

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**KEMİĞİN ELEKTRİK, DİELEKTRİK ÖZELLİKLERİ
VE OSTEOGENESİSİN ELEKTRİKSEL
OLARAK ARTIRILMASI**

Elektron. ve Haber. Müh. Ömer AKGÜN

F.B.E. Elektronik ve Haberleşme Anabilim Dalı Haberleşme Programında
hazırlanan

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. Çintay GÖKSU

İstanbul - 1995

Bu çalışmanın oluşumunda yardımlarını esirgemeyen saygıdeğer hocalarım Yrd. Doç. Dr. intay Göksu ve Yrd. Doç. Dr. Cahit Canbay'a; ayrıca Lisans ve Yüksek Lisans eğitimim süresince her türlü destek ve katkılarını gördüğüm bölümümüzdeki değerli tüm hocalarıma teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iv
SUMMARY.....	vi
I. GİRİŞ	1
II. KEMİĞİN HİSTOLOJİSİ	4
2.1 Kemik Yapısı.....	4
2.2 Kemik Bileşenleri	6
2.2.1 Periost ve Endost.....	6
2.2.2 Osteojenik Hücreler.....	6
2.2.3 Osteoblastlar.....	6
2.2.4 Osteositler	7
2.2.5 Lakunalar	7
2.2.6 Osteoklastlar.....	7
2.2.7 Kanaliküller (İnce kanallar).....	8
2.2.8 Hücrelerarası Madde	8
III. FREKANSIN BİR FONKSİYONU OLARAK KEMİĞİN ELEKTRİK VE DİELEKTRİK ÖZELLİKLERİ	10
3.1. Empedansı.....	10
3.1.1. Diferansiyel Yöntem.....	12
3.2. Dielektrik Özelliklerin Hesabı	15
3.3. Anizotropik Elektriksel Özellikler	17
3.3.1. İnsan Kemik ile Karşılaştırma.....	24
3.3.2. Yönler Arasındaki İlişki	27
3.4. Kemik Alçak Frekans Elektrik İletkenliği ile Dielektrik Geçirgenliği Arasındaki Korelasyon	30
3.5. Kemik I(t) Akımına Cevabı.....	34
3.6. Kemik Dielektrik Gevşemesi (Relaxation)	38

IV.	KEMİĞİN ELEKTROMEKANİK ÖZELLİKLERİ.....	42
4.1	Piezoelektrik ve Akıntı Potansiyeli Özelliği	42
4.2	Kemiğin Değişik Mekanik Uyarılara Verdiği Elektriksel Cevap	43
4.3.	Piezoelektrik ve Akıntı Potansiyelinin Yük Uygulama Hızına Bağımlılıkları.....	46
4.4.	Akıntı Potansiyelinin Matematiksel Analizi.....	50
4.5.	Kemikte İndüklenen Elektriksel Potansiyel ve Alanların Hesabı.....	52
4.6.	İndüklenen Polarizasyonun Dağılımı	55
4.6.1.	İndüklenen Polarizasyondan Doğan Elektriksel Potansiyelin Dağılımı	59
V.	KEMİĞİN KIRIK İYİLEŞİM SİSTEMİ ve BU SİSTEMİN ELEKTRİKSEL OLARAK UYARIMI	61
5.1	Kemik Dokusunun Geri Besleme Mekanizması.....	61
5.2	Kırık İyileşmesi.....	65
5.2.1	İnflamasyon Safhası.....	65
5.2.2	Tamir Safhası	66
5.2.3.	Yeniden Şekillenme Safhası.....	67
5.3.	Osteogenesisin Elektriksel Olarak Artırılmasının Teknik Uygulamaları	68
5.3.1.	Doğru Akımla Uyarma	69
5.3.3.	Kapasitif Elektrik Alanlarla Osteogenesis Oluşumunun Uyarılması	73
5.3.2.	Elektrik Yüklü Filmler ve Piezoelektrik Polimer Filmlerde Osteogenesis.....	74
5.3.4	Elektromagnetik Alanın Osteogenesis Oluşumuna Etkisi	74
VI.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	81
	KAYNAKLAR.....	83
	EK: TIBBİ TERİMLER İÇİN SÖZLÜK	86
	ÖZGEÇMİŞ	87

ÖZET

Kemik çok karmaşık bir materyaldir. Bu yüzden, konunun genel özellikleri ve tarihsel gelişiminin anlatıldığı ilk bölümünden sonra, kemiğin yapısı ve bileşenleri ayrı ayrı olarak ele alınmaktadır.

Kemiğin elektrik ve dielektrik özelliklerinin üzerinde durulduğu üçüncü bölümde, önce empedans hesaplanarak kemiğin direnç ve kapasitesini veren ifadelerle ulaşılmış; daha sonra bu bağıntılar kullanılarak bağıl dielektrik kayıp faktörü, iletkenlik, güç kaybı kat sayısı ve faz açısından oluşan dielektrik özelliklerinin ifadeleri elde edilmiştir. Bu ifadeler yardımıyla kemiğin elektriksel özellikleri, frekansın bir fonksiyonu olarak ve anizotropik yapısı göz önüne alınarak grafikler yardımıyla açıklanmıştır. Elde edilen sonuçların insan kemiği ile karşılaştırması yapılarak, bazı elektriksel özelliklerin birbirleri ile olan ilişkileri üzerinde durulmuştur. Ayrıca kemiğin anizotropik özelliklerinin etkili olduğu alçak frekanslarda, iletkenlik ile Dielektrik Geçirgenlik arasındaki ilişki, kemikteki akışkanın miktarı ile bağlantılı olarak incelenmiştir.

Kemiğin değişik $I(t)$ akımlarına verdiği cevap fonksiyonları elde edilirse, bu fonksiyonların geliştirilmesiyle kemikteki dielektrik gevşeme olayını incelemek daha kolaylaşır. Bu inceleme sıcaklık ve nem ile ilişkilendirilerek, anizotropik olarak yapılmıştır.

Kemiğin mekanik uyarılara karşı gösterdiği elektriksel tepki önemli bir özelliğidir. Piezoelektrik ve akıntı potansiyeli olarak adlandırılan bu iki elektromekanik özellik dördüncü bölümde işleyişleri ve matematiksel analizleri yapılarak ele alınmışlardır. Bu mekanizmaların neden olduğu elektriksel potansiyel ve alanların kemiğin değişik bölgelerindeki matematiksel analizleri yine aynı bölümde yer almaktadır. Ayrıca mekanik uyarılma sonucu oluşan yüzeysel ve hacimsel yük yoğunlukları ile potansiyel dağılımını etkileyen faktörler bu dağılımın verildiği haritalar yardımı ile açıklanmaya çalışılmıştır.

Kemikte oluşan yük yoğunlukları ve bunların oluşturduğu elektriksel alanlar kemiğin biyolojik fonksiyonlarını etkiler. Büyüme, yeniden oluşma ve şekillenme gibi faaliyetleri içeren bu biyolojik fonksiyonlar kemik dokusunun bir geri besleme mekanizması içinde yer alırlar. Kırık iyileşmesinde bu mekanizmanın rolü büyüktür. Mekanizmanın işleyişi ve kırık iyileşmesi safhalar halinde beşinci bölümde anlatılmıştır.

Kemiğin şimdiye kadar incelediğimiz bu özelliklerinden faydalanılan değişik uygulama alanları vardır. Bunların en önemlilerinden biri kırık iyileşiminin elektriksel olarak hızlandırılmasıdır. Bu uygulamanın değişik teknikleri, özellikle içerdiği avantajlı yanları nedeni ile gelişmeye daha açık olan elektromagnetik alanlarla osteogenesisin uyarılması tekniği üzerinde durulmuştur.

Son bölümde ortaya çıkan bazı sonuçlar üzerindeki değerlendirmelere ve tartışmalara yer verilmekte ve bunlar doğrultusunda çeşitli öneriler yapılmaktadır.

SUMMARY

Actually, bone is a very complex material: Therefore, following the first section where general features and historical development of the subject are given, the structure and components of the bone are considered separately.

The third section deals with the electrical and dielectric features of bone, the impedance has been calculated which in turn formed the expressions by which the resistance capacity of the bone was found, whereafter, using these expressions consisting of the dielectric features, the expression variables are relative dielectric loss factor, conductivity, power loss coefficient and phase angle. By these expressions, electrical features of bone have been explained by graphics as a function of frequency by considering its anisotropic structure. By comparing the results with the human bone, the interactions between some electrical features have been considered. Further, at low frequencies where anisotropic features of bone are active, the relation between conductivity and dielectric conductivity have been examined related to the amount of fluid in bone.

In case the response function of bone at various $I(t)$ currents has been obtained, it would be easier to examine the dielectric loosening in the bone by developing those. Such examinations have been made under anisotropic conditions forming relation with temperature and humidity.

Electrical response of bone to the mechanical stimulus is a significant feature. These two electromechanical features named piezoelectric and flow potential have been handled in the fourth section with its functioning and mathematical analyses. The mathematical analyses of electrical and potential fields caused by those mechanism at various parts of the bones is in the same section. Further, surface and volume load densities caused by mechanical stimulation and the factors influencing potential distribution are tried to be explain by the body map obtained by such distribution.

The load densities and the electrical fields caused by them influence biological function of the bone. These biological features including the ones such

as growth, re-forming and shaping, take place within the feedback mechanism of bone tissue. This mechanism plays an important role on the recovery of breaks. Main stages of the mechanism and recovery of bone have been given in the fifth section.

There are various application fields utilizing those facilities of bone given herein. Among the most important ones of those is the acceleration of recovery by electrical means. Various techniques have been considered, particularly stimulation of osteogenesis by electromagnetic fields which will be easily developed owing to its advantages features has been handled.

The last section deals with evaluations of some results and discussions related to the same whereafter some proposals have been made.



BÖLÜM I

GİRİŞ

Biyolojik malzemelerin elektriksel özellikleri yüzyıldır çeşitli nedenlerle incelenmektedir. 1920'li yıllara kadar yapılan çalışmalarda dokuların elektriği ilettiği, dirençliliğin frekansla değiştiği, iletkenliğin iyon hareketinden kaynaklandığı anlaşılmıştır. Kas ve sinir dokularının elektriksel özellikleri bugün dokuların kapasitif özelliği olarak bilinen polarizasyon kavramı o yıllarda ortaya çıkmıştır. Daha sonraki tarihlerde dielektrik çalışmaları geniş frekans aralığında ve çeşitli malzemeler üzerinde yoğunlaşmıştır. 1950-1960 yılları arasında veziküller, organeler ve çeşitli dokuların DNA çözücüler ve protein içeren birçok malzemenin dielektrik özellikleri araştırılmıştır.

Kemiğin dielektrik özellikleri ilk olarak Marino et al. (1967) tarafından incelenmiştir. Marino et al. bu inceleme sonunda kemiğin dielektrik sabiti ve dielektrik kayıp faktörünü ölçtüler. Reinish ve Nowick (1976) değişik bağıl nemlerde kemiğin hem Ac (1 kHz) hem de dc elektriksel iletkenliğini hesapladılar. Yine aynı araştırmacılar frekansın 50 Hz-20kHz lik sahası içinde sıcaklığın bir fonksiyonu olarak kemiğin iletkenlik ve kapasitansını elde ettiler (1979). Bu verileri temel alarak kemiğin çok fazlı, heterojen dielektrik modelini geliştirdiler.

Chakkalakal et al. (1980) kemiğin dielektrik gevşemesini araştırdılar. Sabit bir akım darbesi uygulayıp zamanla gerilimdeki değişimi ölçtüler. Ayrıca kemik örneklerinin daima nemli tutulması ve kurumalarına izin verilmemesi bu araştırmadaki önemli yönlerden biridir.

Liboff et al. (1975) insan kaval kemiği ve tavşan uyluk kemiğindeki elektriksel iletim üzerine bir çalışma yaptılar. Tavşan uyluk kemiği için $2-5 \times 10^5 \Omega \text{cm}$ lik, insan kaval kemiği içinde $0,7-1 \times 10^5 \Omega \text{cm}$ lik direnç değerleri buldular. Durand et al. (1978), dört nokta ölçü tekniğini kullanarak vitrodaki bütün kemiklerin elektriksel empedans karakteristiklerini incelediler. Kemiğin birim uzunluğa başına (cm) 2-3 k Ω 'luk bir direnç ölçtüler.

Son yıllarda kemiğin elektrik ve dielektrik özellikleri ile ilgili araştırmalarda, anizotropik yapısının ne kadar büyük bir etken olduğu görülmüştür. Artık, kemiğin her bir elektrik ve dielektrik özelliği üç ortogonal yönde ifadesini bulmaktadır. Bu kemik ile ilgili araştırmalarda önemle üzerinde durulması gereken bir gelişmedir. Ayrıca bu anizotropik yapının özellikle alçak frekanslarda etkili olması, kemik ile ilgili araştırmaların bu frekanslara kaydırılmasını gerektirmektedir.

Kemik dokusunun ilginç bir yönü de biyolojik fonksiyonlarının mekanik etkiye verdiği elektriksel cevaptır. 1953'te Yasuda dinamik vibration ile kemiğin elektromekanik özellikleri üzerine ilk çalışmayı yapmıştır. Bu incelemede kemiğin piezoelektrik yapısı ile ilgili ilk bilgilere ulaşılmış oldu. Daha sonra yapılan bütün araştırmalarda (Fukada ve Yasuda, 1957; Bassett ve Becker, 1942; Shamus et al , 1963; Williams and Breger, 1975) net olarak açıklanamazda, bükülen kemik tarafından üretilen elektriksel işaretler bağ dokusunun elastik deformasyonu sonucu piezoelektrik olarak adlandırılan, kemiğin elektromekanik cevabı olarak yorumlandı. Fakat başka araştırmacılar (Anderson ve Erikson, 1968, 1970; Eriksson 1976) bu işaretleri akıntı potansiyeli olarak nitelendirilen tamamen başka bir mekanizmaya bağladılar. Zıt işaretteki iyonlar akışkan akımından ayrılarak, kanal duvarlarına doğru atak yaparlar ve böylece kanal boyunca bir potansiyel farkı oluşur. Islak kemiğin bükülmesi ile akıntı ve piezoelektrik çiftinin her ikisinin de olabileceği öne sürüldüyse de (Eriksson, 1976; Williams et al. 1979) ıslak kemik işaretlerine herhangi bir piezoelektrik katkının mümkün olmadığı sonucuna varıldı (Johnson et al , 1980). Bütün bu çalışmalar kemikteki elektriksel aktivitenin aynı zamanda onun büyüme, yeniden oluşma ve şekillenme gibi biyolojik fonksiyonları üzerinde de etkili olduğu fikrini geliştirmekteydi. Bassett et al. (1962, 1971) bu fonksiyonları gerçekleştiren bir geri besleme mekanizmasından bahsetmişlerdir. Böyle bir mekanizmanın varlığı ve onun üzerinde elektriksel aktivitenin etkinliği, kırık olaylarında bundan yararlanılabileceğini düşündürmektedir.

İlk olarak Ciezynski (1964) insanın kemik problemlerinde elektriksel uygulamadan faydalanılabileceğini belirterek 1 ile 100 μ A alçak seviyede direkt akımı köpekler üzerinde denedi. Daha sonra Bassett ve Pawluk gibi bir çok araştırmacı bu konu üzerinde farklı akım dalgası ve yoğunluğu, alan şiddeti,

frekans ve hayvan tipleri kullanarak değişik çalışmalar yapmışlardır. Fakat klinik uygulamada ilk olarak Friedenberg (1971) tarafından kırık tedavisi amacıyla dc akım uygulanmış ve başarılı sonuç alındığı bildirilmiştir. Fukada ve Suziki (1976) ise elektret filmleri kırık etrafına yerleştirerek doğal piezoelektrik yapıya benzeyen bir düzenek kurdular. Bu yöntem direkt akım ile yapılan uyarıma göre daha etkili olmasına rağmen tamamen invasive olması dezavantajıydı. Diğer bir değişik çalışma olarak Brighton et al. (1981) kapasitif elektrik akımlarının kırık iyileşmesi üzerine etkisini araştırmışlar ve bu çalışmada az bir akım elde etmek için yüksek gerilim uygulamak gerektiğini bildirerek kapasitif akımların klinik uygulamasının g olacağını ifade etmişlerdir.

Noninvasive bir yöntem olan elektromagnetik alanla ilgili ilk alışmalar Bassett tarafından yapılmıştır. Bu yöntem herhangi bir cerrahi müdahale yapılmaksızın ciltten veya alçı üzerinden konan bobinler vasıtasıyla elektromagnetik alan uygulanarak kemik dokusunda akım indüklenmesi esasına dayanır. Bassett et al. bu yöntem üzerinde değişik çalışmalar gerçekleştirmişler, son olarak Wahlström et al. (1984) gürültü tarzında elektromagnetik alan üreten bir sistem geliştirmişler ve bu sistemin kırık iyileşmesi üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Bu yöndeki çalışmalar günümüz de de yöntemleri daha kullanışlı ve verimli hale getirmek için devam etmektedir.

BÖLÜM II

KEMİĞİN HİSTOLOJİSİ

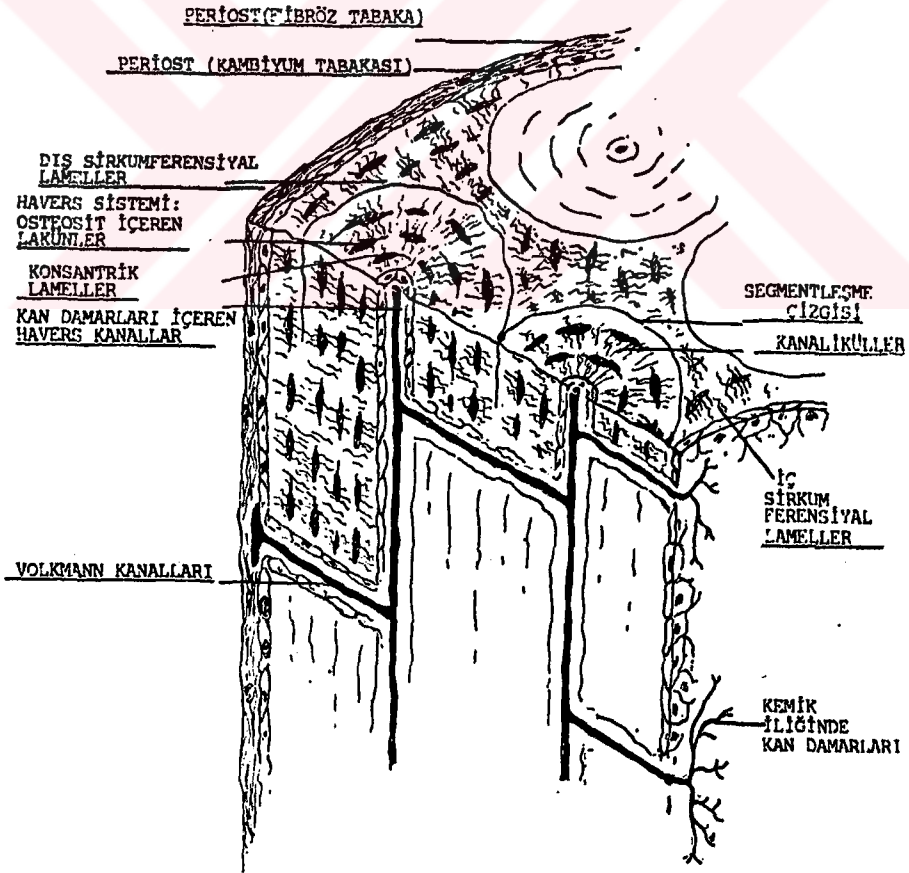
Kemik, mineralize kollagenli çatısı olan ve vücudun iskelet desteğini sağlayan özel bir bağ dokusudur. Süngerimsi (kansellöz), spongyal veya kompakt yapıdadır. Spongyöz kemik, araları kemik iliği ile dolu olan çeşitli kalınlık ve şekilde olup birbirleri ile birleşip çaprazlaşan kemik trabekülleri içerir. Kompakt kemik, devamlı bir kemik kitlesi olup birbirleri ile ilişkili mikroskopik büyüklükte vasküller kanallar içerir. Hemen her kemikte hem spongyöz hem de kompakt kemik bulunur.

2.1 Kemiğin Yapısı

Kemiğin korteksi kompakt kemikten, iliği de spongyöz kemikten oluşur. Spongyöz kemik birbirleri ile aralarında birleşen fakat genellikle en aşırı stress veya gerilim çizgileri boyunca dizilen gevşek kemik trabekülleri ağından oluşmuştur. Histolojik olarak trabeküller, besleyici damarlar ve osteositleri içeren kemik lamellerinden oluşurlar. Serbest yüzleri boyunca kemik yapan hücreler (osteoblastlar) ve çok nukleuslu kemik rezorbe eden hücreler (osteoklastlar) görülür. Kompakt kemik lameller içerir, lameller besleyici damarların geçtiği dallanan ve anastomoz yapan kanalların etrafında düzenli bir şekilde sıralanmışlardır. Bunlara haversian kanalları denir ve kemiğin dış yüzeyi ile ilişkiyi sağlarlar. Volkmann kanalları da kemik iliği boşluğu ile ilişkiyi sağlar. (Şekil 2.1). Kanallar sisteminin arasında osteositlerden oluşmuş oval boşluklar (lakuna) ve çemberler şeklinde ara madde vardır. Osteositlerin bir çok uzantısı vardır. Bu uzantılar ara madde içindeki kanallardan (kanilikül) geçerek diğer boşluklardaki osteositlerin uzantısı ile birleşirler. Havers kanalı ile onu çeviren dokudan oluşan sisteme haversian sistemi (osteon) adı verilir. Osteon kompakt kemiğin yapı ünitesi olarak kabul edilir. Kemik ara maddesi proteinli bir zemin yani matriks ve bu zemine çökmüş mineral ve kristallerden yapılmıştır. Matriks kollagen lifler ihtiva eder. Bu lifler yanyana gelerek laminalar yapacak şekilde kemiğin fonksiyonuna uyan bir diziliş gösterirler. Bu lameller iç içe geçmiş borular şeklinde havers kanallarını çevrelerler (konsantrik lameller). Haversian sistemlerinin büyük bir çoğunluğu kemiğin uzun eksenini boyunca yön almışlardır.

Bundan dolayı kesitlerde kanallar ufak yuvarlak açıklıklar ve lamellerde halkalar halinde görülür. Öte yandan uzunlamasına kesitlerde kanallar uzun yarıklar olarak görülür (Şekil 2.1).

Kompakt kemiğin dış ve iç yüzeylerinde temel sirkumferensiyal (dairesel) lameller bulunur, bunlar ana kemiğe göre dairesel olarak sıralanmışlardır. Bu lamellere volkmann kanalları dolar ve bu deliklerden de kemiğe giren damarlar havers kanallarına ulaşır. Bu lameller geniş damarlar içerir ve dairesel olarak dizilmiş halkalar ile çevrili değildirler. Sharpey lifleri denilen ve kalın kollagen lif kümelerinden meydana gelen oluşum, periosttan temel dış dairesel lamellere uzanır. Bunların görevi uzun kemiklerin cismi ile epifizlerin birleştiği kalın damarların kemiğe girdiği tendon ve kasların kemiğe yapıştığı yerlerde periostun kemik yüzeyine sıkıca bağlanmasını sağlar.



Şekil 2.1 Uzun kemiğin yatay ve uzunlamasına kesitlerini gösteren diyagram.

2.2 Kemiğin Bileşenleri

2.2.1 Periost ve Endost

Periost kemiğin dış yüzeyini örten zar olup, kan damarlı (perikondriyuma benzer) yoğun bağ dokusu içerir. İki tabakası vardır. Dış tabaka fibroblastları içeren ve düzensiz olarak sıralanmış bağ dokulu ince fibroz tabakasıdır. Kambiyum tabakası denilen iç tabaka ise ince elastik lifler ağı ile yassılaştırmış, iğ şeklinde pluripotansiyel (çok yönlü farklılaşan) osteojenik hücreler içerir. Endost ise ince, hücresel bağ dokusu tabakası olup havers ve volkmann kanalları ile spongiosa trabeküllerinin yüzeylerini örter. Endosteum hem osteojenik ve hemopoietiktir, olasılıkla osteoklastların oluşumuna da katılmaktadır.

2.2.2 Osteojenik Hücreler

Osteojenik hücreler dinlenme halindeki periosteumun en iç tabakasında kemik yüzeyinin karşısında bulunurlar. Bu hücreler aynı zamanda endosteumun kemik yüzeyine birleştiği yerlerde de bulunurlar. Büyüme devresi süresince periostun osteojenik hücreleri çoğalır ve osteoblasta farklılaşır, bunlarda kemik yüzeyine yeni kemik eklenerek kemiğin enine büyümesini sağlarlar. Osteojenik hücreler, tüm yaşam boyunca kondroblast, osteoblast ve olasılıkla osteoklasta farklılaşma güçlerini, potansiyellerini korurlar.

2.2.3 Osteoblastlar

Periostun en iç tabakası ile endosteumun osteojenik hücreleri osteoblasta farklılaşır. En iç tabakada hemotoksilen-eosin ile koyu mavi olarak boyanan, çok geniş sitoplazmaları bulunan oldukça büyük ve kabaca iğ şeklinde olan hücrelerdir. Bazik anilin boyalar ile çok koyu boyanmasının nedeni, organik hücreler arası maddenin sentezinden sorumlu olan kaba endoplazmatik retikulumdan zengin olmasıdır. Etkin olarak büyüyen kemiğin yüzeyini çok sayıda osteoblast örter. Osteoblastların çapı 15-20 mikron olup, büyük bir çekirdek ve oldukça büyük bir çekirdekçiği vardır. Organellerinde fosfatat vardır. Osteoblastlar sıklıkla birbirleri ile sitoplazmik çıkıntıları ile birleşmişlerdir.

2.2.4 Osteositler

Osteoblastlar, kemiğin organik hücreler arası maddesini sentez edip salgılar ve bu madde ile kendi çevresini sararlar. Hücrelerarası maddesi içindeki lakunalarda bu osteoblastlar yerleşir ve osteosit olarak farklılaşırlar. Osteositin hafif bazofilik sitoplazması, büyük kromatin granüllü geniş oval çekirdeği ve bir veya birkaç çekirdekçisi vardır.

Osteoblastlar kemiğin yüzeyi üzerine yeni kemik doku tabakalarının konulmasını sağlar, buna apozisyonel büyüme adı verilir. Osteoblastlar yeni hücreler arası maddesi içinde kalarak osteosit olurlar. Yeni oluşan tabaka ile daha önce oluşmuş her tabaka arasında su yükselme çizgisi veya birleştirici çizgi adı verilen bir sınır gözlenir.

2.2.5 Lakunalar

Bu boşluklar yassı veya ovaldir. Hücrelerden dışarı uzanan sitoplazmik çıkıntılar lakunaların ince deliklerinden geçip kanaliküllere girer.

2.2.6 Osteoklastlar

Osteoklastlar çeşitli büyüklük ve sayıda çekirdekleri olan dev hücrelerdir. Sitoplazma hafif boyanan asidofilik ve köpüklüdür. Çekirdekleri kromatinden fakirdir, fakat her birinin belirgin çekirdekçisi bulunur. Osteoklastların kökeni kesin olarak bilinmemekle beraber bir kaç osteoblastın bir araya gelerek birleşmesi veya iliğin stromal hücrelerinden geliştiği sanılmaktadır. Osteoklastların görevi hem kemiğin minarellerini hem de hücreler arası maddesini rezorbe etmektir. Fakat şurası ilginçtir ki osteoklastlar hiçbir zaman osteoid doku ile beraber bulunmazlar, ama beraberlikleri daima mineralize kemik ile beraberdir. Hücre içinde çeşitli enzimler vardır. Bunların içinde en önemlisi betaglukuronidazdır.

2.2.7 Kanaliküller (İnce kanallar)

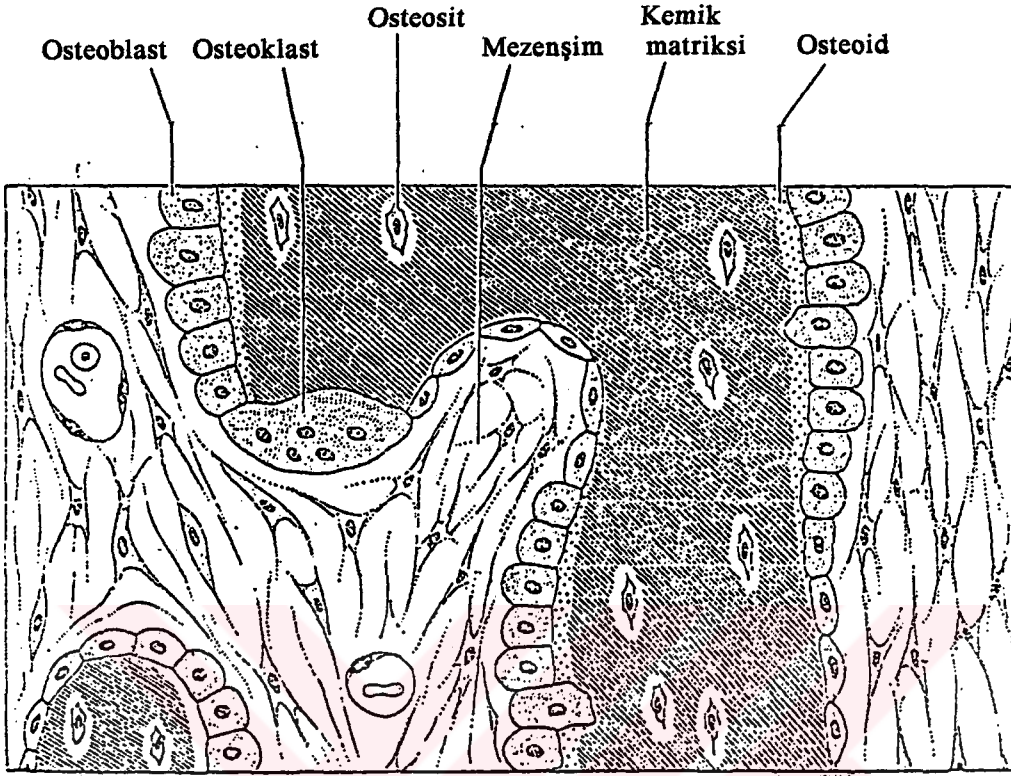
Kanaliküller, kemiğin içinde ince kanallar olup bir miktar doku sıvısı ile beraber osteositlerin narin sitoplazmik uzantılarını içerir. Kanaliküller her lakunadan dışarı çıkıp diğer lakunalarından ve besleyici damarlara komşu kemik yüzeyindeki kanaliküller ile birleşirler. Kanaliküller aracılığı ile kan damarlarından gelen besleyici maddeler osteositlere ulaşır ve hücrelerin artıkları da zıt yönde geriye doğru yayılır.

2.2.8 Hücrelerarası Madde

Hücrelerarası madde başlıca matriks, inorganik tuzlar ve su içerir. Matriks iki kemiğin organik çerçevesi veya iskeleti olup, aşağı yukarı %90 oranında diğer kollagenlerden oluşur. Aminoasit yapısı, zayıf asitlerde ve tuz çözeltilerinde nispeten erimemesi ile farklılık gösterir. İçinde özel bir tip kollagen ve mineralizasyon oluştuğunda ortadan kaybolan bazı glikoprotein ve çok az protein polisakkarid bulunur.

İnorganik tuzlar, başlıca hidroksiapatitin submikroskopik kristallerini içerir ve formülü şöyledir: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Çeşitli iyonlar yüzeyde yer alır. Kristal yapı içinde ise magnezyum, sodyum gibi katyonlar, karbonat, citrat, flouride gibi anyonlar bulunur. Erişkin kuru kemiğin yüzde yetmiş beşi kemik tuzlarıdır. Ossifikasyon deyimi organik hücrelerarası maddenin (osteoid) osteoblastlar tarafından meydana getirilmesine verilen addır. Normal durumlarda osteoid doku tuzla mineralize olur.

Su, kemik içindeki boşluklarda, haversian sistemdeki besleyici kanallarda ve kollagen liflerin moleküler kümeleri arasındaki ultramikroskopik kanallarda bulunur. Kemiğin %17'si sudur.



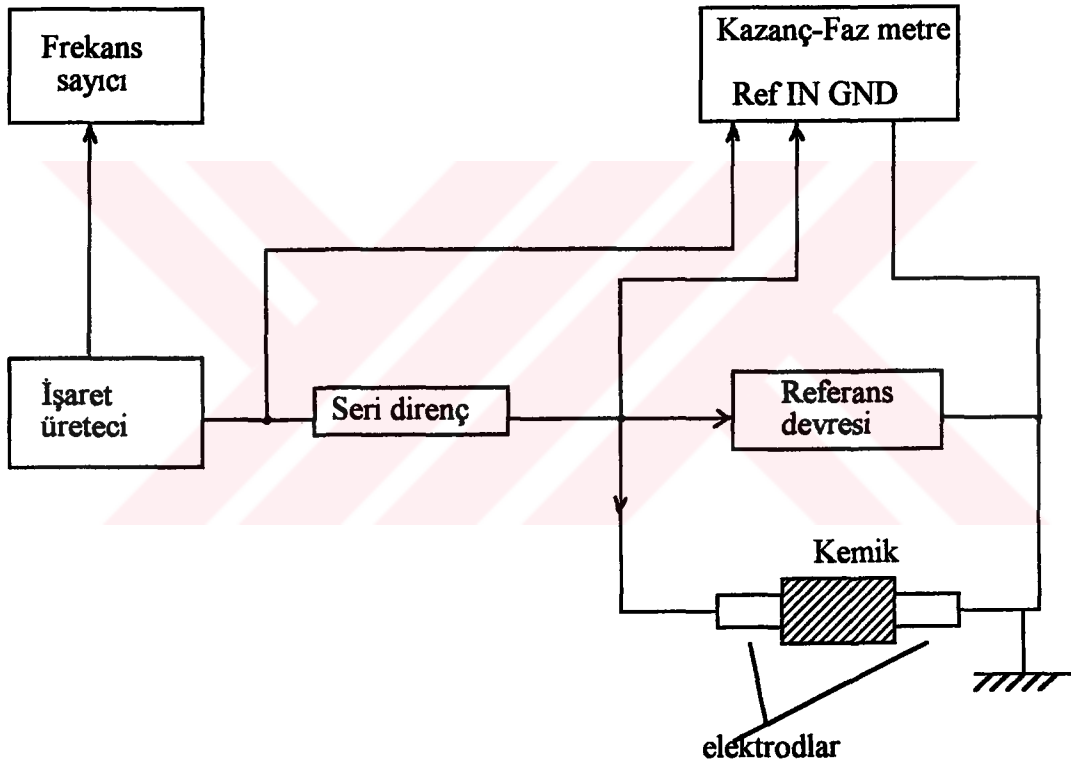
Şekil 2.2. Kemğin Bileşenlerini gösteren diyagram

BÖLÜM III

FREKANSIN BİR FONKSİYONU OLARAK KEMİĞİN ELEKTRİK VE DİELEKTRİK ÖZELLİKLERİ

3.1. Empedansı

Şekil 3.1'de kemik empedansının hesabı için oluşturulan bir blok diyagram görülmektedir.



Şekil 3.1. Kemik empedans hesabı için blok diyagram

Bu diyagramda işaret üretici gerekli olan değişik frekanslardaki işaretleri üretmek için kullanılır. Frekans sayıcı ise kemiğe uygulanan işaretin frekansını tam olarak belirlemek için gereklidir. Böylece işaret üreticinin herhangi bir kalibrasyon hatasından da sakınılmış olur. Kazanç-faz metre ise, (ϕ) çıkış geriliminin fazı ve V_{in} giriş gerilimine karşı düşen çıkış gerilimi V_o olmak üzere

kemiğin gerilim genlik oranını saptamak için gereklidir. Kemiğin empedansı $Z_s \angle \theta$ olmak üzere;

$$\frac{V_0 \angle \phi}{V_{in}} = \frac{Z_s \angle \theta}{(R_{sr} + Z_s \angle \theta)} \quad (3.1)$$

$$Z_s \angle \theta = \frac{R_{sr} \left| \frac{V_0}{V_{in}} \right| \angle \phi}{1 - \left| \frac{V_0}{V_{in}} \right| \angle \phi}$$

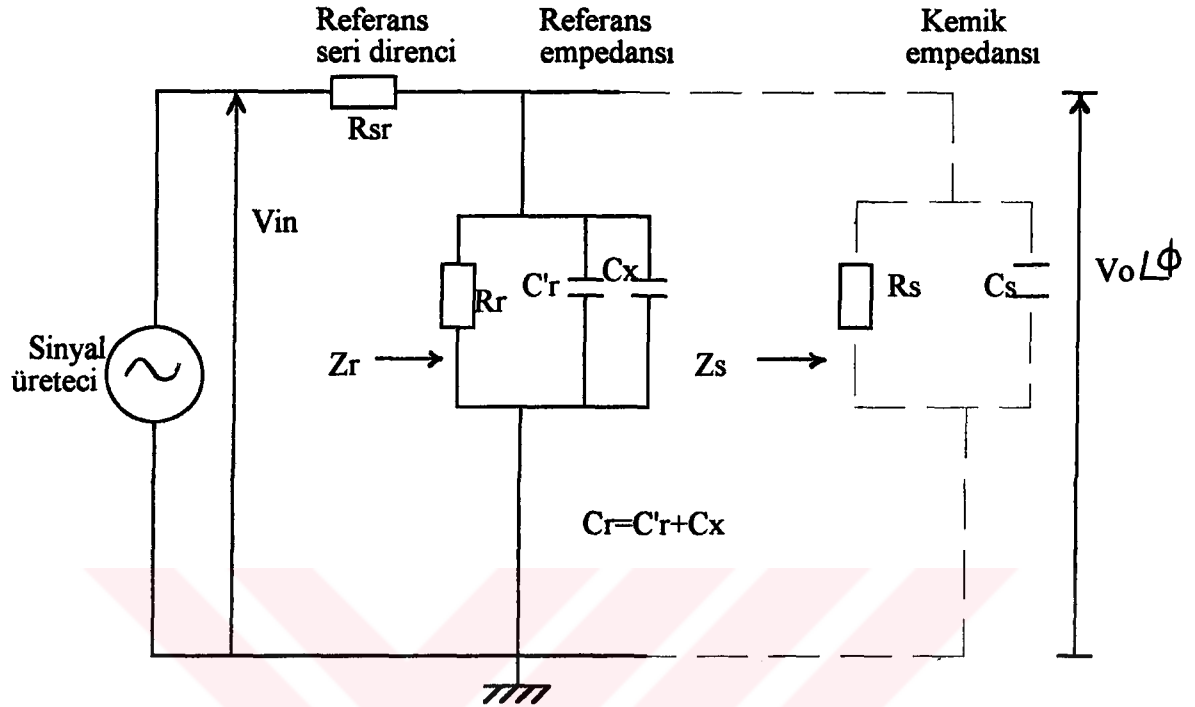
$$K = \left| \frac{V_0}{V_{in}} \right|$$

$$Z_s \angle \theta = \frac{R_{sr} K \angle \phi}{1 - K \angle \phi} \quad (3.2)$$

olarak elde edilir.

Böyle bir empedans hesabında özellikle yüksek frekanslarda kaçak ve köprü kapasiteler sonucu etkiler. Bunun için diferansiyel bir hesap tekniği kullanmak daha doğru olur.

3.1.1. Diferansiyel Yöntem



Şekil 3.2. Diferansiyel Yöntem için elektriksel eşdeğer devre

Şekil 3.2'de diferansiyel yöntem için gerekli elektriksel eşdeğer devre görülmektedir. Kaçak kapasiteyi belirlemek için V_o/V_{in} genlik oranını ve çıkış faz açısını (ϕ), kazanç-faz metre ile tespit ederek yapılan bir referans okuma gereklidir. Bu uygulama ilgilenilen her bir frekans için yapılır. Ya da giriş işaretinin $V_{in} = \cos \omega t$ olduğu Şekil 3.2'deki devrede kemiğin olmadığı ilk bölümün bir analizi yapılırsa, devreyi yöneten

$$V_o \left(\frac{1}{R_{sr}} + \frac{1}{R_r} \right) + C_r \frac{dV_o}{dt} = \frac{V_{in}}{R_{sr}}$$

diferansiyel denklemden, devrenin geçici durumunu ihmal ederek

$$V_0 = \frac{1}{\frac{R_{sr} + R_r}{R_r} + j\omega R_{sr} C_r} e^{j\omega t}$$

bulunur. Böylece V_0/V_{in} kazancı da

$$K = \frac{R_r}{(R_{sr} + R_r) + j\omega R_{sr} R_r C_r}$$

olduğundan

$$K\angle\phi = \frac{R_r}{\sqrt{(R_{sr} + R_r)^2 + (\omega R_{sr} R_r C_r)^2}} \angle \text{Arctg} \left(-\frac{\omega R_{sr} R_r C_r}{R_{sr} + R_r} \right)$$

olarak ifade edilir. Elde edilen bu (K, ϕ) 'den referans empedansı

$$Z_r \angle \theta_1 = \frac{R_{sr} \cdot K \angle \phi}{(1 - K \angle \phi)} \quad (3.3)$$

olarak hesaplanır. Devrenin kaçak kapasitesi (C_x) de,

$$C_x = C_r - C'_r$$

ve

$$C_x = C_r - \left(\frac{-\sin \theta_1}{\omega \cdot Z_r} \right) \quad (3.4)$$

bağıntısıyla belirlenir. C'_r referans devresindeki kapasite, C_r de referans devresinin toplam kapasitesidir. $Z_r \angle \theta_1$ 'in hesabından sonra ikinci bir okuma olan (K', ϕ') , referans devresine paralel bağlanan kemik örneği dikkate alınarak elde edilir. Paralel devrenin birleşik empedansı ise

$$Z' \angle \theta_2 = \frac{R_{sr} \cdot K' \angle \phi'}{(1 - K' \angle \phi)} \quad (3.5)$$

olur. (3.3) ve (3.5) 'i kullanarak kemiğin empedansı

$$Z_s \angle \theta = \frac{Z_r \angle \theta_1 \cdot Z' \angle \theta_2}{(Z_r \angle \theta_1 - Z' \angle \theta_2)} \quad (3.6)$$

olarak hesaplanır.

Bu empedanstan da kemiğin direnci R_s ve kapasitesi (C_s)

$$R_s = \frac{|Z_s|}{\cos \theta}, \quad C_s = \frac{-\sin \theta}{\omega \cdot |Z_s|} \quad (3.7)$$

olarak belirlenir. $K' \angle \phi'$ ifadesini açık şekilde görmek üzere eşdeğer devrenin bir analizi yapılırsa, devreyi yöneten

$$V_0 \left(\frac{1}{R_{sr}} + \frac{1}{R_r} + \frac{1}{R_s} \right) + (C_r + C_s) \frac{dV_0}{dt} = \frac{V_{in}}{R_{sr}}$$

diferansiyel denkleminde çıkış ifadesi

$$V_0 = \frac{1}{R_{sr} \left(\frac{1}{R_{sr}} + \frac{1}{R_r} + \frac{1}{R_s} \right) + j\omega R_{sr} (C_r + C_s)} e^{j\omega t}$$

bulunur. Böylece V_0/V_{in} genlik oranı

$$K' \angle \phi' = \frac{1}{R_{sr} \sqrt{\left(\frac{1}{R_{sr}} + \frac{1}{R_r} + \frac{1}{R_s} \right)^2 + \omega^2 (C_r + C_s)^2}} \angle \text{Arctg} \frac{\omega (C_r + C_s)}{\frac{1}{R_{sr}} + \frac{1}{R_r} + \frac{1}{R_s}}$$

olur.

Kemik örneklerinin çeşitli boyutlarını hesaba katmak için, hesaplamalar özgül direnç (bir iletkenin boyutlarına bağlı olarak gösterdiği direnç) R_{sp} ve özgül kapasite C_{sp} cinsinden yapılır.

$$\left. \begin{aligned} R_{sp} &= R_s \cdot A / d \\ C_{sp} &= C_s \cdot d / A \end{aligned} \right\} \quad (3.8)$$

A ölçü yapılan yüzeyin alanı, d ise ölçü yapılan yöndeki kalınlıktır.

3.2. Dielektrik Özelliklerin Hesabı

Bir dielektrik olarak kemiğin eşdeğer devresi paralel bir direnç ve kapasiteden oluştuğuna göre, özgül empedansı da direkt olarak bu devreden

$$Z_{sp} = \frac{R_{sp}}{1 + j\omega R_{sp} C_{sp}} \quad (3.9)$$

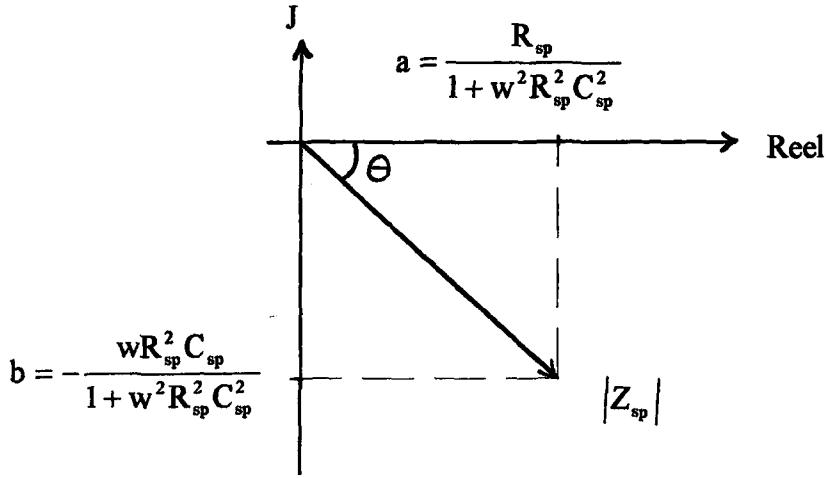
olarak hesaplanır. Böylece empedansın modülü

$$|Z_{sp}| = \frac{R_{sp}}{[(\omega R_{sp} C_{sp})^2 + 1]^{1/2}} \quad (3.10)$$

faz açısı da,

$$\theta = -\text{Arc tg}(\omega R_{sp} C_{sp}) \quad (3.11)$$

olur. (3.9), (3.10) ve (3.11) ifadelerinden kemiğin empedans diyagramı Şekil 3.2a'daki gibi çizilir.



Şekil 3.2a. Kemiğin empedans diyagramı

(3.7) deki ifadeler benzer bir diyagramı kullanarak

$$\sin\theta = -\frac{b}{|Z_s|} \quad \text{ve} \quad \cos\theta = \frac{a}{|Z_s|}$$

den çıkarılmışlardır. ϵ' Dielektrik sabiti ve ϵ'' dielektrik kayıp faktörü olmak üzere kompleks dielektrik sabiti

$$\epsilon^* = \epsilon' - j\epsilon''$$

bağıl kompleks dielektrik sabiti ise

$$k^* = \epsilon^* / \epsilon_0 = \epsilon' / \epsilon_0 - j\epsilon'' / \epsilon_0 = k' - jk'' \quad (3.12)$$

olur. k' bağıl dielektrik sabiti, k'' bağıl dielektrik kayıp faktörü ve ϵ_0 'da boşluğun dielektrik sabitidir (8.854×10^{-12} F/m). R_{sp} ve C_{sp} cinsinden belirtirsek;

$$k^* = \left(\frac{C_{sp}}{\epsilon_0} - j \frac{\sigma_{sp}}{\omega \epsilon_0} \right) \quad (3.13)$$

$\sigma_{sp} = \frac{1}{R_{sp}}$ özgül iletkenlik ve $w=2\pi f$ açısal frekansıdır. (3.12) ve (3.13)'den,

$$k' = \frac{C_{sp}}{\epsilon_0} \quad (3.14)$$

$$k'' = \left(\frac{1}{\epsilon_0 \omega R_{sp}} \right) \quad (3.15)$$

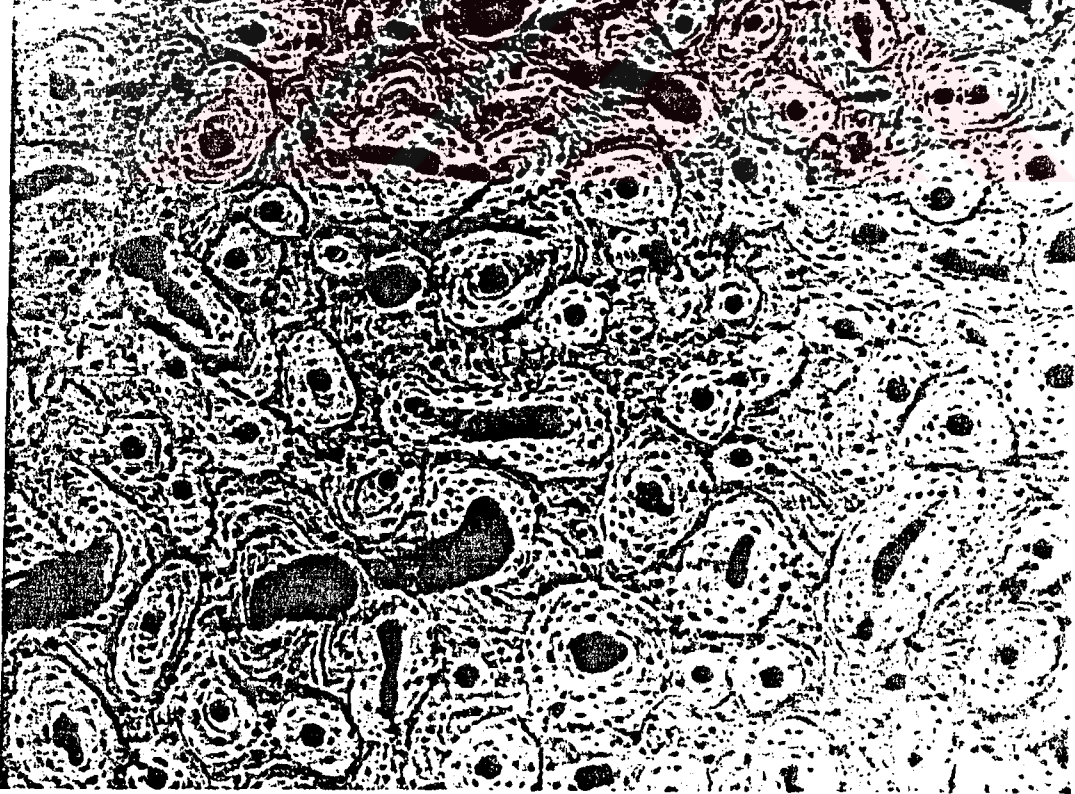
elde edilir. (3.14) ve (3.15) den ise güç kaybı katsayısı,

$$\tan \delta = k''/k' = (1/\omega R_{sp} C_{sp}) \quad (3.16)$$

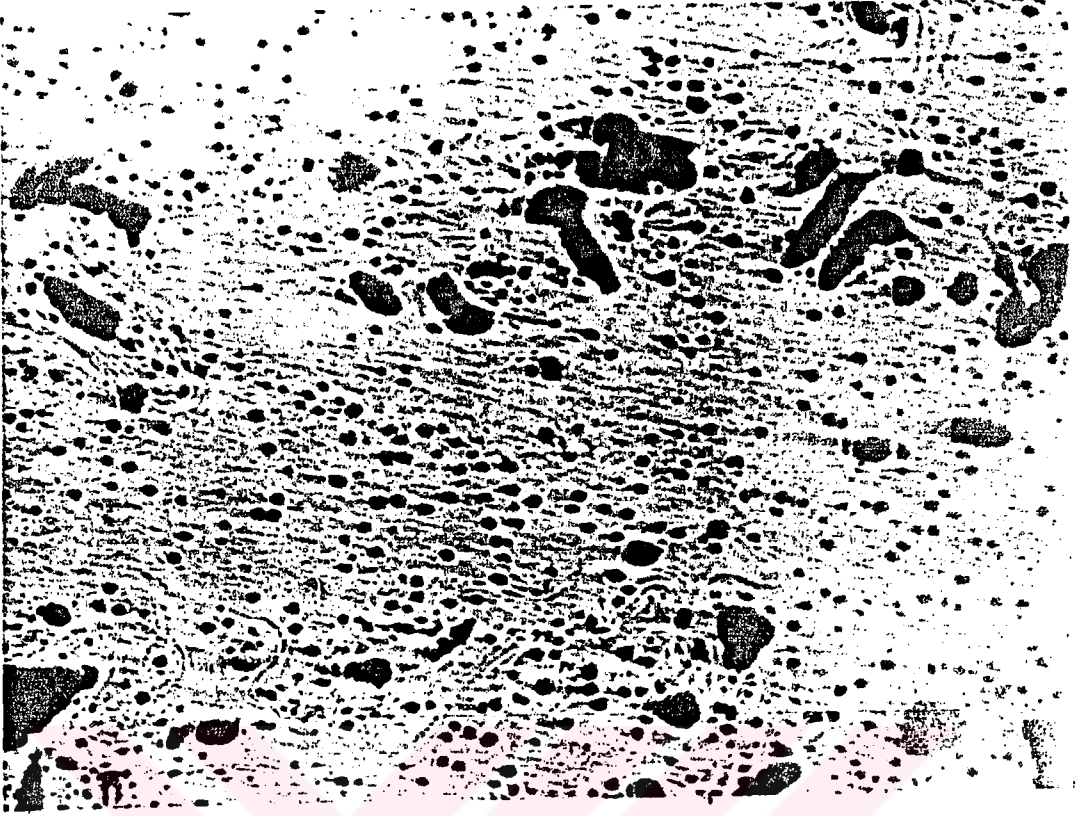
elde edilir.

3.3. Anizotropik Elektriksel Özellikler

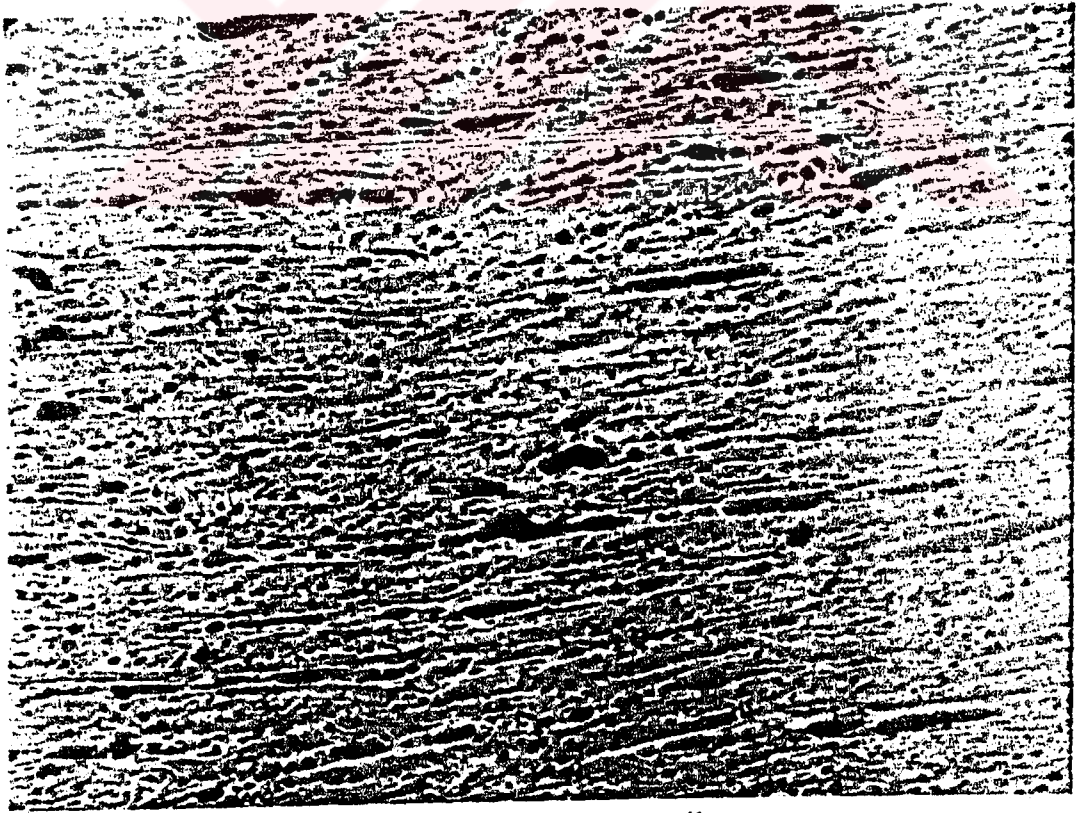
Kemik anizotropik bir materyaldir (Anizotropi fiziksel özellikleri, kristal eksenin doğrultusuna bağlı kristal maddeler için kullandığımız bir terimdir). Şekil 3.3, 3.4 ve 3.5'de kemiğin eksenel, radyal ve dairesel yönlerden görünüşü yer almaktadır.



Şekil 3.3. Eksenel yönden görünen bir kemiğin mikroyapısı

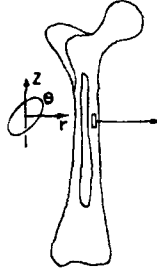


Şekil 3.4. Radyal bir kemiğin mikroyapısı



Şekil 3.5. Dairesel bir kemiğin mikroyapısı

Şekil 3.6'da da düşey (eksenel) ve radyal eksenleri verilen bir uzun kemiğin sembolik görünüşü yer almaktadır. Dairesel yön bu her iki yöne diktir.



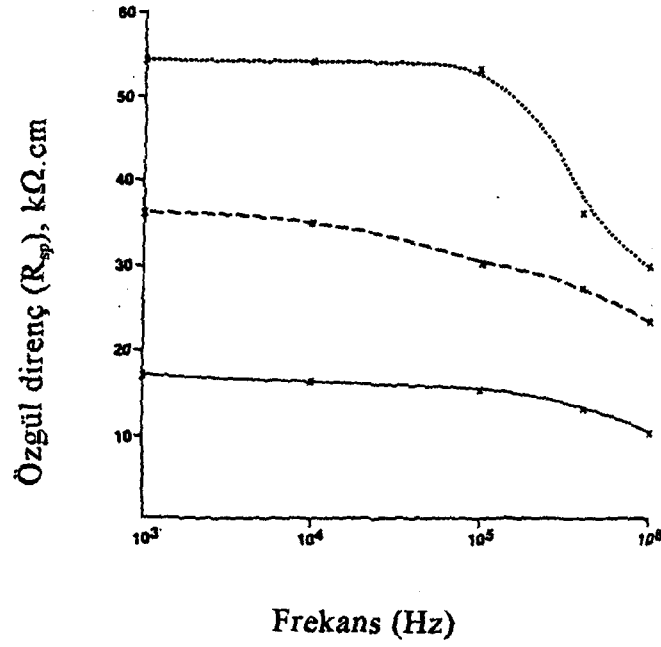
Şekil 3.6. Kemiğin koordinat sisteminde yer alışı
(Z=eksenel, r = radyal, θ =daireysel)

Bölüm 3.2 elde edilen bağıntıların yardımıyla kemiğin elektriksel özelliklerini frekansın bir fonksiyonu olarak Şekil 3.6'da gösterilen yönlerde grafiklendirelim.

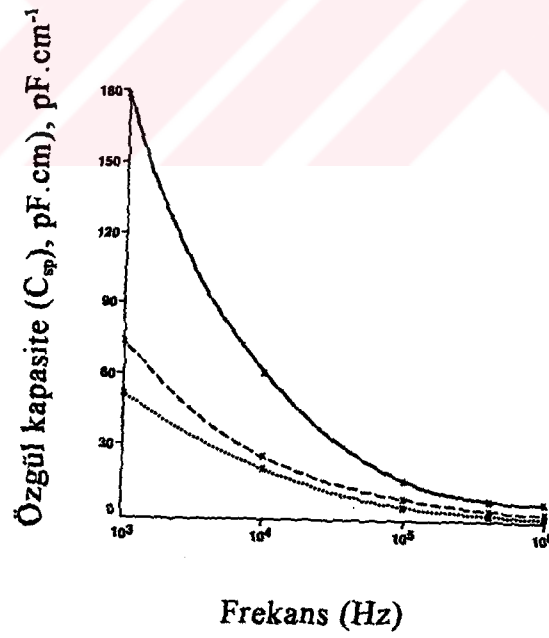
Kemiğin özgül direnci ile ilgili olarak ilk belirtilmesi gereken,

$$R_{sp}(\text{Radyal}) > R_{sp}(\text{Dairesel}) > R_{sp}(\text{Eksenel}) \quad (3.17)$$

gibi bir ilişkinin varlığıdır. Radyal yönde 100 kHz'den sonraki keskin düşüş; kemiğin radyal yöndeki özgül direncinin frekansa, 100 kHz'in üzerinde diğer iki yönden daha çok bağlı olduğunu göstermektedir. 10 kHz'ın altında ise üç yönde de özgül direncin yaklaşık olarak frekanstan bağımsız olduğu söylenebilir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Frekansın bir fonksiyonu olarak eksenel, radyal ve dairesel yönlerde kemiğin özgül direnci ($Z(-)$, $r(...)$, $\theta(---)$)



Şekil 3.8. Frekansın bir fonksiyonu olarak eksenel, radyal ve dairesel yönlerde kemiğin özgül kapasitesi

Kemiğin özgül kapasitesi ile ilgili olarak yine ilk belirtilmesi gereken,

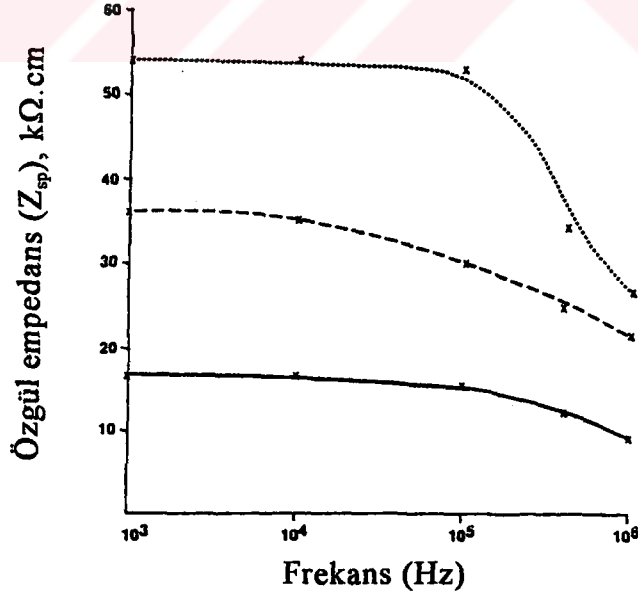
$$C_{sp}(\text{eksenel}) > C_{sp}(\text{Dairesel}) > C_{sp}(\text{Radyal}) \quad (3.18)$$

gibi bir ilişkinin varlığıdır. Ayrıca özgül kapasite artan frekansla hızlı bir şekilde azalmakta, bu durum alçak frekanslarda daha da belirginleşmektedir. Özgül kapasitenin frekansla olan bu ilişkisinin Şekil 3.8'den ters logaritmik bir ilişki olduğu sonucuna varılabilir.

Tablo 3.1'de 10 kHz'de üç yönde, örnek alınan kemiğin tipik özgül direnç ve özgül kapasite değerlerini görmekteyiz. (3.17) ve (3.18)'deki ilişkiler açıkça bu değerlerden de görülebilir.

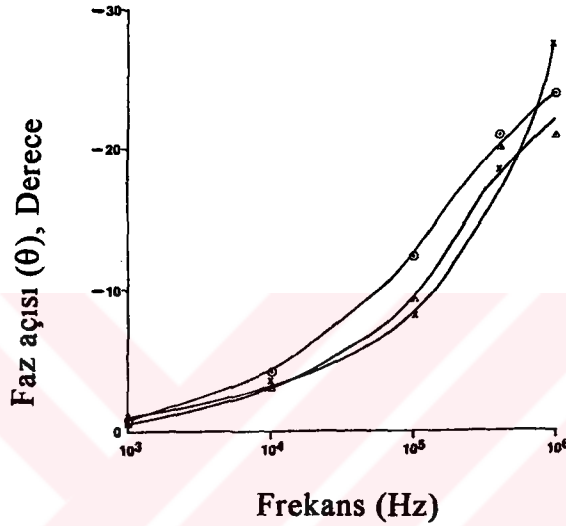
Tablo 3.1. 10 kHz'de eksenel, radyal ve dairesel yönlerde kemiğin özgül direnç ve kapasite değerleri

	Z	θ	r
R_{sp} (k Ω -cm)	17	36	54
C_{sp} (pF-cm ⁻¹)	60.87	24.74	21.4



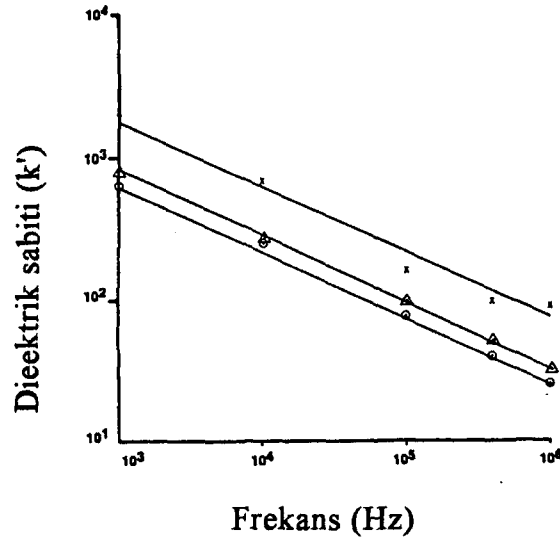
Şekil 3.9. Frekansın bir fonksiyonu olarak eksenel, radyal ve dairesel yönlerde kemiğin özgül empedansı

Kemiğin özgül empedansının ve ilgili faz açısının da frekansa oldukça bağımlı olduğu söylenebilir (Şekil 3.9 ve 3.10). Özgül kapasite dairesel ve radyal yönlerde özgül empedansa çok katkıda bulunmazken faz açısına her üç yönde de katkısı vardır.

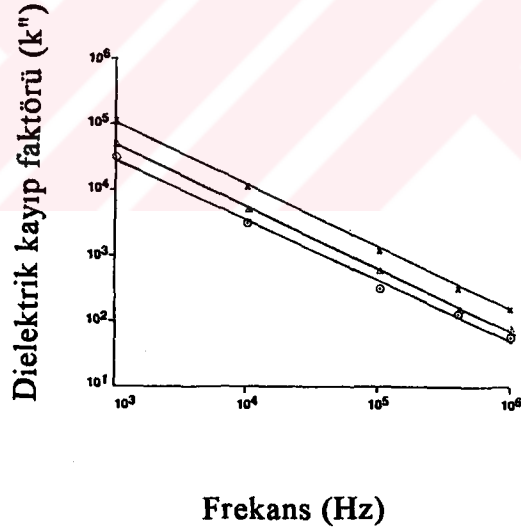


Şekil 3.10. Frekansın bir fonksiyonu olarak eksenel, radyal ve dairesel yönlerde kemiğin özgül faz açısı ($Z(x)$, $r(O)$, $\theta(\Delta)$)

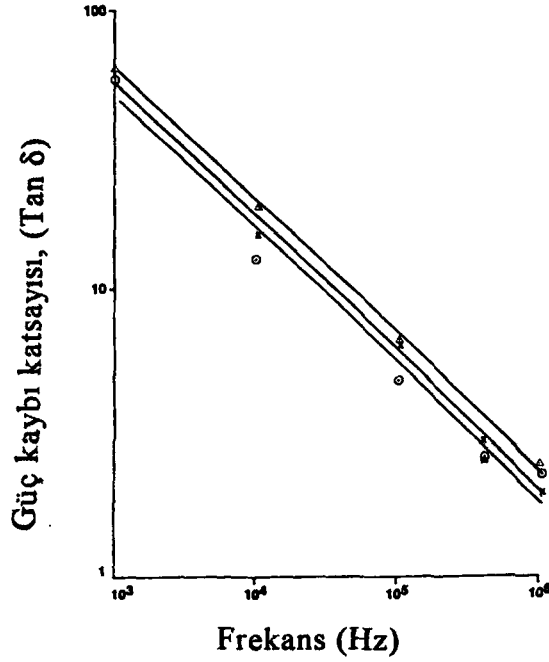
Bağıl dielektrik sabiti (k'), bağıl dielektrik kayıp faktörü (k'') ve kayıp tanjantı ($\tan \delta$), R_{sp} ve C_{sp} 'nin bilinen değerlerini kullanarak (3.14), (3.15) ve (3.16)'dan hesaplanabilirler. Frekansla logaritmik olarak azalan bu dielektrik özellikler kemiğin tanımlanması açısından önemlidirler. Örneğin bir kompakt kemik yüksek dielektrik kayıp tanjantı faktörüyle karakterize edilir (Şekil 3.11, 3.12 ve 3.13).



Şekil 3.11. Frekansın bir fonksiyonu olarak aksel, radyal ve dairesel yönlerde kemiğin bağıl dielektrik sabiti



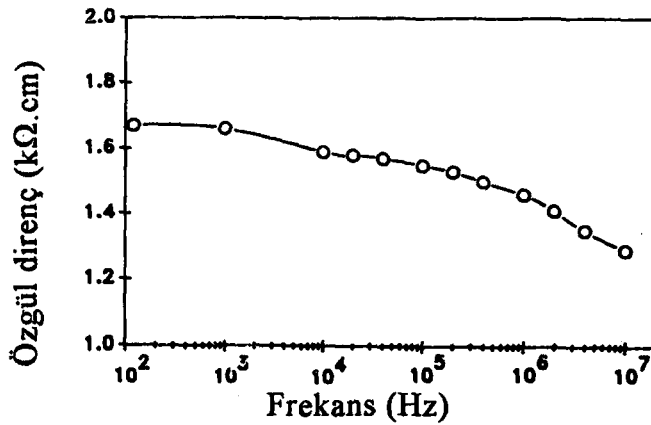
Şekil 3.12. Frekansın bir fonksiyonu olarak aksel radyal ve dairesel yönlerde kemiğin bağıl dielektrik kayıp faktörü



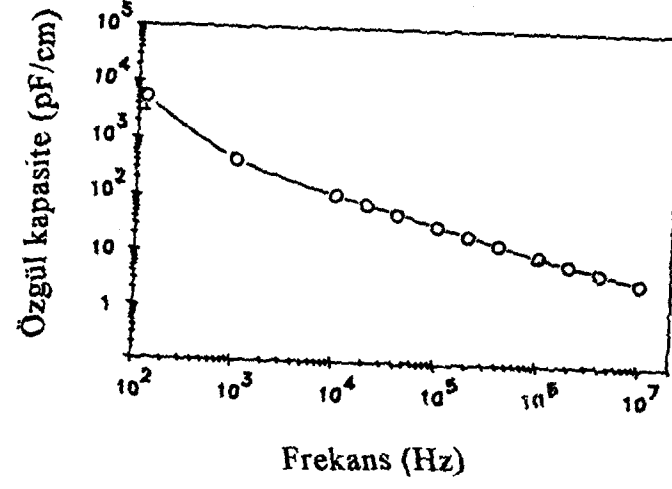
Şekil 3.13. Frekansın bir fonksiyonu olarak eksenel, radyal ve dairesel yönlerde kemiğin kayıp tanjantı veya güç kaybı katsayısı

3.3.1. İnsan Kemiği ile Karşılaştırma

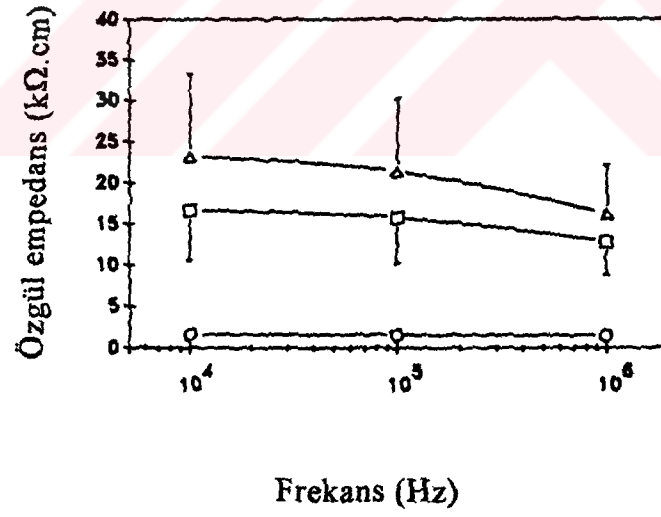
Buraya kadar olan değerlendirmelerimizi değişik canlı türlerinin kemik yapıları için genelleleyebiliriz. Kullanılan bazı tipik değerler ise dana kompakt kemiğine aittir. Aşağıda bir karşılaştırma yapmak amacı ile verilen grafik grubundaki değerler ise insan kompakt kemiğine aittir.



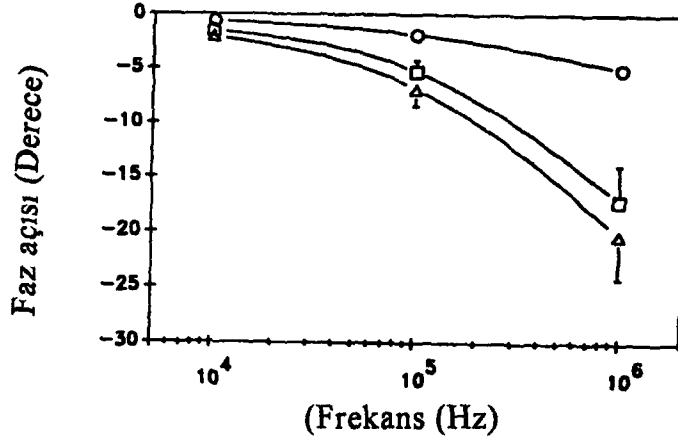
Şekil 3.14. Frekansın bir fonksiyonu olarak eksenel yön için insan kemiğinin özgül direnci



Şekil 3.15. Frekansın bir fonksiyonu olarak aksel yön için insan kemiğinin özgül kapasitesi



Şekil 3.16. 10 kHz ile 1 MHz arasında frekansın bir fonksiyonu olarak aksel, radyal ve dairesel yönlerde insan kemiğinin özgül empedansı ($Z(O)$, $r=\Delta$, $\theta=\square$)



Şekil 3.17. 10 kHz ile 1 MHz arasında frekansın bir fonksiyonu olarak eksenel, radyal ve dairesel yönlerde insan kemiğinin özgül faz açısı

Tablo 3.2'de insan ve dana için radyal yönde elde edilen özgül iletkenlik ve bağıl dielektrik sabiti değerleri görülmektedir. Bu çift için tablodan çıkarılan sonucun,

insan kemiği > dana kemiği
olduğu saptanabilir.

Tablo 3.2. Radyal yönde üç değişik frekans için dana ve insan kemiğinin σ_{sp} ve k' değerleri

Özgül İletkenlik (ms/m)

Frekans	Dana	İnsan
10 kHz	1.85	5.26 ± 2.22
100 kHz	1.84	5.59 ± 2.28
1 MHz	3.39	6.71 ± 2.53

Bağıl Dielektrik Sabiti

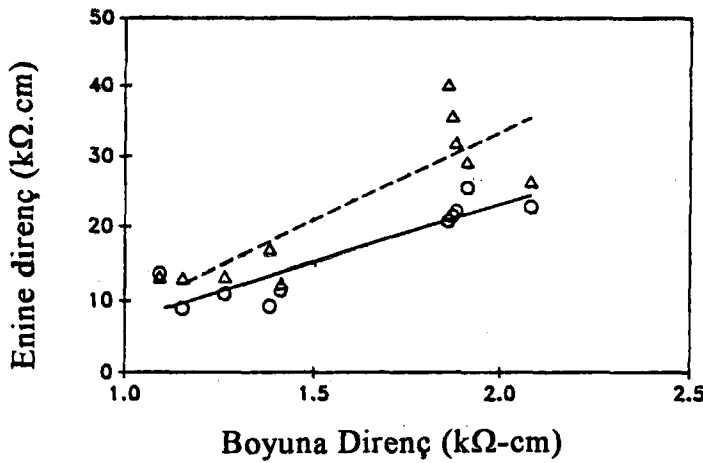
Frekans	Dana	İnsan
10 kHz	240	308 ± 72.00
100 kHz	74	111 ± 26.00
1 MHz	27	41.4 ± 8.70

3.3.2. Yönler Arasındaki İlişki

Buraya kadar anlatılan özelliklere ve verilen grafiklere toplu bir bakış yapıldığında eksenel yöndeki elektriksel özelliklerin diğer iki enine yöndeki özelliklerden hatırı sayılır bir farklılık gösterdiği saptanabilir. Kemığın elektriksel karakteristiğinin bu anizotropik davranışı, yapısından kaynaklanmaktadır. Çünkü kemığın eksenel yöndeki yapısı enine yönlerdeki yapısından oldukça farklıdır. Örneğin haversian kanallarının varlığı nedeniyle kemik, eksenel yönde daha çok gözeneklidir (Bkz. Şekil 3.3, 3.4, 3.5). Bu nedenle Tablo 3.1'deki değerlerden de görülebileceği üzere eksenel yöndeki direnç enine olanlardan daha küçüktür. Bununla birlikte yönler arasındaki bu ilişki rastgele olmayıp, eksenel yön ile diğer iki enine yön arasında yakın bir lineer ilişki vardır. Fakat herbir enine yön için bu ilişki farklıdır. Başka bir deyişle Z ve θ yönleri arasındaki ilişki, Z ve r yönleri arasındaki ilişkiden farklıdır. Enine iki yönle eksenel yöndeki özgül dirençler arasındaki pozitif korelasyon,

$$\begin{aligned} R_d &= -8.6 + 15.9R_e \\ R_r &= -16.5 + 25R_e \end{aligned} \quad (3.19)$$

olarak ifade edilebilir. R_d , R_r ve R_e sırası ile dairesel, radyal ve eksenel (boyuna) yönlerdeki özgül dirençlerdir (Şekil 3.18).

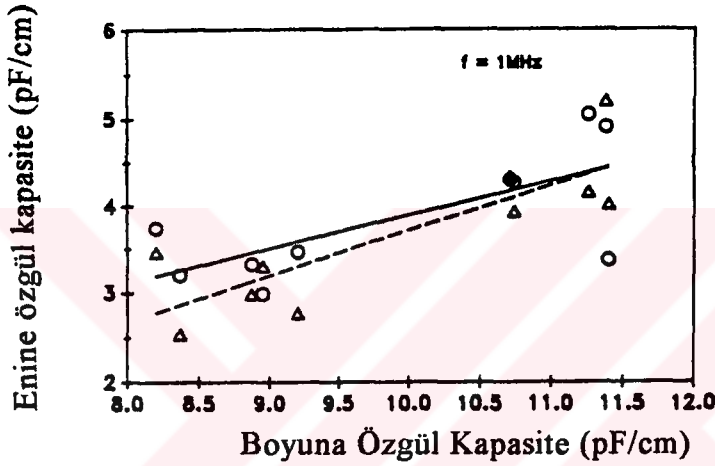


Şekil 3.18. Boyuna ve enine yönlerdeki özgül dirençler arasındaki ilişki ($\theta=r$)

Benzer biçimde eksenel yön ile enine iki yönde özgül kapasiteleri arasında 1 MHz frekansındaki pozitif korelasyon,

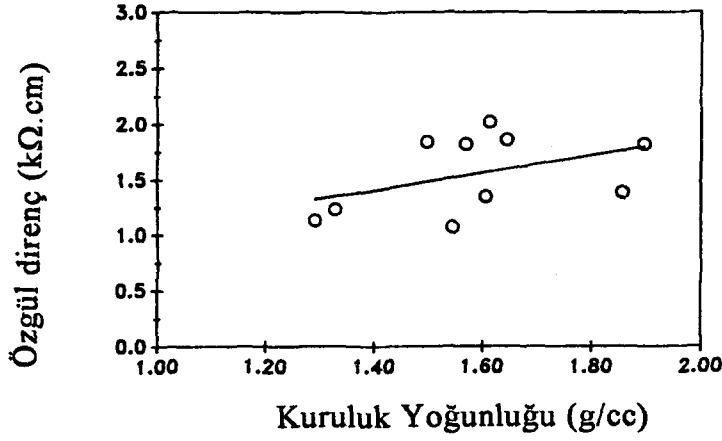
$$\begin{aligned} C_d &= -0.025 + 0.392C_o \\ C_r &= -1.496 + 0.521C_o \end{aligned} \quad (3.20)$$

olarak ifade edilebilir. Bununla birlikte bu ifadeler diğer frekanslarda geçerli değildir (Şekil 3.19)



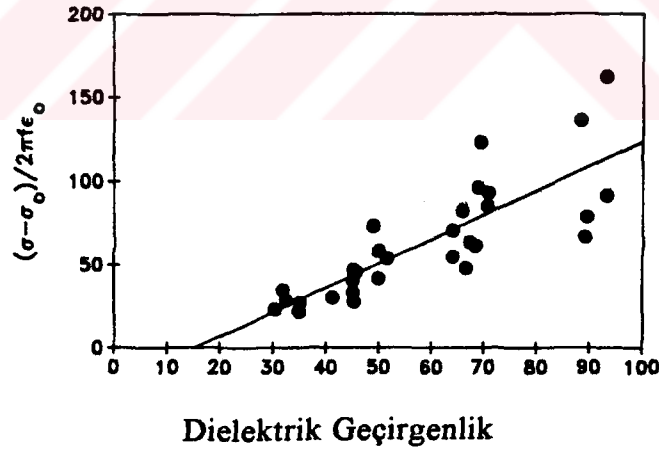
Şekil 3.19. 1 MHz frekansında boyuna ve enine yönlerdeki özgül kapasiteler arasındaki ilişki

Kemikteki ıslaklığın yoğunluğu ile özgül kapasite ve özgül direnç arasında dikkate değer bir ilişki yoktur. Örneğin özgül kapasite için 10 kHz, 100 kHz ve 1 MHz frekanslarında ilişki katsayıları 0.1'den daha azdır. Şekil 3.20'de ise eksenel yönde kemiğin kuruluk yoğunluğu ile özgül direnci arasındaki ilişki görülmektedir. Burda da yeteri derecede büyük olmayan bir ilişki katsayısı olmasına rağmen, daha büyük kemik boyutlarında artma eğilimi gösteren pozitif bir korelasyon görülmektedir.



Şekil 3.20. Kuruluk yoğunluğu ve eksenel yönlerdeki özgül direnç arasındaki ilişki

Kemiğin elektriksel özellikleri arasındaki önemli bir ilişki de dielektrik geçirgenlikle dielektrik kayıp faktörü arasındaki ilişkidir. Bu ilişki de Şekil 3.21'de gösterilmektedir.



Şekil 3.21. Kemiğin dielektrik geçirgenliğine karşı düşen dielektrik kayıp faktörü

Bölüm 3.4'de kemiğin dielektrik geçirgenliği ve iletkenliği arasındaki korelasyon kemiğin yapısı ile de ilişkilendirilerek incelenecektir.

3.4. Kemiğin Alçak Frekans Elektrik İletkenliği ile Dielektrik Geçirgenliği Arasındaki Korelasyon

Kemik empedansının paralel bir kapasite ve direnç olarak hesaplanabileceği Bölüm 3.1'de gösterildi. Bağlı dielektrik geçirgenlik ve iletkenlik kemiğin boyutlarını kullanarak bu empedanstan hesaplanabilir. Bu hesaplamalar sonucu kemiğin değişik bölgelerindeki eksenel, dairesel ve radyal yönler için alçak frekans iletkenliğinin (100 Hz) bir fonksiyonu olarak bağlı dielektrik geçirgenliğinin değişimleri 100 Hz, 10 kHz ve 1 MHz için elde edilebilir (Şekil 3.22). Bu değişimlerde dikkat çekici olan bir nokta, alçak frekanslardaki dielektrik geçirgenliğin yüksek değerleri, frekans arttıkça keskin bir şekilde düşme gösterir. Ayrıca en yüksek değerlere doğru eksenel bilgi gruplaşmasından da anlaşılabileceği üzere iletkenlik ve dielektrik geçirgenlik çifti genellikle eksenel yönde diğer iki enine eksenden daha büyüktür. Bu durum bütün uzun kompakt kemiklerde gözlenir. Bununla beraber kemiğin alçak frekans iletkenliği ile dielektrik geçirgenliği arasında yöne bağlı olmayan önemli bir pozitif lineer korelasyon mevcuttur. Bu korelasyonun bağıntıları,

100 Hz için,

$$k' = 1416 + 48.55 \sigma_{sp}$$

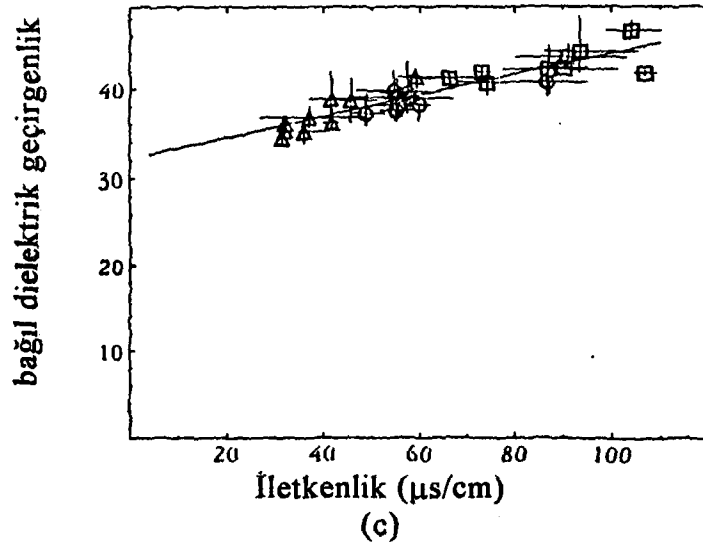
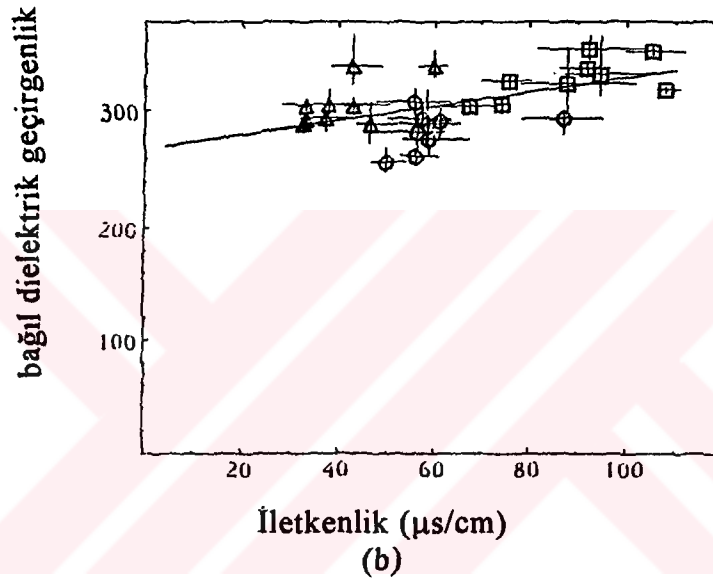
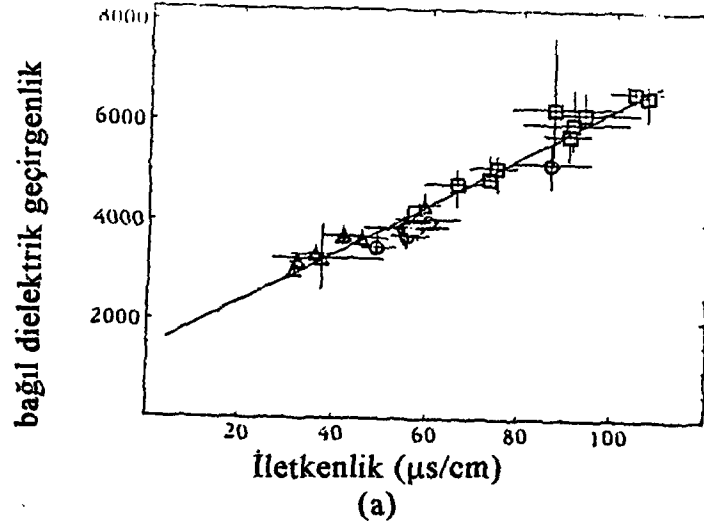
10 kHz için,

$$k' = 268 + 0.599 \sigma_{sp}$$

ve 1 MHz için,

$$k' = 322 + 0.1187 \sigma_{sp} \text{ olarak elde edilir.}$$

Yukarıda bahsedilen ilişki değerlendirmelerine eklenebilecek diğer önemli bir faktör de kemikteki akışkanın rolüdür. Kemikteki toplam akışkan, kuru ve yaş kemiğin ağırlıklarını, boyutlarını ve akışkanın özgül ağırlığının bilinen değerlerini kullanarak hesaplanır. Toplam akışkanın hacimsel oranı kemik boyunca yaklaşık olarak 0.17 ile 0.22 arasında değişir. Eksenel haversian sistemlerindeki akışkanın radyal veya dairesel bağlantı kanallarındakinden daha çok olması iletkenliğin kemiğin anizotropik yapısına olan bağımlılığını gösterir. Bu elektriksel anizotropi üç yöndeki alçak frekans iletkenliğinde ortaya çıkan akışkanın farklı miktarlarda olduğunun bir kanıtıdır.



Şekil 3.22. 100 Hz (a), 10 kHz (b) ve 1 MHz (c) 'de alçak frekans (100 Hz) iletkenliğinin bir fonksiyonu olarak kemiğin üç ortogonal yöndeki bağıl dielektrik geçirgenliği ($Z=\square$, $\theta=0$, $r=\Delta$)

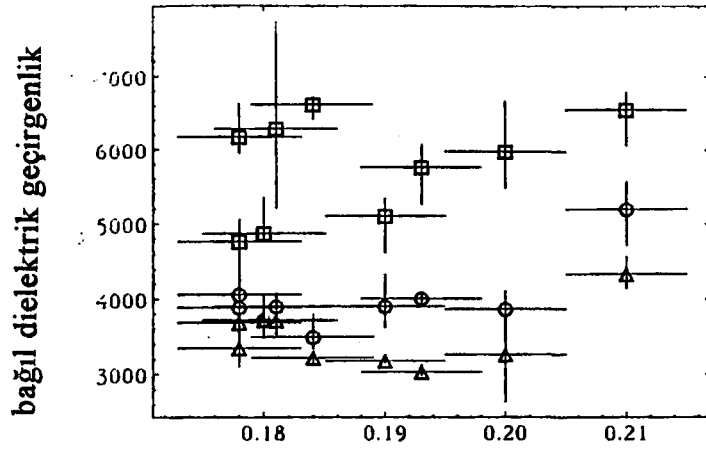
Dielektrik geçirgenliğinde gözönüne alınan frekans bölgesi içinde alçak frekans şartlarında ortaya çıkan sıvının (kemiğin elektrolit sıvısı) uzaysal dağılımı ve miktarı ile lineer olarak bağımlı olduğu söylenebilir. Bununla beraber dielektrik geçirgenliğin tam genlik değerleri yalnızca bu sıvıya bağlı değildir. Bunu ortaya çıkarmak üzere kemikten yalnızca noninterconnective akışkanını ayırarak (kuru kemik) yine verilen yönde, alçak frekans şartlarında ortaya çıkan bütün sıvılarla birlikte elde edilen değerler Tablo 3.3'de verilmektedir. Bu değerlerin, 100 Hz, 10 kHz ve 1 MHz frekanslarında toplam akışkanın hacimsel oranına karşı düşen dielektrik geçirgenlik değerleri ile karşılaştırıldığında (Şekil 3.23) çok daha düşük bağıl dielektrik geçirgenlik değerleri oldukları görülür. Bunun anlamı noninterconnective akışkanının toplam dielektrik geçirgenliğine katkısının oldukça önemli boyutlarda olduğudur.

Tablo 3.3. Kuru Kemikte Ölçülen Bağıl Dielektrik Geçirgenlik Değerleri

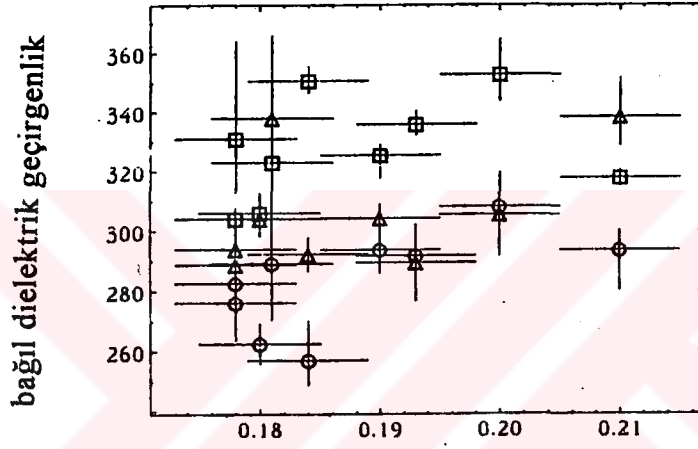
Frekans (Hz)	Eksenel Eksen		Dairesel Eksen		Radyal Eksen	
	min.	max.	min.	max.	min.	max.
100	111	117	102	160	91	150
10 k	16.8	26.8	15.5	24.4	14.7	22.3
1 M	10.0	14.0	9.7	12.7	8.4	11.7

Bu akışkan alçak frekans iletkenliğinde kemikteki toplam akışkanın en büyük kısmını oluşturur.

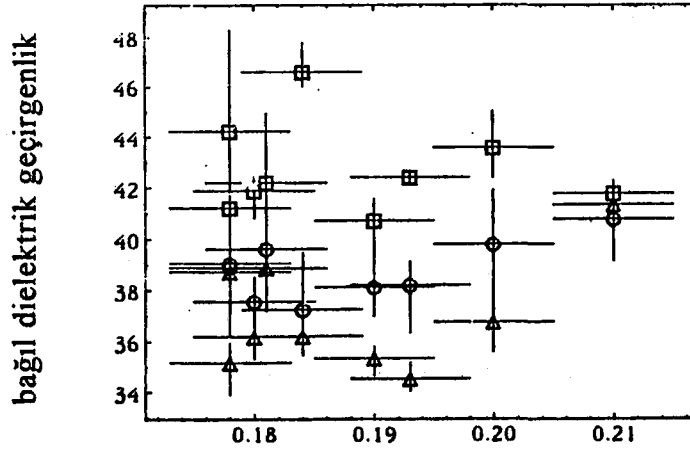
Yine dielektrik geçirgenliğin genliğini yalnızca kemik matrisindeki akışkanın toplam miktarı ile açıklayamayız. Karmaşık bir materyal olan kemiğin alçak frekans bağıl dielektrik geçirgenliğini belirlemede kemik boyunca anizotropik mikroyapıdaki farklılıklar da rol oynar. Eğer alçak frekans iletkenliği kanalların uzaysal dağılımı ve yoğunluğunun bir göstergesi olarak yorumlanırsa; dielektrik geçirgenliğin belli bir yüksek frekans sınırına kadar yukarıda bahsedilen dağılıma da bağımlı olduğunu ve frekans arttıkça bu dağılımın dielektrik geçirgenlik üzerindeki etkisinin azaldığını, bu sınırdan sonra da yalnızca toplam akışkanın hacimsel oranı tarafından belirlendiğini söyleyebiliriz.



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.23. 100 Hz (a), 10 kHz (b) ve 1 MHz (c) de kemikteki toplam sıvının hacimsel oranına karşı, kemiğin üç ortogonal yönündeki bağıl dielektrik geçirgenliği ($Z=\square$, $\theta=O$, $r=\Delta$)

Bu açıklamalar ışığında kemiğin dielektrik geçirgenliğini verecek ifadeyi, kemiğin ayrı ayrı bölümlerinin dielektrik geçirgenliklerini kullanarak elde edebiliriz. ϵ_b kemiğin solid matriksinin dielektrik geçirgenliği, ϵ_w ise kemiğin elektrolit sıvısının dielektrik geçirgenliği ve V_H de bu sıvıların kemik dokusundaki hacimsel oranı olmak üzere kemiğin dielektrik geçirgenliği,

$$\epsilon' = \epsilon_b \frac{2\epsilon_b + \epsilon_w - 2V_H(\epsilon_b - \epsilon_w)}{2\epsilon_b + \epsilon_w + 2V_H(\epsilon_b - \epsilon_w)}$$

olarak ifade edilebilir.

3.5. Kemiğin $I(t)$ Akımına Cevabı

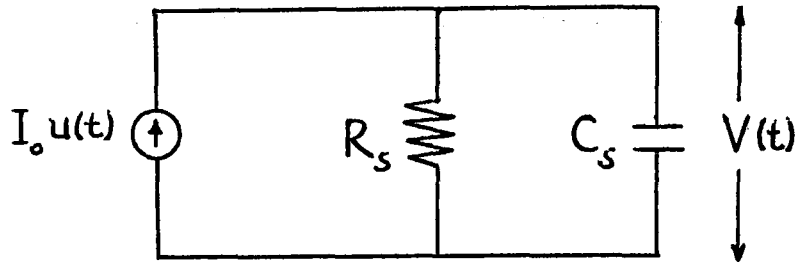
Homogen bir dielektrik alçak frekans bölgesinde verilen bir frekansla, paralel bir direnç (R_s) ve kapasiteden (C_s) oluşan eşdeğer bir devre ile gösterilebilir. Bu dielektriğe;

$$I(t) = I_0 u(t) \quad (3.21)$$

akımı,

$$u(t) = \begin{cases} 1, & t > 0 \\ 0, & t < 0 \end{cases}$$

olarak uygulansın.



Şekil 3.24a. $I(t)$ akımı uygulanan bir dielektriğin eşdeğer devresi

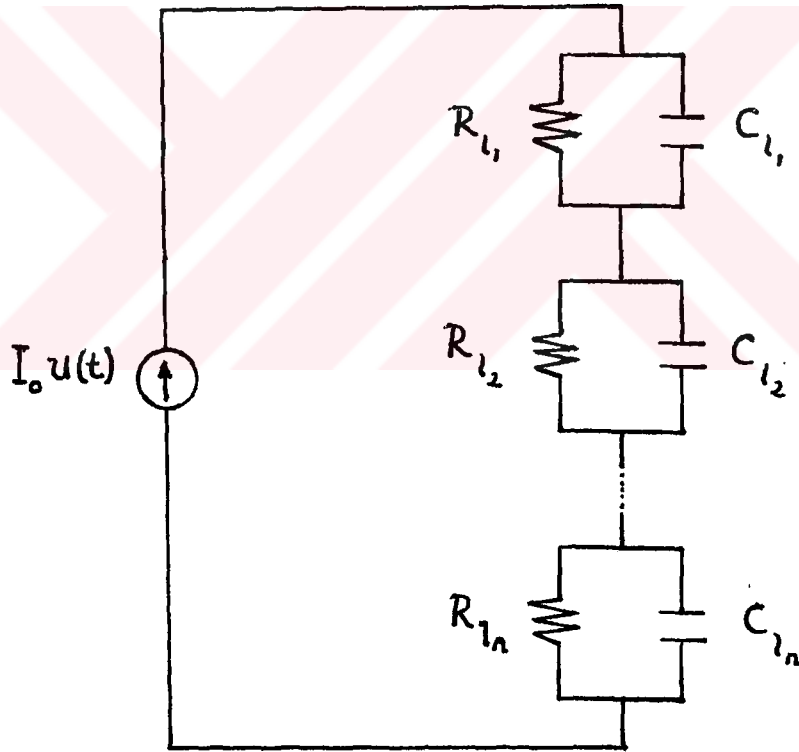
Şekil 3.24a'dan elde edilen

$$\frac{V(t)}{R_s} + \frac{1}{C_s} \frac{dV(t)}{dt} = I_s$$

diferansiyel denklemi geçici hal ile birlikte çözülerek gerilim,

$$V(t) = I_0 R_s [1 - e^{-t/T}] u(t) \quad (3.22)$$

olarak hesaplanır. $T=R_s C_s$ dielektriğin gevşeme (relaxation) davranışı olarak tanımlanan bir zaman sabitidir. Heterojen bir dielektrik olan kemik dokusunu n tane paralel $R_i C_i$ 'nin seri bir kombinasyonu olarak gösterebiliriz.

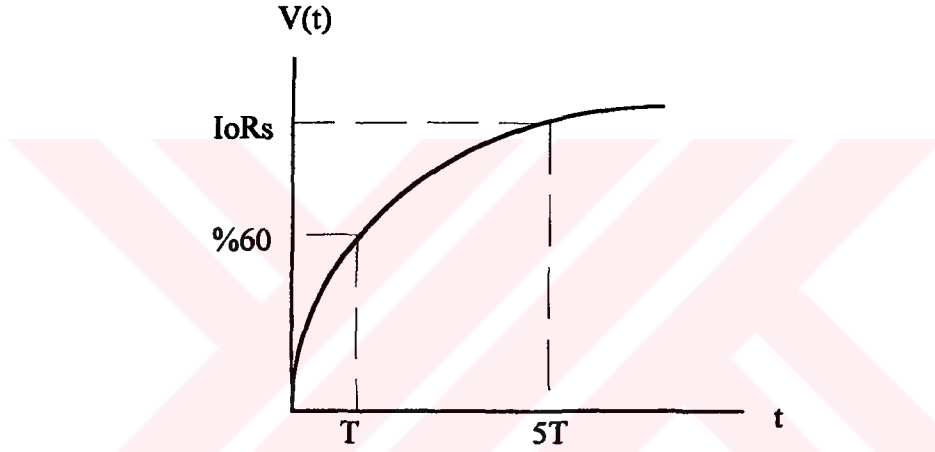


Şekil 3.24b. Kemik dokusunun eşdeğer devresi

Bu durumda $I(t)$ akımına kemiğin cevabı (3.22)'ye benzer şekilde,

$$V(t) = I_0 R_s \left[1 - \sum_{i=1}^n \left(\frac{R_i}{R_s} \right) e^{-t/T_i} \right] u(t) \quad (3.23)$$

Bu ifadede $R_s = \sum_{i=1}^n R_i$ ve $T_i = R_i C_i$ dir. Bu durumda kemiğin gevşeme davranışı olarak tanımlanan n tane zaman sabiti olur. Bu davranış, $t=0$ anında çıkışın sıfır gerilim vermesi ve daha sonra üstel olarak $I_0 R_s$ 'e kadar yükselmesi ile kendini gösterir. T süresine kadar yükselmenin %60'ı, $5T$ süresine kadar da sürekli hale geçiş sürer (Şekil 3.24c).



Şekil 3.24c. Teorik yaklaşımla, kemikteki cevap fonksiyonlarının dielektrik gevşemesi

Kemiğin elektriksel davranışını lineer farzederek herhangi bir devre modeline başvurmaksızın gerilim cevabı genel olarak,

$$V(t) = \int_{-\infty}^t I(t') \eta(t-t') dt' \quad (3.24)$$

veya

$$E(t) = \int_{-\infty}^t J(t') \Gamma(t-t') dt' \quad (3.25)$$

şeklinde yazılabilir. E ve J sırasıyla kemikteki elektrik alan ve akım yoğunluğudur.

$$I(t') = \delta(t') \quad (3.26)$$

birim impuls girişine cevap (3.24) ve (3.25)'den elde edilen $\eta(t)$ ve $\Gamma(t)$ olacaktır.

Benzer şekilde;

$$I(t') = u(t') \quad (3.27)$$

birim basamak girişi için cevap ifadeleri sırasıyla

$$V(t) = \int_0^t \eta(t-t') dt' = \int_0^t \eta(x) dx \equiv R_s(t) \quad (3.28)$$

ve

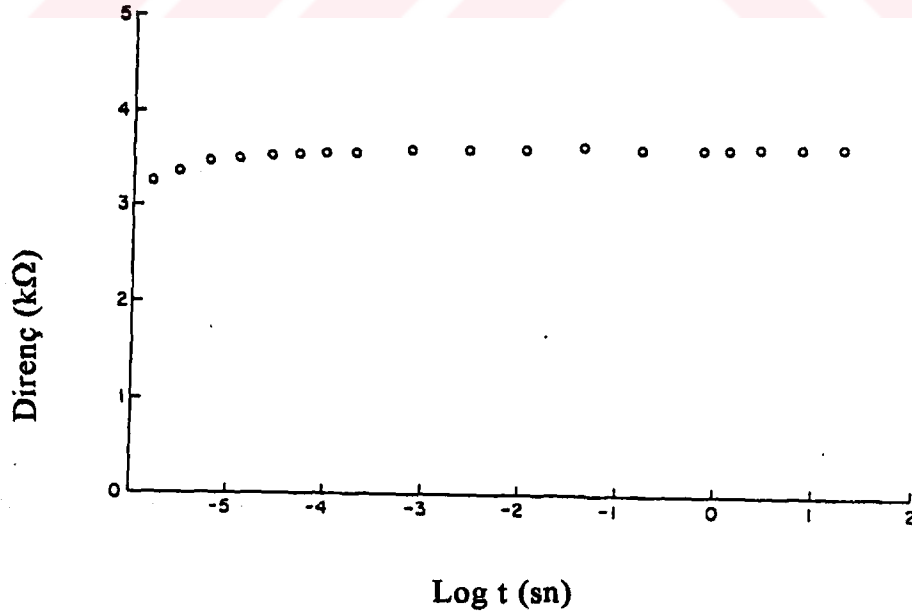
$$E(t) = \int_0^t \Gamma(x) dx = R_{sp}(t) \quad (3.29)$$

olacaktır. (3.28) ve (3.29)'dan

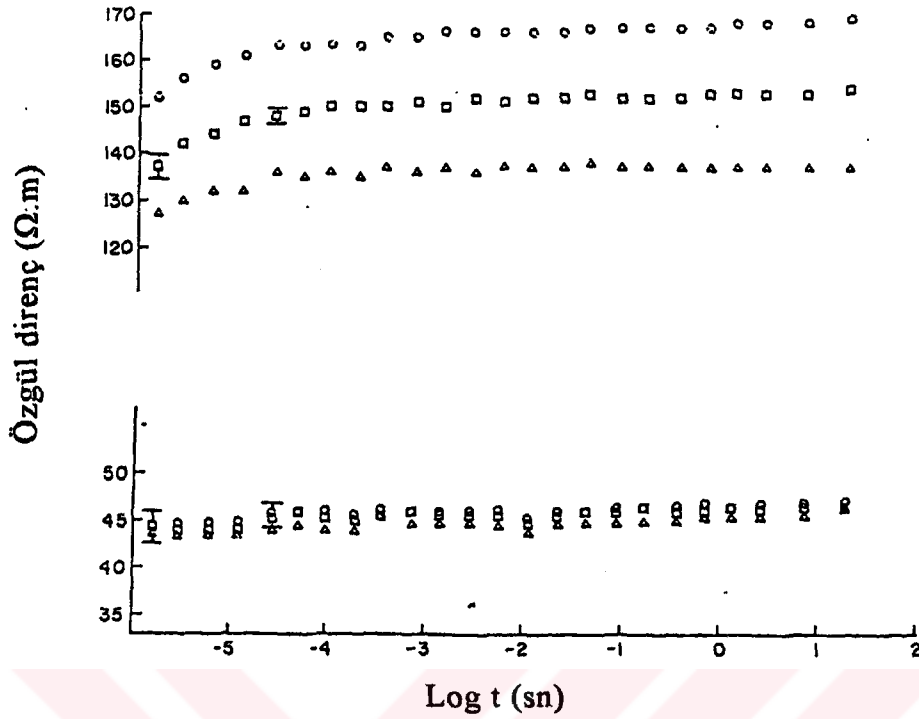
$$\eta(t) = \frac{dR_s}{dt} \quad ; \quad \Gamma(t) = \frac{dR_{sp}}{dt} \quad (3.30)$$

elde edilir. η ve Γ 'nin birimleri sırası ile Ωs^{-1} ve $\Omega.m.s^{-1}$ dir.

$\Gamma(t)$ cevap fonksiyonu, akım sönüm fonksiyonu olarak adlandırılan analog bir büyüklüktür. R_s ve R_{sp} direnç ve özgül direnç kavramları genellikle zamandan bağımsız olarak düşünülse de, kemiğe yukarıda bahsedilen akım uyarılarında bulunduğu anda, kemiğin direnç ve özgül direncini zamana bağımlı olarak göstermek gerekmektedir (Şekil 3.25a, ve 3.25b).



Şekil 3.25a. Radyal kemik için $R_s(t)$ kemik direnci



Şekil 3.25b. Değişik boyutlardaki kemiklerin $R_{sp}(t)$ özgül dirençleri
(üst şekil radyal alt şekil eksenel kemikler için)

3.6. Kemiğin Dielektrik Gevşemesi (Relaxation)

Zaman domenindeki dielektrik çalışmalarında amaç, en uygun cevap fonksiyonunu belirlemektir. Bunun sağlamak üzere yeni bir büyüklük tanımlayalım. Kemiğin $I(t)$ akımına cevabı olan $V(t)$ gerilimi Bölüm 3.5'de ifade edilmişti. Bu gerilime dielektrik büyüklükleri kullanarak ulaşmak üzere, bağıl dielektrik sabitinin tersini,

$$M(t) = \frac{1}{k'}$$

olarak adlandıralım. Bu ifadenin açılımı,

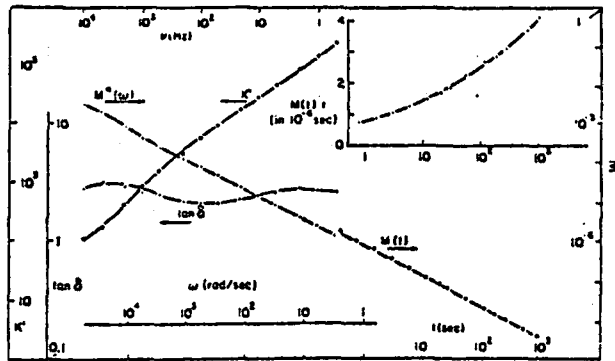
$$M(t) = V(t)\epsilon_0 A / (i_0 t.d) \quad (3.36)$$

olarak elde edilir. Benzer şekilde kompleks bağıl dielektrik geçirgenliğin tersi de

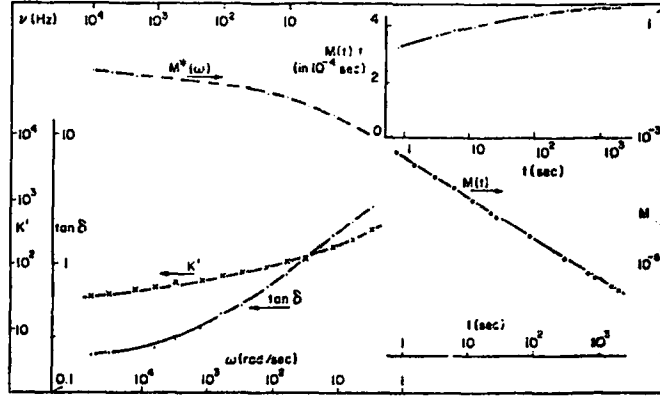
$$M^*(w) = 1/k^*(w) \quad (3.37)$$

olarak tanımlanabilir. Böylece kemiğin $V(t)$ gerilimine göre tanımlanan zamana bağlı bir büyüklüğü elde edilir (elektiriksel genlik olarak da nitelenebilir). (3.36)'dan çıkarılan $M(t).t$ 'nin de ϵ_0 kez özgül dirence eşdeğer olduğu görülebilir (k' , $\tan\delta$ ve M gibi boyutsuz değildir). Böylece $I(t)$ akımı uygulanan kemikteki dinamik ve geçici dielektrik özellikler (k' , $\tan\delta$, $M(t)$ ve $M(t).t$) zamana ve frekansa bağlı olarak daha kolayca incelenebilir. Ayrıca kemiğin elektrik alan içindeki konumu, ortamın nem ve sıcaklığı da bu dielektrik özellikler üzerinde belirleyici bir rol oynar (Şekil 3.26, 3.27, 3.28 ve 3.29).

$M(t)$ 'nin genel karakteristiği, Bölüm 3.5'de teorik yaklaşımla elde edilen $V(t)$ 'nin dielektrik gevşemesi ile uyum içindedir. Ayrıca gevşeme süresi radyal yönde aksel yöndekinden daha uzundur. Bunun anlamı kemiğin aksel yönde daha kısa sürede yüklenmesidir. Nemin azalması, büyük boyutlarda olmasa da $M(t)$ 'nin genliğinde bir yükselmeye neden olur. Aynı şekilde $M(t).t/\epsilon_0$ geçici özgül direnci de kemik akseline paralel elektrik alanından yaklaşık 10 kez daha uzun sürede asimptotik bir gevşeme gösterir. Ancak yüksek nemde geçici özgül direnç asimptotik bir değişim göstermez (Şekil 3.26). Bu durum kemikte uzun bir süre yük depolanmasının sürdüğünü işaret etmektedir. Nemin azalması $M(t).t$ 'nin genliğinin büyümesine neden olur. Büyümenin aksel yönde daha az olması kemiğin bu yönde daha çok gözenekli olmasından kaynaklanır.

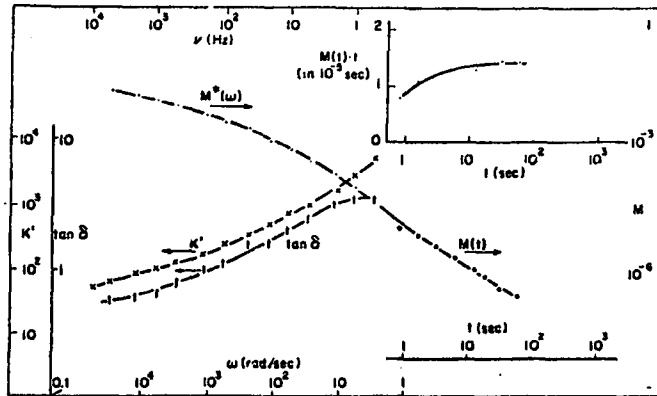


Şekil 3.26. 37°C ve %78 bağıl nem şartlarında kemiğin Dielektrik Gevşemesi.
Elektrik alan kemiğin radyal yönüne paraleldir.

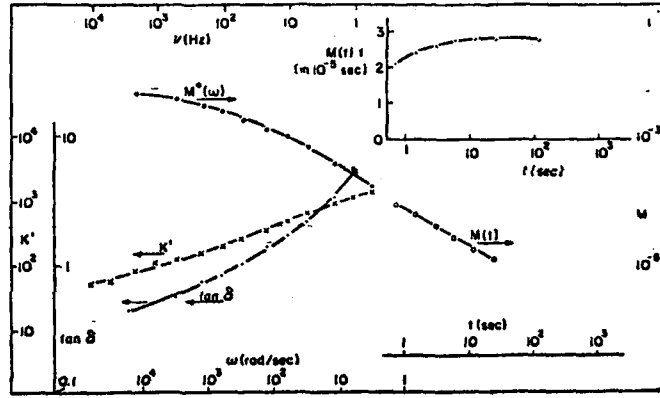


Şekil 3.27. Kemığın radyal yönüne paralel elektrik alanda 37°C ve %51 bağıl nem altındaki kemığın dielektrik gevşemesi

Kemığın bağıl dielektrik geçirgenliği k' artan nem oranı ile veya azalan frekans değerleri ile birlikte yükselir (yüksek nemde 10^5 gibi değerlere kadar çıkar). Kemik eksenine paralel olan elektrik alandaki k' ve $\tan \delta$ çiftleri kemik eksenine dik konumdaki elektrik alandakilerden daha büyüktür (Şekil 3.27 ve 3.28). Kayıp tanjantı, (3.16) ifadesinden de anlaşılacağı üzere hiçbir zaman gevşeme süresi ile çakışabilen keskin tepeler göstermez. $M^*(\omega)$ 'de ise yönler arasında büyük farklılıklar izlenmez. Yalnız yüksek nem oranlarında genliği bir miktar düşer.



Şekil 3.28. Kemığın eksenel yönüne (Z) paralel elektrik alanında 37°C ve %51 bağıl nem altındaki kemığın dielektrik gevşemesi



Şekil 3.29. Kemiğin aksenal yönüne (Z) paralel elektrik alanında ve 37°C ile %43 bağıl nem şartlarındaki kemiğin dielektrik gevşemesi

BÖLÜM IV

KEMİĞİN ELEKTROMEKANİK ÖZELLİKLERİ

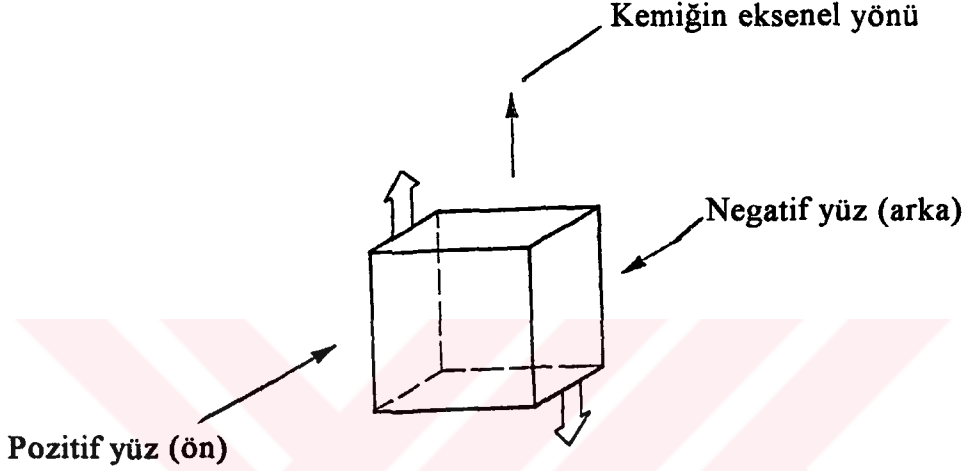
4.1 Piezoelektrik ve Akıntı Potansiyeli Özelliği

Kemik mekanik olarak bükülünce elektrik potansiyelleri üretir. Buna kemiğin piezoelektrik yapısı adı verilir. Ayrıca kemiğin piezoelektrik özelliği yapısındaki (collagen) bağ dokusundan kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte piezoelektrik yapının esas olarak kuru kemikten kaynaklandığı düşünülmektedir. Yaş kemikte ise piezoelektrik özelliğin yanısıra kemiğin elektrokinetik yapısından kaynaklanan, alçak frekanslarda stres altında ürettiği elektriksel potansiyellerin de çok önemli bir katkısı vardır. Bağ dokusunun basınç altında kalması amfoterik hareketlerden kaynaklanan Collagen-proteoglycon-extracellular matriks içindeki interstitial akıntıyı aktive eder. Bu da proteoglycon'un negatif sabit yüklü grupları içinden, pozitif yüklü çoğunluk taşıyıcıların ayrılmasına neden olur. Sonunda ölçülen gerilim akıntı (streaming) potansiyelidir. Yaş kemik dokusunun piezoelektrik sabiteleri, farklı pH seviyelerinde ölçüldüğünde piezoelektrik sabitesi pH=5 değerinde, minimum seviyeden geçer. Bu minimum seviyede akıntı potansiyelleri değeri sıfırdır. Piezoelektrik özelliğin kemiğin elektromekanik yapısına en büyük katkısı bu seviyede olur. Kemiğin organik matrikslerinin çoğu bu minimum seviye de (izelektrik pH seviyesi) negatif ve pozitif yüklü amfoterik iyonik yapısının en yüksek derecesini sahiptir. Fizyolojik pH aralığında (7,2-7,4) kemik matriksi, maksimum akıntı potansiyellerine sahiptir ve aynı zamanda mekanik uyarılar maksimum piezoelektrik çıkış verir.

Diğer taraftan stres uygulanmış kemik yüzeyinde oluşan yüzey yüklerinin kemiğin oluşumunu kontrol ettiğini ve bu yüzey yüklerinden kaynaklanan kısmi elektriksel alanların, kemiğin mikroyapısal düzenini ve yoğunluğunu çeşitli fizyolojik fonksiyonlara göre etkilediğini söyleyebiliriz. Sonuç olarak elektrik akımlarının etkisi kontrol edilerek kemiğin yapısındaki fizyolojik olaylar hızlandırılabilir.

4.2 Kemiğin Değişik Mekanik Uyarılara Verdiği Elektriksel Cevap

Kemik gibi bazı izotropik olmayan kristallerde mekanik uyarılma sonucu görülen elektrik polarizasyonuna piezoelektrik etkisi adı verildiğini belirtmiştik. Şekil 4.1'de kemik eksenini boyunca germe işlemine maruz bırakılan bir kemik örneğindeki piezoelektrik yük dağılımının polaritesi gösterilmektedir.

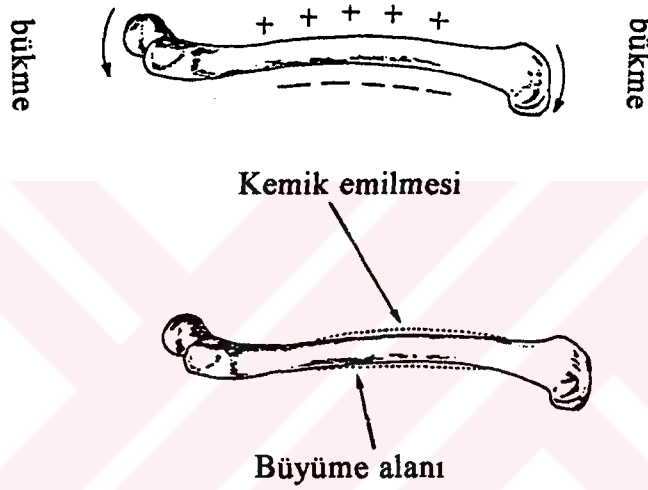


Şekil 4.1 Gerilme altındaki kemik korteksindeki yük dağılımının polaritesi (Kemiğin eksenel yönünü belirlemede Şekil 2.1 referans olarak alınabilir).

Şekil değiştirici bir kuvvet uygulanması sonucu, kemik Şekil 4.2a'daki gibi bükülürse sıkışma ve gerilme olayları bir arada yaşanır. Sıkışma altındakine nazaran gerilme altındaki korteks bir kaç milivolt daha pozitif olur. Bölüm 4.3'de ayrıntısıyla açıklanacağı üzere elde edilen bu potansiyel farkı uygulanan yükün lineer fonksiyonları ve uygulama hızının nonlineer fonksiyonları şeklindedir.

Bununla birlikte potansiyellerin kaynağını tanımlamak için piezoelektrik'den farklı bir mekanizmanın varlığında ortaya çıkmaktadır. Bu mekanizma akıntı potansiyeli olarak adlandırılır. Anlaşılabilmesi için yapısında doğal yüzey yükleri bulunduran, birçok yapıtaşı içeren (hücre membranları gibi) biyolojik dokuları dikkate almak gerekir. Böyle bir biyolojik ünite bir doku-sıvı sınırında, dokudaki yük ile zıt polaritede olan sıvı içindeki iyonlar ortaya çıkacak ve dokuya doğru çekileceklerdir. Böylece bir "çift tabaka" hali oluşacaktır (Bu

elektiriksel çift tabakalar pozitif ve negatif elektrik yüklü birbirine çok yakın tabakalar olup etkin toplam yükleri sıfırdır. Fakat bu iki tabaka elektrik alanı oluşturacak bir dipol meydana getirirler). Sıvı hareket halinde ise serbest yüzey iyonlarından bir kısmı hidrodinamik kayma düzlemi dışına taşınırlar. Bu durum bir akım akışı meydana getirir ve bir potansiyel farkı oluşturur. Bu etki elektroosmozun tersidir. (Elektroosmoz, uygulanan elektrik alanı ile bir sıvıyı membrandan geçirme olayıdır.

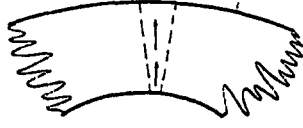


Şekil 4.2a Bükülmeye maruz kalmış bir kemiğin
a) Yük dağılımı gösterimi b) Büyüme modeli

Yukarıda genel işleyişi açıklanan akıntı potansiyeli olayının kemikte oluşması şu şekilde gerçekleşir : Kemik Şekil 4.2a'daki gibi bükülürse korteksdeki mikroskopik lateral kanalları da Şekil 4.2b'deki gibi bir biçim değişikliğine uğrarlar. Şekil 2.1'de gösterilen kanaliküllerin içine dökülmekte olan sıvı, bükülme sonucu gerilme altındaki yüzeye doğru hareket eder ve böylece akıntı potansiyeli meydana gelir. Hareketli iyonlar pozitif ise gerilme altındaki yüzeyde pozitif olacaktır. Damar duvarlarındaki sınır iyonları da genellikle negatif olacaktır.



Gerilme (pozitif)



Sıkışma (Negatif)

Şekil 4.2b Bükülme etkisi altındaki kemik korteksinde "akıntının" nedeni

Aslında kemiğin bükülmesi normal koşullar altında doğal bir olay olarak gerçekleşir. Yürüme süresince bacak kemiği sıkışır ve gevşer. Böyle bir kemik esasen hafif eğri bir silindirden meydana gelir ve eğrilik her bir sıkışma esnasında artar, her bir gevşeme esnasında da normal durumuna döner. Bundan dolayı kemik korteksi devirli bükülme momentlerine maruz kalacaktır. Böyle canlı bir kemiğin Şekil 4.2'dekine benzer bir mekanik etkiye maruz kalmasıyla gerilme altındaki yüzeyde osteoklastik aktivite (emilme), sıkışma altındaki yüzeyde ise osteoblastik aktivite (itme) meydana gelir. Bu durum, kemikte yeniden şekillenme olarak adlandırılan olayın temelini oluşturmakta ve Bölüm 5.1'de yer verilecek olan kemiğin geri besleme mekanizmasının da bir parçasını meydana getirmektedir. Ayrıca Şekil 4.2'deki temel gösterim daha da geliştirilerek, mekanik etki altında bırakılmış kemiklerin yük dağılım haritaları verilecektir.

Bütün bu açıklamalar ışığında "kemiğin yeniden şekillenmesi (remodelling)" ve mekanik etki arasındaki temel faktörün elektriksel aktivite olduğu ve (Bölüm V'de ayrıntılı olarak ele alınan) elektriksel tatbik kullanımı ile kemik büyümesinin suni olarak uyarılabileceği sonucu çıkarılabilir.

4.3. Piezoelektrik ve Akıntı Potansiyelinin Yük Uygulama Hızına Bağımlılıkları

Akıntı potansiyeli, akışkanın akış hızının bir fonksiyonu ve yük uygulama hızı ile doğru orantılı olduğuna göre, böyle bir mekanizmanın varlığı yük uygulama hızı ile değişen kemik potansiyellerinin hesaplanması ile açıklanabilir. Eğer sadece piezoelektrik söz konusu olsaydı o zaman yalnızca yükün genliği ile değişen potansiyellerin ifade edilmesi gerekirdi.

Yüklenme esnasında kemik hızla değişime uğradığından, kemikte zamanla değişen polarizasyon hali ile ilgili bir akım (deplasman akımı) oluşur. (Deplasman akımı bir dielektrikte elektriksel gerilme veya potansiyel değiştiği zaman meydana gelen kısa akım olarak da tanımlanabilir). Elde edilen gerilim işareti, bu akım nedeni ile meydana gelen kemik direncine karşı düşen IR_s 'in bir sonucudur. Bu durumda "mekanik etkiye maruz kalmış bir kemiğin elektriksel işaret kaynağı piezoelektrik'dir." diyebiliriz. O halde yukarda bahsettiğimiz ip akımı, ds/dt yük uygulama hızı ile doğru orantılı olmalıdır.

$$i_p = Q_p \frac{ds}{dt} \quad (4.1)$$

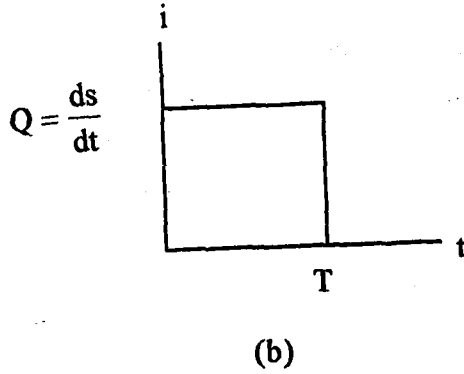
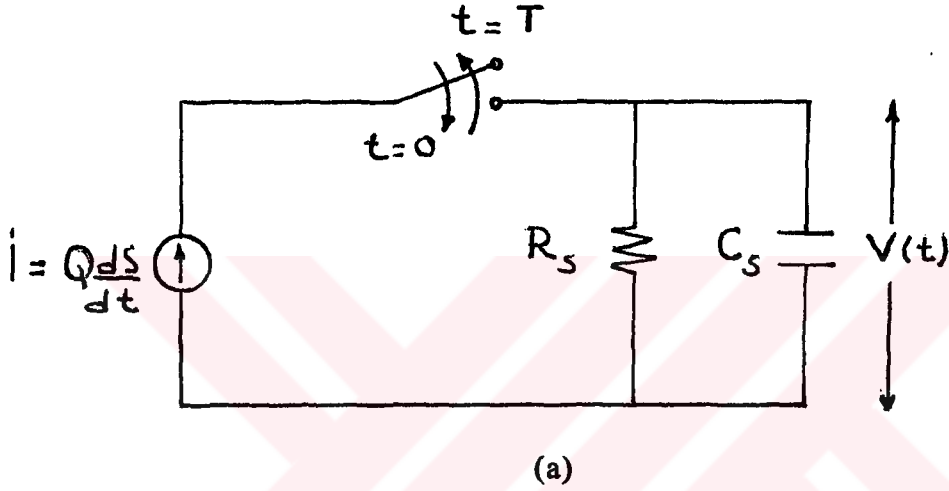
Q_p elektriksel yük ve mekanik etki ile ilgili uygun bir piezoelektrik katsayıdır (Birimi C). Bu akımla ilgili ölçülen büyüklük bir gerilimdir. Fakat kemiğin iletken doğasını hesaba katmak ve hıza bağımlı mekanizmanın önemini vurgulamak için analiz gerilimden ziyade akıma dayanılarak yapılır. Akıntı potansiyeli'nin işleyişi de direkt akımla ilgili olduğundan bu mekanizma içinde (4.1) ifadesine benzer şekilde

$$i_s = Q_s \frac{ds}{dt} \quad (4.2)$$

yazılabilir.

Q_s geometrik ve elektrokimyasal faktörleri içeren bir sabittir. (4.1) ifadesinde de olduğu gibi S uzunlukta gerilmeden doğan fiziksel bir bozulma, sapma veya değişimi ifade eder.

Kemik büküldüğünde, bir tarafı sıkışma diğer tarafı da gerilme altında bulunacağından akış yükleme de meydana gelecektir. Ancak akışkanın sıkıştırılmaz özelliğinden dolayı akış sadece yüklenme (s) değişince oluşacaktır. Her ne kadar (4.1) ve (4.2) denklemleri özdeş gözükseler de, piezoelektrik ve akıntı potansiyeli arasındaki önemli farkları göstermek üzere eşdeğer bir devrenin analizini yapmak gerekir. Mekanik etkiye maruz kalmış bir kemik tarafından üretilen işaret birbirlerine paralel bir akım kaynağı, direnç ve kapasiteden oluşan eşdeğer bir devreden elde edilebilir (Şekil 4.3).



Şekil 4.3 T zamana kadar bükülen kemiğin
a) Eşdeğer devresi b) Ürettiği I akım fonksiyonu

R_s ve C_s kemiğin direnci ve kapasitesi iken i akım kaynağı piezoelektrik, akıntı (streaming) veya bunların kombinasyonunun bir sonucudur. Kemik, bir T zamana kadar sabit bir hızla yüklenerek büküldüğünde ise her iki mekanizma için (4.1) ve (4.2) ifadelerine göre akım,

$$i = \begin{cases} Q \frac{ds}{dt}, & 0 \leq t \leq T \\ 0 & , t > T \end{cases} \quad (4.3)$$

olmalıdır. (4.3) ifadesinde t zamanı, T ise kemiğe yüklenme süresini (hareket süresini) göstermektedir. Q , (4.1) ve (4.2) denklemlerindeki sabitlerin lineer kombinasyonudur. Böyle bir kemik, anahtarı $t=0$ anında kapanan $t=T$ anında ise açılan, yani girişine T süresi ile sınırlandırılmış,

$$i = Q \frac{ds}{dt} [u(t) - u(t - T)]$$

gibi bir geçit fonksiyonu verilen, Şekil (4.3) 'deki devre ile modellenenebilir.

Eşdeğer devrenin, T hareket süresinin sabit bir hıza kadarki başlangıç ivmesini ihmal ederek, bir analizi yapılırsa; $0 \leq t \leq T$ aralığında devreyi

$$\frac{V}{R_s} + C_s \frac{dV}{dt} = Q \frac{ds}{dt}$$

diferansiyel denklemi yönlendirir. Bu diferansiyel denklemin çözümü (3.22)'deki kine benzer şekilde

$$V(t) = Q \frac{ds}{dt} R_s (1 - e^{-t/R_s C_s})$$

olur. $t > T$ aralığında ise i akımı devreden çıkar ve C_s , R_s üzerinden

$$\frac{V}{R_s} + C_s \frac{dV}{dt} = 0$$

diferansiyel denklemi ile boşalır. Bu sönüm denkleminin çözümü ise

$$V(t) = Q \frac{ds}{dt} R_s (e^{T/R_s C_s} - 1) e^{-t/R_s C_s}$$

olur. Böylece bükülen kemikğin alt ve üst yüzeyleri arasındaki V elektriksel potansiyel farkı,

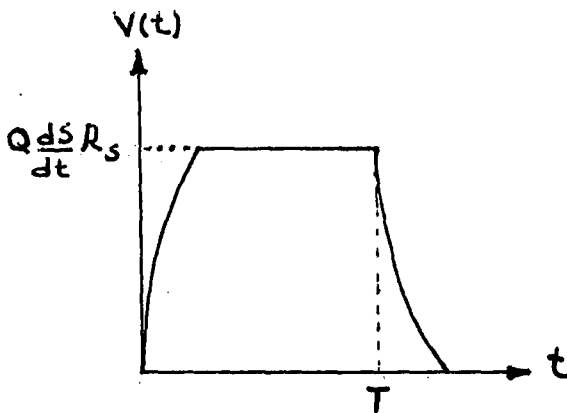
$$V = \begin{cases} Q \frac{ds}{dt} R_s (1 - e^{-t/R_s C_s}) & , \quad 0 \leq t \leq T \\ Q \frac{ds}{dt} R_s (e^{T/R_s C_s} - 1) e^{-t/R_s C_s} & , \quad t > T \end{cases} \quad (4.4)$$

olarak hesaplanır.

Bu ifadeler, kemikteki yüklenme (s) artarken akıntı veya piezoelektrik ile üretilen işaretin, çözeltideki hareketli iyonların varlığından dolayı $R_s C_s$ kontrollu bir yükselme ve sönüm göstereceğini anlatmaktadırlar (Şekil 4.3c). Yüklenme zamanı tipik olarak 0,25 saniye iken $R_s C_s$ çarpımı 1 mikrosaniyeden daha küçük bir değere sahiptir. Böylece üstel terimler 1'den çok küçük olduklarından (4.4) ifadesi,

$$V = \begin{cases} Q \frac{ds}{dt} R_s & , \quad 0 \leq t \leq T \\ 0 & , \quad t > T \end{cases} \quad (4.5)$$

olarak sadeleştirilebilir.



Şekil 4.3c. T süre ile bükülen kemikte oluşan $V(t)$ potansiyeli

Bu sonuç kemikte yalnız yüklenme (s) değiştiği zaman, oldukça hızlı olan gerilim sönümünü kesin olarak belirtmek için analitik bir form verir. O halde her bir mekanizma (piezoelektrik ve akıntı) yük uygulama hızı ile orantılı bir gerilim üretebilir.

4.4. Akıntı Potansiyelinin Matematiksel Analizi

Kemiksi, iyonik bir solüsyon içeren R yarıçaplı üniform silindirik bir kanal olarak düşünüp, silindirin iç yüzeyinin herbiri saf veya yüzergen (yüzeye geçebilen) yükler ile kaplandığı varsayalım. Eğer yüzey yükleri negatif ise, bu yükler çözeltinin büyük bir kısmından katyonları (pozitif iyonları) kendine doğru çekecek ve onları dağınık bir tabaka içinde yüzeye yakın tutacaktır. Bu çift yük tabakası kanal yüzeyine yakın yerde bir elektriksel potansiyel farkı meydana getirecektir. Kanalin uçları arasına bir basınç farkı uygulanırsa çözelti bir tür akışa maruz kalır. Kanalin içindeki bu akışın hızı,

$$v = \frac{(R^2 - r^2)P}{4F\ell} \quad (4.6)$$

olarak ifade edilir. v akışkan hızını, r kanal ekseninden olan uzaklığı, R kanal yarıçapını, P basınç farkını, F çözeltide bağlı hareketi engelleyen kuvveti ve ℓ kanalın uzunluğunu göstermektedir. Akışkan kanal içinde akmaya başladığı zaman, çözelti kayma düzleminden dağınık tabakaya doğru bir yük akışı yani akım meydana getirerek çekilir. Bu konveksiyon türü bir akımdır. Dolayısıyla üretilen akıntı akımının genliği

$$i_s = \int v \rho dA \quad (4.7)$$

olur. i_s akıntı akımı, v kanaldaki hız, ρ kanaldaki yük yoğunluğu ve dA kanal alan kesitinin diferansiyelidir. Yük yoğunluğunu potansiyel ile ilişkilendirmek için elektrostatiğin Poisson denklemini kullanarak,

$$\nabla^2 V = -\rho/\epsilon \quad (4.8)$$

(4.6), (4.7) ve (4.8) denklemlerinden

$$i_s = \frac{\epsilon P}{4F\ell} \int (r^2 - R^2) \nabla V dA \quad (4.9)$$

elde edilir. ϵ difüzyon tabakasındaki dielektrik sabiti ve V kanaldaki elektrostatik potansiyeldir (açısal koordinatlardan bağımsız olduğu farzedilir). Difüzyon tabakasının kanalın yarıçapına kıyasla ince olduğu varsayımıyla (4.9) denklemi basitleştirilerek,

$$i_s = \frac{\pi R^2 \epsilon \zeta P}{F\ell} \quad (4.10)$$

olarak hesaplanır. Zeta potansiyeli (ζ), bir katı cismin yüzeyinde, sıvı soğurmuş bir nokta ile soğurmamış nokta arasındaki gerilim olarak tanımlanır. Kararlı halde (4.10) ifadesindeki akım, kanalın içinden geriye iletim akımının ters ve eşdeğer akışı ile dengelenir (kondüksiyon akımı).

$$i_c = \pi R^2 \sigma E = -\pi R^2 \sigma \frac{V_s}{\ell} \quad (4.11)$$

i_c kondüksiyon akımı, iletken bir ortamda elektron veya iyonların akışı ile oluşan bir akımdır. σ çözelti iletkenliği, $E = \frac{-V_s}{\ell}$ ise kanalda aksinel yöndeki üniform elektrik alanıdır. V_s kanalın bir ucundan diğer ucuna potansiyel farkıdır. i_c akımının, i_s 'i ters ve eşdeğer olarak dengelemesi nedeniyle,

$$i_c + i_s = 0 \quad (4.12)$$

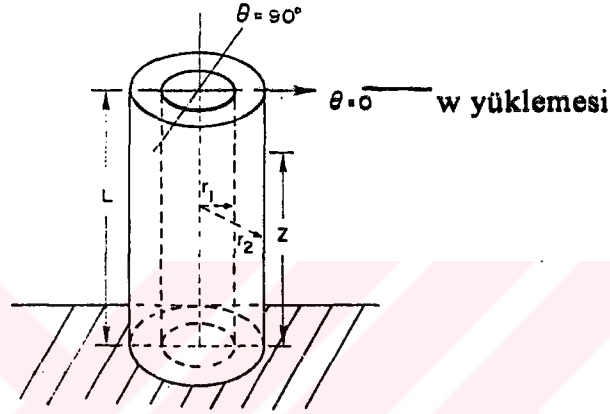
dir. (4.12) denkleminde V_s akıntı potansiyeli,

$$V_s = \frac{\epsilon \zeta}{\sigma F} P$$

olarak elde edilir.

4.5. Kemikte İndüklenen Elektriksel Potansiyel ve Alanların Hesabı

Bölüm 4.1'de mekanik etkiye maruz bırakılmış kemikte oluşan yüzey yüklerinden ve elektriksel potansiyellerden bahsedilerek, bu yüzey yüklerinden kaynaklanan elektriksel alanların kemiğin oluşumunu kontrol ettiği belirtilmişti. Bu bölümde kemikte oluşan bu elektriksel potansiyel ve alanların matematiksel ifadeleri elde edilecektir.



Şekil 4.4. Elektriksel Potansiyel için Kemik Modeli

Kemiğin içindeki elektrik alan vektörü $\vec{E}$ ile hacimsel yük yoğunluğu değişimi arasında, ϵ dielektrik geçirgenlik olmak üzere,

$$\nabla \cdot \vec{E} = \frac{\rho_v}{\epsilon} \quad (4.13)$$

gibi bir bağıntı vardır. Statik bir elektrik alanda magnetik alan dağılımı olmadığından

$$\nabla \times \vec{E} = 0 \quad (4.14)$$

olarak ifade edilir. $\vec{E}$, skaler bir potansiyel olan V 'nin gradyanı olarak aşağıdaki gibi gösterilebilir.

$$\vec{E} = -\nabla V \quad (4.15)$$

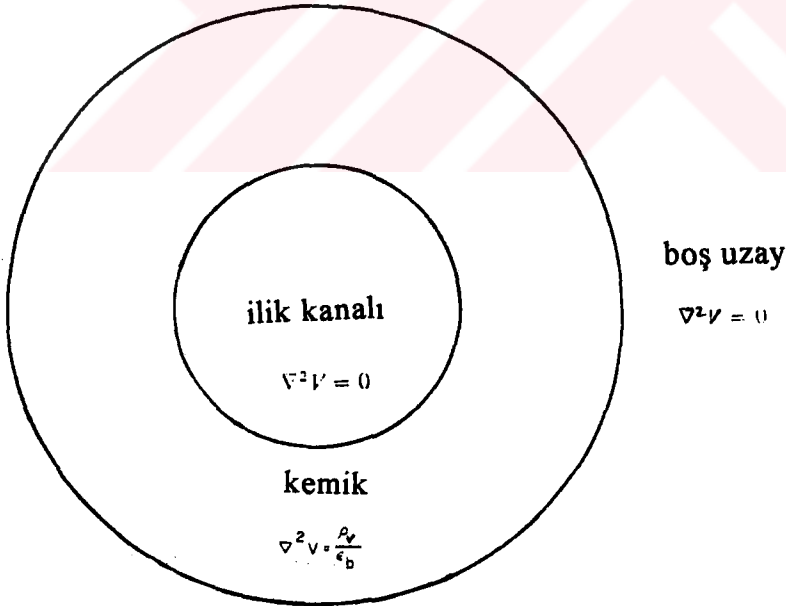
(4.15) denklemi (4.13) denkleminde yerine koyulursa, homojen ve izotropik bir materyaldeki elektriksel potansiyelin sürekli hal dağılımını veren aşağıdaki ifade elde edilir.

$$\nabla^2 V = -\frac{\rho_v}{\epsilon} \quad (4.16)$$

İki boyutlu olarak düşünülen bir kemikteki elektriksel aktivite dağılımını incelemek için matematiksel analiz, eksenel koordinat Z'in sabit değerde olduğu Şekil 4.4'deki bir kemik modeli için (4.16) denkleminin iki boyutlu formunun çözümü ile sınırlandırılır. Kemikteki $V(r,\theta)$ 'yı belirlemek için, elektriksel olarak kuplajlı olan basınç altındaki kemiği çevreleyen boşluğu ve ilik kanalındaki statik dağılımı çözmek gereklidir. Hava ile dolu bir ilik kanalı ve bunu çevreleyen Şekil 4.5'deki hava boşluğu için elektriksel alan, $\rho_v=0$ olarak (çünkü bu bölgelerde basınçla indüklenen bir polarizasyon meydana gelmediğinden) (4.16) denklemi

$$\nabla^2 V = 0 \quad (4.17)$$

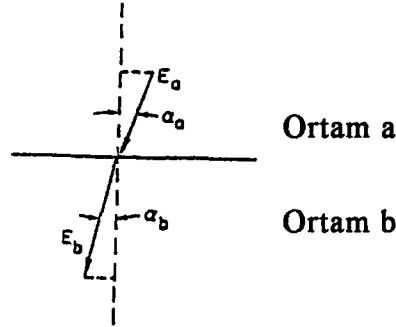
olur.



Şekil 4.5. Alan ifadeleri ile gösterilen bir kemik kanalı

Üç bölge için (kemik için (4.16) denklemi, ilik kanalı ve serbest uzay için (4.17) denklemi) alan denklemlerinin eş zamanlı çözümü klasik elektromagnetik

teorisinden elde edilen sınır koşullarının uygun bir kümesinin kullanılmasını gerektirir. Bu şartlar; iki dielektrik arasındaki sınırdaki elektriksel alan şiddetinin teğetsel bileşenlerinin kırılması sonucu normal ile yapılan açılarının tanjantlarının oranının, dielektrik sabitlerinin oranına eşit olmasını gerektirir (Bu kırılım ve ilgili açılar Şekil 4.6'da gösterilmektedir).



Şekil 4.6. Kemik-hava sınırındaki elektrik alanın davranışı

Bu koşullar matematiksel olarak aşağıdaki gibi ifade edilebilir.

$$E_a \sin \alpha_a = E_b \sin \alpha_b \quad (4.18)$$

$$\frac{\tan \alpha_a}{\tan \alpha_b} = \frac{\epsilon_a}{\epsilon_b} \quad (4.19)$$

Burada a ve b tabanları sırası ile hava ve kemiği göstermektedir. Statik bir elektrik alan için silindirik koordinatlarda (4.15) ifadesi,

$$\vec{E} = -\frac{\partial V}{\partial r} \vec{i}_r - \frac{1}{r} \frac{\partial V}{\partial \theta} \vec{i}_\theta \quad (4.20)$$

olarak açılır. (4.18) ve (4.19) denklemleri basitleştirilip,

$$-\frac{1}{r} \frac{\partial V_a}{\partial \theta} = -\frac{1}{r} \frac{\partial V_b}{\partial \theta} \quad (4.21)$$

ve

$$\frac{\partial V_a / \partial r}{\partial V_a / \partial \theta} \bigg/ \frac{\partial V_b / \partial r}{\partial V_b / \partial \theta} = \frac{\epsilon_a}{\epsilon_b} \quad (4.22)$$

olarak yeniden yazılabilir. Daha fazla basitleştirme V potansiyeline göre sınır koşullarına (4.23) ve (4.24)'daki gibi bir artış getirir.

$$\frac{\partial V_a}{\partial \theta} = \frac{\partial V_b}{\partial \theta} \quad (4.23)$$

$$\frac{\partial V_a}{\partial r} \bigg/ \frac{\partial V_b}{\partial r} = \frac{\epsilon_b}{\epsilon_a} \quad (4.24)$$

(4.23) denklemi ve iki dielektriğin sınırında serbest yük olmaması koşulu böyle bir sınır üzerinde elektriksel potansiyelin devamlılığını sağlar. Bu nedenle

$$V_a = V_b \quad (4.25)$$

dir. Bir analiz yapabilmek için gerekli ek sınır koşulu kemik yüzeyinden büyük bir uzaklıktaki elektriksel potansiyel için olanıdır.

Bahsedilen durum için

$$[V]_{r=\infty} = 0 \quad (4.26)$$

limitini varsaymak makuldur. Bununla birlikte

$$[V]_{r \geq 3r_2} = 0 \quad (4.27)$$

gibi bir yaklaşım almak yeterli bulunabilir.

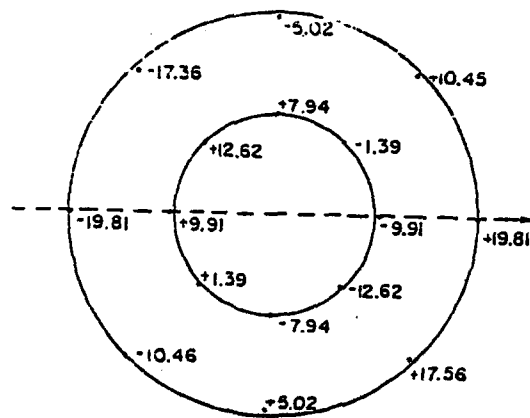
4.6. İndüklenen Polarizasyonun Dağılımı

Şekil 4.4'deki statik bükülme için geliştirilen kemik modelindeki parametreler Tablo 4.1'deki gibi saptanıp kemikteki yük yoğunluğu ve potansiyel dağılım haritaları oluşturulabilir.

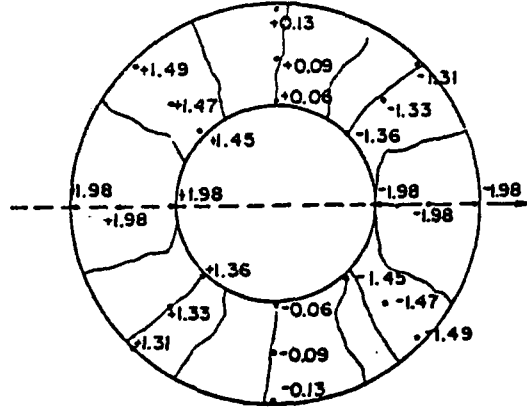
Tablo 4.1 Yük polarizasyonu ve elektriksel potansiyel haritaları için ortak parametre değerleri ($w=15.0$ kg, $Z=22.0$ cm, $r_2=2.0$ cm)

Şekil No	Değişken	ϕ (Derece)	r_1/r_2
4.7	P_s	10	0.50
4.8	P_v	10	0.50
4.10	P_v	0	0.50
4.11	P_v	89	0.50
4.12	P_v	10	0.65
4.13	V	10	0.50
4.14	V	55	0.50

Kemikteki yüzeysel yük yoğunluğu haritası Şekil 4.7'de hacimsel yük yoğunluğu haritası ise Şekil 4.8'de görülmektedir. Her iki şekildeki içiçe geçmiş daireler kemik modelinin üstten görünüşünü temsil etmektedirler. Enlemesine büküm yönü ok ve çap boyunca noktalı çizgi ile işaretlenmiştir. Haritalardaki verileri yorumlamaya yardım olması bakımından, eşit yük yoğunluğu noktalarını içine alan aralıklı hatlar hacimsel polarize yük yoğunluğu haritalarında gösterilmiştir. Şekil 4.7. ve 4.8'den yapılabilecek önemli bir gözlem, kemik yüzeyindeki yüzey polarizasyon dağılımı ve hacimsel yük polarizasyonu arasında karakter olarak belirgin bir farklılık olduğudur. Özellikle, sıkışma altındaki bölgelerde yüzey polarizasyonu pozitif iken, hacimsel yük polarizasyonu (ve daha sonra gösterileceği gibi elektriksel potansiyel) negatif bir polarite gösterir.



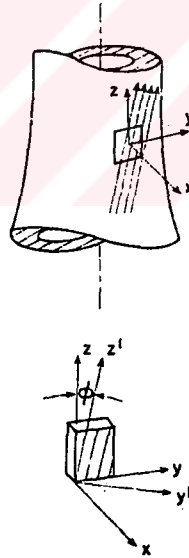
Şekil 4.7. Yüzey yük yoğunluğu haritası (Birimler 10^{-9} C/m²)



Şekil 4.8. Hacimsel yük yoğunluğu haritası (Birimler 10^{-6} C/m^3)

Polarize yük yoğunluğu dağılımını etkileyen değişik faktörlerden biri bükülme açısıdır. Şekil 4.9'da görülen materyal ekseni ve kemik ekseni arasındaki açının basınçla indüklenen polarize yük yoğunluğunun uzaysal dağılımı ve genliğine etkisini araştırmak için, 0° ile 89° arasında değişen açılar kullanılsın.

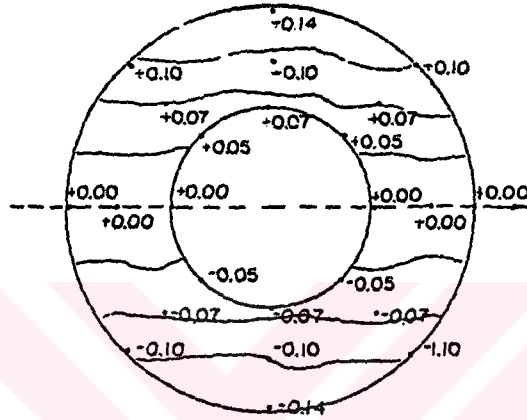
Kemik ekseni



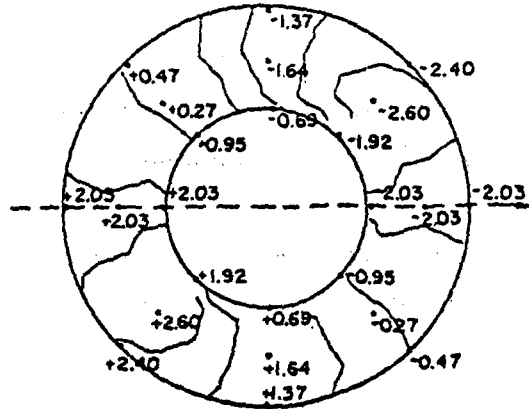
Şekil 4.9. Kemikteki materyal yönünün çizimi, y ve z çiftinin yönleri kemik yüzeyine teğetseldir. x'in yönü yüzeyin normalidir.

Şekil 4.8, 4.10 ve 4.11 kemik içindeki polarize hacimsel yük yoğunluk dağılımı üzerinde en çok 0° ile 10° arasındaki açı değişimlerinin etkili olduğunu

göstermektedir. Çünkü bu bölge üzerinde yük dağılımında yaklaşık 90° 'lik bir faz dönüşümü meydana gelmektedir. Açı daha da artarsa (45° 'ye kadar) kemiğin her yerinde polarizasyon yük yoğunluğunun genliği bir maksimuma doğru artarken, farkedilebilecek bir faz dönüşümünün olmadığı söylenebilir. Açının daha fazla yükselmesi (89° ye kadar) hacimsel yük yoğunluğu genliğinin azar azar azalmasına ve 45° 'lik bir ek faz dönüşümüne sebep olur.



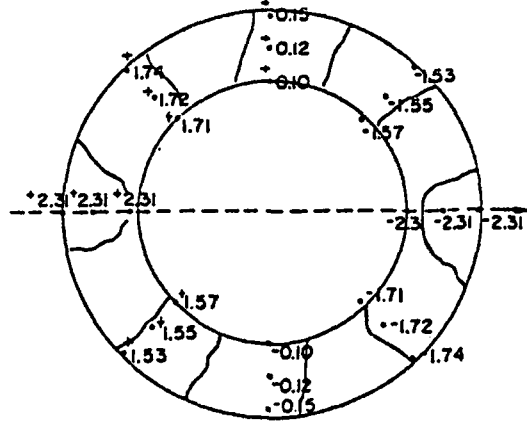
Şekil 4.10. Hacimsel Yük Yoğunluğu Haritası (Birimler 10^{-6} C/m^3)



Şekil 4.11. Hacimsel Yük Yoğunluğu Haritası (Birimler 10^{-7} C/m^3)

Polarize yük yoğunluğu dağılımına etki eden diğer bir faktör de r_1/r_2 oranıdır. Bir kemik kesitindeki alanın azalmasının etkisi, benzer biçimde

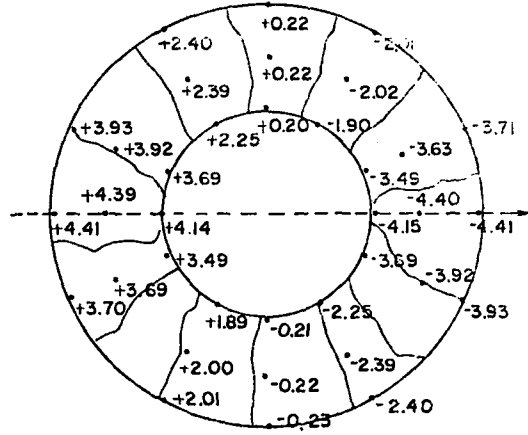
yüklenilmiş daha büyük bir kemik kesiti ile karşılaştırılınca (Şekil 4.8, 4.12) kemikteki bütün noktalarda polarize yük yoğunluğunun genliğinde büyük bir artış olarak kendini gösterir.



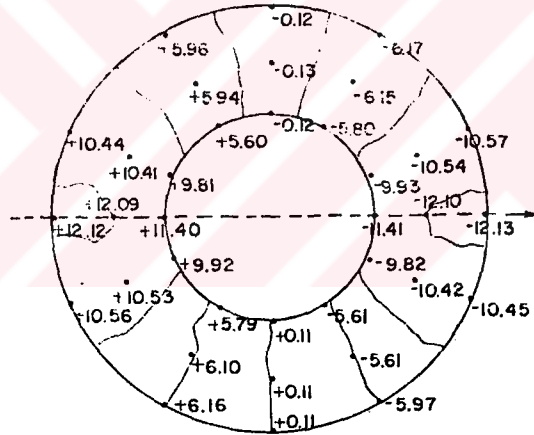
Şekil 4.12. Hacimsel Yük Yoğunluğu Haritası (Birimler 10^{-6} C/m^3)

4.6.1. İndüklenen Polarizasyondan Doğan Elektriksel Potansiyelin Dağılımı

Statik bükülme için geliştirilen Şekil 4.4'deki kemik modelindeki elektriksel potansiyel dağılımı için parametrik değerler Tablo 4.1'de verilmişti. Şekil 4.13'de ise kemik matrixindeki elektriksel potansiyel dağılımının tipik bir haritası görülmektedir. Eşdeğer potansiyel noktaları önceki haritalarda olduğu gibi Şekil 4.13 ve 4.14 de de aralıklı hatlar içine alınmıştır. Bu iki haritadan çıkarılabilecek önemli bir sonuç; kemikteki elektriksel potansiyelin polaritesi, her zaman, gerilme altındaki bölgelerde pozitif potansiyel, sıkışma altındaki bölgelerde ise negatif potansiyel olarak dağılmıştır.



Şekil 4.13. Elektriksel Potansiyel Dağılım Haritası (Birimler Volt)



Şekil 4.14. Elektriksel Potansiyel Dağılım Haritası (Birimler: Volt)

BÖLÜM V

KEMİĞİN KIRIK İYİLEŞİM SİSTEMİ ve BU SİSTEMİN ELEKTRİKSEL OLARAK UYARIMI

5.1 Kemik Dokusunun Geri Besleme Mekanizması

Daha önce Bölüm 2'de bahsedilen kemik dokusu bu bölümde kemiğin geri besleme mekanizması gözüyle daha ayrıntılı olarak ele alınacaktır. Kemiğin mikroskopik yapısı yaşa, dış etkenlere ve vucut içinde bulunduğu yere göre değişir. Esneklik, büyüme, yeniden oluşma ve yeniden şekillenme kemiğin biyolojik ve fiziksel karakteristiklerinden bazılarıdır.

Kemik dokusu hücreler (osteosit) ve hücrelerarası maddelerden meydana gelir. Bu ara madde'de organik kısım (kollagen lifler ve mukopolisakkarid ve proteinden yapılmış matriks), inorganik kısım (mineral kristalleri ve küçük mineral sferülleri) ve su'dan meydana gelmiştir. İnorganik kısımdaki mineraller, kalsiyum tuzları (apatit ve hidroksiapatit kristalleri şeklindedir), magnezyum tuzları ve alkali tuzlarıdır. Matriksin %95'i kollagen liflerden yapılmıştır. Kollagen moleküller tropokollagen makromolekülerinin organizasyonundan extracellularly meydana gelir. Makromoleküllerin bu şekilde düzenli bir kesinti ile dizilmesinden inorganik kristalleri barındırmak için " kanallar" veya "delik" bölgeler (hole-zones) oluşur. Bu delik bölgeler içinde inorganik kristaller birikir. Matrikse çöken minerallerin çoğu hidroksiapatit kristalleri şeklindedir ve bunlar kemik ağırlığının %65'ini meydana getirirler. Matriks üzerine inorganik kısımlar düzgün ve çok ince devamlı bir şerit halinde dağılmıştır. Bu olaya ara maddenin mineralizasyonu adı verilir. Bu kemiğin hem sert hem de esnek olmasını sağlar.

Kemik ya doğrudan bağ dokusundan ya da endostal bağ dokusundan veya kıkırdak dokusundan meydana gelir. Her üç olayda da öncelikle matriksin yapılması gerekir. Hücre yapımı fibroblastların değişmesiyle ve kıkırdak hücreleriyle olur.

Fibroblastlardan oluşan hücreler başlangıçta osteoid ara maddeyi yaparlar. Bu hücreler osteoblastlardır. Zamanla şekilleri değişir ve kollagen ile matriksi

salgılamaya başlarlar. Osteoblastlar osteositlere dönüşürlerken kollagen lifler de bir araya gelerek laminalar yapmaya başlarlar. Liflerin bu kümeleşme olayına trabekülasyon denir. Yapılara ise trabekül adı verilir. Osteoblastlar trabeküller üzerine otururlar. Teşekkül eden bu yapıya ise mineraller çöker Kalbin her sistolinde kanın %5 ile %10'u kemiklere akar. Kemiğin interselüler aralıklarında bulunan plazma içinde doymuş halde sekonder ve tersiyer kalsiyum kristalleri bulunur. Bu kristaller kan akımı ile gelerek lifler üzerine oturur ve mineralizasyon tamamlanmış olur. Ancak bazen ortamın pH'sı asit olduğu zaman bu çökme olmaz. Bu durum kemik hücrelerinin glikozdan laktik , sitrik ve pirüvik asit yaparak ortamı asitleştirmeleri ile meydana gelir. Salgılanışından bir saat sonra, kalsiyum fosfat iyonlarının %70'i kollagen üzerine çöker. Geri kalan %30'u ise 2-3 ayda çöker.

Kemik dokusu meydana geldikten sonra görevine uygun olarak şekillenmesi gerekir. Kemik elementleri kendisine gelen basınç, çekme ve itme gibi mekanik etkenlere en iyi şekilde dayanabilecek tertibi alır. Bu olay osteonların ve spongios kemik trabeküllerinin şekil değiştirmeleri ile olur. Kemik dokusu bir taraftan kaybolurken diğer taraftan osteogenez olayı ile yenilenir. Kemiğin erimesine resorpsiyon denir. O halde şekillenme (remodelling) resorpsiyon ve osteogenez olaylarının ortak sonucu kemiğin mekanik yüke en iyi derecede dayanabileceği durumu almasıdır.

Resorpsiyon (erime) iki şekilde olur. Ya kemik matriksindeki minerallerin kemikten ayrılması (halisteresis), ki bu kemik hücrelerinden meydana gelen asitlerin ortamı asitleştirmesi ile bir kısım tuz ve minerallerin erimesi ve çökmemesi şeklinde olur. Ya da matriksin erimesidir ki bu da iki şekilde olur. Diffüzyon ve laküner resorpsiyon. Diffüzyon, osteositlerin ve osteoblastların lizozomlarından kollagenaz fermentinin çıkarak matriksi eritmesidir. Laküner (osteoklastik) resorpsiyonda, ilik bağ dokusundan farklılaşan osteoklastlarda matriksi eritme yeteneği vardır. Matriks eridiği zaman tuzlar serbest kalarak interselüler sıvıya geçer ve sürüklenirler.

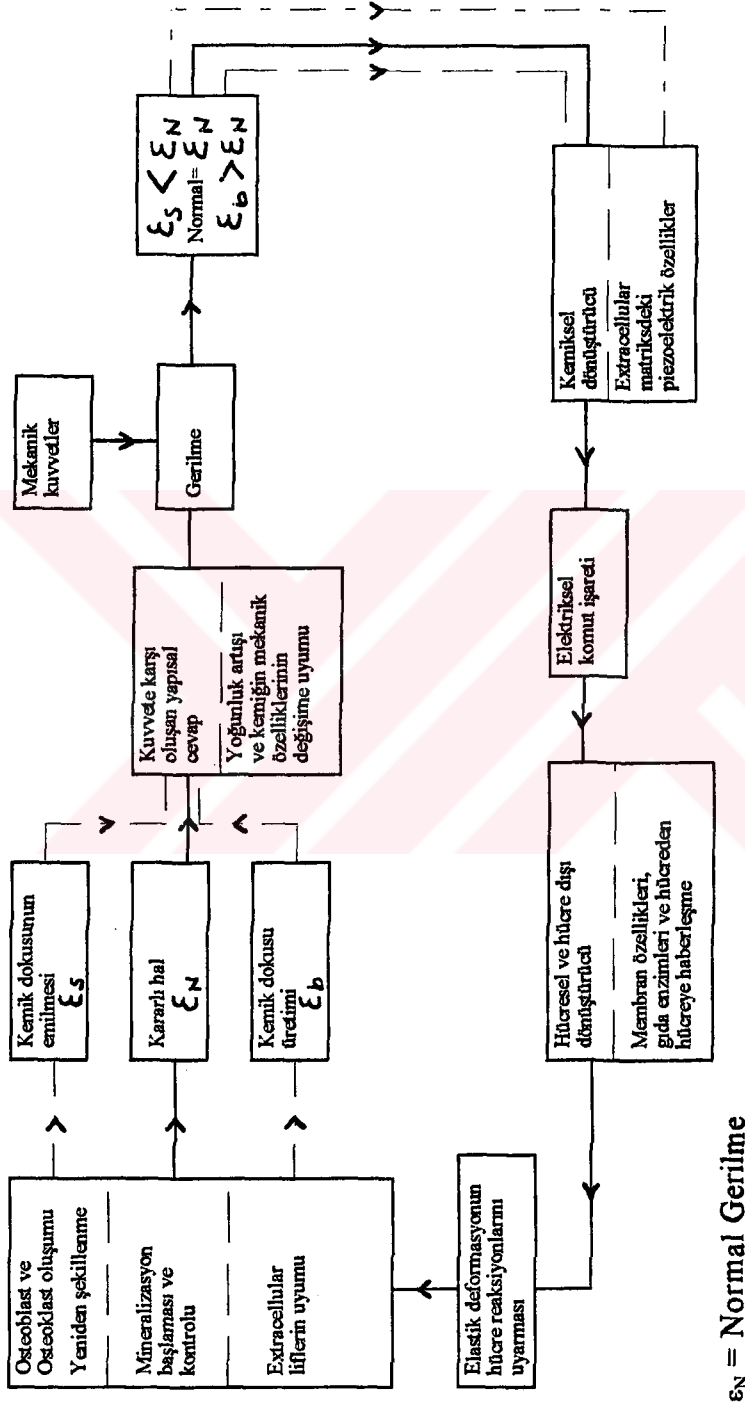
Resorpsiyonda spongiosa trabekülleri üzerinde, Havers ve Volkman kanallarının iç yüzünde oturan endosteal osteoblastlar ilik boşluğuna geçerler. Osteositlerin çevresinde bulunan matriks erir, böylece osteositler de serbest hale

geçerek ilikteki bağ dokusuna karışırlar. Osteoklastlar erimesi gereken kemik kısmının üzerine otururlar. Burada matriksi eriterek kemik dokusunun içine gömülürler. Bu hücrelerin kemik içine doğru açtıkları çukurlara Howship lakünleri denir. Bu olaya osteoklastlar tarafından yapılan resorpsiyon ismi verilir.

Bir genelleme yaparak kemik dokusunun osteoblast hücreleri tarafından üretildiğini, osteoklast hücreleri tarafından ise emildiğini söyleyebiliriz. Kemikte toplam 1000 gram kalsiyum bulunur. Bu miktarın 990 gramı hidroksiapatit kristalleridir. Bunlar stabil kalsiyum mineralleridir. Kemikten ayrılmaları çok zordur. Geri kalan 10 gram kalsiyum ise labil kalsiyumdur. Bu ani kalsiyum eksikliğini kompanse eden kısımdır. Apatit kristalleri adını alır. Kemikteki kalsiyum enzimler ve hormonlar yardımıyla kolayca kana karışabilir. Kemikteki bu kalsiyum değişimi kandaki kalsiyum miktarına göre bir dengeleme halinde kararlı bir şekilde sürdürülür.

Sonuç olarak, kemiklerin yoğunluklarını ayarlayabildikleri ve fonksiyonlarına göre biçimlenebildikleri tespiti yapılabilir.

Dış etkilerin sebep olduğu kemikteki iç kuvvetlerden dolayı üretilen elektriksel işaretler, kemik hücreleri için gerekli bilgiyi taşır, hücrelerin yukarda bahsettiğimiz biyolojik fonksiyonlarını düzenler ve onların salgıladığı makromoleküllerin kontrollu bir şekilde yönlendirilmelerini sağlar. Bu durum kemiğin bir geri besleme mekanizması olarak nitelendirilebilir. Şekil 5.1 Bu mekanizmayı bir blok diyagram olarak özetlemektedir.



Şekil 5.1. Kemikdeki Geri Besleme Kontrol Sistemi

5.2 Kırık İyileşmesi

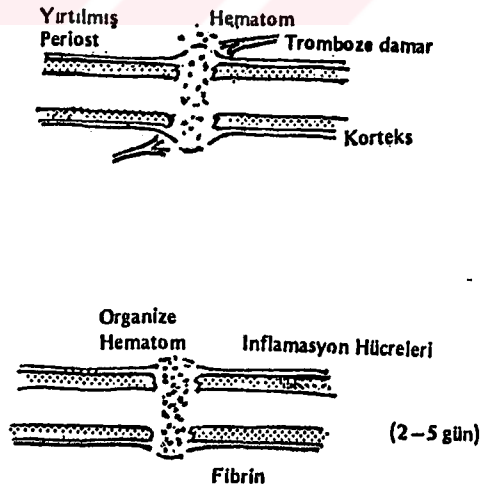
Kırık, kemiğin devamlılığının bir travma yada patoloji sonucu bozulmasına denir. Bu olayın oluşması için belirli bir gerilme ve kuvvet uygulanması gerekmektedir. Bu kuvvet, patolojik olaylarda normalin altında olabilir. Örneğin; tümörlerde, enfeksiyon ve metabolik hastalıklarda kemiğin normal viskoelastik yapısı bozulur.

Kırık, canlı bağ dokusunun devamlılığının bozulmasıdır. Tamiri, canlı dokularda karakteristik olan reperasyon yani hücre büyümesiyle olur. Kırık iyileşmesi esnasındaki olaylar birbirleri içine girmiş olmalarına rağmen kolay anlaşılması bakımından 3 safhaya ayrılarak incelenebilir.

1. İnflamasyon Safhası
2. Tamir Safhası
3. Yeniden Şekillenme Safhası

5.2.1 İnflamasyon Safhası

Kırıkla beraber kemik etrafındaki yumuşak dokuda, kaslarda ve periostta yırtıklar, kan damarlarında zedelenmeler meydana gelir.



Şekil 5.2 İnflamasyon Safhası

Buna bağılı olarak medüller kanal etrafında, kırık uçları ile periost alt ve üstünde hematom birikir ve pıhtılaşır. Kan damarlarının yaralanması neticesi kırık uçlarındaki osteositler beslenmeyip ölürlere ve kollateral kavşaklarından uzaklaşırlar. Böylece kırık uçları ölür. Çevre dokularda oluşan harabiyet burada nekrotik bir alana neden olur. Bu nekrotik maddeler derhal akut inflamatuvar bir cevaba neden olurlar. Taze kırık yerinden oluşan vazodilatasyon ve plasma eksudasyonu akut bir ödeme sebep olur. İnflamasyon hücreleri bu bölgeye göç ederler.

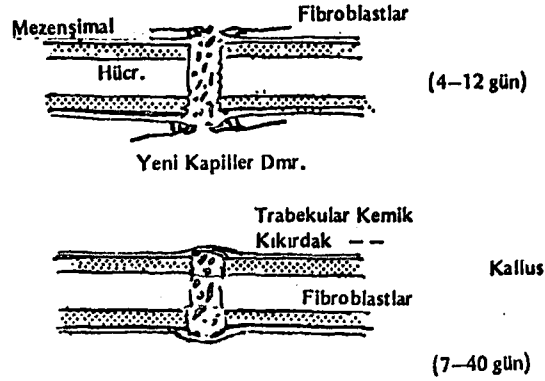
Akut inflamatuvar cevabın durması ile ikinci safha yavaş yavaş belirgin bir hale gelmeye başlar.

5.2.2 Tamir Safhası

Bu safhadaki ilk basamak diğer dokulardaki tamir işleminden farklı değildir. Kırık yerinde oluşan hematom organize olur. Çevredeki damarlardan geçen hücreler hematoma etrafını çevirerek granülasyon dokusunu meydana getirir. Organize hematomun, kırığın immobilizasyonunda muhtemelen çok küçük bir rolü olabilir. Fakat en önemli görevi, tamir hücrelerinin fonksiyon görmesine destek olan fibrin görür. Kemik periostal, endostal ve kemik iliğinin retikulum hücrelerinden gelişir. Bu hücreler çoğunlukla kemik dokusunu meydana getirirler. Fakat bazen belirli ölçülerde kıkırdak ve fibröz dokuya da dönüşebilirler. Burada ekstremitenin immobilizasyonunun iyi olup olmasının ve oksijen basıncının rolü vardır. Eğer immobilizasyon iyi değil ve oksijen basıncı rölatif olarak düşükse, kemik dokusu yerine kıkırdak dokusu gelişebilir. Aslında kıkırdak dokusu her kırık tamirinde az bir alanda göze çarpar ve kural olarak kemiğe değişir.

Eğer immobilizasyon yeterli değil ve oksijen basıncı düşük ise bu kıkırdak dokusu kemik formuna dönüşemez, kırık kemik uçlarını fibro-kartilaj bir tabaka örterek burada yalancı eklem oluşur (Psödoartroz).

Osteoblastlar; tüm şartlar altında kemik dokusunu meydana getirirler. Osteositler ise reperasyon olayında yer almazlar, reparasyon sırasında tahrip olurlar.



Şekil 5.3 Tamir Safhası

Tamirle görevli mezenşimal hücreler, hematoma geçer ve hızla "kallus" denilen dokuyu meydana getirirler ki, bu fibröz doku, kıkırdak dokusu ve olgunlaşmamış genç kemik liflerinden meydana gelmiştir. Kallus, kırık fragmanlarının ucunu sararak nisbeten stabiliteyi sağlar. Erken safhada kıkırdak formasyonu belirgin olan kallusta gittikçe artar ve fragman uçları daha fazla kemikleşmiş olan kallus ile çevrilir ve klinik olarak kaynama denilen durum ortaya çıkar.

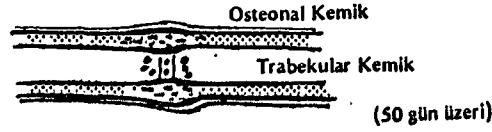
Biyokimyasal Olaylar : Erken safhada kırık etrafı ortamı asittir ve bu durum hücreler için iyi bir uyarandır. Tamir olayı sırasında pH giderek nötrale döner ve daha sonra hafif alkali olur. Yine tamir işleminin başlangıcında mukopolisakkarit düzeyi yüksektir. Bunu kollajen doku konsantrasyonundaki artış izler. Daha sonra ise kalsiyum kristalleri toplanması görülür. Bu kalsiyum kemik uçlarından sağlanır. Genel kan dolaşımındaki kalsiyum düzeyi değişmez.

Kırık hematomundaki fosfataz düzeyi artarak normalin 8-10 katına çıkar. Fosfataz, osteoblastlar tarafından sekrete edilir. Bu yükseklik 10 hafta sürer.

5.2.3. Yeniden Şekillenme Safhası

Kırık iyileşmesinde en uzun safhadır. Radyoizotop çalışmaları daha önceden düşünülenlerin aksine kırıktaki artmış aktivitenin daha uzun sürdüğünü ortaya koymuştur.

Bu safhada kallustaki her trabekulum osteoklastik rezorpsiyonla uzaklaştırılıp, yerine yavaş yavaş birbirine çok yakın, paralel yapıdaki kemik lamelleri yerleştirilir. Subperiostal bölgede aşırı derecede gelişmiş kemik dokusu zamanla absorbe edilerek, kemik normal şekil ve görünüşünü kazanır. Değişen süreler içinde de tıkanmış olan kemik iliği kanalları açılır. Böylece kırık mükemmelen kaynamış olur.



Şekil 5.4 Yeniden Şekillenme Safhası

Bütün bu olaylardaki hücrelerin davranışlarını kontrol eden mekanizmanın elektriksel olduğu saptanmıştır. Kırılan kemikte konveks yüzde elektropozitif, konkav yüzde elektronegatif bir yük oluşup, eldeki deliller pozitif kutbun osteoklastik, negatif kutbunda osteoblastik aktivite ile ilgili olduğunu göstermektedir. Bu safhayı kontrol eden bu hücresel modülde osteoklastlardan yeni Haversian sistemleri oluşmaktadır.

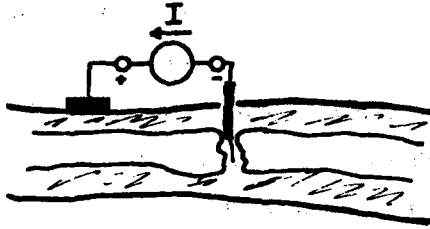
5.3. Osteogenesisin Elektriksel Olarak Artırılmasının Teknik Uygulamaları

Bölüm IV 'de mekanik etkiye maruz kalan kemikte oluşan elektriksel aktiviteyi ve bu aktivitenin dağılımı incelenmişti. Yine bu aktivite sonucu oluşan yüzey yüklerinin ve bu yüklerden kaynaklanan elektriksel alanların kemiğin biyolojik fonksiyonları üzerinde etkili olduğu belirtilmişti. Mekanik etki sonucu oluşan bu yüzey yükleri ve elektriksel alanlar çeşitli elektriksel uyarım teknikleri kullanılarak da indüklenebilirler. Dolayısıyla bu yolla kemiğin kırık iyileşim mekanizmasına dışarıdan müdahale ile hızlandırıcı bir etki sağlanmış olur.

Elektriksel olarak kallus oluşumunu hızlandırmanın çeşitli teknikleri vardır. Bu teknikler invazive, yarı-invazive, non-invazive olarak sınıflandırılabilir gibi; doğru akımla uyarma, kapasitif DC, kapasitif AC ve elektromagnetik alanla uyarma olarak da gruplandırılabilir.

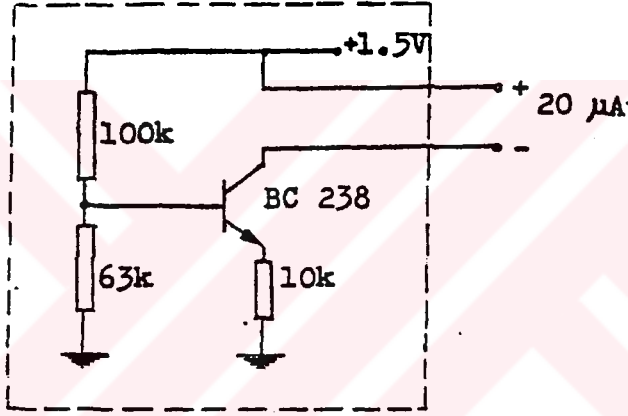
5.3.1. Doğru Akımla Uyarma

Kemik kırıklarında osteogenesis'in doğru akımla uyarılması invazive veya yarı invazive teknikle gerçekleştirilmektedir. İnvazive yöntemde (uyarı elektrodu) katod kırık bölgesi etrafına, anot ise (dönüş elektrodu) yumuşak doku altına kırık alanından uzak bir yere gömülür. Bu yöntemde her iki elektrod doku altına kırık bölgenin uçları arasından bir elektriksel akım sağlayacak şekilde monte edilmişlerdir. Yarı invazive yöntemde ise katod (uyarı elektrodu) yine kırık etrafına, anot ise deri üzerine yerleştirilmiştir. (Kırık uçlarından 10-20 μA katod akımı akıtılması kallus oluşumunu rahatlıkla aktive etmektedir). Doğru akım, çeşitli akım seviyelerinde, çeşitli elektrod yapıları, ve farklı güç kaynakları ile, hatta darbeli (pulsed) tek fazlı şekilde, sinüzoidal veya alternatif akım şeklinde uygulandığında hücre düzeyinde değişiklikler meydana gelir. Kemik hücrelerinden mezenşimal, osteoblast, osteosit, fibrosit miktarlarını, yapılarını, hücrenin kısmi iyon konsantrasyonunu, zar yük dağılımını, oksijen konsantrasyonunu, enzim seviyelerini ve keza ATP konsantrasyonunu, cyclic AMP ve DNA sentezlenmesini etkiler. Katod bölgesinde kallus aktivitesinin artma nedeni, kısmi oksijen basıncının düşmesi dolayısıyla pH seviyesinin artmasıyla akıntı potansiyellerinin ve piezoelektrik etkinin artması ve sonuç olarak osteogenesis sentezlenmesi şeklinde açıklanabilir. Yine DC akımla uyarma, katotda osteogenesis oluşumunun hızlandırılmasına rağmen, anotta hücre nekrosisine neden olur. Yarı invazive olan cihazlar, katotda paslanmaz çelik elektrod, anot deri yüzeyinde ve 20 μA 'lık akım kaynağından, invazive olanlar ise titanyum katod elektrodu, platinyum anot elektrodu ve 20 μA sağlayan akım kaynağından oluşurlar. Tekniğin uygulanışı temsili olarak Şekil 5.5'de gösterilmektedir.



Şekil 5.5 Doğru Akımla Uyarma

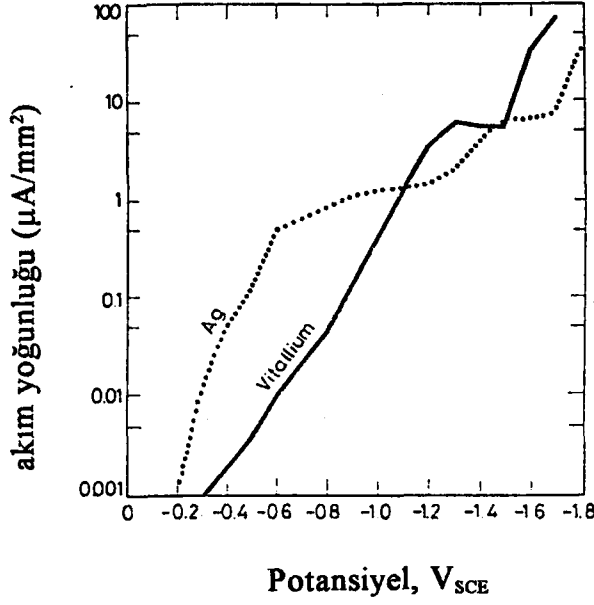
Uygulanış biçimini ana hatları ile anlattığımız yönteme daha verimli olması için değişik ilaveler yapılabilir. İyileşme süresince kemik ve yumuşak dokuların elektrik akımına gösterdiği direnç büyür. Direncin değişken olması ise bir gerilim kaynağı ile uyarım yapıldığında akımın da sabit kalmasına sebep olacağından akımı her an önceden saptanan değerde sabit tutabilmek için uyarımın bir akım kaynağı ile yapılmasında fayda vardır. Böyle bir akım kaynağı Şekil 5.6 'da gösterilmektedir. Akım kaynağının doğruluğu %2 civarında olmalı ve tedavi edici akım şiddetinin 10-20 μA aralığı gibi geniş bir aralıkta bulunabileceği gözönünde alınarak toleransı daha düşük fakat komplike olmayan ekonomik bir devre kullanılmalıdır.



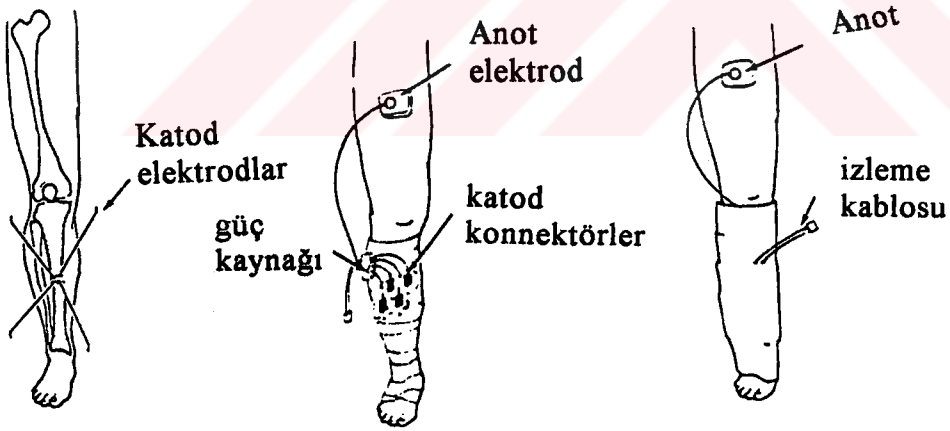
Şekil 5.6 Uyarımı yapan akım kaynağının devre şeması

Direkt elektrik akımı uygulandığında kırık bölgesine yerleştirilen katod tarafında osteoblastik faaliyetle ilgili yeni kemik formasyonları oluşmakta anot tarafında ise hiç bir oluşum gözlenmemektedir. Şekil 5.7'de değişik malzemelerden yapılan katotdaki akım yoğunluğu eğrileri gösterilmektedir.

DC akım uygulamasında ana sorun kırık sahasına yakın bir katod ve bu bölgeden uzakta anot koymak ve akım vermek olduğuna göre klinikte karşılaşılan olgunun özelliğine göre bu çerçevede en uygun tedavi yapılmalıdır. Örneğin kimi kırık çeşitlerinde geniş bir bölge için bir kaç elektrod kullanmak gerekebilir. Böyle bir uygulama Şekil 5.8'de görülmektedir.

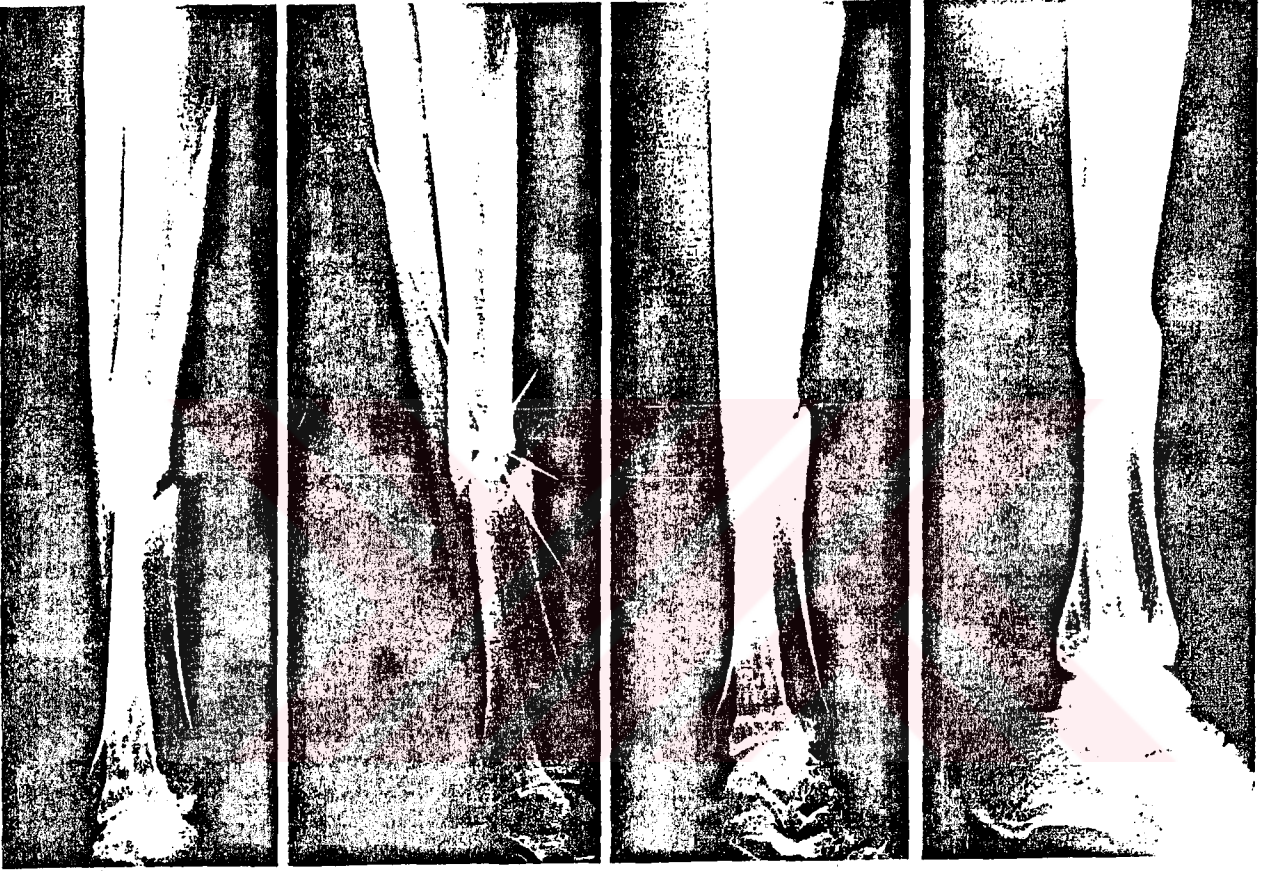


Şekil 5.7 Vitrodaki gümüş ve Vitalyum elektrodlar için katodik polarizasyon eğrileri

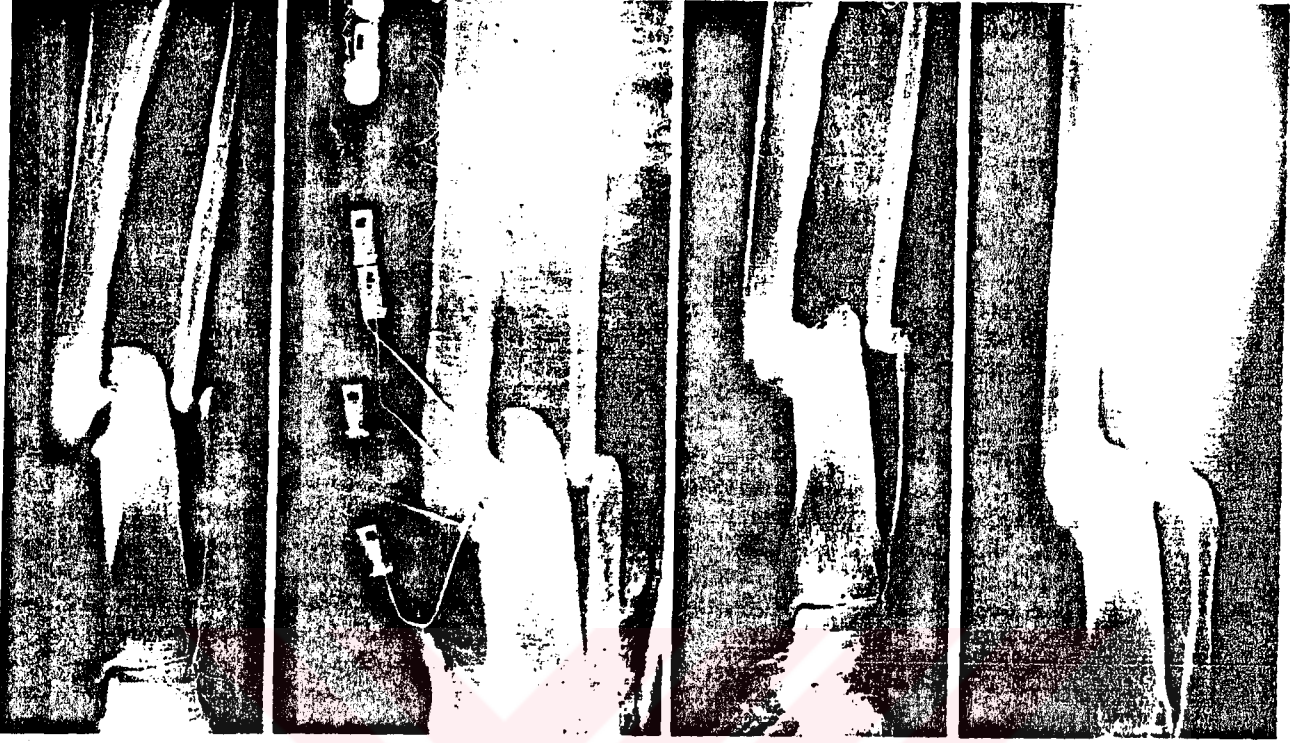


Şekil 5.8 Solda kırık etrafına yerleştirilen dört adet katod'un konumu, ortada bandajlanmış kırık bölgesi ile beraber katod konnektörleri, güç kaynağı ve deri üzerine yerleştirilen anot ve sağda ise alçı üzerinden çıkarılan izleme kablosu görülmektedir.

Şekil 5.8'de temsili olarak gösterilen yöntem, gerçekleştirilmiş hali ile Şekil 5.9 ve 5.10'daki röntgenlerde gösterilmektedir. Önce tek katotlu, daha sonra da dört katotlu uygulanış verilmiştir.



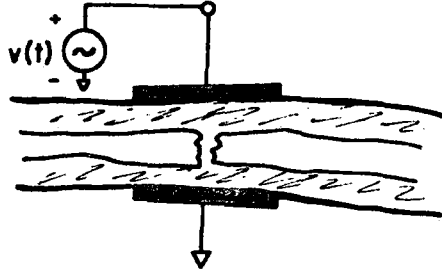
Şekil 5.9 Tek katotlu dc uygulanışı ile kırık iyileşiminin
röntgen görüntüleri



Şekil 5.10 Dört katotlu dc uygulaması ile kırık iyileşiminin röntgen görüntüleri

5.3.3. Kapasitif Elektrik Alanlarla Osteogenesis Oluşumunun Uyarılması

Kapasitif elektrik alanlar ile kırıkların iyileştirilmesi klinik olarak kimi zaman kullanılmaktadır. Statik elektrik alanlar, kırık bölgesinin iki tarafına karşılıklı yerleştirilen elektrodla yüksek gerilim uygulanmasıyla elde edilir (Şekil 5.11). Yüksek gerilimli kapasitif alanlardan kaçınmak için düşük gerilimli sinusoidal gerilimler de kullanılabilir. Bunun için, iletkenliği artırmak amacıyla çıplak elektrodla deri arasına jel sürülerek 60 kHz'de alçak gerilimli alternatif akımlar gerekmektedir. Fakat bu uygulama tekniğinin verimini düşürür. Diğer yandan bu teknikte az bir akım elde etmek için yüksek gerilim uygulanması gerektiğinden ve bu yüksek gerilimin de hasta için bir risk ifade etmesinden dolayı teknik klinik uygulamalarda pek tercih edilmemektedir.



Şekil 5.11 Kapasitif Kuplajla Uyarma Tekniği

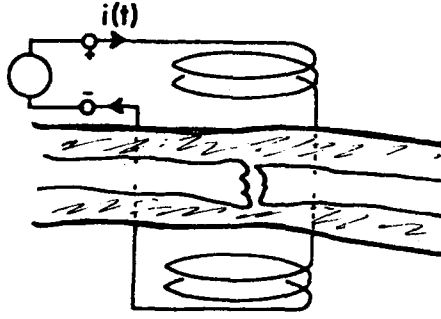
5.3.2. Elektrik Yüklü Filmler ve Piezoelektrik Polimer Filmlerde Osteogenesis

Osteogenesis, elektrik yüklü filmler ve piezoelektrik özelliğe sahip polimer filmlerle de invasive olarak aktive edilebilir. Kalıcı polarizasyona sahip, elektrik yüklenebilen filmler (elektret) plastik polimerden yapılırlar. Kallus oluşumu osteotomy yapılan sahanın etrafına sarılan elektretle iki hafta içinde tamamlanır. Yüklü teflon filmler kallus oluşumunu çok hızlandırdığı halde, yüksüz teflon filmler hiç kallus oluşturmazlar. Mekanik enerjiyi, elektrik enerjisine çeviren piezoelektrik filmlerle de osteogenesis oluşturulabilmekte ve de piezoelektrik filmler, elektretlere göre daha avantajlı gözükmemektedir. Çünkü elektretlerin enerjisi yükleri ile sınırlı olduğu halde piezoelektrik filmlerde enerji sürekli. Canlının hareketlerinden kaynaklanan titreşimler, dolayısıyla film üzerinde oluşan mekanik titreşimler, piezoelektrik film tarafından elektrik enerjisine dönüştürülür. Ancak yöntem invasive olduğu için kullanışlı değildir.

5.3.4 Elektromagnetik Alanın Osteogenesis Oluşumuna Etkisi

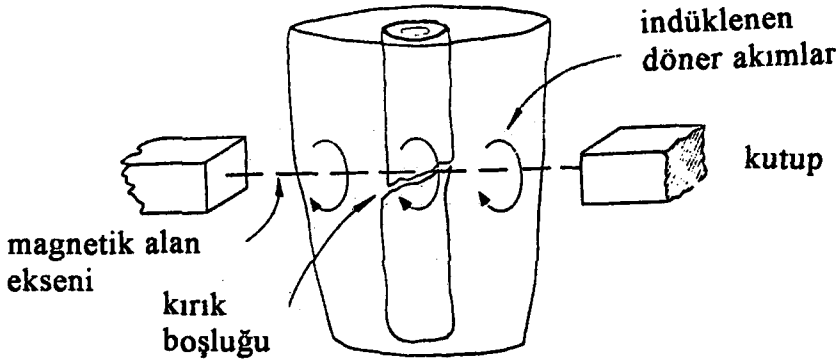
Non-invasive sistemlerden birisi, elektromagnetik alanlarla dokuda indüklenmiş akım yaratma tekniğidir. Bu amaçla darbeli elektromagnetik dalgalar yayan Helmholtz bobinleri kullanılabileceği gibi, G şeklinde demir nüveli elektromagnetik da kullanılabilir. İlk teknikte 66 ve 74 Hz frekansları ve 15 Hz'ler civarında düşük magnetik akı alan elde edilirken, ikinci teknikte 1-1,5 Hz'lik , yüksek magnetik akı alan elde edilir. Yalnız 66 Hz civarındaki frekanslar kallus oluşumunu azaltabileceğinden, bu oluşumu artıran diğer frekanslar ve $4 \cdot 10^{-4}$ tesla

değerindeki magnetik alan şiddeti kullanılmalıdır. Yöntemin temel uygulanış biçimi Şekil 5.12'de gösterilmektedir.



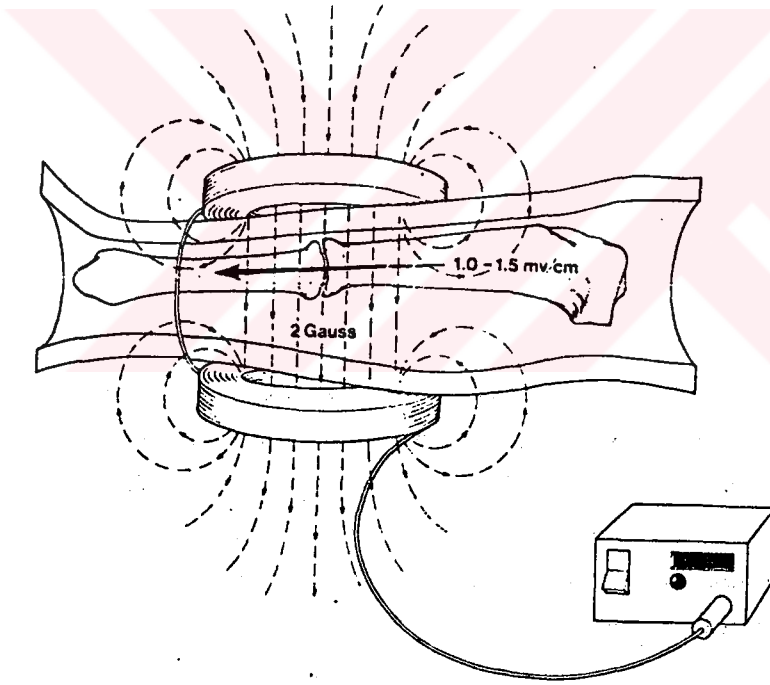
Şekil 5.12 Endüktif kuplajla osteogenesis oluşturma tekniği

Dokuda indüklenen elektrik alanının E ve ona eşlik eden iletkenlik akım yoğunluğunun $J=\sigma E$, üç boyutlu, kompleks bir dağılımı vardır. Bütün uyarı yöntemleri için, kemik gibi homojen yapısı olmayan doku iletkenliğinde, hücresel ve makromoleküler düzeyde akım dağılımının analizi çok güçtür (Şekil 5.13'de indüklenen akımın sembolik gösterimi yer almaktadır). Dokuda indüklenen ortalama makroskopik alanı tahmin etmek için (doku/kemik arasındaki farklı yapılarda), referans olarak yapılan bir araştırma bobini kullanılır ve magnetik alan uygulandığında, homojen bir doku için $1-20 \mu A/cm^2$ lik bir akım yoğunluğu yeterlidir. Makroskopik alanların dağılımının ve şiddetinin hesaplanması için bazı teorik yöntemler olmasına ve dokuda alanların, dağılımı ve penetrasyonunun iyi anlaşılmış olmasına rağmen, dokuyu oluşturan yapının kompleksliğinden dolayı, akımın dokudaki dağılımını tam olarak hesaplamak güçtür.

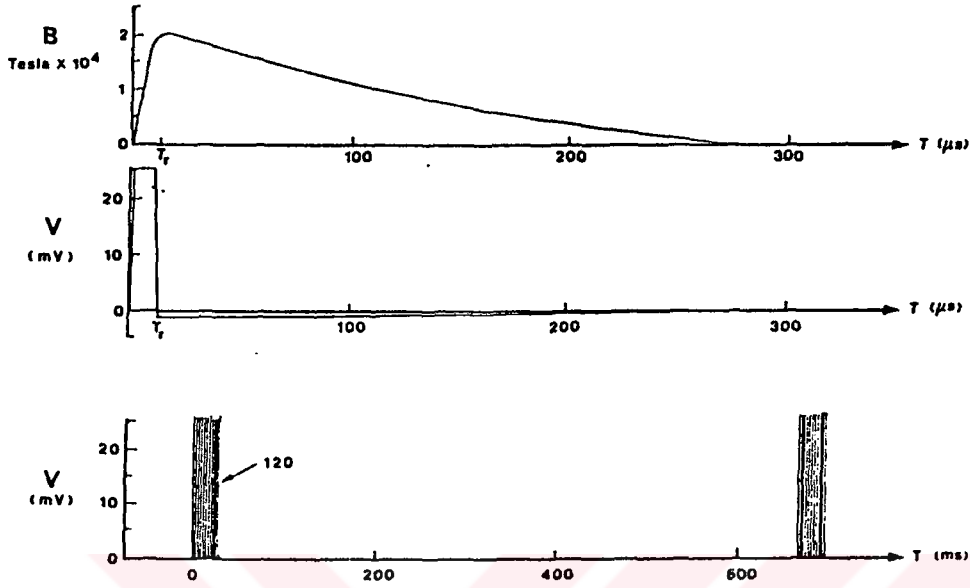


Şekil 5.13 Kırılan kemikle beraber dokudaki magnetik alan eksenini çevresinde dolaşan indüklenen akımların gösterimi

Özellikle enfeksiyon geçirmiş olaylarda kırığın tedavi edilmesi ortopedik cerrahlar için büyük bir problemdir. İşte bu gibi hastalarda cerrahi olmayan elektromagnetik alan uygulaması fayda sağlamaktadır. Bu uygulamalarda elektromagnetik alanın sürekli, darbeli ve özellikle yeni uygulanmaya başlanan gürültü tarzındaki biçimleri kullanılabilir. Yalnız, darbeli elektromagnetik alan sürekli elektromagnetik alana kıyasla daha etkilidir. Ayrıca darbeli elektromagnetik alanın da değişik sinyal biçimleri farklı etki gösterirler. Elektromagnetik alan şiddetinin 4-6 Gauss, darbe süresinin 5 milisaniye, darbe frekansının 15 Hertz, darbe içi dalga şeklinin eşit genlikte ve 1khz olduğu iğne pulsları şeklindeki elektromagnetik alanlar diğer sinyallere göre daha etkindirler. Şekil 5.15'de ise bu davranış grafik olarak analiz edilmektedir.



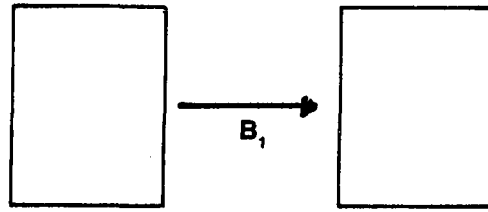
Şekil 5.14. Kırık bölgesine iki taraftan yerleştirilen bobin çifti ve bunlara bağlı bir darbe jeneratörü. Jeneratör bobinleri 10 ile 18 volt arasında sürer. Bu kısmen bobinler arasındaki mesafeye bağlıdır. Bobin çiftinin arasında bir elektromagnetik alan oluşup yumuşak doku ve kırık bölgesine inince bir akım akışı başlar. Böylece kemiğin her cm'sinde 1,5 mV'luk bir gerilim indüklenir.



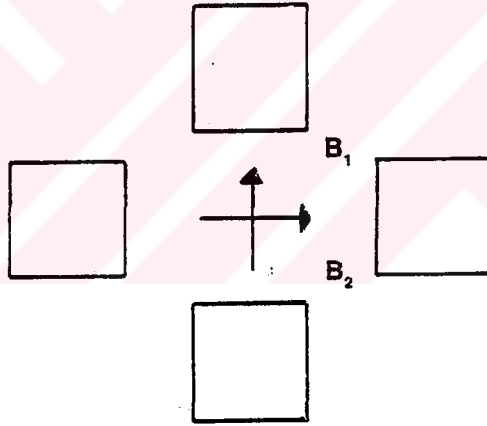
Şekil 5.15 En üstte bobin çiftinin çıkışındaki magnetik alan darbesinin değişimi, ortada doku çevresinde ve kırıkta indüklenen elektrik alanın zamana bağlı davranışını veren ve bir araştırma bobini ile elde edilen çıkış darbesi ve en alttaki şekilde de uygulanan iğne biçimindeki darbe treni görülmektedir.

Darbeleri elektromagnetik alan kullanarak uygulanan başka bir teknikte 4'lü bobin takımının kullanıldığı sistemdir (Şekil 5.16-b). Böylece 1 ve 2 no'lu bobinler B_1 magnetik alanını, 3 ve 4 no'lu bobinler de B_2 magnetik alanını üretir. Bu iki alan birbirine dik istikamette fonksiyon görür. Bu iki sistem magnetik alan, karşılıklı olarak sıra ile görev yaparlar. Dolayısıyla magnetik alanın şiddeti artırılmadan, sadece yönü değiştirilmiş olur. Bu sistemin gayesi daha çok doku kesitini etkilemektir. Ayrıca magnetik alan şiddetini artırmak şifayı kısaltıcı bir etki yapmaz. Bu teknikde magnetik alanlar, içerisinden dik olarak geçtikleri düzlemlerde maksimal etkili, paralel geçtikleri düzlemlerde ise etkisizdirler (Şekil 5.16-c). Bu noktadan hareketle tekniğe yeni bir sistem ilave etme ihtiyacı duyularak 4'lü bobin sistemi tekniği kullanılır. Böylece tedavi süresi de oldukça kısaltılabilir (2-3 ay gibi). Bobinler yerleştirilirken merkezleri üst üste gelecek şekilde ve hasar görmüş sahaya yönetilmiş tarzda konmalı ve bu durum röntgen filmleriyle tespit edilmelidir. Alçı üzerinde bobinlerin oturacağı bölgeler işaretlenir. Sinyal jenaratörü şehir ceryanına bağlanır ve alçı tesbitli kırık üzerine

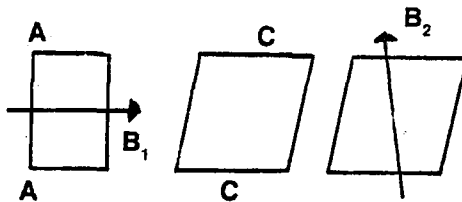
de bobinler yerleştirilir. Bu iki sisteme başla komutu verildikten sonra 2 dakikalık periyodlarla dönüşümlü olarak fonksiyon görürler. Magnetik alanda 2 Gauss'luk bir akım olunca, kemiğin hem uzun eksenine hem kesit düzlemine dik istikamette 1,5 milivoltluk bir voltaj meydana gelir. Bu teknikte tedavi ortalama üç ay ve sadece geceleri (12 saat) devam eder. Kallus oluşumunda bir yetersizlik durumunda magnetik alan tedavisine bir süre daha devam edilebilir. Magnetik alanla tedaviye, kırıldaki iyileşmenin seyrine göre bir süre sonra egzersizlerle yük verilerek, kemikte piezoelektrik oluşumunun tahrikiyle devam edilir.



(a)



(b)



(c)

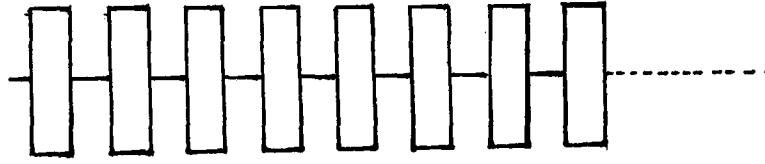
Şekil 5.16 a) İki bobinli sistemin çalışma prensibi b) İki çift bobinli sistemin çalışma prensibi c) Dörtlü bobin sisteminde B_1 ve B_2 magnetik alanlarının birbirine dik istikamette fonksiyon görmesi

Yukarda çalışma prensibi açıklanan teknik Helmholtz bobin sistemiyle oluşturulur. Bu sistem 2 tip sinyal üretir. Birinci sinyal 300m/sn'lik tek bir dalga ile, 66-75 Hz'lik frekans, 3 voltluk alışı sinyali ile ortalama 2 Gauss'luk homojen elektromagnetik indüksiyon akımı yaratır. Bu akım kemiğin her cm²'sinde 1-1,5 mV'luk potansiyel farkı yaratır. İkinci sinyal, genişliği 5 milisaniye, frekansı 10Hz olan tren dalgalarını doğurur. Bu dalga içindeki her sinyal 200 m/sn'lik pozitif, 40 m/sn negatif ve 10 m/sn'lik boşluk sürelerini ihtiva ederek, 2 genlik 3-30 Volt arasında değişir. Bu sinyalde ortalama 2 Gaussluk homojen elektromagnetik indüksiyon sağlar ve böylece kemiğin her cm² 'sine 1-1,5 mV'luk potansiyel yükler. Daha çok doku kesitini etkilemeyi amaç edinen bir başka teknik de gürültü tarzında elektromagnetik dalga üreten sistemlerdir. Bu sistemlerde sürekli veya darbeli gürültülü tarzda elektromagnetik alanlar olarak tasarlanabilir. Fakat özellikle darbeli tarzdaki alanların daha etkili olması nedeniyle, bu sistemlerden daha çok bahsedilecektir.

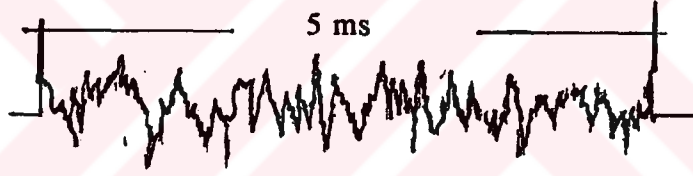
Sistemin özelliği magnetik alan şiddetinin $2 \cdot 10^{-4}$ Tesla, darbe frekansının 15 Hertz, darbe süresinin 33 milisaniye, darbe içi uygulanan dalga şeklinin 1/f gürültüsü 10-1000 Hertz arasında bulunan bütün frekanslarda, çeşitli genlik ve yönlerde rastgele gürültü olmasıdır. Kullanılan bakır bobinlerin yarıçapı 17 mm, sarım sayısı 1000 sarım/cm, bakırın çapı 0,28 mm, endüktansları $86 \cdot 10^{-3}$ H, dirençleri 76 Ohm 'dur. Kullanılan magnetik gürültü üreticinin teknik özellikleri ise; çalışma bölgesi 12-7.5 V, gücü 76 mW, Magnetik alan şiddeti $4 \cdot 10^{-4}$ Tesla, frekans aralığı < 1000 Hz, Darbe frekansı 15 Hz, darbe süresi 33 ms dir. Şekil 5.17 'de bobinlere uygulanan dalga şekli görülmektedir.

Non-invasive yöntemlerde elektromagnetik alanlarla kemik üzerinde indüksiyon akımı oluşturulması esası vardır. Burada magnetik alanın indüksiyon sinyalleri matriks hücrelerine ulaşınca, biopolimerik kristallerde distorsiyon ve apatit depolanmasıyla elektrostatik bir alan oluşur. Bu alan içinde kalan hücreler yani makromoleküller, rezonans haline geçerek fonksiyonlarını değiştirir. Şöyleki, mezoderm hücresine çarpan bir magnetik sinyal onun, rejenarasyonu ile fibroblast, kondroblast ve osteoblast hücrelerine dönüşmesini sağlar. Ayrıca kollagen ve protoglikogen sentezi artar ve bunlar, kemiğin matriks dokusunda birikmeye başlar. Buna ilaveten, kalsiyum kristallerinin çökeltisi ile de kalsifikasyon başlar. Daha sonra fibriler ve trabeküler gelişim ile kemikleşme olur

ve kırık sahası şifa bulur. Magnetik alan, özellikle kalsiyum iyonunun intraselluler, extraselluler ve hücre membranlarındaki konsantrasyonlarında değişim yapar. Glikozitlere bağlı kalsiyum, elektrostatik yükleriyle hücre duvarı permeabilitesini düzenler. Ayrıca hormon, antikor ve ilaçlarla elektrostatik yük değişime girerek hücre fonksiyonlarını etkiler ve özellikle parathyroid hormonuna tesir eder. Protein sentezini kontrol eden potasyum iyonu da magnetik alandan etkilenen bir elementdir.



(a)



(b)

Şekil 5.17. Bobinlere uygulanan dalga şekli

a) Uygulanan darbenin formu b) 1/f gürültü işaretinin şekli

BÖLÜM VI

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Kemik oldukça kompleks bir materyaldir. Bu yüzden çatısı, hücre yapısı ve kimyasal özellikleri ayrı ayrı ele alınmalıdır. Ayrıca bütün bu histolojik özelliklerinin yanı sıra incelenen konu gözüyle bu yapının üzerinde tekrar durulması faydalıdır. Bu çalışmada da kemik dokusu kırık iyileşimi ile yakından ilişkisi olan geri besleme mekanizması gözüyle de tanıtılmıştır. Kemik aynı zamanda anizotropik bir malzemedir. Özellikle eksenel yöndeki mikroyapısı diğer iki yöne göre oldukça farklılık gösterir. Bunun nedeni haversian kanallarından dolayı kemiğin bu yönde daha çok gözenekli olmasıdır. Yine bu yöndeki elektrik ve dielektrik özellikler de bu sebeple diğer iki yöne göre oldukça farklıdır. Kemikle ilgili tüm araştırmalarda bu anizotropik yapı muhakkak gözönüne alınmalıdır. Çalışmada insan kemiği ile de bir karşılaştırma yapılmıştır. Kemikle ilgili araştırmalar genellikle değişik hayvan türleri üzerinde yapılmaktadır. Fakat ulaşılmak istenen amaç çoğunlukla insana yöneliktir. Bu sebeple elektriksel özellikleri açısından insan kemiği ile değişik hayvan kemiklerinin karşılaştırmasını yapmanın bu konu üzerinde çalışma yapacaklar için faydalı olabileceği düşünülmüştür.

Alçak frekanslarda kemiğin hücre dışı ve hücre içi sıvıları arasından geçip giden iyonik iletim iletkenliğe en önemli etkiyi sağlar. Kemiğin anizotropik özelliği de etkinliğini en çok alçak frekanslarda gösterir. Kemikteki sıvı oranının bağlı dielektrik geçirgenliğe olan katkısı büyüktür. Yüksek frekanslarda ise bağlı dielektrik geçirgenlik düşme gösterir. Kemiğin önemli bir özelliği de mekanik uyarılara karşı bir elektriksel işaret kaynağı gibi davranmasıdır. Piezoelektrik olarak adlandırılan bu davranışdan hariç daha çok yaş kemik için akıntı potansiyeli olarak adlandırılan başka bir mekanizma da bu elektromekanik aktivite içinde yer alır. Ancak bu iki özelliğin kaynağı, oluşumu ve birbirleri ile olan etkileşimleri tam olarak açıklığa kavuşmuş değildir. Bu çalışmada piezoelektriğin kuru kemikten, akıntı potansiyelinin de yaş kemikten kaynaklandığı kabul edilmekte, ancak akıntı potansiyelinin piezoelektriğe katkısının büyük olduğu düşünülmektedir. Kemikle ilgili yapılacak çalışmalar için bu konu araştırmaya değer olarak önerilebilir. Bu iki mekanizma kemikte yüzey

yüklerinin, elektriksel potansiyellerin dolayısıyla elektrik alanların oluşumu için başlatıcı bir etkidir. Bu işleyişin anlaşılması, kemikteki biyolojik fonksiyonları kontrol eden mekanizmalardan birinin de elektriksel aktivite olduğu sonucuna varılması için gereklidir.

Kemiğin elde edilen bütün bu elektrik ve dielektrik özellikleri noniyonize elektromagnetik dalgaya maruziyet durumunda vucud ve kemik içinde oluşan iç elektrik alanların hesaplanmasında ve EM enerjinin diagnostik ve therapeutik gibi medikal uygulamalarının geliştirilmesinde önemlidir. Bu medikal uygulamalardan, elektromagnetik alanla dokularda fizyolojik olayların uyarılması klinik uygulamalarda son yıllarda gittikçe atırmaktadır. Özellikle osteoforez vakalarının elektromagnetik alanla iyileştirilmesi, ortopedik sahadaki en iyi uygulamasıdır. Ayrıca yaygın olan başka bir uygulama da elektriksel olarak kırık iyileşmesinin hızlandırılmasıdır. İnvasive bir uygulama olan DC ile uyarma ve elektrik yüklü filmler (elektret) uygulama zorlukları nedeni ile pek kullanışlı değildir. Bu nedenle araştırmaların daha çok, noninvasive bir teknik olan Elektromagnetik alanlar ile uyarma üzerinde yoğunlaşmasında fayda vardır.

KAYNAKLAR

1. Anderson, J.C., Eriksson, C., 1970. Piezoelectric properties of dry and wet bone, *Nature* 227: 491-492
2. Bassett, C.A.I., Valdes, G.M., and Hernandez, E. 1982. Modification of fracture repair with selected pulsing electromagnetic fields, *J. Bone joint Surg.* 64A: 888
3. Behari, J., and Singh, S., 1981. Bioelectric characteristics of unstressed in vivo bone, *Med. Biol. Eng. Comput.* 19:49
4. Brighton, C.T., Fridenberg, Z.B., Black, J., Esterhai, J.I.Jr., Mitchell, J.E.I, and Montique, F., 1981. Electrically induced osteogenesis Relationship between charge, current density and the amount of bone formed Introduction of a new cathode concept, *Clin. Orthop.* 161:122
5. Bur, A.J., 1976. Measurements of the dynamic piezoelectric properties of bone as a function of temperature and humidity, *J. Biomech.* 9:495
6. Durand, B., Christel, P. and Assailly, J., 1978. In vitro study of electric impedance of bone, *Springer Verlag*:19
7. El Messiry, M.A., 1981. Physical basis for piezoelectric of bone matrix, *IEEE Proc.* 128, Pt.A, 5:336-346
8. Friedenber, Z.B., Harlow M.C.,Heppenstall R.B.,and Brighton, C.I., 1973. Cellular origin of bioelectric potentials in bone, *Calcif. Tiss. Res.* 13:53
9. Gjelsvik, A., 1973. Bone remodelling and piezoelectricity, *J. Biomech.* 6:187
10. Güzelsu, N., and Demiray, H., 1979. Electromechanical properties and related models of bone tissues a review, *Int. J. Eng. Sci. Recent Adv.* 17:813-851
11. Johnson, M.W., Harper, R.A., and Kata, J.L., 1980. Comparison of the Electromechanical effects in wet and dry bone, *J.B,omechanic*, 13:437-442

12. Korostoff, E., 1979. A linear piezoelectric model for characterizing stress generated potentials in bone, *J. Biomechanics* 12:335-347
13. Kosterich, J.P., Foster, K.R., and Pollack, S.R., 1983. Dielectric permittivity and electrical conductivity of fluid saturated bone, *IEEE Trans, on Biomed, Eng.* 30-2:81-86
14. Kosterich, J.P., Foster, K.R., and Pollack, S.R., 1984. Dielectric properties of fluid-saturated bone-The effect of variation in conductivity of immersion fluid, *IEEE Trans. on Biomed. Eng.* 31-4: 369-374
15. Liboff, A.R., Rinaldi, R.A., Lavine, L.S. and Shamos M.H., 1975. On electrical conduction in living bone, *Clin. Orthop* 106:330
16. Lipson, S.F. and Katz, J.L., 1984. The relation ship between the elastic properties and microstructure of bovine cartical bone, *J.Biomech*,17:231-240
17. Maeda, H., and Fukada, E., 1982. Effect of water on piezoelectric, dielectric and elastic properties of bone, *Biopolymers* 21:2655
18. Owen, M., 1978. Histogenesis of bone cells, *Calcif. Tissue Res.* 25:205
19. Owyer, N. and Mathews, B., 1970. The electrical response to stress in dried recently excosed and living bone, *Injury* 4:279
20. Pethig, R., 1979. Dielectric and electronic properties of biological materials, New York, John Wiley & Sons
21. Piekarski, 1973. Analysis of bone as a composite material, *Int. J. Eng. Sci.* 11:557-565
22. Reddy, G.N., and Saha, S., 1982. A differential method for measuring impedance properties of bone, *J. Bioelectricity* 1:173
23. Reddy, G.N., and Saha, S., 1983. Factors affecting the measurement of bone impedance, *Med. Biol. Eng. Comput.* 22:123-129
24. Reinish, G.B., and Nowich, A.S., 1976. Effect of moisture on the electrical properties of bone, *J. Electrochem, Soc.* 123: 1471-1475

25. Rinaldi, R.A., and Goodrich, J.D., 1982. Bone electrical conduction, J. Bioelectricity 1:83
26. Stan, S., Sansen, W., and Mulier, J., 1976. Experimental study on the electrical impedance of bone and the effect of direct current on the healing of fractures, Clin. Orthop. 120: 264
27. Starhcebaum, W., Pollack, S.R., and Korostoff, E., 1979. Microelectric studies of stress-generated potentials in four point bending of bone, J. Biomed. Mater. Res. 13:729
28. Steinberg, M.E., Busenhell, G.L., Black, J., and Korostoff, E., 1979. Stress induced potentials in moist bone in vitro, J.Bone Joint Surg. 56A:704
29. Tzukert, A., Leviner, E., Mahler, Y., and Shoshan, S., 1983. Electroconductivity of bone in vitro and vivo, Clin. Orthop, and Relat. Research 179: 270-274
30. Watson, J., and Downes, E.M., 1978. The application of pulsed magnetic fields to the stimulation of bone healing in humas, J., App. Phys. 17-1:215-217
31. Weigert, M., and Werhahn, C., 1977. The influence of electric potentials on plated bones, Clin. Orthop.124:20
32. Williams, W.S., and Breger, L., 1979. Piezoelectricity in tendon and bone, J. Biomech, 8:1-6
33. Yasuda, I., 1977. Electrical callus and callus formation by electret, Clin. Orthop, 124:53-56

EK:

TIBBİ TERİMLER İÇİN SÖZLÜK

Anastomoz: İki içi boş organ veya damarın bağlantısı

Diagnostik: Teşhise ait

Eksudasyon: Terleme, ter

Epifiz: Uzun kemiklerin uçları, kemik ucu

Extracellular: Hücre dışı, hücreler dışında

Fibroblast: Liflerin gelişmesini sağlayan hücresel element, bağ dokusunun ana hücresi

Glycase: Maltoz ve malto dekstrini dekutroza çeviren enzim

Granülasyon: Dokuların içinde anormal olarak meydana gelmiş olan ufak sertçe kitleler veya yaraların içinde oluşan ve onların iyileşmesini sağlayan ufak, yuvarlak ete benzer kitleler

Hematom: Damarlardan çıkan kanın yaralanmamış deri altında toplanması

Hemopoietik: Kan hücrelerinin oluşması ile ilgili, kan hücrelerinin oluşmasını uyarıcı

İnflamatuvar: İltihapla ilgili, iltihap gösteren, iltihaplı

İnterstitial: Doku arasında bulunan

Kollagen: Bağ dokusunun ana proteini olan bir albüminoid

Lateral: Yan veya dış yan (ile ilgili)

Nekroz: Bir organın çürüyüp ölmesi, canlı dokunun mahdut bir bölümünün ölümü, gangren

Osteogenesis: Kemik oluşumu, kemiklerin gelişimi

Osteoporoz: Kemik dokusunun içinde anormal derecede boşluklar oluşumu

Osteotomy: Kemiği kesme veya bir parçasını çıkarma ameliyatı

Rejenerasyon: Yeniden doğma, harap olmuş bir dokunun tamiri veya yeniden meydana gelmesi

Solid: Katı, pek veya sulp cisim

Stabilizasyon: Sabit kılma veya olma, tespit etme

Stroma: Temel doku, çatı, iskelet

Tendon: Kiriş ve kasların kemiklere yapışmasını sağlayan yapılar

Terapötik: Şifa verici, tedavi edici, tedaviye ait

Vasküler: Damarlı, kan damarlı olan

Vazodilatasyon: Kan damarlarının genişlemesi

ÖZGEÇMİŞ

Doğum Tarihi	15 Nisan 1965
Doğum Yeri	İstanbul

Ömer Akgün ilk ve orta öğrenimini Pirireis İlkokulu, Nilüfer Hatun Ortaokulu ve Kabataş Erkek Lisesinde yaptıktan sonra Yıldız Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümüne girdi. Bu bölümden mezun olduktan sonra aynı üniversitenin Fen Bilimleri Enstitüsünün Haberleşme Bilim Dalında Yüksek lisans eğitimine başladı.

