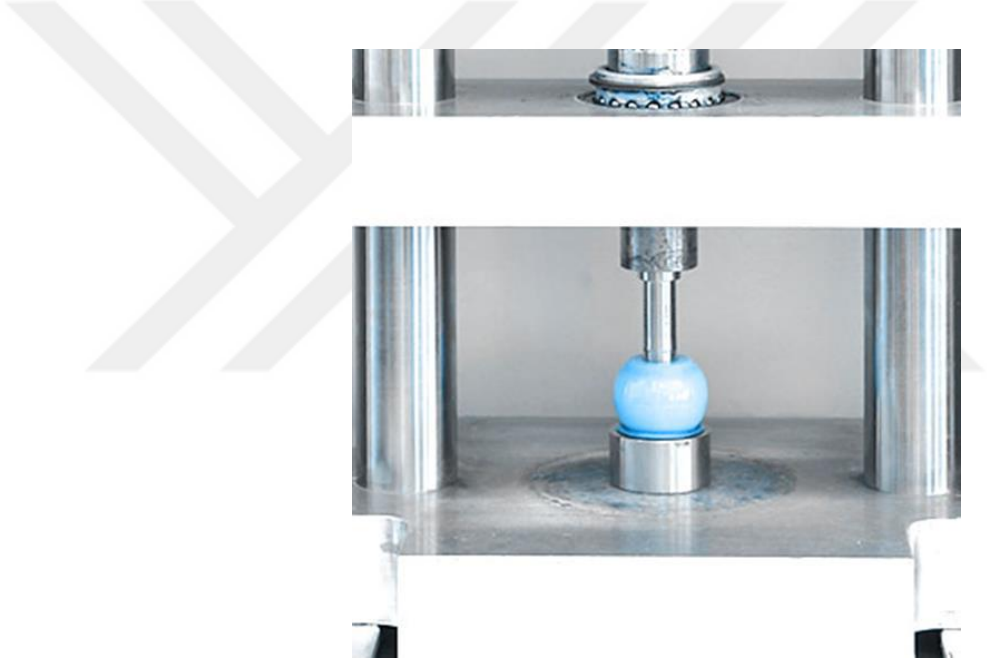
Kalça ve uyluk başı arasındaki bağlantının gevşemesi için gereken burulma miktarının ölçülmesidir. Kızaklar üzerinde hareket eden yükleme noktası istenilen eksenlerde eğilme momenti yaratarak küresel uyluk başı formu üzerinde burulmaya neden olur. Test hareket başlayana kadar devam eder. Şekil 10'da ISO 7206-13 standardına uygun bir burulma test cihazı verilmiştir.



Şekil 10: ISO 7206-13 standardına uygun bir burulma test cihazı^[34].

2.4.1.1.2. Uyluk Başı Basma Testi

Bu test modeli için hem ISO 7206-10 ve ASTM F2345 standartları mevcut olmakla birlikte ISO7206-10 sadece statik testleri içerir ASTM F2345 ise hem statik hem dinamik testleri içermektedir. Statik testler için İlerleme hızı ise 0,04 m/s şeklinde uygulanır. Dinamik testler için ise en çok 30Hz ve 10 milyon çevrim olarak belirlenmiştir. Dinamik test için yük miktarı statik testte belirlenen yükün en az %10'u olacak şekilde belirlenmektedir^[35]. Şekil 11'de ASTM F2345 Standardını hem statik hem dinamik olarak gerçekleştirebilen bir test cihazı görülmektedir.



Şekil 11: ASTM F2345 Standardını hem statik hem dinamik olarak gerçekleştirebilen bir test cihazı^[34].

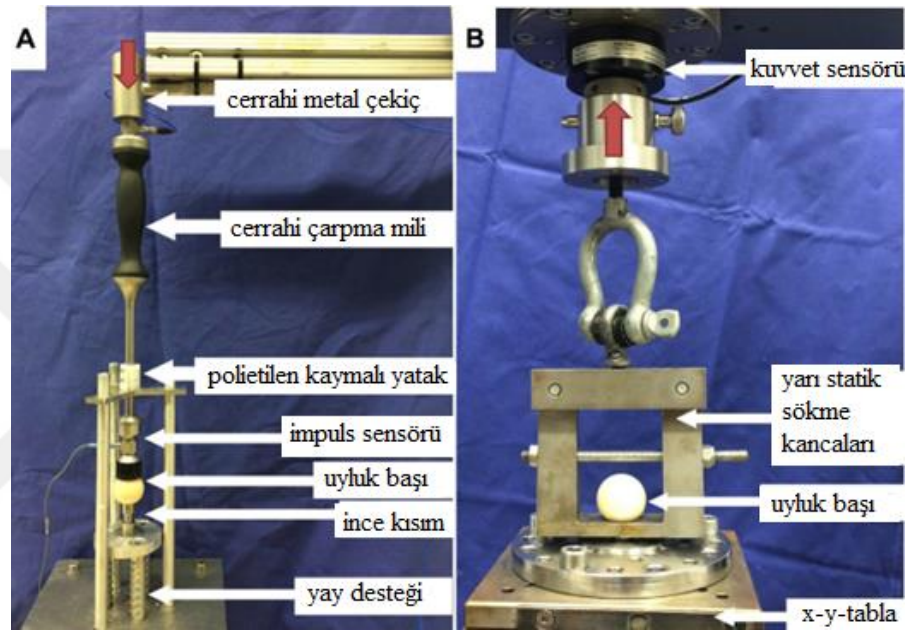
2.4.1.1.3. Eklem Çıkma (Sıyırma) Testi

ASTM F2009 standardı aksenal çekme kuvvetleri altında implant komponentlerini birbirinden ayırmayı hedefler. Yine komponentlerin birbirlerine bağlanması da aynı standart içerisinde anlatılmıştır.

Statik yük altındaki montaj testinde en çok 2 kN yük uygulanacak şekilde 0,05 mm/s ilerleme hızıyla test yapılır.

Darbe ile montajında ise 907 g'lık bir ağırlık 254 mm yükseklikten bırakılır.

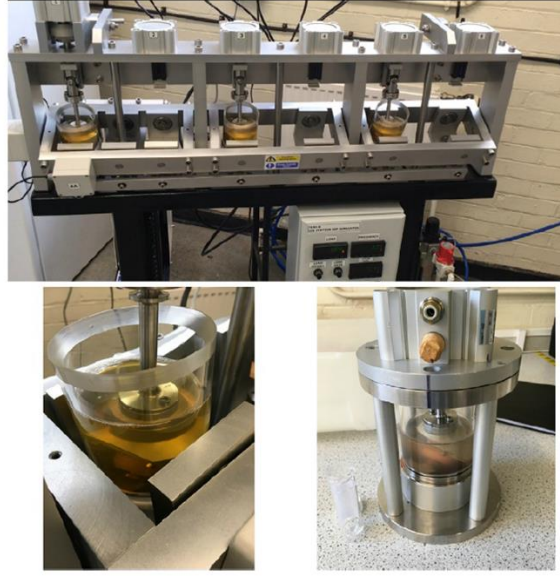
Demontaj 0,05 mm/s ilerleme hızıyla yük uygulanır ancak test komponentler ayrılana kadar devam ettirilir. Şekil 12'de uyluk başı montajı ve sökülmesi için ASTM F2009 standartlarını sağlayan test cihazı ve aparatlar görülmektedir.



Şekil 12: A) Uyluk başı montajı ve B) sökülmesi için ASTM F2009 standartlarını sağlayan test cihazı ve aparatlar^[36].

2.4.1.1.4. Kalça Simülasyon Testleri

Aşınma testlerinin yapılması amacıyla genellikle in vitro şartlarında ISO 14242-1 ve ISO 14242-2 standartlarında gerçekleştirilen testlerdir. Kalça üzerindeki belirli hareketleri modellemek ve bunların eklem komponenti üzerindeki aşınmalarını ölçmek amacıyla yapılır. Şekil 13'te Newcastle Üniversitesi'nde kullanılan bir kalça hareket simülatörü görülmektedir.

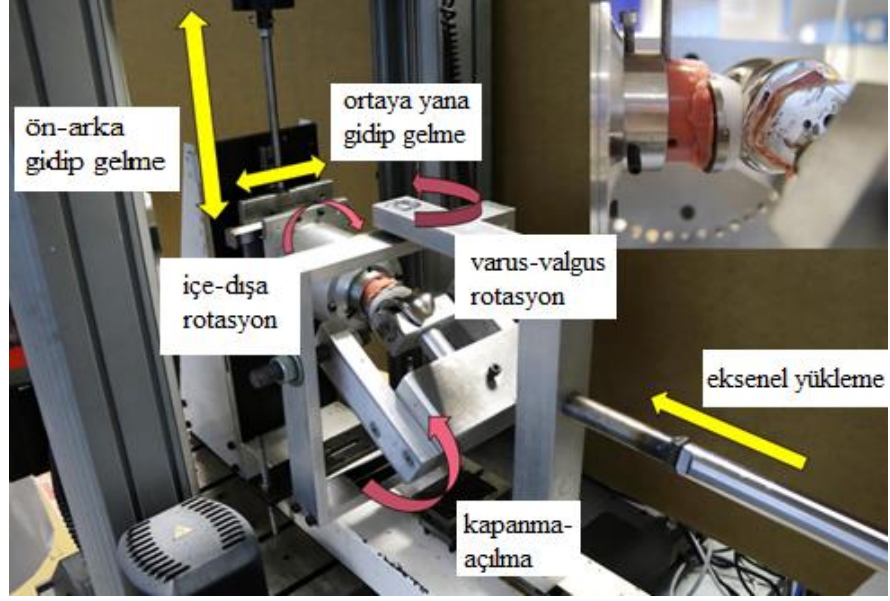


Şekil 13: Newcastle Üniversitesi'nde kullanılan bir kalça hareket simülatörü^[37].

2.4.2. Diz İmplantları

2.4.2.1. Diz Eklemi Kısıtlanma Testleri

ASTM F1223 standardına göre diz eklemlerinin kısıtlamalarını test etmek amacıyla yapılan testlerdir. Temas yüzeyindeki geometrik parametrelerin hareket üzerindeki etkileri de test edilebilmektedir. Standart içeriğindeki tüm testler için 710 N kuvvet uygulanmaktadır. Ayrıca doğrusal hareket hızı 10 mm/s ve dairesel hareket hızı 10 derece/s olarak sınırlandırılmıştır. Testler 20° açısal hareket ya da 25 Nm tork değerlerine ulaştığında durdurulur^[38]. C. Halewood ve arkadaşları tarafından oluşturulan ve çekme cihazı üzerinde çalışan kapsamlı bir test düzeneği Şekil 14'te görülebilir.



Şekil 14: Resim 7. C. Halewood ve arkadaşları tarafından oluşturulan ve çekme cihazı üzerinde çalışan kapsamlı bir test düzeneği^[39].

2.4.2.2. Eklem Çıkma Testi

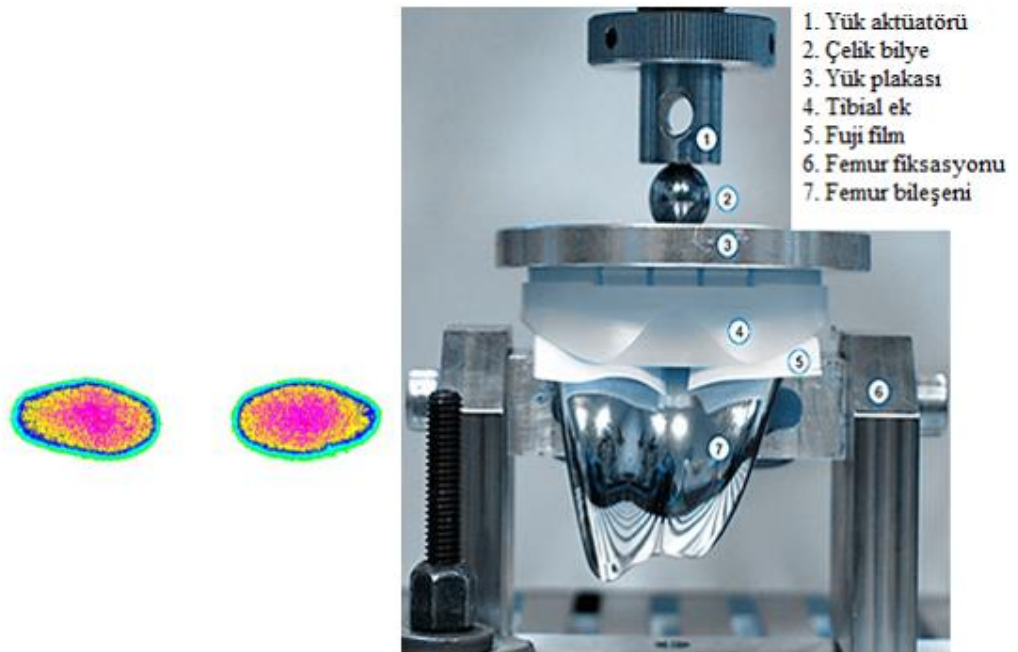
ASTM F2724 standardına göre yapılan bu test diz eklem implantlarının çıkma şartlarını test eder. 0° , 60° , 90° açılarda maksimum esneme test edilir. Eklem üzerine yapılan yükleme 710 N 'dur^[40]. Endolab firmasının ürettiği ve testlerini yaptığı ASTM F1223 ve ASTM F2724 standartlarında çalışabilen test cihazı Şekil 15'te verilmiştir.



Şekil 15: Endolab firmasının ürettiği ve testlerini yaptığı ASTM F1223 ve ASTM F2724 standartlarında çalışabilen test cihazı^[39].

2.4.2.3.Diz Temas Basıncı Testi

Temas basınç testi implant temas yüzeyindeki aşınmayı etkileyen iki ana faktörden biridir ve ASTM F2083 standardına göre test edilir. Test için temas yüzeyleri arasında basınç filmleri konarak temas yüzeyi ile birlikte basınç miktarı ölçülebilmektedir. Tibial tepsilerin 900 N yük altında 10 milyon çevrimi tamamlamaları beklenir. Protez konumları 15°,30°,60°,90° esneme açıları altında testler tekrarlanır^[41].Endolab firmasına ait temas basınç test cihazı ve basınç filmi üzerinde oluşan izin işlenmiş görüntüsü Şekil 16'da verilmiştir.

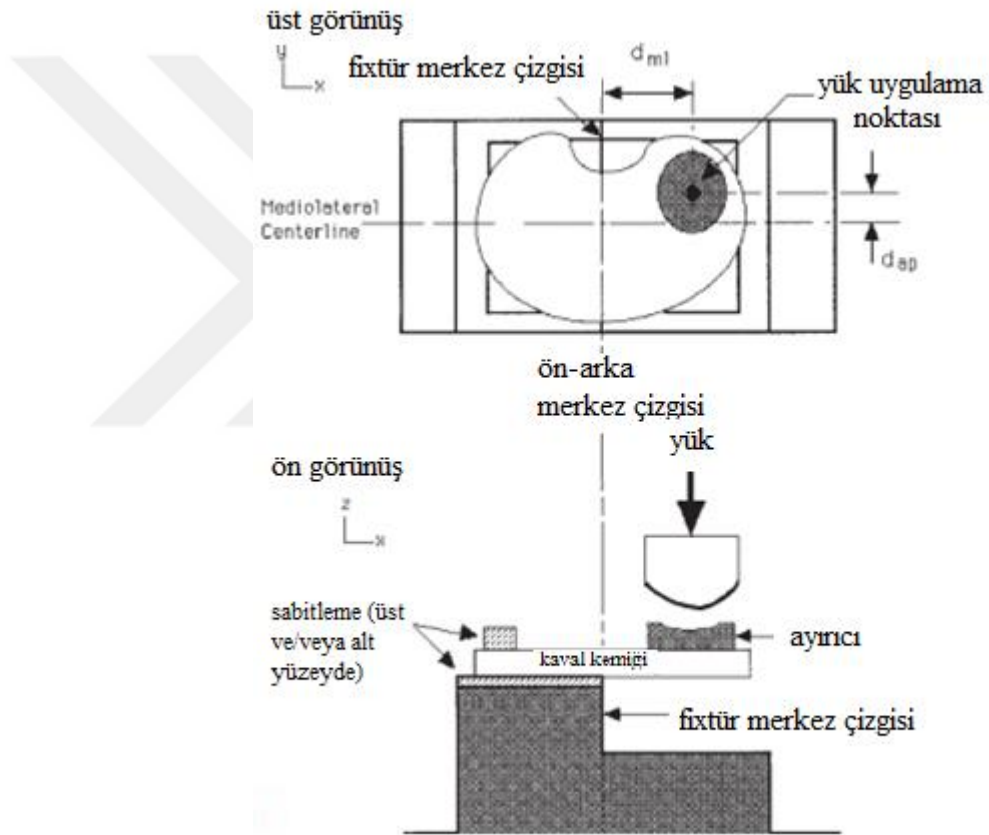


Şekil 16: Endolab firmasına ait temas basınç test cihazı ve basınç filmi üzerinde oluşan izin işlenmiş görüntüsü^[41].

2.4.2.4. Diz İmplantlarında Yorulma Testleri

Diz implantlarında ASTM F1800, ASTM F2722, ASTM F2777 standartlarında farklı tiplerde yorulma testleri gerçekleştirilmektedir. Her biri aksenal çalışan yorulma cihazlarında yapılsalar da kullanılan aparatlar ile farklılıklar oluşturulmaktadır.

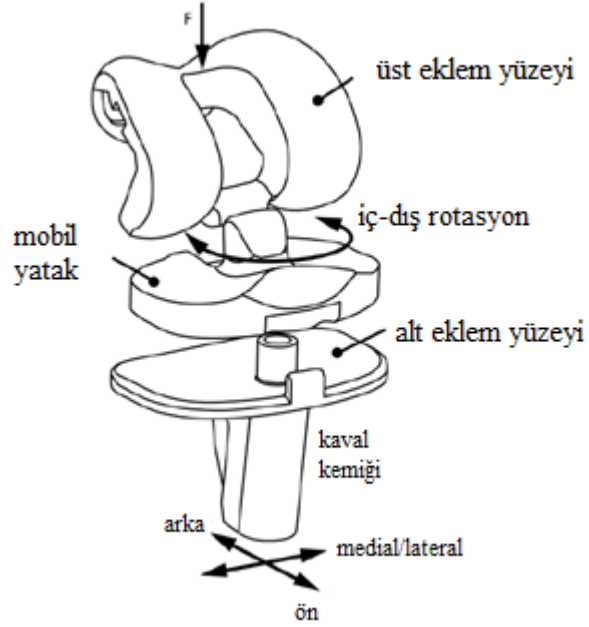
ASTM F1800 standardında en çok 30 Hz frekansta ve en az 10 milyon çevrimde testler gerçekleştirilir. ASTM F1800 standardına göre tibial düzleme uygulanan bası tipi yorulma şematik görüntüsü Şekil 17’de verilmiştir.



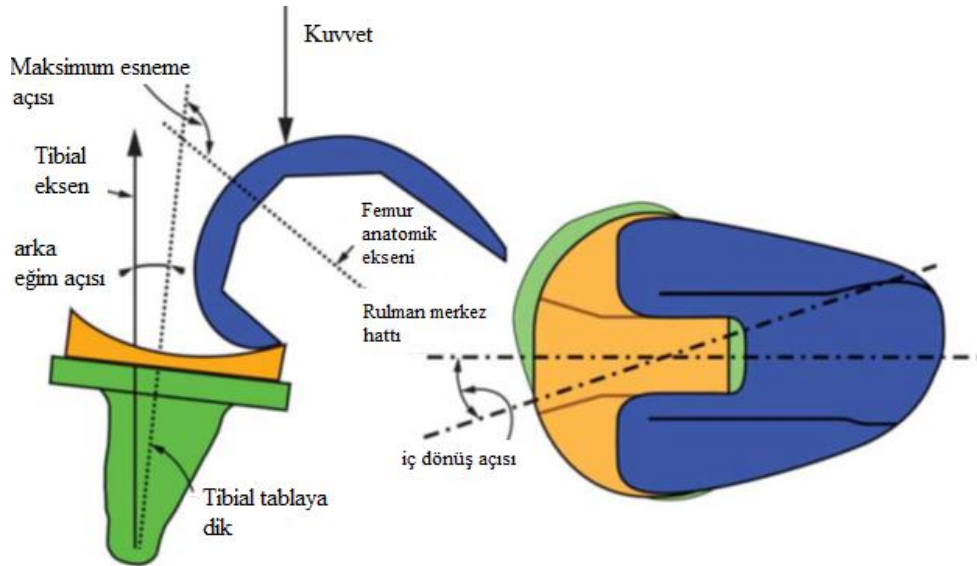
Şekil 17: ASTM F1800 standardına göre tibial düzleme uygulanan bası tipi yorulma şematik görüntüsü^[42].

ASTM F2722 standardında Şekil 18’de görülen yönde 2000 N’luk bir kuvvet altında testler gerçekleştirilir. Cihaz yine Şekil 18’de görülen yönlerde

içe ve dışa olacak şekilde 14 Nm tork uygulayabilmelidir. 0,5-3,0 Hz aralığında test gerçekleştirilir. ASTM 2777 standardına ait şematik görüntü Şekil 19'da verilmektedir.



Şekil 18: ASTM F2722 standardına göre tibial düzlemin rotasyonel hareket limitlerini belirler. Tibial düzlem yük altındayken 20° dönene kadar her iki yönde tork uygulanır^[43].



Şekil 19: ASTM 2777 standardına ait şematik görüntü^[44].

2.4.2.5.Diz Simülasyon Testleri

AMTI VIVO ve AMTI diz aşınma simülatörleri Şekil 20’de, Kansas Üniversitesinde tasarlanmış kadavradan alınan numuneler için bir diz simülatörü örneği Şekil 21’de verilmiştir.



Şekil 20: AMTI VIVO ve AMTI diz aşınma simülatörleri^[37].

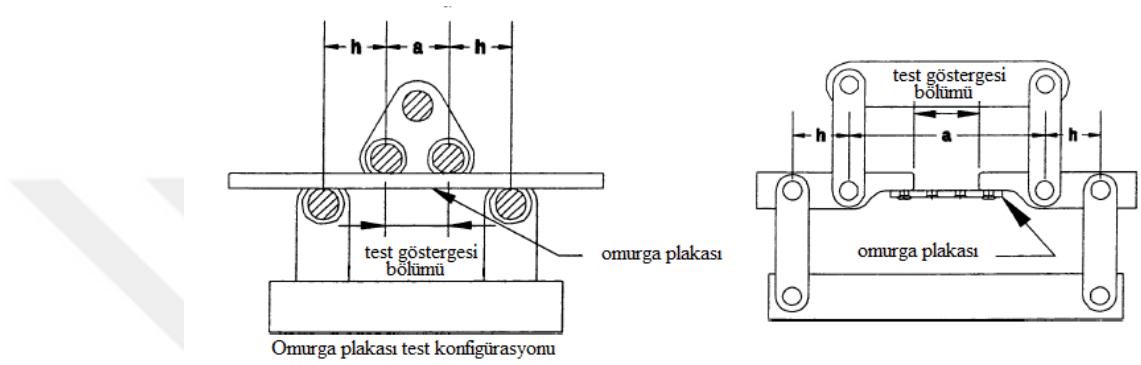


Şekil 21: Kansas Üniversitesinde tasarlanmış kadavradan alınan numuneler için bir diz simülatörü^[37].

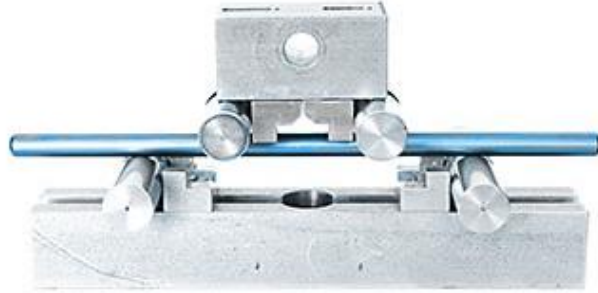
2.4.3. Omurga İmplantları

2.4.3.1. Komponent Yorulma Testleri

ASTM F2193 standardı ve bu standart için Endolab firmasına ait test düzeneği Şekil 22 ve Şekil 23'te görülmektedir.

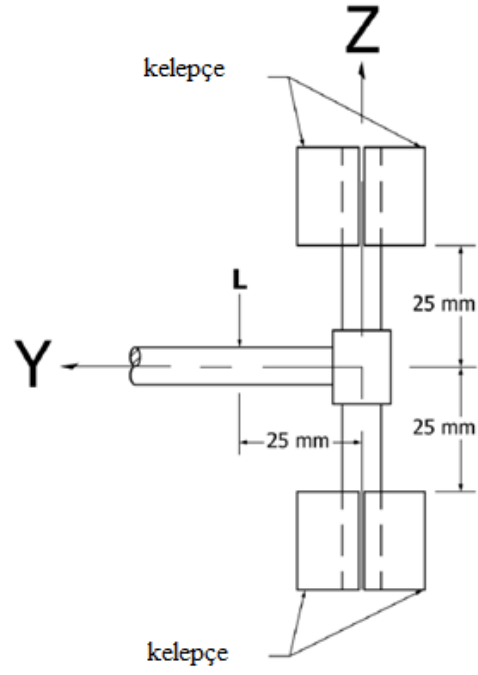


Şekil 22: ASTM F2193 şematik gösterimi^[46].

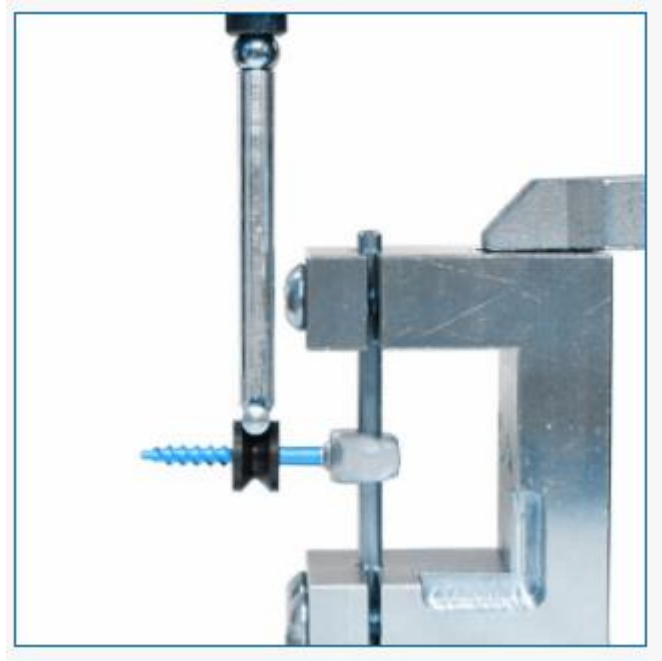


Şekil 23: ASTM F2193 standardı için Endolab firmasına ait test düzeneği^[46].

ASTM F1798 Standardı ve bu standarda uygun şekilde çalışan Endolab firmasına ait test düzeneği Şekil 24 ve Şekil 25'te verilmiştir.

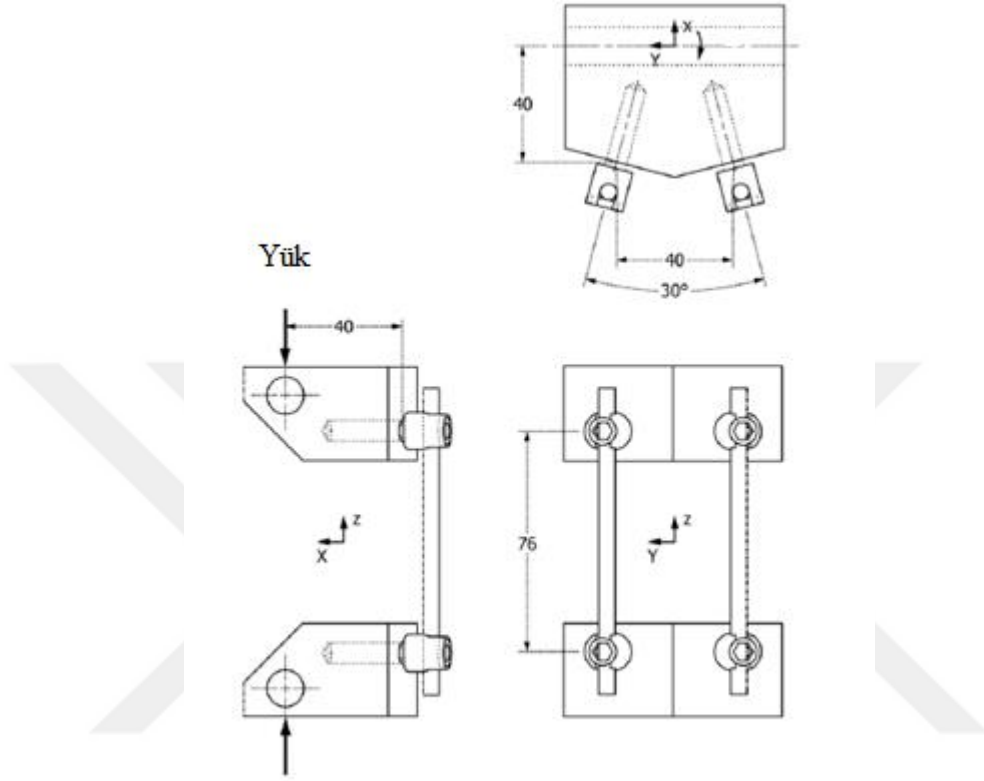


Şekil 24: ASTM F1798 şematik gösterimi^[47].



Şekil 25: ASTM F1798 Standardına uygun şekilde çalışan Endolab firmasına ait test düzeneği^[48].

ASTM F1717 Standardı ve bu standarda uygun şekilde çalışan Endolab firmasına ait test düzeneği Şekil 26 ve Şekil 27’de verilmiştir.



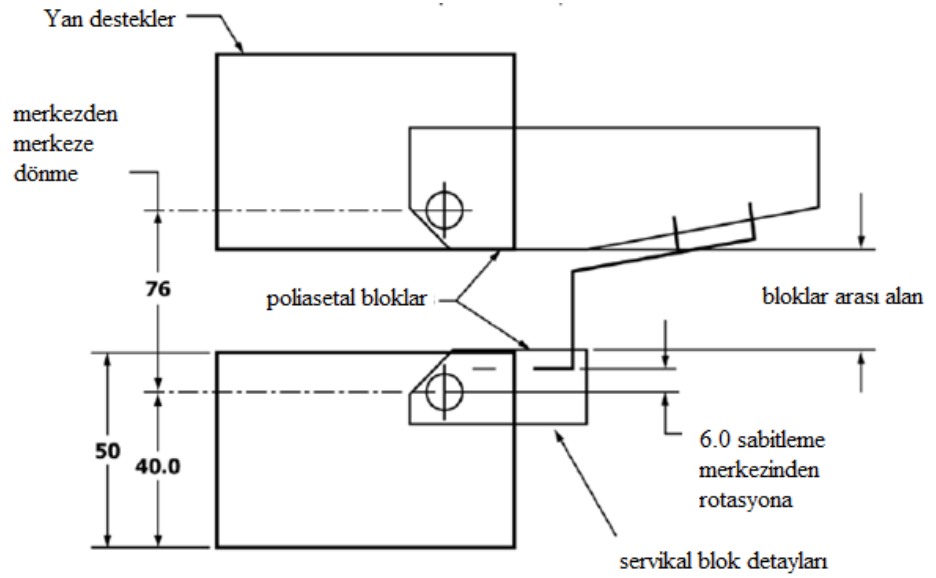
Şekil 26: ASTM F1717 standardının iki rodlu bağlantı tipinin şematik gösterimi^[21].

Zwick Roell ve Shimadzu gibi marka değeri yüksek ticari üreticilerin cihazları genellikle servohidrolik sistemler kullanmaktadır. Bu cihazlarda da kuvvetin ölçümü için aksenal yük hücreleri kullanılmaktadır. Şekil 27’de Zwick Roell’e ait bir test düzeneği gösterilmektedir.



Şekil 27: ASTM F1717 standardına uygun Zwick Roell firmasına ait test düzeneği^[21].

ASTM 2706 standardı ve bu standarda uygun Zwick Roell firmasına ait bir test düzeneği Şekil 28 ve Şekil 29’da verilmiştir.



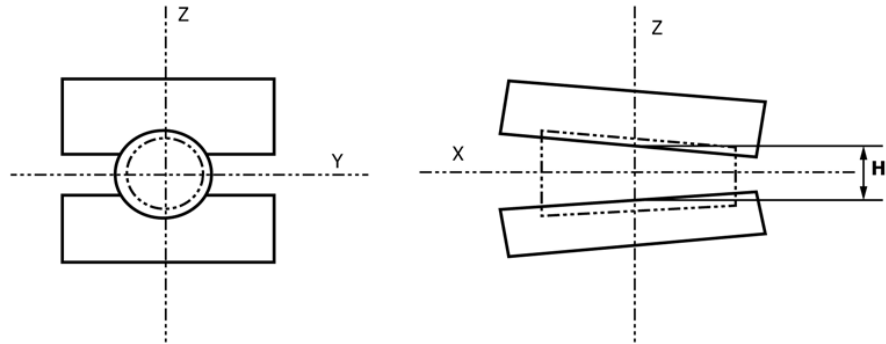
Şekil 28: ASTM F2706 standardına ait şematik görüntü^[51].



Şekil 29: ASTM 2706 standardına uygun Zwick Roell firmasına ait bir test düzeneği^[21].

2.4.3.2. Statik ve Dinamik Spinal Kafes Testleri

ASTM F2077 standardına göre omurlarda artrodez engelleyici implantların test aparatının şematik görüntüsü Şekil 30'da verilmiştir. ASTM F2077 standardına uygun INSTRON firmasına ait bir test cihazı ise Şekil 31'de görülebilir.



Şekil 30: Resim 23. ASTM F2077 standardına göre omurlarda artrodez engelleyici implantların test aparatının şematik görüntüsü^[53].



Şekil 31: ASTM F2077 standardına uygun INSTRON firmasına ait bir test cihazı^[54].

2.4.4. Yorulma Test Cihazı Tasarımı İçin Koşullar ve Kısıtlar

Omurga implantlarının testleri diğer birçok testte olduğu gibi ASTM ve ISO standartlarına sahiptir. İlgili Standartlar, ASTM F 1717 ve ISO 12189 olarak adlandırılmıştır. ASTM standardı üç omurga birimli bir bölümün vertebrektomi yapılmış gibi iki omurga birimine çevrilmiş halini gösteren basitleştirilmiş bir deney formuna çevirir. Omurlar yerine geometrisi, boyutlar ve vidaların yerleri standartta belirli Aşırı/Çok Yüksek Yoğunluklu Polietilen (UHDPE) parçalar kullanılır. Yükleme sayısı için genel bir değer belirtilmez ancak 106 tekrarın aşılması hedeflenir. ISO standardında ise 3 omurga birimli bir bölüm kullanılır. Omurlar yerine yine geometri, boyut ve vida yerleri standartta belirtilen PE parçalar kullanılır ancak her bir omur arasında kalibre edilmiş yaylar kullanılır. Bu yaylar intervertebral diskler görevi görmesi amacıyla yerleştirilir^[21,50]. Villa ve arkadaşları, ASTM F1717 ve ISO 12189 standartlarını karşılaştırdıkları çalışmada ASTM tarafında bir yükleme şiddeti belirtildiğini ve testlerin çoğunlukla en küçük ve en büyük yüklemeler arası oranın 0.1 olduğu 163 N ile 700 N arası yüklemelerle çalışıldığını bildirmişlerdir. Bu belirsizliğin sorunlara yol açabileceğini ve yüklemenin standardize edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir^[51].

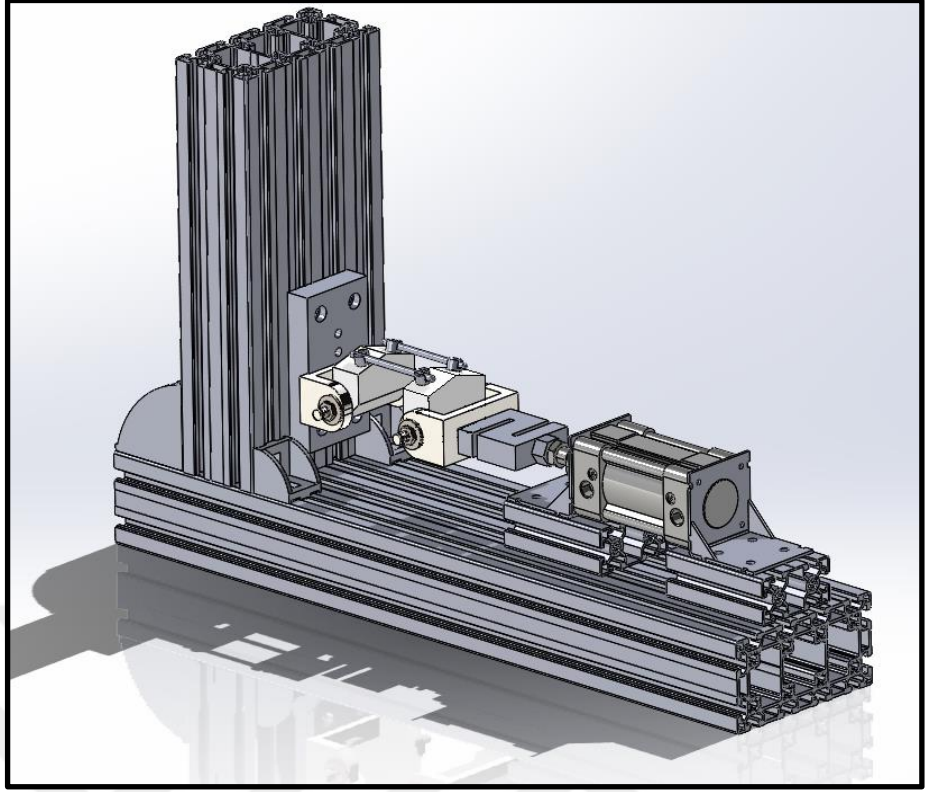
Slivka ve arkadaşları, implant kırılmalarının genellikle psödoartroz, kötü implant seçimi ve uygun olmayan bağlantı noktaları, korozyon ve hastanın implantı çok büyük yüklere maruz bırakacak yaşam şekli olduğu görüşü üzerine yaptıkları çalışmada, implantları önce eğip sonra eski haline getirerek testler gerçekleştirmişler ve testler sonucunda implantın bir defa eğilip daha sonra eski haline gelmesinin paslanmaz çelik alaşımlarında çok fazla sorun yaratmadığını ancak Ti6Al4V için dayanım limitini %30 oranında düşürdüğünü belirtmişlerdir^[52].



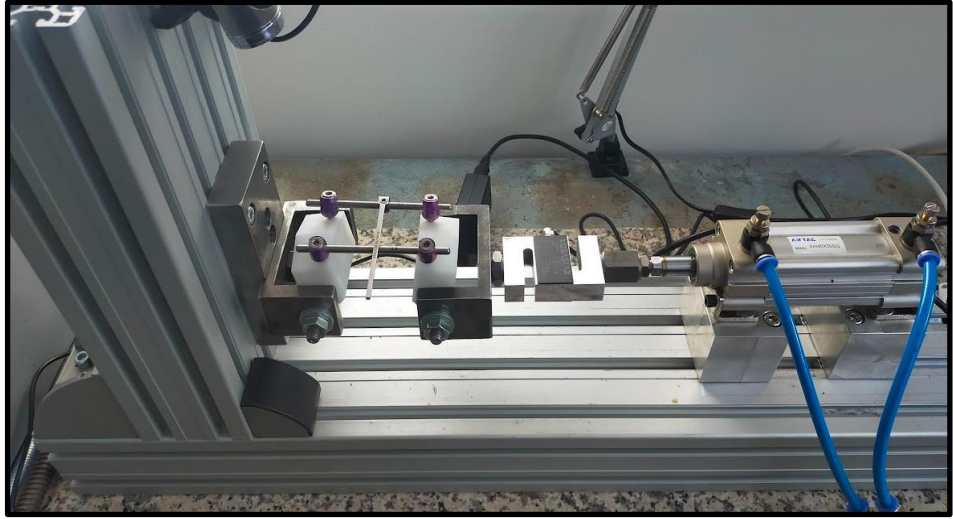
3. MATERYAL VE YÖNTEM

Tıbbi test cihazları, testlerin doğası gereği oluşturduğu kısıtlar nedeniyle oldukça yenilikçi ve sıra dışı tasarımlara sahiptir. Kullanılacak tıbbi malzemenin hem belirli standartlara uygun olması gerekirken hem de aynı zamanda standart dışı durumlara uyarlanabilir olması gerekmektedir. Bu tür malzemelerin üretilebilmesi genellikle yüksek maliyetli malzemeler ve ilgili üretim yöntemindeki tecrübe ile sağlanmaya çalışılmaktadır. İnsan hayatını etkileyen tıbbi malzemelerin, ilgili operasyonlarda yeterlilikleri sağlayabildiğinin de aynı şekilde karmaşık ve zorlayıcı şekillerde testlerden geçirilmesi gerekmektedir.^[53]

İmplantasyon ürünleri, canlı dokunun yerini alması amacıyla üretilmiş olduklarından, tıbbi malzemeler içerisinde özel bir konumdadırlar. Canlı dokunun yerini alma, özellikle ortopedik implantlarda sıkça görülen gerilme kalkanı gibi fenomenler nedeniyle pek çok zaman sınırlı şekilde gerçekleşir^[54]. Bu kısıtlar implantların testlerinin çok daha fazla ön koşula sahip şekilde yapılmasına neden olmaktadır. Bu ön koşullar ASTM ve ISO standartlarınca belirtilmektedir. ASTM F1717.21 standardını gerçekleştirecek şekilde tasarlanan cihaza ait katı model görüntüsü Şekil 32’de ve aynı cihazın fotoğrafı Şekil 33’te gösterilmektedir.



Şekil 32: Yorulma Cihazına ait katı model.

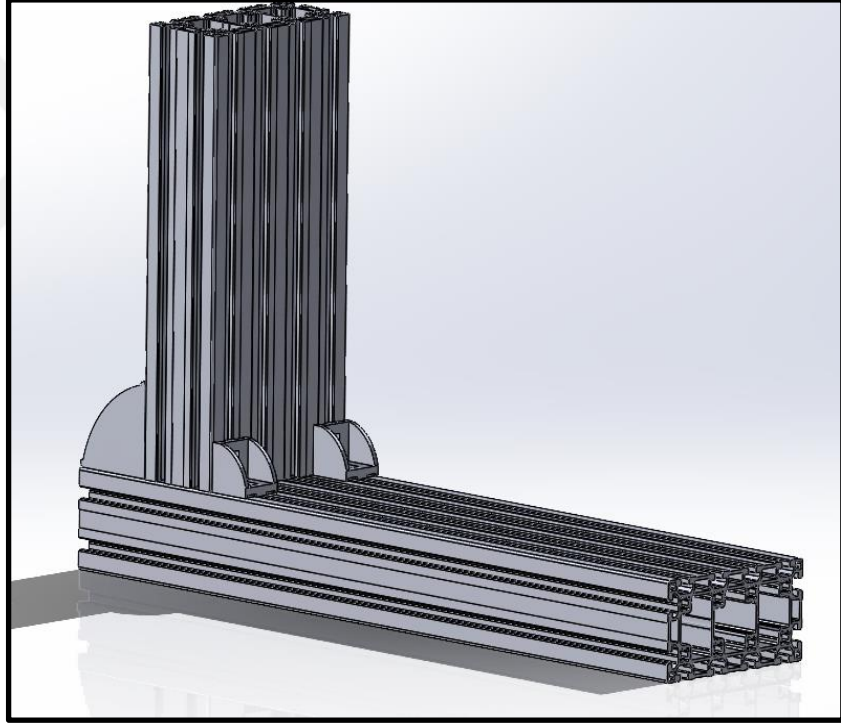


Şekil 33: Yorulma cihazının fotoğrafı.

3.1. Materyal

3.1.1. Cihaz G6vdesi

Cihazın ana g6vdesi alüminyum sigma profillerden uygun ölçülerde kestirilerek, geniş ve dar köşe bağlantılar ile bir araya getirilmiştir. Alüminyum sigma profiller bu tip cihazlarda modülerlik ve geliştirilebilirlik için sunduğu alternatif montaj seçenekleri sayesinde endüstriyel uygulamalarda yoğun şekilde tercih edilmektedirler^[55]. Kullanılan alüminyum sigma profiller 90x180 mm ebatlarında olup yatay uzun parça 780 mm, dikey kısa parça 400 mm uzunlukta kesilmiştir. Şekil 34’te gövdeye ait katı model gösterilmektedir.



Şekil 34: Cihaz gövdesine ait katı model.

Köşe bağlantılarda, yüklemenin ters tarafında kalan bölüm için 90x90 mm geniş köşe bağlantılar kullanılırken yükleme tarafında kalan kısım için 45x45 mm geniş köşe bağlantılar kullanılmıştır. 90x90 mm köşe bağlantılar her iki tarafa uzanan ikişer bağlantı kanalına sahipken 45x45 mm köşe bağlantılar her iki yönde birer kanala sahiptir. Yük taşıma kabiliyetinde daha zayıf olan 45x45 mm köşe bağlantıları, küçük boyutları nedeniyle dar çalışma alanlarında oldukça avantajlıdır. Şekil 35'te sırasıyla 90x90 mm ve 45x45 mm köşe bağlantıları gösterilmektedir.



Şekil 35. a. 90x90 mm geniş köşe bağlantı aparatı, b. 45x45 mm geniş köşe bağlantı aparatı.

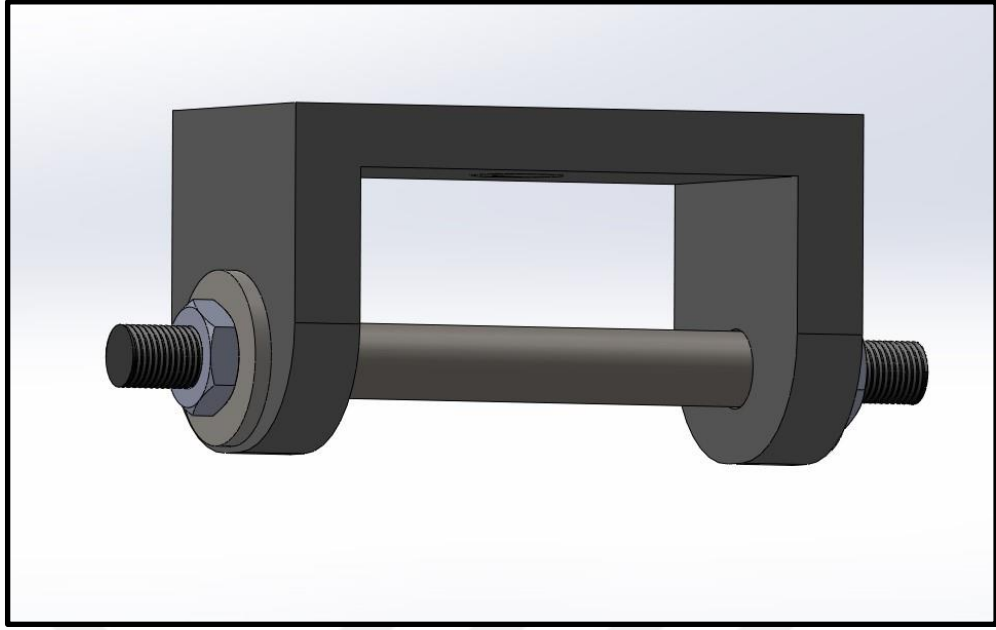
Alüminyum sigma profiller üzerine yapılan bağlantılarda kanal içi M8 T somunlar kullanılmıştır. T somunlar genellikle tırtıllı ve kanal içi olarak iki farklı modelde üretilmektedir. Tırtıllı T somunlar herhangi bir noktadan kanala yerleştirilebilirken, kanal içi T somunlar profilin bir ucundan kanala yerleştirilebilmektedir. Kanal içi T somunların montajındaki kısıta rağmen geniş yüzey alanları nedeniyle daha fazla yükü profil üzerinde kayma yapmadan taşıyabilirler. Şekil 36'da cihazın gövde ve aparat bağlantılarında kullanılan kanal içi T somun gösterilmektedir.



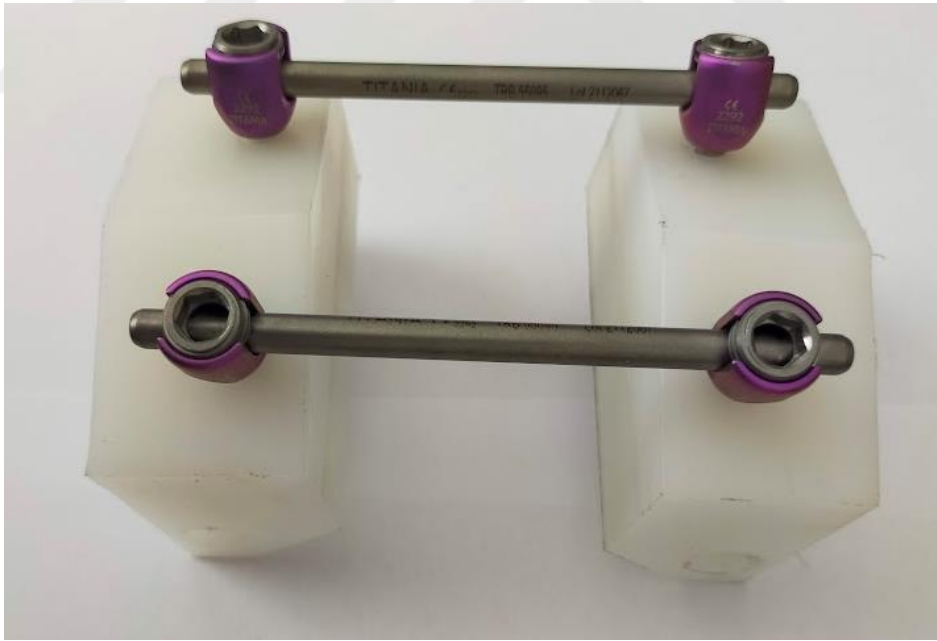
Şekil 36. Kanal içi T somun.

3.1.2. Numune Tutucular ve Bağlantı Elemanları

ASTM F1717 Standardında belirtilen numunelerin bağlanabilmesi için uygun şekilde tasarlanan ve üretilen bağlantı çeneleri Şekil 37’de gösterilmektedir. Yüksek yoğunluklu polietilen blokların delik kısımlarından bağlanabilmesi için çenelerin iç kısımlarından Ø12 mm iki ucu Ø8 mm’ye getirilmiş M8 pasolu miller geçmektedir. Bu miller her iki taraftan rondela ve somun ile sıkılarak sabitlenmektedir. Şekil 38’de çene bağlantı setinin ASTM F1717.21’e uygun ölçülerde bağlanmış şekli gösterilmektedir^[21].



Şekil 37: Yüksek yoğunluklu polietilen blokların bağlantısı için çene tasarımı.

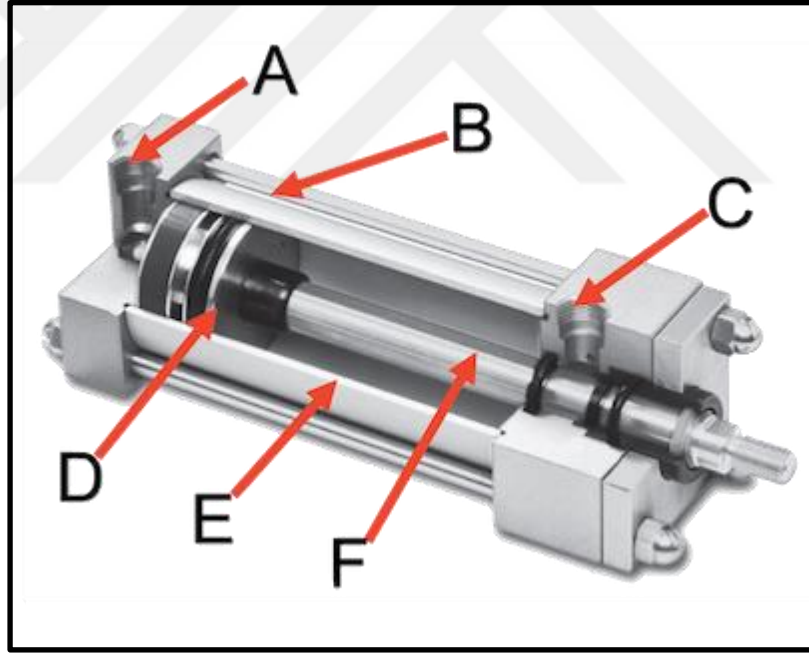


Şekil 38. ASTM F1717-21 güncel standardına göre bağlı numune seti^[21].

3.1.3. Pnömatik Piston/Aktüatör

Cihazın temel işlevi olan dinamik yüklemeyi yerine getirebilmesi için bir pnömatik piston kullanılmıştır. Kompresör ve hava hattının mevcut bulunduğu koşullardaki ilk yatırım maliyetinin uygunluğu nedeniyle birçok lineer uygulamada tercih edilmektedirler. Şekil 39'da çift tesirli bir pnömatik silindir kesit görünümü ve temel bileşenleri gösterilmektedir^[57,58].

- A. Arka hava girişi
- B. Kapak bağlantısı
- C. Ön hava girişi
- D. Piston
- E. Silindir
- F. Piston mili



Şekil 39: Pnömatik piston kesit görünümü ve temel bileşenleri^[59].

Cihaz tasarımında Airtac SAI40x50 model çift tesirli bir kutu piston kullanılmıştır. Model adındaki 40 piston iç çapının 40 mm olduğunu, 50 ise 50 mm kurs mesafesine sahip olduğunu belirtir. Bu model yağsız pnömatik hatta çalışmak üzere tasarlanmıştır. Şekil 40'da Airtac SAI40x50 model piston gösterilmektedir.



Şekil 40: Cihazda kullanılan SAI40x50SG pnömatik piston.

3.1.4. Dirsek Hız Ayar Valfleri

Hız ayar valfleri, akışkanın geçtiği kesit alanını değiştirerek akışkan debisini kontrol etmektedir. Değişen akışkan debisi nedeniyle akışkanın tahliyesi gereken sürede gerçekleşemez ve bir miktar akışkan içeride kalır. İçeride kalan bu akışkan oluşturduğu basınç ile pistonun hareketini engelleyecek yönde tepki gösterir. Bu sayede çeşitli hızlarda kuvvetin stabilizasyonu sağlanabilmektedir. Şekil 41'de sistemde kullanılan 1/8-8 Airtac dirsek hız ayar valfi gösterilmektedir. Cihazda kullanılan dirsek hız ayar valfleri sayesinde alt ve üst yükleme değerlerinde daha kararlı olması sağlanmıştır.



Şekil 41: Airtac 1/8-8 dirsek hız ayar valfi.

3.1.5. Filtre Regülatör

Kompresör çalışma prensibi gereği ortamdaki nemli ve tozlu havayı da basınç tankının içine çektiğinden bu istenmeyen yan ürünlerin bir kısmı da pnömatik hatta taşınır. Nemin ve tozun engellenmesi için engellenmesi için filtre regülatörler kullanılır. Cihaz tasarımında kullanılan Airtac GTFR200-08SG model 40 µm filtreye sahip filtre regülatör, Şekil 42’de gösterilmektedir.



Şekil 42. 40µm filtreye sahip regülatör.

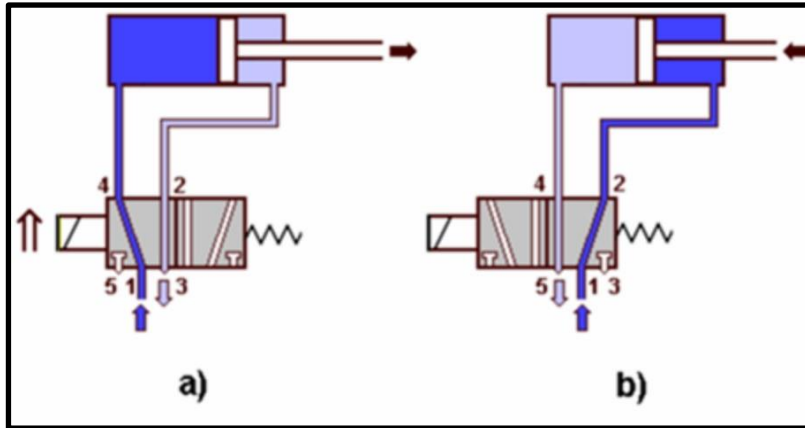
3.1.6. Solenoid Valf

Çift tesirli pistonun hava girişlerine, sırayla belirlenen frekansta hava verilebilmesi için Şekil 43’te gösterilen 5 yollu ve 2 konumlu Airtac 6V110-06 model bir solenoid valf kullanılmıştır. Solenoid valflere de adını veren solenoidler, bir mıknatısın akım verilen bakır bir telden helisel olarak sarılmış bir bobin içerisinde,

akım yönüne göre hareket etmesiyle açılıp kapanan devrelerdir. Pnömatik ve hidrolik valf uygulamalarında sıkça kullanılır. Şekil 44'te bir solenoid devresinin çalışma prensibi gösterilmektedir. Arduinodan alınan 5V sinyal 24V ile çalışan solenoide yetmediği için IRF520 Mosfet modülü kullanılmıştır.



Şekil 43. Airtac 6V110-06 24V tek bobinli 5 yol 2konumlu solenoid valf.



3.1.7. Oransal Regülatör

Şekil 44. Solenoidin konumuna bağlı olarak valfin konumları ve havanın izlediği yolun şematik görüntüsü.

Oransal regülatör, basıncın istenilen şekilde sürekli olarak kontrol edilmesini sağlayan özel bir regülatör tipidir. Bir servo motor ve vida ile açıklığı sürekli olarak kontrol altında tutarken bir yandan da sürekli olarak düşük miktarlarda hava tahliyesi gerçekleştirerek basıncı kontrol altında tutar. Sistemde kullanılan loadcell üzerinden

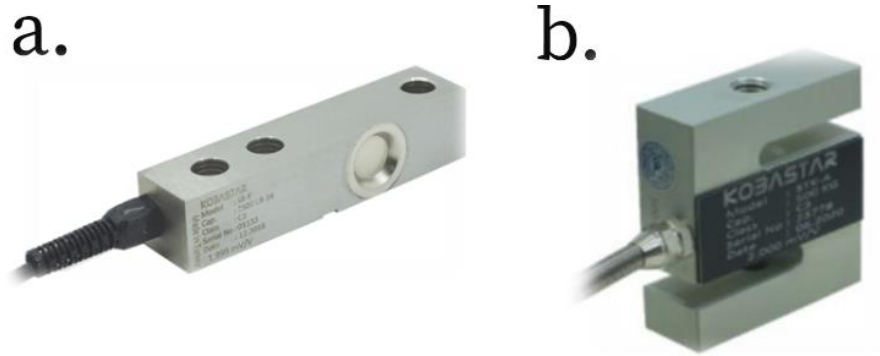
okunan kuvvet değerine bağlı olarak basıncı değiştirebilmek için tercih edilmiştir. Şekil 45'te Cihazda kullanılan SMC ITV1050 modeli oransal valf gösterilmektedir. 24V çalışma gerilimine 0-10V kontrol gerilimine sahiptir. Arduinodan alınan 5V PWM sinyalin 0-10V kontrol gerilimine dönüştürülmesi için PWM'den 0-10V'a sinyal dönüştürücü modül kullanılmıştır.



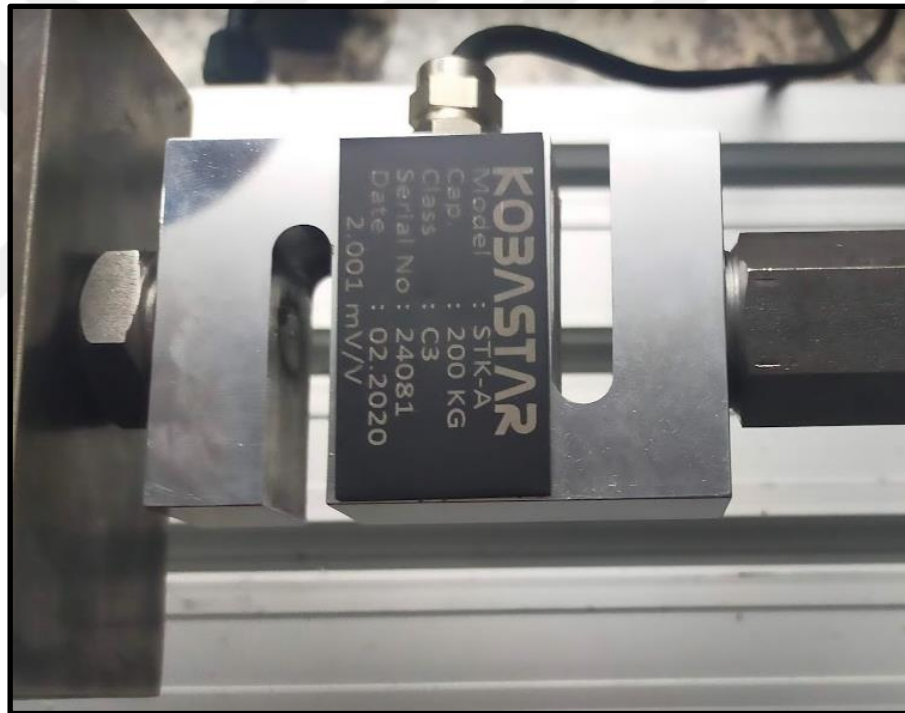
Şekil 45. SMC ITV1050 Oransal regülatör.

3.1.8. S Tipi Yük Hücresi

Yük hücreleri kuvvet ve ağırlık ölçümleri için kullanılmaktadır. Elastiklik modülü bilinen bir metal üzerine yapıştırılan gerinim ölçerin, metalin elastiklik sınırına kadar olan yüklemelerde oluşan geriniminde değişen direnç ile ne kadar gerinim oluştuğunu ölçer. Elastik bölgede teorik olarak gerilim/gerinim oranı sabit olduğundan yük hücresi üzerine uygulanan kuvvet gerinim değeri üzerinden türetilmektedir. Çok fazla çeşidi bulunan yük hücrelerinin, en çok kullanılanları Şekil 46'da görülebilen lama tipi ve s tipi olanlarıdır. Şekil 47'de cihazda kullanılan Kobastar STK-A 200 modeli bir S tipi yük hücresi cihaz üzerinde gösterilmektedir.



Şekil 46. a. Lama tipi yük hücresi b. S tipi yük hücresi

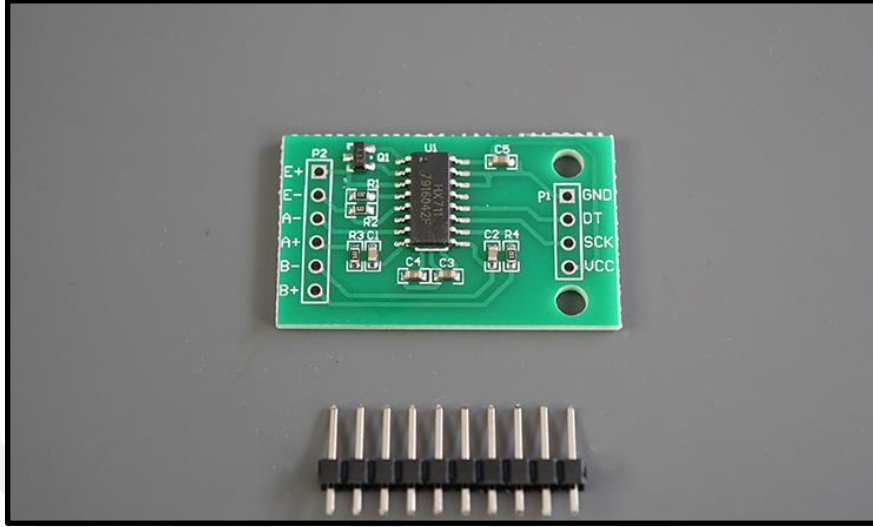


Şekil 47. Kobastar STK-A 200 modeli 200 kg kapasiteli yük hücresi.

3.1.9. HX711 Yük Hücresi Amplifikatör Modülü

HX711, tartı terazileri ve endüstriyel kontrol uygulamalarının doğrudan bir wheatstone köprü sensörüyle arayüz oluşturması için tasarlanmış hassas bir 24 bit analogdan dijitale dönüştürücüdür. Yük hücrelerinden alınan analog verinin

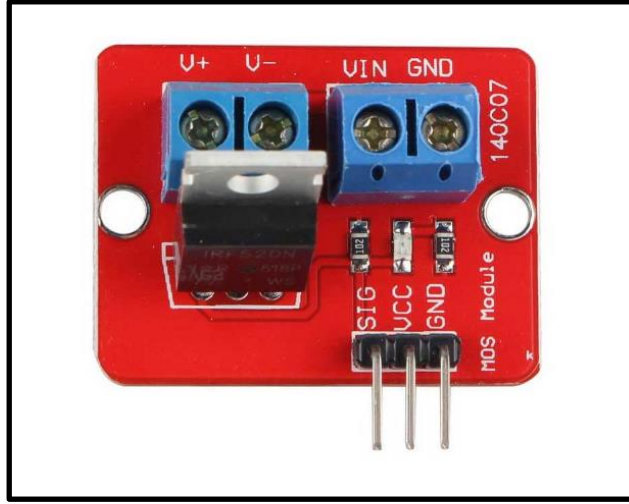
mikrokontrolcü tarafından okunabilmesi için ihtiyaç duyular dönüşümü gerçekleştirmektedir. Şekil 48’de HX711 modülü gösterilmektedir.



Şekil 48. HX711 24bit analogdan dijitale dönüştürücü modül.

3.1.10. IRF520 Mosfet Modülü

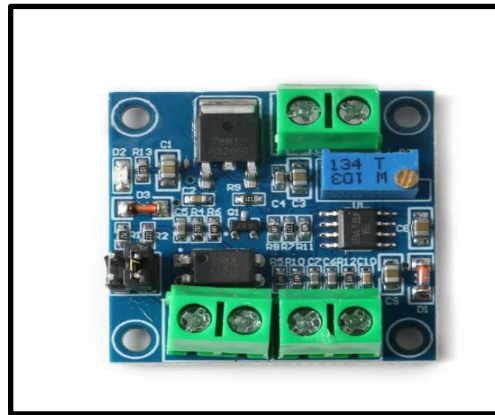
24V besleme gerilimi ile çalışan solenoid valfin, Arduino ile kontrol edilebilmesi için 5V olan Arduino çıkış geriliminin güç kaynağından gelen 24V gerilimi anahtarlayıcı bir devre elemanına ihtiyaç duyulmaktaydı. Bu nedenle cihazın ön tasarımlarında çeşitli röleler kullanıldı. Ancak kullanılan rölelerin sesli çalışması, bazen tutukluk yapması ve kısa ömürlü olmaları nedeniyle katı hal rölesi olarak da bilinen mosfete geçiş yapıldı. Mosfet tercihinde Şekil 49’da görülen kendi klemens ve bağlantı pimleri bulunması nedeniyle IRF520 Mosfet modülü tercih edildi. Ayrıca modülün aktif olup olmadığı üzerindeki ledler vasıtasıyla takip edilebilmektedir.



Şekil 49. IRF520 Mosfet Modülü.

3.1.11. PWM 0-10V Dönüştürücü Modülü

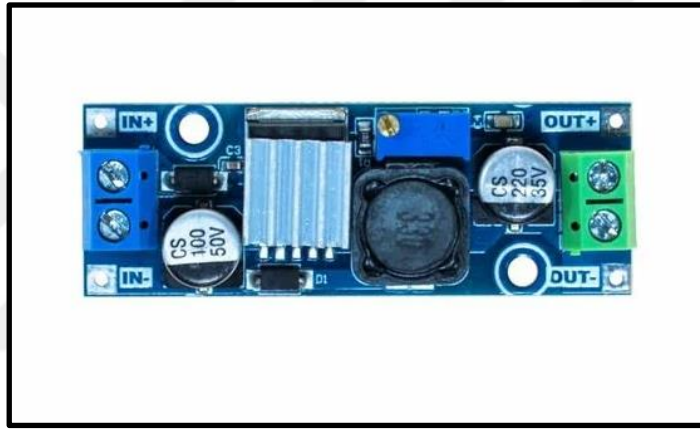
Cihazda kullanılan oransal regülatör 24V besleme gerilimi ve 0-10V kontrol gerilimi sahipken Arduino'dan alınabilen 5V PWM sinyal ile kontrol edilememektedir. Bu sorunu gidermek için Şekil 50'de gösterilen PWM'den 0-10V'a dönüştürücü modül kullanılmıştır. Bu dönüştürücü modülün üzerindeki potansiyometre ile çıkış gerilimi değiştirilebilmektedir. Ayrıca üzerindeki klemensler ve montaj delikleri sayesinde hem bağlantı hem de montaj kolaylığı sağlamaktadır.



Şekil 50. PWM'den 0-10V'a dönüştürücü modül.

3.1.12. Voltaj Regülatörü

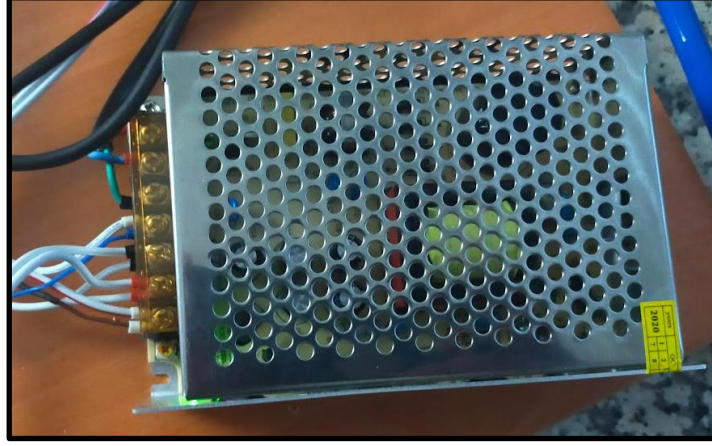
Arduino'nun stabil çalışması için besleme portlarına 7-12V arası bir gerilim uygulanmalıdır ancak cihazda kullanılan 24V komponentlerin çalıştırılabilmesi için güç kaynağı seçilirken 24V 5A olarak seçilmiştir. Bu durumda Arduino'ya gerekli gerilime düşürebilmek için Şekil 51'de gösterilen LM2596 DC-DC Voltaj Regülatörü kullanılmıştır. Üzerindeki potansiyometre ile gerilim ayarı yapılabildiği için istenilen stabil bir gerilim değerine ayarlanabilmektedir. Üzerinde bulunan klemensler ve montaj delikleri sayesinde pertinaks ya da kontrol kutusu üzerinde kullanımı oldukça kolay olan ve uygun fiyatlı bir ürün olduğu tercih edilmiştir.



Şekil 51. LM2596 DC-DC Voltaj regülatörü.

3.1.13. Güç Kaynağı

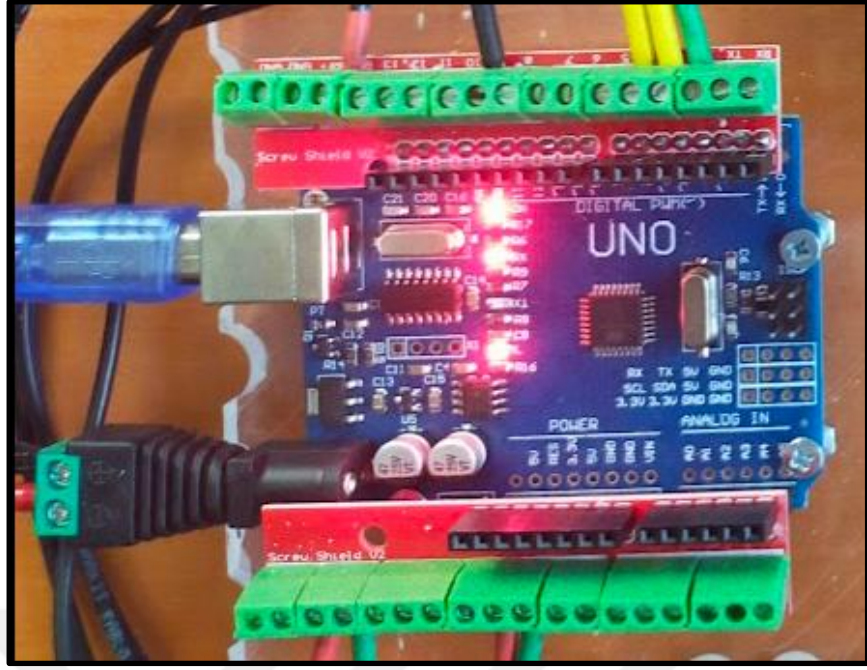
Cihaz tasarımında kullanılan elektronik kontrollü donanımlar genellikle 24V besleme gerilimi ile çalıştığı için Şekil 52'de görülmekte olan toprak hatlı 2 Faz 2 Nötr çıkışa sahip 24V 5A bir güç kaynağı cihazda kullanılmıştır.



Şekil 52. 24V 5A güç kaynağı.

3.1.14. Arduino ve Klemens Shield

Cihazda bulunan tüm elektronik kontrol donanımları ile veri sağlayan yük hücresinin, kontrol edilebilmesi ve verilerinin okunabilmesi için elektronik bir kontrolcüye ihtiyaç duyulmuştur. Bu ihtiyaçları karşılayabilmek adına Arduino UNO mikrokontrolcü geliştirme kartı tercih edilmiştir. Tercihinde uygun fiyatı, kolay programlanabilirliği ve yine uygun fiyatlı çok sayıda geliştirme modülüne sahip olması etkili olmuştur. Cihazda kullanılan Arduino UNO R3 klon bir modeldir. Arduino firması bu kartları geliştirdikten sonra, ekosistemin gelişimini hızlandırmak ve mikrokontrolcülerini ulaşılabilir hale getirmek için açık kaynaklı olarak PCB şemalarını ve bileşenlerini paylaşmıştır. Üzerine yerleştirilen Klemens shield sayesinde sabitleme problemi olan jumper kablolardan ve lehim gibi uğraşlar olmadan elektronik bağlantılar yapılabilmiştir. Şekil 53'te Arduino UNO ve Klemens Shield elektronik bağlantıları yapılmış halde gösterilmektedir.

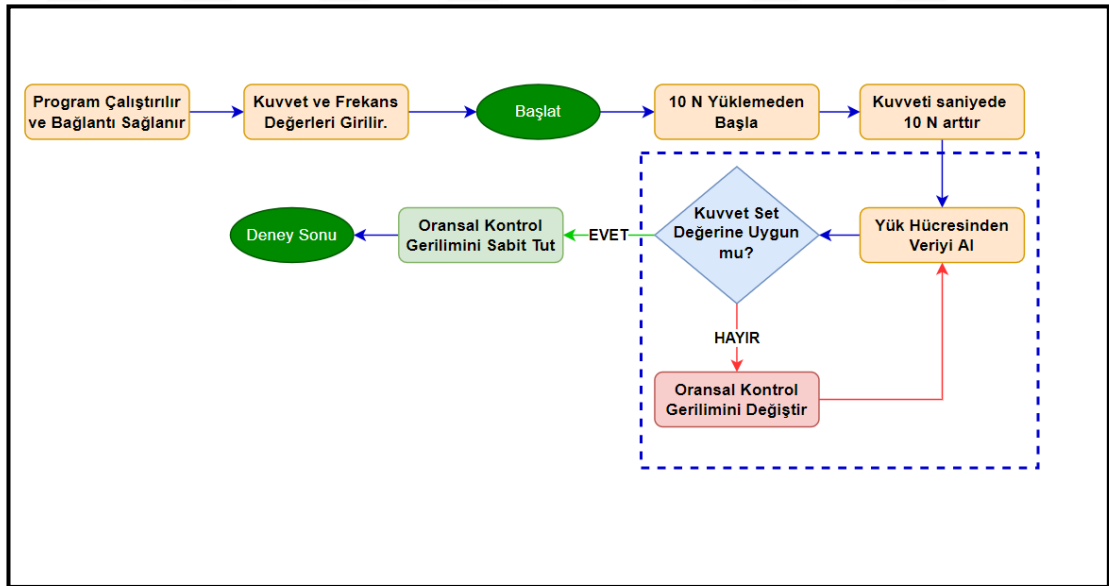


Şekil 53. Arduino UNO R3 Klon.

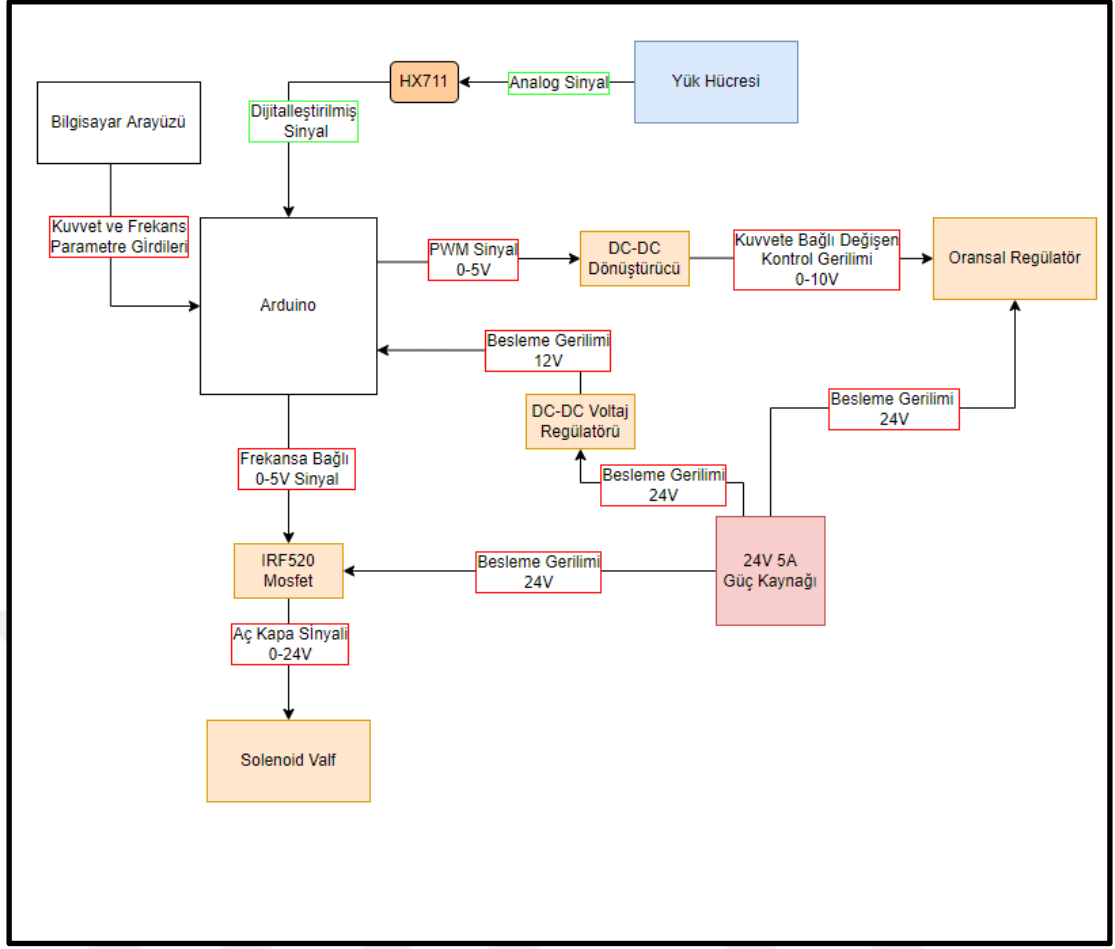
3.2.YÖNTEM

3.2.1. Kontrol Sistemi

Cihazın kontrol sisteminin merkezinde uygun fiyatı ve kullanım kolaylığı nedeniyle Arduino mikrokontrolcü kullanılmasına karar verilmiştir. Model olarak Arduino Uno R3 klon kullanılmıştır. Önceden programlanmış olan kontrolcüye test girdileri Megunolink isimli arayüz programı ile girilmektedir. Set ayarları girilip test başlatıldıktan sonra, doğru kuvvetin uygulanıp uygulanmadığı, kullanılan yük hücresi ile ölçülmekte ve mikrokontrolcü programında set değeri ile kıyaslanmaktadır. Ölçülen kuvvet, set değerinden farklı ise bu değere getirecek şekilde basıncı değiştirmek için oransal regülatöre uygulanan kontrol gerilimi değiştirilmektedir. Cihazın çalışması esnasında bu döngü sürekli olarak devam etmekte ve her iki saniyede bir defa olacak şekilde okunan kuvvet ve regülatöre iletilen kontrol gerilimi değiştirilmektedir. Kontrol sisteminin çalışma algoritması Şekil 54’te, cihazın çalışma şeması ise Şekil 55’te gösterilmektedir.



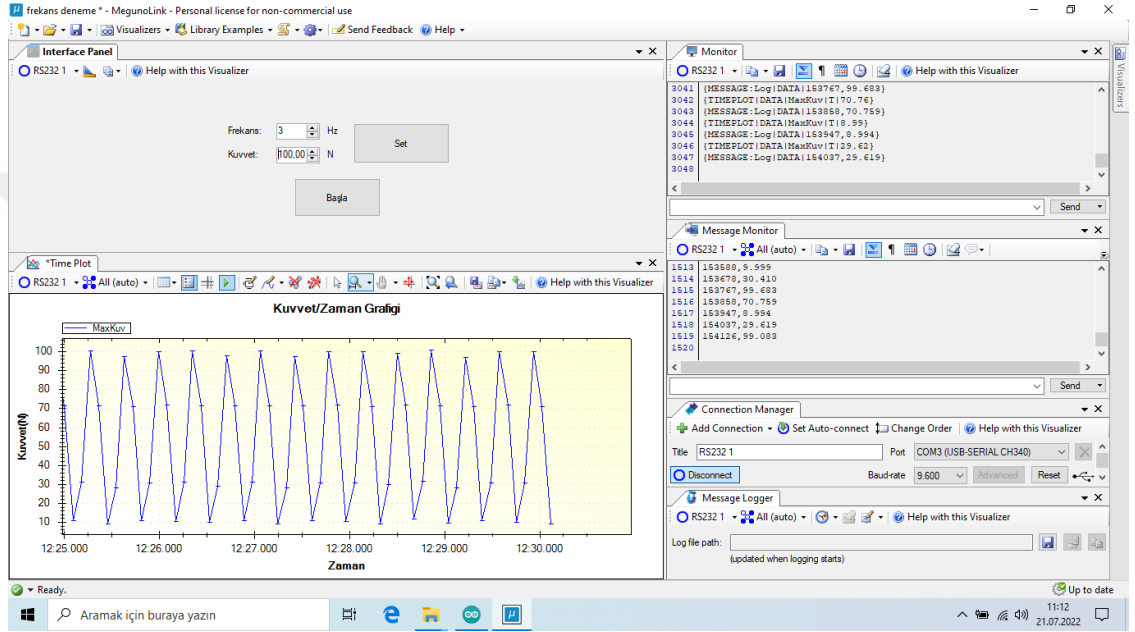
Şekil 54: Yorulma Test Cihazının çalışma algoritması.



Şekil 55: Yorulma Test Cihazının çalışma şeması.

3.2.2. Arayüz ve Arduino Kodu

Cihaz arayüzü Megunolink programında tasarlanmıştır. Arduino ile haberleşebilmek için “CommandHandler.h”, “MegunoLink.h”, “ArduinoTimer.h” kütüphanelerine ihtiyaç duymaktadır. Kullanımı oldukça basit bir arayüz tanımlama programıdır. “ArduinoTimer.h” kütüphanesi ve “ArduinoTimer” komutu ile Arduino programlamada tekrarlı zaman fonksiyonu olarak kullanılan “Millis” fonksiyonunun yerini almaktadır. Şekil 56’da Megunolink ile hazırlanmış arayüz gösterilmektedir.



Şekil 56. Megunolink arayüz programında hazırlanan cihaz arayüz ekran görüntüsü.

Cihazın çalışma prensibi Şekil 54 ve Şekil 55’te algoritma ve bağlantı şeması olarak anlatılmıştı bu kısımda ise cihazın çalışmasını sağlayan kodların kısım kısım açıklamaları bulunmaktadır.

```
#include "HX711.h"

#include "CommandHandler.h"

#include "MegunoLink.h"

#include "ArduinoTimer.h"

:

:
```

```
const int DOUT = 3;

const int CLK = 2;

const int SOL_PIN = 4;

int SolState=LOW;

:

:

void Cmd_Set(CommandParameter& Parameters)

{.....}

void Cmd_Basla(CommandParameter& Parameters)

{.....}

void setup()

{.....}

void loop()

{.....}

void maxDeg()

{.....}

void guncelle(float arg)

{.....}

void kuvvetSet(float deger, float hedef, float tolerans)

{.....}
```

Arduino yazılımının genel yapısı yukarıdaki bölümde verilmiştir. Bölümlerin işlevleri ve detayları aşağıda bölümler halinde açıklanacaktır.

```
#include "HX711.h"

#include "CommandHandler.h"

#include "MegunoLink.h"

#include "ArduinoTimer.h"

:

:

const int DOUT = 3;

const int CLK = 2;

const int SOL_PIN = 4;

int SolState=LOW;

:

:
```

Bu bölüm yazılım içerisinde kullanılacak kütüphanelerin ekleneceği ve değişkenlerin belirtildiği bölümdür.

```
void Cmd_Set(CommandParameter& Parameters)

{.....}

void Cmd_Basla(CommandParameter& Parameters)

{.....}
```

Bu bölüm bilgisayar arayüzü ile iletişime geçildikten sonra uygulanacak komutların belirlendiği fonksiyonları barındırır.

```
void setup()

{.....}

void loop()

{.....}
```

Bu iki kod bölümü ise Arduino yazılımlarının çalışması için gerekli temel fonksiyonlardır. Setup kısmı Arduino'ya güç verildiği anda gerçekleştirmesi gereken ilk komutların barındığı bölümdür. Bilgisayar ile iletişim hattının açılıp, Arduino üzerindeki hangi pinlerin kullanılacağına belirtildiği ve bazı değişkenlere başlangıç değerlerinin verildiği kodlar bu bölümün içerisinde bulunur.

Loop bölümü ise setup işlemlerinden sonra başlayan ve Arduino çalıştığı sürece tekrarlanan döngü fonksiyonudur. Bu bölüm içerisinde bulunan komutlar tekrar tekrar çalıştırılır ve istenilen işlemlerin yapılması sağlanır. Tekrarlı veri okunması ve gönderilmesi, bilgisayar arayüzü ile iletişime geçilip komut alınması, Arduino pinleri üzerine değer yazılması gibi işlemler bu bölümde gerçekleştirilir.

```
void maxDeg()
{.....}

void guncelle(float arg)
{.....}

void kuvvetSet(float deger, float hedef, float tolerans)
{.....}
```

Buradaki fonksiyonlarda ise birden fazla yerde kullanılacak veya uzun kod bloklarının kısa komutlar haline getirilme işlemleri yapılır.

Kütüphaneler ve değişkenler:

```
#include "HX711.h"

#include "CommandHandler.h"

#include "MegunoLink.h"

#include "ArduinoTimer.h"

HX711 scale;

ArduinoTimer Timer1;

ArduinoTimer Timer2;
```

```
ArduinoTimer Timer3;
ArduinoTimer Timer4;

const int DOUT = 3;
const int CLK = 2;
const int SOL_PIN = 4;
int SolState=LOW;

float calibration_factor = -2200;

int pwm=50;
int old_pwm;

volatile int frekans=3;
volatile float kuvvet=200;
volatile int yari_period;
volatile int log_time;
volatile float tol;
volatile int ticks=0;

boolean basla = false;
volatile float _liste[8]={};

float maxVal = 0;
int count = 0;
float compVal = 0;

CommandHandler<> SerialCommandHandler;

Message Msg("Log");
InterfacePanel Panel;
TimePlot Plot;
```

```
#include "HX711.h"

#include "CommandHandler.h"

#include "MegunoLink.h"

#include "ArduinoTimer.h"
```

Bu dört satır Arduino'nun kendi içerisinde bulunmayan fonksiyonların dışarı kütüphanelerin eklenerek kullanılmasını sağlayan komutlardır.

"HX711.h" kütüphanesi gerinim ölçer ile Arduino arasında bulunan iletişim elemanından veri okunabilmesini sağlayan kütüphanedir.

"CommandHandler" ve "MegunoLink", bilgisayar arayüzü olan MegunoLink Pro yazılımı ve Arduino'nun bu yazılımdan komut almasını sağlayan kütüphanelerdir.

"ArduinoTimer" kütüphanesi ise kod içerisinde zamanlayıcılar belirterek belli aralıklarla istenilen işlemlerinin yapılmasına yardımcı olmaktadır.

```
HX711 scale;

ArduinoTimer Timer1;
ArduinoTimer Timer2;
ArduinoTimer Timer3;
ArduinoTimer Timer4;
```

İlk komut HX711 elemanı ile iletişime geçilirken komutların burada belirtilen "scale" ifadesi ile başlaması gerektiğini belirtir.

Arındaki komutlar ise farklı dört adet zamanlayıcı elemanı tanımlar.

```
const int DOUT = 3;

const int CLK = 2;

const int SOL_PIN = 4;

int SolState=LOW;
```

Buradaki ilk iki satır Arduino ve HX711 arasındaki iletişimin 2. ve 3. pinler aracılığıyla yapılacağından bu pinlerin bir değişkene atanması işlemleridir. 3. satırda solenoid ile iletişim için 4. pin tanımlanır. Son satırda ise solenoide gönderilecek aç kapa sinyalleri için bir değişken tanımlanmış ve bu değişken kapalı (LOW) olarak belirlenmiştir.

```
float calibration_factor = -2200;

int pwm=50;

int old_pwm;
```

İlk satırda gerinim ölçer için kalibrasyon faktörü belirlenmiştir. İkinci satırda belirlenen pwm değişkeni pistonu gönderilen basıncını belirleyen regülatöre Arduino'dan gönderilecek sinyali belirtir. Burada 0-255 aralığında gönderilen sinyal regülatörün basıncı azaltmasını veya artırılmasını sağlar. Son satırdaki "old_pwm" değişkeni ise kod içerisinde regülatöre gönderilen sinyaller arasında karşılaştırma yapılabilmesi için gerekli bir önceki sinyali hafızada tutması için tanımlanan değişkendir.

```
volatile int frekans=3;

volatile float kuvvet=200;

volatile int yarı_period;

volatile int log_time;

volatile float tol;

volatile int ticks=0;
```

Burada frekans değişkeni pistonun kaç hertz ile çalışacağını belirler. Kuvvet değişkeni pistonun uygulamasını istediğimiz hedef kuvvet değeridir. Bu iki değişken bilgisayar arayüzünden gönderilen komutlar ile değiştirilebilir.

"yarı_period" değişkeni Arduino'nun milisaniyeler ile işlem yapmasından kaynaklı frekansın milisaniyeye dönüşümünde kullanılacak değişkendir. Burada yarım periyod kullanılmasının sebebi pistonun basması ve çekmesi için bir periyod içerisinde iki komut gönderilmesi gerektiğidir.

"Log_time" değişkeni ise kaç milisaniyede bir değer ölçümü yapıp kayıt yapılacağını belirleyen değişkendir.

"Tol" değişkeni sistemin istenilen kuvvet değerini kontrol edip düzenleme yaparken kabul edeceği tolerans değerini hafızada tutan değişkendir.

"Ticks" ise parça üzerine kaç kere basım yapıldığını saymak için tanımlanan değişkendir.

```
boolean basla = false;

volatile float _liste[8]={};

float maxVal = 0;

int count = 0;

float compVal = 0;
```

İlk satırdaki basla değişkeni sisteme güç verildikten sonra pistonun basma işlemine başladığını mı yoksa beklemede mi olduğunu kontrol eden değişkendir. İlerleyen kodlarda false durumunda bekleme halinde olacak şekilde belirlenmiştir. Burada da false olarak ayarlanarak sisteme güç verildiğinde pistonun direk olarak çalışması engellenmiştir.

“_liste” değişkeni hafızasında 8 değeri tutacak şekilde tanımlanmış bir değişkendir. Bu değişken ilerideki işlemlerde belirli bir zaman aralığında gerinim ölçer üzerine uygulanan maksimum değerin belirlenmesi için kullanılmaktadır.

“maxVal” değişkeni listeden elde edilecek maksimum değerin hafızada tutulması için kullanılan değişkendir.

“Count” değişkeni “_liste” elemanına değer atanırken liste içerisinde hangi sıraya değerin yazılacağını belirten değişkendir.

“compVal” değişkeni istenilen kuvvet değeri ile gerinim ölçerden elde edilen maksimum kuvvet değerinin karşılaştırılması için kullanılan değişkendir.

Burada “0” olarak atanan değerlere sistem başladığında yeni değerler atanacaktır ve sabit değerler değildir. “0” atanmasının sebebi sistem başladığında değişkenlerin tanımsız olmasını engellemektir.

```
CommandHandler<> SerialCommandHandler;

Message Msg("Log");

InterfacePanel Panel;

TimePlot Plot;
```

İlk satırdaki komut bilgisayar arayüzünden gelen komutlar ile ilgili işlemler için kullanılacak ifadenin belirlenmesidir.

İkinci satırdaki komut kaydedilecek değerlerin bilgisayar arayüzüne iletilirken kullanılacak ifadenin belirlenmesidir.

Üçüncü satırdaki komut bilgisayar arayüzünde basım sayısını gösterecek değerin iletilmesi için kullanılan ifadeyi belirler.

Dördüncü satırdaki komut bilgisayar arayüzünde çizilen plota gönderilecek değerlerin iletilmesi için kullanılan ifadeyi belirler.

Arayüzden gelen komutlarla uygulanacak fonksiyonlar:

```
void Cmd_Set(CommandParameter& Parameters)
{.....}

void Cmd_Basla(CommandParameter& Parameters)
{.....}
```

Burada belirtilen iki fonksiyon bilgisayar arayüzünden gelen komutlara göre uygulanacak işlemleri belirler. “Cmd_Set” ve “Cmd_Basla” isimleri verilen fonksiyonlardan ilki arayüze girilen frekans ve kuvvet değerlerini Arduino’ya iletirken, ikincisi ise sistemin beklemede mi yoksa çalışır durumda mı olduğunu kontrol eden fonksiyondur.

```
void Cmd_Set(CommandParameter& Parameters)
{
    basla=false;
    digitalWrite(SOL_PIN,LOW);
    for(int i=0; i<8; i++){
        _liste[i]=0;
    }
    frekans = Parameters.NextParameterAsInteger();
    String kuvvetholder = Parameters.NextParameter();
    kuvvet = kuvvetholder.toFloat();

    tol = kuvvet * 0.01;
    yari_period = 1000 / (frekans * 2);
    log_time = 1000 / (frekans * 4);
}
```

Bu fonksiyon arayüzde belirlenen frekans ve kuvvet değerlerinin Arduino'ya iletilmesini sağlar. Fonksiyonun içerisindeki komutları inceleyelim.

```
basla=false;
digitalWrite(SOL_PIN,LOW);
for(int i=0; i<8; i++){
  _liste[i]=0;
}
```

Öncelikle basla değişkeni false olarak ayarlanarak sistem beklemeye alınır. Ardından “digitalWrite” komutu ile solenoid pinine kapatma(LOW) sinyali gönderilir. Bu sistem beklemeye alındığında pistonun basma durumunda kalmasını engellemek için yapılmaktadır. Bu işlemin sonrasında maksimum kuvvetin belirlenmesi için hafızada tutulan “_liste” değişkeni içerisindeki değerler for döngüsü kullanılarak sıfırlanır.

```
frekans = Parameters.NextParameterAsInteger();
String kuvvetholder = Parameters.NextParameter();
kuvvet = kuvvetholder.toFloat();
```

Bu kod bloğunda arayüzden gelen frekans ve kuvvet değerlerinin Arduino içerisindeki değişkenlere atanması işlemi yapılır. Arayüzden gelen komut “!Set 3 100.00” şeklindedir. Bu komuttaki ikinci ve üçüncü terimler sırasıyla frekans ve kuvvet değerleridir. İlk satırda “!Set” ifadesi ardından gelen ilk tam sayı değerinin frekans değişkenine atanması sağlanır. Üçüncü terimde bulunan yüzdellik formatında olan değer bilgisayar arayüzü komutları tarafından işlenmemesinden kaynaklı olarak öncelikle yazı(string) biçiminde kaydedilir ve ardından sayısal değere çevrilerek kuvvet değişkenine atanır.

```
tol = kuvvet * 0.01;
yari_period = 1000 / (frekans * 2);
log_time = 1000 / (frekans * 4);
```

Frekans ve kuvvet değerleri belirlendikten sonra sistem içerisinde kullanılacak tolerans, yarım periyod ve kayıt süresi değişkenleri hesaplanabilir.

“Tol” değişkeni ilk satırda hedeflenen kuvvet değerinin yüzde biri olarak belirlenir.

“Yarı_period” değişkeni bin milisaniyenin frekansın iki katına bölünmesi ile hesaplanır.

“Log_time” değişkeni ise bin milisaniyenin frekansın dört katına bölünmesi ile hesaplanır. Bu bir periyotta dört değer kaydedilmesini sağlar.

```
void Cmd_Basla(CommandParameter& Parameters)
{
    if(basla==false){
        digitalWrite(SOL_PIN,LOW);
        for(int i=0; i<8; i++){
            _liste[i]=0;}
        basla=true;}
    else{basla=false;}
}
```

Bu fonksiyon arayüz üzerinde bulunan butona basılarak sistemin bekleme alınması veya başlatılmasını sağlar.

```
if(basla==false){
    digitalWrite(SOL_PIN,LOW);
    for(int i=0; i<8; i++){
        _liste[i]=0;}
    basla=true;}
```

Burada sistem bekleme halinde ise(basla=false) ise pistonun basma durumda olmadığından emin olmak amacıyla solenoide kapatma sinyalinin gönderilmesini, “_liste” değerlerinin sıfırlanmasını ardından basla değişkenine true değerini atayarak sistemin başlatılması sağlanmaktadır.

```
else{basla=false;}
```

Bu kısımda ise sistem çalışma durumunda iken sistemin bekleme alınması sağlanır.

Oluşturulan fonksiyonlar:

```
void maxDeg()
{.....}

void guncelle(float arg)
{.....}

void kuvvetSet(float deger, float hedef, float tolerans)
{.....}
```

Burada sistem çalışırken kullanılacak üç fonksiyon tanımlanmıştır.

“guncelle” fonksiyonu gerinim ölçerden elde edilen değer okumalarının “_liste” değişkeni içerisine alınmasını sağlayan fonksiyondur.

“maxDeg” fonksiyonu _liste elemanı içerisindeki en büyük değeri bulmak için kullanılan fonksiyondur.

“kuvvetSet” fonksiyonu ise okunan maksimum değer ile hedef kuvveti karşılaştırarak regülatöre gönderilecek basınç artırma veya azaltma sinyalini belirleyen fonksiyondur.

```
void guncelle(float arg) {
    float nw_value = arg;
    _liste[count] = nw_value;
    count++;
    if (count > 7){
        count = 0;
    }
}
```

Fonksiyon içerisindeki komutları inceleyelim.

```
float nw_value = arg;
_liste[count] = nw_value;
count++;
```

İlk satırda fonksiyona girdi olarak verilen gerinim ölçer okuması değeri “nw_value” değişkeninde hafızaya alınır. İkinci satırda bu değer “_liste” içinde “count” değeri sırasındaki konuma kaydedilir. Üçüncü sırada ise count değeri 1 arttırılır.

```
if (count > 7){  
    count = 0;  
}
```

Bu kısımda ise count değeri 7’yi geçtiğinde tekrar 0’a eşitlenerek listenin başına dönlür.

Bilgisayar ortamında listelerin ilk elemanı 0 ile başladığından 0’dan 7’ye kadar 8 eleman hafızada tutulur.

```
void maxDeg(){  
    for(int i=0; i<8; i++)  
    {  
        maxVal = max(_liste[i],maxVal);  
    }  
    compVal = maxVal;  
    maxVal=0;  
}
```

“maxDeg” fonksiyonu bir for döngüsü ile liste içerisindeki 8 değer arasından en büyüğünü Arduino’nun kendi bünyesinde bulunan max fonksiyonu ile belirleyerek “maxVal” değişkenine atar. Bu “maxVal” değişkenindeki değer ardından hedef kuvvet ile karşılaştırılan “compVal” değişkenine atanır. Ve son olarak bir sonraki maksimum değer bulunmasında ölçümü etkilememesi için “maxVal” değeri sıfırlanır.

```
void kuvvetSet(float deger, float hedef, float tolerans) {
```

```
if(deger < hedef-tolerans){pwm++;}  
if(deger > hedef+tolerans){pwm--;}  
if(pwm < 0){pwm=0;}  
if(pwm > 255){pwm=255;}  
}
```

“kuvvetSet” fonksiyonu üç girdi kabul edecek şekilde hazırlanmıştır. Değer, hedef ve tolerans girdileri sırasıyla “maxDeg” fonksiyonundan elde edilen okunan maksimum kuvvet değeri, arayüzde belirlenen hedef kuvvet değeri ve hedef kuvvet değerinin yüzde biri olan tolerans değeridir. Bu fonksiyon regülatöre gönderilen pwm sinyali belirlemektedir.

```
if(deger < hedef-tolerans){pwm++;}  
if(deger > hedef+tolerans){pwm--;}  

```

İlk satırda okunan değer hedef kuvvet eksi toleranstan düşük olması durumunda regülatöre basıncın artmasını iletmek için pwm değerinin artırılması komutu verilmiştir.

İkinci satırda ise okunan değer hedef kuvvet artı toleranstan fazla olması durumunda basıncı azaltmak için pwm değerinin azaltılması komutu verilmiştir.

```
if(pwm < 0){pwm=0;}  
if(pwm > 255){pwm=255;}  

```

Son iki satırda ise regülatör 0-255 arasında pwm değeri kabul ettiği için 0’ın altına inilmesi veya 255’in üzerine çıkılması durumunda 0 veya 255 değerine geri alınması için komutlar verilmiştir.

Setup:

```
void setup() {  
  
  Serial.begin(9600);  
  
  scale.begin(DOUT, CLK);  
  
  scale.set_scale(calibration_factor);  
  
  scale.tare();  
  
  
  pinMode(SOL_PIN, OUTPUT);  
  
  analogWrite(9,pwm);  
  
  
  yari_period = 1000 / (frekans * 2);  
  
  log_time = 1000 / (frekans * 4);  
  
  tol= kuvvet * 0.01;  
  
  
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("Set"), Cmd_Set);  
  
  SerialCommandHandler.AddCommand(F("Basla"), Cmd_Basla);  
  
  
  Plot.SetTitle("Kuvvet/Zaman Grafigi");  
  
  Plot.SetXlabel("Zaman");  
  
  Plot.SetYlabel("Kuvvet(N)");  
  
  
}
```

Bu kod bloğu sisteme güç verildiğinde ilk yapılan işlemleri kontrol etmektedir.

```
Serial.begin(9600);  
  
scale.begin(DOUT, CLK);  
  
scale.set_scale(calibration_factor);  
  
scale.tare();
```

İlk satırdaki komut bilgisayar ile Arduino arasındaki serial portunun belirlenen bit hızı ile açılmasını sağlar.

İkinci satırda gerinim ölçer ile iletişimi sağlayan HX711 ile hangi pinlerle iletişim kurulacağı belirlenir. Buradaki DOUT ve CLK değerleri kütüphane ve değişkenler kısmında atanmıştır.

Üçüncü satırda HX711'den gelen veriye kalibrasyon faktörü uygulanır.

Son satırda ise değer sıfırlanarak gerinim olmayan durumda 0 değeri okunması sağlanır.

```
pinMode(SOL_PIN, OUTPUT);  
analogWrite(9,pwm);
```

“pinMode” komutu ile solenoid pininin üzerinden sinyal gönderileceği belirtilmiştir. “analogWrite” komutu ile ise regülatöre bağlı 9. pin üzerine pwm değerinin yazılmasını sağlar.

```
yarı_period = 1000 / (frekans * 2);  
log_time = 1000 / (frekans * 4);  
tol= kuvvet * 0.01;
```

Frekans ve kuvvet değerleri ile yarım periyod, kayıt süresi ve tolerans hesaplanması. Benzer kod bloğu arayüzden gelen komut ardından hesaplama için kullanılmıştı.

```
SerialCommandHandler.AddCommand(F("Set"), Cmd_Set);  
SerialCommandHandler.AddCommand(F("Basla"), Cmd_Basla);
```

Bilgisayar arayüzü ile iletişimde hangi komutun hangi fonksiyonun çalıştıracağını belirlemesi. Burada tırnak işareti içindeki kısımlar bilgisayardan gelecek komutun hemen sağındaki “Cmd” terimlerinin ise bu komut karşılığında hangi fonksiyonun çalışacağını tanımlamaktadır.

Bu iki satır ile! Set komutunun “Cmd_Set” fonksiyonunu çalıştıracak ve aynı şekilde “!Basla” komutunun “Cmd_Basla” fonksiyonunu çalıştıracak belirlenmiştir.

```
Plot.SetTitle("Kuvvet/Zaman Grafigi");  
Plot.SetXlabel("Zaman");  
Plot.SetYlabel("Kuvvet(N)");
```

Bu üç satırlık kod ise bilgisayar arayüzünde çizilecek grafiğin başlığının, x ve y eksenlerindeki birimlerin belirlenmesini sağlar.

Loop:

“Loop” fonksiyonu kendi içerisinde sistem beklemede ve çalışır durumda olmak üzere ikiye ayrılmıştır.

```
void loop() {  
    SerialCommandHandler.Process();  
  
    if(Timer4.TimePassed_Milliseconds(3000)){  
        Serial.println("Beklemede");  
    }  
  
    while(basla) {.....}  
}
```

Burada “while(basla)” bloğunun içerisindeki kodlar sistem çalışırken işleme alınır. Bunun dışındaki kısımdaki kodlar ise bekleme durumunda işleme alınır.

```
SerialCommandHandler.Process();  
  
if(Timer4.TimePassed_Milliseconds(3000)){  
    Serial.println("Beklemede");  
}
```

İlk satırdaki kodumuz bilgisayardan gelen komutların dinlendiği fonksiyondur. Komut gelmesi durumunda gerekli fonksiyonu çağırır. Komutun gelmedi durumlarda bir işlem yapmaz.

Ardından gelen kısımda ise kütüphanelerin ardından tanımlanan zamanlayıcılardan bir tanesi ile 3 saniyede (3000 milisaniyede) bir sistemin beklemede olduğunu belirten bir yazı gönderilmesi komutu verilmiştir.

Bekleme durumundayken bilgisayar arayüzünden “!Basla” komutu gönderilmesi durumunda basla=false değeri true olarak değiştirilir ve sistem çalışma haline getirilir. Bu durumda sadece while döngü bloğu içerisindeki kodlar çalışır.

```
while(basla){  
    SerialCommandHandler.Process();  
  
    if(Timer1.TimePassed_Milliseconds(yarı_period))  
    { ..... }  
  
    if(Timer2.TimePassed_Milliseconds(log_time))  
    { ..... }  
  
    if(Timer3.TimePassed_Milliseconds(500))  
    { ..... }  
}
```

“While” döngü bloğu içerisinde bekleme durumunda olduğu gibi komut dinleme fonksiyonu bulunmaktadır. Bunun dışında ise üç adet zamanlayıcı ile çalışan farklı kod blokları bulunmaktadır. Burada zamanlayıcının en sonunda bu kod bloğunun kaç milisaniyede bir çalışacağını belirten değerler bulunmaktadır. İlk iki zamanlayıcıda frekansa göre hesaplanan “yarı_period” ve “log_time” değişkenleri bulunmaktadır. Tamsayı olarak hesaplanan bu değerler zamanlayıcıya girdi olarak verilerek kod bloğunun çalıştırılma sıklığı belirlenir. Son zamanlayıcıda ise 500 milisaniye değeri verilmiştir. Bu kısımda regülatöre gönderilecek sinyal saniyede iki kere olmak üzere hesaplanır. Zamanlayıcılar içerisindeki kod bloklarını inceleyelim.

```
if(Timer1.TimePassed_Milliseconds(yarı_period)){  
  
    if(SolState==LOW){SolState=HIGH;}  
  
    else {SolState=LOW;}  
  
    digitalWrite(SOL_PIN,SolState);  
  
    Panel.SetText("ticker", ticks/2);  
  
    ticks++;  
  
}
```

“SolState” değişkeni solenoide gönderilecek açma ve kapama sinyalini temsil etmektedir. Zamanlayıcıdan sonraki ilk iki satırda bu sinyalin açıksa kapanması veya kapalıysa açılması komutu verilmiştir. Bu pistonun basma durumundaysa geri çekilmesi ya da boştaysa basması gerektiğini iletir. “digitalWrite” komutu ile ise açık veya kapalı durumu belirlenen sinyalin solenoide bağlı pin ile iletilmesi gerçekleştirilir.

Son iki satırda ise parça üzerine kaç kere basım yapıldığının bilgisayar arayüzüne iletilmesi gerçekleştirilir. Her yarı periyotta 1 arttırılan “ticks” değişkeni “SetText” komutu ile arayüze iletilir. Fakat arayüzde periyod sayımı yapılacağından gönderirken değer ikiye bölünerek gönderilir. Bu sayede 2 yarım periyotta arayüz üzerinde 1 basım yapıldığı belirtilir.

```
if(Timer2.TimePassed_Milliseconds(log_time)){  
  
    volatile float reading = scale.get_units();  
  
  
    guncelle(reading);  
  
    maxDeg();  
  
  
    Plot.SendData("MaxKuv", reading);  
  
  
    Msg.Begin();  
    Serial.print(millis());  
    Serial.print(",");  
    Serial.print(reading,3);  
    Msg.End();  
  
}
```

İkinci zamanlayıcı bloğu bir periyotta 4 kere çalışacak şekilde “log_time” değeri verilmiştir. Bu blok içerisinde son 8 gerinim ölçümü üzerinden maksimum değerin belirlenmesi ve tüm okuma değerlerinin grafik ve kayıtlama işlemleri için bilgisayar arayüzüne gönderilme işlemi yapılır.

```
volatile float reading = scale.get_units();
```

Buradaki kod ile gerinim ölçer üzerinden okunan değer “reading” değişkenine yazılır.

```
guncelle(reading);  
maxDeg();
```

Arkasından gelen iki satır bir sonraki zamanlayıcı içerisinde kullanılacak olsa da kısa sürelerde hesaplamaların bu zamanlayıcı içerisinde yapılması sayesinde sistemin geç cevap vermesi engellenir. Burada güncelle fonksiyonuna okunan değer girdisi verilerek “_liste” değişkenine eklenmesi işlemi yapılır. Ardından “maxDeg” fonksiyonu ile “_liste” içerisindeki maksimum değer belirlenir. Bu değer bir sonraki zamanlayıcı içerisinde kullanılır.

```
Plot.SendData("MaxKuv", reading);  
  
Msg.Begin();  
Serial.print(millis());  
Serial.print(",");  
Serial.print(reading,3);  
Msg.End();
```

Kod bloğu içerisindeki bu kısım ise grafik ve değer kaydı için kullanılmaktadır. SendData komutu ile okunan değer arayüzdeki grafiğe gönderilir. Arkasından gelen kısımda ise kaydedilecek kısım belirlenir. “Begin” komutu ile kaydedilecek değerlerin başladığı belirtilir. Millis () komutu ile sistemin çalışmaya başladığından beri geçen milisaniye süresi elde edilir ve gönderilir. Ardından değerlerin birbirinden ayrılması için “,” noktalama işareti gönderilir. Ondan sonra ise gerinim ölçer üzerinden okunan değerler noktadan sonra 3 basamak hassasiyetindeki değeri iletilir. “End” komutu ile kayıtlamanın bittiği belirtilir.

```
if(Timer3.TimePassed_Milliseconds(500))
{
    old_pwm=pwm;
    kuvvetSet(compVal, kuvvet, tol);
    if(pwm != old_pwm){
        analogWrite(9,pwm);}
}
```

Son zamanlayıcı bloğunda ise okunan maksimum değer ile hedef kuvvet karşılaştırılır ve regülatöre gönderilecek uygun sinyal belirlenir.

Öncelikle regülatöre gönderilen son pwm sinyal değeri old_pwm değişkenine kaydedilir. Ardından kuvvetSet fonksiyonu çağırılır ve girdi olarak okunan maksimum değer(compVal), arayüzde belirlenen hedef kuvvet(kuvvet) ve tolerans değeri(tol) değeri verilir. Fonksiyon işlemi sonucunda pwm üzerinde uygun değişiklik yapılır. Bu işlem sonucunda pwm değeri artmış, azalmış veya değişmemiş olabilir. Değişmemesi durumunda regülatöre yeniden sinyal göndermek bir etki yaratmayacağı ve sistemi yavaşlatacağı için öncelikle kaydettiğimiz eski pwm değeri(old_pwm) ile karşılaştırılması yapılır. Eğer eski değerle yeni değer birbirine eşit değilse analogWrite komutu ile regülatör pinine yeni değer yazılır. Eğer değerler aynı ise bir işlem yapılmadan kod bloğundan çıkış yapılır.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Tasarımı, üretimi, elektronik kurulumu ve yazılımı gerçekleştirilen cihazın testlerinin gerçekleştirilme aşamasına geçilmiştir. Gerçekleştirilecek test kriteri olarak cihaz tasarımının da üzerine kurulduğu ASTM F1717 standardı belirlenmiştir. İlgili standartta belirtilen parametreler çevrim frekansı için maksimum 5 Hz, kuvvet değeri için kesinlik belirtilmese de literatür araştırmalarına göre 200 N'dan daha düşük değerlerde olması ayrıca üst gerilmenin alt gerilmeye oranının 10 ya da daha büyük olması olarak tanımlanmıştır. Sonsuz ömür değeri için standart bir insan için günde 7.000 tekrardan 2 yıl boyunca, 5.000.000 yükleme çevrimi kabul edilmiştir.

Cihaz elektronik tasarımında en önemli pnömatik aktüatör tarafından uygulanan kuvvetin yük hücresi ile ölçülmesi ve oransal valf ile sistem basıncının değiştirilmesidir. Bu nedenle cihazın çalışması ile ilgili yapılacak testler kuvvetin girilen büyüklükte çalışıp çalışmadığının kontrolüdür. Bu nedenle üst gerilme noktasından alınan ölçümlerin istatistiksel analizi önemli bir araştırma bulgusu olarak değerlendirilmiştir.

Standart sapma, olasılık kuramı ve istatistik bilim dallarında, bir anakütle, bir örneklem gibi herhangi bir veri setinin ortalamadan ne kadar uzaklaştığının bir ölçüsüdür. Standart sapma ne kadar küçükse veriler ortalamaya o kadar yakındır. Tüm değerler birbirine eşit olduğu durumdaysa standart sapma sifıra eşittir. Aslında verilerin ortalamadan sapmasının karelerinin, kareköküdür^[57,58].

Tanımında da bahsedildiği gibi standart sapmanın hesaplanabilmesi için öncelikle ortalama değer hesaplanmalıdır. Denklem 5 ve Denklem 6'da sırasıyla ortalama ve standart sapma denklemleri gösterilmektedir.

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

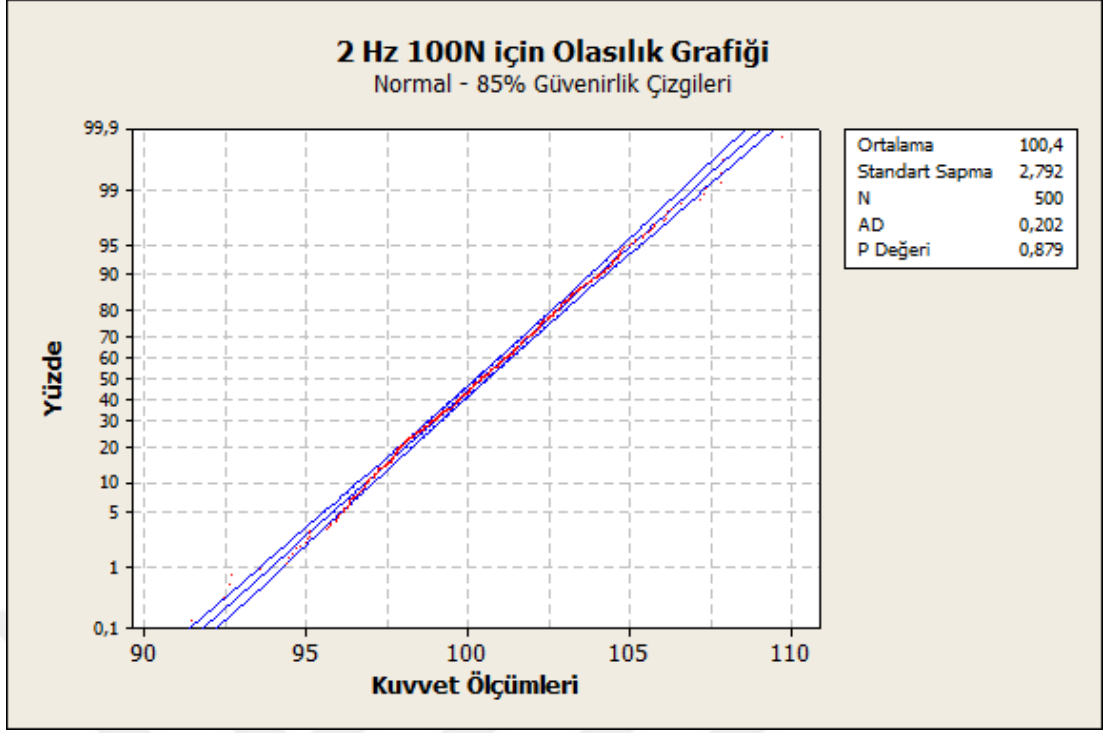
Denklem 5

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}$$

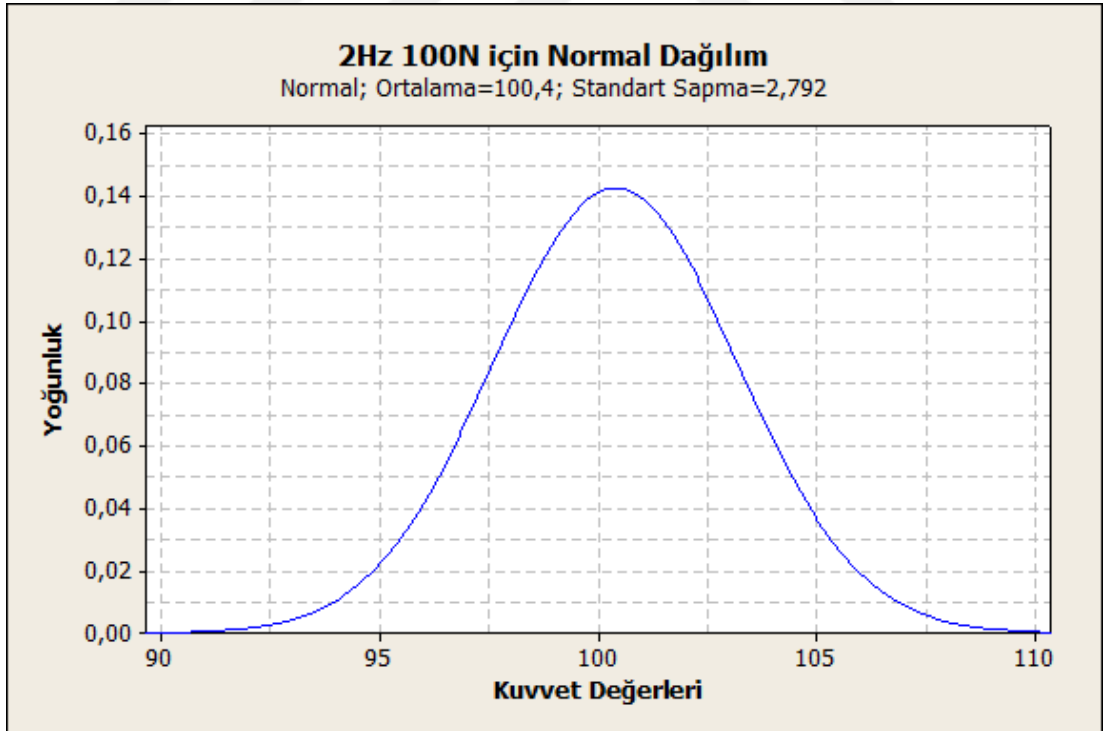
Denklem 6

Cihaz Tasarımı ve üretimi tamamlandıktan sonra yorulma testlerine başlamadan önce cihazın ölçüm doğruluğu ve kalibrasyon testleri yapılmıştır. Bu ölçümler için numuneler bağlanılarak, üç farklı frekansta ve üç farklı kuvvette cihaz çalışma kuvvetine geldikten sonra periyotta yüz defa olacak şekilde yük hücresinden alınan kuvvetler kaydedilip bu kuvvetlerin dağılımları incelenmiştir. Kaydedilen kuvvetleri normallik testleri ve normal dağılımları incelenmiştir. 2 Hz'den 4 Hz'e kadar frekanslarda 100-200 N arası kuvvetlerde yapılan testlere ait olasılık ve normal dağılım grafikleri Şekil 57 ve Şekil 74 arasında gösterilmektedir.

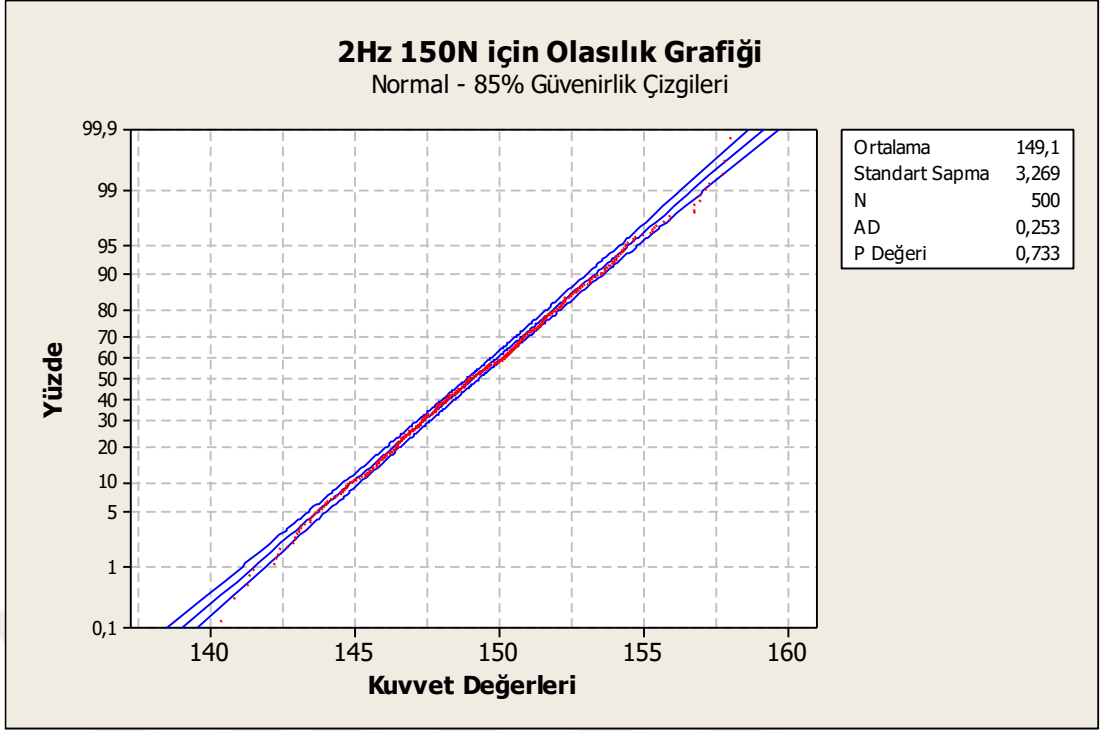
Normallik testleri için Anderson-Darling normallik testinin hem çok sayıda numuneye uygunluğu hem de kritik değerlere önem vermesi nedeniyle kullanımı tercih edilmiştir. Anderson-Darling testi, bir ölçümün özel bir dağılım alanından gelip gelmediğinin kontrolü için kullanılmaktadır^[59]. Uygulanan kuvvetlerin dağılımlarında, görülebilecek sapmaları da içereceğinden daha güvenilir bir normallik testi olacağına karar verilmiştir.



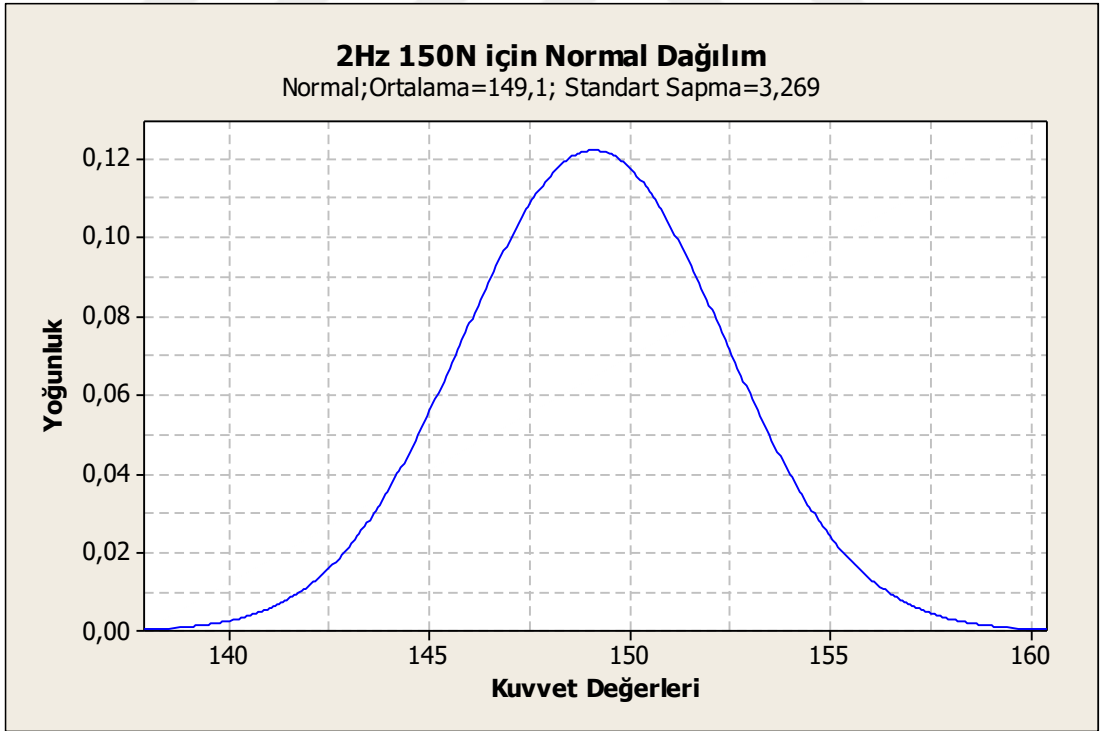
Şekil 57: 2 Hz-100 N parametreleri için olasılık grafiği.



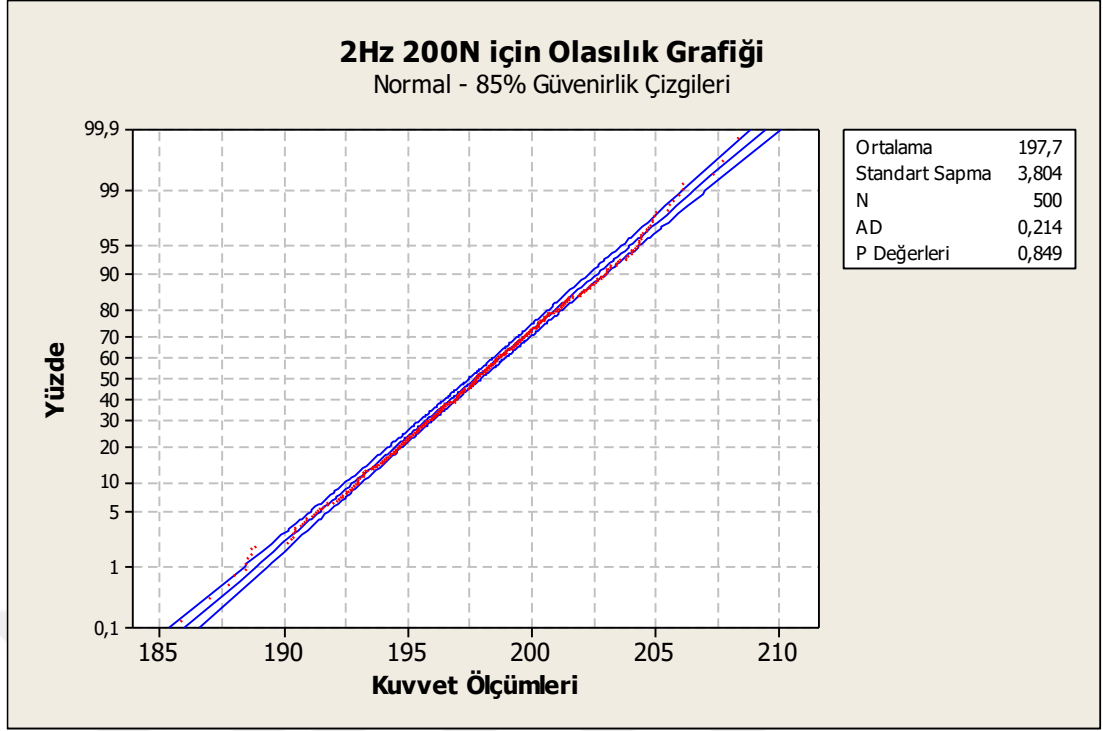
Şekil 58: 2 Hz-100 N parametreleri için normal dağılım grafiği.



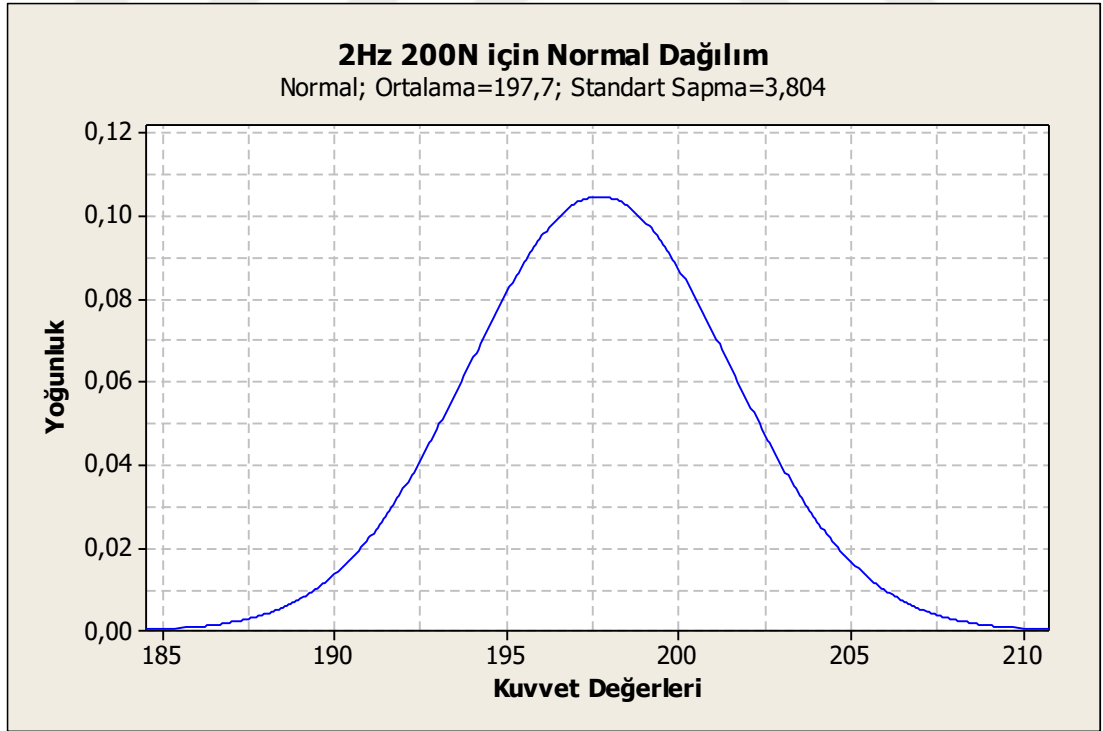
Şekil 59. 2 Hz-150 N parametreleri için olasılık grafiği



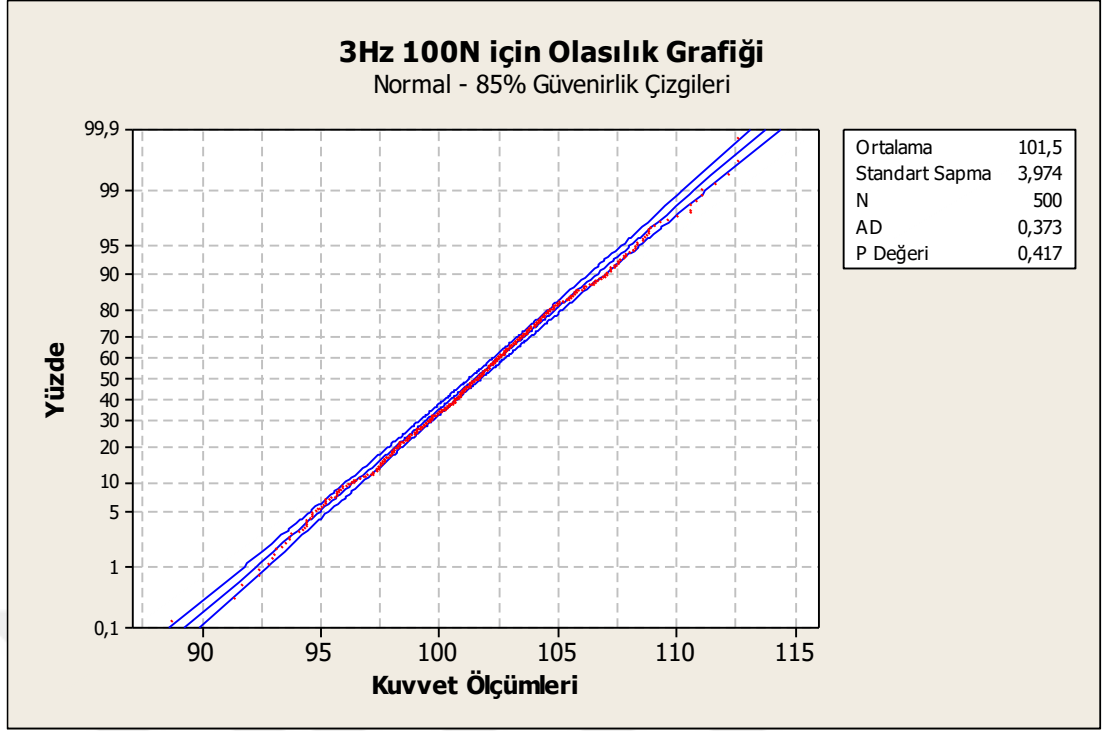
Şekil 60. 2 Hz-150 N parametreleri için normal dağılım grafiği



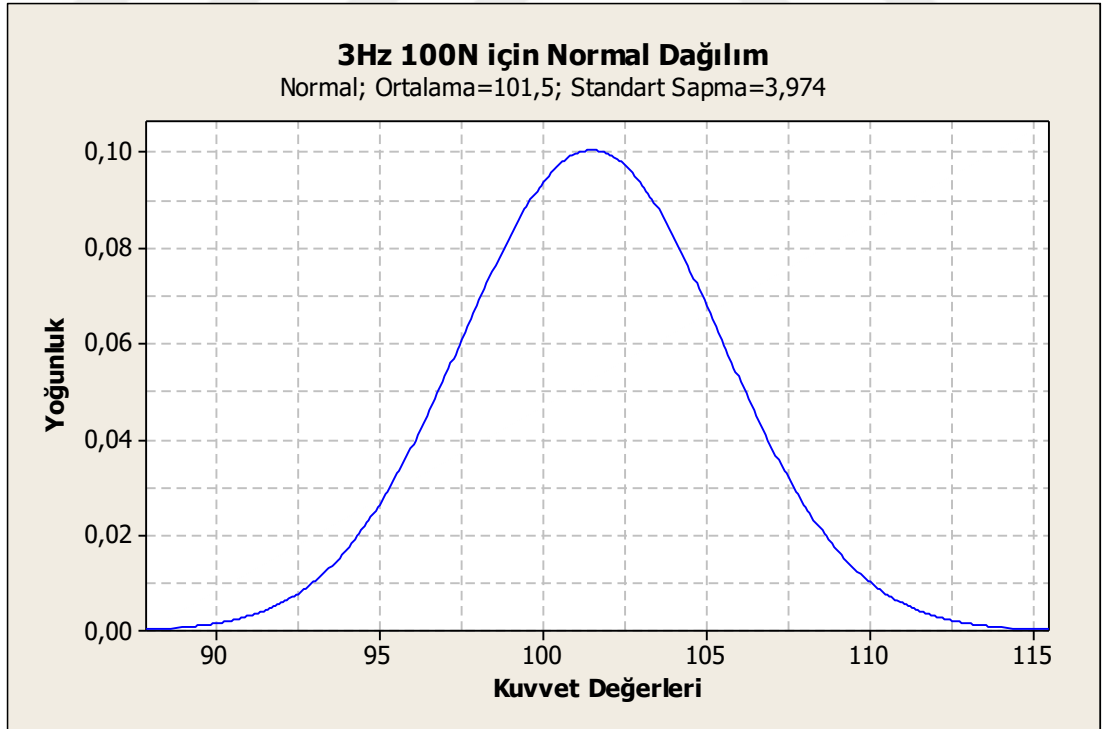
Şekil 61. 2 Hz-200 N parametreleri için olasılık grafiği



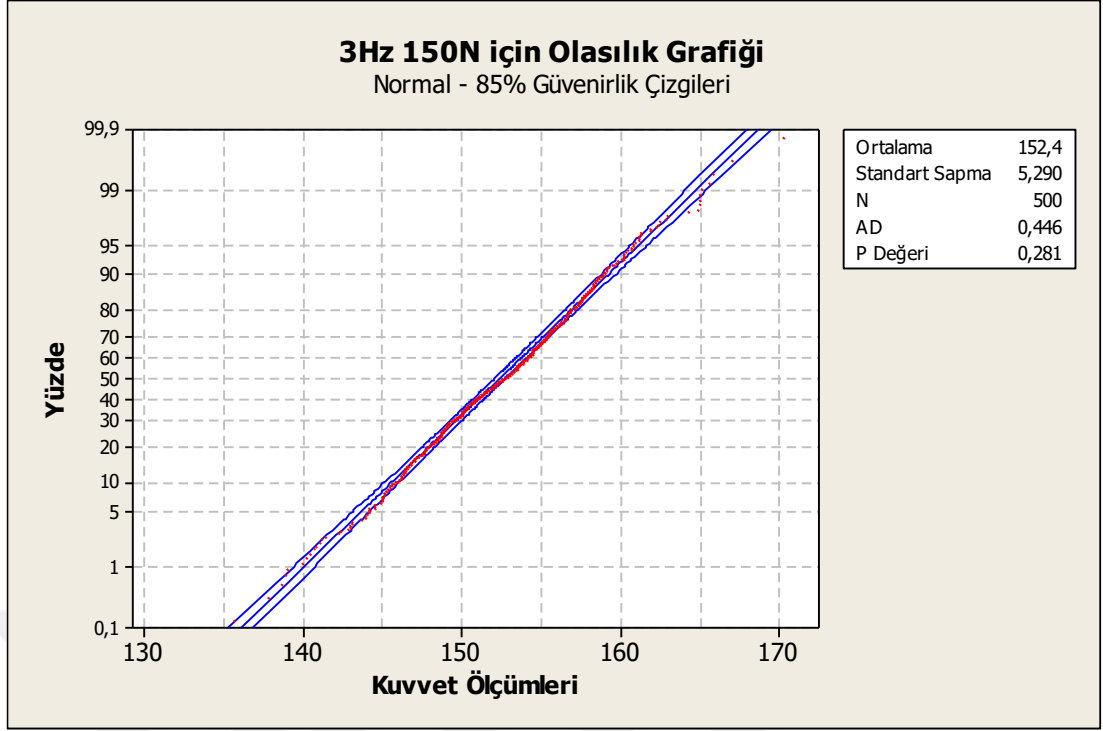
Şekil 62. 2 Hz-200 N parametreleri için normal dağılım grafiği



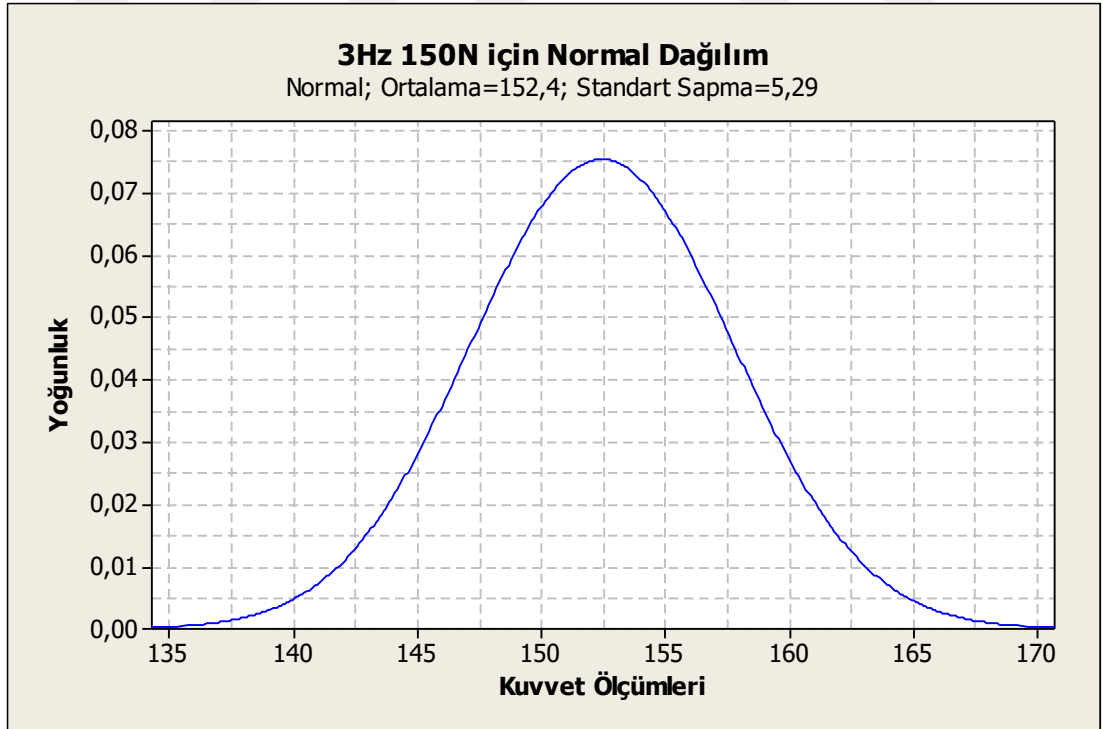
Şekil 63. 3 Hz-100 N parametreleri için olasılık grafiği



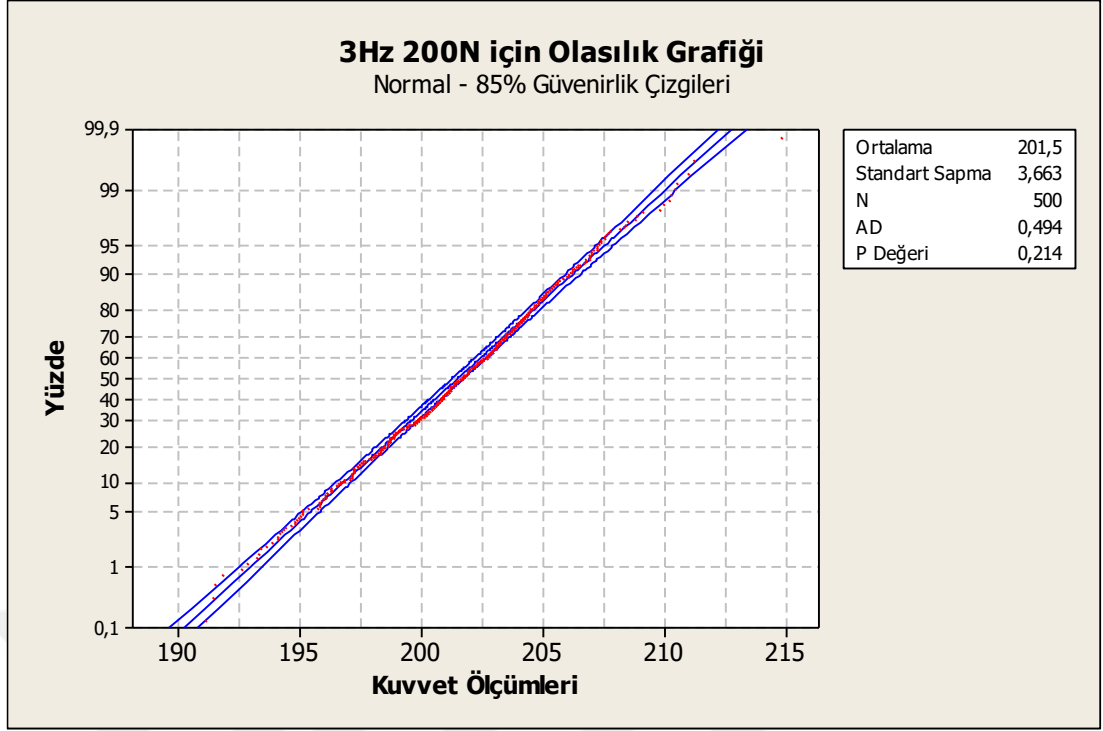
Şekil 64. 3 Hz-100 N parametreleri için normal dağılım grafiği



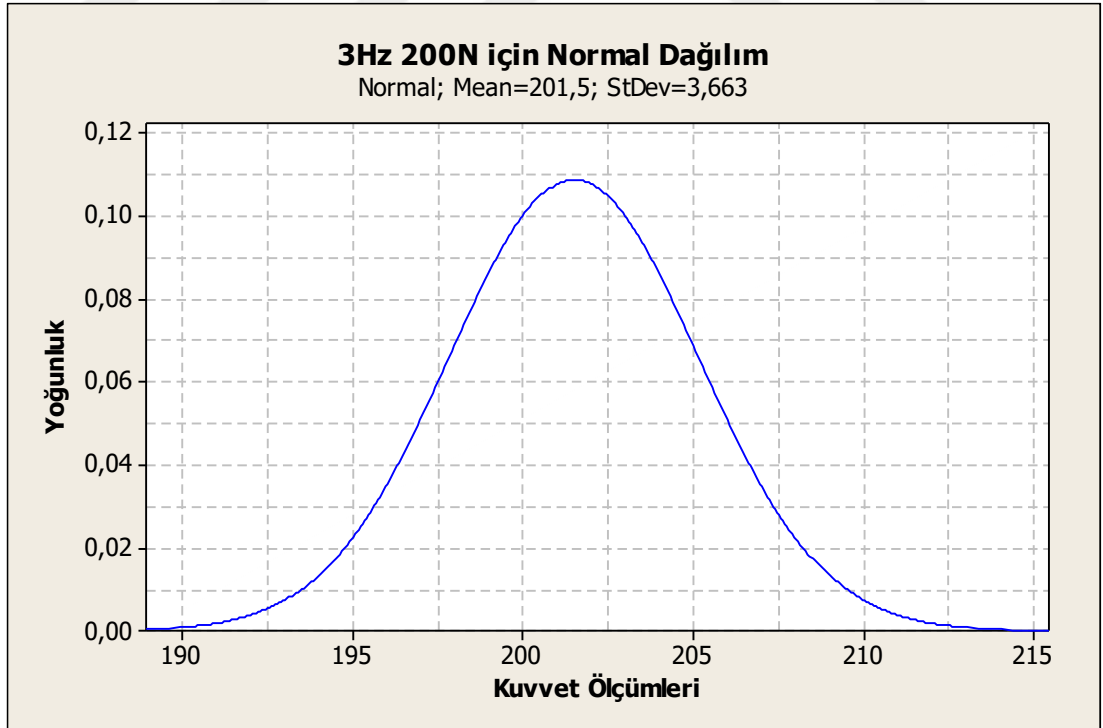
Şekil 65. 3 Hz-150 N parametreleri için olasılık grafiği



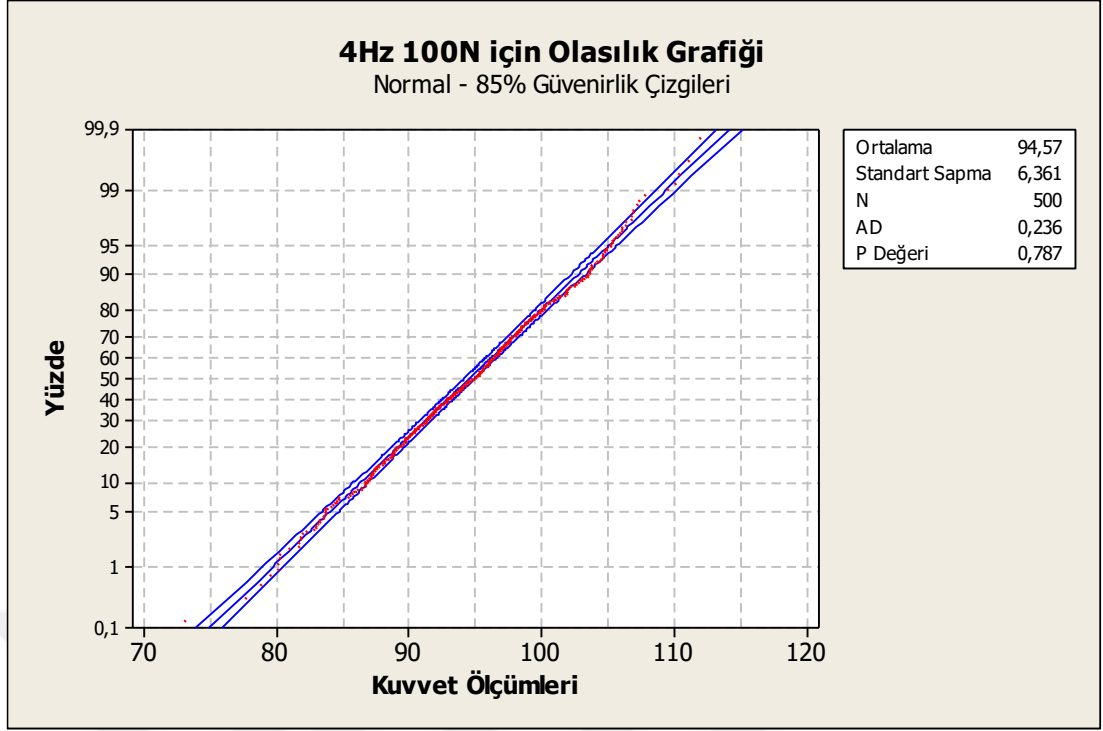
Şekil 66. 3 Hz-150 N parametreleri için normal dağılım grafiği



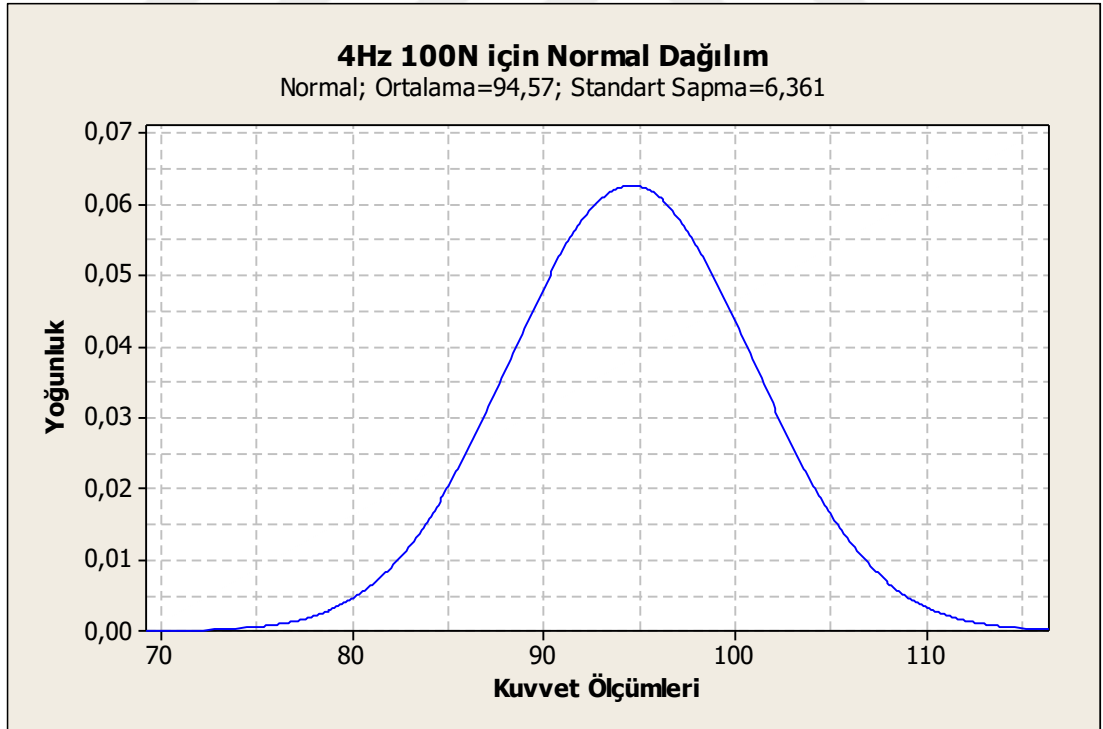
Şekil 67. 3 Hz-200 N parametreleri için olasılık grafiği



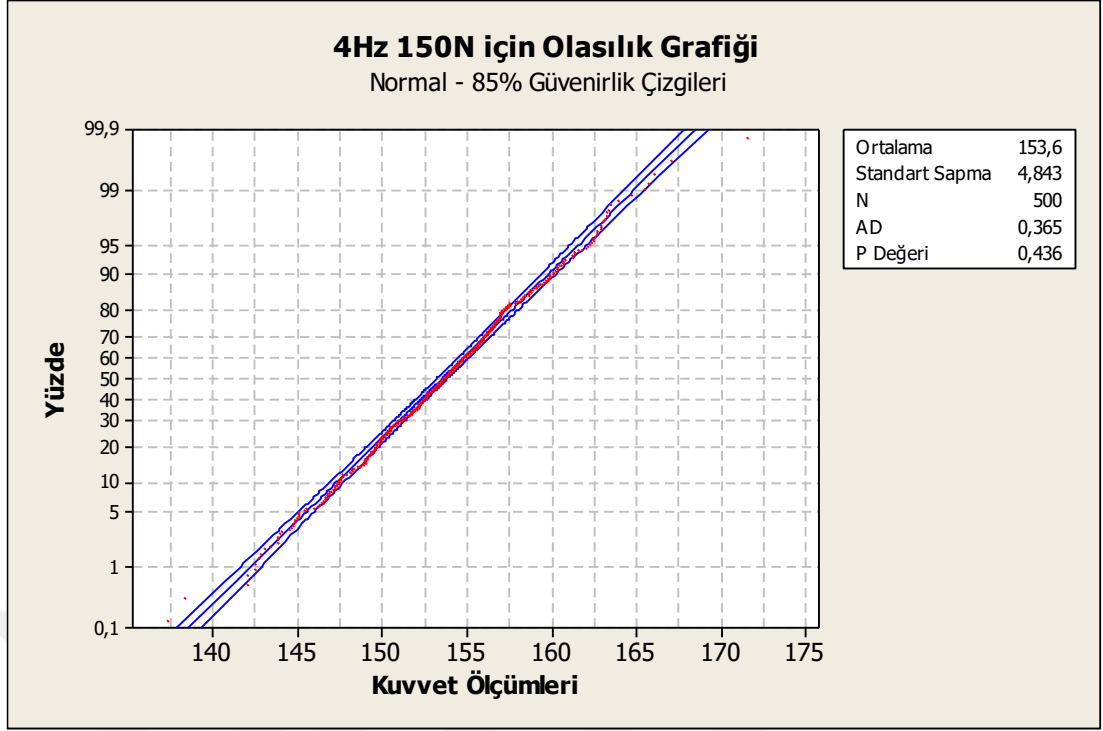
Şekil 68. 3 Hz-200 N parametreleri için normal dağılım grafiği



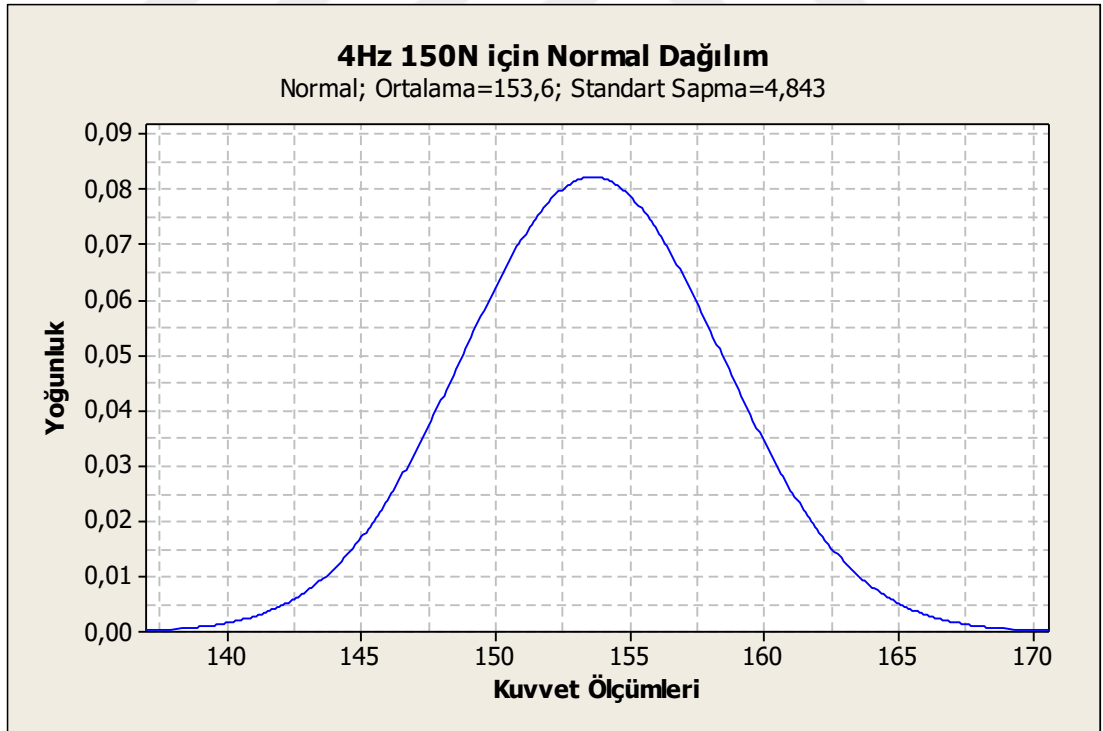
Şekil 69. 4 Hz-100 N parametreleri için olasılık grafiği



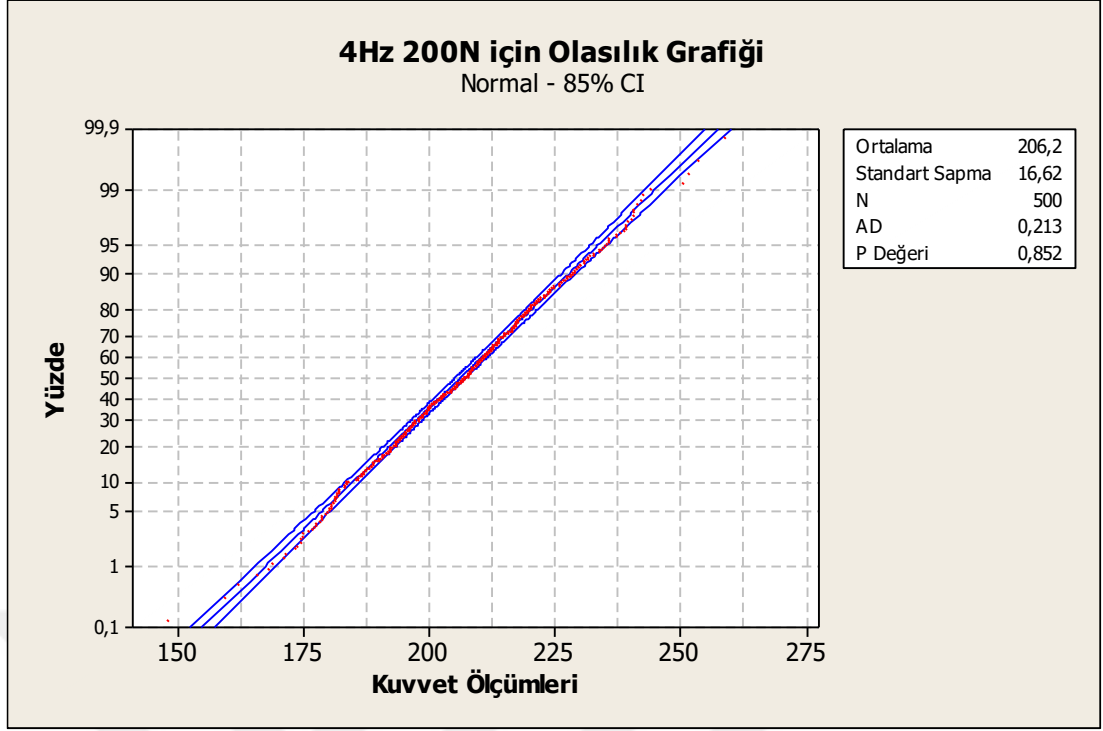
Şekil 70. 4 Hz-100 N parametreleri için normal dağılım grafiği



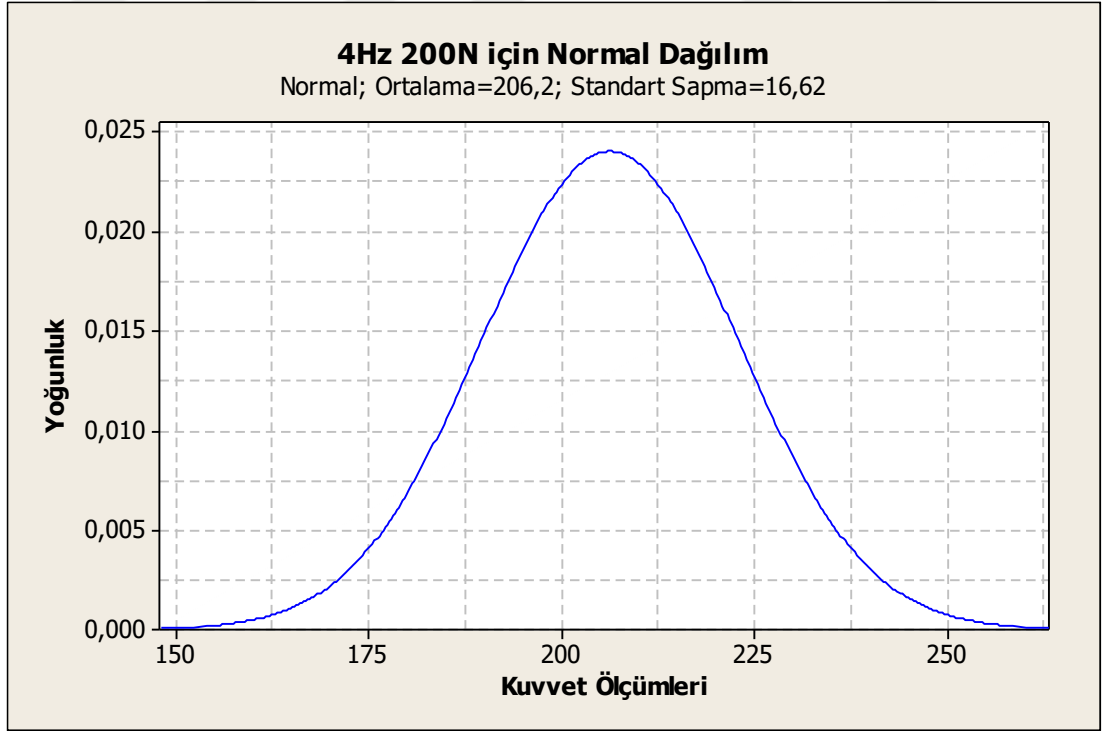
Şekil 71. 4 Hz-150 N parametreleri için olasılık grafiği



Şekil 72. 4 Hz-150 N için olasılık grafiği

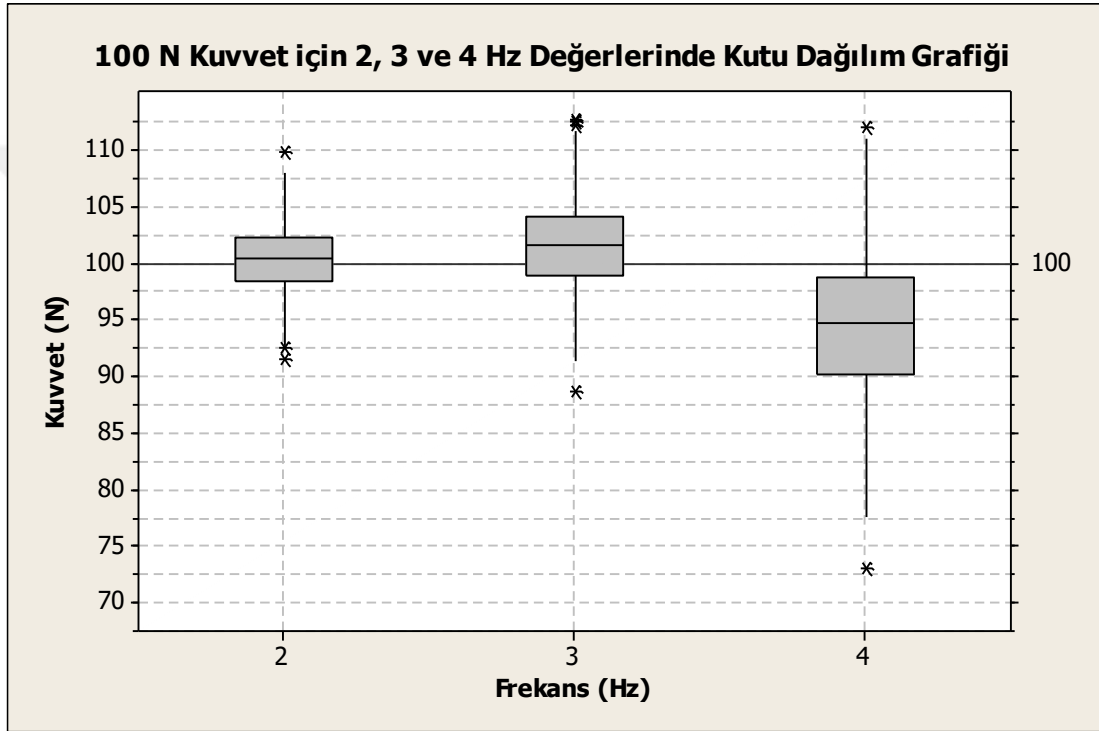


Şekil 73. 4 Hz-200 N parametreleri için olasılık grafiği



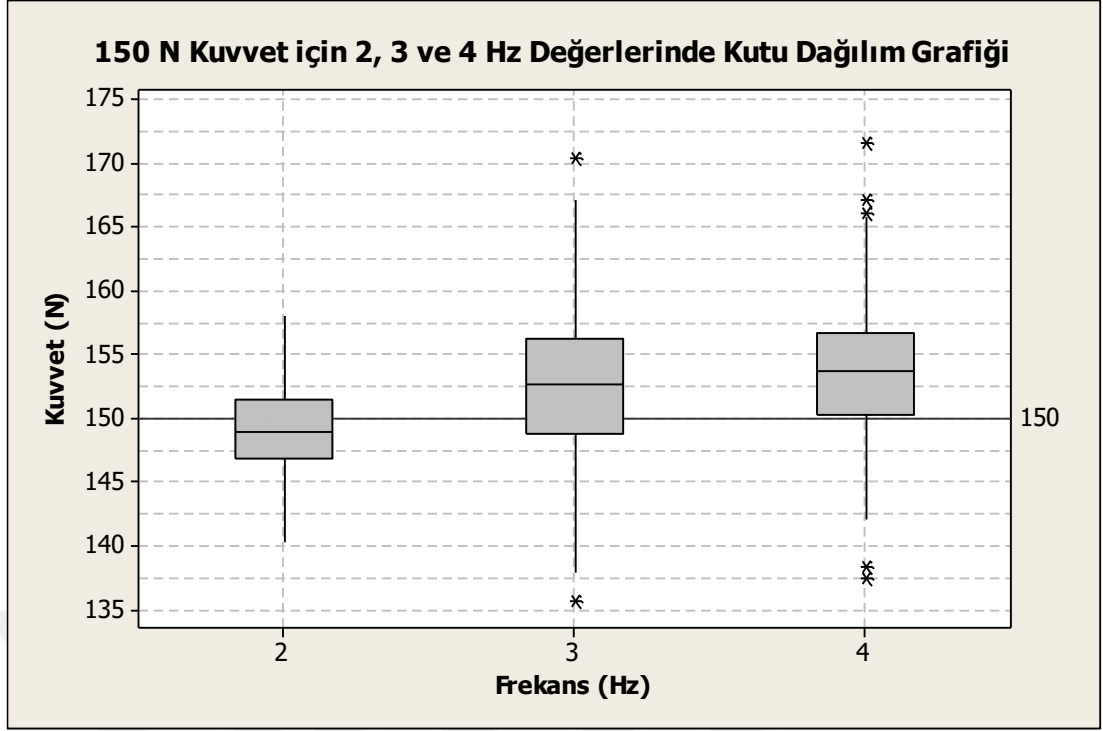
Şekil 74. 4 Hz-200 N parametreleri için normal dağılım grafiği

Genellikle tahribatlı muayene işlemlerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde kullanılan güvenilirlik test yöntemleri, bu kısımda belirli bir aralık içerisinde alınan değerlerin bir doğrulaması olması amacıyla kullanılmıştır. Bu nedenle esas amaç olan dağılımların, daha iyi gözlemlenebilmesi için kutu dağılım grafikleri de çizilmiştir. Şekil 75'te 100 N kuvvetin üç farklı frekans değerinde uygulanması ve yük hücresi tarafından okunan değerlerin kutu dağılım grafiği gösterilmiştir. 2 ve 3 Hz frekanslarda küçük farklarla 100 N civarında bir dağılım gözlemlenirken frekans 4 Hz olarak ayarlandığında ortalama değerde %5'ten daha fazla bir sapma görülmektedir.



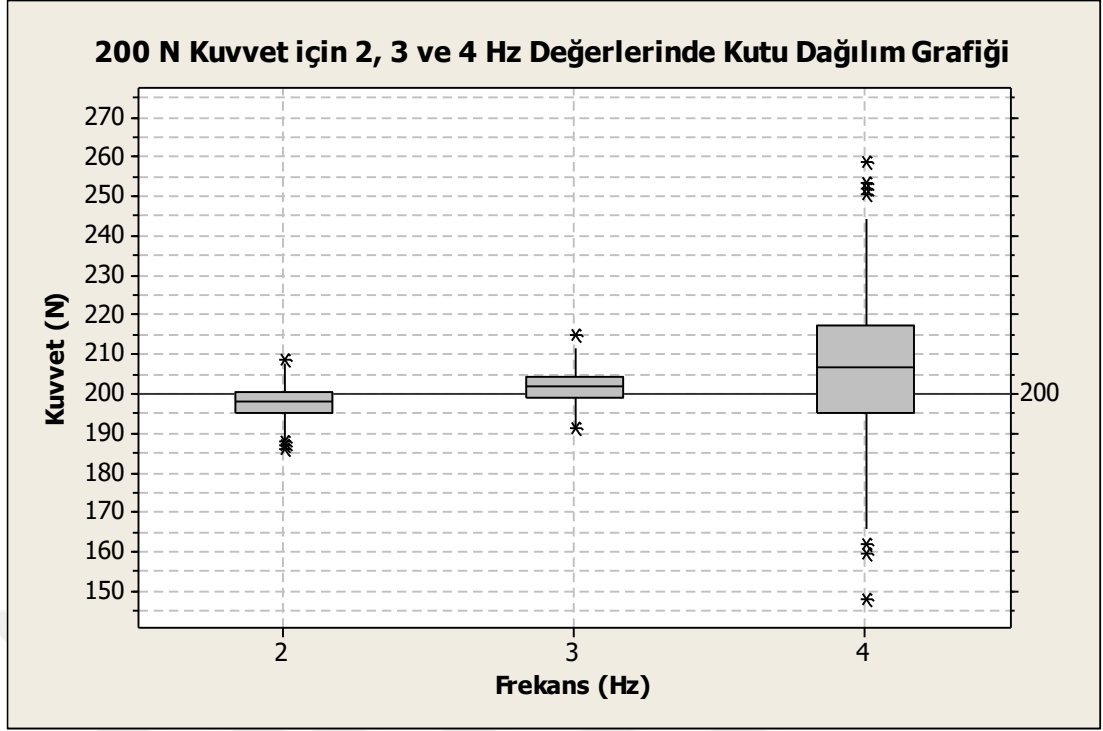
Şekil 75. 100 N gerilme uygulanmasında yük hücresinden okunan kuvvet değerlerinin kutu dağılım grafiği.

Kuvvet 150 N değerine getirilip tekrar 2, 3 ve 4 Hz frekanslarda çalıştırıldığında ise oluşan kutu grafik dağılımında 2 ve 3 Hz frekanslarda referans bölgesine yakın sonuçlar alınırken 4 Hz frekansta kutu grafik referans bölgesi dışına taşıdığı belirlenmiştir. Şekil 76'te 150 N kuvvette ve 2, 3, 4 Hz frekanslarda ölçülen kuvvet değerlerinin kutu dağılım grafiği gösterilmektedir.



Şekil 76. 150 N gerilme uygulanmasında yük hücresinden okunan kuvvet değerlerinin kutu dağılım grafiği.

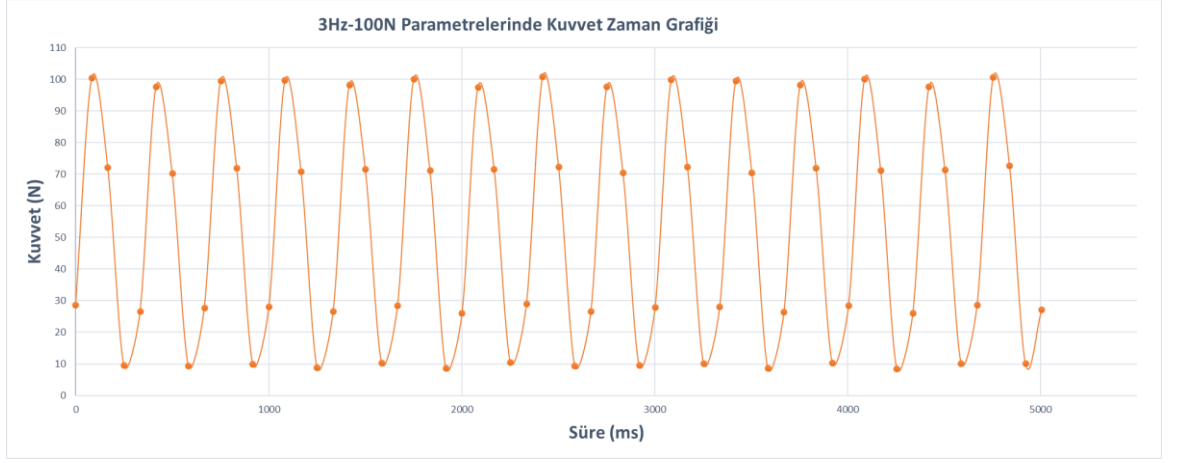
Kuvvet 200 N değerine getirilip tekrar 2, 3 ve 4 Hz frekanslarda çalıştırıldığında ise oluşan kutu grafik dağılımında 2 ve 3 Hz frekanslarda referans bölgesine yakın sonuçlar alınırken 4 Hz frekansta kutu grafiğin tamamıyla referans bölgesi altında kaldığı gözlenmiştir. Şekil 77'da 200 N kuvvette ve 2, 3, 4 Hz frekanslarda ölçülen kuvvet değerlerinin kutu dağılım grafiği gösterilmektedir.



Şekil 77. 200 N gerilme uygulanmasında yük hücresinden okunan kuvvet değerlerinin kutu dağılım grafiği.

Çalışmada gerçekleştirilen yorulma testlerinde kuvvet arttıkça, malzemedeği eğilme nedeniyle deplasman artışı gerçekleşmektedir. Bu deplasman artışı hava tüketimini artırdığı için yüksek hızlarda pnömatik donanım kararsızlaşmakta ve standart sapma artış eğilimi göstermektedir. Bu bağlamda testlerin 2 ve 3 Hz değerlerinde yapılması daha sağlıklı sonuçlar verdiği görülmüştür. Test süresini azaltmak ve yapılabilecek test sayısını artırmak amacıyla da testlerin 3 Hz frekansta yapılması daha uygun bulunmuştur. Bu nedenle mevcut numune üzerinde yapılan test 3 Hz ve 100 N kuvvet parametreleri ile gerçekleştirilmiştir. 100 N kuvvet seçilmesinin nedeni ise numunenin sonsuz ömürlü çıkmasının ve bu sayede cihazın uzun sürelerde ısınma gibi problemlerle karşılaşp karşılaşmadığının görülmek istenmesidir.

Sistem üzerindeki şu ana kadar belirtilen tüm çalışmalar üst gerilme değerinin kontrol edilmesi üzerineydi. Bu noktadan sonra ASTM F1717 standardında belirtilen, **“yüklemeler esnasına üst gerilme değeri alt gerilme değerinin 10 katı kadar ya da daha büyük olmalı”** kuralı için de dirsek hız ayar valflerinin kontrolü için rastgele aralıklardan seçilen kuvvet değerlerinin kontrolü de yapılmıştır. Şekil 78’te kontrol edilen 3 Hz-100 N aralığından bir kesitin grafiği görülebilmektedir.



Şekil 78. 3 Hz-100 N parametrelerinde kuvvet-zaman grafiği



5. SONUÇ VE ÖNERİLER

İlgili kısıtlar ve gereklilikler de göz önünde bulundurularak ASTM F1717 standardını karşılayacak şekilde çalışan, tamamen elektronik kontrollü pnömatik bir yorulma cihazı tasarlanmış ve imal edilmiştir. İmal edilen test cihazı ilgili ASTM standardını karşılayacak parametrelerde çalışabilmektedir ve güvenilirlik testleri tamamlanmıştır.

Tasarlanan ve imal edilen yorulma cihazı, ticari cihazlardan göre amaca göre şekillendirilebilme kabiliyeti ve maliyetiyle farklılık oluşturmaktadır. Özellikle kontrol sisteminde kullanılan Arduino mikrokontrolcü ve ekosistemi sayesinde geliştirilebilirliğe çok açıktır. Pnömatik sistemde basınçlı hava valflerden dışarı atıldığı için açık çevrim bir sistemdir. Servo hidrolik cihazlar gibi kapalı çevrimde çalışmadığı için de soğutma gereksinimi yoktur. Çalışmaya başladıktan birkaç dakika sonra termal denge gerçekleşmektedir.

Mevcut numune ile gerçekleştirilen test yaklaşık 463 saat (19 gün) sürmüştür. Numuneler test süresince herhangi bir hasar almamıştır ve yüzeylerinde çatlak görülmemiştir. Bu nedenle numune ASTM F1717 standardında da belirtildiği gibi sonsuz ömürlü kabul edilmiştir^[21]. Bu test süresince komponentlerin, özellikle en yüksek sıcaklıklara ulaşan dirsek hız ayar valflerinin çalışma esnasında 40 °C sıcaklık altında çalıştığı görülmüştür. Numuneler üzerinde ise en yüksek sıcaklık 37 °C olarak ölçülmüştür.

- Yorulma test cihazının geliştirilmesiyle ilgili düşünceler de aşağıdaki gibi belirtilebilir: Cihaz üzerinde ikinci çene tarafına bir yük hücresi eklenerek numunelerin sönümlendiği kuvvet ölçümü gerçekleştirilebilir.
- Korozyon haznesi eklenerek korozif ortam testleri gerçekleştirilebilir.
- Dirsek hız ayar valfleri ile kontrol edilen alt gerilme değerleri için ikinci bir oransal regülatör bağlanarak elektronik kontrol gerçekleştirilebilir.
- Farklı bağlantı aparatları ve farklı piston strokları ile farklı implantlar ve biyomekanik malzemeler için testler gerçekleştirilebilir.
- Tasarlanan yorulma cihazı ile daha fazla test gerçekleştirilerek güvenilirlik testleri tekrarlanarak doğrulanabilir.

KAYNAKLAR

1. Oxland, T. R. (2016). Fundamental biomechanics of the spine—What we have learned in the past 25 years and future directions. *Journal of biomechanics*, 49(6), 817-832. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.035>
2. NadEri, S. (2014). SGK Verilerine Göre Türkiye’de 2010, 2011 ve 2012’de Yapılan Spinal Cerrahi Operasyonlarının Analizi. *Türk Nöroşirürji Dergisi*, 24(1), 1-6. http://norosirurji.dergisi.org/pdf/pdf_TND_897.pdf
3. Kaplan, İ. B., Akhavi, A., Erbay, F. K., Ünal, E., Yaman, M. E., Demir, H. V., & Demir, T. (t.y.). *Skolyoz Tedavisinde Akıllı İmplant Çubuklar Smart Implant Rods for Scoliosis Surgery*. http://www.biyoklinikder.org/TIPTEKNO15_Bildiriler/073.pdf
4. Sağlık Bakanlığı, T. C. (2011). *07.06.2011 tarihli ve 27957 sayılı Resmî Gazetede yayınlanan Tıbbi Cihaz Yönetmeliği (Sy 27957)*.
5. *Titck - Türkiye İlaç ve Tıbbi Cihaz Kurumu*. (t.y.). Geliş tarihi 05 Temmuz 2022, gönderen <https://www.titck.gov.tr/faaliyetalanlari/tibbicihaz/55>
6. Kiper, M. (2013). *Dünyada ve Türkiye’de Tıbbi Cihaz Sektörü Ve Strateji Önerisi*. Türkiye Teknoloji Geliştirme Vakfı.
7. Ertuğrul, E. (2013). *Ankara Tıbbi Cihaz Sektör Analizi*. Türkiye Kalkınma Bankası A.Ş. Ekonomik ve Sosyal Araştırmalar Müdürlüğü.
8. Atasever, M. (2017). *Türkiye Tıbbi Cihaz Sektör Analizi*. Sağlık-Sen Stratejik Araştırmalar Merkezi Enstitüsü.
9. *Tıbbi Cihazlar*. (t.y.). Geliş tarihi 05 Temmuz 2022, gönderen <https://www.ndresearch.net/tibbi-cihazlarin-siniflandirilmesi>
10. Dombrowski, J. (t.y.). *Spinal Implants: Types, Usage and Options*. Geliş tarihi 05 Temmuz 2022, gönderen <https://www.lumitex.com/blog/spinal-implants>

11. Farrokhi, M. R., Nikoo, Z., Gholami, M., & Hosseini, K. (2017). Comparison between Acrylic cage and polyetheretherketone (PEEK) cage in single-level anterior cervical discectomy and fusion: A randomized clinical trial. *Clinical Spine Surgery*, 30(1), 38-46. <https://doi.org/10.1097/BSD.0000000000000251>
12. Wiesmann, U. N., DiDonato, S., & Herschkowitz, N. N. (1975). Effect of chloroquine on cultured fibroblasts: release of lysosomal hydrolases and inhibition of their uptake. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 66(4), 1338-1343. [https://doi.org/10.1016/0006-291x\(75\)90506-9](https://doi.org/10.1016/0006-291x(75)90506-9)
13. Slone, R. M., MacMillan, M., & Montgomery, W. J. (1993). Spinal fixation. Part 1. Principles, basic hardware, and fixation techniques for the cervical spine. *Radiographics: A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 13(2), 341-356. <https://doi.org/10.1148/radiographics.13.2.8460224>
14. Goharian, A. (2019). Conception of osseointegration in development of orthopedic implant industry. *İçinde Osseointegration of Orthopaedic Implants* (ss. 163-183). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/b978-0-12-813384-2.00008-4>
15. Dreischarf, M., Shirazi-Adl, A., Arjmand, N., Rohlmann, A., & Schmidt, H. (2016). Estimation of loads on human lumbar spine: A review of in vivo and computational model studies. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 833-845. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.12.038>
16. Dreischarf, M., Rohlmann, A., Graichen, F., Bergmann, G., & Schmidt, H. (2016). In vivo loads on a vertebral body replacement during different lifting techniques. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 890-895. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.034>

17. Kingma, I., Faber, G. S., & van Dieën, J. H. (2016). Supporting the upper body with the hand on the thigh reduces back loading during lifting. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 881-889. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.035>
18. El Ouaaid, Z., Shirazi-Adl, A., & Plamondon, A. (2016). Effects of variation in external pulling force magnitude, elevation, and orientation on trunk muscle forces, spinal loads and stability. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 946-952. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.036>
19. Shojaei, I., Vazirian, M., Croft, E., Nussbaum, M. A., & Bazrgari, B. (2016). Age related differences in mechanical demands imposed on the lower back by manual material handling tasks. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 896-903. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.10.037>
20. Vazirian, M., Shojaei, I., Tromp, R. L., Nussbaum, M. A., & Bazrgari, B. (2016). Age-related differences in trunk intrinsic stiffness. *Journal of Biomechanics*, 49(6), 926-932. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.09.010>
21. ASTM INTERNATIONAL. (2021). *Standard Test Methods for Spinal Implant Constructs in a Vertebroctomy Model (Sy F1717)*. ASTM INTERNATIONAL.
22. Lee, Y.-L., Pan, J., Hathaway, R. B., & Barkey, M. E. (2005). *Fatigue Testing, Analysis, and Design Theory and Applications*. <https://www.sciencedirect.com/book/9780750677196/fatigue-testing-and-analysis>
23. Callister. (2022). *Fundamentals of materials science and engineering: An integrated approach, 6th edition, international adaptation* (6. bs). John Wiley & Sons.

24. Hasçalık, A. (1998). *Yaprak Yay Yapımında Kullanılan 35Cr4 Çeliğinin Fretting Yorulma Davranışının Araştırılması* [Phd]. Fırat University.
25. Teoh, S. (2000). Fatigue of biomaterials: a review. *International journal of fatigue*, 22(10), 825-837. [https://doi.org/10.1016/s0142-1123\(00\)00052-9](https://doi.org/10.1016/s0142-1123(00)00052-9)
26. Barriuso, S., Chao, J., Jiménez, J. A., García, S., & González-Carrasco, J. L. (2014). Fatigue behavior of Ti6Al4V and 316 LVM blasted with ceramic particles of interest for medical devices. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 30, 30-40. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.10.013>
27. Apachitei, I., Leoni, A., Riemslog, A. C., Fratila-Apachitei, L. E., & Duszczky, J. (2011). Enhanced fatigue performance of porous coated Ti6Al4V biomedical alloy. *Applied Surface Science*, 257(15), 6941-6944. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2011.03.038>
28. Wang, Y., Zhang, Y., Song, G., Niu, W., Xu, Z., & Huang, C. (2020). Effect of shot peening on fatigue crack propagation of Ti6Al4V. *Materials Today. Communications*, 25(101430), 101430. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2020.101430>
29. Sun, W., Ma, Y., Huang, W., Zhang, W., & Qian, X. (2020). Effects of build direction on tensile and fatigue performance of selective laser melting Ti6Al4V titanium alloy. *International Journal of Fatigue*, 130(105260), 105260. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2019.105260>
30. Galarraga, H., Lados, D. A., Dehoff, R. R., Kirka, M. M., & Nandwana, P. (2016). Effects of the microstructure and porosity on properties of Ti-6Al-4V ELI alloy fabricated by electron beam melting (EBM). *Additive Manufacturing*, 10, 47-57. <https://doi.org/10.1016/j.addma.2016.02.003>

31. Heinz, S., & Eifler, D. (2016). Crack initiation mechanisms of Ti6Al4V in the very high cycle fatigue regime. *International Journal of Fatigue*, 93, 301-308. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2016.04.026>
32. Yang, C.-T., Wei, H.-W., Kao, H.-C., & Cheng, C.-K. (2009). Design and test of hip stem for medullary revascularization. *Medical Engineering & Physics*, 31(8), 994-1001. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2009.06.001>
33. *Biaxial and triaxial testing of biomaterials*. (t.y.). Biaxial and Triaxial Testing of Biomaterials. Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.zwickroell.com/industries/medicalpharmaceutical/biomaterials-and-clinical-research/biaxial-and-triaxial-testing-of-biomaterials/>
34. Cosmos Consulting Group-CosmosMedia, München. (t.y.). *Endolab Biomechanical Testing*. EndoLab. Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.endolab.org/implant-testing.asp?cat1=1&id=9&tab=0&topic=Femoral%20head%20torsion%20test%20ISO%207206-13&desc=Femoral%20head%20torsion%20test%20ISO%207206-13&key=femoral%20head%20torsion>
35. ASTM International. (2022). *Standard Test Methods for Determination of Static and Cyclic Fatigue Strength of Ceramic Modular Femoral Heads* (Sy F2345). ASTM International.
36. Krull, A., Morlock, M. M., & Bishop, N. E. (2017). The influence of contamination and cleaning on the strength of modular head taper fixation in total hip arthroplasty. *The Journal of Arthroplasty*, 32(10), 3200-3205. <https://doi.org/10.1016/j.arth.2017.05.009>

37. Friis, E. A., Tsao, A. K., Timmie Topoleski, L. D., & Jones, L. C. (2017). Introduction to mechanical testing of orthopedic implants. İçinde *Mechanical Testing of Orthopaedic Implants* (ss. 3-15). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-100286-5.00001-9>
38. ASTM International. (2021). *Standard Test Method for Determination of Total Knee Replacement Constraint* (Sy F1223). ASTM International.
39. Halewood, C., Athwal, K. K., & Amis, A. A. (2018). Pre-clinical assessment of total knee replacement anterior-posterior constraint. *Journal of Biomechanics*, 73, 153-160. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.03.042>
40. Walker, P. S., Haider, H., Trier, K., & Dean, S. W. (2012). Standard testing methods for mobile bearing knees. *Journal of ASTM International*, 9(2), 104299. <https://doi.org/10.1520/jai104299>
41. ASTM International. (2020). *ASTM F2083: Standard Specification for Total Knee Prosthesis* (Sy F2083). ASTM International.
42. ASTM International. (2020). *ASTM F1800-04: Standard Test Method for Cyclic Fatigue Testing of Metal Tibial Tray Components of Total Knee Joint Replacements* (Sy F1800). ASTM International.
43. *Standard Practice for Evaluating Mobile Bearing Knee Tibial Baseplate Rotational Stops*. (t.y.). Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.astm.org/f2722-21.html>
44. *Standard Test Method for Evaluating Knee Bearing (Tibial Insert) Endurance and Deformation Under High Flexion*. (t.y.). Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.astm.org/f2777-16.html>

45. *Standard Specifications and Test Methods for Components Used in the Surgical Fixation of the Spinal Skeletal System.* (t.y.). Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.astm.org/f2193-20.html>
46. *Standard Test Method for Evaluating the Static and Fatigue Properties of Interconnection Mechanisms and Subassemblies Used in Spinal Arthrodesis Implants.* (t.y.). Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.astm.org/f1798-21.html>
47. *Standard Test Methods for Occipital-Cervical and Occipital-Cervical-Thoracic Spinal Implant Constructs in a Vertebroctomy Model.* (t.y.). Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.astm.org/f2706-18.html>
48. *Test Methods For Intervertebral Body Fusion Devices.* (t.y.). Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.astm.org/f2077-18.html>
49. *ISO 7206-4, 7206-6, and 7206-8 Endurance and Fatigue Testing Artificial Hip Implant Prostheses;* (t.y.). Geliş tarihi 06 Temmuz 2022, gönderen <https://www.instron.com/en/testing-solutions/iso-standards/iso-7206-4>
50. International Organization for Standardization (ISO). (2008). *Implants for surgery — Mechanical testing of implantable spinal devices — Fatigue test method for spinal implant assemblies using an anterior support* (Sy 12189). ISO.
51. Villa, T., La Barbera, L., & Galbusera, F. (2014). Comparative analysis of international standards for the fatigue testing of posterior spinal fixation systems. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*, 14(4), 695-704. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.08.032>
52. Slivka, M. A., Fan, Y. K., & Eck, J. C. (2013). The effect of contouring on fatigue strength of spinal rods: Is it okay to re-bend and which materials are best? *Spine Deformity*, 1(6), 395-400. <https://doi.org/10.1016/j.jspd.2013.08.004>

53. Aksoy, E. (t.y.). *Türkiye Tıbbi Cihaz Sektörünün Ürün Geliştirme Ve Tasarım Kapasitesinin Örnek Olay Çalışmaları İle Araştırılması*. Geliş tarihi 01 Temmuz 2022, gönderen <https://polen.itu.edu.tr/bitstreams/38378bee-a47e-4551-88e3-e772dd08558d/download>
54. Dizdar, A., Çelik, T., & Özkan, A. (2021). FEMUR TRANSVERS KIRIKLARINDA PLAK VE İNTRAMEDÜLLER ÇİVİ KULLANIMININ MEKANİK YÖNDEN DEĞERLENDİRİLMESİ. *Düzce Üniversitesi bilim ve teknoloji dergisi*. <https://doi.org/10.29130/dubited.945721>
55. Maleki, Aktaş, & Cantürk. (t.y.). KAYNAK YAPIMINDA KULLANILAN ROBOTİK KOLUN MALİYETİNİN AZALTILMASI İÇİN BİR ÖNERİ. *Gazi Muhendislik Bilimleri Dergisi*. <https://dergipark.org.tr/en/pub/gmbd/issue/62186/902003>
56. *Pneumatic Cylinders*. (t.y.). Tameson. Geliş tarihi 28 Haziran 2022, gönderen <https://tameson.com/pneumatic-cylinders.html>
57. Wikipedia contributors. (t.y.). *Standart sapma*. Wikipedia, The Free Encyclopedia. https://tr.wikipedia.org/w/index.php?title=Standart_sapma&oldid=27982647
58. Tahralı, N., Atik, E., & Çivi, C. (2019). *Konstrüksiyon Elemanlarında Güvenirlik (Reliability) ve Ömür Hesapları Teorik Açıklamalar ve Uygulamalar*. Seçkin Yayınevi.
59. Scholz, F. W., & Stephens, M. A. (1987). K-Sample Anderson–Darling Tests. *Journal of the American Statistical Association*, 82(399), 918-924. <https://doi.org/10.1080/01621459.1987.10478517>