

DÖKÜM ÜRÜNLERİNDE OLUŞAN ELEKTRİKSEL DEĞİŞİMLERİN FİZİKO-KİMYASAL YÖNTEMLERLE İNCELENMESİ

Gökhan AKSOY**, Emin Kazım ÖRGEV**, M. Aydın BIÇAKÇI**

ÖZET

Ağız içi protezlerinin yapımında kullanılan yapay malzemeler, doğal yapıların ancak bir ölçüde benzeri olabilmektedir. Bu nedenle, protetik diş tedavisinde kullanılan malzemelerin bazı eksiklikleri ve az da olsa istenmeyen yan etkileri kaçınılmazdır. Kronköprü protez malzemeleri içerisinde, geçmişte soy metaller ve bunların alaşımları yaygın bir şekilde kullanılmış olmakla birlikte, ekonomik yönden bunların giderek pahalıya mal olabilmeleri, yarı değerli veya baz metal alaşımlarının bu amaçla kullanılmalarını gündeme getirmiştir. Ancak, bu alaşımların korozyon ve renklenmeye karşı dirençleri soy metallere göre belirgin oranda daha düşüktür. Bir de, anılan alaşımların yinelenen dökümlerde kullanılması böylesine bir risk etkeninin artmasına yol açabilir. Nitekim, araştırmamız bulgularından edindiğimiz izlenimlere göre, artık alaşım karıştırıldığı miktarda doğru orantılı olarak, dökülmüş örneklerde deney süresince çözünürlüğün ve korozyona karşı eğilimin arttığını gözledik.

Anahtar Sözcük : Artık Alaşım, Korozyon.

- (*) Türk Diş Hekimleri Birliği I. Uluslararası Kongresinde sunulmuştur. İzmir (1992).
(**) Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı.

SUMMARY

THE ANALYSIS OF ELECTRICAL CHANGES IN CAST PRODUCTS USING PHYSICO-CHEMICAL TECHNIQUES

Artificial materials used in the making of prosthesis can only somewhat replicate the originals. For this reason, one can not escape the side effects and inconsistencies of these materials. In the past, noble metals and the like were widely used for crown-bridge prosthesis. These noble metals can be expensive. Thus, they have been replaced with cheaper, base alloys. However, these alloys are not as resistant to corrosion and discoloration as the noble metals. Thus, usage of base metal alloys increases these risks. Our observations have revealed that improperly mixed waste alloys tend to corrode and discolor more than pure casted ones.

Key Words : Corrosion And Improper Mixtures.

GİRİŞ

Dişhekimliğinde bakır, pirinçten başlayıp altına kadar uzanan değişik alaşımlar ve metaller kullanım alanı bulmaktadır. Restoratif malzeme olarak seçilecek metalin, ağızdaki hem sert, hem de yumuşak dokuları irrite etmemesi, inert ve boyutsal açıdan stabil olması gerekir. Protetik tedavi amacıyla yapılan restorasyonlarda ilk aranacak özellik, elbette ki bunların komşuluk yaptığı yakın ve uzak çevrelerinde biyolojik yönden herhangi bir zarara yol açmamalarıdır. Korozyon bu açıdan, metal ya da alaşımlarının dikkate değer olumsuz özelliklerinin başında gelmektedir. Tarihsel gelişim itibarıyla, korozyona karşı dirençli altın, platin gibi değerli metal alaşımlarının dişhekimliğinde sıklıkla kullanıldığı ve önerildiği bilinir (1, 2, 3). Ne var ki, bu metallerin günümüzde giderek pahalı malzemeler haline gelmeleri, yarı değerli ya da bazı alaşımların dişhekimliği alanında bir seçenek olarak düşünülmesini kaçınılmaz kılmıştır. Bu amaçla, çoklukla kullanılan bazı alaşımlarda ana metal kaidenin üzerinde uzun zaman korozyon ve oksidasyona yol açmayacak, inert oksid tabakasının oluşmasını sağlayacak krom ve alüminyum gibi metallerin bulunması gereklidir (4, 5, 6,7).

Dişhekimliğinde çeşitli sorunların anlaşılması ve çözümlenmesinde, fizik kurallarından yaygın biçimde faydalanılmaktadır. Biyofizik adı altında geçen bu dal, fizik ve biyoloji bilimlerindeki bilgilerle, sağlık bilimlerindeki sorunları çözmeye yardımcı olmayı amaçlamaktadır. Craig ve Peyton (8) yaptıkları restoratif dental malzemelerle ilgili çalışmalarında, kullanılan malzemenin doğası ile ağızdaki dokuların restorasyona yanıtı arasında yakın ilişkinin varlığını ortaya koymuştur. Restoratif dental malzemelerin özellikleri ve davranışlarıyla ilgili deneysel bilgiler çoğaldıkça, klinikteki başarının artacağı kuşkusuzdur (8, 9).

Restoratif malzeme ve klinik uygulaması arasındaki biyofiziksel ilişki, bu malzemenin değerlendirilmesi ve klinik kabulü açısından en önemli etkenlerden birisidir. Peyton (9) restoratif malzemenin seçiminde kullanılacak malzemenin ağızdaki canlı dokularla en iyi uyumu sağlayacak ve kaybedilmiş dokuları en iyi şekilde restore edecek veya bu dokuların yerine geçecek özelliklere sahip olması gerektiğini bildirmiştir. Hala tam anlamıyla ideal restoratif malzemeler bulunamamıştır. Ağıza uygulanması sırasında ve kullanıldığı süre içerisinde, ağızdaki dokulara en az travmatik etki yapacak ve çok olumlu özelliklere sahip olacak malzemelerin geliştirilmesi için çalışmalar yapılmaktadır. Bu çalışmalar, vücut dokularına uygun fiziksel içerikli restoratif malzemelerin gelişmesini sağlayacaktır (10).

Her ne kadar krom, alüminyum ve benzeri metallerin katılımıyla, inert oksit tabakasının oluşmasını sağlayarak korozyona bir ölçüde dirençli alaşımlar üretilmekteyse de, bunların özellikle değerli alaşımlarla bu yönden karşılaştırılmaları yine de söz konusu olamaz. Diğer bir anlatımla, pahalı da olsa, soy metallerden oluşturulan alaşımlar, kimyasal açıdan kararlı olmaları nedeniyle, günümüzde de üstünlüklerini sürdürmektedirler. Yarı değerli ve özellikle baz alaşımların yukarıda belirtilen eksikliklerine, laboratuvar çalışmaları sırasında bunların artıklarının birkaç kez dökülmesi de eklenecek olursa, var olan sorunlar katlanarak büyüyebilecek ve önemli olumsuz etkileri doğrudan dişhekimi hastalarına yansıtılabilecektir (11, 12, 13, 14, 15, 16).

Gerçekten de, döküm artığı baz alaşımlarının yinelenen dökümleriyle biyolojik yapılarda zararlara yol açabilecek değişiklik-

lerin ortaya çıkıp çıkmayacağı araştırmamızın başlıca amacını oluşturdu.

Yeniden dökülen artık alaşımların ağız ortamında elektriksel değişikliklere yol açıp açmayacağı konusunun, açıklığa kavuşturulması çalışmamızın bir diğer amacını oluşturdu.

GEREÇ VE YÖNTEM

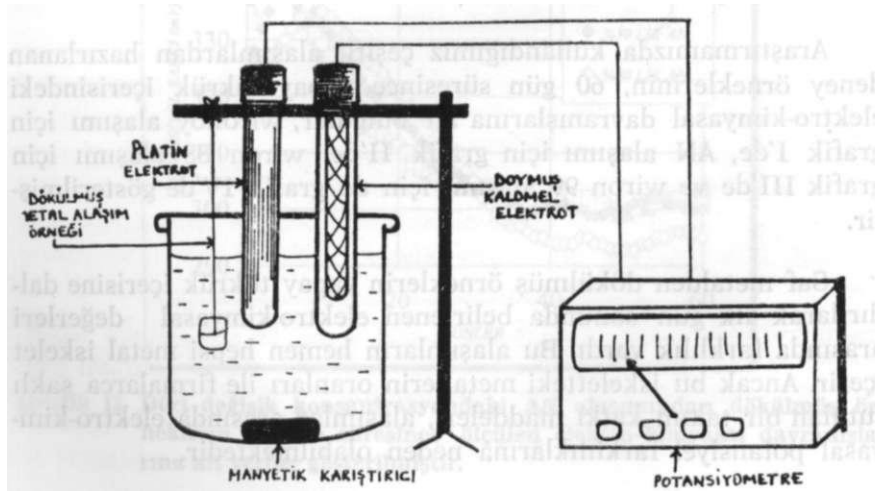
Bu çalışmamızda değişik üretici firmalarca geliştirilmiş, kronköprü yapımında kullanılan baz alaşımlar incelendi. Bunlar, laboratuvar çalışmalarında yaygın olarak kullanılan WIROLLOY (BEGO), WIRON 88 ve WIRON 99 (BEGO) ile AN (MESA INT.) idi.

Araştırmamızda kullanılacak örnekleri hazırlamak amacıyla kaide plağı mumundan 1 cm boyutlarında, kare şeklinde bir maket hazırlandı. Bu mum maketin, silikon esaslı ölçü maddesine gömülerek, negatifi elde edildi. Negatifin içine kaide plağı mumu eritilip, dökülerek birbirine benzer mum maketler hazırlandı. Bu mum maketler, 2 cm uzunluğunda ve 2,5 mm'lik silindirik mum tijlerle bağlandı. Kaynaklarda, dökümde en iyi sonucun alınabileceği yöntem olarak önerilen, 45° açılı, manşet duvarlarına eşit uzaklıkta ve gaz çıkışını kolaylaştıran tabana yakın şekilde, tüm maketlerin manşete yerleştirilmesi sağlandı. Revetmanın mumu ıslatabilmesi için Waxit (Degussa) püskürtüldü. Revetman olarak Exact (Dentarium, su-toz oranı 0,18) kullanıldı. İki saat süreyle donmaya bırakılan manşetlere mum eritme işlemi uygulandı. Daha sonra bu manşetler, ön ısıtma için soğuk fırına (Bego, Eltherm) konulup ön ısıtma yapıldı. Daha sonra manşetler 950°C'ye kadar ısıtıldı ve yarım saat bu sıcaklıkta bekletildikten sonra 4 değişik kompozisyondaki metal alaşımının dökümü, laboratuvar koşullarında aynı standart altında, üretici firmanın önerileri doğrultusunda asetilen şalomesi ve merkez kaç döküm aygıtıyla gerçekleştirildi. Döküm aşamasında, her bir alaşım için 4 değişik kompozisyon hazırlandı :

- A) Mum örnek saf alaşımdan döküldü.
- B) Saf metale ağırlığının % 30'u oranında bir kez dökülmüş artık metal katıldı.

- C) Saf metale ağırlığının % 50'si oranında bir kez dökülmüş artık metal katıldı.
- D) Saf metale ağırlığının % 80'i oranında bir kez dökülmüş artık metal katıldı.

Dökülen örnekler kendi haline soğumaya bırakıldı. Daha sonra akar su altında yıkandı ve kumlama işlemi yapıldı. Mum örneklerine, bilinen standart polisaj işlemi uygulandı. Örneklerin ağırlıkları, duyarlı terazide tartıldıktan sonra, Fusuyama'nın değiştirilmiş yapay tükruk çözeltisine atıldı. Dökülmüş örneğin, daha sonra yerleştirilecek elektrod ve karıştırıcıdan etkilenmemesi için, çözelti içerisinde belirli konumda kalabilmesi sağlandı. Ağzı kapaklı cam kavanoz içerisinde, buharlaşmayı kontrol edebilmek için çözelti seviyesi işaretlendi. Daha sonra, teflon kaplı manyetik karıştırıcı ile çözeltinin sürekli karışması sağlandı. Dökülmüş alaşımın elektriksel açıdan potansiyel değişikliklerini belirlemek için, çözeltiye elektrodlar daldırıldı. Potansiyel değişimlerinin ölçümünde, referans elektrod olarak doymuş kalomel elektrod, ölçme elektrodu olarak ise platin elektrod kullanıldı. Potansiyel değişimlerini değerlendirebilmek için elektrodlar potansiyometreye bağlandı. Örnekler çözeltilerinde, 37°C'deki etüvde saklandı ve 60 gün süre ile gün aşırı çözeltilerdeki potansiyel ölçümleri yapıldı. Bu sürenin sonunda, metal örnekler çözeltilerinden çıkarıldı ve duyarlı terazide tekrar ağırlık ölçümleri yapıldı. Ayrıca, her bir tükruk çözeltisinin metal iyonları açısından, atomik absorpsiyon spektrofotometresiyle ölçümleri yapıldı (Resim 1).



Resim I. Araştırmamızda kullandığımız düzenek şematik olarak gösterilmiştir.

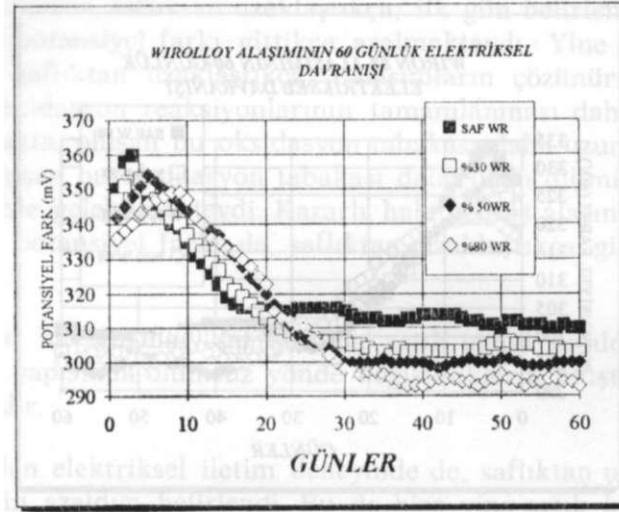
Bunların yanı sıra, dökülmüş örnekler üzerinde alaşımdaki kristal örgüsünün yapısı hakkında bilgi edinmemizi sağlayacak, elektriksel iletkenlik deneyi uygulandı.

BULGULAR

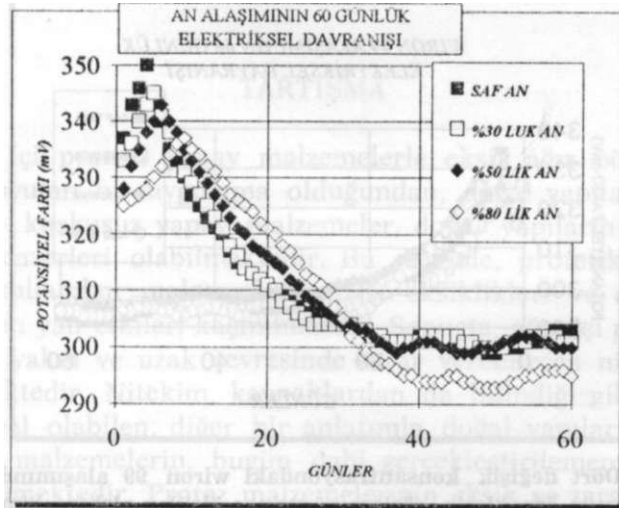
Ağızda yaygın olarak kullanılan 4 dental alaşımın yapay tükürük içerisinde, 60 gün süresince oluşan elektriksel potansiyel farkına ait eğrileri birbirine benzemektedir. Metalik alaşımlar, yapay tükürük içerisinde daldırıldıktan sonra potansiyometrede hızlı bir yükselmenin olduğu gözlemlendi. Bu yükselme, suni tükürük ile metalik alaşım arasında iyon alış verişinin olduğunu göstermektedir. Diğer bir anlatımla, metalik alaşımda çözünme olmaktadır. Bu çözünme, birkaç gün devam ettikten sonra sona ermekte, metalik alaşım ile yapay tükürük arasında denge kurulmaya başlanmaktadır. Bu kaniya, potansiyometrede okuduğumuz değerlerin gittikçe düşmesi nedeniyle varıldı. Bu elektrodlar arası potansiyel farkındaki azalma, metalik alaşım üzerinde oksidasyon tabakasının oluşmaya başlaması şeklinde yorumlanabilir. Sürekli azalma eğilimi gösteren bu elektrodlararası potansiyel farkı, sonunda yaklaşık bir sabit değere ulaştı ve bu değeri sürekli koruma eğilimine girdi. Buradan, elektro-kimyasal potansiyelin yaklaşık bir sabit değere ulaştığı zaman, metalik alaşımın üzerindeki oksidasyon işleminin tamamlandığı ve oksidasyon tabakasının yeterli miktarda oluştuğu sonucu çıkarılabilir.

Araştırmamızda kullandığımız çeşitli alaşımlardan hazırlanan deney örneklerinin, 60 gün süresince yapay tükürük içerisindeki elektro-kimyasal davranışlarına ait bulgular, wiroloy alaşımı için grafik I'de, AN alaşımı için grafik II'de, wiron 88 alaşımı için grafik III'de ve wiron 99 alaşımı için de grafik IV'de gösterilmiştir.

Saf metalden dökülmüş örneklerin yapay tükürük içerisine daldırılarak ilk gün sonunda belirlenen elektro-kimyasal değerleri arasında farklılık vardı. Bu alaşımların hemen hepsi metal iskelet içerir. Ancak bu iskeletteki metallerin oranları ile firmalarca saklı tutulan bir takım katkı maddeleri, alaşımlar arasında elektro-kimyasal potansiyel farklılıklarına neden olabilmektedir.

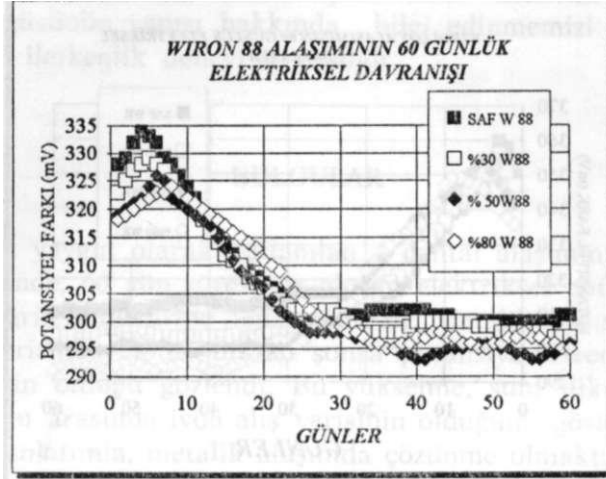


Grafik I. Dört değişik konsantrasyondaki wirrolloy alaşımından dökülmüş örneklerin gözlem süresince ölçülen elektro-kimyasal davranışlarına ait veriler gösterilmiştir.

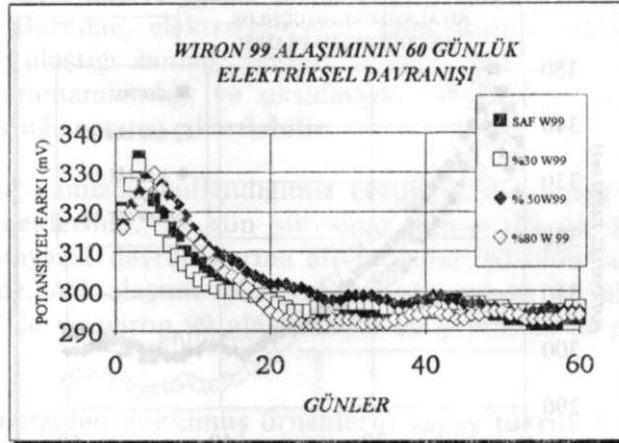


Grafik II. Dört değişik konsantrasyondaki AN alaşımından dökülmüş örneklerin gözlem süresince ölçülen elektro-kimyasal davranışlarına ait veriler gösterilmiştir.

DÖKÜM ÜRÜNLERİNDE OLUŞAN ELEKTRİKSEL DEĞİŞİMLERİN İNCELENMESİ



Grafik III. Dört değişik konsantrasyondaki wiron 88 alaşımından dökülmüş örneklerin gözlem süresince ölçülen elektro-kimyasal davranışlarına ait veriler gösterilmiştir.



Grafik IV. Dört değişik konsantrasyondaki wiron 99 alaşımından dökülmüş örneklerin gözlem süresince ölçülen elektro-kimyasal davranışlarına ait veriler gösterilmiştir.

Alaşımlarda saflıktan uzaklaştıkça, ilk gün belirlenen elektrokimyasal potansiyel farkı gittikçe azalmaktaydı. Yine dental alaşımlarda saflıktan uzaklaştıkça, alaşımların çözünürlükleri artmakta, oksidasyon reaksiyonlarının tamamlanması daha uzun zaman almakta, oluşan bu oksidasyon tabakası daha uzun zaman almakta, oluşan bu oksidasyon tabakası daha uzun dilimi içerisinde, kararlı hale gelebilmekteydi. Kararlı hale gelmiş alaşımın elektrokimyasal potansiyel farkı da, saflıktan uzaklaştıkça giderek azalmaktaydı.

Bütün bu bulgular, saf alaşıma artık metal katıldığı oranda iç kristal yapısında olumsuz yönde değişikliklerin oluştuğunu göstermektedir.

Yapılan elektriksel iletim deneyinde de, saflıktan uzaklaştıkça iletkenliğin azaldığı belirlendi. Bu da bize yine artık karıştırılmış dental alaşımlarda, iç kristal yapının olumsuz yönde etkilendiğini göstermektedir.

Atomik absorpsiyon spektrofotometresiyle yapılan ölçümlerde yapay yükürük çözeltisine geçen metalik iyon konsantrasyonlarının çok düşük olduğu, bu oranda yapılacak ölçümlerin sağlıklı sonuçlar vermeyeceği düşünüldü.

TARTIŞMA

Ağız içi protezi yapay malzemelerle eksik ağız bölümlerinin yerine koyulan bir uygulama olduğundan, doğal yapılardan farklıdır. Hiç kuşkusuz yapay malzemeler, doğal yapıların ancak bir ölçüde benzerleri olabilmektedir. Bu nedenle, protetik diş tedavisinde kullanılan malzemelerin, bazı eksiklikleri ve az da olsa istenmeyen yan etkileri kaçınılmazdır. Sonuçta, ağız içi protez malzemeleri, yakın ve uzak çevresinde zarar verebilecek nitelikler taşıyabilmektedir. Nitekim, kaynaklardan da bilindiği gibi, her yönüyle ideal olabilen, diğer bir anlatımla doğal yapıların aynısını verebilen malzemelerin, bugün dahi gerçekleştirilememiş olduğuna değinilmektedir. Protez malzemelerinin eksik ve zararlı olacak yanlarının yaratacağı komplikasyonlar, bu malzemelerin saklanması, kullanılması açısından yapılabilecek yanlışlıklar, zarar verebilme olasılığını arttıracaktır (3, 8, 9, 10).

Kron-köprü protez malzemeleri içerisinde, geçmişte soy metal ve bunların alaşımları yaygın bir şekilde kullanılmış olmakla birlikte, ekonomik yönden bunların giderek pahalıya mal edilebilmeleri, yarı değerli veya baz metal ve alaşımların bu amaçla kullanılmasını gündeme getirmiştir. Altın, platin, gümüş gibi soy metallerin dökülebilirlik ve uygun sertlik açısından üstünlüklerinin olmasının yanı sıra, biyolojik yapılarda en yeğlenen özellikleri, kimyasal kararlılıkları ve korozyona karşı dirençli olmalarıdır (1, 4, 5, 17,18,19).

Korozyon, yalnızca metalin yüzeyinde oluşan birikintilere karşı verilen bir yanıt değildir. Daha çok metalin çevre etkenleriyle reaksiyona girmesi sonucu yüzeyinin bozulması şeklinde oluşur. Korozyon, metal veya alaşımın bir yerinde atak halinde başlar ve hızla yayılır. Bu atak, genellikle dökülmüş metal veya alaşımın yapısındaki mekanik bozukluğun olduğu yerde başlar, bazen de malzemenin niteliğini kaybettiği yerde oluşur (3, 20).

Soy metallerden farklı olarak, oksijenli ve nemli bir ortamda demirin yüzeyinde demiroksit tabakası oluşmaktadır. Buna paslanma denilmektedir. Ağız içinde istenmeyen bu kimyasal olay, demir elementinin kimyasal kararsızlığından kaynaklanmaktadır. Ayrıca yine biyolojik yönden, metal ya da alaşımların ağız içerisinde çözünmemeleri istenir. Alaşımların çözünürlükleri, kristal örgüleriyle ilgili bir özelliktir. Kimyasal kararlılığı soy metallerdeki kadar olmayan alaşımların yüzeyi krom ve alüminyum gibi metaller ile kaplandıkları takdirde, bu metallerin yüzeyde oluşturdukları koruyucu oksidasyon tabakası, kapladıkları metal ya da alaşımın çözünmesini engelleyici olumlu etki yapmaktadır. Gerek alaşımın uygun kristal örgüsü, gerekse korozyona direnci sağlayan oksidasyon tabakası, biyolojik risk etkenini ortadan kaldırebilmektedir. Ağız içi protezlerinde, eğer kimyasal kararlılığı olan soy metaller dışındaki metal ve alaşımlar kullanmak durumundaysak, korozyonun oluşmaması için koruyucu oksidasyon tabakasını oluşturacak krom, alüminyum gibi yüzey kaplama metallerine gereksinim duyulacaktır. Ancak, bilindiği gibi bir alaşımın dökümü yapıldıktan sonra kristal örgüsünde değişiklik oluşabilmektedir (11,21,22,23,24, 25,26).

Yapay malzemelerin olumsuz etkilerine özellikle baz alaşımların döküm sonrasında uğradıkları kristal yapı değişikliği ihmal

edilerek, artık alaşımların tekrar tekrar dökümde kullanılmalariyla, korozyon ve çözünürlük gibi sonuçların ortaya çıkabileceği beklenmelidir.

Esasen korozyona direnç açısından soy metallere oranla geride kalan yarı değerli ve baz alaşımların, döküm yapmak amacıyla eritildikten sonra uğradıkları değişikliklerin, çeşitli iyonların olduğu tükruk ortamındaki tepkimelerini değiştirebilecekleri olasıdır. Zira, üretici firmaların bütün önerileri dikkate alınarak döküm yapılsa bile, alaşımların eritilmesi aşamasında atomik bağlar çözülecek ve soğurken bir rekristalizasyon olayı gerçekteşecektir. Yeniden kristalleşmede, alaşımların eritilmeden önceki kristal örgüsünde değişikliklerin ortaya çıkması doğaldır (27, 28). Bu değişikliklerin alaşımların tekrar tekrar eritilmesiyle, katlanarak artması da söz konusudur. Firmaların önerilerine titizlikle uyulması halinde, eritme sonucu alaşımlarda oluşacak kristal örgü değişikliklerinin, biyolojik yapılarda oluşturabilecekleri riskin ihmal edilebilir düzeylerde kalacağı savunulmaktadır. Ne var ki, hastadan hastaya değişkenlik gösterebilen ve metallerin çözünmelerinde rol oynayabileceği belirtilen tükruk pH'ı değişiklikleri, hastaların sıcak ve asidli yiyecek-içecek alma alışkanlıkları, ağız hijyeni alışkanlıklarına yeterince uyulmaması gibi nedenlere; bu alaşımlar kullanılarak yapılan kron-köprü protezlerinin uzun yıllar kullanılması da eklenince, biyolojik uyumu bozabilecek sonuçlarla karşılaşılabilir.

Alaşımların yeniden eritilmeleri ise, böylesine bir risk etkisinin artmasına yol açabilir. Nitekim, araştırma bulgularından edindiğimiz izlenimler, bu olasılığı doğrular yöndedir.

Deney örneklerimizden elde edilen eğrilerin hepsinde ortak bir özellik göze çarpmaktaydı. Deneyin başlangıcındaki elektrokimyasal potansiyel, önce kısa zaman aralığında giderek yükselip bir pik değerine ulaştıktan sonra, daha uzun sürelerde giderek azalmaya başlamakta ve kaynaklarda belirtildiği gibi, sonuçta bir denge hali diye nitelendirebileceğimiz düzeye ulaşmaktadır.

Ancak, farklı alaşımların başlangıç pik ve dengeye ulaşma değerleri farklılıklar göstermekteydi. Dikkati çeken asıl bulgu, farklılıkları her bir alaşımların artık metal oranı arttıkça çözünürlük süresinin de buna paralel olarak arttığı ve koruyucu oksidasyon tabakasının oluşmasının giderek geciktiğiydi. Wiron 88'in diğer alaşımlar türlerine oranla, artık alaşımların karıştırılmasına duyarlılığının

fazla olduğu saptandı. Bu bulgudan hareketle, artık metal karıştırılmış alaşımların, biyolojik uyum açısından farklı tepkilerinin olabileceği bilinmelidir.

Artık alaşımın yeni bir dökümde kullanılmasının getireceği sakıncalar, kron-köprü protezinin çığneme kuvvetlerine karşı direncini azaltabileceği, ısı iletkenliğini arttırabileceği türünden olsaydılar, hiç değilse daha önce bir kez eritilmiş alaşımların artık-larından karıştırmak düşünülebilirdi. Ancak, ağız içerisinde çözünebilen alaşımların diskrazik lezyonlar, ülserler, lökoplaki, oral kanserler ve böbrek rahatsızlıkları oluşturabileceği unutulmamalıdır. Yine, ağız içi dokularda allerjik reaksiyonlar ve metalik tat görülebilir. Bu patolojiler göz önüne alınacak olursa, bu konuda ödün vermenin yanlış olacağı tartışmasızdır (20, 29, 30, 31, 32, 33, 34).

SONUÇ

Korozyona direnç açısından üstünlüğü bilinen soy metallerden kron-köprü protezlerinin yapımında ısrarlı olabilmenin ekonomik açıdan güçlüğü de dikkate alınır, yarı değersiz ve hele baz alaşımlarda bir kerelik dökümde katı olunmasını önermekteyiz.

Türkiye'de protez üreten laboratuvar sahiplerinin büyük bir bölümü, henüz açıklamaya çalıştığımız bu teknolojik bilgilere sahip olmadıklarından ve diş hekimlerinin de protezlerinin yapımlarını bu laboratuvarlarda gerçekleştirdiklerinden, konu önemini korumaktadır. Sağlık hizmeti veren ekip içerisinde yer alan diş protez laboratuvarı çalışanlarına bu bilgilerin aktarılması ödevi, tüm diş hekimlerine düşmektedir. Zira, birçok tekniker dökümde artık metalleri yalnızca ekonomik nedenlerle değil, konu hakkında yeterince bilgi sahibi olmadıklarından kullanmaktadırlar.

KAYNAKLAR

- (1) Bertolotti I., Selection of alloys for today's crown and fixed partial denture restorations J.A.D.A. 108 : 959-66, 1984.
- (2) Brugirard J; Bargain R; Dupuy J.G. et al. Study of electrochemical behavior of gold dental alloys J. Dent. Res. 52 : 828-36, 1973.
- (3) Philips R.W., Science of dental materials 8th ed W.B. Saunders Comp. Tokyo, 1982.
- (4) Goodacre C.J., Palladium-silver alloys : A review of literatüre. Prosthet Dent. 62 : 34-8, 1989.
- (5) Kelly J.R.; Rose TC. Nonprecious alloys for use in fixed prosthodontics : A literatüre review Prosthet Dent. 49 : 363-70, 1983.
- (6) Marzouk M.A. Clinical behavior of silver-palladium alloy casting : A five year comparative clinical study. Prosthet Dent. 65 : 19-26, 1991.
- (7) Reisbick M.H. Precious and noble based casting alloys Prosthet Dent. 54 : 785-8, 1985.
- (8) Craig R.G.; Peyton F.A., Restorative dental materials 5th ed, Mosby Comp., St. Louls, 1975.
- (9) Peyton F.A., Restorative Dental Materials. 3rd ed. Mosby Comp. St. Louis, 1968.
- (10) Greener E.H.; Harcourt J.K.; Lautenschlager E.P. Materials Science in Dentistry. I ed Williams and Wilkins Co., Baltimore, 1972.
- (11) Espevik S. Corrosion of base metal alloys in vitro. Açta Odont. Scand. 36 : 113-6 1978.
- (12) Kollmann S.; Eichner K. Corrosion resistance of eight dental prosthetic alloys. Dent. Res. Abst. 65 : 12-15, 30-31, 1986.
- (13) Morris H.F. Veterans Administration Cooperative Studies Project No : 147, Part IX : A comparision of the mechanical properties of several alternative metal ceramic alloys cast in clinical and research laboratories. Prosthet Dent. 62 : 146-53, 1989.
- (14) Niemm L.; Holland R.I., Tarnish and corrosion of a commercial dental Ag-Pd-Cu-Au casting alloys. Prosthet Res. 63 : 1014-8, 1984.
- (15) Nitkin D.A.; Asgar K. Evaluation of alternative alloys to type III gold used in fixed prosthodontics J.A.D.A. 93 : 622-9, 1983.
- (16) Saleh L.A.; Marzouk M.A.; Diemer R.M. Clinical behavior of semi-noble casting alloys J. Dent. Res. 63 : 175, 1984.
- (17) Caputo A.A.; Matyes J.A. A new generation of palladium casting alloys J. Dent. Res. 62 : 688, 1983.

- (18) Howard W.S.; Newman S.M.; Nunez L.J. Castability of low gold content alloys J. Dent. Res. 59 : 824-30, 1980.
- (19) Huget E.F.; Civjen S. Status report of palladium-silver based crown and bridge alloys JADA, 89 : 383-5, 1974.
- (20) Scmitz M.; Katz S.A. Nickel dermatitis hazards from prosthesis Br. Derm., 92 : 287-90, 1975.
- (21) Baran G.R., The metallurgy of Cr-Ni alloys for fixed prosthodontics Prosthet Dent. 50 : 639-50, 1983.
- (22) Brune D.; Evje D.; Melsom S. Corrosion of gold alloys and titanium in artificial saliva Scand. Dent. Res. 90 : 168-71, 1982.
- (23) Mackert J.R.; Fairhurst C.W. SEM and EDXS characterization of adherent and nonadherent oxides J. Dent. Res. 62-55, 1983.
- (24) Niemm L.; Mihni E.; Ivaska A. An electrochemical and multispectroscopic study of corrosion of Ag-Pd-Cu-Au alloys J. Dent. Res. 65 : 888-91, 1986.
- (25) Sarıkahya Y.; Güler ç.; Sankahya F. Genel kimya 2. Baskı Ege Üniversitesi Basımevi cilt : 1 s : 243-58, İzmir 1989.
- (26) Sarıkahya Y.; Güler Ç.; Sarıkahya F. Genel kimya 2. Baskı Ege Üniversitesi Basımevi cilt : II s : 485-91, İzmir 1989.
- (27) Jones D.W.; Peacoch L.E.; Johnson P. et al. Castability and tarnish resistance of base metal alloys J. Dent. Res. 62 : 287,1983.
- (28) Vermilyea S.G.; Kuffler M.J.; Tamura S.J. Casting accuracy of base metal alloys. Prosthet Dent. 50 : 651-3, 1983.
- (29) Bergman M.; Ginstrup O.; Nilson B. Potentials of a currents between dental restorations. Scand. Dent. Res. 90 : 404-8, 1982.
- (30) Lain L.S. Electrogalvanic lesions of the oral cavity produced by metallic dentures J.A.D.A. 100 : 717-20, 1983.
- (31) Moffa J.P.; Beck W.D.; Hoke A.W. Allergic response to nickel containing dental alloys J. Dent. Res. Abst. Special Issue B : 107, 1977.
- (32) Morris H.F., Veterans Administration Cooperative Studies Project No : 147 : Association of metallic taste with metal ceramic alloys. Prosthet Dent. 63 : 124-8, 1990.
- (33) Söremark R.; Ingels D.; Plett H. et al. Influence of iatrogenic constituents of the teeth. Açta Odont. Scand. 20 : 215-24, 1962.
- (34) Söremark R.; Wing K.; Olsson M. et al. Penetration of metallic ions from restoration into teeth. Prosthet Dent. 20 : 531-39, 1968.