

İskelet protez metal alışımalarının tekrarlana tekrarlanan dökümleri sonucu ortaya çıkan strüktürel değişimler

Dr. M. Babür CANIKLIOĞLU (**)

GİRİŞ.

Genel kural olarak bilinmektedir ki, iskelet protezler ağıza uygulandıktan sonra, herhangi bir şekil bozukluğuna ve kimyasal değişime uğramamalıdır. Oysa bu tip protezlerde bazı hallerde ağıza uygulandıktan sonra kroşe tırnaklarında ve kollarında bir deformasyon veya kırılma, bunun sonucu protezin tümünde mukoyaza gömülme, ve metal yüzeyinde kararlık renk değişikliği gibi olaylar görülmektedir. Bu istenmeyen sonuçların nedenlerini iki ana grupta toplanabilir.

1—) Kullanılan alaşımın özellikleri iskelet protez metal alaşımlarının standartlarına uygun değildir.

2—) Alaşım istenilen standartlara uygundur, fakat kullanılan laboratuvar verilen kullanma şartlarına uymamaktadır.

Birinci maddedeki durum istenilen özelliklere sahip metal alaşım kullanarak ortadan kaldırılabılır. Fakat ikincisi tamamen teknisyenin elinde olan bir konudur. Özellikle memleketimizde ekonomik faktörlerin etkisi altında olan bir sorun olduğu için, kontrolü çok zor olan bir durum ortaya koymaktadır. Çünkü bilinmektedir ki protezin

(*) Bu araştırma 1968 senesinde Poitiers (Fransa) üniversitesi fen fakültesi mineral kimya ve tıp fakültesi mikrobiyoloji kürsülerinde yapılmıştır.

(**) İ. Ü. Dişhekimliği Fakültesi Kuron-Köprü protezi Kürsüsü Asistanı (Med. Dent)

maliyeti ne denli düşük olursa, teknisyenin kazanç oranıda o denli yüksek olacaktır. Bu ise dökümden artan metali tekrardan kullanmakla sağlanabilir. Buna ek olarak halen memleketimizde lisans laboratuvarlarının sayısı yok denecek kadar az olduğu ve bunların lisans aldıkları firmalarca da kontrolleri yapılmadığı içindir ki yukarıda belirtmeye çalıştığımız ve hekimi hastası karşısında zor durumlarda bırakan olaylara sık rastlanmaktadır. Bunun sebebi olarak biz genellikle firmalarca dökümden artan metalin kullanılmaması önerildiği halde birçok laboratuvar tarafından bunun kullanıldığını öğrendik. Buna gerekçe olarakta laboratuvarlar ekonomik faktörleri ileri sürmektedirler.

İşte bu sebeptendir ki biz bu araştırmamızda birden fazla dökümde kullanılan metal alaşımın strüktüründe ortaya çıkan değişimleri kalitatif olarak incelemeyi ve bunların elektrolitik ortamlardaki davranışlarının paslanmaz çeliklerinki ile mukayesesine yönelttik.

GENEL BİLGİLER.

Dışhekimliğinde kullanılan alaşımların özellikleri kullandıkları yerlere göre değişiklik arzederler. Bazı işler için kullanılan alaşımın plastisitesinin yüksek olması istenirken bazı işler için de alaşımın yüksek bir elastisiteye sahip olması arzu edilir. Örneğin estampe olarak yapılan işlerde alaşımın plastik, kroşe imalinde kullanılanların ise elastik olmaları gerekmektedir. (B e l g e r 1972).

L. Ruppe gnathometresi ile yapılan ölçmelerde çiğneme basıncının 30 kg/cm^2 olduğu ve alaşımların elastiklik modüllerinin de taşıyacakları yüklerin 2 hatta 3 katında olması gerektiğine göre buradan yapılacak işe göre alaşım kullanmanın gerekliliği ortaya çıkmaktadır. (M. B o l l e t Ch. B e n n e j e a n t 1949).

İskelet protezlerin imalinde kullanılan alaşımlarda öncelikle yüksek bir rijidite ve buna bağlı olarak iyi bir elastisite aranmaktadır. Bu iki unsur arasındaki denge firmalarca, alaşım içine giren katkı elementlerinin oranlarında yapılan çeşitli değişikliklerle sağlanmaktadır. Ancak burada bir üçüncü faktör söz konusu olmaktadır: Brinell kat sayısı. Bazı alaşımların tavlama, soğutma ve tekrar belli bir derecede tavlama sonucu Brinell sayısı çok artmaktadır. Örneğin: Ani soğutmadan sonra Vitallium 800 dereceye kadar ısıtılıp, bırakıldığında 600 Brinell sayısı seviyesinde bir sertlik kazanmaktadır. (M. B o l l e t Ch. B e n n e j e a n t 1949). Oyas aynı yazarlar tabii dişin sertliğinin 135 olduğunu ve bu tip alaşımla yapılmış protezlerin ağıza uygulanması sonucu, alaşımla temasta olacak olan sağ-

lam dişlerin aynen korondum taşı ile temasta gibi bir zarara uğrayacaklarını belirtmektedirler. Çünkü korondumun Brinell sayısında 600 dür.

Paslanmaz çelik alaşımlar ilk defa E d w o o d H a y n e s tarafından otomobil sanayinde kullanılmak üzere yapılmıştır. Bundan dolayı tip alaşımlar endüstride Haynes Çeliği olarak isimlendirilirler. Dişhekimliğinde kullanılan iskelet protez metal alaşımı ise 1930 yıllarında Vitallium ismi altında sunulmuştur. Ancak bu tarihten itibaren yaygın bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır.

Paslanmaz çelik ile iskelet protez metal alaşımlarının cilâlandıktan sonra dış görünüşleri aynı olmakla beraber, özelliklerinin büyük bir çoğunluğunda belirli farklar vardır. Bu bakımdan birbirleriyle karıştırılmamalıdır. (P e y t o n 1960).

Paslanmaz çelik kelime anlamından da anlaşılacağı üzere bir demir alaşımdır. Yani esas element olan demire bazı katkı elementlerin eklenmesi suretiyle elde edilen ve paslanmaz özelliği kazandırılan bir alaşımdır. Bu alaşımın çeşitli şekilleri olabilir ve bunlar mekanik özellikleri ile birbirlerinden ayrılırlar. Bunlarda paslanmazlık özelliğini bileşimin içine giren Cr, Ni, Co, Va. gibi elementler sağlamaktadırlar. (H. N. T e r e m 1965).

İskelet protez alaşımı ise üçlü bir alaşım olup ana elementler olarak Cr, Ni, Co. bileşim içine girerler. Bu ana elementlere her firma kendi araştırmalarına göre ek elementler ilâve ederler. Bu yan elementler ise Mo, Tungusten, Silisyum, Demir, Karbon v.s. olabilir. Bu katkıların bazıları metalin refrakter karakteri üzerine, bazıları ise mekanik özellikleri üzerine etkili olurlar. Örneğin Karbonun % 2 oranında alaşım içinde yer alması alaşımın büyük ölçüde direncini artırır. Az miktarda Demir ise alaşımın kolay işlenebilmesini sağlar. (S k i n n e r - P h i l l i p s 1960.)

Tablo 1 de iskelet protezle ilgili çeşitli alaşımların bileşimleri görülmektedir.

Elementler	Alaşımlar				
	A	B	C	D	E
Kobalt	43,5	59,4	62,6	61,5	62,6
Krom	21,6	30,3	26,2	27,6	27,0
Molibden	7	5,8	5	5,3	6,0
Nikel	20,1	1,5	2,3	2,3	2,0
Manganez	3	0,34	0,16	0,8	0,6
Bakır	3,5	—	0,20	—	—
Tungusten	—	0,35	1,2	—	—
Berilyum	0,9	—	—	—	—
Diğerleri	0,65	1,25	1,80	2,6	1,8

Bu tablodaki son kolondaki yüzdeler, endüstride kullanılır. Çok hasas dökümler için uygulanır.

Paffenbarger (1959) yapmış olduğu araştırma sonucu aşağıdaki Tablo 2 deki terkipleri vermektedir.

Alaşımlar	Cr	Co	Ni	Mo	W	Fe	Mn	Si	C	Al	Gl
Lunorium	14,9	0,9	55,6	18,5	4	5	0,2	0,4	0,2	0,7	—
Niranium	28,8	64,2	4,3	—	2	—	—	0,1	0,2	0,7	—
Ticorium	27,4	20,7	37,5	4,6	—	—	—	0,2	0,2	0,2	1,2
Vitalium	30,8	62,5	—	6,1	—	0,7	0,5	0,3	0,4	—	—

Demirin kimyasal ve elektro-kimyasal korozyona karşı davranışı ele alınırsa bunun passivite ve immuniteden yoksun olduğu görülmektedir. (A k i m o w 1957)

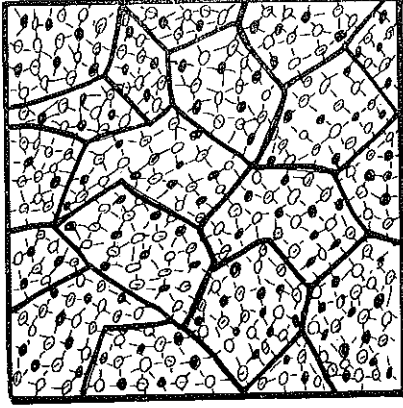
Metalin işlenme kırılganlığı hakkında araştırmada bulunan P a f f e n g e (1950) passif bir element olan kromun bu tip alaşımlarda yer alması gerektiğini ileri sürmekte ancak bunun yüzdesinin % 32 yi geçmemesini, aksi takdirde metalin kırılğan olacağını belirtmektedir. Aynı araştırmacıya göre Co, ve Ni, aynı özelliklere sahip elementlerdir. Bunlar bileşimlerde birbirlerinin yerlerini alabilirler.

İskelet protez alaşımlarında taban elementler aşağıdaki orana göre seçilmelidirler. (P i e r s o n 1950)

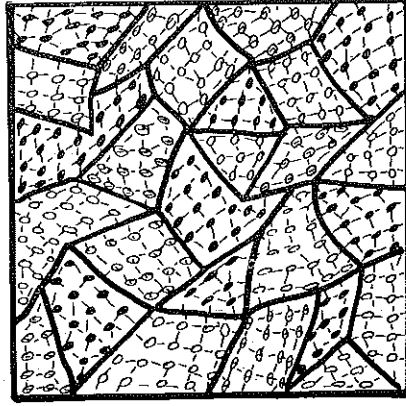
Cr.	30		Cr.	30
— = —		veya	— = —	
Co.	70		Co. Ni	70

Gerek iskelet protez metal alaşımları içinde gerekse paslanmaz çelik alaşımları içinde karbon yer aldığı anda alaşımın kristal yapısı ve fiziksel özelliklerinde büyük çapta değişiklikler olmaktadır. Verilen orandan fazla bulunduğu hallerde alaşımların kırılganlığı artmakta ve kristal yapılarındaki homogenite bozulmaktadır. Yani alaşımın katı çözeltilisindeki (S o l u t i o S o l i d e) homogen yapı heterogen bir yapıya dönüşmektedir. Bu olay ise alaşımın atmosferde ısıtılması sonucu ortaya çıkmaktadır. (Şekil 1)

Katı çözeltiler ısıtılıp eriyik hale getirildiklerinde, karbon alaşım içindeki elementlerle birleşerek onların karbürlerinin oluşumuna yol açar. Bu sebeptendir ki bu tip alaşımların yapılış şekilleri genellikle imalatçı firmalar tarafından saklı tutulmaktadır. Ama bilinmektedirki argon veya buna eşdeğer gaz atmosferi altında veya vakumda bu tip alaşımlar endüksiyon fırınlarında yapılabilir. (C . T o k m a n 1971)



Homogen bir alaşım yapısı
(Solution Solide)



Heterogen bir alaşım

Şekil : 1

Gerek paslanmaz çeliklerin ve gerekse iskelet protez alaşımlarının kimyasal korozyon karşısındaki davranışları farklıdır. (H. N. T e r e m 1965)

Alaşımlar içinde ısıtma veya eritme sonucu alaşımı teşkil eden elementlerin oksitleri teşekkül eder ve bunlar alaşımın katı çözeltisi içine girerler. Böylece ilk terkibi değişmiş olur. Örneğin bakır alaşımlarda bakır bir oksidin ısıtma sonucu alaşım içine girerek alaşımın bileşimini değiştirmesi gibi. (L. B e l g e r 1960)

İskelet protez metallerine de, döküm işleminden sonra paslanmaz çeliklerde olduğu gibi bir sertleştirme işlemi uygulanabilir. Bunun için alaşıma 400 derecede özel apareylerde baryum sulfat banyosu uygulanmaktadır. (R. R i g o l e t 1955)

MATERYEL

İskelet protez yapımı için memleketimizde kullanılan bir tip metal ele aldık. Bundan döküm yapmak için, 4 adet, aynı bol içinde bir defada karıştırarak dikdörtgen prizma, şeklinde, özel revetman kütleler hazırladık. Bunları 400 derecede pişirerek eritilmiş balmumu içine sıcak iken daldırıp çıkarttık. Böylece çalışma esnasında iskelet protez yapımı için kullanılan tekniği bu araştırmada uygulamış olduk.

2,5 mm x 1,5 mm x 0,5 mm boyutlarındaki plak döküm mumunu ha-

zırlamış olduğumuz revetman kütleleri üzerine yatırdık.

Büyük bir bolde hazırladığımız Revetman kütle ile bu dört kütleyle kapattık. Revetmanlar sertleştikten sonra döküm fırınına konarak tedricen ısıtıldı ve dört saat sonra döküm için hazır duruma gelmiş oldular.

Önce ilk döküm yapıldı. İkinci döküm yapılmadan önce ilk dökümün havada soğuması beklenildi. Revetman kütleleri kırılarak birinci dökümden artan metal ikinci için tekrar eritilerek kullanıldı. Üç ve dördüncü manşetler içinde dökümde daima bir öncekinden artan metal kullanılarak çalışma bitirildi.

Elde edilen plaklar önce kum banyosunda sonra aşındırıcı taşlar ile tesviye edildi ve elektro-polissaj yapıldı. Bilinen usullerle cilaları yapılan plaklar, deterjan da yıkanıp temiz su ile durulandıktan sonra ortalarından kesilerek ikiye eşit parçaya bölündü.

Diğer tarafa, paslanmaz bir çelik olup ve dişhekimliğinde Wipla ismi ile tanınan kapsüllerden 16 numara alınarak ağız ortamındaki gibi cilalandı.

1000 cc lik cam bir kavanozu iyice yıkadıktan sonra sterilize ederek içerisinde aşağıdaki Tablo 2 de verilen formüle göre 1000 cc sun'i tükürük eriyiği hazırladık. Bu işlemde setril şartlarda gerçekleştirildi. Sterilize edilen 5 adet 200 cc lik beş cam şişe içine bu eriyikten 150 şer cc taksim edildi. Elimizdeki metal plakların dört yarısını ve Wipla kapsülleri eter alkol karışımı içinde sterilize ettikten ve hafifçe falmdan geçirdikten sonra bu şişelerin içine attık. Ağız ortamındaki ısıyı sağlamak için de şişelerin tümünü 37 derecelik etü içine koyduk.

MİKST TÜKRÜĞÜN ORTALAMA TERKİBİ

t Su			995 gram			
Mineral Kısım	{	Disodyum fosfat	1,00	}	5 gram	
		Sodyum klorür	0,86			
		Potasyum sulfosyanür	0,072			
		Diğer tuzlar {	Sodyum sulfat ...			0,913
			Kalsiyum klorür ...			
Magnezyum klorür						
		2,845				
Organik Kısım		2,15				
		4,995			1000 gram	

METOD :

Araştırmamızda biz iki metod uyguladık.

1 — Ark elektro-spektr emisy on

2 — Kolorimetri.

1 — Ark elektro-spektr-emisyon metodu.

Bu metodd a alaşımların içindeki katkı maddelerinin miktar ve cinsleri tayin edebilmektedir. Bunun için özel bir kimya bilgisine ve ihtisasına ihtiyaç vardır. Ancak karşılaştırma usulü ile aynı cins alaşımın niteliği hakkında kalitatif bir bilgi edinilebilir. Biz bu yolu tercih ettik.

Bu metodd a kullanılan aparey iki kısımdan ibarettir.

a — İncelencek metalin uygulandığı ve ark yaptığı kısım. Burada ark elektriği meydana getirmek için iki elektrod vardır. Bunlardan bir tanesi karbon olup ikinci ise incelemeye tabi tutulan alaşımdır. Gerekli gerilim ve amper ayarlandıktan sonra düğmeye basılarak aynen elektrik kaynaklarında olduğu gibi ark teşekkül ettirilir.

b — Birinci kısım la a k kuple çalışan ve yayılan arktaki spektrileri kaydeden bir fotoğraf kamerası. Ark arpeyi çalışmaya başladığı zaman bu kamerada çalışmakta ve neşredilen spektrileri kaydetmektedir.

2 — Kolorimetrik metod.

Bu metodd a analitik kimyada hassas dozajlar yapıldığı gibi genel tıpta da kandaki elementlerin tayini yapılır. Metodun esas ı distile sudan geçen ışın ile özel reaktiflerle renklendirilebilen çözeltilerden geçen ışınların dalga boyları arasında ortaya çıkan farktan istifade edilerek dozaj yapmaktır. İncelenen çözeltilerin renkleri ne kadar açıktan koyuya giderse ışın absorpsiyonu o nisbette fazla olacağından çözelti içindeki materyelde o nisbette falza olacaktır. Ancak bu metodd a tayin yapabilmek için aranan her element için gerekli reaktiflerin cinsleri ve reaksiyon sıraları bilinmelidir.

ÖZEL ÇALIŞMALAR

Biz önce ark elektro emisyon apareyinde iki ayrı tip demir alarak bunların spektrilerini elde ederek alaşımları farklı olan bu demirlerinde spektrileri arasındaki farkı görmek istedik. (Şekil 3) İkinci olarak apareyde birinci dökümden başlayarak sıra ile ikinci, üçüncü

ve dördüncü döküm plâketlerin diğer yarılarının spektrelerini aldık. (Şekil: 2)

Etüv içinde bırakılan materyeller 6, 18, ve 40 ıncı günler sonunda çıkarılarak eriyik içine demir geçip geçmediği kolorimetrik metotla arandı. Bunun için demir reaktifi olarak SCHWEİZERHALL standart reaktifini ve aparey olarakta Zeiss PQM. II spektrofotometresini kullandık.

Deney şişelerinden apareyin kapsülü için 0,5 ml materyel aldık, bunun üzerine aynı miktar % 5 lik askorbik asit ilâve ettikten sonra firmaca verilen tarife uygun olarak reaktif ilâve ettik.

Apareyde önce distile su kapsülünü uyguladık. Göstergesinin bu durumda 100'e ayarladık. Bundan sonra diğer deney solüsyonlarını da aynı şekilde apareyin kapsülü içinde muamele ettikten sonra spektro fotometreye uyguladık.

Firmaca verilen formüle göre solüsyona geçen demir miktarını mikro gram olarak tayin etmiye çalıştık. Elde ettiğimiz (Tablo 3) de görülmektedir.

Firmaca verilen formül.

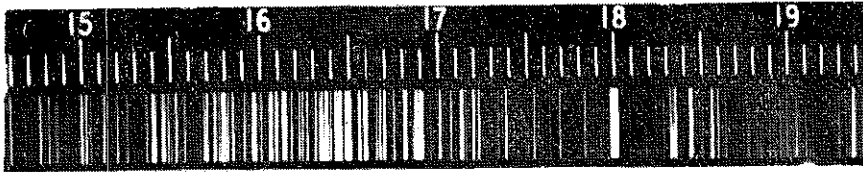
$$100 \text{ ml litrede mikrogram olarak demir miktarı} = \frac{E a}{ESt}$$

Burada Ea: Numunenin absorpsiyon yüzdesini, ESt: Standart çözeltinin absorpsiyon yüzdesini göstermektedir.

BULGULAR.

Ark elektro emisyon ile yaptığımız deney sonunda aşağıdaki spektreleri elde etmiş olduk.

İki ayrı cins demir alaşımı için aldığımız spektrelerde 15,5 ve 16,6 arasındaki trelerde az olan farklılık 18 ve 19,5 arasında ileri derece gözükmektedir. (Şekil:)

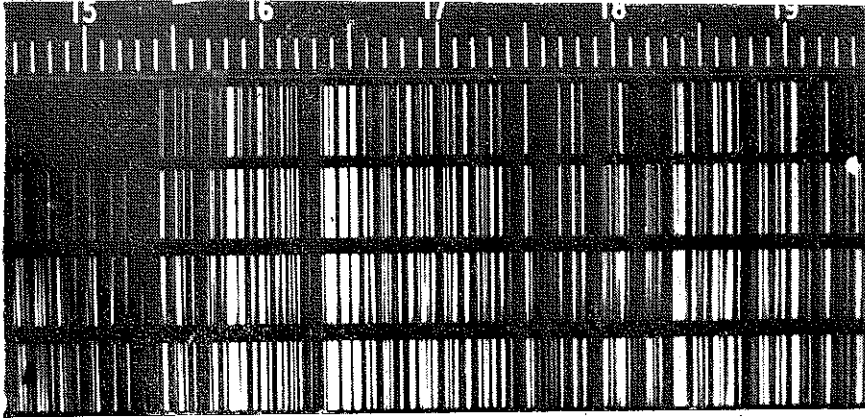


Şekil : 2
1 inci Demir Alaşımı Spektrumu



Şekil : 3
2 inci Demir Alaşımı Spektrumu

Alaşımın 14,5 ve 15,4 arasındaki spektrilerinde 1'inci dökümden 4'üncü döküme doğru trelerde belirgenlik kaybolmakta ve spektrflu bir durum kazanmaktadır. Yalnız 15,4 deki 2 tre her 4 plâkın spektrilerinde mevcut 15,8 deki 1'inci dökümdeki tre dördüncü plâkta azalmakta 15,9-16 arasındaki tüm treler spektrilerde yer almaktadır. Özellikle 16'ya isabet eden trede bu durum daha açıklıkla görülmektedir. 16,5 için de aynı durum mevcut. 17 de demir spektrilerindeki tre alaşım spektrilerinin tümünde yer almamakta 16 daki trenin benzerine 17,1-17,2 arasında rastlanmaktadır. 17,2 de demirin her iki spektr için bariz olan iki kalın tresi alaşım spektrilerinde görülmemektedir. 18 deki tre de tüm spektrelerde yer almaktadır. 18,3 içinde aynı şey geçerlidir.



Şekil : 4
İskelet Protez Metal Alaşımı Spektrumu

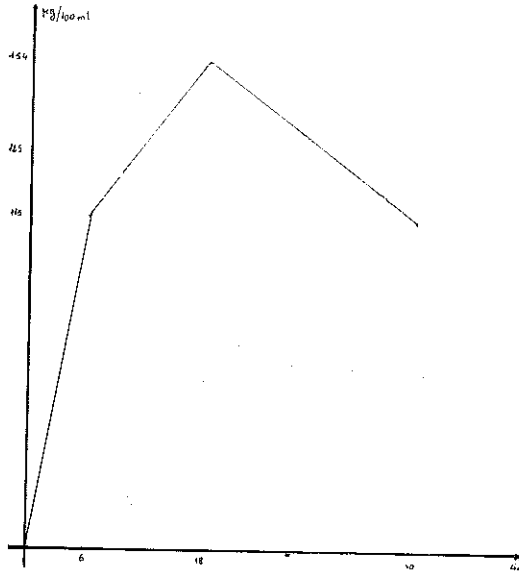
- A = 4 üncü döküm
- B = 3 üncü döküm
- C = 2 inci döküm
- D = 1 inci döküm

Kolorimetrik olarak yaptığımız çalışmalarda iskelet protez metalinin bulunduğu çözeltilere demir eriyik olarak geçmemiştir. Ancak paslanmaz çelik olarak ele aldığımız Wipla 16 numara kapsülden eriyiğe

demir geçtiğini tesbit ettik. (Tablo:) Bunun deney süresince artış ve eksilişini gösterir durum şekilde görülmektedir.

Deney Materyeli 16 Numara Wipla Kapsül	Deney Ortamı : Steril Sun'î Mikst Tükrük		
	Deney Günleri		
	6 ıncı	18 inci	40 ıncı
Çözeltiliye geçen 100 ml de Mikro gram olarak demir miktarı	115	154	125

Tablo : 4



Şekil : 5

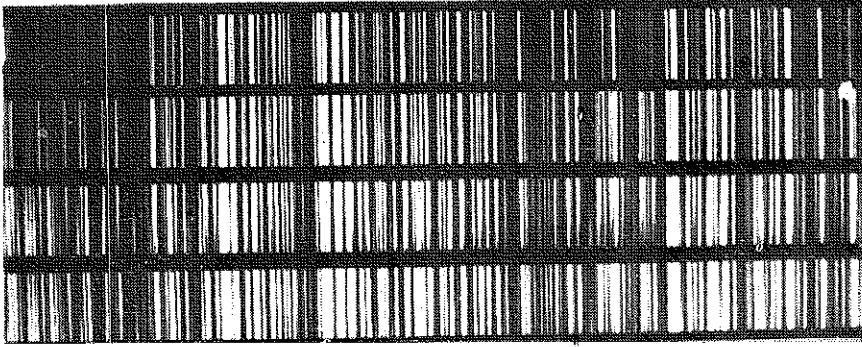
16. Wipla Kapsül'ün steril tükürük eriyiği içindeki Elektro-Kimyasal korozyon eğrisi

Bu şekilde ordinat olarak eriyen madde miktarı absis olarak ta deney günleri gösterilmiştir.

TARTIŞMA.

Her dört spektre birden ele alacak olursak farklılıkları açıktır. İlk döküm alaşımında var olan elementlerin döküm tekrarlandıkça ortadan kayboldukları veya başka komplekslere dönüştükleri düşünüle-

bilir. Buna ek olarak alaşımın katı çözeltisindeki (Solution Solide) homogen durumun döküm tekrarlandıkça kaybolması da bir sebep teşkil edebilir.



Şekil : 6
İskelet Metal Alaşım Spektreleri
A = 4 üncü döküm
B = 3 üncü döküm
C = 2 inci döküm
D = 1 inci döküm

Bu durum özellikle 14,5 ve 15,5 bölgesi arasında ve 17,5-19,5 treleri arasında bu düşüncemizi teyit eder bir anlam kazanmaktadır. Bu durum Belgerin bakır alaşımlar için belirttiği CuO tın alaşım içine girmesi ile ortaya çıkan yeni bir alaşım şeklinde de düşünülebilir. Bu ise neden metalin defalarca dökülmesi sonu daha önce firmalarca belirtilen özelliklerini yitirdiğini izah eder.

Yine % 2 lik karbon miktarını da döküm tekrarı sonucu alaşım içinde artması alaşımın bileşimini değiştirecek ve bize farklı spektrelerin verilmesini sağlayacak. Oysa karbon verilen bu yüzde üzerine çıktığı takdirde alaşımın tüm mekanik karakterini değiştirmektedir.

Kolorimetrik metotla yapılan çalışma sonucu bu alaşımın demirin bulunmadığı sonucuna varmış oluyoruz. Bu ise daha önce belirtildiği gibi iskelet protezle paslanmaz çelik arasındaki en önemli bir unsurun isbatlanması demektir. Çünkü aynı şartlarda paslanmaz bir çelik olan Wipla kapsül parlatılarak aynı dış görünüş verildikten sonra deneye tabi tutulduğu halde grafikten de görüldüğü üzere oldukça şiddetli bir elektro korozyona uğramıştır. Bu olaya sebep olarak kapsül üzerindeki lokal piller gösterilebilir.

SONUÇ.

Yaptığımız bu araştırma sonucu iskelet protez metal alaşımlarının birer paslanmaz çelik olmayıp spesiyal bir alaşım olduklarını ortaya koymuş bulunuyoruz. Yine bu alaşımların elektro kimyasal korozyonlara karşı ağız ortamında dayanıklılık gösterdiklerini tesbit etmiş oluyoruz. Ancak elde ettiğimiz farklı treli spektrelerden bu alaşımları defalarca dökümleri sonucu yapısal bir değişikliğe uğrayabileceklerini belirtirken mekanik özelliklerindeki değişimlerinin de sebeplerini izah etmiş oluyoruz.

Bu unsurlar göz önüne alınarak iskelet protezlerin yapımında laboratuvarların lisansıyla olmalarının veya belli bir resmî organ tarafından kontrollerininde gerekliliği ortaya çıkmaktadır. Çünkü hekim hiç bir zaman laboratuvar safhalarını kontrol edebilme yeteneğine sahip değildir.

Ö Z E T

Bu araştırmada iskelet protez metalinin tekrarlanan dökümleri sonucu strüktürlerinde ortaya çıkan değişimler incelenmiş ve bunun elektro kimyasal korozyonlarda paslanmaz çelikle olan farkı ortaya konmuştur.

Çalışma sonucu görülmüştür ki alaşım defalarca döküldüğünde strüktüründe büyük ölçüde değişiklikler olmaktadır.

Paslanmaz çelik sun'i tükürükte korozyona uğrarken alaşım direnç göstermektedir.

Metod olarak ark elektro emisyon ve kolorimetri kullanılmıştır.

R E S U M É

La prothèse squelettique après avoir mis dans la bouche doit être rigide à des efforts masticatoires. Mais on observe fréquemment les fractures de leurs épérons et de leurs crochets, ceux qui causent l'enfoncement de la prothèse dans la muqueuse. A notre avis ces inconvenients proviennent de la laboratoire qui l'avait fait. Car pour pouvoir supprimer ces inconvenients il faut obéir le mode d'emploi donné par les firmes. Au lieu de jeter les résidus de la coulée, en notre pays d'après les raisons économiques les laboratoires les utilisent jusqu'à la fin en les mélangeant dans l'alliage vierge en grande portion. Pour cette raison nous avons voulu étudier la modification d'un tel métal soumis à des coulées successives. De plus nous avons voulu voir le comportement de cette alliage et celui de l'acier inoxydable dans le milieu électrolytique.

Pour cela nous avons préparé 4 plaquette et acheté un capsule de Wipla No: 16. Puis nous avons séparé chaque plaquette en deux égal parties.

Comme milieu électrolytique nous avons préparé dans un vase stéril 1000 cc

de la salive artificielle sous des conditions steriles aussi. Nous avons partagé ce liquide en 5 flacon de 200 cc en y mettant 150 cc. Après avoir stérilisé les matériaux déjà préparé, nous les avons mis dans un étuve de 37°C.

6 ème, 18 ème, 40 ème jours nous avons étudié la solution par la méthode colorimétrique. Nous avons vu que l'alliage ne se corrode pas dans la solution de la salive mais au contraire l'acier inoxydable se corrode. La figure 5 montre le trajet de sa propre corrosion.

Les 4 demies plaquette qui sont restées sont étudié par l'appareil arc-électro-emission. Leurs Spectres sont photographié par un caméra accouplé à cet épareil. Sur la figure 4 on voit les photos de ces spectres.

Sur ces photos nous pouvons dire que si un allige soumis à des coulées successives sa structure initiale se change et l'allige gagne des nouveaux propriétés autre que donnés par le firme producteur.

L I T E R A T Ü R

- 1 — **Akimow, G. V.** : Théories et methodes d'essai de la corrosion des metaux. Dunod Paris, 1957.
- 2 — **Belger, L.** : Dişhekmiğinde Maddeler bilgisi ve Metalurgi İstanbul, 1966.
- 3 — **Boll, M. et Bennejeant Ch.** : Chimie des Metaux et matériaux Dentaires. J. B. Baillière et Fils. Paris, 1949.
- 4 — **Peyton, F. A.** : Restorative Dental Materials. Mosby, 1960.
- 5 — **Paffenbarger** : (Ref. Pierson. M. Metallotheorie. B. Baillière Paris, 1950).
- 6 — **Rigolet, R.** : Prothèse Partielles métalliques, amovibles, squelettées décollettées, équilibrées. Actualité Odonto-stomatologique. Vol. 9 (30) p: 145-225, 1955.
- 7 — **Skinner-Phillips** : The Science of Dental Materials, Philadelphia and London, 1960.
- 8 — **Terem, H. N.** : Metalurgi Şirketi Mürettibiye Basımevi, 1965, İstanbul,