

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

AĞIZ VE DİŞ PROTEZLERİNDEN HASTA TÜKÜRÜĞÜNE
SALINAN İYON MİKTARININ ARAŞTIRILMASI

Dt. Oytun KUTSAL
0000-0001-6862-7836

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Ender AKAN
Dr. Nusret KAYA

2022 - İZMİR

T.C.
İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

AĞIZ VE DİŞ PROTEZLERİNDEN HASTA TÜKÜRÜĞÜNE
SALINAN İYON MİKTARININ ARAŞTIRILMASI

DOKTORA TEZİ
Dt. Oytun KUTSAL
0000-0001-6862-7836

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Ender AKAN
Dr. Nusret KAYA

Bu tez İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri tarafından 2020-
TDR-SABE-0007 numaralı proje ile desteklenmiştir.

2022 - İZMİR

KABUL VE ONAY SAYFASI

Sağlık Bilimleri Enstitü Müdürlüğüne;

İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi : 08/09/2022

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ender AKAN İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Tomurcuk Övül KÜMBÜLOĞLU Ege Üniversitesi

Üye: Prof. Dr. Mustafa CAN İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Süleyman AGÜLOĞLU İzmir Katip Çelebi Üniversitesi

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Pınar MAVİGÖZLÜ İzmir Tınaztepe Üniversitesi

ONAY: Bu doktora tezi, Enstitü Yönetim Kurulu'na belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Hatice YILDIRIM SARI

Enstitü Müdürü

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Enstitü tarafından onaylanan lisansüstü tezimin/raporumun tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini İzmir Katip Çelebi Üniversitesi'ne verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin/Raporumun tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekte teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir.)

o Tezimin/Raporumun tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını istemiyorum (İç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç)

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde tezimin/raporumun tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.)

o Tezimin/Raporumun.....tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

Oytun KUTSAL

ETİK BEYAN

Bu çalışmadaki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi, görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu, kullandığım verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı, yararlandığım kaynaklara bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu, tezimin kaynak gösterilen durumlar dışında zgn olduğunu, tez danışmanım Prof. Dr. Ender AKAN danışmanlığında tarafımdan üretildiğini ve İzmir Kâtip elebi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü tez yazım kılavuzuna göre yazıldığımı beyan ederim.

14/02/2022

Oytun KUTSAL

TEŞEKKÜR

Yürüttüğüm tez çalışması boyunca bilgi, deneyim ve yardımını benden esirgemeyen tez danışmanlarım Sayın Prof. Dr. Ender AKAN ve Dr. Nusret KAYA'ya,

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri sayın Doç. Dr. Süleyman AGÜLOĞLU ve Dr. Öğr. Üyesi Özlem ÇÖLGEÇEN'e,

Bilgi ve tecrübeleriyle doktora eğitimim boyunca bizlere daima ışık tutan sayın Prof. Dr. Bora BAĞIŞ'a ve Prof. Dr. Muharrem Erhan ÇÖMLEKOĞLU'na,

İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda çalışan asistan arkadaşlarıma ve kliniğimizin tüm çalışanlarına,

Bugünlere gelmemi sağlayan aileme, doktora eğitimi süresince her türlü yardımını ve desteğini benden esirgemeyen sevgili eşim Uzm. Dt. Ecem KUTSAL'a teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

AĞIZ VE DİŞ PROTEZLERİNDEN HASTA TÜKÜRÜĞÜNE SALINAN İYON MİKTARININ ARAŞTIRILMASI

Giriş-Amaç: Bu tez çalışmasının amacı, farklı protetik materyallerin in vivo şartlarda tükürüğe iyon salınımına; protez kullanım süresinin ve tükürük pH seviyesinin etkisinin incelenmesidir.

Materyal-Metod: Çalışmaya 3 farklı protez türü dahil edilerek 3 ana grup oluşturuldu: Tam seramik (TS), metal seramik (MS) ve metal iskeletli hareketli bölümlü protez (HBP). Tam seramik başlığı altında değerlendirilen 3 farklı materyal de araştırmaya dahil edilerek 3 alt grup oluşturuldu: Zirkonya (Zr), lityum disilikat (Ls), feldspatik porselen (F).

Tükürük örnekleri serbest akış halinde 15 ml'lik eppendorf tüplere toplanmıştır. Toplanan tükürük örnekleri 30 dakika boyunca oda sıcaklığında dinlendirildikten sonra öncelikle pH metre ile pH ölçümü yapılmıştır. Tükürük numunelerindeki eser metal konsantrasyonları ICP-MS cihazı ile ölçülmüştür. Veriler IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 26 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) ve Amos V23 (Chicago: IBM SPSS) istatistik paket programlarında değerlendirilmiştir. $p < 0.05$ değeri istatistiksel olarak önemli kabul edilmiştir.

Sonuç-Öneriler: MS grubunda, pH düzeyi ile Cr ve Y iyonları arasında istatistiksel olarak zayıf düzey pozitif korelasyon bulunmaktadır. HBP grubunda, protezini çıkaranlarda Cr, Fe, Ni ve Y değerleri istatistiksel olarak çıkarmayanlardan düşüktür. TS grubunda Al ve Ca ile pH düzeyleri arasında istatistiksel olarak orta düzey negatif korelasyon bulunmaktadır. Si ile pH düzeyleri arasında istatistiksel olarak orta düzey pozitif korelasyon bulunmaktadır. Y ile Protez Kullanım Süresi arasında istatistiksel olarak orta düzey negatif korelasyon bulunmaktadır. TS alt gruplarından Ls grubu Na değerleri istatistiksel olarak F ve Zr değerlerinden yüksektir. Ls grubu Si değerleri istatistiksel olarak F grubu değerlerinden yüksektir. F ve Z grubunun Na ve Si değerleri istatistiksel olarak benzerdir. HBP grubunu Cr, Co ve Toplam değerleri istatistiksel

olarak MS grubundan yüksektir. Diğer tüm değerler arasındaki ilişkiler istatistiksel olarak anlamlı değildir.

Sonuçlar incelendiğinde MS ve HBP grubunda tükürük pH'ı asidik ya da bazik oldukça, iyon salınımı artmaktadır. TS grubunda en çok iyon salınımı görülen iki numune bazik pH (pH 7.5 ve 8.1) değerindedir, en az iyon salınımı görülen iki numune ise nötr pH (pH 7.1 ve 7.2) değerine yakındır. TS grubunda en çok iyon salınım ortalama değeri ilk yıl görülmüş, daha sonra kullanım süresi arttıkça iyon değerlerinin düştüğü tespit edilmiştir. TS grubu alt grupları incelendiğinde en çok iyon salınımı gerçekleşen grubun Ls olduğu tespit edilmiş, ancak aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır. MS ve HBP gruplarının ortalama iyon değerleri birbirleriyle karşılaştırıldığında Fe hariç tüm iyonların HBP grubunda daha çok salınım yaptığı görülmektedir. Tüm restorasyonlarda materyal dikkate alınmadan protez kullanım süreleri ve ortalama iyon değerleri karşılaştırılmış, iki değişken arasında anlamlı bir ilişki görülmemiştir. Her bir grup ortalama iyon değerleri açısından karşılaştırıldığında, en yüksekten düşüğe iyon değerleri sırasıyla HBP, MS, Kontrol ve TS şeklinde görülmektedir.

En az iyon salınımı tam seramiklerde görülmüştür. En çok iyon salınımı hareketli bölümlü protezlerde görülmüştür. Metal içerikli restorasyonlarda nikelin en çok salınan iyonlardan biri olduğu görülmüştür. Nikelin etkileri göz önünde bulundurularak nikelsiz alaşımlara yönelmesi gerektiği düşünülmektedir. Tüm restorasyonlardan salınan iyon miktarları günlük alım düzeylerinin altında kalmıştır. Bu sebeple kişiye özgü sistemik ya da lokal sağlık problemleri olmadıkça, günümüzde kullanılan materyallerin sağlık açısından zararlı olmadığı sonucuna varılabilmektedir.

Anahtar kelimeler: ICP-MS, iyon, tükürük, metal, tam seramik

ABSTRACT

INVESTIGATION OF THE AMOUNT OF IONS RELEASED FROM THE ORAL AND DENTAL PROSTHESIS IN THE PATIENT SALIVA

Introduction-Aim: The aim of this in vivo study is to examine the effects of prosthesis usage time and saliva pH level on the ion release of different prosthetic materials into saliva.

Material-Method: Three different types of prostheses were included in the study and three main groups were formed: All-ceramic (TS), metal-ceramic (MS) and metal-framed removable partial prosthesis (HBP). 3 different materials evaluated under the title of all-ceramic were included in the study and 3 subgroups were formed: Zirconia (Zr), lithium disilicate (Ls), feldspathic porcelain (F).

Unstimulated saliva samples were collected into 15 ml eppendorf tubes. After the collected saliva samples were rested at room temperature for 30 minutes, pH measurement was made with a pH meter. Trace amount metal concentrations in saliva samples were measured with an ICP-MS device. Data were evaluated in the IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 26 (IBM Corp., Armonk, New York, USA) and Amos V23 (Chicago: IBM SPSS) statistical package programs. A value of $p < 0.05$ was considered statistically significant.

Results: In the MS group, there was a statistically weak positive correlation between pH level and Cr and Y ions. In the HBP group, the Cr, Fe, Ni and Y values of those who had their prosthesis removed were statistically lower than those who did not. There was a statistically moderate negative correlation between Al values and pH levels in the TS group. There was a statistically moderate negative correlation between Ca values and pH levels in the TS group. There is a statistically moderate positive correlation between the Si value and pH levels. There is a statistically moderate negative correlation between the Y value and the Duration of Prosthesis Use. The Na values of the Ls group, one of the TS subgroups, are statistically higher than the F and Zr values. Si values of Ls group are statistically higher than F group values. The Na and Si values of the F and Zr groups are statistically similar. The Cr, Co and mean ion

values of the HBP group are statistically higher than the MS group. The relationships between all other values are not statistically significant.

When the results are examined, ion release increases as the saliva pH is acidic or basic in the MS and HBP groups. In the TS group, the two samples with the most ion release were at basic pH (pH 7.5 and 8.1), while the two samples with the least ion release were close to neutral pH (pH 7.1 and 7.2). In the TS group, the highest average value of ion release was observed in the first year, then it was determined that as the duration of use increased, the ion values decreased. When the subgroups of the TS group were examined, it was determined that the group with the highest ion release was Ls, but no significant difference was found between them. When the mean ion values of the MS and HBP groups are compared with each other, it is seen that all ions except Fe released more in the HBP group. In all restorations, denture wear times and average ion values were compared without considering the material, and no significant relationship was observed between the two variables. When each group is compared in terms of average ion values, the highest to the lowest ion values are seen as HBP, MS, Control and TS, respectively.

The least ion release was observed in all ceramics. The most ion release was observed in removable partial dentures. Nickel was found to be one of the most released ions in metal-containing restorations. Considering the effects of nickel, the use of nickel-free alloys should be considered. The amount of ions released from all restorations was below the daily intake levels. Therefore, it can be concluded that the materials used today are not harmful for human health.

Keywords: ICP-MS, ion, saliva, metal, ceramic

İÇİNDEKİLER

| | |
|--|------------|
| KABUL VE ONAY | i |
| YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI | ii |
| ETİK BEYAN | iii |
| TEŞEKKÜR | iv |
| ÖZET | v |
| ABSTRACT | vii |
| İÇİNDEKİLER | ix |
| SİMGELER VE KISALTMALAR | xi |
| ŞEKİLLER DİZİNİ | xiv |
| TABLolar DİZİNİ | xv |
| 1.GİRİŞ | 1 |
| 2.GENEL BİLGİLER | 3 |
| 2.1.Tarihçe | 3 |
| 2.2.Dental Alaşım lar | 5 |
| 2.2.1.Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanılan Metal Alaşım lar | 7 |
| 2.2.2.Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanılan Metal Alaşım lar | 9 |
| 2.3.Tam Seramik Materyaller | 22 |
| 2.3.1.Sinterleme Yöntemiyle Üretilen Seramikler | 22 |
| 2.3.2.Isıyla Preslenmiş Tam Seramik Materyaller | 23 |
| 2.3.3.Makinelenebilir Tam Seramik Materyaller | 25 |
| 2.3.4.Dental Seramiklerde Kullanılan Elementler ve Toksisiteleri | 28 |
| 2.3.5.Lekelenme ve Korozyon | 31 |
| 2.4.Tükürük ve İçeriği | 32 |
| 2.5.Sıvılarda Madde ve Madde Miktarı Saptama Yöntemleri | 34 |
| 2.6.Spektrofotometrik Yöntemler | 35 |
| 2.6.1.Kütle Spektrometrisi | 35 |
| 2.6.2.Endüktif Eşleşmiş Plazma – Kütle Spektrometrisi (ICP-MS) | 35 |
| 2.7.Ölçülen Elementler ve Ölçüm Sınırları | 36 |
| 3.GEREÇ VE YÖNTEM | 38 |
| 3.1.Hasta Seçimi ve Grupların Oluşturulması | 38 |
| 3.2.Tükürük Örneklerinin Toplanması | 39 |

| | |
|---|-----------|
| <i>3.3.Element Analizi</i> | 39 |
| <i>3.4.İstatistiksel Analiz</i> | 40 |
| 4.BULGULAR | 41 |
| <i>4.1.Metal Seramik Grubu</i> | 41 |
| <i>4.2.Hareketli Bölümlü Protez Grubu</i> | 44 |
| <i>4.3.Tam Seramik Grubu</i> | 48 |
| <i>4.4.Kontrol Grubu</i> | 57 |
| <i>4.5.HBP ve MS Grubu</i> | 57 |
| <i>4.6.MS ve TS Grupları</i> | 60 |
| 5.TARTIŞMA | 64 |
| 6.SONUÇ VE ÖNERİLER | 83 |
| 7.KAYNAKLAR | 84 |
| 8.ÖZGEÇMİŞ | 95 |

SİMGELER VE KISALTMALAR

AAS: Atomik Absorpsiyon Tekniği

ADA: American Diş Hekimleri Birliği

ANOVA: Analysis Of Variance

Au: Altın

Al: Alüminyum

Ar: Argon

As: Arsenik

N: Azot

Cu: Bakır

Ba: Baryum

Be: Berilyum

B: Bor

Br: Brom

Hg: Civa

Zn: Çinko

Fe: Demir

ICP-MS: Endüktif Eşleşmiş Plazma – Kütle Spektrometrisi

ICP-OES: Endüktif Olarak Bağlı Plazma – Optik Emisyon Spektrometresi

Er: Erbiyum

F: Flor

Ag: Gümüş

GF-AAS: Grafit Fırınlı Atomik Absorpsiyon Spektrometrisi

g: Gram

He: Helyum

H: Hidrojen

I: İyot

In: İndiyum

İr: İridyum

Y: İtiryum
IQR: Interquartile range
Cd: Kadmiyum
Sn: Kalay
Ca: Kalsyum
C: Karbon
Cl: Klor
Co: Kobalt
Cr: Krom
Pb: Kurşun
S: Kükürt
Li: Lityum
Mg: Magnezyum
Mn: Mangan
M.Ö: Milattan Önce
M.S: Milattan Sonra
ml: Mililitre
mm: Milimetre
Mo: Molibden
Ni: Nikel
O: Oksijen
Pd: Palladyum
Pt: Platin
K: Potasyum
Ra: Radyum
Rh: Rodyum
Se: Selenyum
Si: Silisyum
Na: Sodyum
Ti: Titanyum
Zr: Zirkonyum
n: Örnek sayısı

p: Anlamlılık

SD: Standart Deviasyon

SPSS: Sosyal bilimler için istatistik programı

°C: Santigrat derece

µm: Mikrometre

%: Yüzde

ŞEKİLLER DİZİNİ

| | |
|---|----|
| Şekil 1: MS İyon - pH Grafiği..... | 43 |
| Şekil 2 HBP İyon - pH Grafiği..... | 45 |
| Şekil 3: HBP Grubu İyon - Protez Kullanım Alışkanlığı Grafiği | 47 |
| Şekil 4: TS Grubu Ortalama İyon Salınım Miktarı (ppb) | 48 |
| Şekil 5: Si - pH Değeri Grafiği..... | 49 |
| Şekil 6: Y – pH Değeri Grafiği | 50 |
| Şekil 7: TS Grubu Kullanım Süresi (ay)-Toplam İyon Değerleri Grafiği | 50 |
| Şekil 8: TS Grubu için pH - İyon Değerli Grafiği (ppb)..... | 52 |
| Şekil 9: TS Grubu İyon Değerleri Grafiği (ppb)..... | 54 |
| Şekil 10: TS Grubu Na Değerleri Grafiği (ppb)..... | 54 |
| Şekil 11: TS Grubu Si Değerleri Grafiği (ppb)..... | 55 |
| Şekil 12: TS Grubu Y Değerleri Grafiği (ppb)..... | 55 |
| Şekil 13: TS Grubu Zr Değerleri Grafiği (ppb)..... | 56 |
| Şekil 14: MS ve HBP için Matematiksel Ortalama İyon Değerleri Grafiği... | 59 |
| Şekil 15: MS ve HBP Üretiminde En Sık Kullanılan Üç Metal İyonunun Ortalama Değerleri Grafiği | 59 |

TABLolar DİZİNİ

| | |
|--|----|
| Tablo 1 ADA Altın Alaşım Sınıflandırması ve Metal İçerikleri(17)..... | 5 |
| Tablo 2 ADA Dental Alaşım Sınıflandırması ve Kullanım Alanları(18) | 5 |
| Tablo 3 Dental Alaşım İçin Modifiye ADA Sınıflandırması..... | 7 |
| Tablo 4 Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanılan Temel Metal Alaşımının Bileşimi(17) | 8 |
| Tablo 5 Tükürük ile Serumun karşılaştırmalı biyokimyasal yapıları(76)..... | 33 |
| Tablo 6: Çalışma Grupları ve Katılımcı Sayıları | 38 |
| Tablo 7: ICP-MS cihaz parametreleri | 39 |
| Tablo 8: Grupların Tanımlayıcı Özellikleri | 41 |
| Tablo 9: Metal Seramik Grubu İstatistikleri ve İyon Değerlerinin PH ve Protez Süresi ile ilişkisi..... | 42 |
| Tablo 10: Metal Seramik Grubu İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması | 43 |
| Tablo 11: HBP Grubu İstatistikleri ve İyon Değerlerinin PH ve Protez Süresi ile ilişkisi | 44 |
| Tablo 12: HBP Seramik Grubu İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması | 45 |
| Tablo 13 HBP Çıkartma Gruplarına Göre İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması | 46 |
| Tablo 14: HBP Kullanım Alışkanlığı ile Matematiksel Ortalama İyon Değerleri..... | 47 |
| Tablo 15: Tam Seramik Grubu İstatistikleri ve İyon Değerlerinin PH ve Protez Süresi ile ilişkisi..... | 49 |
| Tablo 16: Tam Seramik Grubu İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması | 51 |
| Tablo 17: Tam Seramik Alt Grupları İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması | 52 |
| Tablo 18: TS Alt Grupları - Matematiksel Ortalama İyon Değerleri (ppb)..... | 53 |
| Tablo 19: TS Grubu Kullanım Süresi - Ortalama İyon Değerleri (ppb)..... | 56 |
| Tablo 20: Kontrol Grubu İstatistikleri ve İyon Değerlerinin PH ile ilişkisi | 57 |

| | |
|---|----|
| Tablo 21: HBP ve MS için İyon ve pH Karşılaştırmaları | 58 |
| Tablo 22: MS ve HBP için Matematiksel Ortalama İyon Değerleri (ppb) | 58 |
| Tablo 23: TS ve MS Gruplarının Matematiksel Ortalama İyon Değerleri (ppb)..... | 60 |
| Tablo 24:Çalışma Gruplarına Göre İyonların Karşılaştırılması..... | 61 |
| Tablo 25: Gruplar Arası Matematiksel Ortalama İyon Değerlerinin Karşılaştırılması | 63 |

1.GİRİŞ

Ağız içi yumuşak ve sert dokuların kaybı durumunda bu dokuların rehabilitasyonu için geçmişten günümüze pek çok farklı materyal kullanılmıştır. Kayıp dokuların yerine konmasının yanı sıra çiğneme, estetik ve konuşma fonksiyonlarının ideal olarak karşılanabilmesi için bu materyallerden bir takım fiziksel ve kimyasal özelliğe sahip olmaları beklenmektedir. Bu özellikler başlıca eksik dokuların optik özelliklerini taklit edebilme veya iyileştirme, çiğneme kuvvetleri karşısında uzun süreli dayanım gösterme, biyouyumlu olma, birden çok materyalin bir arada kullanıldığı durumlarda birbiri ile uyum gösterme, yapısal bütünlüğünü koruyabilme ve zaman içerisinde kimyasal bozunmaya uğramama olarak sıralanabilir.

Ağız ortamında geçirdiği süre boyunca dental materyallerde bir takım fiziksel ve kimyasal değişim meydana gelir. Bu değişimler materyalin çeşitli fiziksel etkileşimler sonucu aşınması, ani ısı değişiklikleri veya aşırı ısırma kuvvetleri sebebiyle materyal kütesinden kopmalar ya da kırılmalar, materyal yüzeyinin oksidasyonu, galvanik akım ve asidik ortam gibi sebeplerle materyalin korozyona uğraması şeklinde meydana gelebilmektedir.

Dental protez yapımında kullanılan metal alaşımlarının ağız ortamında iyon salınımı yaptığı ve bu salınımın insan sağlığına zararlı etkileri bilinmektedir. Ancak konu ile ilgili çalışmalar kısa dönemli takiplerle sınırlı kalmış, metal alaşımlar kullanılarak üretilen protezlerin ağız ortamında geçirdiği uzun yıllar boyunca devam eden kimyasal değişimi ve iyon salınımının incelendiği yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır.

Son dönemde kullanımı yaygınlaşan ve inert kabul edilen tam seramik materyallerin de ağız ortamında iyon salınımı yaptığını gösteren çalışmalar bulunmaktadır ancak salınım mekanizmaları metal alaşımlar kadar uzun süre incelenmemiştir ve intraoral ortamdaki kimyasal farklılıkların tam seramik sistemlerde iyon salınımına etkisini inceleyen yeterli sayıda in vivo çalışma bulunmamaktadır.

Çalışmamızda dental protez üretiminde kullanılan güncel metal alaşımlarının ve tam seramik materyallerin iyon salınımına, protez kullanım süresinin ve tükürük pH seviyesinin etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen verilerin, materyallerden salınan iyonların uzun süreli klinik etkilerinin değerlendirilmesine olanak sağlayacağı ve materyallerin biyouyumluluk gereksinimleri konusunda literatüre katkı sağlanacağı düşünülmektedir.

Çalışmamızın sıfır hipotezi şunlardır:

1. Tükürük pH derecesi ile materyalin iyon salınımı arasında bir korelasyon bulunmamaktadır.
2. Protez materyali ile iyon salınımı arasında bir korelasyon bulunmamaktadır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1.Tarihçe

Tarihte diş hekimliği ile ilgili en eski belgelerin milattan önce 3000 yıl öncesine ait olduğu görülmüştür. Bugüne kadar ele geçirilen en eski dental protezlerin ise milattan önce 700-600 yıllarında yaşamış olan Etrüsklere ait olduğu belirlenmiştir. Bilinen ilk protez örneği, eksik dişlerin yerini tutması için kullanılan dana dişlerinin 3-5 mm genişliğindeki altın bantlar içine perçinlenmesi ile elde edilmiştir (1).

Dayanak dişlere altın ve gümüş teller ile bağlanan, bir bakıma sabit bölümlü protezlerin öncüsü sayılabilecek protetik uygulamalar M.S. 16. Yüzyılda Ambroise Pare (1510-1590) tarafından gerçekleştirilmiştir (1).

XVIII. yüzyılda dental protez üretiminin bir bilim dalı olarak ele alındığı görülmektedir. Bu zaman diliminde protetik diş tedavisi alanında oldukça büyük ilerleme kat edilmiştir. Mathhaeus Gottfried Purmann (1648-1721) ilk olarak mumla ölçü alarak model elde etmiş, Philip Pfaff (1711-1766) protez yapımı için alçı model kullanmış ve Lorenz Heister (1683-1753) fildişi ve suaygırı dışından yapılan ve takıp çıkarılabilen protetik apareylerden söz etmiştir.

Krom – kobalt alaşımı, 1900 yılında Elwood Haynes tarafından bulunmuş ancak diş hekimliğinde ilk olarak 1929 yılında R.W. Erdle ve C.H. Prange tarafından, Amerika'daki Austenal Laboratuvarında kullanılmıştır. Daha sonraki yıllarda gelişen teknoloji sayesinde hareketli bölümlü protezler konusunda bilimsel olarak pek çok gelişme yaşanmıştır (1).

Sabit bölümlü protezler için ise 1800lü yılların sonundan bugüne kadar geçen sürede bulunan yeni ürün ve teknolojiler sayesinde değişim ve gelişim oldukça hızlı ilerlemektedir. Birkaç öncü bilim insanının Çinlilerin üretimini yaptığı porselen sanat eserlerinde diş hekimliği için potansiyel öngörmeleri, binlerce yıl süren bir yolculukta porseleni diş hekimliğine kazandıran basamak taşlarıydı. 1700lerin başında, Johann Friedrich Böttger isimli bilim insanı Avrupa'da üretilen 'Avrupa Porseleni'nin içine feldspar ekleyerek, günümüzde estetik porselen olarak kullanılan Feldspatik

porcelenin temel malzemesini yaratmıştır(2). Daha sonra pek çok bilim insanı porceleni diş hekimliğinde kullanma çalışmaları yapmıştır.

1862 yılında Dr. B. D. Wood'un "harap dişler için metal bir kepi mineleme" tekniğini anlattığı bir makale, Capon W.A tarafından bildirilmiştir. Capon, bu makaleden yola çıkarak Wood'un çalışmasının günümüz jacket kuronlarının temeli olarak sayılması gerektiğini savunmuştur(3,4). Ancak diş hekimliğinde, bilimsel ilk seramik kuron örneği 1903 yılında Dr. Charles Land tarafından bilim dünyasına sunulmuştur. İnce bir platin folyo üstüne porcelen fırınlama fikrinin, 1886 - 1888 yılları arasında Land tarafından patentlenmiş olduğu bildirilmiştir (5-8). Land ayrıca bir platin ve iridyum alaşımından oluşan "hazırlanmış taban"ın yüzeyine yerleştirilen düşük ısı porcelenin maksiller anterior bölge dişleri için kullanımını da tarif etmiştir (9,10).

Yıllar süren çalışmalarla çeşitli gelişmeler olsa da 1950lerin ortasına kadar altın ile porcelen kullanımı literatürde görülmemektedir. Dr. S. Charles Brecker'in 1956 yılında yayınladığı "Porcelain Baked to Gold – A New Medium in Prosthodontics" çalışmasında, altın ile porceleni fırınlayarak, "porcelain-fused-to-gold" restorasyonunu diş hekimliğine tanıtmıştır. Kendi zamanına kadar olan tüm metal seramik restorasyonları da "porcelain-fused-to-metal restoration" olarak sınıflayarak, bu terimi bilim dünyasına kazandırmıştır (4,11,12).

Yapılan tüm çalışmalar kısa süreli ve dayanıksız metal seramiklerin ortaya çıkmasına sebep oldu. Ancak 1962 yılında art arda alınan iki patent sayesinde uzun dönem klinik başarı ve estetiğe sahip metal destekli seramik restorasyonlara geçiş süreci başlamıştır(13,14). Bunlardan biri Lenore K. Weinstein, S. Katz ve A. B. Weinstein tarafından alınan, metal alaşımların termal genişleme katsayısıyla uyumlu ve fırınlama ısısının sistematik olarak kontrol edilebildiği porcelen formülüdür. Diğer patentte ise Lenore K. Weinstein ve A. B. Weinstein tarafından feldspatik porcelenlerle kimyasal bağ oluşturabilen ve termal olarak uyumlu, dental metal alaşım bileşenleri tarif edilmektedir(4). Tüm bu gelişmeler ışığında yeni materyal ve yöntemler piyasaya sunularak metal destekli seramik restorasyonlar protetik diş tedavisinin en temel uygulamalarından biri haline getirmiştir (15).

2.2.Dental Alaşımlar

Diş hekimliğinde kullanılan metal restorasyonların üretiminde en yaygın kullanılan yöntem uzun yıllar boyunca döküm tekniği olmuştur. Metaller için döküm tekniğinin kuyumcular ve zanaatkarlar tarafından kullanıldığına dair milattan önce 3000 yılına kadar uzanan kayıtlar olsa da bu teknik diş hekimliğinde ilk defa 1907 yılında Dr. Taggart'ın bir döküm yöntemi olan "kayıp mum" (lost-wax) tekniğinin patentini alması ve yöntemin esaslarını açıklamasıyla kullanılmaya başlanmıştır(15,16). O yıllarda kullanılan ilk saf metal altındır. Daha sonra saf metallerin yetersiz özelliklerini düzeltmek amacıyla, birden çok metalin bir araya getirilmesiyle alaşımlar kullanıma sunulmuştur. Tarihsel olarak 1920'de tanımlanmış olan ilk alaşımlar, Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) tarafından 1966 yılında yapılan ve günümüzde de kullanılmakta olan altın alaşım sınıflamasına temel oluşturmuştur(17).

Tablo 1 ADA Altın Alaşım Sınıflandırması ve Metal İçerikleri(17)

| Alaşım Tipi | Altın (%) | Bakır (%) | Gümüş (%) | Palladyum (%) | Platin (%) | Çinko (%) |
|----------------|-----------|-----------|-----------|---------------|------------|-----------|
| Yumuşak I | 87.0 | 4.0 | 9.0 | - | - | - |
| Orta II | 76.0 | 8.0 | 13.0 | 2.5 | - | 0.5 |
| Sert III | 70.0 | 10.0 | 15.0 | 3.0 | 1.0 | 1.0 |
| Ekstra Sert IV | 66.0 | 15.0 | 12.0 | 3.0 | 2.0 | 2.0 |

Tablo 2 ADA Dental Alaşım Sınıflandırması ve Kullanım Alanları(18)

| Alaşım Tipi | Tanımı | Kullanımı |
|-------------|-------------|--|
| I | Yumuşak | Düşük strese maruz kalacak restorasyonlar: bazı inleyler |
| II | Orta | Orta strese maruz kalacak restorasyonlar: inley ve onleyler |
| III | Sert | Yüksek strese maruz kalacak restorasyonlar: kalın veneer kronlar, kısa bölümlü sabit restorasyonlar |
| IV | Ekstra Sert | Çok yüksek strese maruz kalacak restorasyonlar: uzun bölümlü sabit restorasyonlar, ince veneer kuronlar, hareketli bölümlü protezler |

1930'lardan sonraki dönemde, hareketli bölümlü protezlerde daha büyük boyutlar ve düşük hassasiyet gereksinimi nedeniyle altın alaşımlar yerine krom-kobalt alaşımları kullanılmaya başlanmıştır. Sabit bölümlü protezlerde de daha az altın, daha çok paladyum ve gümüş içeren beyaz alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır.

Seramik sistemlerin gelişmesiyle birlikte seramiğe bağlanmaya uygun, seramiğe alt yapı oluşturabilecek, çekme ve makaslama kuvvetlerine karşı yüksek dayanımlı altyapı metallerinin alaşımları üzerine çalışmalar yapılmaya başlanmıştır.

Metal alaşımların sınıflandırılmasında belirli terimler kullanılmaktadır ve her alaşımların en uygun şekilde kullanılabilmesi için bu terimlerin açıklamalarının bilinmesi oldukça önemlidir.

Soy: Bu terim, kimyasal stabiliteleri sayesinde korozyon ve oksidasyona dirençli metalleri tanımlamak için kullanılır. Soy metaller ağız ortamında nonreaktif ve ısıtıldığında okside olmazlar. Diş hekimliğinde altın (Au) ve platin grubu metallerin altı üyesi olan platin (Pt), paladyum (Pd), iridyum (Ir), osmiyum (Os), rodyum (Rh) ve rutenyum (Ru) olmak üzere en az 7 adet soy metal kullanılmaktadır. Bazı araştırmacılar gümüşü (Ag) de soy metal grubuna dahil etmektedirler. Ancak ağız içinde okside olduğu ve oda sıcaklığında kararabildiği için, diş hekimliğinde soy metal grubunda yer almamaktadır(4).

Kıymetli: Bu terim, az bulunabilirliğinden dolayı, arz ve talebe dayalı nispeten yüksek ticari değere sahip metaller için kullanılır. Kıymetli metallerin adı, fiziksel özelliklerinden değil, eşya olarak değerlerinden gelmektedir. Diş hekimliğinde altın, gümüş, platin grubu metallerin altı üyesi, berilyum (Be), galyum (Ga) ve indiyum (In) gibi pek çok kıymetli metal kullanılmaktadır. Unutulmamalıdır ki, her soy metal kıymetli metaldir, ancak her kıymetli metal soy metal değildir(4).

Soy olmayan: Bu terim, okside olabilen metalleri ifade etmektedir. "Soy olmayan metal" veya "soy olmayan alaşım" terimi, "baz metal" ya da "baz metal alaşım" terimi yerine kullanılacak alternatif olarak düşünülmektedir(4).

Baz metal: Isıtıldığında okside olabilen, maddi değeri düşük, soy olmayan metaller için kullanılan terimdir. Nikel, krom, kobalt, titanyum ve alüminyum içerikli metaller baz metal alaşım örnekleridir (4).

Günümüze kadar metal alaşımlar için pek çok sınıflandırma önerilmiştir. Bunlardan 1984'te ADA'nın (American Dental Association) geliştirdiği, 2012 yılında revize ettiği, her alaşımın yapısında bulunan altın ve diğer soy metallere göre yapılan sınıflandırma aşağıda gösterilmiştir (4,17–19).

Tablo 3 Dental Alaşımlar İçin Modifiye ADA Sınıflandırması

| Sınıflandırma | Gereklilik |
|--------------------------------|--|
| Yüksek Soy Metal Alaşımlar | Soy Metal $\geq 60\%$ Altın $\geq 40\%$ |
| Titanyum ve Titanyum Alaşımlar | Titanyum $\geq 85\%$ |
| Soy Metal Alaşımlar | Soy Metal $\geq 25\%$ |
| Baz Metal Alaşımlar | Soy Metal $< 25\%$ |

2.2.1.Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanılan Metal Alaşımlar

Hareketli bölümlü protezlerde ADA Tip IV altın ve nikel veya kobalt alaşımları kullanılmaktadır. Hareketli bölümlü protezlerde kullanılan baz metal krom-kobalt-nikel alaşımları, 1930'larda ilk kullanımlarından bu yana bölümlü protez yapımında en çok tercih edilen alaşımlar olmuştur. Bu alaşımın avantajları hafif olmaları ve daha iyi fiziksel özelliklere sahip olmalarıdır(17,18,20).

Cr-Co-Ni temel alaşımlarının en az %85 oranında Cr, Co ve Ni içermesi gerekmektedir. Bu tip alaşım sistemlerinin ilk şekilleri genellikle Cr ve Co'dan meydana gelmektedir. Bazı durumlarda Co yerine Ni de kullanılmaktadır(17).

Cr alaşıma korozyon direnci sağlamakta, alaşımı sertleştirmektedir. Alaşım içinde maksimum %30 oranında bulunmaktadır.

Ni ve Co birbiri yerine kullanılabilir. Ni kullanıldığı durumlarda çekilebilirlik artarken, sertlik, kuvvet ve elastik modül azalmaktadır. Cr, Co ve Ni dışındaki diğer elementlerin alaşım üzerindeki etkisi çok daha fazladır. Molibden (Mo) ve Tungsten (W) çok etkin sertleştiricilerdir. Az miktarda demir (Fe), berilyum

(Be), bakır (Cu) gibi elementler de sertleşmeye yardımcı olurlar, ancak berilyum toksik etkileri nedeniyle son yıllarda üretilen alaşımlarda kullanılmamaktadır. Manganez (Mn), Silisyum (Si) ve Bor (B), oksijen tutucu görevi yaparak, erime sırasında diğer metallerin oksidasyonunu önlemektedir. Alaşıma Ni yerine Cr konulursa oksidasyon önleyici element miktarı yükselir. Alüminyum (Al), esas olarak Ni temelli alaşımlarda sertleşmeyi artırır. Tüm bileşenler içinde en kritik olan ise Karbondur (C). C, ufak değişimlerde bile alaşım kuvveti, çekilebilirliği ve sertliği üzerinde son derece ciddi rol oynar. C herhangi bir metalik yapı ile karbid oluşturur ve sertleşmeyi sağlar. Ancak aşırı C koyulduğunda kırılgenlik artışı meydana gelir (17).

Tablo 4 Hareketli Bölümlü Protezlerde Kullanılan Temel Metal Alaşımlarının Bileşimi(17)

| ELEMENTLER % | | | | | | | | | | | |
|--------------|----|------|----|-----|----|-----|-----|------|----|----|---|
| Alaşım | Cr | Co | Ni | Fe | Mo | Mn | Si | C | Al | Be | W |
| CoCr | 30 | 62,5 | - | 1 | 5 | 0,5 | 0,5 | 0,3 | - | - | - |
| NiCr | 17 | - | 67 | - | 5 | 5 | 0,5 | Eser | 5 | 1 | - |
| CoCrNi | 26 | 54 | 14 | 0,1 | 4 | 0,8 | 0,6 | 0,2 | - | - | - |

Günümüzde en sık kullanılan alaşımlar yaklaşık olarak %60 - %65 Kobalt, %29 - %31,5 Krom, %5 - %6 Molibden ile silikon, manganez, demir, nitrojen ve karbonun çeşitli oranlarda bileşiminden meydana gelmektedir. Fiziksel özellikleri geliştirdiği rapor edilen nitrojen (N) de eser miktarda (<0.5%) bileşime eklenmektedir. Titanyum da son zamanlarda hareketli bölümlü protezlerde altyapı materyali olarak kullanılmaktadır, ancak üretim zorluğu kullanım alanının genişlemesini engellemektedir(20).

2.2.2.Sabit Bölümlü Protezlerde Kullanılan Metal Alaşım lar

Naylor dental alaşım lar için modifiye ADA sınıflandırmasından yola çıkarak, metal seramik restorasyonlarda kullanılan materyaller için aşağıdaki sınıflandırmayı önermiştir (4).

1. Yüksek Soy Alaşım lar
 - 1.1. Yüksek Altın Alaşım lar
 - 1.1.1. Platinli (Sarı)
 - 1.1.2. Platinsiz (Sarı)
 - 1.2. Altın-platin-paladyum (Sarı)
 - 1.3. Altın-paladyum-platin (Sarı veya Beyaz)
 - 1.4. Altın-platin (Sarı)
 - 1.5. Altın-paladyum-gümüş
 - 1.5.1. Yüksek Gümüş (Beyaz)
 - 1.5.2. Düşük Gümüş (Beyaz)
 - 1.6. Altın-paladyum (Beyaz)
2. Soy Alaşım lar
 - 2.1. Paladyum-gümüş
 - 2.1.1. İndiyum ve kalay (Beyaz)
 - 2.1.2. Kalay (Beyaz)
 - 2.2. Yüksek paladyum
 - 2.2.1. Kobalt (Beyaz)
 - 2.2.2. Bakır (Beyaz)
 - 2.2.3. Gümüş-Altın (Beyaz)
3. Baz Metal Alaşım lar
 - 3.1. Nikel-krom
 - 3.1.1. Berilyumlu (Beyaz)
 - 3.1.2. Berilyumsuz (Beyaz)
 - 3.2. Kobalt-krom (Beyaz)
 - 3.3. Diğer sistemler (Beyaz veya Sarı)

Metal Destekli seramik restorasyonlarda kullanılan metal alaşımlar, içeriklerine göre aşağıdaki şekilde O'Brien tarafından sınıflandırılmıştır (21).

1. Soy Metal Alaşımlar

1.1. Paladyum (Pd) Alaşımları

1.1.1. Paladyum – gümüş (Pd-Ag) alaşımları

1.1.2. Paladyum – bakır (Pd-Cu) alaşımları

1.1.3. Paladyum – kobalt (Pd-Co) alaşımları

1.2. Altın (Au) Alaşımları

1.2.1. Altın – platin – paladyum (Au-Pt-Pd) alaşımları

1.2.2. Altın – paladyum (Au-Pd) alaşımları

1.2.3. Altın – paladyum – gümüş (Au-Pd-Ag) alaşımları

2. Baz Metal Alaşımlar

2.1. Nikel – krom – berilyum (Ni-Cr-Be) alaşımları

2.2. Nikel – krom (Ni-Cr) alaşımları

2.3. Kobalt – krom (Co-Cr) alaşımları

2.4. Titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları

Soy Metal Alaşımlar

Paladyum-Gümüş Alaşımları

Bu sistemdeki alaşımların klasik bileşimi, %60 paladyum, %40'a kadar gümüş, bunlara ek olarak az miktarda indiyum ve kalay olarak bildirilmektedir. Üreticiler iki çeşit paladyum-gümüş alaşımı sunmaktadır: Bunlardan ilki, %55 - %60 paladyum ve %28 - %30 gümüş içermekte, bunlara ilaveten indiyum, kalay ve dengeyi oluşturmak için diğer bazı eser elementleri içermektedir. İkinci alaşım ise %50 - %55 paladyum ve %35 - %40 gümüş içermekte, bunlara ilaveten kalay ve diğer eser elementleri de içermektedir ve bu alaşıma az miktarda indiyum da eklenebilmektedir(4).

Beklendiği gibi, bileşimdeki farklılıklar bu alaşımların fiziksel özelliklerini etkilemektedir. İlk gruptaki gibi hem indiyum hem de kalay içeren yüksek paladyum formülasyonları genellikle mavimsi-mor bir oksit üretir. Buna karşılık, ikinci gruptaki daha düşük paladyum içeriğine ve daha yüksek gümüş seviyesine sahip, kalay içeren

fakat indiyum içermeyen alaşımlar şeffaf bir kalay oksit (SnO_2) üretmektedir. Yüksek elastisite modülü, iyi derecede dökülebilirlik, iyi porselen bağlantısı ve yüksek akma direnci bu alaşımların en önemli avantajlarıdır(4).

Paladyum-gümüş alaşımlarının en çok atıfta bulunulan dezavantajlarından biri, içeriğinde bulunan yüksek gümüş nedeniyle dış porselenin rengini değiştirme eğilimidir. Renk değişimi “yeşillenme” olarak bildirilse de gerçekte kuronun renk değişimi sarı veya açık kahverengi olarak görülmektedir(4,18,19).

Paladyum-Bakır Alaşımları

Bu alaşımlar %70 - %80 oranında paladyum, %15'ten fazla bakır ve %9 oranında galyum içeriğine sahiptir, bu içeriğe az miktarda altın da eklenebilmektedir. Porselen bağlantısı için galyum, indiyum ve kalay gibi elementlerden eser miktarda bulunmaktadır. Sertliği yüksek, parlatılması zordur. Oksit tabakası oldukça kalın ve koyu renkli oluşmaktadır. Gaz absorpsiyonuna eğilimlidir ve ısıl deformasyon nedeniyle kenar uyumunu kolayca kaybetmektedir. Pek çok dezavantajı olduğu için günümüzde kullanımını oldukça kısıtlıdır(4,18).

Paladyum-Kobalt Alaşımları

Bu alaşımlar %78 - %88 oranında paladyum, %4 - %10 oranında kobalt ve eser miktarda galyum, indiyum ve kalay içermektedir. Bu alaşımda da oksit tabakası oldukça koyu renklidir ve maskelenmesi oldukça zordur(4,18).

Altın-Platin-Paladyum Alaşımları

Bu alaşımlar %75 - %88 oranında altın, %11 oranında paladyum, %8 oranında platin içeriğine sahiptir, bu içeriğe %5 oranında gümüş eklenebilmektedir. İndiyum, demir ve kalay gibi okside olabilen metaller de eser miktarda bulunmaktadır.

Bu alaşımlar, metal destekli seramik restorasyonlar için kullanılan ilk sistemlerden biri olsa da, yüksek maliyet, yetersiz sertlik ve elastisite modülü gibi dezavantajları nedeniyle, gününüzde sınırlı uygulama alanı bulmaktadır(4).

Altın-Paladyum Alaşımaları

Gümüşün neden olduğu renklenme problemi nedeniyle, gümüş içermeyen altın-paladyum alaşımaları geliştirilmiştir. %44 - %55 oranında altın, %35 - %45 oranında paladyum içermektedir. Galyum, indiyum ve kalay gibi okside olan metaller de eklenmiştir. Dökülebilirlikleri iyidir ve uygun gerilme direncine sahiptir. Ancak porselenlerle uyumsuz termal genleşme katsayısına sahip olmaları ve maliyetlerinin yüksek olması başlıca dezavantajlarıdır (4,21).

Altın-Paladyum-Gümüş

%39 - % 54 oranında altın, %25 - %40 oranında paladyum ve %6 - %22 oranında gümüş içermektedirler. Altın-platin-paladyum alaşımının yüksek maliyeti, düşük eğilme direnci ve yetersiz sertliği gibi dezavantajlarının giderilmesi için geliştirilmiştir (15).

Gümüş içeriği oldukça değişkendir, bu nedenle Naylor bu alaşımaları yüksek gümüş ve düşük gümüş olarak iki grup halinde tanımlamıştır. Her iki grup da altın esaslı olduğundan, bu alaşımalar altın-platin-paladyum metalleri gibi işlemektedir ve genel avantaj ve dezavantajlarının çoğuna sahiptir. Bu alaşımalar yüksek bir termal genleşme katsayısına ve gümüşün bazı dental porselenleri renklendirme potansiyeline sahiptir. Ayrıca, yüksek gümüş ve paladyum seviyeleri ile birlikte düşük altın içeriği sayesinde bu alaşımaların renkleri beyazdır (4).

Baz Metal Alaşımalar

Nikel-Krom-Berilyum Alaşımaları

Nikel – krom alaşımaları, metal ve metal seramik restorasyonlar için ekonomik bir tercihtir. Berilyum içeren ve içermeyen iki formu bulunur. Nikel-krom-berilyum alaşımaları genellikle daha üstün özelliklere sahip olarak kabul edilmektedir. Berilyum dökülebilirliği artırır, porselen ile kararlı bir bağ oluşmasına yardımcı olur. Aynı zamanda oksit tabakasının kalınlaşmasını önler. Ancak berilyumun kanserojen etkisi nedeniyle günümüzde berilyumsuz nikel-krom alaşımaları kullanılmaktadır (4,22).

Nikel-Krom Alaşımları

Bu alaşımlar genellikle %60 - %80 nikel, %10 - %27 krom, %2 - %14 molibden içerebilmektedir. Az miktarlarda alüminyum, karbon, kobalt, bakır, seryum, galyum, demir, manganez, kalay, silikon, niyobyum, titanyum ve zirkonyum da içerebilmektedirler. Krom, kararma ve korozyona direnç sağlamaktadır. Alüminyum içeren alaşımlarda oluşan Ni₃Al çökeltisi, alaşımı güçlendirmektedir. Bu özellik, hem uzun köprülerde kullanım alanı sağlamakta, hem de gerektiğinde daha ince restorasyonlar yapılabilmesine olanak tanımaktadır. Molibden, termal genleşme katsayısını azaltmaktadır.

Bu alaşımlar soy alaşımlardan daha serttir ancak daha düşük bükülme direncine sahiptir. Daha yüksek elastisite modülüne sahip olmaları nedeniyle daha ince restorasyonlar yapılabilir. Daha düşük yoğunluğa ve daha yüksek döküm sıcaklığına sahiptir. Kalın oksidasyon tabakası, bitim ve parlatma zorluğu gibi dezavantajları vardır(18,22). Aynı zamanda nikelin kanserojen etkisi vardır ve oldukça alerjen bir materyaldir(19).

Kobalt-Krom Alaşımları

Bu alaşımların içeriğinde %53 - %67 oranında kobalt, %25 - %32 oranında krom ve %2 - %6 molibden bulunmaktadır. Nikel-krom alaşımlarda olduğu gibi az miktarlarda alüminyum, karbon, kobalt, bakır, seryum, galyum, demir, manganez, kalay, silikon, niyobyum, titanyum ve zirkonyum da içerebilmektedirler(18). Nikel ve berilyum içeren alaşımların sağlık açısından zararlı olması nedeniyle, kobalt-krom alaşımlar alternatif olarak geliştirilmiştir. Döküm alaşımları arasında en sert materyaldir. Dökümü, yüzey işlemleri ve seramik uygulaması oldukça zordur. Kobalt alerjisi de görülebilmektedir ancak nikel kadar yaygın değildir(4,19,22,23).

Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Potansiyel döküm alaşımı olarak 1970'lerin sonlarından beri titanyum alaşımlar üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Titanyum ve titanyum alaşımları, mükemmel biyouyumluluk, korozyon direnci, yüksek dayanıklılık düşük özgül ağırlık, nötr galvanik özellik, röntgen ışınlarını geçirdiklerinden dolayı diş dokusunun görülebilir

olması, ağızda metalik tat bırakmaması gibi avantajları nedeniyle tercih edilmektedir. Özel döküm işlemi gerektirmeleri, yumuşak ve döküm sonrası gözenekli olması, dental plak tutabilirliği, CoCr alaşımlarına oranla daha az parlatılabilirliği gibi dezavantajları vardır(17).

Döküm restorasyonlar için saf titanyum ile alüminyum ve vanadyum içerikli titanyum alaşımı (Ti-6Al-4V) denenmiştir, ancak bu materyaller implant ve ortodontik uygulamalarda öne çıkmaktadır. Diğer bazı metal alaşımlarına kıyasla üstün biyouyumluluk gösterirler, ancak Ti ve Ti-6Al-4V, yüksek döküm sıcaklıkları (1760 °C - 1860 °C), düşük yoğunlukları gibi dezavantajları vardır(18).

Günümüzde, klinik olarak kabul edilebilir doğrulukta titanyum dökümleri üretilebildiği için, döküm tam krunların marjinal uyumunun, bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) tekniği ile üretilmiş titanyum kronlardan daha üstün olduğu bildirilmiştir(19).

Alaşımlarda Kullanılan Elementler ve Toksisiteleri

Alüminyum (Al)

Alüminyum dünya üzerinde en çok bulunan 3. elementtir. Besin ya da su yoluyla bitki, hayvan ve insanlar tarafından alınarak toksik etki yaratabilmektedir. Ancak temel olarak vücuda gıda yolu ile alınırlar. Bunun sebebi günümüzde kullanılan konserve, folyo gibi pek çok malzemenin içinde alüminyum bulunmasıdır(24,25). Alüminyum ortam pH'ından etkilenerek temas edilen yüzeye ya da dokuya geçebilmektedir(26). Vücutta bulunan alüminyum düzeyi 30 – 40 mg arasındadır. Gıda ile vücuda giren günlük alüminyum miktarı yaklaşık kg başına 0,01 – 1,4 mg'dır(25).

Alüminyum fazlalığı durumlarında, enzim aktivitesi sekteye uğrayabilir. Zihinsel gelişim ve kemik mineralizasyonunu olumsuz etkileyebilmektedir. Alzheimer hastalığının görülmesinde genetik faktörlerin yanında alüminyum toksisitesinin de etkili olabileceği düşünülmektedir(26,27).

Alüminyum, nikel bazlı alaşımlara eklendiğinde erime aralığını düşürür, sertleştirici bir madde görevi görür ve oksit oluşumunu etkiler. Alüminyum, metal-seramik restorasyonlar için kullanılan kobalt-krom alaşımlarının yüzeyinden asitlenebilen elementlerden biridir. (28)

Berilyum (Be)

Berilyum, nikel bazlı alaşımların erime aralığını azaltır, akışkanlığı artırır, alaşım dökülebilirliğini ve cilalanabilirliğini artırır, sertleştirici görevi görür, oksit oluşumunu kontrol etmeye yardımcı olur ve porselen ile daha güvenilir bir bağ oluşumuna yardımcı olur(29).

Hem diş teknisyenleri hem de hastalar için berilyum içerikli malzemelerin sağlık açısından potansiyel risk taşıması ile ilgili araştırmalar yapılmıştır(30–35). Serbest durumda berilyum oldukça toksiktir ve iyonlarının dökümün yüzeyine doğru göç ettiği bildirilmiştir(16,33). Çözeltideki bu göç davranışı, alaşımdaki nikel iyonlarının varlığı ile artmaktadır.

Boron (B)

Dental alaşımlara eklendiğinde, bir oksijeni uzaklaştırıcı olarak görev yapmaktadır. Nikel bazlı alaşımlar için bor ayrıca sertleştirici bir madde görevi görür, sünebilirliği ve erimiş alaşımın yüzey gerilimini azaltır, böylece dökülebilirliği artırır. Bor içeren nikel-krom berilyum içermeyen alaşımın külçeleri erime sırasında göllenirken, nikel-krom-berilyum alaşımları bu özellik görülmez.

Krom (Cr)

Vücut metabolizmalarında önemli görevleri olan krom, doğada çok miktarda bulunabilen elementlerden biridir (36). Alaşımların korozyon ve lekelenme direncini artırmaktadır (37). Metabolizmada görevli olan kromun yetişkin bireyler için günlük ihtiyacı 50 – 200 µg'dır (38). Vücuda en sık gıda yoluyla alınmaktadır. Krom insan vücudunda daha çok böbrek ve deride bulunmaktadır.

Kroma yüksek doz maruz kalan kişilerde akciğer kanseri riskini artırmaktadır. Ancak tıp ve diş hekimliğinde kullanılan durumlarda karsinojen etkisi olmadığı bildirilmiştir (39,40).

Bu element, nikel, kobalt ve demir bazlı alaşımlara dahil edildiğinde pasifleştirici doğası ile korozyon direncine katkıda bulunan bir çözelti sertleştirici ajan olarak işlev görmektedir (28).

Kobalt (Co)

Kobalt yeryüzünde nadir bulunan elementlerden biridir. Vücutta yaklaşık olarak 80-300 ug kobalt bulunur (41). Kobalt ve bileşiklerinin, kesin olarak kanıtlanmamış olsa da kanserojen olduğu düşünülmektedir.

Kobalt esaslı alaşımlar nikel esaslı metallere alternatif olarak bulunmaktadır. Nikel bazlı alaşımlara kıyasla, daha yüksek bir sertliğe sahiptir ve işlenmesi daha zordur. Tipik olarak daha koyu, kalın bir oksit tabakası oluşturmaktadır. Termal genişleme katsayısını arttırmak için ve güçlendirici olarak bazı yüksek paladyum alaşımlarına kobalt dahil edilmektedir.

Bakır (Cu)

Bakır doğada çok sayıda sebze ve meyvede bulunur. Vücut fonksiyonları için önemli olmakla birlikte pek çok organda bulunmaktadır. Erişkin bireylerde ortalama 50-120 mg bulunur. Oral yoldan alındığında 100 mg/kg üzeri akut toksik etki gösterir. Aşırı doz alındığında koma ve ölümlere neden olabilir (42). 2 mg/l DSÖ tarafından açıklanan içme sularındaki sınır değerdir (43).

Dental alaşımlarda bakır, sertleştirici ve güçlendirici bir ajan olarak kullanılmaktadır. Alaşımların erime aralığını azaltır ve platin, paladyum, gümüş ve altın bazlı alaşımlara ısı işlem kapasitesi sağlamaktadır. Bakır ayrıca porselen bağlantısı için oksit tabakası oluşumuna yardımcı olmaktadır. Yoğunluğu biraz düşürmekte ve yüksek paladyum-bakır alaşımlarında pasifliği arttırmaktadır.

Galyum (Ga)

Gümüşün dış porseleni renklendirme potansiyeli konusundaki endişeler, palladyum-gümüş, yüksek paladyum-gümüş-altın alaşımları dışındaki seramik alaşımlarındaki kullanımını büyük ölçüde sınırlandırmaktadır. Gümüş eksikliği nedeniyle düşmüş olan termal genişleme katsayısını telafi etmek için gümüş içermeyen metal-seramik alaşımlarına galyum eklenmektedir. Galyum kolayca oksitlenmektedir ve hem indiyum hem de galyum içeren altın paladyum alaşımlarında porselenin bağlantısını artırdığına inanılmaktadır(44).

Altın (Au)

Altın, soy metal olduğu için korozyon ve kararmaya karşı yüksek düzeyde direnç sağlamaktadır. Ayrıca alaşımın erime aralığını yükseltmektedir. Altın dökülebilirliği, işlenebilirliği ve parlatılabilirliği artırmaktadır. Alaşımın hem yoğunluğunu hem de maliyetini arttırmaktadır. Altın, yeterli miktarda mevcut olması halinde alaşıma sarı ton vermekte; bununla birlikte, bu sarı renk beyaz metallerin eklenmesiyle kolaylıkla dengelenebilmektedir.

İndiyum (In)

Altın bazlı alaşımlarda birçok etkisi bulunmaktadır; alaşımın erime aralığını ve yoğunluğunu düşürür, akışkanlığı artırır ve güçlendirici bir etkiye sahiptir. Altın içermeyen alaşım sistemlerine eklendiğinde, indiyum porselen bağlantısı için oksit tabakasının oluşumuna yardımcı olur. Yüksek gümüş içeriğine sahip alaşımlar kararmaya karşı direnci arttırmak için indiyumdan yararlanır. Altın paladyum alaşımlarında indiyum, porselen-metal bağlantısında rol oynayabilmektedir.

İridyum (Ir)

Altın ve paladyum bazlı alaşımlar için tane inceltici görevi yapmaktadır. Ayrıca alaşımın mekanik özelliklerini ve kararmaya karşı direncini artırır.

Demir (Fr)

Dünyada bulunan en yaygın metallere biridir. Toksik özelliği olmayan bir elementtir (61). Gıda ve su yoluyla vücuda alınmaktadır. Vücudun günlük ihtiyacı yaklaşık 8 – 10 mg'dır. Sağlıklı yetişkin bir insanda 3 – 4 gr demir bulunmaktadır (45).

Fazla demir zehir etkisi göstermektedir. Lethal doz kg başına 60 mg'dır (46).

Oksit üretimi ve alaşımı sertleştirilmesi için, altın bazlı metal-seramik ve baz metal alaşımlarda bulunmaktadır (28).

Manganez (Mn)

Manganez pek çok enzim sisteminin aktivasyonunda görev alır. Karaciğer, kemik ve böbreklerde bulunur. Esansiyel elementlerden biridir. Kanda ortalama $6,6 \pm 2,3$ µg/dl seviyesinde bulunur. Yüksek seviyeleri toksik etki gösterir, bunun sonucunda yorgunluk, hafıza problemleri, büyüme geriliği gibi belirtiler görülür (47,48).

Manganez, nikel ve kobalt bazlı alaşımlarda bir oksit tutucu ve sertleştirici olarak bulunmaktadır.

Molibden (Mo)

Vücuda besin, su ve hava yoluyla alınmaktadır. Yetişkin bireylerde günlük en fazla 2 mg alınabilir. Molibden toksisitesi nadir görülmektedir ve bu konuda çalışmalar sınırlıdır. Ancak toksik dozu aşıldığında, böbrek yetmezliği, infertilite, nöbetler ve kalıcı beyin hasarları görülebilmektedir (49).

Nikel bazlı alaşımların korozyon direncini artırır, oksit tabakasının oluşumuna yardımcı olur ve ısıl genişleme katsayısının düzenlenmesinde yardımcı olur.

Nikel (Ni)

Nikel, paslanmaz çelikler de dahil, pek çok alaşım içinde kullanılmaktadır. Yüksek sıcaklıklarda dahi korozyona karşı dirençlidir (50). Sıklıkla yiyecek ve su ile

vücuda alınmaktadır, ancak büyük bir çoğunluğu idrar ile atılmaktadır (51). Tükürük ve ter yoluyla da vücuttan uzaklaştırılabilmektedir. (52).

Termal genişleme katsayısı altıninkine yakın olduğu ve korozyona karşı direnç sağladığı için nikel, porselen alaşımları için bir temel olarak seçilmiştir. Ancak nikel alerjen ve kanserojen bir maddedir.

Yıllardır berilyumlu ve berilyumsuz nikel bazlı alaşımlar, çok çeşitli sabit ve hareketli bölümlü protez üretiminde kullanılmıştır. Bununla birlikte, ticari basındaki makaleler de dahil olmak üzere birden fazla disiplinden gelen raporlar, hekimler ve genel halk arasında nikel ile ilgili sağlık sorunları hakkındaki farkındalığı artırmıştır. Element durumundaki nikelin, nikel hipersensitivitesinden sorumlu toksik bir malzeme olduğu bilinmektedir. Bu nedenle nikel içeren alaşımlar, bilinen bir nikel duyarlılığı öyküsü olan hastalarda kullanılmamalıdır (28,33).

Paladyum (Pd)

Diğer platin grubu metaller gibi, paladyum oldukça inerttir. Kontakt dermatit vakası bildirilmiş olmasına rağmen, etkilere ilişkin veriler sınırlıdır. Paladyuma alerjisi olan kişilerin nikelde de alerji gösterdiği rapor edilmiştir. Alerjik bünyesi olan bireylerde paladyum içeren alaşımların kullanılmasından kaçınılması tavsiye edilmektedir (53,54).

Altın bazlı alaşımlarda, korozyon ve kararmaya karşı dayanıklılığın yanı sıra mukavemeti, sertliği (bakırla birlikte) arttırmak için paladyum eklenir. Paladyum ayrıca alaşımın erime aralığını yükseltir ve sarkma direncini artırır. Oldukça kuvvetli bir beyazlaştırıcı etkisi vardır. Hidrojen, oksijen ve karbona yüksek afinitesi vardır.

Platin (Pt)

Bu element, altın bazlı alaşımların mukavemetini, erime aralığını ve sertliğini arttırmaktadır. Korozyon ve kararmaya karşı dirençlerinin yanı sıra sarkma direncini de artırır. Alaşımları beyazlatır ve yoğunluğu altından yüksek olduğu için, eklendiği altın bazlı metal-seramik metallerin yoğunluğunu artırır.

Rutenyum (Ru)

İridyum gibi alaşımın mekanik özelliklerini ve kararmaya karşı direncini artırır.

Silisyum (Si)

Silisyum vücudun pek çok bölgesinde bulunmaktadır, özellikle kemik densitesinin artmasında rol oynar, elastin ve kolajen sentezinde görev yapar (55).

Yutulması veya cilt ve göz teması yoluyla elementel silikona maruz kalındığında, tahrişe sebep olur. Solunması özellikle tehlikelidir. Kristal silika tozunun solunması, akciğerlerin üst loblarında nodüler lezyonlar şeklinde iltihaplanma ve skarlaşma ile kendini gösteren mesleki bir akciğer hastalığı olan silikozise yol açabilir (56).

Döküm işlemi sırasında eriyik içindeki diğer elementlerin oksidasyonunu önlemek için oksit temizleyici görevi görür. Manganez gibi silisyum da alaşımı sertleştirmektedir.

Gümüş (Ag)

Gümüş bileşikleri, sindirildiklerinde insan vücudu tarafından zayıf bir şekilde emildikleri için diğer ağır metallerin çoğuna kıyasla düşük toksisiteye sahiptir. Yüksek dozlarda, gümüş ve gümüş bileşikleri dolaşım sisteminden emilebilir ve çeşitli vücut dokularında birikebilir, bu da ciltte, gözlerde ve mukoza zarlarında mavi-grimsi bir pigmentasyona neden olan arjiriye yol açar (57).

Gümüş erime aralığını düşürür, akışkanlığı artırır ve altın ve paladyum bazlı alaşımlarda ısıl genleşme katsayısının kontrolüne yardımcı olur. Gümüş içeren metal-seramik alaşımları bazı porselenlerde sarı, kahverengi veya yeşil renk değişikliğine neden olduğu bilinmektedir. Gümüş, oksijen emilimi için yüksek bir afiniteye sahiptir, bu da döküm sırasında poröze ve/veya gazlanmaya yol açabilir. Bununla birlikte, altın ve gümüş bazlı alaşımlara küçük miktarlarda çinko veya indiyum eklenmesi bu emilimi kontrol etmeye yardımcı olur. Gümüş ayrıca kükürt varlığında paslanır ve kararır (28).

Kalay (Sn)

Kalayın toksik dozunun yaklaşık 3,8 mg/kg olduğu düşünülmektedir. Aşıldığında bulantı, kusma, ishal gibi çeşitli gastrointestinal problemlere sebep olmaktadır (58).

Kalay, bir alaşımın erime aralığını düşüren, altın ve paladyum bazlı alaşımlarda porselen yapışması için oksit üretimine yardımcı olan sertleştirici bir maddedir. Kalay, gümüş içeren alaşımların oksidasyonu için gerekli elementlerden biridir. Metal-seramik bir alt yapının porselen taşıyıcı yüzeyinde şeffaf bir kalay oksit katmanı oluşturur, bu da kimyasal bağlamayı ve metalin porselenle ıslatılabilirliğini artırır (59).

Titanyum (Ti)

Titanyum saf olarak elde edilmesi zor, reaktif bir metaldir. Titanyum ve titanyum alaşımları, korozyon dirençleri sayesinde yüksek biyouyumluluk göstermektedir. Titanyum oksitlenebilen bir metaldir, bunun sonucunda oluşan oksit tabakası sayesinde korozyon direnci elde edilmektedir. Titanyum, bu oksit tabakası sayesinde kimyasal ataklardan ve ısıl değişimlerden korunmaktadır (60). Biyolojik ortamda da titanyumun yüksek korozyon direnci sergilediği bildirilmiştir (61–63). Titanyumdan üretilen implantlardan salınan korozyon ürünlerinin insanlarda lenf nodlarında ve iç organlarda biriktiği rapor edilmiştir (64). Bireylerde titanyum alerjisi gelişebileceğine dair vakalar bildirilmiştir (65,66).

Alüminyum ve berilyum gibi titanyum da erime aralığını azaltır ve dökülebilirliği artırır. Titanyum ayrıca sertleştirici görevi görür ve yüksek sıcaklıklarda oksit oluşumunu etkiler.

Çinko (Zn)

Çinko ve bileşikleri, diğer metallere kıyasla düşük toksik etki göstermektedir. Çinko vücutta çeşitli metabolizmalarda görev almaktadır, tüm canlılar için önemli ve yaşamsal bir elementtir. Günlük alınan dozu ortalama 10-20 mg'dır (67). Aşırı doz çinko sonucunda uyuşukluk, kas fonksiyonlarında düzensizlik gibi çeşitli semptomlarla karşılaşılır (68).

Çinko, bir alaşımın erime aralığını düşürür ve diğer oksitler ile birleşerek bir deoksidizer veya oksit temizleyici görevi görür. Çinko, bir alaşımın dökülebilirliğini artırır ve paladyum ile birleştirildiğinde alaşım sertliğini artırır(4).

2.3.Tam Seramik Materyaller

Tam seramik restorasyonlar, fiziksel dayanımlarını artırmak için çeşitli oranlarda kristalin faz içermektedir ve bu oran hacimce %99'a kadar çıkabilmektedir. Kristal fazın doğası, miktarı, partikül boyutu ve dağılımı; seramik malzemenin mekanik, termal ve optik özelliklerini doğrudan etkiler. Kristal faz ile camlı matrisin kırılma indeksleri arasındaki uyum; porselenlerin, cam seramiklerin ve zirkonya gibi polikristalin seramiklerin yarı saydamlığını kontrol etmek için önemli bir faktördür. Tam seramik restorasyonlar, farklı yöntemlerle üretilmektedir. Bunlar sinterleme, ısıyla presleme, slip döküm ve CAD / CAM yöntemleridir (18).

2.3.1.Sinterleme Yöntemiyle Üretilen Seramikler

Makineleme ve ısıyla preslenerek üretilen restorasyonların başarısı nedeniyle, sinterlenmiş tam seramik sistemlerin günümüzde kullanım alanı gittikçe azalmaktadır. Sinterleme tekniği için iki ana tip tam seramik malzeme mevcuttur: alümina bazlı seramik ve lösitle güçlendirilmiş seramik (18).

Alümina Bazlı Seramik

McLean tarafından 1965 yılında geliştirilen alümina porselen kromda kullanılan alümina kor seramik, seramiği kristalin fazın dağılımı ile güçlendirmenin tipik bir örneğidir. Alümina, feldspatik porselenlere kıyasla yüksek bir elastisite modülüne (350 GPa) ve nispeten yüksek kırılma dayanımına (3.5 ila 4 MPa · m^{0.5}) sahiptir. Benzer termal genleşme katsayısına sahip camlı bir matris içinde dağılması, önemli bir güçlendirme etkisine yol açar. Lösit içerikli seramiklere oranla daha güçlü bir seramik oluşmasının, alümina ve cam faz arasındaki başarılı bağlanma sayesinde olduğu düşünülmektedir. İlk alümina kor seramikler, düşük erime özelliğine sahip camlı bir matris içinde dağıtılmış ağırlıkça %40 ila %50 alümina içermektedir. Alümina kor porselenler, feldspatik porselenlerin yaklaşık iki katı (139 ila 145 MPa) bükülme dayanımına sahiptir.

Yoğun sinterlenmiş alümina esaslı seramikler, kuru presleme ve ardından sinterleme ile üretilmektedir. Sinterizasyon büzülmesini telafi etmek için (%12 ila %20 doğrusal büzülme), bilgisayar yazılımı ile büzülme oranında büyütülmüş bir tasarım oluşturulmaktadır. Yüksek saflıkta alümina bazlı bir seramik, kuru presleme ve yüksek sıcaklıkta (1550 °C) sinterleme yoluyla imal edilmektedir. Elde edilen ürün, yaklaşık 4 um'lik ortalama tanecik boyutuna ve yaklaşık 600 MPa'lık bükülme direncine sahip kristalin oranı yüksek bir seramiktir. Zirkonya bazlı kor seramikler, günümüzde alümina bazlı seramiklerin yerini almaktadır (18).

Lösitle Güçlendirilmiş Seramik

Tam seramik sinterlenmiş restorasyonların üretiminde hacimce %45'e kadar tetragonal lösit içeren lösitle güçlendirilmiş seramikler kullanılmaktadır. Metal seramik restorasyonlar için kullanılan geleneksel feldspatik porselen ile karşılaştırıldığında daha yüksek olan lösit içeriği, daha yüksek bükülme (104 MPa) ve kırılma dayanımı sağlar. Malzemedeki yüksek oranda lösit içeriği, yüksek termal büzülme katsayısına da katkıda bulunur. Lösit ($20-25 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) ve cam matris ($8 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) arasındaki termal büzülme oranı, lösit kristallerinin soğuduktan sonra kristalleri çevreleyen cam matrise oranla daha fazla büzülmesine ve çevreleyen cam matris içinde sıkışma gerilimlerinin gelişmesine neden olur. Bu gerilimler, çatlakları durdurucu olarak hareket edebilir ve seramiğin kırılma direncine katkıda bulunabilir.

Hem sinterlenmiş hem de slip döküm tam seramik restorasyonların yerini artık benzer kristal fazlar içeren ancak daha iyi kontrol edilen işleme aşamalarına sahip ısıyla preslenmiş veya makinede işlenmiş tam seramik restorasyonlar almıştır (18).

2.3.2. Isıyla Preslenmiş Tam Seramik Materyaller

Isı ile presleme, seramiği sinterlemek ve şekillendirmek için yüksek sıcaklıkta harici basınç uygulanmasına dayanır. Isıyla presleme, diş hekimliğinde tam seramik kronlar, inleyler, onleyler, kronlar ve son zamanlarda metal seramik restorasyonları üretmek için kullanılır. Isı ile presleme sırasında seramik külçeler, kayıp mum tekniği ile üretilen fosfat bağlı bir revetman kalıbında yüksek sıcaklığa getirilir. Sıcak presleme sıcaklığı, seramiğin yumuşama noktasına yakın seçilir. Daha sonra refrakter

bir piston aracılığıyla 0.3 ila 0.4 MPa'lık bir basınç uygulanır. Bu, kalıbın yumuşatılmış seramik ile doldurulmasını sağlar. Yüksek sıcaklık, 10 ile 20 dakika arasında tutulur. Isıyla presleme, özel olarak tasarlanmış otomatikleştirilmiş bir presleme fırını gerektirir ve cam matris içinde kristal fazın iyi bir şekilde dağılımını sağlar. Daha yüksek kristalin içeriği ve daha küçük kristal boyutuna sahip olması nedeniyle, ısıyla sıkıştırılmış seramiklerin mekanik özellikleri sinterlenmiş tam seramiklere kıyasla üstündür (18).

Lösit Bazlı Seramikler

Birinci nesil ısıyla preslenmiş seramikler, güçlendirici olarak hacimce %35 ile %55 arasında değişen miktarlarda tetragonal lösit ($KAlSi_2O_6$ veya $K_2O \cdot Al_2O_3 \cdot 4SiO_2$) içermektedir. Bu sistem için ısıyla presleme sıcaklıkları 1150° ile $1180^\circ C$ arasındadır ve ısı işlem yaklaşık 20 dakika boyunca uygulanmaktadır. Bu ısıyla preslenmiş seramiklerin nihai mikro yapısı, camsı bir matris içinde dağılmış 1 ila 5 μm lösit kristallerinden oluşur.

Bu seramiklerin eğilme direnci (120 MPa), geleneksel feldspatik porselenlerin neredeyse iki katıdır. Dayanıklılıktaki bu artış, bu seramiklerin daha yüksek bir kristalin içeriğe sahip olması ve ısıyla presleme işlemi sonucunda, ince lösit kristallerinin mükemmel dağılımı ile açıklanabilir. Buna ilaveten, daha önce belirtildiği gibi, lösit kristalleri etrafındaki termal stresler, çatlak sapmasını teşvik eder ve gelişmiş mekanik performansa katkıda bulunur. Lösit ile güçlendirilmiş seramiklerin ana avantajları mükemmel estetikleri ve ideal translüsensileridir. Ancak mekanik özellikleri nedeniyle endikasyonu anterior restorasyonlarla sınırlıdır (18).

Lityum Disilikat Bazlı Materyaller

İkinci nesil ısıyla preslenmiş seramikler, ana kristal faz olarak lityum disilikat ($Li_2Si_2O_5$) içermektedir. Isıyla presleme 910° ila $920^\circ C$ sıcaklık aralığında gerçekleştirilir. Isı ile preslenmiş restorasyonlar daha sonra termal genişlemeye uygun seramiklerle venelemlenir veya boyanır. Son mikroyapı, camsı bir matris içinde dağılmış hacimce yaklaşık %65 yüksek oranda birbirine kenetlenen prizmatik lityum disilikat kristallerinden (2 ila 5 μm uzunluğunda, 0.8 μm çapında) oluşur. Birinci nesil lösit

bazlı seramiklerle karşılaştırıldığında, lityum disilikat bazlı seramiklerin ana avantajı, gelişmiş eğilme direnci (350 MPa) ve kırılma dayanımıdır ($2.75 \text{ MPa}\cdot\text{m}^{0.5}$). Bu, yüksek kristalin oranı ve büyük oranda birbirine kenetlenmiş, iğne şeklindeki lityum disilikat kristallerinden oluşan mikro yapısı ile açıklanabilir. Ek olarak, lityum disilikat kristaller ile camsı matris arasındaki termal genleşme uyumsuzluğu, çoklu kristal oryantasyonları ile birleştirildiğinde, çoklu çatlak sapmalarını teşvik etmede etkili olan ve böylece çatlak yayılmasına karşı direnci arttıran streslere yol açar. Son olarak, birkaç çalışma, kristallerin yüksek en-boy oranı nedeniyle, ısıyla preslemenin, presleme yönü boyunca kristal hizalanmasını sağladığı bildirmiştir (69). Bu, kristal hizalanmasına dik yönde çatlak yayılmasına karşı daha da yüksek bir dirence yol açar. Bu ikinci nesil ısıyla preslenmiş seramiklerin geliştirilmiş mekanik özellikleri, çok birimli metal seramik restorasyonların üretimini mümkün kılarak dental uygulama yelpazesini genişletmiştir (18).

2.3.3.Makinelenabilir Tam Seramik Materyaller

Tam seramik malzemeler tamamen sinterlenmiş durumda işlenebilir. Buna 'hard machining' – sert işleme denir ve bu şekilde üretilen restorasyonlar doğrudan nihai boyuta göre makinede işlenir. Bazı tam seramik malzemeler, yumuşak, kısmen sinterlenmiş durumda da işlenebilir ve daha sonra tamamen sinterlenebilir. Buna 'soft machining' – yumuşak işleme denir. İkinci teknik, sinterleme büzülmesini telafi etmek için büyütülmüş restorasyonların frezelenmesini gerektirir. Alümina ve zirkonya gibi tamamen sinterlenmiş durumda işlenmesi zor olan seramikler genellikle bu yöntemle elde edilmektedir (18).

Sert İşleme (Hard Machining)

İşlenebilir seramikler, restorasyonlar üretmek için CAD / CAM teknolojisini kullanarak inleyler, onleyler, veneerler ve kronlar oluşturmak üzere frezelenmektedir. Dişler, preparasyon sonrası optik olarak taranır ve görüntü bilgisayara aktarılır. Bu tarama verisine göre restorasyon dijital olarak planlanır, modellenir ve daha sonra bilgisayar kontrollü bir freze makinesi ile seramik bloklardan işlenir. Milleme/frezeleme işlemi yalnızca birkaç dakika sürer.

Dijital ölçü rekonstrüksiyon yazılımı ile birleştirilmiş oral tarayıcıların en son sürümleri tam üç boyutlu görselleştirmeye olanak tanır ve sanal restorasyonun çeşitli yüzeyleri, frezelenmeden önce her üç boyutta da değiştirilebilir (18).

Günümüzde sert işleme için kullanılan materyaller feldspat bazlı, lösit bazlı ve lityum disilikat bazlı seramiklerdir.

Feldspat esaslı cam seramik, ana kristal faz olarak camsı bir matris içinde dağılmış, hacimce %30 feldspat [(Na, K) AlSi₃O₈] içermektedir. Eğilme direnci orta (120 MPa) olarak derecelendirilmektedir.

CAD/CAM ile sert işleme için lösitle güçlendirilmiş ve lityum disilikat cam seramik bloklar da mevcuttur. Lösit ile güçlendirilmiş seramik bloklar, mikroyapı ve mekanik özellikler açısından birinci nesil ısıyla preslenmiş, lösit ile güçlendirilmiş seramiklere benzer.

Lityum disilikat cam-seramik bloklar, kısmen kristalize edilmiş bir durumda işlenir. Bu kısmi kristalize durum, tamamen kristalleştirilmiş duruma kıyasla işlenmesi daha kolaydır. Kısmen kristalize (çekirdeklenmiş ‘nucleated’) durumda, cam seramik hem lityum metasilikat (Li₂SiO₃) hem de lityum disilikat (Li₂Si₂O₅) kristal çekirdekleri içerir.

Çekirdeklenme ve kristalizasyon ısı işleminin kontrol edilmesiyle, çekirdeklenme yerlerinin sayısı, kristal boyutu ve kristal fazların yapısı, bu cam seramiğin yarı saydamlığını modüle etmek için ayarlanabilir.

CAD/CAM için düşük, orta ve yüksek translusenside bloklar mevcuttur. Restorasyonlar makinede işlendikten sonra, kristalizasyon sürecini tamamlamak ve bu sayede cam seramiğin glazing/parlatma ve simantasyon öncesinde optimize edilmiş mekanik özelliklere sahip olmasını sağlamak için 850 ° C'de 10 dakikalık bir ısı işlem gerçekleştirilir. Üreticinin verilerine göre, kristalizasyon ısı işleminin tamamlanmasından sonraki eğilme direnci 360 ile 400 MPa arasındadır.

Yakın zamanda, lityum silikat cam bileşimine ağırlıkça yaklaşık %10 zirkonyum dioksitin eklendiği başka bir lityum silikat bazlı cam seramik tanıtılmıştır.

Bu modifikasyon sayesinde materyal, kristalizasyon öncesi yüksek miktarda camı matrix içerir ve lityum metasilikat kristalleri sayesinde daha kolay işlenir. Kristalizasyon ısıl işleminin tamamlanmasından sonraki son mikro yapı, lityum disilikat kristalleri ile birbirine kenetlenmiş lityum metasilikattan oluşur ve bu, lityum disilikat cam seramiklerinkine benzer mükemmel yarı saydam ve mekanik özelliklere sahip bir cam seramiğe yol açar (18).

Yumuşak İşleme (Soft Machining) ve Sinterizasyon

2002 yılında, yumuşak işleme için ilk zirkonya esaslı seramik diş hekimliğine sunulmuştur. Malzeme, yüzde 3 mol itriyum (3Y-TZP) ilavesiyle kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristallerinden oluşur. Tek veya çok birimli restorasyonlar, yarı sinterlenmiş 3Y-TZP bloklarının doğrudan işlenmesi ile üretilir. Bu bloklar yumuşaktır ve frezelenmesi kolaydır, bu nedenle tamamen sinterlenmiş zirkonyaya kıyasla önemli ölçüde zaman tasarrufu sağlar ve frezlerin yıpranmasının önüne geçer.

Yüksek sıcaklıkta (1350°C'de 2 saat) sinterleme işlemi sırasında meydana gelen büzülme (%20 ila %25) telafi etmek için restorasyonlar sinterleme öncesi büyük olarak işlenmektedir.

Bu polikristalin 3Y-TZP seramiklerinin mikro yapısı, 1350° ile 1600° C arasında değişebilen sinterleme sıcaklığına ve süresine bağlı olarak değişebilen, ortalama 0,2 ila 1,0 µm tanecik boyutuna sahip yoğun şekilde paketlenmiş tetragonal zirkonya tanelerinden oluşur. Zirkonya seramikleri, şu anda mevcut tüm dental seramikler arasında en yüksek eğilme direncine (900 ila 1500 MPa) ve en yüksek kırılma dayanıklılığına (6 MPa·m^{0.5}'ten büyük) sahiptir.

3Y-TZP seramiklerinin faz dönüşümü nedeniyle, kumlama ve frez ile aşındırma gibi yüzey işlemleri uygulanırken dikkat edilmelidir. Bu tür işlemler, materyalin tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümünü tetikleme potansiyeline sahiptir. Bu nedenle, kısmen stabilize edilmiş zirkonya bazlı seramiklerle çalışırken üreticinin talimatlarına uymak son derece önemlidir.

Zirkonya, son derece opak bir malzemedir, ancak 0,4 ila 0,5 mm'ye kadar inceltilebilmektedir. Son zamanlarda daha translusent zirkonya bileşimleri tanıtılmıştır. Translusensideki artış, ya mevcut alümina miktarını ağırlıkça %0.05 veya daha aza düşürerek ya da zirkonyumun kübik polimorfunu ana kristal faz olarak stabilize etmek için daha yüksek miktarlarda itriya (%5.3 mol'e kadar) ekleyerek elde edilir. Kübik zirkonya, izotropik kristal simetrisi nedeniyle, anizotropik olan ve ışıpta çift kırılma yapan tetragonal zirkonya ile karşılaştırıldığında daha translusenttir. Zirkonyanın kübik formu dönüşmez ve bu nedenle daha düşük kırılma dayanımı sergiler. Bu nedenle kübik zirkonya, 609 MPa'lık bükülme direnci ve $2.4 \text{ MPa} \cdot \text{m}^{0.5}$ 'lik kırılma dayanımı gibi daha düşük mekanik özelliklere sahiptir (18).

2.3.4.Dental Seramiklerde Kullanılan Elementler ve Toksisiteleri

Dental seramiklerin toksisite potansiyelinin, mükemmel kimyasal dayanıklılıkları ve oklüzyon sırasında yüksek aşınma dayanımları nedeniyle ihmal edilebilir olduğuna inanılmaktadır. Bununla birlikte, olağandışı durumlarda oluşabilecek yüksek iyon salınımı ihtimalinde, seramik bileşenlerinin potansiyel toksisitesi dikkate alınmalıdır. En büyük endişe, kırık inleylerden, onleylerden veya kronlardan gelen seramik parçalarının yutulmasıdır. Diş seramiklerinin bileşenlerinin toksisitesi, düşük salınım oranları nedeniyle pek olası olmasa da inceleme gerektirmektedir. Dental seramiklerin temel bileşenleri ve potansiyel toksik etkileri aşağıda özetlenmiştir (70).

Alüminyum

Böbrek fonksiyon bozukluğu olanlar dışında insanlarda az sayıda alüminyum toksisitesi vakası bildirilmiştir. Sağlıklı bireylerde absorpsiyon nispeten düşüktür. Alüminyumun, etiyojisi bilinmeyen, nörodejeneratif bir bozukluk olan Alzheimer hastalığının patogeneğinde rol oynayabileceğini öne süren tartışmalı kanıtlar mevcuttur.

Kalsiyum

Kalsiyum bileşikleri nispeten zararsız olmasına rağmen, bazı kalsiyum bileşikleri (oksitler gibi), toz formunda akciğer dokusunun bütünlüğü üzerindeki mekanik etkileri ve akciğer hastalığı indükleme potansiyeli nedeniyle tehlikeli olabileceği düşünülmektedir (71).

Seryum

Seryumun da dahil olduğu Lantanit serisinin elementleri, Hodge-Sterner sınıflandırma ölçeğinde düşük toksisiteye sahiptir.

Sezyum

Sezyum tuzları toksik değildir.

Flor

ABD'de eşik sınır değeri (zaman ağırlıklı ortalama) 2 mg/m³'tür. Bununla birlikte, gıda tüketiminden günlük florür alımı, florürlü olmayan bölgelerdeki bireyler için 0,3 mg'dan florürlü alanlardaki kişiler için 2 mg'a kadar değişmektedir. Yiyecek ve içme suyunda 1 mg/kg düzeyinin herhangi bir yan etki yarattığına inanılmamaktadır. 80°C'de %4 HAC'ye maruz kalan 32 DICOR® kronundan salınan maksimum florin miktarının günde 0.1 mg olduğu tahmin edilmektedir.

Lityum

Li tuzları, tekrarlayan duygulanım bozukluklarını (manik-depresif psikozlar) tedavi etmek için kullanılmıştır. Bazı hastalar 20 yılı aşkın süredir düzenli olarak lityum almaktadır ve bunun, lityumun uzun süre güvenli kullanımının bir göstergesi olduğu bildirilmiştir (71). Toksikite, 2 mmol/L'lik plazma konsantrasyonlarından kaynaklanabilir ve 4 mmol/L'lik bir konsantrasyon ölümcül olabilir. Psikoterapi için, 0,4-0,8 mmol/L'lik bir idame plazma seviyesi ideal doz olarak kabul edilmektedir (72,73).

Magnezyum

Bazı bileşikler dışında Mg toksisitesi tehlikesi neredeyse yoktur. Aksi takdirde, böbrek yetmezliği varlığında sadece çok yüksek dozlar toksisite semptomları üretmektedir.

Potasyum

Bazı tuzların anyonları zehirli olsa da Potasyum iyonunun kendisi zehirli değildir. Oksitlerden kaynaklanan toksisite riski sıfırdır.

Sodyum

Siyanür iyonu gibi ilişkili anyonunun toksik olabileceği durumlar dışında toksik değildir. Seramiklerde bulunan formlar zararsız olarak kabul edilir.

Kalay

Metalik ve inorganik kalay bileşikleri genellikle toksik değildir. Oral uygulamadan sonra sadece çözünür kalay tuzlarının emilimi sınırlıdır.

Titanyum

Düşük absorpsiyon oranı nedeniyle titanyum dioksit, yutma ve inhalasyon yoluyla ve ayrıca dermal ve subkutan yollar yoluyla asimile edildiğinde fizyolojik olarak inert kabul edilir. Titanyum metali ve tuzları, titanik asit dışında toksik değildir.

Çinko

Çinko toksisitesi nadirdir. İki günlük bir süre içinde 12 g'a kadar elementel çinko alan kişilerde bile hematolojik, hepatik veya renal toksisite belirtileri gözlenmemiştir.

Zirkonyum

Zirkonyum ve tuzları genellikle düşük sistemik toksisiteye sahiptir ve tolerans limitleri oldukça yüksektir (70).

2.3.5.Lekelenme ve Korozyon

Metaller doğada metalik veya nonmetalik elementler ile reaksiyona girerek kimyasal bileşikler oluştururlar. Açığa çıkan bileşikler korozyon ürünleri olarak adlandırılır. Bu korozyon ürünleri az miktarlarda kaldığında herhangi bir aşırı zarara sebep olmadığı için fark edilmeyebilir. Ancak bu miktar arttığında yalnızca estetik görüntüyü bozmaz, aynı zamanda alaşımın fiziksel özelliklerini bozarak zayıflama hatta kırılma ve parçalanmaya yol açar. Ağızda kullanılacak alaşımların yapıya zarar veremeyecek korozyon ürünlerinden oluşması istenmektedir (17).

Ağız ortamı korozyon ürünlerinin oluşması için oldukça uygundur. Ağız, tükürük nedeniyle ıslaktır ve alınan yiyecek içeceklerle ortamın hem pH'ı hem de sıcaklığı sık sık değişmektedir.

Lekelenme (tarnish) ve korozyon farklı davranışlardır. Klinik olarak her ikisini ayırmak zordur.

Lekelenme; oksit, sülfid gibi reaksiyon ürünlerinin ince yapışkan bir tabaka halinde metal yüzeyine yerleşmesiyle oluşan gözle görülebilir bir renk değişimidir. Restorasyon ve diş yüzeyinde basit bir birikme olarak tanımlanabilir. Bazı durumlarda bu tabakalar bir koruyucu gibi görev yapabilmektedir ancak genellikle korozyonun ilk basamağıdır. Lekelenmede yüzeyde erimeyen yığılmalar oluşurken, korozyonda yüzeyde bir madde kaybı söz konusudur.

Korozyonun meydana geliş mekanizması karmaşıktır. Burada iki reaksiyondan söz edilmektedir:

- Kimyasal korozyon
- Elektrokimyasal korozyon

Kimyasal korozyon, metallerin metalik olmayan elementler ile birleşmesi sonucunda görülen oksidasyon, halojenizasyon ve sülfirizasyon olaylarıdır. Elektrokimyasal korozyon için ise elektrik akımı geçişi ile meydana geldiği için iletken bir ortam gereklidir.

2.4.Tükürük ve İçeriği

Ağızdaki tükürük, genel anlamda tükürük bezi salgıları, dişeti oluğu sıvısı, hücresel atıklar ve mikroorganizmalardan oluşmaktadır. Berrak, hafif asidik mukoseröz eksokrin bir sekresyondur.

Günlük akış miktarı 500 ml ile 1.5 litre arasındadır (74). Normal pH'ı 6 – 7 arasında, hafif asidiktir. Akış hızına göre pH 5.3'ten 7.8'e kadar değişebilmektedir (74,75). Akış hızı arttıkça pH artmaktadır. Uyarımsız tükürük pH'ı asidik (<6.4) olduğu bildirilmiştir (76).

Tükürük kolay, non-invaziv ve ekonomik şekilde toplanabildiği için, klinik araştırmalarda plazmanın doğal bir “ultrafiltrat”ı olarak kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (76). Hasta ve hekim açısından uygun, yinelenbilir ve toplanma süresinin kontrol edilebilir olması, tükürüğün tanısal bir sıvı olarak tercih edilme nedenlerindedir. Aynı zamanda tüm ağız içi protetik restorasyonlar, direkt olarak tükürük ile ilişkidir. Bu nedenle çalışmada, ağız protezlerinden salınabilecek olan metal iyonlarının miktarlarının, alınan tükürük örneklerinden belirlenerek serum seviyeleri ile karşılaştırılması yapılacaktır.

Tablo 5 Tükürük ile Serumun karşılaştırmalı biyokimyasal yapıları(76)

| Analit | Tükürük | | | Ortalama |
|-----------------------------|----------|----------------|------------|---------------|
| | Ortalama | Standart Sapma | Aralık | Tükürük/Serum |
| Glukoz (mmol/l) | <0.1 | - | - | <0.03 |
| Protein, toplam (g/l) | <2 | - | - | <0.03 |
| Albumin (g/l) | <2 | - | - | <0.05 |
| Kreatinin (mmol/l) | <2 | - | - | <0.09 |
| Magnezyum, iyonize (mmol/l) | <0.1 | - | - | <0.2 |
| Sodyum (mmol/l) | 9 | 6 | 3-29 | 0.1 |
| Klor (mmol/l) | 16 | 6 | 0-27 | 0.2 |
| Magnezyum, total (mmol/l) | 0.22 | 0.11 | 0.08-0.56 | 0.3 |
| Kalsiyum, total (mmol/l) | 1.3 | 0.27 | 0.88-2.05 | 0.6 |
| Kalsiyum, iyonize (mmol/l) | 0.98 | 0.16 | 0.70-1.41 | 0.8 |
| Fosfor, inorganik (mmol/l) | 6.00 | 2.60 | 1.35-13.15 | 5.6 |
| Potasyum (mmol/l) | 21.5 | 5.7 | 6.4-36.6 | 5.8 |

2.5.Sıvılarda Madde ve Madde Miktarı Saptama Yöntemleri

A) Kimyasal Yöntemler

- Titrimetri
- Oksidimetri
- Çökeltme Yöntemleri
- Kompleksometri

B) Fiziksel Yöntemler

- Gravimetri
- Kalorimetri-Fotometri-Spektrofotometri
- Nefelometri-Türbidimetri
- Refraktometri
- Polarimetri
- Gazometri
- Fluorometri
- Elektroforez
- Kromatografi
- Elektrokemistri-ISE
- İmmünokimyasal Yöntemler
- Otoanaliz

Spektrofotometri, bu analiz yöntemleri arasında en hızlı ve en kolay uygulanabilen yöntemlerden biridir (77).

2.6.Spektrofotometrik Yöntemler

- Ultraviyole Görünür Bölge Absorbsiyon Spektroskopisi
- Floresans ve Fosforesans Spektroskopisi
- Atomik Absorbsiyon Spektroskopisi
- Atomik Emisyon ve Atomik Floresans Spektroskopisi
- Kızılötesi Spektroskopisi
- Nükleer Manyetik Rezonans (NMR) Spektroskopisi
- Kütle Spektrometrisi

2.6.1.Kütle Spektrometrisi

Kütle spektrometri yönteminde, iyonlar gaz fazındaki atomlardan veya moleküllerden oluşur ve bu iyonlar birbirinden ayrılır ve kaydedilir. Bir maddenin kütle spektrumunu elde etmek için önce gaz fazına geçirilmeli ve daha sonra iyonize edilmelidir. Numune ilk önce vakum altında tutulan kütle spektrometresinin giriş kısmına gönderilir ve madde gaz fazında değilse, ısıtılır ve gaz fazına geçirilir. Gazlaştırılmış maddenin molekülleri, iyonizasyon bölgesine ince bir delikten difüzyon yoluyla sızar (77).

2.6.2.Endüktif Eşleşmiş Plazma – Kütle Spektrometrisi (ICP-MS)

ICP-MS (Endüktif Olarak Bağlı Plazma - Kütle Spektrometresi), katı ve sıvı numunelerde çok sayıda elementin hızlı, ucuz, hassas ve doğru, kalitatif, kantitatif veya yarı kantitatif ölçümüne izin veren yüksek teknolojili bir analiz tekniğidir. Kütle spektrometri yönteminde, iyonlar gaz fazındaki atomlardan veya moleküllerden oluşur ve bu iyonlar birbirinden ayrılır ve kaydedilir.

Teknik, örneğin elektromanyetik indüksiyonla 10,000 Kelvin sıcaklığa getirilen argon plazmasıyla iyonizasyonunu, iyonize elementlerin kütle spektrometrisi ile ayrılmasını ve elektron çoklayıcı bir detektör ile element konsantrasyonlarının ölçülmesini içerir. Bir maddenin kütle spektrumunu elde etmek için önce gaz fazına geçirilmeli ve daha sonra iyonize edilmelidir.

Numune ilk önce vakum altında tutulan kütle spektrometresinin giriş kısmına gönderilir ve madde gaz fazında değilse, ısıtılır ve gaz fazına geçirilir. Gazlaştırılmış maddenin molekülleri, iyonlaşma bölgesine ince bir delikten difüzyon yoluyla sızar. Kütle spektrometresindeki iyonlaştırma bölgesinde elde edilen iyonlar, elektrik yüklü plakalara doğru çekilerek hızlandırılır ve kütle ayırıcısına gönderilir. Kütle spektrometresindeki kütle ayırıcısından geçen iyonlar dedektör tarafından tespit edilir.

Dedektörde, iletken bir kap spektrometrenin diğer kısımlarına göre negatif bir potansiyelde tutulur, böylece bu kaba çekilen pozitif yüklü iyonlar elektrik akımı üretir. Kütle spektrometresinde, belirli koşullar altında elde edilen parçalanma ürünlerini içeren kütle spektrumu, aynı koşullar altında elde edilen spektrumlarla karşılaştırılır ve molekülün kalitatif analizi gerçekleştirilir.

Kütle spektrumunda ölçülen en şiddetli yükseltiye "temel yükselti" denir ve parçalanma ürünlerindeki en kararlı iyona aittir. Diğer piklerin bağıl şiddetleri bu pik değerine göre hesaplanır. Bu yöntem ayrıca, kütle spektrometresinde gözlemlenen yükseltelerin yüksekliği, numunedeki maddenin konsantrasyonu ile doğru orantılı olduğundan kantitatif analiz için de kullanılır. Bu yöntemle kantitatif analiz, 10^{-9} - 10^{-6} g gibi çok az örnek miktarı ve büyük bir hassasiyetle yapılır. Örnekteki tüm elementlerin konsantrasyonları 1 ila 2 dakika arasında değişen çok kısa bir sürede ölçülür.

2.7.Ölçülen Elementler ve Ölçüm Sınırları

ICP-MS ile yapılan kantitatif analizde, birçok element için ölçüm limiti ppb (mikrogram / kilogram) ve altı düzeydedir. Uygun koşullar altında ppt (nanogram / kilogram) düzeyindeki konsantrasyonlar da güvenilir bir şekilde belirlenebilir. Kantitatif analizde, element konsantrasyonları yüksek saflıkta "NIST Traceable" kalibrasyon standartları kullanılarak belirlenir. Bu ölçümlerdeki doğruluk, ölçülen değerlerin $\pm\%$ 5'i kadardır. Kalitatif analizde, numune bileşimindeki elementler kesin olarak belirlenir. Konsantrasyon değerleri, kalibrasyon standardı olmayan elemanlar için yarı kantitatif olarak belirlenebilir. Bu ölçümlerdeki doğruluk, ölçülen değerlerin $\pm\%$ 30'u kadardır.

ICP-MS ile yaklaşık 80 elementin konsantrasyonu belirlenebilir. ICP-MS laboratuvarlarının mevcut kalibrasyon standartları ile kantitatif olarak ölçülebilen eleman sayısı rutin uygulamada 68'dir. Bu sayı, konsantrasyonu altı ayda bir belirlenen elementlerle 79 element içerecek şekilde genişletilebilir. Genel olarak, İç Standart öğelerinin 3 ila 5'i nicel analiz kapsamından çıkarılır.

Bu çalışmada, söz edilen güncel yöntemlerden faydalanılarak ağız protezleri tarafından tükürüğe salınan iyon miktarları ölçülerek, farklı parametrelere göre değişimlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

3.GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda farklı restorasyonların tükürüğe saldığı iyon miktarlarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

3.1.Hasta Seçimi ve Grupların Oluşturulması

Sistemik hastalığı olmayan, sigara ve alkol kullanmayan, ağız hijyeni iyi ve hiçbir oral restorasyonu bulunmayan 14 gönüllü katılımcı kontrol grubu olarak seçilmiştir.

Sistemik hastalığı olmayan, sigara kullanmayan, ağız hijyeni iyi, metal seramik restorasyon kullanan 84 katılımcıdan, tam seramik restorasyon kullanan 21 katılımcıdan ve metal iskeletli hareketli bölümlü protez kullanan 30 katılımcıdan tükürük örnekler toplanmıştır. Metal Seramik için 3 ile 9 üye arasında, Tam seramik Kullanan için 2 ile 6 üye arasında restorasyona sahip hastalar seçilmiştir. Hareketli Bölümlü Protez Grubu için ise üst palatal bant, üst u plak veya alt lingual plak hastaları seçilmiştir.

Hiçbir restorasyona sahip olmayan gönüllüler Kontrol Grubu (K), metal seramik restorasyon kullanan gönüllüler Metal Seramik Grubu (MS), tam seramik restorasyon kullanan gönüllüler Tam Seramik Grubu (TS), Hareketli bölümlü protez kullanan gönüllüler Hareketli Bölümlü Grubu (HBP) olmak üzere toplam 4 adet grup oluşturulmuştur.

Tablo 6: Çalışma Grupları ve Katılımcı Sayıları

| Oluşturulan Gruplar | Grup Simgesi | Katılımcı Sayısı |
|-------------------------|--------------|------------------|
| Kontrol Grubu | K | 14 |
| Metal Seramik Grubu | MS | 84 |
| Hareketli Bölümlü Grubu | HBP | 30 |
| Tam Seramik Grubu | TS | 21 |

3.2.Tükürük Örneklerinin Toplanması

Doğru numune toplama ve analizi için temizlenmiş polipropilen eppendorf tüpler kullanılmıştır. Tükürük kompozisyonundaki değişkenliği en aza indirmek için uyarılmamış tükürük sabah 9:00 ile 12:00 arasında toplanmıştır. Tüm gönüllü katılımcılardan, numune alımından önce en az 1 saat boyunca çiğneme, içme, diş fırçalama gibi oral aktivitelerden kaçınmaları istenmiştir. Tükürük örnekleri serbest akış halinde 15 ml'lik eppendorf tüplere toplanmıştır. Bu prosedür, katılımcı başına 5-10 ml tükürük elde etmek için yaklaşık 2-10 dakika süreyle gerçekleştirilmiştir. Hastalardan gerekli bilgiler alınarak, gönüllü onam formu doldurulup imzalatılmıştır. Toplanan tükürük örnekleri 30 dakika boyunca oda sıcaklığında dinlendirildikten sonra öncelikle pH metre (: Mettler Toledo – S213) ile pH ölçümü yapılmıştır. Her bir numune mevcut katı maddelerin çökmesi için 1000 rpm hızda 5 dakika santrifüj (WiseSpin–CF10) edilmiştir. Daha sonra mikropipet yardımı ile plastik tüplerin içerisine 1mL alınarak 5 mL'ye %2'lik HNO₃ (Ultrapur 60%, Merck) ile tamamlanmıştır. Her bir numune vortex (Velp – Classic) yardımı ile karıştırılarak homojen olması sağlanmış ve ICP-MS cihazına analiz için verilmiştir.

3.3.Element Analizi

Tükürük numunelerindeki eser metal konsantrasyonları ICP-MS cihazı (Agilent-7800) ile ölçülmüştür. Üretici tarafından tabloda gösterilen, önerilen parametreler kullanılmıştır. Her test numunesi aynı şekilde üç kez analiz edilmiştir.

Tablo 7: ICP-MS cihaz parametreleri

| ICP-MS parameter | Value |
|--------------------------|---|
| RF power | 1500 W |
| RF matching | 1.67 V |
| S/C temperature | 2 °C |
| Sample Depth | 8.1 mm |
| Carrier gas flow rate | 0.85 L/min |
| Make up gas flow rate | 0.21 L/min |
| Nebulizer Pump flow rate | 0.10 rps |
| Internal standards | ⁶ Li, ⁴⁵ Sc, ⁷² Ge, ⁸⁹ Y, ¹¹⁵ In, ¹⁵⁹ Tb, ²⁰⁹ Bi |
| Tuning solvent | ⁷ Li, ⁸⁹ Y, ²⁰⁵ Tl |

Çalışmamız İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. ICP-MS Tükürük Analizleri İzmir Katip Çelebi Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

3.4.İstatistiksel Analiz

Veriler IBM SPSS Statistics Standard Concurrent User V 26 (IBM Corp., Armonk, New York, ABD) ve Amos V23 (Chicago: IBM SPSS). istatistik paket programlarında değerlendirilmiştir. Tanımlayıcı istatistikler birim sayısı (n), yüzde (%), ortalama \pm standart sapma, medyan (M), interquartile range (IQR), minimum (min) ve maximum (max) değerleri olarak verilmiştir. Sayısal değişkenlere ait verilerin normal dağılımı Shapiro Wilk normallik testi ile değerlendirilmiştir. Varyansların homojenliği Levene testi ile test edilmiştir. pH ve Protez Süresi değerleri ile iyon değerleri arasındaki ilişki Spearman korelasyon analizi ile değerlendirilmiştir. İki grup karşılaştırmaları normal dağılım gösteren değişkenlerde bağımsız iki örnek t testi, normal dağılım göstermeyen değişkenlerde Mann-Whitney U testi ile yapılmıştır. Tam seramik alt gruplarının ve tüm grupların iyon değerleri karşılaştırılması Kruskal-Wallis H testi, çoklu karşılaştırmalar ise Dunn-Bonferroni testi ile yapılmıştır. $p < 0.05$ değeri istatistiksel olarak önemli kabul edilmiştir.

4.BULGULAR

Tablo 8: Grupların Tanımlayıcı Özellikleri

| | Gruplar | | | |
|------------------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| | Kontrol n=14 | MS n=84 | HBP n=30 | TS n=21 |
| Cinsiyet, n (%) | | | | |
| Kadın | 9 (64,3) | 51 (60,7) | 13 (43,3) | 14 (66,7) |
| Erkek | 5 (35,7) | 33 (39,3) | 17 (56,7) | 7 (33,3) |
| Yaş, (yıl) | | | | |
| $\bar{x}\pm ss$ | 28,1 \pm 1,7 | 54,1 \pm 12,5 | 65,9 \pm 9,1 | 36,8 \pm 11,9 |
| M (min-max) | 29,0 (25,0-30,0) | 57,0 (20,0-80,0) | 65,0 (47,0-85,0) | 31,0 (24,0-59,0) |
| Protez Süresi | | | | |
| $\bar{x}\pm ss$ | - | 65,7 \pm 69,4 | 57,0 \pm 64,5 | 46,2 \pm 36,2 |
| M (min-max) | - | 36,0 (1,0-300,0) | 36,0 (1,0-276,0) | 32,0 (1,0-120,0) |

\bar{x} : Ortalama, ss : Standart sapma, M : Medyan, min : minimum, max : maximum

Tablo 8'e göre çalışmada kontrol grubunda 14, metal seramik grubunda 84, HBP grubunda 30 ve tam seramik grubunda 21 katılımcı yer almıştır. Kontrol grubundakilerin 9'u (%64,3), MS grubundakilerin 51'i (%60,7), HBP grubundakilerin 13'ü (%43,3) ve TS grubundakilerin 14'ü (%66,7) kadındır. Çalışmadaki katılımcıların yaşları 20 ile 85 yıl arasındadır. Medyan yaş kontrol grubunda 29, MS grubunda 57, HBP grubunda 65 ve TS grubunda 31 yıldır.

4.1.Metal Seramik Grubu

Çalışmamızda Metal Seramik Grubunun pH değerleri ve protetik restorasyonu kullanma süresi ile iyon değerleri arasındaki ilişki incelendiğinde, Cr ve Y iyonları ile pH değerleri arasında istatistiksel olarak zayıf düzeyde pozitif korelasyon bulunduğu görülmektedir. Diğer iyonlarla pH değeri ve protetik restorasyon kullanım süresi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır.

Tablo 9: Metal Seramik Grubu İstatistikleri ve İyon Değerlerinin PH ve Protez Süresi ile ilişkisi

| İyon | İstatistikler | | | | | Korelasyon Analizleri | | | |
|---------------|---------------|-----------|----------|------------|------------|-----------------------|--------------|---------------|----------|
| | | | | | | pH | | Protez Süresi | |
| | \bar{x} | <i>ss</i> | <i>M</i> | <i>min</i> | <i>max</i> | <i>rho</i> | <i>p</i> | <i>rho</i> | <i>p</i> |
| Si | 3,11 | 6,42 | 1,47 | 0,00 | 52,24 | -0,177 | 0,108 | -0,130 | 0,237 |
| Cr | 0,80 | 1,05 | 0,53 | 0,08 | 7,49 | 0,249 | 0,022 | 0,183 | 0,096 |
| Mn | 22,90 | 52,33 | 7,47 | 0,63 | 309,81 | -0,057 | 0,608 | 0,086 | 0,436 |
| Fe | 90,96 | 156,31 | 43,11 | 4,90 | 898,32 | -0,002 | 0,986 | -0,006 | 0,955 |
| Co | 3,06 | 22,53 | 0,00 | 0,00 | 205,80 | 0,117 | 0,289 | -0,133 | 0,229 |
| Ni | 16,88 | 48,70 | 4,82 | 0,38 | 426,62 | 0,145 | 0,189 | 0,040 | 0,719 |
| Y | 0,02 | 0,03 | 0,02 | 0,00 | 0,18 | 0,279 | 0,011 | 0,042 | 0,706 |
| Zr | 0,35 | 1,12 | 0,09 | 0,00 | 7,67 | 0,033 | 0,765 | 0,077 | 0,488 |
| Toplam | 138,07 | 193,25 | 62,43 | 9,95 | 974,45 | 0,016 | 0,882 | 0,012 | 0,916 |
| pH | 7,12 | 0,34 | 7,08 | 6,35 | 8,48 | | | | |
| Protez Süresi | 65,71 | 69,39 | 36,00 | 1,00 | 300,00 | | | | |

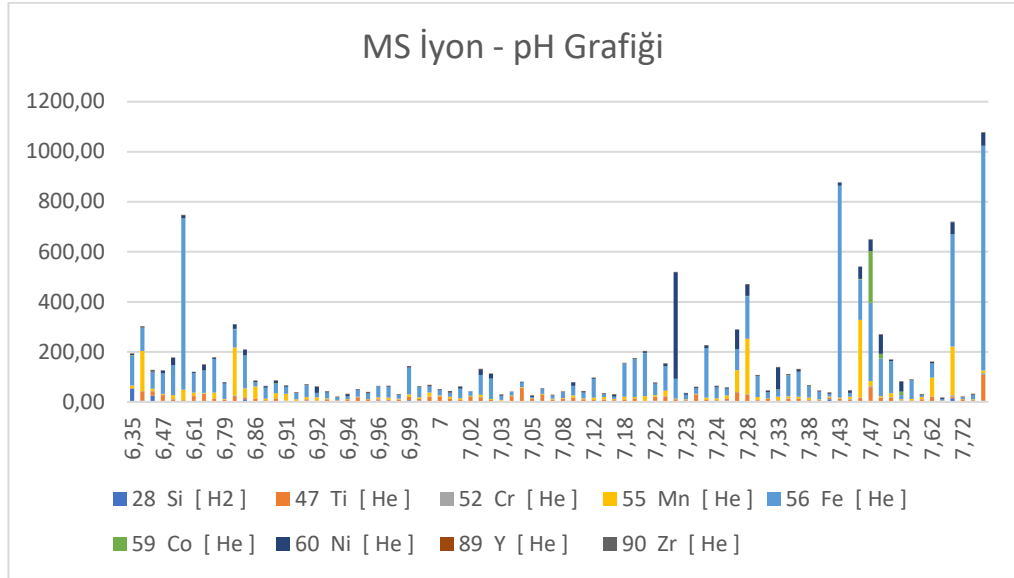
\bar{x} : Ortalama, *ss*: Standart sapma, *M*: Medyan, *min*: minimum, *max*: maximum, *rho*: Spearman korelasyon katsayısı

Tablo 10'a göre metal seramik grubunda pH değeri 7'den küçük olan hastalarla pH değeri 7'den büyük hastaların iyon düzeyleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda MS grubunun toplam iyon sayısı ile pH değeri için yapılan grafik incelendiğinde, nötr pH olan 7'den uzaklaştıkça toplam iyon değerlerinde sayısal bir artış olduğu görülmektedir. Tükürük pH'ı asidik veya bazik oldukça, iyon salınım miktarı artmaktadır.

Tablo 10: Metal Seramik Grubu İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması

| İyon | pH | | | | Test İstatistikleri | |
|--------|------------|-------|------------|-------|---------------------|-------|
| | <7 n=55 | | >7 n=29 | | z | p |
| | M | IQR | M | IQR | | |
| Si | 0,77 | 0,95 | 1,14 | 2,74 | 1,905 | 0,057 |
| Cr | 0,34 | 0,34 | 0,31 | 0,30 | 1,139 | 0,255 |
| Mn | 3,02 | 4,23 | 3,47 | 13,47 | 0,922 | 0,357 |
| Fe | 17,10 | 59,98 | 23,96 | 46,83 | 0,626 | 0,532 |
| Co | 0,00 | 0,00 | 0,00 | 0,01 | 0,476 | 0,634 |
| Ni | 2,66 | 8,13 | 1,83 | 6,16 | 0,597 | 0,550 |
| Y | 0,01 | 0,01 | 0,01 | 0,01 | 1,515 | 0,130 |
| Zr | 0,04 | 0,14 | 0,06 | 0,05 | 0,320 | 0,749 |
| Toplam | 27,98 | 87,03 | 46,16 | 75,46 | 0,691 | 0,489 |

M: Medyan, IQR: Kartiller arası uzaklık, z: Mann-Whitney U testi



4.2.Hareketli Bölümlü Protez Grubu

Tablo 11: HBP Grubu İstatistikleri ve İyon Değerlerinin PH ve Protez Süresi ile ilişkisi

| İyon | İstatistikler | | | | | Korelasyon Analizleri | | | |
|---------------|---------------|-----------|----------|------------|------------|-----------------------|----------|---------------|----------|
| | | | | | | pH | | Protez Süresi | |
| | \bar{x} | <i>ss</i> | <i>M</i> | <i>min</i> | <i>max</i> | <i>rho</i> | <i>p</i> | <i>rho</i> | <i>p</i> |
| Al | 48,14 | 79,15 | 20,51 | 0,00 | 406,83 | 0,207 | 0,272 | -0,048 | 0,800 |
| Ti | 14,61 | 11,95 | 10,48 | 2,59 | 53,46 | 0,030 | 0,875 | 0,002 | 0,990 |
| Cr | 1,50 | 1,99 | 0,81 | 0,16 | 10,70 | 0,168 | 0,373 | 0,221 | 0,241 |
| Mn | 47,05 | 142,56 | 7,12 | 1,61 | 759,76 | -0,259 | 0,168 | 0,177 | 0,349 |
| Fe | 88,83 | 85,26 | 65,09 | 10,93 | 422,33 | -0,193 | 0,306 | -0,048 | 0,800 |
| Co | 15,66 | 42,50 | 0,01 | 0,00 | 172,05 | -0,329 | 0,075 | -0,201 | 0,287 |
| Ni | 27,48 | 106,53 | 4,35 | 0,00 | 589,67 | -0,264 | 0,158 | 0,192 | 0,311 |
| Y | 0,04 | 0,09 | 0,02 | 0,00 | 0,49 | 0,029 | 0,880 | -0,140 | 0,459 |
| Zr | 0,40 | 1,12 | 0,15 | 0,00 | 6,16 | 0,209 | 0,267 | -0,047 | 0,804 |
| Toplam | 243,71 | 270,70 | 159,63 | 29,84 | 1217,43 | -0,179 | 0,344 | 0,158 | 0,403 |
| pH | 7,13 | 0,44 | 7,19 | 6,04 | 8,01 | | | | |
| Protez Süresi | 57,00 | 64,49 | 36,00 | 1,00 | 276,00 | | | | |

\bar{x} : Ortalama, *ss*: Standart sapma, *M*: Medyan, *min*: minimum, *max*: maximum, *rho*: Spearman korelasyon katsayısı

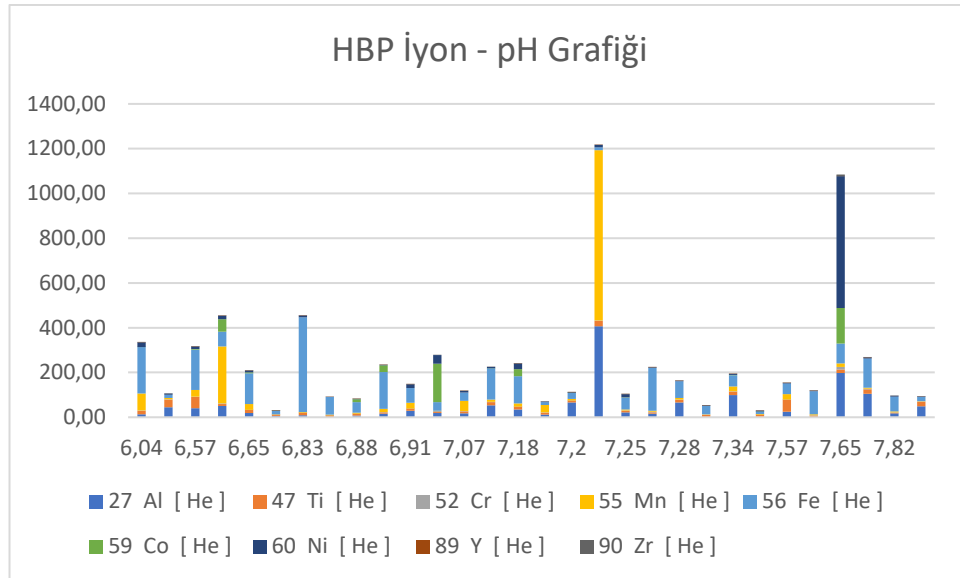
Tablo 11'e göre HBP grubunda pH düzeyi iyonlar arasındaki ilişki katsayıları istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır.

Tablo 12'ye göre HBP grubunda pH değeri 7'den küçük olan hastalarla pH değeri 7'den büyük hastaların iyon düzeyleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda HBP grubunun toplam iyon sayısı ile pH değeri için yapılan grafik incelendiğinde, nötr pH olan 7'den uzaklaştıkça toplam iyon değerlerinde sayısal bir artış olduğu ve maksimum iyon salınımlarının her zaman asidik ya da bazik tükürükte gerçekleştiği görülmektedir.

Tablo 12: HBP Seramik Grubu İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması

| İyon | pH | | | | Test İstatistikleri | |
|--------|------------|--------|------------|--------|---------------------|-------|
| | <7 n=11 | | >7 n=19 | | z | p |
| | M | IQR | M | IQR | | |
| Al | 16,16 | 33,71 | 25,01 | 49,56 | 1,485 | 0,137 |
| Ti | 10,10 | 8,08 | 10,79 | 7,78 | 0,108 | 0,914 |
| Cr | 0,59 | 1,56 | 0,84 | 1,17 | 1,399 | 0,162 |
| Mn | 14,36 | 26,45 | 6,63 | 19,46 | 0,624 | 0,533 |
| Fe | 80,73 | 133,31 | 50,04 | 75,53 | 1,485 | 0,138 |
| Co | 0,96 | 12,14 | 0,00 | 0,74 | 1,173 | 0,241 |
| Ni | 8,64 | 14,03 | 3,93 | 8,02 | 0,495 | 0,621 |
| Y | 0,02 | 0,03 | 0,02 | 0,2 | 0,569 | 0,570 |
| Zr | 0,08 | 0,18 | 0,20 | 0,44 | 1,275 | 0,202 |
| Toplam | 210,05 | 242,81 | 154,78 | 144,55 | 0,495 | 0,621 |

M: Medyan, IQR: Kartiller arası uzaklık, z: Mann-Whitney U testi



Şekil 2 HBP İyon - pH Grafiği

Çalışmamızda hareketli bölümlü protez kullanan hastaların kullanım alışkanlıkları da incelenmiştir. Gönüllülerin gece protezlerini çıkarıp çıkarmadığı da incelenmiş ve iyon salınımı açısından grafikte görüldüğü üzere anlamlı bir korelasyon bulunmuştur. Protezlerini gece çıkaran hastalarda toplam ve ortalama iyon miktarı,

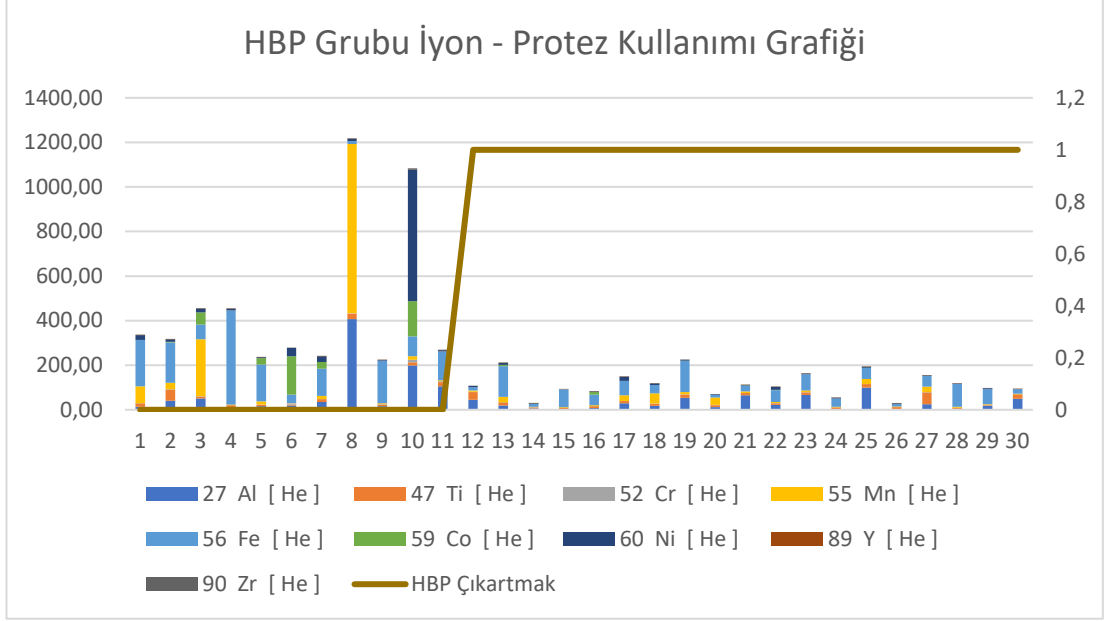
çıkarmayan hastalara kıyasla çok daha az bulunmuştur. Gece çıkarmayan grubun en az iyon salınımına sahip hastanın toplam iyon değeri, gece çıkaran grubun en fazla iyon salınımına sahip hastanın toplam iyon değerinden yüksek bulunmuştur.

Tablo 13'e göre HBP çıkartma yapılanlarda Cr, Fe, Ni, Y ve toplam iyon değerleri istatistiksel olarak yapılmayanlardan düşüktür. Diğer iyonlar gruplarda istatistiksel olarak benzerdir.

Tablo 13 HBP Çıkartma Gruplarına Göre İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması

| İyon | HBP Çıkartma | | | | Test İstatistikleri | |
|--------|---------------|---------|--------------|--------|---------------------|------------------|
| | Hayır n=11 | | Evet n=19 | | z | p |
| | M | IQR | M | IQR | | |
| Al | 35,38 | 88,50 | 19,67 | 42,79 | 1,270 | 0,216 |
| Ti | 12,20 | 13,32 | 10,10 | 6,62 | 0,581 | 0,582 |
| Cr | 2,24 | 2,94 | 0,70 | 0,66 | 3,077 | 0,001 |
| Mn | 14,36 | 71,98 | 5,90 | 20,92 | 1,054 | 0,307 |
| Fe | 129,65 | 125,54 | 47,71 | 52,79 | 2,776 | 0,005 |
| Co | 2,31 | 55,57 | 0,00 | 0,32 | 2,093 | 0,052 |
| Ni | 11,03 | 20,06 | 3,10 | 3,35 | 3,077 | 0,001 |
| Y | 0,05 | 0,05 | 0,01 | 0,01 | 3,697 | <0,001 |
| Zr | 0,16 | 0,26 | 0,14 | 0,37 | 0,367 | 0,735 |
| Toplam | 316,39 | 213,490 | 106,27 | 72,410 | 4,454 | <0,001 |

M: Medyan, IQR: Kartiller arası uzaklık, z: Mann-Whitney U testi

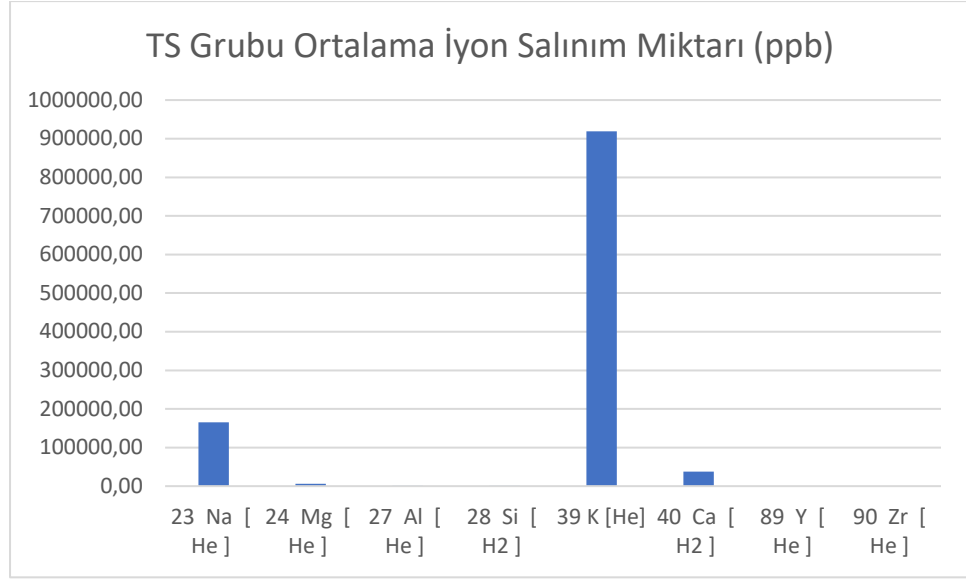


Şekil 3: HBP Grubu İyon - Protez Kullanım Aışkanlığı Grafiği

Tablo 14: HBP Kullanım Aışkanlığı ile Matematiksel Ortalama İyon Değerleri

| HBP Kullanımı | Ortalama İyon Değerleri |
|----------------|-------------------------|
| Çıkartanlar | 115,91 |
| Çıkartmayanlar | 464,46 |

4.3.Tam Seramik Grubu



Şekil 4: TS Grubu Ortalama İyon Salınım Miktarı (ppb)

Şekil 4'e göre, tam seramik grubunda en çok potasyum, daha sonra sodyum ve kalsiyum salınımı yapılmaktadır.

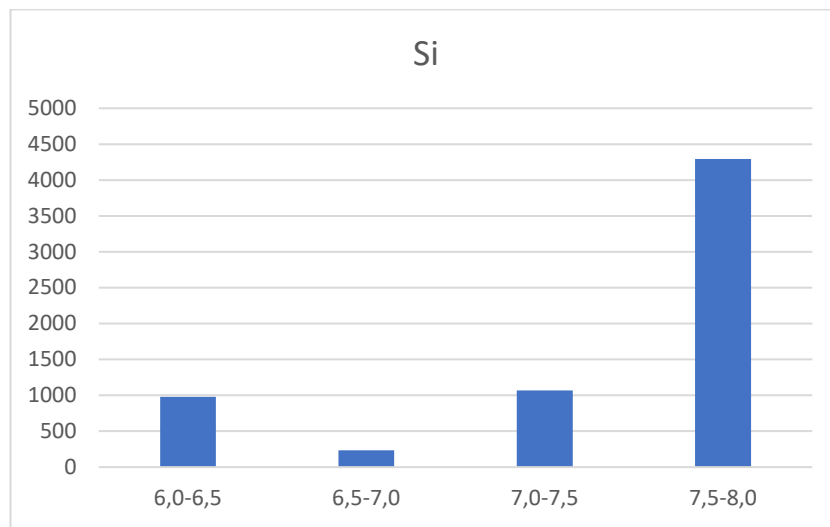
Tablo 15'e göre tam seramik grubunda Si ile pH düzeyleri arasında istatistiksel olarak orta düzey pozitif korelasyon bulunmaktadır. Si iyonu – pH değeri grafiğinden de görüleceği üzere, pH arttıkça Si salınımı artmakta ve yapılan çalışmalar ile tutarlılık sağlamaktadır.

Al ve Ca ile pH değerleri arasında istatistiksel olarak orta düzey negatif korelasyon bulunmaktadır. Y ile Protez Süresi arasında istatistiksel olarak orta düzey negatif korelasyon bulunmaktadır. Diğer ilişki katsayıları istatistiksel olarak önemli değildir.

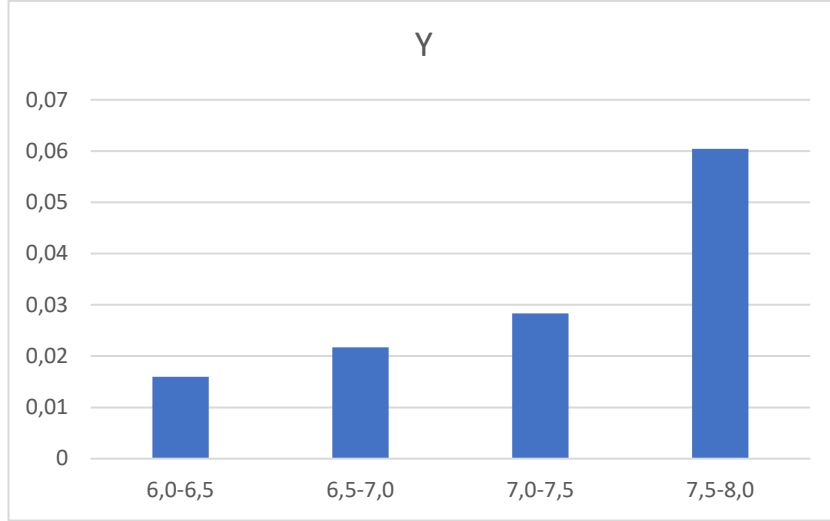
Tablo 15: Tam Seramik Grubu İstatistikleri ve İyon Değerlerinin PH ve Protez Süresi ile ilişkisi

| İyon | İstatistikler | | | | | Korelasyon Analizleri | | | |
|---------------|---------------|-----------|-----------|-----------|------------|-----------------------|--------------|---------------|--------------|
| | \bar{x} | ss | M | min | max | pH | | Protez Süresi | |
| | | | | | | rho | p | rho | p |
| Na | 165348,36 | 121802,09 | 120347,23 | 20122,90 | 542569,12 | -0,079 | 0,733 | -0,311 | 0,170 |
| Mg | 5847,15 | 5904,13 | 4088,34 | 1762,57 | 29036,59 | -0,280 | 0,219 | 0,256 | 0,263 |
| Al | 7,45 | 10,73 | 3,59 | 0,00 | 42,45 | -0,463 | 0,034 | -0,185 | 0,423 |
| Si | 1486,06 | 2551,54 | 537,71 | 0,00 | 1059,00 | 0,429 | 0,049 | -0,221 | 0,336 |
| K | 919383,50 | 189142,48 | 877489,54 | 695180,41 | 1555241,00 | 0,169 | 0,464 | -0,105 | 0,650 |
| Ca | 37592,36 | 17574,97 | 35272,38 | 16140,82 | 81503,70 | -0,437 | 0,047 | 0,368 | 0,101 |
| Y | 0,03 | 0,04 | 0,02 | 0,00 | 0,13 | 0,367 | 0,102 | -0,465 | 0,034 |
| Zr | 0,15 | 0,16 | 0,10 | 0,00 | 0,65 | -0,231 | 0,313 | -0,287 | 0,207 |
| Toplam | 208789,05 | 125069,69 | 159631,48 | 51220,77 | 598279,40 | 0,136 | 0,555 | -0,151 | 0,513 |
| pH | 7,27 | 0,39 | 7,25 | 6,31 | 8,09 | | | | |
| Protez Süresi | 46,23 | 36,21 | 32,00 | 1,00 | 120,00 | | | | |

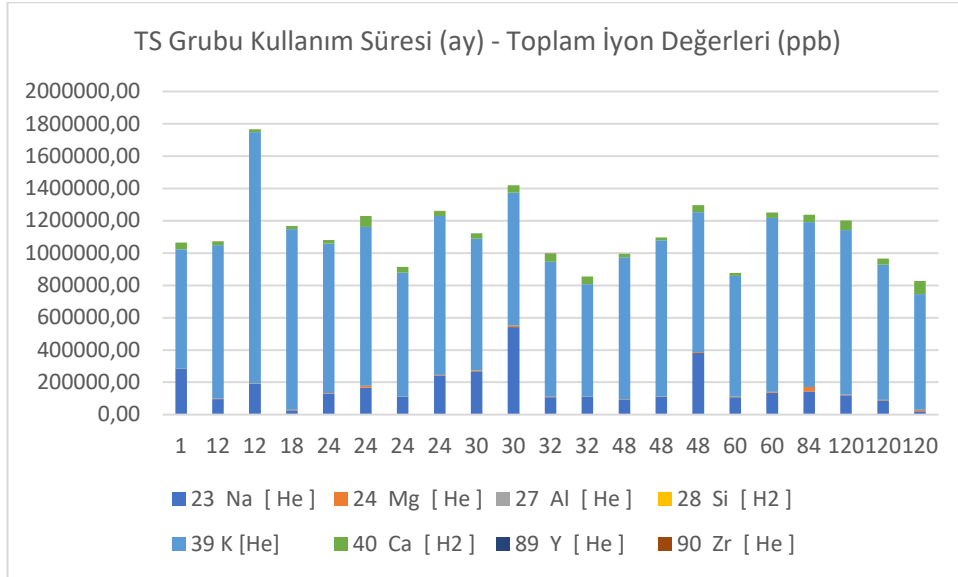
\bar{x} : Ortalama, ss: Standart sapma, M: Medyan, min: minimum, max: maximum, rho: Spearman korelasyon katsayısı



Şekil 5: Si - pH Değeri Grafiği



Şekil 6: Y – pH Değeri Grafiği



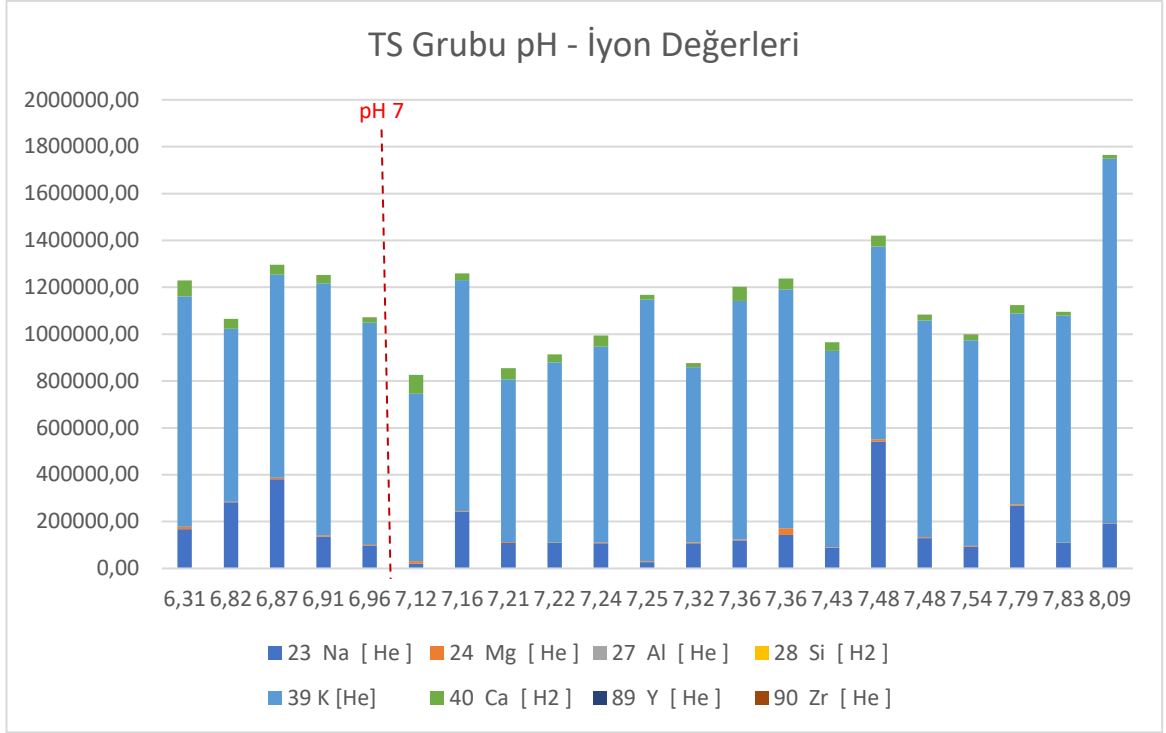
Şekil 7: TS Grubu Kullanım Süresi (ay)-Toplam İyon Değerleri Grafiği

Tablo 16'ya göre tam seramik grubunda pH değeri 7'den küçük olan hastalarla pH değeri 7'den büyük hastaların iyon düzeyleri arasındaki farklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Çalışmamızda TS grubunun toplam iyon sayısı ile pH değeri için yapılan grafik incelendiğinde, maksimum iyon salınımının sırasıyla pH 8.1 ve 7.5 değerlerinde, minimum iyon salınımının sırasıyla 7.1 ve 7.2 değerlerinde elde edildiği gözlenmiştir. Diğer pH'larda birbirine yakın değerler elde edilmiştir.

Tablo 16: Tam Seramik Grubu İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması

| İyon | pH | | | | Test İstatistikleri | |
|--------|-----------|-----------|------------|-----------|---------------------|-------|
| | <7 n=5 | | >7 n=16 | | z | p |
| | M | IQR | M | IQR | | |
| Na | 167263,59 | 215318,21 | 109655,11 | 83118,65 | 1,404 | 0,179 |
| Mg | 4965,28 | 5665,70 | 4035,18 | 2380,88 | 0,991 | 0,354 |
| Al | 5,80 | 17,52 | 1,68 | 10,73 | 1,086 | 0,313 |
| Si | 152,70 | 810,64 | 577,24 | 1766,80 | 1,033 | 0,313 |
| K | 949157,80 | 226555,08 | 857006,32 | 230828,77 | 0,413 | 0,719 |
| Ca | 41366,41 | 26871,91 | 34828,11 | 26247,71 | 0,661 | 0,548 |
| Y | 0,02 | 0,02 | 0,03 | 0,04 | 0,292 | 0,780 |
| Zr | 0,14 | 0,36 | 0,08 | 0,17 | 0,455 | 0,660 |
| Toplam | 246186,62 | 228830,47 | 157817,96 | 88413,30 | 0,248 | 0,842 |

M: Medyan, IQR: Kartiller arası uzaklık, z: Mann-Whitney U testi



Şekil 8: TS Grubu için pH - İyon Değerli Grafiği (ppb)

Tablo 17: Tam Seramik Alt Grupları İyon Değerlerinin PH değerine göre karşılaştırılması

| İyon | Tam Seramik Materyali | | | | | | Test İstatistikleri | |
|--------|-----------------------|-----------|------------------------|-----------|------------------------------|-----------|---------------------|--------------|
| | Feldspatik (F) n=6 | | Zirkonya (Zr) n=9 | | Lityum Disilikat (Ls) n=6 | | H | p |
| | M | IQR | M | IQR | M | IQR | | |
| Na | 97879,21 ^a | 86948,51 | 110106,02 ^a | 37719,49 | 275451,33 ^b | 191812,23 | 14,120 | 0,001 |
| Mg | 4025,62 | 2862,11 | 4097,65 | 5343,67 | 4717,91 | 5019,58 | 0,216 | 0,897 |
| Al | 7,86 | 20,81 | 2,27 | 10,55 | 3,38 | 9,12 | 1,690 | 0,430 |
| Si | 117,95 ^a | 363,38 | 616,77 ^{ab} | 979,15 | 1885,30 ^b | 4271,37 | 7,954 | 0,019 |
| K | 835875,76 | 332794,70 | 949157,80 | 178878,11 | 843994,47 | 331359,86 | 0,805 | 0,669 |
| Ca | 47757,37 | 32020,17 | 22642,35 | 21455,60 | 38217,66 | 17060,19 | 3,908 | 0,142 |
| Y | 0,02 | 0,03 | 0,02 | 0,04 | 0,05 | 0,10 | 4,570 | 0,102 |
| Zr | 0,05 | 0,14 | 0,18 | 0,28 | 0,07 | 0,17 | 3,563 | 0,168 |
| Toplam | 980333,67 | 405987,39 | 1081480,47 | 278080,53 | 1277919,48 | 461602,22 | 3,540 | 0,170 |

M: Medyan, IQR: Kartiller arası uzaklık, H: Kruskal Wallis testi, a ve b üst simgeleri gruplar arası farklılığı göstermektedir. Aynı harflerin yer aldığı gruplar istatistiksel olarak benzerdir.

Tablo 17'ye göre Na değerleri tam seramik alt gruplarında istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($p=0,001$). Ls grubu Na değerleri istatistiksel olarak F ve Z grubu Na değerlerinden yüksektir. F ve Z grubu Na değerleri istatistiksel olarak benzerdir.

Si değerleri tam seramik alt gruplarında istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($p=0,019$). Ls grubu Si değerleri istatistiksel olarak F grubu Si değerlerinden yüksektir. Zr grubu Si değerleri diğer iki gruba istatistiksel olarak benzerdir.

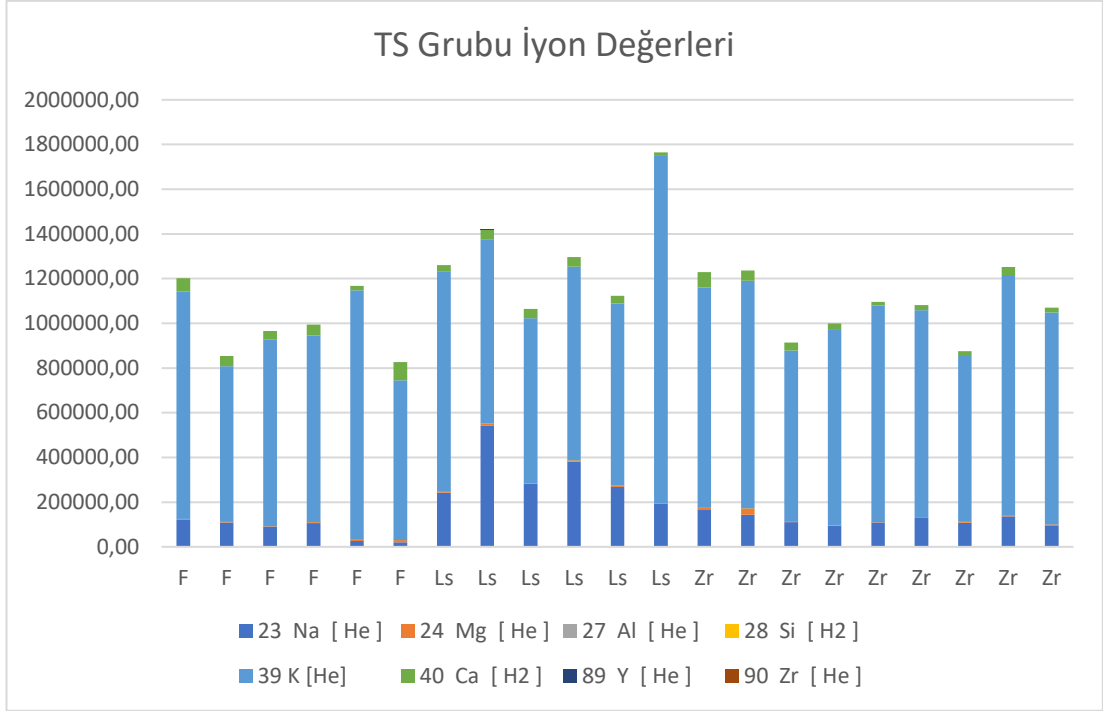
Diğer iyonlarda gruplar arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli değildir.

Tablo 18: TS Alt Grupları - Matematiksel Ortalama İyon Değerleri (ppb)

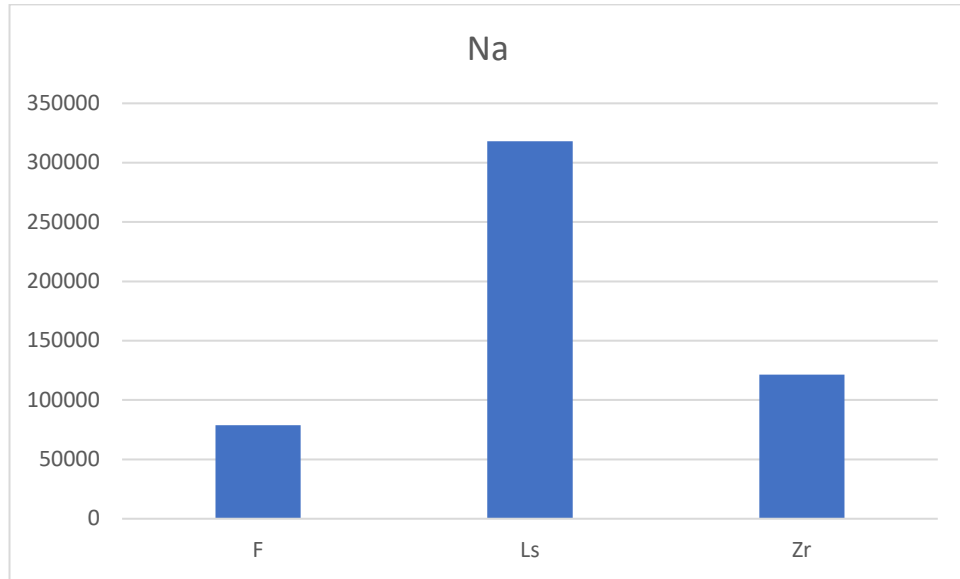
| TS Alt Grubu | Ortalama İyon Değerleri |
|-------------------------|--------------------------------|
| <i>Feldspatik</i> | 1.001.800,76 |
| <i>Zirkonya</i> | 1.083.440,20 |
| <i>Lityum Disilikat</i> | 1.321.585,44 |

Tablo 18 incelendiğinde en yüksek iyon değerinin Lityum Disilikat grubundan elde edildiği görülmektedir.

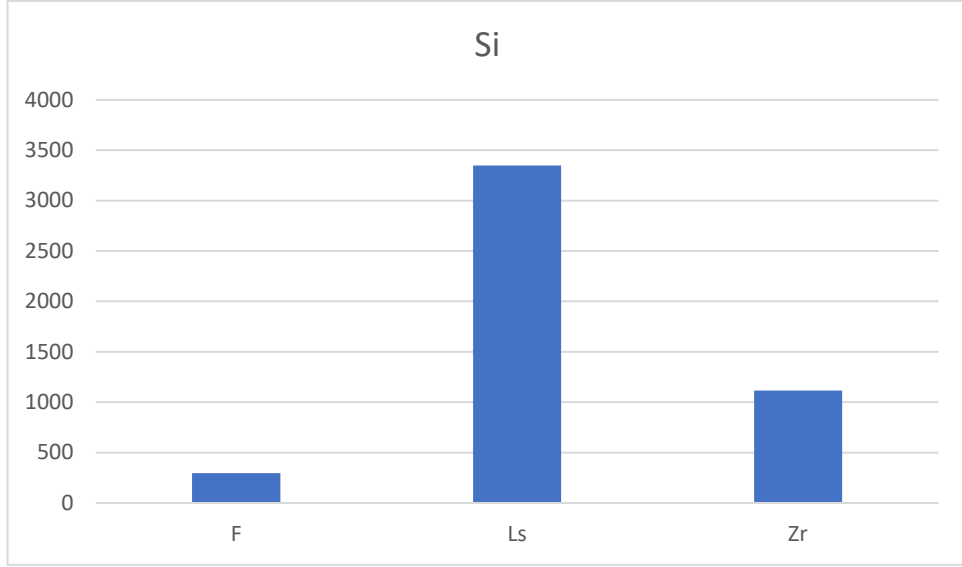
TS Grubu İyon Değerlerini alt gruplar için incelediğimizde tüm gruplar içinde en çok Na, Si ve Y salınımı yapan grubun Ls grubu olduğu, en çok Zr salınımı yapan grubun ise Zr grubu olduğu görülmektedir. Diğer elementler benzer dağılım göstermektedir.



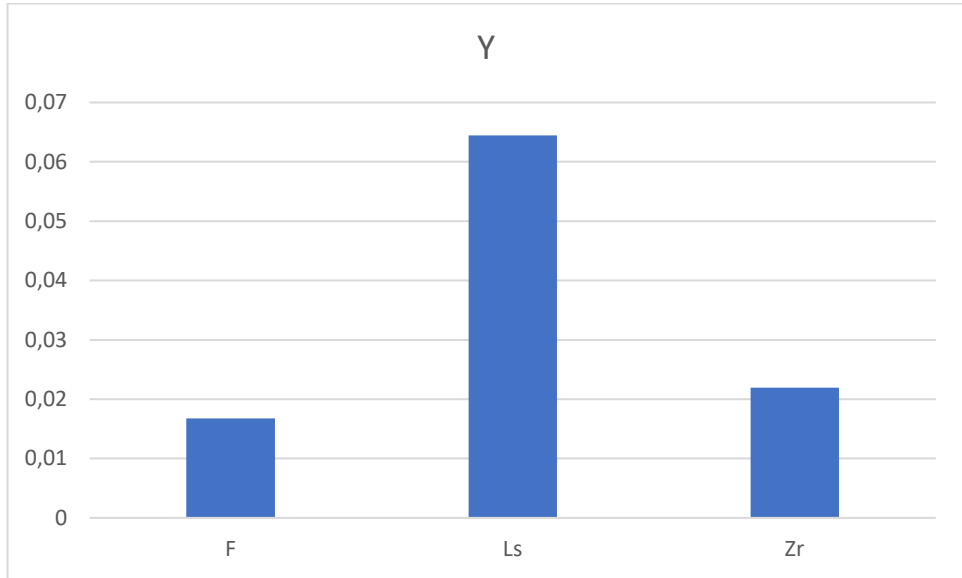
Şekil 9: TS Grubu İyon Değerleri Grafiği (ppb)



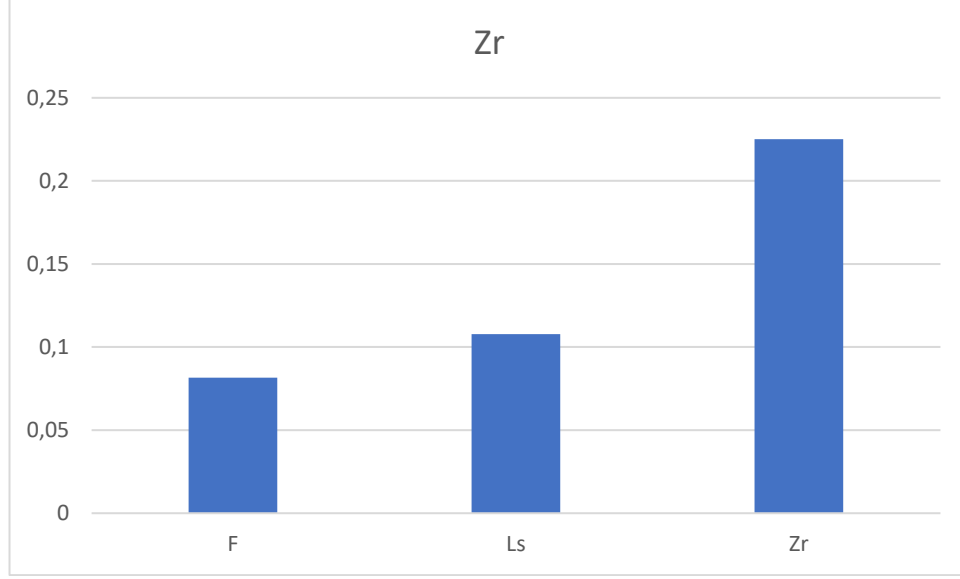
Şekil 10: TS Grubu Na Değerleri Grafiği (ppb)



Şekil 11: TS Grubu Si Değerleri Grafiği (ppb)



Şekil 12: TS Grubu Y Değerleri Grafiği (ppb)



Şekil 13: TS Grubu Zr Değerleri Grafiği (ppb)

Tablo 19 incelendiğinde TS grubunun yıllara göre ortalama iyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark görülmemektedir. Sayısal olarak değerlendirildiğinde protezlerini en fazla 1 yıl süreyle kullanan hastalar en yüksek iyon değerini vermektedir.

Tablo 19: TS Grubu Kullanım Süresi - Ortalama İyon Değerleri (ppb)

| Kullanım Süresi | Ortalama İyon Değerleri (ppb) |
|-----------------|-------------------------------|
| 1 Yıl | 1.303.870 |
| 2 Yıl | 1.130.878 |
| 3Yıl | 1.100.298 |
| 4 Yıl | 1.130.103 |
| 5 Yıl ve üzeri | 1.061.029 |

4.4.Kontrol Grubu

Tablo 20: Kontrol Grubu İstatistikleri ve İyon Değerlerinin PH ile ilişkisi

| İyon | İstatistikler | | | | | Korelasyon Analizleri | |
|--------|---------------|-----------|-----------|------------|------------|-----------------------|--------------|
| | | | | | | pH | |
| | \bar{x} | <i>ss</i> | <i>M</i> | <i>min</i> | <i>max</i> | <i>rho</i> | <i>p</i> |
| Na | 187894,99 | 92978,86 | 225139,41 | 55683,15 | 322848,44 | -0,112 | 0,703 |
| Mg | 4999,74 | 2393,53 | 3975,53 | 3231,36 | 11606,70 | -0,727 | 0,003 |
| Al | 28,44 | 44,03 | 7,01 | 0,00 | 127,52 | 0,002 | 0,994 |
| Si | 0,54 | 0,61 | 0,25 | 0,00 | 1,63 | 0,342 | 0,231 |
| Ca | 20420,00 | 9681,50 | 18813,89 | 6750,68 | 42258,17 | -0,648 | 0,012 |
| Ti | 1,78 | 1,49 | 1,39 | 0,00 | 4,62 | -0,383 | 0,177 |
| Cr | 0,59 | 0,39 | 0,47 | 0,12 | 1,46 | -0,130 | 0,659 |
| Mn | 7,50 | 7,66 | 4,08 | 1,14 | 27,79 | 0,336 | 0,240 |
| Fe | 4,55 | 2,96 | 4,02 | 0,84 | 9,87 | 0,503 | 0,067 |
| Co | 0,94 | 1,12 | 0,53 | 0,00 | 3,80 | -0,193 | 0,508 |
| Ni | 14,65 | 12,35 | 9,89 | 4,02 | 50,13 | -0,073 | 0,805 |
| Y | 0,06 | 0,06 | 0,05 | 0,00 | 0,20 | 0,376 | 0,186 |
| Zr | 0,26 | 0,22 | 0,23 | 0,00 | 0,91 | 0,590 | 0,026 |
| Toplam | 213374,03 | 97387,44 | 240601,21 | 71790,83 | 356391,40 | -0,138 | 0,637 |
| pH | 7,39 | 0,53 | 7,51 | 5,73 | 7,92 | | |

\bar{x} : Ortalama, *ss*: Standart sapma, *M*: Medyan, *min*: minimum, *max*: maximum, *rho*: Spearman korelasyon katsayısı

Tablo 20'ye göre kontrol grubunda pH düzeyi ile Mg ve Ca arasında istatistiksel olarak iyi düzey negatif korelasyon, pH düzeyi ile Zr arasında istatistiksel olarak orta düzey pozitif korelasyon bulunmaktadır.

4.5.HBP ve MS Grubu

Tablo 21'e göre HBP grubunun Cr, Co ve Toplam değerleri istatistiksel olarak MS grubundan yüksektir. Diğer iyon değerleri gruplarda istatistiksel olarak benzer dağılım göstermektedir.

Çalışmamızda bu iki grupta farklı sayıda gönüllü olduğu için, toplam değerden ziyade ortalama iyon değerlerine bakmak daha anlamlı sonuç verecektir. Bu nedenle oluşturulan tablo 22 ve şekil 14 incelendiğinde HBP grubunun Fe hariç tüm iyon ortalamalarında MS grubundan daha yüksek değerlere ulaştığı görülmektedir. Fe iyonu ortalamasında da çok yakın değerler görülmektedir. HBP grubunun özellikle Mn, Co, Cr ve Ni iyonlarının ortalama değerleri, MS grubuna göre yüksek değerlere ulaşmaktadır.

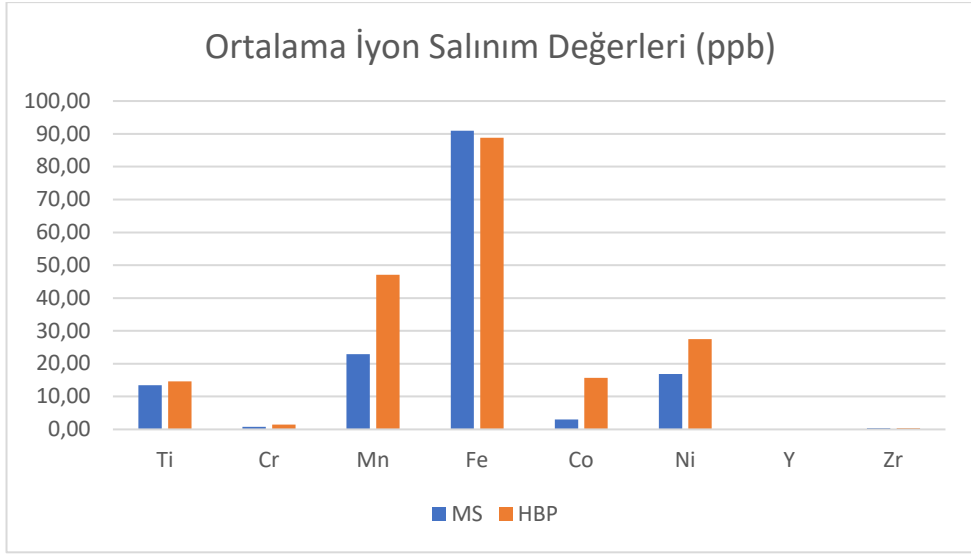
Tablo 21: HBP ve MS için İyon ve pH Karşılaştırmaları

| İyon | Gruplar | | | | Test İstatistikleri | |
|------------------------|-----------------|--------|-----------------|--------|---------------------|--------------|
| | HBP n=30 | | MS n=84 | | z | p |
| | M | IQR | M | IQR | | |
| Cr | 0,81 | 1,33 | 0,53 | 0,57 | 2,812 | 0,005 |
| Mn | 7,12 | 21,86 | 7,47 | 10,36 | 0,804 | 0,421 |
| Fe | 65,09 | 97,28 | 43,11 | 73,20 | 1,390 | 0,165 |
| Co | 0,01 | 2,93 | 0,00 | 0,00 | 3,171 | 0,002 |
| Ni | 4,35 | 8,63 | 4,82 | 8,34 | 0,077 | 0,938 |
| Y | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,916 | 0,360 |
| Zr | 0,15 | 0,28 | 0,09 | 0,17 | 0,264 | 0,792 |
| Toplam | 100,67 | 154,84 | 58,98 | 110,59 | 2,053 | 0,040 |
| Protez Süresi | 36,00 | 72,00 | 36,00 | 96,00 | 0,560 | 0,576 |
| pH $\bar{x} \pm ss$ | 7,13 \pm 0,44 | | 7,12 \pm 0,34 | | t=0,039 | 0,969 |

M: Medyan, IQR: Kartiller arası uzaklık, z: Mann-Whitney U testi

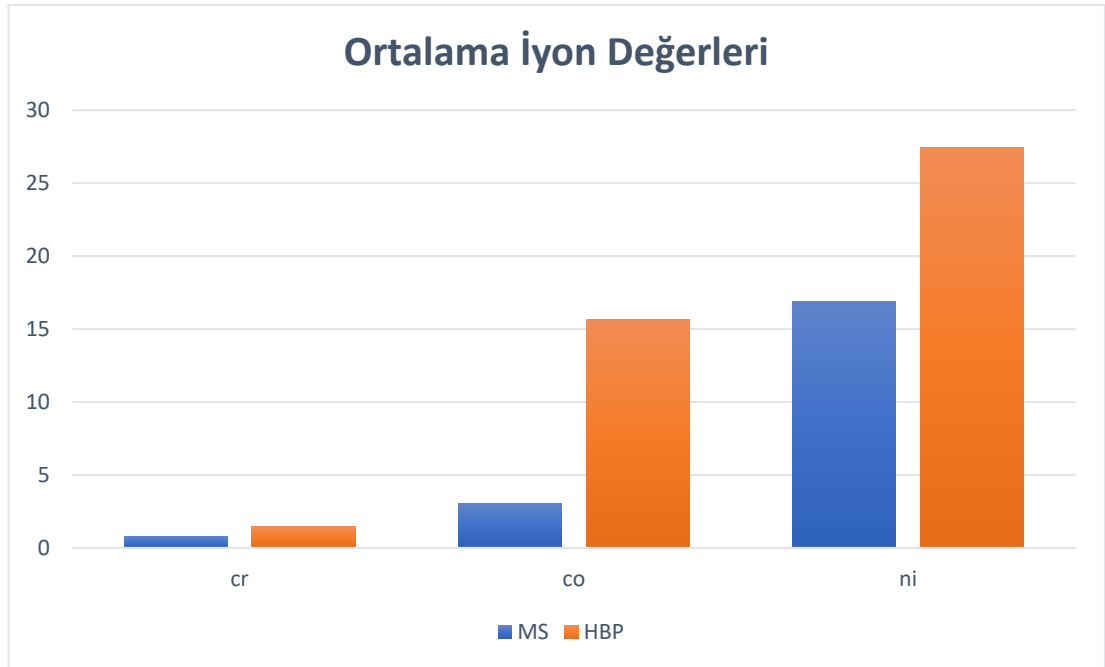
Tablo 22: MS ve HBP için Matematiksel Ortalama İyon Değerleri (ppb)

| | Ti | Cr | Mn | Fe | Co | Ni | Y | Zr |
|------------|-------|-------------|--------------|-------|--------------|--------------|------|------|
| MS | 13,41 | 0,80 | 22,90 | 90,96 | 3,06 | 16,88 | 0,02 | 0,39 |
| HBP | 14,62 | 1,49 | 47,05 | 88,83 | 15,66 | 27,48 | 0,04 | 0,40 |



Şekil 14: MS ve HBP için Matematiksel Ortalama İyon Değerleri Grafiği

Aşağıdaki grafik incelendiğinde metal seramik ve hareketli bölümlü protezlerin üretiminde en sık kullanılan üç metalden, nikel salınımının en fazla olduğu görülmektedir.



Şekil 15: MS ve HBP Üretiminde En Sık Kullanılan Üç Metal İyonunun Ortalama Değerleri Grafiği

4.6.MS ve TS Grupları

Metal altyapılarında bulunmayan, yalnızca seramikte bulunan Na, Mg, K ve Ca iyonlarının ortalamaları incelendiğinde, metal seramik restorasyonlardan salınan iyon ortalaması değerleri aşağıdaki tabloda gösterilmiştir.

Tablo 23: TS ve MS Gruplarının Matematiksel Ortalama İyon Değerleri (ppb)

| | Ortalama İyon Değerleri |
|----|-------------------------|
| TS | 1.128.171,38 |
| MS | 1.270.847,12 |

Tablo 24: Çalışma Gruplarına Göre İyonların Karşılaştırılması

| | Gruplar | | | | | | | | Test İstatistikleri | |
|-------------|-----------------------|-----------|-----------------------|-----------|------------------------|-----------|-----------------------|-----------|---------------------|------------------|
| | Kontrol | | HBP | | MS | | TS | | Test değeri | p değeri |
| | M | IQR | M | IQR | M | IQR | M | IQR | | |
| Na | 225139,41 | 190107,59 | 148111,09 | 195786,52 | 140852,69 | 156055,63 | 120347,23 | 115458,35 | 1,225 | 0,747 |
| Mg | 3975,53 ^a | 2424,51 | 6794,75 ^b | 6907,77 | 5216,25 ^{ab} | 4925,17 | 4088,34 ^a | 3062,15 | 9,713 | 0,021 |
| Al | 9,01 ^{ab} | 40,78 | 20,51 ^a | 39,75 | 5,71 ^b | 32,05 | 3,59 ^b | 10,75 | 13,306 | 0,004 |
| Si | 0,71 ^a | 1,16 | 1,90 ^b | 1,92 | 1,57 ^b | 1,95 | 0,54 ^a | 1,17 | 18,002 | <0,001 |
| K | 924212,52 | 497624,69 | 1153932,45 | 657428,23 | 867942,37 | 545057,73 | 877489,54 | 210457,11 | 5,545 | 0,136 |
| Ca | 18813,89 ^a | 14647,45 | 29159,28 ^b | 24646,02 | 25919,90 ^{ab} | 14424,59 | 35272,38 ^b | 25042,84 | 11,398 | 0,010 |
| Ti | 1,39 ^a | 2,87 | 10,48 ^b | 7,83 | 9,00 ^b | 11,33 | 7,63 ^b | 7,87 | 37,173 | <0,001 |
| Cr | 0,47 ^a | 0,60 | 0,81 ^b | 1,33 | 0,53 ^a | 0,57 | 0,72 ^{ab} | 0,57 | 9,625 | 0,022 |
| Mn | 4,08 | 9,45 | 7,12 | 21,86 | 7,47 | 10,36 | 3,57 | 9,03 | 5,786 | 0,123 |
| Fe | 4,02 ^a | 4,99 | 65,09 ^b | 97,28 | 43,11 ^b | 73,20 | 29,26 ^b | 65,17 | 38,059 | <0,001 |
| Co | 0,53 ^a | 1,43 | 0,01 ^a | 2,93 | 0,00 ^b | 0,00 | 0,00 ^b | 0,00 | 19,956 | <0,001 |
| Ni | 9,89 | 15,40 | 4,73 | 9,10 | 4,82 | 8,34 | 4,83 | 4,28 | 7,375 | 0,061 |
| Y | 0,05 | 0,08 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,02 | 0,03 | 0,04 | 7,834 | 0,051 |
| Zr | 0,26 ^a | 0,15 | 0,19 ^{ab} | 0,37 | 0,10 ^b | 0,16 | 0,15 ^{ab} | 0,16 | 9,094 | 0,028 |
| Toplam İyon | 1183778,62 | 462047,13 | 1321566,08 | 631960,74 | 1151421,65 | 634680,02 | 1097355,82 | 316336,63 | 5,003 | 0,172 |
| pH değeri | 7,51 ^a | 0,42 | 7,19 ^{ab} | 0,53 | 7,08 ^b | 0,39 | 7,25 ^{ab} | 0,44 | 13,046 | 0,005 |

M: Medyan, IQR: Kartiller arası uzaklık, H: Kruskal-Wallis H testi, a ve b üst simgeleri gruplar arası farklılığı göstermektedir. Aynı harflerin yer aldığı gruplar istatistiksel olarak benzerdir.

Tablo 24'te çalışma gruplarına göre iyonlar karşılaştırılmıştır. Na değerleri gruplarda istatistiksel olarak benzer dağılım göstermektedir. Grupların magnezyum değerleri istatistiksel olarak farklıdır ($p=0,021$). HBP grubu magnezyum değerleri istatistiksel olarak kontrol ve TS gruplarından yüksektir. MS grubu değerlerinin diğer gruplarla olan farkı istatistiksel olarak önemli değildir. Alüminyum değerleri gruplar arasında istatistiksel olarak farklıdır ($p=0,004$). HBP grubu değerleri istatistiksel olarak MS ve TS gruplarından yüksektir. Kontrol grubu alüminyum değerleri diğer gruplarla istatistiksel olarak benzerdir. Silisyum değerleri gruplarda istatistiksel olarak farklıdır ($p<0,001$). Silisyum değerleri HBP ile MS gruplarında benzer olup bu grupların değerleri ise kontrol ve TS gruplarından yüksektir. Potasyum değerleri gruplarda istatistiksel olarak benzer dağılım göstermektedir. Kalsiyum değerleri gruplarda istatistiksel olarak farklıdır ($p=0,010$). Kontrol grubu kalsiyum değerleri istatistiksel olarak HBP ve TS gruplarından düşüktür. MS grubu değerleri diğer gruplarla istatistiksel olarak benzerdir. Kontrol grubu Ti değerleri istatistiksel olarak HBP, MS ve TS gruplarından düşüktür ($p<0,001$). Cr değerleri istatistiksel olarak gruplarda farklıdır ($p=0,022$).

HBP grubu Cr değerleri istatistiksel olarak kontrol ve MS gruplarından yüksektir. Mn değerleri gruplarda istatistiksel olarak benzerdir. Kontrol grubu demir değerleri istatistiksel olarak diğer üç gruptan düşüktür ($p<0,001$). Cobalt değerleri kontrol ve HBP gruplarında istatistiksel olarak benzer dağılıma sahip olup bu iki grubun değerleri MS ve TS gruplarından yüksektir. Grupların Ni, Y ve toplam iyon değerleri arasındaki farklar istatistiksel olarak önemli değildir. Zr değerleri gruplarda istatistiksel olarak farklıdır ($p=0,028$). Kontrol grubu Zr değerleri istatistiksel olarak MS grubundan yüksektir. pH değerleri gruplarda istatistiksel olarak farklılık göstermektedir ($p=0,005$).

Tablo 25 incelendiğinde, her grubun kendi içinde ortalama iyon değerleri, grup simgesinin karşısına yazılmıştır. Görüleceği üzere en az iyon değeri TS grubu iyon ortalama değerleridir. MS grubu ikinci en yüksek iyon değeri ortalamasını verirken, en yüksek iyon değeri ortalaması HBP grubundan elde edilmiştir.

Tablo 25: Gruplar Arası Matematiksel Ortalama İyon Değerlerinin Karşılaştırılması

| | Ortalama (ppb) |
|-----|----------------|
| TS | 1.127.613 |
| MS | 1.271.048 |
| HBP | 1.503.754 |

5.TARTIŞMA

Diş hekimliğinde kullanılan protetik materyaller, korozyon ortamı olarak değerlendirilen ağız içerisinde sürekli olarak tükürük ile temastadır. Ağız ortamının nemi ve sıcaklığı, metal ve seramiğin bozunması için ideal bir ortam oluşturmaktadır. Bu şartlar altında dental materyallerden ağız ortamına iyon salınımı gerçekleştiği pek çok çalışmada gösterilmiştir (78–85).

Gün içerisinde tüketilen çeşitli yiyecekler, içecekler ve ilaçlar ağız ortamında kimyasal değişikliklere ve ısı değişimlerine sebep olmaktadır. Tüketilen gıdanın türüne, kişinin mizacına ve ağızdaki bölgelere göre değişen mekanik kuvvetler fonksiyon sırasında ağızdaki yapılara iletilmektedir. Diş yüzeylerinde biriken plak ve yiyecek artıkları, bu bölgelerde bakteri üremesi için uygun ortam oluşturmaktadır. Ağıza yerleştirilen bir restorasyon, tüm bu ısı dalgalanmalarına, kimyasal etkenlere ve mekanik kuvvetlere devamlı olarak maruz kalmaktadır.

Doğal dişlere sahip bir kişinin ortalama ısırma kuvveti, posteriorda yaklaşık 77 kg'a ulaşmaktadır. Aynı zamanda ağızdaki sıcaklık değişimleri çok hızlı ve şiddetli olmaktadır. Dondurma yedikten hemen sonra kahve içildiğinde, ani sıcaklık değişimi 65 °C'ye kadar ulaşmakta ve ağız içi pH değeri büyük ölçüde değişmektedir. Bu gibi şartlar altında metal alaşımların korozyona uğraması ve seramiklerin bozunarak iyon salınımı gerçekleştirmeleri kaçınılmazdır (86).

Canay ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada altı ay boyunca hastalar tarafından kullanılan titanyum altyapılı protezler, yapay tükürükte bekletilen Ti plakalardan daha fazla korozyona uğramıştır (87). Buna karşılık, Gettleman ve ark tarafından yapılan çalışmada birkaç döküm ve implant alaşımının yapay tükürükte (in vitro) ve babunların ağız boşluklarında (in vivo) benzer polarizasyon dirençlerine ve korozyon akımlarına sahip olduğu bulunmuştur (88).

Rose ve ark. tarafından yapılan çalışmada, nikel-titanyum alaşımı, kobalt-krom alaşımı, manganez alaşımı, bakır alaşımı, çeşitli çelik ve titanyum alaşımlarından üretilmiş tellerin hücre kültürüyle etkileşimi incelenmiştir. Paslanmaz çelik

alaşımların korozyon direncinin yüksek olduğu ve tüm örneklerde iyon salınımı gerçekleşmesine rağmen, krom iyonunun tespit edilemediği bildirilmiştir (89).

Schwickerath ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, tükürükte Ni içeren 7 adet baz metal alaşımından üretilmiş hareketli parsiyel protezlerin iyon salınımı incelenmiştir. Tükürük örnekleri protezler takılmadan önce, takıldıktan 20 dakika ve 3 saat sonra alınmıştır. Tükürükteki Ni konsantrasyonu, protezler takıldıktan 20 dakika sonra önemli ölçüde artmıştır. Bununla birlikte, yerleştirme işleminden üç saat sonra, Ni konsantrasyonunda artış görülmemiştir (90).

Wataha ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada üç adet nikel içerikli alaşım ile saf titanyum ve saf nikelin hücre kültüründe bekletildiklerinde oluşacak iyon salınımı incelenmiştir. Titanyum iyonu tespit edilememiş, saf nikel grubu başta olmak üzere tüm örneklerde yüksek miktarda nikel salınımı tespit edildiği bildirilmiştir (79).

Farklı tipte sabit ortodontik aperlere sahip 47 kişiden alınan tükürük numuneleri, takılmadan önce ve takıldıktan bir ay sonrasına kadar Ni ve Cr konsantrasyonları açısından analiz edilmiştir. Bu iki elementin tükürük konsantrasyonunda anlamlı bir yükselme rapor edilmemiştir (80).

El Sawy ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada, hareketli bölümlü protezler hastalara belirli süre kullanılarak tükürük örnekleri toplanmış, aynı zamanda bu süre boyunca başka protezler de salin solüsyonunda bekletilmiştir. In-vivo ve in-vitro iyon değişimlerinin değerlendirildiği çalışmada, tüm değerlerde in-vitro iyon salınımı, in-vivo iyon salınımına oranla daha yüksek bulunmuştur (91).

Tüm bu çalışmalar incelendiğinde, in vivo şartlarda elde edilen veriler ile in vitro şartlarda elde edilen veriler arasında çelişki bulunduğu göze çarpmaktadır. Bu durum, in vitro çalışmalardan elde edilen verilere dayanarak, ağız ortamında kullanılacak bir materyalin korozif davranışını değerlendirmeyi güçleştirmektedir. Bir restorasyonun ağız içerisinde işlev gördüğü süre boyunca maruz kaldığı ısı değişimlerinin, mekanik kuvvetlerin, pH değişimlerinin, bireysel olarak değişkenlik gösteren oral flora ve tükürük yapısının in vitro şartlarda taklit edilmesi mümkün değildir (92). İyon salınımı ile ilgili pek çok in-vitro araştırma varken, in-vivo

araştırma sayısı kısıtlıdır. Tüm bu sebeplerden, çalışmamızın in-vivo olarak gerçekleştirilmesi uygun görülmüştür.

Metal korozyonu, metal ve metal alaşımın içeriği, yüzey pürüzlülüğü, oksidasyon derecesi; bulunduğu ortamın pH'ı, sıcaklığı ve içeriği gibi pek çok etkene bağlıdır. (93–97). Çalışmamızda farklı protetik materyallerin korozyon davranışına, tükürük pH derecesi ve protezin ağız ortamında geçirdiği sürenin etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu kontrollü değişkenler dışında, materyal korozyonuna etkisi olduğu bilinen klinik senaryolar çalışmaya dahil edilmemiştir.

Fors ve ark. tarafından yapılan çalışmada, ortodontik apareylere sahip hastalardan alınan plak ve tükürük örneklerindeki iyon değerleri karşılaştırılmıştır. Ortodontik apareyle temas halinde olan plaktaki iyon değerleri, ortodontik apareyle temas halinde olmayan mine yüzeyinden alınan plaktaki iyon değerlerine oranla çok yüksek bulunmuştur. Yüksek iyon değerleri göz önüne alındığında, bu çalışma dental plaktaki bakterilerin asidik ortam oluşturduğu bildirilen çalışmalarla örtüşmektedir (98).

Dental plakta bulunan bakteriler pH değeri 4.0 ve daha düşük olan asitler üretirler ve diş yüzeyinde yıkımlara sebep olurlar. Düşük pH değeri aynı zamanda korozyona yol açmakta ve restoratif materyallerin yüzeyinin bozunmasına sebep olmaktadır (99,100). Bu sebeple yapılan klinik muayene ve anamnez sonucunda diş taşı bulunan, yaygın çürüklü, periodontal hastalığı olan, oral hijyeni orta veya kötü olarak değerlendirilen hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir.

Diabetes Mellitus hastalarında tükürük akışında azalma, çürük insidansında artma ve ağız florasında değişimler olduğu bildirilmiştir (101). Reflü ve bulimia gibi rahatsızlıklar, ağız içi pH düzeyinde belirgin düşümlere sebep olmaktadır (102). Bu değişimler restorasyon üzerinde farklı koroziv etkiler yaratabileceği için, oral florayı ve pH derecesini etkileyebilecek sistemik rahatsızlığı olan hastalar çalışma dışı bırakılmıştır.

Çalışmamızın gruplarındaki gönüllü sayısını artırabilmek için, kliniğimize başvuran hastalarda en sık görülen üç protetik restorasyon tipi çalışmaya dahil

edilmiştir. İmplant destekli protetik restorasyon kullanan hastalar, 12 üyeden az sayıda metal seramik restorasyon kullanan hastalar, yalnızca alt veya üst bar tipi ana bağlayıcı hareketli bölümlü protez kullanan hastalar çalışmaya dahil edilmemiştir. Her grup kendi içinde benzer hacimde ve büyüklükte restorasyona sahip olacak şekilde hastalar çalışmaya dahil edilmiştir.

Siddharth ve ark. tarafından yapılan bir çalışmada hareketli bölümlü protez kullanan hastaların tükürüğündeki iyon miktarının zamana göre değişimi incelenmiştir. Hareketli bölümlü protezlerdeki en yüksek iyon salınımı, hastalar protezlerini kullanmaya başladıktan hemen sonra gözlenmiştir. Takip eden 3 gün içinde de bu salınımın ciddi oranda azaldığı bildirilmiştir. Cr ve Mn yüksek oranda bulunmuş ancak kobalt, molibden ve demir iyonları tespit edilememiştir (78).

Schwickerath tarafından yapılan benzer çalışmada, hastalardan parsiyel protez öncesi, takıldıktan 20 dakika ve 3 saat sonra tükürük örnekleri alınmıştır. Tükürükteki Ni konsantrasyonu, yerleştirildikten 20 dakika sonra önemli ölçüde artmıştır. Bununla birlikte, yerleştirme işleminden üç saat sonra, artmış Ni konsantrasyonu bulunmamıştır (90).

Kalicanin ve Ajdukovic tarafından yapılan çalışmada farklı metal içeriklerinden üretilen kronlar, çekilmiş dişlere simante edilerek sentetik tükürük içinde bekletilmiştir. Bekletilmeye başladıktan 24. saat ve 40. günlerde tükürük içine salınan kurşun ve bakır değerleri ölçülmüştür. Tüm gruplarda ilk 24 saatte toplanan tükürükteki iyon değerleri, 40. günden daha fazla bulunmuştur. (103)

Wataha ve Lockwood tarafından yapılan çalışmada soy içeriği %0 ile 95 arasında değişen Au, Ag, Pd ve Ni bazlı alaşımlar 30 günde bir değiştirilen hücre kültüründe toplam 10 ay bekletilmiştir. Çalışma sonucunda ilk 100 gün iyon salınımında artış görülmüş, 100 günden sonra iyon salınım oranı sabitlenmiştir. 10 aylık periyod sonunda alaşımlarda toplam kütlede azalma meydana gelmiştir (79).

De-Melo ve ark tarafından yapılan çalışmada, hareketli bölümlü protez kullanan hastalardan protez ağızdayken ve çıkartıldıktan sonra olacak şekilde ikişer adet tükürük örneği toplanmıştır. Çalışma sonucunda elde edilen verilere göre

protezler ağızdayken iyon değerlerinin daha yüksek olduğu ve yeni yapılmış protezlerde daha çok iyon salınımı gerçekleştiği bildirilmiştir (104).

Milleding ve ark. tarafından yapılan çalışmada saf suda vücut sıcaklığında 18 saat bekletilen çeşitli seramiklerde Na, K ve Mg iyonlarının çözündüğü bildirilmiştir (105).

Görüldüğü üzere iyon salınımı üzerine yapılan çok sayıda araştırma vardır ancak bu araştırmaların çoğu in-vitro çalışmalardır. In-vivo çalışmaların ise kısa süreli takipli çalışmalar olduğu görülmektedir. Protetik restorasyonlar, bu çalışmalarda test edilen sürelerden çok daha uzun süre ağızda kalabilmektedir. Takip imkanının olmadığı kadar uzun dönemi kapsayan in-vivo çalışma oldukça kısıtlıdır. Bu sebeple çalışmamızda tükürük örnekleri toplanırken, protezlerin kullanım süresi için herhangi bir kısıtlama koyulmamıştır ve 1 aydan 30 yıla kadar değişken protez kullanım sürelerinin tükürükteki iyon miktarına etkisinin araştırılması amaçlanmıştır.

Ortamın pH değerinin metal korozyonunda etkili olduğu pek çok çalışmada bildirilmiştir (93,94,97).

Kedici ve ark tarafından yapılan çalışmada, çeşitli metal alaşımlarını farklı pH'lardaki ortamlarda bekletilerek iyon salınım miktarları incelenmiştir. Farklı pH'larda farklı miktarlarda iyon salınımı gerçekleştiği bildirilmiş, araştırmacılar tarafından yapılacak iyon salınım deneylerinin farklı pH değerlerinde, korozif ortamlarda yapılması önerilmiştir (106).

Bayramoğlu ve ark. tarafından yapılan çalışmada, çeşitli metal içeriklerinden oluşan 17 adet alaşımın üç farklı pH ortamında korozyon davranışı incelenmiştir. Her örnek farklı pH'ta farklı oranda korozyona uğramıştır (107).

Milleding ve ark. (108) ile Zivko-Babic ve ark. (109) tarafından yapılan çalışmalarda, asidik ortamda bekletilen tam seramik materyallerinin, suda ve nötr ortamda bekletilen materyallerden daha çok iyon salınımı gerçekleştirdiği bildirilmiştir.

Ahmed AA ve ark. (110) ile McCracken WJ ve ark. (82) tarafından yapılan çalışmalarda asit, baz ve nötr pH ortamlarda bekletilen tam seramik materyallerin tümünden iyon salınımı gerçekleştiği, bazik ortamın lityum disilikat seramiklerinin cam fazı ve mika tabakasının kristal fazı arasındaki faz sınırına etkide bulunarak ağ yapılarında çözünmeye sebep olduğu bildirilmiştir.

Tüm bu çalışmalar incelendiğinde, ortam pH değeri ile materyallerden salınan iyon miktarı arasında bir korelasyon olduğu görülmektedir. Bu sebeple çalışmamızda değerlendirilen parametrelerden biri de pH değeri ile iyon salınımı arasındaki korelasyondur.

Aynı sürelerde kullanılmış iki hareketli protezin ağızda kalma süreleri gece protezi çıkarma alışkanlığına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir.

Zlatic ve ark. tarafından yapılan bir anket çalışmasında, hastaların %45'inin protezlerini gece çıkarmadığı bildirilmiştir (111).

Tuğut ve ark tarafından yapılan bir anket çalışmasında, hastaların %60,3'ünün protezlerini gece çıkarmadığı ve protez temizliği ile gece kullanımı arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki olduğu bildirilmiştir (112). Çalışmamızda hareketli bölümlü protez kullanan hastaların kullanım alışkanlıkları da incelenmiş, protezlerin aralıklı ya da aralıksız kullanımının iyon değerleriyle ilişkisi araştırılmıştır.

Endüktif Olarak Bağlı Plazma – Optik Emisyon Spektrometresi (Inductively Coupled Plasma-Optical Emission Spectrometry (ICP-OES)) ve yıllardır kullanılan Atomik Absorbsiyon Tekniği (Atomic Absorption Technique (AAS)), ICP-MS tekniğine diğer alternatiflerdir. Genel olarak ICP-MS diğer iki yönteme kıyasla çok daha güncel ve hassas bir analiz olarak öne çıkmaktadır (113).

ICP-MS diğer yöntemlere kıyasla daha maliyetli olsa da ICP-OES yönteminin avantajlarına ve Grafit Fırınlı Atomik Absorbsiyon Spektrometresinin (GF-AAS) yüksek tespit limitlerine sahiptir.

ICP-MS tespit limiti, solüsyonlar için trilyonda 1-10 kısım (parts per trillion-ppt) aralığındadır. GF-AAS tekniği de bu aralıkta çalışabilmektedir, ancak ölçüm

yapılabilecek element sayısı sınırlıdır. ICP-OES ise çoğu elementte milyarda 1-10 kısım (parts per billion-ppb) aralığında ölçüm yapabilmektedir yani ICP-MS'den iki ila üç büyüklük mertebesinde daha zayıf tespit limitine sahiptir.

ICP-MS, eser elementler için çok sayıda numuneyi analiz etme konusunda etkileyici bir kapasiteye sahiptir. Gerekli eser elementlerin tamamı için tipik analiz süresi her bir numune için 5 dakikadan azdır. Bazı uygulamalar için bu sadece birkaç dakika sürebilir. Danışmanlık laboratuvarları, numune verimini büyük bir avantaj olarak görmektedir.

ICP-OES'in hızı, eşzamanlı veya sıralı enstrümanların kullanılmasına bağlı olmakla birlikte; genellikle bu süre 2 ila 6 dakika arasında değişebilir. Eşzamanlı ICP-OES, tipik olarak her bir numune için 2 dakika olmak üzere daha hızlı olabilir, ancak doğruluğu, bazı numune türlerinde bulunan spektral enterferanslar nedeniyle tehlikeye girebilir. Algılama limiti sıralı bir ICP spektrometresinde daha iyi olabileceğinden, entegrasyon süreleri tipik olarak daha kısadır ve bu nedenle sınırlı sayıda element için eşzamanlı ICP'den daha hızlı olabilir.

GF-AAS'ın hızı, numune başına her element için yaklaşık olarak 3-4 dakikadır.

Bu hızlardan ve tespit limitlerinden yola çıkarak;

1. Numune başına üç elemente kadar, ppb'nin altında konsantrasyonlarda element tesbiti yapılacaksa ve bu elementler GF-AAS yöntemiyle tespit edilebilen elementlerse, tercih edilmesi gereken yöntem GF-AAS olarak bildirilmiştir.
2. Numune başına 5 ila yirmi element ppb seviyesinde tespit edilecekse, tercih edilmesi gereken yöntem ICP-OES olarak bildirilmiştir.
3. Numune başına 6 ya da daha çok element, ppb veya ppb'nin altında konsantrasyonlarda tespit edilecekse ve numune sayısı çoksa, tercih edilmesi gereken yöntem ICP-MS olarak bildirilmiştir.

Bu verilerden yola çıkarak, toplam 14 element ve 149 numune üzerinden yürütülecek bu çalışma için, en uygun analiz yönteminin ICP-MS olduğuna karar verilmiştir (114).

ICP-MS analizlerinin ön hazırlığı için pek çok yöntem vardır. Ancak yapılan çalışmalarda, çalışmamızda kullanılan tükürük örneklerinin nitrik asit ile doğrudan seyreltilmesinin, en doğru ICP-MS sonuçlarını veren ön işlem yöntemi olduğu bulunmuştur (115). Bu nedenle, tükürük örnekleri nitrik asit ile doğrudan seyreltilerek analize sokulmuştur.

Ağız ortamındaki iyon değerleri incelenirken akla ilk gelecek parametrelerden biri de protetik restorasyonun kullanım süresidir. İn-vitro korozyon testlerinin pek çoğunda, protetik restorasyonların asidik pH'larda belirli süre bekletilmesinin, uzun yıllar ağız ortamında bekletmeye eşdeğer olduğu belirtilmektedir (116). Dolayısıyla dental malzemelerin korozyonu ve bozunmaları için uzun yıllar geçmesi gerektiği düşünülebilir. Yalnızca süre ile iyon değerleri arasındaki bağlantıyı incelemek amacıyla gerçekleştirilen kısıtlı sayıda çalışma olsa da pek çok çalışmada zamanla iyon değişimi de incelemeye dahil edilmiştir.

Siddharth ve ark. (78) tarafından yapılan bir çalışmada hareketli bölümlü protezlerin en yüksek iyon salınımı, hastalar protezlerini kullanmaya başladıktan hemen sonra gözlenmiştir. Takip eden 3 gün içinde de bu salınımın ciddi oranda azaldığı bildirilmiştir. Schwickerath (90) tarafından yapılan benzer çalışmada tükürükteki Ni konsantrasyonu, protezler takıldıktan 20 dakika sonra önemli ölçüde artmıştır. Bununla birlikte, protezlerin takılmasından üç saat sonra artmış Ni konsantrasyonu bulunmamıştır. De-Melo ve ark (104) tarafından yapılan çalışmada, yeni yapılmış hareketli bölümlü protezlerde daha çok iyon salınımı gerçekleştiği bildirilmiştir.

Kalicanin ve Ajdukovic (103) tarafından yapılan çalışmada kronlar takıldıktan sonraki ilk 24 saatte toplanan tükürükteki iyon değerleri, 40. günden daha fazla bulunmuştur.

Tüm bu çalışmalar incelendiğinde, tükürük örneklerindeki iyon miktarının erken dönemde alınan örneklerde daha fazla olduğu, ileri dönemde toplanan örneklerde iyon miktarında düşüş olduğu iyon görülmektedir. Ancak çalışmalarda örneklerin toplandığı süreler belirli bir standarda göre belirlenmemiş ve çalışmadan çalışmaya değişkenlik göstermiştir. Bu sebeple mevcut çalışmalara bakılarak iyon salınımının zamana göre net bir grafiğini çizmek mümkün değildir, sadece genel görüntüden iyon salınımının zamanla azaldığı düşünülebilir. Yapılan çalışmalarda süre ile iyon değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmadığı da belirtilmiştir.

Çalışmamızda MS ve HBP gruplarının tüm iyon değerleri ile protez kullanım süresi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır. Tam seramik grubunda ise yttrium değerleri ile protez kullanım süresi arasında istatistiksel olarak orta düzey negatif korelasyon bulunmaktadır. Diğer iyon değerleri ile protez kullanımı arasında ise bir korelasyon bulunmamaktadır. TS grubunun yıllara göre iyon değerleri incelendiğinde, ilk yıl içindeki iyon değeri sayısal olarak en yüksek değere ulaşmakta ve kullanım süresi arttıkça, iyon değerleri azalmaktadır. Bu veriler, literatürde gördüğümüz zaman içerisinde materyallerin iyon salınımının azalması davranışına paralellik göstermektedir. Ancak çalışmamız takipli çalışma olmadığı için aynı protezin zamana bağlı iyon değişimi verileri elde edilememiştir. Toplanılan örneklerle anlık iyon salınım değerleri elde edildiği için, bireysel bazda süreye bağlı iyon değişimiyle ilgili yorum yapmak mümkün değildir.

Tablo 25 incelendiğinde, materyal dikkate alınmadan protez kullanım süreleri ve matematiksel ortalama iyon değerleri karşılaştırılmış, iki değişken arasında anlamlı bir ilişki görülmemiştir. Bu bilgiler ışığında iyon salınımının yalnızca protez kullanım süresiyle doğrudan ilişkili olmadığı sonucu çıkarılabilmektedir.

Altın ve platin gibi bazı soy metallerin istisnası dışında, metaller genellikle doğada sülfür ya da oksit bileşikleri halinde bulunur. Metaller çeşitli işlemlerle bu bileşiklerden saf halde izole edilir. Metallerin korozyonu, bileşiklerden ayırma işleminde görülen reaksiyonların tersine şekilde çalışmasıdır. Sıklıkla, bir metalin korozyon ürünü, metalin orijinal olarak izole edildiği bileşiğe çok benzer. Örneğin,

demir, doğal olarak oluşan demir oksitten izole edilir ve pas, basitçe hidratlı demir oksittir.

Islak korozyon; nötr, asit veya alkali ortamlarda gerçekleşebilir. Bir metal sulu ortama yerleştirildiğinde, suya metal iyonları ve elektronlar salınır. Bir oksitleyici, katodik süreç olarak bilinen şekilde metalden elektronları çeker. Oksitleyici ajan genellikle suda çözülmüş olan oksijendir. Elektronların bu şekilde çıkarılması, katodik akım adı verilen bir akım üretir. Metalden bu elektron kaybı, metalin pozitif olarak yüklenmesine neden olur ve pozitif iyonlar suya salınırlar (16).

Davi ve ark. (117) tarafından yapılan bir çalışmada hareketli bölümlü protez alt yapı metallerinin, deiyonize su, sodyum hipoklorit ve bazik protez temizleyici solüsyonlar içinde bekletilmek suretiyle iyon salınımı miktarı ölçülmüştür. Metal iyon salınımının kantitatif analizi, endüktif olarak eşleştirilmiş plazma kütle spektrometrisi (ICP-MS) kullanılarak analiz edilmiştir. Her bir solüsyon çözeltisinden, numune solüsyona daldırılmadan önce ve daldırıldıktan sonra örnekler alınmıştır. Çözeltilerden alüminyum, krom, nikel, berilyum, molibden ve titanyum elementleri analiz edilmiştir. Deiyonize suya kıyasla diğer solüsyonlarda daha yüksek iyon değerleri elde edilmiştir. Analiz sonucunda tüm solüsyonlarda az miktarda iyon salınımı, bazı solüsyonlarda yüksek oranda Be ve Ni salınımı bulunmuş, ancak kliniksel ve istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Felipucci ve ark. (118) tarafından yapılan benzer bir çalışmada, hareketli bölümlü protez alt yapı metalleri, sodyum hipoklorit ve çeşitli bazik protez temizleyici solüsyonlar içinde bekletilmiştir. En çok salınım sodyum hipoklorit solüsyonunda görüldüğü ve tüm solüsyonlarda iyon salınımı gerçekleştiği bildirilmiştir.

Vasconcelos ve ark. (119) tarafından yapılan bir çalışmada, kobalt – krom alaşımlar bazik protez temizleme solüsyonları ve kontrol grubu olarak deiyonize su içinde bekletilmiştir. Metal iyon salınımının kantitatif analizi, endüktif olarak eşleştirilmiş plazma kütle spektrometrisi (ICP-MS) kullanılarak analiz edilmiştir. Tüm solüsyonlarda iyon salınımı gerçekleştiği bildirilmiştir.

Merritt ve Brown tarafından yapılan bir çalışmada, paslanmaz çelik plakalar asit, baz ve nötr ortamda 14 gün bekletilmiştir. Solüsyonlar atomik absorpsiyon

spektroskopisi kullanılarak analiz edilmiştir. Tüm solüsyonlarda nikel ve krom iyonları tespit edilmiştir. İyon salınım değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmadığı bildirilmiştir (120).

Salehi ve ark. tarafından yapılan bir çalışma, beyazlatıcı ajanların döküm protez metallere üzerindeki etkisini araştırmak amacıyla, Ni-Cr ve Pd-Cu-Ga içeren iki metal, yapay tükürük ve hidrojen peroksit solüsyonlarının içinde bekletilmiştir. Analiz sonucunda her iki metal alaşımdan, her iki solüsyonda da iyon salınımı gözlenmiş, ancak özellikle hidrojen peroksit solüsyonunda bekletilen alaşımlardan daha çok iyon salındığı gözlenmiş ve araştırmacı tarafından alerjik reaksiyon geliştirebilecek miktarlarda olduğu bildirilmiştir (121).

Wataha ve Khajotia tarafından yapılan bir çalışmada pH ile döküm metal alaşımların iyon salınımı incelenmiştir. Soy alaşımlar ve Ni-Cr alaşımı pH değeri 1 ve 4 olan iki solüsyonda bekletilmiştir. Soy alaşımlar yalnızca pH'ı 1 olan ortamda iyon salarken, Ni-Cr alaşımı her iki solüsyonda da iyon salınımı gerçekleştirmiştir. Bekleme süresi arttıkça, salınan iyon miktarının da arttığı bildirilmiştir (122).

Mercieca ve ark. tarafından yapılan çalışmada Ni-Cr ve Co-Cr alaşımlar su, asidik (pH 2,6) ve normal (pH 6,7) yapay tükürük içinde 30 gün boyunca bekletilmiştir. Co-Cr alaşımların, Ni-Cr alaşımlara göre daha stabil ve korozyona daha dayanıklı olup daha az iyon salınımı yaptığı ve pH değişiminin alaşım degradasyonuna etkisi olmadığı bildirilmiştir. Ni-Cr alaşımların yüzeyinde mikroyapısal değişiklikler gözlenmiş ve yüksek oranda nikel salınımı yaptığı bildirilmiştir (123).

Elshahawy ve ark. tarafından yapılan çalışmada döküm altın ve Ni-Cr alaşım, CAD-CAM seramiği ve paslanmaz çelik alaşım iyon salınımı açısından incelenmiştir. Sodyum klorid (NaCl) ve laktik asit içinde bekletilen alaşımların hepsi, laktik asit ortamında daha fazla iyon salınımı gerçekleştirmiştir. Ni-Cr alaşımlarından Ni, paslanmaz çelik alaşımlarından Fe, CAD-CAM seramiğinden ise K salınımının yüksek miktarlarda gözlemlendiği bildirilmiştir (83).

Borg ve ark. tarafından yapılan çalışmada, gastroözofal reflü rahatsızlığı olan ve hareketli bölümlü protez kullanan hastalardan tükürük örnekleri toplanmıştır.

Çalışma sonucunda Ni-Cr alaşımların Co-Cr alaşımlara göre asit korozyonuna daha yatkın olduğu, tüm örneklerde Co, Cr ve Ni iyonlarının tükürük örneklerinde saptandığını, reflü rahatsızlığının iyon salınımına etkisi olmadığı bildirilmiştir (81).

Çalışmalar incelendiğinde, dental materyallerin pH değişimlerinden etkilendiği görülmektedir. Özellikle bazı çalışmalarda asit (83,91) ve baz ortamlarda (117,118) iyon salınımında artış olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda HBP ve MS grubunun her bir numunenin toplam iyon sayısı ile pH değeri için yapılan grafikler incelendiğinde, nötr pH olan 7'den uzaklaştıkça toplam iyon değerlerinde sayısal bir artış olduğu görülmektedir. Tükürük pH'ı asidik veya bazik oldukça, iyon salınım miktarı artmaktadır. Bu sonuç, literatürle paralellik göstermektedir.

Dental seramikler çoğunlukla silika (SiO₂) ve alümina (Al₂O₃) gibi oksijen bileşikleridir. Bunlar çoğu durumda kimyasal olarak kararlıdır ve elektrokimyasal (veya ıslak) korozyonla bağlantılı oksidasyon sürecinden etkilenmezler. Seramiklerin bozunması genellikle bir kimyasal çözünme sürecini içerir. Seramikler korozif bir ortamda bulduklarında H⁺ iyonlarının yüzeylerine difüzyonu ile hidrate olmaktadır. Nötral, asidik ve bazik ortamlarda iyon değişimleri gerçekleşmektedir (16,124).

Milleding ve ark. tarafından yapılan çalışmada pH değişimleri sonucunda porselenden silisyum salınımının arttığı bildirilmiştir. (125).

Lin FH ve ark. tarafından yapılan çalışmada trikalsiyum fosfat seramiklerin su gibi sıvı ortamlarda stabiliteyi koruyamadıkları, faz ve yüzey morfolojilerinde değişimlere uğrayarak Ca başta olmak üzere iyon salınımında bulunduğu bildirilmiştir (126).

Zivko-Babic ve ark. tarafından yapılan çalışmada asidik ortamda felspatik ve hidrotermal seramiklerin kimyasal davranışlarını ve stabiliteyi araştırılmış, dental

seramiklerin alümina-silikat yapılarında hidrolitik bozunma gözlemlendiği bildirilmiştir (109).

Ahmed AA ve ark. ile McCracken WJ ve ark. tarafından yapılan çalışmalarda, lityum disilikat seramikleri 0.1 M HCl (asit ortam), 0.1 M NaOH (alkali ortam) ve nötr ortamlarda bekletmişlerdir. Bu çalışma sonucunda tüm ortamlarda iyon salınımı gerçekleşmiş ancak alkali ortamın, lityum disilikat seramiklerinin cam fazı ve mika tabakasının kristal fazı arasındaki faz sınırına etkide bulunarak ağ yapılarında çözünmeye sebep olduğu bildirilmiştir (82,110).

Anusavice ve ark. tarafından yapılan çalışmada cam seramiklerden çeşitli pH'lardaki iyon salınımı incelenmiştir. Yapılan araştırma sonucunda en fazla iyonun pH 11'de salındığı, ancak bunun in-vivo ortamlarda ulaşılamayacak bir değer olduğu bildirilmiştir (127).

Upshaw ve ark. tarafından yapılan çalışma farklı pH çözeltilerinde bekletilen tam seramiklerin iyon salınımı ve yüzey değişimi incelenmiştir. pH 2 ve 7 arasında salınan iyon değerlerinin arasında fark olmadığı, pH 10 çözeltide ise pH 2 ve 7'ye kıyasla yüksek oranda iyon salınımı olduğu bildirilmiştir. Bunun sebebinin düşük pH'ta yüzeyden iyon değişim mekanizmasıyla çözünmenin kontrol altına alınması olduğu, yüksek pH'ta ise seramiğin cam fazının yıkılması sebebiyle yüksek iyon kaybıyla karşılaştığı bildirilmiştir (128).

Humphrey SP ve ark. insan tükürüğünün pH değerini 6-7 arasında ve hafif asidik olarak bildirmişlerdir (74). Akış hızına göre pH 5.3'ten 7.8'e kadar değişebilmektedir (74,75).

Bu bilgiler ışığında, bazı şartlar altında hafif alkali duruma geçen tükürüğün seramiklerde benzer bir iyon salınımı etkisi yaratabileceği düşünülebilir. Çalışmamızda tükürük pH'nın 5,7 – 8,4 arasında ve ortalama 7,2 olduğu bulunmuştur. Tüm TS grubunda bireysel olarak kaydedilen toplam iyon değerleri tüm pH'larda birbirine yakındır, bu grup içindeki maksimum iyon salınımı bazik olan 8.1 ve 7.5 pH değerlerinde elde edilmiştir. Ancak restorasyonlar yalnızca pH değişimlerinden etkilenmemektedir. Mair LH ve ark. yaptıkları çalışmada ağız ortamına alınan sıvıların

pH değerinin 2 – 9 arasında, sıcaklıklarının da 5 – 55 °C arasında değiştiğini, aynı zamanda 4000 Newton'a varabilen y¼kler, diş fırçalama ve çeşitli gıdalar sebebiyle abrazyonlar oluşabileceğini bildirmişlerdir (129). Bu koşullar altında restoratif malzemelerde uzun dönemde kimyasal ve mekanik bozunmaların olması kaçınılmazdır. Dolayısıyla t¼k¼r¼k pH'ının cam seramiklerin ağ yapılarında ç¼z¼nmeye etki edecek düzeyde bir alkali ortam yaratmadığı, diş etkilerle oluşan korozyon ve fiziksel aşınmalar sebebiyle materyallerin iyon salınımı yaptığı öngörülebilmektedir. Bu nedenle t¼k¼r¼k pH derecesi ile materyalin iyon salınımı arasında bir korelasyon bulunmamaktadır sıfır hipotezimizi kısmen reddedilmiştir.

Milleding ve ark. tarafından yapılan çalışmada cam seramik, zirkonya ve alumina seramik örnekleri 80 °C sıcaklıktaki asidik ortamda ve 37 °C sıcaklıktaki saf suda bekletilmiştir. Bu seramik materyallerinin tümünün, asidik ortamda çok daha fazla iyon salınımı gösterdiği bildirilmiştir. Aynı zamanda hiçbir tam seramik materyalin ç¼z¼nme açısından birbirlerine göre farklarının bulunmadığı bildirilmiştir (105). Jakovac ve ark. tarafından yapılan benzer bir çalışmada yine benzer sonuçlar elde edilmiş, ancak en yüksek iyon salınımı feldspatik seramikte bulunmuştur (130).

Milleding ve ark. tarafından yapılan başka bir çalışmada ise yüksek korozif ortamda kristalin içeriği yüksek seramiklerin, feldspatik seramiklere göre daha dayanıklı olduğu ancak düşük korozif ortamlarda hiçbir seramiğin yüzey ç¼z¼nmesinin birbirinden farklı olmadığı bildirilmiştir (108).

Çalışmamızda tam seramik grubunun alt grupları arasında en yüksek değer lityum disilikatta gör¼lm¼řtür. Bu durum literat¼rle farklılık göstermektedir.

Protetik materyallerden ağız ortamına iyon salınımının klinik önemi, bu iyonların insan sağlığı için tehlike teşkil edebilmeleri ile ilgilidir. Dental restorasyonlarda kullanılan metal ve seramiklerden salınan iyon ve korozyon ürünlerinin olası toksik ve alerjik etkileri pek çok çalışmada incelenmiştir (70,131). Geçmişte dental alaşımlarda bulunan berilyumun kullanımı, kanserojen etkileri sebebiyle terk edilmiştir. Günümüzde ise üzerinde en çok durulan elementlerden biri nikelidir. Nikel kuvvetli bir alerjen ve kanserojendir.

Pangi ve ark. tarafından yapılan çalışmada Ni-Cr ve Co-Cr içerikli iki alaşım yapay tükürük ve sığır serum albümini içinde 7 hafta bekletilmiş ve AAS (atomik absorpsiyon spektrofotometresi) kullanılarak element analizi yapılmıştır. Protein içerikli serumda her iki alaşımda da yapay tükürüğe kıyasla çok yüksek miktarlarda iyon salınımı gözlenmiştir. Ortamdaki Cr iyonlarının büyük oranda Ni-Cr alaşımından salındığı bildirilmiştir. Yüksek miktarda olsa da bu salınımın toksik etki gösterebilecek miktarların altında olduğu bildirilmiştir (132).

Galo ve ark tarafından yapılan bir çalışmada, metal içeriğinin korozyona etkisi araştırılmıştır. Kobalt içerikli alaşımlarda, kobalt miktarı arttıkça korozyonun azaldığı bildirilmiştir. Kobaltın korozyon direnci nedeniyle, kobalt içerikli alaşımlara kıyasla nikel içerikli alaşımların yüzey mikroyapısında bozunmalar meydana geldiği ve iyon salınımının çok daha fazla olduğu bildirilmiştir (133).

Qiu ve ark. ve Lin ve ark. tarafından yapılan iki farklı çalışmada Co-Cr ve Ni-Cr alaşımlar, üstüne porselen fırınlanmadan önce ve fırınlandıktan sonra korozyon davranışları incelenmiştir. Fırınlama öncesi Co-Cr alaşımı korozyona Ni-Cr alaşımına göre daha dayanıklı bulunmuştur. Fırınlamadan sonra Co ve Ni salınımı artmış, Ni-Cr alaşımının iyon salınım miktarı çok daha yüksek bulunmuştur (134,135).

McGinley ve ark. tarafından yapılan iki farklı çalışmada Ni-Cr ve Co-Cr alaşımların iyon salınımı ve insandan üretilmiş tam kalınlıklı mukoza modeli üzerinde biyoyumlulukları incelenmiştir. Ni-Cr alaşımların yüksek Ni salınımı yaptığını ve mukoza modelinde hücre canlılığında azalma, enflamatuar sitokin ekspresyonu ve hücrel sitotoksikite tespit edildiği bildirilmiştir. Co-Cr alaşımların ise Ni-Cr alaşımına oranla mukoza modeline önemli ölçüde biyoyumluluk gösterdiği bildirilmiştir (136,137).

Holm ve ark. tarafından yapılan çalışmada 18 farklı dental alaşımın iyon salınımı ve biyolojik açıdan uygunlukları incelenmiştir. Kontrol grubu olarak saf bakır kullanılan araştırmada baz metal alaşımlarla soy metal alaşımların iyon salınımı açısından fark bulunmadığı, saf bakır alaşımı dışında tüm alaşımların düşük element salınımı yaptığı, MTT testinde sitotoksik etki göstermediği ve HET-CAM testinde “non-irritant” olarak derecelendirildiği bildirilmiştir (138).

Dental restorasyonlarda kullanılan döküm alaşımlarının incelendiği bir derlemede, 8 farklı döküm metal alaşımı ve bu alaşımlardan salınan iyonların günlük olarak vücuda besin ve diğer yollarla alınan miktarlardan çok daha az olduğu bildirilmiştir (85). Aynı zamanda tükürükle alınan bu iyonların tüm vücuda yayıldığı için ölçülen miktarlardan çok daha az olacağı, bu nedenle sistemik bir etki yapmayacağı bildirilmiş ancak bölgesel alerjik reaksiyonlara neden olabilme ihtimali üzerinde durulmuştur. Seçilecek döküm alaşımının olabildiği kadar karsinojenik içeriği bulunmamasına özen gösterilmesi gerektiği bildirilmiştir. Günümüzde özellikle karsinojenik olduğu bilinen berilyumun alaşımlarda kullanımı bulunmamaktadır (139).

Çalışmamızda hem HBP grubunda hem de MS grubunda, toplam Ni salınımı, toplam Cr ve Co salınımından çok daha fazla bulunmuştur. Nikelin alerjik ve sitotoksik etkileri göz önünde bulundurularak, nikelsiz dental alaşımların kullanımının artırılması gerektiği öngörülebilmektedir.

Çalışmamızda MS ve HBP gruplarından ölçülen iyon salınım miktarları da günlük alınan dozun altında bulunmuştur. Aynı zamanda pek çok çalışmada da en çok Ni içerikli alaşımların Ni salınımı yaptığı, bu sebeple yüksek oranda alerjik potansiyeli olduğu için nikelsiz alaşımlara yönelmesi gerektiği çıkarımı yapılabilmektedir. Çalışmamızda da en çok salınım yapan iyonların başında Ni gelmektedir. Gönüllülerimizin hiçbirinde alerjik reaksiyon görülmemektedir, ancak zaman içinde alerji geliştirilme ihtimali göz önünde bulundurulmalıdır.

Dental seramikler, korozyon ürünlerinin olası sistemik ve toksik etkileri göz önünde bulundurularak değerlendirilmelidir. Çalışmalarda iyonların vücuda etkileri analiz edilen çalışmalarda, renal yetmezliği olan hastalarda alüminyumun toksik olabileceği bildirilmiştir. Aynı zamanda alüminyumun Alzheimer hastalığı ve etiyolojisi bilinmeyen nörodejeneratif hastalığında rol oynadığına dair tartışmalı iddialar vardır (140). Çalışmamızda Al iyonu salınımı oldukça düşük bulunmuştur.

Toksik etki göz önünde bulunduğunda ise özellikle renal rahatsızlıklarda rol oynadığı için lityum iyonu değerlendirmeye alınmalıdır (131,141,142). Anusavice ve ark. tarafından yapılan çalışmada cam seramiklerden çeşitli pH'lardaki iyon salınımı incelenmiştir. Bazı gruplarda yüksek oranda Li salınımı olduğu, ancak bunun da günlük alınabilecek 2 mg'lık dozun altında olduğu bildirilmiştir (127). Çalışmamızda yalnızca bir gönüllüde Li salınımı görülmüş, diğer tüm örneklerde ölçüm genişliğinin altında kalmış, bu nedenle değerlendirme dışı bırakılmıştır. Dolayısıyla tam seramik restorasyonlarda lityum salınımı görülse de sistemik bir rahatsızlığa sebep olabilecek dozların çok altındadır.

İncelenen literatürde dental seramiklerin sistemik etkilerini inceleyen az sayıda çalışmaya rastlanmıştır. Sjögren ve ark. (143) tarafından yapılan araştırmada, Empress kronlar takıldıktan sonra farelerde insülin salınımında artış olduğunu bildirmiştir. Vita VMK 95'te ise insülin salınımının azaldığı, diğer seramiklerde insülin üzerinde bir etki oluşturmadığı bildirilmiştir. Messer ve ark. (144) tarafından yapılan sitotoksikite çalışmasında, IPS Empress II seramiklerinin hücrel aktiviteyi düşürdükleri için biyolojik olarak tartışılabilir malzemeler oldukları, diğer dental seramiklerin de araştırma çerçevesinde biyouyumlu olduğunu ancak daha ileri araştırmalar gerektiğini bildirilmiştir. Brackett ve ark. (145) tarafından yapılan çalışmada 6 farklı lityum disilikat dental seramiği, fare fibroblastları ile kontakt halinde 72 saat bekletilmiş ve tüm deneklerde yüksek oranda mitokondriyel aktivitenin baskılanmış olduğu bildirilmiştir. Araştırmalar, dental seramiklerin inert olmadığını, bazı durumlarda sitotoksik etkide bulunabileceklerini göstermektedir. Çalışmamızda, tüm seramiklerden iyon salınımı gerçekleştiği görülmektedir. Ancak salınan iyonların, organizma üzerindeki etkilerinin incelenmesi için yeni çalışmalara gereksinim duyulmaktadır.

Elshahawy ve ark. (83) tarafından yapılan çalışmada CAD-CAM seramiğinden K salınımının yüksek miktarlarda gözlemlendiği bildirilmiştir. Sundar ve Amber tarafından yapılan çalışmada (146), dental seramiklerin kimyasal çözünübilirlikleri araştırılmış, Na, K, Ca ve Mg oksitlerinin salınım yaptığı, ancak salınım miktarlarının günlük diyetle alınan miktarlardan çok daha düşük olduğu bildirilmiştir.

Çalışmamızda TS grubu için sırasıyla K, Na, Ca ve Mg en çok salınan iyonlar olarak bulunmuştur. Ortalama iyon miktarlarının hepsi günlük alınabilecek miktarların altında kalmıştır.

Tüm materyal gruplarından elde edilen toplam iyon değerlerinin ortalamaları ele alındığında TS grubu ortalama iyon değerlerinin gruplar arasında en düşük değeri verdiği görülmektedir. MS grubu ikinci en yüksek iyon değeri ortalamasını verirken, en yüksek iyon değeri ortalaması HBP grubundan elde edilmiştir. Yapılan istatistiksel analizlerde anlamlı olarak gösterilen tüm değerler HBP grubuna ait değerlerdir ve diğer gruplardan yüksek iyon değerine ulaşmıştır. Bu sonuçlara göre tam seramik grubunun, protetik restorasyon için daha ideal materyallerden biri olduğu düşünülebilir.

Tam seramik grubunda ölçülen düşük iyon salınım değerleri, seramiklerin metal alaşımlara göre daha az iyon salınımı yaptığını göstermektedir. Hacminin büyük bir kısmı seramikten oluşan metal seramik restorasyonlar, şüphesiz ki seramiklerin metallere kıyasla yüksek korozyon direnci göstermesi özelliğinden yararlanmaktadır. Ancak kole bölgesinde metal bilezik tasarımı, metal bitirilmiş okluzal yüzey, delaminasyon sonucu metalin açığa çıkması gibi sebeplerle metal seramik restorasyonlarda ağız ortamı ile temas içerisinde bir metal yüzey bulunabilmektedir. Metal seramiklerin toplam iyon değerlerinin tam seramik grubundan yüksek olmasının nedenlerinden birinin, ağız ortamına açık olan metal yüzeylerden salınan iyonlar olabileceği düşünülmektedir.

Hareketli bölümlü protezlerin ağız ortamındaki büyük hacimli metal yüzeyleri nedeniyle en yüksek iyon değerlerine ulaştığı düşünülmektedir. Düzenli olarak gece çıkararak kullanan hastalarda iyon değerleri, çıkarmayanlara oranla daha düşük bulunmuştur. Gece boyunca tükürük akışının azalması bakteri aktivitesini artırmaktadır. Metal yüzeye tutunan bakteriler, iyon salınımını artırmaktadır (98). Uyku sırasında artmış bakteri aktivitesinin, gece boyunca çıkarılmayan protezlerin iyon salınımı değerlerinin daha yüksek olmasını etkileyen sebeplerden biri olduğu düşünülmektedir.

Seramik ve metal yüzeyler arasında kimyasal bir bağ oluşturmak için alaşımların ısıl işleminin ve döküm işleminin kalitesinin, döküm restorasyonunun çözünebilirliği ve korozyon direncini önemli ölçüde etkileyebileceği çeşitli çalışmalarla bildirilmiştir (92,147). Çalışmamıza katılan gönüllülerin kullandığı protezlerin farklı laboratuvarlarda ve farklı yöntemlerle yapılmış olması, çalışmamızın limitasyonlarından biridir. Standardize edilerek üretilmiş protetik restorasyonlarla yapılacak çalışmalar, daha kontrollü sonuçlar verecektir.

Çalışmamızda örneklerin toplandığı hastalar kendi grupları içinde standardize edilerek seçilmiştir. Ancak çalışmamız takipli olmadığı için, klinik incelemeler dışındaki bilgiler hastaların beyanlarıyla sınırlı kalmıştır. Çalışmamızda hastaların alışkanlıkları da hastaların beyanlarıyla sınırlı kalmıştır. Özellikle hastaların yeme – içme alışkanlıklarının, protezlerin yüzey özelliklerini etkilediği bilinmektedir. Bu alışkanlıkların ve protez üzerindeki etkilerinin kontrol edilememesi de çalışmamızın bir diğer limitasyonlarından biridir. Çalışmamız için kontrolümüzde olmayan değişkenler elimine edilerek uzun dönem takipli çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

6.SONUÇ VE ÖNERİLER

Farklı restorasyon türlerinin in-vivo iyon salınımlarının değerlendirildiği bu çalışmada elde edilen sonuçlar şu şekilde sıralanabilir.

1. Tam seramik restorasyonu bulunan hastalardan alınan örneklerle, restorasyonsuz bireylerden alınan örnekler birbirine yakın ortalama iyon değerlerine sahiptir. Çalışmamızda en az iyon salınımı gösteren restorasyonlar tam seramik restorasyonlar olarak bulunmuştur.
2. Hareketli bölümlü protez restorasyonu bulunan hastalar en çok ortalama iyon salınımı değerlerine sahiptir. Çalışmamızda en çok iyon salınımı gösteren restorasyonlar hareketli bölümlü protezler olarak bulunmuştur.
3. Tam seramik restorasyon bulunan hastaların iyon değerleri incelendiğinde, lityum disilikat grubunun yüksek miktarda Na salınımı yaptığı görülmektedir. Tüm değerler günlük alım miktarlarının altında kalmış olsa da kontrolsüz hipertansiyon hastalarında lityum disilikat içerikli restoratif materyal kullanımı için bu veri göz önünde bulundurulmalıdır.
4. Hareketli bölümlü protez restorasyonu bulunan hastalardan, gece protezlerini çıkaran hastaların iyon değerleri, çıkarmayan hastalara oranla çok daha az bulunmuştur. Bu göz önünde bulundurularak, hareketli bölümlü protezlerin aralıksız kullanımının, iyon salınım miktarını artırdığı öngörülebilmektedir.
5. Materyallerin ağızda kaldığı süre uzadıkça iyon salınımında artış olduğuna dair herhangi bir bulguya rastlanmamıştır. Buna dayanarak, eski protezlerin yüksek iyon salınımı şüphesiyle değişimine ihtiyaç bulunmamaktadır.
6. Protetik materyaller pH değişimlerinden etkilenmektedir. Literatür ve çalışmamız da bunu desteklemektedir. Ancak iyon salınımının sebebi yalnızca pH değişimlerine bağlanamamaktadır.
7. Konu ile ilgili sonuçların karşılaştırılması ve kesin yargılara varılabilmesi için uzun süreli ve takipli yeni çalışmalara gereksinim bulunmaktadır.

7.KAYNAKLAR

1. Ulusoy M, Aydın AK. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. 3. Baskı. Ankara: Ankara Üniversitesi Yayınları; 2010.
2. Kelly JR, Benetti P. Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. Aust Dent J. 2011/05/21. 2011;56 Suppl 1:84–96.
3. Capon WA. Porcelain: Its properties. J Am Dent Assoc. 1927;15.
4. Naylor WP, Sakamoto S. Introduction to Metal-ceramic Technology. Quintessence Publishing Company, Incorporated; 2017.
5. Jones DW. Development of dental ceramics. An historical perspective. Dent Clin North Am. 1985;29 (4):621–44.
6. Land CH. Porcelain dental art. Dent Cosm. 1903;45:437–44.
7. Land CH. Porcelain dental art: No. II. Dent Cosm. 1903;45:615–20.
8. Ring ME. Dentistry: An Illustrated History. Abrams; 1992.
9. Land CH. Metallic enamel coatings and fillings. Indep Pr. 1886;7:413–4.
10. Land CH. A new system of restoring badly decayed teeth by means of an enameled metallic coating. Indep Pr. 1886;7:407–9.
11. Brecker SC. Porcelain baked to gold—A new medium in prosthodontics. J Prosthet Dent. 1956;6(6):801–10.
12. Johnston JF, Dykema RW, Cunningham DM. The use and construction of gold crowns with a fused porcelain veneer—A progress report. J Prosthet Dent. 1956;6(6):811–21.
13. Weinstein LK, Weinstein AB. Porcelain covered metal-reinforced teeth. Vol. US3052983A. US; 1962.
14. Weinstein LK, Katz S, Weinstein AB. Fused porcelain-to-metal teeth. Vol. US3052982A. US; 1962.
15. Anusavice KJ, Shen C, Rawls HR. Phillips' Science of Dental Materials - E-Book. Elsevier Health Sciences; 2014.
16. Van Noort R, Barbour M. Introduction to Dental Materials - E-Book. Elsevier Health Sciences; 2014.
17. Can G, Ersoy AE, Aksu ML. Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Yurt-Mim Yayıncılık; 2014.
18. Sakaguchi RL, Ferracane J, Powers JM. Craig's Restorative Dental Materials - E-Book. Elsevier Health Sciences; 2018.
19. Rosenstiel SF, Land MF, Fujimoto J. Contemporary Fixed Prosthodontics. Elsevier; 2016.
20. Alan B. Carr DMDMS, David T. Brown DDSMS. McCracken's Removable Partial Prosthodontics [Internet]. Elsevier Health Sciences; 2015. Available

from: <https://books.google.com.tr/books?id=Qx7mCgAAQBAJ>

21. O'Brien WJ. Dental Materials and Their Selection. Quintessence Publishing Company; 2008.
22. Shillingburg HT, Sather DA. Fundamentals of Fixed Prosthodontics. Quintessence Pub.; 2012.
23. Powers JM, Wataha JC. Dental Materials - E-Book: Foundations and Applications. Elsevier Health Sciences; 2015.
24. Trond Peder Flaten J, Derek Birchall, John Savory, Robert A. Yokel ACA. STATUS AND FUTURE CONCERNS OF CLINICAL AND ENVIRONMENTAL ALUMINUM TOXICOLOGY. J Toxicol Environ Health [Internet]. 1996 Aug 1;48(6):527–42. Available from: <https://doi.org/10.1080/009841096161050>
25. Walton JR. A longitudinal study of rats chronically exposed to aluminum at human dietary levels. Neurosci Lett [Internet]. 2007;412(1):29–33. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0304394006008408>
26. Rondeau V, Iron A, Letenneur L, Commenges D, Duchêne F, Arveiler B, et al. Analysis of the effect of aluminum in drinking water and transferrin C2 allele on Alzheimer's disease. Eur J Neurol [Internet]. 2006 Sep 1;13(9):1022–5. Available from: <https://doi.org/10.1111/j.1468-1331.2006.01339.x>
27. PASTACI N, BAHTİYAR N, KARALÜK S, GÖNÜL R, Mehmet OR, DURSUN Ş, et al. Köpeklerde alüminyum toksikasyonunun alzheimer hastalığı üzerine etkisi. Tübvav Bilim Derg. 2010;3(3):271–5.
28. Naylor WP. Introduction to Metal-Ceramic Technology: Third Edition [Internet]. Quintessence Publishing Company; 2019. Available from: <https://books.google.com.tr/books?id=f3x6zQEACAAJ>
29. Asgar K. Casting Metals in Dentistry: Past - Present - Future. Adv Dent Res [Internet]. 1988 Aug 1;2(1):33–43. Available from: <https://doi.org/10.1177/08959374880020011701>
30. Covington JS, McBride MA, Slagle WF, Disney AL. Quantization of nickel and beryllium leakage from base metal casting alloys. J Prosthet Dent [Internet]. 1985;54(1):127–36. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391385800871>
31. Kalkwarf KL. Allergic gingival reaction to esthetic crowns. Quintessence Int Dent Dig [Internet]. 1984;15(7):741–5. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/6591237>
32. Morris HF. Veterans administration cooperative studies project No. 147. Part IV: Biocompatibility of base metal alloys. J Prosthet Dent [Internet]. 1987;58(1):1–4. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391387801324>
33. MOFFA, JP. Biological effects of nickel-containing dental alloys. J Am Dent Assoc [Internet]. 1982 [cited 2022 Jan 4];104:501–5. Available from: <http://ci.nii.ac.jp/naid/10011482541/en/>

34. Lamster IB, Kalfus DI, Steigerwald PJ, Chasens AI. Rapid Loss of Alveolar Bone Associated with Nonprecious Alloy Crowns in Two Patients with Nickel Hypersensitivity. *J Periodontol* [Internet]. 1987 Jul 1;58(7):486–92. Available from: <https://doi.org/10.1902/jop.1987.58.7.486>
35. Setcos JC, Babaei-Mahani A, Silvio L Di, Mjör IA, Wilson NHF. The safety of nickel containing dental alloys. *Dent Mater* [Internet]. 2006;22(12):1163–8. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564105003416>
36. Baldwin DR, Marshall WJ. Heavy Metal Poisoning and its Laboratory Investigation. *Ann Clin Biochem* [Internet]. 1999 May 1;36(3):267–300. Available from: <https://doi.org/10.1177/000456329903600301>
37. Platt JA, Guzman A, Zuccari A, Thornburg DW, Rhodes BF, Oshida Y, et al. Corrosion behavior of 2205 duplex stainless steel. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 1997;112(1):69–79. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540697702762>
38. Prasad AS. Essential and toxic trace elements in human health and disease: an update. Wiley-Liss; 1993.
39. Howie DW, Rogers SD, McGee MA, Haynes DR. Biologic Effects of Cobalt Chrome in Cell and Animal Models. *Clin Orthop Relat Res* [Internet]. 1996;329. Available from: https://journals.lww.com/clinorthop/Fulltext/1996/08001/Biologic_Effects_of_Cobalt_Chrome_in_Cell_and.19.aspx
40. Kedici PS, Memikoğlu MM, Kansu G, İşimer A, Günhan O. Case report: ionisation tendency of a base metal alloy in the oral environment. *Eur J Prosthodont Restor Dent* [Internet]. 1995;3(5):231–4. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/8603166>
41. Kawashima I, Berzins DW, Sarkar NK, Ohno H. Corrosion of three experimental AgMn-based casting alloys. *Dent Mater* [Internet]. 1998;14(6):448–52. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571299000202>
42. Gaetke LM, Chow CK. Copper toxicity, oxidative stress, and antioxidant nutrients. *Toxicology* [Internet]. 2003;189(1):147–63. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300483X03001598>
43. Organization WH. Trace elements in human nutrition and health. World Health Organization; 1996.
44. Sarkar NK, Verret M, Eyer CS, Jeansonne EE. Role of gallium in alloy-porcelain bonding. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1985;53(2):190–4. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/3884785>
45. Bothwell TH, Charlton RW, Cook JD, Finch CA. Iron metabolism in man. *Iron Metab man*. 1979;
46. Fraga CG, Oteiza PI. Iron toxicity and antioxidant nutrients. *Toxicology* [Internet]. 2002;180(1):23–32. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300483X02003797>

47. Crossgrove J, Zheng W. Manganese toxicity upon overexposure. *NMR Biomed* [Internet]. 2004 Nov 1;17(8):544–53. Available from: <https://doi.org/10.1002/nbm.931>
48. Mergler D. Neurotoxic Effects of Low Level Exposure to Manganese in Human Populations. *Environ Res* [Internet]. 1999;80(2):99–102. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0013935198939020>
49. Barceloux DG, Barceloux D. Molybdenum. *J Toxicol Clin Toxicol* [Internet]. 1999 Jan 1;37(2):231–7. Available from: <https://doi.org/10.1081/CLT-100102422>
50. Uthus EO, Seaborn CD. Deliberations and Evaluations of the Approaches, Endpoints and Paradigms for Dietary Recommendations of the Other Trace Elements. *J Nutr* [Internet]. 1996 Sep 1;126(suppl_9):2452S-2459S. Available from: https://doi.org/10.1093/jn/126.suppl_9.2452S
51. Jones TK, Hansen CA, Singer MT, Kessler HP. Dental implications of nickel hypersensitivity. *J Prosthet Dent* [Internet]. 1986;56(4):507–9. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0022391386903987>
52. Menezes LM, Quintão CA, Bolognese AM. Urinary excretion levels of nickel in orthodontic patients. *Am J Orthod Dentofac Orthop* [Internet]. 2007;131(5):635–8. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0889540607001606>
53. Kielhorn J, Melber C, Keller D, Mangelsdorf I. Palladium – A review of exposure and effects to human health. *Int J Hyg Environ Health* [Internet]. 2002;205(6):417–32. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1438463904701741>
54. Wataha JC, Shor K. Palladium alloys for biomedical devices. *Expert Rev Med Devices* [Internet]. 2010 Jul 1;7(4):489–501. Available from: <https://doi.org/10.1586/erd.10.25>
55. Loeper J, Loeper J, Fragny M. The Physiological Role of the Silicon and its AntiAtheromatous Action BT - Biochemistry of Silicon and Related Problems. In: Bendz G, Lindqvist I, Runnström-Reio V, editors. Boston, MA: Springer US; 1978. p. 281–96. Available from: https://doi.org/10.1007/978-1-4613-4018-8_13
56. Plant JA, Bone J, Ragnarsdottir KV, Voulvoulis N. Pollutants, human health and the environment – A risk-based approach. *Appl Geochemistry* [Internet]. 2011;26:S238–40. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0883292711001922>
57. Hammond CR. Handbook of chemistry and physics. CRC Press Version). 2000;
58. Nordberg G, Fowler BA, Nordberg M. Handbook on the Toxicology of Metals [Internet]. Elsevier Science; 2014. Available from: <https://books.google.com.tr/books?id=ZFxzAwAAQBAJ>
59. Yamamoto M. Metal-ceramics: principle and methods of Makoto Yamamoto. Quintessence Publishing Company; 1985.
60. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, Gilbert J. Marginal Fit of Machine-Milled

- Titanium and Cast Titanium Single Crowns. *Int J Prosthodont* [Internet]. 1994 Sep;7(5):440–7. Available from: <https://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&db=ddh&AN=37703307&site=ehost-live>
61. Niinomi M, Boehlert CJ. Titanium alloys for biomedical applications. In: *Advances in metallic biomaterials*. Springer; 2015. p. 179–213.
 62. Koike M, Cai Z, Fujii H, Brezner M, Okabe T. Corrosion behavior of cast titanium with reduced surface reaction layer made by a face-coating method. *Biomaterials* [Internet]. 2003;24(25):4541–9. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961203000632>
 63. Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. *Biomaterials* [Internet]. 1999;20(2):183–90. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961298001604>
 64. Cortada M, Giner L, Costa S, Gil FJ, Rodri'guez D, Planell JA. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. *J Mater Sci Mater Med* [Internet]. 2000;11(5):287–93. Available from: <https://doi.org/10.1023/A:1008905229522>
 65. Valentine-Thon E, Schiwara H-W. Validity of MELISA® for metal sensitivity testing. *Neuroendocrinol Lett*. 2003;24(1/2):57–64.
 66. Tamai K, Mitsumori M, Fujishiro S, Kokubo M, Ooya N, Nagata Y, et al. A case of allergic reaction to surgical metal clips inserted for postoperative boost irradiation in a patient undergoing breast-conserving therapy. *Breast Cancer*. 2001;8(1):90–2.
 67. Vallee BL, Falchuk KH. The biochemical basis of zinc physiology. *Physiol Rev* [Internet]. 1993 Jan 1;73(1):79–118. Available from: <https://doi.org/10.1152/physrev.1993.73.1.79>
 68. Vallee BL. Zinc: biochemistry, physiology, toxicology and clinical pathology. *Biofactors* [Internet]. 1988;1(1):31–6. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/3076432>
 69. Sun Y, Ma L, Cui J, Feng L, Zhang Z, Yang Y, et al. Effects of heat-treatment temperature and holding time on the microstructure and mechanical properties of lithium disilicate glass-ceramics. *J Non Cryst Solids* [Internet]. 2021;553:120502. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022309320306128>
 70. Anusavice KJ. Degradability of Dental Ceramics. *Adv Dent Res* [Internet]. 1992 Sep 1;6(1):82–9. Available from: <https://doi.org/10.1177/08959374920060012201>
 71. Seiler HG, Sigel H. *Handbook on toxicity of inorganic compounds* [Internet]. United States: Marcel Dekker; 1988. Available from: http://inis.iaea.org/search/search.aspx?orig_q=RN:20015779
 72. Henry JB, AuBuchon JP. Clinical diagnosis and management by laboratory methods. *Arch Pathol Lab Med*. 1997;121(9):1016.

73. La K, Pesce AJ. *Clinical chemistry: Theory, analysis and correlation*. CV Mobsy, M, St Louis. 1989;455.
74. Humphrey SP, Williamson RT. A review of saliva: normal composition, flow, and function. *J Prosthet Dent*. 2001/02/24. 2001;85(2):162–9.
75. de Almeida Pdel V, Grégio AM, Machado MA, de Lima AA, Azevedo LR. Saliva composition and functions: a comprehensive review. *J Contemp Dent Pract*. 2008/03/13. 2008;9(3):72–80.
76. Rehak NN, Cecco SA, Csako G. Biochemical composition and electrolyte balance of " unstimulated" whole human saliva. *Clin Chem Lab Med*. 2000;38(4):335–43.
77. Altinişik M, AD AB. Spektroskopik analiz yöntemleri. Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Fakültesi Biyokim Anabilim Dalı Ders Notları. 2004;
78. Siddharth R, Gautam R, Chand P, Agrawal KK, Singh RD, Singh BP. Quantitative analysis of leaching of different metals in human saliva from dental casting alloys: An in vivo study. *J Indian Prosthodont Soc*. 2015;15(3):206.
79. Wataha JC, Lockwood PE. Release of elements from dental casting alloys into cell-culture medium over 10 months. *Dent Mater*. 1998;14(2):158–63.
80. Kerosuo H, Hensten-Pettersen A. Salivary nickel and chromium in subjects with different types of fixed orthodontic appliances. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1997;111(6):595–8.
81. Borg W, Cassar G, Camilleri L, Attard N, Camilleri J. Surface microstructural changes and release of ions from dental metal alloy removable prostheses in patients suffering from acid reflux. *J Prosthodont*. 2018;27(2):115–9.
82. McCracken WJ; Clark DE; Hench LL. Aqueous durability of lithium disilicate glass-ceramics. *Am Ceram Soc Bull*. 1982;61:1218–23.
83. Elshahawy W, Watanabe I, Koike M. Elemental ion release from four different fixed prosthodontic materials. *Dent Mater*. 2009;25(8):976–81.
84. Can G, Akpınar G, Aydın A. The release of elements from dental casting alloy into cell-culture medium and artificial saliva. *Eur J Dent*. 2007;1(02):86–90.
85. Brune D. Metal release from dental biomaterials. *Biomaterials* [Internet]. 1986;7(3):163–75. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0142961286900979>
86. Upadhyay D, Panchal MA, Dubey RS, Srivastava VK. Corrosion of alloys used in dentistry: A review. *Mater Sci Eng A* [Internet]. 2006;432(1):1–11. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0921509306005375>
87. Canay S, Hersek N, Culha A, Bilgic S. Evaluation of titanium in oral conditions and its electrochemical corrosion behaviour. *J Oral Rehabil*. 1998;25(10):759–64.
88. Gettleman L, Cocks FH, Darmiento LA, Levine PA, Wright S, Nathanson D. Materials Science Measurement of in vivo Corrosion Rates in Baboons, and Correlation with in vitro Tests. *J Dent Res*. 1980;59(4):689–707.

89. Rose EC, Jonas IE, Kappert HF. In vitro investigation into the biological assessment of orthodontic wires. *J Orofac Orthop der Kieferorthopädie*. 1998;59(5):253–64.
90. Schwickerath H. Solubility of dental alloys. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1988;43(3):339–42.
91. El Sawy AA, Shaarawy MA. Evaluation of Metal Ion Release from Ti6Al4V and Co-Cr-Mo Casting Alloys: In Vivo and In Vitro Study. *J Prosthodont [Internet]*. 2014 Feb 1;23(2):89–97. Available from: <https://doi.org/10.1111/jopr.12067>
92. Bumgardner JD, Johansson BI. Effects of titanium-dental restorative alloy galvanic couples on cultured cells. *J Biomed Mater Res*. 1998;43(2):184–91.
93. Uhlig HH, Revie RW. Corrosion and corrosion control. Third edition [Internet]. United States: John Wiley and Sons, Inc., New York, NY; 1985. Available from: <https://www.osti.gov/biblio/7195167>
94. Rabald E. Corrosion Guide 2 nd edn pp. 199-301. Elsevier. Publ., Amsterdam; 1968.
95. Aksüt AA, Bilgiç S. The effect of amino acids on the corrosion of nickel in H₂SO₄. *Corros Sci [Internet]*. 1992;33(3):379–87. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0010938X9290067D>
96. Aksüt AA, Bayramolu G. The effect of propargyl alcohol on the corrosion of pure aluminium and aluminium alloys in aqueous solutions. *Corros Sci [Internet]*. 1994;36(3):415–22. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0010938X94900345>
97. Geis-Gerstorfer J. In vitro corrosion measurements of dental alloys. *J Dent [Internet]*. 1994;22(4):247–51. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0300571294901244>
98. Fors R, Persson M. Nickel in dental plaque and saliva in patients with and without orthodontic appliances. *Eur J Orthod [Internet]*. 2006 Jun 1;28(3):292–7. Available from: <https://doi.org/10.1093/ejo/cji091>
99. Aamdal-Scheie A, Luan W-M, Dahlen G, Fejerskov O. Plaque pH and Microflora of Dental Plaque on Sound and Carious Root Surfaces. *J Dent Res [Internet]*. 1996 Nov 1;75(11):1901–8. Available from: <https://doi.org/10.1177/00220345960750111301>
100. Zaura E, ten Cate JM. Dental Plaque as a Biofilm: A Pilot Study of the Effects of Nutrients on Plaque pH and Dentin Demineralization. *Caries Res [Internet]*. 2004;38(suppl 1(Suppl. 1):9–15. Available from: <https://www.karger.com/DOI/10.1159/000074357>
101. Vernillo AT. Diabetes mellitus: relevance to dental treatment. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2001;91(3):263–70.
102. Kawar N, Park SG, Schwartz JL, Callahan N, Obrez A, Yang B, et al. Salivary microbiome with gastroesophageal reflux disease and treatment. *Sci Rep [Internet]*. 2021;11(1):188. Available from: <https://doi.org/10.1038/s41598-020-80170-y>

103. Kaličanin B, Ajduković Z. Influence of saliva medium on freeing heavy metal ion from fixed dentures. *Sci Total Environ* [Internet]. 2008;397(1):41–5. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S004896970800243X>
104. de-Melo JF, Gjerdet NR, Erichsen ES. Metal Release from Cobalt-Chromium Partial Dentures in the Mouth. *Acta Odontol Scand* [Internet]. 1983 Jan 1;41(2):71–4. Available from: <https://doi.org/10.3109/00016358309162305>
105. Milleding P, Haraldsson C, Karlsson S. Ion leaching from dental ceramics during static in vitro corrosion testing. *J Biomed Mater Res* [Internet]. 2002 Sep 15;61(4):541–50. Available from: <https://doi.org/10.1002/jbm.10109>
106. Kedici SP, Aksüt AA, Kılıçarslan MA, Bayramog Lu G, Gökdemir K. Corrosion behaviour of dental metals and alloys in different media. *J Oral Rehabil* [Internet]. 1998 Oct 1;25(10):800–8. Available from: <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.1998.00305.x>
107. Bayramoğlu G, Alemdaroğlu T, Kedici S, Aksüt AA. The effect of pH on the corrosion of dental metal alloys. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2000 Jul 1;27(7):563–75. Available from: <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2000.00549.x>
108. Milleding P, Karlsson S, Nyborg L. On the surface elemental composition of non-corroded and corroded dental ceramic materials in vitro. *J Mater Sci Mater Med* [Internet]. 2003;14(6):557–66. Available from: <https://doi.org/10.1023/A:1023416232222>
109. Živko-Babić J, Čurković L, Ivaniš T, Pandurić J, Borić D. Chemical stability of feldspatic and hydrothermal ceramics. In: *The proceeding of 24th annual conference EPA*. 2000. p. 9.
110. Ahmed AA, El-Batal HA, Ghoneim NA, Khalifa FA. Leaching of some lithium silicate glasses and glass-ceramics by HCl. *J Non Cryst Solids* [Internet]. 1980;41(1):57–70. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/002230938090191X>
111. Zlatarić DK, Čelebić A, Valentić-Peruzović M, Jerolimov V, Pandurić J. A survey of treatment outcomes with removable partial dentures. *J Oral Rehabil* [Internet]. 2003 Aug 1;30(8):847–54. Available from: <https://doi.org/10.1046/j.1365-2842.2003.01039.x>
112. Tugut F, Coskun ME, Dogan DÖ, Akin H. Hareketli Protezlerin Temizligine Etki Eden Faktörlerin Karsilastirmali Olarak Degerlendirilmesi/The Comparative Evaluation of the Factors That Affect on Cleanliness of the Removable Prosthesis: *Turkiye Klinkeri Journal of Dental Sciences*. *Turkiye Klin Dishekim Bilim Derg* [Internet]. 2014;20(3):153–61. Available from: <https://www.proquest.com/scholarly-journals/hareketli-protezlerin-temizligine-etki-eden/docview/1632518940/se-2?accountid=141837>
113. Walsh JN. AR Date and AL Gray (eds.) *Applications of Inductively Coupled Plasma Mass Spectrometry*. Glasgow (Blackie), 1988. xi+ 254 pp. Price£ 45.00. *Mineral Mag*. 1989;53(373):661–2.

114. Tyler G, Jobin Yvon S. ICP-OES, ICP-MS and AAS Techniques Compared. ICP Opt Emiss Spectrosc Tech Note. 1995;5.
115. Kim Y, Kim Y, Kho H. Effects of smoking on trace metal levels in saliva. *Oral Dis.* 2010;16(8):823–30.
116. de Rijk WG, Jennings KA, Menis DL. A COMPARISON OF CHEMICAL DURABILITY TEST SOLUTIONS FOR DENTAL PORCELAINS. In: Sauer BWBT-BEI V, editor. Pergamon; 1985. p. 152–5. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/B9780080331379500373>
117. Davi LR, Felipucci DNB, Souza RF de, Bezzon OL, Lovato-Silva CH, Pagnano VO, et al. Effect of denture cleansers on metal ion release and surface roughness of denture base materials. *Braz Dent J.* 2012;23(4):387–93.
118. Felipucci DNB, Davi LR, Paranhos HFO, Bezzon OL, Silva RF, Barbosa Junior F, et al. Effect of different cleansers on the weight and ion release of removable partial denture: an in vitro study. *J Appl Oral Sci [Internet].* 2011 Oct;19(5):483–7. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21986653>
119. Vasconcelos GLL, Curylofo PA, Raile PN, Macedo AP, Paranhos HFO, Pagnano VO. Effect of Alkaline Peroxides on the Surface of Cobalt Chrome Alloy: An In Vitro Study. *J Prosthodont [Internet].* 2019 Jan 1;28(1):e337–41. Available from: <https://doi.org/10.1111/jopr.12789>
120. Merritt K, Brown SA. Effect of proteins and pH on fretting corrosion and metal ion release. *J Biomed Mater Res [Internet].* 1988 Feb 1;22(2):111–20. Available from: <https://doi.org/10.1002/jbm.820220204>
121. Al-Salehi SK, Hatton P V, Johnson A, Cox AG, McLeod C. The effect of hydrogen peroxide concentration on metal ion release from dental casting alloys. *J Oral Rehabil.* 2008;35(4):276–82.
122. Wataha JC, Khajotia SS. Effect of pH on element release from dental casting alloys. *J Prosthet Dent.* 1998;80(6):691–8.
123. Mercieca S, Caligari Conti M, Buhagiar J, Camilleri J. Assessment of corrosion resistance of cast cobalt-and nickel-chromium dental alloys in acidic environments. *J Appl Biomater Funct Mater.* 2018;16(1):47–54.
124. White WB. Corrosion of Glass, Ceramics and Superconductors. 1992;
125. Milleding P, Wennerberg A, Alaeddin S, Karlsson S, Simon E. Surface corrosion of dental ceramics in vitro. *Biomaterials.* 1999;20(8):733–46.
126. Lin F-H, Liao C-J, Chen K-S, Sun J-S, Lin C-P. Petal-like apatite formed on the surface of tricalcium phosphate ceramic after soaking in distilled water. *Biomaterials.* 2001;22(22):2981–92.
127. Anusavice KJ, Zhang N-Z. Chemical durability of Dicor and lithia-based glass-ceramics. *Dent Mater [Internet].* 1997;13(1):13–9. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564197800036>
128. Esquivel-Upshaw JF, Dieng FY, Clark AE, Neal D, Anusavice KJ. Surface Degradation of Dental Ceramics as a Function of Environmental pH. *J Dent Res [Internet].* 2013 Apr 8;92(5):467–71. Available from:

<https://doi.org/10.1177/0022034513484332>

129. Mair LH, Stolarski TA, Vowles RW, Lloyd CH. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* [Internet]. 1996;24(1):141–8. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0300571295000437>
130. Jakovac M, Živko-babić J, Ćurković L, Aurer A. Measurement of ion elution from dental ceramics. *J Eur Ceram Soc*. 2006 Dec 31;26:1695–700.
131. Gelenberg AJ, Kane JM, Keller MB, Lavori P, Rosenbaum JF, Cole K, et al. Comparison of Standard and Low Serum Levels of Lithium for Maintenance Treatment of Bipolar Disorder. *N Engl J Med* [Internet]. 1989 Nov 30;321(22):1489–93. Available from: <https://doi.org/10.1056/NEJM198911303212201>
132. Pangi AM, Shetty M, Prasad DK, Kanathila H. The Release of Elements from the Base Metal Alloys in a Protein Containing Biologic Environments and Artificial Saliva—An Invitro Study. *J Clin diagnostic Res JCDR*. 2016;10(1):ZC23.
133. Galo R, Ribeiro RF, Rodrigues RCS, Rocha LA, Mattos M da GC de. Effects of chemical composition on the corrosion of dental alloys. *Braz Dent J*. 2012;23:141–8.
134. Qiu J, Yu W, Zhang F, Smales RJ, Zhang Y, Lu C. Corrosion behaviour and surface analysis of a Co–Cr and two Ni–Cr dental alloys before and after simulated porcelain firing. *Eur J Oral Sci*. 2011;119(1):93–101.
135. Lin H-Y, Bowers B, Wolan JT, Cai Z, Bumgardner JD. Metallurgical, surface, and corrosion analysis of Ni–Cr dental casting alloys before and after porcelain firing. *Dent Mater*. 2008;24(3):378–85.
136. McGinley EL, Moran GP, Fleming GJP. Base-metal dental casting alloy biocompatibility assessment using a human-derived three-dimensional oral mucosal model. *Acta Biomater* [Internet]. 2012;8(1):432–8. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1742706111003709>
137. McGinley EL, Moran GP, Fleming GJP. Biocompatibility effects of indirect exposure of base-metal dental casting alloys to a human-derived three-dimensional oral mucosal model. *J Dent* [Internet]. 2013;41(11):1091–100. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0300571213002121>
138. Holm C, Morisbak E, Kalfoss T, Dahl JE. In vitro element release and biological aspects of base–metal alloys for metal-ceramic applications. *Acta Biomater Odontol Scand* [Internet]. 2015 Dec 23;1(2–4):70–5. Available from: <https://doi.org/10.3109/23337931.2015.1069714>
139. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2000;83(2):223–34. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0022391300800165>
140. Savory J, Brown S, Bertholf RL, Mendoza N, Wills MRBT-M in E. [21] Aluminum. In: *Metallobiochemistry Part A* [Internet]. Academic Press; 1988.

- p. 289–301. Available from:
<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/0076687988580618>
141. Bocchetta A, Arda R, Carta P, Ligas F, Sardu C, Pani A, et al. Duration of lithium treatment is a risk factor for reduced glomerular function: a cross-sectional study. *BMC Med* [Internet]. 2013 Feb 11;11:33. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23399351>
 142. Shine B, McKnight RF, Leaver L, Geddes JR. Long-term effects of lithium on renal, thyroid, and parathyroid function: a retrospective analysis of laboratory data. *Lancet* [Internet]. 2015 Aug 1;386(9992):461–8. Available from: [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(14\)61842-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(14)61842-0)
 143. Persson-Sjögren S, Sjögren G. Effects of dental materials on insulin release from isolated islets of Langerhans. *Dent Mater* [Internet]. 2002;18(1):20–5. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0109564101000136>
 144. Messer RLW, Lockwood PE, Wataha JC, Lewis JB, Norris S, Bouillaguet S. In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *J Prosthet Dent* [Internet]. 2003;90(5):452–8. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S002239130300533X>
 145. Brackett MG, Lockwood PE, Messer RLW, Lewis JB, Bouillaguet S, Wataha JC. In vitro cytotoxic response to lithium disilicate dental ceramics. *Dent Mater* [Internet]. 2008;24(4):450–6. Available from: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S010956410700139X>
 146. Sundar V, Amber PL. “Fluxes” and chemical solubility in dental porcelains. *J Dent Technol* [Internet]. 2000;17(2):19–21. Available from: <http://europepmc.org/abstract/MED/11323879>
 147. Schmalz G. Concepts in biocompatibility testing of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. 1998;1(4):154–62.

8.ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı: Oytun KUTSAL

Doğum Tarihi:

Doğum Yeri:

Eğitim: 2005-2009 Bornova Anadolu Lisesi
2010-2015 Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
2016-2022 İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği
Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı

Yazışma Adres: İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Aydınlıkevler Mah Cemil
Meriç Cad No:40 Çiğli/İzmir

Telefon: 0 232 325 40 40

e-posta: