

T. C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

KÖPEKLERE UYGULANAN KEMİK-İÇİ
İMLANTLARDA, 5 AYRI METALİK ALAŞIMA
KARŞI DOKU REAKSİYONLARININ İNCELENMESİ

Protez (Diş) Programı
DOKTORA TEZİ

Dt. Sevda SUCA

ANKARA — 1977

T. C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ FAKÜLTESİ

KÖPEKLERE UYGULANAN KEMİK-İÇİ
İMLANTLARDA, 5 AYRI METALİK ALAŞIMA
KARŞI DOKU REAKSİYONLARININ İNCELENMESİ

Protez (Diş) Programı
DOKTORA TEZİ

Dr. Sevda SUCA

Rehber Öğretim Üyesi : Prof. Dr. Naci M. BOR

ANKARA — 1977

İ Ç İ N D E K İ L E R

I. GİRİŞ	1
A- Tarihi gelişim	1
B- İmplantların sınıflandırılması	5
a- Yönteme ve uygulama alanına göre implant türleri	5
b- Gerece göre implant türleri	7
II. PROBLEM	17
A- İmplant materyalinde aranan özellikler	17
B- Kemik dokusu ve iyileşmesi	21
III. GEREÇ ve YÖNTEM	25
A- Gereç	25
a- İmplant materyali olarak kullandığımız metal ve metalik alaşımlar	25
b- In vivo çalışmalarda kullanılan gereçler	28
c- In vitro çalışmalarda kullanılan gereçler	30
B- Yöntem	31
a- In vivo çalışmalarda yöntemler	31
b- In vitro çalışmalarda yöntemler	34
IV. BULGULAR	37
A- Gözlem bulguları	37
B- Radyolojik incelemeler	39
C- Histolojik bulgular	42
V. DENEY SONUÇLARINI OLUMSUZ YÖNDE ETKİLİYEBİLECEK ETKENLER	53
VI. TARTIŞMA	54
VII. ÖZET	59
VIII. KAYNAKLAR	60

G İ R İ Ő

Uzun zamanlardan beri diş hekimliŐinde yer alan implantlar, çok araŐtırılan ve gelişim göstermekte olan bir konudur.

Oral implantların uygulanmasında sonucu etkileyen ve en önemli yeri tutan sorun, kullanılacak gereçtir. Sonucun başarılı olabilmesi için hangi yöntem olursa olsun, kullanılan implant materyalinin yapısının doku dostu olması öncelikle önem taşır¹. Bu konuda sayısız araştırmalar yapılmışsa da, soruna bugün için kesin ve belirgin bir çözüm getirilememiştir. Bu nedenle günümüzde de bu tür çalışmalar yapılmaktadır.

Bu gerekçe araştırmamızın başlangıç noktası oldu. İnsan üzerinde bu çalışmanın yapılması çeşitli sorunlar doğuracağı için, deneyleri köpekler üzerinde yapmayı uygun bulduk. Araştırmamızda çeşitli metalik alaşımlar kullanılmış ve bunlara karşı öncelikle doku reaksiyonları, radyolojik ve histolojik bulgularla ortaya koymaya çalışılmıştır.

A- TARİHİ GELİŞİM :

İnsan dokusuna yapay metalik materyalin yerleştirilmesi çok eski tarihlere dayanır. Geçmiş uygarlıklardan ele geçen en eski protezin M.Ö. 500-400 yıllarında Etrüsk'ler tarafından yapıldığı saptanmıştır. Bu protezde dana

dişlerinin küçültülerek, altın bantlar içine yerleştirildiği görülmektedir². 1893 de Andrew'ın belirttiği gibi, Pre-Columbian devre ilişkin bir kafatasında, taştan yapılmış bir lateral diş rastlanmıştır³.

Ağız içi ve çevresinde yapay aygıtların sıklıkla kullanılması, endüstriyel gelişmelere koştur olmuştur.

1723 de Fouchard⁴, "Tenon" adını verdiği, köklere vidalanan yapay çiviler kullanmıştır.

1725 de Lapeyode ve Liere⁵, çene kırıklarının fiksasyonu için, gümüş ve aliminyum teller kullandılar.

Dental implantoloji, tıp dalında, özellikle ortopedik implantlara koştur olarak geliştiği için, vücudun diğer bölgelerinde uygulanan türlerinin de sözünü etmeyi uygun bulduk.

1840 da Lagenmack⁶, 1886 da Hansmann⁷ metalik vida ve tırnakları kemik içinde kullandılar.

1887 de Harris⁸, platin ile kaplı kurşun bir post üzerine yerleştirilen porselen kronları denedi. Buna benzer implantlar 1889 da Edwards ve Gramm⁸ tarafından da uygulandı.

1891 de Znamenski³, porselen, gutaperka ve kauçuktan elde ettiği yapay dişleri, çene kemiği içine yerleştirdi. Buna benzer araştırma ve uygulamalar aynı yıllarda Wright, Hilischer, Heyden, Behrend ve Frank⁸ tarafından gerçekleştirildi.

1900 da Payne⁹, iki auru olguda lateral ve birinci küçükazı dişlerinin çekim yaralarına saf altın kökler yerleştirdi.

1909 da Lambotte⁸, kırık fiksasyonlarında ve implant türlerinde altın,

nikel, gümüş, bakır ve alüminyum gibi metalleri gereç olarak kullanmıştır.

1913 de Greenfield¹⁰, alveol içine yerleştirerek, kron ve sabit protez yapımında kullandığı kafes türünde implantlarda materyel olarak iridyoplattinum'u denemiştir.

1913 de Sherman⁷, vanadyum, krom ve az oranda karbondan oluşan değişik bir alaşım elde etti ve Groves ile birlikte bu gerece karşı doku tepkilerini araştırdı.

Vücut sıvılarındaki elektrolitik akım problemi çözümlenip, geliştirilene kadar bu ilk araştırmacıların başarıları çok sınırlıydı³.

Paslanmaz çelik alaşımlarının endüstriyel alanda kullanılmalarının yanı sıra, ortopedi dalında, tırnaklar ve plaklar şeklinde uygulamalar yapıldı. 1931 de Smith ve Peterson³, 1934 de Abel⁸, ortopedik ve oral implantlarda bu gereci kullandılar.

1936 da Venable ve Stuck³, deneylerinde bazı metallerin vücut sıvıları ile galvanik reaksiyonlar oluşturduğunu ve korozyonun ortaya çıktığını saptadılar. Araştırmaları sonucu "Vitalium"un elektrolitik etki göstermediğinden söz etmişlerdir. Campbell, Speed, Petersen, Secord ve Breck⁸, bu bulguları destekleyen araştırma sonuçlarını yayınladılar.

1939 da Strock¹¹, insan ve hayvanlara uyguladığı metalik implantların, ametalıklere oranla doku dostu olduğunu ve kolay fikse olma yeteneklerinin bulunduğunu savunmuştur.

Çağcıl implantolojinin babası olarak bilinen Formiggini¹², 1940 da yaptığı çalışmalarda bugünkü anlayışa uyan paslanmaz çelik ve tantalden, uyumlu kemik tepkisine olanak sağlayacak, spiral şeklinde implantlar geliştirdi. Bu tür implantları geliştiren Zepponi¹³, yöntem yanılığısı sonucu çıkardığı bir

tantal implant çevresinde mikroskopik incelemeler yaptı.

1943 de Dahl¹⁴, 1948 de Weinberg¹⁵ supperiostal "Vitallium" implantlar uyguladılar. 1950 de Gershkoff ve Goldberg⁸, bu tür implantları aynı gereci kullanarak geliştirdiler.

Aynı yıllarda Strock¹², 1955 de Palazzi ve Herschfus¹⁶ köpek çenelerine uyguladıkları spiral ve vida türünde "Vitallium" implantlarda histopatolojik incelemeler yaptılar.

1956 da Scales⁸, paslanmaz çelik ve krom-kobalt alaşımlarından elde ettiği implantlar üzerinde karşılaştırmalı uygulamalar denedi. Aynı gereçler değişik yöntemler ile 1958 de Kiernan¹², 1960 da Chercheve ve Benaim¹² tarafından ağız içinde kullanıldı.

1963 de Howell ve Robinson¹⁷, "Vitallium" implantları, 1968 de Fitzpatrick¹⁷, metilmetakrilat ve krom-kobalt-molibden'den elde ettiği implantları, doku dostluğu yönünden histopatolojik olarak incelediler.

1969 da Kaketa ve Suziki¹⁸, krom-kobalt alaşımından elde ettikleri yapay kökleri; Klawitter¹² porselen pelletleri, kemik içerisine yerleştirerek, çevre dokulardaki iyileşmeyi mikroskopik olarak incelediler.

1970 de Brettle ve Hughes¹⁹, ortopedi dalında kemik içerisine yerleştirilen Plak, vida ve tırnak türünde metalik implantlarda, elektron mikroskobu ile korozyonu araştırdılar.

1973 de Harris ve asistanı²⁰, köpek çenelerine yerleştirilen, silikon, fluon gibi gereçler ile hazırladıkları kemik içi implantlara karşı, dokuların tepkisini araştırdılar.

1974 de Chiarenze²¹, maymuna yerleştirilen titanyum ve porselen

kemik içi implantlarda, mikroskopik bulgular elde ettiler.

Aynı yıllarda Doms²², titanyumdan yapılan "blade-vent" türünde uyguladığı implantlarda, histolojik incelemeler yaptı. Babbush²³, aynı tip implantlarda, elektron mikroskobu ile araştırmalar uyguladı.

İmplantoloji, özellikle Amerika'da son senelerde, bir araştırma dalı olmasının yanısıra, pratik alanda da uygulama sahası bulan, diş hekimliğinin bir kolu olmuştur.

B- İMPLANTLARIN SINIFLANDIRILMASI :

Kronolojiden de izlendiği gibi, tarihi gelişim süresince gereç ve yöntem olarak pek çok implant türü çeşitlenmiştir. İmplant türlerinde, kullanılan gerece ve yöntemine bağımlı bir bölümlenme uygulanabilir.

a- Yönteme ve uygulama alanına göre implant türleri¹² :

- | | |
|------------------------------------|---|
| 1- Subperiostal (Periost altı) | -Total
- Unilateral |
| 2- Endosseous (Kemik içi) | - Spiral shaft
- Vent plant
- Tripod
- Blade vent
- Vida, çiviler
- Miknatıslı |
| 3- Miks (Kemik içi + periost altı) | - Button
- Supraplant |
| 4- Endodontik (kök içi). | |

Bu sınıflandırmayı kısaca açıklayacak olursak ;

1) Subperiostal implantlar, kemikten alınan ölçüye göre konurları verilen ve kemik üzerine yerleştirilen metalik implantlardır. Özellikle kretilerin rezorbe olması nedeniyle, kemik içi implantların uygulanamadığı

ağızlarında kullanılmaları uygundur. Tüm çeneyi kapsayan türleri olduğu gibi, tek taraflı da hazırlanabilirler. Uygulama sonrası çevre dokularda iyileşme sağlanana kadar geçici protezler ile implantın fiksasyonu sağlanır.

2) "Endosseous" implantlar kemik içerisine yerleştirilirler.

Yukarıda belirlenen türleri denemiştir. Bunlardan "spiral shaftlar" tek ve çift heliksli olarak hazırlanmıştır. Bunlara çok benzer diğer bir türde "vent plantlardır".

Üç pimden oluşan tripotlarda, çiviler belirli açılarda birleştirilmişlerdir.

1968 de Linkow'un öne sürdüğü ve bugün oral implantolojide sıklıkla kullanılan diğer bir kemik içi implant da, "blade-vent"lerdir. Diğer türlerin, hazırlanan yapay bir yuvaya yerleştirilmelerine karşın, "blade vent" in büyük bir kısmının çakılarak oturtulması, daha iyi retansiyon sağlar. Köşeli oluşları implantın rotasyonunu önler. Ayrıca konturlu bölgelere yerleştirilseler bile, bükülerek istenilen şeklin verilebilme özellikleri, üstünlükleridir.

Kemik içi implantların mıknatıslı olarak hazırlanan türlerini ilk kez 1950 de, Dontay ve Behramin¹² uyguladı. Bu implantlarda, mıknatısların, protez ile ağız dokularının birbirine yaklaştırılabilmesi için yüzeyel olarak yerleştirilmeleri, kolayca ekspoz olmalarına neden olmaktadır.

3) Tam anlamı ile kemik içi ve subperiostal bölünlemenin içermediği implant türleri miks olarak adlandırılabilir¹². Bunlara örnek olarak, buttonları ve supraplantları gösterebiliriz. Supraplantlar özellikle "Kennedy II" tipi ağızlarında uygulanan, bir tarafı prepare edilen dişe dayanırken diğer ucu mukoza altına doğru yerleştirilen, implant türüdür.

4) Kök ve kemik içerisine uygulanan endodontik implantlar amaç

yönünden, diğer protetik implant türlerinden ayrıcalık gösterirler. Bölümlemedeki diğer implantlar, kaybolan dişlerin yapay olarak oluşturulmasını sağlarken, endodontik implantlar, tabii dişlerin stabilizasyonu ile ağızda kalmalarına yol açarlar.

b- Gerece göre implant türleri :

Uygulanan yöntem gözönüne alınmadan, gereç uyarınca da implantların bölümlenmesi yapılabilir. Genel bir sınıflandırma uygulanacak olursa, materyal :

A- Ametaller, B- Metaller diye ayrılabilir.

A- Ametalik^{3,17} :

- 1) Polimetilmetakrilat,
- 2) Polietilen,
- 3) Polimer köpükleri,
- 4) Silikon,
- 5) Porselen,
- 6) Biokarbon,

B- Metalik^{3,17} :

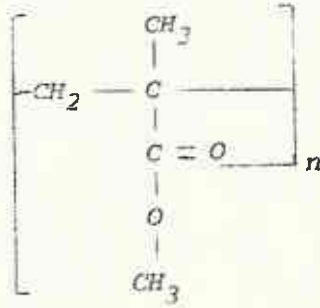
- 1- Titanyum,
- 2- Tantal,
- 3- Krom-kobalt alaşımları,
- 4- Krom-nikel alaşımları,

dır. Ametaller, metaller ve metalik alaşımlar üzerine özlü bilgi vermenin yararlı olacağı kanısındayız.

A- Ametaller : Ametaller organik bileşimlerden sentetik olarak elde edi-

len ve metalik olmayan yapılardır.

1- Polimetilmetakrilat : Polimerikler, istenilen şeklin kolay verilebilmesi ve doku dostu olma özellikleri nedeni ile son yirmi senedir metaller kadar sıklıkla kullanılan bir materyal gurubudur. 1945 den beri polimeriklerin pek çok türü protetik alanda uygulanmıştır¹⁷. Bunlardan biri de polimetilmetakrilat'lardır (Formül 1).



FORMÜL I : Polimetilmetakrilat²⁴

1940 da C.Mur, 1948 de Kelly ve 1954 de Marziani³, akrilik kök ve diş formlarını implant olarak uyguladılar. 1959 da Hodosh¹⁷ akrilik kökler uygularken poröz yüzeylerin elde edilmesi ile implant retansiyonunun sağlandığını söylemiştir. Polimetilmetakrilatların, implant gereci olarak, sıcakta polimerize olan türleri kullanılmaktadır. Kendi kendine polimerize olan tipi ise, genellikle implantların fiksasyonu ve ortopedik implantların sementasyonu için kullanılmaktadır⁶. 1971 de Lang ve Chieppa³, soğuk akrili, alt çeneye uyguladıkları vidaların stabilizasyonu için kullandılar. 1961 de Smith⁷, sıcak akrilin implant materyeli olarak, kırılma özelliği nedeni ile basınca dayanıklı olmadığı tezini savunmuştur.

2- Polietilen : Son senelerde implant materyali olarak kullanılan diğer bir gereçte sentetik reçinelerdir. "Vinyl, Polystyren" gibi türleri olan sentetik reçinelerden, polietilen vücutta en fazla kalça eklemi implant-

larında kullanılmaktadır²⁴. 1970 de Charnley⁶, polietileni, yapay eklemlerde gereç olarak kullanmıştır. Bunun yanısıra bu materyel kranial implantlarda da denenmiştir. En yaygın kullanılma sahası sütür yapımıdır. Polimetilmetakrilatlara oranla daha az sert ve daha az dayanıklıdır.

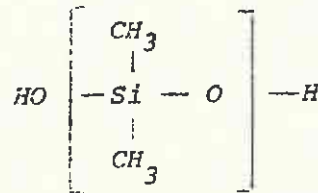
3- Polimer Köpükleri : Polimerik'lerin içerdiği diğer bir türde, polimer köpükleridir. Dokunun, materyel içine büyümesi, protezin stabilizasyonu yönünden faydalıdır. Ama genel olarak bu materyel, yük taşıyamaz. Bu nedenle implantların yüzeylerinin kaplanmasında kullanılır.

"İvalon" adı ile bilinen "Polyvinel alcohol spongları" ilk kez 1955 de Stnutkers⁶ tarafından köpeklere yapılan implantlarda kullanılmıştır.

"Ostamer" adı ile bilinen polimetan köpüğü 1958 yılında Mandarino⁶ tarafından kullanılmıştır.

1968 de Hanfer ve arkadaşları³, alveol defektlerinde bu materyali uygulamışlardır. Maymunlarda 12 ay süre ile izledikleri deneylerinde, doku dostluğu yönünden başarılı sonuçlar almışlardır.

4- Silikonlar : Günümüzde, ortopedi alanında sıklıkla kullanılan implant gereçlerinden biri de, sentetik polimerik'lerden olan silikon elastomerleridir. İyi esneme özellikleri nedeni ile implant materyali olarak çoğunlukla eklem aralarında kullanılır²⁰. Temel olarak hidroksil gruplarını içeren, düşük moleküler ağırlıklı oksijen polimerleridir (Formül 2).



FORMÜL 2 : Silikonlar²⁵.

5- Porselen : Dental porselen, 18. Yüzyıl sonlarında Dr. Chement tarafından geliştirildi. Ana bileşim olarak, % 75-85 Feldspat, % 3-5 Kaolen, % 12-22 Kuartz'dan oluşur. Bunların yanısıra, potasyum ve soda çeşitli özellikler verebilmek için bileşime katılır. Metalik oksit boyaları renk vermek amacıyla ile kullanılır^{26,27}.

İlk defa 1891 yıllarında Znamenski³, suni bir porselen diş implante etmiştir.

Mekanik özelliklerinin, metalik alaşımlar kadar iyi olmaması, kırılğan oluşları ve şekillendirilmelerindeki fabrikasyon zorluklara karşın, düzgün yüzeyleri ve doku dostu olmaları, implant materyali olarak avantajlarıdır.

6- Biokarbonlar : Biokarbonların en çok bilinen şekilleri grafit ve elmadır. Son senelerde sentetik grafit değişik şekillerde kullanılmıştır. 1967 de Cowhard ve Lewis, "Vitreous" karbon üzerinde çalışmışlardır. Cama çok benzeyen bu materyal, sertlik ve korozyon direnci gibi özellikler taşır. Kırılğan oluşu dezavantajıdır²⁸. Ayrıca şekil verilebilmesi de oldukça güçtür. 1971 de Benson, 1972 de Nilles ve Lapitski³, karbonları implant gereci olarak denemişlerdir. Araştırmalar sonucu doku dostu olduğu kabul edilmiştir. Yüzeyinin kolayca bağ dokusu tarafından örtülmesi, mukoza altı implantlarda yeğ tutulmasına neden olmuştur. 1973 de Olcott³, karbon türlerinden "Pyrostrand, Pyrolitik grafit ve silikon karbid"i kullanmıştır.

1971 de Grenoble ve arkadaşları¹⁷, içinde paslanmaz çelik destek taşıyan, kök formunda fabrike implantlar hazırlamışlardır. Bu deneylerden altı ay sonunda iyi sonuçlar almışlar ancak bazı olgularda implantların fraktürü ile karşılaşmışlardır.

B- Metaller :

1- İmplantolojide kullanılan metal ve metalik alaşımlar,

2- Araştırmamızda kullandığımız metal ve metalik alaşımlar,

olarak ayırmayı uygun bulduk.

1- İmplantolojide kullanılan metal ve metalik alaşımlar :

a) Titanyum : İmplantlarda % 99 saf olarak kullanılan titanyum, bileşiminde belirli oranlarda oksijen, nitrojen, hidrojen içeren bir metalik alaşımdır. Doğadaki cevherden saf titanyum elde edilebilmesi zor ve masraflı bir ayırıştırma yöntemi gerektirir. Bu işlem, cevherin tetraklorür haline geçirilip, metalik sodyum ve magnezyum ile karşılaştırılması sonucu gerçekleşir²⁹.

İmplantolojide 1951 de Amerika'da, 1958 den sonra İngiltere'de kullanılmaya başlandı³⁰. Son senelerde öncelikle Linkow'un uyguladığı kemik içi implantlarda kullandığı titanyum, elde edilişindeki güçlük nedeni ile bugün için Türkiye'de oluşturulamamaktadır. Dökümü, özel vakum yöntemi gereksindirir¹⁷. Soğuk çalışmada daha iyi mekanik özellikler gösterir.

Son senelerde T_{318} , T_{160} , T_6 gibi çeşitli titanyum alaşımları denenmiştir.

1971 de Harris ve C. Lossin³¹, hayvanlarda uyguladıkları implantlarda, % 99 titanyum, % 0.50 oksijen, % 0.20 demir, % 0.10 karbon, % 0.5 nitrojen, % 0.01 hidrojen'den oluşan T_6 alaşımı kullanmış ve 12-62 hafta sonunda, gereç olarak titanyumun iyi bir doku dostu olduğunu, mastikasyon kuvvetlerine direnç gösterdiğini saptamışlardır.

b) Tantal : Sağlam, sert, korrozyona dayanıklı bir metaldir. Ara sıra cerrahi aletlerde platinyum yerine kullanılır. Dökümü yapılamadığından

implant gereci olarak, plak ya da fabrikasyon şekillerde uygulanır³⁰. Daha çok sütür teli, fiksasyon plakları ve kranial plaklar gibi cerrahi amaçlar ile kullanılır.

1958 de Clark ve Nickman, 1966 da Mears³, yaptıkları araştırmalarda, tantal'ın korrozyona direncinin yetkin olduğunu saptadılar. Bununla beraber literatürde bu gerece karşı çöku dostluğu konusunda tartışmalı sonuçlar vardır. Bu açıdan son senelerde implantolojide kullanılma oranı düşmüştür.

c) Krom-Kobalt alaşımları : Bu alaşımların ilk şeklini 1907 de E. Haynes geliştirdi. Parlaklık, sertlik, aşınmama özellikleri taşıyan bu alaşımlar ilk olarak uçak motorlarında kullanılmaya başlandı. % 30 krom, % 7 tungsten, % 5 karbon'dan oluşan ve "Vitalium" adı verilen bir krom-kobalt alaşım türü, 1929 da "Austenal" laboratuvarlarında geliştirildi. Bu alaşım 1933 de Erdle ve Prange³² tarafından diş hekimliği alanına getirildi.

1930 da diğer bir krom kobalt alaşımı, "Ticonium" adı ile tanıtıldı.

Bu yıllardan sonra ufak değişikliklerde çok çeşitli krom-kobalt alaşım türleri geliştirildi ve çoğunlukla yanlış olmakla beraber "Vitalium" adı genel bir isim olarak kullanıldı³.

Altın ve diğer soy metaller ile yakın asal özellikler taşımaları, korrozyon dirençleri ve buna karşın düşük parasal değerleri en büyük avantajları oldu¹⁷.

En geniş kullanılma alanları olan müteharrik protezlerin yanı sıra ilk önce ortopedik implantlarda, daha sonra dental implantlarda kullanılmaya başlandı³².

Bu alaşımlar, ana komponent olarak krom-kobalt bileşimleridir. İçerdiği

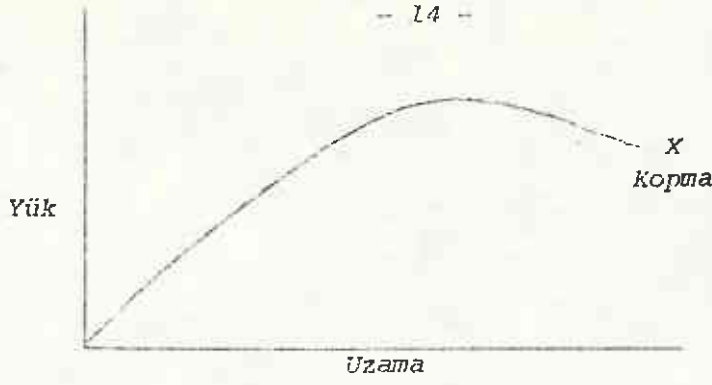
yan elementler çoğunlukla molibden, manganez, silikon, karbon ve demirdir. Ana komponent ve yan element oranlarının değiştirilmesi ile bu alaşımlar, "H_S 21, Vinertia, Wisil, Kroform, Nobilium" gibi değişik adlar ile piyasaya sürülmüştür. "Elgiloy" adı verilen diğer bir alaşım türünde, cerrahide özellikle kalp kapakçıklarındaki yaylarda uygulanmıştır³.

Krom-kobalt alaşımlarında değişik oranlarda kullanılan nikel, ergime noktasını düşürme ve gevreklik verme özellikleri taşır. Krom, bu alaşımlara korozyon direnci ve paslanmama niteliklerini getirir. Bazı metaller korozyona karşı bir katman taşırlar. Kromda böyle bir metaldir. Yüzeyinde ince, film şeklinde bir katman oluşur. Bu film kromoksitten oluşmakta ve bu nedenle oksijen ile yinc birleşmeyeceği için korozyona direnç kazanmaktadır. Korozyonu önlemek için krom oranının % 25 olması gereklidir. Kromun uzama üzerine istenmeyen etkisi nikel ile giderilir²⁴.

Fiziksel özelliklerden "sertlik", genel olarak delme ve batmaya karşı çıkan direnç şeklinde tanımlanabilir³³. Rockwell, Brinnel, Vickers, Knopps gibi sertlik birimleri vardır. Krom-kobalt alaşımlarında sertlik, alaşım türüne göre farklılık göstermekle beraber altına oranla çok daha serttir³⁴. Isıl işlem, bu alaşımların sertliklerini etkiler. Alaşımlar yumuşama evresinde, ısıya hızlı bir duyarlılık gösterirler. Genellikle granül halindeki sertliklerinden % 25 - 50 kaybedebilirler. Sertleşmenin yenilenmesinde granül sertliklerinden % 10 - 17 oranında yitirmiş duruma gelirler³⁵.

Fiziksel özelliklerden "son çekme dayancı" ; deformasyonun devam edeceği son evredir. Bu noktada yük maksimum değerdedir, bundan sonra kopma ortaya çıkar (Çizelge 1)²⁸.

Alaşım türleri uyarınca değişen bu birim genel olarak krom-kobalt alaşımlarında, dental altına yaklaşan değerler taşır³.



ÇİZELGE-1. Yük-Uzama Eğrisi

Gerilme ile buna bağlı elastik deformasyon arasındaki oran olarak tanımlanan "elastisite modülü"nin değeri arttıkça, yapı daha katı bir özellik gösterir³⁶. Bu birimin krom-kobalt alaşımlarında altına oranla iki misli bir değer taşıdığı genel olarak söylenebilir³.

Katı cisimlerin iç yapıları kristalik bir örgüden oluşur²⁸. Krom-kobalt alaşımları, kübik bir kristalik yapı gösterir. Ana elementlerden krom, 8 köşe, 1 merkez atom taşıyan, merkezleri merkezileştirilmiş kübik dizgeden oluşur. Bu alaşımların kimi dökümlerinde ise kübik yapının yanısıra az sayıda heksagonal kristallere de rastlanmıştır. Mikro strüktür olarak, gren büyüklüğü öteki metalik alaşımlara oranla daha büyüktür. Ancak döküm yöntemlerine göre değişik alaşımlarda, gren yapısı ve büyüklüğünde farklılaşma olabilir³.

Protetik dalda geniş uygulama alanı bulan krom-kobalt alaşımları, bunun yanısıra kemik plakları, vidalar, splintler, metalik obtüratörler ve oral implantlarda sıklıkla kullanılırlar¹¹.

d) Krom-nikel alaşımları : 1920 de F.Hauptmyer % 18 krom, % 8 nikel geri kısmı demir yapısında olan bir alaşım geliştirdi. Bu alaşımlara bugün "çelik" adı da verilir. Çelik genellikle demir karbon bileşimindedir, bu nedenle karbon çelikleri de denir. Demir, karbon, nikel, krom ve manganezden oluşan türü bugün "paslanmaz çelik" olarak bilinmektedir¹⁴.

Tablo I, değişik kompozisyonlardaki bazı paslanmaz çelik alaşımlarının

içerdiği element oranlarını göstermektedir.

Öge	Alaşım Türü (ağırlığa göre yüzde)		
	316	316L	317
Karbon (max.)	0.08	0.03	0.08
Manganez (max.)	2.0	2.0	2.0
Silikon (max.)	1.0	1.0	1.0
Fosfor (max.)	0.045	0.045	0.045
Sülfür (max.)	0.030	0.030	0.030
Nikel	10-14	10-14	11-15
Krom	16-18	16-18	18-20
Molibden	2-3	2-3	3-4

TABLO I - Bazı Paslanmaz Çelik Alaşımlarının Bileşimleri³⁰.

İçerdiği krom elementi, krom-kobalt alaşımlarında olduğu gibi korozyon direncini sağlar.

Paslanmaz çeliğin değişik türleri, çeşitli alanlarda uygulanmaktadır. % 15-25 oranında krom, yanısıra demir, karbon sülfür ve molibdenden oluşan türleri cerrahi alet yapımında kullanılmaktadır. Krom oranı % 12 'ye düşürülerek elde edilen alaşım türü, araç endüstrisi ve sınırlı olarak ortodontik uygulamalarda kullanılmaktadır.

% 18 krom, % 8 nikel, % 0.02 - 0.20 arasında karbondan oluşan türü de dental uygulamalarda kullanılır. Son senelerde krom, köprü yapımında kullanılan diğer bir krom-nikel ana komponentli alaşım da piyasada "Remanitw" adı ile bilinmektedir.

Diğer alaşımlara oranla krom-nikel alaşımlarında korozyon direncinin

daha zayıf olduğu konusunda düşünüşü birliği vardır. Williams ve Meachim¹⁴ ortopedik alanda uyguladıkları krom-nikel implantların çoğunda korozyonu saptadılar.

İmplant gereci olarak, istenilen şeklin kolay verilmesi ve düşük parasal değerleri avantajlarıdır. Sınırlı korozyon dirençleri ise içerdiği element oranları ile denetlenebilir.

2- Araştırmamızda kullandığımız metal ve metalik alaşımlar :

Araştırmamızda, implant gereci olarak beş tür metal ve alaşımlarını seçtik :

- a) Altın,
- b) Vitalyum,
- c) Remanit Fh,
- d) Remanit W,
- e) Bakır.

Bu materyalleri kapsayan özlü bilgiyi araştırmamızın "gereç" bölümünde vermeyi uygun bulduk.

P R O B L E M

Türkiye'de implant uygulanması henüz sıklıkla diş hekimliğinde kullanılan bir yöntem olmamakla beraber, bazı fakülte ve diş hekimleri tarafından aralıklı uygulama alanı bulmaktadır. Konu bütünü ile Amerika ve Avrupanın bir çok ülkelerinde henüz tartışma konusu olmakla beraber, zamanla implantoloji sempaticanlarının artacağı muhakkaktır. Bugün için implantolojide sıklıkla kullanılan titanium metalinin, dental altın alaşımları gibi, Türk diş hekimliğine henüz giremeyeceği varsayımı ile elimizde var olan gereçler ile yetinmenin uygun olacağı kanısındayız. Araştırmamızda bugün Türkiye piyasasında bulunması nedeni ile denenen ya da deneme olasılığı olan, "Vitallium", "Remanit W", "Remanit FH" ve 22 ayar altını implant gereci olarak inceledik.

Uyguladığımız yöneme geçmeden önce sorunun daha iyi anlaşılabilmesi için implant olarak kullanılacak gereçlerde olması gereken özellikleri kısaca tanımlamayı uygun bulduk.

A- İmplant materyelinde aranan özellikler :

a- Korozyon Direnci :

Korozyon, paslanma gibi sıradan bir renklesme olmayıp metalin yüzeyine ve derinliğine etki yapan fiziko-kimyasal bir parçalanma olayıdır²⁵.

Ağız ortamı metalin korozyonu için en uygun ortamdır. Oksijen, klor, fosforik asid ve laktik asidler zaman zaman ağız florasında serbest şekilde bulunurlar. Bu öğelerin içinde oksijen, korozyonun gerçekleşmesinde birinci derecede rol oynar. Ağız ortamında kullanılan bir metal ya da metalik alaşımın oksijen varlığında en düşük serbest enerjisi oksit tabakasında bulunur. Hidratasyon sırasında elektrodlar serbest enerji nedeni ile dışarıya iyon atmak isterler. Bu nedenle korozyon bir yüzey birikimi olmayıp, metalin ya da alaşımın ortamdaki diğer öğeler ile reaksiyonu sonucunda soysuzlaşma olayıdır²⁸.

Açığa çıkan iyonların vücut için yerel ve genel zararlar vermesi ile hücre ölümlerine yol açması korozyonun implantolojide önemli bir yer tutmasına neden olur.

Soy metallerde serbest enerjinin pozitif olması, bu metallerin korozyona uğramalarını önler. Bu nedenle implant olarak seçilecek gerecin asal özellikler taşıması gerekir.

Bir metal ya da metalik alaşımın yüzeyinin altın gibi soy bir metal ile kaplanması korozyonu önleyebilir. Bunun yanısıra bazı metaller oksidasyon ya da kimyasal reaksiyonlar ile kendilerini korozyona karşı koruyacak olan bir katman geliştirirler. Bu tür metallere "passive" adı verilir. Bunlara iyi bir örnek olarak kromu verebiliriz³⁷.

b- Toksik olmama özelliği ve doku dostluğu :

İmplantlar çoğunlukla metallerden yapılırlar, yani kullanılan materyel vücut için yabancıdır. Yapay bir maddenin yaşayan dokular içine yerleştirilmesi planlanırken, bu dokuların gerece göstereceği tepki gözönüne alınmalıdır. Bu konuda sayısız araştırma yapılmıştır.

Venable, Stuck ve Beach³⁸ 1937 de yayınladıkları metalik implant çalış-

malarında, vücut sıvıları ile ilişki durumunda, pekçok metalin elektrolitik tepkiye neden olduğunu söylemişlerdir. Yerel olarak dokularda ortaya çıkan metalik tuzlar bir yandan hücrelerde proliferasyona neden olurken, diğer yandan kemik oluşumunu da olumsuz yönde etkilemektedirler. Başka bir deyişle vücut sıvıları ile ilişki durumunda, ionize olan metaller, implant gereci olarak başarısızlığa uğramaktadır. Asal metallerin, doku tarafından tolere edilebilmesi, öncelikle ionize olmamasına dayanmaktadır¹².

c- Mekanik Özellikler :

Vücutta uygulandığı bölgenin fonksiyonuna göre, implant materyalinden beklenen özellikler de değişir. Örneğin bir kalça protezinde gerçekten beklenen, büyük değerdeki ağırlıklara karşı dayanıklı olmasıdır. Buna karşın kemik vidalarındaki bükülebilirlik yeteneği, ön düzeyde yer almalıdır³⁰. Ağız içinde ise ilk önce çiğneme kuvvetlerinin etkileri düşünülmelidir. Dental implant gövdesinin ve postların ince yapılması gerekliliği gözetildiğinde, gerecin mekanik özellikleri önem taşır. İmplant materyali yeterli derecede ince uygulanıp, subperiostal olarak yerleştirildiğinde, normal doku uçlarının uçuca suture edilebilmelerine olanak sağlamalı, buna karşın çiğneme kuvvetlerine karşı koyacak dirençte olmalıdır⁸. Ayrıca uygulanan gerecin düşük özgül ağırlığı ve yüksek elastisite modülü özelliklerini kapsamaması gerekir. Örneğin yüksek özgül ağırlıkta olan bir gerecin ağırlığı artacağı için, ağız ortamında kullanılması istenmiyen sonuçlar doğurur. Elastisite modülünün düşük olması ise materyalin esnemesine yol açacağı için stabil bir implant yapımı olanaksızdır⁸.

Son çekme dayancı ve sertliği yüksek materyaller, çiğneme kuvvetlerine dirençli olacakları için yeğ tutulurlar.

d- Abrazyon ve yıpranma direnci :

Bir yüzeyin diğer bir yüzeyle sürtüşmesi ile gerçekleşen madde kaybı şeklindeki yıpranmaya "abrazyon" denir. Korunma için uygulanabilecek ilk iş, kaba yüzeylerin tesviye ve polisaj işlemleri ile düzeltilmesidir²⁸. Öğenin sertlik özelliğinin yüksek değerlere ulaşması, abrazyonun azalmasına yol açar.

İmplantların fonksiyon görmesindeki başarıda, abrazyon önem taşır. Özellikle eklemlerde uygulandığında, vida, tırnak ve plakların birbirleri ile ilişkide olan bölgelerinde ya da kemik ile kontakta olan gereçte, aşınmanın ortaya çıkması, başarısızlığa neden olur³⁰.

Ağız içinde ise, uygulanan postlarda, müteharrik protezlerin girip çıkmaları sırasında olabilecek aşınma, protezin stabilitesini de kötü yönde etkiler. Ayrıca implant gövdesi üzerine yan kuvvetler doğuracağı için, implantda başarısızlık olasılığı artar.

e- Homojenite :

Fonksiyonel olarak, homojenlik anlamı; metalik bir proteze ya da bunun bir parçasına gelen fiziki kuvvetler, ister statik, ister dinamik şekilde olsunlar, bu kuvvetlere parçanın her yerinde bir eşitlik içinde karşı koyma demektir³⁹. Örneğin, subperiostal bir implantda, bükülmeğe karşı dayanıklılık ve sertlik gibi nitelikler yönünden homojenite yok ise, çiğneme kuvvetleri zayıf olan bölgelerde çeşitli kırılma ya da kopmalara neden olabilir.

Biolojik olarak homojenlik kavramı ise, ağız ortamındaki çözünme olasılığına karşı gerecin değişmemesi demektir³⁹.

f- Ekonomik olma :

Tek başına gereç seçiminde rol oynayacak değerde olmamakla beraber

yan etken olarak düşünölebilecek bir konudur.

Doğadan tek başına elde edilişleri ya da alaşım olarak bileşimi oluşturulan öğelerin yüksek parasal değerlerde olması, gerek araştırma gerekse uygulama alanlarında güçlükler doğurabilir.

B- Kemik dokusu ve iyileşmesi :

Kemik içi implantlar uyguladığımız düşünölürse, kullanılan materyalin özellikleri kadar, kemik dokusunun bu yapay gerece karşı tepkisi de, sonuçlarda önemli rol oynayacaktır. Bu nedenle kemik dokusu histolojisi ve kemik iyileşmesi konusunda genel bir açıklama yapmayı uygun bulduk.

a- Kemik dokusu :

Kemik, intersellüler maddesi kalsifiye olan, beslenme kanalları ve boşluklar çevresinde katmanlar şeklinde oluşarak farklılaşmış bir bağ dokusu olarak tanımlanabilir. Bu katmanlar arasındaki kavitelere hücreler bulunur ve çok ince kanallar beslenmeyi sağlar. Bilindiği gibi kimyasal yapı olarak % 70 inorganik öğe, % 18.64 kollajen, % 0.24 mukopolisakkarid protein bileşimleri, % 1.02 başka protein öğeleri ve % 8.18 sudan oluşur. Yapısal olarak, kemik hücreleri, kemik matriksi, hücrelerin bulunduğu boşluklar ve beslenme kanallarıdır. Kemik hücreleri yani osteositler, her biri tek bir çerkerden oluşan, kemik metabolizması ile ilgili yassı ve oval hücrelerdir. Birbirleri ile anastomozu kanalcıklar ile gerçekleşir. Kemik matriksini oluştururken bu hücrelerin salgıladığı fosfataz enzimi, kalsifikasyonda önemli yer tutar. Kemik matriksi, ana madde olarak hidroksiapatit ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) dir. Matriks içindeki lakünler, 20 mikron uzunluğunda, 10 mikron genişliğindedir, düz oval boşluklardır. Histolojik kesitlerdeki görünüşü kesim şekline göre değişir. Radyolojik görünüşleri, radyoopaktır. Kemikler, dışta kompakt,

içte daha hafif olan spongios kemikten oluşur. Kompakt kemik, damar, sinir ve lenf demetini taşıyan Havers kanallarını, bağ dokusunu ve lamelleri içerir. Daha hafif bir süngerimsi olan spongios kemik ise, düzensiz kemik duvarlar ile çevrilmiş kavitelere oluşur. Bu boşluklar, kemik iliği ve mekanik koşullara bağlı olarak gelişen osteoklastların bulunduğu bir bağ dokusu ile doludur⁴⁰.

Kemik Hücreleri :

Osteoblastlar, kemik oluşumu ile ilgili hücrelerdir. Osteositler, kemik dokusunun yaşayan bir doku olmasını sağlarlar. Osteoklastlar ise, kemik yıkımı ve rezorpsiyonu ile görevlidirler. Aktif büyüme sırasında, osteoblastlar, eski kemik üzerinde epitelyel hücre katmanını andıran sürekli bir örtü oluştururlar. 15-20 mikron genişliğinde ve küboid şekildedirler. Kemik oluşumu tamamlandığında, fibroblastlara benzer uzun mekik şeklini alırlar.

Osteositler, kalsifiye ana öge ile çevrelenmiş bir osteoblast hücresidir ve lakünler içinde bulunurlar. Osteositlerde, osteoblastlar gibi gerektiğinde osteoklast ya da retiküler hücre şekline dönüşebilirler.

Osteoklastlar, 15-20 mikron boyutlarında, çekirdek taşıyan dev hücrelerdir. Çekirdek, osteoblast ve osteositlerin nukleusunu andırır. Sitoplazma, genellikle köpüklü bir görünümündedir. Osteoklastlar, kemik iliğindeki hücrelerden oluşabilirler ve kemik rezorpsiyonu olan alanlarda sıklıkla bulunurlar.

Aktif büyüme sırasında, hücreler arasında transformasyonlar olabilir. Gelişimini tamamlamış olan kemikte ise, bu hücre değişimleri, özel koşullar altında gerçekleşir. Buna en iyi örnek defekt sonucu kemik iyileşmesidir.

Kemik yüzeyi, kalınlığı bulunduğu alana göre değişen ve yapısal olarak bağ dokusu özelliği gösteren "periost" ile çevrelenmiştir. Dışı, kan damarla-

rı, sinirler ve kollajen fiberlerden oluşur. İç katmanda ise fiberler daha gevşek bir örgü geliştirirler. Kemik iyileşmesi ve büyümesinde, bu iç katman yeni kemik yapımını sağlayan osteoblastları oluşturacak, osteogenetik güçtedir. Kemik iliği kavitelerinin ve havers kanallarının iç yüzeyi "endosteum" ile örtülüdür. Periostu andıran bu dokunun, osteogenetik ve kan yapıcı özellikleri vardır.

Kemik iliğinin, kan yapıcı özelliklerinin yanısıra osteogenesisine katkısı vardır. Etkinlik sırasında hücreler, kemik hücrelerine, iyileşme sonrası görevleri biten hücreler ise retiküler hücrelere dönüşebilirler.

b- Kemik İyileşmesi :

Yara iyileşmesi öteki dokularda olduğu gibi kemikte de kanama ile başlar. Açılmış damarlardan çıkan kan, periost çevresine ve havers kanallarına birikir. Bu olay bütün yüzeylerde yirdidört saatte gerçekleşir ve eksüstasyon başlar. Bu sırada ortamın pH sı düşer ve ortam asidleşir. Radyolojik olarak kemik uçlarında dekalsifikasyon görülebilir. Periosttan hematoma içine ilerleyen, fibroblastlar ve damarlar ile granülasyon dokusu oluşur. Defekt çevresinde, periost ve havers kanalları dolayındaki hücrelerde mitotik bölünme başlar. Yeni oluşan granülasyon dokusundaki fibroblastlar, osteoblastlara dönüşebilecek güçtedir. Ayrıca periost ve kemik iliği osteoblast hücrelerinin yapımına başlar. Osteoblastlar defekt bölgesine ulaşırlar ve uzun kollajen fibriller şeklinde çökerler, böylece osteoid doku şekillenir. Ortam bu sırada alkalınlaşmıştır. Hücrelerin salgıladığı alkalın fosfataz ile bu fibröz bağ dokusu kalsifiye olmaya başlar. Osteoid dokusundaki bu kalsiyum birikimi kırıkdağı oluşturur. Buradaki kırıkdağıma düzensizdir. Osteoklastlar düzensiz yapıyı yıkarken osteogenesis de sürer. Bu yeni kemik yapımının çekirdeği, osteogenetik özellikte olan osteoblastlardır. İyileşme zamanı,

defekt genişliğine bağlıdır. Yeni kemik yapımı normal şeklini aldığı zaman, kalsifiye olmaya başlar. Bu kireçlenmeyi, kalsiyum ve fosfat ionlarının kan-
da belirli bir konsantrasyonda olması etkiler^{41,42}.

G E R E Ç V E Y Ö N T E M

A- GEREÇ

a- İmplant materyali olarak kullandığımız metal ve metalik alaşımlar

1- Altın :

Diş hekimliğinde ilk kullanılan ve bugün için en yaygın uygulama alanı olan gereçlerden biri de altındır. Doğada bulunduğu saf hali ile, iyi fiziksel ve mekanik özelliklerden yoksundur. Bu nedenle daha çok çeşitli alaşımlar halinde diş hekimliğinde kullanılır. Bu alaşımlar, altının yanısıra, gümüş, platin, paladyum, bakır gibi metaller ile oluşturulur. Saf altın, çok yumuşak ve dış etkenlerden etkilenmeyen soy bir metaldir²⁴.

Ağızda kullanılmaya uygun mekanik ve fiziksel özelliklerin geliştirilmesi için oluşturulan altın alaşımları, A.D.A standartları uyarınca dört gruba ayrılmıştır. Bu dental altın alaşım bileşimleri Tablo II de görülmektedir.

Türkiye'de dental alaşımların bulunmaması diş hekimliğinde 22 ayar altın kullanılmasını zorunlu kılmaktadır. Bizde bu koşullarda deneylerimizde Türkiye'de sabit protezlerin ana gereci olan 22 ayar sarraf altınını kullandık. Bu altın alaşımı, Tablo II de görülen I. grubun özelliklerine yakın değerler gösterir. Bu benzeşim nedeni ile I grubun özellikleri Tablo III de verilmiştir.

Alaşım Tipi	Altın	Bakır	Gümüş	Palladyum	Platin	Çinko
I (Yumuşak)	87.0	4.0	19.0	-	-	-
II (Orta)	76.0	8.0	13.0	2.5	-	0.5
III (Sert)	70.0	10.0	15.0	3.0	1.0	1.0
IV (Çok sert)	66.0	15.0	12.0	3.0	2.0	2.0

TABLO II. Dental altın alaşımlarının bileřimleri²⁴.

Isı İşlemi	Sertlik (B.H.N.)	Son Çekme Dayancı (100 Kg/Cm ²)	Oranlılık Limiti (100 Kg/Cm ²)	% Elongasyon
Yumuşatılmış	45-70	21-32	6-10	20-35

TABLO III. Dental altın alaşımlarından I.grubun fiziksel özellikleri²⁴.

2- Vitallium :

Çalışmamızda kullandığımız bir diğer implant gereçide "Vitallium"dur. İmplantolojide sıklıkla kullanılan materyallerden biri olan "Vitallium", bir krom-kobalt alaşım türüdür. İlk kez 1929 da geliştirilen bu gereci, 1933 de Erdle ve Prange⁸, 1936 da Venable ve Stuck⁸ diş hekimliğine kazandırdı. Breck, Strock, Henderson ve Speed⁸ gibi araştırmacıların aldığı başarılı sonuçlar ile implant materyali için gerekli özellikleri taşıdığı tanıtlanınca, ortopedi ve dental implant alanlarında sıklıkla kullanılmaya başlandı.

% 48 kobalt, % 20 krom, % 15 tungsten, % 2 manganez, % 1 silikon, % 3 demir, % 10 karbon'dan oluşan diğer bir türü de, ortopedi alanında intermedüller tırnaklarda kullanılmaktadır¹¹.

Araştırmamızda kullandığımız "Vitallium'un iğerdiği öğeler ve fiziksel özellikleri Tablo IV-V de gösterilmiştir.

Öğe	Oran %	Öğe	Oran %
Kobalt	61.1	Silikon	0.63
Krom	31.6	Karbon	0.40
Nikel	0.29	Demir	0.58
Molibden	4.41	Alüminyum	0.01
Manganez	0.71	Bakır	0.01

TABLO IV. Vitallium'un bileşimi⁴³.

Son Çekme Dayancı (100 Kg/Cm ²)	Sertlik (B.H.N.)	Elongasyon %	E.Modülü (Kg/Cm ²)
93.0	350	1.5	21.3x10 ⁵

TABLO V. Vitallium'un fiziksel özellikleri³².

3- Remanit Fh :

Bileşim olarak, krom, kobalt ve molibden temel öğelerini kapsar. Protetik alanda, genellikle tek parça döküm protezlerde, iskelet materyali olarak kullanılırlar. Fiziksel özellikler olarak, "Vitallium"a yakın değerler gösterirler. Fiziksel özellikleri Tablo VI da gösterilmiştir.

4- Remanit W :

Bileşim olarak, % 60.4 Nikel, % 35 Krom temel öğelerini kapsar. Yan öğeler olarak demir, silikon, manganez ve vanadyum bulunur. Genellikle krom ve köprü yapımında kullanılırlar⁴⁴. Fiziksel özellikler olarak, dental altın alaşımlarının IV. grubuna yakın değerler gösterirler. Fiziksel özellikleri Tablo VI da gösterilmiştir.

	Son Çekme Day. (100 Kg/Cm ²)	Sertlik (B.H.N.)	Elongasyon %	E.Modülü (Kg/Cm ²)
Remanit Fh	110.0	340	1.4	23.0x10 ⁵
Remanit W	52.0	140	4.8	20.5x10 ⁵

TABLO VI. Remanit Fh ve Remanit W alaşımlarının fiziksel özellikleri⁴⁴.

5- Bakır :

Saf bir metal olarak, ağız ortamında çeşitli kullanılma alanları vardır. Ölçü alınımında; ölçü materyaline bandlar şeklinde destek olarak, çalışma modellerinde kaplama materyali olarak, tedavi alanında bakır amalgam şeklinde uygulama türleri vardır.

Saf olarak ağız ortamında sürekli kullanılması ise oral galvanizm yönünden olanaksızdır.

Çeşitli metallerle karıştırılmaları, değişik sonuçlar doğurur. Örneğin, gümüş ve bakır karışımları, alaşımlara sertlik kazandırır, ergime noktalarını düşürür. Bakır, bir çok metallerle karıştırılarak faydalı alaşımlar elde edilebilir²⁴.

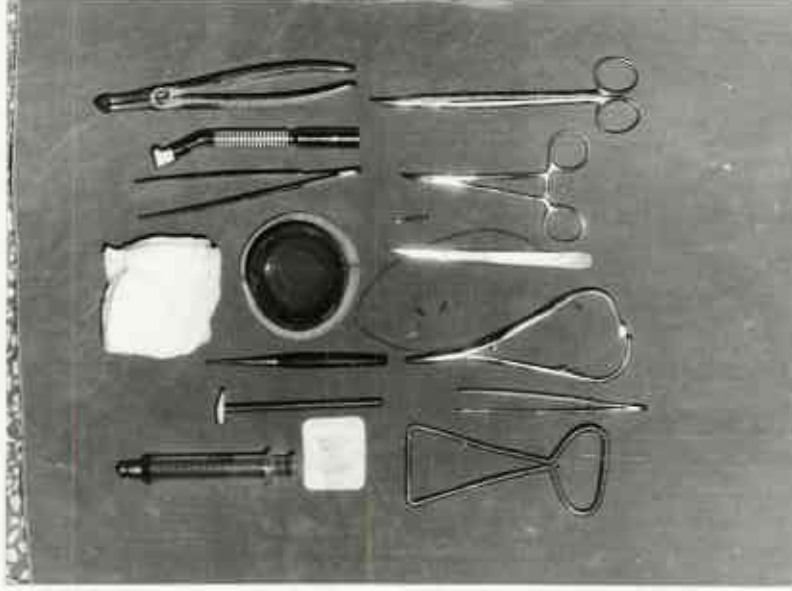
b- İn vivo çalışmalarda kullanılan gereçler

Deney hayvanı olarak, 12 tane 20 kg. civarında genç köpek, anestezi için "100 mg. lık Nembutal" ampul, enjektör, intubasyon tüpü.

Kavite preparasyonu için, bistüri,periost elavatörü, normal devirli tur, çeşitli kalınlıkta fissür frezler, serum fizyolojik, enjektör, pressel.

İmplantların yerine çakılması için, implant kalınlığına göre hazırlanan

ucu çentikli tutucu ve çekiç, beş değişik metalden elde edilen implantlar (Resim I).



RESİM I.

Implantların yapımında, mum modelasyon için; tek parça döküm protezlerde kullanılan pembe retansiyon mumu, modelaj spatülü, alkol, döküm için; yüksek ısıya dayanıklı rövetman, alkol, tij için pembe mum, sirkolant, elektrikli fırın, santrifüj aygıtı, potalar, oksijen-asetilen şalomesi, Vitallium, Remanit W, Remanit FH alaşımları.

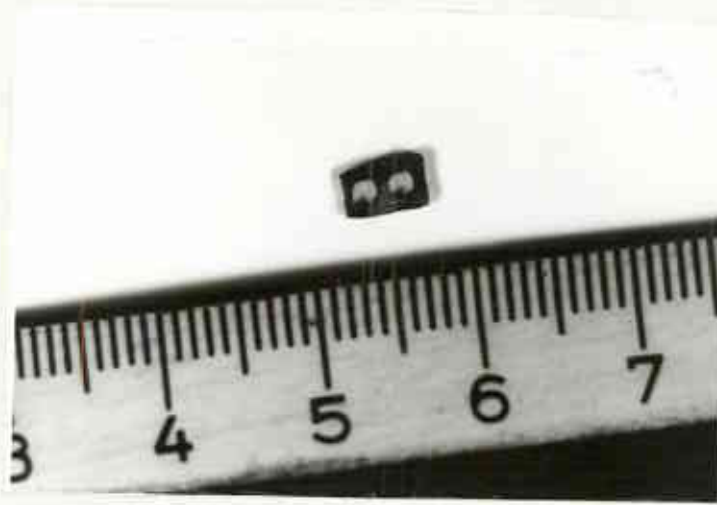
Altın ve bakır implantların dökümü için, "Exaktovak" marka rövetman, alkol, tij, sirkolant, manşet, döküm fırını, sapan, hava-havagazı şalomesi, bakır ve 22 ayar altın (Resim 2).

Tesviye ve polisaj için, kum banyosu ve elektroliz aygıtları, karbon separe, tesviye taşları, sert lastik, pomza, pomza fırça ve keçeleri, polisaj patları.

Açılan yerin sütüre edilmesi için, "2/0" kalınlığında sütün, sütün iğnesi, spanç, portegü.

Röntgen çekimi için, "Dupont-E25 3X4" röntgen filmi, "Marloni" marka röntgen makinası.

Postoperatif bakım için, "800.000 Üni. Penycillin" ampul, parça alınması için bistüri, testere.



RESİM 2.

c- In vitro çalışmalarda kullanılan gereçler

Alınan parçanın saklanması için, % 10 luk formalin solüsyonu, parçanın küçültülmesi için, bistüri ve elektrikli kemik testeresi, dekalsifikasyon için, % 10 ve % 20 lik formik asid, kesit almada; parafin, parafin etüvü, L blok demirleri, mikrotom, jelatinli 50°C lık su banyosu, lam, etüv, xyolol, % 99 - % 96 lık alkol, hematoksilen boyası, asid-alkol, amonyaklı su, eosin boyası, kapatma için; Kanada-balsamı, lamel, preparatların okunması için; ışık mikroskobu.

B- YÖNTEM

a- *In vivo* çalışmalarda yöntemler

Araştırmamızda denek olarak, olabildiğince eş yaş, kilo ve cinsten 12 köpek seçildi. Deney hayvanı türlerinden köpeği seçmemizden amaç, alt çene yapısının implantın yerleştirilmesine olanak sağlayacak genişlikte ve anatomik yapıda olması idi.

Deneklerin sağ ve sol alt çenelerine metalik implantlar uygulandı. Köpeklerde, kanin ve birinci küçük azı dişleri arasındaki diastema gözönüne alınarak, implant yerleştirilecek bölge seçildi.

Araştırmamızda kafes şeklinde bir implant türü düşündük. Bundan amaç, osteoblastik aktivitenin implant içine kafesler arasından girebileceği idi. Diğer yönden implantın alt ucuna tesviye sırasında olabildiğince keskin bir şekil verilerek kemik içine çakılabilmesine olanak sağlandı. Bu şekilde, daha az kemik defektinin oluşacağı ve retansiyonun sağlanabileceğini düşündük.

Araştırmamızda implant gereci seçilirken bakır gibi kötü reaksiyon vermesi doğal olan bir alaşım da deneyimize alındı. Bundan amaç alabileceğimizi varsaydığımız iyi sonuçlar ile karşılaştırma yapmaktı.

Araştırmamızda, uyguladığımız implant gereçleri "Tablo VII" de gösterilmiştir.

Köpek No.	Köpeğin Kilosu	Yerleştirilen İmplantın, alaşım türü
1	18	Remanit FH
2	18	Remanit FH
3	17	Bakır
4	19	Bakır
5	20	Vitallium
6	18	Vitallium
7	19	Remanit W
8	18	Remanit W
9	19	Altın
10	20	Altın
11	17	Kontrol
12	18	Kontrol

TABLO VII. Araştırmamızda uygulanan implant gereçleri .

Çalışmamızda uyguladığımız yöntemlerin açıklanabilmesi için, bir olgunun örnek olarak anlatımını uygun bulduk.

Örnek olgu : Köpek No. 5, Kilo 20, uygulanan alaşım türü "Vitalium".

Tek parça döküm protezlerde kullanılan pembe retansiyon mumundan "0.3 X 0.6" mm boyutlarında bir parça kesildi. Tij bağlandı ve tek parça döküm protezlerin bilinen yöntemleri ile döküm yapıldı. Elektroliz yöntemi uygulandı. Taban kısmı keskinleştirildi ve tesviye işlemi tamamlandı.

Hacettepe Üniversitesi Tıbbi ve Cerrahi Araştırma Merkezi'nde implantasyon işlemi şu şekilde yapıldı :

Köpeğin ön sağ bacağındaki ana ven üzeri, gövdeye yakın bölgede tıraş edildi ve genel anestezi için kilogram başına "25 mg." olmak üzere beş tane "100 mg. lık Nembutal-Sodyum" ampul enjekte edildi. Anestezi için on dakikalık bekleme süresinden sonra, köpek entübe edildi ve deney masası üzerine yan olarak yatırıldı. Kanin ile birinci küçük azı dişleri arası, kretin tepe noktasından yatay olarak diseke edildi. Periost elavatorü ile periost kaldırılıp, kemik açığa çıkarıldıktan sonra ince fisür frezler ile kavite açıldı ve implantın girebileceği kadar derinleştirildi. Bu sırada kemikteki ısınmayı önlemek için serum fizyolojik ile sık sık yıkandı. Hazırlanan bu yapay yuvaya implant, tutucu ve ufak bir çekiç yardımı ile çakıldı (Resim 3). Diseksiyon kenarları karşı karşıya getirilerek, "2/0" kalınlığında ipek iplik ile sütüre edildi (Resim 4). Sol tarafta da aynı yöntem uygulandıktan sonra her iki bölgeden de röntgen çekildi.

Postoperatif bakımda hayvana bir hafta süre ile yumuşak diet ve ağız ortamında bir enfeksiyon olasılığının önlenmesi için her gün "800.000 üni. Penycillin", intramusküler olarak verildi.

Implantın yerleştirilmesinden sonraki ilk ay içerisinde her hafta, ağız içi yoklamalar yapıldı.



RESİM 3.



RESİM 4.

Birinci hafta sonunda, her iki tarafta da birbirine yaklaşan mukoza ile, yara yerinin kapanmakta olduğu görüldü. Bir presel yardımı ile implantların stabiliteleeri denetlendi. İki yandakinde de sallanma ve yükselme yoktu.

İkinci hafta sonunda, yara yerleri aşağı yukarı kapanmıştı, implantlar görünmüyordu. Çevre dokularda enfeksiyon belirtileri yoktu. Mukoza yalnız yara çevresinde hiperemik görünümde idi. Deney hayvanının genel durumu iyi idi. Dikişler alındı.

Üçüncü haftanın bitiminde, sağ ve sol tarafta yaralar bütünüyle kapanmıştı. Mukoza, normal görünümünü ve rengini almıştı. Yalnız dikişlerin atıldığı bölgede, mukoza biraz katlanmış ve sertleşmişti.

Birinci ay sonunda, sağ ve sol yanlar düzgün görünümde idi. Enflamasyon yoktu. Mukoza normal idi. Altı ay boyunca sürececek radyolojik denetlemelerin ilki olarak, her iki yandan da birer X-Ray filmi alındı. Altı ay boyunca, birer aylık aralarla bu işlem yinelenildi.

Radyolojik bulgular alındıktan sonra, altıncı ayın bitiminde olağan değerlerin üzerinde "Nembutal" intravenöz olarak verildi ve köpek öldürüldü.

Mikroskopik kesitler için kullanılacak parçaların, ölümden sonra gecikmeden alınarak, histolojik bulguları olumsuz yönde etkilemesi önlenmeye çalışıldı.

Bistüri ile yumuşak dokular kemikten ayrıldıktan sonra, alt çene, birinci büyük azı doğrultusunda, ince bir testere ile kesilerek çıkarıldı. Orta çizgiden kesilerek sağ ve sol parçalar birbirinden ayrıldı. Parçanın üzerinde arta kalan fazla doku kalıntıları temizlenerek, kemik açığa çıkarıldı.

Parçalar, içinde % 10 formalin bulunan ve deney numarası üzerine işlenmiş kavanozlara konuldu.

b- In vitro çalışmalarda yöntemler :

1- Dekalsifikasyon :

Ölümden sonra, hücreler ve dokular çeşitli katabolik enzimleri kapsa-

diğı için, yavaş yavaş otoliz (kendi kendine çözüme) nedeni ile değişikliklere uğrayabilirler. Buna, ölüm sonrası dejenerasyon diyoruz. Bu otoliz olayı dokuların görünümünü bozarak, mikroskopik incelemeleri olumsuz yönde etkiler. Bu yıkılma, dokuları fiksatiflere atmakla durdurulur. Araştırmamızda da pratikte en çok kullanılan fiksatiflerden % 10 luk formalin kullanıldı.

Dekalsifikasyon işleminden önce, alınan parçaların küçültülmesi gerekti. Bundan amaç kullanacağımız solüsyonun dokuya daha çabuk ve iyi tesir etme olasılığı idi.

Kemik dokusuna, mikroskopik incelemeye olanak sağlayacak şekilde, dekalsifikasyon uygulandı. Bu işlem, bilindiği gibi kemiğin kalsiyum iyonlarından kurtarılarak, kesit alınabilecek yumuşaklığa gelmesidir.

Araştırmamızda parçalar, implant bölgesi ve çevresinde sağlam kemik dokusu kalacak şekilde küçültüldü. Kesimde diğ kökleri, çevresi çok sert olduğundan, elektrikli testere kullanıldı. Dekalsifikasyon için % 20 lik formik asid kullanıldı. İlk evredeki etiketleme işlemi yinelendi ve dört, beş günde bir yumuşama oranı denetlendi. Ayrıca solusyon yenilenecek etkisinin azalması sağlandı. Kesitin alınması için istenilen yumuşaklık 35 gün sonunda elde edildi.

2- Kesidin hazırlanması :

Yumuşayarak, kıkırdak sertliğine gelen parçalar keskin bir bistüri ile birer buçuk mm. lik dilimler şeklinde kesilmeğe başlandı. Bu işlem implant bölgesine 0.5 mm. kalana kadar uygulandı ve takibe alındı. Bu evrede parçanın, ilk önce solusyon artıklarından arıtılması için akar suda iki, üç saat yıkandı ve "xylol" içine aktarıldı. Bundan amaç, sudan yoksun ve şeffaflaşmış doku parçalarını parafinin etkileyebileceği bir ortamın yaratılması idi. Sonra parçalar 55-60°C deki parafin etüvünde erimiş parafinden geçiri-

lerek blok yapıldı. İçerisinde sıvı parafin bulunan L şeklindeki demir kalıplara gömülerek buzdolabında donduruldu ve sert bloklar elde edildi. "Reichert" marka mikrotom ile bıçak uygun bir açıda kullanılarak, 8 mikron kalınlığında kesitler alındı. Bunlar, kesitlerin lama yapışmasını sağlayan jelatini içeren 50°C lik su banyosuna konuldu. Burada açılan kesitler lamlara alınarak kurutuldu.

3- Boyama :

Çoğu doku ögeleri renksiz oldukları için, ışık mikroskobu ile hücresel detayı ayırtetmek oldukça güçtür. Bu nedenle kesitlerin boyanması yapıldı. Bu işlem için hematoksilen-eozin boyama yöntemi uygulandı. Lam üzerindeki kesitler parafinden arıtılmak için 15-20 dakika "xylol"da bırakıldı. Daha sonra, oranları % 99 - % 96 arasında değişen alkol banyolarından geçirilerek, bol su ile yıkandı ve hematoksilen boya kabına alındı. Burada 5 dakika bırakılan kesitlerin boya artıklarını gidermek için sırasıyla su, asid-alkol, su ve amonyaklı su banyolarından geçirildi. Eozine konan ve burada 4 dakika bırakılan kesitlere ardısıra % 96 lık alkol banyosu uygulandı. Artık alkol ve boyanın yıkanması için, "xylol"dan geçirilerek boyama işlemi tamamlandı.

4- Kapatma :

Lamdaki boyanmış doku üzerine bir damla optik özellikleri olan "Kanada balsamı" konduktan sonra, hava kabarcığı kalmıyacak şekilde lamel yavaşca kapatıldı. Preparatlar kurumaya bırakılarak, mikroskobik inceleme için oluşturuldu.

5- Mikroskobik inceleme :

Preparatlar, ışık mikroskobunda 6.3 X 100 ve 16 X 300 lık büyütmelemler ile incelendi ve implant çevresinden, belirgin özellikler gösteren alanların fotoğrafları çekildi.

B U L G U L A R

A- Gözlem Bulguları :

Araştırmamızda kullandığımız 5 değişik metal ve alaşımda, gözlem sonucu birbirinden ayırım gösteren bulgular elde ettik.

Bakır :

Bakır implantların yerleştirildiği köpeklerde, 1. hafta sonunda yapılan denetlemede, implantın yerleştirildiği bölgede şiddetli bir hiperemi görüldü. Enfeksiyon belirtileri vardı. Yara yerinin kapanmamış olduğu, sütürlerin durmasına karşın, implantın ilk yerleştiriliş şekline göre yükseldiği görüldü.

III. haftanın bitiminde, bir köpekte implantların düşmüş olduğu ve yara yerinin kapanmakta, hipereminin ise daha azaldığı saptandı.

Diğer köpekte, II. hafta sonunda yapılan denetlemede, implant çevresinde yaygın bir enfeksiyon olduğu ve implantların mukoza üzerine yükselerek, çok fazla sallandığı görüldü. Sütürler düşmüştü. Yara yerinin arka yüzüne komşu küçük azı dışında yumuşak bir sallantı vardı. Diğer deney hayvanında, III. hafta içinde implantın düşmüş olduğunu saptadığımız için, 15. günde disseksiyon yapıldı.

Remanit W, Remanit FH :

"Remanit W" ve "Remanit FH" alaşımlarından dökülen implantların yerleştirildiği köpeklerde yapılan denetlemelerde, görünüm aşağı yukarı eş değerlerde olduğu için, sonuçları toplu olarak vermeyi uygun bulduk.

Implantların yerleştirilmesinden sonra, bir ay içerisinde yapılan gözlemlerde enfeksiyon belirtileri ile karşılaşılmaı. II. hafta sonunda, sütürler çevresinde az bir hiperemi görüldü. Yara bölgesinde, mukoza uçları birbirine yaklaşmıştı.

I. hafta sonunda "Remanit W" implant yerleştirilen bir deney hayvanında, yaranın 1/3 distal kısmı biraz açılmıştı. Mukozada hiperemi ve çok yaygın olmayan bir enflamasyon vardı. Yara yeri yıkandı ve o bölge tek bir sütür ile birleştirildi. Bir hafta süre ile her gün 800.000 Üni. kristalize penisilin, intramusküler olarak verildi. II. hafta sonunda yaralar kapanmıştı. İmplant yerleştirilen bölgelerde az bir hiperemi vardı. Sütürler alındı. Mukozada az belirgin olarak görülen sertleşme ve katlanma olduğu saptandı.

Altı ay boyunca yapılan denetlemelerde, ilk üç ay, enfeksiyon olduğunu gösterecek bir belirti ile karşılaşılmaı.

Dördüncü ayda, "Remanit W" yerleştirilen bir köpekte, iki yanda da yeniden bir hipereminin başlamış olduğu görüldü.

Beşinci ayda, bu köpekte, implantların düşmüş, yara yerinin yeniden kapanmakta olduğu görüldü.

Altın, Vitallium :

Gözlem ile saptanan bulgular, aşağı yukarı eş değerde olduğu için her iki gruptaki sonuçları yine toplu olarak veriyoruz. I. hafta sonunda, deney hayvanlarında, yara yerinin kapanmakta olduğu görüldü. Sütürler duruyordu.

İmplantlarda yükselme ve lüksasyon olmadığı saptandı. II. hafta sonunda sütürler alındı. Yara çevresinde az bir hiperemi vardı. III. haftada mukozada bir sertleşme olmakla beraber, yaralar tümüyle kapanmıştı. İlk ay bitiminde, mukoza normal görünümünü kazandı.

Kontrol :

Bu gruptan aldığımız gözlem bulguları, Vitallium ve altın yerleştirilen hayvanlardaki görünümle gibiydi. Bu nedenle aynı anlatımı yinelemeyi uygun gördük.

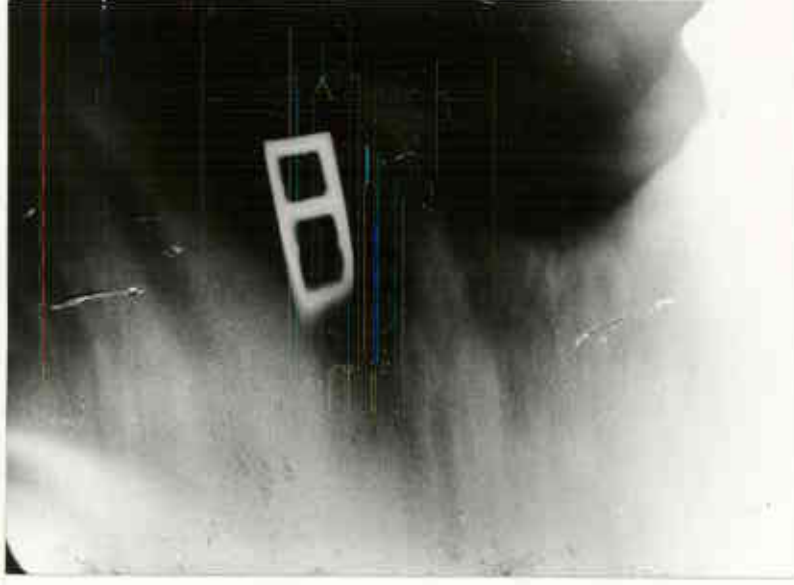
B- Radyolojik İncelemeler :

Radyolojik incelemelerde, kemik dokusundaki iyileşmeleri belirgin olarak saptamak olanak dışı oldu. İmplantın yerleştirildiği kavite inco ve küçük olduğu için, vestibül ve oral yüzlerde kalın kemik katmanlarının bulunması, rontgende açılan yuvanın implant çevresinde belirgin olarak görünmesine engel oldu kanısındayız. Ayrıca implant kafesin, boyutlara göre açılan kaviteyi bütünü ile doldurması da, bu sonucun ortaya çıkmasını etkiledi. Bu yönden altı ay sonunda radyolojik bulgular ile kemik iyileşmesi üzerinde sonuca gidilebilmesi olanaksızdı. Ayrıca köpek mandibulasında, implantın uygulandığı bölgedeki sublingual derinliğin yüzeysel olması nedeni ile net filimler alınamadı.

Daha önce belirlendiği gibi, radyolojik olarak karşılaştırmalı bir inceleme yapılamadığından, filimlerden yalnız son denetlemede çekilenleri genel bir düşünüyü vermesi yönünden koymayı uygun bulduk.

Bakır :

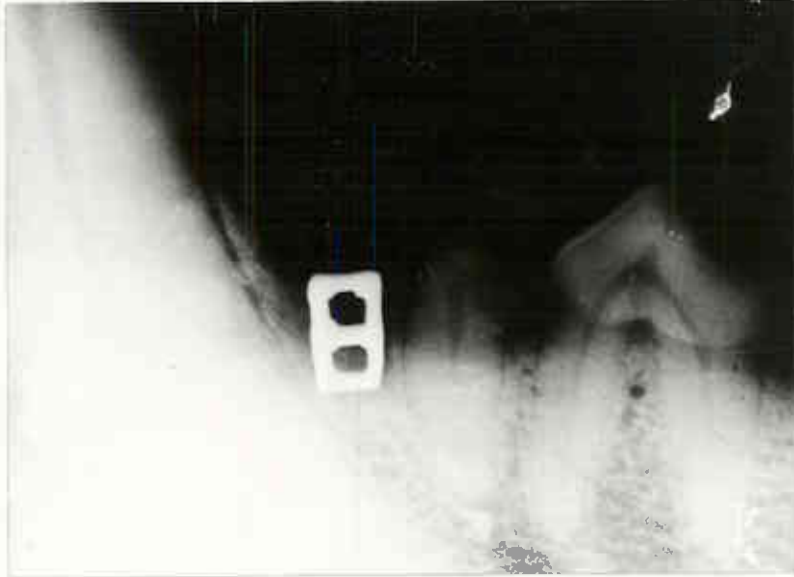
Bakır implant yerleştirilen deney hayvanından 15 gün sonra alınan filimlerde implant tabanında belirgin bir radyolüsent alan vardı (Resim 5).



RESİM 5.

Remanit W :

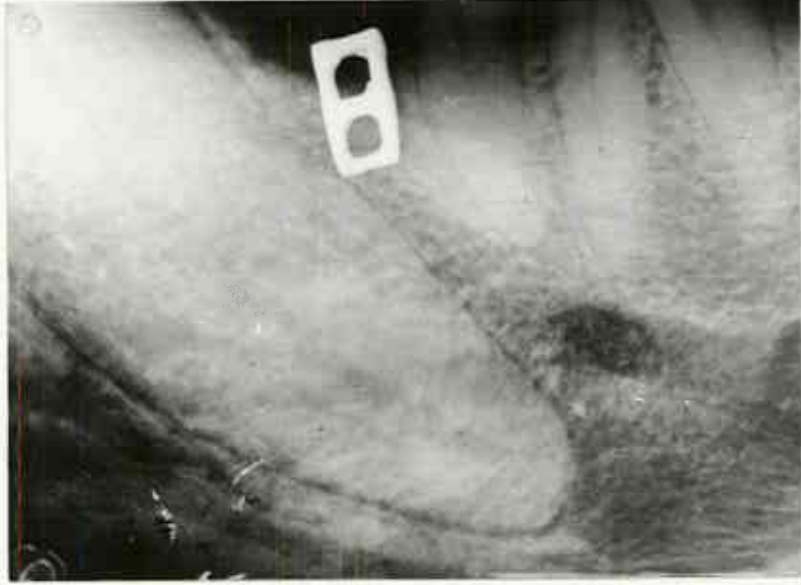
5. ayda implantların düştüğü deney hayvanından, 4. ayda aldığımız rontgende implant çevresinde radyolüsent bir görünüm vardı. 6. ayda öteki köpekten alınan filim Resim 6 da görülmektedir.



RESİM 6.

Remanit PH :

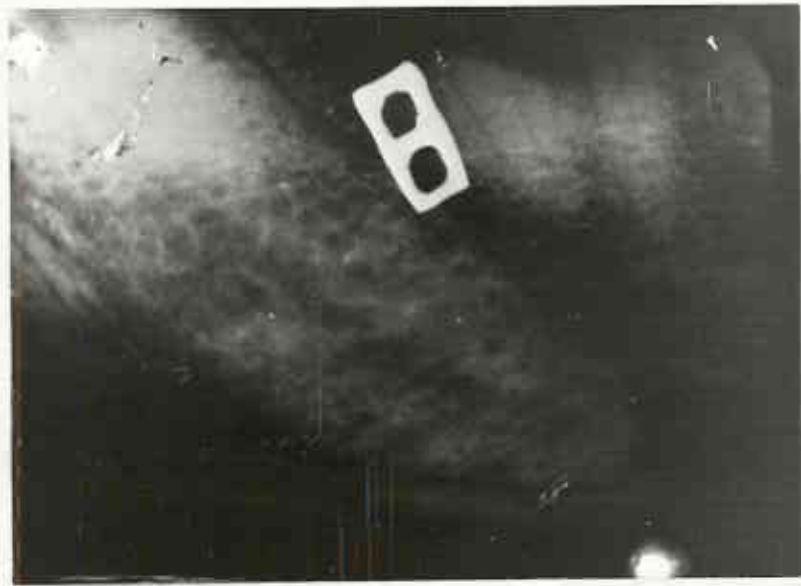
6. ayda alınan film Resim 7 de görülmektedir.



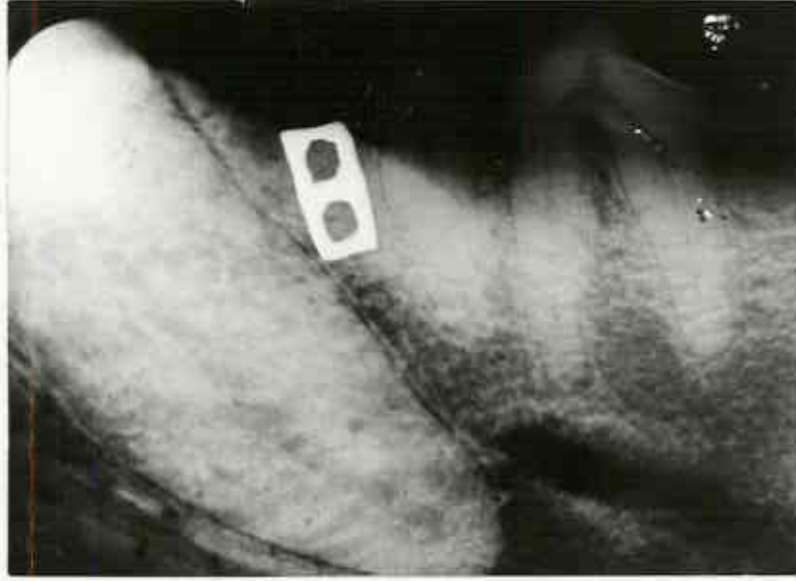
RESİM 7.

Altın ve Vitallium :

Her iki implant gerecinden hazırlanan implantların uygulandığı hayvanlardan 6. ayların sonunda alınan filimlerde, çevre dokularda değişik bir görünüm olmadığı saptandı (Resim 8-9).



RESİM 8.



RESİM 9.

C- HİSTOLOJİK BULGULAR :

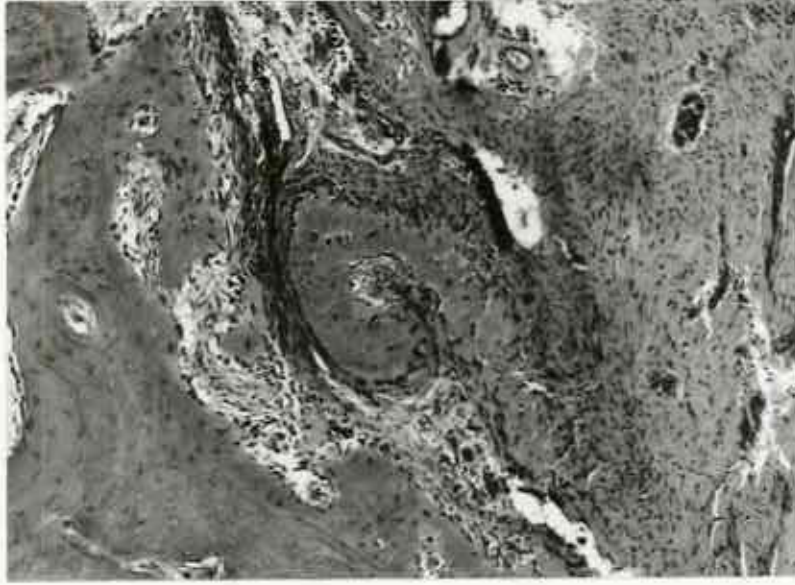
Bakır :

Bakır'dan elde edilen implantların yerleştirildiği köpeklerden birinde, implantın yirminci günde düşmüş olduğu saptandı. Bu bölgeden alınan kesitlerin mikroskopik incelemesinde, fibroblastlardan zengin granülasyon dokusunun kavite tabanını örtmeğe çalıştığı görüldü. Bu doku, yer yer yaygın ve gruplar şeklinde mononükleer hücre topluluklarını içeriyordu (Resim 10). Yanı sıra komşu kemik dokusunun osteoblastik aktivite gösterdiği ve osteoid yapının bazı bölgelerde granülasyon dokusuna doğru ilerlediği saptandı (Resim 11).

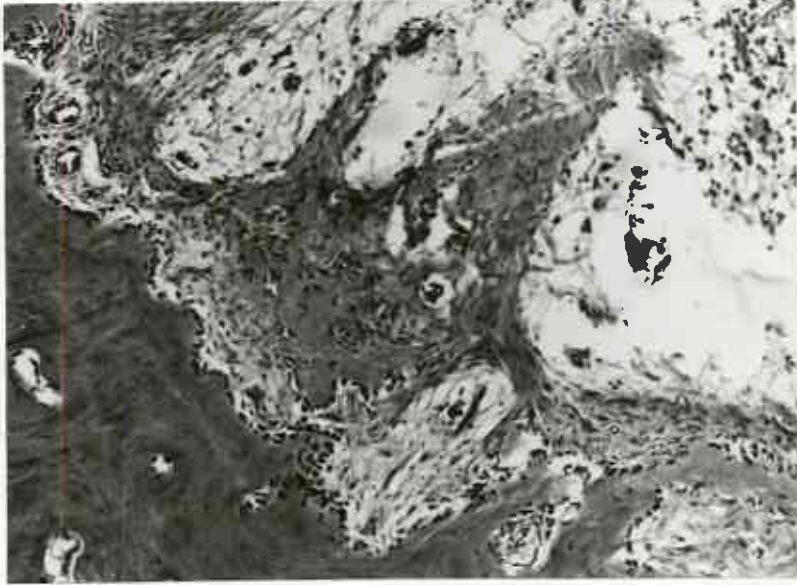
Birinci köpektaki bakır implantın yirminci günde düştüğünü saptadığımız için, ikinci köpekten onbeşinci günde kesitler aldık. Her iki tarafta da implantların yükseldiği makroskopik olarak izlenmekle beraber, implantlar kavite içinde bulunuyordu. Mikroskopik incelemede, çevre kemikte yer yer osteoblastik aktivite görüldü (Resim 12-13). Bazı alanlarda ise kemik spekülülerinin aralarına giren ve çok sayıda kılcal damarları içeren granülasyon dokusu vardı (Resim 14).



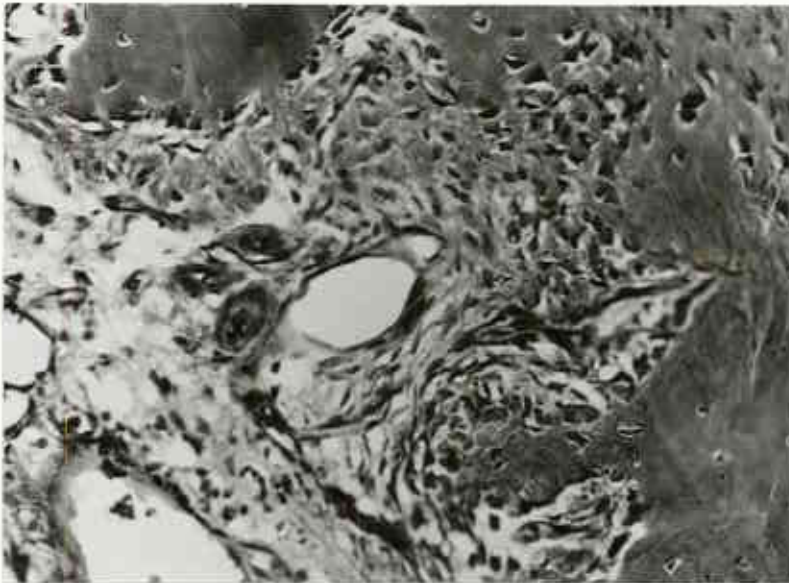
RESİM 10. Mononükleer hücre toplulukları X 100.



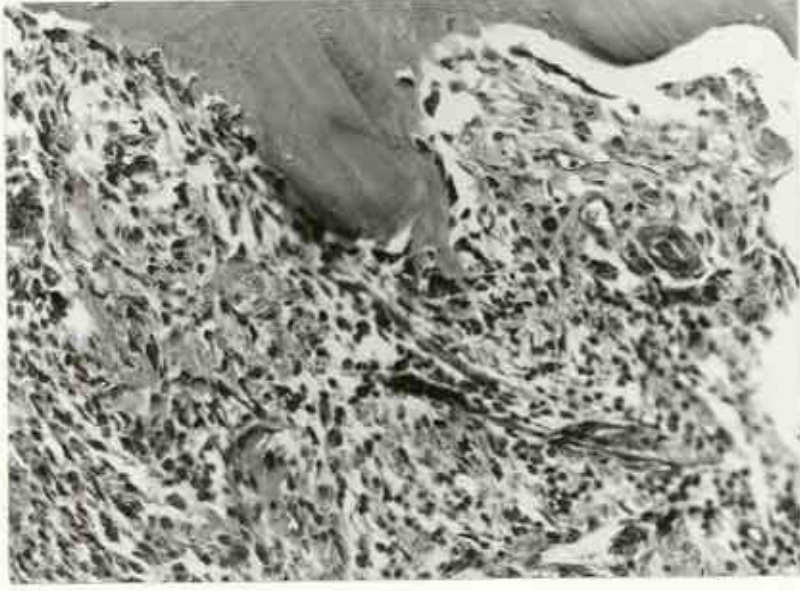
RESİM 11. Osteoid doku X 100.



RESİM 12. Osteoblastik aktivite X 100 .

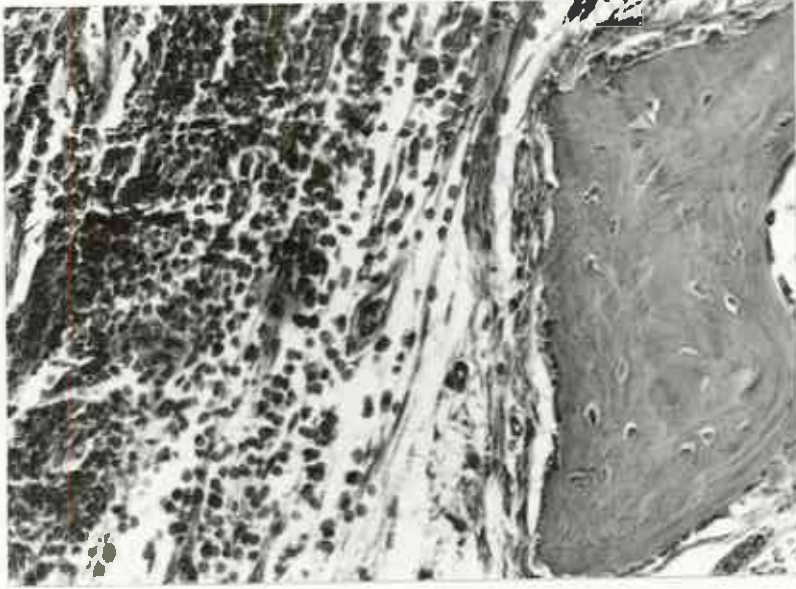


RESİM 13. Osteoblastik aktivite X 300.



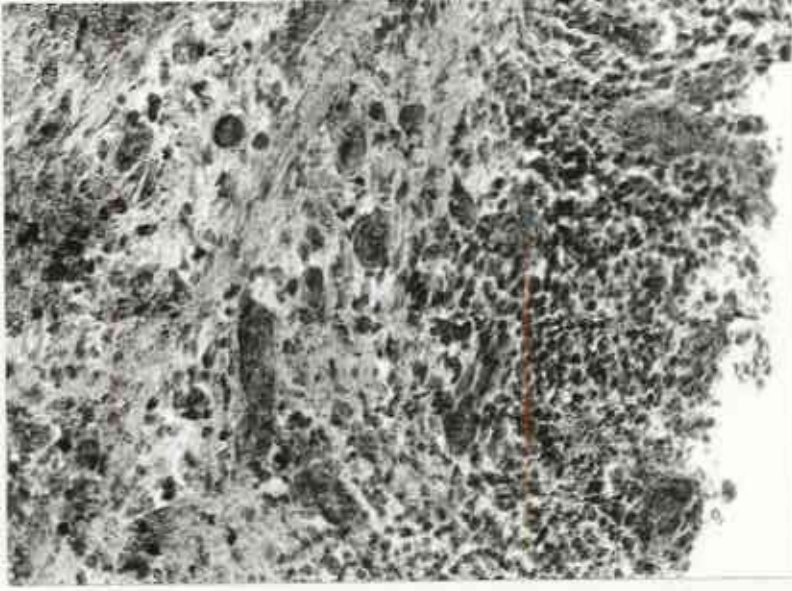
RESİM 14. Granülasyon dokusu X 300 .

Bazı alanlarda kemik dokusu ile granülasyon dokusu arasında damar dışı eritrosit topluluklarının varlığı saptandı (Resim 15).



RESİM 15. Eritrosit toplulukları X 300.

Diğer hücrelerin yanısıra yaygın olarak polimorfonükleer lokositler ve yeni osteoid doku görüldü (Resim 16).



RESİM 16. Lokositler ve osteoid doku X 300 .

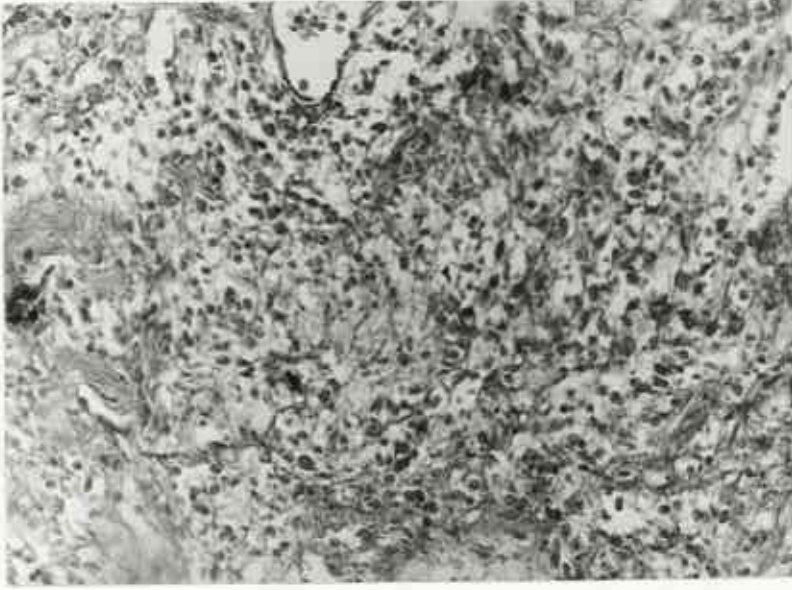
Remanit W - Remanit FH :

İmplant gereci olarak Remanit W uygulanan köpeklerden birinde dördüncü ayda, implantların çevresinde radyolüsent görünüm radyolojik olarak saptandı. Beşinci ay sonunda yapılan denetlemede ise implantların düşmüş ve yaranın kapanmakta olduğu görüldü. Histolojik incelemede osteoblastik aktivitenin belirgin olarak görüleceği ve yanıtıcı sonuçlara götüreceği düşünülerek bu köpektен kesit alınmadı.

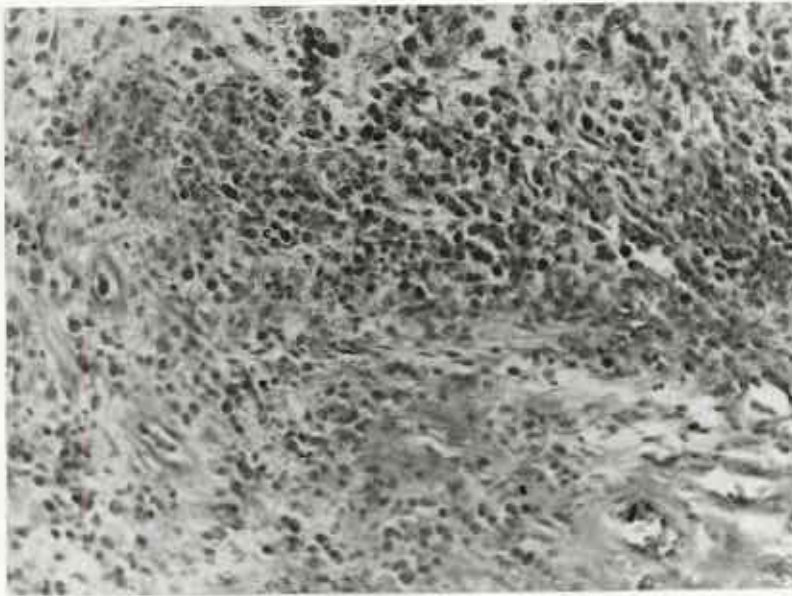
Remanit W implant uygulanan öteki köpek ve Remanit FH implant yerleştirilen iki köpektен altı ay sonunda elde edilen preparatların mikroskopik incelemesinde birbirine eş değerde görünüm oluşu histolojik bulguları toplu olarak vermemize neden oldu.

Her iki tür Remanit implantın doldurduğu kavite duvarları mononükleer hücre topluluklarını içeren granülasyon dokusu ile çevrelenmiştir (Resim 17-18).

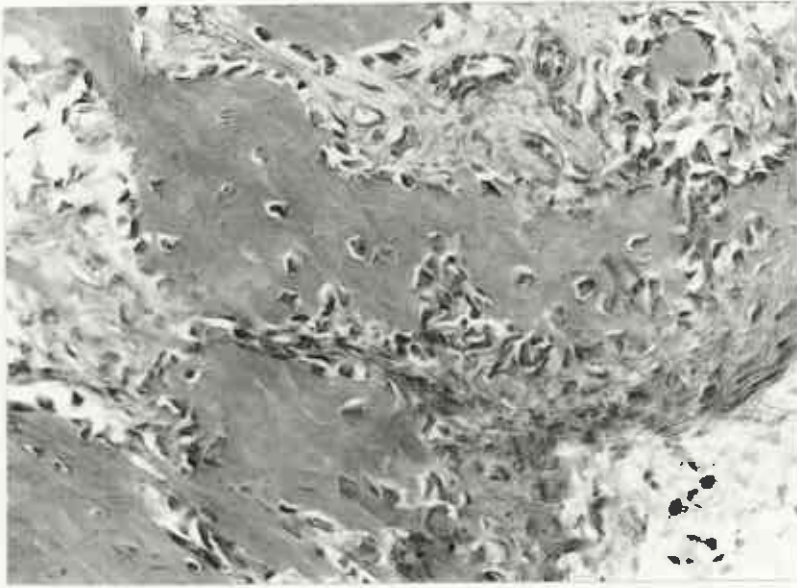
Yer yer yoğun fibroblast kümeleri bulunan granülasyon dokusundaki damarlar eritrositler ile dolu idi. Kaviteye komşu kemik dokusunda çok yoğun olmayan osteoblastik aktivite görüldü (Resim 19).



RESİM 17. Mononükleer hücre toplulukları X 300.



RESİM 18. Granülasyon dokusu X 300.



RESİM 19. Osteoblastik aktivite X 300 .

Vitallium :

Vitallium implantların uygulandığı köpeklerden altıncı ay sonunda, kesitler alındı. Hazırlanan preparatların mikroskopik incelenmesinde, implantın bulunduğu kavitenin iç yüzeyinin kılcal damarlardan zengin ince bir katman gevşek bağ dokusu ile örtülü olduğu görüldü (Resim 20).



RESİM 20. Gevşek bağ dokusu X 300 .

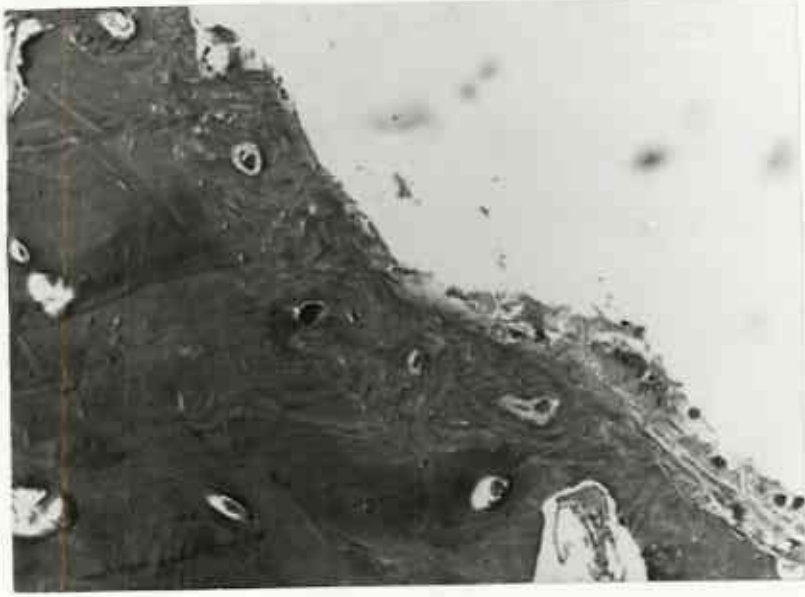
Kavite duvarlarının ise yer yer üzerinde reaksiyonel doku taşımayan normal, matüre kemik dokusu ile çevrelendiği saptandı. Ayrıca bu alanlarda osteoplastik aktivite yoktu (Resim 21).



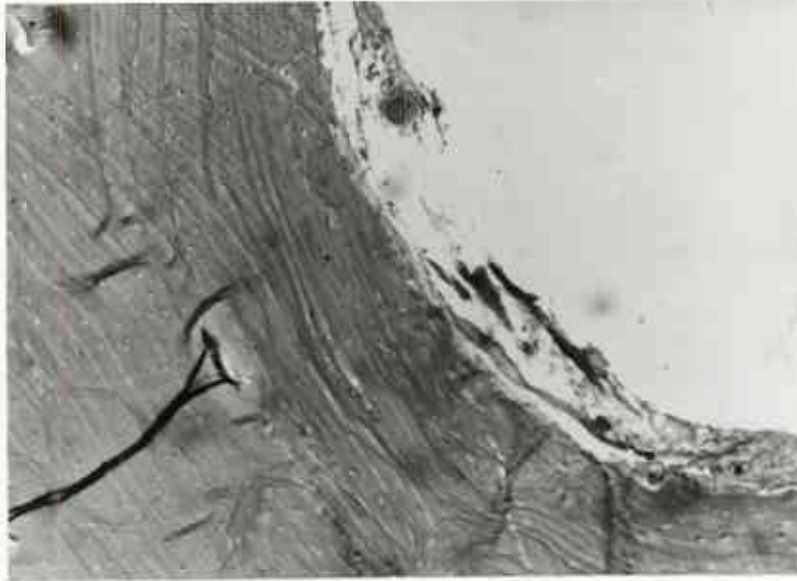
RESİM 21. Normal kemik dokusu X 300 .

Altın :

22 ayar altının gereç olarak kullanıldığı implantların yerleştirildiği köpeklerden, altı aylık gözlem sonunda kesitler alındı. Histolojik incelemede, implantın bulunduğu kavitenin bütünüyle normal kemik dokusu ile çevrelendiği görüldü. Bu dokuda aktivitenin varlığını belirliyecek görünüm yoktu. Yapay yuva içerisindeki bazı alanlarda ise, kemik dokusu ince bir bağ dokusu ile örtülmüştü (Resim 22-23).



RESİM 22. Normal kemik dokusu X 100 .

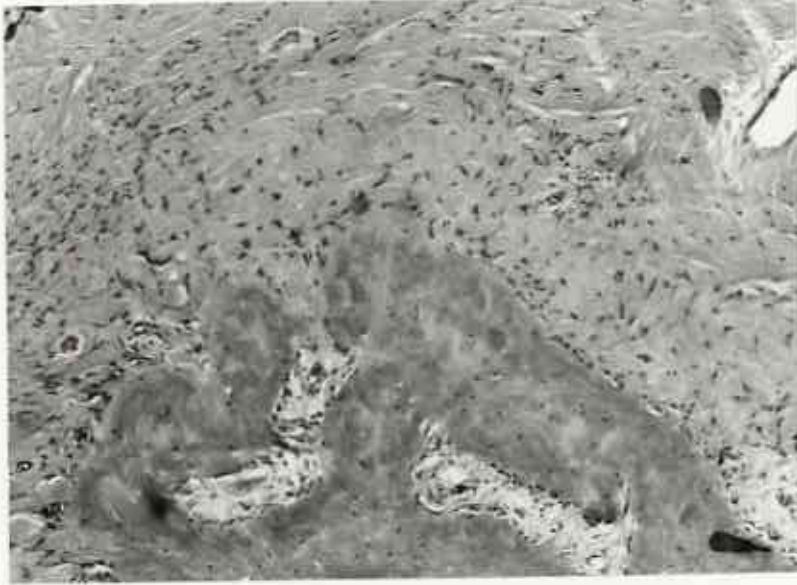


RESİM 23. Bağ dokusu X 100 .

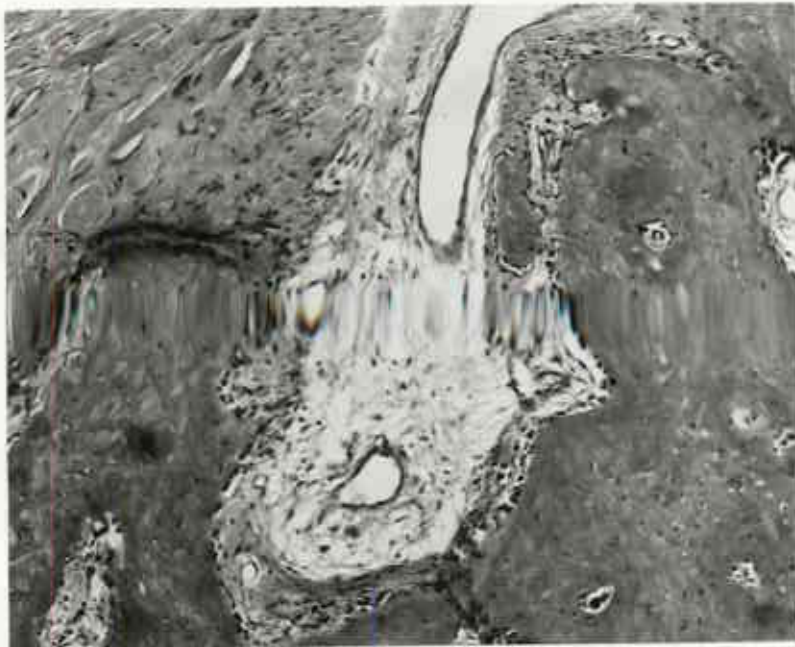
Kontrol :

İmplant uygulanmadan kavite açılarak hazırlanan kontrol grubundan, öteki hayvanlarda olduğu gibi altı ay bitiminde kesit alındı. Mikroskopik olarak; açılan yuvanın kollajenden zengin bir bağ dokusu ile dolduğu görüldü (Resim 24). Kaviteyi çevreleyen kemik dokusunda belirgin osteoblastik aktivite saptandı. Yeni osteoid doku, kaviteyi dolduran bağ dokusu içerisine doğru adalar ve kolonlar şeklinde ilerlemişti (Resim 25).

Toplu sonuçlar ve bulgular "Tablo VII" de görülmektedir.



RESİM 24. Bağ dokusu X 100 .



RESİM 25. Osteoid doku X 100 .

Köpek No.	İmplant Türü	İmplantın kemik içerisinde bulunduğu süre	Erken süre nedeni	X-Ray filimlerinde radyolüsent görünüm	HISTOPATOLOJİK BULGULAR		
					Granülasyon dokusu	Hücre infiltrasyonu	Normal kemik
1	Remanit FH	6 ay	-	-	+	+	-
2	Remanit FH	6 ay	-	-	+	+	-
3	Bakır	20 gün	Düştü				
4	Bakır	15 gün	Histopatolojik inceleme için çıkarıldı	+	+	+	-
5	Vitallium	6 ay	-	-	+	-	+
6	Vitallium	6 ay	-	-	+	-	+
7	Remanit W	5 ay	Düştü				
8	Remanit W	6 ay	-	-	+	+	-
9	Altın	6 ay	-	-	+	-	+
10	Altın	6 ay	-	-	+	-	+
11	Kontrol	6 ay	-	-	+	-	-
12	Kontrol	6 ay	-	-	+	-	-

TABLO VII. Bulgular.

- : Yok
+ : Az
++ : Orta
+++ : Çok

**DENEY SONUÇLARINI OLUMSUZ YÖNDE ETKİLEYEBİLECEK
ETKENLER**

A- İn vivo çalışmalarda :

Deney hayvanı olan köpeklerde yaş, cinsiyet, kilo gibi özelliklerdeki yakınlıklar deneklerin tümünde sağlanamadı. Köpekler implantasyon sonrası, yara yerlerini kafes kenarlarına sürterek irrite edebildiler. Diet yönünden yumuşak gıdalar verilmesi tam anlamı ile izlenemedi.

Radyolojik incelemeler sırasında, gerek çekilen bölgede filmin yerleştirilebileceği uygun boşluğun bulunmaması, gerekse rontgen aygıtının ağız içinden X-Ray filmi alabilecek nitelikte olmaması zorluklara neden oldu.

B- İn vitro çalışmalarda :

Kesit alınırken, implant bölgesine kanın dişi kökünün de girmesi nedeni ile dekalde parçanın yumuşaması gecikti. Ayrıca yumuşama istenilen şekilde gerçekleştirilmediğinden bazı kesitlerde implant çevresindeki dokular da zedelenmeler oldu. Mikroskobik incelemede, bu preparatların okunmasında güçlük çekildi.

T A R T I Ş M A

Araştırmamızın başlangıcında, implant şeklini silindirik içi boş bir kafes şeklinde düşündük. Boyut olarak 0.6 cm. boyunda 4 mm. çapında iki adet implant, "Vitalium" ve bakırdan döküldü. Bu şekilden amacımız, osteoblastik aktivitenin kafesler arasından girip silindirin içini kemik dokusunun dolduracağı yönündeydi. Ön çalışma olarak, iki köpekte birinci büyük azı dişleri çekilip, alveol boşluğu genişletilerek, yapay yuvalara implantlar yerleştirildi (Resim 26). Bu sırada, implant şeklinin silindirik olmasına karşın yuva kesidinin dikdörtgen oluşu, retansiyonun tam olarak sağlanamamasına neden oldu. Yapılan denetlemelerde, ilk haftalarda yara yerinin kapanmadığını ve implant çevresinde çok belirgin bir hipereminin oluştuğunu gördük. Bir ay sonunda yapılan incelemede, iki implantın da çevresindeki kemik dokusu ile birlikte



RESİM 26.

sallanmağa başladığını saptadık. Presel ile implantı çıkardığımızda, çevre kemiğinde geldiğini gördük. Bunun nedeninin, implantın yerleştirildiği bölgedeki bukko-lingual kemik duvarının çok ince kalması ve bu yüzden beslenme yetersizliği ile nekrozun oluşması olduğu kanısındayız. Bu ön çalışmanın ışığı altında implantımızı daha küçük boyutlarda ve tek yüzeyle olarak döktük ve implante ettik.

Araştırma sonucu kullandığımız alaşımlardan "Vitallium"un iyi sonuçlar verdiği saptandı. Bunun yanısıra 22 ayar altının da bu değerlere ulaştığı görüldü. Doku dostu olma yönünden altının iyi sonuçlar vermesine karşın, uygun olmıyan mekanik özellikleri implant gereci olarak kullanılmasına olanak vermemektedir.

Vitalliumun mekanik özelliklerinin uygun oluşu, doku dostu olması, asal özellikler göstermesi ve dökülebilme olanakları bu alanda kullanılması için avantajlarıdır. Bu metalik alaşım, subperiostal olarak uygulanabilecek kadar ince döküldüğü halde mastikasyon kuvvetlerine karşı koyacak özelliktedir⁸.

Histolojik incelemede Vitallium implant çevresinde reaksiyonel doku taşımayan matüre kemiğin saptanması, doku dostluğunu kanıtlamaktadır. Bu konuda, benzer araştırmalarda şu sonuçlar yayınlanmıştır.

1949 da Strock ve Moses¹², köpek çenelerine uyguladıkları Vitallium vidaları çevreliyen normal kemiğin bulunduğunu saptadılar ve bu dokuda reaksiyon oluşmadığını belirlediler. Hasta üzerinde üst lateral dişin çekim yerine yerleştirdikleri bir "Vitallium" vidanın da ağızda onyediyedi sene fonksiyon gördüğünü yayınlamışlardır.

R.J. Resai⁴⁵, albino kobaylarının femurlarına Vitallium vidalar uygulamıştır. Radyolojik incelemelerin sonuca götürmediğini belirten araştırmacı 1, 2, 3, 4, 5 nci haftalarda aldığı histolojik kesitlerde, 1. ve 2 nci hafta-

larda orta derecede enflamasyon; 3, 4 ve 5 nci haftalarda vida yivleri arasında osteoblastik aktiviteyi çevrede ise normal matüre kemiği saptamıştır.

R. Harris³⁸, 24 tavşanın mandibuler diş soketlerine yerleştirdiği krom-kobalt implantlarda, dokuz aylık gözlem sonucu, gingival dokuların implantlara sıkıca adapte olduğunu, lüksasyon görülmediğini ve fonksiyon gördüğünü söylemiştir. Histolojik incelemede, implant yüzeyinin ince bir fibröz doku ile örtüldüğünü çevresinde normal kemiğin bulunduğunu saptamıştır. Bernier ve Conby³⁸ maymunlarda, çekimden hemen sonra uyguladıkları krom-kobalt vidaların 6, 10 aylık izleniminde, dokularda inflamatuvar reaksiyonların oluşmadığını bildirdiler.

Leon Herschfus⁵, köpek mandibulalarına ağız içinde kalan bölümü jaket kron için prepare edilmiş bir diş formunda olan, kemik içinde kafesli bir kök şeklinde, "Vitallium" implantlar yerleştirmiştir. Üç ay sonunda alınan histolojik kesitlerde, kafesli bölgede çok sayıda kılcal damarların oluştuğunu ve yer yer osteoid dokuyu, çevrede ise patolojik oluşum göstermeyen kemik dokusunu saptamıştır. Aynı araştırmacı 11 ve 14 ay gözlenen "Vitallium" implantlarda normal kemik dokusunun yanısıra bazı alanlarda implantın fibröz bir bant ile çevrelendiğini belirlemiştir.

Herschfus¹⁶, klinik olarak, çeşitli yöntemler ile uygulanan krom-kobalt implantlarda % 95 başarıdan söz etmiştir.

Charles A. Homsy ve arkadaşları⁴⁶, köpeklerin uzun kemiklerine uyguladıkları ortopedik Vitallium implantlar ve plaklarda, büyük bir çoğunluk ile aygıtların fibröz kapsül ile çevrelendiğini söylemişlerdir.

Ancak fibröz kapsül oluşum oranının, implantın solid ya da kafesli ve pencereci oluşuna göre değiştiği belirlenmiştir.

L.f. Linkow⁴⁷, iki yıllık bir "blade vent" olgu raporunda, implantdaki

kafes ya da pencere şeklindeki açıklıkların kemik iyileşme oranını arttırdığı ve implantın fibröz bir kapsül ile çevrelenme olasılığının azaldığını bildirmiştir.

Kaminsky ve Oglesby⁴⁸ de, implant türünün solid ya da kafesli oluşuna göre kemik tepkisinin değiştiğini savunmuşlardır.

R. Harris ve C. Lossin⁴⁰, uyguladıkları solid diş formunda, krom-kobalt ve titanium implantların tümünde fibröz bir kapsül oluştuğunu, kemik rezorpsiyonunun olmadığını ancak yeni kemik yapımının, titanium implantlarda diğer gerece oranla daha iyi derecelere ulaştığını saptamışlardır.

Implant gereci olarak "Vitallium"dan alınan olumlu sonuçlara karşın, başarılı olmıyan araştırmalar da vardır.

Temple Üniversitesinde S. Seltzer ve arkadaşları⁴⁹, köpeklere uyguladıkları 8 Vitallium endodontik implantda 146-340 gün sonunda elektron mikroskobu ile yaptıkları incelemede, bu metalik alaşımda oluşan korozyon nedeni ile yaygın enflamasyonun ortaya çıktığını, damar ve sinir sistemlerinin zarara uğradığını saptamışlar ve "Vitallium"un doku dostu olmadığını ve korozyon rezistansının yeterli olmadığını savunmuşlardır.

F.P. Symeonides⁵⁰, çene fraktürlerinde uyguladıkları "Vitallium" plaklara karşı bazı olgularda allerjik reaksiyonların oluştuğunu saptamıştır.

Implant gerecinin yanısıra, uygulanan yöntem, kemik yapısı ve kalınlığı, hastanın iş birliği, iyi hijyen koşulları, anormal kuvvetlerin oluşmaması gibi faktörlerde sonucu etkiler⁵¹.

Yaş ve seksin başarıyı etkilemeyeceğini savunan araştırmacılar olmasına⁵² karşın, özellikle yaşın metabolik aktivite nedeni ile önemli bir etken olabileceği de bir gerçektir⁵³.

Araştırmamızda uyguladığımız "Remanit" implantlarda, kavite duvarlarında mononükleer hücre infiltrasyonunun bulunduğu, granülasyon dokusunun yanısıra, komşu kemik dokusunda osteoblastik aktivitenin varlığı saptandı.

S.J. Piliero⁵⁴, köpek mandibulalarına "blade-vent" türünde uyguladığı paslanmaz çelik implantların histolojik incelemesinde, osteoblastik aktivite ve yoğun granülasyon dokusunu saptamıştır.

Desai⁴⁵, kobaylara uyguladığı ortopedik, çelik implantlarda yoğun osteoblastik aktivitenin ve yer yer kalsifiye alanların bulunduğunu belirlemiştir.

Kötü sonuçlar alıp diğerleri ile karşılaştırabilmek için uyguladığımız bakır implantlarda yoğun granülasyon dokusunun, damar dışı eritrositlerin, lokositlerin yanısıra az oranda osteoblastik aktivite ve yer yer osteoid doku olduğu saptandı.

F.J. Ceravola⁵⁵, tavşan mandibulalarına uyguladığı çubuk şeklinde, demir implantlarda, dev hücreler içeren fibröz kapsülü ve önemsenmeyecek kadar az oranda osteoid dokuyu saptamış ve demir gibi asal olmıyan bir metalin implant gereci olarak kullanılmasının olanaksız olduğunu söylemiştir.

Lambotte⁸, kırık fiksasyonlarında bakır plak ve teller kullanmış, ancak bu gerecin dokular tarafından kabul edilmediğini saptamıştır.

Sonuç olarak, altı ay süre ile izlediğimiz "Vitallium" ve altın implantlarda reaksiyonel doku taşımayan normal kemik dokusunun varlığı saptandı. İmplant gereci olarak bu iki metalik alaşımın dokularca tolere edilebildiklerini söyleyebiliriz. "Remanit W" ve "Remanit Fh" alaşımlarının çevresinde saptadığımız reaksiyonel doku implant gereci olarak altın ve "Vitallium" kadar iyi sonuçlar vermediklerini gösterdi.

Ö Z E T

Araştırmamızda, kemik içi implantlarda gereç olarak kullanılabilecek metal ve metalik alaşımlara karşı kemik dokusu reaksiyonlarını incelemek amacıyla 12 köpek üzerinde 5 değişik metal ve alaşımdan 20 implant uyguladık.

Altın, "Vitallium", "Remanit W", "Remanit FH", bakırdan 0.3 X 0.6 mm boyutlarında kafesli implantlar döktük. Bu implantları köpeklerin alt çenelerinde sağ ve sol tarafta kanin ile I. küçük azı dişleri arasındaki diastemadan yararlanarak açtığımız yapay yuvaralara çakarak yerleştirdik.

Altı ay süreyle izlediğimiz bu implantları her ay klinik ve radyolojik olarak denetledik. Bu süre sonunda denekleri öldürerek, histolojik inceleme için parça aldık. Hazırladığımız kesitleri hematoksilin-eozin ile boyadık.

Radyolojik incelemelerde kesin değerler elde edememiş olmamıza karşılık histolojik bulgular ile uyguladığımız 5 değişik gerece karşı doku reaksiyonlarını saptadık.

Elde ettiğimiz bulgular ile sonuç olarak, "Vitallium" ve altının doku dostluğu yönünden olumlu olduğunu, "Remanit W" ve "Remanit FH" alaşımlarının, birbirleri ile eş değerde olduğunu, bakırın ise çevre dokularca kabul edilmediğini gördük.

Uyguladığımız "Vitallium" implantlarda enflamatuvar reaksiyonun oluşmadığını ve histolojik incelemede normal matüre kemik ile çevrelendiğini, kafes aralarında çok sayıda damar içeren gevşek bir bağ dokusunun varlığını saptadık.

Bu bulgulara ve mekanik özelliklerine dayanarak implant gereci olarak "Vitallium"un dokularca tolere edilebilen, doku dostu bir metalik alaşım olduğunu söyleyebiliriz.

K A Y N A K L A R

1. Block, V.P., Baden, E. : *Tissue Tolerance of Metallic Implants-Report of a case, J.A.D.A., 83: 4 : 856, Oct. 1971.*
2. Noras, Y. : *Diş Hekimliği Tarihi, Hacettepe Üniversitesi Yayınları, B 10, 1973.*
3. Smith, D.C. : *Materials Used for Constriction and Fixation of Implants, Oral Sci. Rev., 5: 23, 1974.*
4. Tlyman, S. : *Theory and Practise Crown and Bridge Prosthodontics, Mosby Co. 6 th. ed., 1970.*
5. Herschfus, L. : *Histhopathologic Findings on Vitallium Implants in Dogs, J. Prosthetic Dent., 4: 3 : 413, May 1954.*
6. Lucatorto, M.F., Trieger, N., Knapp, W. : *Tissue Compatibility of Porous Alumina-Ceramic, J.S.C.D.A., 40: 1052, Dec. 1972.*
7. Peters, W.J., et al. : *Reaction of Bone to Implanted Materials, Oral Sci. Rev., 5: 56, 1974.*
8. Gershkoff, A., Goldberg, I.N. : *Implant Dentures, J.B. Lippincott Co., 1957.*

9. Payne, C. : Gold Capsule Implantation, Calif. S. Dent. A. Trans., 47, 1900.
10. Mueller, M.W. : Ten Year Evaluation of Implant Dentistry, J. of Prosthetic Dent., 10: 6 : 1116, 1960.
11. Lubit, E.C., Reppaport, E. : Vitallium Implantation, N.Y. State Dent. J., 15: 217, 1949.
12. Linkow, I.L., Chercheve, R. : Theories and Techniques of Oral Implantology, Mosby Co., 1970.
13. Lew, I. : The Endosseous Evaluation and Modification, Dent. Cl. North America, 14: 201, 1970.
14. Guide to Dental Materials and Devices, American Dent. A., Chap: 5, 1973.
15. Weinberg, D. : Subperiosteal Implantation of a Vitallium Artificial Abutment, J.A. Dent. A, 5, 1950.
16. Herschfus, L. : Further Pathologic Studies of Implants in Dogs, J. Implant Dent, 2: 20, 1955.
17. Fitzpatrick, B. : A Comparative Study of Some Implant Materials, Austral. D.J., 13: 6 : 422, 1968.
18. Kaketa, T., Suzuki, K. : Histological Findings on Endosseous Implants in Dogs, Tokyo Dent., 10: 61, 1969.
19. Brettle, J. et al. : A Metallurgical Examination of Surgical Implants Which Have Failed in Service, Injury, 2: 2 : 143, Oct. 1970.
20. Harris, R., Lossin, C. : The Reaction of The Oral Tissues to Implants, Austral. Dent. J., 18: 143, June 1973.

21. Chiarenza, A. : *Tissue Response to Functioning Dental Implants, Oral Imp. IV: 350, 1974.*
22. Doms, P. : *The Tissue Response to Endosteal Blade Implants, Oral Imp., IV: 470, Spring 1974.*
23. Babbush, A.C. : *The Scanning Electron Microscope and the Endosteal Blade Vent Implant, Oral Imp., IV: 373, Spring 1974.*
24. Peyton, A.F. : *Restorative Dental Materials, Mosby Co., 3 rd ed., 1968.*
25. Zembilci, G. : *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi, İst. Üni. Diş hekimliği Yay, 2, 1968.*
26. Zembilci, G., Çalikkocaoğlu, S. : *Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi, İst. Üni. Diş hekimliği Fak. Yay: 6, 1973.*
27. Craig, G.R., O'Brien, W., Powers, M.J. : *Dental Materials-Properties and Manipulation, Mosby Co., 1972.*
28. Skinner, W.E., Phillips, W.R. : *The Science of Dental Materials, Saunders Co., 6 th ed, 1967.*
29. Uvarov, E., Chapman, D. : *A Dictionary of Science, Penguin Co., 1962.*
30. Weisman, S. : *Metals for Implantation in the Human Body, Annals of the New York Academy of Sciences, 146: 1: 5, Jan. 1968.*
31. Harris, R., Lossin, C. : *The Use of Cobalt Chromium Alloy and Titanium Endosseous Dental Implants, Aust. Dent. J., 94, Apr. 1971.*
32. Asgar, K., Techow, B, Jacobson, J. : *A New Alloy for Partial Dentures, J. Pros. Dent., 23: 36, Jan. 1970.*
33. Phillips, W. : *Scinner's Science of Dental Materials, Saunders Co., 7 th ed. 1973.*

34. Civjan, S., Huget, E., et al. : *Effects of Heat Treatment on Mechanical Properties of Two Nickel-Chromium Based Casting Alloys*, *J. Dent. Res.*, 1537, Dec. 1972.
35. Sears, W.F. : *Fizik Prensipleri I.*, İ.T.Ü. Yay, 2 nci Baskı, 1957.
36. *Metals Hand Book, Vol I, II*, American Society for Metals, 8 th ed., 1969.
37. Weikart, P. : *Werkstoffkunde für Zahnärzte*, C.H. Verlag, 1966.
38. Harris, R. : *Implantation of Chrome Cobalt Alloy Tooth Forms in the Rabbit's Mandible*, *Aus. Dent. J.*, 14: 396, Dec. 1969.
39. Tokman, C. : *Alaşımlarda Homojenlik ve İnhomojenlik*, İst. Üni. Diş hekimliği Fak. Der., 4: 2 : 154, Haz. 1961.
40. Silverman, I.S. : *Oral Physiology*, Mosby Co., 1961.
41. Becker, R.O. : *Augmentation of Regenerative in Man*, *Clin. Orthoped*, 83, Mar. Apr. 1972.
42. Gillison, M. : *A Histology of the Body Tissues*, Livingstone Co., 2 th ed., 1964.
43. Civjan, S., Huget, E., et al. : *Properties of Surgical Casting Alloys*, *J. Pros. Dent.*, 28: 136, July 1972.
44. Suca, Ç. : *Krom-Nikel Ana Komponentli bir Alaşımın İncelemesi ve Köprü Yapımında Kullanılması*, Hacettepe Üni. Sağ. Bilim. Fak., 1974.
45. Desai, R.J., et al. : *Tissue Response to Intraosseous Implants in Albino Rats*, *Oral. Surg.*, 37: 26, Jan. 1974.
46. Homsy, C., Stanley, R., et al. : *Reduction of Tissue and Bone Adhesion to Cobalt Alloy Fixation Appliances*, *J. Biomed. Mater. Res.* 6:451, 1972.

47. Likow, L. : *Endosseous Blade Vent Implants*, *J. Pros. Dent.*, 23: 4 : 441, Apr. 1970.
48. Boyne, P.J. : *Implants and Transplants : Review of Recent Research in this Area of Oral Surgery*, *J.A.D.A.*, 87: 1074, Oct. 1973.
49. Seltzer, S., Green, D., et al. : *Vitallium Endodontic Implants : A Scanning Electron Microscope, Electrone Microprobe, and Histologic Study*, *Oral Surg.*, 35: 6 : 5, June 1973.
50. Symeonides, P.P., Paschaloglou, C. : *An Allergic Reaction after Internal Fixation of a Fracture Using a Vitallium Plate*, *J. Allergy Clin. Immunol.*, 5104: 257, Apr. 1973.
51. Loecler, P.S., Mueller, M.W. : *Surgical, Clinical and Histopathologic Notes on the Human Implant Denture*, *J. Imp. Dent.*, 1: 23, 1954.
52. Scales, J., Towers, A., Roantree, B. : *The Influence of Antibiotic Therapy on Wound and Sepsis Associated with Orthopaedic Implants*, *Acta. Orthop. Scandinav*, 43: 85 : 86, 1972.
53. Weinberg, S., Moncarz, V. : *Response of Oral Tissues to Implants Totally Covered by Mucous Membrane*, *Oral. Sci. Rev.*, 5: 68, 1974.
54. Piliero, S.J., et al. : *Histopathology of Oral Endosteal Metallic Implants in Rabbit Mandibles*, *J. Dent. Res.*, 54: 3 : 561, May-June, 1975.
55. Ceravola, F.J., et al. : *Histological Response to Ivory Implanted in Rabbit Mandibles*, *J. Dent. Res.*, 54: 3 : 561, May-June 1975.

