



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**STRONSIYUM ALUMİNAT KAPLI SAF TİTANYUM
MATERYALLERİN ORAL DOKULARDAKİ ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Eren YILMAZ

**Samsun
Temmuz-2018**



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

**STRONSIYUM ALUMİNAT KAPLI SAF TİTANYUM
MATERYALLERİN ORAL DOKULARDAKİ ETKİLERİNİN
İNCELENMESİ**

DOKTORA TEZİ

Eren Yılmaz

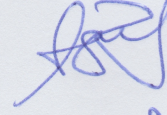
**Danışman
Prof. Dr. Emel BULUT**

**Samsun
Temmuz-2018**

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Dt. Eren YILMAZ tarafından, Prof. Dr. Emel BULUT danışmanlığında hazırlanan “Stronsiyum Aluminat Kaplı Saf Titanyum Materyallerin Oral Dokulardaki Etkilerinin İncelenmesi” başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından 06/07/2018 tarihinde yapılan sınav ile Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı’nda DOKTORA tezi olarak kabul edilmiştir.

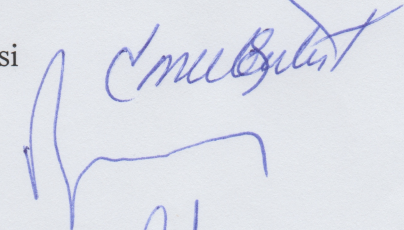
Başkan : Prof. Dr. Ayşegül APAYDIN, İstanbul Üniversitesi



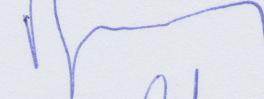
Üye : Prof. Dr. Tolga Güvenç, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



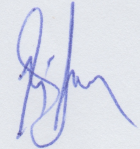
Üye : Prof. Dr. Emel BULUT, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Doç. Dr. Burcu Baş, Ondokuz Mayıs Üniversitesi



Üye : Dr. Öğr. Üy. Halit FURUNCUOĞLU, Sakarya Üniversitesi



ONAY

Bu tez, enstitü yönetim kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

_ / _ / _

Prof. Dr. Ahmet UZUN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimimde bana yol gösteren, deneyimlerini aktaran danışman hocam sayın Prof. Dr. Emel Bulut'a;

Tezimin şekillenmesinde zamanını, bilgisini ve emeğini paylaşan, tez izleme komitesinde yer alan Prof. Dr. Tolga Güvenç ve Doç. Dr. Burcu Baş'a;

Deneyde kullanılan vidaların kaplanması, herhangi bir karşılık beklemezsizin yardımcı olan, Akdeniz Üniversitesi Fen Fakültesi Kimya Bölümü'nden sayın Prof. Dr. Ertuğrul Arpaç, Öğr. Gör. Dr. Ömer Kesmez ve Kim. Emre Yavuz'a;

Vidaları beraber kapladığımız bu ekiple tanışmamıza vesile olan, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalürji Ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nden sayın Doç. Dr. Sevim Hamamcı Alışır'a;

Deney için gerekli ilaçların temininde, deney aşamasının sonlandırılmasında, örneklerin hazırlanmasında ve incelenmesinde katkı sağlayan sayın Vet. Hek. Nilüfer Kuruca ve Vet. Hek. Gülşah Saral'a;

Deney aşamasında deneyimlerini paylaşan tüm Ondokuz Mayıs Üniversitesi Deney Hayvanları Uygulama Ve Araştırma Merkezi çalışanlarına;

Deney fotoğraflarının bir kısmının alınmasında katkı sunan sayın Doç. Dr. Çağrı Ural'a;

Zor zamanlarımda benimle olan Dr. Dt. Damla Torul, Dt. Cihan Baylan, Dt. Hasan Can Akgün ve Dt. Metehan Keskin'e;

Bölümdeki diğer hocalarıma, asistan arkadaşlarıma ve tüm Ağız, Diş Ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı personeline;

Hayatımın her anında yanımda olan, doktora yapmam için ellerinden gelenin fazlasını yapan sevgili annem, babam, kardeşim ve kayınvalideme;

Bu süreçte tanıdığım, benimle hayatı paylaşmaktan öte, bir olan, her zorluğu beraber göğüslediğim karıma;

Teşekkürlerimle...

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi tarafından PYO.DİS.1904.17.015 proje numarası ile desteklenmiştir.

ÖZET

STRONSIYUM ALUMİNAT KAPLI SAF TİTANYUM MATERYALLERİN ORAL DOKULARDAKİ ETKİLERİNİN İNCELENMESİ

Amaç: Tavşanlarda, stronsiyum aluminat kaplanan saf titanyum implant koruyucu kapama vidalarının, oral dokular için biyouyumluğunu ve ışık uygulaması sonrası oral mukoza altındaki görünürlüğünü incelemektir.

Materyal ve Metot: 10 adet erkek Yeni Zelanda Tavşanı, deney ve kontrol grubu olmak üzere, rastgele ve eşit sayıda olacak şekilde 2 gruba ayrıldı. Deney grubunun çenelerinde bulunan, keser dişlerin arkasındaki diastema bölgelerine, sadece vidalama yapılan üst yüzeyi sol-jel yöntemi ile stronsiyum aluminat kaplanmış, günümüz implantlarında kullanılan saf titanyum koruyucu kapama vidaları yerleştirildi. Kontrol grubundaki hayvanların çenelerindeki aynı bölgelere ise, herhangi bir işlem yapılmamış saf titanyum implant koruyucu kapama vidaları yerleştirildi. Her yarım çenede bir adet olmak üzere toplam 40 adet vida kullanıldı. 6 hafta sonra hayvanlar sakrifiye edildi. Deney grubundaki hayvanların vida yerleştirilen oral mukoza bölgelerine kompozit sertleştirici ışık uygulandı ve vidaların yansıyan görünürlüğü değerlendirildi. Kaplanan vidaların biyouyumluluğunun tespiti için, vidalarla temasta olan oral mukoza bölgeleri, karaciğer ve böbrekler çıkarıldı. Histopatolojik olarak incelendi.

Bulgular: Işık uygulaması sonrası deney grubunda, üst çenelere yerleştirilen tüm vidaların mukoza altında görünür hale geldiği, alt çenelere yerleştirilenlerin ise görünmediği tespit edildi. Oral mukoza, böbrek ve karaciğer dokularında yapılan histopatolojik incelemelerde ise, sol-jel yöntemi ile stronsiyum aluminat kaplanan saf titanyum implant kapama vidalarının, tavşanlar için biyouyumlu olduğu görüldü.

Sonuç: Bu vidaların, tavşanlar için biyouyumlu olduğu tespit edildi. Üst çenelerde ışık uygulaması sonrası mukoza altındaki vidalar görülürken; alt çenede görülemedi. İleri çalışmalarla bu vidaların insanlarda da kullanılabileceği, böylece minimal invaziv çalışma olanağının doğabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Biyouyumluluk; Dental implant; Koruyucu kapama vidası; Stronsiyum aluminat; Tavşan.

Eren YILMAZ, Doktora Tezi
Ondokuz Mayıs Üniversitesi-Samsun, Temmuz-2018

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE EFFECTS OF STRONTIUM ALUMINATE COATED PURE TITANIUM MATERIALS IN ORAL TISSUES

Aim: The aim of this study is to investigate the biocompatibility for oral tissues and the appearance under the oral mucosa after light application of strontium aluminate coated pure titanium implant cover screw.

Material and Methods: 10 male New Zealand Rabbits were divided into 2 groups, randomly and equally, as the experimental and control groups. The diastema regions behind the incisor teeth in the jaws of the experimental group were placed that coated with strontium aluminate by sol-gel method only on the top surface and the pure titanium cover screws used in today's implants. In the same zones in the jaws of the animals in the control group were placed that pure titanium implant cover screws without any treatment. A total of 40 screws, one for each half-jaw, were used. The animals were sacrificed. Immediately light was applied to the oral mucosa areas of the animals in the experimental group in which the screw was placed, with a dental curing light, and the visibility of the screws was evaluated. To determine the biocompatibility of the coated screws, the oral mucosa areas which contacted with the screws, liver, and kidneys were removed. They were examined histopathologically.

Results: After the light application, in the experimental group, it was determined that all screws placed in the upper jaws became visible. On the other hand, screws which placed in the lower jaws were not. Histopathological examinations performed on oral mucosa, kidney and liver tissues revealed that pure titanium implant cover screws coated with strontium aluminate by sol-gel method were biocompatible for rabbits.

Conclusion: These screws have been found to be biocompatible for rabbits. The screws became visible after light application in the upper jaws, but were not visible on the lower jaw. Further studies suggest that these screws can also be used in humans so that minimal invasive work will possible.

Keywords: Biocompatibility; Cover screw; Dental implant; Rabbit; Strontium aluminate.

Eren YILMAZ, Ph. D. Thesis
Ondokuz Mayıs University-Samsun, July-2018

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	: Yüzde
<	: Küçük
>	: Büyük
≥	: Büyük Eşit
°	: Derece
°C	: Santigrat Derece
Ag	: Gümüş
Al	: Alüminyum
ark.	: Arkadaşları
Au	: Altın
Ba	: Baryum
Bi	: Bizmut
BMP	: Bone Morphogenetic Protein (Kemik Morfogenetik Protein)
C	: Karbon
Ca	: Kalsiyum
Ce	: Seryum
Cl	: Klor
cm	: Santimetre
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
Cu	: Bakır
Dr	: Doktor
Dy	: Disprozyum
Eu	: Evroplum
Fe	: Demir
GA	: Glymo Alüminyum
GL	: Glyeo Levasil
H	: Hidrojen
HA	: Hidroksiapatit
IV	: İntravenöz
kg	: Kilogram

La	: Lantan
LD₅₀	: Deneklerin % 50'sini öldüren Letal doz
LED	: Light Emitting Diodes (Işık Yayan Diyotlar)
m	: Metre
M.Ö.	: Milattan önce
M.S.	: Milattan sonra
m²	: Metrekare
mcd	: Milikandil
mg	: Miligram
ml	: Mililitre
mm	: Milimetre
Mo	: Molibden
mW	: Miliwatt
N	: Azot
Ncm	: Newton santimetre
Nd	: Neodimyum
Ni	: Nikel
nm	: Nanometre
O	: Oksijen
OÖ	: Operasyon öncesi
PDGF	: Platelet Derived Growth Factors (Trombosit türevi büyüme faktörü)
Pt	: Platin
S	: Kükürt
Si	: Silisyum
SÖ	: Sakrifikasyon öncesi
Sr	: Stronsiyum
Ta	: Tantalyum
TD	: Tavşan Deney Grubu
TGF-β	: Transforme edici büyüme faktörü-beta
Ti	: Titanyum
TK	: Tavşan Kontrol Grubu
V	: Vanadyum

vb : Ve Benzeri
Zn : Çinko
Zr : Zirkonyum
µm : Mikrometre



İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	ix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Dental İmplantların Tarihsel Gelişim Süreci	3
2.2. Günümüzde Kullanılan Dental İmplantlar.....	17
2.2.1. İmplantların Cerrahi Elemanları	17
2.2.2. İmplantların Protetik Elemanları	20
2.3. Dental İmplant Cerrahisi Prosedürü.....	22
2.4. Luminesans, Floresans ve Fosforesans Kavramları.....	24
2.5. Fosforesans Maddelerin Tarihsel Gelişim Süreci.....	25
2.6. Evropiyum Ve Disprozyum İle Katkılandırılmış Stronsiyum Aluminat	27
2.7. Sol-Jel Tekniği.....	29
2.7.1. Sol-jel Tekniğinin Avantajları	33
2.7.2. Sol-jel Tekniğinin Dezavantajları.....	33
2.7.3. Sol-jel Tekniğinin Uygulama Alanları	34
2.7.4. Sol-Jel İle İnce Film Oluşturulması Ve Kaplanması	36
3. MATERYAL VE METOT	39
3.1. Vidaların Özellikleri Ve Kaplanması.....	39
3.2. Kullanılan Işık Kaynağı	44
3.3. Kullanılan Hayvanlar	45
3.4. Vida Yerleştirilecek Bölgelerin Ve Yerleştirme Şeklinin Tespiti	45
3.5. Cerrahi Operasyon	47
3.6. Operasyon Sonrası Bakım.....	48
3.7. Hayvanların Sakrifikasyonu Ve Sonrasında Yapılan İşlemler.....	48
3.8. Doku Örneklerinin Hazırlanması Ve İncelenmesi.....	53
3.9. İstatistiki Değerlendirme.....	55
4. BULGULAR	56
4.1. Hayvanların Ağırlıklarının Karşılaştırılması	56

4.2. Vidaların Işık Uygulaması Sonrası Oral Mukoza Altındaki Görünürlüğü	57
4.3. Histopatolojik İnceleme Bulguları.....	58
4.4. Epitel Kalınlıklarının Karşılaştırılması	61
5. TARTIŞMA.....	64
6. SONUÇ VE ÖNERİLER.....	77
KAYNAKLAR	79
EKLER	92
EK 1- Etik Kurul Onayı	92
EK 2- Ek Hayvanlar İçin Alınan Etik Kurul Onayı.....	93
ÖZGEÇMİŞ	94



1. GİRİŞ

Diş eksikliklerinin tedavisinde kullanılan en ideal materyal, titanyumdan üretilen dental implantlardır. Çene kemiğine yerleştirilen gövdeye çeşitli parçalar vidalanmakta ve en son üzerine protez yerleştirilerek hastanın kullanımına sunulmaktadır.

İmplant cerrahisi tek ve çift aşamalı olmak üzere iki yolla gerçekleştirilmektedir. Tek aşamalıda implantın gövdesi, çene kemiğinde açılan uygun yuvaya yerleştirilmektedir. Aynı seans, implant çevresi yumuşak dokunun iyileşmesi için gerekli olan iyileşme başlığı gövdeye vidalanmaktadır. İyileşme başlığı ağız ortamına açık kalacak şekilde cerrahi saha suturlanmaktadır. Yaklaşık 1 hafta sonra suturlar alınmakta ve uygun görülen zamanda protetik aşamalara geçilmektedir.

Çift aşamalı implant cerrahisinde ise; implant gövdesi kemiğe yerleştirildikten sonra, iç yiv yapısını protetik aşamalara kadar korumak için üzeri, gövde materyali gibi saf titanyumdan üretilen koruyucu kapama vidası ile kapatılmaktadır. İmplantın tamamı mukoza altında kalacak şekilde tüm cerrahi saha suturlanmaktadır. Yaklaşık 1 hafta sonra suturlar alınmaktadır. İmplant gövdesinin kemikle bütünleşmesi için beklenmektedir. Ardından implant üzerindeki mukoza ikinci bir cerrahi ile insize veya eksize edilmekte, koruyucu kapama vidası çıkarılmakta ve yerine iyileşme başlığı yerleştirilmektedir. Daha sonra tek aşamalı cerrahideki gibi protetik aşamalara geçilmektedir.

Koruyucu kapama vidasının iyileşme başlığı ile değiştirilmesi sırasında birçok problemle karşılaşılabilir. İmplantın yerinin tam tespit edilememesi yanlış bölgelerin, gereğinden çok daha fazla insize edilmesine yol açabilmektedir. Yaklaşık 3 mm çapındaki bir vidanın çıkarılması amacıyla, implant cerrahisi için gereken büyüklükte bir bölgenin açılması söz konusu olabilmekte ve birçok komplikasyona sebep olunabilmektedir.

Fosforesans, bir maddenin üzerine düşen ışıklardan enerji alması ve bu enerjiyi, kaynak uzaklaştıktan sonra dahi belli bir süre ışıyarak ortama vermesi olayıdır. Evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat ($\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2},\text{Dy}^{+3}$) fosforesans özelliğe sahiptir ve toz halinde bir pigmenttir.

Evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın canlılar için biyouyumluluğuna dair literatürde sınırlı sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Frausto ve

ark.'nın (2016) yaptığı sitotoksisite çalışmasında, hücre kültürlerini farklı konsantrasyonda evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat ile muamele edilmiş, sitotoksik bir etkilerinin olmadığı görülmüştür. Üretici bir firmanın yayınladığı güvenlik bilgisi belgesinde ise, ratlar için oral ve dermal akut toksisite LD₅₀ değerlerinin >2000 mg/kg, üreme üzerine etkisinin değerlendirildiği kromozomal sapma testinin ise negatif olduğu belirtilmiştir (Alumilite, 2015).

Saf titanyum koruyucu kapama vidalarının bu pigmentle kaplanması, ağız içerisinde implant yerlerinin kolayca bulunmasına yardımcı olacaktır. Bu amaçla tüm dental kliniklerde rutin olarak kullanılan, oldukça güçlü ışık kaynakları olan kompozit sertleştirici ışın tabancaları kullanılacaktır. Bu ışık kaynakları ağız içerisine uygulandıktan sonra koruyucu kapama vidaları fosforesans özelliklerinden dolayı mukoza altında görünür hale gelecek ve implantın yeri tam olarak belirlenecektir. Böylece yanlış ve gereğinden fazla yapılan insizyonların önüne geçilecek, komplikasyon gelişimi azaltılacaktır.

Çalışmamızın amacı, çift aşamalı implant cerrahisinde, yerleştirilen implantın yerini, ikinci cerrahi sırasında tam olarak tespit etmeyi ve minimal invaziv çalışmayı sağlayacak, biyouyumlu bir materyal ve yöntem geliştirmektir.

2. GENEL BİLGİLER

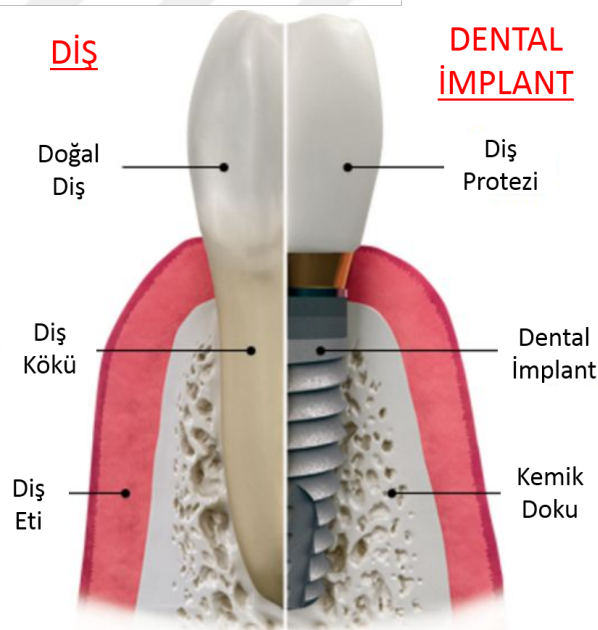
2.1. Dental İmplantların Tarihsel Gelişim Süreci

İmplant, Latince kökenli bir kelimedir. Kelime anlamı “içerisine ekme, yerleştirme, gömme” şeklinde ifade edilebilir. Tıpta ise kaybedilen bir fonksiyonu geri kazandırmak için uygun yere yerleştirilen, organik veya inorganik materyal anlamında kullanılır.

İmplantasyon, implantın yerleştirilmesi işlemidir.

Dental implantlar, kaybedilen dişlerin yerini alan, planlanan protezlere destek görevi gören, çene kemiği içine, üzerine veya oral mukozaya yerleştirilen yapılardır (Şekil 1).

Dental implantoloji ise, oral bölgede yapılan implantasyonları ve kullanılan implantları inceleyen bilim dalıdır (Güzel, 2006).



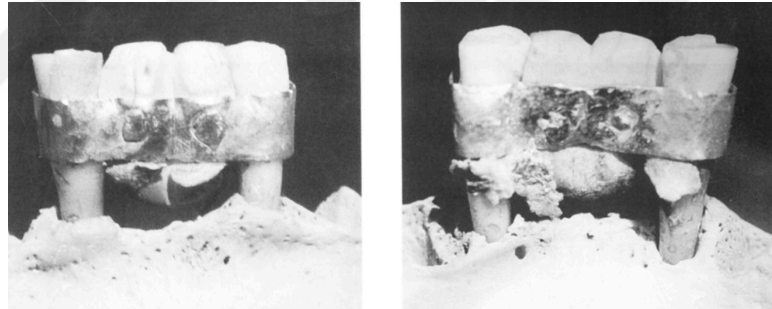
Şekil 1. Dental implant ve doğal diş (Biohorizons, 2008'den uyarlanmıştır)

İnsanlık tarihi boyunca diş eksiklikleri büyük bir sorun olmuş ve tamamlanmaları için birçok yöntem başvurulmuştur. Milattan önce (M.Ö.) 2500 yılında Mısırlılar, mobil dişleri sabitlemek için altın telleri kullanmışlardır (Forshaw, 2009) (Şekil 2). M.Ö. 500 yılında Etrüksler, hayvanlardan alınan dişleri veya yontarak diş şekli verilmiş hayvan kemiklerini altın bantlarla lehimleyerek birleştirmişler ve

insanların kullanımına sunmuşlardır (Terzioğlu ve Uzel, 1987) (Şekil 3). Aynı dönemde Fenikeliler, fildişinden oydukları dişleri altın tellerle bağlayarak sabit bir protez elde etmişlerdir (Ring, 1985). Fransa'da yapılan bir kazıda, M.Ö. 3. yüzyılda yapılmış, 21 nolu diş yerine yerleştirilmiş demir içerikli bir implant bulunmuştur (Seguin, 2014) (Şekil 4).



Şekil 2. Eski Mısır'da altın tellerle sabitlenen dişler (Forshaw'dan, 2009)

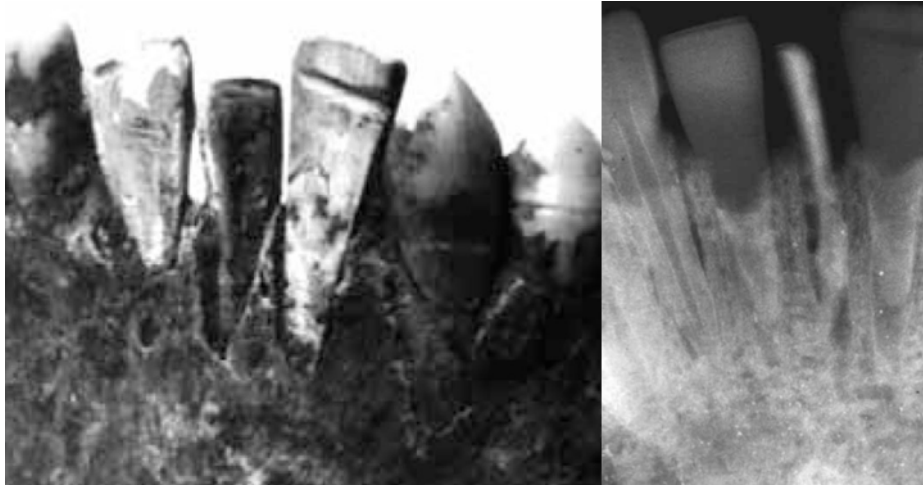
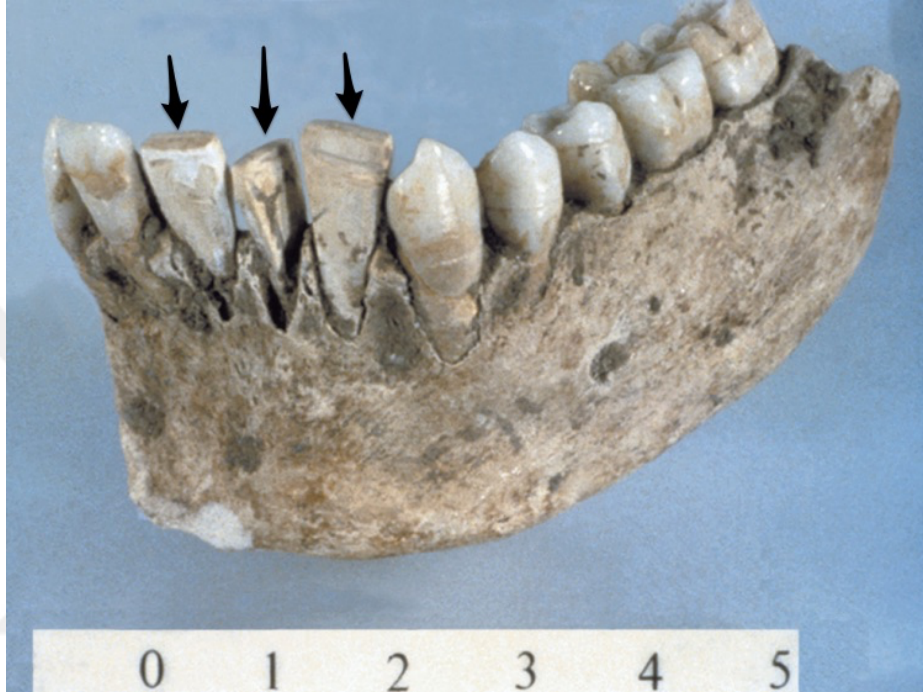


Şekil 3. Etrüksler tarafından, hayvan dişleri yontularak yapılmış, Türkiye'de yapılan kazılarda elde edilmiş bir sabit protezin labial ve lingual görünüşleri (Terzioğlu'ndan, 1987)



Şekil 4. Fransa'da bulunan, 21 nolu diş yerine yerleştirilen, demir içerikli bir implant (Seguin'den, 2014)

Dental implantların ilk kanıtına, milattan sonra (M.S.) 600 yılında Maya toplumunda rastlanmıştır. Alt çenede eksik dişlerin yerine deniz kabuğu parçaları koydukları görülmüştür. 1970'li yıllarda bulunan bir alt çeneden alınan radyografide, blade implantların çevresinde görülen kemik iyileşmesine benzer bir kemik iyileşmesi tespit edilmiştir (Ring, 1985; Pasqualini, 2009) (Şekil 5).



Şekil 5. Mayalar'ın alt çene 3 diş eksikliğinde deniz kabuklarını yontarak yaptıkları implantlar ve bundan alınan radyografi. Çevrelerinde kemik iyileşmesi gözlenmektedir (Pasqualini'den, 2009)

Avrupa ve Amerika'da 1800'lere kadar, kadavralardan veya soylu olmayanlardan çekilen dişlerden protezler yapılmış ve soylular tarafından kullanılmıştır (Şekil 6). 1700'lerde bu işi yapan Dr. Hunter, gelişimini tamamlamamış dişlerin çekilerek, başka insanlara yerleştirilmesi fikrini ortaya atmıştır (Ring, 1985; Asbell, 1988).



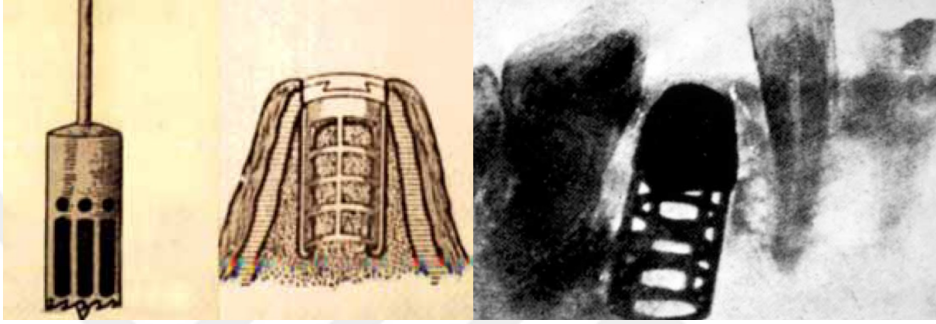
Şekil 6. George Washington'ın protezi (New York Times'dan, 2014)

1809 yılında J. Maggiolo, taze çekim boşluğuna bir altın tüp yerleştirmiş ve iyileşmeyi gözlemlemiştir. Ardından üzerine kron yüklenmiştir (Şekil 7). Ancak yoğun dişeti hastalığı nedeniyle restorasyon tümüyle çıkarılmıştır. Bunu izleyen süreçte birçok madde implant olarak kullanılmıştır. Gümüş kapsüller, porselen ve iridyum tüpler bunlar arasındadır (Maggiolo, 1809; Ring, 1985).

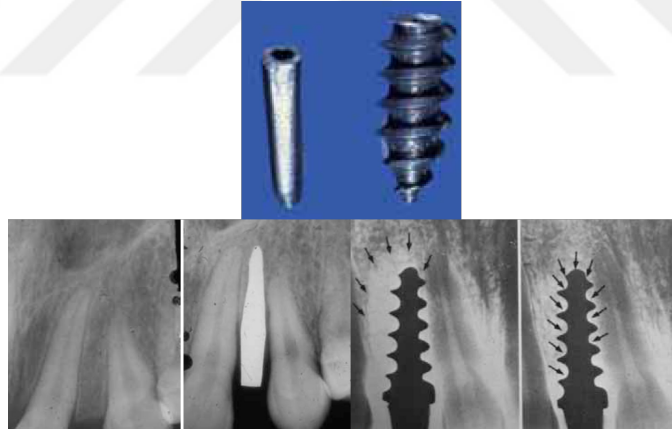


Şekil 7. Maggiolo'nun geliştirdiği implant. Çevreden ok yönünde kemikleşme olacağı öngörülmüş (Pasqualini'den, 2009)

1913 yılında Dr. Greenfield, altın iskeletli iridyoplatin bir silindiri yapay kök görevi görmesi için çene kemiğine yerleştirmiştir (Greenfield, 1991) (Şekil 8). 1930'larda, Dr. Alvin ve Moses Strock kardeşler, bir krom-kobalt alaşımı olan vitalyumdan yapılan, ortopedide kullanılan vidaları incelemişler ve bunları dişleri restore etmede kullanmışlardır. Strock kardeşlerin ilk başarılı endosteal implantı yerleştirdikleri kabul edilmektedir (Şekil 9). Ayrıca yine aynı ikili, 1940 yılında endodontik (transdental) implantları da keşfetmişlerdir (Linkow ve Dorfman, 1991).



Şekil 8. Greenfield'in geliştirdiği frez, implant ve osseointegre olmuş görüntüsü (Pasqualini'den, 2009)



Şekil 9. Strock kardeşlerin geliştirdiği endoosseöz implantlar ve uygulama sonrası alınan radyografiler. Osseointegrasyon oklarla gösterilmekte (Pasqualini'den, 2009)

1940'larda modern implantolojinin babası olarak nitelendirilen Formiggini tarafından post tipi bir endoosseöz implant geliştirilmiştir. Bunlar paslanmaz çelikten hazırlanmıştır. İmplantın yivli yapısı sayesinde daha stabil bir yapı oluşturulmuştur (Şekil 10). Çünkü yivler arasında kemik gelişimi görülmüştür. 1960'larda Fransa'dan Dr. Raphael Chercheve tarafından, en iyi şekilde yerleştirilmesini sağlamak amacıyla bu implantlara bir sap ve yeni yivler eklemiştir (Linkow ve Dorfman, 1991).



Şekil 10. Formiggini'nin tasarımı ve yerleştirildikten sonra alınan radyografisi (Pasqualini'den, 2009)

1940'larda İsveç'de Dahl tarafından subperiosteal implantlar bulunmuştur. Bunlar kişiye özel üretilen ilk implantlar olarak tarihe geçmiştir. İlk aşamada mukoperiosteal flep kaldırılmış, kemiğin ölçüsü alınmıştır. Ardından kobalt-krom-molibden alaşımından döküm implantlar elde edilmiştir. Bunlar vidalarla kemiğe sabitlenmiş ve atrofik çenelerde kullanılmıştır (Şekil 11). Dahl'dan sonra birçok araştırmacı bu implantları farklı modifikasyonlarla geliştirmiştir (Goldberg ve Gershkoff, 1949; Linkow ve Dorfman, 1991).

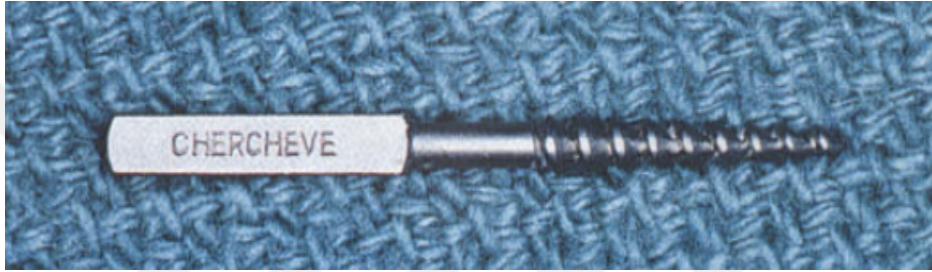


Şekil 11. Dahl tarafından geliştirilen subperiosteal implant (Crain'den, 1993)

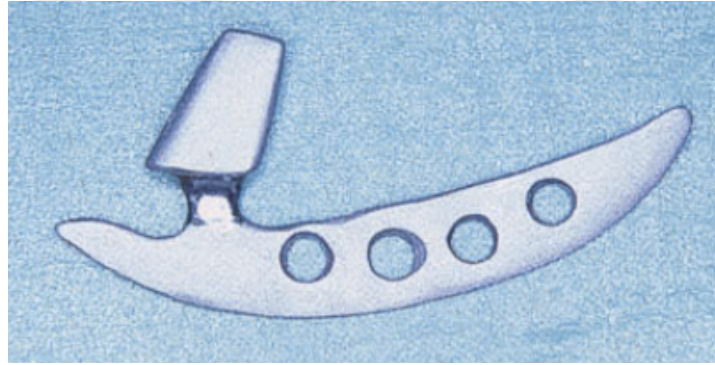
1960'larda Cherchieve tarafından, Formiggini'nin implantından esinlenerek geliştirilen, kobalt ve kromdan yapılan, çift sarmal spiral yapıda, tek parça halinde implantlar üretilmiştir (Cherchieve, 1959) (Şekil 12). Bu spiral tasarım, 1963'de Dr.

Leonard Linkow tarafından düz bir levhaya dönüştürülmüştür ve blade implantlar keşfedilmiştir (Linkow, 1964;1966) (Şekil 13).

Blade implantlar endosseöz implantlardandır. Esasen kret genişliği yetersiz olgular için tasarlanan implant, tüm olgularda kullanılmaya başlanmıştır. Bu implantlar, kemik içine çekiçle çakarak yerleştirilen bıçak şeklinde bir parçadan ve üzerine protetik parçaların yerleştirildiği, dayanak (abutment) benzeri diğer bir parçadan oluşmuştur. Protezin yerleştirildiği parça önceleri içi boş olarak üretilmiştir. Ancak daha sonra, dayanıklılığı olumsuz etkilediği için içi dolu olarak üretilmiştir. Günümüzde hala bu implantı kullanan hastalara rastlanmaktadır.

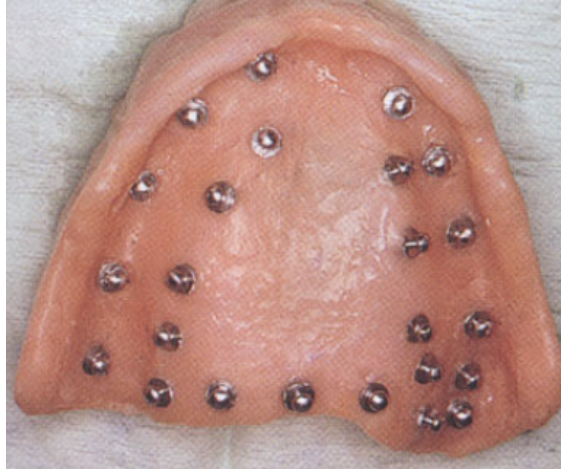


Şekil 12. Chercheve'in tasarımı (Crain'den, 1993)



Şekil 13. Blade implant örneği (Crain'den, 1993)

1970'lerde, Weiss ve Judy tarafından intramukozal implantlar keşfedilmiştir. Bunlar sadece üst çene damak bölgesinde kullanılan ve üst tam protezin tutuculuğuna katkı sunan implantlardır (Weiss ve Judy, 1974) (Şekil 14). 1975 yılında Dr. Small tarafından, alt çeneye bağlanan transosseöz implantlar tanıtılmıştır. Sadece alt çene ön bölgede kullanımı olan bu implantlar, kret tepesinde ve kemik bazisinde plaka şeklinde parçaları olan, bu plakaların kemik içinden geçen vidalar ile sabitlendiği materyallerdir (Small ve Misiek, 1986) (Şekil 15).

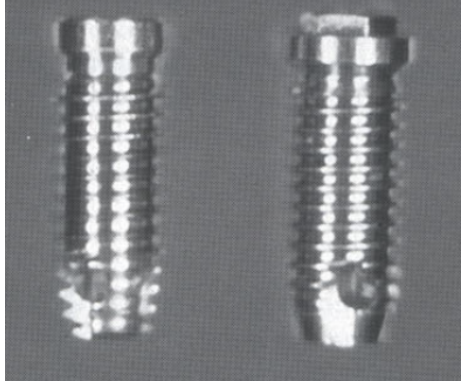


Şekil 14. İnamukozal implant örneği (Crain'den, 1993)



Şekil 15. Transosseöz implant örneği (Crain'den, 1993)

1978 yılı, oral implantoloji için bir dönüm noktasıdır. Bu yılda, günümüzde kullanılan implant sistemlerinin ilk örneği uygulanmıştır. Dr. P. Brånemark çift aşamalı cerrahi ile yerleştirilen, saf titanyum, kök formunda implantları sunmuştur (Brånemark ve ark., 1985) (Şekil 16). Test aşamasında iken ilk olarak 1965'te hastalarında kullanmıştır. Brånemark'ın ilk hastasında ciddi çene deformiteleri, doğuştan diş eksiklikleri ve çapraşıklık olduğu bildirilmiştir. Alt çeneye dört implant yerleştirilmiştir ve implantlar 6 ay sonra yüklenmiştir (Brånemark ve ark., 1977). Hasta 2006 yılında hayatını yitirene kadar 40 yıl boyunca fonksiyon görmüştür ve bu, bugüne kadar belgelenmiş, en uzun süre takibi yapılmış ilk olgu olmuştur (Pasqualini, 2009).



Şekil 16. Brånemark'ın geliştirdiği ilk implantlar (Crain'den, 1993)

Dr. Brånemark bu keşfi, 1952 yılında tesadüfen yapmıştır. Tavşan femurlarındaki kan akışını izlemek için kemiklere titanyum diskler yerleştirmiştir. Zamanla diskler kemikle bütünleşmiş ve çıkarılamamıştır (Brånemark, 1983). Kırıklarda kemik-kemik arasında nasıl bir iyileşme varsa, benzer bir iyileşmenin kemik-implant arasında da olduğu keşfedilmiştir ve “osseointegrasyon” kavramı ileri sürülmüştür. Bu terim Brånemark tarafından “Kemik ve yük taşıyan implant yüzeyi arasında doğrudan oluşan, yapısal ve işlevsel bağlantı” olarak tanımlanmıştır. Orijinal implantı silindirik tasarlanmıştır. Daha sonra konik formlar ortaya çıkmıştır. ITI-püskürtülmüş implantı, Stryker implantı, IMZ implantı ve Core-Vent implantı Brånemark'dan sonra geliştirilmiş implantlardır (Sterngoid Dental LLC, 2013) (Şekil 17). Modern implantolojinin Brånemark'dan sonraki iki değerli ismi Dr. Schroder ve Dr. Straumann da dental implantların üretilmesinde ortopedik cerrahide kullanılan metalleri denemişlerdir (Leney, 1993).

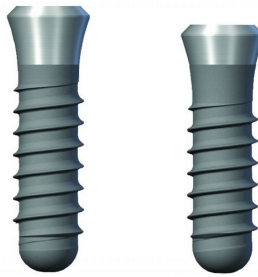


Şekil 17. IMZ ve Core-Vent implantları (Misch'den, 2015)

1980'lerde artık yaygın olarak kullanılan implant, kök formunda üretilen endosseöz implantlar olmuştur. Hangi endosseöz implant sisteminin seçileceğini belirleyen ana faktörler; tasarımı, yüzey pürüzlülüğü, yapılacak protezin dizaynı, kemiğe yerleştirilme kolaylığı, maliyeti ve uzun dönem başarısı şeklinde sıralanmıştır. Günümüzde de bu durum geçerliliğini korumaktadır (Pasqualini, 2014).

Tatum, 1980'lerin başında titanyum alaşımından oluşan ve yatay kanatları olan omni R implantını tanıtmıştır (Tatum ve Hardin, 1984). Niznick, birçok farklı implant sistemi tasarlamıştır. 1980'lerin başlarında ilk olarak Core-Vent implantını tanıtmıştır. Kemiğe yerleştirmede kolaylık sağlayan, içi boş, yivli yapıda bir implanttır. İkinci olarak, kemiğin implant yüzeyine daha çabuk adapte olmasını sağlamak amacıyla hidroksiapatit (HA) kaplamalı Screw-Vent implantı üretilmiştir. Daha sonra dayanak yerleşimini kolaylaştırmak için harici bir altıgen arayüz kullanan Swede-Vent implantı tasarlanmıştır. Ardından Bio-Vent ve Micro-Vent de dahil olmak üzere diğer sistemlerin geliştirilmesi devam etmiştir (ImplantDirect, 2018).

Dr. Driskell 1980'lerde, kök formunda, endosseöz, biri titanyum alaşımı, diğeri HA ile kaplanmış iki versiyonu olan Stryker implantlarını tanıtmıştır. (Driskell, 1991). Kirsch tarafından 1970'lerin sonuna doğru tanıtılan IMZ implantı, 1980'lerde birçok ülkede yaygın olarak kullanılmıştır (Kirsch ve Ackermann, 1989). IMZ implantında ilk defa yüzey alanını arttırmak amacıyla titanyum yüzey spreyi kullanılmıştır. Ayrıca doğal diş hareketlerini taklit etmek amacıyla içerisine hareketli bir ünite yerleştirilmiştir. 1980'lerin başında Calcitek şirketi, kalsit denilen sentetik, polikristal seramik HA üretmeye başlamıştır ve 1985'de Integral implant sistemini üretmiştir (Swiss NF Metal, 2007). Straumann şirketi tarafından yine aynı yıl ITI implant sistemi tanıtılmıştır. Bu sistem, tek aşamalı cerrahi ile yerleştirilmek üzere tasarlanmış özel plazma püskürtmeli yivlere sahiptir (Straumann, 2014) (Şekil 18).



Şekil 18. Straumann implantlar (Misch'den, 2015)

1990'lı yıllara kadar yapılan çalışmaların çoğu, implantların makro yapıları üzerinedir. İmplantın dış geometrisi, yiv yapısı, üretildiği malzemeler ile ilgili çalışmalar ön plandadır. Tüm bunların sonunda titanyum kullanılması ve implantların kök formunda olması üzerinde hemen hemen görüş birliğine varılmıştır. Ancak bundan sonra makro yapıdan çok mikro yapılar üzerinde durulmuş, yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi, daha ideal bir kemik-implant bağlantısının kurulması üzerine araştırmalar yoğunlaşmıştır.

İmplant yüzeylerinin modifiye edilmesinin temel nedenlerinden biri osseointegrasyonu daha ideal bir şekilde sağlamaktır. İyileşme süresini kısaltmak diğer bir nedendir. Bir implantın yüzeyi, biyolojik çevre ile temas halinde olan tek bölümdür. Yüzeyin özelliği doku cevabını ve mekanik özellikleri belirlemektedir (Eriksson ve ark., 2001). Titanyum implantların farklı yüzey özellikleri, osseointegrasyonunu iyileştirmek için test edilmiştir. İmplant yüzey alanının artırılması, stresin etkili bir şekilde dağıtılması için gereklidir. Bunun sağlanması için birçok yöntem geliştirilmiştir. Bunlar mekanik işlemler, kimyasal işlemler, elektrokimyasal işlemler, vakum uygulamaları, termal uygulamalar ve lazer uygulamalarıdır (Alla ve ark., 2011).

Bu yüzey işlemlerinin, farklılaşmış osteoblastların büyümesini ve metabolik aktivitesini etkilediği görülmüştür. Yüzey pürüzlülüğünün, osteoblastlar tarafından sitokin ve büyüme faktörü üretimini etkilediği de gösterilmiştir. Artmış yüzey pürüzlülüğü, doğrudan osteoblast hücre yayılımını ve göçünü arttıran transforme edici büyüme faktörü-beta (TGF- β - Transforming growth factor beta) üretimini indüklemektedir (Boyan ve ark., 2003). Bu durum, metal ve canlı doku arasında bir etkileşim olduğunu göstermektedir.

İlk osseointegre implantlar, orta derecede düzgün işlenmiş, parlak bir yüzeye sahiptir. Buna işlenmemiş veya tornalanmış implantlar denir. Üretildikten sonra bu implantlar temizlenmiş ve steril edilmiştir. İşlenmemiş implantların dezavantajı, osteoblastların yüzey olukları boyunca çoğalma eğiliminde olmasıdır. Brånemark tarafından üretilen bu implantlar, osseointegrasyon için daha uzun zaman gerektirmektedir. Yükleme işlemi için 3-6 ay kadar beklenmektedir. Bu implantlar çift aşamalı cerrahi ile yerleştirilmekte ve yeterli kemiğe sahip bölgelerde

kullanıldıklarında, klinik olarak uzun süreli, olumlu sonuçlar vermektedir (Brånemark ve ark. 1985) (Şekil 19a).

Asitle pürüzlendirme, implant yüzey alanını arttıran bir yöntemdir. Hidroklorik ve sülfürik asit karışımı gibi kuvvetli asitlerle aşındırma, titanyumdan yapılmış implantları pürüzlendirmenin bir yoludur. Bu işlem ile aynı zamanda yüzeydeki oksit tabakası da ortadan kaldırılmaktadır (McDonald ve ark., 2004). İmplant yüzeyi mat bir görünüm almaktadır. Bu işlem ile her noktada eşit pürüzlülük, aktif yüzey alanı ve daha iyi bir osseointegrasyon sağlanmaktadır. Asitle aşındırmanın uzun yıllar osseointegrasyonu iyileştirdiği gösterilmiştir (Wong ve ark., 1995; Cho ve Park, 2003) (Şekil 19b).



Şekil 19. a: Parlak yüzeyli tornalanmış implantlar, **b:** Asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar (Misch'den, 2015)

HA, kemik ve implant arasında güçlü bir bağ oluşturma potansiyeline sahip bir materyaldir. HA kaplama ile, implant üzerinde bir kalsiyum ve fosfat tabakası oluşmaktadır. HA, çeşitli yollarla metaller üzerine kaplanabilmektedir. Ancak HA'nin emilmeye ve daha fazla bozulmaya maruz kalması, beraberindeki titanyum parçacıklarının gevşemesi ve yüzeyden ayrılması gibi bir sorun oluşturmaktadır (Ducheyne ve Cuckler, 1992).

Plazma kaplama, implantın yaklaşık 40-50 µm kadar bir kaplama kalınlığına sahip olmasını sağlamaktadır. İşlem, çok yüksek sıcaklıklardaki plazma aleviyle ısıtılan implant yüzeyine, toz halindeki titanyum parçacıklarının püskürtülmesi şeklinde gerçekleşmektedir. Bu parçacıklar daha sonra implant yüzeyinde yoğunlaşmakta ve birbirine kaynamaktadır. Plazma püskürtme yöntemi ile homojen bir kaplama sağlanamamaktadır. Ayrıca kaplamanın bileşiminde farklılıklar meydana gelmektedir.

Bunlar implant başarısızlıklarına neden olabilmektedir (Rosenberg ve ark., 1991; Verheyen ve ark., 1993).

Diğer kaplamalar; kompozit kaplamalar, titanyum nitrit kaplamalar, karbon kaplamalar, cam ve seramik kaplamalar ile titanyum dioksit film kaplamalar şeklindedir (Sabane, 2011).

Kumlama ve asitleme diğer bir yüzey artırma yöntemidir. İlk olarak büyük titanyum veya alumina parçacıklar ile implant yüzeyine basınçlı kumlama uygulanmaktadır. Ardından sırasıyla sülfürik asit ve hidroklorik asitle muamele işlemi gerçekleştirilmektedir. Bu şekilde yüzey pürüzlülüğü sağlanmakta ve mükemmel bir osseointegrasyon elde edilmektedir (Bornstein ve ark., 2008). Kumlamada parçacık boyutunun değiştirilmesi, son yüzey pürüzlülüğünü etkileyebilmektedir. Titanyum implantların 25 µm ve 75 µm boyutlarında alumina ve titanyum partikülleri ile kumlanması, parlak yüzeyli işlenmemiş implantlara kıyasla daha iyi kemik oluşumu için zemin hazırlamaktadır (Gupta ve ark., 2010).

Yüzey pürüzlendirmesinde kullanılan bir diğer yol ise elektrokimyasal pürüzlendirme yöntemidir. Buna anodik oksidasyon da denmektedir. Parlak yüzeyli işlenmemiş implantlar, anodize implantlara kıyasla daha yavaş iyileşme süresine sahiptir. Köpek modellerinde yapılan bir çalışmada, anodize implantlar etrafında, parlak yüzeyli işlenmemiş muadillerine göre daha fazla kemik yoğunluğu kaydedilmiştir (Gurgel ve ark., 2008).

Osseointegrasyonu arttırmak için bulunan diğer bir yöntem ise implant yüzeyine flor uygulanmasıdır. Titanyum, çözümlü titanyum florür oluşturmak üzere flor ile bir araya gelmektedir. Böylece osseointegrasyonun arttığı gözlemlenmiştir. Flor uygulanmış ve pürüzlendirilmiş implantların, kontrol implantlarından daha yüksek sökme torkuna sahip oldukları bildirilmiştir (Ellingsen ve ark., 2004).

Dental implantların lazerle ablasyonu, kemik-implant bağlantısını arttırmada kullanılan bir diğer yöntemdir. İşlem sonunda kırılmaya karşı dirençli, mükemmel pürüzlü, oksit tabakası arttırılmış çok sert titanyum yüzeyler elde edilmektedir (Gaggl ve ark., 2000; Hallgren ve ark., 2003). Biyolojik çalışmalar, oluşan yüzeylerin hücre gelişimini ve bağlanmasını yönlendirdiğini göstermiştir (Frenkel ve ark., 2002).

Başka bir yüzey işlemi ise “püskürtme” olarak adlandırılır. Bu, implant yüzeyinin bir vakum odasında, yüksek enerjili iyonlara maruz bırakılması ile

gerçekleşmektedir. Çok uzun zaman alan bir işlem olduğundan pek tercih edilmemektedir (Jansen ve ark., 1993).

Osseointegrasyonu arttırmak için başvurulan diğer bir yöntem ise, implant yüzeylerinin bifosfonatlarla kaplanmasıdır (Yoshinari ve ark., 2002; Kwak ve ark., 2009). Bifosfonatlar kemik kaybını önler ve kısa vadede kemik kitlesini arttırmalar (Meraw ve Reeve, 1999). İn vivo çalışmalar bu ilaçlarla osseointegrasyonda küçük bir artış olduğunu göstermektedir. Zoledronat ve pamidronat kaplanan implantlarda kemik temas alanında bir artış olduğu görülmüştür (Meraw ve ark., 1999; Kajiwara ve ark., 2005).

Yine bifosfonatlar ile aynı biyokimyasal yolağı (mevalonat yolağı) inhibe eden statinler de osseointegrasyonu arttırmak için implant yüzeylerinde kullanılmıştır. Statinler kolesterol düşürücü ilaçlardır (Goldstein ve Brown, 1990). Simvastatin kaplanan implantlarda, kemik oluşumunu indükleyen bazı kemik morfogenetik proteinlerinin (BMP - Bone Morphogenetic Protein) salınımının arttırdığı gösterilmiştir. Ayrıca osteoblastik aktivitede de artış olduğu saptanmıştır (Mundy ve ark., 1999).

İmplantların antibiyotik ile kaplanmasının, osseointegrasyon açısından olumlu etkisi olup olmadığı araştırılmıştır. Bunun antibakteriyel işlev gördüğü, ayrıca virülan endotoksinleri implant yüzeyinden uzaklaştırdığı gösterilmiştir. Tetrasiklin osseointegrasyonunu güçlü bir şekilde desteklediği bulunmuştur (Alt ve ark., 2006; Herr ve ark., 2008).

BMP gibi büyüme faktörleri, trombosit türevi büyüme faktörü (PDGF – Platelet derived growth factor) ve TGF- β , implant çevresi kemik iyileşmesini arttırmaktadır (Persson ve ark., 2001; Sigurdsson ve ark., 2001; Becker ve ark., 2006; Avila ve ark., 2009; Schouten ve ark., 2009). Ancak bunların implant yüzeyinden belli bir süre boyunca salınması gerektiği için uygulamaları sınırlıdır.

2013 yılında farklı bir yaklaşım olarak, Universitat Jaume I'de, osteoporoz benzeri kemik hastalıkları olan insanlara yardımcı olmak için yeni materyal geliştirilmiştir. İmplantlar biyobozunur bir malzeme ile kaplanmıştır. Soldent projesi olarak adlandırılan proje ile, implant kemiğe temas ettiğinde, kemik oluşumunu hızlandıracak bileşikler serbest bırakan biyolojik olarak parçalanabilen bir kaplama üretilmiştir (Universitat Jaume I, 2013).

İlerleyen teknoloji sayesinde, yüzey özelliklerinin geliştirilmesi ile ilgili çalışmalar devam etmektedir. Gelecekte sürece daha olumlu katkı sunacak yüzeylerin geliştirileceği düşünülmektedir.

2.2. Günümüzde Kullanılan Dental İmplantlar

Geçmişten günümüze dental implantların birçok farklı türü kullanılmıştır ve bunlar birçok farklı materyalden yapılmışlardır. Günümüz implantlarında kullanılan materyaller Tablo 1’de verilmiştir. Tüm bunların içinde en fazla kullanılan materyal saf titanyumdur (Misch, 2015). İmplantların kök formunda olması üzerinde bir görüş birliği sağlanmıştır. İmplant üreticilerinin çoğu benzer yapıda, benzer parçalarla üretim yapmaktadır.

Tablo1. Günümüz implant üretiminde kullanılan materyaller ve bileşimleri (Misch, 2015’den uyarlanmıştır)

Kullanılan Materyaller	Bileşimleri (%)
Titanyum	99+ Ti
Titanyum-Alüminyum-Vanadyum	90Ti-6Al-4V
Krom-Kobalt-Molibden	66Co-27Cr-7Mo
Paslanmaz Çelik	70Fe-18Cr-12Ni
Zirkonyum	99+ Zr
Tantalyum	99+ Ta
Altın	99+ Au
Platin	99+ Pt

Sistemler cerrahi ve protetik olmak üzere 2 ana bölümden oluşurlar. Cerrahi bölümde, implant gövdesinin kemik içerisine yerleştirilmesi safhasında kullanılan; protetik bölümde ise gövde üzerine restorasyon yapılması için gerekli olan elemanlar bulunmaktadır.

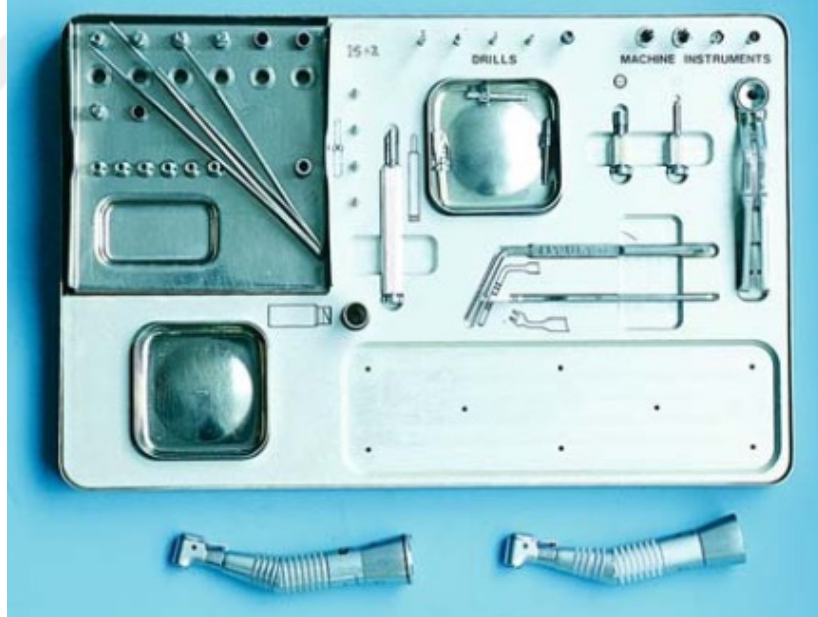
2.2.1. İmplantların Cerrahi Elemanları

***Cerrahi motor:** İmplant gövdesini yerleştirmek için açılacak yuvanın hazırlanmasında kullanılırlar. Tork ve hızı ayarlayabilirler. Ayrıca bölgenin soğutulması için serum akışını da kontrol ederler. Tüm markalarla kullanılabilirler (Şekil 20).

***Cerrahi angulduruva:** Cerrahi motorla kullanılan aletlerdir. İmplant cerrahisinde yeşil kuşaklı olanları tercih edilir. Bunlar motorun devri ile aynı devirde çalışırlar (1:1). Üzerlerinde serum hortumunun takılacağı kısımları mevcuttur. Tüm markalarla kullanılabilirler (Şekil 21).



Şekil 20. Cerrahi motor (Fragiskos'dan, 2007)



Şekil 21. Cerrahi set ve angulduruvalar (Fragiskos'dan, 2007)

***Cerrahi set:** İmplant gövdesini kemiğe yerleştirmek için kullanılacak tüm cerrahi elemanları içerisinde bulunduran, steril edilebilir özellikte olan taşıyıcılardır (Şekil 21). Her implant markasının kendine ait bir cerrahi seti mevcuttur. Ancak her set benzer parçalar ihtiva eder (Şekil 22). Setlerde bulunan parçalar aşağıdaki gibidir;

***İşaretleyici frez:** Kemik üzerinde ilk kullanılan, gövdenin yerleştirileceği yerin belirlenmesini sağlayan frezdir. Rond veya sivri uçlu olabilirler (Şekil 22a).

***Pilot frez:** Kullanılması planlanan gövde boyunda girilen ilk frezdir. Bundan sonraki frezler bu frezin açtığı yolu takip ederler (Şekil 22b).

***İmplant çapına uygun genişletme frezleri:** Pilot frezden sonra, yine kullanılması planlanan gövdenin boyunda girilen, gövde çapına göre sırayla kullanılan ve sayısı değişen frezlerdir (Şekil 22c).

***Paralel pinler:** Gövdenin yerleştirileceği yuvanın diğer dişler veya implantlar ile arasındaki paralelliği, konumu göstermeye yarayan elemanlardır (Şekil 22d).

***Derinlik ölçer:** Gövdenin yerleştirileceği yuvanın derinliğini ölçmek için kullanılan elemandır. Bazı setlerde paralel pinlerle de derinlik ölçülebilir (Şekil 22d).

***Boyun açıcı frezler:** Önerilen durumlarda boyun rezorpsiyonunu önlemek için kullanılan frezlerdir (Şekil 22e).

***İmplant taşıma anahtarları:** İmplant yuvası hazırlandıktan sonra, gövdeyi yuvaya yerleştirmede veya yuvadan çıkarmada kullanılan parçalardır. El ile veya angulduruva ile kullanılan tipleri vardır (Şekil 22f).

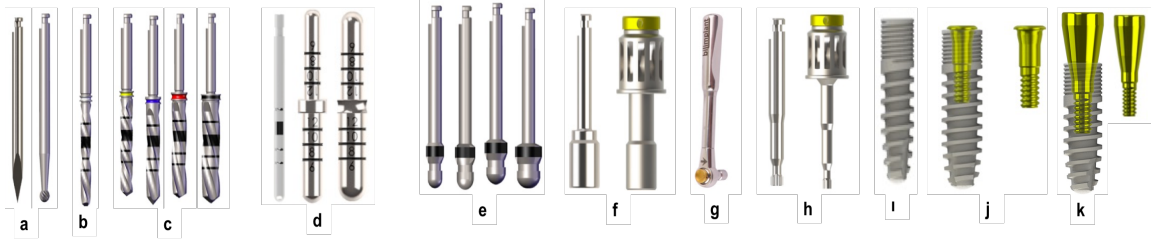
***Raşet:** İmplant gövdesinin yuvaya yerleştirilmesinde veya yuvadan çıkarılmasında, elle kullanıma uygun implant taşıma anahtarı ile kullanılır. Torklu raşetten farklı olarak üzerlerinde tork ölçer yoktur (Bazı sistemlerin tek raşeti mevcuttur. Bu hem cerrahide hem de protetik aşamada kullanılırlar.). Cerrahi motorlarla ilerlenemeyecek derinliklere ilerlemeyi sağlar (Şekil 22g).

***Vida taşıma anahtarı:** Gövdeye yerleştirilen her türlü vidanın takılmasında ve çıkarılmasında kullanılan elemandır. Yine el ile veya angulduruva ile kullanılan tipleri vardır (Şekil 22h).

***İmplant gövdesi:** Kemik içerisine yerleştirilen, tüm sistemin ana parçasıdır. Markaya özel olarak farklı boy, çap, geometri ve yüzey özelliğinde üretilebilir. Kemik durumuna göre hekim tarafından seçilerek kullanılır (Şekil 22i).

***İmplant koruyucu kapama vidası:** Çift aşamalı cerrahilerde ikinci aşamaya kadar, implant gövdesinin iç yiv yapısını korumak için kullanılan elemandır. İmplant gövdesinin de yer aldığı steril pakette bulunur. Hekimin planladığı bekleme sürecinden sonra, cerrahi olarak çıkarılır ve yerlerini iyileşme başlığına bırakır (Şekil 22j).

***İyileşme başlıkları:** Çift aşamalı cerrahide, koruyucu kapama vidasının yerini alan, tek aşamalı cerrahide ise implant gövdesi yerleştirildikten sonra kullanılan vidalardır (Şekil 22k).



Şekil 22. Cerrahi sette yer alan elemanlar. **a:** İşaretleyici frezler, **b:** Pilot frez, **c:** İmplant çapına uygun genişletme frezleri, **d:** Paralel pin ve derinlik ölçerler, **e:** Boyun açıcı frezler, **f:** İmplant taşıma anahtarları angulduruva-el tipi, **g:** Raşet, **h:** Vida taşıma anahtarları angulduruva-el tipi, **i:** İmplant gövdesi, **j:** İmplant koruyucu kapama vidası, **k:** İyileşme başlığı (Bilimplant, 2018'den uyarlanmıştır)

2.2.2. İmplantların Protetik Elemanları

Bazı implant sistemlerinde, protez aşaması için ayrıca protez setleri geliştirilmiştir. Bazıları ise benzer aletler kullanıldığından cerrahi setindeki parçaların kullanılmasını uygun bulmuşlardır. İmplant sistemi ne olursa olsun, protez aşamasında kullanılan elemanlar şu şekilde sayılabilir (Şekil 23):

***Vida taşıma anahtarı:** Cerrahi setteki ile aynı anahtardır. Koruyucu kapama vidasının, iyileşme başlığının veya vidalı ölçü postlarının takıp çıkarma işlemlerinde kullanılır (Şekil 23a).

***Ölçü postları:** İmplantın kemik içerisindeki konumunu modele aktarmak için kullanılan ara parçalardır. Vidalı veya vidasız olabilirler. Açık ve kapalı ölçü kaşıkları için farklı ölçü postları üretilmektedir (Şekil 23b).

***İmplant gövdesi analogu:** Alçı model içinde kalan, tüm laboratuvar aşamaları boyunca implant gövdesini çene kemiği içindeki konumuyla taklit eden elemanlardır. Ölçü postlarına bağlanarak modele aktarılır (Şekil 23c).

***Dayanaklar (Abutment):** Laboratuvar aşamasında analoglara vidalanarak hazırlanan, üzerine protez planlanan, son olarak kemik içerisindeki implant gövdesine vidalanıp torklanan, implant gövdesi ile protez arasındaki ara parçalardır. Planlanan protezlere göre farklı özellikte olanları kullanılmaktadır.

***Düz dayanak:** Tüm yapının düz ve aynı ekseninde olduğu dayanaktır. Simante edilecek protezlerle kullanılır (Şekil 23d).

***Açılı dayanak:** İmplant gövdesine oturan kısmı ile açı yapan dayanaktır. İmplant gövdesinin açılı yerleştirildiği durumlarda, simante edilecek protezlerle kullanılır (Şekil 23e).

***Estetik dayanak:** Platformunda basamaklı diş kesimini taklit eden bir yapının olduğu dayanaktır. Simante edilecek protezlerle kullanılır (Şekil 23f).

***Düz vida tutuculu dayanak:** Oklüzal vida ile sabitlenecek protezlerin altında kullanılan dayanaktır (Şekil 23g).

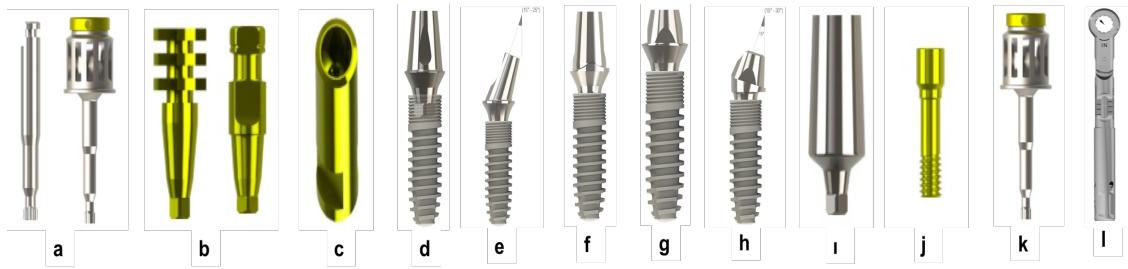
***Açılı vida tutuculu dayanak:** Gövdenin açılı yerleştirildiği durumlarda, oklüzal vida ile sabitlenecek protezlerin altında kullanılan dayanaktır (Şekil 23h).

***Kişisel dayanıklar:** Kişiye özel olarak kesilerek, dökümle veya CAD-CAM teknolojisiyle üretilen dayanıklardır(Şekil 23i).

***Dayanak bağlantı vidası:** Dayanağı implant gövdesine sabitleyen vidadır. Torklu raşetlerle, üreticinin belirlediği kuvvetlerle sıkılır (Şekil 23j).

***Vida torklama anahtarı:** Dayanak bağlantı vidasına oturan, torklu raşetle sıkımayı sağlayan ara parçadır (Şekil 23k).

***Torklu raşet:** Dayanak bağlantı vidasının sıkılmasında kullanılan, uygulanacak kuvvetin ayarlanabildiği, üzerinde tork ölçer bulunan el aletleridir (Şekil 23l).



Şekil 23. Protetik elemanlar. **a:** Vida taşıma anahtarları angulduruva-el tipi, **b:** Ölçü postları açık-kapalı kaşık teknikleri için, **c:** İmplant gövdesi analogu, **d:** Düz dayanak, **e:** Açılı dayanak, **f:** Estetik dayanak, **g:** Düz vida tutuculu dayanak, **h:** Açılı vida tutuculu dayanak, **i:** Kişisel dayanak, **j:** Dayanak bağlantı vidası, **k:** Vida torklama anahtarı, **l:** Torklu raşet (Bilimplant, 2018'den uyarlanmıştır)

2.3. Dental İmplant Cerrahisi Prosedürü

Detaylı klinik ve radyografik incelemelerin ardında, hastanın cerrahiye engel olacak sistemik bir problemi yoksa ve kalan kemik miktarı yeterli ise, temel dental implant cerrahisi ile implantlar yerleştirilebilir. Kemik miktarı yetersiz hastalarda ise ileri implant cerrahisi prosedürleri tercih edilmelidir.

Temel dental implant cerrahisinde sırasıyla şu adımlar izlenmektedir.

-Mukoperiosteal flep kaldırılması: Dental implant cerrahisinde, anestezi sonrası yapılan ilk işlem mukoperiosteal flep kaldırılmasıdır. Dişsiz kretlerde yapılacak işlemlerde; kret tepesinden yatay kesiye başlanmaktadır. Kesinin sınırları, implant yerleştirilecek bölgenin büyüklüğüne göre belirlenmektedir. Gerek görülen yerlerde bu insizyona dik insizyonlar hazırlanmakta ve flep rahatlatılmaktadır. Orta hattı içine alan flep dizaynlarında; orta hattan dikey bir insizyon yapılması hem flebin rahatlamasını sağlar; hem de implantların simetrik olarak yerleştirilmesine rehberlik eder.

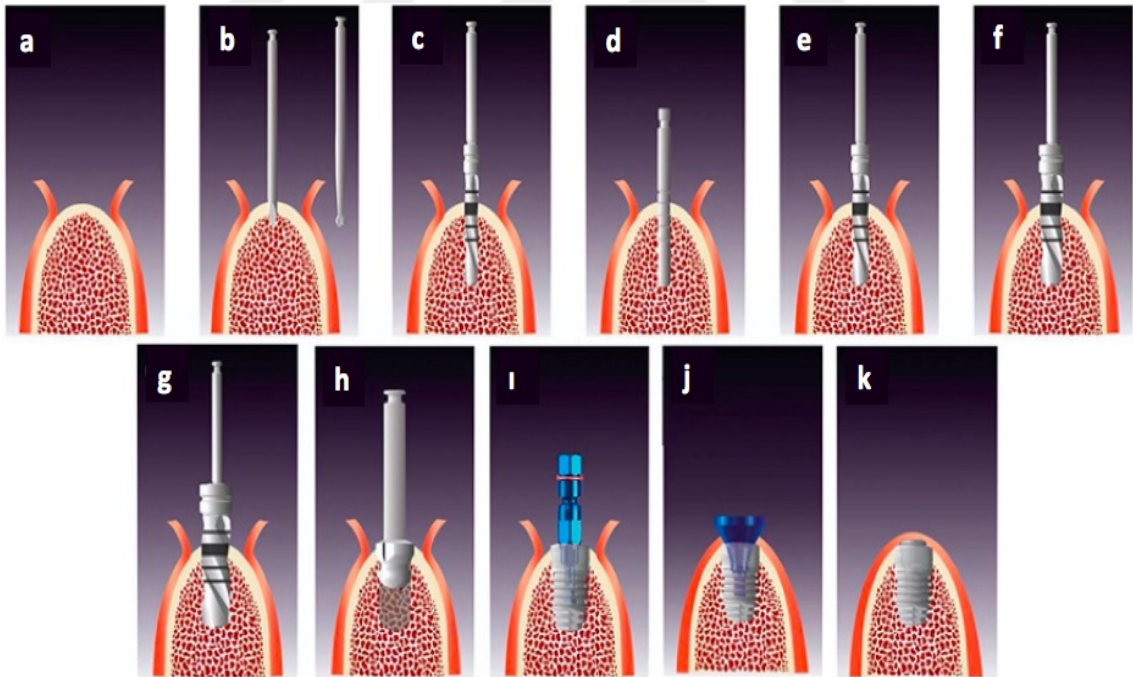
Tek veya birkaç dişin eksik olduğu durumlarda, doğal dişe komşu bölgelerde papil koruyucu vertikal insizyonlar yapılmaktadır. Horizontal insizyon ise yine planlanan cerrahi alana göre sınırlandırılmaktadır (Şekil 24a).

-İmplant yuvasının hazırlanması: Cerrahi setteki işaretleme frezi ile, üreticinin önerdiği derinlikte girilerek yapılacak yer belirlenmektedir (Şekil 24b). Ardından pilot frez ile, yerleştirilmesi planlanan implantın boyunda kemiğe girilmektedir (Şekil 24c). Paralel pin yerleştirilmektedir. Bu şekilde açılan yuvanın konumu, diğer diş veya implantlarla arasındaki mesafeler, paralellikler kontrol edilmektedir (Şekil 24d). Daha sonra planlanan çapa ulaşmak için, setteki genişletme frezleri sırayla kullanılmaktadır. Çap arttıkça kullanılacak frez sayısı da artmaktadır (Şekil 24e,f,g). Üreticinin önermesi halinde, uygun çaptaki boyun açıcı frez kullanılmakta ve yuva tamamlanmaktadır (Şekil 24h).

-İmplant gövdesinin yerleştirilmesi: İmplant özel paketinden çıkarılmaktadır. Elle yerleştirilecekse implant taşıma anahtarı ve raşet yardımıyla yuvaya yerleştirilmektedir. Motorla yerleştirilecekse, yine motorla yerleştirmeye uygun taşıma parçası ile yerleştirilmektedir. Motorla yerleştirirken yuvada ilerlemeye devam etmez ve açıkta kalırsa, yine raşetle ilerletilmektedir (Şekil 24ı). Bu aşamadan sonra tek veya çift aşamalı cerrahi tercihinin göre gerekli vida implant gövdesine yerleştirilmektedir.

-Çift aşamalı (Two-Stage, Submerged) cerrahi: İmplant gövdesi yerleştirildikten sonra, koruyucu kapama vidası gövdeye yerleştirilmektedir. Ardından flep kapatılmaktadır. Tüm yapı, oral mukozanın altında kalmakta ve iyileşmeye bırakılmaktadır. İyileşme sonrası, ikinci bir cerrahi ile implant açığa çıkarılmaktadır. Koruyucu kapama vidası çıkarılmakta ve yerine iyileşme başlığı takılmaktadır. Yaklaşık 1 hafta geçtikten sonra protetik aşamalara geçilmektedir. Geleneksel olarak bu yöntem tercih edilmektedir. İleri implant cerrahilerinde, primer stabilitesinin yetersiz olduğu durumlarda sadece bu yöntem uygulanabilmektedir (Şekil 24j).

-Tek Aşamalı (One-Stage, Nonsubmerged) cerrahi: İmplant gövdesi hazırlanan yuvaya yerleştirildikten sonra gövdeye iyileşme başlığı yerleştirilmektedir. Ardından bölge, iyileşme başlığı ağız ortamına açık kalacak şekilde suturlanmaktadır. Yaklaşık 1 hafta sonra suturlar alınmaktadır. Yumuşak doku iyileşmesinin ardından protetik aşamalara geçilmekte veya istenen stabilitenin sağlanması için bir süre beklenmektedir (Şekil 24k).



Şekil 24. Temel implant cerrahisi aşamaları. **a:** Mukoperiosteal flep kaldırılması, **b:** İşaretleme frezi ile yerleştirilecek yerin belirlenmesi, **c:** Pilot frezle ilk yuvanın hazırlanması, **d:** Paralel pinle derinlik ve açı kontrolü, **e,f,g:** Yuvanın planlanan implant çapına uygun olarak genişletilmesi, **h:** Boyun açıcı frezle boyun kısmının preparasyonu, **i:** İmplant gövdesinin yerleştirilmesi, **j:** Çift aşamalı planlanan cerrahinin bitirilmesi, **k:** Tek aşamalı planlanan cerrahinin bitirilmesi (Bilimplant, 2018'den uyarlanmıştır)

2.4. Luminesans, Floresans ve Fosforesans Kavramları

Elektronları uyarılan bir maddenin ışımaya yapmasına ‐Luminesans‐ denir. Bu kavram 17. yazyılda ilk olarak İtalyan Vincentinus Casciarolo tarafından keşfedilmiştir. Volkanik bir kayanın ısıtılmasının ardından ışımaya yaptığını gözlemlemiştir (Yen ve ark., 2006; Kitai, 2008).

Luminesans olayında ilk olarak madde uyarılmaktadır. Uyarılan maddenin elektronları, kararlı oldukları minimum enerji seviyesinden, kararsız oldukları yüksek enerjili bir seviyeye çıkmaktadır. Yüksek enerji seviyesinde kalamayan elektronlar eski konumlarına dönmektedir. Bu arada elektronlar, uyarılma sonucu kazandıkları fazla enerjiyi ışımaya yoluyla ortama vermektedir (Yen ve ark., 2006).

Luminesans olay, uyarana göre isimlendirilmektedir ve türleri şöyle sıralanabilmektedir (Kasap ve Capper, 2006):

***Radyoluminesans:** Radyoaktif ışınlarla uyarılma sonrası, radyoaktif ışımaya yapma olayıdır.

***Katodoluminesans:** Katot ışınları ile uyarılma sonrası, katot ışımaya yapma olayıdır.

***Elektroluminesans:** Bir elektrik alanı tarafından uyarılan maddenin elektrik şeklinde enerji yayması olayıdır.

***Termoluminesans:** Radyoaktif ışınlarla maruziyet sonrası ısı yayılması olayıdır.

***Kemoluminesans:** Oksidasyon benzeri kimyasal süreçler sonrası gözlenen ışımaya olayıdır.

***Biyoluminesans:** Biyolojik süreçler sonrası gözlenen ışımaya olayıdır.

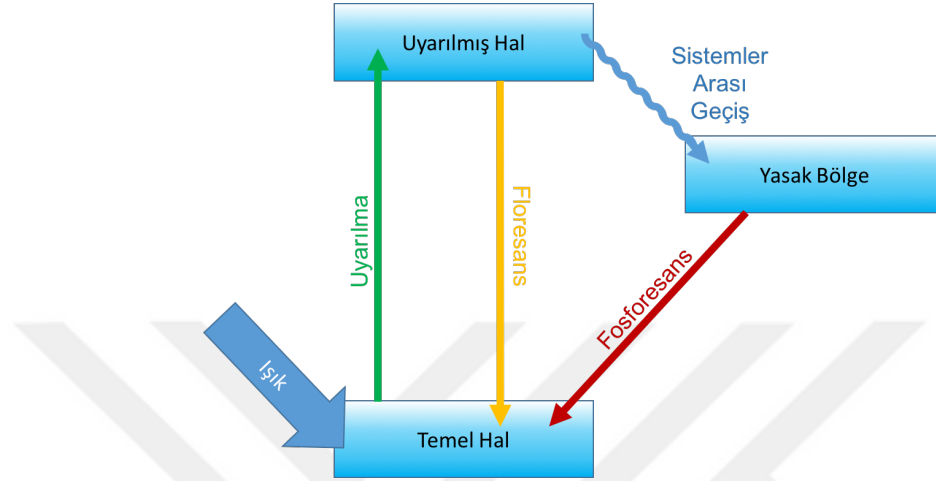
***Fotoluminesans:** Işıqla uyarılan maddenin ışık yayması olayıdır. 2 tipi vardır:

-Floresans: Dış uyarının madde ile etkileşimi kesildiği anda ışımaya durduğu olaylardır.

-Fosforesans: Dış uyarının madde ile etkileşiminin kesilmesine rağmen ışımaya bir süre daha devam ettiği olaylardır.

İkisi arasındaki fark elektronların yükseldiği enerji seviyeleri ile alakalıdır. Floresans maddelerde elektron yüksek enerjili, standart bir seviyeye çıkmaktadır. Hızlıca yerine dönerken ani ışımaya yapmaktadır. Fosforesans maddelerde ise elektron

yüksek enerjili standart seviyeye çıkmakta; geri dönerken, “yasak bölge” olarak adlandırılan bir seviyeye uğramaktadır. Buradan da eski yerine dönmesi, floresans maddelere göre daha çok zaman almaktadır. Bu nedenle fosforesans olayda ışıma belli bir süre devam etmektedir (Albani, 2007) (Şekil 25).



Şekil 25. Fosforesans olayının şematik anlatımı (Jablonski-Perrin diyagramından uyarlanmıştır)

2.5. Fosforesans Maddelerin Tarihsel Gelişim Süreci

Fosforesans maddelerle ilgili ilk örnek olan Bologna taşına (BaS), 1609 yılında rastlanmıştır (Yen ve ark., 2007).

Konuyla ilgili güncel çalışmalar 19. yüzyılın sonlarında başlamıştır. ZnS gibi çinko esaslı fosforesans materyaller, Fransız kimyacı Theodore Sidot tarafından 1866 yılında bulunmuştur. Bu keşfin konusuyla ilgili ilk çalışma olduğu görülmektedir. Yaklaşık 40 dakika ışıma süreleri olduğu bulunmuştur. Daha sonra fosforesans maddelere çeşitli katkıların eklenmesi ile (Cu, Ag gibi) sürelerin uzatılacağı, ışıma renklerinin değiştirilebileceği keşfedilmiştir. Çinko esaslı bu materyallere, 1. nesil fosforesanslar da denilmektedir. Bunlar, geçmişte tüplü televizyonlarda görüntü elde edilmesinde kullanılan en önemli materyallerden olmuştur. Uzun yıllar, farklı aktivatör ilaveleri ile çinko esaslı materyallerin geliştirilmesi üzerine yoğunlaşmıştır (Yen ve ark., 2007).

Daha sonra CaS ve SrS gibi toprak alkali sülfürlerin fosforesans özellikleri Lenard ve ark. tarafından keşfedilmiştir. Bunlar 2. nesil fosforesanslar olarak adlandırılırlar. 1970’lerde Lehmann ve ark. bunları, Bi^{+3} , Eu^{+2} ve Ce^{+3} gibi farklı pek çok katkıyla daha da geliştirmişlerdir. Böylece gün ışığı ile uyarılabilme özelliği

kazanmışlardır. Ancak stabil olmadıklarından ve nemli ortamlarda H₂S açığa çıkardıklarından, kullanımları sınırlı kalmıştır (Yen ve ark., 2007).

İlerleyen zamanlarda, ışıma süresini uzatmak için radyoizotopların kullanımı gündeme gelmiş, ancak bunların radyoaktif etkilerinden kaynaklanacak zararları göz önüne alınmış ve bundan vazgeçilmiştir. Neme karşı duyarlı olmaları yine dış ortamda bunların kullanımını ortadan kaldırmıştır (Clabau ve ark., 2005).

Uzun süreli ışıma yapan toprak alkali aluminat esaslı materyaller, 3. nesil fosforesanslar olarak adlandırılmaktadır. Bunlar morötesi ve görünür ışık ile uyarılabilmektedir. Geleneksel materyallere göre çok daha uzun sürelerde (10 saat üzeri), değişik renklerde görünür ışık üretebilmektedirler. Yüksek verimlilikleri, kararlı bileşikler olmaları, ışık şiddetlerinin ve sürelerinin uzun olması, radyoaktif ışıma yapmamaları, bu tür maddelerin kullanım alanlarını genişletmiştir. Bu nedenlerden dolayı, yapılan bilimsel çalışmalar bu maddeler üzerinde yoğunlaşmıştır (Sarkisov ve ark., 2003; Lu ve ark., 2004).

Ca, Sr ve Ba aluminatlar, bu maddelerin ana matriksini oluşturmaktadır. Bunlara Eu⁺², Dy⁺³, Nd⁺³, La⁺³ gibi nadir toprak elementleri eklenmiş ve ışıma özelliklerinin geliştiği görülmüştür. Ayrıca farklı dalga boylarında yüksek renk kalitesine sahip ışımalar elde edilmiştir (Tablo 2). Bundan sonra özelliklerin daha da geliştirilmesi üzerine çalışmalar devam etmiştir (Marchal ve ark., 2003; Escribano ve ark., 2005; Qui ve ark., 2007).

Tablo 2. Uzun süreli ışıma yapan fosforesans malzemeler (Yen ve ark., 2006'dan uyarlanmıştır)

Bileşimi	Lüminesans Rengi	Lüminesans Dalga Boyu (nm)	İşıldama Parlaklığı (mcd/m ²)	İşıldama Süresi (dk)
CaSrS:Bi ⁺³	Mavi	450	5	≈90
CaAl ₂ O ₄ :Eu ⁺² , Nd ⁺³	Mavi	440	35	>1000
ZnS:Cu	Sarı-Yeşil	530	45	≈ 200
ZnS:Cu,Co	Sarı-Yeşil	530	40	>500
SrAl ₂ O ₄ :Eu ⁺²	Yeşil	520	30	> 2000
SrAl ₂ O ₄ :Eu ⁺² ,Dy ⁺³	Yeşil	520	400	>2000
CaS:Eu ⁺² ,Tm ⁺³	Kırmızı	650	1.2	≈45
Sr ₄ Al ₁₄ O ₂₅ :Eu ⁺² ,Dy ⁺³	Mavi-Yeşil	490	400	>2000
Sr ₂ MgSi ₂ O ₇ :Eu ⁺² ,Dy ⁺³	Mavi	470	100	>1000

Bu tür fosforesans malzemelerle ilgili ilk bilimsel çalışmalar 1960'lı yıllarda, genel olarak ışık kaynağı ve katot ışınlı tüp üretimini çalışmalarında yapmıştır. 1968

yılında Blasse ve ark. Eu^{+2} katılmış toprak alkali aluminatlar üzerine çalışmalar yürütmüşlerdir. Aynı dönemde Palilla ve ark., $\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2}$ fosforesans materyalinin özelliklerini geliştirme üzerine çalışmalar yayınlamışlardır. Bu çalışmalarında, olayın atomik temelde nasıl gerçekleştiğini ortaya koymuşlardır (Yu ve ark., 2004; Mothudi ve ark., 2009).

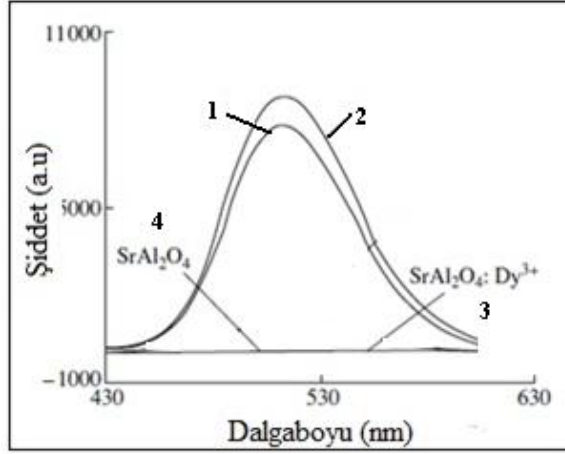
1996 yılında Matsuzawa ve ark., 520 nm dalga boyunda, yüksek şiddette ve yeşil renkte ışımaya yapan $\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2},\text{Dy}^{+3}$ (Evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat) materyalini bulmuşlardır. Eu^{+2} , Dy^{+3} katkılanması ile, 16 saate varan ışımaya sürelerine ulaşılmıştır. Bundan kısa bir süre sonra, yine uzun süreli ışımaya yapan $\text{CaAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2},\text{Nd}^{+2}$ bileşiğini keşfetmişlerdir. Bu iki materyalin tüm gece boyunca ışıyabilme kabiliyetleri, çok farklı alanlarda kullanımlarını gündeme getirmiştir. Ayrıca doğal veya yapay, hemen her ışık kaynağı ile uyarılmaları çok önemli bir avantaj sağlamıştır (Han ve ark., 2008).

1996 yılından beri pek çok yeni materyal geliştirilmiş olmasına rağmen, bunların pek azı doğal ışık altında uyarılabilmektedir. Fosforesansların kullanım alanlarını kısıtlayan en önemli meselenin de bu olduğu bildirilmektedir. Ancak stronsiyum aluminat bu sorunun çözüldüğü materyallerdendir (Han ve ark., 2008).

2.6. Evropiyum Ve Disprozyum İle Katkılandırılmış Stronsiyum Aluminat

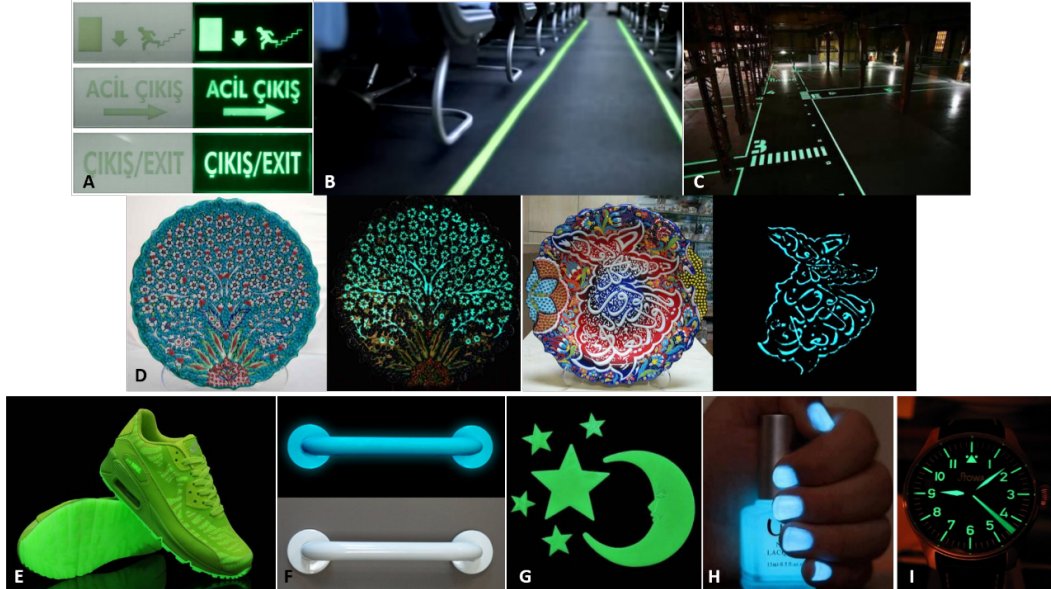
Günümüzde, üzerinde en çok araştırma yapılan fosforesans maddelerin başında, evropiyum (Eu^{+2}) ve disprozyum (Dy^{+3}) ile katkılandırılmış stronsiyum aluminat (SrAl_2O_4) gelmektedir. Bugün stronsiyum aluminat dendiğinde, çoğu zaman akla evropiyum ve disprozyum ile katkılandırılmış hali gelmektedir. Geleneksel sülfür bazlı fosforesans maddelere göre pek çok avantajları bulunmaktadır. Daha uzun ışımaya süresine ve daha yüksek ışımaya şiddetine sahiptirler (Song ve ark., 2008). Bunların yanında kimyasal ve termal olarak kararlı yapıdadırlar. Radyoaktif özellikleri yoktur. Bu özellikleri ile diğer materyallere göre daha güvenilirdirler (Ryu ve Bartwal, 2009). Ayrıca gün ışığında uyarılabildiklerinden, ek bir enerji kaynağına ihtiyaç duymamaktadırlar (Ozawa, 2007).

Eu^{+2} iyonu SrAl_2O_4 için ana aktivatördür. Işıma şiddetine doğrudan katkı sağlar. Dy^{+3} iyonu ise yapıda yardımcı aktivatör olarak görev yapar. Işıma şiddetine doğrudan katkısı yoktur. Ancak eklendiğinde ışımaya süresini arttırdığı gözlemlenmiştir (Wu ve ark., 2006) (Şekil 26).



Şekil 26.Uv ile uyarılmış SrAl_2O_4 bileşikleri. **1:** $\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2}$, **2:** $\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2},\text{Dy}^{+3}$, **3:** $\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Dy}^{+3}$, **4:** SrAl_2O_4 (Wu, 2006'dan uyarlanmıştır)

$\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2},\text{Dy}^{+3}$ pek çok kullanım alanına sahiptir. Uçaklarda, karayollarında, tekstil ürünlerinde, oyuncaklarda, seramik malzemelerde, acil çıkış levhalarında, kozmetik ürünlerinde, havaalanlarında, aksesuar ürünlerinde, metal kaplamalarda yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Bunların yanında bina ve köprülerde hasar tespit çalışmalarında da kullanıldığı bilinmektedir (Clabau ve ark., 2007; Zhang ve ark., 2009) (Şekil 27).

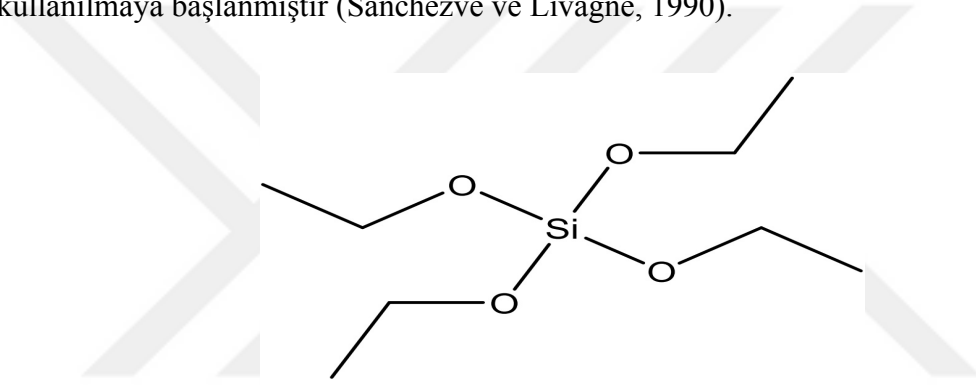


Şekil 27.Stronsiyum aluminatın farklı kullanım alanları. **A:** Acil çıkış levhalarında, **B:** Uçak acil çıkış şeritlerinde, **C:** Karayollarında, **D:** Seramik aksesuarlarda, **E:** Tekstil ürünlerinde, **F:** Metal kaplamalarında, **G:** Oyuncaklarda, **H:** Kozmetik ürünlerinde, **I:** Aksesuarlarda

2.7. Sol-Jel Tekniği

Sol-jel terimi, homojen görünümündeki süspansiyonların jelleştirilmesi ile, sıvı bir fazdan katı bir fazın oluşumu anlamına gelmektedir (Sanchezve ve Livagne, 1990). Hazırlanan sıvı faz (Sol), katalizör yardımı ile bir dizi hidroliz ve kondenzasyon tepkimesi verdikten sonra, katı bir faza (Jel) dönüşmektedir. Jel; sıvı içeren bir katıdır ve katı ile sıvının neredeyse homojen olarak karıştığı, güçlü bir ağ yapısı şeklindedir (Aurobind ve ark., 2006).

1846 yılında Ebelman, tetraetoksisilan molekülünün (Şekil 28), atmosferdeki nem ile yavaş hidrolizi sonucu jele dönüştüğünü gözlemlemiştir. Böylece yöntem keşfedilmiştir ve tetraetoksisilan, camsı bileşikler için ilk başlangıç maddesi olarak kullanılmaya başlanmıştır (Sanchezve ve Livagne, 1990).

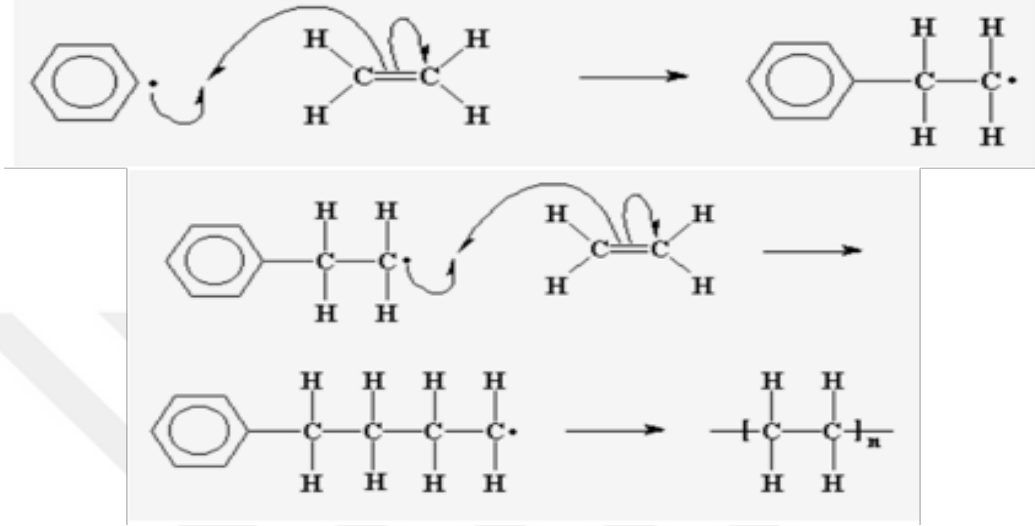


Şekil 28. Tetraetoksisilan molekülü

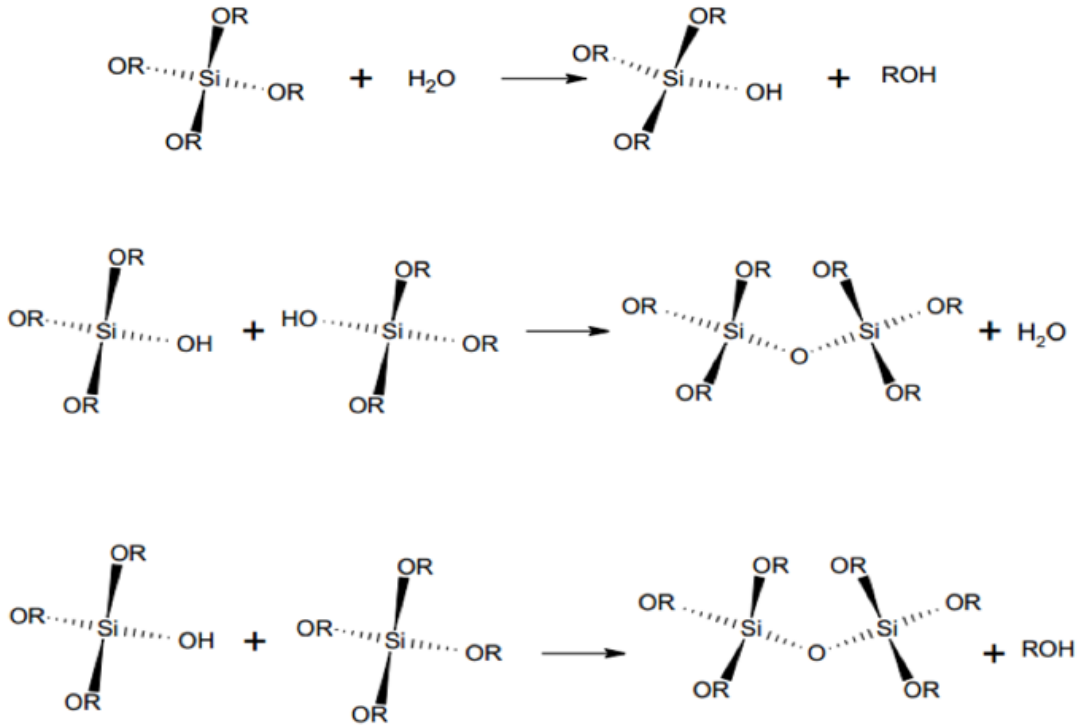
Sol-jel kimyası “yumuşak kimya” olarak da bilinmektedir. İstenen maddelerin düşük sıcaklıklarda elde edilmesine olanak sağlamaktadır. Geleneksel yöntemlerde, çok daha yüksek sıcaklıklarda ve çok daha fazla enerji kullanılarak, atom veya iyonların bir araya gelmesi söz konusudur. Bu nedenle yöntem oldukça avantajlıdır (Livage, 1997; Metroke ve ark., 2001; Maruszewski ve ark., 2003; Niederberger ve Pinna, 2009; Znaidi, 2010).

Sol-jel tekniğinde esasen inorganik veya hibrit (organik-inorganik) polimerleşme meydana gelmektedir. Ancak bu organik polimerleşme gibi gerçekleşmemektedir. Organik polimerlerin oluşumunda, monomerin karbon-karbon arası çiftli ve üçlü bağlarından en az biri kopmaktadır. Böylece monomerlerin kopan bağları, başka monomerlerin kopan bağları ile birleşmekte ve zincirleme olarak bir ağ şeklinde reaksiyon genişlemektedir (Şekil 29). Sol-jelde ise, molekül öncelikle hidrolize olmaktadır. Ardından hidrolize olan moleküller birleşmekte; bu sırada su ve alkol

yapılardan ayrılmaktadır (Şekil 30). Organik polimerlerin oluşumunda bağ açılması ve monomer birleşmesi söz konusu iken; sol-jel polimerizasyonunda grupların yer değiştirmesi, su ve alkolün açığa çıkması, açığa kalan uçların birleşmesi ve bir polimer yapının oluşması söz konusudur.



Şekil 29. Organik polimerlerin oluşumu (Kesmez'den, 2010)



Şekil 30. Sol-Jel ile polimerlerin oluşumu (Kesmez'den, 2010)

Sol-jel süreci sırasıyla şu şekilde gerçekleşmektedir (Toygun ve ark., 2013):

*Uygun bir alkol veya su, çözücü olarak kullanılmaktadır. Çözücü, ilerde kullanılacak ön başlatıcıya göre seçilmektedir.

*Yapılmak istenen ürüne göre katalizör kullanılabilir. Bunun için bir asit (HCl), veya bir baz (NH₃) seçilmektedir. Asitle katalizlenen reaksiyonlarda hidroliz; bazla katalizlenen reaksiyonlarda kondenzasyon hızlı bir şekilde gerçekleşmektedir. Böylece asit katalizli reaksiyonlarda az dallanmış uzun polimer zincirler oluşurken, baz katalizli reaksiyonlarda çok dallanmış kısa polimer zincirler oluşmaktadır. Bunlar sonuçta elde edilecek materyalin özelliklerini belirlemede oldukça önem teşkil etmektedir.

*Ortama metal-organik bir ön başlatıcı eklenmektedir. Bunlar M(OR)_n formundaki (M: metal, n: değerlik, R: alkil-C_xH_{2x-1} O: oksijen) alkoksitlerdir. Bir elementin atomlarının birbiri ile zincir yapabilme özelliklerine “katenasyon” denir. Katenasyon eğilimleri en yüksek olan elementler periyodik cetvelin 4A grubunda yer alır. Bunların arasında ise en yüksek 1. element karbondur. 2. element ise silisyumdur. Bu nedenle sol-jel tepkimelerinde genellikle silisyum tercih edilmektedir.

*Ön başlatıcının hidroliz ve kondenzasyonu gerçekleşmektedir. Suyun oksijeninin silisyuma nükleofilik etkisi nedeniyle hidroliz oluşmaktadır ve alkoksil grupları (OR) ile hidroksil grupları (OH) yer değiştirmektedir (Şekil 31a). Bir sonraki tepkime silan gruplarının kondenzasyonu, siloksan (Si-O-Si) bağlarının oluşmasını içeren kondenzasyon tepkimesidir. Bu tepkime iki yol ile oluşabilir.

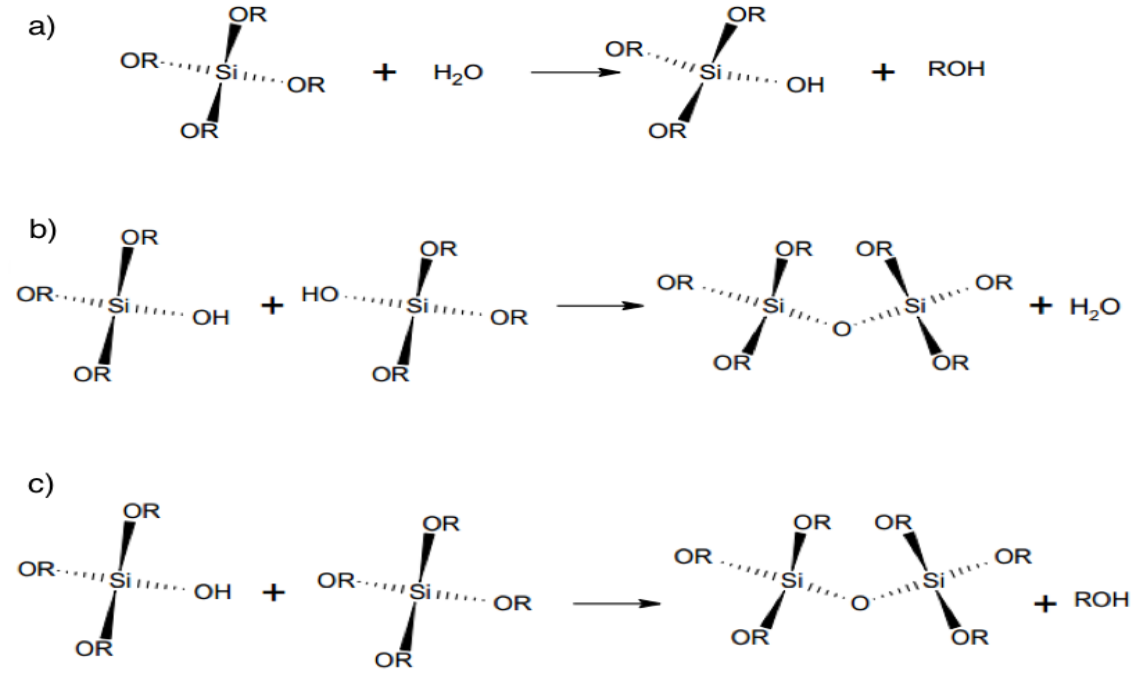
1- Su kondenzasyonu: Hidroliz ile hidroksil grubu kazanan bir molekül, diğer bir hidroksil grubu içeren molekülle birleşir. Su açığa çıkar (Şekil 31b).

2- Alkol kondenzasyonu: Hidroliz ile hidroksil grubu kazanan bir molekül, hidrolize uğramamış bir molekül ile birleşir. Alkol açığa çıkar (Şekil 31c).

*Bu tepkimeler sonunda, başlangıçta sıvı-sol halde olan karışım, zamanla katı-jel formuna dönüşmektedir. Böylece hem viskozite, hem de elastik modülü giderek artmaktadır.

*Son olarak jel içerisindeki çözücüyü, reaksiyonlarla oluşan alkol ve suyu uzaklaştırmak için buharlaştırmaya alınmaktadır.

Tüm bu süreç oldukça hassas olarak işlemektedir (Şekil 32). Yapılan çalışmalarda, hemen hemen aynı koşullarda üretim yapılmasına rağmen, farklı son ürünler elde edildiği görülmektedir. Çünkü sürecin her bir adımı, oluşacak son ürün üzerinde önemli etkilere sahiptir. Bu nedenle standart üretimler yapabilmek için, sürecin çok iyi takip edilmesi gerekmektedir (Toygun ve ark., 2013).

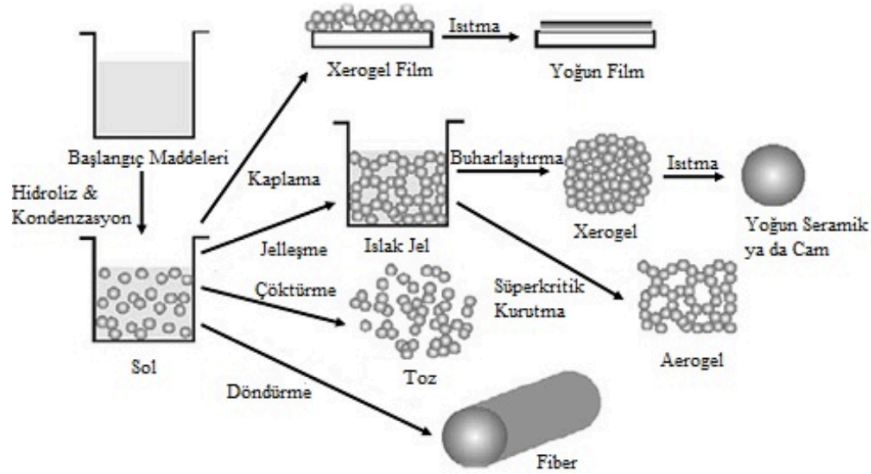


Şekil 31. Sol-Jel reaksiyonları. a: Hidroliz, b: Su kondenzasyonu, c: Alkol kondenzasyonu (Kesmez'den, 2010)



Şekil 32. Sol-Jel sürecinin şematik gösterimi

Sol-jel tekniğinde, hazırlanan sole karıştırılan maddeler, jelleşme sırasında yapıya hapsolmaktadır. Böylece bir yüzeye kaplanabilmektedir. Kurutularak, çökeltirek, döndürerek farklı maddeler elde edilebilmektedir (Toygun ve ark., 2013) (Şekil 33).



Şekil 33. Sol-Jel tekniği ile üretilen farklı materyaller (Toygun ve ark.'dan, 2013)

2.7.1. Sol-jel Tekniğinin Avantajları

- *Homojen materyaller elde edilebilir (Mackenzie 1988).
- *Reaksiyonlar düşük sıcaklıklarda gerçekleştirilebilir (Mohammadi ve Fray, 2011).
- *Yüksek sıcaklıklarda üretilmeyen malzemelerin üretilmesi mümkündür (Mohammadi ve Fray, 2011).
- *Organik ve inorganik grupları beraber içeren hibrit materyaller üretilir. Böylece ürünün hem inorganik, hem de organik malzemelerin özelliklerine sahip olması sağlanır (Schubert ve ark., 1995).
- *İnce filmlerin, kaplamaların ve fiberlerin üretilmesine olanak sağlar (Mackenzie 1988).
- *Yöntemle oldukça saf başlangıç maddeleri kullanılabilir. Sonuçta yüksek saflıkta malzemeler üretilir (Dislich 1985).

2.7.2. Sol-jel Tekniğinin Dezavantajları

- *Jelleşme ve ısıl işlemler sırasında malzemede büzülme görülür. Yöntemin en önemli dezavantajıdır.
- *Zamanla viskozite değişir.
- *Kullanılan malzemeler pahalıdır.
- *Bazı üretim süreçleri çok uzun olabilir.
- *Oluşan malzemede kalan, istenmeyen hidroksil grupları ve organik maddelerin kalıntılarını uzaklaştırmak zordur (Kesmez, 2010).

2.7.3. Sol-jel Tekniğinin Uygulama Alanları

Sol-jel tekniğinde inorganik veya organik-inorganik bileşikler kullanılabilir. Bu da malzemelerin hem organik, hem de inorganik özelliklerin bir malzeme bütünlüştürülmesine, tamamen farklı özellikler taşıyan malzemelerin geliştirilmesine katkıda bulunmaktadır. Bu nedenle sol-jel tekniğinin geniş bir uygulama alanı mevcuttur (Schubert ve ark., 1995). Bunlardan bazıları;

*Metal üzerine yapılan kaplamalar: Oksidasyonu önlemek, korozyona karşı koruma sağlamak, hidrofil veya hidrofob özellik kazandırmak, boyamak, fiziksel özellikleri arttırmak ve verimi yükseltmek gibi amaçlarla metaller kaplanabilmektedir (Guglielmi, 1997).

*Seramiklerinin üretilmesi: Bu yöntemle seramikler üretilmektedir. Moleküler seviyede homojenlik sağlanması ve düşük sıcaklıkların uygulanabilmesi büyük avantaj sağlamaktadır (Segal 1997; Gopal ve ark., 1997).

*Nanofiltrasyon membranların üretimi: Organik membranların kullanılmadığı yüksek sıcaklıklarda kullanılabilen ve daha sonra kolay rejenere olabilen membranlar üretilmektedir (Segal 1997).

*Elektrokimyasal uygulamalar: Süper kapasitörler ve bir çok farklı sensör üretilmektedir (Lev ve ark., 1997).

*Optik malzemelerin üretimi: Camlar farklı materyallerle kaplanarak, yüzeylerinin aşınmaya olan direnci artırılmaktadır. Ayrıca ışık karşısındaki davranışları da değiştirilebilmektedir (Bommel ve Bernards, 1997).

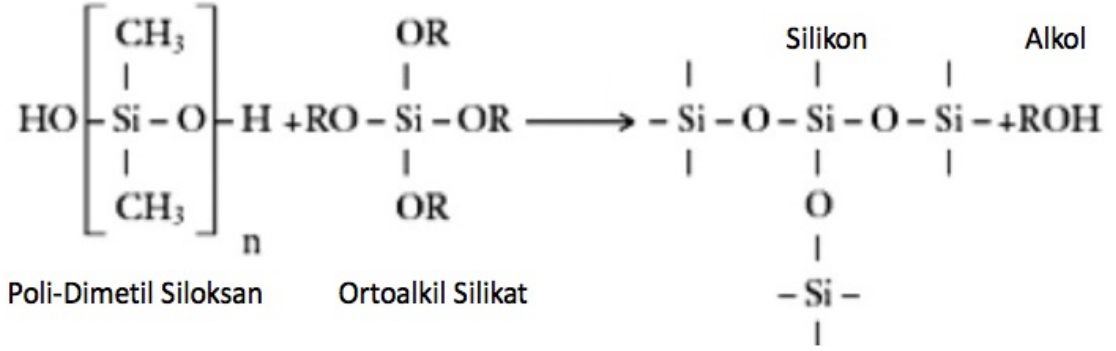
*Diğer uygulama alanları: Anti statik özellikli toz tutmayan yüzeyler üretilmektedir (Winkler ve ark., 1999).

Diş hekimliği alanında kullanılan simanlar, kompozitler, seramikler, silikon ölçü maddeleri vb. birçok ürün de bu yöntemle üretilmektedir.

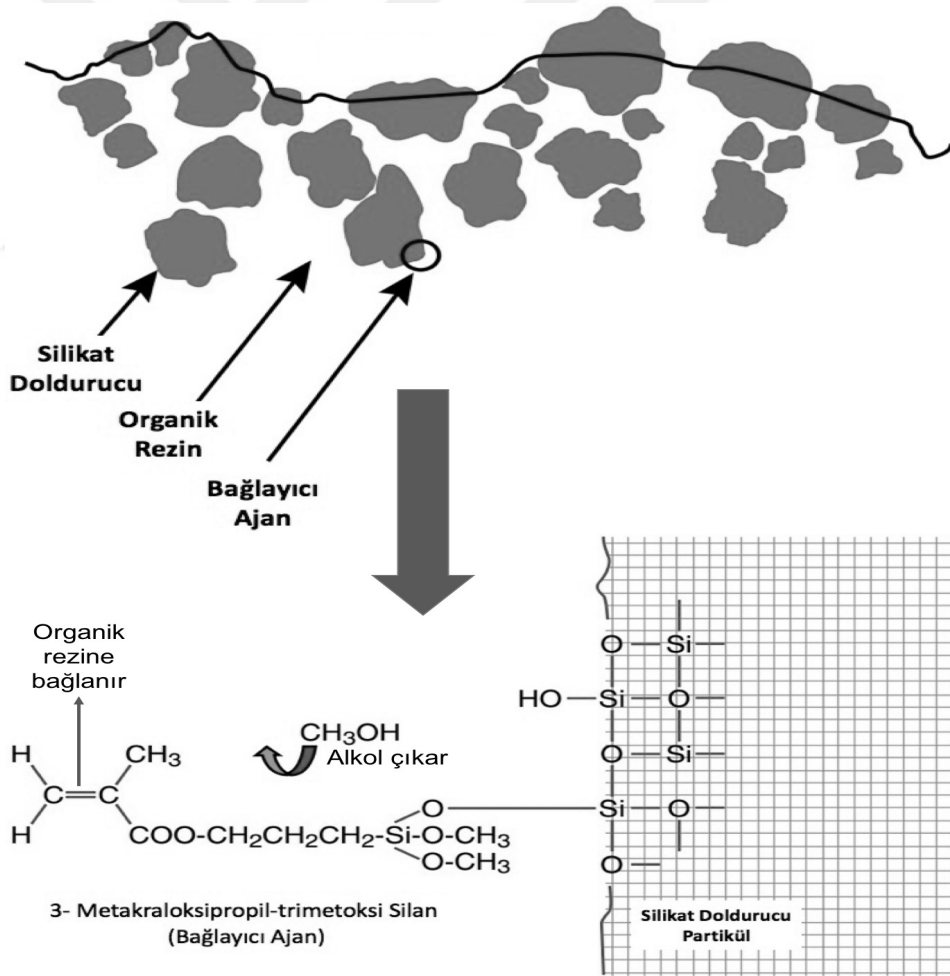
Kondanse silikonların içerdikleri doldurucu sol-jel ile üretilmektedir. Polimerizasyon reaksiyonu, sol-jel sürecindeki tipik bir alkol kondenzasyon reaksiyonudur. Son ürün olarak silikon ve alkol açığa çıkar (O'Brein 2002) (Şekil 34).

Kompozitlerin içerdiği doldurucular sol-jel ile üretilmektedir. Doldurucuların organik rezin ile olan bağlantısı da sol-jel reaksiyonları ile sağlanmaktadır (Şekil 35). Organik rezin-Bağlayıcı ajan-Silikat doldurucu birbirine bağlanmaktadır. Alkol ortamdan uzaklaştırılmaktadır. Böylece kompozit kullanıma

hazır hale gelmektedir. Kompozitin kaviteye yerleştirildikten sonraki polimerizasyonu ise, organik rezin içerisindeki monomerlerin organik polimerizasyonu ile gerçekleşmektedir (Heyman ve ark., 2011).



Şekil 34. Kondanse silikonun polimerizasyon reaksiyonu (O'Brein, 2002'den uyarlanmıştır)



Şekil 35. Kompozitlerin yapısı ve reaksiyonları (Heyman ve ark., 2011'den uyarlanmıştır)

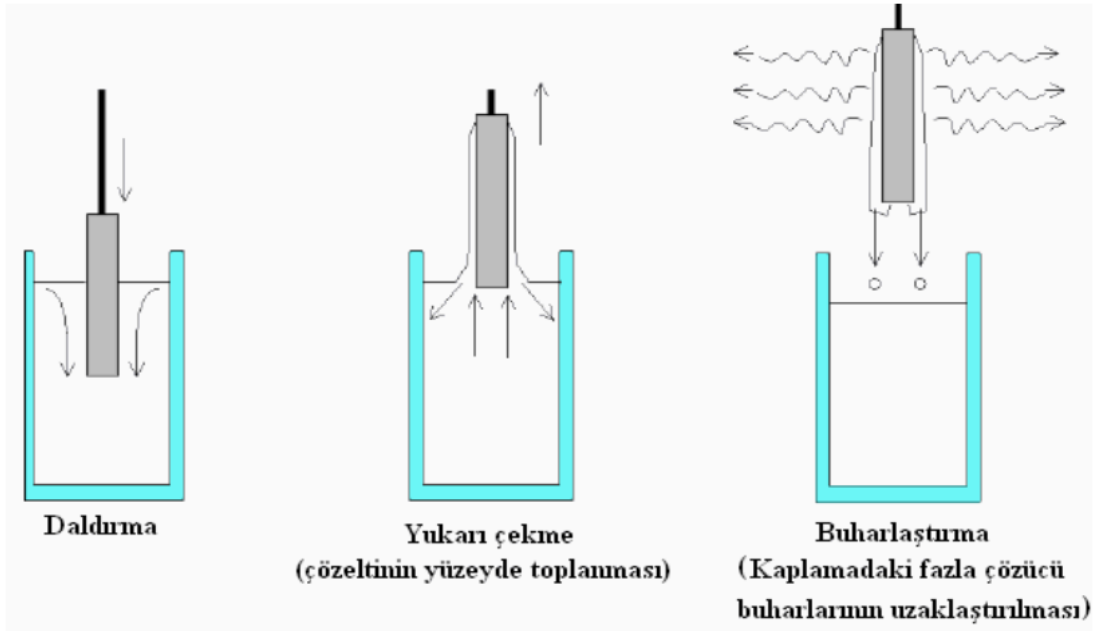
2.7.4. Sol-Jel İle İnce Film Oluşturulması Ve Kaplanması

İstenilen özellikte, uygun sol-gel yöntemi kullanılarak hazırlanmış çözeltiler ile uygulanacak birçok kaplama tekniği vardır. En sık kullanılan teknikler;

- Daldırarak Kaplama Tekniği
- Döndürerek Kaplama Tekniği
- Püskürterek Kaplama Tekniği
- Elektroliz İle Kaplama Tekniği
- Fırça İle Kaplama Tekniği

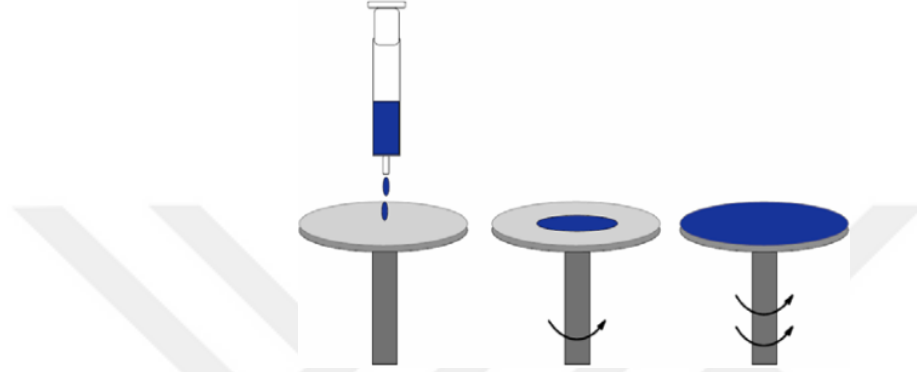
***Daldırma ile kaplama tekniği:** Sıvı fazın bulunduğu kaba, kaplanacak olan malzemenin sabit sıcaklık ve atmosferik koşullarda, uygun bir hızda daldırılıp tekrar uygun bir hızda geri çekilmesi şeklindedir (Şekil 36).

Bu yöntemle kaplamada istenen kalınlığın elde edilmesi için, daldırma ve çekme hızlarının, kaplama çözeltisinin yoğunluğunun ve viskozitesinin çok iyi ayarlanması gerekmektedir (Brinker ve ark., 1991). Hızlı daldırma-çekme ile kalın kaplamalar, yavaş daldırma-çekme ile ince kaplamalar oluşmaktadır. Kaplama çözeltisi ne kadar viskoz ise kaplama kalınlığı da o kadar fazla olmaktadır.



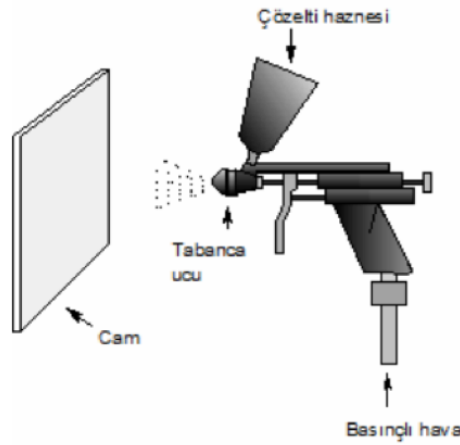
Şekil 36. Daldırma ile kaplama yöntemi (Kesmez'den, 2010)

***Döndürerek kaplama tekniği:** Kaplama çözeltisinin, kaplanacak olan malzemenin ortasına damlatılması ve daha sonra malzemenin döndürülmesi temeline dayanmaktadır (Şekil 37). Merkezkaç kuvveti ile kaplama tüm yüzeye yayılmaktadır. Böylece bir film tabakası elde edilmektedir. Kaplanacak malzemenin cinsi, kaplama materyalinin kimyasal ve fiziksel özellikleri, dönüş hızı vb. kaplamanın özelliklerini belirlemede etkili olmaktadır.



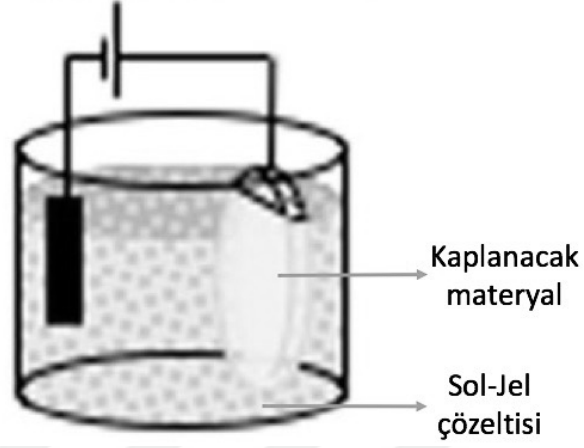
Şekil 37. Döndürerek kaplama yöntemi (Kesmez'den, 2010)

***Püskürterek kaplama tekniği:** Çözeltinin yüzeye spray tabancalarıyla püskürtülmesiyle yapılan kaplamalardır (Şekil 38). Özellikle, daldırma ve döndürme ile kaplanamayan, düzgün olmayan yüzeyler bu yöntemle kaplanabilmektedir. Spray tabancasını kullanana bağlı olarak, kaplama kalınlığının yüzeyin her tarafında eşit olmaması ve kaplanan yüzeylerin pürüzlü kalması nedeniyle her yüzeye uygulanamamaktadır.



Şekil 38. Püskürterek kaplama yöntemi (Kesmez'den, 2010)

***Elektroliz ile kaplama tekniği:** Kaplanmak istenen materyale, çözelti içerisinde elektrik verilerek yapılan kaplamadır. Kompleks şekilli materyallerin kaplanmasında tercih edilir (Owens ve ark., 2016) (Şekil 39).



Şekil 39. Elektroliz ile kaplama (Owens ve ark. 2016'dan uyarlanmıştır)

***Fırça ile kaplama tekniği:** Çözeltinin bir fırça yardımıyla materyale sürülmesi ve kaplanması yöntemidir. Bu yöntemde çok küçük materyaller kaplanabilir. Kaplama kalınlığının homojen olmaması en önemli dezavantajıdır (Kesmez, 2010).



Şekil 40: Fırça ile kaplama

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu'ndan 2017/07 karar numarası ile alınan onay üzerine, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Deney Hayvanları Araştırma Merkezi'nde gerçekleştirildi. Yapılan tüm işlemlerde, deneklerle ilgili yerel etik kurul yönergesinde belirtilen şartların sağlanmasına özen gösterildi.

3.1. Vidaların Özellikleri Ve Kaplanması

Deney için üst kısmında 3 mm çaplı, 0,2 mm kalınlıklı tablası bulunan, boyu 6 mm olan, günümüz implantlarında da kullanılan saf titanyum implant koruyucu kapama vidaları kullanıldı (Şekil 41).

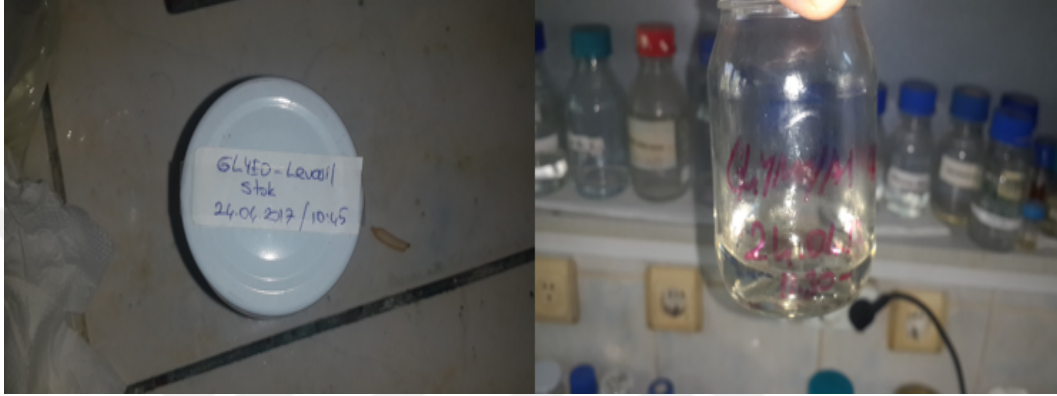


Şekil 41. Kullanılan implant koruyucu kapama vidası

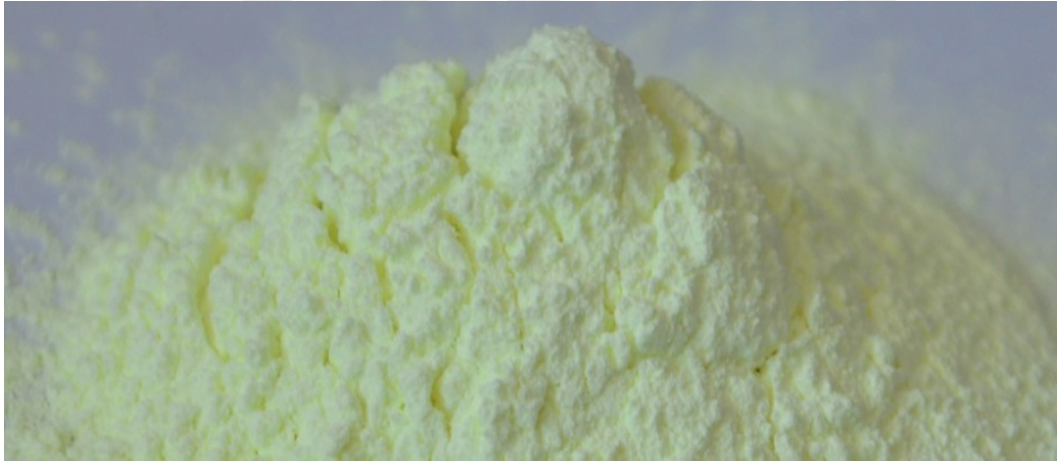
Deney grubuna yerleştirilecek saf titanyum vidaların sadece vidalama yapılan üst kısmı, sol-jel yöntemi ile evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat ile kaplandı. Amaç; vidanın mukoza altında görülebilmesi için, ışık uygulaması sonrası maksimum ışımaya oluşuracak, yüzeyden ayrılmayacak ve otoklavda steril edilebilecek bir film kalınlığı elde etmektir. Ayrıca kaplamada kullanılan kimyasalların da toksik olmaması gerekiyordu. Bu nedenle vidalar kaplanmadan önce birkaç ön çalışma gerçekleştirildi.

Toksik olmadıkları bilinen glyeo-levasil (GL) ve glymo-aluminyum (GA) olmak üzere 2 sol-jel kaplama bileşiği seçildi (Evonik Industries; 2015) (Şekil 42). Bu sollere kütlece 1:1/2, 1:1, 1:2 oranlarında, toz halindeki evropiyum ve disprozyum

katkılı stronsiyum aluminat karıştırıldı (Şekil 43). Her örnek bir cam yüzeye yayıldı. 70°C'de 30 dakika fırındı. Kaplanan camlar incelendiğinde 1:2 oranında karıştırılanlarda, taşıyıcıya fazla miktarda toz karıştırıldığı için, yüzeyden ayrılan partiküller olduğu görüldü. 1:1 ile 1:1/2 arasında bir fark izlenmedi. Kaplamadaki stronsiyum aluminat ne kadar fazla olursa, uyarılma sonrası elde edilecek ışığın şiddeti o kadar fazla olacağından 1:1 oranı kaplama için uygun görüldü.



Şekil 42. Glyeo-levasil ve glymo-aluminyum sollar

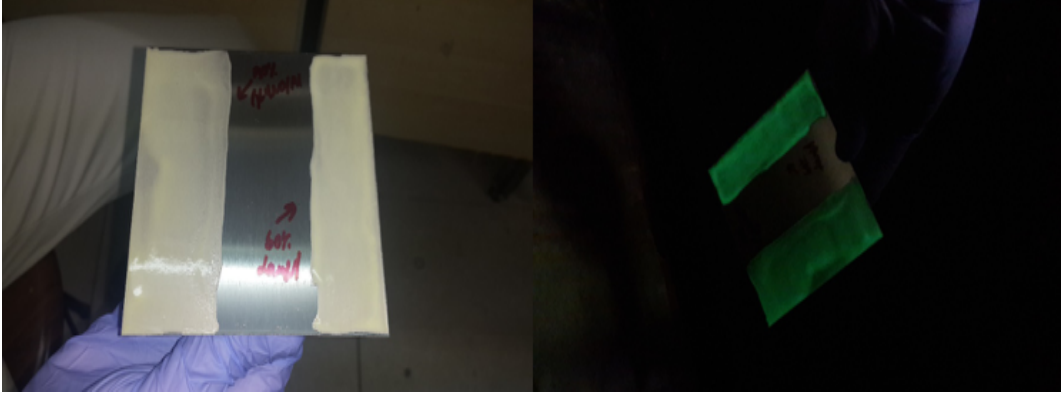


Şekil 43. Toz halindeki evropiyum ve disprozyum katkıli stronsiyum aluminat

GL ve GA bağlayıcı sollar ile, tekrar 1:1 oranında stronsiyum aluminat içeren karışımlar hazırlandı (Şekil 44). Paslanmaz çelik bir yüzeye her iki karışımdan da yayıldı (Şekil 45). Yine 70°C'de 30 dakika fırındı. Çıkan numunede GA kaplamasının bir kısmının yüzeyden ayrıldığı, GL kaplamasının ise tam olarak kaplandığı ve daha homojen olduğu görüldü (Şekil 46).



Şekil 44. GA ve GL sollar ile 1:1 oranında hazırlanan karışımlar



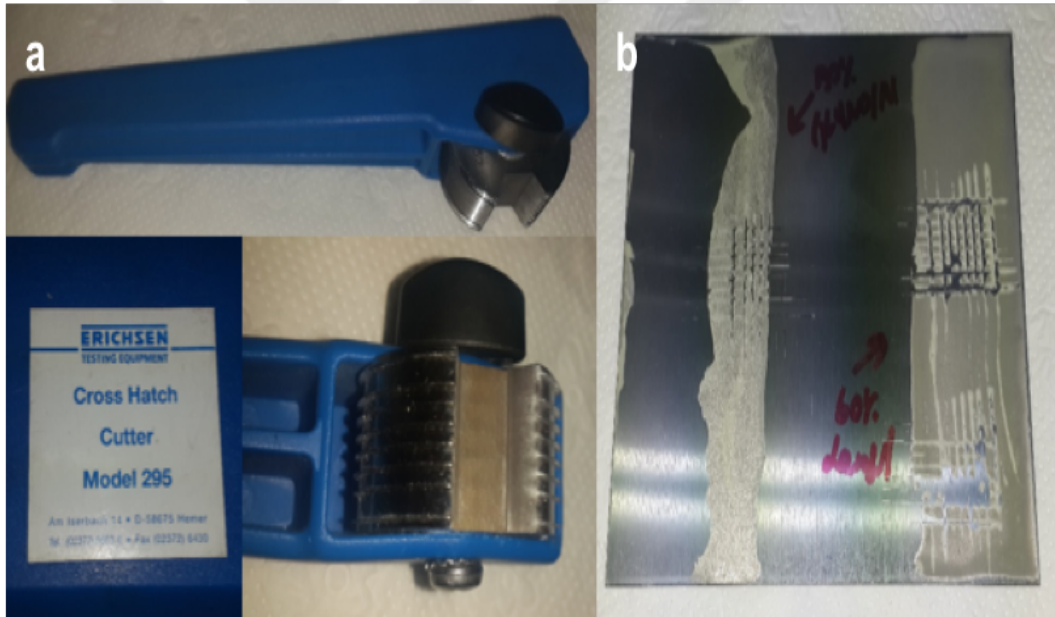
Şekil 45. GA ve GL sollar ile hazırlanan karışımların yayıldığı paslanmaz çelik levhanın fırınlama öncesi görüntüsü



Şekil 46. Solda bir kısmı yüzeyden ayrılan GA ile; sağda ise tam kaplanmış GL ile hazırlanan kaplamalar

Uygulanan filmlerin yüzeye tutunması, “cross cut” testi ile kontrol edilebilmektedir. Cross cut testi, üzerinde paralel keskin bıçakların olduğu bir el aletiyle yapılmaktadır (Şekil 47a). Kaplamanın üzerinde, birbirine 90° olacak şekilde el aletiyle çizgiler çizilmektedir. Yapışkan bir bant, çizilen bölgeye yapıştırılmakta, ardından tek seferde ve hızlıca çekilmektedir. Yüzeyden ayrılan kaplama miktarı hesaplanmaktadır. Böylece kaplamanın kalitesi belirlenmektedir.

Çalışmamızda, kaplama kalitesinin belirlenmesinde bu test kullanıldı. GA kaplamanın yüzeye daha iyi tutunduğu tespit edildi (Şekil 47b). Fırından çıktığında ayrıldığı görülen GA kaplama kısmının, karışımın ideal yayılmamasından kaynaklandığı düşünüldü. Bu nedenle GA sistemi kullanılarak yapılacak kaplamanın daha stabil olacağı tespit edildi ve vidaların 1:1 oranında evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat içeren GA sistemi ile kaplanmasına karar verildi.



Şekil 47. Cross cut testi. a: Cross cut testinin yapıldığı el aleti, b: Yapılan test sonrası görünüm

Vidalar kaplanmadan önce, üzerindeki görünen veya görünmeyen tüm artıklar uzaklaştırıldı. Bir petriye konan vidalar, içerisinde deterjan (Almeco® , Henkel) ve kaynamış su bulunan ultrasonik temizleyicide 10 dakika bekletildi. Ardından, 10 dakika 100°C’de fırımlandı ve üzerindeki nem uzaklaştırıldı (Şekil 48).

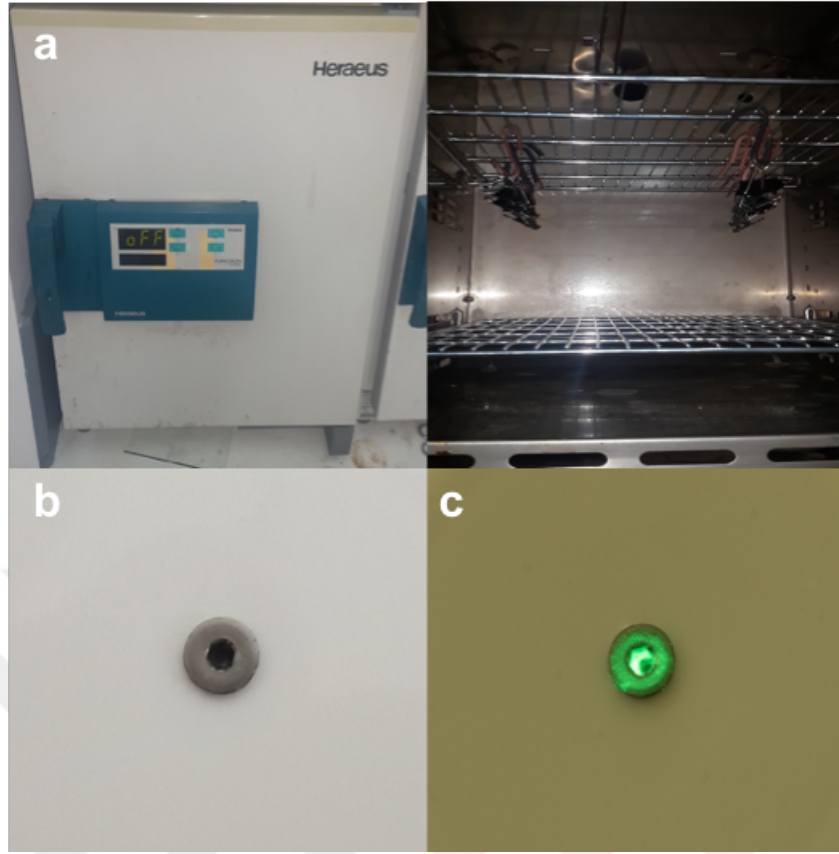


Şekil 48. Tüm artıkları uzaklaştırılmış, kaplanmaya hazır vidalar

Vidalar soğuduktan sonra kağıt mandallarına tutturuldu. Fırça ile sadece vidalama yapılan üst kısmına karışım uygulandı (Şekil 49). Ardından fırın içerisine asılarak 1,5 saat, 130°C’de fırımlandı. Vidaların kaplamalarında herhangi bir sorun olmadığı izlendi (Şekil 50). Daha sonra vidalar dental otoklavda steril edildi. Sterilizasyon sonrası kaplamalarda bir bozulma meydana gelmediği görüldü.



Şekil 49. Vidaların kağıt mandallarına tutturulması ve karışımın uygulanması



Şekil 50.a: Vidaların fırınlanması, **b:** Kaplamanın tamamlanmış hali, **c:** Işık uygulaması sonrası görünümü

3.2. Kullanılan Işık Kaynağı

Evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatı uyarmak için, diş hekimleri tarafından en fazla kullanılan, 400-500 nm dalga boyunda oldukça güçlü ışık üreten, verimi yüksek LED (Light emitting diodes – Işık yayan diyotlar) ışın tabancası kullanıldı (Şekil 51).



Şekil 51. Kullanılan LED ışın tabancası

3.3. Kullanılan Hayvanlar

Çalışmada en az 6 haftalık, en az 2 kg ağırlığında, toplam 10 adet erişkin erkek Yeni Zelanda Tavşanı kullanıldı (Şekil 52). Kullanılacak vidaların yerleştirilebileceği en küçük deney hayvanı tavşan olduğu için bu tür seçildi. Hormonal düzensizlikleri sonuçlara etki edebileceğinden dişiler tercih edilmedi. Çene büyüklüklerinin vida yerleştirmeye uygun olması için en az 6 haftalık, en az 2 kg ağırlıklı tavşanlar seçildi. Tavşan sayısı, Duyck ve ark. (2000) ile Klokkevold ve ark.'nın (1997) yaptıkları çalışmalar referans alınarak belirlendi.

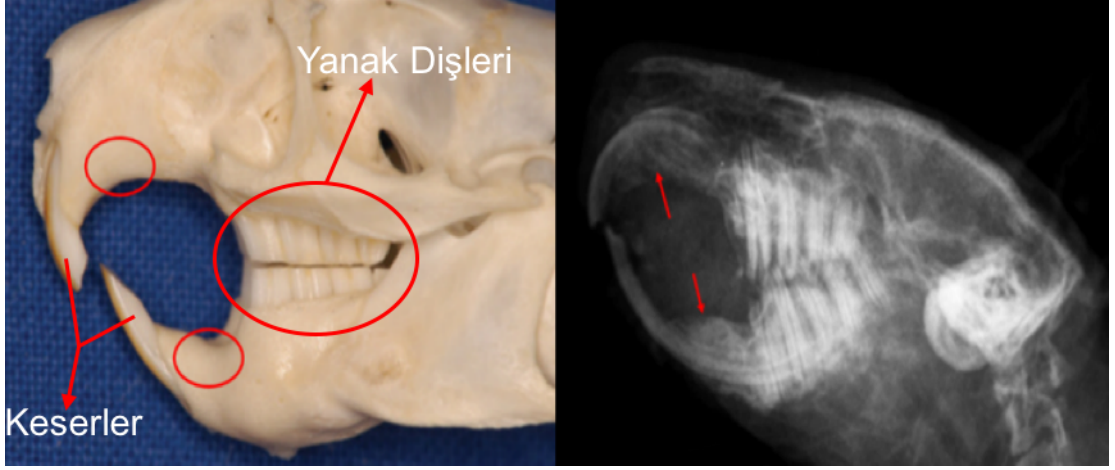


Şekil 52. Deneyde kullanılan Yeni Zelanda Tavşanları

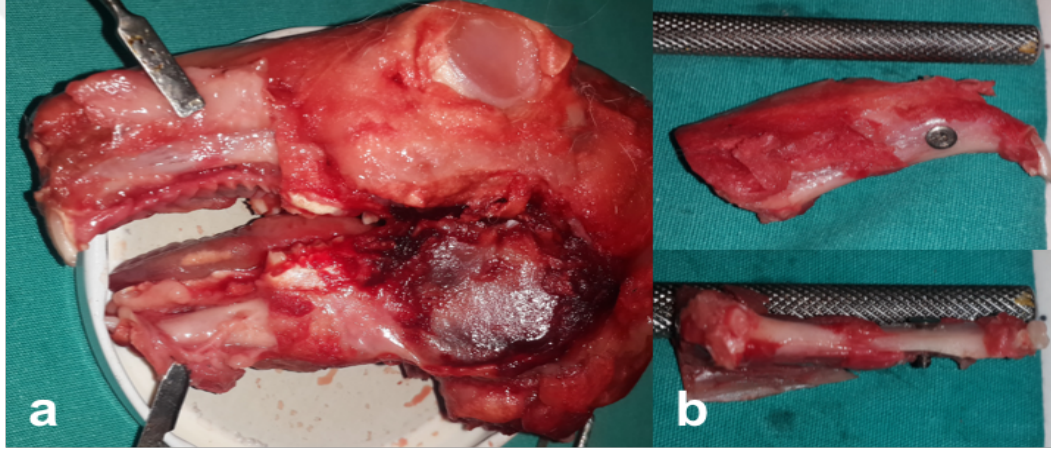
3.4. Vida Yerleştirilecek Bölgelerin Ve Yerleştirme Şeklinin Tespiti

Oral dokulardaki etkilerinin incelenmesi amaçlandığından, vidaların çenelere yerleştirilmesi uygun görüldü. Keser dişler ile yanak dişleri arasındaki büyük diastema alanına yerleştirilmeleri planlandı (Şekil 53).

Kadavra incelemesinde vidaların dik yerleştirilemeyeceği görüldü. Bu nedenle bukkolingual yerleştirilmesi kararlaştırıldı (Şekil 54a). Diastema bölgesinde, alt çenenin bukkolingual kalınlığı kumpasla yapılan ölçümde 8.2 mm bulundu. Üst çenede ise 4,1 mm kalınlık mevcuttu. Vidaların 6 mm olduğu düşünüldüğünde üst çeneye yerleştirilecek olanların mevcut haliyle burun boşluğuna gireceği, bu nedenle kısaltılmalarının gerektiği tespit edildi. Bu nedenle üst çeneye yerleştirilecek tüm vidalar 3 mm kısaltıldı (Şekil 54b).



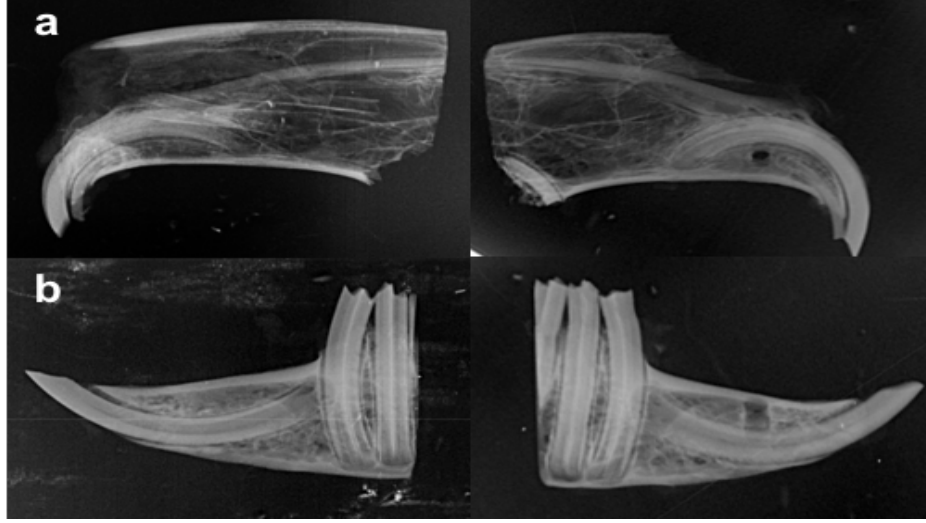
Şekil 53. Vida yerleştirilecek yerlerin planlanması (Böhmer, 2015'ten uyarlanmıştır)



Şekil 54. Kadavra incelemesi. **a:** Mental sinirin çıkışı ve pozisyonu, üst çenenin mukoza kaldırıldıktan sonraki görünümü, **b:** Üst çenede vidanın yerleştirilmesi ve burun boşluğuna çıkması

Vidanın yiv çapı kumpasla 1 mm olarak ölçüldü. Yuvaların 1 mm çaplı cerrahi fissür frez ile açılması uygun bulundu. Frezler üst çenede 3 mm'den; alt çenede 6 mm'den işaretlenerek kullanılması kararlaştırıldı.

Keser dişlerden 1 cm geride yuva hazırlanması planlandı. Fissür frezle delikler açıldı. Ardından çenelerden röntgen alındı. Dişlere ve diğer yapılara herhangi bir zarar verilmediği görüldü ve deney hayvanlarında da aynı şekilde yuva hazırlanması kararlaştırıldı (Şekil 55).



Şekil 55. Kadavra çenelerinden alınan radyografiler. **a:** Üst çenede frezleme öncesi ve sonrası görünüm, **b:** Alt çenede frezleme öncesi ve sonrası görünüm

3.5. Cerrahi Operasyon

Hayvanlar eşit sayıda, deney (n=5) ve kontrol (n=5) olmak üzere rastgele 2 gruba ayrıldı. Deney grubuna, sadece vidalama yapılan üst yüzeyleri evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat ile kaplı, kontrol grubuna ise herhangi bir işlem uygulanmamış, günümüz implantlarında kullanılan saf titanyum koruyucu kapama vidaları cerrahi olarak yerleştirildi. Bunun dışındaki tüm işlemler standart olarak ve aynı şekilde gerçekleştirildi. Her bir yarım çeneye bir adet olmak üzere 10 hayvanda, toplam 40 adet vida kullanıldı.

50 mg/kg ketamin (Ketasol® %10 Richter Pharma Ag, Avusturya) ve 8 mg/kg ksilazin (Xylazin Bio® %2, Bioveta, Çek Cumhuriyeti) ile genel anestezi sağlandı. Perioral bölge traş edildi. Hassas terazi ile operasyon öncesi ağırlıkları tespit edildi. Operasyon bölgesine ve ağız içine, % 10 polivinilpirolidon-iyot (Batticon®, Adeka, Türkiye) uygulandı. Cerrahi sahaların lokal anestezisi için, 1:200000 epinefrin içeren 0,5 ml artikain (Ultracain® DS, Sanofi Aventis, Türkiye) kullanıldı.

Üst çenede, rugaları takip eden hat boyunca horizontal; insizal diş distalinde vertikal insizyonlar yapıldı. Periost eleve edilerek kemiğe ulaşıldı. 3 mm'den işaretlenmiş fissür frez ile, insizal diştten 1 cm uzakta, su soğutması altında, 3 mm derinlikli yuva hazırlandı. Vida uygun anahtar ile yerleştirildi. Ardından bölgeye rezorbe olan 3.0 suturla (Pegelak®, Doğan, Türkiye) 3 sutur atıldı (Şekil 56).

Alt çenede ise, dudak katlantısını takip eden hat boyunca horizontal; insizal diş distalinde vertikal insizyonlar yapıldı. Periost eleve edilerek kemiğe ulaşıldı. 6 mm'den işaretlenmiş fissür frez ile, insizal diştten 1 cm uzakta, su soğutması altında, 6 mm derinlikli yuva hazırlandı. Vida uygun anahtar ile yerleştirildi. Ardından bölgeye rezorbe olan 3.0 suturla (Pegelak[®], Doğsan, Türkiye) 3 sutur atıldı (Şekil 57).

3.6. Operasyon Sonrası Bakım

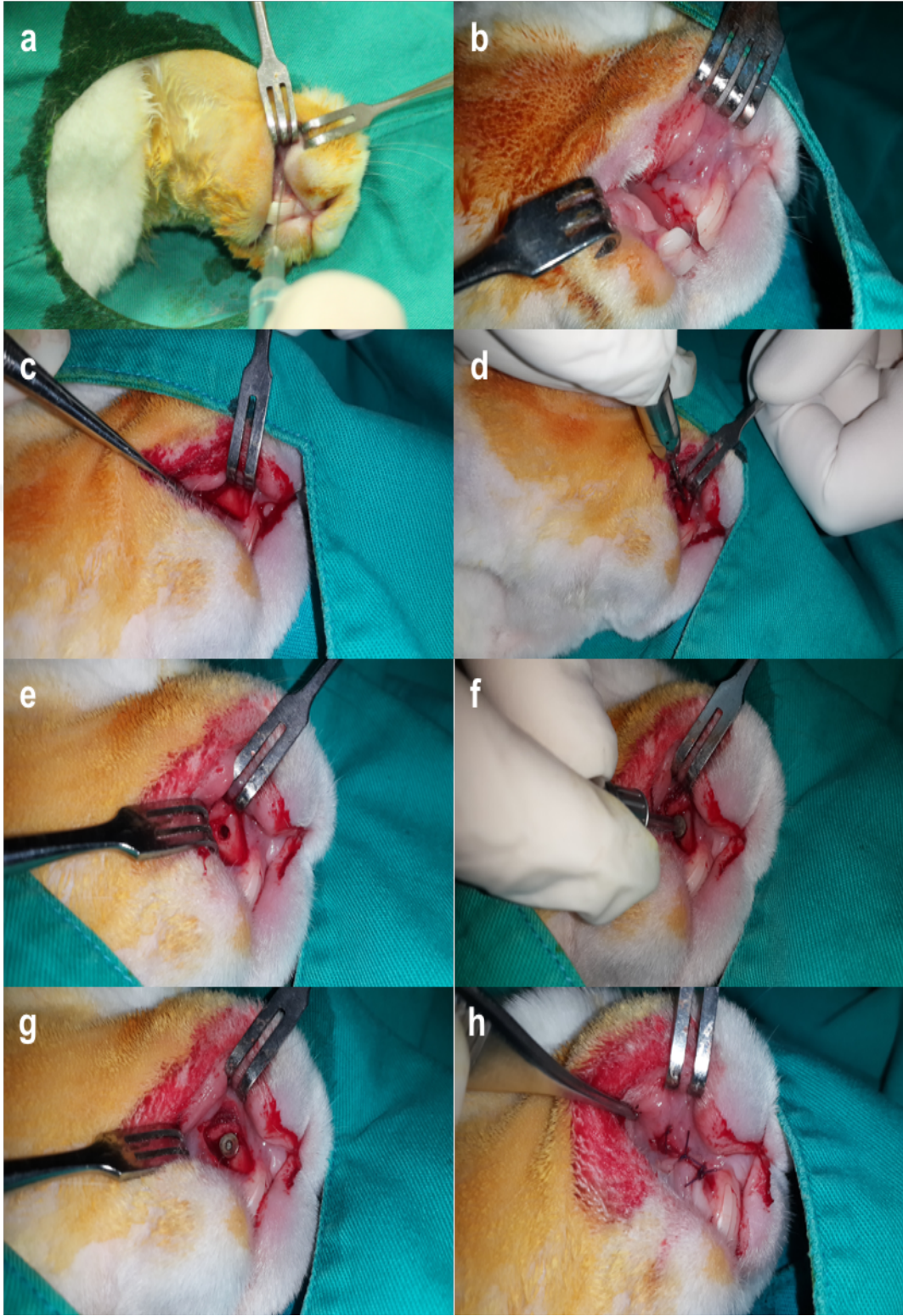
Deney grubunda post operatif 1. günde beslenememeye bağlı bir hayvan; 7. günde enfeksiyona bağlı bir hayvan olmak üzere 2 hayvan kaybedildi. Bunların yerine, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu'ndan onay alınarak (Ek 2), 2 hayvanda daha aynı prosedürle işlem yapıldı.

Tavşanlara cerrahi sonrası 4 gün, günde 2 kez olacak şekilde analjezik (0.3 mg/kg meloksikam, Maxicam[®], Sanovel, Türkiye) ve antibiyotik (50 mg/kg sefazolin sodyum, Cezol[®] 1gr I.M./I.V., Deva, Türkiye) verildi. Operasyon bölgeleri ilk 2 hafta iki günde bir; sonraki 4 hafta ise haftada bir kontrol edildi. İlk 3 hafta, pelet şeklindeki yemler sert olduğundan beslenme problemleri gözlemlendi. Bu nedenle tüm hayvanlar her gün taze marul ile beslendi. Sonraki 3 hafta suturların tamamen rezorbe olduğu ve peletle beslenmeye geçildiği görüldü. 6. haftanın sonunda hayvanlar sakrifiye edildi. Tüm süreç boyunca hayvanlar oda sıcaklığında, 12 saat aydınlatılan ve 12 saat karanlık olan odada, ayrı kafeslerde beslendi.

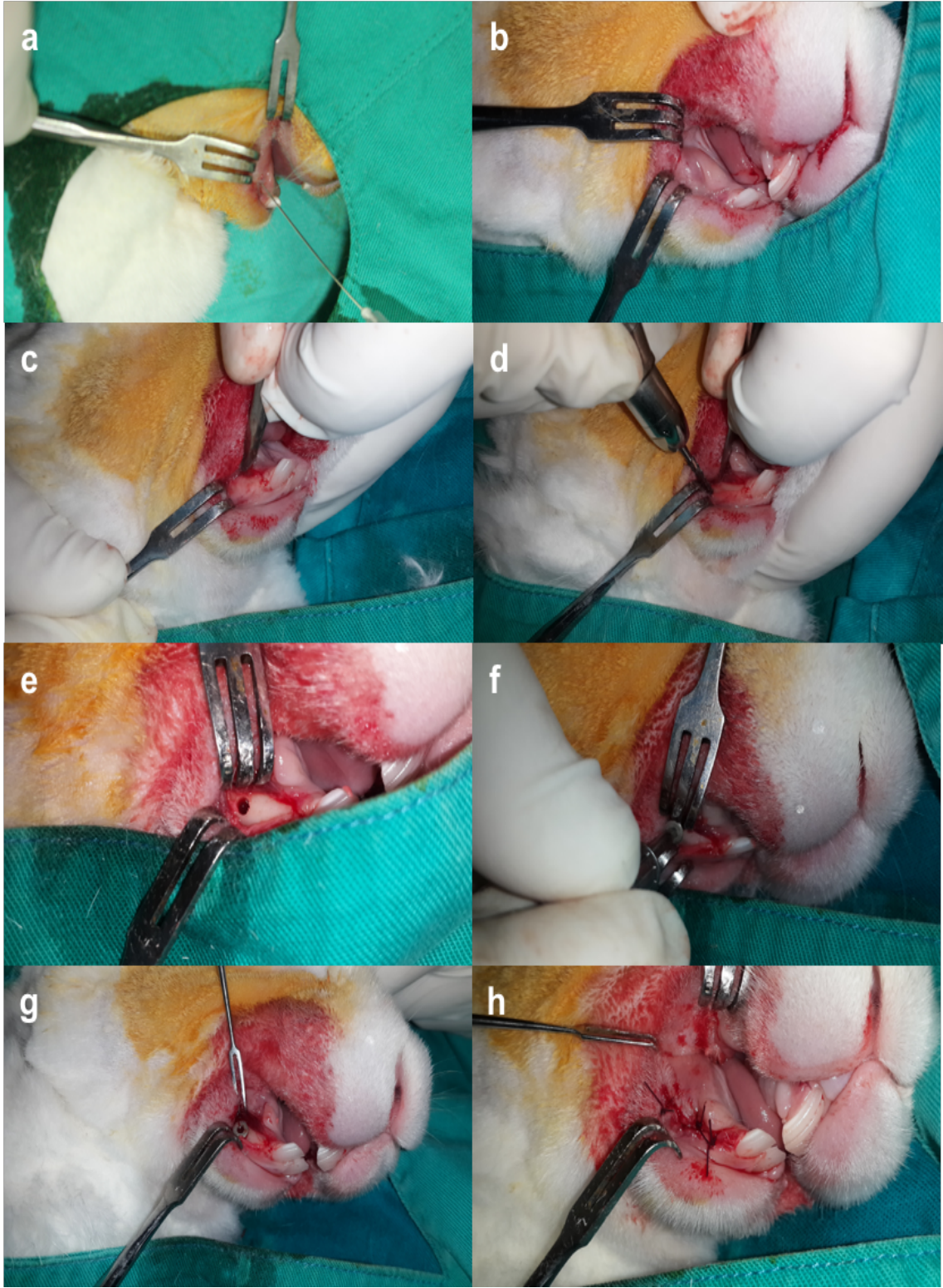
3.7. Hayvanların Sakrifikasyonu Ve Sonrasında Yapılan İşlemler

Gehrke ve ark.'nın (2016) yaptığı çalışma referans alınarak, tavşanlar cerrahiden 6 hafta sonra, kulak veninden IV 25mg/1.25ml suksametonyum klorür (Lysthenon Forte[®] % 2, Actavis, Türkiye) verilerek sakrifiye edildi.

Deney grubundaki hayvanlarda sakrifikasyondan hemen sonra, vida yerleştirilen tüm bölgelere kompozit sertleştirici LED ışın tabancasıyla ışık uygulandı. Işık şiddeti sürekli maksimum olacak şekilde ayarlandı ve her bölgede standart olarak 20 saniye bekletildi. Uygulama sonrası gün ışığı ile aydınlanan operasyon odasında 2 gözlemci tarafından, gözlemciler ışık uygulanan bölgeden 30 cm uzakta olacak şekilde vidaların mukoza altındaki görünümü değerlendirildi.



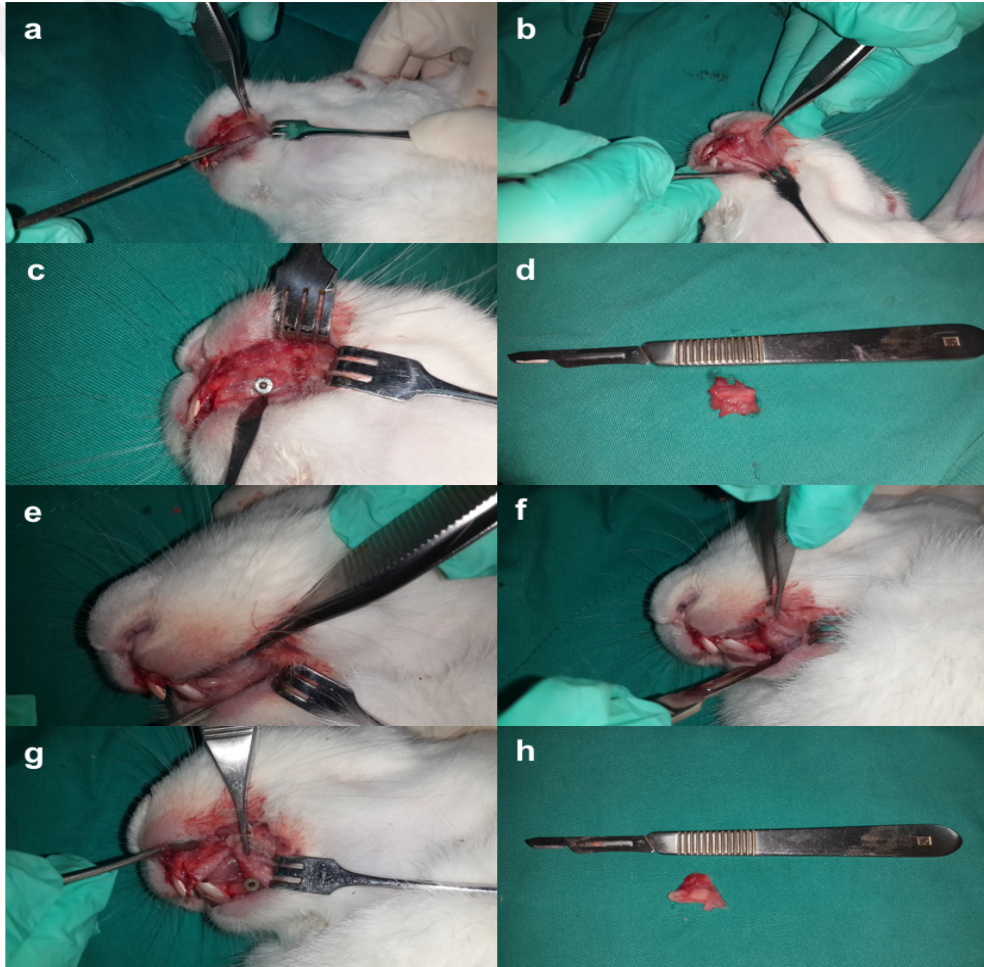
Şekil 56. Üst çenede cerrahi prosedür. **a:** Lokal anestezi uygulaması, **b:** Operasyon bölgesi, **c:** İnsizyonlar ve flebin kaldırılması, **d:** 3 mm derinliğinde yuvanın hazırlanması, **e:** Hazırlanan yuvanın görünümü, **f:** Vidanın yerleştirilmesi, **g:** Vida yerleştirildikten sonraki görünüm, **h:** Bölge suturlandıktan sonraki görünüm



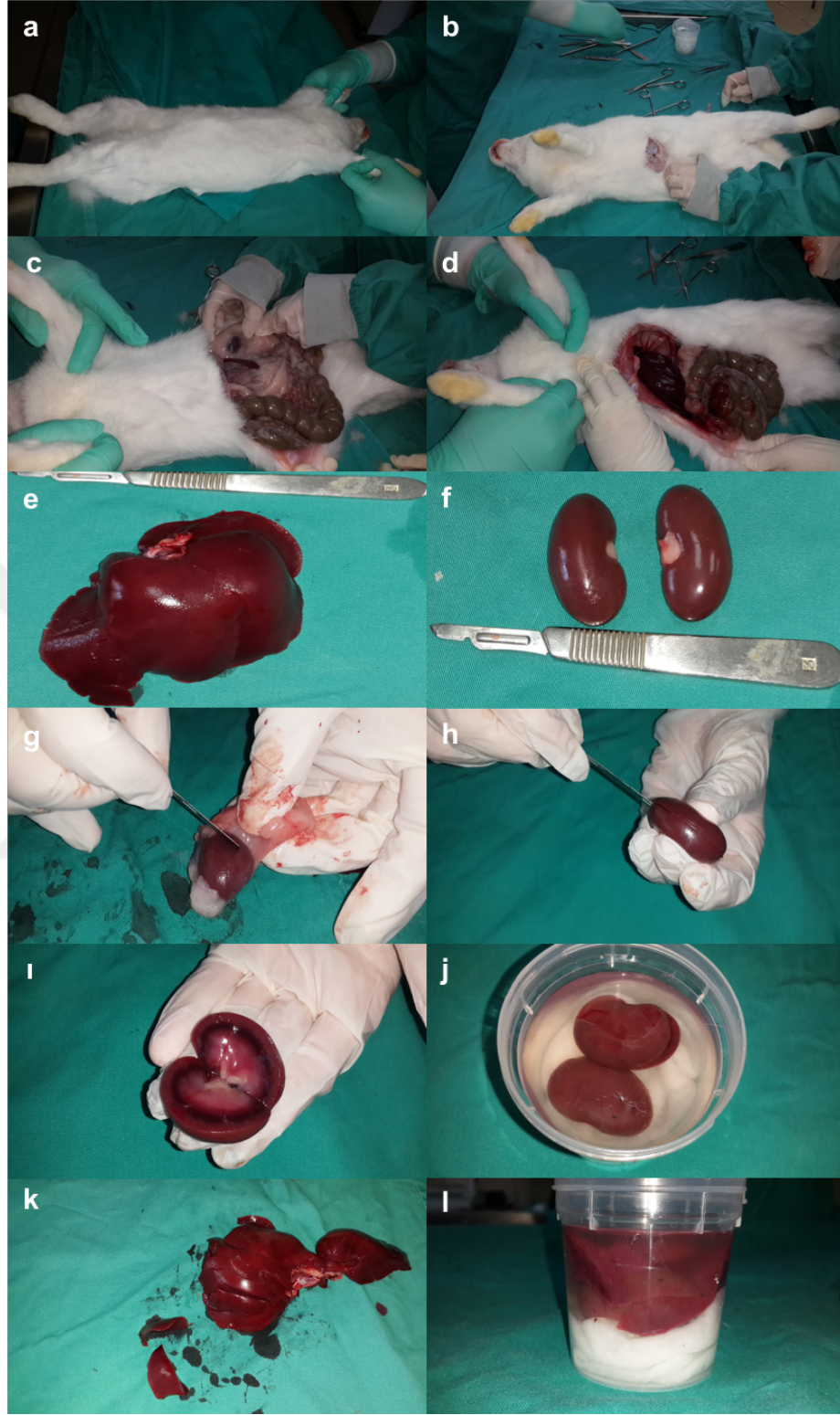
Şekil 57. Alt çenede cerrahi prosedür. **a:** Lokal anestezi uygulaması, **b:** Operasyon bölgesi, **c:** İnsizyonlar ve filebin kaldırılması, **d:** 6 mm derinliğinde yuvanın hazırlanması, **e:** Hazırlanan yuvanın görünümü, **f:** Vidanın yerleştirilmesi, **g:** Vida yerleştirildikten sonraki görünüm, **h:** Bölge suturlandıktan sonraki görünüm

Tüm hayvanların hassas terazi ile ağırlıkları ölçüldü. Her yarım çenesindeki vidaların temasta olduğu oral mukozalar, yerleştirilirken hazırlanan insizyon hatları takip edilerek, sınırları vida üzerinde kalmayacak genişlikte (2x1cm) eksize edildi (Şekil 58). Sağ üste 1, sol üste 2, sol alta 3, sağ alta 4 kodu verilerek, tamponlu formaldehit içerikli patoloji kaplarına alındı.

Tüm hayvanların karaciğer ve böbreklerinin alınması için batın açıldı. Karaciğer ve böbreklere ulaşıldı. Böbrek kapsülünden ayrıldı. Her bir böbrek tam ortadan ikiye bölündü. Karaciğer ise 1'er cm aralıklarla kesildi ve örnekler alındı. Alınan tüm doku örnekleri, tabanında otolizi önlemek için pamuk bulunan tamponlu formaldehit içeren kaplara alındı (Şekil 59).



Şekil 58. Sakrifiye edilen hayvanın, vidalar ile temastaki oral mukozalarının çıkarılması. **a,b:** Üst çenede insizyon ile biyopsi sınırlarının belirlenmesi, **c:** Vidaya ulaşılmaması, **d:** Üst çeneden alınan biyopsi, **e,f:** Alt çenede insizyon ile biyopsi sınırlarının belirlenmesi, **g:** Vidaya ulaşılmaması, **h:** Alt çeneden alınan biyopsi



Şekil 59. Karaciğer ve böbreklerin alınması. **a,b:** Hayvanın konumlandırılması ve batının açılması, **c,d:** Karaciğer ve böbreğe ulaşılması, **e,f:** Çıkarılan karaciğer ve böbreklerin görüntüsü, **g,h:** Böbreklerin kapsüllerinin çıkarılması ve ortada ikiye bölünmesi, **ı,j:** Böbreklerin tespiti, **k,l:** Karaciğerin 1 cm aralıklarla kesilmesi, biyopsi alınması ve tespiti

3.8. Doku Örneklerinin Hazırlanması Ve İncelenmesi

Alınan tüm dokular, % 10'luk tamponlu formaldehit ile 48 saat tespit edildi. Ardından incelenmek üzere küçük parçalara ayrıldı. Her küçük parça kasetlere yerleştirildi ve 4-6 saat kadar akan suda, formaldehitin tamamen uzaklaştırılması için yıkandı (Şekil 60a).

Temizlenen örnekler, alkol ve ksilol serisi içeren otomatik doku takip cihazına yerleştirildi ve yaklaşık 17 saat sonunda çıkarıldı (Şekil 60b). Burada bir dizi alkol ve ksilenden (% 50 alkol – % 70 alkol – % 80 alkol – % 96 alkol – % 96 alkol – % 100 alkol – % 100 alkol – % 100 alkol – ksilen – ksilen) geçirilen dokular, parafin bloklara gömüldü (Şekil 60c).

Hazırlanan parafin bloklar, mikrotom yardımıyla 5-6 µm kalınlığında kesildi (Şekil 60d). Kesilen parçalar ılık suda açılması için bir süre bekletildi (Şekil 60e). Ardından etüvde, 60°C'de 1 gün bekletilerek tüm parafin uzaklaştırıldı (Şekil 60f).

Dokular, hematoksilin - eozin histokimyasal boyama prosedürü ile boyandı (Şekil 60g). Entallen ile lama sabitlendi. Üzerine lamel yerleştirildi ve preparatların hazırlanması tamamlanmış oldu (Şekil 60h).

Hazırlanan tüm preparatlar, Nikon Eclipse® 600 araştırma mikroskobu ile incelendi. Yangısal reaksiyon varlığı, dokuların ve oral mukozalarda epitelizasyonun durumu değerlendirildi. Ayrıca oral mukoza epitel kalınlığı ölçüldü. Deney ve kontrol grupları arasındaki fark istatistiksel olarak değerlendirildi.



Şekil 60. Preparatların hazırlanması. **a:** Örneklerin kasetlere yerleştirilmesi, **b:** Örneklerin yerleştirildiği doku takip cihazı, **c:** Örneklerin parafine gömülmesi, **d:** Örneklerin mikrotomla kesilmesi, **e:** Kesilen örneklerin ılık suda bekletilmesi ve açılmasının sağlanması, **f:** Parafinin uzaklaştırıldığı etüv cihazı, **g:** Hematoksilen - eozin boyamada kullanılan solüsyon serisi, **h:** İncelemeye hazır preparatlar

3.9. İstatistiki Değerlendirme

Tüm hayvanların operasyon öncesi ve sakrifikasyon öncesi ağırlıkları, her bir yarım çenedeki epitel kalınlıkları istatistiki olarak karşılaştırıldı. Bunun için IBM SPSS Statistics® 20 programı kullanıldı. Verilerin normal dağılımı Shapiro-Wilk Testi ile değerlendirildi. Tüm verilerin normal dağıldığı tespit edildi. Deney ve kontrol grupları arası ağırlık bağımsız gruplar T testi (Independent-samples T test) ile karşılaştırıldı. Deney ve kontrol gruplarının operasyon öncesi ve sakrifikasyon öncesi ağırlıkları ise bağımlı gruplar T testi (Paired-samples T test) ile karşılaştırıldı. Aynı grupta epitel kalınlıkları bağımlı gruplar T testi ile, gruplar arası epitel kalınlıkları ise bağımsız gruplar T testi ile karşılaştırıldı. Tüm analizlerde anlamlılık derecesi 0,05 olarak seçildi. $p \geq 0,05$ olması istatistiksel olarak anlamlı farklılık olmadığı ($H_0—M_1=M_2$ hipotezi kabul edildi); $p < 0,05$ olması ise gruplar arası istatistiksel olarak anlamlı farklılık olduğu ($H_1—M_1 \neq M_2$ hipotezi kabul edildi) şeklinde yorumlandı. İstatistiki olarak anlamlı fark olan gruplarda gruplar arası değerlendirmeler yapıldı ($p/2$ ve $1-p/2$ değerlerine bakıldı. $p/2 \geq 0,05$ ise $M_1 > M_2$; $1-p/2 \geq 0,05$ ise $M_1 < M_2$ şeklinde sonuca varıldı).

4. BULGULAR

4.1. Hayvanların Ağırlıklarının Karşılaştırılması

Hayvan ağırlıkları, operasyon öncesi (OÖ) ve sakrifikasyon öncesi (SÖ) olarak Tablo 3’de görülmektedir.

Tablo 3. Deney ve kontrol grubundaki hayvanların kilogram (kg) cinsinden ağırlıkları (TK: Tavşan Kontrol; TD: Tavşan Deney)

		Operasyon Öncesi (kg)	Sakrifikasyon Öncesi (kg)
Kontrol	TK ₁	3,37	3,07
	TK ₂	3,57	3,10
	TK ₃	4,25	3,78
	TK ₄	4,15	2,10
	TK ₅	3,36	4,03
Deney	TD ₁	3,86	3,06
	TD ₂	2,25	2,27
	TD ₃	3,74	3,10
	TD ₄	2,43	2,68
	TD ₅	4,22	3,56

Grupların homojenliğinin değerlendirilmesi için, kontrol grubunun OÖ ağırlık değerleri ile deney grubunun OÖ ağırlık değerleri, bağımsız gruplar T testi (Independent-samples T test) ile karşılaştırıldı ($p=0,362$). Rastgele ayrılan grupların ağırlıkları açısından homojen oldukları, aralarında istatistiki bir fark olmadığı görüldü ($p \geq 0,05$) (Tablo 4).

Vidaların yerleştirilmesini takiben, hayvanların ağırlıkları açısından gruplar arası farkı görmek için, kontrol grubunun SÖ değerleri ile deney grubunun SÖ değerleri bağımsız gruplar T testi (Independent-samples T test) ile karşılaştırıldı ($p=0,501$). Her iki grubun aynı şekilde etkilendiği, aralarında istatistiki bir fark olmadığı görüldü ($p \geq 0,05$) (Tablo 4).

Tablo 4. OÖ ve SÖ, kontrol ve deney gruplarının kg cinsinden ağırlık değerlerinin istatistiki olarak karşılaştırılması

		Minimum	Maksimum	Ortalama	Medyan	Standart sapma	p
Operasyon öncesi	Kontrol	3,36	4,25	3,74	3,57	0,43	0,362
	Deney	2,25	4,22	3,30	3,74	0,90	
Sakrifikasyon öncesi	Kontrol	2,10	4,03	3,22	3,10	0,75	0,501
	Deney	2,27	3,56	2,93	3,06	0,48	

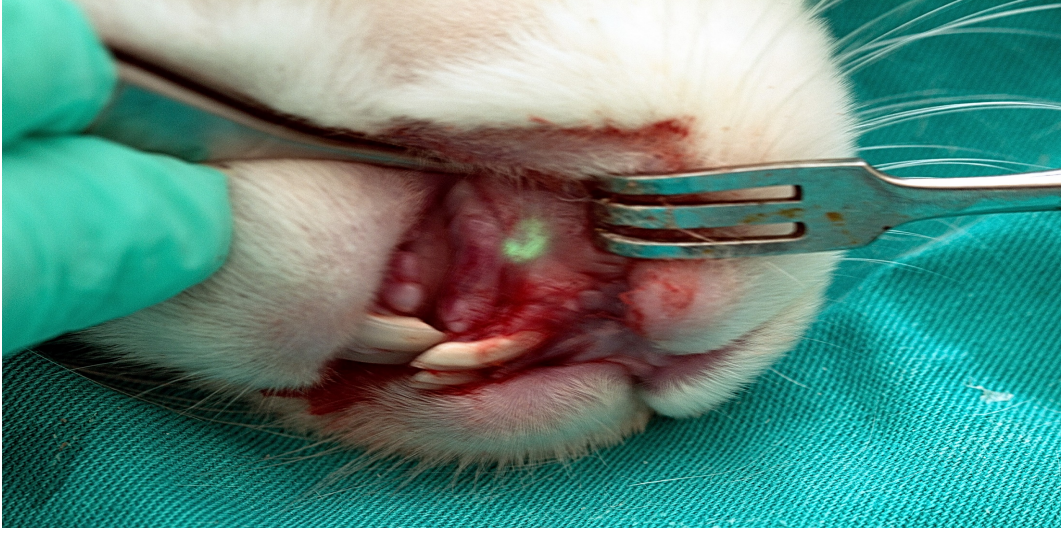
Her bir hayvanın nasıl etkilendiğini görmek için, kontrol ve deney grubundaki tüm hayvanların OÖ ve SÖ ağırlık değerleri arasında fark, bağımlı gruplar T testi (Paired-samples T test) ile karşılaştırıldı (Kontrol grubu için $p=0,296$; deney grubu için $p= 0,156$). Her iki grupta da hayvanların ağırlıklarının etkilenmediği sonucuna varıldı (Tüm karşılaştırmalar için $p\geq 0,05$) (Tablo 5).

Tablo 5. Kontrol ve deney gruplarının, OÖ ve SÖ kg cinsinden ağırlık değerlerinin istatistiki olarak karşılaştırılması

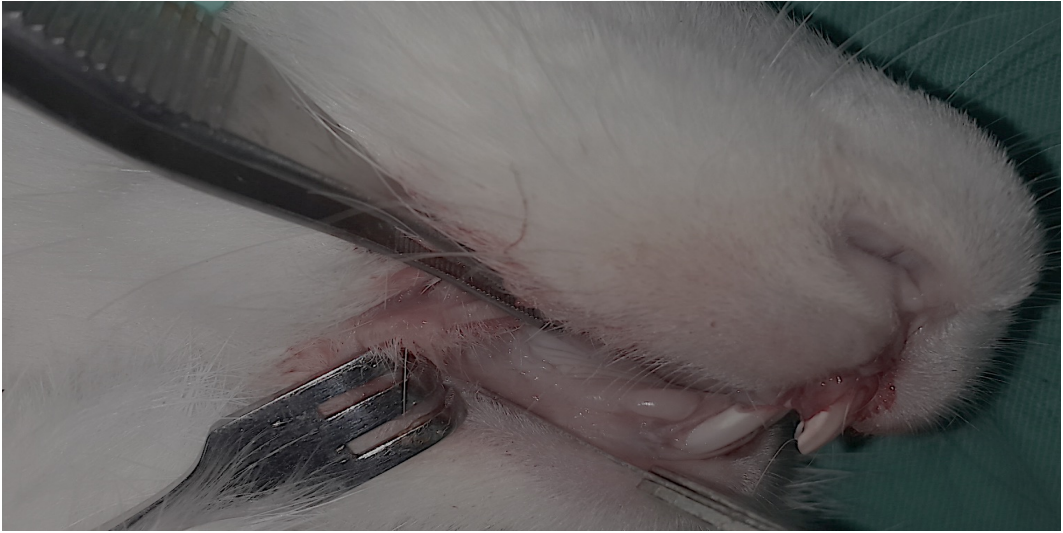
		Minimum	Maksimum	Ortalama	Medyan	Standart sapma	p
Kontrol	OÖ	3,36	4,25	3,74	3,57	0,43	0,296
	SÖ	2,10	4,03	3,22	3,10	0,75	
Deney	OÖ	2,25	4,22	3,30	3,74	0,90	0,156
	SÖ	2,27	3,56	2,93	3,06	0,48	

4.2. Vidaların Işık Uygulaması Sonrası Oral Mukoza Altındaki Görünürlüğü

Deney grubunun vida yerleştirilen oral mukoza bölgelerine ışık uygulaması sonrası, vidaların oral mukozadaki yansıyan görünürlüğü değerlendirildi. Üst çenelere yerleştirilen tüm vidaların (10 adet) görüldüğü, mukoza altında yerlerinin bulunabildiği tespit edildi (Şekil 61). Alt çenelere yerleştirilen vidaların ise görünmediği tespit edildi (Şekil 62).



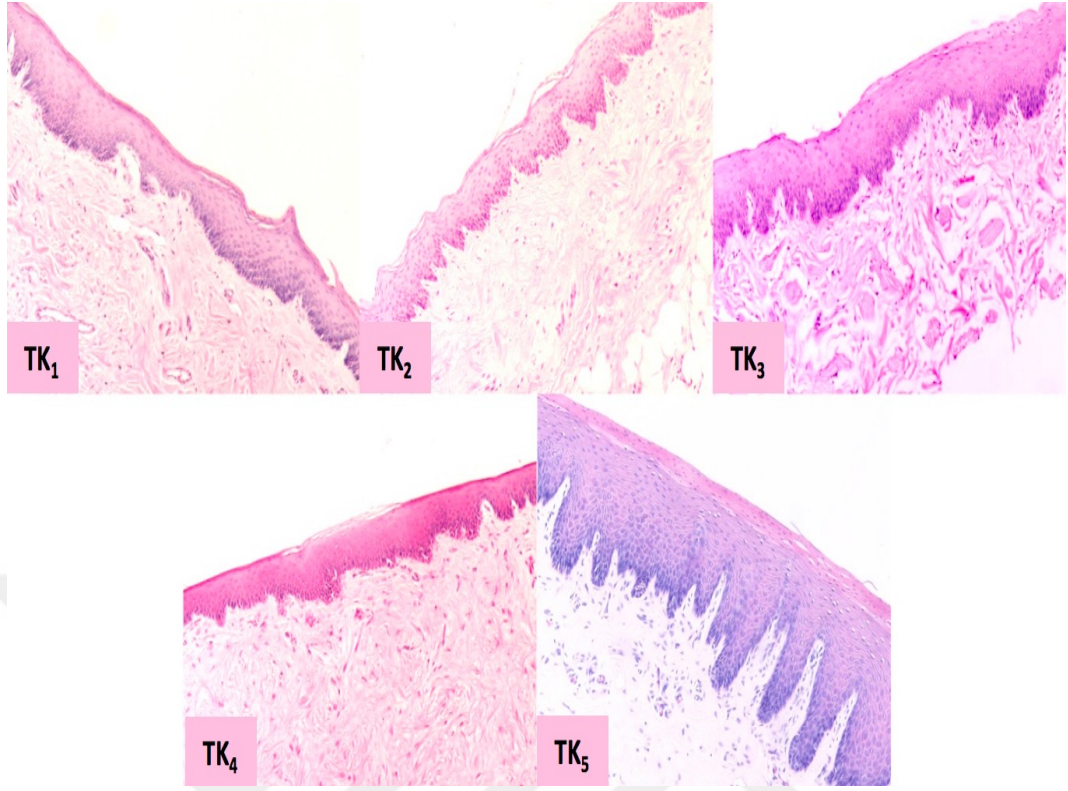
Şekil 61. Işık uygulaması sonrası üst çenedeki vidanın yansıyan görüntüsü



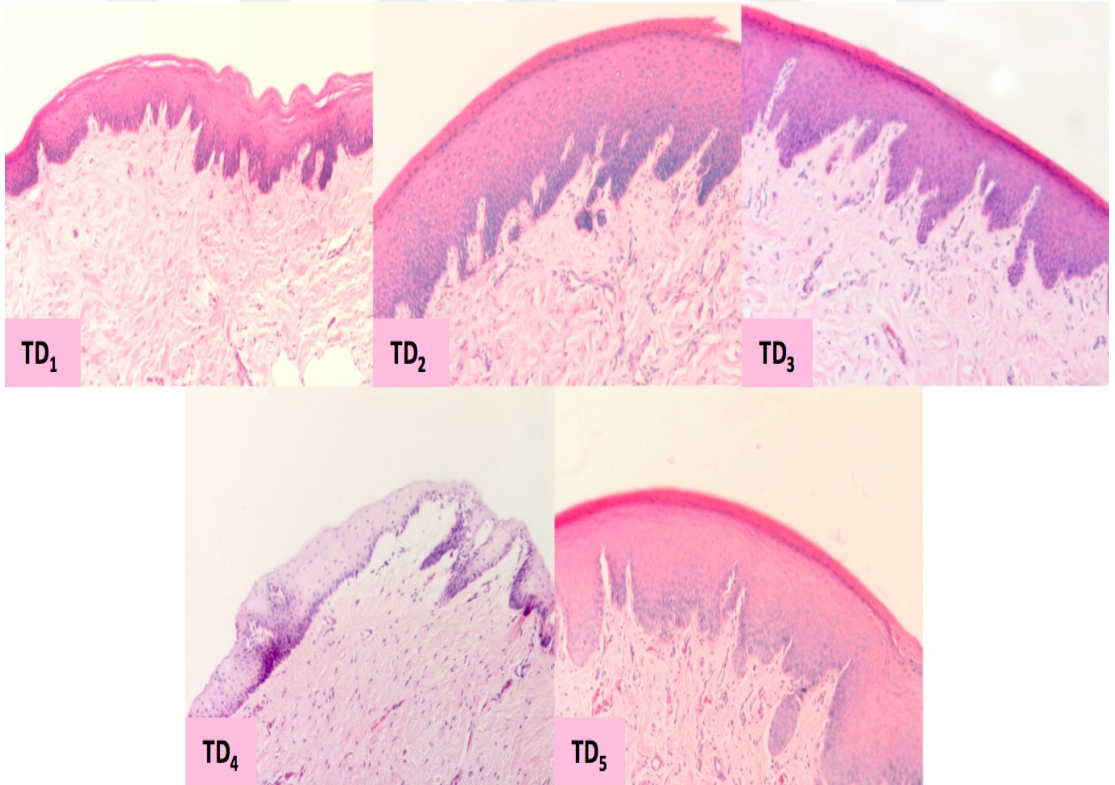
Şekil 62. Işık uygulaması sonrası alt çenedeki görünüm

4.3. Histopatolojik İnceleme Bulguları

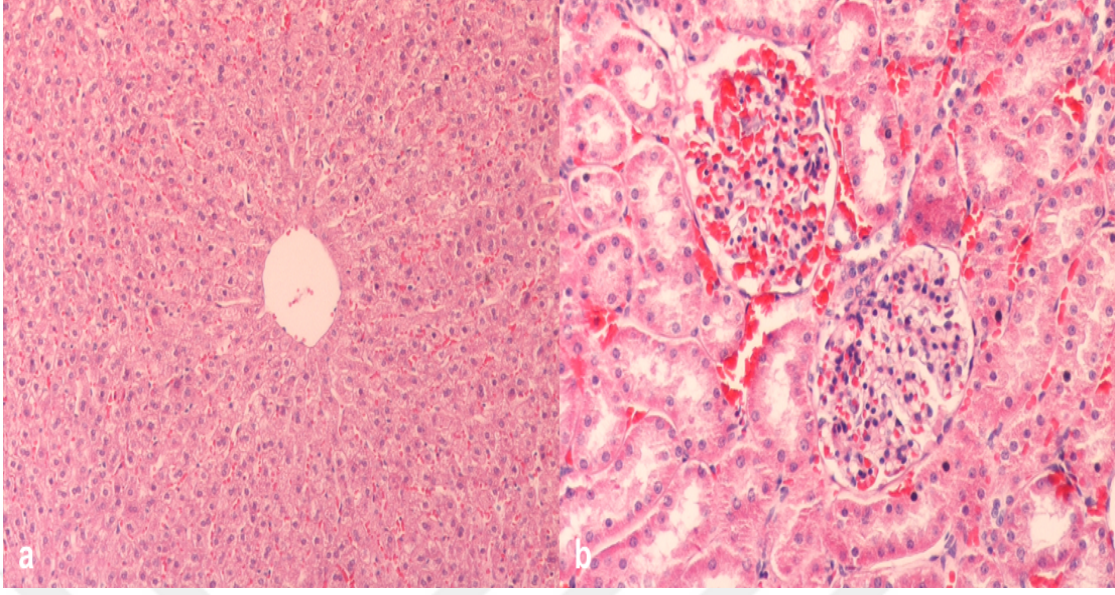
Doku örneklerinden preparat serileri hazırlandı. Yapılan incelemede, deney ve kontrol gruplarında, ağız mukozası epitelinde epitelizasyonun normal olduğu ve yangısal bir reaksiyonun olmadığı görüldü (Şekil 63,64). Ayrıca karaciğer ve böbreklerin histolojik görünümünün de normal olduğu, herhangi bir patolojinin gelişmediği tespit edildi (Şekil 65). Sadece deney grubunda yer alan bir hayvanın (TD₅) sol alt çenesinden alınan oral mukozasında granümatöz bir enfeksiyon izlendi (Şekil 66). Lezyonun vidanın temas ettiği bölgeden uzakta geliştiği görüldü.



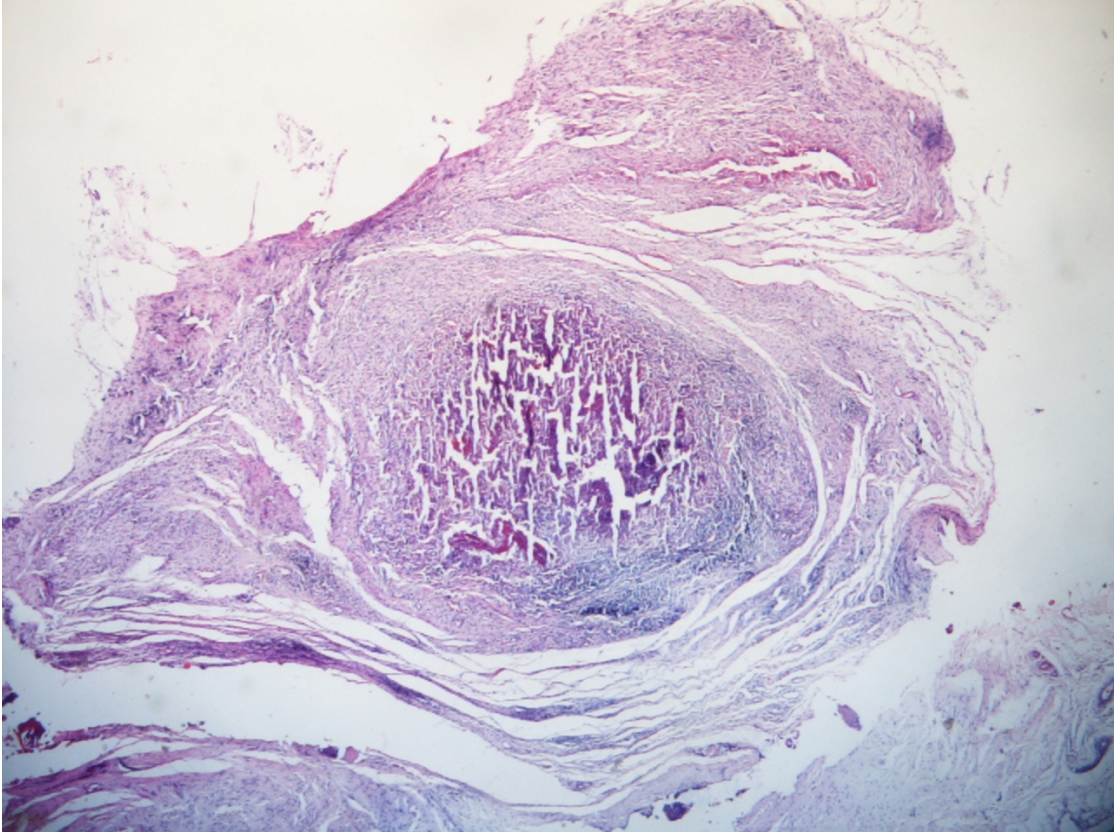
Şekil 63. 10x büyütmede, kontrol grubu hayvanlarına ait, normal görünümlü oral mukoza epitelleri



Şekil 64. 10x büyütmede, deney grubu hayvanlarına ait, normal görünümlü oral mukoza epitelleri



Şekil 65.a: 40x büyütmede normal görünümlü karaciğer dokusu **b:** 40x büyütmede normal görünümlü böbrek dokusu



Şekil 66. 2x büyütmede, TD₅'in sol alt çenesinde gözlenen granümatöz enfeksiyon

4.4. Epitel Kalınlıklarının Karşılaştırılması

Elde edilen oral mukoza preparatları üzerinde, 3 farklı bölgede epitel kalınlıkları ölçüldü. Bu 3 ölçümün ortalaması o hayvanın epitel kalınlığı olarak belirlendi ve kaydedildi (Tablo 6).

Tablo 6. Hayvanların mikrometre (μm) cinsinden ortalama oral mukoza epitel kalınlıkları

		Sağ Üst (1) (μm)	Sol Üst (2) (μm)	Sol Alt (3) (μm)	Sağ Alt (4) (μm)
Kontrol	TK ₁	224,56	217,26	182,27	271,37
	TK ₂	195,44	332,62	387,32	259,89
	TK ₃	132,63	398,84	354,64	331,14
	TK ₄	140,43	114,43	463,19	426,41
	TK ₅	173,12	304,39	344,14	323,14
Deney	TD ₁	198,99	144,99	424,13	447,63
	TD ₂	230,64	205,05	344,14	364,04
	TD ₃	242,99	426,73	487,76	363,84
	TD ₄	173,33	165,23	185,08	401,71
	TD ₅	235,17	103,55	354,77	373,33

Her hayvanın sağ ve sol taraf, üst ve alt çene oral mukoza epiteli kalınlıkları karşılaştırıldı. Bunun için bağımlı gruplar T testi (Paired-samples T test) kullanıldı (Kontrol üst çene için $p=0,135$; Kontrol alt çene için $p=0,525$; Deney üst çene için $p=0,898$; Deney alt çene için $p=0,599$). Tüm hayvanlarda, sağ taraf ile sol taraf oral mukoza epitel kalınlıkları arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edildi (Tüm karşılaştırmalar için $p \geq 0,05$) (Tablo 7).

Her hayvanın üst çene ve alt çene oral mukoza epiteli kalınlıkları karşılaştırıldı. Bunun için bağımlı gruplar T testi (Paired-samples T test) kullanıldı (Kontrol için $p=0,026$; Deney için $p=0,002$). Üst çene ve alt çene epitel kalınlıkları arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu görüldü (Tüm karşılaştırmalar için $p < 0,05$) (Tablo 8).

Hangi çenede epitel kalınlığının daha fazla olduğunu belirleyebilmek için, hem kontrol, hem de deney grubunda p değerleri, $p/2$ ve $1-p/2$ formülleri ile tekrar hesaplandı (Kontrol grubu için $p/2=0,013$, $1-p/2=0,987$; Deney grubu için $p/2=0,001$, $1-p/2=0,999$). Her iki grupta da alt çene epitel kalınlıklarının daha fazla olduğu tespit edildi (Her iki grupta da $1-p/2 \geq 0,05$).

Tablo 7. Kontrol ve deney gruplarının, µm cinsinden sağ ve sol taraf oral mukoza epiteli kalınlıklarının istatistiki olarak karşılaştırılması

		Minimum	Maksimum	Ortalama	Medyan	Standart sapma	p
Kontrol Üst	Sağ	132,630	224,560	173,236	173,120	38,250	0,135
	Sol	114,430	398,840	273,508	304,390	110,256	
Kontrol Alt	Sağ	259,890	426,410	322,390	323,140	65,967	0,525
	Sol	182,270	463,190	346,312	354,640	102,866	
Deney Üst	Sağ	173,330	242,990	216,224	230,640	29,241	0,898
	Sol	103,550	426,730	209,110	165,230	127,038	
Deney Alt	Sağ	363,840	447,630	390,110	373,330	35,688	0,599
	Sol	185,080	487,760	359,176	354,770	113,256	

Tablo 8. Kontrol ve deney gruplarının, µm cinsinden üst çene ve alt çene oral mukoza epiteli kalınlıklarının karşılaştırılması

		Minimum	Maksimum	Ortalama	Medyan	Standart sapma	p
Kontrol	Üst	114,430	398,840	223,372	206,350	94,053	0,026
	Alt	182,270	463,190	334,351	337,640	82,437	
Deney	Üst	103,550	426,730	212,667	202,020	86,987	0,002
	Alt	185,080	487,760	374,643	368,685	80,825	

Kontrol ve deney grupları arası her bir yarım çenedeki oral mukoza epitel kalınlıkları karşılaştırıldı. Bunun için bağımsız gruplar T testi (Independent-samples T test) kullanıldı (Sağ üst çene için $p=0,081$; Sol üst çene için $p=0,417$; Sol alt çene için $p=0,856$; Sağ alt çene için $p=0,078$). Kontrol ve deney grubunun her yarım çenedeki oral mukoza epiteli kalınlıkları arasında, istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı, evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat kaplı vidaların epitel kalınlığını etkilemediği tespit edildi (Tüm karşılaştırmalar için $p \geq 0,05$) (Tablo 9).

Tablo 9. Kontrol ve deney gruplarının μm cinsinden oral mukoza epiteli kalınlıklarının, her bir yarım çenede ayrı ayrı karşılaştırılması

		Minimum	Maksimum	Ortalama	Medyan	Standart sapma	p
Sağ Üst (1)	Kontrol	132,630	224,560	173,236	173,120	38,250	0,081
	Deney	173,330	242,990	216,224	230,640	29,241	
Sol Üst (2)	Kontrol	114,430	398,840	273,508	304,390	110,256	0,417
	Deney	103,550	426,730	209,110	165,230	127,038	
Sol Alt (3)	Kontrol	182,270	463,190	346,312	354,640	102,866	0,856
	Deney	185,080	487,760	359,176	354,770	113,256	
Sağ Alt (4)	Kontrol	259,890	426,410	322,390	323,140	65,967	0,078
	Deney	363,840	447,630	390,110	373,330	35,688	

5. TARTIŞMA

Dental implant cerrahisi gün geçtikçe gelişmekte ve önemi artmaktadır. Yeni geliştirilen implant dizaynları, yüzey özellikleri ve cerrahi teknikler hekimlere birçok seçenek sunmaktadır. Tüm cerrahi bilimlerde olduğu gibi, oral implantolojide de uygulanan teknikler oldukça önemlidir. Hekim tarafından hastaya en az zararla en çok fayda sağlayacak, minimal invaziv yöntem seçilmelidir. Oral implantolojide, implant yerleştirilmesi ve sonrasındaki iyileşme süreci için 2 teknik mevcuttur. Operasyon tek veya çift aşamalı teknikle gerçekleştirilebilir (Andersson ve ark., 2010).

Yılmaz ve Bulut'un (2018) 270 hekimle yaptıkları bir anket çalışmasında, çift aşamalı cerrahinin % 80 oranında tercih edildiği tespit edilmiştir. İyileşme sonrası mukoza altındaki implantın yerini bulabilmek için en fazla röntgenlerden yararlandığı, ikinci aşamadaki işlemler için en çok bistürinin kullanıldığı görülmüştür. Hekimlerin % 70,3'ünün, her yıl ortalama % 6 olguda hatalı yer tespiti yaptığı öğrenilmiştir. Hatalı yer tespiti ve insizyonu sonrası, implantı bulabilmek için çoğunlukla insizyonun genişletildiği, fazla insize edilen yerlerin suture edildiği bildirilmiştir. Bu işlem sonrası genelde enfeksiyon gelişmediği ve rutin antibiyotik reçete edilmediği; ancak enfeksiyon gelişir ise antibiyotik verildiği saptanmıştır. Hatalı ve fazla insizyon sonrası ölçü almak için normale göre daha fazla beklendiği tespit edilmiştir.

Çift aşamalı cerrahinin ikinci bir cerrahi gerektirmesi, skar oluşumunu arttırması, hasta başında daha fazla zaman harcanması, tedavi maliyetlerini arttırması gibi dezavantajları vardır. Mukoza kalınlığının fazla olması, hekimin tecrübe eksikliği, tam dişsiz olgulardaki çoklu implant uygulamaları, ikinci aşamada implantların yerlerinin tespitini zorlaştırmaktadır. Bazı olgularda, ilk cerrahideki kadar geniş bir alandan flep kaldırarak işlem ancak gerçekleştirilebilmektedir. (Soylu ve ark., 2016)

Perez-Albacete ve ark. (2015), flepsiz implant cerrahisi ile geleneksel implant cerrahisini karşılaştırdıkları çalışmalarında, flepsiz cerrahi ile boyun bölgesinde daha az rezorpsiyon geliştiğini göstermişlerdir. Vhalovic ve ark. (2013) ile Vohra ve ark. (2015), flep kaldırılmasının kemik rezorpsiyonunu indüklediğini belirtmişlerdir. Bu çalışmalar, implant koruyucu kapama vidalarının değiştirilmesi sırasında fazla eksizyonların, insizyonların veya flep kaldırılmasının olumsuz sonuçları olacağını kanıtlamaktadır.

Tüm cerrahi bilimlerde en fazla özen gösterilmesi gereken konulardan biri, cerrahi bölgeye yeterli ulaşım sağlayacak minimum insizyonun yapılmasıdır. Andersson ve ark. (2010), gereğinden fazla yapılan insizyonların cerrahi sonrası komplikasyon gelişim riskini arttırdığını bildirmişlerdir. Bu nedenle birçok minimal invaziv cerrahi prosedürü geliştirilmiştir.

Modern dental implant cerrahisinin temelini, Dr. P. Brånemark'ın 1985 yılında yaptığı çalışma oluşturmaktadır. Kök formunda, parlak yüzeyle, saf titanyumdan üretilen implantlar, çift aşamalı cerrahi ile yerleştirilmiştir. 3-6 ay arası iyileşmesi beklenmiş ve ardından ikinci cerrahi ile protetik aşamalara geçilmiştir.

1988 yılında Buser ve ark. ilk kez tek aşamalı cerrahi fikrini ortaya atmıştır. Bu yeni yöntemle birçok cerrahi gerçekleştirilmiş ve olumlu sonuçları ortaya konmuştur. Daha sonra hangi tekniğin ne zaman kullanılacağı, hangisinin daha üstün olduğu konusunda birçok çalışma yapılmıştır.

Barber ve ark. (1996), 5 hastada bir pilot çalışma yapmışlardır. Her hastaya 2 tek aşamalı, 2 çift aşamalı olmak üzere toplam 20 implant yerleştirmişlerdir. Çift aşamalı implantlar 3 ay sonra açılmış; tek aşamalı yapılanlarla karşılaştırılmıştır. Sonuçta osseointegrasyon sürelerinin eşit olduğu bulunmuştur. Çevre yumuşak doku açısından aralarında fark olmadığı gösterilmiştir. İkinci cerrahiden şikayetçi hastalarda tek aşamalı cerrahinin tercih edilmesini önermişlerdir.

Ericsson ve ark. (1997), 5 yıl takip ettikleri hastalar ile uzun dönem sonuçlarını değerlendirmişlerdir. 11 hastanın sağ tarafına çift, sol tarafına tek aşamalı cerrahi ile implantlar yerleştirilmiş ve 5 yıl klinik, radyografik takipleri yapılmıştır. 5 yıl sonunda her iki grubun da stabilitelerinin aynı olduğu, kemik seviyeleri arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı bildirilmiştir.

Abrahamsson ve ark. (1999), köpeklerde tek ve çift aşamalı olarak yerleştirdikleri implantları, histomorfometrik olarak incelemişlerdir. İmplant çevresi mukoza kalınlıklarını, epitel kalınlıklarını, implant-kemik temas alanının yüzdesini, peri-implant doku cevabını, implant çevresi kemik denstesini karşılaştırmışlardır. Tüm bu veriler için iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığını ortaya koymuşlardır.

Buser ve ark. (1999), tek aşamalı cerrahi sonrası 8 yıllık takip sonuçlarını yayınladıkları çalışmalarında tek aşamalı cerrahinin; ikinci cerrahiye gerek kalmaması, tedavi maliyetlerinin azalması, hekime ve hastaya zaman kazandırması, hasta için daha

kabul edilebilir olması, iyileşme sürecinde daha az krestal kemik kaybı meydana gelmesi, protetik aşamaların kolaylaşması gibi avantajları olduğunu bildirmiştir. Çalışmada 2300'den fazla, tek aşamalı cerrahi ile yerleştirilmiş doku seviyesi implantın verileri kullanılmıştır. 8 yıllık takipte genel sağkalım oranı % 96,7; genel başarı oranı ise % 93,3 bulunmuştur. Kemik kaybının her yıl için ortalama <0,1 mm olduğu gösterilmiştir. Tekniğin ileride, özellikle estetik olmayan bölgelerde hekimler tarafından daha çok tercih edileceği öne sürülmüştür. Ancak estetik bölgelerde ve kemik arttırma işlemleri yapılan cerrahilerde mutlaka çift aşamalı cerrahinin tercih edilmesini önermişlerdir.

Becker ve ark. (2000), yüzey özelliklerinin tek ve çift aşamalı cerrahilerde etkisini incelemiştir. Hastalara üç farklı prosedür ile; parlak yüzeyli implantlar tek aşamalı (80 implant); parlak yüzeyli implantlar çift aşamalı (78 implant); pürüzlü yüzeyli implantlar tek aşamalı (78 implant) olarak uygulanmıştır. Her grupta genel sağkalım oranının % 96'dan fazla olduğunu ve gruplar arası anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Cecchinato ve ark. (2004), 84 hastaya tek ve çift aşamalı cerrahi ile 324 implant yerleştirdikleri çalışmalarında; iyileşme sürecinin cerrahi protokolden bağımsız olduğunu göstermişlerdir. Her iki yöntemle yapılan implantlarda iyileşme sürelerinin, implant kayıplarının, marjinal kemik kayıplarının benzer şekilde geliştiğini bulmuşlardır.

Engquist ve ark. (2005), alt çene total dişsiz 108 hastaya implant üstü sabit protez planlamasıyla toplam 432 implant yerleştirmişlerdir. Hastalar rastgele 4 gruba ayrılmıştır ve her grup 3 yıl takip edilmiştir (A: Tek aşamalı – Brånemark standart implant – Standart dayanak – 12 hafta sonra yükleme, B: Çift aşamalı – Brånemark standart implant – Standart dayanak – 12 hafta sonra yükleme, C: Tek aşamalı – Brånemark tek parça konik implant – Dayanak yok – 12 hafta sonra yükleme, D: Tek aşamalı – Brånemark Mk III implant – Multiünit dayanak – 2-3 hafta sonra yükleme). Erken yükleme yapılan D grubunda marjinal kemik kaybının daha az olduğu görülmüştür. 3 yıl sonunda, toplam 432 implantta 24 kayıp meydana gelmiştir. Bunlardan sadece 3 tanesi çift aşamalı yapılan grupta görülmüştür ve genel sağkalım oranı % 97,5 olarak hesaplanmıştır. Bu değer diğer 3 grupta % 93,3'tür. Kayıpların %

80'i ilk yıl içinde gerçekleşmiştir. Bu çift aşamalı cerrahide sağkalım oranının daha yüksek olduğunu göstermiştir.

Cordaro ve ark. (2009), prospektif randomize kontrollü bir çalışma yapmıştır. 30 sağlıklı hasta seçilen cerrahi türüne göre (Tek aşamalı-Çift aşamalı) rastgele 2 gruba ayrılmış ve çekim sonrası her birine tek implant yerleştirilmiştir. Çift aşamalı yapılan grupta 8 hafta sonra iyileşme başlıkları cerrahi olarak yerleştirilmiştir. Her iki gruba da 12. haftada geçici protez yüklenmiştir. 6. ayda daimi protezleri yüklenmiş ve 12.-18. aylarda takipleri yapılmıştır. Her iki grupta da plak indeksi, sondlamada kanama, sonlama derinliği verileri benzer bulunmuştur. Yükleme sonrası keratinize doku kaybı çift aşamalı yapılanlarda anlamlı olarak daha fazla olmuştur. Bunun sebebinin ilk cerrahide implant üzerinin primer kapatılması için yapılan işlemler olduğu tahmin edilmiştir. 1 yıllık sağkalım oranları ise tek aşamalıda % 93,8; çift aşamalıda % 100 şeklindedir ve istatistiki olarak anlamlı bir fark olmadığı gösterilmiştir.

Konuyla ilgili ilk sistematik derleme 2009 yılında Esposito ve ark. tarafından ortaya konmuştur. 5 farklı çalışmanın karşılaştırıldığı derlemede hasta sayısı, kesin bir kanıt elde etmek için çok az kalmıştır. Buna rağmen kesin olmayan bazı sonuçlar paylaşılmıştır. Tek aşamalı cerrahide daha az skar görüldüğü ve yara iyileşmesinin daha ideal olduğu saptanmıştır. Özellikle kısmi dişsizlik olgularında tedavi süresinin kısaldığı ve hasta morbiditesinin azaldığı bildirilmiştir. Ancak tek aşamalı cerrahide erken dönem kayıplar görülebileceği ortaya konmuştur. Yerleştirme torku <32 Ncm ise, primer stabilite eksikliği var ise çift aşamalı cerrahinin tercih edilmesi önerilmiştir. Tam dişsiz hastalarda çift aşamalı cerrahi ile daha az implant kaybı olacağı yönünde bir eğilim olduğu görülmüştür. Tüm bunlara rağmen iki teknik arasında anlamlı farklılık olmadığı, kesin bir yargıya varabilmek için daha fazla hasta ile ileri çalışmalar yapılmasına ihtiyaç olduğu belirtilmiştir.

Tallarico ve ark.'nın 2011'de yaptığı çalışmada, 29 hastaya 38 adet tek aşamalı cerrahi ile; 18 hastaya 51 adet çift aşamalı cerrahi ile implant yerleştirilmiştir. Tek aşamalılarda 2 kayıp meydana gelmiştir. Çift aşamalılarda ise implant kaybı olmamıştır. Her iki grubun ameliyat sonrası ağrı skorları, analjezik tüketimleri ve kemik kayıpları arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Cerrahi tekniğin osseointegrasyon açısından bir ön koşul olmadığı; ancak tek aşamalı cerrahinin erken dönem başarısızlık açısından

daha riskli olduğu sonucuna varılmıştır. Bunun Esposito ve ark.'nın (2009) alışmasıyla benzer olduğu görülmektedir.

Torkzaban ve ark. 2015 yılında; 24 hastaya tek aşamalı, 24 hastaya ise çift aşamalı cerrahi ile toplam 48 implant yerleştirmişlerdir. Her hastada sondlama derinliği, papil indeksi, mukoza kalınlığı, keratinize dişeti kalınlığı ve 3.-6.-12. aylardaki kemik kayıpları değerlendirilmiştir. Kemik kaybı dışındaki tüm değerler benzer bulunmuştur. 3. ve 6. aylardaki kemik kayıpları tek aşamalıda daha fazla; 12. aydaki toplam kayıp her iki grupta eşit olarak ölçülmüştür. Bu da tek aşamalı cerrahide kemik kaybının hızlı başladığını göstermektedir.

Sánchez-Siles ve ark. (2016) yaptığı randomize kontrollü klinik çalışmada, 90 hastayı rastgele 3 gruba ayırmıştır. 1. gruba çift aşamalı cerrahi; 2. gruba estetik iyileşme başlığı ile tek aşamalı cerrahi; 3. gruba anatomik iyileşme başlığı ile tek aşamalı cerrahi uygulanmıştır. Cerrahi günü, 1 ay sonra ve 3 ay sonra alınan radyografilerle kemik kayıpları değerlendirilmiştir. Tek aşamalı cerrahi sonrası kemik kaybı daha fazla bulunmuştur ancak bunun istatistiksel olarak anlamlı olmadığı tespit edilmiştir. Tek aşamalı cerrahide, yerleştirilen iyileşme başlığına göre kemik kayıpları arasında ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark olduğu saptanmıştır. Anatomik iyileşme başlığı kullanılan olgularda, estetik iyileşme başlığı kullanılanlara göre kemik kaybının daha fazla olduğu görülmüştür.

Flores ve ark.'nın 2017'de yaptığı bir çalışmada, 40 hastaya, her iki cerrahi teknikle, molar bölgeleri hariç 40 implant yapılmıştır. Genel sağkalım oranı 5 yıllık takipte her iki teknik için de % 100 bulunmuştur. İmplant evresi kemik kayıpları arası istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemiştir. Yine aynı yıl Duan ve ark.'nın yaptığı çalışmada, tek aşamalı cerrahi sonrası kemik kayıp miktarı ile tükürükteki bakteriler arasında bir ilişki olduğu; Spirochaeta ve Synergistetes türlerinin tükürükteki miktarı arttıka, kemik kaybı miktarının da önemli ölçüde arttığı tespit edilmiştir. Bunlarla beraber Porphyromonas gingivalis, Treponema denticola ve Streptococcus intermedius türleri şiddetli veya orta dereceli kemik rezorpsiyonlarında artarken; Veillonella, Haemophilus ve Leptotrichia türlerinin sayısının azaldığı saptanmıştır.

Gheisari ve ark. (2017), 140 hastaya 170 tek aşamalı cerrahi ile, 140 çift aşamalı cerrahi ile implant yerleştirmiştir. Cerrahi sonrası ve yüklemeden 6 ay sonra paralel teknikle alınan periapikal radyografilerde kemik kayıpları ölçülmüştür. Tek

aşamalı yapılanlarda ortalama 0,76 mm; çift aşamalı yapılanlarda ortalama 0,84 mm kemik kaybı olduğu, bu değer arasında istatistiki olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edilmiştir.

Wu ve ark. (2017), 5 yıllık takipte, tek aşamalı cerrahi ile yapılan implantlardaki genel sağkalım ortalamasını % 98; çift aşamalı cerrahi ile yapılan implantlardaki genel sağkalım ortalamasını ise % 94 olarak belirlemişlerdir. Değerlerin istatistiksel olarak anlamlı bir farkının olmadığını, ancak tek aşamalı cerrahi ile sağkalım yüzdesinin daha fazla olduğunu göstermişlerdir.

Paul ve ark. 2017 yılında, bu konudaki meta-analizle yapılan ilk sistematik derlemeyi yayınlamışlardır. En az 12 aylık takibi olan randomize kontrollü 9 farklı çalışmadan, 542 hasta ve 998 implantı (413 çift aşamalı, 585 tek aşamalı) incelemişlerdir. Tek aşamalı cerrahi ile yerleştirilen implantlarda daha az kemik kaybı olduğunu göstermişlerdir. Çift aşamalı cerrahi tercih edildiğinde sağkalımın % 93,3-100 arasında; tek aşamalı cerrahi tercih edildiğinde sağkalımın % 93,8-100 arasında olduğu ve sağkalım bakımından her iki cerrahi teknik arasında istatistiksel bir fark olmadığı tespit edilmiştir.

Martínez-González ve ark. (2018), 31 sağlıklı hastaya, sağ ve sol üst premolar bölgelerine birer tane olmak üzere toplam 62 adet implant yerleştirilmiştir. Bunların biri çift, diğeri tek aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. 3 ay sonunda çift aşamalı yerleştirilen implantların üzerindeki yumuşak doku eksize edilmiştir. Tek aşamalı yerleştirilenlerin vestibul yüzeyinden, yarım ay şeklinde bir insizyonla yumuşak doku örneği alınmıştır. Dokuların immünohistokimyasal analizi yapılmıştır. Çift aşamalı yerleştirilenlerde NK hücrelerinin daha fazla olduğu görülmüştür. CD19+ B, CD4+ T, CD8+ T, CD25+ T ve $\gamma\delta$ T hücreleri açısından her iki grup arasında anlamlı bir fark olmadığı saptanmıştır.

Gehrke ve ark.'nın 2018'de köpekler üzerinde yaptığı histolojik çalışmada kemik kaybı ve periodontal doku kalınlığı incelenmiştir. Her hayvanda 4 diş çekilmiştir. Bir sokete çekim sonrası çift aşamalı cerrahi ile, diğer sokete ise tek aşamalı cerrahi ile 2 implant yerleştirilmiştir. Diğer iki soketin iyileşmesi için 12 hafta beklenmiştir. Ardından iyileşen soketlerden birine tek aşamalı cerrahi ile; diğerine ise çift aşamalı cerrahi ile implantlar yerleştirilmiştir. Kemik kaybının cerrahi türüne göre değişmediği, ancak çekim sonrası yapılan implantlarda daha fazla kemik kaybı olduğu tespit edilmiştir. Periodontal doku kalınlıkları arasında istatistiksel olarak fark olduğu

görülmüştür. İyileşme sonrası yerleştirilen implantlar çevresindeki dokuların daha kalın olduğu saptanmıştır.

Moustafa ve ark. (2018), yayınladıkları sistematik derlemede; her iki yaklaşımın protez kaybı, implant kaybı ve marjinal kemik kaybı üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Protez ve implant kaybı açısından her iki yaklaşım arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ancak çift aşamalı cerrahide istatistiksel olarak anlamlı derecede daha fazla marjinal kemik kaybı olduğunu belirlemişlerdir.

2018'de Troiano ve ark. tarafından yayınlanan, meta-analizle yapılan sistematik derlemede; erken yükleme yapılmamış implantların değerlendirildiği, implant çevresi kemik seviyesi ve implant sağkalımı verilerini içeren 11 çalışma incelenmiştir. Araştırma sonunda, tek aşamalı cerrahi ile yerleştirilen implantlarda erken kayıp (yerleştirme sonrası ilk 6 ayda) oranı % 2 daha fazla çıkmıştır. İleri dönemlerde yaşanan kayıplarda ise her iki teknik arasında, istatistiksel olarak bir farka rastlanmamıştır. Ancak bu kanıtın gücü yeterli görülmemiştir. Marjinal kemik kaybı açısından, çok küçük bir farkla (0,13 mm) tek aşamalı cerrahi sonuçlarının daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Çalışma sonunda çok küçük bir etki büyüklüğüne rağmen çift aşamalı cerrahi daha avantajlı bulunmuştur.

Yapılan birçok araştırmaya rağmen tek ve çift aşamalı implant cerrahilerinden hangisinin ideal olduğu konusunda net ve kesin bir bilgiye ulaşılamamıştır. Buna rağmen çift aşamalı cerrahi hekimler tarafından daha çok tercih edilmektedir. Ayrıca ikinci aşamada mukoza altındaki implantın yerini bulmakta zorluk çekilebilmekte, hatalı ve fazla insizyonlar yapılabilmektedir. (Yılmaz ve Bulut, 2018) Bu bilgiler, çift aşamalı implant cerrahisinin ikinci aşamasında, mukoza altındaki implantın yerini tam olarak tespit edecek, minimal invaziv bir yöntemin geliştirilmesini gerekli kılmaktadır.

Culjat ve ark. (2008), mukoza altındaki implantın yerini tespit edebilmek için ultrasonik bir cihaz geliştirmişlerdir. Bu cihazla domuzlarda, üzerindeki mukoza kalınlığı 5 mm'ye kadar olan implantların yerini tam olarak tespit etmişlerdir. 5 mm'den daha fazla mukoza kalınlıklarında veya üzeri kemikle kaplanmış implantlarda sistemin güvenilir olmadığı bildirilmiştir. Bu yöntemde işlem için ayrı bir cihaz gerekmesi dezavantaj oluşturmaktadır.

Soylu ve ark. (2016), implant yerini tespit etmek amacıyla ilk aşama sonunda oral mukozaya dövme boyası enjekte etmişlerdir. % 87,5 olguda, mukoza altındaki

implantın yeri net olarak tespit edilebilmiştir. Alınan biyopsilerde, boyaların dokular için biyoyumlu olduğu, herhangi bir yabancı cisim reaksiyonunun gelişmediği görülmüştür. Bu oldukça kullanışlı ve düşük maliyetli bir yöntemdir. Ancak özellikle estetik bölgelerde yanlışlıkla fazla enjeksiyon yapılabilir ve bu sorun oluşturabilir. Ayrıca vücuda biyoyumlu olmasına karşın sürekli kalacak yabancı bir madde verilmiş olacaktır.

Mukoza altındaki implantın yerini tespit etmede diğer bir yöntem ise pille çalışan elektronik cihazların kullanımınıdır (CTI Dental Implant Pointer; Em Implant Pointer). Cihazın ucundaki sensör ağız içerisinde hareket ettirilirken, mukoza altında implantı tespit ettiğinde sesli ve ışıklı uyarı vermektedir. Ardından bölge işaretlenmekte ve implant üzerindeki mukoza eksize edilmektedir. Cihazın pahalı olması, pillerde azalma ve sensörde deformasyon olduğunda yanlış sonuçlar vermesi, sensörde arızaların meydana gelmesi gibi dezavantajları mevcuttur (Soylu ve ark. 2016).

Çalışmamızda alternatif bir yöntem olarak implant koruyucu kapama vidasının fosforesans pigmentlerle kaplanarak kullanılması düşünüldü. Vücuda yabancı bir madde enjeksiyonu olmaması, yeni bir cihaza gerek olmaması, üretim için düşük maliyet gerektirmesi, geleneksel yöntemle ek bir işlem katmaması, zaman kazandırması gibi avantajları olduğu görüldü. Çift aşamalı implant cerrahisinin ikinci aşamasında kolay, hızlı ve minimal invaziv çalışmayı sağlayacak bir yöntem geliştirilmiş oldu.

Sakrifikasyondan hemen sonra deney grubunda vidaların olduğu bütün bölgelere LED ile ışık uygulandığında; üst çenede vidaların oral mukoza altındaki yansıyan görüntüsü açık ve net olarak izlenirken, alt çenede herhangi bir bulguya rastlanmadı. Vidaların üzerindeki doku kalınlıklarının periodontal sond ile ölçülmesi planlandı. Ancak ölçüm sırasında dokuların delineceği göz önüne alındı ve zedelenme riski nedeniyle bundan vazgeçildi. Sakrifikasyon sonrası eksize edilen oral mukoza kenarlarından yapılacak ölçümün de gerçeği yansıtmayacağı öngörüldü. Subjektif değerlendirmede alt çene yumuşak dokularının daha kalın olduğu, tavşan alt çenesinde iç dudak benzeri bir katlantının yer aldığı ve bunun tam vida yerleştirilen bölgenin üzerine geldiği görüldü. Mikroskop incelemesinde alt çene epitel kalınlığının üst çeneye göre daha fazla olduğu tespit edildi. Bu farkın vida görünürlüğünü etkilemeyeceği, ancak tüm dokunun epitel gibi kalın olabileceği değerlendirildi. Alt çenede vidaların tespit edilememesinin sebebinin bu olabileceği düşünüldü.

Literatürde birçok maddenin karaciğer veya böbrekte biriktiği, atıldığı veya metabolize edildiği bildirilmiştir. Toksikite çalışmalarının çoğunda bu dokular incelenmektedir. Biyoyumlu olmayan maddelerin bu dokularda olumsuz etkilerinin görüleceği, bu nedenle bir maddenin vücut için genel etkilerin incelenmesinde karaciğer ve böbrek dokularının kullanılabilmesi saptanmıştır. Okolie ve Osagie (1999), kronik siyanür maruziyetinin tavşanlardaki etkisini; Voss ve ark. (2001), mısır yetiştiriciliğinde kullanılan fumonisin maddesinin ratlardaki toksisitesini; McDonald ve ark. (2004), MR görüntüleme için kullanılan kontrast ajanın tavşanlardaki etkisini; El-Hashem (2009), ratlarda deve sütünün alüminyum toksisitesini önleyici etkisini; böbrek ve karaciğer dokularında incelemiştir. Bu çalışmalara paralel olarak, çalışmamızda genel biyoyumluluğun değerlendirilmesi için karaciğer ve böbrek dokuları kullanıldı. Tüm dokular, rutin hematoksilen-eozin boyaması sonrası mikroskop altında incelendi.

İncelenen tüm dokularda, histopatolojik olarak yangısal bir reaksiyona rastlanmadı. Oral mukozalarda epitelizasyonun, epitel hücrelerinin ve altındaki bağ dokunun, karaciğer ve böbreklerin sağlıklı görüldüğü tespit edildi. Böylece evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın oral mukoza, böbrek ve karaciğer için biyoyumlu olduğu tespit edildi. Genel vücut için de biyoyumlu olabileceği öngörüldü.

Sadece bir hayvanda (TD₅), sol alt çeneden alınan oral mukozada granülomatöz bir enfeksiyon izlendi. Bunun vida ile temas eden bölgeden uzakta olduğu görüldü. Sebebinin operasyon sonrası besin travmasına bağlı ve oral flora kaynaklı olabileceği değerlendirildi.

Oral malingitelerde epitel kalınlığının artması en önemli bulgudur (Günhan, 2015). Kayhan ve Ünür (2011), Yalçın ve ark.(2014) yaptığı çalışmalarla bunu doğrulamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda, alınan her bir oral mukozanın epitel kalınlığı mikroskopik incelemeyle ölçüldü.

Evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın epitel kalınlıkları üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi için, kontrol ve deney gruplarının, her yarım çenedeki epitel kalınlıkları karşılıklı olarak değerlendirildi. Karşılaştırma sonunda her iki grubun epitel kalınlıkları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı tespit edildi ($p \geq 0,05$). Böylece evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın epitel kalınlığını arttırıcı bir etkisinin olmadığı kanıtlandı.

Hayvanların operasyon öncesi ağırlıkları incelendiğinde, iki grubun homojen dağıldığı saptandı. Sakrifikasyon öncesi ağırlıkları incelendiğinde ise, her iki grubun da operasyon sonrası benzer şekilde etkilendiği tespit edildi.

Operasyon sonrası, kontrol grubundaki 5 ve deney grubundaki 3 hayvanın ağırlıklarında bir azalma; deney grubundaki 2 hayvanın ise ağırlıklarında bir artış olduğu tespit edildi. Ancak her iki grupta da hayvanların operasyon öncesi ve sakrifikasyon öncesi ağırlık değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığı görüldü. Böylece evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın hayvanların ağırlıklarında bir azalmaya sebep olmadığı saptandı.

Evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat, en kolay bulunan, en çok kullanılan, üzerinde en çok araştırma yapılan, uzun süre ve güçlü ışık yayan, canlılarda toksisite deneyleri yapılmış olan bir maddedir (Karakaş, 2010). Yen ve ark.'nın (2006) yayınında, uzun süre ışımaya yapan fosforesans pigmentler arasında en güçlü ışığın evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat tarafından üretildiği bildirilmiştir. Li ve ark. (2016), uzun süre ışık yayan fosforesans materyaller ve uygulama alanlarıyla ilgili hazırladıkları derlemede, evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın güvenli, zararsız, kimyasal olarak stabil olduğunu ve radyoaktivitelerinin olmadığını belirtmişlerdir. Üretici firmalar tarafından hazırlanan güvenlik bilgisi belgelerinde de toksisite söz konusu değildir (Alumilite, 2015). Frausto ve ark. (2016), 0,001; 0,01; 0,1; 1 µg/µL olmak üzere, 4 farklı konsantrasyonda evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat ile hücre kültürlerini muamele etmiş, tüm bu konsantrasyonlarda stronsiyum aluminatın sitotoksik olmadığını göstermişlerdir. Çalışmamızda bu bilgilere dayanarak evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat kullanıldı.

Sol-jel yöntemi ile kaplama, günümüzde sıkça başvurulan, kullanışlı bir yöntemdir. Kullanılan alet ve malzemeler oldukça basittir. Homojen ve saf kaplamalar elde edilebilir. Kaplanacak cismin geometrisi önemli değildir. Düşük sıcaklıklarda kaplama gerçekleştirilebilir. Bu nedenle ısıya dayanıksız materyallerin kaplanmasında tercih edilebilir. İşlem sırasında ortamla etkileşim söz konusu olmaz. Kaplamanın mikro yapısının kolay kontrol edilebilir olması en önemli avantajıdır (Sönmezoğlu ve ark., 2012).

Daldırma, döndürme, püskürtme, elektroliz ve fırça ile kaplama teknikleri sol-jel kaplamalarda kullanılan yöntemlerdir (Kesmez, 2010). Daldırma, döndürme, püskürtme ve elektroliz yöntemlerinde fazla miktarda çözelti hazırlanması gerekir. Ayrıca bu yöntemler, küçük cisimlerin kaplanması için çok uygun değildir. Vida kaplaması düşünüldüğünde, yivli alanların kontamine olması söz konusu olabilir.

Tüm bu avantajları göz önünde bulundurulduğunda, çalışmamızda kullanılan vidaların sol-jel yöntemi ile kaplanması uygun bulundu. Kaplama tekniği olarak, sadece üst yüzeyin kaplanacağı, yivli kısımların kontaminasyondan korunacağı fırça ile kaplama tekniği seçildi. Böylece kontrol grubundaki vidalarla aralarında, üst yüzeylerinin kaplanması dışında bir fark meydana gelmesi engellendi.

Üreticiler tarafından hazırlanan güvenlik bilgisi belgelerinde, Ekonomik Kalkınma ve İşbirliği Örgütü'nün (Organisation for Economic Co-operation and Development - OECD) kimyasalların testi rehberindeki standart toksisite testlerine tabi tutulan, sol-jel tekniklerinde ön başlatıcı olarak kullanılan glymo (3-Glycidyoxypropyl Trimethoxy Silane) ve glyeo (3-Glycidyoxypropyl Triethoxy Silane) bileşiklerinin toksik olmadığı belirlendi (Evonik Industries; 2015; 2017). Bu nedenle bu iki kimyasalla kaplama denemeleri gerçekleştirildi. Glymo ön başlatıcılı kaplamanın, yüzeye daha sıkı tutunduğu tespit edildi. Bu nedenle vidaların kaplanmasında glymo ön başlatıcılı sol-jel sistemi tercih edildi.

Geçmişte, kompozit polimerizasyonu için en çok halojen lambalar kullanılmıştır. Bunlar katı-hal ışık yayan sistemlerdir. Klasik ampuller gibi çalışmaktadır. Bir tel üzerinden elektrik geçerken, tel akkor haline gelmekte ve ışık üretmektedir. Işık şiddetinde zamanla azalma, lambaların değiştirilme gereksinimi, mavi ışık filtresinin deforme olması, yüksek enerji tüketimi, çalışma sırasında yüksek ısı üretimi ve pulpaya iletimi, cihazın büyük boyutlarda olması, elektrikle çalışması gibi birçok dezavantaja sahiptir (Jandt ve Mills, 2013).

Günümüzde halojen lambaların yerini LED'ler almıştır. Bugün en çok kullanılan, tüm kliniklerde standart olarak yerini alan cihazlardır. Halojen lambaların dezavantajlarını ortadan kaldırmışlardır. Işık kaynakları için oldukça yüksek bir değer olan 3200 mW/cm^2 gücünde ışık üretirler (Jandt ve Mills, 2013).

Güçlü bir ışık kaynağı olması, hekimler tarafından en fazla tercih edilen polimerizasyon cihazı olması ve tüm kliniklerde bulunması sebebiyle; yöntemin

gelecekte, çift aşamalı dental implant cerrahisinin ikinci aşamasında kullanıma girmesi halinde, hekimlerin ek bir cihaza gerek duymadan, kolayca işlemi gerçekleştirebilmesi için çalışmamızda evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatı uyarmak için LED ışık cihazı kullanıldı.

İmplantlarla ilgili deneysel çalışmalarda, kullanılacak en küçük deney hayvanı tavşanlardır. Klokkevold ve ark. (1997), 10 tavşanın femurlarına parlak yüzeyli ve asitle pürüzlendirilmiş yüzeyli implantlar yerleştirmiş ve 8 hafta sonra söküm torıklarını karşılaştırmıştır. Mori ve ark. (1997), 36 dişi tavşana overektomi uygulamış, düşük kalsiyumlu diyetle beslemiş ve tibialarına implant yerleştirmiştir. Histolojik ve radyografik olarak implant-kemik birleşimlerini incelemiştir. Duyck ve ark. (2001), 10 dişi tavşana farklı implantlar yerleştirerek, 6 hafta sonra dinamik ve statik yüklemeler karşısında marjinal kemik reaksiyonunu değerlendirmiştir. Gehrke ve ark. (2016), 9 erkek tavşanın tibialarına, 3 farklı apikal şekle sahip implant yerleştirmiş ve bunların osseointegrasyonunu incelemiştir. Riecke ve ark. (2011) 32 tavşanda yaptıkları çalışmada, sinüs yükseltme sonrası farklı materyaller uygulanmış, 6 hafta sonra sakrifikasyon gerçekleştirilmiştir. Kadavralara implant yerleştirilerek stabiliteleri ölçülmüştür. Bu çalışma dışında, ağız içi implant yerleştirilen bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Çalışmamızda 10 adet (Klokkevold ve ark., 1997; Duyck ve ark., 2000), erişkin erkek Yeni Zelanda Tavşanı kullanıldı. Sadece bir çalışma hariç (Riecke ve ark., 2011), deneylerin tavşan tibia ve femurlarına implant yerleştirilerek yapıldığı görüldü. Ağız içi benzer bir uygulamaya rastlanmadı. Çalışmamızda implant değil, implant koruyucu kapama vidası kullanıldı. Bu vidalar da saf titanyumdan yapıldığı için, implant çalışmalarıyla benzer olacağı öngörüldü. Hormonal dengesizliklerin doku cevabı üzerindeki etkilerinin önlenmesi için erkek tavşanlar tercih edildi.

Ağız içi uygulama yapılan çalışmaların çoğunda greft, membran, iyileşme faktörü vb. materyallerin etkinliği incelenmiştir. Manso ve ark. (2011), tavşanlarda molar diş çekim sonrası greft uygulaması yapmıştır. Jhin ve ark. (2013) tavşanlarda sinüs yükseltme sonrası BMP'in etkinliğini değerlendirmiştir. Abrahamsson ve ark. (2011), alt çene lateral yüzeyinde doku genişleticisi (tissue expander) uygulaması sonrası kemik yapımını incelemişlerdir. Benlidayı ve ark. (2014) tavşanlarda yaptıkları çalışmada, alt çene gövdesinde defekt oluşturmuş ve 3 farklı kemik greftinin

iyileşmelerini karşılaştırmışlardır. Rottgers ve ark. (2014), alt çene alt sınırını çıkarmış ve BMP uygulamış, iyileşme üzerindeki etkinliğini değerlendirmiştir. Çalışmamızda farklı olarak çenelerdeki diastema bölgeleri kullanılmıştır.

İmplant yerleştirilen tavşan çalışmalarında (Klokkevold ve ark., 1997; Mori ve ark. 1997; Duyck ve ark. 2001), kemikte yerleştirilecek yerler hazırlanırken uygun implant frezleri kullanılmıştır. Çalışmamızda implant yerleştirilmeyeceği için bu frezler yerine, vidaların yiv çapına uygun olacak şekilde, çapı 1 mm olan cerrahi fissür frezler tercih edildi.

Suzuki ve ark. (1997), tavşan femurlarında, implant çevresi kemik oluşumunu inceledikleri çalışmada, 6 hafta sonra kemik gelişimi olduğunu tespit etmişlerdir. Gehrke ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada, tavşanlarda 6 hafta sonunda osseointegrasyonun gerçekleştiğini kanıtlamışlardır. İnsanda koruyucu kapama vidası ile iyileşme başlığının değiştirilmesi için osseointegrasyon süresince beklenmektedir. Bu nedenle tavşanlarda da osseointegrasyon süresince beklendi ve 6 hafta sonra sakrifikasyon gerçekleştirildi.

Sakrifikasyon için daha çok kas gevşeticilerin ve genel anesteziğin kullanımı önerilmektedir. Hayvanlara ilaç, hormon vb. uygulanan çalışmalarda ise daha çok fiziksel sakrifikasyon yöntemleri tercih edilmektedir. Atalan ve ark. (2009), oral fibrosarkomlu bir köpeğin sakrifikasyonu için kas gevşetici suksametonyum klorür kullanmışlardır. Toth ve ark. (2015), östrojenin etkilerini değerlendirdikleri çalışmada, ratları giyotinle sakrifiye etmiştir. Özkan ve ark. (2016), bir genel anestezi olan tiyopental sodyumu sakrifikasyon için kullanmıştır. Nippert ve ark. (2017), ratlarda yaptıkları kardiyak incelemelerde, hayvanları servikal dislokasyon ile sakrifikasyonunu tercih etmiştir. Çalışmamızda, uygulama sonrası sonuçları etkilemeyeceği için sakrifikasyonda suksametonyum klorür kullanıldı.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Stronsiyum aluminat kaplı saf titanyum materyallerin oral dokulardaki etkilerinin incelendiği bu çalışmada;

1. Çift aşamalı implant cerrahisinde literatürdekilerden farklı bir yöntem geliştirilmiştir. Bu açıdan çalışmamız literatüre önemli bir katkı sağlayacaktır.
2. Saf titanyum implant koruyucu kapama vidaları ilk defa evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat ile kaplanmıştır. Literatürde bu çalışmaya benzer herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.
3. Sol-jel tekniği ile, inert bir materyal olan titanyuma kaplanan evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın, tavşanlar için biyoyumlu olduğu tespit edilmiştir.
4. İlk defa canlı bir organizma, evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminata, çalışmamızdaki şekilde maruz bırakılmıştır. Evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın biyoyumlu olduğu gözlenmiştir.
5. Çalışmada evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat kaplı vidalar, tavşanların üst çenelerine ışık uygulandığında mukoza altında görülebildiği; ancak alt çenelerinde mukoza altından yansıma yapmadığı tespit edilmiştir. Alt çenede de görünür hale gelebilmeleri için farklı konsantrasyonda evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminatın kullanıldığı veya farklı pigmentlerin denendiği, farklı kaplama tekniklerinin ve daha güçlü ışık kaynaklarının tercih edildiği çalışmalara ihtiyaç vardır.
6. Evropiyum ve disprozyum katkılı stronsiyum aluminat kaplı bir vidanın, canlı mukoza altındaki yansımasının gözle görülebilmesi için, üzerindeki doku kalınlığı en fazla ne kadar olması gerektiği bilinmemektedir. Biyoyumluluk inceleneceği için çalışmamızda vida üzerindeki doku kalınlıkları ölçülemedi. Bu durumun çalışmayı sınırlayan en önemli unsur olduğu değerlendirilmiştir.

Gelecekteki çalışmalarda bu durumun göz önünde bulundurulması gerekmektedir.

7. Yöntemin ileri çalışmalarla insanlarda da uygulanabileceği ve çift aşamalı implant cerrahisinde, bilinen yöntemlerden farklı bir minimal invaziv çalışma imkanının doğacağı öngörülmektedir.



KAYNAKLAR

- Abraham C. A Brief Historical Perspective on Dental Implants, Their Surface Coatings and Treatments. *The Open Dentistry J* 2014; 8: 50-55.
- Abrahamsson I, Berglundh T, Moon I-S, Lindhe J. Peri-implant tissues at submerged and non-submerged titanium implants. *J Clin Periodontol* 1999; 26: 600–607.
- Abrahamsson P, Isaksson S, Andersson G. Guided bone generation in a rabbit mandible model after periosteal expansion with an osmotic tissue expander. *Clin Oral Impl Res* 2011; 22: 1282–1288.
- Al-Hashem F. Camel's Milk Protects against Aluminum Chloride-Induced Toxicity in the Liver and Kidney of White Albino Rats. *American Journal of Biochemistry and Biotechnology*, 2009; 5(3): 98-109.
- Albani, J.R. Principles and Applications of Fluorescence Spectroscopy. First ed Blackwell publishing, France, 2007.
- Alla RK, Ginpalli K, Upadhya N, Shamma M, Rama Krishna R, Ravichandra S. Surface roughness of implants: A review. *Trends Biomat Artif Org* 2011; 25(3): 112.
- Alt V, Bitschnau A, Osterling J, et al. The effects of combined Gentamycin-hydroxyapatite coating for cementless joint prostheses on the reduction of infection rates in a rabbit infection prophylaxis model. *Biomaterials* 2006; 27: 4627-34.
- Alumilite, 2015, <https://www.alumilite.com/PDFs/SDS/powders/Phosphorescent-Powder.pdf> (Son erişim 18.06.2018)
- Andersson L, Kahnberg KE, Pogrel MA. *Oral And Maxillofacial Surgery*. 1st ed., Blackwell Publishing Ltd., 2010
- Arıkan M. O. Katı Hal Reaksiyonuyla Stronsiyum Aluminat Esaslı Fosforesans Malzeme Sentezi. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Yüksek Lisans Tezi, 2010.
- Asbell, Milton B. *Dentistry, a historical perspective: being a historical account of the history of dentistry from ancient times, with emphasis upon the United States from the colonial to the present period*. Bryn Mawr, Pa: Dorrance & Co, 1988; 1-256.
- Atalan G, Atasever A, Yavuz Ü, Güneş V, Onmaz A.C. Kangal Irkı Bir Köpekte Oral Fibrosarkom Olgusu. *Fırat Üniversitesi Sağlık Bilimleri Veteriner Dergisi*, 2009; 23(3): 167-169.

- Aurobind S.V, Amirthalingam K.P, Gomathi H. Sol-gel based surface modification of electrodes for electro analysis. *Advances in Colloid and Interface Science*, 2006; 121:1–7.
- Avila G, Misch K, Galindo-Moreno P, Wang HL. Implant surface treatment using biomimetic agents. *Implant Dent* 2009; 18: 17-26.
- Barber H.D, Seckinger R.J, Silverstein K, Abughazaleh K. Comparison of soft tissue healing and osseointegration of IMZ implants placed in one-stage and two-stage techniques: a pilot study. *Implant Dentistry*, 1996; 5(1):11-14.
- Becker J, Kirsch A, Schwarz F, et al. Bone apposition to titanium implants bio-coated with recombinant human bone morphogenetic protein-2 (rhBMP-2): A pilot study in dogs. *Clin Oral Invest* 2006; 10: 217-24.
- Becker W, Becker B.E, Ricci A, Bahat O, Rosenberg E, Rose L.F, Handelsman M, Israelson H. A prospective multicenter clinical trial comparing one- and two-stage titanium screw-shaped fixtures with one-stage plasma-sprayed solid-screw fixtures. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000; 2(3):159-65.
- Benlidayi M.E, Gaggl A, Buerger H, Kahraman O.E, Sencar L, Brandtner C, Kurkcu M, Polat S, Borumandi F. Comparative study of the osseous healing process following three different techniques of bone augmentation in the mandible: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2014; 43(11): 1404-10.
- Bilimplant.2018.<http://www.bilimplant.com/Dosyalar/OnlineKatalog/samples/Katalog/index.html> (Son Erişim 18.06.2018).
- Biohorizons, 2018, <http://www.umguysal.com/tr/hasta/implant/49/dental-implants/31/about-dental-implants/17> (Son Erişim 18.06.2018)
- Böhmer E. *Dentistry In Rabbits And Rodents*. 1st ed. John Wiley And Sons Ltd. Chicester UK. 2015
- Bommel M.J, Bernards T.N.M. Spin Coating of Titanium Ethoxide Solutions. *Journal of Sol-Gel Science and Technology*, 1997;8: 459–463.
- Bornstein MM, Valderrama P, Jones AA, Wilson TG, Seibl R, Cochran DL. Bone apposition around two different sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces: A histomorphometric study in canine mandibles. *Clin Oral Implan Res* 2008; 19: 233-41.
- Boyan BD, Lossdorfer S, Wang L, et al. Osteoblasts generate an osteogenic microenvironment when grown on surfaces with rough microtopographies. *Eur Cell Mater* 2003; 6: 22-7.
- Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw: Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg* 1977; 16: 1-132.

- Brånemark PI, Zarb G, Albrektsson T. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Publishing. 1985.
- Brånemark PI, Zarb GA, Albrektsson T. Tissue Integrated Prostheses. Chicago: Quintessence 1985; 201-8.
- Brånemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent* 1983; 50 (3): 399-410.
- Brinker C.J, Sherer G.W. Sol-Gel Science, The Physics and Chemistry of Sol-Gel Processing. Academic Press, San Diego. 1990
- Buser D.A, Schroder A, Sutter F, Lang N.P. The new concept of ITI hollow-cylinder and hollow-screw implants: Part 2. Clinical aspects indications, and early clinical results. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1988; 3(3): 173-81
- Buser D.A, Stern R, Dula K, Lang N.P. Clinical Experience With One-Stage, Non-Submerged Dental Implants. *Adv Dent Res*, 1999; 13: 153-161.
- Çakır-Özkan N, Eğri S, Bekar E, Altunkaynak B.Z, Kabak Y.B, Kivrak E.G. The Use of Sequential VEGF- and BMP2-Releasing Biodegradable Scaffolds in Rabbit Mandibular Defects. *J Oral Maxillofac Surg* 2017; 75(1): 221.e1-221.e14.
- Cecchinato D, Olsson C, Lindhe J. Submerged or non-submerged healing of endosseous implants to be used in the rehabilitation of partially dentate patients. *J Clin Periodontol* 2004; 31: 299–308.
- Cherchive R. Considerazioni fisiologiche e pratiche su una osservazione originale di un impianto endosseo, *Inform Dent* 1959; 24: 677-80.
- Cho SA, Park KT. The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching. *Biomaterials* 2003; 24: 3611-7.
- Clabau F, Rocquefelte X, Jobic S, Deniard P, Whangbo M, Garcia A, Mercier T. On the phosphorescence mechanism in $\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2}$ and its codoped derivatives. *Solid State Science*, 2007; 9:608-612.
- Clabau F, Rocquefelte, X, Jobic, S. Mechanism of phosphorescence appropriate for the long-lasting phosphors Eu^{2+} -doped SrAl_2O_4 with codopants Dy^{3+} and B^{3+} , *Chem. Mater* 2005; 17, 3904-3912.
- Cordaro L, Torsello F, Rocuzzo M. Clinical outcome of submerged vs. non-submerged implants placed in fresh extraction sockets. *Clin Oral Impl Res* 2009; 20: 1307–1313.
- Crain A. Atlas Of Oral Implantology. 1st. ed. Thieme pub. 1993.
- Culjat M.O, Choi M, Singh R.S, Grundfest W.S, Brown E.R, White S.N. Ultrasound detection of submerged dental implants through soft tissue in a porcine model. *J Prosthet Dent* 2008; 99(3): 218-24.

- Dishlich H. Sol-gel 1984-2004. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 1985; 73:599–612.
- Driskell TD. The stryker precision implant system: Root form series, McKinney RV: Endosteal dental implants, Mosby Year Book 1991; 8.
- Duan X.B, Wu T.X, Guo Y.C, Zhou X.D, Lei Y.L, Xu X, Mo A.C, Wang Y.Y, Yuan Q. Marginal bone loss around non-submerged implants is associated with salivary microbiome during bone healing. *Int J Oral Sci* 2017; 9(2): 95-103
- Ducheyne P, Cuckler JM. Bioactive ceramic prosthetic coatings. *Clin Orthop Relat R* 1992; 39(276): 102-14.
- Duyck J, Rønold H.J, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen J.E. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. *Clin. Oral Impl. Res* 2001; 12: 207–218.
- Ellingsen JE, Johansson CB, Wennerberg A, Holmen A. Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants. *Int J Oral Maxillofac Imp* 2004; 19: 659-66.
- Engquist B, Astrand P, Anzén B, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Karlsson U, Nord P.G, Sahlholm S, Svärdröm P. Simplified Methods of Implant Treatment in the Edentulous Lower Jaw: A 3-Year Follow-Up Report of a Controlled Prospective Study of One-Stage versus Two-Stage Surgery and Early Loading. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005; 7(2): 95-104.
- Ericsson I, Randow K, Nilner K, Petersson A. Some clinical and radiographical features of submerged and nonsubmerged titanium implants. A 5-year follow-up study. *Clin Oral Impl Res*, 1997; 8:422-426.
- Eriksson C, Lausmaa J, Nygren H. Interactions between human whole blood and modified TiO₂-surfaces: Influence of surface topography and oxide thickness on leukocyte adhesion and activation. *Biomaterials* 2001; 22: 1987-96.
- Escribano P, Marchala M, Luisa Sanjua M. Low-temperature synthesis of SrAl₂O₄ by a modified sol–gel route: XRD and Raman characterization, *Journal of Solid State Chemistry*, 2005; 178:1978–1987.
- Esposito M, Grusovin M.G, Chew Y.S, Coulthard P, Worthington H.V. Interventions for replacing missing teeth: 1- versus 2-stage implant placement (Review). *Cochrane Database Syst Rev* 2009; (3): CD006698.
- Evonik Ind., 2015, Glymo Safety Data Sheet, <https://www.palmerholland.com/Assets/User/Documents/Product/42621/2636/MITM04192.pdf> (Son Erişim 18.06.2018)
- Evonik Ind., 2017, Glyeo Safety Data Sheet, <https://sds.evonik.com/msds-list/searchresult/dynasytan/E/99035603/MSDS-US/sds.pdf> (Son Erişim 18.06.2018)

- Flores-Guillen J, Álvarez-Novoa C, Barbieri G, Martín C, Sanz M. Five-year outcomes of a randomized clinical trial comparing bone-level implants with either submerged or transmucosal healing. *J Clin Periodontol* 2018; 45(1): 125-135.
- Forshaw R. The practice of dentistry in ancient Egypt. *BDJ* 2009; 206, 481–486.
- Fragiskos D. *Oral Surgery*. 1st. ed. New York Springer Pub. 2007.
- Frausto J, Moreno K, Uc B, Flores G. Synthesis and cytotoxic effects of SrAl₂O₄ persistent luminescence nanoparticles co-doped with Eu²⁺/Dy³⁺ ions. *Opt. Mater. Express* 2016; 6: 1488-1499.
- Frenkel SR, Simon J, Alexander H, Dennis M, Ricci JL. Osseointegration on metallic implant surfaces: Effects of microgeometry and growth factor treatment. *J Biomed Mater Res* 2002; 63: 706-13.
- Gaggl A, Schultes G, Muller WD, Karcher H. Scanning electron microscopic analysis of laser-treated titanium implant surfaces: A comparative study. *Biomaterials* 2000; 21: 1067-73.
- Gehrke S.A, Bragança L.K, Velasco-Ortega E, Calvo-Guirado J.L. Evaluation of dimensional behavior of peri-implant tissues in implants immediately exposed or submerged in fresh extraction and healed sites: a histological study in dogs. *Int J Implant Dent* 2018; 4(1): 5.
- Gehrke S.A, Perez-Albacete Martinez C, Piattelli A, Shibli J.A, Markovic A, Calvo Guirado J.L. The influence of three different apical implant designs at stability and osseointegration process: experimental study in rabbits. *Clin. Oral Impl. Res* 2016; 00: 1–7.
- Gheisari R, Eatemadi H, Alavian A. Comparison of the Marginal Bone Loss in One-stage versus Two-stage Implant Surgery. *J Dent Shiraz Univ Med Sci* 2017; 18(4): 272-276.
- Goldberg NI, Gershkoff A. The implant lower denture. *Dent Dig* 1949; 55(11); 490-4.
- Goldstein JL, Brown MS. Regulation of the mevalonate pathway. *Nature* 1990; 343: 425-30.
- Gopal M, Moberly Chan W. J, De Jonghe L. C. Room temperature synthesis of crystalline metal oxides. *Journal of materials science*, 1997; 32: 6001-6008.
- Greenfield EJ. Implantation of artificial crown and bridge abutments. *Int J Oral Implant* 1991; 7(2): 63-8.
- Guglielmi M. Manufactured in The Netherlands, Sol-Gel Coatings on Metals. *Journal of Sol-Gel Science and Technology*, 1997; 8:443-449.
- Günhan Ö. *Oral ve Maksillofasiyal Patoloji*. 1. Baskı, İstanbul, Türkiye, Quintessence Yayıncılık, 2015.

- Gupta A, Dhanraj M, Sivagami G. Status of surface treatment in endosseous implant: A literary overview. *Ind J Dent Res* 2010; 21: 433-8.
- Gurgel BC, Goncalves PF, Pimentel SP, et al. An oxidized implant surface may improve bone-to-implant contact in pristine bone and bone defects treated with guided bone regeneration: An experimental study in dogs. *J Periodontol* 2008; 79: 1225-31.
- Güzel K, Meşe A, Dündar B. Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Turkiye Klinikleri J Med Ethics* 2006;14(1):41-6.
- Hallgren C, Reimers H, Chakarov D, Gold J, Wennerberg A. An in vivo study of bone response to implants topographically modified by laser micromachining. *Biomaterials* 2003; 24: 701-10.
- Han S.D, Singh K, Cho T. Preparation and characterization of long persistence strontium aluminate phosphor. *Journal of Luminescence*, 2008; 128: 301-305.
- Herr Y, Woo J, Kwon Y, Park J, Heo S, Chung J. Implant surface conditioning with Tetracycline-HCl: A SEM study. *Key Eng Mat* 2008; 361: 849-52.
- Heymann H. *Sturdevant's Art and Science of Operative Dentistry*. 6th ed. Elsevier pub. 2011.
- Implant Direct, 2018, <http://www.implantdirect.com/product-evolution> (Son Erişim 18.06.2018)
- Jandt K, Mills R.W. A brief history of LED photopolymerization. *Dental materials*, 2013; 29: 605–617.
- Jansen JA, Wolke JGC, Swann S, van der Waerden JPCM, de Groot K. Application of magnetron-sputtering for producing ceramic coatings on implant materials. *Clin Oral Implan Res* 1993; 4: 28-34.
- Jhin M.J, Kim K.H, Kim S.H, Kim Y.S, Kim S.T, Koo K.T, Kim T.I, Seol Y.J, Ku Y, Rhyu I.C, Lee Y.M. Ex vivo bone morphogenetic protein-2 gene delivery using bone marrow stem cells in rabbit maxillary sinus augmentation in conjunction with implant placement. *J Periodontol* 2013; 84(7): 985-94.
- Kajiwara H, Yamaza T, Yoshinari M, et al. The bisphosphonate pamidronate on the surface of titanium stimulates bone formation around tibial implants in rats. *Biomaterials* 2005; 26: 581-7.
- Karakaş C. Modifiye Edilmiş Sol - Jel Prosesiyle Stronsiyum Alüminat Esaslı Fosforesans Malzeme Sentezi. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Yüksek Lisans Tezi, 2010.
- Kasap, S, Capper,P. *Elektronic and photonic materials*. First edition, Springer, New York, 2006.

- Kayhan K, Ünür M. Ağız Boşluğunda Görülen Kanserler Ve Sınıflandırılması. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 2011; 45(1): 55-63.
- Kesmez Ö. Sol Jel Yöntemi İle Nano SiO₂ Sentezi Ve Uygulamaları. Akdeniz Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Antalya, Yüksek Lisans Tezi, 2010.
- Kirsch A, Ackermann KL. The IMZ osseointegrated implant system. Dent Clin North Am 1989; 33(4): 733-91.
- Kitai, A. Luminescent Materials and Applications. John Wiley&Sons Ltd., Canada, 2008.
- Klokkevold P.R, Nishimura R.D, Adachi M, Caputo A. Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit. Clin Oral Implants Res 1997; 8(6): 442-7.
- Kwak HB, Kim JY, Kim KJ, et al. Risedronate directly inhibits osteoclast differentiation and inflammatory bone loss. Biol Pharm Bull 2009; 32: 1193-8.
- LeneyWR. In recognition of an implant pioneer: Prof. Dr. Andre Schroeder. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8(2): 135-6.
- Lev O, Wu Z, Bharathi S, Glezer V, Modestov A, Gun J, Rabinovich L, Sampath S. Sol-Gel Materials in Electrochemistry. Chem. Mater 1997; 9:2354–2375.
- Li Y, Gecevicius M, Qiu J. Long persistent phosphors—from Fundamentals to applications. Chem. Soc. Rev 2016; 45: 2090-2136.
- Linkow LI, Dorfman JD. Implantology in dentistry: A brief historical perspective. N Y State Dent J 1991; 57(6): 31-5.
- Linkow LI. Intraosseous implants utilized as fixed bridge abutments. J Oral Implant Transplant Surg 1964; 10: 17-23.
- Linkow LI. The radiographic role in endosseous implants interventions. Chron Omaha District Dent Soc 1966; 29; 304-11.
- Livage J. Sol-gel processes. Current Opinion in Solid State & Materials Science, 1997; 2:132-138.
- Lu Y, Li Y, Xiong Y. SrAl₂O₄:Eu⁺²,Dy⁺³ phosphors derived from a new sol-gel route. Microelectronics Journal, 2004; 35: 379-382.
- M. Yen, W, Shionoya, S, and Yamamoto, H. Phosphor Handbook. Second Edition, CRC Press, Boca Raton, 2006; 3-8.
- M. Yen, W, Shionoya, S, and Yamamoto, H. Practical Applications of Phosphors. Second Edition, CRC Press, Boca Raton, 2007.

- MacDonald D, Rapuano B, Deo N, Stranick M, Somasundaran P, Boskey A. Thermal and chemical modification of titaniumaluminum-vanadium implant materials: Effects on surface properties, glycoprotein adsorption, and MG63 cell attachment. *Biomaterials* 2004; 25: 3135-46.
- Mackenzie, J. D. Applications of sol-gel process. *Journal of Non Crystalline Solids*, 1988; 100: 162-168.
- Maggiolo. *Manuel de l'art dentaire [Manuel of dental art]*, Nancy, France, 1809.
- Manso J.E, Mourão C.F, Pinheiro F.A, Ferreira M.L, Silva P.C, Schanaider A. Molars extraction for bone graft study in rabbits. *Acta Cir Bras* 2011; 26(2): 66-9.
- Marchal M, Escribano P, Cada J.B. Long-Lasting phosphorescent pigments of the type $\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2},\text{R}^{+3}$ (R = Dy, Nd) synthesized by the sol-gel method. *Journal of Sol-Gel Science and Technology*, 2003; 26: 989–992.
- Martínez-González J.M, Martín-Ares M, Martínez-Rodríguez N, Barona-Dorado C, Sanz-Alonso J, Cortés-Bretón-Brinkmann J, Ata-Ali J. Comparison of peri-implant soft tissues in submerged versus transmucosal healing: A split mouth prospective immunohistochemical study. *Arch Oral Biol* 2018; 90: 61-66.
- Maruszewski K, Streck W, Jasiorski M. Technology and Applications of Sol-Gel Materials. *Radiation Effects & Defects in Solids*, 2003; 158:439–450.
- Maruszewski K, Streck W, Jasiorski M. Technology and Applications of Sol-Gel Materials. *Radiation Effects & Defects in Solids*, 2003; 158:439–450.
- McDannold N, Fossheim S.L, Rasmussen H, Martin H, Vykhodtseva N, Hynynen K. Heat-activated liposomal MR contrast agent: initial in vivo results in rabbit liver and kidney. *Radiology* 2004; 230(3): 743-52.
- Meraw SJ, Reeve CM, Wollan PC. Use of alendronate in periimplant defect regeneration. *J Periodontol* 1999; 70: 151-8.
- Meraw SJ, Reeve CM. Qualitative analysis of peripheral periimplant bone and influence of alendronate sodium on early bone regeneration. *J Periodontol* 1999; 70: 1228-33.
- Metroke T.L, Parkhill R.L, Knobbe E.T. Passivation of metal alloys using sol-gel derived materials — a review. *Progress in Organic Coatings*, 2001; 41:233–238.
- Misch C., *Dental Implant Prosthetics*, 2nd. Ed. Elsevier Pub., 2015.
- Mohammadi M.R, Fray D.J. Sol-gel derived nanocrystalline and mesoporous barium strontium titanate prepared at room temperature. *Particuology*, 2011; 9:235–242.

- Mori H, Manabe M, Kurachi Y, Nagumo M. Osseointegration of dental implants in rabbit bone with low mineral density. *J Oral Maxillofac Surg* 1997; 55(4): 351-62.
- Mothudi B.M, Ntwaeaborwa O.M, Botha J.R. Photoluminescence and phosphorescence properties of $\text{MAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2},\text{Dy}^{+3}$ (M=Ca,Ba,Sr) phosphors prepared at an initiating combustion temperature of 500°C. *Physica B*, 2009; 404: 4440–4444.
- Moustafa Ali R.M, Alqutaibi A.Y, El-Din Gomaa A.S, Abdallah M.F. Effect of Submerged vs Nonsubmerged Implant Placement Protocols on Implant Failure and Marginal Bone Loss: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The International journal of prosthodontics*, 2018; 31(1): 15-22.
- Mundy G, Garrett R, Harris S, et al. Stimulation of bone formation in vitro and in rodents by statins. *Science* 1999; 286: 1946-9.
- New York Times, 2014, <https://www.nytimes.com/2014/04/29/upshot/george-washingtons-weakness-his-teeth.html> (Son Erişim 18.06.2018)
- Niederberger M, Pinna N. *Metal Oxide Nanoparticles in Organic Solvents*. Springer New York, 2009; 7-16.
- Nippert F, Schreckenber R, Schlüter KD. Isolation and Cultivation of Adult Rat Cardiomyocytes. *J Vis Exp* 2017; 128.
- O'Brien W. *Dental Materials and Their Selection*. 3rd Ed. Quintessence Publishing Co, Inc. 2002.
- Okolie N.P, Osagie A.U. Liver and Kidney Lesions and Associated Enzyme Changes Induced in Rabbits by Chronic Cyanide Exposure. *Food and Chemical Toxicology*, 1999; 37: 745–750.
- Owens G, Singh R, Foroutan F, Alqaysi M, Han C, Mahapatra C, Kim H, Knowles J. Sol-gel based materials for biomedical applications. *Progress in Materials Science*, 2010; 77: 1-79.
- Ozawa L. *Cathodoluminescence and Photoluminescence Theories and Practical Applications*, First ed., CRC Press, 2007.
- Pasqualini U, Pasqualini E.M. *Treatise of Implant Dentistry: The Italian Tribute to Modern Implantology*. 1st. ed. Ariesdue pub. 2009.
- Paul S, Petsch M, Held U. Modeling of Crestal Bone After Submerged vs Transmucosal Implant Placement: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2017; 32(5): 1039–1050.
- Perez-Albacete Martinez C, Vlahovic Z, Scepanovic M. Submerged flapless technique vs. conventional flap approach for implant placement: experimental domestic pig study with 12-month follow-up. *Clin Oral Implants Res*, 2015; 26: 1-5.

- Persson LG, Ericsson I, Berglundh T, Lindhe J. Osseointegration following treatment of peri-implantitis and replacement of implant components: An experimental study in the dog. *J Clin Periodontol* 2001; 28: 258-63.
- Qiu Z, Zhou Y, Lu M. Combustion synthesis of long-persistent luminescent $\text{MAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2},\text{R}^{+3}$ (M = Sr, Ba, Ca, R = Dy, Nd and La) nanoparticles and luminescence mechanism research, *Acta Materialia*, 2007; 55: 2615–2620.
- Riecke B, Heiland M, Hothan A, Morlock M, Amling M, Blake F.A.S. Primary implant stability after maxillary sinus augmentation with autogenous mesenchymal stem cells – biomechanical evaluation in rabbits. *Clin. Oral Impl. Res* 2011; 22:1242-1246.
- Ring E. *Dentistry: an illustrated history*. 2nd ed. Abradale Press. 1985.
- Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in two clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 135-44.
- Rottgers S.A, Cray J.J. Jr, Smith D.M, Mooney M.P, Losee J.E, Cooper G.M. Bone morphogenetic protein 2–mediated mandible reconstruction successfully heals bony defects but inhibits concurrent inferior alveolar nerve grafting: a rabbit experimental model. *J Craniofac Surg* 2014; 25(6): 2241-5.
- Ryu H, Bartwal K.S. Defect structure and its relevance to photoluminescence in $\text{SrAl}_2\text{O}_4: \text{Eu}^{+2},\text{Dy}^{+3}, \text{Gd}^{+3}$. *Physica B*, 2009; 404: 1714- 1718.
- Sabane AV. Surface characteristics of dental implants: A review. *J Indian Acad Dental Special* 2011; 2 (2): 18-21.
- Sanchez C. and Livage J. Sol-gel chemistry from metal alkoxide precursors. *New journal of chemistry*, 1990; 18:1007-1047.
- Sanchez C. Ribot F. Design of hybrid organic – inorganic materials synthesized via sol-gel chemistry. *New Journal of Chemistry*, 1994; 16:1014-1028.
- Sanchez-Siles M, Munoz-Camara D, Salazar-Sanchez N, Camacho-Alonso F, Calvo-Guirado J.L. Crestal bone loss around submerged and non-submerged implants during the osseointegration phase with different healing abutment designs: a randomized prospective clinical study. *Clin. Oral Impl. Res* 2016, 1–5.
- Sarkisov P.D, Popovich N.V, Zhelnin A.G. Luminophorws based on strontium aluminates produced by the sol-gel method. *Glass and Ceramics*, 2003; 60(10): 6-9.
- Schouten C, Meijer GJ, van den Beucken JJ, Spauwen PH, Jansen JA. Effects of implant geometry, surface properties, and TGF- β 1 on peri-implant bone response: An experimental study in goats. *Clin Oral Implan Res* 2009; 20; 421-9.

- Schubert U, Husing N, Lorenz A. Hybrid inorganic – organic materials by metal alkoxide. *Chemistry of materials*, 1995, 2010–2027.
- Segal D. Chemical synthesis of ceramic materials. *J. Mater. Chem* 1997; 7(8): 1297-1305.
- Seguin G, D'Incau E, Murail P, Maureille B. The earliest dental prosthesis in Celtic Gaul? The case of an Iron Age burial at Le Chêne, France. *Antiquity* 2014; 88: 488-500.
- Sigurdsson TJ, Nguyen S, Wikesjo UM. Alveolar ridge augmentation with rhBMP-2 and bone-to-implant contact in induced bone. *Int J Periodont Rest* 2001; 21: 461-73.
- Small IA, Misiek D. A sixteen-year evaluation of the mandibular staple bone plate. *J Oral Maxillofac Surg* 1986; 44: 60-6.
- Song H, Chen D, Tang W, Peng Y. Synthesis of $\text{SrAl}_2\text{O}_4:\text{Eu}^{+2}, \text{Dy}^{+3}, \text{Gd}^{+3}$ phosphor by combustion method and its phosphorescence properties. *Displays*, 2008; 29(1): 41-44.
- Sönmezoğlu S, Koç M, Akın S. İnce film üretim teknikleri. *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 2012; 28(5): 389-401.
- Soylu E, Gönen Z.B, Alkan A. A New Detection Method for Submerged Implants: Oral Tattoo. *J Prosthodont* 2016; 27(4): 361-363.
- SterngoidDentalLLC., 2013, http://www.accessdata.fda.gov/cdrh_docs/pdf13/K130183.pdf (Son Erişim 13.03.2013)
- Straumann USA LLC. 2014. <http://www.straumann.us/> (Son Erişim 18.06.2018)
- Suzuki K, Aoki K, Ohya K. Effects of surface roughness of titanium implants on bone remodeling activity of femur in rabbits. *Bone* 1997; 21(6): 507-14.
- Swiss NF Metal, 2007, http://www.swissnf.com/implant_procedures/integral.pdf (Son Erişim 2007)
- Tallarico M, Vaccarella A, Marzi G.C. Clinical and radiological outcomes of 1- versus 2-stage implant placement: 1-year results of a randomised clinical trial. *Eur J Oral Implantol*, 2011; 4(1): 13–20.
- Tatum OH. The Omni implant system. In: Hardin J, Ed. *Clarke's Clinical Dentistry*. Vol 5. Philadelphia, Pa: JB Lippincott 1984.
- Terzioglu A, Uzel I. Die Goldbandprothese in etruskischer Technik. Ein neuer Fund aus Westanatolien. *Phillip J*. 1987; 2: 109-112.

- Torkzaban P, Arabi S.R, Roshanaei G, Rostami M, Soheilifar S. A Comparative Study of Clinical Parameters in Submerged and Non submerged Implants. *J Clin Diagn Res* 2015; 9(3): ZC26-9.
- Toth I, Kiss D.S, Jocsak G, Somogyi V, Toronyi E, Bartha T, Frenyo L.V, Horvath T.L, Zsarnovszky A. Estrogen- and Satiety State-Dependent Metabolic Lateralization in the Hypothalamus of Female Rats. *PLoS One* 2015; 10(9): e0137462.
- Toygun Ş, Köneçoğlu G, Kalpaklı Y. General Principles Of Sol - Gel. *Sigma: Journal of Engineering & Natural Sciences*, 2013; 31(4): 456-476.
- Troiano G, Lo Russo L, Canullo L, Ciavarella D, Lo Muzio L, Laino L. Early and late implant failure of submerged versus nonsubmerged implant healing: a systematic review, meta-analysis and trial sequential analysis. *J Clin Periodontol* 2018; 45(5): 613-623.
- UniversitatJaumeI.2013.<http://www.alphagalileo.org/ViewItem.aspx?ItemId=130683&CultureCode=en> (Son Erişim 18.06.2018)
- Verheyen CC, Dhert WJ, Petit PL, Rozing PM, de Groot K. In vitro study on the integrity of a hydroxylapatite coating when challenged with staphylococci. *J Biomed Mater Res* 1993; 27: 775-81.
- Vlahovic Z, Mihailovic B, Lazic Z. Comparative radiographic and resonance frequency analyses of the peri-implant tissue after dental implants placement using flap and flapless techniques: an experimental study on domestic pigs. *Vojnosanitetski Pregled*, 2013; 70: 586-594.
- Vohra F, Al-Kheraif A.A, Almas K. Comparison of crestal bone loss around dental implants placed in healed sites using flapped and flapless techniques: a systematic review. *J Periodontol*, 2015; 86: 185-191.
- Voss K.A, Riley R.T, Norred W.P, Bacon C.W, Meredith F.I, Howard P.C, Plattner R.D, Collins T.F, Hansen D.K, Porter J.K. An overview of rodent toxicities: liver and kidney effects of fumonisins and *Fusarium moniliforme*. *Environ Health Perspect* 2001; 2: 259-66.
- Weiss CM, Judy KW. Intramucosal inserts solve patients' problems with maxillary dentures. II. *Quintessence Int Dent Dig* 1974; 5(4): 9-15.
- Winkler R, Arpac E, Schirraa H, Sepeura S, Wegnera I, Schmidt H. Aqueous wet coatings for transparent plastic glazing. *Thin Solid Films*, 1999; 351: 209-211.
- Wong M, Eulenberger J, Schenk R, Hunziker E. Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone. *J Biomed Mater Res* 1995; 29: 1567-75.
- Wu S, Wu X, Shrestha R, Lin J, Feng Z, Liu Y, Shi Y, Huang B, Li Z, Liu Q, Zhang X, Hu M, Chen Z. Clinical and Radiologic Outcomes of Submerged and

- Nonsubmerged Bone-Level Implants with Internal Hexagonal Connections in Immediate Implantation: A 5-Year Retrospective Study. *J Prosthodont.* 2018; 27(2): 101-107.
- Wu Z.C, Shi J.X, Wang J, Wu H, Su Q, Gong M.L. Synthesis and luminescent properties of SrAl₂O₄: Eu⁺² green-emitting phosphor for white LEDs. *Material Letters*, 2006; 60: 3499-3501.
- Yalçın E.D, Süllü N, Avcu N. Retromolar Trigon Skuamöz Hücreli Karsinom: Olgu Sunumu. *J Dent Fac Atatürk Uni* 2014; 9: 1-5.
- Yılmaz E, Bulut E. Hekimlerin Tek - Çift Aşamalı İmplant Cerrahisi Tercihleri. <https://docs.google.com/forms/d/1pD72XCLWKOl4txdI4--JPvVfYQoDEJ9AmIuifoYDrc0/edit#responses> , 2018
- Yoshinari M, Oda Y, Inoue T, Matsuzaka K, Shimono M. Bone response to calcium phosphate-coated and bisphosphonate-immobilized titanium implants. *Biomaterials* 2002; 23: 2879-85.
- Yu X, Zhou C, He X. The influence of some processing conditions on luminescence of SrAl₂O₄:Eu⁺² nanoparticles produced by combustion method. *Materials Letters*, 2004; 58: 1087– 109.
- Zhang R, Han G, Zhang L, Yang B. Gel combustion synthesis and luminescence properties of nanoparticles of monoclinic SrAl₂O₄:Eu⁺²,Dy⁺³. *Materials Chemistry and Physics*, 2009; 113(1): 255-259.
- Znaidi L. Sol-gel-deposited ZnO thin films: A review. *Materials Science and Engineering B*, 2010; 174:18–30.

EKLER

EK 1- Etik Kurul Onayı



GİZLİ
T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu



Sayı : 68489742-604.01.02-E.8239
Konu : HADYEK izin Onayı Hk.

04/04/2017

DOÇ.DR.EMEL BULUT
Dış Hekimliği

ETİK KURUL KARARI

KARAR NO: 2017/07 Proje No 2017/07 KARAR TARİHİ: 31.03.2017
PROJE BAŞLIĞI: **Stronsiyum Aluminat Kaplı Saf Titanyum Materyallerin Oral Dokulardaki Etkilerinin İncelenmesi**
YÜRÜTÜCÜ: Doç. Dr. Emel BULUT TC NO: 42145915078
E-POSTA: euzun@omu.edu.tr MOBİL TEL: 05336394048
KURUM: OMÜ Dış Hekimliği Fakültesi İÇ HAT TEL NO: 3017

ARAŞTIRICILAR: (Yürütücü dışındakiler)

1. Prof.Dr. Tolga GÜVENÇ OMÜ Veteriner Fakültesi
2. Dt. Eren YILMAZ OMÜ Dış Hekimliği Fakültesi

- Yukarıda tanımlanan Deneysel Hayvanları ile yapılan çalışmayı; belirtilen araştırmacılar ile gerçekleştireceğini, ekip dışında başka kişileri HADYEK ten izin almadan iştirak ettirmeyeceğini, çalışmanın başından sonuna kadar başkaları ile paylaşmayacağını ve yayın haline dönüştüğünde belirtilen katkı sırasına göre yayınlayacağını,
- Üniversitemiz WEB sayfasında güncel hali yayımlanan, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu Yönergesine uygun olarak çalışacağını,
- Onay alınmış Projede belirtilen Deneysel Hayvanları Kullanımına müsaade edilen kişilerin haricinde başkalarına hayvanlarda herhangi bir Deneysel işlem yaptırmayacağını ve Proje sürecinde işlemlerde ve çalışma ekibinde yapılacak değişiklikler için HADYEK'e izin başvurusunda bulunacağını ve onay gelinceye kadar çalışmalarını durduracağını,
- Proje onay tarihinden itibaren her 6(altı) ay sonrasında HADYEK'e gelişim raporu vereceğini ve Proje bitim tarihini müteakiben 3 ay içerisinde çalışma sonucunu HADYEK'e bildireceğini, Bu Proje süresince, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu Yönergesinde yer alan etik ilkelerle uyumlanmayan veya beklenmeyen ters bir etki veya olay olduğunda derhal Yerel Etik Kurul'a bildireceğini Kabul ve taahhüt eden kimlik ve iletişim bilgileri yukarıda yazılı yürütücünün Araştırma Projesi, Etik Kurul Üyeleri tarafından OMU HADYEK yönergesi kapsamında Hayvan Hakları ve Deneysel Etik İlkelerine UYGUN bulunmaktadır.

e-İmzalıdır

Prof. Dr. Ferişt KOLBAKIR
HADYEK

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Rektörlüğü

Telefon: 0362 312 19 19 Faks: 0362 457 60 91

Elektronik Ağ: <http://www.omu.edu.tr/>

Kep Adresi: omu@hs01.kep.tr

Ali ÖZTÜRK

ali.ozturk@omu.edu.tr

Dahili Tel:2782

5070 sayılı Elektronik İmza Kanunu'na uygun olarak Güvenli Elektronik İmza ile üretilmiştir.

Evrak teyidi <https://ebysorgu.omu.edu.tr> adresinden 0LKL-LY5M-0D1B kodu ile yapılabilir.

EK 2- Ek Hayvanlar İçin Alınan Etik Kurul Onayı



T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu

Sayı : 68489742-604-E.10456
Konu : 20/11/2017 tarihli Dilekçeniz hk.

26/01/2018

DOÇ.DR. EMEL
BULUT
PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ

2017/07 numaralı “Stronsiyum aluminat kaplı saf titanyum materyallerin oral dokulardaki etkilerinin incelenmesi” konu başlıklı 20/11/2017 dilekçenizdeki hayvan sayısını 2 artırma isteğiniz; Hayvan Deneyleri Yerel Etik Kurulu’nun 29.12.2017 tarihli toplantısında görüşülmüş, Hayvan Hakları ve Deney Etiği açılarından uygun olduğuna oy birliği ile karar verilmiştir.

e-imzalıdır

Prof. Dr. Feriŕat KOLBAKIR
HADYEK

Adres: Ondokuz Mayıs Üniversitesi Rektörlüğü
Telefon: 0362 312 19 19 Faks: 0362 457 60 91
Elektronik Ağ: <http://www.omu.edu.tr/>

Ali ÖZTÜRK
ali.ozturk@omu.edu.tr
Dahili Tel:2782

5070 Elektronik İmza Kanunu'na uygun olarak Güvenli Elektronik İmza ile üretilmiştir.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Eren YILMAZ

Doğum Yeri: Keçiören

Doğum Tarihi: 13.05.1988

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

-İbn-i Sina İlköğretim Okulu / Ankara (1994-1996)

-Sakarya İlköğretim Okulu / Mardin (1996-2000)

-TOBB İlköğretim Okulu / Tokat (2000-2001)

-Plevne İlköğretim Okulu / Tokat (2001-2002)

-Tokat Fen Lisesi / Tokat (2002-2006)

-Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi / Samsun (2007-2014)

-Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene

Cerrahisi Anabilim Dalı / Samsun (2014-2018)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi / Samsun (2014-2018)

E-posta: dt.erenyilmaz@gmail.com