

# Diş Hekimliğinde Korozyon

## *Corrosion in Dentistry*

Pınar ÇEVİK\*, Oğuz ERASLAN\*\*

### Özet

Korozyon, katı bir materyal ile materyalin bulunduğu ortam arasındaki elektrokimyasal etkileşim sonucunda materyal yüzeyinde oluşan madde kaybı olarak tanımlanmaktadır. Metaller ve alaşımları diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır ve ağız içinde kullanılması düşünülen materyalin korozyona dirençli olması çok önemlidir. Korozyonun mekanizması tam olarak anlaşılamadığından, bu konuda çok sayıda in vitro ve in vivo çalışmaya ihtiyaç vardır. Bu makalede korozyonla ilgili olarak son yıllarda derlenen bilgilere yer verilmiş, hekimlere kliniğe yönelik önerilerde bulunulmuştur.

**Anahtar Kelimeler:** Korozyon, dental alaşım

### Abstract

The term corrosion is defined as the process of interaction between a solid material and its electrochemical environment, which leads to a loss of substance from the material. Metals and their alloys are widely used in dentistry and resistance to corrosion is very important while selecting a dental alloy to be used in the oral cavity. The mechanism of corrosion is not yet fully understood. Therefore, both in vitro and in vivo studies should be carried out to understand the mechanisms of corrosion. This article refers the latest information about corrosion and also gives recommendations to the clinicians.

**Key Words:** Corrosion, dental alloy

\* Yrd. Doç. Dr., Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD, Ankara, Türkiye

\*\* Doç. Dr., Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD, Konya, Türkiye

Diş hekimliğinde ağız içi restorasyonların yapımında yaygın olarak çok çeşitli metaller ve metal alaşımları kullanılmaktadır.<sup>1</sup> Korozyon, bir materyalin yüzeyinde başlayan ve giderek derinliklere doğru ilerleyen kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlarla, materyalin değişikliğe uğraması ya da aşınması olayıdır.<sup>2</sup> Bütün dental alaşımların ağız içinde, tükürüğün, yiyecek ve içeceklerin etkisiyle korozyona uğradığı belirlenmiştir. Soy alaşımların korozyon direncinin yüksek olduğu, soy olmayan metal alaşımlarının ise yüzeyde oluşan pasif oksit tabakasına bağlı olarak korozyon direncinin değiştiği bilinmektedir.<sup>3</sup>

Ağız içinde kullanılacak bir metal alaşımında mekanik direnç, biyouyumluluk gibi özellikler aranırken, korozyona karşı direncinin olması da metal alaşımı seçiminde önemli bir faktördür. Ağız içinde uzun yıllar kullanılması düşünülen bir protezin her yönden uyumlu olması istenir. Mekanik, kimyasal ve biyolojik başarısızlıkların olduğu durumlarda tüm canlı sistem bu durumdan etkilenmektedir.<sup>4</sup>

Bir metalin korozyon özellikleri birçok faktörden etkilenmektedir. Bunlar; metal içeriği, alaşımın kimyası, tükürüğün tamponlama kapasitesi, tükürüğün içeriği, oluk sıvısı, mikrobiyal dental plak etkisi, oral hijyen, beslenme alışkanlıkları, tesviye ve polisaj işlemleri, kompozisyon ve pasivasyon olarak sıralanabilir.<sup>5,6</sup>

Dental alaşımlardan ağız içine salınan korozyon ürünlerinin tükürükle yutulup gastrointestinal sistemde emilime uğradığı düşünülür. Bunun dışında korozyon ürünlerinin gingival sulkus bölgesinde bulunan post-kor restorasyonlarında oluşan çatlak korozyonu sebebiyle oluştuğunu da araştırmalar göstermektedir. Her iki durumda da korozyon ürünleri komşu dokulara penetre olmakta, dişetlerinde ve kök dentininde mavi-gri renklenmelere neden olabilmektedir.<sup>7</sup>

## KOROZYON MEKANİZMASINA GENEL BAKIŞ

Hem kimyasal hem de elektrokimyasal olayların meydana gelebildiği ağız ortamı korozyon açısından oldukça elverişli koşullar oluşturabilir. Ağız ortamı, içerisinde bulunan tükürük, asidik özellikteki bakteri plağı, yeme içmeye bağlı pH ve ağız ısındaki değişimler ile korozyon oluşumuna uygun bir zemindir. Korozyon sonucu salınan metal iyonları, alerji, çeşitli ağız lezyonları ve metalik tat gibi sorunlara yol açmaktadır.<sup>8</sup>

Bir korozyon ünitesinin oluşabilmesi için üç unsurun bir arada bulunması gerekmektedir; bunlar aşağıda sıralanmıştır.<sup>2</sup>

- İyon içeren sıvı bir çözelti
- Yeteri kadar negatif potansiyelli bir anot
- Anottan daha pozitif potansiyelli bir katot

Korozyon oluşumunun temelinde cisimlerin kimyasal afinitesi bulunur. Kimyasal afinite, bir cismin reaksiyona girme yeteneği olarak da tanımlanabilir. Metallerin yapısal özelliklerinin farklı olması elektro pozitivite özelliklerinin de farklı olmasını gerektirir.<sup>9</sup>

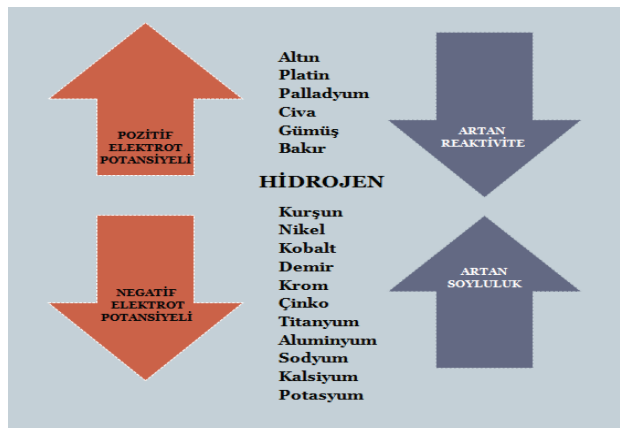
Bir metalin korozyona uğrama eğilimi elektrot potansiyelleri ile belirlenir. Şekil 1'de görüldüğü gibi, negatif elektrot potansiyeli olan materyaller daha reaktiftir. Öte yandan elektrot potansiyelleri pozitif olanlar ise daha az reaktiftir ve genellikle soy metaller olarak bilinir.<sup>10</sup>

Krom (Cr), Şekil 1'de görüldüğü gibi, negatif elektrot potansiyeli olan bir metaldir. Ancak krom, alaşımların bileşimine korozyona direnç sağlamak amacıyla katılmaktadır. Bu çelişkili durum 'pasivasyon etkisi' olarak açıklanabilir. Krom elektrokimyasal olarak aktif ise de, yüzeyinde oluşan krom oksit tabakası metal ve alaşımı dış etkilerden korumaktadır.<sup>10</sup>

Diş hekimliği ile ilgili olan korozyon türleri Kutu 1'de belirtilmiştir.<sup>2,11,12</sup>

**Kutu 1.** Diş hekimliğinde kullanılan materyallerde görülen korozyon türleri

Homojen dağılımlı korozyon  
Oyuklanma (çukurcuk) korozyonu  
Çatlak korozyonu  
Galvanik korozyon  
Konsantrasyon pili korozyonu  
Taneler arası korozyon  
Stres korozyonu  
Yorulmalı korozyon  
Mikrobiyolojik korozyon



**Şekil 1.** Çeşitli metallerin elektro motif serisi.<sup>10</sup>

## Homojen Dağılımlı Korozyon

Madde kaybının fazla olduğu, kolaylıkla fark edilebilen bir korozyon tipidir. Tüm yüzeyi eşit şekilde etkilediği kabul edilmektedir. Büyük yüzeylerde akım yoğunlukları az olacağından metal çözünmesi genellikle yavaştır. Böyle bir durum kolayca kontrol altına alınabilir.<sup>2</sup>

Homojen dağılımlı korozyon, en yaygın görülen korozyon tipidir. Korozyon sonucu metal kalınlığı her noktada aynı derecede azalır. Mekanik açıdan en az zararlı korozyon türü olduğu bildirilmektedir. Buna karşın basit önlemlerle kolayca kontrol altına alınabilmektedir. Korozyon ortamına korozyon hızını sınırlayıcı maddelerin ilavesi ve korozyon ortamının saldırganlığını azaltılması gibi önlemlerle homojen dağılımlı korozyon kontrol altına alınabilmektedir.<sup>11</sup>

## Oyuklanma (Çukurcuk) Korozyonu

Korozyon sonucu oluşan çukur gittikçe büyüyerek metalin o noktadan kısa bir sürede delinmesine neden olmaktadır. Bu nedenle çukurcuk korozyonu çok tehlikeli bir korozyon tipi olarak kabul edilir.<sup>11</sup>

Çukurcuk korozyonu daha çok pasifleşebilen metalde ortaya çıkmaktadır. Metal yüzeyinde oluşan çukurcuğun morfolojisi metalin cinsine göre değişebilmektedir. Alüminyum alaşımları ve paslanmaz çeliklerde yaygın olarak ortaya çıkmaktadır. Titanyum alaşımlarında da ortaya çıkabilen çukurcuk korozyonu, implant yüzeyinde küçük bir çentik olması halinde ortaya çıkabilir. İmplant yüzeyindeki çentik bölgedeki metal iyonlarının salınarak ortamda var olan klorit iyonları ile birleşmesi ile çukurcuk korozyonu başlayabilir. Çukurcuk korozyonu ile implant yüzeyinde pürüzlülük artarak devam eder, hatta yüzeyin delinmesiyle sonuçlanabilir.<sup>11</sup> Çukurcuk korozyonu öncelikle nötr ortamlarda ortaya çıkmaktadır. Oksitleyici metal iyonlarının klorürlerini içeren ortamlar çukurcuk korozyonunun oluşabilmesi için en elverişli ortamlardır. Demir klorür (FeCl), bakır klorür (CuCl), cıva klorür (HgCl) bunlara en güzel örneklerdir. Çukurcuk korozyonunda, çukurcuk diplerinde yoğunlaşan korozyon yapıcı çözeltilerin ortamdaki uzaklaştırılması korozyonu önleyici önemli tedbirler arasında sayılabilir.<sup>1,11,12</sup>

## Çatlak Korozyonu

İmplant vidası ile kemik arası gibi genellikle dar bölgelerde oluşan bir korozyon türüdür. Metal iyonlarının çözünmesi ile çatlak bölgede yerel pil oluşumu ile çatlak korozyonu meydana gelebilir.<sup>12</sup>

Çatlak korozyonu yalnız metal yüzeyinde bulunan bir

çatlakta değil, metal olmayan bir malzeme ile metal arasında da oluşabilir. Metalik bir yüzeyin kompozit gibi malzemelerle kaplandığı durumlarda metal ile kompozit arasında var olan dar bir aralık metalin korozyonuyla sonuçlanabilir. Aynı şekilde, metal alt yapılı sabit protezlerde de diş ile metal alt yapı arasında oluşabilecek mikro aralıklardan da çatlak korozyonunun oluşabileceği akla gelebilir. Aralık genişledikçe durgun olan korozyon çözeltisi hareketleneceğinden korozyon etkenliğini kaybedecektir. Ağız içinde, pH azalması ve Cl (klor) iyonlarındaki artış çukurcuk ve çatlak korozyonunu başlatan ve artıran başlıca iki faktördür. Diş hekimliğinde kullanılan metallerin çok iyi cilalanması ile çukurcuk korozyonu önlenmektedir.<sup>11,12</sup>

## Galvanik Korozyon

Galvanik korozyon, elektrot potansiyelleri farklı iki metal veya alaşımın sulu bir koroziv ortamda bulunması sonucu ortaya çıkabilen bir korozyon türüdür. İki farklı metalin elektriksel bağlantısından meydana gelen bu korozyon çeşidinde metallerden daha soylu olanı katot, daha aktif olanı ise anot olur. Bu sistemde daha az soylu olan metal korozyona uğramaktadır. Tükürük elektrolit görevini görmektedir.<sup>2</sup>

Ağız içinde implant üstü protezlerde, metal alt yapılı protezlerden salınan nikel ve krom iyonları tükürük aracılığıyla peri implant bölgesine taşınabilir. İmplant ile üst yapı arasında biriken bu iyonları kemik absorbe edebilir ve uzun vadede implantın stabilitesini etkileyerek başarısızlığa neden olabilir.<sup>2,11,12</sup>

Kullanılmış metallerin tekrar işlenip kullanılabilir hale getirilmesi, alaşımlardaki gümüş lehim, galvanik korozyonu artıran faktörlerdendir. Alaşımlara krom eklenerek krom oksit tabakası oluşturulması, ağız içinde birlikte kullanılması planlanan metal ve alaşımlarının elektrot potansiyelinin benzer olması galvanik korozyonun oluşumunu önleyebilecektir.<sup>2,12</sup>

Galvanik korozyondan korunabilmek için soy olmayan alaşımların içeriğine soy metaller ilave edilerek korozyona direnç oluşturulabilmektedir. Üreticiler bu yöntem ile soy metal ilavesi yapılan alaşımların ekonomik kalmasını ve aynı zamanda mekanik özelliklerinin değişmemesini amaçlamaktadır. Son yıllarda galvanik korozyona karşı direncin oluşturulması amacıyla "altın kaplama" yönteminden bahsedilmektedir. Altın kaplama yönteminde soy olmayan alaşımların altın ile kaplanarak biyolojik özelliklerinin artırılması ve korozyon özelliklerinin azaltılması amaçlanmaktadır. Bu yöntemde altın tabaka doğrudan Co-Cr metal alt yapının üzerine yerleştirilmektedir. Üreticiler bu yöntemin öncelikli olarak Co-Cr hareketli protezlerin kaplanmasında kullanılmasını önermektedir. Co-Cr

içerikli sabit protezlerde de kullanılabilen teknikte, kuron içi bölgeler tamamen altın kaplanabilirken, sadece metal bant kısımlarının da kaplanması yapılan öneriler arasındadır.<sup>3</sup>

### **Konsantrasyon Pili Korozyonu**

Konsantrasyon pili adı verilen bu tip korozyon oksijenin farklı bölgelerde farklı konsantrasyonlarda bulunmasından kaynaklanır. Elektrolit bileşimindeki değişikliklerden kaynaklanan konsantrasyon pili korozyonuna diğer korozyon tipleri eşlik edebilir.<sup>2</sup>

Klinik uygulamalarda, çürük kavitelelerinde yapılan amalgam dolgulara ağızda başka bir metal bulunmadığı halde sekonder çürüklerin mezial ve distal kavite tabanından başladığı görülmektedir. Bunun sebebi, zayıf ağız hijyeni sonucu interdental bölgede biriken debrisye bağlı olarak alaşımın elektrokimyasal korozyona uğramasıdır. Interdental bölgeye yerleştirilen amalgam dolgulara oksijen difüzyonu daha zor olmaktadır. Daha az oksijen alan debris altında kalan yüzey anot olup elektrokimyasal korozyon sonucu eriyecektir.<sup>9</sup> Elektrokimyasal korozyon metal ve alaşımlarının çok iyi polisajlanması ile ve metal yüzeyinde pasif oksit tabakası oluşturularak önlenir. Pasif oksit tabakası ise, metal yüzeyinin krom ile kaplanması ile oluşturulabilmektedir.<sup>2,12</sup>

### **Taneler Arası Korozyon**

Bir metalin kristal yapısında, tanelerin sınır çizgisi boyunca meydana gelen korozyon olarak ifade edilmektedir.<sup>11</sup>

### **Stres Korozyonu**

Koroziv ortamda bulunan bir metal statik bir gerilme altında ise metalin çatlayarak kırılması, korozyon oluşumu için uygun bir ortam oluşturmaktadır. Gerilmeli korozyon, gerilme ve korozyon etkisiyle metal malzemenin bozunması olayıdır.<sup>11</sup>

Çukurcuk korozyonunun başladığı çukurlar mekanik bir gerilme de maruz kalırsa burada stres korozyonu başlayabilir ve oluşan çukurcuk keskin bir köşeye dönüşebilir. Bozunma, parça yüzeyindeki bir çukurcuktan başlayabildiği gibi yüzeydeki stres birikimine yol açan geometrik düzensizliklerde de ortaya çıkabilir.<sup>11,12</sup> Stres korozyonundan korunmak için dental alaşımlar çok iyi cilalanmalıdır. Ağız içi stres odakları iyi tespit edilip ilgili bölgedeki metallere yüzeyi çıkıntı ve çukurcuklardan arındırılıp cilalanması alınacak tedbirler arasında sayılabilir.

### **Yorulmalı Korozyon**

Periyodik olarak yükleme-boşaltma şeklinde dinamik

bir stres altında bulunan metal, zamanla yorulmakta, yorulmuş halde bulunan metal normalden daha küçük gerilmelerin etkisi ile çatlayabilmektedir.<sup>11</sup>

### **Mikrobiyolojik Korozyon**

Mikrobiyolojik korozyon, normal korozyon olaylarından farklı olmayıp bazı mikro organizmaların korozyon reaksiyon hızını artırmasıyla meydana çıkar.<sup>11</sup> Biyokorozyon olarak da isimlendirilen bu korozyon türünde metalik yüzeydeki biyofilm tabakası, elektrokimyasal aktivitenin bozulmasına yol açarak korozyon oluşumunu kolaylaştırıcı veya zorlaştırıcı etkide bulunabilir. Biyokorozyon sonucu oluşan korozyonda, korozyon sonrasında ortaya çıkan metal iyonları alerjik ve toksik etkilere sebep olabilir. Hastaların bir kısmında görülebilen nikel alerjisi mikrobiyolojik korozyona örnek olarak verilebilir.<sup>13</sup>

## **DENTAL METAL ALAŞIMLARININ KOROZYON DAVRANIŞLARI**

### **Nikel ve Alaşımları**

Nikel içeren kıymetsiz metal alaşımlarının çoğu yüksek oranda korozyona uğrama eğilimindedir. Bilindiği gibi nikel alaşımları ortodontik tellerde, kuron köprü protezlerinde ve hareketli parsiyel protezlerin metal alt yapılarında sıklıkla kullanılmaktadır.<sup>14-17</sup>

Ortodontide kullanılan nikel titanyum (NiTi) alaşımlarında görülen en önemli problem ark tellerinde korozyona bağlı oluşan kopmalar ile korozyon sonucu dokulara salınan nikel iyonlarıdır.<sup>14</sup>

NiTi ark telleri "hafızalı teller" veya diğer adıyla "biçim hafızalı alaşımlar" olarak bilinmektedir. Bu alaşımlar metal faz değişimlerinden östenit veya martenzitik fazda olabilir. Martenzitik faza geçtiğinde NiTi alaşımların tetragonal yapıda olup hafızalı tel özelliği kazandığı, östenit fazda olan alaşımların ise süper elastik özelliklerde olduğu bilinmektedir.<sup>15,16</sup> Ortodontik ark teli üreten ticari firmaların alaşımları incelendiğinde kimyasal yapılarının, Ni-Ti oranlarının ve faz yapılarının farklı olduğu görülür. Bu farklılık korozyon direncini de etkilemektedir. Nikel oranının yüksek olduğu alaşımlarda östenit faz yüksek olup iyon salınımı fazladır. Martenzitik fazı olan NiTi alaşımların 37°C ağız ısısında düşük iyon salınımı yaptığı ve korozyon direncinin yüksek olduğu bildirilmektedir.<sup>12</sup>

Nikel alaşımları için en önemli korozyon tipleri sırasıyla homojen korozyon, oyuklanma ve aralık korozyonları, taneler arası korozyon ve galvanik korozyon olarak sıralanabilir.<sup>1</sup> Krom, alaşım yüzeyinde

pasif oksit tabakası oluşturup korozyona karşı direnç oluşturduğundan, nikel alaşımlarında kullanılan bir elementtir.<sup>17</sup>

### **Kobalt ve Alaşımları**

Kobalt (Co) alaşımlarında %10 kadar Cr ilavesinin anot akımı yoğunluğunu azaltmak için yeterli olduğu bilinmektedir. Nikel alaşımlarında ise en az %14 krom gerekmektedir. Kobalt alaşımlarında krom oranı %25'lere yükseldiğinde, daha soylu bir yapı ortaya çıkmaktadır. Kobalt alaşımlarının bölgesel korozyona (yani oyuklanma veya aralık korozyonuna) karşı direnci krom, molibden ve tungsten içerikleri ile belirlenir.<sup>18</sup> Krom, oksit tabakası oluşturarak kobalt-krom alaşımlarında korozyon direnci sağlamaktadır.<sup>12</sup>

Asgar,<sup>19</sup> nikel-krom alaşımlarının kobalt-krom alaşımlarına göre kloritli ortamda daha fazla korozyona uğradığını rapor etmiştir.

### **Amalgam**

Amalgamın korozyonu, kararmadan ayırt edilmelidir. Kararma, yüzeyde oluşan bir tabaka sonucu parlaklığın kaybedilmesidir. Alaşımın bütünlüğünde ve fiziksel özelliklerinde bir değişme olmaz. Amalgam, yüzeyinde oluşan sülfid tabakası sonucu kararır. Korozyon ise daha ciddi bir olaydır ve alaşımın yapısını ve fiziksel özelliklerini etkilemektedir. Amalgamın heterojen, çok fazlı yapısı, amalgamı korozyona karşı dirençsiz kılar. Korozyonun amalgam dolgularda avantaj sayılabilecek tek noktası dolgu ve diş ara yüzeyinde korozyon ürünlerinin birikerek mikro sızıntıyı azaltmasıdır.<sup>10</sup> Amalgam dolgular sıklıkla yüzeyde oluşan kırık, çatlak, mikro sızıntı ve sekonder çürükler sebebi ile değiştirilmektedir. Amalgam yüzeyinde oluşan kırık ve çatlakların amalgamın korozyonu sonucu olduğu düşünülmektedir. Yeni nesil amalgamlarda mikro sızıntıyı önleyen mekanik özellikleri geliştirici önlemler alınırken, korozyon direnci de sağlanmaktadır.

### **Titanyum ve Alaşımları**

Korozyon direnci, biyouyumluluğu, hafif olması gibi özellikleri ile titanyum, başta dental ve medikal uygulamalar üzere birçok alanda yaygın bir biçimde kullanılmaktadır.<sup>20</sup>

Titanyum alaşımlarında korozyon direncinin sağlanması amacıyla demir, mekanik dayanımın artması için alüminyum, var olan alüminyum iyonlarını ortamdaki uzaklaştırmasıyla vanadyum; korozyon önleyici olarak kullanılmaktadır.<sup>21</sup> Ağız içinde flor iyonlarının varlığı ve asidik pH, titanyum üzerindeki oksit tabakasının yüzeyden uzaklaşmasına neden olabilir.

Florürlü diş macunları ve asidik pH yüzey pürüzlülüğünü artırarak titanyumun korozyonunu hızlandıran faktörlerdendir. Titanyumun ağız içinde korozyona uğramaması amacıyla, diş fırçası ve macunu seçiminde aşındırıcı özelliği en az olan ürünlerin seçilmesi yapılacak öneriler arasındadır.<sup>22</sup>

### **Zirkonyum**

Tetragonal fazdaki zirkonya, korozyona karşı yüksek direnciyle zirkonya fazları arasında (monoklinik, tetragonal ve kübik) öne çıkmaktadır. Dental uygulamalarda, zirkonyumun yüksek korozyon direncinin ve mekanik dayanımının sağlanması için tetragonal fazda kalması amaçlanmaktadır. Zirkonyanın her ne kadar tetragonal fazda kalması istense de, uzun süre nem ve sıcaklığa (30-300°C) maruz kalmasıyla bu materyal monoklinik faza geçebilmektedir. Bu durum zirkonyum oksit yüzeyinin bozulmasına ve kırıkların oluşmasına sebep olmaktadır. Bu fenomen "zirkonyum oksit düşük ısı degradasyonu" olarak bilinmektedir.<sup>23</sup>

Zirkonya üzerine uygulanan feldspatik porselende oluşan kırıkların, materyal yorgunluğuna ve stres korozyonuna bağlı olduğu ileri sürülmektedir. Porselen kırıklarının oluşumunun mekanik yorgunluğa bağlı olduğu gibi zirkonya ile porselen arasındaki stres korozyonuna bağlı olarak geliştiği de yapılan in vitro bir çalışmayla bildirilmiştir.<sup>24</sup>

## **AĞIZ ORTAMI VE KOROZYON DİRENCİ**

Materyallerin mekanik özelliklerinin çoğunu iyileştirmek için ısı işlemleri uygulanmaktadır. Bu uygulamalar sonucu sertlik ve dayanıklılık gibi özelliklerin olumlu yönde değişmesine karşılık, ne yazık ki, korozyon dirençleri düşmektedir. Soğuk işlemler sonucu madde içinde oluşan iç gerilmeler, daha sonra gerilim korozyon çatlaklarına neden olur.<sup>1</sup>

Tekrarlanan döküm işlemlerinin alaşımların biyolojik ve mekanik özelliklerine olan etkisinin incelendiği çalışmalarda artık alaşım kullanılmasıyla alaşımların bileşiminin, mikro yapısının değişebileceğine ve korozyona olan direncin azalabileceğine işaret edilmektedir.<sup>25</sup>

Tekrar işlenerek kullanılan metallerin galvanik korozyona uğrama yatkınlığının arttığı düşünülecek olursa, artık alaşımların tekrar işlenerek ağız içinde kullanılmaması korozyon direncinin sağlanması adına yapılacak öneriler arasındadır.

Nikel-krom alaşımlarında, krom veya molibden içe-

riği %20'nin üzerinde olan alaşımların kullanılması önerilir, çünkü bu oranlar korozyona karşı direncin sağlanması için gereklidir. Korozyona dayanıklı alaşımların iyon salınımı oldukça düşüktür.<sup>26</sup>

Chen ve ark,<sup>27</sup> nikel-krom alaşımlarını altınla kaplayıp, altın kaplama yapılan alaşımlar ile yapılmayan alaşımların korozyon direncini karşılaştırmışlardır. Sonuçlar, altın kaplama yapılan Ni-Cr alaşımlarının korozyona daha dirençli olduğunu ortaya koymuştur.

Zou ve ark,<sup>28</sup> CoCr (kobalt krom) alaşımları üzerinde TiN (titanium nitrit) kaplama yöntemini deneyerek bakteriyel korozyon sonuçlarını rapor etmişlerdir. Bu çalışmaya göre CoCr alaşımlarında TiN kaplama yapılan örneklerde bakteriyel korozyon miktarı belirgin bir şekilde azalmıştır.

Ortodontide kullanılan ark tellerinin ve prostodontide kullanılan metal alaşımlarının titanium nitrit veya epoksi rezinle kaplanabileceği belirtilmiştir. Epoksi rezin kaplamanın koroziv sıvılara karşı materyale direnç kazandırdığı bildirilmiştir. Yine de bu alanda daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.<sup>29</sup>

Titanium alaşımlarının korozyon direncini artırmak için alaşımların içine belirli yüzdelerde soy metaller katılır. Titanium alaşımları içine gümüş ilavesinin titaniumun korozyon direncini ve elektrokimyasal stabilitesini daha da artırması beklenir.<sup>30</sup>

Son yıllarda tedavi seçeneği olarak sıklıkla kullanılan implant materyallerinin biyomateryal olarak korozyona dirençli olması beklenmektedir. Korozyon, yüzey pürüzlülüğüne, restorasyonun mekanik olarak zayıflamasına, metal yüzeyinden iyon salınımı ile toksik etkilere sebep olmaktadır. Korozyonun etkisiyle komşu dokularda renklenme problemleri yaşanabilmek-

te, iyon salınımı ile hastalarda alerjik reaksiyonlar görülebilmektedir.<sup>12</sup>

Ağız içi restorasyonlarda birden fazla metal bir arada olduğunda, galvanik etkileşimler oluşabilmektedir. Örneğin amalgam bir dolgu ile CoCr alaşımı bir parsiyel protez alt yapısı arasında galvanik etkileşim olabilmekte ve amalgam korozyonu sonucu metalik cıva açığa çıkabilmektedir. Çeşitli metallerin, özellikle de kıymetsiz metallerin soy metal ya da soy metal davranış sergileyen metallerle bir arada kullanılması daha uygun görünmektedir.<sup>31</sup>

Yeni nesil amalgamlar yüksek oranda bakır içermektedir. Gama 2 fazı olmayan amalgamlar olarak da bilinen yeni nesil yüksek bakır içerikli amalgamlarda korozyon direncinin arttığı bildirilmektedir. Yine CoCr alaşımlarında da korozyon direnci artırılarak yüksek biyoyumlu materyaller geliştirilmiştir. Hasta ağızında birlikte kullanılması planlanan materyallerin yeni nesil korozyona dirençli olanlar arasından seçilmesi tercih edilmelidir.<sup>31</sup>

Korozyon direnci, dental alaşımların kimyasal bileşimlerine ve yüzeylerinde oluşan pasif oksit tabakasının homojen olup olmamasına bağlıdır. Tüm dental alaşımların ağız ortamında korozyona uğradığı bilinmektedir. Alaşımların ne derecede korozyona uğrayacağı ağızdaki elektrokimyasal ortama bağlıdır. Alaşımlarda, korozyon direncini sağlayan elementlerin yüksek oranlarda kullanılması daha yüksek dirençlerin elde edilmesini sağlayabilir.<sup>32</sup> Korozyon mekanizmasının tam olarak anlaşılabilmesi için, dental alaşımların kısa ve uzun vadedeki korozyon davranışlarını inceleyen, iyon salınımının zamana bağlı değişimlerini araştırılan in vivo ve in vitro çalışmalara ihtiyaç vardır.

## Kaynaklar

1. Bilhan H. Çeşitli organik tükürük komponentlerinin diş hekimliğinde kullanılan farklı döküm alaşımları ve amalgamın korozyonu üzerine etkisi, Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2003.
2. Pişkin B, Avsever H, Gündüz K, Karaçaylı Ü. Dental materyallerin beklenmedik etkileri. Türk Diş Hek Derg. 2009;75:78-84.
3. Özcelik TB, Yılmaz B. Galvanic gold plating for fixed dental prosthesis. Eur J Dent. 2013;7:373-6.
4. Mareci D, Nemtoi Gh, Aelenei N, Bocanu C. The electrochemical behaviour of various non-precious Ni and Co based alloys in artificial saliva. Eur Cell Mater. 2005;10:1-7.
5. Wataha JC, Malcolm CT. Effect of alloy surface composition on release of elements from dental casting alloys. J Oral Rehabil. 1996;23:583-9.
6. Okazaki Y, Gotoh E. Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro. Biomaterials. 2005;26:11-21.
7. Joska L, Venclikova Z, Bystriansky J, Novak P. Corrosion processes leading to development of metallic pigmentation of the gingiva. Czech Stomat. 2002;102:197-203.
8. Lucchetti MC, Fratto G, Valeriani F, De Vittori E, Giampaoli S, Papetti P, Romano Spica V, Manzon L. Cobalt-chromium alloys in dentistry: An evaluation of metal ion release. J Prosthet Dent 2015;114:602-8
9. Caniklioğlu MB, Kayadeniz İ. Diş hekimliğinde korozyon: Elektrolitik kaplama ve parlatma. İstanbul: AR Basım Yayım ve Dağıtım AŞ.; 1982. s.10-3.
10. McCabe JF. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Çeviri: Nayır E. 7. Baskı. İstanbul: İ.Ü. Yayınları; 1999. s.126-7.
11. Tuna SH, Keyf F. Metalik dental Materyallerde Korozyon. SÜ Dis Hek Fak Der. 2008;17:58-65.
12. Saini M, Singh Y, Arora P, Arora V, Jain K. Implant biomaterials: A comprehensive review. World J Clin Cases. 2015;16:52-7.
13. Kameda T, Oda H, Ohkuma K, Sano N, Batbayar N, Terashima Y, Sato S, Terada K. Microbiologically influenced corrosion of orthodontic metallic appliances. Dent Mater J. 2014;33:187-95.
14. Senkutvan RS, Jacob S, Charles A, Vadgaonkar V, Jatol-Tekade S, Gangurde P. Evaluation of nickel ion release from various orthodontic arch wires: An in vitro study. J Int Soc Prev Community Dent. 2014;4:12-6.
15. Briceño J, Romeu A, Espinar E, Llamas JM, Gil FJ. Influence of the microstructure on electrochemical corrosion and nickel release in NiTi orthodontic archwires. Mater Sci Eng C Mater Biol Appl. 2013;33:4989-93.
16. Suarez C, Vilar T, Gil J, Sevilla P. In vitro evaluation of surface topographic changes and nickel release of lingual orthodontic archwires. J Mater Sci Mater Med. 2010;21:675-83.
17. Friend WZ. Cohen M. Corrosion of nickel and nickel base alloys. J Electrochem Soc. 1980;127:421C.
18. Arvidson K, Cottler-Fox M, Hammarlund E, Friberg U. Cytotoxic effects of cobalt-chromium alloys on fibroblasts derived from human gingiva. Scand J Dent Res. 1987;95:356-63.
19. Asgar K. Casting metals in dentistry: Past-present-future. Adv Dent Res. 1988;2:33-43.
20. Tschernitschek H, Borchers L, Geurtsen W. Nonalloyed titanium as a bioinert metal-a review. Quintessence Int. 2005;36:523-30.
21. Brandes EA, Brook GB. Smithells Light Metals Handbook. Oxford: 7th ed. Adivision of Reed Educational and Professional Publishing Ltd.; 1998. p.3-64.
22. Acharya BL, Nadiger R, Shetty B, Gururaj G, Kumar KN, Darshan DD. Brushing-induced surface roughness of two nickel based alloys and a titanium based alloy: A comparative study - in vitro study. J Int Oral Health. 2014;6:36-49.
23. Youssef M, Yildiz B. Hydrogen defects in tetragonal ZrO<sub>2</sub> studied using density functional theory. Phys Chem Chem Phys. 2014;16:1354-65.

24. Rueda AO, Anglada M, Jimenez-Pique E. Contact fatigue of veneer feldspathic porcelain on dental zirconia. *Dent Mater.* 2015;31:217-24.
25. Aydın AK, Kurtulmuş S. Tekrarlanan döküm işleminin dental alaşımların biyoyumluluğuna etkisi. *SÜ Dis Hek Fak Derg.* 2008;17:155-63.
26. Setcos JC, Babaei-Mahani A, Silvio LD, Mjör IA, Wilson NH. The safety of nickel containing dental alloys. *Dent Mater.* 2006;22:1163-8.
27. Chen ZH, Liu L, Mao YJ. Effect of aurum coating on corrosion resistance of Ni-Cr alloy. *Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2007;42:118-21.
28. Zou J, Chen J, Hu B. Effect of titanium nitride coating on bacterial corrosion resistance of dental Co-Cr alloy. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue.* 2010;19:173-7.
29. Chaturvedi TP, Upadhyay SN. An overview of orthodontic material degradation in oral cavity. *Indian J Dent Res.* 2010;21:275-84.
30. Oh KT, Shim HM, Kim KN. Properties of titanium-silver alloy for dental application. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2005;74:649-58.
31. van Vuuren LJ, Odendaal JS, Pistorius PC. Galvanic corrosion of dental cobalt-chromium alloys and dental amalgam in artificial saliva. *SADJ.* 2008;63:34-8.
32. Galo R, Rocha LA, Faria AC, Silveira RR, Ribeiro RF, de Mattos Mda G. Influence of the casting processing route on the corrosion behavior of dental alloys. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2014;45:519-23.

**Yazışma Adresi:**

Dr. Pınar Çevik  
Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD  
Bışkek Cad. (8.Cad.) 82.Sok. No: 4 06510 Emek/ANKARA  
Tel: 0312 203 41 92 • e-posta: pinarcevik@gazi.edu.tr