

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KEMİK GÖZENEKLİLİĞİNDEKİ DEĞİŞİMİN DİNAMİK
KARAKTERİSTİKLER ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İN-VİTRO İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Abdulahkim Oğuzhan AHAN

**Makina Mühendisliği Anabilim Dalı
Makina Dinamiği, Titreşim ve Akustiği Programı**

MAYIS 2015

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KEMİK GÖZENEKLİLİĞİNDEKİ DEĞİŞİMİN DİNAMİK
KARAKTERİSTİKLER ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İN-VİTRO İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Abdulahkim Oğuzhan AHAN

(503121401)

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Dinamiği, Titreşim ve Akustiği Programı

**Tez Danışmanı: Öğr. Gör. Dr. Ergün BOZDAĞ
Prof. Dr. Önder Kılıçoğlu**

MAYIS 2015

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 503121401 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Abdulkhakim Oğuzhan AHAN** ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “**Kemik Gözenekliliğindeki Değişimin Dinamik Karakteristikler Üzerindeki Etkisinin in-vitro İncelenmesi**” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Öğr. Gör. Dr. Süreyya Ergün BOZDAĞ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Eş Danışman : **Prof.Dr. İsmet Önder KILIÇOĞLU**
İstanbul Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Rahmi GÜÇLÜ**
Yıldız Teknik Üniversitesi

Öğr. Gör. Dr. Emin SÜNBÜLOĞLU
İstanbul Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Kenan Yüce ŞANLITÜRK
İstanbul Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **30 Nisan 2015**
Savunma Tarihi : **25 Mayıs 2015**

Aileme ve Mihmandarlarıma,

ÖNSÖZ

Biyolojinin mühendislik bilimleri ile entegrasyonu, günümüzde gelişen analiz yöntemleri ile kendini hissedilir derecede arttırmaya devam etmektedir. Tedavi amaçlı kullanılan biyomekanik, biyoelektronik ve biyoenformatik dallarının birleştirilmesi ile ortaya çıkan biyomekatronik uygulamalar ile uzuv veya fonksiyon kaybı, artık bir problem olma noktasından çıkma durumundadır. 21. yy'da hızla yükselen bu bilim dalına ülkemizin de yetişebilmesi amaçlı, bu Türkçe kaynağın ileriki çalışmalara ışık tutacağını umuyorum.

Bu çalışma, hayatlarına beni misafir edip, emeklerini ikram eden insanlar olmaksızın gerçekleştirilemezdi. Bu insanlar ki zatıma 1 harften fazlasını öğrettiler.

Çalışmaya her daim inanıp, destek, ilgi, fikir ve moralini esirgemeyen çok değerli danışman hocalarım saygı değer Öğr. Gör. Dr. Ergün BOZDAĞ'a ve saygı değer Prof.Dr. Önder KILIÇOĞLU'na ve tezin fikir babalarından saygı değer Öğr. Gör. Dr. Emin SÜNBÜLOĞLU'na şükranları bir borç bilirim.

Acemiliğime bakmaksızın güven ile cihazlarını emanet eden Katı Cisimler Mekaniği Laboratuvarına teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca ikram mahiyetinde sundukları danışmanlıklarla çok büyük problemleri çözmemde yardımcı olan Proplan Ltd. mühendislerini saygıyla selamlıyorum.

Daha lisans döneminden beridir kıymetşinaz bir tavırla elimden tutup bu noktalara kadar getiren saygı değer Prof. Dr. Rahmi GÜÇLÜ, saygı değer Yar. Doç. Dr. Meral BAYRAKTAR, saygı değer Doç. Dr. Cihan DEMİR ve diğer bütün saygı değer YTU Makine Teorisi Sistem Dinamiği ve Kontrol Anabilim Dalı hocalarına saygılarımı ve sevgilerimi sunuyorum.

Eğitimim esnasında benimle ilgilenmiş diğer bütün hocalarıma, ilgi, alaka ve sahip olduğu bütün bilgiyi aktarma konusunda duydukları sönmez tutkuya duyduğum minnettarlık sebebiyle teşekkür ediyorum.

Çalışmamı her daim fikir, öneri ve inançları ile besleyen, can dostlarım Kenan MÜDERRİSOĞLU ve Doğan Onur ARISOY'u da sevgişinaz bir tavırla selamlıyorum. Ve son olarak, her daim kol kanat gerip sürekli destekleyen ve inancını bir an bile yitirmeyen en kıymetlime, fedakâr aileme, şükranlarımı ve sevgilerimi sunarım.

Mayıs 2015

Abdulahkim Oğuzhan Ahan
Araştırma Görevlisi

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvii
ABSTRACT	xix
1. GİRİŞ	1
2. KEMİK BİYOLOJİSİ	15
2.1 İskelet Sistemi	15
2.2 Kemik Histolojisi	16
2.3 Hücre ve Kemik Hücreleri	17
2.3.1 Hücre	17
2.3.2 Kemik hücreleri.....	17
2.4 Kalsiyum Hemeostasisi.....	20
2.5 Hücre Zarı ve Hücre İçi Reaksiyon Yolları	20
2.6 Kemik Onarımı.....	23
2.6.1 Hematoma aşaması	23
2.6.2 Kallus oluşumu	23
2.6.3 Kallus kemikleşmesi	23
2.6.4 Kemik remodellemesi	23
2.7 Kemik Multi Hücreli Ünitesi ve Sistemik Etkileri.....	24
3. KEMİK ADAPTASYONU (KEMİK REMODELLEMESİ).....	27
4. TİTREŞİM ANALİZİNİN TEORİK ALTYAPISI	33
4.1 Tek Serbestlik Dereceli Sönümsüz Sistemin Serbest Titreşim Hareketi	35
4.2 Tek Serbestlik Dereceli Sönümlü Bir Sistemin Titreşim Hareketinin İncelenmesi	35
4.3 Çok Serbestlik Dereceli Sönümsüz Sistemlerin Titreşim Hareketinin İncelenmesi	36
4.4 Çok Serbestlik Dereceli Viskoz Sönümlü Sistemlerin Titreşim Hareketinin İncelenmesi	38
5. MODAL ANALİZ YÖNTEMLERİ	41
5.1 Kuasi Faktör Yöntemi	43
5.2 Circle Fit (Çember Oturtma) Yöntemi	43
5.3 Line Fit (Doğru Oturtma) Yöntemi.....	47
5.4 Rasyonel Fraksiyon Polinomları Yöntemi	49
6. YÖNTEM VE ARAÇLAR	51
6.1 Sawbone Femur ile Gerçekleştirilen Ön Çalışma	52
6.2 Koyun Tibiası ile Gerçekleştirilecek Deneyin İzahı	53
6.3 Deneyde Kullanılacak Polimerlerin İzahı	57

7. BULGULAR	61
7.1 Sawbone Kemik-PMMA Deney Sonuçları	61
7.2 Numune 1 Deney Sonuçları	63
7.2.1 Numune 1-medular kanal boşken yapılan deneyin modal analiz sonuçları	63
7.2.2 Numune 1- epoksi deneyi modal analiz sonuçları	66
7.3 Numune 2 Deney Sonuçları	70
7.3.1 Numune 2-medular kanal boşken yapılan deneyin modal analiz sonuçları	70
7.3.2 Numune 2- pmma deneyi modal analiz sonuçları	73
8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	77
KAYNAKLAR.....	79
EKLER.....	85
EK A: Modal Analiz Uygulama Kodları.....	86
EK B: fig_ciz.m Fonksiyonun Açıklanması	89
EK C: format_ayar.m Fonksiyonun Açıklanması	90
EK D: fig_kaydet.m Fonksiyonun Açıklanması	91
EK E: Line Fit MATLAB Kodları	92
EK F: Yan Fonksiyonlar Olan estimate_delta.m	94
EK G: Yan Fonksiyon Olan moindre_carre.m Programı	95
EK H: line_fit.m Modal Analizin Grafiğe Dökülmesinde Kullanılan Program.....	96
EK J. err_fit_circle.m Programı	99
ÖZGEÇMİŞ.....	101

KISALTMALAR

ALP	: Alkalın Profosfat
BMU	: Kemik Multi Hücre Ünitesi
CT	: Computed Tomography
CAD	: Computer Aid Design
DEXA	: Kemik Densitometre
ERK1/2	: Hücre Dışı Sinyal Regülasyon Kinezi 1/2
FAK	: Fokal Adezyon Kinesi
GSK3β	: Glikojen Sentez Kinezi 3 β
M-CSF	: Makrofaj Colonisi-Stimulasyon Factorü
MDOF	: Multiple Degree Of Freedom (Çok Serbestlik Dereceli)
MIMO	: Multiple Input-Multiple Output (Çok Giriş-Çok Çıkış)
MKH	: Mezenşemal Kök Hücre
MMA	: Methods Of Moving Asymptotes(Hareketli Asimptotlar Yöntemi)
OPG	: Osteoprotegerin
PGE2	: Prostaglandin E2
PMMA	: Poli Metil Metakrilat
PTH	: Parathormon
RANKL	: Receptör Aktivatörü, Nükleer Faktör
RANKL	: Receptör Aktivatörü, Nükleer Faktör Kappa-B Ligand
RFP	: Rasyonel Fraksiyon Polinomu
RMS	: Root Mean Square (Ortalama Karekök)
SDOF	: Single Degree Of Freedom (Tek Serbestlik Dereceli)
SISO	: Single Input-Single Output (Tek Giriş-Tek Çıkış)
SIMO	: Single Input-Multiple Output (Tek Giriş-Çok Çıkış)
WHO	: Dünya Sağlık Örgütü

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 3.1: Kemik adaptasyon modelindeki basamaklar ve özellikleri.....	29
Çizelge 6.1: Kortikal kemiğe ait mukavemet özellikleri Taylor ve diğ. (2002).....	57
Çizelge 6.2: Trabekulanın mukavemet özellikleri (Reitbergen ve diğ., 1998).....	58
Çizelge 7.1: Medular kanal boş ve dolu halde femurun sahip olduğu modal karakteristik.....	61

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Kemiğin yapısallığı, a) Normal b) Hidroksiapatit kristali olmadan c) Kolajen lifler olmadan [39].	16
Şekil 2.2: Osteoklast kemik emilimi esnasında [51].	18
Şekil 2.3: Osteon çevresinde kümelenmiş osteosit hücreleri[52].	19
Şekil 2.4: β -Katenin reaksiyon yolunun tarifi (Thompson ve diğ. ,2012).	21
Şekil 2.5: Mekanik etkinin osteositte sebep olduğu reaksiyonlar(Chen ve diğ. 2010).	22
Şekil 2.6: Kemik iyileşme safhaları [39].	24
Şekil 3.1: Strain enerji yoğunluğuna bağlı olarak ortaya konan remodelleme prensibi.	28
Şekil 3.2: Hemeostatik remodelleme davranışının blok diyagramı.	30
Şekil 3.3: Kayma gerilmesine göre kurulan kemik adaptasyon modeli.	31
Şekil 5.1: Transfer fonksiyonunun eldesi.	41
Şekil 5.2: Frekans cevap fonksiyonunun kompleks eksende frekansa bağlı gösterimi.	44
Şekil 5.3: Nyquist çemberi açısı ile faz açısı arasındaki ilişki[12].	45
Şekil 5.4: Tipik çember oturtma yöntemi cevabı.	47
Şekil 5.5: Tipik doğru oturtma(line fit) yöntemi cevabı.	48
Şekil 6.1: Deney için hazırlanmış sawbone femur.	52
Şekil 6.2: Deney düzeneği.	52
Şekil 6.3: A) Numune 1 B) Numune 2.	53
Şekil 6.4: Tekrarlanabilirlik testine ait ivme zaman cevabı.	55
Şekil 6.5: A) Deney düzeneği-sınır şartları B) Deney düzeneği- ayrıntılı.	56
Şekil 7.1: Deney sonucu elde edilmiş A) İnertans ve B) Faz eğrisi.	61
Şekil 7.2: Sawbone kemikten medular kanal boş ve doluyken elde edilen mobilite.	62
Şekil 7.3: Medular kanal boş A)Frekans cevap fonksiyonları B) Koherans değerleri.	63
Şekil 7.4: Numune 1 A) Doğal frekanstaki değişim B) Viskoz sönümde değişim C) Mod şeklindeki değişim.	65
Şekil 7.5: Epoksi deneyi, A) Frekans cevap fonksiyonu, B) Faz açısı C)Koheransı.	66
Şekil 7.6: A) Frekans cevap fonksiyonu 0-1200 Hz B) Frekans cevap fonksiyonu 700-850 Hz arası.	67
Şekil 7.7: 1. Modun A) Doğal frekansındaki değişim, B) Sönüm oranındaki değişim.	68
Şekil 7.8: A) Numune 2 medular kanal boş frekans cevap fonksiyonları B) Numune 2 ölçüm koheransı.	71
Şekil 7.9: Numune 2 A) Doğal frekansı B) Sönüm Oranı.	72
Şekil 7.10: Numune 2 1. Mod Şekli.	73
Şekil 7.11: PMMA Deneyi ölçüm sonucu elde edilen A) Frekans cevap fonksiyonları B) Faz Açıları.	74

Şekil 7.12: Frekans Cevap Fonksiyonları 700-780 Hz arası.	74
Şekil 7.13: B ölçümlerin koheransı verileri.	75
Şekil 7.14: A) Kemiğin doğal frekansının PMMA kürleşmesi sonucu değişmesi B) Kemiğin sönüm oranının PMMA kürleşmesi sonucu değişmesi.	75

KEMİK GÖZENEKLİLİĞİNDEKİ DEĞİŞİMİN DİNAMİK KARAKTERİSTİKLER ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İN-VİTRO İNCELENMESİ

ÖZET

Wolff yasasına göre kemik, maruz kaldığı mekanik etkiye göre kendini biçimlendirebilmektedir. Ortopedi alanında, bahsi geçen bu fenomen çok önemli olup, anlaşılması ve yorumlanması ile gelişmekte olan yeni tedavi yaklaşımları ile insanın maruz kaldığı veya doğuştan mecbur kaldığı mekaniksel problemler ortopedistler tarafından çözülebilmektedir. Biyomekanik alanının kemik üzerinde yaptığı tetkiklerin sıklaşması ile bu anlayış perspektifi büyümekte, her geçen zaman içerisinde yeni bir yaklaşım türü ortaya çıkabilmektedir. Bu alanda günümüz dünyasında karşılaşılan uzun kemik diafizlerinde oluşan travma, tümör, vb. etkilerden kaynaklı iyileşme tam sağlanamamakta, kranyofasiyel bozuklar da yeterli kararlılık ve etkinlikte cevap verememektedir.

Branemark'ın fark ettiği osseointegrasyon fenomeni ile canlı olan kemiğin, cansız bir maddeye de benzer adaptasyon yeteneği ile tutunabildiği ortaya çıkmıştır. Günümüzde osseointegrasyon kullanılarak gerçekleştirilen tedaviler, gelişmekte olan yeni bir alandır.

Osseointegrasyon, kemik dokuya yerleştirilen implantın yüzeyine, dokunun zaman içerisinde ilerleyerek, implant ile bir bütün haline gelmesi fenomenidir. Günümüzde diş implantları, kalça implantı ile diz protezi, parmak kaybında yapay parmağın yerleşmesi için geliştirilen implantlar, uzuv protezleri için geliştirilen implantlar, yüz protezleri, kulak protezi gibi birçok uygulamada osseointegrasyon görülmektedir. Geniş uygulama alanına karşın iyileşme ve rehabilitasyon sürelerinin uzun oluşu maddi kayıplara yol açmakta, iş kayıplarına sebep olmaktadır. Bu sebeple iyileşme sürecinin kısaltılması, yöntem için çok önemli bir nokta olduğundan, birçok çalışma, bu süreci kısaltmanın yollarını aramaktadır.

Literatür göstermektedir ki, yüksek frekans ve düşük genlikli titreşimler, kemik iyileşmesini hızlandırmada etkin rol oynamaktadır. Bu noktada anlaşılmaktadır ki kemik eğer uygun bir dinamik ortama maruz bırakılırsa, iyileşme süreci hızlanacak ve tedavi süreçleri kısalacaktır. O halde dinamik karakteristiklerin iyi anlaşılması, yeni tedavi yöntemleri önermede bir referans olacaktır.

Kemiğin iyileşmesi, kemik dokuya ait mekanik özelliklerin bir bütün olarak eniyilenmesi eylemidir. Bu durum, kemik yoğunluğunun bazı durumlarda artması, bazı durumlarda azalması anlamına gelebilmektedir. Remodelleme, kemiğin maruz kaldığı yüklenme koşullarına karşı kendini modifiye etme davranışdır. Remodelleme olgusunun modellenmesinde çeşitli teoriler öne atılmıştır. Titreşim konusu ele alındığında potansiyel olarak düşünülebilecek iki teori göze çarpmaktadır. Bunlar, hücre zarı üzerinde oluşan kayma gerilmesi üzerinden kurulan teoriler ve hasar onarım teorisidir. Çalışmalar göstermektedir ki kemik, mekanik ortama göre fazla

mukavemetliyse, kendini gözenekli bir yapıya çevirmekte, fakat meydana gelen gözenekli yapı artık kendini muhafaza edemiyorsa ve mikro çatlaklar oluşuyorsa da, bu sefer kendini tekrar yapısal entegrasyona maruz bırakmaktadır. Bu iki fenomenin ortak noktası arandığında da, göze çarpan parametre sönüm oranıdır.

Makine Mühendisliği disiplininde kullanılagelen modal analiz, cisimlerin mekanik davranışlarını anlamada etkili bir analiz yöntemidir. Burada önerilecek çalışmada hedeflenen, osseointegrasyon vb. süreçlerde de devrede olan remodelleme sonucu oluşan mineral yoğunluk artışının mekanik özelliklere olan etkisinin in vitro ortaya konmasıdır.

Bu çalışmada, kemik yapısal bütünlüğü arttıkça kemiğin dinamik karakteristiklerindeki değişim gözlemlenmiştir. Bu amaçla, deneysel gerçekleştirilmesi kolay olması dolayısıyla, uzun kemikler üzerinden araştırma gerçekleştirilmiştir. Deneyde, kemik mineral yoğunluğunu taklit etmek amacıyla, epoksi ve PMMA kullanılmıştır. Bu iki tip polimer, medular kanala monomer formda yerleştirilecektir. Meydana gelen jelleşme, kürleşme, ısınma ve akabinde soğuma ile meydana gelecek malzeme özelliklerindeki değişim, kemiğin malzeme özelliklerinde de değişime sebep olmuş ve bu sayede biyolojik olarak meydana gelen olay, in vitro olarak taklit edilip gözlemlenmiştir.

Öncelikle çalışmada yöntem belirleme aşamasının ortaya konması amacıyla, yapay kemik olan Sawbone üzerinde deneyler gerçekleştirilmiştir. Ardından, buradan edinilen tecrübe ile, koyun tibiaları üzerinden deneylere devam edilmiştir. Koyun tibiaları üzerinde yapılan deneyde, polimerleri koymak amacıyla epifizden transvers eksene dik yönde medular kanala ulaşacak delikler açılmıştır.

Deneyler neticesinde veriler, SDOF yöntemler ile analiz edilmiştir. Elde edilen parametreler üzerinden, kemik entegrasyondaki artış karşısında kemiğin dinamik davranışındaki değişimi ortaya konmuştur. Çalışmada, ölçümlerin tutarlılığı, frekans cevap fonksiyonlarının ölçümü esnasında elde edilmiş koherans verileri üzerinden değerlendirilmiştir. Ayrıca, kemiğin haiz olduğu self-adjoint olmama koşulu sonucu yapısal ortagonaliteden bahsedilememesi sebebiyle, farklı iki koyuna ait tibianın dinamik özellikleri arasında benzerlik nitel olarak ortaya konmuştur.

IN VITRO INVESTIGATION OF EFFECT OF BONE POROSITY DIFFERENCE ON DYNAMIC CHARACTERISTICS

ABSTRACT

According to Wolff's Theory, bone has ability to perform modification due to stress condition. This phenomenon is very important to orthopedic area, further new treatment techniques has been executed and applied due to interpretation of the phenomenon. Evenly, orthopedists have abilities to treat born or accident caused biomechanical problems. Due to increment of the study of the bone's biomechanics characteristics, new treatment method or phenomenon interpretation has been introduced. Even if this studies has been continued, two major problem haven't been solved yet. Long bone diaphysis traumas, tumors, etc. Caused big biomechanical problems and needs to surgical operation. Although, treatment cannot be done perfectly. Also craniofacial dysfunction's treatment methods don't give a stable and efficient results.

Other application area can be introduced for this area. Branemark had noticed that, which is named osseointegration, bone can integrate with inorganic material using same modification mechanism. In today, osseointegration is a promised, progressing method. Literature shows, this modification will change bone's material composition and geometry. Hence, Bone structure preferences can modify. In mechanical engineering discipline, Modal testing is very powerful technique to analyze structure dynamics. Nonetheless, structure's dynamic characteristics give an opinion to understand structure's strength.

Osseointegration is a phenomena that, bone can integrate implant surface and become ensemble with each other. Today, this method has been applying on teeth implants, hip implants, knee prosthesis, finger prosthesis which is replaced amputee finger, face prosthesis, ear prosthesis and latest application, whole lower limb prosthesis. Although amount of application area has been existing, long healing and rehabilitation period makes them as an undesirable technique. Because, these treatment techniques require long time and high money cost. Since, to reduce healing period is the key factor of enhancing this method. Today, literature is in progress to solve this problem.

Bone has three type of cells mainly to maintain this processes. This type of cells are osteoclasts, osteoblasts and osteocytes. Osteoclasts are responsive to provide resorption with using acidic environment. Osteoblasts are responsive to product Hydroxyapatite and collagen fibers. With this, osteoblasts provided formation. Lastly, osteocytes are actually adults of the osteoblast, which are buried under bone matrixes. They are responsive to sense mechanical signals and to convert chemical signals. With that, osteocytes coordinate osteoblast formation and osteoclast resorption.

Remodelling is the major phenomenon of the bone healing process. Remodelling is the process that accumulate bone mineral density due to mechanical environment. The most popular interpretation of the remodelling is the homeostasis model.

Hemostatistic model says that, bone try to protect a certain biomechanical parameters such as Strain energy density, shear stresses on osteocytic processes etc. Mechanistic approach also is given account by some researchers.

Literature shows that, high frequency-low magnitude vibrations affect healing speed positively. With that point, it can be think that, if bone is exposed in a suitable dynamic condition, bone healing process will be increase. Evenly, healing time can be reduced. Hereby, Bone dynamic characteristics give reference to propose new treatment methods on bone.

Bone healing is an event of a bone tissue mechanical properties optimization. Therefore, it can be meaning of bone mineral density increment or decrement in according to mechanical environment. Bone remodelling phenomenon regulates this optimization process with complex mechanochemical behaviors. Bone cells are responsible of this process. When vibration has been thought, two hypothesizes has been sharpen. This hypothesizes are shear stress effect on cell membrane and damage-repair phenomenon. When bone is over-strength, bone modify itself as a porous media, however, this porous media creates an under-strength environment and in a result, microcrack has been occurred, then bone increases its bone integration. If this hypothesizes common point has been searching, damping parameter can be seen.

In this study, bone integration effect on dynamic characteristics has been observed. Therefore, regulation and application of the experiment has been applied on long bone because of its simplicity. In according to mimic of bone mineral density increment phenomenon, epoxy and poly methyl methacrylate has been used. This two type of polymer will be applied after catalyzer has been put. After that, gelling, curing, heating and after cooling of polymer mimicked to bone mechanical properties difference, in so, biological event has been observed in vitro.

First of all, for the sake of methodology regulation and definition, experiments on the saw bone has been operated. After that, experiments have continue on sheep tibia. Fort that purpose, holes on epiphysis with a direction of perpendicular of transverse plane has been drilled.

Data results of the experiment has been analyzed with using SDOF modal analysis methods. In result, dynamic behavior difference on bone integration increment has been presented. Reliability of the study has been provided with two method. First method is coherence of the measurement. Normally, coherence analysis is enough for the reliability test. However, bone non-self-adjoint response causes an unorthogonality, since, tibias of two different sheep's dynamic characteristic similarity has been introduced with a qualitative observation.

Natural frequency has increased as a result. It is expected results because of increment of the bone rigity. Normally, if medular cavity isn't exist, over strength conditions has been provided. In that caused, natural frequency has decreased, when resorption occurs, in the other hand, resorption caused a porous media, as a result, this media has low fatigue life. Since microcracks has occurred. Because of this cracks, natural frequency will be decrease, hence formation will occurs, and bone increases its natural frequency. This interpretation can give an opinion about bone remodelling process. Bone itself try to maintain a specific mechanical environment. If this conditions has been changed, bone tries to optimize it mechanical properties to adapt new condition.

This phenomenon is also seen, when damping ratio has been studied. Damping Ratio has been decreased when porosity decrease. As a result of this study, while medular

cavity has been filled up with polymers, damping ratio has been decrease. Literature shows that, when over strength condition has been given, bone tries to optimize this with porosity accumulation. However, as similar reason to natural frequency decrement, damping ratio will increase due to fatigue. In result, osteocytes sense this environmental change and activate osteoblast and osteoclast to obtain optimum damping preferences

In conclusion, it can be said that, bone tries to optimize its damping preferences and natural frequencies to obtain suitable dynamic condition. With that, bone remove its unnecessary mass, and also, protects its structural integrity.

1. GİRİŞ

Yaşlanma, organizmanın tamamına etkilediği kadar iskelet sistemini de etkimektedir. Yaşlanmaya bağlı olarak osteoblastojenez ve krondojenez miktarı azalmakta, kemik metabolizması yıkıma meyletmeye başlamaktadır. (Kloss ve Gassner, 2006). Bu durum kemik doku yoğunluğunun azalmasına sebep olmaktadır. Yoğunluk düşmesine bağlı olarak kemik yapının mukavemeti azalmakta, buna bağlı kemik daha kolay kırılır hale gelmektedir. Bu olay literatürce osteopenia, ilerlemesi durumunda osteoporoz adı altında incelenmektedir.

Uluslararası Osteoporoz Vakfı'nın yayınladığı raporda, özellikle yaşlılık hastalığı olarak lanse edilen osteoporoz, 50 yaşlardan sonra birey için ciddi sağlık problemlerine davetiye çıkarmaktadır. Osteoporoz, kemik yoğunluğunun düşüşü ve mikro yapıda meydana gelen kemik yapının bozulması olarak tanımlanmıştır. Raporda, özellikle sağlık hizmetlerinin gelişmesine bağlı olarak giderek yaşlanan dünya nüfusu göz önüne serilmiş ve osteoporoz problemi tanıtılmaya çalışılmıştır. Buna göre yılda 8 959 000 kemik kırılması vakası, 50 yaş üzeri nüfusta, osteoporoz sebebi ile meydana gelmektedir. 2005 yılında aynı örgüt tarafından yayınlanan rapora göre, Avrupa'da osteoporoza bağlı kemik kırılmalarının ekonomik yükü 32 Milyar €/yıl olduğu, 2025 yılında ise 38.5 Milyar €/yıl gibi bir düzeye ulaşacağı tahmin edilmektedir (IOF, 2005). Bir başka raporda ise kalça kırılmalarına bağlı tedavinin masrafının 3603\$ olduğu ve ortalama olarak yılda bu masrafın %6 oranında arttığı belirtilmektedir. (IOF, 2009)

Benzer durum, bugünün dünyasının en büyük tehditlerinden şeker hastalığında da söz konusu olduğu düşünülmektedir. Thraikill ve diğ., (2005), insüline bağlı osteopenia ve osteoporoz arasındaki ilişkinin olabileceğini savunmuş, bunu da sunduğu sistematik derleme ile ortaya koymuştur. Öyle ki, insülin noksanlığı kemik entegrasyonunu kötü etkilemekte ve mukavemet özelliklerini düşürmektedir. Bu durum, kemiğin bütün bölgelerinde (trabekular, periosteal ve endokortikal) meydana gelmektedir. Yayınlanan çeşitli raporlar da bu iddiayı desteklemektedir. Derlemede vurgulanan bir başka çalışma ise insülin azalışına bağlı osteoblast aktivasyonunu gösteren

osteokalsin, osteoklast aktivasyonunu gösteren idrar deoksipiridinolin düzeylerinde azalış olduğunu göstermektedir. Bu da Remodelling faaliyetlerinde diyabete bağlı bir azalış trendinde olduğunu düşündürmektedir.

Kemik metabolik faaliyetlerini gerçekleştirirken, osteoklast ve osteoblast hücreleri, osteokalsin adı verilen bir molekül üretmektedir. Osteokalsinin görevi, kemik mineral matrisi oluşturulduğunda, hidroksiapatit-kolajen lif arasında bağlantı sağlamaktır. Üretilen osteokalsin, K vitamini ile karboksi formuna gelmezse bu matris yapısına katılamamakta ve kan sirkülasyonuna karışmaktadır. Karboksi olmayan Osteokalsinin pankreaslardaki β hücrelerini uyardığı ve insülin salgısını arttırdığı yönünde bulgular söz konusudur. Ayrıca ediposit hücrelerini uyarak ediponektin salgısını arttırarak insülin hassasiyetini arttırdığı da belirlenmiştir. Bu durum karşısında üretilen insülinin, osteoblastları etkidiği ve sonuç olarak OPG salınımı arttırarak osteoklast başkalaşımını yavaşlattığı ortaya konmuştur (Shao J. ve diğ. 2014). Bu sebeple, kemiklerin endokrin organ olduğu ve enerji metabolizmasında aktif rol oynadığı yönünde öne sürülen yorumlar her geçen gün artmaktadır.

Kanazawa ve diğ., (2011), Tip 2 diyabet hastalarına uygulanan testler neticesinde, serumda bulunan osteokalsin miktarının kandaki glikoz miktarı ile torso yağlanmasını ters orantıda etkidiği, insüline karşı hassasiyeti de arttırdığı yönünde bulgular belirlemiştir. Bu durum kemik formasyonu ile insülin aktivasyonu arasında kapalı bir ilişki olduğu kanısını uyandırmaktadır.

Dünya sağlık örgütünün belirttiği değerlere göre dünyada 347 milyon diyabet hastası bulunmaktadır (WHO, 2013). Aynı zamanda diyabet hastalarının orta yaşlı insanlarda daha çok görülmektedir. Bu durum, ortaya konan osteokalsin perspektifinde düşünüldüğünde, osteopenia ve osteoporoz riskini daha düşük yaş grubunu içine alacak şekilde büyütmemektedir. Bu da toplum sağlığını tehdit eden bir unsur olarak, kemik metabolizmasındaki yavaşlaması hadisesini ortaya koymaktadır. Kemik ve kemik metabolizması ile yapılan çalışmalar her geçen gün daha da değerlendirilmektedir. Kemik dokunun ortaya koyduğu biyokimyasal yapı ve bunun bütün vücuttaki tesir göz önüne alındığında kemiğin endokrin sistemin bir tebaası olmaya karşı iyi bir aday konumuna getirmektedir. Nitekim de yapılagelen çeşitli literatürler bu atfı kabul etmektedirler. Bu açıdan düşünüldüğünde, iskelet sisteminin çalışma mekanizmasının daha iyi anlaşılması ve bunun kontrolü ile yalnızca hasarlı dokunun tamiri dışında,

genel sağlık açısından bir srekliplik ve yaşam kalitesinin hissedilir derece artması ve uzaması söz konusu olabilecektir.

Osseointegrasyon fenomeni, iyileşmesi mümkün olmayacak kadar büyük doku kayıpları yaşayan hastaların, hayat kalitelerini geri kazanmaları için bir umut olmuştur. İmplant teknolojisi ile diş, kulak kepçesi, burun, parmak hatta günümüzde protez bacaklar, hastaların kemiklerine doğrudan monte edilebilmektedir. Brnemark ve diğ. (2001) tarafından yapılan derleme çalışmasında iskelet sistem onarımı ve rehabilitasyonu konusunda geliştirilmiş osseointegrasyon tabanlı uygulamaları ortaya koymuştur. alışmasına osseointegrasyonu tanıtmaq ile başlamış, dayandığı deneysel çalışmaları açıklamıştır. Ardından uygulanagelen klinik çalışmalar tanıtılmıştır. Uygulama alanları olaraksa dental, st çene protezleri, işitme iyileştirme gibi alanlar gösterilmiştir. Geliştirilen alanları olarak parmak eklem protezleri, parmak kayıplarına geliştirilen implantlar ve alt uzuv kayıplarına karşı geliştirilen protezler ve implantlar örnek olarak sunulmuştur.

Sağladığı imknlara karşın, yerleştirmenin doğru yapılmayışı, implant tedavisini başarısız kılmaktadır. Yerleştirme doğru yapılsa dahi iyileşme sürecinin uzun oluşu sebebiyle iş kayıpları yüksek olduğu, hasta açısından zahmetli bir süreç söz konusudur. Dolayısıyla implant teknolojisi, maliyetli ve tercih edilmeyen bir tedavi yöntemine dönüşmektedir. Hagberg ve diğ. (2009) yayınladığı raporda implant yerleştirilmiş trans femoral ampute hastasının farklı rehabilitasyon süreçleri ile elde edilen sonuçları göstermiştir. Çalışma içerisinde normal ve yarı hızlı rehabilitasyon olarak adlandırılan iki farklı protokol tanımlanmıştır. Ardından bu protokollerin uygulanması sonucu hastaların sonuçları paylaşılmıştır.

Kemik söz konusu olduğuunda, üzerine kurulan teorik mühendislik çalışmaları 4 sınıfta değerlendirilmektedir. Bunlar Remodelleme algoritmasının tanımlanması, yükleme koşullarının değerlendirilmesi, malzeme modellerinin eldesi ve doğrulama çalışmalarıdır. Zadpoor (2013), çalışmasında kemik gelişiminin teorik izahı konusunda czlmesi gereken problemlere değinmiştir. alışmasında başta kemik doku adaptasyonunun izahındaki temel basamaklar belirlenmiş ve literatrce de desteklenmiştir. Bu basamaklar baz alınarak 4 tamamlanabilir problem kategorisi tanımlamış ve bu problemlerin izahında bulunmuştur. Tamamlanabilir problemden kasıt, problemin başka bir problem ile birleştirilebilme olasılığından ileri gelir. Biyolojik organizmaların ihtiva ettiği sistemler arasında yer alan iskelet sistemi, öteki

sistemler ile etkileşim halindedir. Yazar burada diğer sistemler ile ilişkilendirilebilir olduğu noktasında tamamlanabilir problem tanımı üzerinde durmuştur. Yazar makalesinde 5 temel basamak tanımlamıştır. Bunlar, Doku Adaptasyon Modeli, modelin parametreleri(malzeme özellikleri vs.), kemik anatomisi, kemik yoğunluk dağılımı ve yükleme olarak izah edilmiş, ölçülebilirliği ve zorluğu üzerinde durulmuştur. Bu basamaklar söz konusu olduğunda doku adaptasyon modelinin eldesi, yüklenme koşullarının belirlenmesi, parametre belirleme işlemleri ve modelin gerçekliğinin sorgulanması olarak da bu problemler kategorize edilmiştir. Problemlerden adaptasyon modeli ile yük koşullarının belirlenmesi probleminin literatürde sıkça yapıldığı, fakat bir fonksiyona bağlı parametreler ihtiva edecek şekilde bir parametre belirleme işleminin ve matematiksel modelin gerçek sistem ile karşılaştırılması çalışmalarının yeterince uygulanmadığına değinmiştir.

Kemik gelişim(remodelleme) algoritması ve osseointegrasyon üzerine, literatürde çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Deneysel çalışmalara da sıkça rastlamak mümkündür. Deneysel çalışmalar sonucu elde edilen veriler ışığında, her geçen gün yeni bir remodelleme algoritması önerilmektedir. Remodelleme Algoritmaları olarak düşündüğümüzde Stanford Teorisi ve Mekanotransdüse Etki(Hücreler arası sıvının doğurduğu kayma gerilmesi), hasar onarım teorisi baskın olarak görülmektedir.

Sonlu elemanlar modelleri ile bu remodelleme algoritmaları kurulmakta, elde edilen sonuçlar ile gerçek yapılar karşılaştırılarak algoritmaların temsil yetenekleri test edilmektedir.

Jang ve diğ. (2008), çalışmalarında insan proksimal femurunun süngerimsi kemik adaptasyonunu topoloji optimizasyon yöntemini kullanarak simüle etmiştir. Sonlu Elemanlar Modeli için literatürden bir femur geometrisi seçilmiştir. Ardından, mesh yapısı mikro boyutta piksel tabanlı bilineer elementler olarak tanımlanmıştır. Çalışmada femurun gelişimi modelinde MMA (Methods of Moving Asymptotes) ile optimizasyon çalışması yapılmıştır. Optimizasyon amaç fonksiyonu toplam strain enerjisini minimum tutacak şekilde ayarlanmıştır. Yapılan çalışmada elde edilen sonuçların doğruluğu Ward'ın ortaya attığı femurun karakteristik özelliklerine uyumluluğu baz alınarak yapılmıştır. Öyle ki Ward, birincil bası, birincil çeki, ikincil bası, ikincil çekme, Ward üçgeni ve Babcock üçgeni olmak üzere 6 yönelim grubu tanımlamıştır. Analiz sonucu görülmektedir ki, literatürdeki o zamana kadar benzer örneklerine kıyasla daha gerçekçi sonuçlar elde edilmiştir. Yine de tanımlanan

yüklemelerin gerçeğine göre uniform oluşu söz konusudur. Bu durum analizi etkilemektedir. Bunun ortogonal olmayan bağlantıların da söz konusu olması ve biyolojik etmenlerin göz önüne alınmayışı sebebi ile bahsi geçen optimizasyonun yalnızca mekanik davranış baz alındığında doğru olabileceğini göstermektedir. 2 boyutta gerçekleştirilmiş olması ve malzemenin isotropik karakterde oluşu gerçek koşullardan uzaklaşmayı kaçınılmaz kılar.

Tsubota ve diğ. (2009), çalışmasında Wolff yasası olarak da bilinen kemik gelişim fenomenini bilgisayar ile simüle etmek istemektedir. Önceki çalışmasında 2 boyutta tanımlanmış simülasyon ile yapının anisotropik yapıya gidişini göstermiştir. Bu çalışmada ise çalışmayı 3 Boyutta tekrarlamayı amaçlamaktadırlar. Bunun için 3D voksel mesh yapılı sonlu elemanlar analizini tanımlanmıştır. Tiaji A.'nin gerilmenin uniform olmayan dağılımı prensibine dayanan remodelleme algoritmasını kullanarak kemik gelişimini simüle etmek niyetindelerdir. İsootropik malzeme kullansa da, anisotropik malzeme karakteristiğinin zaman içerisinde nasıl oluştuğunu göstermek ana gayeleridir. Çalışma sonucunda 2 Boyutlu simülasyona göre 3 boyutlu simülasyonun daha gerçekçi sonuç verdiği, ayrıca zaman içerisinde algoritma sonucu kendiliğinden meydana gelen anisotropik yapı sebebi ile tanımlamanın isotropik olması durumunda gerçeklikten ödün verilmeyeceğini belirtmişlerdir.

Gajiro ve diğ. (2014), çalışmalarında amaçlarını, Stanford Modeli için stabil bir matematiksel algoritma geliştirmek olarak lanse etmişlerdir. Çalışmalarına dayanak için bu güne kadar yapılagelmiş algoritma çalışmalarında stabilite analizlerine bakmamalarını göstermiştir. Dayanak olarak da 3000 günlük bir analiz neticesinde elde edilen gerçekçi olmayan kemik yoğunluğu dağılımına sebep olmasını göstermiştir. Bunu düzenlemek için hemeostatik durumu sabit almaktansa bölgesel olarak değişebilecek şekilde tanımlamışlardır. Ardından kurdukları bir teorem ile a priori hatayı elde etmişlerdir. Bütün bunlar sayesinde yoğunluk dağılımı simülasyonunu daha stabil olacak şekilde geliştirmişlerdir.

Algoritmalar ayrıca osseointegrasyonun tabiatını anlamak için de sonlu elemanlar analizinde uygulanmaktadır.

Lin ve diğ. (2010), Mandibular yerleştirilecek implantların iyileşme safhasını remodelleme algoritması kurulmuş Sonlu Elemanlar Modeli ile göstermek istemektedir. Bu amaç doğrultusunda Mandibular, belli dişleri ile implant CT yöntemi ile 3D görüntüsünü alınıp CAD programı ile katı modeli elde edilmiştir. Ardından

Sonlu Elemanlar Modeline aktarılan katı model, remodelleme algoritmasına tabi tutulmuştur. 48 aylık simülasyon süreci gözlemlenmiş, analiz neticesinde mandibular kemiğin doğal frekansındaki değişim gözlemlenmiştir. Neticede hali hazırda kabul görmüş üç aylık iyileşme safhasından sonra doğal frekanstaki değişimin çok azaldığı gözlemlenmiştir. Ayrıca modelde implant taç ve kökünün deplasmanı da ortaya konarak iyileşmenin doğası ortaya konmuştur. Çalışmanın zayıf kaldığı nokta ise, klinik vakalarda gözlemlenen kortikal kemikteki yoğunluk düşümüdür. Bunun ortaya konması durumunda daha gerçekçi modellerin yapılabileceğinden bahsedilmektedir.

Tuna (2013), yaptığı yüksek lisans tez çalışmasında remodelleme algoritmasını genişleterek nekrosis fenomeni de göz önüne bulundurmıştır. Klinik vakalar göstermektedir ki, implantasyon başarısızlığı; operatör cerrahın, yerleştirme esnasında maruz bıraktığı aşırı stress neticesinde meydana gelmektedir. Bu fenomeni canlandırabilmek için algoritmaya, formasyon sürecinden sonra gelecek şekilde bir hücre ölümü katsayısı tanımlamış, bunu iki farklı bölge halinde algoritmaya yerleştirmiştir. Ardından test için 2D femur ve diş implantasyonu ile ilgili sonuçlar elde edilip, literatürdeki benzer çalışmalar ile karşılaştırılmıştır. Ardından algoritma ‘Lumbar Pedicle Skrew’ yerleştirilmiş Lumbar Vertebrae (L3) üzerinde test edilmiştir. Test koşulları kurulup algoritma çalıştırıldığında aşırı yüklemekten dolayı ortaya çıkacak kemik yoğunluk kayıpları ortaya konabilmiştir. Çalışma, lineer strainlerin olduğu, viskoelastik davranışın ihmal edildiği ortamda gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın bir sonraki ayağında anisotropik davranışı kapsayacak algoritma çalışması olması düşünülmektedir.

Boyle ve Kim (2011) çalışmalarında, piyasada bulunan iki implant örneğine femurun göstereceği osseointegrasyonu görsel hale getirmeyi amaçlamışlardır. Bu çalışma adına, ilk önce önceden belirlenmiş bir kadavranın femuru, CT kullanılmak sureti ile elde edilmiştir. Sonra remodelleme algoritmasına maruz bırakılıp strain karşısında femur modeli modifiye edilmiştir. Modifiye edilmiş femur CAD modeli, cerrahi prosedürlere uygun şekilde tekrar modellenerek implant yerleştirilmiş, ardında tekrar remodelleme algoritmasına maruz bırakmıştır. Neticede, femurun implant ile gerçekleştirdiği osseointegrasyon, voksel kullanılmak sureti ile simule edilmiş, görsel bir çıktı elde edilmiştir. Bu işlemler neticesinde elde edilen modellerdeki voksel yoğunluğuna dayanarak, implantın yaratacağı etki karşılaştırılmış ve modelin sağlanması elde edilmiştir. Çalışma neticesinde görülmüştür ki proksimal posterior

bölgede kayıplar görünmüştür. Çalışmada elde edilen sonuç ise klinik ve radyolojik bulgular ile benzer çıkmıştır.

Thompson ve diğ., (2012), Chen ve diğ., (2010) ve Prisby, ve diğ. (2008) taraflarından yapılan derleme çalışmalarında görülmektedir ki, literatürdeki bir çok araştırma titreşimin kemik gelişimine olumlu yönde etkileyebilmektedir.

Thompson ve diğ. (2012), yaptıkları derleme çalışmasında, kemik hücrelerinin mekanik etkilere fizyolojik cevap verdiklerini belirterek başlamıştır. Derlemesinde kemik hücrelerinden osteoklast, osteoblast, osteosit ve osteoprogenitörün dâhil ederek, mekanik sinyalde etkilenen hücreleri ele almıştır. Ardından deneysel olarak belirlenmiş strain, kayma gerilmesi, basınç gibi parametrelerin bu hücreler üzerine etkisini incelemiştir. Çalışmasını mekanik reseptörler olarak öne atılan oluşumları ele alarak devam etmiştir. Hücreler arası mekanik iletişim ile derleme çalışmasını sonlandırmıştır. Derleme Çalışmasında görülmektedir ki, mekanik etkiler karşısında hücrelerin tepkisi ile hücreler arası iletişimlerin çok büyük boyutta yaşandığı ve bunlar dinamik olarak sürekli değişmektedir. Kemikğin organ, doku, hücre ve moleküler incelemesinin ardından, mekanik etkilere karşı nasıl cevap verildiği anlaşıldıkça osteoporoz, obezite(az osteoblast, çok adiposit) gibi hastalıkları anlamada yardımcı olabileceğini belirtmiştir. Araştırmanın çok büyük potansiyel ihtiva ettiği, ileriki dönemlerde yeni biyofiziksel iyileştirme yöntemlerinin ortaya atılabileceğini belirtmişlerdir.

Chen ve diğ. (2010), kemik gelişimini etkileyen mekanik etkilerin osteosit ve osteoprogenitorü nasıl etkilediği yönünde derleme çalışması yapmıştır. Çalışmasında ortaya çıkan mekanik etkiler önce tanıtılmış, ardından osteoprogenitor ve osteosit hücrelerini nasıl tesir altında bıraktığını açıklamıştır. Ardından Osteosit hücresinin algıladığı mekanik etkiler üzerinden kurulan biyokimyasal reaksiyon tanıtılmıştır. Osteosit aktivasyonunu şablon halinde sunan araştırmacı, hala belirsiz olan noktalara da değinmiştir. Çalışmasında mekanik etkinin hücrelere aktarımı ve hücreler tarafından algılanması konusunda bilginin sınırlı olduğunu belirtmiştir. Hücre reseptörlerinin davranışının büyük oranda bilinmediği, hidrostatik değişimin yaratacağı etkinin de belirsiz olduğunu, hücreler arası iletişim sonucu oluşacak etkilerinin de iyi bilinmediğini, hücreler arası sıvının kimyasal kompozisyonuna göre de hücre tarafından mekanik etkinin yorumlanışının değişeceğini belirtmiştir. Hücre metabolizmasının dahil edildiği simülasyonlar ile karanlıkta kalmış bazı fenomenlerin

anlaşılmasının mümkün olacağı, bu sayede yeni tedavi yöntemleri ile yeni biyomalzemeler geliştirilebileceğini de çalışmada belirtilmektedir.

Prisby ve diğ. (2008) titreşimin vücut üzerine etkisi üzerine bir derleme çalışması yapmıştır. Titreşimin kemiklere ve diğer sistemlere olan etkisinin ne kadarının bilindiği ve ne kadarının bilinmesi gerektiği üzerine bir çalışma yapmışlardır. Yekvücut titreşimlerinin kemik hastalıklarını iyileştirmede potansiyel içerse de, uygulanacak olan tedavinin yaş, cinsiyete, ilgili popülasyonun karakteristiğine göre değişim göstermek durumunda olduğuna parmak basmıştır. Bu durum dikkate alınmadığında osteoporoz riski söz konusu olduğu belirtilmektedir. Bir diğer önemli konuya, iskelet sisteminin salgıladığı hormon vb. etkenler diğer sistemlerin çalışmalarını etkilediğidir. Son olarak da titreşimin genliği, titreşimi ve uygulanma sürecinin sağladığı cevap hala net değildir. Buna karşın kemiğin titreşim karşısında gelişim gösterdiğinin bilindi ve kas ve eklemlerin de kemik ile beraber gelişme özelliği gösterebileceğini belirtmiştir. Buna göre yazarlar yekvücut titreşim ile rehabilitasyon sonucunda etkili ve maliyetçe düşük bir yöntem geliştirilebileceğine inanmaktadır. Yaşlılıkta görülen kemik, kas ve tendonlardaki zayıflama, doku yenilenmesi ve hormonal aktivasyonun bu şekilde iyi edilebileceği ihtimali üzerinde durulmaktadır. Yine de yekvücut titreşim yönteminin bir tedavi yöntemi olarak standartlara oturtulmasından çok uzakta olduğu, optimal titreşim şekli, süresi, genliği ve frekansının bütün sistemlere yarar sağlayacak şekilde belirlenmesinin çok zor olduğu belirtilmektedir. Şu anki bilgi düzeyi ile frekans ve uygulama süresi hakkında bilgi verildiği belirtilmektedir. İleriki yapılan çalışmaların bu doğrultuda, hedef kitle göz önüne alınarak yapılması gerektiği önerilmektedir.

Çeşitli in vitro çalışmalarda da, osteoblastların titreşime karşı duyarlılığı olduğu görülmektedir.

Ignatius ve diğ. (2005), Eksenel olmayan çevrimli strainlerin osteoblast hücrelerinin tip1 kollejen matristeki etkileri araştırılmıştır. Hazırlanan hücre kültürleri 30 dakika boyunca 1 Hz 10000 µε'lik toplam straine maruz bırakılmıştır. 3 hafta, hücrede osteoblast başkalaşımı'nın göstergesi olacak ALP, Osteopontin, Osteokalsin miktarları kontrol hücre kültürleri ile karşılaştırılmıştır. Bu şartlar altında, araştırılan Osteopontin ve Osteokalsin miktarlarında artış yaşandığı gözlemlenmiştir.

Tanaka ve diğ. (2003), Osteoblast uygulanabilecek düşük genlikte, band titreşimin biyolojik anlamda etkisi araştırılmaktadır. Mekanik etki 3 farklı şekilde verilmiştir. 0-50 Hz arası low pass filtreden geçirilmiş rastgele titreşim uygulanmıştır. Uygulanan titreşimin RMS'i 300 $\mu\epsilon$ 'dir. Ayrıca 3 Hz sinüzoidal harmonik titreşim uygulanmıştır. Uygulanan titreşim 2000 $\mu\epsilon$ 'dir. Son olarak iki sinyal birlikte uygulanmıştır. Sonuç olarak Osteoblast hücrelerinin sayısında artışın yüksek frekanslı rastgele titreşim hareketinde olduğu görülmektedir. Prosphatase aktivitesinde en fazla artış gözlemlenmiştir. Son olarak Osteokalsin ve mmp9 proteinlerine ait mRNA da artış gözlemlenmektedir. Bu durum remodelleme karşında gösterilen başkalaşma olarak yorumlanmaktadır.

Zhang ve diğ. (2012), yüksek frekans, düşük genlik değerli titreşimlerin implantasyona etkisini gözlemlemek istemektedir. Bunun için 75 adet deney faresinin tibiasına implant yerleştirilmiştir. 4 hafta boyunca, her hafta 10'ar dakikalık seanslar halinde 40 Hz ve 8 Hz değerlerinde titreşim farelere uygulanmıştır. 1 ve 4. haftanın sonunda fareler uygun bir şekilde itlaf edilip tibiaları incelenmiştir. Bu haftalarda elde edilen veriler ile kontrol grubu verileri karşılaştırılmıştır. Boyama yöntemi ile elde edilen sonuçlar üzerinden kemik-implant bağlantısı ve kemik dağılımı şeklinde iki parametre önermiştir. Bunlar sonucunda görülmektedir ki yüksek frekans düşük genlikte titreşim verildiğinde kemik romodellemesinde artış meydana gelmektedir. Kemik doku dağılımında ise anlamlı bir değişiklik görülmemektedir.

Yukarıdaki verilere karşın, titreşim cevabın doğası da henüz anlaşılabilmiş değildir. Yekvücut titreşimlerinde kontrol gruplarına göre belli bir frekansta salınım maruz kalan farelerde gelişme gözlemlenirken, başka bir frekans ve genlikte uygulanan titreşime verilen cevap gerileme olmuştur.

Judex ve diğ. (2007), menopoz esnasındaki hormonal değişimler karşısında meydana gelen osteoporoz vakalarında titreşim ile iyileştirmenin uygulanabilirliğini test etmek istemektedir. Bunun için kontrol grubu kurulmuş fareler ile hormonal takviye edilmiştir farelere yüksek frekans, düşük genlikte yekvücut titreşim uygulanmıştır. Uygulanan titreşim frekansları 45 ve 90 Hz olup, 10 dk/gün, 5 gün/hafta olmak üzere 28 günde deney tamamlanmıştır. Deney sonucunda fareler uygun bir şekilde itlaf edip CT ile pelvis kemiğinin trabekula yapısı görülmüştür. Ayrıca pelvislerinin ortalama kemik morfolojisi ortaya konmuştur. 45 Hz verilen gruptaki kemik mineral yoğunluğunun değerlerin belirgin bir biçimde azaldığı, buna karşında 90 Hz lik

titreşim neticesinde kortikal ve trabekular kemiğin gelişiminin mineral yoğunluğunun daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Tomografi sonuçları da bu değerleri doğrulayacak niteliktedir.

In vitro, in vivo çalışmalar titreşimin kemik gelişimini etkiyeceğini göstermektedir. Bu konuda Wainbaum ve diğ. (1994) yılında yayınladıkları makale, etkileşimin teorik tabanı konusunda fikir verme mahiyetindedir.

Weinbaum ve diğ., (1994), osteosit uyarılmasında mekanosensör etkileşim mekanizmasını gösterecek bir model önermişlerdir. Modelde Hücrelerarası sıvının osteosit hücre zarları üzerinde maruz bırakacağı kayma gerilmesi gösterilmiştir. Biot Teorisi kullanılarak kemiğe uygulanacak eksenel ve eğilme yüklemelerinin gözenekli medyada oluşturacağı etki gösterilmiştir. Modelde osteosit kanalikulisini çevreleyen proteoglycanlar da göz önüne alınmıştır. Ardından, osteositik proseslerdeki basıncın periyodik bir harekette nasıl bir farklaşmaya gireceği ortaya konmuştur. Sonrasında elde edilen basınç ile kayma gerilmesi değerlerine ulaşılmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen hücre zarı üzerindeki kayma gerilmelerinin, yapılan deneysel çalışmalarla tutarlı olduğu belirlenmiştir. Periyodik olarak uygulanan sinyaller karşısında alınacak kayma gerilmesi cevabının da literatür ile tutarlı bir şekilde ortaya çıktığı belirtilmektedir.

Süreçte yapılan Shao ve diğ. (2007) ve Cairns ve diğ. (2013) tarafından yapılan deneyler, titreşim ve kemik gelişimi arasında bir korelasyonun varlığına da işaret etmektedir. Shao ve diğ. (2007), Çalışmalarında rezonansın implant stabilitesine etkisini belirlemek, bu sayede implantın sınır koşulları hakkında fikir sahibi olabilecek bir yöntem arayışındadır. Bunun için in vitro olarak sawbone-implant yapısına doğal frekans analizleri yapmışlar, daha sonra bu ölçümler in vivo olarak test etmişlerdir. İn vitro yapılan deneyde İmplant kemik arasında polimer tabanlı bir akışkan konmuştur. Zaman içerisinde polimerleşme yaşandıkça peri-implant yapı rijitleştiğinden, sistemin doğal frekansında değişim gözlenmeye başlamıştır. In vivo çalışmada ise transfemoral amputé hastasına yerleştirilen implantın osteointegrasyon sürecinde ölçümler alınmış, iyileşme safhasındaki değişim gözlemlenmiştir. Ölçümler karşılaştırıldığında benzer davranışı gösterdiği belirtilmesine karşın, frekans değerlerinde görülen farkın kas sisteminin yarattığı sınır şartlarının değişime bağlamıştır.

Cairns ve diğ. (2013), çalışmada Transfemoral amputé implant yerleştirilmiş femurun modal analizi yapıp, osteointegrasyon esnasındaki dinamik karakteristiklerin

değişimini gözlemlemek niyetindedir. Bunun için SAWBONE'a 4 Nm ve 0.5 Nm sıkma torku ile implantlar yerleştirilmiş, ardından kurulan deney düzeneği yardımıyla 17 farklı noktadan alınan ölçümler ile ölçümler tekrarlanmıştır. Ölçümler önce sabit mesnetleme ile, köpüğe femur kafasının dayanması sureti ile gerçekleştirilmiş, ardından femur kafasının silikona gömülmesi sureti ile mafsallama işlemi uygulanmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda, kurulan deney düzeneğinin 2000 Hz değerine kadar sağlıklı çalıştığı, fakat bu değerden sonra oluşan düşük koherans değerleri sebebi ile sağlıklı veri elde etmenin mümkün olamayacağı belirtmiştir. Kurulan deney düzeneğinde ayrıca görülmektedir ki, osteointegrasona maruz kalacak kemiğin dinamik karakteristikleri büyük oranda değişmektedir. Buradan yola çıkarak osteointegrasyon sürecinin takibinin yapılabileceğini, yine de klinik uygulamalar söz konusu olduğunda, mevcut deney koşullarının uygun olmadığını belirtmektedir. Ayrıca kurulan deney şartlarının iyileştirilmesinin daha sağlıklı veri sağlayacağı belirtilmiştir.

Nitekim bu korelasyon, Christopoulou G.E. ve diğ. (2006) yılında ortaya koymuştur. Araştırmacıların yapmış olduğu çalışmada deney fareler menopoza sokularak osteoporoz hastası yapılmıştır. Sonuç olarak sönüm oranında kayda değer bir artış olduğu saptanmıştır. Bu durumun ispatı içinse serumda bulunan osteokalsin ve Kolajen-I N-Telopeptit miktarlarına bakıldığında, resorpsiyonun kimyasal izi olan Telopeptit miktarında artış görülmektedir. Osteoklast aktivasyonu sebebiyle BMU oluşumundan kaynaklı olarak osteoblast aktivasyonunun varlığını da osteokalsin göstermektedir. Bunun sonucunda, osteoporoz sonucu oluşan daha düşük mineral yoğunluğuna sahip kemikte daha yüksek sönüm oranları görülmektedir yorumu rahatlıkla çalışmaları sayesinde yapılabilmektedir. Ayrıca bu makalenin yazarlarından Panteliou S.D. ve diğ. (2012) tarafından yayınlanmış makalede, koyun Trokanterleri HCl çözelti içerisinde bekletilmiş ve mineral yoğunluk değişimine bağlı olarak sönüm oranları ölçülmüştür. Sonuç yine benzerdir. Yoğunluğun azalmasına bağlı olarak kayda değer biçimde sönüm oranı artmaktadır. Bu durumun sebebinin Panteliou S.D. ve Dimarogonas A.D. (2000) yaptıkları teorik çalışmada ortaya koymuştur. Yapılan çalışma göstermektedir ki, herhangi bir malzemenin gözeneklilik miktarı arttıkça sönüm oranı artmaktadır. Baroud ve diğ., (2004)'nin yaptığı çalışmada ise ilginç bir bulgu dikkat çekmektedir. Çalışmasında belirgin (apparent) kemik yoğunluğunda düşüş meydana gelmesinin gözeneklilik miktarını arttıracak gösterilmiştir. Bu da

Christopolou G.E. ve diğ. (2006) ve Panteliou S.D. (2012)'de ortaya koyduğu bulgudan farklı bir durum değildir.

Baroud ve diğ., (2004)'nin yaptığı çalışmada bir diğer dikkat çekici bulgu ise, gözeneklilik miktarının artışı ile beraber geçirgenlik miktarında da artış meydana gelmektedir. Kameo ve diğ. (2011) ve Malachanne ve diğ., (2011), tarafından kurulan sonlu elemanlar modelinde kayma gerilmesinin kemiğin büyüme davranışını arttırdığı görülmektedir.

Kameo ve diğ., (2011) çalışmalarında trabecula üzerindeki büyüme davranışını bilgisayarda simülasyonunu kurmuşlardır. Çalışmalarını yapmaktaki amaç, herhangi bir mekanik etkinin hücrelere lokal olarak uygulanıp, her hücrenin biyolojik cevabına uygun bir remodelleme algoritması kurmaktır. Bunun için öncelikle tanımlanan model üzerine uygulanan kuvvetin oluşturacağı basınç ve basınç Gradyeni elde edilmiş, bunlar ile Weinbaum ve diğ., (1994) ile tanımlanan matematiksel model vasıtasıyla kayma gerilmesini elde etmiştir. Ardından biyokimyasal tepkiyi yine literatürde önerilen matematiksel model S_{oc} isimli parametre ile tanımlamıştır. Biyomekanik tepkimenin yaratacağı hücresel tepki için araştırmacılar S_{sf} isimli bir parametre tanımlamışlardır. S_{oc} 'ye bağlı bu parametre vasıtasıyla hücrenin tepkisini ortaya koymaktadırlar. S_{sf} belirlendikten sonra, remodelleme algoritması kurulmaktadır. Uygulanan kuvveti frekansa bağlı olarak uygulamışlardır. Sonuçlar göstermektedir ki, frekansa bağlı olarak hücre etkinliğinde artmaktadır. Bu da hücre gözenek boyutunun değişmesine etkili olacağı düşünülmektedir. Etkinliğin artmasına bağlı oluşum frekans arttıkça arttığından, rijitliğin frekans değerine göre arttığı görülmektedir.

Malachanne ve diğ., (2011), titreşim frekansının kemik gelişimine etkisini bilgisayar ortamında gösterecek nümerik bir model kurma gayesindedir. Bundan ötürü, günlük gerilmeye maruz kalma miktarına göre çalışan Stanford modelinden yola çıkarak, hücre arası sıvının gözenekli yapısından geçerken sahip olduğu Darcy Hızının da etkisi ile remodelleme algoritması tekrar yorumlanmıştır. Algoritma, fare ulnası ile hindi ulnasının sonlu elemanlar modellerinde uygulanmış, kemik gelişim miktarları elde edilmiştir. Ardından yola çıkılan deneysel sonuçla karşılaştırılmak sureti ile algoritmanın etkinliği yorumlanmıştır. Buna göre deneysel düzenek ile geliştirilen modelin titreşim verilmesi takdirinde benzer tepki verdiği gözlemlenmiştir.

Geçirgenlik oranının artması ile beraber, kayma gerilmesinin artacağını Waumbaum S. vd (1994) yılında ortaya koymuştu. Eğer Gözeneklilik miktarının artışına bağlı olarak

geçirgenlik değeri artarsa ve sonuç olarak kayma gerilmesini arttıyorsa, gözenekliliğin artması sonucunda kemiğin remodellemeyi formasyon yönünde arttığı düşünülebilir.

Panteliou S.D. ve Dimarogonas A.D. (2000) yaptıkları teorik çalışmada çatlak varlığının sönüm oranının artmasına sebep olduğu belirtilmektedir. Taylor D. ve Lee T.C. (2003) tarafından ortaya konan çalışmada, mikroçatlak oluşumunun kemik remodelleme hızında belirleyici bir rol oynadığı göstermiştir. Ayrıca, Taylor D., ve diğ. (2007) tarafından yayınlanan makalede, çatlak oluşumuna karşı kemiğin gösterdiği reaksiyon, farklı araştırmacıların çalışmalarını derleyerek göstermiştir. Çalışmalar içerisinde dikkat çeken hususlardan bir Klein-Nulend Modelidir. Model, osteosit hücrelerini besleyen sıvının yetersiz kalmasından kaynaklı olarak meydana gelen hücre ölümü sonucu remodelleme reaksiyonunun başladığını iddia etmektedir. Nitekim bu durum sönüm oranının neden remodelleme reaksiyonunu başlattığı yönünde fikir verebilir. Ayrıca, Panteliou S.D. ve diğ. (2012)'de yayınlanan makalede, HCl çözeltisinde bekletilen kemiklerde, çatlak oluşumu için gereken enerjinin daha az olduğu gösterilmiştir. Bu da sönüm oranının remodelleme için mekanik ayak izi olduğu yönündeki yargıyı kuvvetlendirmektedir.

Kayma gerilmesi ve Mikroçatlak teorisinin ortaya attığı bulgulara göre, sönüm oranı bağlı olarak remodelleme hızında değişim meydana gelmektedir. Yüksek sönüm oranı, yüksek remodelleme miktarının oluşmasına, düşük sönüm oranı da, düşük remodelleme oluşmasına sebep olmaktadır. Bu durum, Lin ve diğ. (2010) tarafından kurulan modelde de saptanmış olan ve Shao (2007) tarafından yapılan in vivo ölçümlerde de ortaya çıkarılmış Doğal Frekans değerindeki artış hızının neden azaldığını açıklaya da bilmektedir. Bu noktada, ele alındığında, kemik iyileşme düzeyinin hem doğal frekanstaki artma, hem de sönüm oranındaki azalmanın incelenmesinin isabetli sonuçlar doğuracağı görülmektedir.

2. KEMİK BİYOLOJİSİ

2.1 İskelet Sistemi

İskelet sistemi, organlar için tutunma alanı oluşturup koruyan, ayrıca canlının hareket kabiliyetini arttıran sistemler bütünüdür. İskelet sistemi, belli sayıda kemik, kıkırdak doku, tendon ve ligamentlerden oluşmuştur.

İskelet sisteminin fonksiyonları 5 farklı kategoride değerlendirilebilir. Bunlar, destekleme, koruma, hareket kabiliyeti, kan hücrelerinin üretilmesi ve depolanmasıdır

1. Destek: İskelet sistemi, vücut dokuları için bir tutunma alanı oluşturarak bütünlüğünü korur. Kemiğin sahip olduğu yüksek rijitlik, mekanik etkilere karşı bir mukavemet kazandırmaktadır. Ligamentler ise bir sönüm-yay elemanı gibi çalışarak, kemikler arası bağlantı ve hareket sınırlamalarını yönetir. Kıkırdak doku ise, eklem bölgelerindeki temas alanlarındaki sürtünmeyi azaltarak, hareket kabiliyetini sağlar.

2. Koruma: Kemik seramik benzeri bir dokudur. Bu sebeple sert ve rijittir. Ayrıca, bazı hayati organlar kemikler tarafından muhafaza edilmektedir. Ligamentler, eklem noktalarının hareketlerini sınırlayarak, vücuda zarar verecek düzeyde aşırı açılmal pozisyonların oluşmasına engel olur. Kıkırdak dokunun sahip olduğu az sürtünmeli yüzey ile aşınmaya sebep olacak biyomekanik etkilerden korunma sağlanmış olur.

3. Hareket: Tendonlar, kemik ile kas doku arasındaki bağlantıyı sağlayan, mukavemeti yüksek ve adaptasyon yeteneği olan bağlantı elemanlarıdır. Bu bağlar ile, kasların boylarında meydana gelen değişimler sonucu iskelet hareketi meydana gelmektedir. Bu sistemin bir bütün olarak çalışması ile vücut hareketi sağlanmış olur.

4. Depolama: Vücuttaki minerallerin depolanması kemikler vasıtasıyla gerçekleştirilir. Hemeostasis koşulları ile ayarlanan hormonal denge ile, bu mineraller, vücut ihtiyaç duyduğu durumlarda kemikten kana, kandan da kemiğe transfer olabilirler. Başlıca depolanan mineraller kalsiyum ve fosfor depolanır. Ayrıca, medular kanal içerisine depolanan yağ edipoz doku tarafından depo edilerek, vücudun acil enerji ihtiyaçlarını karşılarlar.

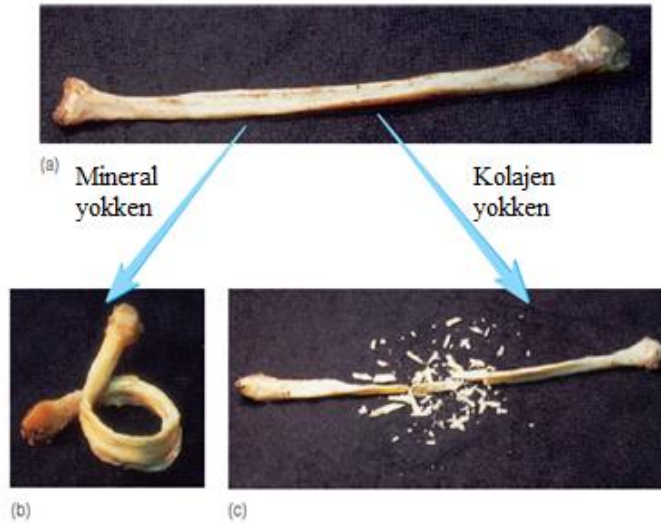
5. Kan hücresi üretimi: Kemiklerin birçoğu, yapılarında kırmızı ilik barındırırlar. Bu ilikler, vücut için ihtiyaç duyulan kan hücrelerini üretirler. Ayrıca sarı ilik ile bağışıklık sistemine ait bazı hücreler salgılanarak vücut direncine de destek olurlar.

2.2 Kemik Histolojisi

Kemik, kemik hücreleri ve hücrelerarası matristen oluşmaktadır. Hücrelerarası matris, kemik hücreleri tarafından oluşturulmakta, zaman içerisinde de bu matrise kemik hücreleri hapsolmektedir. Ayrıca bu matris, yıpranma, mekanik koşulların değişmesi gibi etkiler karşısında yenilenmektedir.

Kemik matrisi, organik ve inorganik maddelerden oluşmaktadır. Normal olarak %35 organik, %65 inorganik malzemeler kemik matrisi içerisinde bulunmaktadır. İnorganik malzemelerde kalsiyum-fosfor kristali olan hidroksiapatit baskındır. Kolajen liflerse organik malzeme içeriğinin çoğunluğunu oluşturmaktadır.

Kemiğin yapısını oluşturan bu inorganik ve organik bileşikler, kemiğin kompozit bir yapıda davranmasına sebep olur. Burada, hidroksiapatit kompozit malzemenin matrisini, kolajen liflerse kompozitin destek liflerini oluşturur. Bu sayede hafif, esnek ve görece mukavemetli bir yapı ortaya çıkar. Şekil 2.1, hidroksiapatit ve kolajen liflerin olmadığı koşullarda kemik matrisinin durumunu ayrı ayrı göstermektedir.



Şekil 2.1: Kemiğin yapısalılığı, a) Normal b) Hidroksiapatit kristali olmadan c) Kolajen lifler olmadan [39].

2.3 Hücre ve Kemik Hücreleri

2.3.1 Hücre

Hücre, organizma içerisinde, yaşam için gerekli bütün tepkileri doğuran en küçük yapıdır. Canlının yaşamını devam ettirebilmesi için çevresiyle sürekli uyum içinde olmalı, bunu da bir bütün olarak karşılamak durumundadır. Bu noktada hücre, sıcaklık, mekanik etki, kimyasal uyarınım, elektromekanik etki vb. sinyalleri kendisi için anlamlı hale çevirerek, bunu kendi yaşamı için uygun formatta geri besleme ile dengelemeye çalışır. Sonuç olarak lokal şartların gerektirdiği şartlara karşı uyum içinde yaşayan her bir hücre, organizma bünyesinde özelleştiği fonksiyonu optimal bir şekilde yerine getirir ve bu da en başta komşu dokular olmak üzere, sistemlere kadar giden bir ağda canlının yaşam kalitesini optimal düzeyde muhafaza eder. Şekil 1’de tipik bir hücre modeli görülmektedir.

Organizmalarda görülen ökaryot hücre formu, çekirdekli, kendine has fonksiyonları amacıyla özelleşmiş organeller yoğunluğu ile dikkat çeker. Organeller, hücrenin verdiği biyomekanik ve biyokimyasal tepkilerin üretildiği özelleşmiş hücre içi yapılar olarak karşıya çıkar. Uyarım sonucu elde edilen veri, çekirdek tarafından algılanarak DNA sekansları başlamakta, sonuç olarak elde edilen mRNA konsantrasyonu ile protein sentezleri gerçekleşmekte ve bu proteinler hücre içi, hücre dışı ve hücreler arası iletişim, reaksiyon ve tepkileri düzenlemekte ve gerçekleştirmektedir. Şekil 2’de örnek olarak osteosit hücrelerinin mekanik bir uyarınım karşısında gösterdiği tepki resmedilmiştir.

2.3.2 Kemik hücreleri

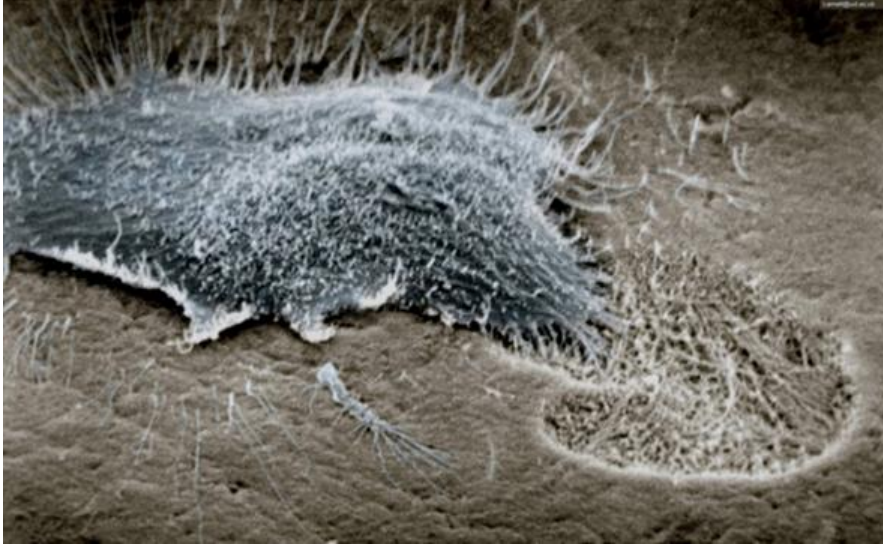
Kemikte mineral matrisinin düzenlenmesi amacıyla özelleşmiş 3 tip hücre bulunmaktadır. Bunlar, osteoblast, osteoklast ve osteosit hücreleridir. Osteoblast, mezenşemal kök hücrelerden özelleşmiş osteoprogenetor hücrelerinin sonraki formudur. Osteosit ise zaman içerisinde osteoblastların kemik matrisine gömülmesi sonucu oluşan özel bir formudur. Osteoklast ise hematopoetik kök hücrelerin birleşmesi ile oluşmuş çok çekirdekli bir hücre formudur.

Osteoklastların kemik bütünlüğünün korunması açısından çok önemli hücrelerdir. Polarizasyon geçirmesi ile başlayan asidik ortam oluşturmaları neticesinde, kemik dokuyu oluşturan hidroksiapatit ve kolajen lifler yapıtaşlarına ayrıştırılırlar.

2.3.2.1 Osteoklast

Osteoklastlar, kemik doku içerisinde kemik resorpsiyonu, yani emilimi ile ilgili sorumlu hücrelerdir. Monosit hücrelerinin RANKL ve M-CSF ile uyarılması sonucu başkalaşım geçirerek, birleşmeleri sonucu oluşurlar.

Osteoklastın elektron mikroskopu ile elde edilmiş fotoğrafı Şekil 2.2 de verilmiştir [30].



Şekil 2.2: Osteoklast kemik emilimi esnasında [51].

2.3.2.2 Osteoblast

Osteoblastlar kemik dokuda bulunan ve yeni kemik oluşumundan sorumlu olan hücrelerdir. Mezenşimal kök hücrelerin başkalaşması sonucu oluşurlar. Önce osteoprogenetör hücrelerine dönüşüm gerçekleşir. Sonrasında bu hücrenin de özelleşmesi ile yetişkin osteoblastlar elde edilmiş olur. Farklılaşmanın aktif olduğunu temel göstergesi osteokalsin ve ALP gibi bileşenlerin varlığıdır.

Osteoprogenetörün mekanik etki karşısında farklılaşma meylinde olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (Ignatius ve diğ., 2005). Ayrıca mekanik uyarım neticesinde osteosit hücrelerinden verilen PGE2 bileşeni ile aktive olurlar.

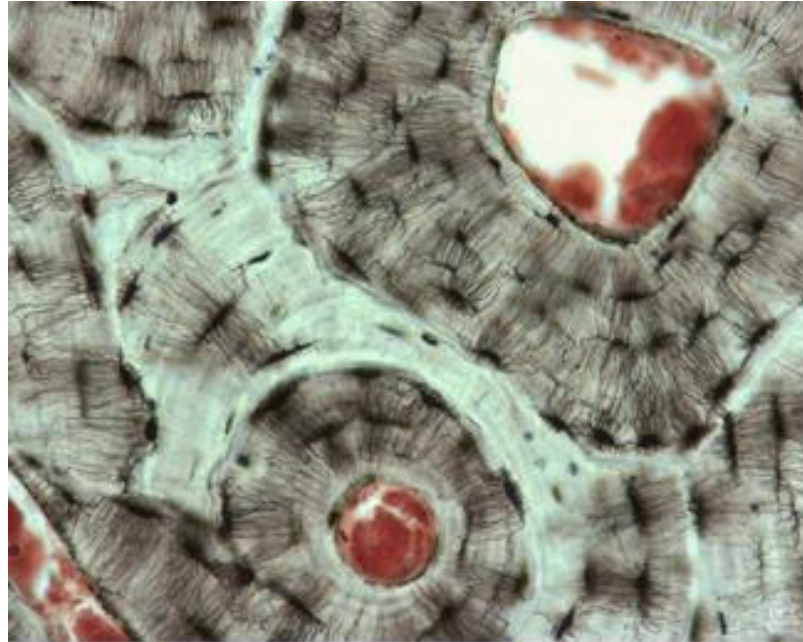
Osteoblast hücreleri kolajen lif ve hidroksiapatit salgılamakta ve kemik matrisini oluşturmaktadır. Kemik formasyonu gerçekleşmesinin arkasında, 3 farklı yol izleyerek özelleşirler. Birinci alternatifte apoptosise uğrarlar, yani ölürlür. İkinci alternatifte ise kemik doku içerisine gömülerek osteosite dönüşümler. 3. Alternatifte ise, hat hücrelerine dönüşerek, osteositlerin yüzey ile olan iletişimini sağlarlar.

2.3.2.3 Osteosit

Osteositler, osteoblastların kemik formasyonu esnasında gömülmeleri sonucu oluşan hücreler topluluğudur. %90 civarındaki popülasyon yüzdesi ile kemik doku içerisindeki en kalabalık hücreler topluluğudur.

Osteositler, osteoblast ve osteoklastların koordinasyonundan sorumlu hücrelerdir. Hormonal ve mekanik sinyaller, osteositler tarafından algılanarak, bu sinyallerin düzeyi oranında kemik metabolizması ayarlanmaktadır. Doku içerisindeki ölümleri de, doku içerisindeki kimyasal yoğunlukta farklılaşmaya sebep olduğundan, mikro çatlak gibi durumlarda kemiğin kendini onarması konusunda uyarı veren bir mekanizmadan da sorumludurlar.

Osteositler, kemik doku içerisinde kanallar içerisinde dentrite benzer uzantılar barındırırlar. Bu uzantılar, osteositik proses olarak literatürde adlandırılmıştır. Bu osteositik proseslerden ortalama olarak her osteositte 50'ye yakın bulunur. Bu uzantılar ile her bir osteosit, kendisine komşu diğer osteosit ile iletişim kurabilir. Bu sayede periostealden endokortikala kadar bütün kemik yüzeylerinde oluşmuş mekanik etki kontrol edilmiş olur. Şekil.2.3 ile bir osteon içerisindeki osteosit hücreleri gösterilmiştir.



Şekil 2.3: Osteon çevresinde kümelenmiş osteosit hücreleri[52].

Literatürdeki birçok yaklaşım ve çalışma, osteositlerin mekanik etkilere karşı tepki verdiğini göstermektedir. Mevcut bulunan mekanik etki sonucu ürettiği kimyasal

sinyallerle osteoklast ve osteoblast aktivitesini kontrol ederek, remodellemeye sebep olduğu ortaya konmaktadır. Uzun ömürleri ve miktarları, bu sürecin sürekli bir şekilde idamesini sağlar.

2.4 Kalsiyum Hemeostasisi

Kemik ve kandaki Ca^{+2} derişimi sürekli kontrol altındadır. Bu denge PTH ve kalsitonin hormonlarıdır. Kandaki Ca^{+2} derişimi düştüğünde paratiroid tarafından salgılanan bu hormon, osteoklastları uyarmakta ve kemiğin parçalanması süreci başlatmaktadır. Osteoklast tarafından ortaya çıkarılan Ca^{+2} iyonu kan tarafından emilmekte ve kanda denge yine sağlanmaktadır.

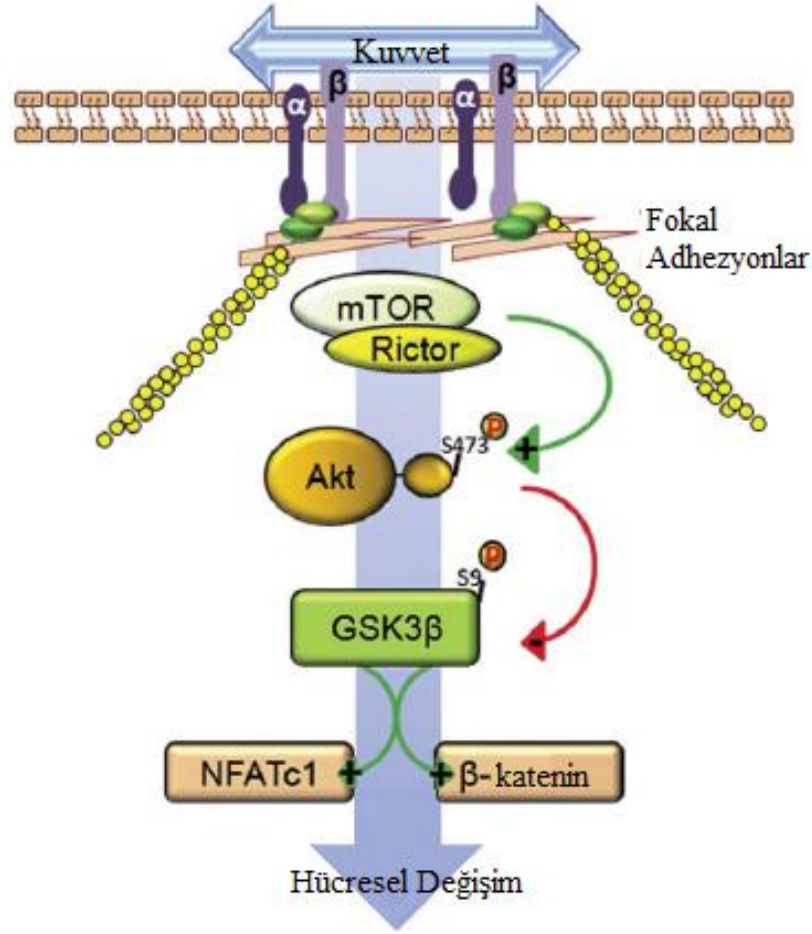
PTH yalnızca osteoklastları uyarmamaktadır. Aynı zamanda osteoklast sayısının artmasında da rol oynar. Osteoblast ve MKH'larda RANKL salınımını arttırarak yüzeylerde tutunmasını sağlar. Böylece osteoklast prokursor hücrelerinin yüzeylerinde bulunan RANK ile etkileşime girmesini sağlayarak osteoklast sayısını da arttırır. Ayrıca osteoblast ve MKH tarafından salgılanan OPG salgılanmasını inhibe ederek, osteoklast aktivasyonunu arttırır.

Kalsitonin hormonu ise osteoklast aktivasyonunu azaltmaktadır. Bunların haricinde hücrenin metabolik faaliyetlerini düzenleyen, D vitamini, östrojen hormonu, glikokortikoid gibi moleküller de kemikteki mineral derişimini kontrol etmektedirler.

2.5 Hücre Zarı ve Hücre İçi Reaksiyon Yolları

Thompson ve diğ. (2012) hücre zarı gerinmesi, basınç, akışkan tesiri gibi etkilerden ötürü başladığını gösteren çalışmaları paylaşmıştır. Mekanik etkilerin hücrelerin metabolik faaliyetlerini etkilediğini gösteren çeşitli çalışmalar sürekli olarak yayınlanmaktadır. Kendi laboratuvarlarında yaptıkları çalışmalarda görmektedir ki, mekanik zorlama sonucu β -Katenin miktarı artmaktadır. Bu konu ile ilgili olarak, zorlama sonucu E-Katherin ve hücre iç iskeletinden ayrılan β -Katenin molekülünün Akt proteini uyardığı, bunun da GSK3 β inhibasyonuna sebep olduğu ve β -Katenin molekülünün bozulmasının önüne geçilerek çekirdek translokasyonuna imkân sağladığı belirtilmiştir. Translokasyonun gerçekleşmesi durumunda çekirdekte Wnt proteininin üretiminden sorumlu Wnt10b ve Wnt4 mRNA üretilmektedir. Ayrıca β -Katenin, Cox-43 adlı proteini uyarak osteoblastların osteokalsin ve osteopontin

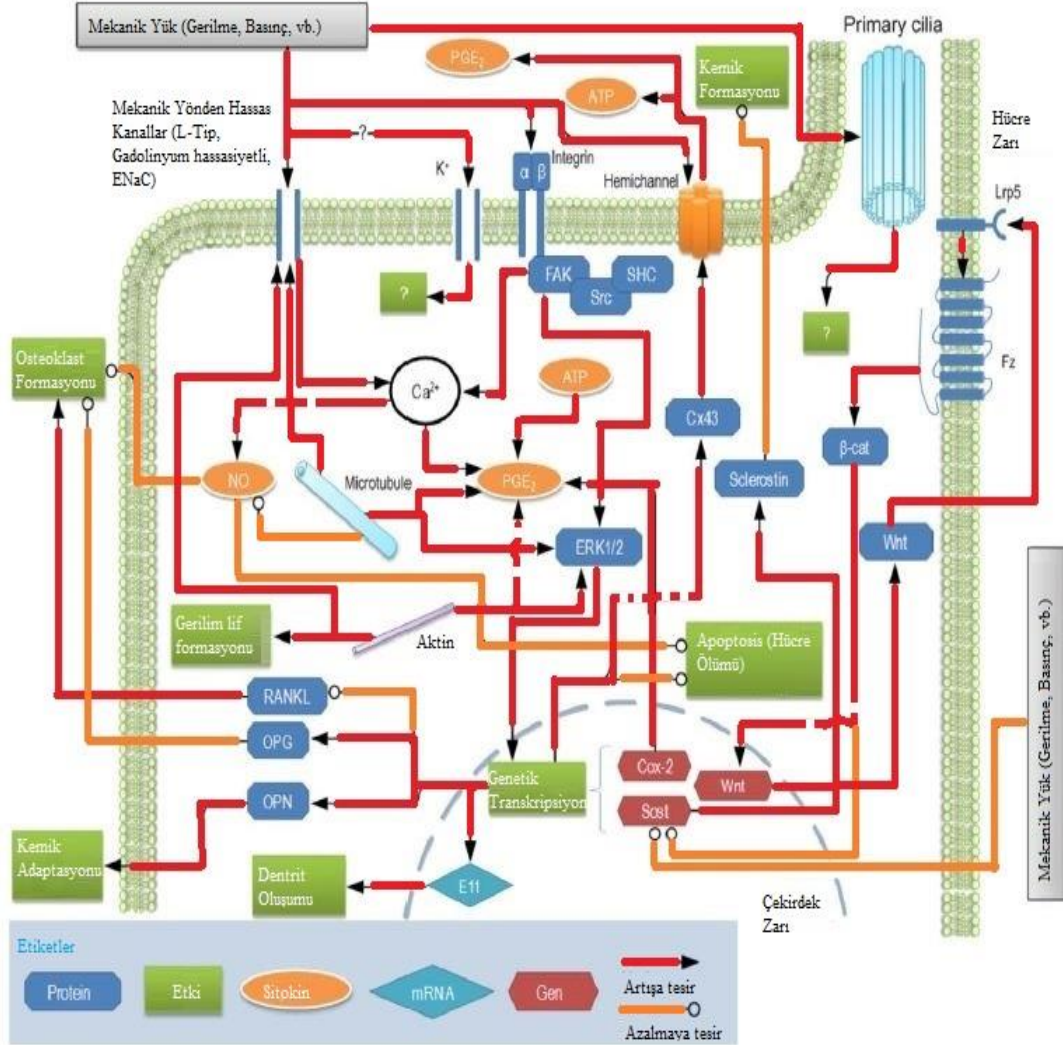
üretimini artmasına tesir ettiği belirtilmektedir. Şekil.2.4 de β -Katenin yolu resmedilmiştir.



Şekil 2.4: β -Katenin reaksiyon yolunun tarifi (Thompson ve diğ. ,2012).

Yine Chen J.H. ve diğ. (2010) tarafından yapılan derlemede, osteosit tarafından salgılanan PGE2'nin üretilmesi ve salınması için gerekli ATP üretiminin yapılmasının hücre içindeki Ca^{+2} konsantrasyonuna bağlı olduğunu belirtmiştir. PGE2 üretimini kontrol eden gen transeksiyonu, ERK1/2 Proteinin aktivasyonuna bağlı olduğu belirtilmektedir. Ayrıca, bu aktivasyon hücreyi apoptosisten korumakta olduğu söylenmiş, aktivasyonu için de integrin aktivasyonu, aktin ve mikrotubul bütünlüğü, Fokal Adezyon Kinesi, Src kinesi aktivitesi ve Shc proteinin fosforilasyonu gerekmekte diye atıf yapılmıştır. Ayrıca ERK1/2'nin varlığının RANKL miktarını azalttığı ve PGE2 üretilmesi esnasında ortaya çıkan NO'nun artması neticesinde osteoklast aktivasyonunda azalmaların meydana gelmesi sonucu kemik yapımının yıkımına göre artacağı sonucu vurgulanmıştır. Wnt miktarı ile de orantılı olarak β -Katenin miktarının arttırdığı belirtilmektedir. Bu artış aynı zamanda Sclerostin

miktarının azaltmakta, sonuç olarak kemik formasyonunu engelleyen bir molekül saf dışı kalmaktadır (Chen J.H. ve diğ. 2010). Şekil.2.5 de ortaya konan etki ortaya konmuştur.



Şekil 2.5: Mekanik etkinin osteositte sebep olduğu reaksiyonlar(Chen ve diğ. 2010).

Hücre zarında bulunan iyon kanallarının geçirgenliğinin mekanik tesir sonucu değişmesi bu savın güçlenmesi yönünde katkı sağlamaktadır. Morris E.C. (2012), hazırladığı kitap bölümünde, bu konuya değinmiş, mekanik açıdan hassas iyon kanallarının varlığına işaret etmiştir. Prokaryot hücrelerde sıklıkla görülen, bilayer deformasyonuna bağlı geçirgenlik değişiminin, ökaryotik hücreler için de geçerli olabileceğini, kalp kası hücrelerindeki voltaj kapılı kanalların kan basıncına karşı voltaj üreterek uyarım sağladığı yönünde bulgulardan bahsetmiştir. Ayrıca Piezo 1 ve Piezo 2 isimli proteinlerden oluşan piezoelektrik malzeme özelliği gösteren kapılar da dikkatlere sunmuştur.

2.6 Kemik Onarımı

Kemik, mekanik bir hasar gördüğü takdirde kendini onarma davranışı gösterebilen bir dokudur. Kemik mekanik bir hasar neticesinde aşağıdaki prosesleri izlemek suretiyle kendini onarma davranışını sergiler.

2.6.1 Hematoma aşaması

Kemiğin kırılması neticesinde, kemik içerisinde Haversian Kanal içerisindeki ve periosteum üzerindeki kan damarları hasar görür ve neticede pıhtı oluşturur. Bu pıhtının lifsi yapısı neticesinde kan durur. Kanamadan kaynaklı olarak, kırık bölgesinde belli bir alandaki doku ölür.

2.6.2 Kallus oluşumu

Pıhtının kan damarlarındaki akışı durdurmasını izleyen birkaç gün içerisinde kırık bölgesinin onarımı hızlanmaya başlar. Ölü hücre ve kemik kalıntıları temizlenir. Fibroblastlar yoğun bir kolajen lif meydana getirerek bir skaffold meydana getirirler. Bu skaffold sayesinde kemikler bir bütün halinde durmayı başarır. Akabinde kırık doku hücreleri (kondroblast) hücreleri kırık doku üretimine başlar. Bu esnada, periosteum ve endosteumda bulunan kök hücreler başkalaşım geçirerek osteoblasta dönüşmeye başlar. Başlangıçta kırık doku oluşu kemik doku oluşumuna göre daha hızlıdır. Kırık doku oluşumu, kırık bölgesinin sonunda bir halka oluşturarak sarar ve böylece kemik sabitlenmiş olur.

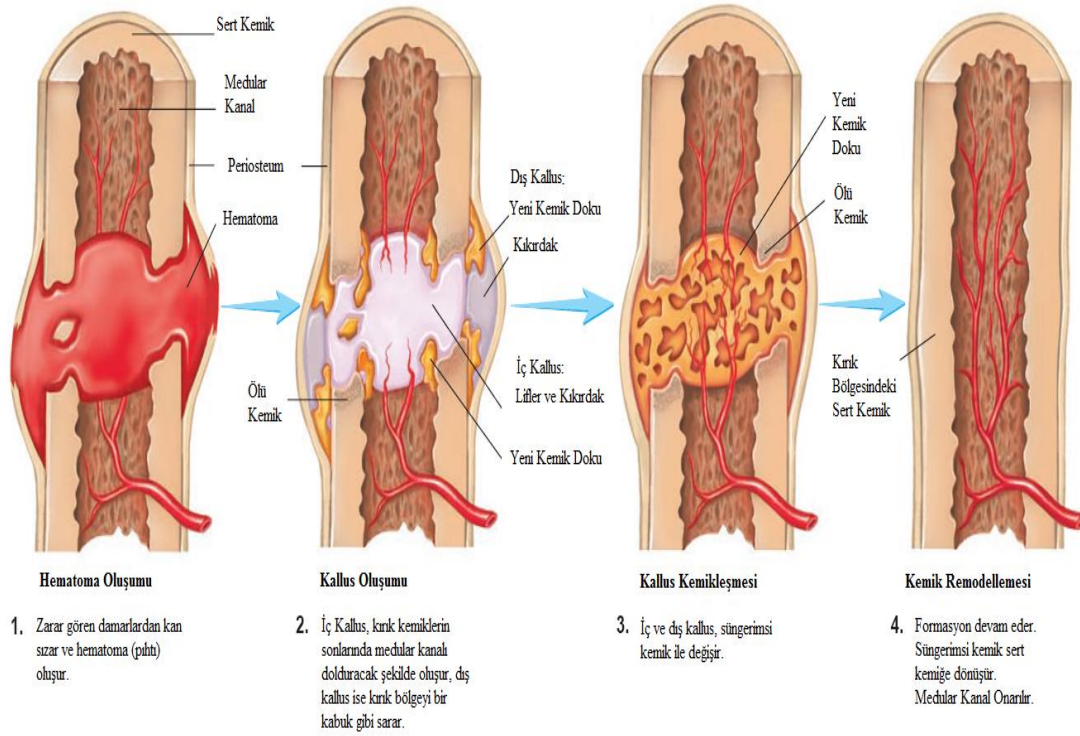
2.6.3 Kallus kemikleşmesi

Kallus oluşuktan sonra, osteoblast hücreleri kırık dokunun içerisine doğru ilerlemeye başlayarak, kemik oluşumunu hızlandırır. Böylece kırık doku, kendisinden daha mukavemetli bir yapıda olan kemik dokuya dönüşmeye başlar. Sonuç olarak kırık ve lifsi yapı yerini süngesimsi kemiğe bırakır. Böylece stabilizasyon kemik boyutuna ulaşmış olur.

2.6.4 Kemik remodellemesi

Süngerimsi kemik dokunun oluşması kemik iyileşmesi açısından yetersiz kabul edilir. Çünkü süngerimsi kemiğin mukavemet kabiliyetleri, sert kemik doku kadar yeterli değildir. Kemik bu aşamada, süngerimsi dokuyu sert dokuya dönüştürmeye çalışarak mukavemet açısından yeterli bir seviyeye ulaşmaya çalışır. Diafiz bölge kırıklarında

medular kanalın onarılması da bu süreç içerisinde gerçekleşir. Remodelleme aşaması, hücreler üzerine binen mekanik etkilerin bir tezahürü olduğundan ötürü, kemik iyileşmesinin en uzun süren aşaması olarak değerlendirilebilir. Bazı vakalarda tam anlamı ile iyileşme 1 yıla kadar uzayabilmektedir. Bu durum yaş ile beraber daha da uzayabilmektedir. Şekil.2.6’de kemik iyileşmesinin safhaları gösterilmiştir.



Şekil 2.6: Kemik iyileşme safhaları [39].

2.7 Kemik Multi Hücreli Ünitesi ve Sistemik Etkileri

Kemikte meydana gelen metabolik faaliyetler, kemik hücreli ünite adı verilen bir prosesin bir bütün olarak çalışması ile gerçekleşmektedir. Bu süreç neticesinde, yıpranmış hidroksiapatit-kolajen lif yapısı tekrar düzenlenmekte ve malzeme yorulması vb. problemler bertaraf edilmektedir.

Bu sürecin başlaması için osteoklast hücrelerinin çoğalması için otositlerden kimyasal sinyaller oluşturulmakta, bu kimyasal sinyaller vasıtasıyla osteoklast başkalaşımı gerçekleşmekte ve olgun bir osteoklast hücresi ile kemik doku parçalama ve emilimi süreci başlamaktadır. Bu süreç içerisinde oluşan yaklaşık malzeme emilimi 40 mikrometre/gün olarak belirtilmiştir. Bu sürecin gerçekleştiğinin tahlili, kanda belirlenen kolajen lif degradasyonu sonucu oluşmuş bileşiklerdir.

Gerçekleşen malzeme emilimi sonucu, osteoklastın yarattığı bozuk düzlem temizleyici hücreler ile temizlenmektedir. Yüzeyin düzenlenmesi sonrasında, yine osteositler ile kontrol edilen bir takım kimyasal süreçler ile osteoblast başkalaşımı meydana gelmekte, oluşan bu osteoblastlar kemik hidroksiapatit ve kolajen liflerinin oluşturulmasını sağlamaktadır. Mevcut ossifikasyon gerçekleşmesi sonrasında bazı osteoblastlar yeni osteositleri ve sınır hat hücrelerini oluşturarak prosesi tamamlamaktadır.

3. KEMİK ADAPTASYONU (KEMİK REMODELLEMESİ)

Kemik dokunun, gelen mekanik etkiler altında içinde bulunduğu medyumunu yeniden Şekillendirmesi davranışı kemik remodellemesi olarak ortaya konmaktadır. İlk defa Julius Wolff tarafından ortaya konan bu davranış, kemiğin mekanik etkiler sonucunda maruz kaldığı mekanik zorlanmaya karşı kendini tekrar yapılandırmasına imkân sağlar. Bu sayede kemik, içinde bulunduğu ortama göre modifikasyondan geçip ortam şartlarına ayak uydurarak bütünlüğünü korumaya çalışır.

Kemik remodellemesi, kemiğin periosteal, endokortikal, trabekular ve intrakortikal yüzeylerinin tamamında görülen bir durumdur. Periostealda daha az olmak üzere bütün bölgelerde remodelleme düzenli olarak devam eder.

Kemik remodelleme davranışı, davranış biçimi olarak iki başlık altında düşünülebilir. Bunlardan ilki stokastik remodelleme olup, daha çok kalsiyum hemeostasis hadisesi içerisinde gerçekleşen daha sistematik remodelleme davranışdır. Stokastik remodelleme durumu, hormonal olarak birçok faktörden etkilenmektedir. Diğer bir remodelleme davranışı ise, hedefe yönelik remodelleme hadisesidir. Hedefe yönelik remodelleme, mekanik yükleme sırasında oluşan yeni ortama karşın kemiğin kendini koruma davranışdır.

Remodelleme, mekanik ve biyolojik uyarının sonucu oluşan karmaşık bir prosestir. Vücut kendi mineral dengesini, metabolik faaliyetlerinin devamlılığını sağlamak amacıyla koruması gerektiğinden, mekanik etkiler sonucu oluşacak etkiye karşı bir geri-besleme sinyal yapısı oluşturmuş, bu şekilde oluşan mekanik etki sonucu bütün minerallerin kemik matrisine girmesi engellenmiştir. Kalsiyum hemeostatisi önceden ayrıntılı olarak açıklanmıştı. Bu çok-yönlü yapısından ötürü remodelleme davranışı farklı düzlemsel uzay ve boyutlarda çalışılmaktadır. Genel olarak yapılan bütün çalışmalar fenomenolojik (sistematik) ve mekanistik anlamda ikiye ayrılabilir.

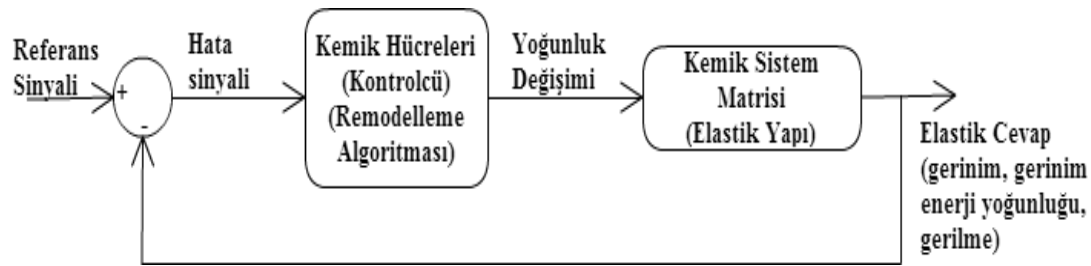
Fenomenistik kavramlar, sistemin karmaşık fizyolojik yapısını modele dâhil etmeksizin, az sayıda parametreler ile çalışarak yapılan modellerdir. Bu modeller sonlu elemanlar yöntemlerine sonradan gömülerek, genel-geçer bir kural ile etkinlikleri

sorgulanmaktadır. Belli bir parametrenin korunması üzerine kurulan hemeostatis modeller (Tuna, 2013, Lin ve diğ., 2010) hasar-tamir prensibi üzerinden hareket eden modelleri (Taylor D. ve Lee T.C., 2003) ve optimum parametrik dağılımı elde etmeye odaklanan modeller (Boyle ve Kim, 2011) başlıca fenomenolojik modelleme yöntemleridir.

Mekanistik modeller ise, fenomenistik modellerin aksine fizyolojik cevapları da değerlendirilmesi gerektiği savunmaktadır. Elde edilen model, hormonal değişimler sonucu osteoblast, osteoklast metabolizmasındaki değişimleri göz önüne alarak hareket etmektedir. Yine de kurulan modellerin büyük oranda fenomenistik olduğu Zadpoor (2012) tarafından belirtilmektedir. Bunun sebebinin kurulan modellerin adi diferansiyel denklem formatında olması, hücreler arası ve moleküler arası iletişimlerin sonucu oluşan biyokimyasal tepkimelerin ihmal edilmesi ve makro boyuttaki mekanik yüklemeler sonucu sinyallerin elde edilememiş olması olarak gösterilmiştir.

Dolayısıyla kemik doku adaptasyonu ağırlıklı olarak fenomenistik boyutta çalışan bir konudur yorumu hatalı olmayacaktır.

Yapılan fenomenolojik kabuller arasında hemeostatis yapı tercih edildiğinde, kurulan matematiksel model, tanımlanan mekanik parametreyi belli bir değerde tutmaya çalışır. Bu şekilde elde bulunan morfolojik yapı dâhilinde kemik yoğunluğunu geometri içerisine dağıtmaktadır. Tanımlanan malzeme özellikleri (Young modülü, trabekular geçirgenlik, porosite) de yoğunluğa bağlı olarak değiştiklerinden ötürü, bir sonraki çevrim için revize edilmiş mekanik kabiliyet elde edilmiş olur. Bu tip remodelleme algoritmasının çalışma esası, Şekil 3.1 ile ortaya konmuştur.



Şekil 3.1: Strain enerji yoğunluğuna bağlı olarak ortaya konan remodelleme prensibi.

Kemik adaptasyon modelinin elde edilmesi, prensipte 5 ana basamaktan oluşturulmaktadır. Bunlar kemik adaptasyon modelinin elde edilmesi, modelin parametrelerinin belirlenmesi, kemik anatomisinin elde edilmesi, kemik yoğunluk dağılımının elde edilmesi ve yüklemidir. Bu prensipler Zadpoor(2013) tarafından

ortaya konmaktadır. Bu basamakların gerçekleştirilmesi esnasında yapılan işlemler Çizelge 3.1 ile verilmektedir.

Çizelge 3.1: Kemik adaptasyon modelindeki basamaklar ve özellikleri.

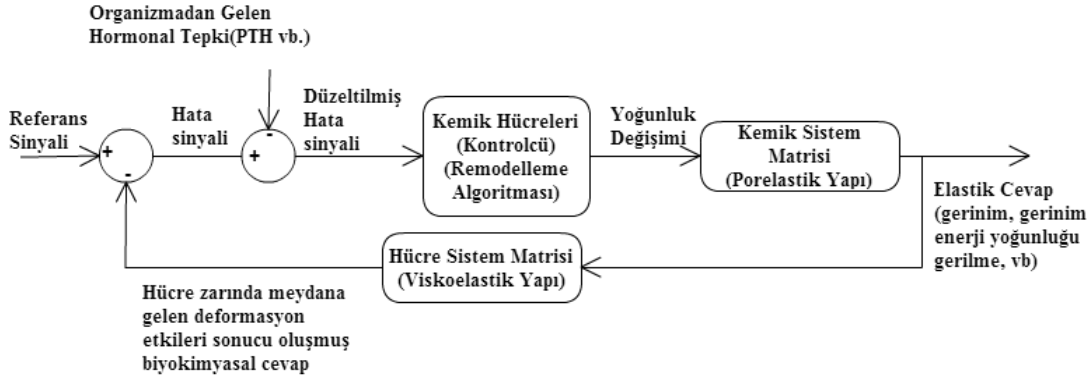
Basamak	Niteliği	Ölçüm Yöntemi	Ölçümün Zorluğu	Matematiksel Model
Adaptasyon Modeli	Matematiksel fonksiyon ve denklemler	-	-	Deterministik Matematiksel Modeller
Adaptasyon modeli parametreleri	Farklı boyutlarla ifade edilen parametreler	Doğrudan ve dolaylı yöntemler	Miktarına göre değişken	-
Kemik Anatomisi	Yüzeyler, noktalarla elde edilen 3B Yapı	Görüntüleme Teknolojisi (CT, MRI)	Kolay	İstatiksel Şekillendirme Modelleri
Kemik Yoğunluk Dağılımı veya trabekular yapı	Kemik Yoğunluğu dağılımı	CT, DEXA	Kolay	İstatiksel Şekillendirme Modelleri
Kemik Yükleme	Eklem ve Kas Kuvvetleri	Yerleştirilmiş İmplantlar	Zor veya imkânsız	Kas-iskelet modelleri

Hasar-onarım kabulü, kemiğin remodelleme davranışı göstermesinde ortaya atılan bir diğer modeldir. Kas-iskelet modellerinden kaynaklanan çatlaklar belli bir hasar parametresini geçmesi durumunda, adaptasyon modelleri devreye girerek çatlak oluşan bölgelerin yoğunluğu artırılması suretiyle onarma gerçekleştirilmiş olur. Prendergast ve Taylor (1994) deklare ettiği modelde, mikrokırıklar sonucu oluşan osteositik bağlantıların koptuğundan bahsetmiştir. Bu kopmalar sonucu, bölgedeki osteositin öldüğünü, bu sebeple de normalde oluşturulan biyokimyasal sinyalin o bölgede oluşmadığını belirlemişlerdir. Bu noksanlık sonucunda da hücrelerin kırık bölgesini fark ederek onarma eğilimine geçtiği sonuç olarak ortaya konmuştur.

Optimize kemik yapısının eldesinin amaçlandığı yönündeki kabuller, kemiğin minimum kütle ve maksimum rijitlik sağlama prensibi ile kendini Şekillendirdiği kabulüne dayandırılmaktadır. Bu konuda yapılan topoloji optimizasyonu çalışmalarına Boyle ve Kim (2011) çalışması 3B düzlemde topoloji optimizasyonunun sonuçlarını görmede etkilidir.

Bu faktörlerin haricinde önerilmiş olan mekanistik yaklaşımlar, fenomenistik modellere dâhil edilerek daha ayrıntılı yaklaşımlar elde edilebilmektedir. Bu sayede çeşitli fizyolojik cevaplar da modele dâhil edilmiştir. Zadpoor (2012) yaptığı derlemede Huiskes ve takım arkadaşlarının çalışmalarını incelemiştir. Buna göre osteosit iletişimleri, osteoblast ve osteoklast aktivasyon miktarları gibi biyolojik faktörleri de dâhil ederek yapılan çalışmaları tanıtmıştır.

Hemeostatis modeller sistemi en basit formunda, bir çıkış, bir giriş ve ortak transfer fonksiyonun olacağı bazında değerlendirip, bir geri-besleme sinyalinin üretilmesi noktasında yoğunluğun değişimini bir kontrol sinyali olarak oluşturan sistemler bütünü olarak da düşünülebilir. Böyle düşünüldüğünde hemeostatik modeller Şekil 3.2’te gösterildiği gibi ifade edilebilir.



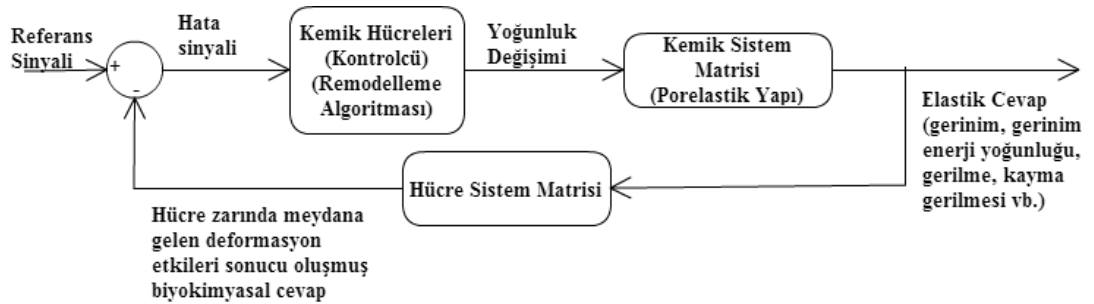
Şekil 3.2: Hemeostatik remodelleme davranışının blok diyagramı.

Kurulan birçok modelde mekanistik yaklaşımdan uzak durmak adına hormonal etkileşimden uzak durulur. Mevcut biyokimyasal şartların korunduğu varsayımı ile hareket edilir. Kemik aynı zamanda viskoelastik özellikler de gösterir. Fakat düşük strain değerlerinde etkiler çok küçük olduğu için bu özellik ihmal edilir. Nitekim Cristofonoli ve diğerleri (2010) yaptıkları çalışmada viskoelastik etkilerin belirgin bir şekilde görülmediğine dem vurmuştur.

Kemik matrisinin hidroksiapatit ve kolajen liflerin dağılımları ile oluştuğu bilinmektedir. Laminer kemikte kolajen lifler düzenli ve belli bir doğrultuda gitmesi

kemiğin isotropik olmayan malzeme özellikleri göstermesine sebep olur. Kutulan modellerde algoritmanın sınanması en başta baz alındığından, isotropik malzeme dağılım kabulü ile hareket edilmektedir. Lin K. Ve diğerleri (2008)'tarafından yapılan çalışma, böyle bir yaklaşıma örnek olarak verilebilir.

Remodelleme davranışının hemeostatis olarak incelenmesi, bu ana kadar hep kuasi-statik formda olmuştur. Bu sebeple atalet etkileri yok sayılmakta, buna göre işlemler yapılmaktadır. Sistemin kuasi-statik olması sebebiyle elastik formda incelenmesini mümkün kılmıştır. Sabit yüklemeler altında bırakılarak çalıştırılan modeller, her ne kadar gerçekçi sonuçlar verse de, ortaya çıkan bazı fenomenlere cevap veremez duruma gelmiştir. Düşük genlik, yüksek frekanslı sinyallerin kemik iyileşmesine tesirinin olması, frekanslarda lineer bir regresyon sunmaması, daha ayrıntılı bir araştırmayı mecbur bırakmaktadır. Özellikle hücre zarında meydana gelen kayma gerilmesi sebebiyle hücrenin biyokimyasal veri ürettiği yönündeki hücre içi izyolları, kayma gerilmesinin yeni bir kemik adaptasyon modeli kurulabilmesi açısından iyi bir potansiyel sunmaktadır. Poroelastik yapıda, gözenekler arası akışkanın vereceği cevabın incelenmesi suretiyle lakuna ve kanalikulide oluşan akışkan davranışının anlaşılması sonucunda, bu yönde bir model kurulması mümkün olacaktır. Weinbaum ve diğ. (1994) tarafından kurulan model kullanılarak Kameo ve diğ. (2012) tarafından yapılmış çalışma Şekil 3.3 ile gösterilebilir.



Şekil 3.3: Kayma gerilmesine göre kurulan kemik adaptasyon modeli.

Kayma gerilmesinin oluşmasında iki farklı bölge düşünülebilir. Bunlardan ilki, osteonlar arası interstitial sıvının osteoblastlar üzerinde yarattığı kayma gerilmesidir. Ötekisi ise, hidroksiapatit matris içerisine gömülmüş osteositlerin lakuna ve kanalikulileri içerisinde bulunan sıvının osteosit zarında oluşturacağı kayma gerilmesidir. Bu iki kayma gerilmesi için iki farklı analitik model kurulmuştur.

4. TİTREŞİM ANALİZİNİN TEORİK ALTYAPISI

Titreşim problemi, herhangi bir mühendislik uygulamasında çokça kendini gösteren bir fenomen olarak, büyük hasarların müdebbiri, tasarım koşullarının olmazsa olmaz limitlerinden biridir. Rotordinamik mekanizmalardaki denge problemleri, sürekli elastik yapılarda mod şekilleri ve doğal frekans problemi, araç ve cihazlarda konfor-emniyet kıstasları, gürültü günlük hayatta sıklıkla karşılan başlıca titreşim problemleri olarak görülebilir. Bu sebeple, problemin anlaşılabilmesi için çok çeşitli yöntemler geliştirilmiştir.

Teorik yaklaşımların geliştirilmesi ile deneysel olarak elde edilen verilerin yorumlanabilmesi mümkün olmuş, bu sayede problem manipüle edilebilir bir forma ulaşmıştır. Bu teoriler ile tekrar yorumlanarak elde edilmiş deneysel yöntemler ile titreşim fenomeninin birçok örneği rahatlıkla analiz edilebilir olmuştur. Bu tarz yöntemlerin uygulanması sonucunda

- Yapının frekansa bağlı olarak gösterdiği mekanik davranış anlaşılması,
- Birçok kabule dayalı olarak kurulan teorik modellerin çalışıp çalışmadığı test edilmesi,
- Sistemin dinamik yükleme altındaki sönüm kapasitesi, ömür ve sürtünme gibi malzeme özellikleri elde edilmesi,

Mümkün olmaktadır.

Geliştirilmiş deneysel titreşim analiz yöntemlerinden modal analiz, Ewins D.J. (2000) 'in tanımına göre, yapıların dinamik ve titreşim davranışını matematiksel olarak ifade edilmek amaçlı geliştirilmiş deney proseslerinin tamamıdır. Bu durum, yapıların doğal frekans ve sönüm oranlarını elde ederek, kütle-yay-sönüm modeline ulaşmak şeklinde ortaya konabilir.

Modal analiz testleri genel itibari 6 farklı problemin tetkiki amacıyla uygulanmaktadır.

Bu problemler arasında en yaygın olarak uygulanan sonlu elemanlar modelinin doğrulanması çalışmasıdır. Sonlu elemanlar modelinde kurulan esasında numerik model, çalıştırıldığında yapılan lineerleştirme kabulleri çerçevesinde belli bir oranda

hata vermektedir. Bu hataları ortaya koyup daha detaylı bir sonlu elemanlar modeli ile istenen hassasiyette sonlu elemanlar modelinin oluşturulması mümkün olmaktadır. Bu sayede çok sayıda teste ihtiyaç duyulmaksızın sistemlerin hızlı bir şekilde tasarlanabilmesi mümkün olur. Sonlu elemanlar modeli ile elde edilmiş mod şekillerinin, deneysel mod şekilleri ile karşılaştırılması sonucunda elde edilen tutarlılık testleri ile bu tarz uygulamalar uygulanmakta ve sonlu elemanlar modelinin geliştirilmesi mümkün olmaktadır.

Bir diğer uygulama problemi ise teorik modellerin test edilmesidir. Titreşim problemleri adına geliştirilen teoriler ile analitik olarak çözümleme yapmak mümkün hale gelmektedir. Kurulan bu matematiksel modellerin vereceği modal cevap ile ölçümler ile elde edilen modal cevaplar eğer tutarlı çıkarsa, kurulan matematiksel modellerin tutarlılığından bahsetmek mümkün olur.

Tasarlanan bazı sistemler, sonrasında aparat ekleme çıkarma yapılabilir şekilde hazırlanmaktadır. Eklenen aparatın sistemin titreşim davranışını nasıl değiştirdiğine yönelik yapılan çalışmalar ile sistemin o aparata karşı, çalışma koşulları altındaki emniyeti test edilmiş olur. Eklenen her kütlenin bağ koşulları altında sistemin dinamik davranışını değiştireceği malum bir bilgidir. Bu sebeple bunun tetkik edilmesi bu tarz sistemlerin emniyet kararının verilebilmesi için önem arz eder.

Katı yapılarının kütle-rijitlik-sönüm özelliklerine göre dinamik davranışının değişiminin öğrenilmesi bazı sistemler için gerekmektedir. Yalnız sisteme ait özellikler değil, sistemin içerisinde bulunduğu ortamın yoğunluğuna bağlı olarak da dinamik davranışları değişebilmektedir. Bu durumda, değişen fiziksel koşullar karşısında sistemin davranışının bilinmesi amacıyla modal analiz uygulamaları yapılmaktadır. Bu duruma örnek olarak verilebilecek kemik, mekanik etkiler karşısında fiziksel özelliklerini, yoğunluğunu arttırmak suretiyle değiştirmektedir. Hali hazırda ortaya konmuştur ki kemik, adaptasyonu esnasında yoğunluk artışına gitmekte, sonuç olarak aynı zamanda elastikiyetinde de değişim meydana gelmektedir. Young modülü ile kayma modülünün değişmesi sonucu mekanik etkilere karşı vereceği cevap hepten değişmektedir. Hidroksiapatit matris içine dağılmış kolajen protein liflerinin yönelimlerinin bu duruma etkisi büyüktür.

Modal analizin uygulanması esnasında, ölçümlerde elde edilen veri çeşitli veri işleme yöntemlerinden geçirilmekte ve daha ‘temiz’ bir veriye ulaşılmaktadır. Elektromanyetik etkileşim, rüzgâr, transdüserlerin eksenindeki belli bir açılardaki

sapma vb. faktörler ölçümün gürültü çıkmasına sebep olmaktadır. Bu ham verinin işlenmesi amacıyla geliştirilmiş yeni yöntemlerin test edilmesi ve bu yeni yöntemlere özel olarak geliştirilmiş çeşitli eğri uydurma yöntemlerinin uygulanabilirliğinin gösterilmesi amacıyla modal analiz ölçümleri alınabilmektedir.

4.1 Tek Serbestlik Dereceli Sönümsüz Sistemin Serbest Titreşim Hareketi

En basit formda bir mekanik sistem ele alındığında, sistemin hareket denklemini

$$m\ddot{x} + kx = 0 \quad (4.1)$$

Şeklinde elde edilmektedir. Bu diferansiyel denklemin $x=Asin(st-\phi)$ şartına göre çözülmesi sonucu

$$(k - s^2m)x = 0 \quad (4.2)$$

Elde edilmektedir. Burada trivial çözüme ulaşmamak için $x \neq 0$ olmak durumundadır. O halde çözüm

$$\omega_n = s = \sqrt{\frac{k}{m}} \quad (4.3)$$

Olarak rahatlıkla elde edilebilir. Burada elde edilen s değeri, bu basit mekanik sistemin serbest sönümsüz titreşim hareketinin cevabı olarak düşünülebilir. Elde edilen bu cevap ise, sistemin dış etkenlerden bağımsız olmak üzere bir bütün halinde verdiği cevap olduğundan ötürü ‘doğal frekans’ olarak adlandırılması literatürde yüzyıllardır uygun görülmüştür ve ‘natural’ kelimesine atıfta bulunarak ω_n olarak gösterilir.

4.2 Tek Serbestlik Dereceli Sönümlü Bir Sistemin Titreşim Hareketinin İncelenmesi

Sistemin frekansa karşı cevabının aranması amacıyla geliştirmiş en temel lineer model tek serbestlik dereceli viskoz sönümlü sistemlerdir. Sistemin diferansiyel denklemi

$$m\ddot{x} + c\dot{x} + kx = f(t) \quad (4.4)$$

şeklinde gösterilebilir. Zorlanmış titreşim sonucunda kalıcı durum cevabında görülecek genliğin kuvvete oranı ise,

$$\frac{X_0}{F_0} = \frac{1}{(k - \omega^2m) + ic\omega} \quad (4.5)$$

olarak verilebilir. Burada, birim kuvvete karşı elde edilen yer değişimi miktarı reseptans olarak adlandırılır. α ile reseptansı ifade edelim. Sistemin katı histerisi cinsinden incelenmesi esnasındaysa $d = c\omega$ denerek

$$\alpha(\omega) = \frac{1}{(k - \omega^2 m) + id} \quad (4.6)$$

ve k ile bölünerek frekansa bağlı bir ifadenin elde edilmesi için düzenleme yapıldığında

$$\eta = \frac{d}{k} = \frac{c\omega}{k} = \frac{2m\omega_n \xi \omega}{k} = 2\xi \frac{\omega}{\omega_n} \quad (4.7)$$

kayıp faktörü olarak adlandırılan η elde edilmiş olur. Şimdi, daha sade bir görüntüye ulaşabilmek için $\alpha(\omega)$ fonksiyonunun pay ve paydasını kütleyle bölünsün. Bu durumda

$$\frac{d}{m} = \frac{c\omega}{m} = 2\omega_n \xi \omega \quad (4.8)$$

olur. Kayıp faktörü cinsinden bu ifade tekrar düzenlenirse,

$$\frac{d}{m} = \eta \omega_n^2 \quad (4.9)$$

ifadesine ulaşılır. Bu ifadeye göre reseptans eşitliği düzenlenecek olursa,

$$\alpha(\omega) = \frac{1/m}{(\omega_n^2 - \omega^2) + i\eta \omega_n^2} \quad (4.10)$$

şeklindeki ifadeye ulaşılmış olur.

4.3 Çok Serbestlik Dereceli Sönümsüz Sistemlerin Titreşim Hareketinin İncelenmesi

Çok serbestlik dereceli sönümsüz bir sistemin hareket denklemleri matris formatında yazılmak istendiğinde aşağıdaki

$$[M]\{\ddot{x}\} + [K]\{x\} = 0 \quad (4.11)$$

formda ifade edilebilir. Sistemin periyodik bir cevap vereceğini bilindiğine göre, buna göre bir çözüm önerisinin sunulması ile lineer denklem takımı,

$$(-[\omega_r^2][M] + [K])\{x\} = 0 \quad (4.12)$$

Şeklinde ifade edilebilir. Burada denklemin çözümünün bayağı çözüm olmaması için $\{x\} \neq 0$ olmak durumundadır. O halde,

$$\det|[K] - [\omega_r^2][M]| = 0 \quad (4.13)$$

determinantının sağlanması gerekmektedir. Bu ise genel özdeğer problemi olarak ifade edilen matematiksel forma, analizi dönüştürmüş olur. Bu problemin sonucunda elde edilen özdeğerler sistemin doğal frekans cevabını, bu doğal frekans cevabı sonucu görülen her bir özvektör de mod şekli olarak isimlendirilir. Bu özvektörler şimdi $\{\psi\}$ olarak gösterilsin.

Özvektörlerin oluşu, sistemin ortogonalite şartının incelenmesi konusunda dikkat çeker. Ortogonalite şartı, sistemin bütün köklerinin birbirine ayrık biçimde olacağını gösterir. Bu durum, sistemin homojen bir biçimde köklerinin birbirlerinden etkilenmeksizin bulunabileceğini göstermektedir. Dolayısıyla, sistemin her bir kökü, yani özdeğerleri, kendine özgü bir hareket biçimi göstermektedir. Sistemin ortogonal olması durumunda sistemin özvektörleri, ayrık birer vektör olarak davranırlar. Mekanik sistemlerde mod şekili olarak adlandırılan bu olgu,

$$\{\psi_i\}^T \{\psi_j\} = 0 \quad i \neq j \quad (4.14)$$

$$\{\psi_i\}^T \{\psi_j\} \neq 0 \quad i = j \quad (4.15)$$

sonuca kendiliğinden ulaşır. Bu durum yukarıda bahsi geçen bağımsızlığı göstermektedir.

Sistemlerde genelleştirilmiş koordinatlarının seçimi en ideal biçimde seçilebilseydi, o halde sistem ne statik bağlı, ne de dinamik bağlı olacaktı. Dolayısıyla sistemin hareket denklemleri

$$m_r \ddot{q}_r + k_r q_r = 0 \quad (4.16)$$

şeklinde yazılabilecekti. Fakat sistemler incelenirken hareket denklemleri nasıl kolay çıkarılabiliyorsa öyle seçilmek durumundadır. Burada q_r ifadesi mod şekline uygun yazılmış genelleştirilmiş koordinatı gösterebilir. Genel ifadeyi bulmak için $\{q\}$ şeklinde koordinatlar takımını vektör olarak yazılsın ve $\{x\}$ vektörü, bu vektöre bağlı olarak yazılsın. Bu durumda

$$\{x\} = [\psi]\{q\} \quad (4.17)$$

şeklinde ifadeye ulaşmak mümkündür. Bu ifade hareket denklemlerinde yerlerine yazılırsa ve ortogonalite şartına ulaşmak amacıyla soldan $[\psi]^T$ ile çarpılırsa

$$[\psi]^T [M] [\psi] \{\ddot{q}\} + [\psi]^T [K] [\psi] \{q\} = 0 \quad (4.18)$$

elde edilir. Buradaki

$$[\psi]^T [M] [\psi] = [m_r] \quad (4.19)$$

$$[\psi]^T [K] [\psi] = [k_r] \quad (4.20)$$

şeklinde ifade edilebilir. Modal Matris, kütleye göre normalize edilsin ve $[\Phi]$ ile ifade edilsin. Bu durumda yukarıdaki ifadeler,

$$[\Phi]^T [M] [\Phi] = [I] \quad (4.21)$$

$$[\Phi]^T [K] [\Phi] = [\omega_r^2] \quad (4.22)$$

şekline dönüşür. Bu şekilde hareket denklemini tanımlandığında ortaya çıkacak ifade, her r değeri için

$$\ddot{q}_r + \omega_r^2 q_r = 0 \quad (4.23)$$

biçiminde olur.

4.4 Çok Serbestlik Dereceli Viskoz Sönümlü Sistemlerin Titreşim Hareketinin İncelenmesi

Çok serbestlik dereceli bir sistemin hareket denklemleri matris formatında yazılmak istendiğinde aşağıdaki

$$[M]\{\ddot{x}\} + [C]\{\dot{x}\} + [K]\{x\} = \{F\} \quad (4.24)$$

formda ifade edilebilir. Bu ifadenin $\{x\}$ 'e göre çözümünü arandığında lineer denklem takımı

$$([M]\omega^2 + i[C]\delta + [K])\{x\} = \{F\} \quad (4.25)$$

görülür. $[C]\delta = [D]$ olarak ifade edilsin. Bu halde denklemler düzenlenirse,

$$(-[M]\omega^2 + i[D] + [K])\{x\} = \{F\} \quad (4.26)$$

olur. Kütleye göre normalize edilmiş modal matris üzerinden ortogonalite şartı uygulanırsa,

$$(-[\Phi]^T [M] [\Phi] \omega^2 + i[\Phi]^T [D] [\Phi] + [\Phi]^T [K] [\Phi])\{x\} = [\Phi]^T \{F\} [\Phi] \quad (4.27)$$

$$(-[I]\omega^2 + i[\eta_r\omega_r^2] + [\omega_r^2])\{x\} = [\Phi]^T\{F\}[\Phi] \quad (4.28)$$

$$\{x\} = (-[I]\omega^2 + i[\eta_r\omega_r^2] + [\omega_r^2])^{-1}[\Phi]^T\{F\}[\Phi] \quad (4.29)$$

olarak elde edilir. Bu ifade polinomal formda yazıldığında ve düzenlendiğinde elde edilecek reseptans ifadesi,

$$\alpha_{jk}(\omega) = \frac{x_j}{F_k} = \sum_{r=1}^{\infty} \frac{\phi_{jr}\phi_{kr}}{(\omega_r^2 - \omega^2) + i\eta_r\omega_r^2} \quad (4.30)$$

şeklinde karşılaşılr.

Modal analiz esnasında, yapıların kayıp faktörlerini bulurken test esnasında belli bir ayırıklaştırma işlemi yapılarak sonlu sayıda noktadan ölçüm alınmaktadır. Bu sebeple sonlu sayıda mod şeklini görebilmek mümkündür. Bu sebeple, reseptans ifadesi,

$$\alpha_{jk}(\omega) = \frac{x_j}{F_k} = \sum_{r=1}^n \frac{\phi_{jr}\phi_{kr}}{(\omega_r^2 - \omega^2) + i\eta_r\omega_r^2} + rB_{jk} \quad (4.31)$$

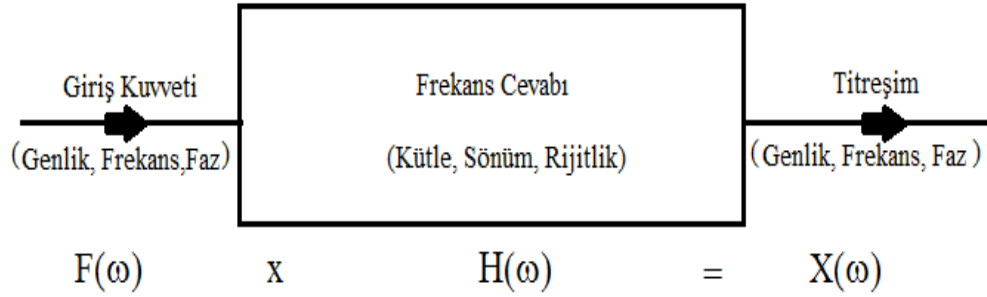
olarak ifade edilir ki pratikte uygulanabilir olsun. Bu denklem takımında, çok büyük modların etkileri, sistemin davranışını değiştirmeyeceği sonucuna varılır. Bu sebeple kabul sonucu oluşturulmuş rB_{jk} parametresi ihmal edilerek,

$$\alpha_{jk}(\omega) = \frac{x_j}{F_k} = \sum_{r=1}^n \frac{\phi_{jr}\phi_{kr}}{(\omega_r^2 - \omega^2) + i\eta_r\omega_r^2} \quad (4.32)$$

şeklinde sistem sonlu mod sayısına bağlı olarak tanımlanabilmiş olur.

5. MODAL ANALİZ YÖNTEMLERİ

Modal Analiz, katı cisimlerin dinamik karakteristiklerini veren güçlü bir yöntemdir. Dinamik karakteristikler doğal frekans, sönüm katsayısı ve mod şeklidir. Yapılar, dinamik bir zorlamaya maruz kaldıklarında, sahip oldukları ataletten ötürü, yüklemeye karşı gösterecekleri cevapları değişmektedir. Rezonans olarak tabir edilen noktalarda yapıların statik yük taşıma kabiliyetleri, atalet kuvvetleri sebebi ile ekarte olmakta, sistemin yük taşıma kabiliyetleri histerisi ile sınırlanmaktadır. Bu sebeple dinamik yüklenme koşullarına maruz kalan yapılarda frekans değerlerine göre göstereceği cevapların Şekil.5.1 sistemin çözülmesi gösterilmiştir. [12]



Şekil 5.1: Transfer fonksiyonunun eldesi.

Bunun sonucunda sistemin transfer fonksiyonu,

$$H(\omega) = \frac{X(\omega)}{F(\omega)} \quad (5.1)$$

olarak tanımlanabilir. Bu ifade de tekrar düzenlenip, her bir frekans ve noktalar cinsinden yazılmak istendiğinde, sistemin aslında sistemin esneklik tesir katsayısını tanımlamaktadır.

$$H(\omega) = [\alpha_{jk}] \quad (5.2)$$

şekli ile bu durum tanımlanır. α_{jk} k noktasında uygulanan tahrik kuvvetine karşın j de oluşan deplasmanı tanımlar o da

$$\alpha_{jk} = \frac{x_j}{F_k} \quad (5.3)$$

şeklinde gösterilebilir. Bu ifadenin frekans cinsinden yazılması sonucunda

$$\alpha(\omega) = \sum_{r=1}^n \frac{\phi_{jr}\phi_{kr}}{\omega_r^2 - \omega^2 + i\eta_r\omega_r^2} \quad (5.4)$$

tanımlanabilir olduğunu teorik kısımda izah edilmişti. Ölçüm sonucu elde edilmiş esneklik tesir katsayısı verisinin, analiz edilerek, sonuçta doğal frekans, sönüm oranı ve modal çarpanların elde edilmesi işlemleri, modal analiz prosedürünün amaç ve doğrultusunu yansıtmaktadır. Bu parametreler kullanılarak, incelenen yapının doğal frekansı, yapısal bütünlük ve yapının titreşim karşısında göstereceği modal çarpanlar elde edilmiş olmaktadır.

Modal analiz yöntemleri, zamana ve frekansa bağlı olarak gerçekleştirilebilmektedir. Zamana bağlı gerçekleştirilen modal analiz daha çok eğri uydurma yöntemlerinin bir tezahürü şeklinde kendini göstermektedir. Buna karşın frekansa bağlı olarak gerçekleştirilen modal analiz yöntemi, meydana gelen eğrinin değişimini etkileyen parametrelerin elde edilmesi şeklinde uygulanmaktadır. Zamana bağlı çözümlemeler, darbe cevap fonksiyonunun yorumlanması şeklinde elde edilmektedir.

Eğri uydurma yöntemleri de kendi içerisinde, yalnızca tek bir mod pozisyonuna göre mi, yoksa aynı anda birden fazla mod pozisyonuna göre mi analiz yaptığı yönünde iki farklı kategoride incelenmektedir. Bunlar tek serbestlik derecesine göre çözümleme (SDOF) yöntemleri veya çok serbestlik derecesinde (MDOF) çözümleme yöntemleri olarak iki farklı tanımlama ile ayrıştırılabilir. MDOF yöntemleri her bir rezonans tepesinin ayrı ayrı modellenmesi şeklindeyken, MDOF yönteminde, bütün frekans cevap fonksiyonunun aynı anda incelenmesi ve bu eğriye en uygun eğrinin bir seferde elde edilmesi yöntemleridir.

Bir diğer modal analiz gruplandırma yöntemi ise, ölçümün nasıl alındığı ile ilgili ortaya konan gruplandırmadır. En temel ölçüm stili tek tahrik giriş sinyalinin olduğu ve sonuç olarak tek hareket çıkış sinyalinin alındığı ölçüm stilidir. Şekil 1’de giriş ve çıkışın ne olduğu önceden izah edilmişti. Bu yöntem, kullanımı dahilinde SISO olarak da ifade edilmektedir. Bir diğer ölçüm yöntemi ise, tek bir giriş sinyalinin olduğu, buna karşın çok noktadan aynı anda ölçüm alındığı için, çok çıkış sinyalinin mevcut olduğu yöntemidir. Bu yöntem de SIMO olarak sıklıkla anılmaktadır. Son ölçüm tipi ise, hem tahrik giriş sinyalinin, hem de hareket çıkış sinyalinin birden fazla olduğu ölçüm tipidir. Bu tarz ölçümler de MIMO ölçüm olarak anılmakta ve kullanılmaktadır.

5.1 Kuasi Faktör Yöntemi

Ölçüm esnasında bir nokta pivot olarak seçilmekte, aynı noktadan hem tahrik verilip hem de ölçüm alınmaktadır. Rezonans noktasında ölçüm alındığı esnada sönümü belirlemek için kuasi-faktör yöntemi uygulanır. Yöntemde tepe noktası değeri $|\hat{H}|$ ise, $|\hat{H}|/\sqrt{2}$ kadar azalmaya tabii noktası seçilir, buradaki frekanslar ω_1 ve ω_2 ise sönüm oranı

$$\eta_2 = \frac{|\omega_1 - \omega_2|}{\omega_r} \quad (5.5)$$

olarak elde edilir. Ardından pivot modal hareket büyüklüğü

$$|\hat{H}| = \frac{\phi_{jr}^2}{\omega_r^2 \eta_r} \quad (5.6)$$

$$\phi_{jr} = \sqrt{i|\hat{H}|\omega_r^2 \eta_r} \quad (j = k) \quad (5.7)$$

$$\phi_{kr} = \frac{i\hat{H}\omega_r^2 \eta_r}{\phi_{jr}} \quad (j \neq k) \quad (5.8)$$

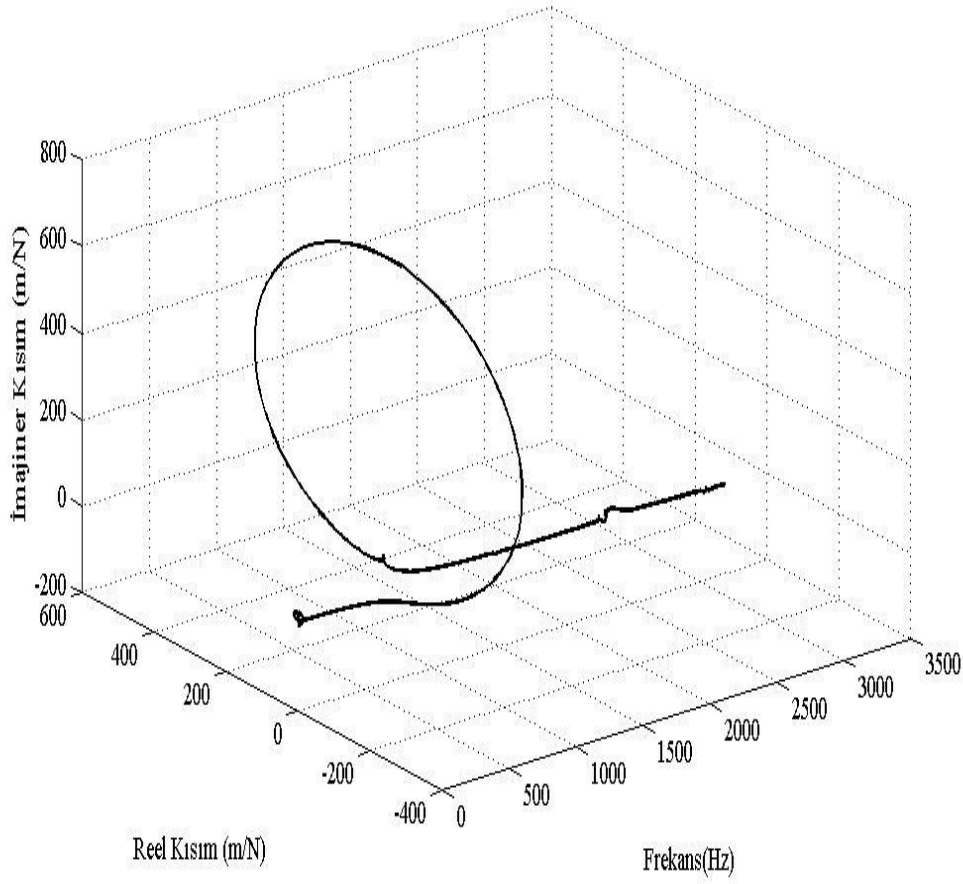
ile elde edilir [12].

5.2 Circle Fit (Çember Oturtma) Yöntemi

Dinamik sistemlerin frekans cevap fonksiyonları incelendiğinde, rezonans bölgesinde karmaşık sayı yapısından kaynaklı olarak bir çember oluşumu meydana gelmektedir. İdeal frekans cevaplarında, rezonansa doğru yaklaştıkça gerçek sayılar 0'a doğru ilerlemekte, buna karşın da sanal sayı, mevcudiyetini korumaktadır. Şekil 5.2'de frekansa bağlı olarak bir frekans cevap fonksiyonunun gerçek ve sanal sayı ekseninde oluşturduğu örnek bir eğri resmedilmiştir. Elde edilen bu grafik değerlendirilirken, mutlak değeri elde edilmektedir. Bu da, frekans ve büyüklüğe bağlı olarak çizilebilen bir tablonun eldesini mümkün kılar. Ayrıca tepe noktaları arasındaki büyüklük farkı çok olmasından ötürü desibel karşılıkları elde edilerek bu şekiller elde edilir.

Oluşturulan bu çember, modal çarpanlara bağlı olarak çizildiğine göre, bu çemberin yorumlanması sonucunda, modal çarpanları elde etmek de mümkündür. Bu yorumlama işlemine (5.4) denklemi düzenlenerek başlansın. Düzenleme sonucunda

Frekans Cevap Fonksiyonunun Frekansa Bağlı Olarak Kompleks Eksende Gösterimi



Şekil 5.2: Frekans cevap fonksiyonunun kompleks eksende frekansa bağlı gösterimi.

rA_{jk} ifadesi, oransal karşılık olarak mevcut bulunduğundan, şu anki analiz için ideal koşullarında 1'e eşittir densin. Bunun sonucunda aşağıdaki (5.10) denkleminde gelir.

$$\alpha(\omega) = \frac{1}{\omega_r^2(1 - \omega^2/\omega_r^2) + i\eta_r} \quad (5.9)$$

bu ifadedeki karmaşık sayılar, eşlenikleri ile çarpılırsa,

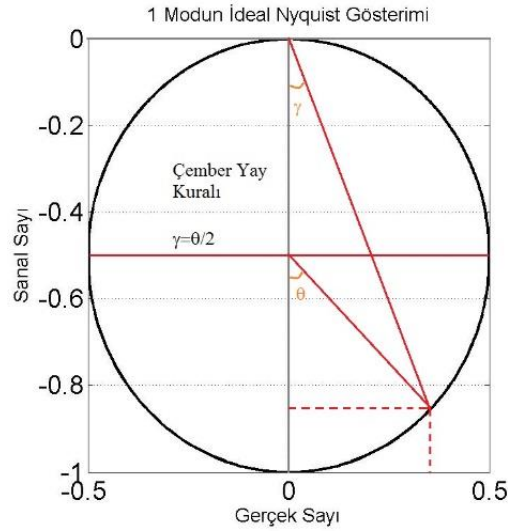
$$\alpha(\omega) = \frac{(1 - \omega^2/\omega_r^2) - i\eta_r}{\omega_r^2[(1 - \omega^2/\omega_r^2)^2 + \eta_r^2]} \quad (5.10)$$

elde edilir. Bu ifadedeki gerçekte ve sanal sayılar ise,

$$Re(\alpha(\omega)) = \frac{(1 - \omega^2/\omega_r^2)}{\omega_r^2[(1 - \omega^2/\omega_r^2)^2 + \eta_r^2]} \quad (5.11)$$

$$Im(\alpha(\omega)) = \frac{-i\eta_r}{\omega_r^2[(1 - \omega^2/\omega_r^2)^2 + \eta_r^2]} \quad (5.12)$$

şeklinde yazılırsa ve karmaşık eksende grafiğe dökersek Şekil 5.3 elde edilir.



Şekil 5.3: Nyquist çemberi açısı ile faz açısı arasındaki ilişki[12].

Bu grafiğe göre, sistemin faz cevabını elde etmemiz durumunda,

$$\tan(90 - \gamma) = \frac{-\eta_r}{1 - (\omega/\omega_r)^2} \quad (5.13)$$

ifadesine ulaşılır. Şekil 4.3'te belirtildiği üzere, buradaki çember-yay ilişkisini kullanmak amacıyla bu cevabı, aşağıdaki gibi manipüle edilmek istensin ve sönüm kayıp faktörünü bulunmak istendiğinde, işlem kolaylığı sağlamak amacıyla paydaya alınsın. Ayrıca negatif ifadeden kurtulmak için ifadenin mutlak değeri alınsın. O halde denklemler

$$\left| \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \right| = \frac{|1 - (\omega/\omega_r)^2|}{\eta_r} \quad (5.14)$$

şeklinde elde edilmiş olur. Bu şekilde, çemberdeki açı değişimine bağlı olarak kayıp faktörünü elde etmek mümkün hale gelir. Rezonans altı bölgeden ve rezonans üstü bölgeden iki nokta seçilsin ve bu noktalar ω_b ve ω_a olarak isimlendirilsin. Bu açı değerleri $\omega_b < \omega_r < \omega_a$ olsun. Frekans değerlerinin bu şekilde seçilmesi sonucunda, ifadenin pay kısmını da mutlak değerden kurtarmak mümkün olur. Burada amaçlanan, açısal ifadelerden kurtulup, olabildiğince sade bir şekilde, yalnızca frekansa bağlı olarak kayıp faktörüne ulaşmaktır. Bu durumda denklemler

$$\left| \tan\left(\frac{\theta_a}{2}\right) \right| = \frac{(\omega_a/\omega_r)^2 - 1}{\eta_r} \quad (5.15)$$

$$\left| \tan\left(\frac{\theta_b}{2}\right) \right| = \frac{1 - (\omega_b/\omega_r)^2}{\eta_r} \quad (5.16)$$

şeklinde ifade edilebilir. Bu iki ifade karşılıklı toplansın. Sonuç olarak

$$\left| \tan\left(\frac{\theta_a}{2}\right) \right| + \left| \tan\left(\frac{\theta_b}{2}\right) \right| = \frac{(\omega_a/\omega_r)^2 - (\omega_b/\omega_r)^2}{\eta_r} \quad (5.17)$$

ifadesine ulaşılır. Bu ifade de, kayıp oranına göre tekrar düzenlendiğinde,

$$\eta_r = \frac{\omega_a^2 - \omega_b^2}{\omega_r^2 \left(\left| \tan\left(\frac{\theta_a}{2}\right) \right| + \left| \tan\left(\frac{\theta_b}{2}\right) \right| \right)} \quad (5.18)$$

şeklinde en genel kayıp faktörü ifadesine ulaşılmış olur. Bu ifadeleri, daha sade göstermek amacıyla, açısal değişimlerin her ikisinin de pozitif yönde gerçekleştiğini düşünürsek, ifade;

$$\eta_r = \frac{\omega_a^2 - \omega_b^2}{\omega_r^2 \left(\tan\left(\frac{\theta_a}{2}\right) + \tan\left(\frac{\theta_b}{2}\right) \right)} \quad (5.19)$$

formunda gösterilebilir. Burada $\theta_a=90^0$ ve $\theta_b=90^0$ olarak ifade edilirse,

$$\eta_r = \frac{\omega_a^2 - \omega_b^2}{2\omega_r^2} \quad (5.20)$$

olarak kayıp faktör hesabı sade bir formda elde edilmiş olur [12]. Düşük sönüm özelliğine sahip sistemlerde, basitleştirme yapılırsa, ifade

$$\eta_r = \frac{\omega_a - \omega_b}{\omega_r} \quad (5.21)$$

şeklinde de ifade edilebilir. Bu ifade, daha önceki konuda bahsedilmiş olan kuasi-faktör yöntemindeki formülasyona aynı olduğu gözlerden kaçmamalıdır. Modal çarpanları bulmak istenirse, çemberin çapı üzerinden işlemler yapılmaktadır. İdeal koşullar incelendiğinde, doğal frekans noktasında formülasyon

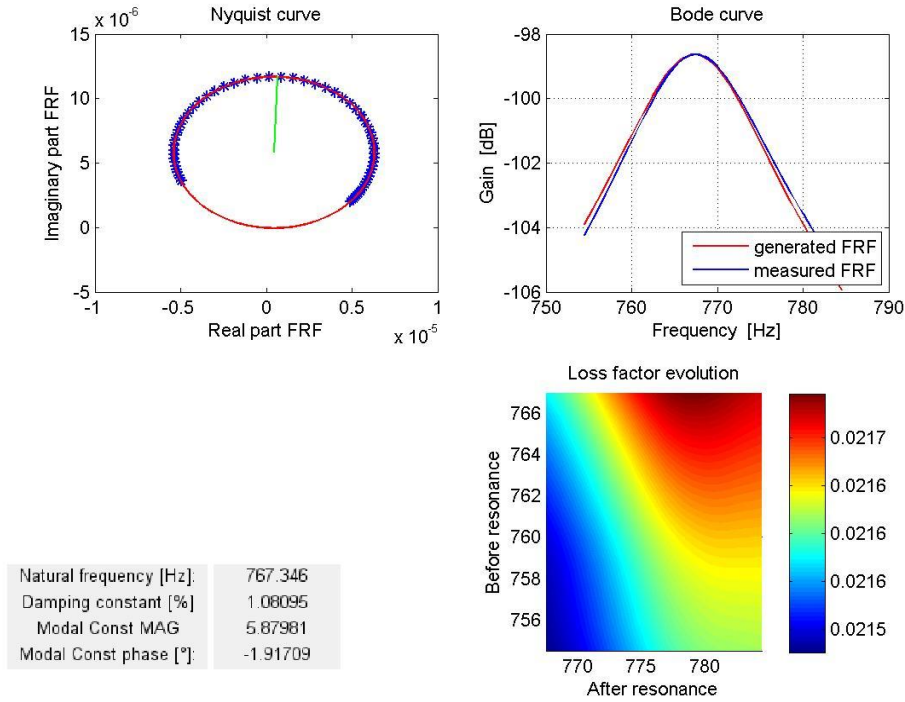
$$\alpha(\omega) = ({}_rD_{jk}) = \frac{1}{\omega_r^2 \eta_r} \quad (5.22)$$

şeklinde kendini gösterir. Bu ifade, genel bütün modal hareketler için de düşünülürse,

$$\alpha(\omega) = ({}_rD_{jk}) = \frac{({}_rA_{jk})}{\omega_r^2 \eta_r} \quad (5.23)$$

olarak yazılabilir. Bu analizler sonucunda, elde edilecek tipik analiz çıktısı, Şekil 5.4 ile paylaşılmıştır. Burada dikkate değer noktalardan bir tanesi de, analiz sonucunda, (5.20) denkleminin belirlenen ω_b ve ω_a aralığındaki sönüm oranı haritalandırılmasıdır.

Bu haritalandırmaya bakılarak, modal analiz için kullanılmış frekans cevap fonksiyonunun analiz için ne derece kaliteli olduğu saptanabilmektedir.



Şekil 5.4: Tipik çember oturtma yöntemi cevabı.

5.3 Line Fit (Doğru Oturtma) Yöntemi

Doğru oturtma yöntemi, en küçük kareler metodu kullanılmak sureti ile elde edilen parametrelerden modal karakteristikler elde edilmektedir.

Bunun için ilk başta, incelenen ω_1 ve ω_2 aralığında sabit bir Ω frekansı seçilir. Bu frekans ω frekansına bağlı olarak

$$\Delta(\omega) = \frac{\omega^2 - \Omega^2}{\alpha_{jk}(\omega) - \alpha_{jk}(\Omega)} \quad (5.24)$$

şeklinde bir delta ifadesi şeklinde yazılır. Sonrasında $\Delta(\omega) = Re(\Delta(\omega)) + iIm(\Delta(\omega))$ reel ve imajiner kısımlarına ayrılıp, en küçük kareler yöntemi kullanılmak sureti ile lineer bir doğru denklemi elde edilir. Bu reel kısım doğru denkleminin eğimi m_R , imajiner kısım doğru denkleminin eğimi m_I olarak tanımlanır. Bu da,

$$Re(\Delta(\omega)) = m_R \omega^2 + c_R \quad (5.25)$$

$$Im(\Delta(\omega)) = m_I \omega^2 + c_I \quad (5.26)$$

olarak elde edilir. Her bir ω_1 ve ω_2 aralığında tanımlanan Ω frekansı için bu prosedür tekrarlanır ve $m_R(\Omega)$ ve $m_I(\Omega)$ elde edilir. Elde edilen değerlerden, en küçük kareler

yöntemi kullanılarak doğru denklemi elde edilir. Denklemler aşağıda görüldüğü üzeredir.

$$m_R(\Omega^2) = n_R\Omega^2 + d_R \quad (5.27)$$

$$m_I(\Omega^2) = n_I\Omega^2 + d_I \quad (5.28)$$

Bu denklemin sabit değerleri kullanılarak

$$p = \frac{n_I}{n_R} \quad q = \frac{d_I}{d_R} \quad (5.29),(5.30)$$

elde edilir. Bu parametreler kullanılarak modal karakteristikler

$$\eta_r = \frac{q - p}{1 + pq} \quad (5.31)$$

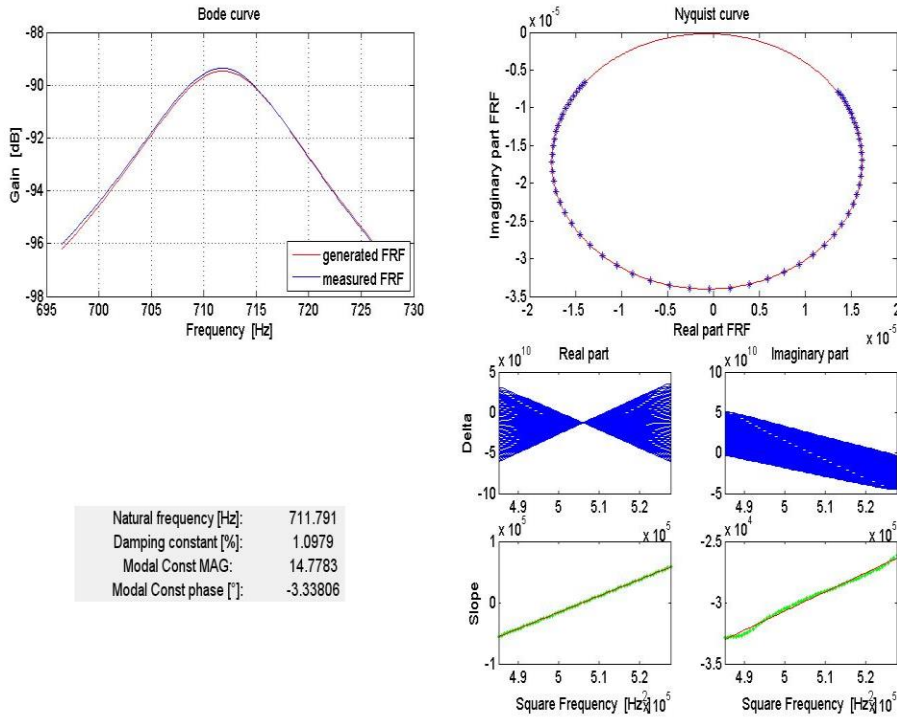
$$\omega_r^2 = \frac{d_R}{(p\eta_r - 1)n_r} \quad (5.32)$$

$$a_r = \frac{\omega_r^2(p\eta_r - 1)}{(1 + p^2)d_R} \quad (5.33)$$

$$b_r = -a_r p \quad (5.34)$$

$$rA_{jk} = a_r + ib_r \quad (5.35)$$

şeklinde bulunur [12]. Şekil.5.5 de Tipik bir Doğru Oturtma Yönteminin sonucu paylaşılmıştır.



Şekil 5.5: Tipik doğru oturtma(line fit) yöntemi cevabı.

5.4 Rasyonel Fraksiyon Polinomları Yöntemi

RFP metodu, genelleştirilmiş eğri uydurma yöntemi olarak karşıya çıkıp, standart modal analiz yöntemlerden biri olarak lanse edilmektedir. Yöntem;

$$H(\omega) = \sum_{r=1,N} \frac{A_r}{(\omega_r^2 - \omega^2 + 2i\omega\omega_r\zeta_r)} \quad (5.36)$$

ve

$$H(\omega) = \frac{\sum_{j=0}^{2N-1} b_j (i\omega)^j}{\sum_{k=0}^{2N} a_k (i\omega)^k} \quad (5.37)$$

olarak ifade edilebilir. Doğal frekans civarındaki hata,

$$e_r = \frac{\sum_{j=0}^{2N-1} b_j (i\omega_r)^j}{\sum_{k=0}^{2N} a_k (i\omega_r)^k} - \tilde{H}_k \quad (5.38)$$

$$e_r = \sum_{j=0}^{2N-1} b_j (i\omega_r)^j - \tilde{H}_k \sum_{k=0}^{2N} a_k (i\omega_r)^k \quad (5.39)$$

olarak belirlenir. $a_{2N}=1$ kabulü ile hareket edilirse,

$$e_r = \sum_{j=0}^{2N-1} b_j (i\omega_r)^j - \tilde{H}_k \sum_{k=0}^{2N-1} a_k (i\omega_r)^k - \tilde{H}_k (i\omega_r)^{2N} \quad (5.40)$$

şekli ile denklem elde edilir. Burada her bir ölçülen L adet doğal frekans için genel bir ifadeye ulaşmak istenirse, denklemler sistemi matris formda

$$\{E\}_{L \times 1} = [P]_{L \times 2N} \{b\}_{2N \times 1} - [T]_{L \times 2N} \{a\}_{2N \times 1} - \{W\}_{L \times 1} \quad (5.41)$$

ifadesi ile elde edilir. $\{E\}_{L \times 1}$ fonksiyonu, eşleniği ile çarpılırsa ve elde edilecek matris düzenlenirse,

$$Re([P^*]^T [P]) \{a\} - Re([P^*]^T [T]) \{b\} - Re([P^*]^T \{W\}) = \{0\} \quad (5.42)$$

$$[Y] \{a\} + [X] \{b\} = \{G\} \quad (5.43)$$

$$Re([T^*]^T [T]) \{b\} - Re([T^*]^T [P]) \{a\} + Re([T^*]^T \{W\}) = \{0\} \quad (5.44)$$

$$[Y] \{a\} + [X] \{b\} = \{F\} \quad (5.45)$$

şeklini alır. Matris formasyonu ile ifadeyi toparlandığında,

$$\begin{bmatrix} [Y] & [X] \\ [X]^T & [Z] \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \{a\} \\ \{b\} \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} \{G\} \\ \{F\} \end{Bmatrix} \quad (5.46)$$

elde edilir ve denklem takımının çözümü sonucu $\{a\}$ ve $\{b\}$ ifadeleri elde edilmiş olur. Çözüm için önerilen (1) ifadesindeki pay polinomunun çözümü sonucu Ar modal yer değişimi, payda denkleminin çözümü sonucu da doğal frekans ve sönüm katsayısı elde edilir [12].

6. YÖNTEM VE ARAÇLAR

Yapılmak istenen deneyde, meydana gelen iki fenomen gözlemlenmek istenmektedir. Bu iki fenomen, kemik yoğunluğunun artışına bağlı olarak dinamik karakteristiklerin değişeceğini öngörmektedir. Fenomenlerin araştırılmasında güdülen amaç, kemik remodelleme davranışına yeni bir bakış açısı getirecek, titreşim verisinin kemik iyileşmesine etkisini ortaya koyabilecek bir yaklaşımın ortaya konması için ışık elde etmek olacaktır.

Fenomenolojik veya başka bir tabirle sistematik bakış açısı ile ele alma, kemik iyileşmesinin teorik modellemesinde sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Gözlemlenen fenomenler üzerinden kurulan algoritmalar ile modellenmiş, sonlu elemanlar analizleri ile oluşturulan ortam ile fenomenin her aşamasını gözlemlemek mümkün olabilmektedir. Bu çalışmalar neticesinde, yenilikçi ve kişiye özel tedavi yöntemlerinin geliştirilmesi ve ortaya konmasını mümkün hale getirmektedir.

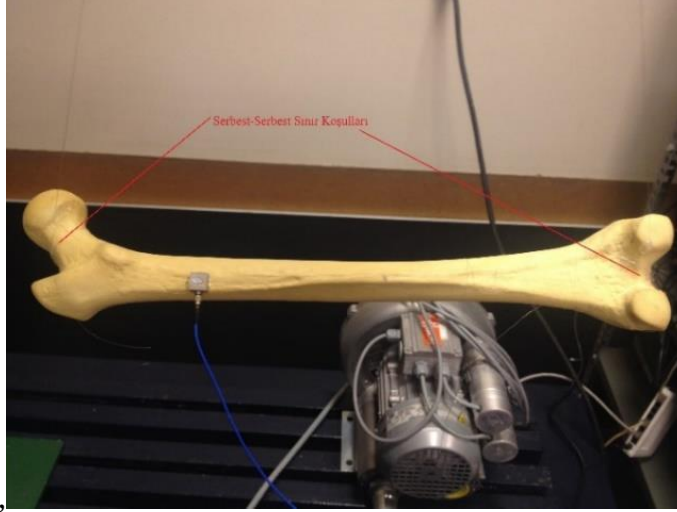
Çalışmada, kemik yoğunluğunun değişimine bağlı sönüm oranı ve doğal frekanslardaki değişim modal analiz yöntemi ile ortaya konmak istenmektedir. Bu fenomenin gözlemlenmesi için kurulacak deneyde karşılaşılan ilk problem, ivme ölçüm ve tahrik noktasının neresi olacağıdır. Yeterli olmayan tahrik ve antirezons noktasında veya yakınında olacak bir ölçüm, fenomenin gözlemlenmesini imkânsız kılacaktır. Bunun yanı sıra, düzenli bir şekil ihtiva etmeyen kemikte, ivmeölçer ve tahrik kuvvetinin başka eksenlerde tahrik olmaksızın tek yönlü olarak etkileşimde bulunması önemlidir. Ayrıca, hareket modunun genel formunda meydana gelecek büyük değişiklikler de ölçümdeki fenomen gözlemini etkileyecek unsurlardandır. Bütün bunlar göz önüne alınarak deney planı şu şekilde kurulmuştur.

1. Sawbone Femur kullanılarak deney düzeneği kurulacaktır.
2. 1. Numunenin mod şekilleri araştırılacaktır
3. 1. Numunenin medular kanalına PMMA malzemesi konup, deney düzeneğinin etkinliği sorgulanacaktır
4. 2. Numunenin mod şekilleri araştırılacaktır.
5. 2. Numunenin medular kanalı içerisine Epoksi konmuş ve katılaşması esnasında ölçümler alınacaktır.

Ölçümlerde kullanılacak biyomalzemeler, kurutulmamış olup, tazedir. Biyo malzemenin kurutulması durumunda, su kaybından ötürü kütle kaybı yaşanmaktadır. Çeçen zamanda da kolajen liflere zarar vereceğinden deney kurgusunun, bu şekilde olmasına karar verilmiştir.

6.1 Sawbone Femur ile Gerçekleştirilen Ön Çalışma

Bu deneyde amacın yapısal değişime bağlı olarak modal karakteristiklerin değişiminin gözlenmesi olması olacağından, serbest-serbest bağlanma dolayısıyla tercih edilmiştir. Şekil 6.1 de deneyin bağlantısı gösterilmiştir.



Şekil 6.1: Deney için hazırlanmış sawbone femur.

Yapılan çalışmada, deneysel modal test prosedürü izlenecektir. Deney sonucunda sisteme ait doğal frekanslar, sönüm karakteristiği ve modal katsayılar, parametre belirleme yöntemleri kullanılarak elde edilecektir. Deneyler için LARSON DAVIS SEN026 ivmeölçerleri ile Bruel&Kjaer 8206 darbe çekici seçilmiştir. Testler, Intel i7 2670QM CPU, 64 Bit, 8 GB RAM Bilgisayar ve Bruel&Kjaer 3560C-7450 seri Veri Toplama Cihazı ve Pulse Sinyal Analizörü kullanılmak suretiyle gerçekleştirilmiştir. Deney düzeneği Şekil 6.2 de gösterilmiştir.



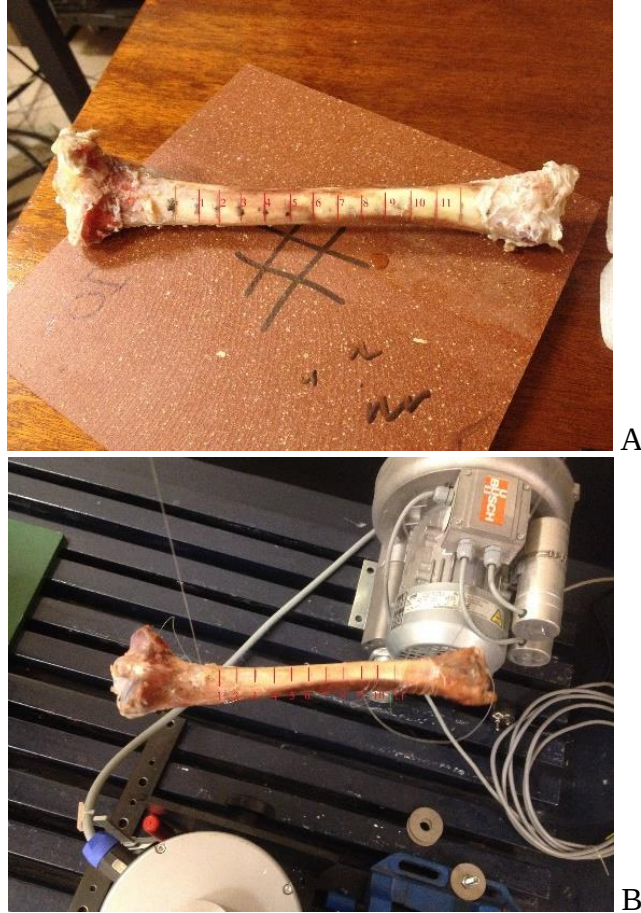
Şekil 6.2: Deney düzeneği.

Deney sonucunda elde edilen FRF verileri, SISO yöntemi için uygun, (Line Fit) yöntemi kullanılarak analiz edilecektir. Bu yöntem başlıca Verilerin düzenlenmesi ve Analizi MATLAB programı kullanılmak sureti ile gerçekleştirilmiştir.

6.2 Koyun Tibiası ile Gerçekleştirilecek Deneyin İzahı

Deney numunesi olarak, temin edilmesi kolay olması sebebiyle koyun tibiası tercih edilmiştir. Test için, kemik dokusu hariç, kas doku ve eklem bölgeleri temizlenmiş, ligamentlerinden tecrit edilmiştir.

Ölçümler 11 noktada alınmıştır. Her iki nokta arası mesafe 1 cm olarak belirlenmiştir. Ölçüm için 7 numaralı nokta, ivmeölçer sabit konumu olarak seçilmiştir. Deney sürecinde çekiç gezdirme yöntemi ile veri toplanmasının sürat açısından daha uygun olacağı düşünülmüştür. Şekil 6.3 Deney numunelerini göstermektedir. Ölçüm için serbest-serbest sınır koşulları tercih edilmiştir.



Şekil 6.3: A) Numune 1 B) Numune 2.

Ölçümler, Bruel&Kjaer 4507B tip ivmeölçer ile uygulanacaktır. Bu tip ivmeölçerler, test için normalde ağır kalmaktadır. Testte, ivmeölçerin kütle etkisinin oluşmaması için %1'den daha düşük olarak seçilmesi prensip olarak önerilmektedir(Ewins D.J.

2000). Bununla birlikte problem araştırıldığında, ivmeölçerin sebep olduğu kütle etkisi bu sınırlarda olsa bile belli bir tesire sebep olmaktadır. Bu problemin giderilebilmesi amacıyla çeşitli yöntemler literatürde paylaşılmıştır (Şanlıtürk ve Çakar, 2005, Shusheng ve diğ., 2013). Ancak bu çalışma dâhilinde, böyle bir uğraş içerisinde bulunulmayacaktır. Bu durum ölçümlerde sistematik bir hataya sebep olmaktadır. Fakat ölçümlerde aranan koyun tibiasının gerçek değerleri değil, kemik mineral yoğunluğuna karşılık gelebilecek bir deney ortamında, dinamik karakteristiklerinin değişimi olmasından ötürü, bu sistematik hata, deneyde amaçlanana ulaşmaya etki etmeyeceğinden, göz ardı edilebilecektir.

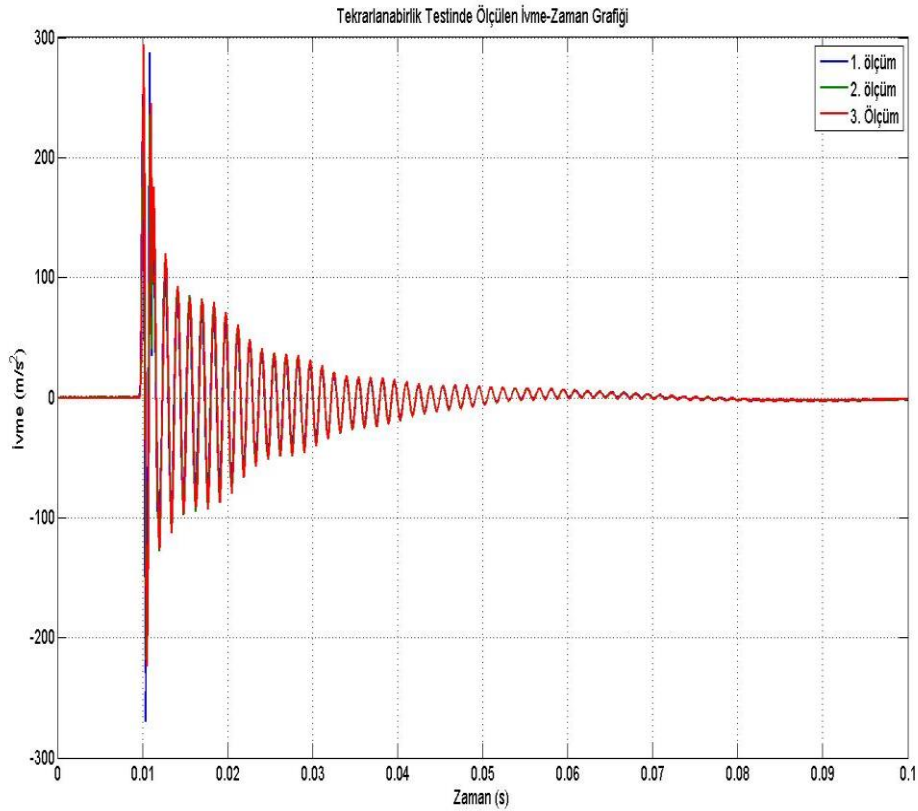
Seçilen ivmeölçer B&K 4507 tiptir. İvmeölçer 0.3-6000 Hz arasında ölçüm alabilmektedir. Hassasiyet 10 mV/g'dir. İvmeölçerin kemik dokuya tutturulması için silikon tercih edilmiştir. Silikon tabancası ile uygulandığından, erime meydana gelmekte ve bu eriyik akışkan yüzey-ivmeölçer arasında ölçüm için uygun bir yüzey oluşturmaktadır. Ölçümlerde, sıcak silikondan ivmeölçere geçen sıcaklığın atılması amacıyla belli bir süre beklenmiştir. Sıcaklık 36,5 C°'ın altına indiğine emin olunduktan sonra ölçümler alınmıştır. Bu sayede ivmeölçerin ısınmasından meydana gelebilecek hatalardan uzak durulmuştur.

Kemik üzerine tahrik ise, modal darbe çekici kullanılarak uygulanmıştır. Bu amaçla, Bruel&Kjaer 8206 tip modal darbe çekici kullanılmıştır. Bu çekiç, 22.5 mV/N'luk bir hassasiyette, 5000 Hz'e kadar ölçüm alabilmektedir. Ölçümde alüminyum uç kullanılmıştır. Bu sayede geniş bir spektrumu tarayabilmek mümkün olmuştur. Kemik, bu konuda yeterli miktarda esnek olması dolayısıyla, çift darbe problemi oluşmamıştır.

Ölçümler, Bruel&Kjaer 3560C-7450 kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Ölçümler için i7 2670QM işlemcili, 8 GB RAM, bilgisayar ile gerçekleştirilmiştir. Ölçüm için FFT-Modül üzerinde ölçüm ayarlamaları yapılmıştır. Cihaz, Nyquist frekans çarpanını 2,56 olarak ayarlanmıştır. Buna dokunulmamıştır. Nyquist frekansı 3200 Hz olmaktadır. Bu durumda örnekleme frekansı, 8192 Hz'tir. Bu da 122,1 µs'lik bir zaman aralığı ile ölçüm almak demektir. Ölçüm periyodu 2 s'dir. Fourier analizinde de, 6400 hat içerisinde analiz gerçekleştirilmiştir. Bu da, 0,5 Hz'lik bir hassasiyette ölçümlerin alınacağını göstermektedir.

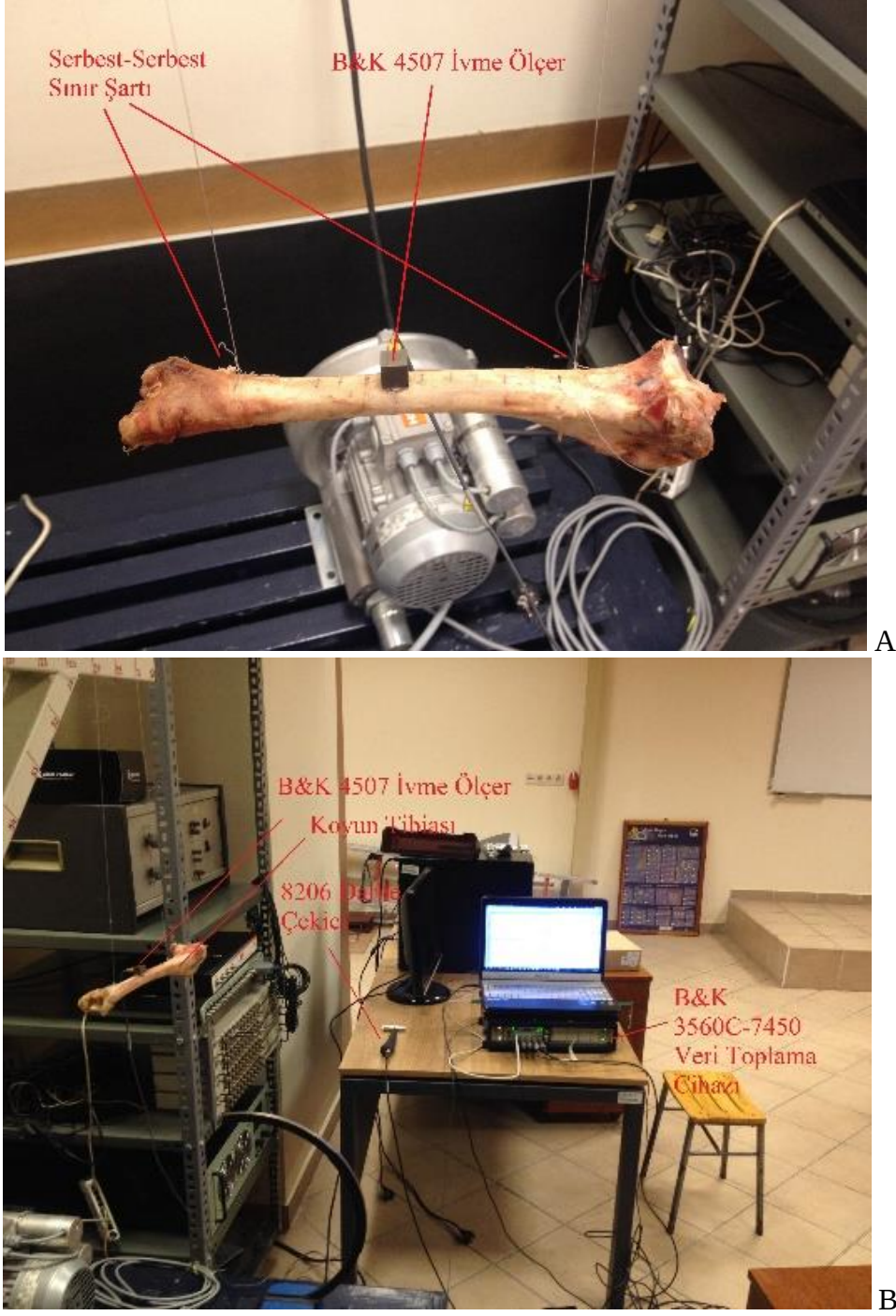
Çekiç darbe testinde, önerilen en az 10 ölçüm alınması şeklindeydi. Bunun sağlanması, çekiç ve ivmeölçerin üzerindeki enerjiden kurtulma zamanı düşünüldüğünde, deneyin yapılabilirliğini düşürdüğünden, 3 ortalama alma şeklinde ayarlanmıştır. İlk numunede epoksinin katılaşma süresinin 1 saat olması sebebiyle, bu şekilde seçilmek zorunda kalmıştır. 2. Numune deneylerinde ise, PMMA katılaşma süresi yaklaşık 3 saat olması dolayısıyla, ölçümlerde 5 kez ortalama alınmıştır.

Ölçümlerde, çekiş tetiklenmesi esnasında veri kaybı olmaması için 10 ms kadarlık bir gecikme oluşturularak ölçümler gerçekleştirilmiştir. Anlık verinin temiz bir şekilde elde edilmesi için kuvvet verisine anlık (transient) pencere kullanılmıştır. İvmeölçer ölçümünde de ise, dikdörtgen (boxcar) pencere konarak, herhangi bir pencereleme işleminden kaçınılmıştır. Aksi halde nümerik sönüm oluşabilmektedir. Bu durumun gerekli olup olmadığını anlamak için ivme zaman cevabına bakılmasına karar verilmiştir. Eğer ivme cevabı hızlıca sönümleniyorsa, bu durumda veriler temiz bir şekilde elde edilebiliyor yorumu yapılabilir. Tekrarlanabilirlik testinin zaman grafikleri Şekil 6.4 ile verilmiştir.



Şekil 6.4: Tekrarlanabilirlik testine ait ivme zaman cevabı.

Ölçümlerin etkili bir biçimde gerçekleştirilmesi için tetikleme ayarlarının yapılması gerekmektedir. Bunun sağlanması için 3 adet tetikleme ayarı uygulanmaktadır. Ölçüm tetiklemesi, kuvvet sinyaline bağlı olarak kurulmuştur. Bu sayede, belli bir Newton değerinin üzerine geçmeksizin ölçüm alınması engellenmiştir. İkinci olarak ölçüm tetiklemesi kurulmuştur. Ölçüm tetiklemesi, her yeni ölçüm için tekrarlanması gerektiği şeklinde tanımlanarak, ortalama almaya elverişli hale getirilmiştir. Ortalama alma tetiklemesi ise, belli bir klavye tuşuna bağlanarak, problemlı verilerin ortalamaya girmesi engellenmiştir. Bu sayede çift darbe vb. problemlerin ölçümü bozması engellenmiştir. Kurulan deney düzeneği, Şekil 6.5 ile gösterilmiştir.



Şekil 6.5: A) Deney düzeneği-sınır şartları B) Deney düzeneği- ayrıntılı.

Ölçümlere başlanmadan önce, tekrarlanabilirliğin ne düzeyde olduğu kontrol edilmiştir. Bu amaçla, 7 numaralı noktadan ölçüm ve tahrik verilmiştir. Elde edilen frekans cevap fonksiyonları, doğru oturtma yöntemi ile analiz edilmiştir. Sonuç olarak elde edilen dinamik karakteristiklerden doğal frekansta 0.6 Hz'lik bir hassasiyette çıkmaktadır. Bu durum ölçüm ayarlarına göre yüksek olsa da, deney düzeneği, hatayı tolere edebilir düzeydedir. Sönüm oranı ise, 0.0001 (%0.01) hassasiyette anlamlı sonuç vermektedir. Bu sebeple, ölçümler bu hassasiyette alınmıştır.

6.3 Deneyde Kullanılacak Polimerlerin İzahı

Deneyde, epoksi ve polimetilmetakrilat kullanılmasının sebebi, kemiğin mekanik özellikleri ile olan benzerliklerinden ötürüdür. Kemik, yapısına bakıldığında, epifiz-metafiz bölgesinde süngerimsi yapıda, gözenekli bir doku oluşturmaktadır. Gözenekliliğin hemen hemen hiç olmadığı diafiz bölgesinde ise, osteonlar, kemikte destekleyici olarak görev alan kolajen liflerin sagital düzleme paralel bir şekilde dizilmesine sebep olmaktadır. Bu sebeple, kemik ortotropik malzeme özellikleri göstermektedir. Çizelge 6.1’de Taylor ve diğ. (2002), ultrasonik ölçümler ile CT ile kurulan model ile elde edilen kemik mukavemet özellikleri paylaşılmıştır. Bu şekilde yöntemin tuturlılığı test edilmektedir.

Çizelge 6.1: Kortikal kemiğe ait mukavemet özellikleri Taylor ve diğ. (2002).

Özellik	Büyükölçüm(Ultrasonik Ölçüm)	CT FEM model
E_1 (GPa)	17.9	13,4
E_2 (GPa)	18.8	14,1
E_3 (GPa)	22.8	22,9
G_{23} (GPa)	7.11	6,20
G_{31} (GPa)	6.58	5,80
G_{12} (GPa)	5.71	4,60
ν_{21}	0.28	0,42
ν_{31}	0.38	0,23
ν_{12}	0.26	0,42
ν_{32}	0.37	0,23
ν_{13}	0.30	0,23
ν_{23}	0.31	0,23
ρ (kg/m ³)	1932	1940

Trabekular kemik incelendiğinde, sahip olduğu yoğunluğa bağlı olarak tanımlanan young modülü ifadeleri ile kurulan malzeme modelleri ile mukavemet özellikleri tanımlanmaktadır. Nitekim Tuna, (2013) ve Lin ve diğ. (2010) gibi strain enerji yoğunluğuna bağlı olarak remodelleme algoritması modellenmiş çalışmalarda, bahsi geçen malzeme modellerinin yoğunluğunun arttırılması ile kemiğin mukavemet karakterinde değişiklik meydana getirilmiştir. Çizelge 6.2 ile trabekular kemiğe ait μ CT ile elde edilmiş malzeme özellikleri verilmiştir (Reitbergen ve diğ., 1998). Bu çalışmada kemiğe ait kemik hacim fraksiyon değeri 0.24 olarak verilmektedir. Bu veri ile, Hernandez ve diğ. (2001) çalışmasında bahsedildiği üzere, young modülü, kemik kül fraksiyonunun ile hacim fraksiyonuna bağlı olarak

$$E = 84,37(BV/TV)^{2,58 \pm 0,02} \alpha^{2,74 \pm 0,03} \quad (6.1)$$

şeklinde young modülünü verilmektedir. Kemik kül fraksiyonu, insan kemikleri için sıklıkla 0.7 olarak görüldüğünden bu değer formülasyonda kullanılacaktır. Bahsi geçen kül fraksiyonu, kemikteki mineralin oransal karşılığıdır.

Çizelge 6.2: Trabekuların mukavemet özellikleri (Reitbergen ve diğ., 1998).

Özellik	Büyüklik
E_1 (GPa)	1,75
E_2 (GPa)	1,25
E_3 (GPa)	1,3
G_{23} (GPa)	0,59
G_{13} (GPa)	0,57
G_{12} (GPa)	0,66
ν_{12}	0,31
ν_{13}	0,21
ν_{23}	0,19
BV/TV	0,24
α	0,7

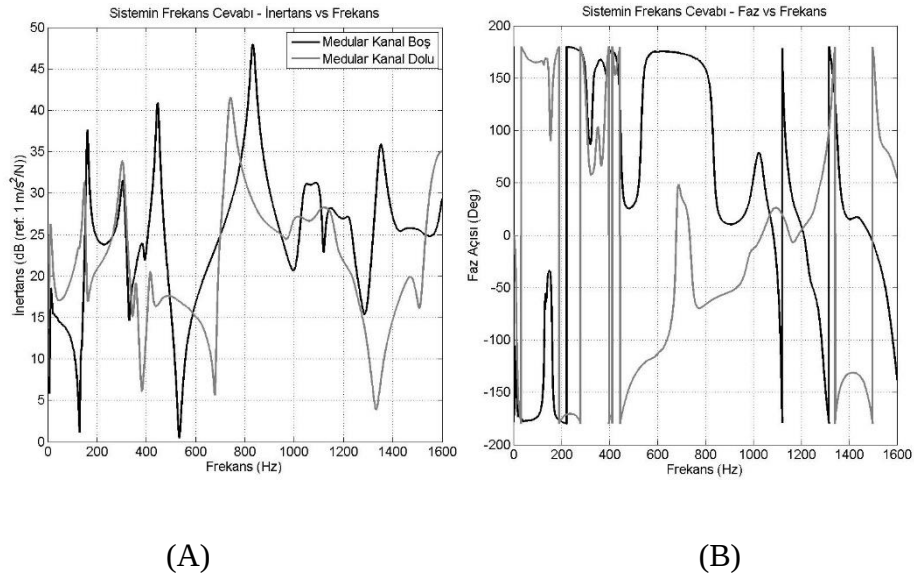
Trabekular kemiğin modellenmesi için epoksi reçine ve PMMA kullanılacaktır. Bu amaçla UHU endplus 300® Tipi epoksi malzemesi seçilmiştir. Bu malzemenin young modülü 5,56 GPa olarak ortaya konmuştur (Vörden ve diğ., 2012). Yoğunluğu ise 1054 kg/m³ tür. PMMA'nın malzeme özellikleri bakıldığında, yoğunluğunun 1.15-1.19 kg/m³ arasında olduğu görülmektedir. Young modülü ise 2.2-3.8 GPa arasında olduğu belirtilmiştir (Koleva M., 2014) Burada, malzeme özellikleri incelendiğinde, literatürde ölçümü yapılmış trabekular kemiğe ait malzeme özellikleri ile tam olmasa da, yakın özelliklerde olduğu görülmektedir.

Epoksi reçinenin sıcaklığa bağlı olarak young modülünde meydana gelen değişimler Jordan, ve diğ. (2008) tarafından ortaya konmuştur. Lapique ve Redford (2002) ise epoksinin kürleşmesi esnasında meydana gelen malzeme özelliklerindeki değişimi ortaya konmuştur.

7. BULGULAR

7.1 Sawbone Kemik-PMMA Deney Sonuçları

Deneylerin Uygulanması sonucunda Şekil 7.1 te görülen mutlak frekans cevabı ile faz eğrisi frekans büyüklüğüne bağlı olarak elde edilmiştir.



Şekil 7.1: Deney sonucu elde edilmiş A) İnertans ve B) Faz eğrisi.

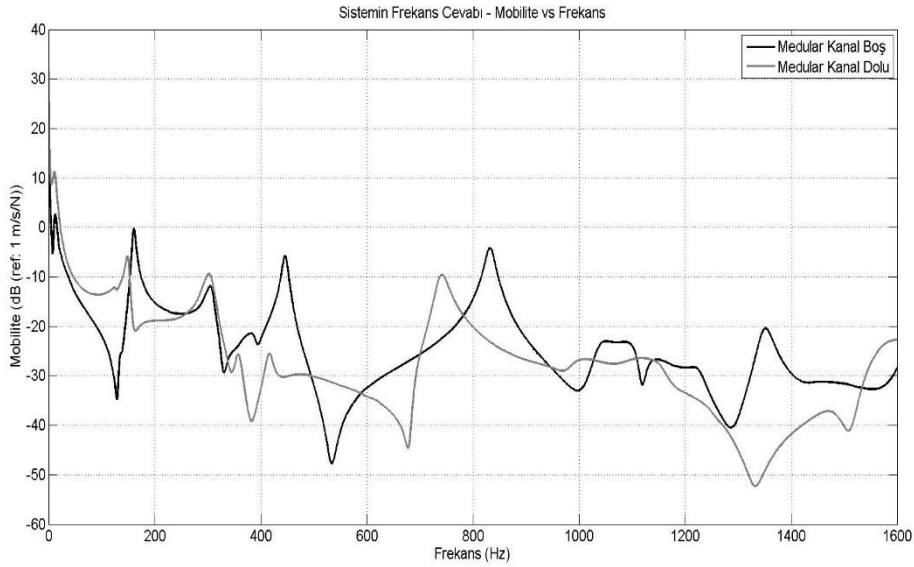
Yukarıda elde edilmiş deney çıktıları, belirtildiği üzere doğru oturtma (line fit) yöntemi kullanılmak sureti ile analiz edilmiştir. Analiz neticesinde Doğal frekans, Sönüm oranı ve modal çarpanlar elde edilmiştir. Elde edilmiş sonuçlar Çizelge 7.1 de lanse edilmiştir.

Çizelge 7.1: Medular kanal boş ve dolu halde femurun sahip olduğu modal karakteristik.

Mod No	Doğal Frekans (Hz)			Sönüm Oranı (%)			Modal Parametre		
	Boş	Dolu	% değişim	Boş	Dolu	% değişim	Boş	Dolu	% değişim
1	160,6	149,8	6,72	2,02	2,45	21,36	2,97	1,45	51,13
2	307,0	303,7	1,09	2,59	3,59	38,82	1,65	3,62	118,37
3	446,2	415,5	6,89	1,30	1,36	4,89	2,83	0,14	95,03
4	832,5	793,0	4,73	1,13	1,59	40,95	5,54	3,23	41,60

Çizelge 7.1 göstermektedir ki, sönüm oranı, medular kanalın doldurulması durumunda belirgin bir şekilde artmaktadır. PMMA'nın kanala konması esnasında hava kabarcığı oluşma ihtimali, trabekular dokunun zaten gözenekli yapıda olması dolayısıyla göz ardı edilmiştir. PMMA'nın enjekte edilmesi esnasında medular kanal duvarlarından viskozite ile aktığından ötürü, cidarlardan iç taraflara doğru yoğunluk farkı oluşacaktır. Oluşan bu heterojen yapı yine canlı dokunununkine benzer bir prosesin meydana geleceği yönünde araştırmacıya fikir verebilir. Bu karşın, sönüm oranının artması, beklenen durumun aksine zıt bir koşul oluşturmaktadır. Bu durumun sebebinin, medular kanalın boş olması durumunda sahip olacağı daha az sürtünme olarak düşünülebilir.

Medular kanalın doldurulması sonucu, kütlenin değişmesi, doğal frekansların bir miktar küçülmesine sebebiyet vermektedir. Bu durumunun sebebi, medular kanal içerisine konulan PMMA'nın cismin kütlesini arttırmasından ileri gelmektedir. Şekil 7.2 ile, sonucu elde edilmiş mobilite sonucu paylaşılmıştır.



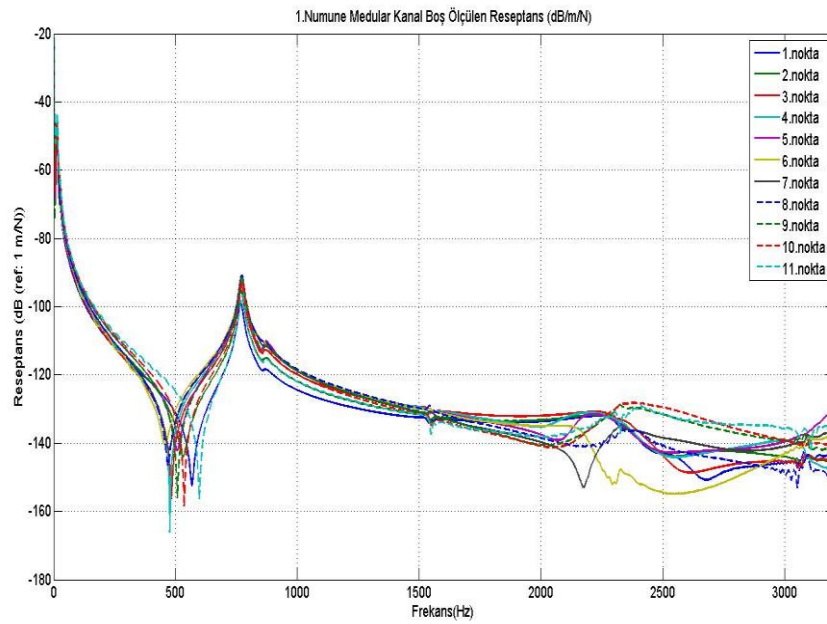
Şekil 7.2: Sawbone kemikten medular kanal boş ve doluyken elde edilen mobilite.

Şekil 7.2 ile görülen grafikte ve sonuçlarda anlaşılmaktadır ki, medular kanalın boş ve dolu olarak ele alınacak sonuçlar, gerçek fenomende beklenen sonucun dışında sonuç vermektedir. Bu durumun sebebi, PMMA eklendiğinde sürtünmelerin ve kütlede meydana gelen artışlardır. Bu durumun önüne geçilerek deneyin sağlıklı bir şekilde yapılabilmesi, polimer malzemenin jelleşmeye başladığı zaman içerisinde medular kanala konup, ölçümlerin katılma esnasında belli bir periyod ile alınması ve kontrol deneyinin alınacak ilk ölçüm olarak seçilmesi ile sağlanabileceği anlaşılmaktadır.

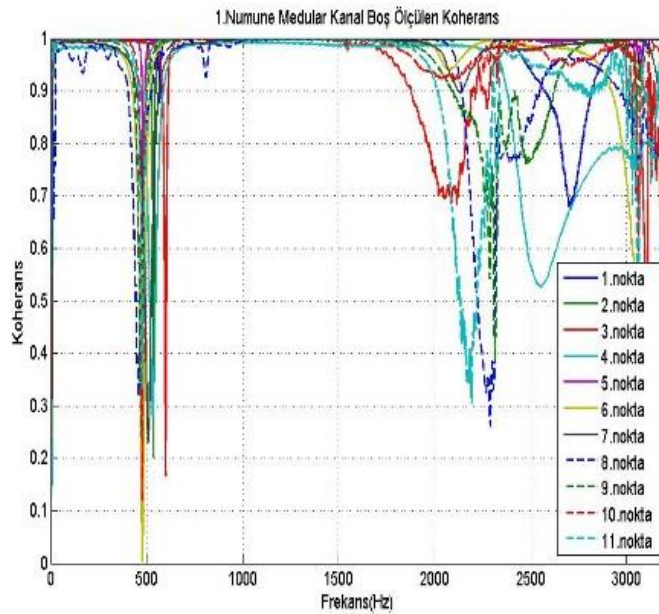
7.2 Numune 1 Deney Sonuçları

7.2.1 Numune 1-medular kanal boşken yapılan deneyin modal analiz sonuçları

Koyun tibiası, deneyin izahında bahsedilen yerlerden serbest-serbest sınır koşullarında asılmış ve 11 noktadan ölçüm alınmasına kararlaştırılmıştı. İvmeölçer, maksimum hareket miktarını alabilsin ve adhesiv malzemenin sıcaklık etkisinden kurtulabilsin diye 7 numaralı ölçüm noktasına yerleştirilmiştir. Deneyde, bu koşullar göz önüne bulunduğundan, çekiç gezdirilmiştir. Deney sürecince elde edilen frekans cevap fonksiyonları ve bunlara ait koherans grafikleri Şekil 7.3 ile paylaşılmıştır.



(A)



(B)

Şekil 7.3: Medular kanal boş A) Frekans cevap fonksiyonları B) Koherans değerleri.

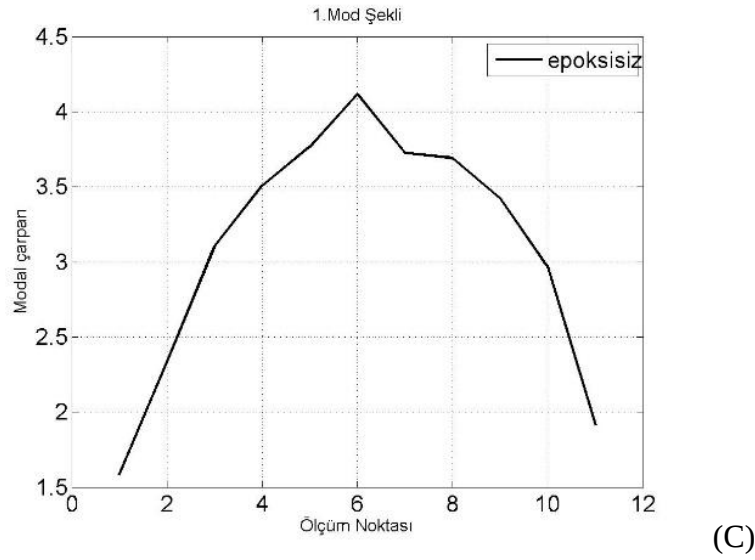
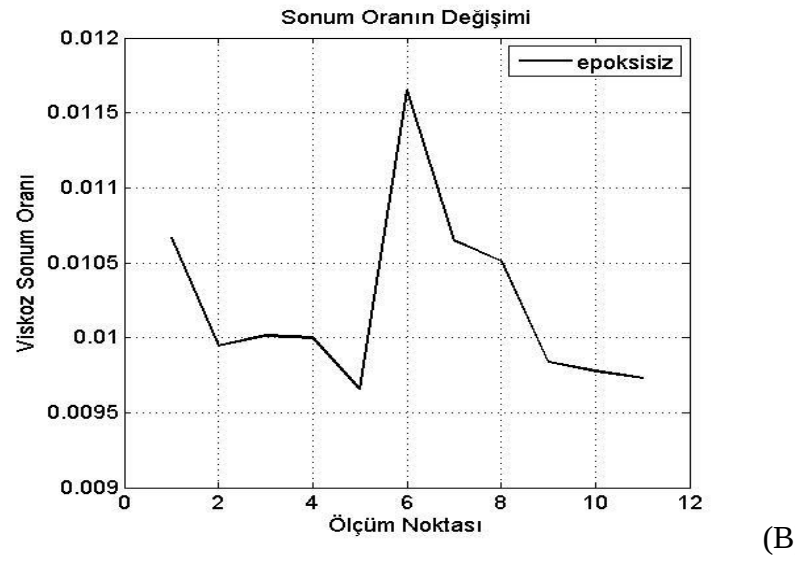
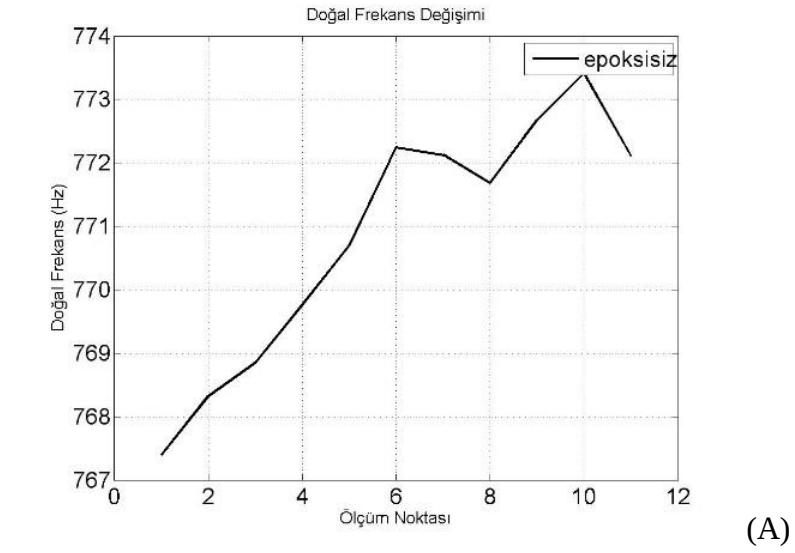
Deney sonucu elde edilen frekans cevap fonksiyonları, “line-fit” olarak da geçen, çizgi uydurma yöntemi ile analiz edilerek, sönüm, doğal frekans ve modal çarpanlarına ulaşılmıştır.

Yapılagelen bütün analizler sonucunda elde edilmiş, noktaya bağlı olarak görülen doğal frekans, sönüm oranı ve modal çarpan verileri, Şekil 7.4 ile ortaya konmuştur.

Şekil 7.4A ile görülen sonuçlar, Campoli, ve diğ. (2014) çalışması ile izah edilebilmektedir. Campoli, ve diğ. (2014) çalışmasında, kişiye özel tedavi yöntemlerinin geliştirilebilmesi amacıyla, 27 CT tarama ile elde edilmiş taramalar ile kurulan model sonlu elemanlar modeli ile istatistiki biçim-özellik modeli ile ortaya konmuştur. Bu sayede, yoğunluk ve biçimde oluşan heterojen dağılımı belli bir standart sapma seviyelerinde gösterebilir duruma gelmiştir. Buna göre homojen dağılıma göre bulunmuş ilk 10 doğal frekans karşısında %25-38 kadarlık bir değişimin meydana gelebileceği femur için ortaya konmuştur. Bu çalışma Ganesan (1996), çalışmasında da ortaya konan self-adjoint olmayan bir çubuğun stokastik titreşim analizini yapan bu makale ile de desteklenebilir. Kemik gibi yoğunluk dağılımına bağlı olarak kütle ve young modülünde ortaya çıkan belirsizlik mevcut doğal frekansın belirgin bir biçimde görülmesine engel olmaktadır. Her bir tahrik bölgesindeki malzemenin yapısal özelliklerinin tamamen farklı olması, Şekil.7.4A’da neden düzenli bir frekans görülemediğini açıklayabilir. Mevcut şartların ortotropik malzeme özellikleri içermesi de, tahrik noktasına bağlı olarak farklı young modülü etkileşimine sebep olabilir.

Keza benzer durum sönüm oranı için de geçerlidir. Sönüm oranının ortaya çıkması, bölgedeki sürtünmelerin genelleştirilerek tek bir parametreye indirgenmesi olarak tanımlanıyorsa ki bunu literatürde Rayleigh disipasyon fonksiyonu olarak da görmekteyiz, sönüm oranının değişimi, sürtünme karakterini ortaya koyan genel malzeme kompozisyonun değişmesine bağlı olarak da değişecektir. Dolayısıyla, kemik gibi belli bölgeleri porelastik, belli bir bölgesi vizkoelastik olan malzemenin sönüm özelliğinin kuvvetin uygulandığı noktaya bağlı olarak farklı bir sürtünme özelliği göstermesi, sürtünmenin dağılımına bağlı olduğundan beklenen bir durum olmaktadır. Bu da Şekil.7.4B’de görülen sönüm özelliğini açıklamaktadır.

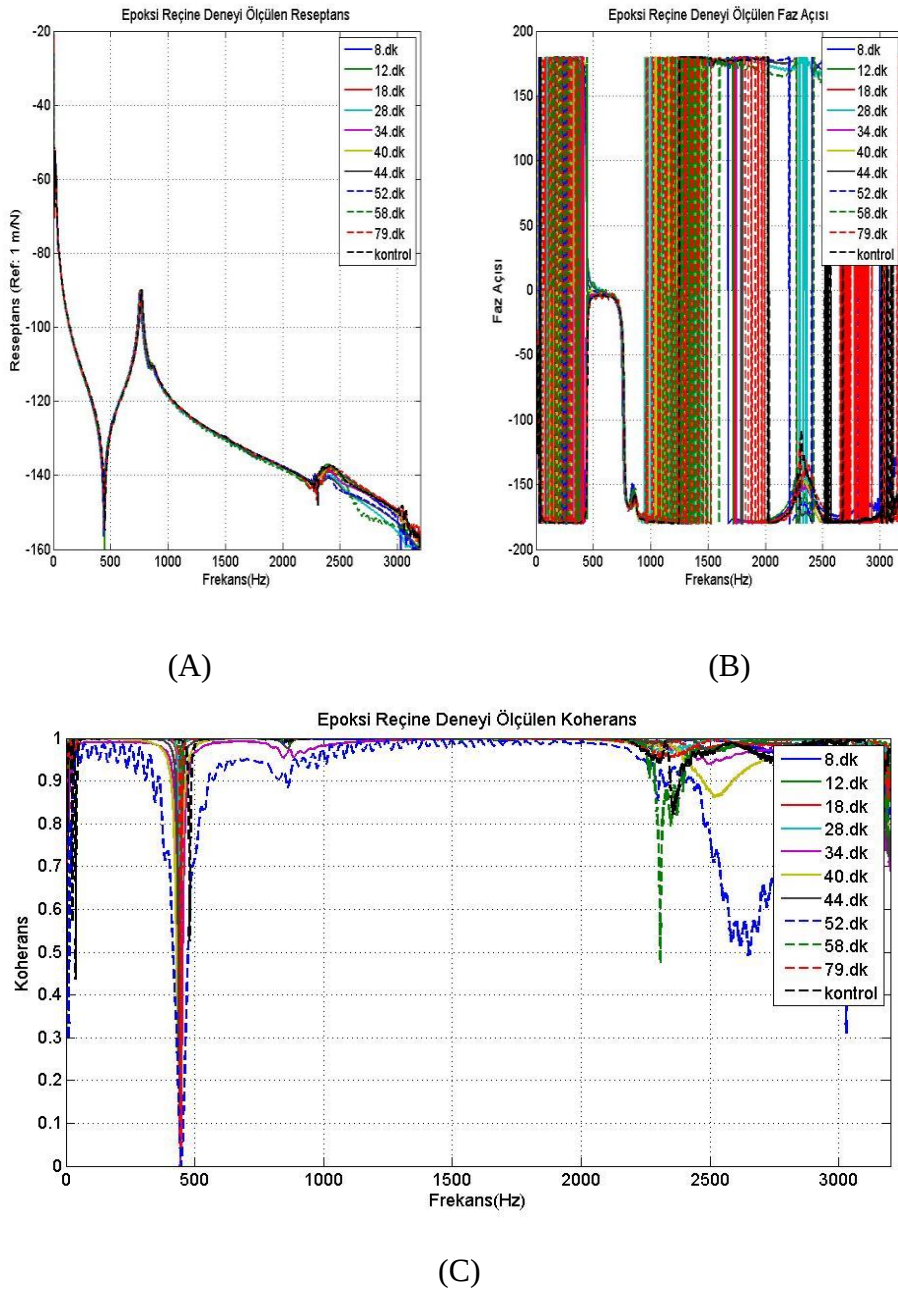
Koyun tibiasının modal analiz sonucunda görülecek olan mod şekillerine bakıldığında, 1. Eğilme modunun herhangi bir probleme mahal vermeksizin Şekil.7.4C ile yakalandığı görülmektedir. Bu durum, herhangi bir problem olmaksızın, modal analizin uygulanabileceğini göstermektedir. Yalnız, ölçümde bağlama noktaları, anti rezonans noktasında seçilmiştir. Bu durum, mod şeklinde olması gereken negatif yöndeki hareketin gözlemlenemesi sonucunu doğurmuştur. Ayrıca bu bölgelerdeki yumuşak dokunun temizlenemediği için de ölçüm alınamamıştır.



Şekil 7.4: Numune 1 A) Doğal frekanstaki değişim B) Viskoz sönümde değişim C) Mod şeklindeki değişim.

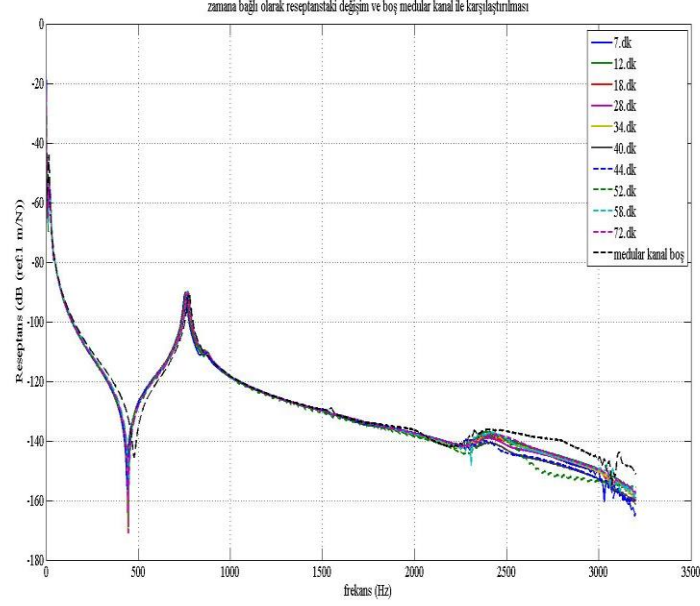
7.2.2 Numune 1- epoksi deneyi modal analiz sonuçları

Test düzeneği hazırlanması ile, medular kanal içerisine epoksi reçine dökülmüştür. Epoksi reçinenin monomerleşmesi yaklaşık 5 dakika sürmüştür. Ardından her 5 dakikada bir ölçüm alınmaya çalışılmıştır. İnsan faktörü devrede olması ve kemiğin darbe çekicine göre çok hafif kalması, çift darbe, aşırı yükleme gibi ölçüm problemlerine sebep olmasına karşın, 72 dakika içerisinde 10 ölçüm başarı ile alınmıştır. Şekil 7.5A ve Şekil 7.5B ile, ölçümün frekans cevap fonksiyonu ile ölçüm noktalarında oluşan faz açıları frekansa bağlı olarak gösterilmiştir. Şekil 7.5C ile de ölçüme ait koherans frekansa bağlı olarak ortaya koyulmuştur.

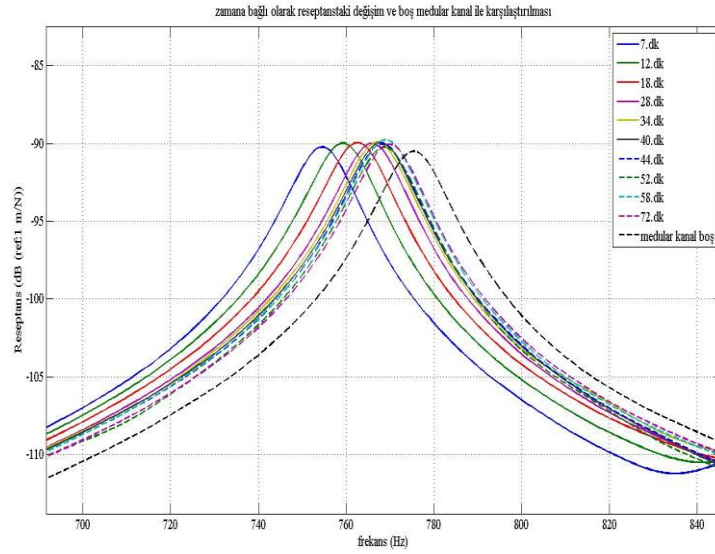


Şekil 7.5: Epoksi deneyi, A) Frekans cevap fonksiyonu, B) Faz açısı C)Koheransı.

Şekil 7.6A ve Şekil 7.6B ile bu ölçümün frekans cevap fonksiyonları daha yakından ele alınmıştır. Şekil 7.6A ile, ölçümün ilk 1200 Hz'lik kısmı, Şekil 6.4B ile de, ölçümdeki 650-900 Hz arası kısım paylaşılmıştır.



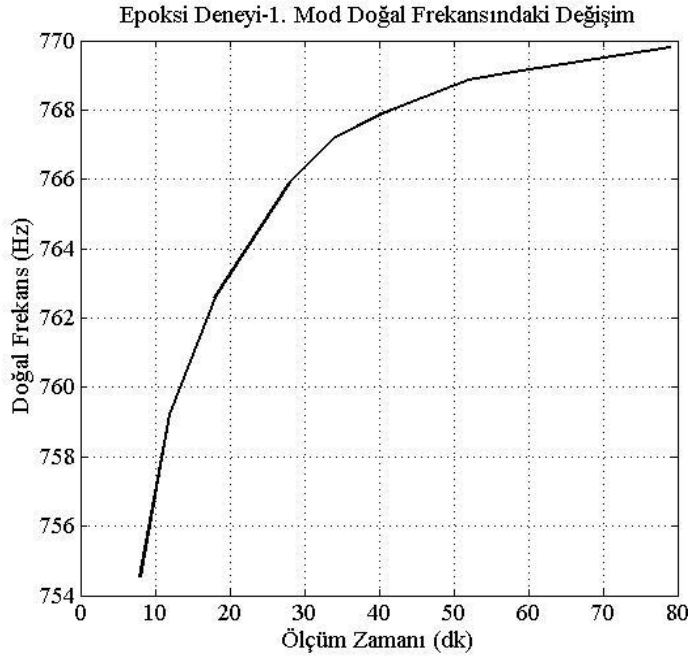
(A)



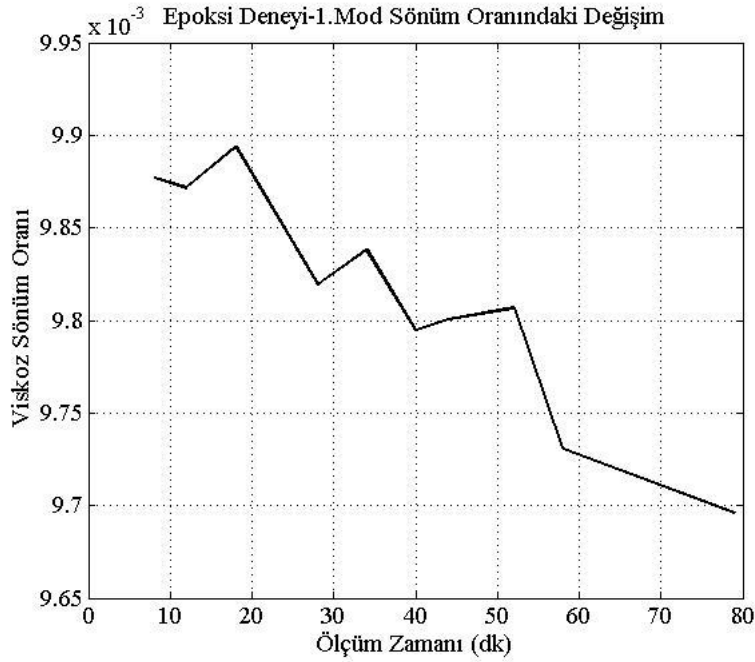
(B)

Şekil 7.6: A) Frekans cevap fonksiyonu 0-1200 Hz B) Frekans cevap fonksiyonu 700-850 Hz arası.

Elde edilen sonuçlar, line-fit yöntemi kullanılarak analiz edilmiştir. Analizler sonucunda doğal frekans değerinin literatüre benzer şekilde değiştiği saptanmıştır. Yine aynı şekilde, sönüm oranının da literatüre fenomen olarak benzer bir şekilde azaldığı saptanmıştır. Şekil 7.7A ile deney sonucunda meydana gelen doğal frekans değişimi, Şekil 7.7B ile deney sonucu meydana gelen sönüm oranı değişimini gösterilmiştir.



(A)



(B)

Şekil 7.7: 1. Modun A) Doğal frekansındaki değişim, B) Sönüm oranındaki değişim.

Medular kanal boşken alınan ölçümler neticesinde, Deneye epoksinin eklenmesi ile, doğal frekanstaki düşüşün sebebi kütlenin artmasına karşın epoksinin halen jel formunda bulunmasıdır. Deneyde kontrol noktası olarak epoksi eklendikten sonraki ilk ölçüm değerinin kabul edilmesi, zaman içerisinde meydana gelen rijitliğin yarattığı değişim gözlemlenmek istendiğinden tercih edilmiştir. Epoksi polimerleştikçe katılığı ve yapı entegrasyonu artmıştır. Polimerleşme esnasında meydana gelen ısı da epoksinin elastisite modülünü düşürmüştür. Sonrasında bu ısı da atıldığında, oda şartlarındaki elastisite modülüne yükselen epoksi ile doğal frekans artmıştır. Zaman

içerisinde meydana gelen kürleşme de yapısal bütünlüğü arttırmış, bu sebeple sönüm oranı da azalmıştır.

Meydana gelen değişim, doğal frekans'ta %2 civarlarındadır. Benzer Şekilde sönüm oranındaki değişim de %1.8 kadardır. Bu durum, katılığın malzeme yoğunluğu ile tanımlanabilmesine imkân sağlayan kemik malzeme modellerinin, sönüm için de yapılabilmesini mümkün kılmaktadır. Bu durum da teşhis için sönüm oranının kullanılabilirliğini arttırmaktadır.

Deney sürecinde yapılan işlem, sonlu elemanlar modelinde başlangıç koşulu olarak alınan, medular kanalın dolu olması durumu ile benzer bir süreci kapsamaktadır. Remodelleme algoritması ile model çalıştırıldığında, oluşan strain enerji yoğunluğuna bağlı başlangıçta eşit olarak alınan yoğunluklar belli bir periyotta değişmektedir. Bu sayede kemiğin sahip olduğu strain enerji yoğunluğu, algoritmada tanımlanan tembel bölgeye çekilmektedir. Nitekim, Lin D ve diğ. (2008), çalışmasında, osseointegrasyon meydana geldiğinde mandibularda meydana gelen kemik mineral yoğunluğuna bağlı olarak doğal frekans değerlerinde artış açık bir Şekilde sonlu elemanlar modelinde gösterilmiştir. Ayrıca, Shao ve diğ. (2007) çalışmasında, in-vivo ve in vitro yapılan ölçümler de bu çalışmayı destekler niteliktedir.

Epoksi kullanımındaki en büyük zorluk, çok hızlı katılaşp, rejim katılığına ulaşmasıdır. Deneyin başlaması ile birlikte yaklaşık 90 dakikalık bir zaman diliminde epoksi katılaşarak rejim durumuna ulaşmıştır. Bu da test içerisinde sağlıklı ölçüm alınmasını güçleştirmiştir.

Deney sürecinde ivmeölçerin kütlesi 4.8 g'dır. Bu da yaklaşık 150 g olan koyun tibiasının kütleden etkilenmesine sebep olmaktadır. Prensip olarak, normalde ölçümler boyunca kütle etkisinin ihmal edilebilmesi için %1 sınırı konmaktadır. Deney sürecinde görülmektedir ki, ivmeölçer ölçüm alınan cismin kütlesini %3 oranında değiştirmektedir. Bu da doğal frekansların olağandan daha küçük okumaya sebep verir. Fakat, bütün deney boyunca, benzer bir değişim söz konusu olacağından, bu kütle etkisi yalnızca değer bazında bir değişime sebebiyet verir. Fenomende bir değişim olmaz. Çünkü herhangi bir kütle kaybı deney sürecince gerçekleşmemektedir. Yine de daha doğru deney sonuçlarının oluşması bu kütle etkisinin giderilmesi ile mümkündür. Bu da lazer titreşim ölçerler ile etkili bir Şekilde yapılabilir. Herhangi bir kütlenin söz konusu olmayışı, yalnızca lazer ışınındaki doppler etkisi ile ölçüm alınması, iki açıdan avantajdır. Birinci avantaj, sonucu etkiyecek herhangi bir ölçüm cihaz kütlesi söz konusu değildir. 2. Avantajı ise, kütsüz bir ölçüm alınması, ölçümün dinamik sınırını çok yükseltmekte, bu da çok daha geniş bir spektrumda ölçüm alınabilmesini mümkün kılmaktadır. Aynı zamanda kütlenin de olmayışı,

hassasiyeti arttıran bir faktördür. Dolayısıyla biyomekanik anlamda dinamik sistem analizinin yapılabileceği en ideal ölçüm cihazı lazer titreşim ölçerdir.

Deney düzeneğine darbe çekici ile tahrik verilmesinin çok ciddi dezavantajları doğmuştur. Birincil dezavantajı, insan faktöründen kaynaklı olarak hata yapabilme riskine bağlı olarak, ölçüm aralığının azalmasıdır. Deney planlamasında 5 dakikada 1 ölçüm olmak amaçlanmasına karşın, çift darbe etkisi, aşırı tahrik girişi vb. etmenler deneydeki bu aralığı 10 dakikaya kadar çıkarmıştır. Bu sebeple böyle bir deney, her ne kadar ön çalışmada başarıyla sonuçlansa da, etkili bir çalışmanın yapılabilmesi sarsıcı ile mümkündür. Sarsıcının tamamen bilgisayar ile yönetilmesi ve ‘ortalama’ alma sayısının ayarlanabilir olması, ölçümün doğruluğunu arttıracak ciddi bir faktördür. Çekiç testinde 3 ortalama alınması yaklaşık 3-4 dakika sürerken, sarsıcı ile bu durum saniyeler mertebesinde. Bu da ölçüm kalitesini ve miktarını arttırıcı bir faktördür.

7.3 Numune 2 Deney Sonuçları

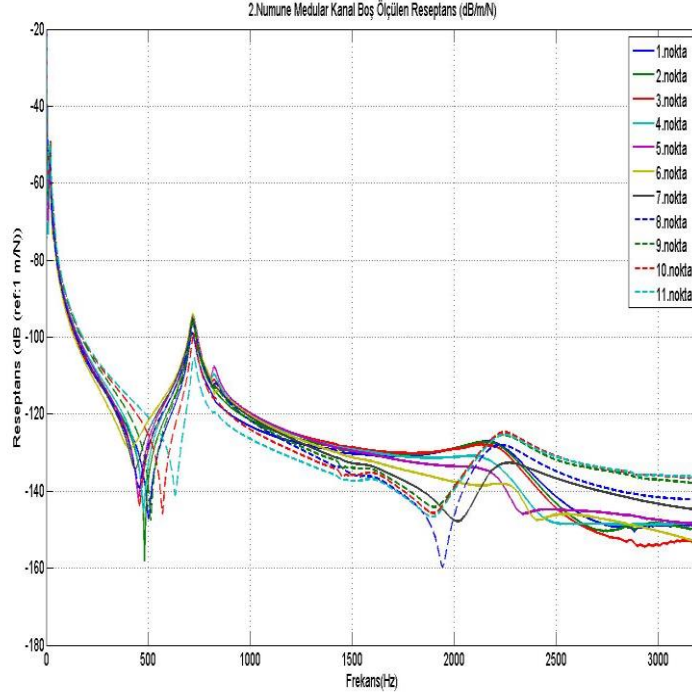
7.3.1 Numune 2-medular kanal boşken yapılan deneyin modal analiz sonuçları

Epoksi deneyi sonucu, literatürde medular kanaldaki kemik mineral yoğunluğunun değişimine bağlı olarak meydana gelen olay ile benzer sonuçlar vermiştir. Deneyin bu aşamasında ise, daha farklı, fakat daha düşük malzeme özelliklerine sahip PMMA, deney malzemesi olarak kullanılacaktır. Bu sayede, deney sonucunda bulunan sonuçların medular kanalda meydana gelen yapısal değişimden mi karşılandı, ya da farklı bir problem sonucu mu oluştu bunun teyidini sağlamak amaçlı uygulanacaktır.

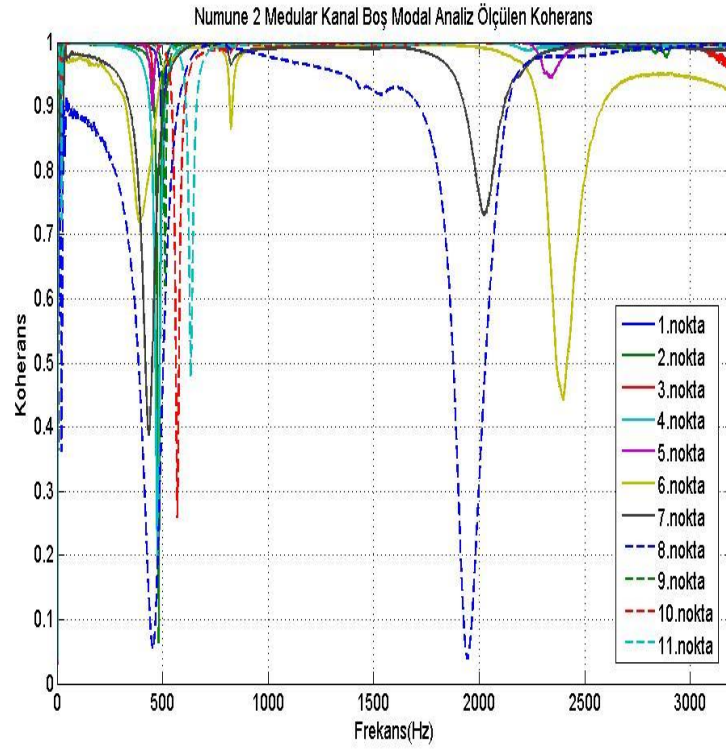
Bu deney için kullanılan koyun tibiası, önceki deneyde kullanılan tibia ile aynı olamamaktadır. Çünkü epoksi malzemenin porsu yapısına kadar işlemekte, bu sebeple deney numunesinin tek seferlik kullanılmasına sebep olmaktadır. Bu durum aynı zamanda deneyden istenen bir şart olduğundan ötürü, sıvı cıvata gibi yüzeye yapışmayan bir tip dolgu malzemesinin kullanılmasına engeldir.

Öteki takdirde, bu tarz bir dolgu malzemesi kullanılsaydı, malzeme-kemik doku arasındaki bağlantı bölgesinin rijitliğinin düşük çıkmasına sebep olacaktı. Bu durum genel rijitliğin daha düşük oluşmasına sebep olacak, Bu durum da ölçülen doğal frekansın artışı temsil etmek için uygun olmayacaktı. Bu sebeple dolgu malzemesi olarak özellikle kemik dolgu malzemesi arasında yapıştırıcı bir etki oluşturacak dolgu malzemeleri seçilmiştir.

Deneyin ilk aşamasında, bir başka koyun tibia numunesinin modal analizleri gerçekleştirilmiştir. Gerçekleştirilen modal analiz sonucu elde edilen frekans cevap fonksiyonları ve bunların koheransları Şekil.7.8 ile beraber verilmiştir



(A)

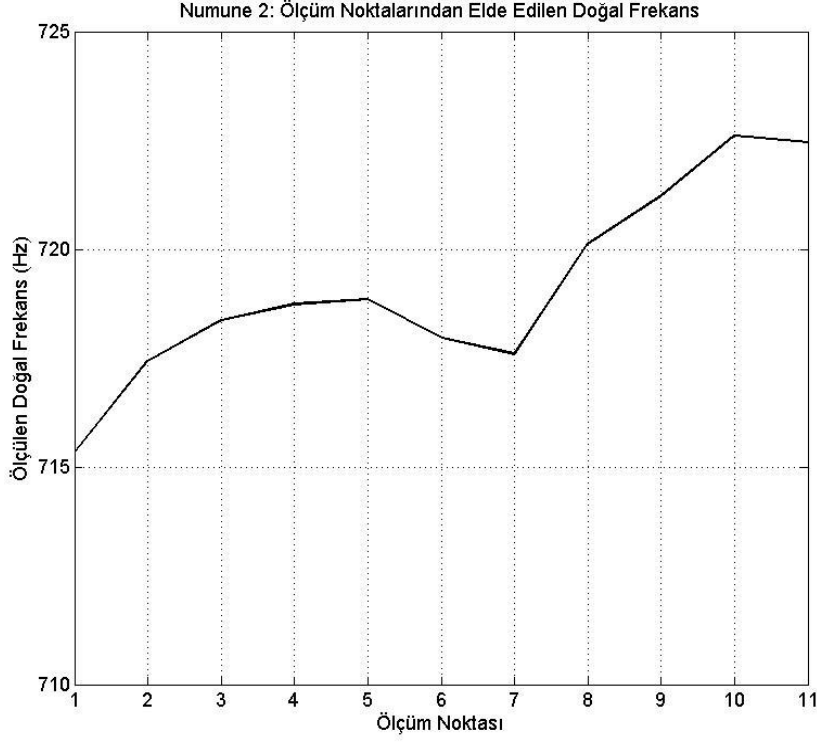


(B)

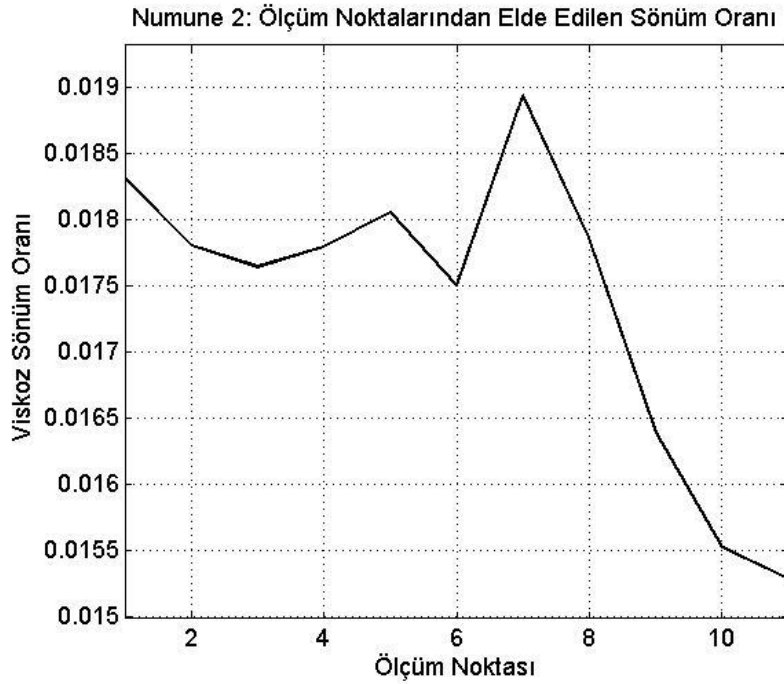
Şekil 7.8: A) Numune 2 medular kanal boş frekans cevap fonksiyonları
B) Numune 2 ölçüm koheransı.

Şekil.7.8 Koyun tibiasının alındığı hayvan değişmesine karşın, frekans cevap fonksiyonunun genel yapısında bir değişikliğin olmadığını göstermektedir. Nyquist grafik analizi uygulandığında, 1. modun oluşacağı frekans aralığında Nyquist

emberinin başarılı bir şekilde ölçülebildiği görölmektedir. Modal Analiz uygulanması sonucunda, sönüm karakteristiklerindeki dağılım ve modal hareketindeki değişimin de benzer çıkması durumunda, benzer dinamik davranışa sahip olacağı ön görülebilecektir. Şekil 7.9 ve ekil 7.10 ile, 2. numuneye ait modal analiz sonuçları paylaşılmıştır.

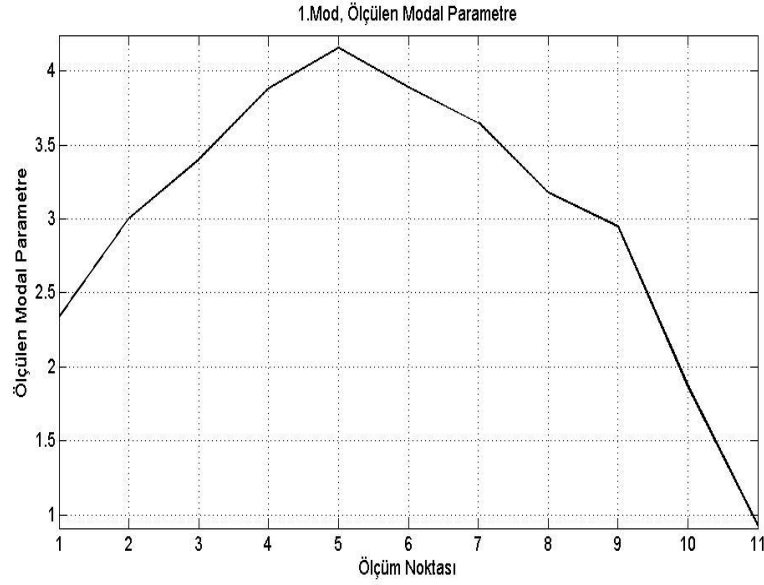


(A)



(B)

Şekil 7.9: Numune 2 A) Doğal frekansı B) Sönüm Oranı.



Şekil 7.10: Numune 2 1. Mod Şekli.

Bu durum 1. Numunedeki ölçüm ile örtüşüştür. Benzer deneyin yapılması amacıyla yine 1.modun tepe noktasına konulan ivmeölçer 2. modun anti rezonans noktasına denk gelmektedir. 3. mod ise ivmeölçer-silikon arası rijitlik sebebiyle gürültülü olarak elde edilmektedir. Bu sebeple, yine ilk numune test edilirken uygulanan prensip uygulanmış ve yalnız 1. Modun incelenmesine devam edilmiştir.

Ardından bu frekans cevap fonksiyonları kullanılarak, sisteme ait modal karakteristikler elde edilmiştir. Modal karakteristikler araştırılırken, çalışmada izlenen yöntemte sadık kalınarak 1. eğilme moduna ait karakteristikler analiz boyunca elde edilmiştir.

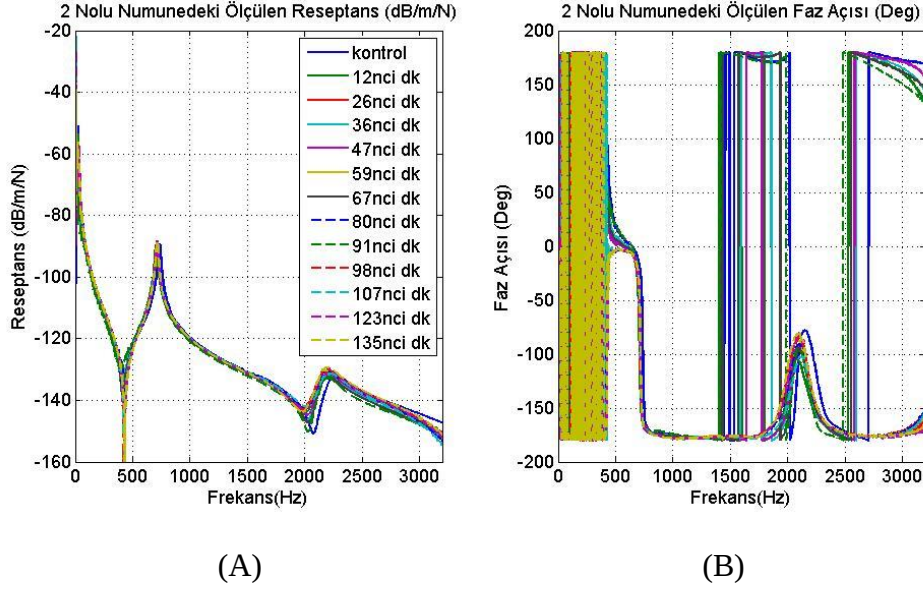
Modal analiz sonucu elde edilmiş veriler incelendiğinde, numune 1 ile benzer Şekilde, fakat numunenin kendine haz biçim-yoğunluk düzensizliğine bağlı olarak her ölçüm noktasındaki 1. moda ait doğal frekanslar ve sönüm oranları belli bir aralıkta elde edilmiştir. Bu durumun sebep ve arka planında ortaya atılan teori, ilk numunenin incelenmesi sırasında açıklanmıştı. Ayrıca, Numene 1 deki yumuşak doku problemi burada da söz konusu olmuştur. Bu dokuların, malzeme yapısına zarar vermeksizin temizlenebilmesi, bütün modun ölçümünü sağlayacaktır.

7.3.2 Numune 2- pmma deneyi modal analiz sonuçları

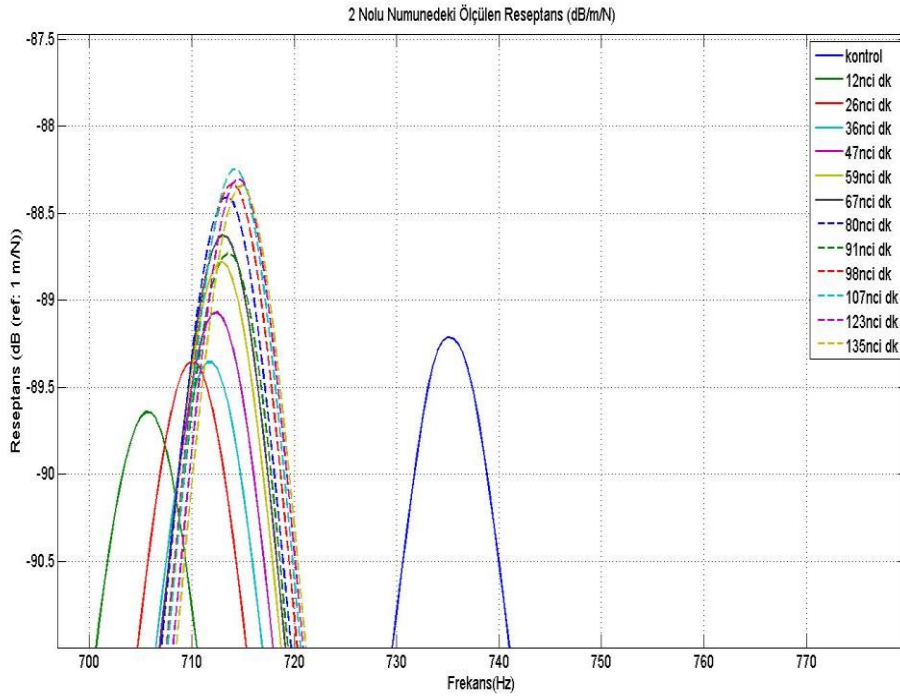
PMMA deneyi uygulanmadan önce numune 2'nin medular kanallarına, sagital eksene paralel olacak şekilde delikler açılmıştır. Ardından medular kanal içerisindeki ilik boşaltılmıştır. Boşaltma işleminin başarılı olduğu test edilmiştir.

PMMA'nın hazırlanması amacıyla 3 ölçek sıvı monomer, 1 ölçek akrilik tozunun uygulanması önerilmiştir. Deneyde de benzer şekilde hareket edilmiştir. PMMA'nın

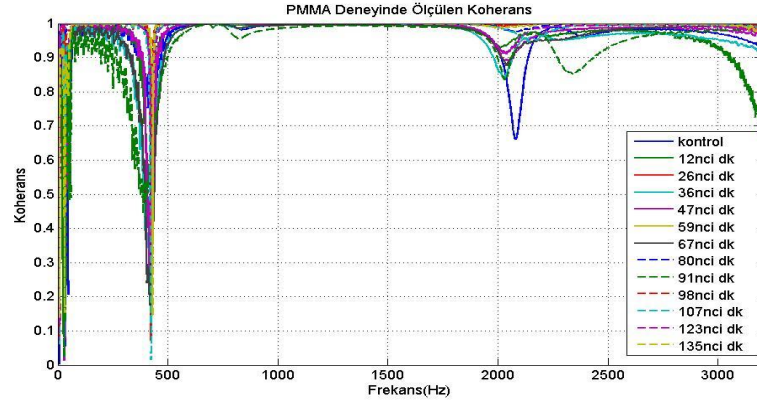
uygulanmasında yaşanan en büyük zorluk, jelleşme süresinin çok kısa sürmesidir. Bu sebeple, akışkan özelliğini hızlıca kaybeden PMMA'nın medular kanala konması esnasında ince uzun bir aparatın yararlanılmıştır. Bu durum PMMA'nın kurlaşmasının ilk evresinin görülmesini engellemiştir. Nitekim deneyde de bu durum açıkça görülmüştür. Deney sonuçları Şekil 7.11, deneyin koheransı ise Şekil 7.12 ile verilmiştir.



Şekil 7.11: PMMA Deneyi ölçüm sonucu elde edilen A) Frekans cevap fonksiyonları B) Faz Açıları.

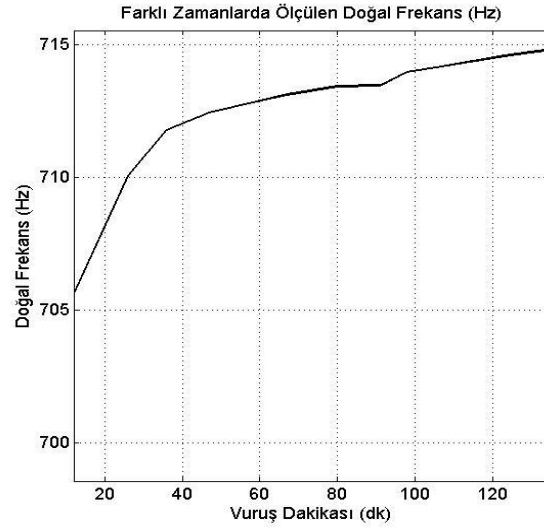


Şekil 7.12: Frekans Cevap Fonksiyonları 700-780 Hz arası.

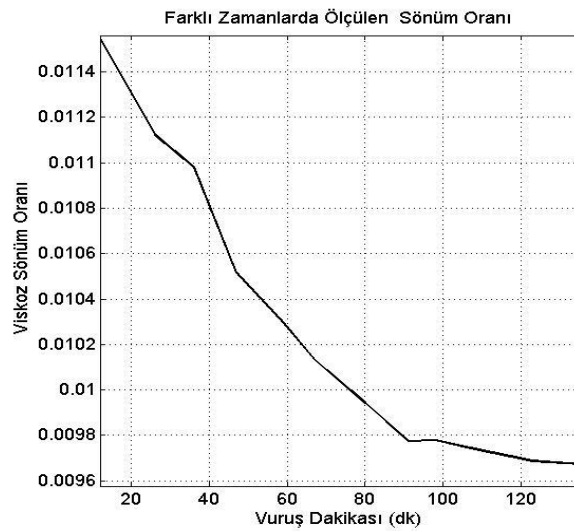


Şekil 7.13: B ölçümlerin koheransı verileri.

Ölçümlerin modal analizleri sonucu elde edilen doğal frekans ve sönüm oranlarındaki değişim Şekil 7.13 ile verilmiştir



(A)



(B)

Şekil 7.14: A) Kemiğin doğal frekansının PMMA kürleşmesi sonucu değişmesi B) Kemiğin sönüm oranının PMMA kürleşmesi sonucu değişmesi.

PMMA jelleşme süresinin çok kısa olması ve medular kanala uygulanması esnasında meydana gelen zorluklar, deneyin k rleşme önceki kısmını görmeyi mümkün kılmamıştır, buna karşın, 12. dakikadaki koheransı sonuçları incelenirse, sistemin 1. doğal frekansının değerinin azaldığı görülmektedir. Bu durum, ol um periyodu içerisinde hızlı bir değişimin meydana geldiğini göstermektedir. Zaman içerisinde k rleşme hızı da azaldığından, koheransı verilerinin daha tutarlı olarak oluşmasına sebep olmuştur.

 l um sonuçları sonucu, ilk numune ile benzer şekilde doğal frekans değerinin arttığı ve sönüm oranının azaldığı görülmektedir. Bu durum, medular kanaldaki kemik mineral yoğunluk artışına bağlı olarak doğal frekansın artacağı ve sönüm oranının azalacağını göstermektedir.

8. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, kemik iyileşme modelinin dinamik karakteristikler ile tanımlanabilmesi için nasıl bir yol haritası izlenmeli sorusunun cevabı aranmıştır. Literatürde birçok makale, kemik iyileşme modelinin geliştirilmesi yönünde mihenk taşı yaratmışlar. Her bir araştırma, daha gerçekçi ve kapsamlı bir modelin oluşturulması için imkân sağlama amacıyla hareket ederek modeller geliştirmiştir. Bu durum yeni fenomenlerin ortaya çıkması ile genişlemektedir.

Literatürde, titreşimin kemik üzerine etkisini gösteren çeşitli çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmalar arasında, sıklıkla uygulanagelen çalışmalardan bir tanesi, hücre kültürlerinin titreşim girişine karşı verdiği tepkinin ölçülmesi çalışmalarıdır. Bu çalışmalardaki bulgular göstermektedir ki, uygun titreşim frekansları hücre popülasyonunun artmasına sebep olup, metabolik faaliyetlerini hızlandırmaktadır.

Ayrıca Zhao, ve diğ. (2013), kemiklerin doğal frekanslarına yakın frekanslarda, kemiğin modal şekline bağlı olarak remodelleme davranışında artışa sebebiyet verdiği in-vivo olarak ortaya koymaktadır. Bu durum doğal frekans bölgesinde malzemenin sahip olduğu bir nicelik sebebiyle sistemin iyileşme cevabı göstereceğini düşündürmektedir.

Yapılan deneyler sonucunda görülmektedir ki, tibia gibi uzun kemiğe ait medular kanal hacmi azaldıkça, doğal frekansı artmakta, bununla birlikte sönüm oranı azalmaktadır. Kemiğe mineral yoğunluğunun artışına bağlı olarak bu durumun oluştuğu literatürde çeşitli çalışmalarda da gösterilmiştir. Bu gözlem, kemiğin sönüm oranını kontrol etmeye çalıştığı şeklinde bir düşünceyi akıllara getirmektedir.

Hasar onarım teorisinin ortaya attığı hipoteze göre, kemik, yapısında bulunan mikroçatlakları onarmakta, bu prensip üzerinden kendini sürekli olarak yenilemektedir. Bunun sağlanması da, çatlaklar sonucu osteosit bağlantılarında meydana gelen kopukluk ve osteosit apoptosisine bağlanmaktadır. Bu olaylar sonucu, osteositlerin yarattığı kimyasal etkide süreksizlik oluşmakta, bu süreksizliğin giderilmesi için remodelleme senkronu başlamaktadır. Bu hipotez, oluşan malzeme

yorulması ve ömür gibi mühendislik disiplinlerini çok zorlayan ve sınırlandıran fenomenlere karşı kemiğin geliştirdiği kendini koruma davranışını ortaya koymaktadır. Bu açıdan hasar-onarım prensipli remodelleme davranış teorisi önem arz etmektedir.

Mühendislik disiplinde, yorulma ve ömür ile alakalı yapılan çalışmalara bakıldığında, yorulma meydana geldikçe doğal frekansın azalacağı (Kniem ve Lien, 2001) ve sönüm oranının artacağı çeşitli çalışmalarda ortaya konmuştur. (Panteliou ve Dimarogonas, 2000) çalışmasında da, malzeme entegrasyonunu bozan faktörlerin sönüm oranına etkisi, gözeneklilik ve çatlak ile yapılan tanımlamalarla ortaya konmuştur. Nitekim, bu teoriler, deneysel olarak da ortaya konmuştur (Elkhier, ve diğ., 2014).

Ayrıca Kameo ve Adachi, (2014) çalışmalarında, kayma gerilmelerinin yarattığı porsu yapı da gözler önüne serilmiştir. Bu çalışma aynı zamanda Weinbaum ve diğ., (1994) yaptığı çalışmanın uygulaması olan Kameo ve diğ., (2011) ve Kameo ve Adachi (2014) çalışmasının da devamı niteliğindedir. Bu teorilerin çıktısı olarak görülmektedir ki, kemik içyapısında, osteositik prosesler üzerinde oluşan kayma gerilmesinin yaratacağı etkiye bağlı olarak porsu bir yapı oluşturmaya meyilli bir karakter izlemektedir. Bu durum, neden kemik dokunun gözenekli bir yapıda bir doku olduğunu açıklamaktadır.

Bu durumda denebilir ki kemik, yapısına karşı bir tehdit olarak algıladığı zaman sönüm karakteristiğini azaltmaya çalışmakta, bu tehdit ortadan kalktığında da, sönüm oranını arttırır bir karakteristikte bir davranış ortaya çıkarmaktadır.

Elde edilen bulgular göstermektedir ki, titreşim bu şartları sağlamak için iyi bir adaydır. Bu durumun daha detaylı olarak ele alınması, titreşimlerin nasıl bir organizma içi reaksiyona sebep olacağını ortaya koyabilir. Bu durum, ilerleyen çalışmalar ile kemik mineral yoğunluğunun dış etkenlere bağlı kalmaksızın korunabilmesine zemin hazırlayacaktır.

KAYNAKLAR

- [1] **Baroud G., Falk R., Crookshank M., Sponagel S., Steffen T.** (2004). “Experimental and theoretical investigation of directional permeability of human vertebral cancellous bone for cement infiltration”, *Journal of Biomechanics*, 37, 189-196
- [2] **Bellido T., Plotkin L.I., Bruzzaniti A.** (2014). *Basic and Applied Bone Biology*, London, England: Elsevier, Academic Press
- [3] **Bi S., Ren J., Wang W., Zong G.** (2013). “Elimination of transducer mass loading effects in shaker modal testing”, *Mechanical Systems and Signal Processing*, 38, 265-275
- [4] **Boyle C., Kim I.Y.** (2011). “Comparison of different hip prosthesis shapes considering micro-level bone remodeling and stress-shielding criteria using three-dimensional design space topology optimization”, *Journal of Biomechanics*, 44, 1722-1728
- [5] **Brånemark R., Brånemark P.I., Rydevik B., Myers R.R.** (2001). “Osseointegration in skeletal reconstruction and Rehabilitation”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 38(2), 1-8
- [6] **Cairns J. N., Pearcy M.J., Smeathers J., Clayton J.A.** (2013). “Ability of modal analysis to detect osseointegration of implants in transfemoral amputees: a physical model study”, *Medical & Biological Engineering & Computing*, 51, 39-47
- [7] **Campoli G., Baka N., Kaptein B.L., Valstar E.R., Zachow S., Weinans H., Zadpoor A.A.** (2014). “Relationship between the shape and density distribution of the femur and its natural frequencies of vibration”, *Journal of Biomechanics*, 47, 3334-3343
- [8] **Chen J.H., Liu C., You L., Simmons C.A.** (2010). “Boning upon Wolff’s Law: Mechanical regulation of the cells that make and maintain bone”, *Journal of Biomechanics*, 43, 108–118
- [9] **Christopoulou G.E., Stavropoulou A., Anastassoulou G., Papadaki E., Karamanos N.K., Panagiotoulou E.** (2006). “Evaluation of modal damping factor as a diagnostic tool for osteoporosis and its relation with serum osteocalcin and collagen I N-telopeptide for monitoring the efficacy of alendronate in ovariectomized rats”, *Pharmaceutical and Biomedical Analysis*, 41, 891-897,
- [10] **Cristofonolini L., Conti G., Juszczuk M, Cremonini S., Jan S.V.S., Viceconti M.** (2010). “Structural behavior and strain distribution of the long bones of the human lower limbs”, *Journal of Biomechanics*, 43, 826–835

- [11] **Elkhier M.A., Hamada A.A., El-Deen A.B.** (2014). “Prediction of fatigue life of glass fiber reinforced polyester composites using modal testing”, *International Journal of Fatigue*, 69, 28-35
- [12] **Ewins D.J.** (2000). *Modal Testing: Theory, Practice and Application* (2. Baskı). Hertfordshire, İngiltere: *Research Studies Press Ltd.*
- [13] **Garijo N., Fernández J.R., Pérez M.A., García-Aznar J.M.** (2014). “Numerical stability and convergence analysis of bone remodeling model”, *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 271, 253–268
- [14] **Ganesan R.** (1998). “Vibration analysis for stability of singular non-self-adjoint beam-columns using stochastic FEM”, *Computers and Structures*, 68, 543-554
- [15] **Hagberg K., Brånemark R.** (2009). “One hundred patients treated with osseointegrated transfemoral amputation prostheses—Rehabilitation perspective”, *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 46(3), 331-344
- [16] **Hernandez C.J., Beaupre G.S., Keller T.S., Carter D.R.** (2001). “The Influence of Bone Volume Fraction and Ash Fraction on Bone Strength and Modulus”, *Bone*, 29, 74-78
- [17] **Ignatius A., Blessing H., Liedert A., Schmidt C., Neidlinger-Wilke C., Kaspar D., Friemert B., Claes L.** (2005). “Tissue engineering of bone: effects of mechanical strain on osteoblastic cells in type I collagen matrices”, *Biomaterials*, 26, 311-318
- [18] **International Osteoporosis Foundation** (2012). “Capture the Fracture: A Global Campaign to Break the Fragility Fracture Cycle”, 28s
- [19] **International Osteoporosis Foundation** (2009). “Epidemiology, Costs And Burden Of Osteoporosis In Asia”, 60s
- [20] **Jang I.G., Kim I.Y.** (2008). “Computational study of Wolff’s law with trabecular architecture in the human proximal femur using topology optimization”, *Journal of Biomechanics*, 41, 2353–2361
- [21] **Jordan J.L., Foley J.R.** (2008). “Mechanical Properties of EPON 826/DEA epoxy”, *Mechanics of Time Dependent Materials*, 12(3), 249-272
- [22] **Judex S., Lei X., Han D., Rubin C.** (2007). “Low-magnitude mechanical signals that stimulate bone formation in the ovariectomized rat are dependent on the applied frequency but not on the strain magnitude”, *Journal of Biomechanics* 40, 1333–1339
- [23] **Kameo Y., Adachi T., Hojo M.** (2011). “Effects of loading frequency on the functional adaptation of trabeculae predicted by bone remodeling simulation”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4, 900-908
- [24] **Kameo Y., Adachi T.** (2014). “Interstitial fluid flow in canaliculi as a mechanical stimulus for cancellous bone remodelling: in silico validation”, *Biomechanics and Modelling in Mechanobiology*, 13, 851-860

- [25] **Kameo Y., Taiji A.** (2014). “Modelling trabecular bone adaptation to local bending load regulated by mechanosensing osteocytes”, *Acta Mechanica*, 225(10), 2833-2840
- [26] **Kanazawa I., Yamaguchi T., Tada Y., Yamauchi M., Yano S., Sugimoto T.** (2011). “Serum Osteocalcin Level Is Positively Associated With Insulin Sensitivity And Secretion In Patients With Type 2 Diabetes”, *Bone*, 48, 720–725
- [27] **Khiem N.T., Lien T.V.** (2001). “A Simplified method for natural frequency analysis of a multiple cracked beam”, *Journal of Sound and Vibration*, 245(4), 737-751
- [28] **Kloss F.R., Gassner R.**, (2006). “Bone And Aging: Effects On The Maxillofacial Skeleton”, *Experimental Gerontology* 41, 123–129
- [29] **Lapique F., Redford K.** (2002). “Curing effects on viscosity and mechanical properties of a commercial epoxy resin adhesive”, *International Journal of Adhesion and Adhesives*, 22, 337-346
- [30] **Lin D., Li Q., Li W., Duckmanton N., Swain M.** (2010). “Mandibular bone remodeling induced by dental implant”, *Journal of Biomechanics*, 43, 287–293
- [31] **Malachanne E., Dureisseix D., Jourdan F.** (2011). “Numerical model of bone remodeling sensitive to loading frequency through a poroelastic behavior and internal fluid movements”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4, 849-857
- [32] **Morris E. C.** (2012). “Cell Physiology Sourcebook 4.Baskı-Chapter 27: Why are so many ion channels mechanosensitive?”, Londra, İngiltere: *Elsevier*, 493-505
- [33] **Panteliou S.D., Dimarogonas A.D.** (2000). “Damping Associated with porosity and crack in Solids, *Theoretical and Applied Fracture Mechanics*”, 34, 217-223
- [34] **Panteliou SD., Panagiotopoulos E., Varakis J., Orkoula M., Kontoyannis C.** (2012). “Measurement of Modal Damping Factor to Monitor Bone Integrity and Osteopenia: A Study on Sheep Trochanters”. *J Bioengineer & Biomedical Sci* 2(3),1-6
- [35] **Prendergast P.J., Taylor D.** (1994). “Prediction of bone adaptation using damage accumulation”, *Journal of Biomechanics*, 27(8), 1067-1076
- [36] **Prisby R.D., Lafage-Proust M.H., Malaval L., Belli A., Vico L.** (2008). “Effects of whole body vibration on the skeleton and other organ systems in man and animal models: What we know and what we need to know”, *Ageing Research Reviews*, 7, 319–329
- [37] **Rietbergen B., Majumdar S., Pistoia W., Newitt D.C., Kothari M., Laib A., Rügsegger P.** (1998). “Assesment of cancellous bone mechanical properties from micro-FE models based on micro-CT, pQCT and MR images” *Technology and Health Care*, 6, 413-420
- [38] **Sanliturk K.Y., Cakar O.** (2005). “Noise elimination from measured frequency response functions”, *Mechanical Systems and Signal Processing*, 19, 615-631

- [39] **Seeley R.R., Stephens T.D., Tate P.** (2008). "Anatomy and Physiology, Eighth Edition", New York, ABD: *McGraw-Hill*,
- [40] **Shao F., Xu W., Crocombe A., Ewins D.** (2007). "Natural Frequency Analysis of Osseointegration for Trans-femoral Implant", *Annals of Biomedical Engineering*, 35(5), 817-824
- [41] **Shao J., Wang Z., Yang T., Ying H., Zhang Y., Liu S.** (2015)., "Bone Regulates Glucose Metabolism as an Endocrine Organ through Osteocalcin", *International Journal of Endocrinology*, Article ID: 967673
- [42] **Tanaka S.M., Li J., Duncan R.L., Yokota H., Burr D.B., Charles H.T.** (2003), "Effects of broad frequency vibration on cultured osteoblasts", *Journal of Biomechanics*, 36, 73-80
- [43] **Tate M.L.K.** (2003). "'Whither flows the fluid in bone?' An osteocyte's perspective", *Journal of Biomechanics*, 36, 1409-1424
- [44] **Taylor D., Hazenberg J.G., Lee T.C.** (2007). "Living with cracks, Damage and repair in human bone", *Nature Materials*, 6, 263-268
- [45] **Taylor D. Ve Lee T.C.** (2003). "Microdamage and Mechanic Behaviour: Predicting Failure and Remodelling in Compact Bone", *Journal of Anatomy*, 203, 203-211
- [46] **Taylor W.R., Roland E., Ploeg H., Hertig D., Klabunde R., Warner M.D., Hobatho M.C., Rakotomanana L., Clift S.E.** (2002). "Determination of orthotropic bone elastic constants using FEA and modal analysis", *Journal of Biomechanics*, 35, 767-773
- [47] **Thrailkill K.M. , Lumpkin C.K. , Bunn ,Jr. R. C., Kemp S.F., and Fowlkes J.L.** (2005). "Is Insulin An Anabolic Agent In Bone? Dissecting The Diabetic Bone For Clues". *Am. J. Physiol. Endocrinol. Metab.*, 289, 735–745
- [48] **Thompson W.R., Rubin C.T., Rubin J.** (2012). "Mechanical regulation of signaling pathways in bone", *Gene*, 503,179–193
- [49] **Tsubota K., Suzuki Y., Yamada T., Hojo M., Makinouchi A., Adachi T.** (2009). "Computer simulation of trabecular remodeling in human proximal femur using large-scale voxel FE models: Approach to understanding Wolff's law", *Journal Of Biomechanics*, 42, 1088–1094
- [50] **Tuna M.** (2013). Computer Simulation of Bone Remodelling, ITU *Yüksek Lisans Tezi*
- [51] **URL-1,** <<http://www.anatomybox.com/osteoclast-sem/>>, son erişim: 21 Nisan 2015
- [52] **URL-2,** <https://www.ucl.ac.uk/cdb/research/arnett/gallery_bone2/cortbone3.jpg?hires>, son erişim: 21 Nisan 2015
- [53] **URL-3,** <http://webhotel2.tut.fi/projects/caeds/tekstit/plastics/plastics_PMMA.pdf>, Son erişim: 21 Nisan 2015
- [54] **URL-4: EasyMod,** <<http://mecara.fpms.ac.be/EasyMod/>>, Son erişim: 24 Nisan 2015

- [55] **Vörden D., Lange M., Schumuck M., Schmidt N., Möller R.** (2012). “Spring constant of a tuning-fork sensor for dynamic force microscopy”, *Bellstein Journal of Nanotechnology*, 3, 809-816
- [56] **Weinbaum S., Cowin S.C., Zeng Y.** (1994). “A Model for the Excitation of Osteocytes by Mechanical Loading-Induced Bone Fluid Shear Stresses”, *Journal of Biomechanics*, 27(3), 339-360
- [57] **WHO**, Diabetes, (2014). [Http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/en/](http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs312/en/)
Son erişim: 24 Nisan 2015
- [58] **Zadpoor A.A.** (2013). “Open forward and inverse problems in theoretical modeling of bone tissue adaptation”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 27, 249-261
- [59] **Zhang X., Torcasio A., Vandamme K., Ogawa T., Lenthe G.H., Naert I., Duyck J.** “Enhancement of Implant Osseointegration by High-Frequency Low-Magnitude Loading, *Plos one*, <http://www.plosone.org/article/info%3Adoi%2F10.1371%2Fjournal.pone.0040488>, Son erişim tarihi: 11 Nisan 2014
- [60] **Zhao L., Dodge T., Nemani A.** (2014). “Resonance in the Mouse tibia as a predictor of frequencies and location of loading induced bone formation, *Biomechanics and Modeling Mechanobiology*, 13, 141-151

EKLER

EK A: Modal Analiz Uygulama Kodları

EK B: fig_ciz.m Fonksiyonun Açıklanması

EK C: format_ayar.m Fonksiyonun Açıklanması

EK D: fig_kaydet.m Fonksiyonun Açıklanması

EK E: Line Fit MATLAB Kodları [48]

EK F: yan fonksiyon olarak estimate_delta.m [48]

EK G: Yan fonksiyon olan moindre_carre.m programlarının açıklanması [48]

EK H: line_fit.m programı ile uygulanan modal analizin grafiğe dökülmesinde kullanılan program [48]

EK J: err_fit_circle.m programı [48]

Elde edilen verilerin okunması amacıyla, tez dahilinde kodlama yapılmıştır.

Modal analiz esnasında kullanılmış olan kodlar, Prof. Dr. Ir. Georges KOUROUSSIS ve Laboratuvarı tarafından ücretsiz olarak servis edilen MATLAB kodlarıdır. Bu kodlar içerisindeki açıklamalar, tez içerisinde Türkçeleştirilmiş, Uygulama içinde kullanımı da açıklanmıştır.

EK A: Modal Analiz Uygulama Kodları

```
1. %% Modal analiz Programı
2. %Yazan: A.Oğuzhan Ahan
3. %Bu Program, .uff uzantılı olarak elde edilen frekans cevap fonksiyonlarını
4. %okuyarak işler. Her bir parametrenin yanlarına anlamları iliştilmiştir.
5. %bu şekilde takip etmesi daha kolay bir kod elde edilmesi amaçlanmıştır.
6. %% Ölçüm koşulları Tanımlanır.
7. clear
8. clc
9. freqmax=3200; %Nyquist Frekansı, Hz
10. N=6400; % Örneklem Zamanı, Hz
11. point=7; %çekiç testindeki pivot noktası
12. df=freqmax/N; %Çözünürlük
13. freqn=df;
14. files = dir('frf_*.uff'); %frf_ ile başlayan bütün dosyalar okunmaktadır.
15. nfiles = length(files); %Kaç adet dosya olduğu belirlenmiştir. Doğru sayıda
    dosyanın okunduğunu öğrenmek amaçlıdır.
16. operet=[1,2,3,4,5,6,7,8,9,10,11,12,13]; %files struct'ında toparlanmış
    verilerin işleme sırası
17. %% Veriler okunur.
18. for J=1:length(operet)
19. I=operet(J);
20. infile = files(I).name; %hangi verinin okunduğu yazı formatında tanımlanır
21. infile
22. file_A=fopen(infile,'r'); %okunacak verinin ismi tanımlanır. 'r' hali hazırda
    tanımlanan verinin okunmasıdır.
23. for i=1:13
24. unnecessaryA=fgetl(file_A); %Verinin okunmasındaki gereksiz, uff hakkında
    bilgi veren satırlar silinir.
25. end
26. freq=freqn:freqn:freqmax; %alınmış olan fourier analizinin frekansları elde
    edilir.
27. freqr=2*pi*freq; % Hz birimi rad/s'ye çevirilir
28. w_2=(freqr.^2).'; %İnertanstan reseptansa geçiş için frekansların karesi alınır.
29. data_A=fscanf(file_A,'%g',2*N); % okunmuş olan frekans cevap
    fonksiyonun reel ve imajiner kısımları aynı veride okunur.
30. %tek sayı satırlar reel kısımdır, çift sayı satırdakiler imajiner sayıdır
31. real_A=data_A(1:2:end); %reel sayılar ayrıştırılır
32. imag_A=j*data_A(2:2:end); %imajiner sayılar ayrıştırılır
```

```

33. H=real_A+imag_A; %İnertans, kompleks düzlemde elde edilir.
34. recA(:,J)=-(H./w_2); %reseptans verisi kompleks düzlemde elde edilir.
35. abs_recA=abs(recA(:,J)); %kompleks düzlemdeki reseptansın mutlak değeri
    bulunur.
36. rec_dataA(:,J)=20*log10(abs_recA); %reseptans logaritmik düzlemde yazılır.
37. phaseA(:,J)=radtodeg(angle(recA(:,J))); %Her bir noktanın faz değeri elde
    edilir.
38. end
39. %elde edilen grafikler tanımlanır.
40. ölçümdk={'kontrol';'12nci dk';'26nci dk';'36nci dk';'47nci dk';'59nci dk';
41. '67nci dk';'80nci dk';'91nci dk';'98nci dk';'107nci dk';'123nci dk';'135nci dk'};
42. %grafiklerin başlıkları tanımlanır.
43. fig_ciz(freq,rec_dataA,phaseA,'Reseptans (dB/m/N)','Faz Açısı (Deg)')
44. %% Line-Fit Uygulanır
45. for Zet=1:length(operet)
46. [pks lkm]=findpeaks(rec_dataA(:,Zet),'minpeakdistance',1000); %tepe
    noktalar belirlenir.
47. p=1;
48. for I=1:length(lkm) %analiz edilecek tepe noktaları seçilir.
49. freq(lkm(I)) %frekans gösterilir.
50. flag=input('1 mi 0 mı?') %seçilecekse 1, ihmal edilecekse 0 tuşlanır.
51. if flag==1 %seçilmiş frekans söz konusuysa modal analiz başlar,
52. fmin=freq(lkm(I))-15; %analiz edilecek alt sınır belirlenir
53. fmax=freq(lkm(I))+15; %analiz edilecek üst sınır belirlenir.

54. [freq_local,H_local,H_gen_local,infoMODE,line_prop] =
    line_fit(recA(:,Zet),freq,fmin,fmax) ; %line fit yöntemi uygulanır.
55. plot_line_fit(freq_local,H_local,H_gen_local,infoMODE,line_prop) %line fit
    yönteminde elde edilen verilerden grafikler elde edilir
56. if flag==1 %elde edilen modal çarpan 0'dan farklı ise
57. rezf(p)=infoMODE.frequencyk; % Belirlenen doğal frekans kaydedilir.
58. damp(p)=infoMODE.etak; %Belirlenen sönüm katsayısı kaydedilir.
59. mode(p)=infoMODE.Bijk; %Belirnen modal çarpan kaydedilir
60. p=p+1; %sayaç indisi
61. end
62. %line fit ile elde edilen grafik kaydedilir.
63. DD1=num2str(fix(rezf(p-1)));
64. DD2='(Hz) deki modun modal analizi';
65. formatspec='%1$s %2$s';
66. C2=sprintf(formatspec, DD1,DD2);
67. fig_kaydet(ölçümdk{Zet},C2)

68. else
69. continue
70. end
71. end
72. %% Frekans cevap fonksiyonu ile uydurulmuş eğri karşılaştırılır.
73. for J=1:p-1;
74. s=1;
75. rezfw=2*pi*rezf;

```

```

76. for M=linspace(min(freq),max(freq),N)
    a. ww=2*pi*M;
    b. Hs(s,J)=mode(J)/complex(ww^2-rezfw(J)^2,damp(J)*rezfw(J)^2);
    c. s=s+1;
77. end
78. end
79. Hgen_glo=0;
80. for J=1:p-1
81. Hgen_glo=Hgen_glo+Hs(:,J);
82. end
83. freqgen=linspace(0,freqmax,length(Hgen_glo));
84. abs_gloA=abs(Hgen_glo);
85. rec_gloA=20*log10(abs_gloA);

86. plot(freqgen,rec_gloA,freqgen,rec_dataA(:,Zet)), grid, xlabel 'frekans(Hz)',
    ylabel 'reseptans(dB/m/N)', title 'Sistemin Frekans Cevabı', legend
87. saveas(gca,'karşılaştırma','jpg')

88. %% farklı iki frekans cevap fonksiyonu ile
89. if p==2 %tek bir mod şeklinin analiz edildiği anlaşılmaktadır. Bu durumda
    farklı frekans cevap fonksiyonları karşılaştırılmaktadır.
90. grezf(Zet)=infoMODE.frequencyk;
91. gdamp(Zet)=infoMODE.etak;
92. gmode(Zet)=infoMODE.Bijk;
93. end
94. end
95. %% Modal çarpanlar elde edilmesi
96. Ajk=abs(gmode);
97. MOD(point)=sqrt(Ajk(point)); %pivot noktasındaki modal çarpan elde edilir.
98. for I=1:length(Ajk)
99. if I==point
100.     continue
101. elseif I~=point
102.     MOD(I)=Ajk(I)/MOD(point); %pivot üzerinden diğer modal
        çarpanlar elde edilir.
103.     end
104.     end

105.     %p=1 durumunda karşılaştırmalı grafiklerin çizilmesi
106.     if p==2
107.         Tdk=[12,26,36,47,59,67,80,91,98,107,123,135];
108.         dinamik_kar_fig(Tdk,gdamp(2:end)/2,'Farklı Zamanlarda','Ölçülen
            Sönüm Oranı')
109.         dinamik_kar_fig(Tdk,MOD(2:end),'Farklı Zamanlarda','Ölçülen
            Modal çarpan')
110.         dinamik_kar_fig(Tdk,grezf(2:end),'Farklı Zamanlarda','Ölçülen Doğal
            Frekans (Hz)')
111.         end

```

EK B: fig_ciz.m Fonksiyonun Açıklanması

1. `function` fig_ciz(freq,rec_dataA,phaseA,str1,str2)
2. `%%` grafik kaydetme programı
3. `%` Yazan: A. Oğuzhan Ahan
4. `[~,c]=size(rec_dataA); %okunan frekans cevap fonksiyonlarının biriktirildiği değişkenin boyutunu öğrenir.`
5. `s={'kontrol';'12nci dk';'26nci dk';'36nci dk';'47nci dk';'59nci dk';`
6. `'67nci dk';'80nci dk';'91nci dk';'98nci dk';'107nci dk';'123nci dk';'135nci dk'};`
7. `for I=1:c %ölçülen frekans cevap fonksiyonu kadar işlem yapılacağını anlar`
8. `figure('position',[50, 50, 1200, 600]) % grafik boyutu belirlenir`
9. `%frekans cevap fonksiyonu yazılır`
10. `h(1)=subplot(1,2,1);`
11. `plot(freq,rec_dataA(:,I),'k','LineWidth',2)`
12. `format_ayar(s{I},str1)`
13. `%frekans cevap fonksiyonu yazılır`
14. `h(2)=subplot(1,2,2);`
15. `plot(freq,phaseA(:,I),'k','LineWidth',2)`
16. `format_ayar(s{I},str2)`
17. `%çizilen grafiklerin apsis ve ordinant limitleri belirlenir.`
18. `set(h(1),'Xlim',[0,3200],'YLim',[-160 -20])`
19. `set(h(2),'Xlim',[0,3200],'YLim',[-200 200])`
20. `%grafikler .esp, .fig ve .jpg formatta, uygun isimde kaydedilir.`
21. `fig_kaydet(s{I},'Ölçümünde Görülen Reseptans')`
22. `end`
23. `%%` aşağıda yapılan işlem, yukarıda gerçekleştirilen işlem ile aynı olup, bütün fonksiyonları tek bir grafikte göstermek amaçlıdır.
24. `figure('position',[50, 50, 1200, 600])`
25. `h(1)=subplot(1,2,1);`
26. `plot(freq,rec_dataA,'LineWidth',2)`
27. `format_ayar('2 Nolu Numunedeki',str1)`
28. `legend(s)`
29. `h(2)=subplot(1,2,2);`
30. `plot(freq,phaseA,'LineWidth',2)`
31. `format_ayar('2 Nolu Numunedeki',str2)`
32. `set(h(1),'Xlim',[0,3200],'YLim',[-160 -20])`
33. `set(h(2),'Xlim',[0,3200],'YLim',[-200 200])`
34. `fig_kaydet('2 Nolu Numune','Ölçümünde Görülen Reseptanslar')`

EK C: format_ayar.m Fonksiyonun Açıklanması

1. `function` format_ayar(dosya_adi,str)
2. % Bu program, fiz_ciz.m fonksiyonu ile çizilecek olan grafiğin formatını ayarlar
3. % Yazar: A. Oğuzhan Ahan
4. `set(gca,'FontSize',14)`
5. `set(gca,'FontName','NewTimesRoman')`
6. `A3 = str;`
7. `A2='Ölçülen';`
8. `A1 = dosya_adi;`
9. `formatSpec = '%1$s %2$s %3$s';`
10. `strtt = sprintf(formatSpec,A1,A2,A3);`
11. `title(strtt,'FontSize',14,'FontName','TimesNewRoman')`
12. `xlabel('Frekans(Hz)','FontSize',14,'FontName','TimesNewRoman')`
13. `ylabel(str,'FontSize',14,'FontName','TimesNewRoman')`
14. `grid`

EK D: fig_kaydet.m Fonksiyonun Açıklanması

1. `function` fig_kaydet(C1,C2)
2. %% Bu program, hali hazırda açık olan figürü uygun bir isimde uygun bir yere kaydeder.
3. %Yazar: A.Oğuzhan Ahan
4. formatSpec = '%1\$s %2\$s';
5. strtt = sprintf(formatSpec,C1,C2);
6. figuresdir ='C:\Users\oguzhan\Desktop\Tez_biyomekanik\'
7. set(gcf, 'PaperUnits', 'inches');
8. x_width=12 ;y_width=12;
9. set(gcf, 'PaperPosition', [0 0 x_width y_width])
10. saveas(gcf,strcat(figuresdir, strtt), 'jpeg');
11. saveas(gcf,strcat(figuresdir, strtt), 'fig');
12. saveas(gcf,strcat(figuresdir, strtt), 'eps');

EK E: Line Fit MATLAB Kodları

```
1. function [freq_local,H_local,H_gen_local,infoMODE,line_prop] =  
   line_fit(H,freq,fmin,fmax)  
  
2. % ----- Bu dosya Easy Mod parçasıdır. -----  
3. % Kullanıcı Fonksiyonu  
4. %  
5. % Doğru Oturtma (Line-Fit) (SDOF) ile parametre belirleme işlemi ile  
6. % doğal frekans, kayıp faktörü ve modal çarpanı elde etmeye yarar.  
7. %  
8. % Program çalışma formatı  
9. % [freq_local,H_local,H_gen_local,infoMODE,line_prop] =  
   line_fit(H,freq,fmin,fmax)  
10. %  
11. % Giriş Verisi:  
12. % H: Analiz edilmek istenen frekans cevap fonksiyonu  
13. % freq: frekans vektörü  
14. % fmin and fmax: analizin yapılacağı frekans aralığını tanımlamaktadır.  
15. %           Rezonans tepesinin sol ve sağındaki değerlerdir.  
16. %  
17. % Çıkış Verisi:  
18. % freq_local: çalışılan frekans aralığının dilimlenmiş halini verir,  
19. % H_local: çalışılan frekans aralığındaki frekans cevap fonksiyonunu verir,  
20. % H_gen_local: parametre belirleme işlemi neticesinde elde edilen H'ı verir,  
21. % infoMODE: belirlenmiş farklı parametreleri struct formatta yazar  
22. %           infoMODE.frequencyk = doğal frekans  
23. %           infoMODE.etak = kayıp faktörü  
24. %           infoMODE.Bijk = modal çarpan  
25. % line_prop: line-fit yöntemi ile ilgili bilgileri verir.  
26. %  
27. % Copyright (C) 2012 David WATTIAUX, Georges KOUROUSSIS  
28. % Gerekli fonksiyonlar:  
29. % -----  
30. % estimate_delta.m  
31. % moindre_carre.m  
32. problem = 0 ;  
  
33. % Verilerin ortaya konması  
34. temp = find(freq>fmin) ;  
35. index_low = temp(1,1)-1 ;  
36. temp = find(freq>fmax) ;  
37. index_high = temp(1,1)-1 ;  
  
38. H_local = H(index_low:index_high,1) ;  
39. freq_local = freq(index_low:index_high) ;  
40. ww_local = 2*pi*freq_local ;
```

```

41. % Yetersiz Veri Girişi Olması durumunda
42. N_pts = length(freq_local);
43. if N_pts < 5
44. disp('!!!')
45. disp('Insufficient number of samples in the studied frequency range')
46. disp(' ')
47. problem = 1 ;
48. end

49. % Dobson yönteminin uygulanması ile Delta'nın bulunması
50. for ind = 1:N_pts
51. [ww_delta, delta] = estimate_delta(ww_local,H_local,ww_local(ind)) ;
52. Delta(:,ind) = delta ;
53. ww_Delta(:,ind) = ww_delta ;
54. end

55. % Deltanın Reel ve İmajiner kısımlarından doğrular elde edilmesi
56. for index = 1:N_pts
57. [a b] = moindre_carre(ww_Delta(:,index).^2,real(Delta(:,index))) ;
58. tr(index,1) = a ;
59. cr(index,1) = b ;
60. [a b] = moindre_carre(ww_Delta(:,index).^2,imag(Delta(:,index))) ;
61. ti(index,1) = a ;
62. ci(index,1) = b ;
63. end
64. [ur dr] = moindre_carre(ww_local.^2,tr) ;
65. [ui di] = moindre_carre(ww_local.^2,ti) ;
66. p = ui/ur ;
67. q = di/dr ;

68. % Modal çarpanların Eldesi
69. loss_factor = (q-p)/(1+p*q) ;
70. wr = sqrt(dr/((p*loss_factor-1)*ur)) ;
71. eig_frequency = wr/(2*pi) ;
72. ar = wr^2*(p*loss_factor-1)/((1+p^2)*dr) ;
73. br = -ar*p ;
74. B = complex(ar,br) ;

75. % Frekans Cevap Fonksiyonun Elde Edilen Veriler ile Eldesi
76. H_gen_local = B./(wr^2-ww_local.^2+j*loss_factor*wr^2) ;

77. % Verilerin Kaydedilmesi
78. if problem == 0
79. line_prop =
    struct('ur',ur,'dr',dr,'ui',ui,'di',di,'freq_local',freq_local,'tr',tr,'ti',ti,'ww_Delta',w
    w_Delta,'Delta',Delta) ;
80. infoMODE = struct('frequencyk',eig_frequency,'etak',loss_factor,'Bijk',B) ;
81. elseif problem == 1
82. infoMODE = struct('frequencyk',NaN,'etak',NaN,'Bijk',0) ;
83. end

```

EK F: Yan Fonksiyonlar Olan estimate_delta.m

```
1. function [ww_delta, delta] = estimate_delta(ww_local,H_local,Omega)

2. % ----- This file is part of EasyMod -----
3. % Yan Fonksiyon
4. %
5. % Line-Fit Yönteminde tanımlanan deltanın hesaplanmasını sağlar
6. %
7. % Copyright (C) 2012 David WATTIAUX, Georges KOUROUSSIS

8. index_Omega = find(ww_local==Omega) ;
9. H_omega = H_local(index_Omega,1) ;
10. jj = 0 ;
11. for index = 1:length(ww_local)
12. if index == index_Omega
13. continue
14. else
15. jj = jj+1 ;
16. Den(jj,1) = H_local(index,1)-H_omega ;
17. Num(jj,1) = ww_local(index,1).^2-Omega^2 ;
18. ww_delta(jj,1) = ww_local(index,1) ;
19. end
20. end
21. delta = Num./Den ;
```

EK G: Yan Fonksiyon Olan moindre_carre.m Programı

```
1. function [a,b] = moindre_carre(x,y)

2. % ----- This file is part of EasyMod -----
3. % Yan Fonksiyon
4. %
5. % Üretilen Deltaların reel ve imajiner kısımları için doğru uydurur.
6. %
7. % Copyright (C) 2012 David WATTIAUX, Georges KOUROUSSIS

8. N = length(x) ;
9. Sx = sum(x) ;
10. Sy = sum(y) ;
11. Sxx = sum(x.*x) ;
12. Sxy = sum(x.*y) ;
13. b = (Sxx*Sy-Sx*Sxy)/(N*Sxx-Sx^2) ;
14. a = (N*Sxy-Sx*Sy)/(N*Sxx-Sx^2) ;
```

EK H: line_fit.m Modal Analizin Grafiğe Dökülmesinde Kullanılan Program

```
1. function plot_line_fit(freq_local,H_local,H_gen_local,infoMODE,line_prop)

2. % ----- Bu dosya EasyMod parçasıdır-----
3. % Kullanıcı tanımlı fonksiyon
4. %
5. % 'line_fit.m' fonksiyonu ile elde edilen veriler ile grafik çizer
6. %
7. % Çalışma Formatı
8. % plot_line_fit(freq_local,H_local,H_gen_local,infoMODE,line_prop)
9. %
10.% Giriş Verisi:
11.% freq_local: çalışılan frekans aralığının dilimlenmiş halini verir,
12.% H_local: çalışılan frekans aralığındaki frekans cevap fonksiyonunu verir,
13.% H_gen_local: parametre belirleme işlemi neticesinde elde edilen H'ı verir,
14.% infoMODE: belirlenmiş farklı parametreleri struct formatta yazar
15.%         infoMODE.frequencyk = doğal frekans
16.%         infoMODE.etak = kayıp faktörü
17.%         infoMODE.Bijk = modal çarpan
18.% line_prop: line-fit yöntemi ile ilgili bilgileri verir.
19.%
20.%
21.%
22.% Copyright (C) 2012 David WATTIAUX, Georges KOUROUSSIS

23.% Gerekli Fonksiyonlar
24.% -----
25.% err_fit_circle.m

26. if isempty(infoMODE.frequencyk) == 0

27.% En küçük kareler yöntemi ile Nyquist Çemberinin Oturtulması
28. x = real(H_local) ;
29. y = imag(H_local) ;
30. [x0,y0,R0] = err_fit_circle(x,y) ;

31.% modal çarpanlar
32. freq_local = line_prop.freq_local ;
33. ww_local = 2*pi*freq_local ;
34. ff_Delta = 2*pi*line_prop.ww_Delta ;
35. eig_frequency = infoMODE.frequencyk ;
36. loss_factor = infoMODE.etak ;
37. B = infoMODE.Bijk ;

38.% Doğrulara ait özellikler
39. Delta =line_prop.Delta ;
```

```

40. tr = line_prop.tr ;
41. ti = line_prop.ti ;
42. ur = line_prop.ur ;
43. dr = line_prop.dr ;
44. ui = line_prop.ui ;
45. di = line_prop.di ;

46. figure('position', [50, 50, 1600, 800])

47. % Frekans cevap fonksiyonunun eldesi
48. h(1)=subplot(2,2,1) ;
49. plot(freq_local,20*log10(abs(H_gen_local)), 'color','r','Linewidth',1) ;
50. hold on ;
51. plot(freq_local,20*log10(abs(H_local)), 'Linewidth',1) ;
52. grid on ;
53. hh(1)=xlabel('Frequency [Hz]') ;
54. hh(2)=ylabel('Gain [dB]') ;
55. hh(3)=title('Bode curve') ;
56. legend('generated FRF','measured FRF',4) ;

57. % Nyquist çemberinin görselleştirilmesi
58. h(2)=subplot(2,2,2) ;
59. plot(x,y,'*','Linewidth',1) ;
60. hold on ;
61. t = 0:0.01:2*pi ;
62. plot(R0*sin(t)+x0,R0*cos(t)+y0,'color','r','Linewidth',1) ;
63. hh(4)=xlabel('Real part FRF') ;
64. hh(5)=ylabel('Imaginary part FRF') ;
65. hh(6)=title('Nyquist curve') ;

66. % Reel ve İmajiner doğruların ortaya konması
67. h(3)=subplot(4,4,11) ;
68. plot(freq_local.^2,real(Delta),'color','b') ;
69. hh(7)=ylabel('Delta') ;
70. hh(8)=title('Real part') ;
71. xlim([min(freq_local.^2) max(freq_local.^2)]) ;
72. h(4)=subplot(4,4,12) ;
73. plot(freq_local.^2,imag(Delta),'color','b') ;
74. hh(9)=title('Imaginary part') ;
75. xlim([min(freq_local.^2) max(freq_local.^2)]) ;
76. h(5)=subplot(4,4,15) ;
77. plot(freq_local.^2,tr,'*','color','green','MarkerSize',3) ;
78. hold on ;
79. plot(freq_local.^2,ur*(ww_local.^2)+dr,'color','r','LineWidth',1) ;
80. hh(10)=ylabel('Slope') ;
81. hh(11)=xlabel('Square Frequency [Hz^2]') ;
82. xlim([min(freq_local.^2) max(freq_local.^2)]) ;
83. h(6)=subplot(4,4,16) ;
84. plot(freq_local.^2,ti,'*','color','green','MarkerSize',3) ;

```

```

85. hold on ;
86. plot(freq_local.^2,ui*(ww_local.^2)+di,'color','r','LineWidth',1) ;
87. hh(12)=xlabel('Square Frequency [Hz^2]') ;
88. xlim([min(freq_local.^2) max(freq_local.^2)]) ;

89. set(h(1:6),'FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman')
90. set(hh(1:12),'FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman')
91. % Sonuçların plot olarak gösterilmesi
92. set(uicontrol,'style','text','FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman','position',
    [250 230 300 25],'string','Natural frequency [Hz]:') ;
93. set(uicontrol,'style','text','FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman','position',
    [250 205 300 25],'string','Damping constant [%]:') ;
94. set(uicontrol,'style','text','FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman','position',
    [250 180 300 25],'string','Modal Const MAG:');
95. set(uicontrol,'style','text','FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman','position',
    [250 155 300 25],'string','Modal Const phase [°]:') ;
96. but1=uicontrol('style','text','position',[550 230 95 25]) ;
97. but2=uicontrol('style','text','position',[550 205 95 25]) ;
98. but3=uicontrol('style','text','position',[550 180 95 25]) ;
99. but4=uicontrol('style','text','position',[550 155 95 25]) ;
100.     Bmod = abs(B) ;
101.     phi = atan2(imag(B),real(B))*360/(2*pi) ;
102.     set(but1,'FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman','string','eig_freq
        uency) ;
103.     set(but2,'FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman','string','loss_factor/2*100) ;
104.     set(but3,'FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman','string',Bmod) ;
105.     set(but4,'FontSize',14,'FontName','NewTimesRoman','string',phi) ;

106.     elseif isempty(infoMODE.frequencyk) == 1
107.         figure
108.         end

```

EK J. err_fit_circle.m Programı

```
1. function [x0,y0,R0] = err_fit_circle(x,y)

2. % ----- This file is part of EasyMod -----
3. % Yan Fonksiyon
4. %
5. % En küçük kareler yöntemi ile çember uydurma programı
6. %
7. % Copyright (C) 2012 David WATTIAUX, Georges KOUROUSSIS

8. L = length(x) ;
9. SXX = sum(x.^2) ;
10. SYY = sum(y.^2) ;
11. SXY = sum(x.*y) ;
12. SX = sum(x) ;
13. SY = sum(y) ;
14. xtemp = x.^2 ;
15. ytemp = y.^2 ;
16. SXXX = sum(xtemp.*x) ;
17. SYYY = sum(ytemp.*y) ;
18. SXXY = sum(xtemp.*y) ;
19. SXYY = sum(x.*ytemp) ;
20. A = [SXX SXY SX ; SXY SYY SY ; SX SY L] ;
21. B = [-(SXXX+SXYY) ; -(SXXY+SYYY) ; -(SXX+SYY)] ;
22. X = A\B ;
23. a = X(1) ;
24. b = X(2) ;
25. c = X(3) ;
26. x0 = -a/2 ;
27. y0 = -b/2 ;
28. R0 = sqrt(a^2/4+b^2/4-c) ;
```


ÖZGEÇMİŞ

Ad Soyad: Abdulhakim Oğuzhan AHAN

Doğum Yeri ve Tarihi: İstanbul/16.05.1990

E-Posta: oguzhan.ahan@gmail.com

ahan@yildiz.edu.tr

Lisans: Yıldız Teknik Üniversitesi

Mesleki Deneyim ve Ödüller: Araştırma Görevlisi

Yayın ve Patent Listesi:

Tezden Türetilen Yayınlar/Sunumlar

▪ Ahan A.O., Bozdağ E., Sünbülüoğlu E., 2014: Titreşimin Kemik İyileşmesine Etkisinin Belirlenmesi, 7. *Ulusal Biyomekanik Kongresi*, Isparta

Diğer Yayınları

Uluslararası Bildiriler:

Arisoy D.O., Ahan A.O., Müderrisoğlu K., Bayraktar M., 2012. Static and Dynamic Analysis of Railway Wagon Trailer Bogie in Computer Environment, 1. *International Workshop on Railway System Engineering*, Karabük

Muderrisoglu K., Arisoy D.O., Ahan A.O., Akdogan E., 2014. PID Parameter Prediction Using Neural Network for a Linear Quarter Car Suspension Control, *ICAT 2014*, Antalya

Ahan O., Arisoy D.O., 2014. Discretization of Continuous Structures: Rayleigh Ritz Method and Finite Element Direct Method with analysis of Longitudinal Beam Vibration, *MAT 2014*, Mostar, Bosnia and Herzegovina

Ulusal Bildiriler

Ahan A.O., Doğan Onur Arisoy, Kenan Müderrisoğlu, Meral Bayraktar, 2013. Roller Coaster Güzergahında Tanımlanan Noktasal Bir Cismin Dinamik Analizi, *XVI. Ulusal Makina Teorisi Sempozyumu*, Erzurum