

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI TİP SABİT LİNGUAL PEKİŞTİRME
AYGITLARININ KOROZYON DİRENÇLERİNİN
LABORATUVAR ORTAMINDA
DEĞERLENDİRİLMESİ

UZMANLIK TEZİ

Arş. Gör. Büşra KUMRULAR

ZONGULDAK
2022

T.C.
ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
ORTODONTİ ANABİLİM DALI

FARKLI TİP SABİT LİNGUAL PEKİŞTİRME
AYGITLARININ KOROZYON DİRENÇLERİNİN
LABORATUVAR ORTAMINDA
DEĞERLENDİRİLMESİ

Arş. Gör. Büşra KUMRULAR

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI
Dr. Öğr. Üyesi Orhan ÇİÇEK

ZONGULDAK

2022

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim süresince bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, tez çalışmam sırasında benden ilgi ve desteğini esirgemeyen, her zaman her konuda desteğini hissettiğim kıymetli hocam ve tez danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Orhan ÇİÇEK'e

Klinik ve akademik alanda her zaman destek veren Sayın Doç.Dr Nurhat ÖZKALAYCI'ya,

Tezimdeki deneyleri gerçekleştirebileceğim laboratuvar ortamını sağladığı için Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Öğretim Üyesi Sayın Doç.Dr. Barış AVAR'a, deneylerin yapılmasında ve deney sonuçlarının hesaplanmasında emeği olan Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Araştırma Görevlisi Sayın Arş. Gör. İlker Emin DAĞ'a

Uzmanlık eğitimim süresince tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan bana her türlü desteği veren Arş. Gör. Melis TÖZ, Arş. Gör. İrem YOLCU KIR, Arş. Gör. Emine AYDIN, Arş. Gör. Kemal Can ACIR, Arş. Gör. İbrahim Berat AY ve birlikte çalışmaktan keyif aldığım diğer tüm asistan arkadaşlarıma,

Kliniğimizdeki tüm personellere,

Bütün hayatım boyunca sevgisini ve desteğini hissettiğim annem Gülay KUMRULAR'a ve ablam Kübra KUMRULAR'a sonsuz teşekkür ederim.

Büşra KUMRULAR

2022, ZONGULDAK

ÖZET

Büşra KUMRULAR, Farklı Tip Sabit Lingual Pekiştirme Aygıtlarının Korozyon Dirençlerinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Ortodonti Anabilim Dalı, Uzmanlık Tezi, Zonguldak, 2022.

Amaç: Sunulan çalışmada sabit pekiştirme aygıtı olarak kullanılan 6 farklı tip sabit lingual retainer telinin elektrokimyasal korozyon dirençlerinin in-vitro olarak karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Gereç ve Yöntem: Çalışmada, pH 7 ve pH 3,5 olarak 2 farklı şekilde oluşturulmuş Ringer çözeltisi kullanıldı. Her bir grupta 5 adet retainer olacak şekilde 6 grup oluşturuldu. Toplamda 60 adet retainer teli kullanıldı. 6 grup iki çözeltide ayrı ayrı test edildi. Çalışmada; 3 sarımlı Paslanmaz çelik (Dentaurum, Inspringen, Germany), 6 sarımlı Paslanmaz çelik (Dentaurum, Inspringen, Germany), Titanyum Grade 1 (Dentaurum, Inspringen, Germany), Titanyum Grade 5 (Dentaurum, Inspringen, Germany), Altın (Dentaurum, Inspringen, Germany) ve Dead Soft (Ormco, Calif, USA) retainer telleri kullanıldı. Potansiyostat (Gamry Interface 1000E Potentiostat; Gamry Instruments Inc. 72 Warminster, USA) cihazı yardımıyla potansiyodinamik polarizasyon testleri yapıldı. Polarizasyon eğrileri üzerinde 'Ec Lab' bilgisayar yazılımı yardımıyla hesaplamalar yapılarak akım yoğunluğu (icor), korozyon hızı, polarizasyon direnci (Rp) belirlendi. Elde edilen veriler Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testleriyle istatistiksel analizlere tabi tutuldu.

Bulgular: Akım yoğunluğu ve korozyon hızının yüksek olması korozyon direncinin düşük olduğunu ifade ederken, polarizasyon direncinin yüksek olması korozyon direncinin yüksek olduğunu ifade etmektedir. Altın retainer grubunun akım yoğunluğu her iki çözeltide diğer retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Dead Soft retainer grubunun korozyon hızı her iki çözeltide diğer retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Titanyum Grade 5 retainer grubunun polarizasyon direnci her iki çözeltide diğer retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Alınan Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) görüntüleri sonucu Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5 ve Altın retainer grubunda çukurcuk korozyonu izlenmezken diğer retainer gruplarında çukurcuk korozyonu izlendi.

Sonuç: Çalışma sonucunda, Titanyum Grade 5 retainer grubunun yüksek elektrokimyasal korozyon direnci sergilemesi ve SEM görüntülerinde çukurcuk korozyonu izlenmemesi nedeniyle klinik kullanıma daha uygun olabileceği görüldü.

Anahtar Kelimeler: Lingual retainer, Elektrokimyasal korozyon, Çukurcuk korozyonu, Akım yoğunluğu, Korozyon hızı, Polarizasyon eğrisi

ABSTRACT

Büşra KUMRULAR, Evaluation of Corrosion Resistance of Different Fixed Retention Appliances in a Laboratory Environment, Zonguldak Bülent Ecevit University, Faculty of Dentistry, Department of Orthodontics, Speciality Thesis, Zonguldak, 2022.

Aim: In the present study, it is aimed to compare the electrochemical corrosion resistance of 6 different types of fixed lingual retainer wires used as fixed retention appliance in-vitro.

Materials and Methods: In the study, two different Ringer solutions, pH 7 and pH 3,5, were used. 6 groups were formed with 5 retainers in each group. A total of 60 retainer wires were used. 6 groups were tested separately in two solutions. In the study, 3 braided Stainless steel (Dentaurum, Inspringen, Germany), 6 braided Stainless steel (Dentaurum, Inspringen, Germany), Titanium Grade 1 (Dentaurum, Inspringen, Germany), Titanium Grade 5 (Dentaurum, Inspringen, Germany), Gold (Dentaurum, Inspringen, Germany) and Dead Soft (Ormco, Calif, USA) retainer wires were used. Potentiodynamic polarization tests were performed with the help of a potentiostat (Gamry Interface 1000E Potentiostat; Gamry Instruments Inc. 72 Warminster, USA) device. Current density (i_{cor}), corrosion rate, polarization resistance (R_p) were determined by making calculations on the polarization curves with the help of 'Ec Lab' computer software. The obtained data were subjected to statistical analysis with Kolmogorov-Smirnov, Kruskal-Wallis and Mann-Whitney U tests.

Results: High current density and corrosion rate indicate low corrosion resistance, while high polarization resistance indicates high corrosion resistance. The current density of the Gold retainer group was statistically significantly higher than the other retainer groups in both solutions ($p \leq 0,05$). The corrosion rate of the Dead Soft retainer group was statistically significantly higher than the other retainer groups in both solutions ($p \leq 0,05$). The polarization resistance of the Titanium Grade 5 retainer group was statistically significantly higher than the other retainer groups in both solutions ($p \leq 0,05$). As a result of Scanning Electron Microscope (SEM) images, pitting corrosion was not observed in Titanium Grade 1, Titanium Grade 5 and Gold retainer groups, while pitting corrosion was observed in other retainer groups.

Conclusion: As a conclusion of the study, it was seen that the Titanium Grade 5 retainer group may be more suitable for clinical use due to their high electrochemical corrosion resistance and no pitting corrosion on SEM images.

Key Words: Lingual retainer, Electrochemical corrosion, Pitting corrosion, Current density, Corrosion rate, Polarization curve

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	iv
ÖZET.....	v
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	ix
TABLO DİZİNİ	x
ŞEKİL DİZİNİ	xi
1.GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Ortodontide Pekiştirme Tedavisi (Retansiyon)	3
2.1.1. Ortodontik tedaviden sonra retansiyonu etkileyen faktörler.....	4
2.2. Pekiştirme Aygıtları	7
2.2.1. Hareketli pekiştirme aygıtları	7
2.2.2. Sabit pekiştirme aygıtları	8
2.3. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Metal Alaşımli Teller.....	14
2.3.1. Altın alaşımlar.....	14
2.3.2. Paslanmaz çelik alaşımlar	15
2.3.3. Krom-kobalt alaşımlar	15
2.3.4. Nikel titanyum alaşımlar.....	16
2.3.5. CuNiTi alaşımlar.....	17
2.3.6. Beta-Titanyum (TMA) alaşımlar	17
2.4. Korozyon	17
2.4.1. Elektrokimyasal korozyon	18
2.4.2. Mikrobiyolojik korozyon	19
2.4.3. Üniform korozyon (Homojen dağılımlı korozyon)	19
2.4.4. Çukurcuk korozyonu.....	20
2.4.5. Çatlak korozyonu	20
2.4.6. Tane içi korozyon	20
2.4.7. Galvanik korozyon.....	21
2.4.8. Erozyon korozyonu.....	21
2.4.9. Sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan korozyon	21
2.4.10. Gerilme korozyonu (Stres korozyonu)	22
2.5. Korozyonun İzlenmesi ve Ölçme Yöntemleri	22
2.5.1. Korozyon hasarlarının göz veya mikroskopla incelenmesi	22

2.5.2. Kimyasal analiz yöntemi	22
2.5.3. Elektriksel yöntem	23
2.5.4. Elektrokimyasal yöntemler	23
2.5.5. Korozyon hızını ölçme yöntemleri	24
2.6. Ortodonti ve Korozyon İlişkisi	27
2.7. Amaç	30
3.GEREÇ VE YÖNTEM	31
3.1. Örneklerin Hazırlanması	31
3.2. Deney Çözeltilisinin Hazırlanması	35
3.3. Deney Düzeneklerinin Hazırlanması	36
3.4. Elektrokimyasal Korozyon Testi (Potansiyodinamik Polarizasyon Testi).....	38
3.5. Örneklerin Yüzeylerinin İncelenmesi	40
3.6. İstatistiksel Analiz	40
4.BULGULAR	41
4.1. Elektrokimyasal Korozyon Testi (PPT) Bulguları	41
4.1.1. pH 7 Ringer çözeltisi bulguları	45
4.1.2. pH 3,5 Ringer çözeltisi bulguları	47
4.1.3. Çözeltilerin karşılaştırılması	49
4.2. Örnekler Üzerinde Yapılan Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri	51
5. TARTIŞMA	57
5.1. Amacın Tartışılması	57
5.2. Materyal Seçiminin Tartışılması	58
5.3. Yöntemin Tartışılması	59
5.4. Bulguların Tartışılması	62
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	68
7. KAYNAKLAR	69
8.EKLER	80
8.1. Etik Kurul Kararı	80
8.2. İntihal Raporu Beyan Formu	81
8.3. İntihal Tespit Program Çıktısı	82
8.4. Tez Yazım Değerlendirme Formu	86
9. ÖZGEÇMİŞ	87

SİMGELER VE KISALTMALAR

TiO ₂	Titanyum Dioksit
Cr ₂ O ₃	Krom Oksit
SS	Paslanmaz Çelik
TMA	Beta-Titanyum
NiTi	Nikel Titanyum
CuNiTi	Bakır Nikel Titanyum
NaCl	Sodyum Klorür
NaF	Sodyum Florür
°C	Santigrat Derece
PPT	Potansiyodinamik Polarizasyon Testi
R _p	Polarizasyon direnci
i _{cor}	Akım yoğunluğu
mV	Milivolt
µA/cm ²	Mikroamper/santimetrekare
mm/yıl	Milimetre/yıl
mm	Milimetre
cm ²	Santimetrekare
Ort	Ortalama
ss	Standart Sapma
p	Anlamlılık değeri
*	p≤0,05
SEM	Scanning Electron Microscope

TABLO DİZİNİ

<u>Tablo</u>	<u>Sayfa</u>
1. Malzemelerin eş değer ağırlığı ve yoğunluğu	34
2. Akım yoğunluğu ($i_{cor}(\mu A/cm^2)$) değerleri	41
3. Korozyon hızı (mm/yıl) değerleri	42
4. Çözeltiler arası polarizasyon direnci ($R_p (\Omega cm^2)$) değerleri	42
5. Gruplar arası akım yoğunluklarının ($i_{cor}(\mu A/cm^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	45
6. Gruplar arası korozyon hızının (mm/yıl) istatistiksel olarak değerlendirilmesi	46
7. Gruplar arası polarizasyon direncinin ($R_p (\Omega cm^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	47
8. Gruplar arası akım yoğunluklarının ($i_{cor}(\mu A/cm^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	48
9. Gruplar arası korozyon hızının (mm/yıl) istatistiksel olarak değerlendirilmesi	48
10. Gruplar arası polarizasyon direncinin ($R_p (\Omega cm^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	49
11. pH 7 ve pH 3,5 olan Ringer çözeltileri arası akım yoğunluğunun ($i_{cor}(\mu A/cm^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	50
12. pH 7 ve pH 3,5 olan Ringer çözeltileri arası korozyon hızının (mm/yıl) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	50
13. pH 7 ve pH 3,5 olan Ringer çözeltileri arası polarizasyon direncinin ($R_p(\Omega cm^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi.....	51

ŞEKİL DİZİNİ

<u>Sekil</u>	<u>Sayfa</u>
1. Korozyon akımı (icor), korozyon potansiyeli (Ecor), $\beta_a(V/decade)$, $\beta_c(V/decade)$ hesaplanması	25
2. Grup 1’de kullanılan 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer teli	32
3. Grup 2’de kullanılan 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer teli	32
4. Grup 3’te kullanılan Titanyum Grade 1 retainer teli.....	32
5. Grup 4’te kullanılan Titanyum Grade 5 retainer teli.....	33
6. Grup 5’te kullanılan Altın retainer teli.....	33
7. Grup 6’da kullanılan Dead Soft Respond Wire retainer teli	33
8. Örneklerin çalışma için hazırlanmış şekilleri.....	35
9. Ultrasonik banyo yapılışı	35
10. Deney çözeltisi	36
11. Üç boyutlu yazıcıdan üretilen korozyon hücresi.....	36
12. Multimetre ile örneğin ölçülmesi	37
13. Deney düzeneği	38
14. Gamry Interface 1000E Potentiostat; Gamry Instruments Inc. 72 Warminster, USA	39
15. Korozyon hızı (mm/yıl) formülü.....	39
16. Stern-Geary denklemi	39
17. pH 7 Ringer çözeltisi polarizasyon eğrileri.....	43
18. pH 3,5 Ringer çözeltisi polarizasyon eğrileri.....	44
19. 3 sarımlı SS retainer (Grup 1) SEM görüntüleri	51
20. 6 sarımlı SS retainer (Grup 2) SEM görüntüleri	52
21. Titanyum Grade 1 retainer (Grup 3) SEM görüntüleri	53
22. Titanyum Grade 5 retainer (Grup 4) SEM görüntüleri	54
23. Altın retainer (Grup 5) SEM görüntüleri	55
24. Dead Soft retainer (Grup 6) SEM görüntüleri	56

1.GİRİŞ

Ortodontik tedavide relaps dişlerin tedavi önceki pozisyonlarına geri dönmeleri ya da tedavi sonucu pozisyonlarının korunmaması olarak tanımlanmaktadır (1). Relapsı etkileyen birçok neden vardır ve bu nedenler arasında başlıca; yumuşak doku basınçları, periodontal ve gingival liflerin etkisi, oklüzal kuvvetler ve tedaviden sonra oluşabilecek büyüme ve gelişim yer alabilmektedir (2).

Riedel, pekiştirme tedavisini “Dişlerin, ideal estetik ve fonksiyonel konumda tutulması” olarak tanımlamıştır (3). Ortodontide pekiştirme tedavisi dişlerin tedavi bittikten sonra uygun pozisyonlarında kalmaları sağlayan tedavi olarak tanımlanmaktadır ve ortodontik tedavinin son safhasını oluşturmaktadır (4).

Pekiştirme tedavisinde kullanılan birçok aygıt vardır. Bunlar, hareketli ve sabit olarak iki gruba ayrılmaktadır. Hareketli apareyler arasında; hawley, positioner, essix plaklar sayılabilmektedir. Hawley apareyi ortodontistler arasında en sıklıkla kullanılan hareketli apareylerden biridir. Essix plaklar şeffaf görünümünde olduğu için estetik açıdan tercih edilebilmektedir. Bu apareyler tedavi sonunda kullanımlarına göre modifiye edilebilmektedir (5).

Sabit pekiştirme aygıtları anterior dişlerin lingual yüzeylerine yapıştırılan düz veya sarımlı tellerden ve fiber kompoit rezinden yapılan aygıtlardan oluşmaktadır. Bu teller ön grup dört, altı dişe uygulanabildiği gibi sekiz dişe de uygulanabilmektedir. Sabit pekiştirme aygıtlarının ortodontistler arasında yaygın olarak kullanıldığı belirtilmektedir. Sabit pekiştirme aygıtları; hasta kooperasyonu gerektirmemesi, dişlerin lingual yüzeylerine yapıştırılmasına bağlı olarak estetik olması ve hareketli pekiştirme aygıtlarına göre daha güvenli bir retansiyon sağlayabilmesi avantajlarına sahip olduğu için sıklıkla pekiştirme aygıtı olarak tercih edilmektedir (6).

Hasta ağızında uzun süreli duran ve yapıştırıcı malzemeyle yapıştırılan bu aygıtların gingival dokularda inflamasyon, dişlerde plak ve diş taşı birikmesi, çürük oluşumuna neden olabilmesi gibi bazı dezavantajları olduğu düşünülmektedir (5). Bu konu üzerine yapılan bir çalışmada, periodontal dokuların etkilendiği gösterilmiştir (7). Yapılan diğer bir çalışmada ise, iyi bir ağız hijyeni sağlanması durumunda sabit pekiştirme aygıtlarının periodontal yapılar üzerine olumsuz bir etkisinin olmadığı belirtilmiştir (8). Aktif ortodontik tedaviden sonra pekiştirme tedavisinde uygulanan

farklı protokoller olmasına rağmen çoğu ortodontist ömür boyu pekiştirme tedavisini önermektedir (9,10).

Ortodontik tedavide paslanmaz çelik, nikel titanyum, kobalt–krom, beta-titanyum ve çok sarımlı teller sıklıkla kullanılan metal alaşımlardır (11).

Korozyon metalin bozulmasına yol açan elektrokimyasal bir süreçtir (12). Ortodontik alaşımların korozyon direnci; sıcaklık, tükürüğün miktarı ve kalitesi, plak, pH, proteinler, gıdaların fiziksel-kimyasal özellikleri gibi çeşitli değişkenlerin olduğu ağız ortamından etkilenmektedir (13,14). Ortodontik tedavide kullanılan teller uzun süreli olarak ağız içinde bulunduklarından dolayı korozyona dayanıklı olmalı, iyon salınımını engellemeli ve alerjik reaksiyonlara neden olmamalıdır. Diğer bir deyişle ortodontik teller oral dokularla biyolojik olarak uyumlu olmalıdır. Ortodontik tellerin korozyona uğramasıyla hem telin mekanik özellikleri azalırken aynı zamanda telden metal iyonları salınımı meydana gelmektedir (15,16). Korozyon ürünü olarak salınan nikelin kanserojen, mutajen ve sitotoksik olarak dokular üzerinde yan etki gösterdiği belirtilmektedir (17). Ayrıca, korozyon ürünleri tel-braket arasındaki sürtünme katsayılarını arttırarak diş hareketini yavaşlatabilmektedir (18). Metal malzemelerin üzerinde oluşan pasif oksit tabakası ile malzemenin korozyona karşı direnci sağlanmaktadır (19). Titanyum alaşımların üzerinde TiO_2 pasif oksit film tabakası ile korozyona karşı direnci artarken (20), paslanmaz çelik alaşımların üzerinde oluşan Cr_2O_3 pasif oksit tabakası ile malzemenin korozyona karşı direnci artmaktadır (21).

Literatürde aktif ortodontik tedavide kullanılan tellerde meydana gelen elektrokimyasal korozyon ile ilgili birçok çalışma mevcutken, uygulanan ortodontik tedavi süresinden daha fazla, hatta ömür boyu ağızda kalması planlanan, pekiştirme tedavisinde sabit aygıt olarak kullanılan tellerin elektrokimyasal korozyonu üzerine yeterli çalışma bulunmamaktadır.

Sunulan çalışmada, sabit pekiştirme aygıtı olarak kullanılan 6 farklı tip sabit lingual retainer tellerinin elektrokimyasal korozyon dirençlerini in-vitro olarak pH 7 ve pH 3,5 Ringer solüsyonlarında akım yoğunlukları, korozyon hızları ve polarizasyon dirençleri dikkate alınarak karşılaştırılması ve değerlendirilmesi amaçlanmaktadır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Ortodontide Pekiştirme Tedavisi (Retansiyon)

Aktif ortodontik tedaviyle elde edilen son durumun tedavi öncesindeki duruma dönmemesi için alınan önlemler, pekiştirme tedavisi olarak tanımlanmaktadır (22). Moyers pekiştirme tedavisini ‘ortodontik tedavi sonunda elde edilen yeni diş pozisyonlarının korunması için gerekli zaman kadar dişlerin o durumda tutulması’ olarak tanımlamıştır (23). Aktif ortodontik tedavi yapılırken basıncın olduğu tarafta kemik rezorpsiyonu olurken çekme kuvvetlerinin olduğu tarafta kemik apozisyonu olmaktadır. Rezorpsiyonun olduğu taraftaki kemiğin inorganik madde miktarı organik madde miktarından azdır ve periodontal liflerde değişikliğe uğramıştır. Bu yüzden aktif ortodontik tedavi bittikten sonra dişin çevresindeki kemiğin inorganik madde miktarının artması ve periodontal liflerin yeniden şekillenebilmesi için belli bir süre geçmesi gerekmektedir (22).

Proffit ve ark. (24) pekiştirme tedavisinin gerekliliğini şöyle açıklamıştır; çoğu ortodontik tedavinin sonucu stabil değildir, bu sebeple retansiyon üç ana sebepten gerekli olmaktadır:

- Gingival ve periodontal dokular diş hareketlerinden etkilenir ve ortodontik apareyler çıkarıldıktan sonra yeniden şekillenebilmeleri için yeterli zaman gerekmektedir.
- Dişler tedaviden sonra doğal olarak stabil olmayan bir pozisyonda olabilir, böylelikle çevresindeki yumuşak dokular devamlı relaps yönünde bir eğilim sergilemektedir.
- Büyümeyle birlikte olan değişim, tedavi sonucunu etkileyebilmektedir.

Dişler olması gereken bir pozisyonda olsa ve daha fazla büyüme olmasa bile, gingival ve periodontal yeniden yapılanma tamamlanıncaya kadar retansiyon büyük bir önem taşımaktadır. Gingival lifler ortodontik diş hareketinden etkilenir ve dişin yeni pozisyonuna uyum sağlaması için yeniden şekillenmelidir (24).

2.1.1. Ortodontik tedaviden sonra retansiyonu etkileyen faktörler

2.1.1.1 Ark formundaki değişiklikler

Yapılan bir çalışmada ortodontik tedavi gören hastaların ark formunun tedavi sonrasında, başlangıçtaki ark formuna dönme eğilimi gösterdiği bulunmuştur (25). Mandibular arkta genişletme yapıldığında dentisyon ve kas arasında denge olduğundan dolayı, kaninler ve molarlar arasındaki genişlik tedavi öncesindeki konumuna dönme eğilimi göstermektedir (26).

2.1.1.2 Büyümenin önemi

Vertikal ve sagittal büyüme transversal büyümeden daha sonra tamamlandığı için transversal büyüme ile ilgili retansiyon dönemi problemlerine daha az rastlanır. Kapsamlı ortodontik tedavi genellikle erken daimi dentisyonda iken yapılır ve süresi genellikle 18-30 aydır. Bu, aktif ortodontik tedavinin muhtemelen 14 ila 15 yaşlarında sonuçlanacağı anlamına gelirken, sagittal ve özellikle vertikal büyüme genellikle birkaç yıl sonrasına kadar yetişkin düzeyine bile ulaşamayabilir. Geç dönemde, Sınıf II, Sınıf III, derin kapanış veya açık kapanış problemi mevcut olan vakalarda devam eden büyüme, ortodontik tedaviden sonra relapsın başlıca nedenidir ve retansiyon sırasında dikkatli bir şekilde yönetilmesi gerekmektedir (24).

2.1.1.3 Nöromusküler ve çevresel faktörler

Ortodontik tedaviden sonra dişler istenilen konumlarına geldiğinde eğer kaslar bu durumu karşılayamazsa relaps meydana gelebilir. Özellikle alt mandibular keser bölgesinde kas ve dişler arasında denge önemlidir. Dudak ve dil arasındaki bölgede kassal olarak eşit basınç sağlanamazsa ortodontik tedavi ile elde edilen sonuç kalıcı olarak sürdürülemez ve relaps meydana gelebilir. Tedavi planlamasında alt keserlerin proklinasyonu isteniyorsa kalıcı olarak retansiyon yapılmalıdır (27).

2.1.1.4. Maloklüzyonun etyolojisi

Maloklüzyonların sebep olduğu etyolojik faktörler elimine edildiğinde tedavi sonrası stabilite artar. Parmak emme, dil itimi, dudak ısırma gibi alışkanlıklar düzeltilmelidir (23).

2.1.1.5. Kemik, periodontal ve gingival doku

Histolojik olarak dişlerin etrafındaki kemik ve doku değişir, yeniden şekillenebilmeleri için zamana ihtiyaçları vardır. Ortodontik tedavide periodontal ve gingival lifler gerilirler. Bu lifler yeniden şekillenene kadar, dişlerin yerinde tutulması gerekmektedir (28). 4 ila 6 ay içinde, gingivadaki kollajen lif ağları normal olarak yeniden şekillenmelerine rağmen, elastik suprakrestal liflerin yeniden şekillenebilmesi 232 gün sürmektedir ve ortodontik sabit aygıtların çıkarılmasını takiben bir yıldan daha uzun bir süre sonra yine de dişleri hareket ettirebilmektedir (24,29).

2.1.1.6. Ortodontik tedavi sonrası diş pozisyonu ve fonksiyonel oklüzyonun kurulması

Angle oklüzal kuvvetlerin stabiliteye katkısı olduğunu söylemiştir (30). Ortodontik tedavi sonrası iyi bir interküspidasyon ve normal oklüzyonun kurulması tedavi sonucu stabiliteyi arttırmaktadır. Doğru bir interinsizal açı; overbite relapsını, iyi bir posterior interküspidasyon; posterior çapraz kapanış ve antero-posterior ilişkinin relapsını önlemektedir. Oklüzyonda travma ve stres olmaz ise dişlerin meziodistal hareketleri azalır. Tedavi bittikten sonra dişlerde oklüzal kuvvetlere karşı cevaben hafif bir hareket meydana gelir. Ortodontik tedavinin sonunda maksiller posterior dişlerin palatinal tüberkülü ile mandibular posterior dişlerin bukkal tüberkülü arasında interküspidasyon sağlanmalıdır (31,32). Dişler arasındaki marjinal ilişkilerin de düzgün sağlanması gerekmektedir. Tedavi başında düzgün bir braketleme tedavi sonuna gelindiğinde iyi bir interküspidasyon sağlanmasında önemli olmaktadır (32).

2.1.1.7. Üçüncü molarların etkisi

Alt arktaki çapraşıklık ve tedavi sonrasında stabilizasyon üzerinde üçüncü molarların etkisi tartışmalı bir konu olmaktadır. Bu konuda birbirinin zıttı olan iki farklı görüş vardır. Birincisinde ‘üçüncü molarlar erüpte olurken meziale doğru erüpte olur ve dentisyonda çapraşıklığa neden olmaktadır’ görüşünü savunmuşlardır. Diğer karşı görüşte ise üçüncü molarların alt anterior ve tedavi sonrası çapraşıklık üzerinde etkisi olmadığı yaşla birlikte ark uzunluğundaki azalma ile çapraşıklığın arttığını savunmuşlardır (33–38).

2.1.1.8. Köklerin paralelliğini koruması

Ortodontik tedavinin sonunda dişlerin kökleri birbirine paralel olmalıdır, eğer paralel olursa kökler arasında yeterli kemik yapısı mevcut olmaktadır ve bu periodontal sağlık açısından önemli bir yer teşkil etmektedir. Oklüzalden gelen kuvvetler bu sayede kemik içine homojen bir şekilde dağılabilmektedir (39).

2.1.1.9. Fiberetomi

Ortodontik tedaviden sonra meydana gelen relapsın genellikle supraalveoler bağ doku fiberlerinden meydana geldiği kabul edilmektedir. Bu fiberler kesilirse relaps oranının azalacağı bildirilmiştir ve bu işleme sirkümferansiyal suprakrestal fiberetomi (CSF) adı verilmiştir. Fiberetominin her vakada uygun olmadığı daha çok aşırı çapraşıklık, rotasyonlu, diastemalı dişlerde yapılmasının uygun olduğu belirtilmiştir (40).

2.1.1.10. İnterproksimal redüksiyon

Mandibular keserlerin boyutlarının alt anterior çapraşıklık ile ilişkili olduğu belirtilmektedir. İnterproksimal redüksiyon ortodontik tedaviden sonra oluşabilecek çapraşıklığın önlenmesinde diğer çözümler yetersiz kaldığında uygulaması gereken bir yöntemdir. Mandibular keserlerdeki interproksimal redüksiyonun avantajları alt

segmentte yer sağlanması ve geniş bir kontak yzeyi elde edilmesidir. Boyut farklılıkları mevcut olduğuunda interproksimal redüksiyon tavsiye edilen bir yöntemdir (41).

2.2. Pekiştirme Aygıtları

Ortodontik tedavi sonrası hastaya uygun pekiştirme apareyi ve protokolü sağlamak için hastanın yaşı, tedavi önceki maloklüzyonu, hastanın büyüme paterni, hastanın alışkanlıkları gibi faktörleri göz önüne alınarak seçilmelidir (5). Pekiştirme aygıtları hareketli ve sabit olarak iki gruba ayrılmaktadır.

2.2.1. Hareketli pekiştirme aygıtları

2.2.1.1 Hawley apareyi

Hawley apareyi retansiyon apareyi olarak kullanılmadan önce maksiller arktaki boşlukları kapatmak için Charles Hawley (42) tarafından tasarlanmıştır. Tutucu elemanları; keserleri anteriordan saran vestibul ark, posterior bölgede bulunan adams ve topuz kroşedir. 21.yüzyılda yaygın olarak maksiller ark için kullanılan hareketli retansiyon apareyi olmuştur. Apareyin önemli faydalarından biri, keser dişlerin palatinalinden geçen ve palatinali kaplayan akrilik plaka ile derin kapanış problemi bulunan hastalarda bite plate etkisi göstererek uzun dönem stabilitede etkili olabilmesidir. Bir diğer faydası da dişlerin oklüzal yüzlerini kaplamadığı için, tedavi sonrasında interküspidasyonun kurulmasına izin vermesidir (24). Vestibul arkta bulunan U bükümleri klinisyenler tarafında aktive edilerek kullanılabilmektedir (5). Yapılan tedavilere göre hawley apareyinde modifikasyonlar yapılarak günümüzde hareketli pekiştirme apareyi olarak kullanılabilmektedir (24).

2.2.1.2 Wraparound (clip)

Hareketli ortodontik pekiştirme apareylerinin ikinci tipi wraparound ya da ‘clip-on retainer’ apareyidir. Wraparound dişlerin labial ve lingual yüzlerini saran

plastik bir parça içerir. Bu aparey daha çok eğer tedaviden sonra boşluk açılırsa boşluğu kapatmak için kullanılır. Mandibular arkta kanin-kanin arası clip-on pekiştirme apareyi yaygın olarak kullanılmaktadır. Mandibulada ekimli tedavi yapıldıysa kanin-kanin arası wraparoundu modifiye ederek kullanmak mantıklı olmaktadır. Modifiye edilmiş bu tipine ‘moore retainer’ denilmektedir (24).

2.2.1.3 Essix (Clear vacuum retainer)

Vakum cihazıyla modellerin üzerinde ısı ile şekillendirilen termoplastik bir maddeden yapılan transparan bir pekiştirme apareyidir. şeffaf olmasından dolayı hastalar tarafından tercih edilmektedir ve maksiller ark için sıklıkla kullanılmaktadır (43). Dişlerin konumlarına etkisi konusunda sabit pekiştirme apareylerinden bir farkı bulunmamıştır (44). Essix dişlerin bütün yüzeyini kapladığı için hawley ile karşılaştırıldığında tedaviden sonra uzun dönem okluzal ilişkide farklılıklar bulunmamıştır (45). Tedaviden sonra elde edilen sonucun devam etmesinde essix etkili olurken hawley gibi derin kapanışa etkisi yoktur. 6-9 ayda bir apareyde oluşan renklenmelerden dolayı yenilenmesi tavsiye edilmektedir (24).

2.2.1.4 Positioner

Kesling (46) tarafından ortodonti literatürüne kazandırılmıştır. Tedavinin pekiştirme aşamasında kullanılmasının yanı sıra açık kapanış olan hastalarda bitirme aşamasında da kullanılabilen bir apareydir. Positionerın, hawley ve essixten farklı olarak bir avantajı daha vardır, hem çeneler arası ilişkiyi hem de oklüzal ilişkiyi korumaktadır (24). Hacimli yapısından dolayı nazal hava yolu tıkanıklığı olan hastalarda endike değildir, diş eti hiperplazisi bulunan hastalarda kullanılması diş etinin normal rengini alabilmesinde faydalı olabilmektedir (5).

2.2.2. Sabit pekiştirme aygıtları

1965 yılında Newman (47) tarafından ortodontik ataşmanların diş yüzeyine yapıştırılması bulunmuştur ve daha sonra ilk defa asit etch tekniği kullanılarak band

kullanmaksızın kanin dişlerin lingual yüzeylerine yapıştırılan yuvarlak çelik bir telin sabit pekiştirme aygıtı olarak kullanılmasıyla ilk uygulamalar başlamıştır (48).

Zachrisson (49) sabit pekiştirme aygıtların diğer adıyla lingual retainerların, klinisyene uzun süreli olarak relapsı önleme ve estetik bir retansiyon sağlama yolunu verdiğini belirtmiştir [Bearn ve ark.'dan (50)]. Retainerlar sadece kanin-kanin arası dişlere yapıştırılarak ya da tüm ön keser dişlerin linguallerine yapıştırılarak da kullanılabilir (50). Renkema ve ark. (51) yaptıkları çalışmada, kanin-kanin arası retainerların alt keser çapraşıklığını önlemede etkin olduğunu fakat düşük bir oranda ileride hafif bir çapraşıklık görülebileceğini belirtmiştir. Ortodontistler arasında yapılan bir çalışma, dişlerin lingual yüzeylerinden geçen kanin-kanin arası sabit pekiştirme aygıtının giderek daha çok kullanıldığını göstermiştir (52). Sabit pekiştirme aygıtlarının en önemli avantajı hasta kooperasyonuna ihtiyaç duymamasıdır, dezavantajlarından biri de teknik hassasiyetinin yüksek olması ve hasta başında daha fazla zaman harcanmasıdır (53).

Sabit retainer kullanımı için Proffit ve ark. (24) üç endikasyon tanımlamışlardır:

- Birinci endikasyonu; ergenlik yıllarının sonlarında gelişen alt keser diş çapraşıklığı, büyük ölçüde normal büyüme paterninde mandibulanın geç büyümesinden kaynaklanmaktadır. Eğer alt keser dişlerde çapraşıklık var ise 16-20 yaşları arasında manibulanın diferansiyel büyümesi ile alt keserlerin çapraşıklığında artış olabilmektedir. Bu yüzden alt keser dişler sabit retainer için bir endikasyondur.
- İkinci endikasyonu; diastema bulunan dişlerin arasındaki boşluğun kapatılması ve daha sonrasında relaps meydana gelmemesi için retainer ile pekiştirme tedavisinin yapılmasıdır.
- Üçüncü endikasyonu; eğer bir bölgeye sabit protez yapılması planlanıyorsa ortodontik tedaviden sonra o bölgenin sabit retainer ile kullanılarak boşluğun kapanmasının engellemesidir.

Lee (54) düz kalın telden, kanin-kanin arası retainerların endikasyonlarını aşağıda görüldüğü gibi sıralamıştır:

- Ortodontik tedavi öncesi alt keserlerde şiddetli çapraşıklık veya rotasyon bulunan vakalarda
- Alt kaninler arası mesafede değişim yapılması planlanan hastalarda,

- Aktif tedavi süresince alt keserlerin labiale doğru ilerletildiği olgularda,
- Çekimsiz tedavi edilen hafif çapraşıklık olan olgularda,
- Derin kapanışın tedavi edildiği vakalarda

Alt keser dişlere sabit retainer yapılmasının, diş ipi kullanımı konusunda problem olabileceği endişesi bulunmaktadır (24). Artun ve ark.'nın (55) yaptıkları bir çalışmada kanin-kanin arası retainerların çevresindeki plak akümüasyonu incelenmiştir. Sabit ve hareketli pekiştirme apareyi kullanımı arasındaki; plak birikimi, diş eti sağlığı ve çürük oluşumu arasında herhangi bir fark bulunmamıştır. Yapılan bir çalışmada aktif ortodontik tedaviden sonra uzun süreli takip edilen hastalarda periodontal sağlık açısından bir problem bulunmamıştır (8). Güney korede yapılan bir çalışmada da ortodontik tedaviden sonra retainer uygulanmasıyla periodontal sağlığın daha iyi duruma geldiği belirtilmiştir (56). Fakat sabit lingual retainerların uzun dönem kullanılmasında; daha fazla plak ve diş taşı akümüasyonu, sondlama derinliğinde ve diş eti çekilmesinde artış olduğu farklı çalışmalarda gözlemlenmiştir (7,57).

2.2.2.1 Çok sarımlı teller

Paslanmaz çelik tellerle birlikte adeziv materyallerin kombinasyonun ortodontik retansiyon için yararlı olabileceği fikri 1970'lerin ortalarında ortaya çıkmıştır. Zachrisson ilk başlarda dişlerin lingual yüzeylerine kompozit rezin yerleştirerek retansiyon sağlanmasını savunmuştur ama daha sonra kompozit retainerlarda kırılmaların çok fazla meydana gelmesi ve kompozitin fizyolojik diş hareketine izin vermemesinden dolayı klinik çalışmalarda değişikliğe gidilmiştir ve sabit retainerın elastik özellik sağlaması gerektiğine karar verilmiştir (58). Daha sonraki çalışmalarda dişlerin sadece lingual yüzeylerine, 0,032 inç ve 0,036 inç çaplarında çok sarımlı paslanmaz çelik tel, kompozit ile yapıştırılarak retansiyon sağlanmıştır (53,59).

Sabit retainer yapımında ana malzeme olarak teller kullanılmaktadır. Bu teller gelişimlerine göre sınıflara ayrılmaktadır (60).

- 1.Jenerasyon teller: 0,025 ve 0,036 inç çaplar arasında değişen paslanmaz çelik tel ve Blue Elgiloy telden yapılmıştır. Sadece kanin dişlere yapıştırılmış ve uçlarına u bükümleri yapılarak kullanılmıştır.
- 2.Jenarasyon teller: Tüm anterior dişlere yapıştırılarak 0,032 inç çapında 3 sarmallı olarak üretilmiştir. Sarmallı olduğu için ek bükümler gerekmemektedir.
- 3.Jenerasyon teller: 0,030 inç altın kaplamalı ve 0,032 inç paslanmaz çelik telden üretilmiştir. Mandibular kanin-kanin arası kullanılmıştır.
- 4.Jenerasyon teller: 0,0215 inç beş sarmallı koaksiyal paslanmaz çelik telden üretilmiştir.
- 5. Jenerasyon teller: 0,032 inç kumlanmış Blue Elgiloy telden yapılmıştır ve sadece kanin dişlere adapte edilerek kullanılmıştır.

Retainerlar, nispeten kalın düz veya yuvarlak tellerden (0,030 - 0,032 inç) veya daha ince 3 veya 6 çok sarımlı tellerden (0,0175 - 0,0215 inç) imal edilmektedir (58,61).

Kalın, düz teller (0,030 inç ya da 0,033 inç) sadece kanin-kanin arası dişlere yapıştırılarak kullanırken, çok sarımlı esnek teller (0,0215 inç) tüm segmentlerdeki dişlere yapıştırılarak kullanılabilmektedir (6).

Dahl (62) 1991 yılında 5 sarımlı 0,0215 inç 'lik telin optimum dayanımda olacağını bulmuştur [Zachrisson'dan (58)]. 5 sarımlı tellerin 3 sarımlı tellerden daha iyi kopma dayanımı ve elastikiyet gösterdiği belirtilmiştir. Zachrisson (58) 20 yılı aşkın süredir kullandığı 5 sarımlı koaksiyal 0,0215 inç çaplı paslanmaz çok sarımlı telin, klinik başarısının yüksek olduğunu vurgulamıştır. Önceki çalışmalarında, çok sarımlı paslanmaz çelik tellerin kullanımının, düz paslanmaz çelik tellere kıyasla tel üzerindeki azaltılmış stres nedeniyle daha yüksek bir başarı oranı gösterebileceğini belirtmiştir (58). Diğer çaptaki retainerları kullanan yazarlar dişlerde beklenmeyen değişiklikler ve 3 sarımlı paslanmaz çelik tel kullandıkları hastalarda, meydana gelen kopmalarla dişlerde tork değişimlerini raporlamışlardır (63,64).

Sabit retainerların çekme kuvveti değerleri karşılaştırıldığında 6 sarımlı tellerin çekme kuvvetinin 3 sarımlı tellerden daha fazla olduğu belirtilmiştir. Teller söküldükten sonra tel üzerinde kalan kompozit miktarı açısından bakıldığında 3 sarımlı tellerde 6 sarımlı tellerden daha fazla kompozit bulunmuştur. Telin çapının

artmasıyla telin yüzey alanı artacağından çekme kuvveti değerlerinin arttığı sonucuna varılmıştır (50).

Sabit retainer uygulandıktan sonra başarısızlık olabilmektedir. Dahl (62) en fazla gözlenen başarısızlık tipinin telin kompozit yüzeyinden ayrılması olduğunu belirtmektedir [Bearn ve ark.'dan (50)]. Başarısızlık riskini minimuma indirmek için sadece telin üzerindeki kompozit kalınlığını arttırmanın yanı sıra aynı zamanda kompozitin abrazyon direncinin de yüksek olması gerekmektedir (50).

Dahl (62) tarafından yapılan çalışmada 3 ve 6 yıl hasta takibi yapılmış ve 5 sarımlı 0,0215 inç'lik telin %94,1 oranında, 3 sarımlı 0,0215 inç ya da 0,0195 inç'lik tellerin % 84,9 oranında sağlam kaldığı gözlenmiştir [Taner ve Aksu. (65)]. Yapılan diğer bir çalışmada 3 yıllık takipte %27,2 oranında 0,0205 inç'lik esnek spiral telde başarısızlık gözlenmiştir (55). Rose ve ark.'nın (66) 2002 de yaptıkları çalışmada 0,0175 inç'lik teller incelenmiş ve % 90 oranında başarı oranı sergilediği belirtilmiştir.

Zachrisson (67) tarafından ince, esnek ve bükülebilen çok sarımlı tel retainerların farklı klinik endikasyonları olduğu belirtilmiştir. Bunlar;

- Orta hatta bulunan diastemanın kapatılması
- Diastemalı ön grup dişler
- Maksiller keserlerin kaybı ardından, kapatılan geniş boşlukların korunması
- Fazla rotasyonlu maksiller keser dişlerin tedavisi
- Palatinalde bulunan gömülü kanin dişlerin sürdürülmesidir [Üstal ve ark. (68)'dan].

2.2.2.2 Fiberle güçlendirilmiş kompozit retainerlar

Paslanmaz çelik tellerin estetik olmaması, hastada metal alerjisine sebebiyet vermesi ve kırılmasından dolayı kompozit rezin esaslı retainerlar üretilmiştir (61,69).

Fiber kompozit rezinler, fiber ve rezinden oluşmaktadır. En sık kullanılan fiber kompozit rezinler, polietilen ve cam fiberdir (70).

Bu fiber kompozit rezinler diş yüzeyine ve kompozite kimyasal olarak bağlanabilmektedir, dolayısıyla retainerın yapıştırıcı ajandan ayrılması az olmaktadır

ve aynı zamanda çok sarımlı paslanmaz tellerden daha estetik bir görünüm sergilemektedir (61).

Metal veya nikel alerjisi olan hastalarda bu materyallerin retansiyon için uygulanması direkt olarak yapılabilir, ek bir laboratuvar prosedürü gerekmemektedir (71).

Bu materyallerin dişlerin kesici kenarlarına doğru yerleştirilmesi, hem oklüzal kuvvetleri karşılaması hem de periodontal sağlık açısından önemli olmaktadır (72).

İlk üretilen fiber retainerlar rijit olmasından dolayı dişlerin fizyolojik hareketine izin vermemiştir. Daha sonra bu durumun üstesinden gelebilmek için EverStick Ortho* üretilmiştir (73).

Kompozit retainerların en önemli dezavantajı, rijit olmasından dolayı dişlerin fizyolojik hareketlerine izin vermemektir (74). Uzun dönemde çok sarımlı paslanmaz çelik teller fiber kompozitlerden daha güvenilir olmaktadır (66).

Sabit retainerların indirekt ve direkt olarak yapıştırılmasındaki başarısızlık oranlarına bakıldığında ikisi arasında önemli bir fark yoktur. Fakat indirekt uygulamanın hasta konforunu arttırma, hasta başında daha az zaman harcama, tükürük kontaminasyonu olmadan polimerizasyon sağlama ve retainerı daha doğru bir konumda yapıştırma gibi avantajları vardır (65).

Alt keser dişlerde başarısızlık üst keser dişlerden daha fazla meydana gelmektedir ve bu en fazla ilk ay gözlenmiştir (65). Bir diğer çalışmada maksiller retainerlarda, mandibular retainerlardan daha fazla kopma meydana geldiği ve çoğunlukla bu kopmalar 8 veya 6 diş dahil edilmesine göre kanin dişin distal yada mezial tarafından olduğu belirtilmiştir (58).

Sabit retainerlarda kopmalar meydana gelebildiği için retainerların yapıştırılması sırasında izolasyona dikkat edilmesi ve ilerde kopma meydana gelirse en kısa sürede tamirinin yapılması gerekmektedir (51). Eğer tamir yapılmaz ise dişlerde bozulmalar olabilir ve tekrar ortodontik tedavi yapılması gerekebilir (24).

Sabit pekiştirme aygıtları daha estetik olduğu için hasta tarafından daha fazla kabul edilebilmektedir ve böylelikle uzun yıllar boyunca kullanılması tavsiye edilebilmektedir (75).

Proffit ve ark.'na (24) göre retansiyon, ortodontik tedavi gören bütün hastalar için uygulanmalıdır. Hareketli retansiyon apareyleri ilk 3 ila 4 ay tam zamanlı kullanılmalı, daha sonra yarı zamanlı kullanıma geçilmelidir. Gingival liflerinin cevabından dolayı retansiyona en az 12 ay yarı zamanlı devam edilmelidir. Büyümenin olmadığı durumlarda dişler tedaviden sonra 1-2 yıl stabil olmalıdır. Büyümesi devam eden hastalarda büyüme bitene kadar retansiyon devam etmelidir (24).

Graber ve ark.'a (5) göre uzun dönemde elde edilen diş pozisyonlarının devam edebilmesi için retainerların sınırsız kullanımı düşünülmeli ve bu durum hastaya izah edilmelidir.

Nanda ve ark.'a (76) göre pekiştirme tedavisinin süresi, hastanın tedavi öncesindeki maloklüzyon tipi, uygulanan tedavinin çeşidi ve hastanın büyüme potansiyeline göre belirlenmelidir [Babacan ve ark.'dan(77)]. Pekiştirme tedavisi yapılırken her hasta kendi içinde değerlendirilmelidir (77).

2.3. Sabit Ortodontik Tedavide Kullanılan Metal Alaşımli Teller

Ortodontik tedavide kullanılan tellerin belirli özellikleri sağlaması gerekmektedir. Ortodontik tedavi sırasında teller ağızda kaldıkları süre boyunca, hem kuvvet uygular hem de çiğneme kuvvetleri gibi değişebilen kuvvetlere maruz kalmaktadırlar. Ortodontik tedavide uygulanan kuvvetin optimal düzeyde olması gerekmektedir bu da ancak telin hem elastik hem de dayanıklı olmasıyla sağlanabilmektedir (78).

Günümüzde ortodontik tedavide en sık kullanılan teller, paslanmaz çelik, nikel-titanyum, beta-titanyum (TMA) alaşımlardan oluşmaktadır (78).

2.3.1. Altın alaşımlar

Değerli metal alaşımlar 20.yüzyılın yarısında sonra ortodontide rutin olarak kullanılmaya başlanmıştır. Değerli metal alaşım olarak saf altın kullanılmasında, altın çok yumuşak özellik sergilemektedir. Fakat altın ve bakır ile birlikte paladyum ve platinyumun kullanıldığı dental alaşımlar ortodontide kullanışlı olabilmektedir.

Paslanmaz çeliğin tanıtılması ve altının pahalı olması altın alaşımların kullanımını geri planda bırakmıştır (79).

2.3.2. Paslanmaz çelik alaşımlar

Paslanmaz çelik (SS) veya krom-kobalt (Cr-Co) alaşım benzer özelliklere sahiptir. Yüksek korozyon direnci, dayanıklılığı ile paslanmaz çelik ortodontik uygulamalar için standart malzeme haline gelmiştir (13,66). Şekil verilebilirliklerinin yüksek ve maliyetlerin düşük olması nedeniyle yıllardır ortodonti alanında kullanılmaktadır (78).

Ortodontik kullanım için tipik bir formülasyonunda %70-75 demir, % 18-20 krom ve %8-12 nikel, %0,2 karbon ve daha az oranlarda diğer elementleri içermektedir (78). Bu nedenle malzeme genellikle 18-8 paslanmaz çelik olarak adlandırılır (79). Malzemenin içinde bulunan krom paslanmaz çeliğin korozyon direncini arttırmaktadır (78).

Paslanmaz çelik teller ortodontide kullanılan diğer tellere göre daha az yüzey pürüzlülüğüne ve sürtünme direncine sahiptir (80–83) ve bu sürtünme nanoteknoloji uygulamaları ile daha da azaltılabilmektedir (84).

Australian ark teli begg tekniğinin temel dayanağı olan paslanmaz çelik telin bir türüdür (85,86). Australian ark teli derin kapanışın açılmasında, molar dikleştirilmesinde, ark şekillerinin korunmasında kullanılan teldir (86). Paslanmaz çelikten 10 kat fazla karbon içerdiği için yüzey pürüzlülüğü, sertliği ve kırılganlığı yüksektir (85).

2.3.3. Krom-kobalt alaşımlar

Cr-Co alaşımlar 1950'li yıllarda geliştirilmiştir. Bu teller %7 molibden %15 nikel, %15 demir, %20 krom %40 kobalt içermektedir. Krom-kobalt alaşımlar çelik tellere göre daha yumuşaktır ve bu özelliği ile kolay şekil verilebilir. Şekillendirme yapıldıktan sonra ısı uygulanmasıyla telin sertliği ve verdiği kuvvet artırılabilir (87).

Isıl işlemden sonra, piyasada Elgiloy adıyla bulunan krom-kobalt alaşımlar normal paslanmaz çeliğe benzer özelliklere sahip olmaktadır. Bununla birlikte, paslanmaz çeliğe göre ek maliyeti ve optimum özellikleri elde etmek için fazladan ısıtım işlem adımı nedeniyle 20. yüzyılın sonunda neredeyse ortadan kalkmıştır ve şu anda nadiren kullanılmaktadır (79).

2.3.4. Nikel titanyum alaşımlar

Nikel titanyum (NiTi) alaşımlı teller ilk olarak 1965 yılında Buhler tarafından bulunmuştur ve ortodonti alanında Andreassen tarafından kullanılmıştır (88). ABD'nin uzay araştırmaları sırasında yapılan çalışmalarda bulunmuş olup orijinal adı olan Nitinol, keşfedildiği yer olan 'Naval Ordnance Laboratory' 'nın baş harflerinden oluşmaktadır (78).

NiTi alaşımları ağız içinde farklı sıcaklıklarda farklı kristal yapıda bulunabilmektedir. Yüksek sıcaklıklarda ostenit adı verilen basit bir kübik yapıda bulunurken, düşük sıcaklıklarda martensit adı verilen monoklinik bir fazda bulunmaktadır (78). Birçok metal alaşım farklı kristal yapılarında bulunmasına rağmen, NiTi'nin benzersizliği, iki yapı arasındaki geçişin tamamen birbirine dönüşebilir olması ve bu dönüşümün ağız içi sıcaklıkta meydana gelebilmesidir (79). Bu değişim sürecine 'martensitik geçiş' adı verilmektedir (78).

Günümüzde ortodontide kullanılan NiTi teller % 55 Nikel ve %45 titanyumdan oluşmaktadır (89). NiTi alaşımların 3 temel özelliği onu diğer tellerden üstün kılmaktadır. Bu özellikler şekil hafızası, yüksek elastikiyet ve plastik deformasyona karşı gösterilen direnç olmaktadır (78,89).

Şekil hafızası, malzemenin martensitik fazdayken plastik olarak deforme olduktan sonra orijinal şeklini "hatırlama" yeteneğini ifade eder (79).

NiTi tellerin bu özellikleri nedeniyle ortodontik tedavinin seviyeleme ve sıralama aşamasında kullanılması tavsiye edilmektedir. Tedavinin ikinci ve üçüncü safhası için uygun bir tel olmamaktadır (78,79).

2.3.5. CuNiTi alaşımlar

CuNiTi alaşımları nikel, titanyum, bakır ve bir miktar kromdan oluşmaktadır. Bu teller 1990'ların ortalarında piyasaya sürülmüştür. Alaşıma bakır ilavesi telin sıcaklıkla reaktif olabilmesi özelliklerini geliştirmiş ve kalıcı deformasyona karşı oldukça dirençli hale getirmiştir (12).

2.3.6. Beta-Titanyum (TMA) alaşımlar

1980 'li yılların başında ortodonti literatürüne kazandırılmıştır. Bu tellerin elastikiyet özelliği SS ve NiTi teller arasındadır. TMA tellerin elastikiyet özelliği NiTi tellerin elastikiyetine yakın olmasına rağmen, şekil verilebilme özelliğine sahiptir (78).

TMA teller SS ve Cr-Co teller ile karşılaştırıldığında iyi korozyon direnci, düşük sertlik, yüksek geri yaylanma, iyi şekillendirilebilirlik ve iyi kaynaklanabilirlik gibi birçok ortodontik uygulama için uygun mükemmel özelliklere sahiptir (90–94). TMA tellerin dezavantajlarından biri yüzey pürüzlülüğüne sahip olmasıdır. Bu durum nedeniyle braket ve tel ara yüzeyinde sürtünme artmaktadır (78,95). Ancak son yıllarda bu teller üzerine iyon transferi ile tellerin yüzey pürüzlülüğü azaltılmış bu sayede braket ve tel arasındaki sürtünme paslanmaz çeliklere benzer bir duruma getirilmiştir (78,96).

Başlangıçta, TMA teller, retraksiyon yapılması için bölümlü ark tekniğindeki uygulamalarda kullanılmaktadır (91). Günümüzde TMA teller, intrüzyon arkları, uprting molar spring ve dişlerin intrüzyonu veya ekstrüzyonu için kantilaverlar gibi birçok uygulamada kullanılmaktadır. TMA alaşımların ve diğer titanyum alaşımların geliştirilmesi, bu nikelsiz tellerin yüksek biyouyumluluğundan dolayı son yıllarda hızla artmaktadır (95).

2.4. Korozyon

Korozyon, farklı kimyasal etkiler altında metalin ağırlığını kaybetmesi ve mekanik özelliklerinin değişmesi olarak tanımlanmaktadır (78). Bu durum bir çözelti

içinde metal iyonlarının doğrudan çözülmesi veya bir yüzey filminin aşamalı olarak çözülmesiyle meydana gelmektedir (97).

Korozyon doğal bir süreç olabileceği gibi yapay ortamlarla da elde edilebilir. Korozyonun meydana gelebilmesi için ortam, madde ve ara yüzey olmalıdır. Eğer bu şartlar sağlanırsa korozyon meydana gelecektir (98).

- Koruyucu tabaka (Pasif oksit film tabakası)

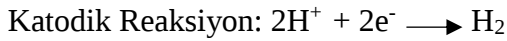
Ortodontide kullanılan SS ve NiTi alaşımlar korozyona direnmek için pasif oksit film tabakası oluştururlar. Bu tabakanın oluşması ile alaşımlar korozyondan korunabilmektedir. Bu koruyucu tabaka kimyasal ve mekaniksel bozulmalara karşı hassas olmaktadır. Kimyasal ve mekaniksel bozulmalar olmaksızın havayla temas edince bu tabaka çözünür ve daha sonra yeniden oluşmaktadır (97). Korozyon çeşitli şekillerde sınıflandırılabilir.

2.4.1. Elektrokimyasal korozyon

Elektrokimyasal korozyonun meydana gelebilmesi için iki elektrot, elektronların iletimi için fiziksel bir temas ve sulu bir çözelti olmalıdır (78).

Elektrokimyasal korozyon oksidasyon (yükseltgenme) ve redüksiyon (indirgenme) olarak adlandırılan 2 adet kendiliğinden oluşan mekanizma ile meydana gelmektedir. Oksidasyon anodik bir reaksiyon iken redüksiyon katodik bir reaksiyondur.

Örnek olarak baktığımızda zayıf bir asit çözelti içindeki demirde;



Korozyon sürecinde; koruyucu tabaka metal tamamen tükeninceye kadar ya da katodik madde tükenene kadar devam eder. Herhangi bir metalin korozyon seviyesi, içine daldırıldığı çözücünün kimyasına bağlı olmaktadır (97).

2.4.2. Mikrobiyolojik korozyon

Mikroorganizmaların sulu ortamdaki metal alaşımların korozyonunu etkilediği uzun süredir bilinmektedir. Benzer koşullar altında mikroorganizmaların dental malzemeler üzerindeki etkisi tam olarak açıklanmamıştır (99).

Matasa (100) ortodonti alanında mikroorganizmaların yapıştırıcı ajanlar üzerindeki etkisini göstermiştir. Tel yüzeyinin sağladığı geniş yüzey alanı, bakteri büyümesi için uygun ortam sağlar. Mikroorganizmaların tel yüzeyine yapışmasıyla telde korozyon meydana gelebilmektedir (99).

Ağız ortamındaki glukoz oranının artması pH'ı düşüreceğinden teller korozyon ataklarına karşı daha dirençsiz hale gelebilmektedir. Düşük pH aerobik bakterilerin üremesi için uygun bir ortam oluşturur. Mikroorganizmaların oluşturduğu MnO_2 , FeO , Fe_2O_3 , $MnCl_2$, $FeCl_2$ gibi reaksiyon ürünleri ortodontik tellerin korozyona uğramasına neden olabilmektedir (99).

Maruthamuthu ve ark. (101) yapay tükürükte ortodontik teller üzerindeki mikropların elektrokimyasal davranışını incelemiştir ve bakterilerin tellerin korozyon direncini azalttığını bulmuşlardır.

Çeşitli mikroorganizmalar paslanmaz çelik üzerinde bu etkiyi gösterir. Bunlar *Desulfovibrio desulfuricans* veya *Desulfotomaculum* gibi sülfat redükleyenler *Beggiatoa* ya da *Thiotrix* gibi sülfür okside edicilerdir (78).

2.4.3. Üniform korozyon (Homojen dağılımlı korozyon)

Metallerin tüm yüzeylerinde homojen olarak meydana gelen korozyon tipidir ve metalin kütlesinin azalmasıyla mekanik olarak zayıflamalar meydana gelmektedir. Tüm metallerde farklı oranlarda meydana gelen en yaygın korozyon türüdür. Bu korozyon tipinin oluşabilmesi için metalin bütün yüzeyleri eşit derecede koroziv ajanla temasa geçmelidir ama bu duruma ortodontik ataşmanlarda az rastlanmaktadır (78,99).

2.4.4. Çukurcuk korozyonu

Ortodontik ataşmalarda en çok karşılaşılan korozyon tipidir. Metal yüzeyde çukurların oluştuğu lokalize simetrik bir korozyon şeklidir. Metalin ağırlık kaybından çok metalin yapısını etkilemektedir. En çok klorid iyonların bulunduğu çözeltilerde meydana gelmektedir (78,98,99).

Liu ve ark. (102) yaptıkları bir çalışmada titanyum aliminyum kaplamanın çukurcuk korozyonunu azalttığını bulmuşlardır. Es Souni ve ark. (103) yaptıkları çalışmada Co-Cr alaşımların NiTi alaşımlara göre daha fazla çukurcuk korozyonu gösterdiğini bulmuşlardır. Kim ve Johnson (104), Ni-Ti ve SS tellerin çukurlaşmaya ve lokalize korozyona eğilimli olduğunu belirtmişlerdir.

2.4.5. Çatlak korozyonu

Bu korozyon tipi iki yakın yüzey arasında ve oksijen değişimin mümkün olmadığı yerlerde meydana gelmektedir. Metal yüzeyin elastomerik, akrilik gibi materyaller ile kontak haline gelmesi bu tip korozyonun oluşmasına yol açmaktadır (78,99). Ekspansiyon apareylerinde akrilik ve vida arasında bu tür korozyona rastlanılabilmektedir. Bu yüzeyde oluşan kahverengi görüntü korozyonun olduğunu göstermektedir. Bu duruma tel ve akrilik ara yüzeyinde bakteri biyofilminin neden olduğu düşünülmektedir (99,105,106). Ortamdaki klorid iyonlarının sayısının artmasında ve pH' daki azalmayla çatlak korozyonun oluşum süreci hızlanmaktadır. Ortamdaki asidite arttığından dolayı koruyucu tabaka da çözülmeye başlamaktadır. Paslanmaz çelik teller bu tür korozyona hassastır (78,99).

2.4.6. Tane içi korozyon

Metalin görünümünde ve ağırlığında kayıp olmaksızın malzemenin içinde meydana gelebilen, zamanla malzemenin zayıflamasına neden olan korozyon çeşitidir. Paslanmaz çelik bu tür korozyona hassastır. Özellikle lehimleme ve kaynaklama sırasında paslanmaz çeliğin içindeki karbon ve krom reaksiyona girer ve krom karpid oluşur. Krom bu reaksiyonda kullanıldığı için koruyucu tabaka oluşturmak için yeterli

miktarda bulunamamaktadır. Bu durumun oluşmasıyla paslanmaz çelik korozyona daha dirençsiz hale gelecektir (78,97).

2.4.7. Galvanik korozyon

Galvanik korozyon iki metal, elektrolit bir çözelti içinde bulunduğunda oluşabilmektedir. İki metal arasında potansiyel farkı bulunduğunda bir metal anot gibi davranırken diğeri katot gibi davranacak iki metal arasında akım oluşacaktır ve anot olan tarafta korozyon meydana gelecektir. İki farklı metal arasında olabileceği gibi bir malzemenin farklı yüzeyleri arasında da meydana gelebilmektedir. Buna pH'daki farklılıklar, telde büküm yapılan yerdeki sertleşme ve telin yüzeyindeki farklı pürüzlülük sebep olabilmektedir. Ortodonti alanına baktığımızda tel ve braket kombinasyonunda galvanik korozyona rastlanılmaktadır. Bu durumdan korunmak için birbirine yakın potansiyellerde malzemeler seçmek faydalı olabilmektedir (97–99).

Galvanik korozyondan korunabilmek için soy olmayan alaşımların içine soy metaller katılarak korozyonun azaltılması amaçlanmıştır. Bu yöntem ile maliyette artış olmadan korozyona uğrama oranının azaltılması düşünülmüştür (107).

2.4.8. Erozyon korozyonu

Aşındırıcı bir sıvı ile yüksek akış hızının birleşimi, erozyon korozyonuna neden olur. Böylelikle koruyucu tabaka ortadan kalkar ve metal koroziv ataklara daha yatkın hale gelir (99).

2.4.9. Sürtünmeye bağlı olarak ortaya çıkan korozyon

İki metalin birbirine temas ettikleri yerlerde meydana gelmektedir. Ortodonti alanında baktığımızda bu tür bir korozyona braket ve tel ara yüzeyinde rastlanabilmektedir. Böyle bir ara yüzde sürekli kuvvet uygulanması koruyucu tabakanın bozulmasına ve korozyon meydana gelmesine neden olmaktadır (78,97–99).

2.4.10. Gerilme korozyonu (Stres korozyonu)

Çukurcuk korozyonunun olduğu yerlerde statik bir gerilme kuvveti uygulanırsa bu bölgelerde kırılmalar meydana gelecek ve gerilme korozyonu oluşacaktır. Stress korozyonu bir çukucuk korozyonundan başlayabileceği gibi malzemelerin üzerinde stres birikimine neden olan geometrik düzensizliklerden de başlayabilmektedir (98,107). Ortodonti alanına baktığımızda ark teli, braketlere bağlandığında bir reaktivite meydana gelecektir. Bu reaktivite telin uyguladığı çekme ve sıkıştırma kuvvetlerinden meydana gelmektedir ve bu durum ilerleyen safhalarda telin mekanik özelliklerini zayıflatacak bir durum olarak kendini göstermektedir (99). Stres korozyonundan korunabilmek için uygun malzemeler seçmek, gerilme kuvvetlerini azaltmak önemli yer tutmaktadır (107).

2.5. Korozyonun İzlenmesi ve Ölçme Yöntemleri

Korozyon hızı, metalin birim zaman içerisinde çözünme miktarı olarak tanımlanmaktadır. Korozyon hızı malzemelerin korozyona dirençleri konusunda sayısal olarak bir değerlendirme sağlamaktadır. Kimyasal olaylarda korozyon hızı; kütle azalması yöntemi ile, elektrokimyasal olaylarda ise lineer polarizasyon yöntemi, tafel polarizasyon yöntemi, harmonik analiz, dinamik elektrokimyasal impedans ve elektrokimyasal impedans gibi yöntemler ile belirlenmektedir (108).

2.5.1. Korozyon hasarlarının göz veya mikroskopla incelenmesi

Metal malzemenin üzerine indikatör çözeltiler uygulanmasıyla veya mikroskop altında incelenmesi korozyon izlenebilmektedir (108).

2.5.2. Kimyasal analiz yöntemi

Koroziv ortamlarda metal malzemenin yüzeyinde oluşan korozyon ürünleri bazı kimyasal ve elektrokimyasal yöntemler ile malzemenin yüzeyinden uzaklaştırılır. Bunun sonucunda metalin ağırlık kaybetmesi ile korozyon hızı hesaplanabilir (108).

2.5.3. Elektriksel yöntem

Tel şeklindeki bir metal örneğinin korozyon hızı, telin direncinin ölçülmesi ile hesaplanabilir. Telin direnci kesit alanı ile ters orantılı olarak değişeceğinden, korozyon sonucu kesit alanının azalması ile direnç artacaktır (108).

2.5.4. Elektrokimyasal yöntemler

Elektrokimyasal ölçümlerle çözelti içerisinde polarizasyon eğrileri elde edilerek korozyon değerlendirilebilmektedir. Korozyon testlerinde elektrokimyasal yöntemlerin kullanımı artmaktadır. Korozyon potansiyeli bu yöntemlerle ölçülmektedir (108).

2.5.4.1. Potansiyodinamik yöntem

Potansiyodinamik yöntem ile elektrodun potansiyeli belirli aralıkta değiştirilirken, bu potansiyele karşı gelen akım yoğunluğu ölçülmektedir. Sadece korozyon hızı değil korozyonun mekanizması ile ilgili bilgi verebilmektedir (108).

2.5.4.2. Potansiyostatik yöntem

Bu yöntem aynı zamanda kararlı potansiyodinamik yöntem olarak da tanımlanmaktadır. Elektrodun potansiyeli sabit tutulurken buna karşı gelen akım yoğunluğu ölçülmesidir. Bu yöntem ile elde edilen polarizasyon eğrilerinden korozyon hızının belirlendiği korozyon akımı bulunur (108). Malzemelerin biyouyumlukları açısından değerlendirilmesinde en iyi yöntem, yüzeylerinden salınan elementlerin ölçülmesidir (109). Potansiyostatik testler ile çözeltinin içinde cm^2 'ye düşen iyonlar tespit edilmektedir (110).

2.5.4.3. Galvanostatik yöntem

Sabit akım verilerek potansiyel değişimi kaydedilir. Korozyon davranışı değerlendirilecek metal elektrot devreye bağlanır. R direnci değiştirilerek elektroda belirli bir akım uygulanır. Bu akımlara karşı gelen potansiyel voltmetre ile ölçülür (108).

2.5.5. Korozyon hızını ölçme yöntemleri

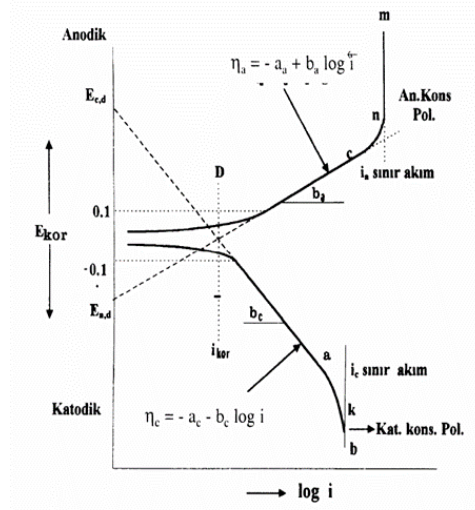
Metallerin korozyona karşı oluşan dirençlerini değerlendirmek ve birbirleriyle karşılaştırabilmesi için korozyon hızı sayısal olarak verilebilmektedir. Korozyon hızı hesaplamalarında gün geçtikçe yeni yöntemler bulunmaktadır. Bu yöntemlerden bazıları aşağıda belirtilmiştir.

2.5.5.1. Tafel polarizasyon yöntemi

Anodik ve katodik yönde çizilen yarı logaritmik akım yoğunluğu-potansiyel eğrilerinin çizgisel bölgelerinin korozyon potansiyeline ekstrapole edilmesiyle korozyon akımı belirlenir (108).

Çok düşük korozyon hızlarının hesaplanmasında dahi, güvenli bir şekilde kullanılmaktadır. Tafel eğrileri ile korozyon hızı kolay bir şekilde bulunabilmektedir (108).

Şekil 1 metal malzemelerin korozyon davranışını değerlendirmek için elde edilen potansiyodinamik polarizasyon diyagramıdır (108). Dikey eksen referans elektroda göre ölçülebilen, mV olarak ifade edilen malzemenin potansiyelini, yatay eksen ise $\mu\text{A}/\text{cm}^2$ veya A/cm^2 olarak ifade edilen akım yoğunluğunu göstermektedir. Diyagramın alt bölümü katodik üst bölümü anodik polarizasyon eğrileridir. Anodik ve katodik eğrilere çizilen teğetlerin kesişimi korozyon akım yoğunluğu (i_{cor}) ve korozyon potansiyeli (E_{cor}) olarak tanımlanır (110).



Şekil 1: Korozyon akımı (i_{cor}), korozyon potansiyeli (E_{cor}), β_a (V/decade), β_c (V/decade) hesaplanması

Polarizasyon eğrisinin S şeklinde oluşan bölgesinde potansiyel artmasına rağmen i_{cor} değerinde anlamlı derecede artış olmamaktadır bu durum malzemenin yüzeyinde koruyucu oksit tabakasının oluştuğunu, pasifleştiğini gösterir pasifleşme potansiyeli (E_{pp}) olarak ifade edilmektedir. Bu yüzey filminin meydana gelmesinden sonra, voltajın arttırılması sonucunda pasif film bozulur ve akım yoğunluğu artar, başka deyişle korozyon hızı artmaktadır (110).

2.5.5.2. Lineer polarizasyon yöntemi

Akım-potansiyel eğrisinin korozyon potansiyeli dolayında oluşan doğrusal kısmının eğimi R_p (polarizasyon direnci) değerini verir. Stern-Geary denklemi ile R_p değeri hesaplanmaktadır. Polarizasyon direnci korozyon hızı ile ters orantılıdır (108).

Potansiyodinamik testler ile korozyon akımı (i_{cor} (A/cm²)) ve polarizasyon direnci (R_p , kΩcm²) elde edilebilmektedir (108,110).

Dental malzemelerin korozyon davranışını belirlemek için tafel polarizasyon yöntemi kullanılmaktadır. Üç elektrotlu deney düzeneğinde yapılmaktadır.

- ✓ Çalışma elektrodu
- ✓ Deney Düzeneğini tamamlamak için karşıt elektrot (platin veya grafit)

✓ Referans elektrot (doymuş Ag/ AgCl elektrot veya doymuş kalomel (SCE) elektrot)

Referans elektrot, potansiyeli sabit kalan bir yarı hücre olarak tanımlanmaktadır. Cıva, cıva klorür ve doymuş potasyum klorür çözeltisinden oluşur. Elektrokimyasal korozyon ölçme çalışmalarında Ringer, Fusuyama, NaCl, vücut sıvıların taklit etmek için yapılmış çözeltiler kullanılabilmektedir (110).

Potansiyodinamik testlerde kullanılan potansiyostat, çalışma elektrodu ile karşıt elektrot arasında oluşan potansiyeli, düşük bir değerden yüksek bir değere doğru belirli hızlarda değiştirmektedir. Bu genellikle -1000mV 'tan $+1000\text{mV}$ 'a 1mV/s tarama hızı ile gerçekleşmektedir. Bununla birlikte akım verilmeden önce, referans elektroda karşılık çalışma elektrodunun, açık devre potansiyeli stabilizasyonu (OCP) sağlanmalıdır.

İki dental alaşımın korozyon dirençlerini karşılaştırmak ve dental alaşımın korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla bu diyagramlar kullanılabilmektedir. Elektrokimyasal olarak aktif alaşımın akım yoğunluğu daha yüksek olmaktadır (110).

Potansiyodinamik testlerde elde edilen parametreler aşağıda özetlenmiştir:

OCP (Açık devre potansiyeli): Devreden hiç akım geçmeden çalışma elektrodunun potansiyelidir.

Ecor (Korozyon potansiyeli): Akım verildiğinde çalışma elektrodunun potansiyelidir.

icor (Akım yoğunluğu): Diagramda Ecor değerine karşılık gelen akım yoğunluğudur.

Epass: Koruyucu yüzey tabakasının oluştuğu bölgeyi ifade etmektedir.

Ipass: Diyagramda Epass değerine karşılık gelen akım yoğunluğu değeridir.

Epit (Çukurlaşma, kritik korozyon potansiyeli): Çukurlaşma korozyonunun oluştuğu minimum potansiyel değeridir.

Ipit (Ikrit): Aktif- pasif davranış gösteren bir metalin aktif bölgesindeki en fazla olan korozyon hızı olarak tanımlanmaktadır. Bu akıma karşı oluşan potansiyel kritik potansiyel (Epit) olarak adlandırılmaktadır.

Ebr (Pasif film bozulma potansiyeli): Metal yüzeyde oluşan pasif filmdeki bozulmanın başladığı potansiyel değeri olarak tanımlanmaktadır.

Korozyon hızı (Corrosion Rate): Korozyona uğrayan malzemenin birim zamanda (yıl) yüzeyin birim başına değişimi (mil per year, mpy) hakkında bilgi vermektedir (110).

R_p (Polarizasyon direnci): Stern-Geary denklemi yardımıyla bulunur. Korozyon akımı ile ters orantılıdır (108).

Korozyon çalışmalarının yapılmasından sonra, malzemelerin yüzeylerinde oluşan değişikliklerin belirlenebilmesi için birçok metot kullanılmaktadır. Bunun için sıklıkla Taramalı Elektron Mikroskop (Scanning Electron Microscope, SEM) ve SEM bağlantılı enerji dağılımlı X- ışını mikroanalizlerinin (energy dispersive spectroscopy, EDS, EDX, EDAX, EDXA) yanı sıra Taramalı Elektrokimyasal Mikroskop (Scanning Electrochemical Microscope, SECM) yöntemi de kullanılabilmektedir (110).

2.6. Ortodonti ve Korozyon İlişkisi

Dental materyaller sürekli olarak ağız içindeki sıvılarla ilişki içerisinde. Ağız dokuları, hem kimyasal hem de fiziksel uyarıların yanı sıra yaklaşık 30 bakteri türünün metabolizmal artıklarına maruz kalmaktadır (99). Korozyon ürünleri, bazı bakterilerin antibiyotiklere karşı direncini artırabilir. Elbette bu organizmalardaki bazı direnç sistemlerinin özelliklerinin paylaşıldığı bilinmektedir. Bir organizmada metal direncindeki bir artış, antibiyotik direncinin artmasına neden olabilir ve bu daha sonra başka bir bakteri türüne aktarılabilir. Bu nedenle, metallere ve bunların korozyon ürünlerine daha fazla maruz kalma, bakteriler arasında dirençli genlerin yayılmasıyla sonuçlanabilmektedir (97).

Tükürük; bikarbonat, klorür, potasyum, sodyum, azotlu bileşikler ve proteinler içeren hipotonik bir çözeltidir (111).

Tükürük zayıf bir elektrolit olduğu için ağız ortamında elektrokimyasal korozyon mümkündür. Tükürüğün elektrokimyasal özellikleri, bileşenlerinin konsantrasyonlarına, pH'ına, yüzey gerilimine ve tamponlama kapasitesine bağlıdır. Böylece, ortaya çıkan korozyon işleminin büyüklüğü bu değişkenler tarafından kontrol edilebilmektedir. Tükürüğün pH'ı 5,2-7,8 arasında değişiklik göstermektedir (99).

Ortodontik tellerin korozyona uğramasının; tellerin fiziksel özelliklerini zayıflatmanın yanı sıra, aynı zamanda korozyon nedeniyle meydana gelebilecek iyon

salınımının insan vücuduna etki edebileceği konuda görüşler yaygın olarak bulunmaktadır (12,112,113).

Ortodontik malzemelerin ağıza yerleştirilmesinden sonra metal iyonların salınımı ile ilgili yapılan çalışmaların bazılarında; metal iyon salınımının sabit mekanikler yerleştirildiği zaman başladığını belirtirken (114,115), diğer bir çalışmada metal iyon salınımı; tedavi gören ve görmeyen hastalarla karşılaştırılmış ve önemli bir farklılık elde edilmemiştir (116). Ortodontik tellerin korozyona uğramasıyla salınabilen nikel, krom ve demir zararlı olabilecek elementler arasında sayılmaktadır (117,118).

Dental malzemelerden ağız ortamına salınan metal iyonlarının miktarının; akut intoksikasyon semptomları oluşturmaya yeterli olmadığı varsayılsa da, bunların uzun süreli kullanımının hem lokalize hem de sistemik yan etkilere neden olabileceği düşünülmektedir. Dental malzemeleri etkileyen korozyon; amalgam dolgular veya ortodontik braketler etrafında estetik olmayan renk değişimine neden olabilirken, ortama salınan metal iyonları ağız mukozasının yapısında pre-malign lezyonların oluşumunu artırabilmektedir (119).

Yapılan bir çalışmada; bukkal mukoza hücrelerinde nikel ve krom içeriğinde önemli artışlar, hücrelerin canlılığında azalma ve hücrelerde DNA hasarı olduğu görülmüştür. Aynı çalışmada paslanmaz çelik ark telleri en az biyolojik hasar gösterirken, nikel-titanyum ark tellerinin daha fazla sitotoksik ve genotoksik etki gösterdiği bulunmuştur (120).

Metal iyonların bukkal mukozadaki hücreler üzerinde DNA hasarı yapıp yapmadığı konsundaki bir diğer çalışma; nikelsiz braketler kullanılan hastalarda demir ve krom, paslanmaz çelik braket kullanılan hastalarda titanyum ve manganez, titanyum kullanılan hastalarda manganez içeriğinin yüksek olduğunu göstermiştir. Aynı çalışmada nikelsiz braketler ile ilişki halinde olan bukkal mukoza hücrelerinde DNA hasarı belirtilirken, titanyum braket kullanılan hastalarda DNA hasarı görülmemiştir (118).

Ortodontik tellerden salınan nikelin tip IV aşırı duyarlılık reaksiyonu olarak dudaklarda, mukozoda veya dilde ülserasyona, lokal şişliğe ve tat bozukluğuna neden olduğu düşünülmektedir (119). Bununla birlikte nikel kontak dermatitide neden olarak alerjik reaksiyon göstermektedir (12). Yaklaşık 30 mg/L'lik bir nikel

konsantrasyonunun sitotoksik tepkiye neden olmak için yeterli olabileceği ileri sürülmektedir (121). Nikelin yanı sıra, kromun aşırı duyarlılık, dermatit ve astım gibi olumsuz biyolojik etkilere neden olduğu da düşünülmektedir (122).

Paslanmaz çelik, kobalt-krom ve titanyum alaşımların korozyona direnebilmesi, pasif oksit yüzey tabakasının oluşumuna bağlıdır. Bununla birlikte, bu koruyucu oksit tabaka metal yüzeyde mevcut olsa bile, metal iyonları yine de salınabilmektedir (123). Koruyucu oksit film tabakası ortamdaki oksijene maruz kaldıkça yavaş yavaş çözülebilmektedir (97).

Titanyum birkaç oksit konfigürasyonu oluşturabilmektedir (TiO , TiO_2 ve Ti_2O_5); titanyum dioksit (TiO_2) en kararlı ve yaygın olarak oluşan pasif oksit tabakasıdır (97).

Titanyum alaşımlarının aksine, paslanmaz çelik tellerin pasif oksit tabakası Cr_2O_3 / Fe_2O_3 'ten oluşmaktadır (14,124).

Asidik koşulların korozyon sürecini hızlandırabildiği düşünülmektedir. Ortodontik telin korozyonu üzerinde, pH'ın etkisi geniş çapta incelenmiştir. Huang ve ark.'nın (123), farklı pH değerlerine sahip yapay tükürüğe batırılmış NiTi ark telleriyle yaptıkları çalışmada; salınan iyon miktarı ölçülmüştür. Daldırma süresi ile iyon salınımının arttığı ve asidik çözelti söz konusu olduğunda salınan iyon miktarının daha fazla olduğu sonucuna varılmıştır. Ayrıca, tel yüzeyinde TiO_2 koruyucu tabakanın oluşması nedeniyle, bir günde salınan ortalama nikel iyonu miktarının ilk günlerde daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu koruyucu tabaka Huang (125) tarafından X-ray fotoelektron spektroskopisi (XPS) ile onaylanmıştır.

Korozyon oranı hakkında bilgi sağladıkları için polarizasyon eğrileri korozyona duyarlılığın değerlendirilmesinde çok yararlı olabilmektedir (12,108).

Yapılan bir çalışmada; korozyonun, telin mekanik özelliklerini zayıflatıp, telin yüzey pürüzlülüğünü arttırarak sürtünmeyi etkileyeceği bunun sonucu olarakta dış hareketini yavaşlatabileceği belirtilmiştir (113).

Paslanmaz çeliğin içindeki krom telin korozyon direncini arttırmaktadır. Krom içeriği ne kadar yüksekse telin korozyon direncide yüksek olmaktadır. Paslanmaz çeliğe uygulanan bükümler, telin ısıtılması, lehimlenmesi gibi işlemler telde bulunan oksit tabakasını bozarak korozyona dayanıklılığı azaltmaktadır (126).

Suarez ve ark. (127), lingual ortodontik tedavide kullanılan ark tellerinin korozyon potansiyelini değerlendirmiştir. Korozyon potansiyeli üzerinden yapılan karşılaştırmada SS ark tellerinin NiTi, CuNiTi, TMA'dan daha az korozyon direnci gösterdiğini bulmuşlardır.

Pun ve Berzins (128) tarafından yapılan çalışmada, farklı sıcaklıklarda yapay tükürük solüsyonlarına yerleştirilen ortodontik tellerin elektrokimyasal korozyonunu değerlendirilmiştir. NiTi ve CuNiTi telleri incelenmiştir. Sıcaklığın artmasınının akım yoğunluğunu arttırdığı bulunmuştur. Buna ek olarak bakırın NiTi tellere eklenmesinin, çukurcuk korozyonu oluşma olasılığını arttırdığı bulunmuştur.

Korozyon sürecinin, termal koşullara göre değiştiğine dikkat edilmelidir, soğuk, sıcak yiyecek ve içecek tüketirken ortodontik malzemeler farklı korozyon dinamikleri gösterebilmektedir. Bununla birlikte, ağız boşluğundaki aşırı sıcaklık dalgalanmaları kısa olma eğiliminde olduğundan, 37°C'de yapılan ölçümlerin klinik koşullara en yakın olduğu düşünülmektedir (112).

2.7. Amaç

Sunulan çalışmanın amacı; ortodontik tedavi sonrası retansiyon döneminde, pekiştirme aygıtı olarak kullanılan, 6 farklı tip sabit lingual retainer tellerinin elektrokimyasal korozyon dirençlerini, in-vitro olarak pH'ı 7 ve pH'ı 3,5 olan Ringer çözeltisinde akım yoğunlukları, korozyon hızları ve polarizasyon dirençleri dikkate alınarak karşılaştırılması ve değerlendirilmesidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Altı farklı tip sabit lingual pekiştirme aygıtının (sabit lingual retainer telleri) elektrokimyasal korozyon dirençlerinin karşılaştırılmasını amaçladığımız in-vitro çalışma, Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Elektrokimya Laboratuvarı'nda yapıldı. Elektrokimyasal korozyon testlerinden sonra yapılan taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemesi Düzce Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar ve Teknoloji Merkezi'nde yapıldı. Çalışmaya başlamadan önce Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu'ndan 2022/06 karar numaralı ve 23/03/2022 karar tarihli etik kurul raporu alındı (Ek 8.1. Etik kurul kararı).

3.1. Örneklerin Hazırlanması

Çalışmada kullanılan lingual retainer telleri araştırmacılar tarafından temin edilmiş olup 2 farklı markadan 6 farklı tip retainer seçilerek gruplar oluşturuldu.

Gruplar:

Grup 1'de; 0,50 mm çaplı 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer (Dentaurum, Inspringen, Germany) (Şekil 2)

Grup 2'de; 0,45 mm çaplı 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer (Dentaurum, Inspringen, Germany) (Şekil 3)

Grup 3'te; 0,50 mm çaplı 3 sarımlı Titanyum Grade 1 retainer (Dentaurum, Inspringen, Germany) (Şekil 4)

Grup 4'te; 0,50 mm çaplı 3 sarımlı Titanyum Grade 5 retainer (Dentaurum, Inspringen, Germany) (Şekil 5)

Grup 5'te; 0,50 mm çaplı 3 sarımlı Altın retainer (Dentaurum, Inspringen, Germany) (Şekil 6)

Grup 6'da; 0,50 mm çaplı Dead Soft Respond Wire retainer (Ormco, Calif, USA) (Şekil 7) telleri kullanıldı.



Şekil 2: Grup 1’de kullanılan 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer teli
(Dentaurum, Inspringen, Germany)



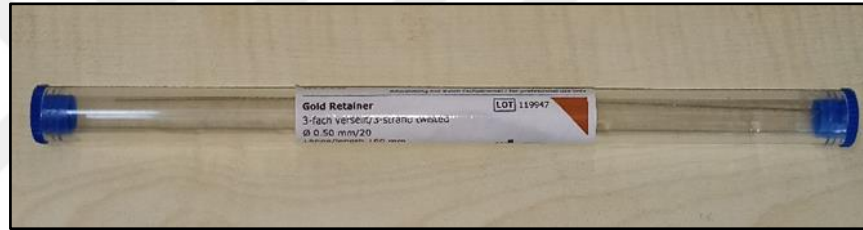
Şekil 3: Grup 2’de kullanılan 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer teli
(Dentaurum, Inspringen, Germany)



Şekil 4: Grup 3’te kullanılan Titanyum Grade 1 retainer teli
(Dentaurum, Inspringen, Germany)



Şekil 5: Grup 4'te kullanılan Titanyum Grade 5 retainer teli
(Dentaurum, Inspringen, Germany)



Şekil 6: Grup 5'te kullanılan Altın retainer teli
(Dentaurum, Inspringen, Germany)



Şekil 7: Grup 6'da kullanılan Dead Soft Respond Wire retainer teli
(Ormco, Calif, USA)

Deney sonucunda elde edilen korozyon hızının (corrosion rate) hesaplamasında kullanılması amacıyla tellerin içeriğindeki elementlerin oranlarına göre eşdeğerlik ağırlıkları ve yoğunlukları Tablo 1’de belirtildi.

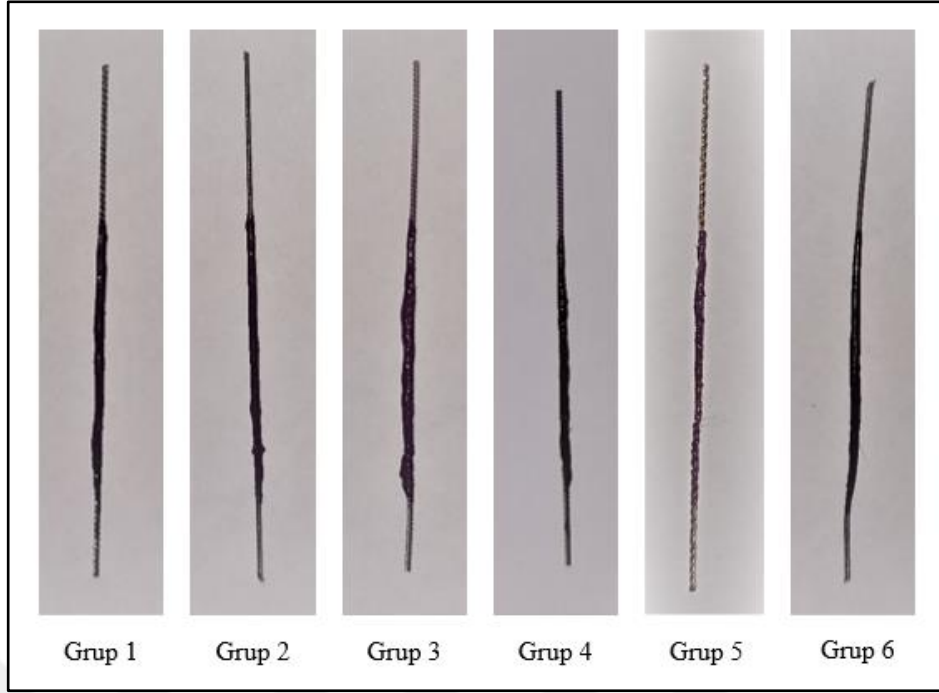
Çalışmada kullanılan örneklerin kimyasal içeriklerine ilişkin bilgiyi Dentarum firması paylaşıırken, ticari sır nedeniyle Ormco firması paylaşmadı. Bu nedenle, Dead Soft retainer telinin kimyasal içeriği Energy Dispersive Analizi (EDS) kullanılarak noktasal olarak belirlendi (129).

Tablo 1: Malzemelerin eş değer ağırlığı ve yoğunluğu

	Fe	Cr	Ti	Ni	Ag	Cu	Pt	Al	V	Au	EA	Yoğunluk
MEA	27,92	26	11,97	29,34	9,8	31,775	8,125	9	10,18	7		
Grup 1	74	18	0	8	0	0	0	0	0	0	27,688	7,81
Grup 2	73	18	0	9	0	0	0	0	0	0	27,702	7,82
Grup 3	0	0	100	0	0	0	0	0	0	0	11,97	4,5
Grup 4	0	0	90	0	0	0	0	6	4	0	11,720	4,43
Grup 5	0	0	0	0	16	9	13	0	0	62	10,363	17,23
Grup 6	74	18	0	8	0	0	0	0	0	0	27,688	7,81

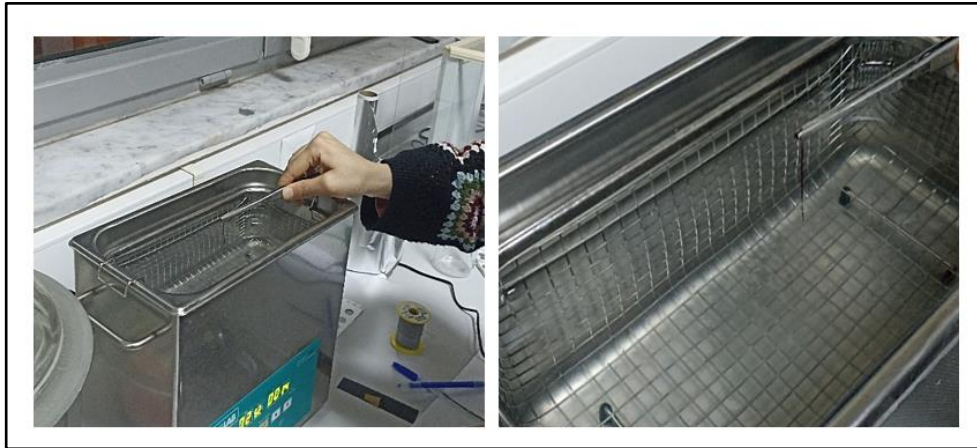
MEA; Malzeme Eşdeğer Ağırlığı, **EA;** Eşdeğer Ağırlık, **Grup 1;** 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer, **Fe;** Demir, **Cr;** Krom, **Ti;** Titanyum, **Ni;** Nikel, **Ag;** Gümüş, **Cu;** Bakır, **Pt;** Platin, **Al;** Alüminyum, **V;** Vanadyum, **Au;** Altın

Örnekler 50 mm olacak şekilde kesildi. 15 mm’lik kısmının korozyona uğratılmasına karar verildi. Korozyona uğratılan kısmın yüzey alanı silindirik bir cismin yüzey alanı hesaplama formülü ($2\pi r(r+h)$) kullanılarak $0,239 \text{ cm}^2$ olarak hesaplandı. Deney sırasında korozyona uğrayacak yüzeyi korumak için örneklerin 30 mm’lik kısmı oje (Flormar, İtalya) ile boyandı, geri kalan 5 mm’lik kısmı lehim teli ile uzatılarak cihaza bağlandı (Şekil 8).



Şekil 8: Örneklerin çalışma için hazırlanmış şekilleri

Deneye başlanmadan önce her bir örneğin korozyona uğratılacak 15 mm'lik kısmı ultrasonik banyo cihazında 5 dakika temizlendi (Şekil 9).

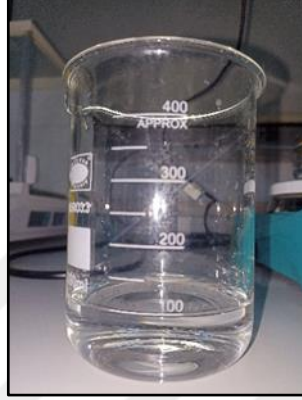


Şekil 9: Ultrasonik banyo yapılışı

3.2. Deney Çözeltisinin Hazırlanması

Çalışmada pH'ı 7 ve pH'ı 3,5 olan Ringer çözeltisi (Albar Kimya San. ve Tic. Ltd. Şti, Kocaeli, Türkiye) kullanıldı. Ringer çözeltisinin içeriği 9 gr/lit Sodyum Klorür

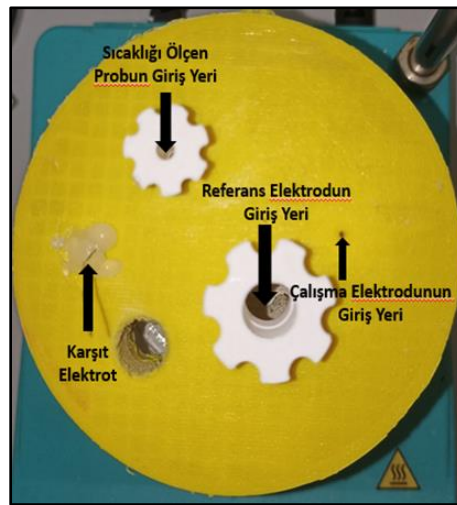
(NaCl), 0,42 gr/lt Potasyum Klorür (KCl), 0,25 gr/lt Kalsiyum Klorür (CaCl_2)’den oluşmaktadır (130). Çözeltinin pH’ını 3,5 yapabilmek için 4,16 ml 0,1M Hidrojen Klorür (HCl) (131), çözeltinin pH’ını 7 yapabilmek için 6,18 ml 0,1 M Sodyum Hidroksit (NaOH) (123) eklenerek, çözelti üretici firma tarafından hazırlanmıştır. Her bir deney 100 ml Ringer çözeltisi kullanılarak gerçekleştirildi (Şekil 10).



Şekil 10: Deney çözeltisi

3.3. Deney Düzenekinin Hazırlanması

Deney elemanlarının hareket etmesini engellemek amacıyla üç boyutlu yazıcıdan korozyon hücresi üretildi (Şekil 11).



Şekil 11: Üç boyutlu yazıcıdan üretilen korozyon hücresi

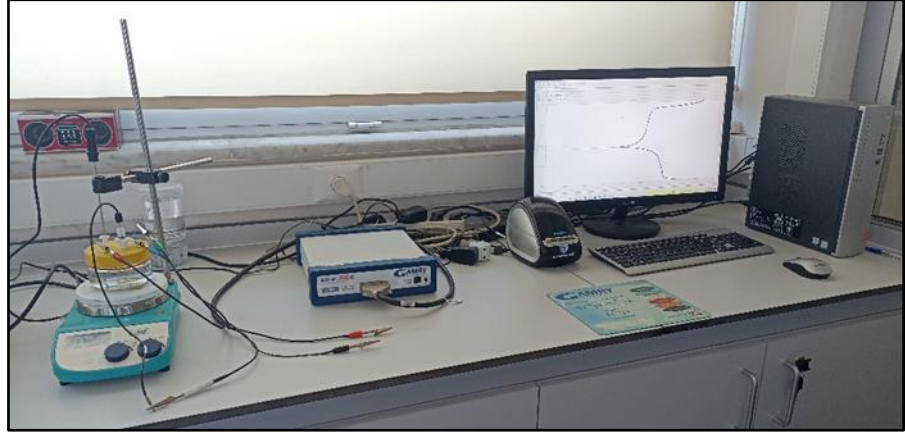
Deney düzeneğindeki korozyon hücresi ilk olarak saf su ile, ikinci olarak alkol ile yıkandı, daha sonra hafif hava ile kurutuldu.

Lehim teli ile uzatılan örnek; korozyon hücresine yerleştirildi, elektiriği iletip iletmediği multimetre cihazı ile kontrol edildi (Şekil 12).



Şekil 12: Multimetre ile örneğin ölçülmesi

Deney düzeneğinde; referans elektrot (Ag/AgCl elektrot), karşıt elektrot (platin) ve çalışan elektrot olacak şekilde 3 elektrotlu düzenek kuruldu (Şekil 13). Ağız ortamının koşullarını sağlamak amacıyla, potansiyodinamik polarizasyon testi (PPT) $37 \pm 1^\circ\text{C}$ sıcaklıkta gerçekleştirildi. Deneyin sıcaklığını $37 \pm 1^\circ\text{C}$ olarak ayarlamak için ısıtıcı tablalı manyetik karıştırıcı (İSOLAB Laborgerate GmbH, Wertheim, Germany) kullanıldı (Şekil 13).



Şekil 14: Gamry Interface 1000E Potentiostat; Gamry Instruments Inc. 72 Warminster, USA

Polarizasyon eğrileri üzerinde, ‘Ec Lab’ bilgisayar yazılımı yardımıyla hesaplamalar yapılarak korozyon potansiyelleri (E_{cor}), akım yoğunlukları (i_{cor}), $\beta_a(V/decade)$, $\beta_c(V/decade)$ (anodik ve katodik tafel eğimi) belirlendi.

Korozyon hızı (Corrosion Rate) ASTM G59-97 standartına göre Şekil 15’teki formülle elde edildi (132).

$$CR = 3.27 \times 10^3 \frac{i_{cor} EW}{\rho}$$

Şekil 15: Korozyon hızı (mm/yıl) formülü

Bu formülde i_{cor} , korozyon akım yoğunluğunu (μcm^2); EW, eşdeğer ağırlığı ($g.eq^{-1}$); ρ , yoğunluğu (g/cm^3) ifade etmektedir.

Polarizasyon direnci (R_p)(Ωcm^2) Şekil 16’daki Stern-Geary denklemi kullanılarak elde edildi (108) .

$$i_{cor} = \frac{\alpha\beta}{2.3(\alpha + \beta)} \frac{\Delta i}{\Delta E} = \frac{\alpha\beta}{2.3(\alpha + \beta)} \frac{1}{R_p}$$

Şekil 16: Stern-Geary denklemi

Bu formülde icor: korozyon akım yoğunluğu (μcm^2), α ve β değerleri, β_a ve β_c olarak da ifade edilmektedir. β_a anodik tafel eğimi β_c katodik tafel eğimidir.

3.5. Örneklerin Yüzeylerinin İncelenmesi

Çalışmada kullanılan örneklerin yüzey morfolojisini incelemek amacıyla potansiyodinamik polarizasyon testi uygulanmış deney gruplarında ve uygulanmamış örneklerde SEM analizi yapıldı.

3.6. İstatistiksel Analiz

Verilerin tanımlayıcı istatistiklerinde ortalama, standart sapma, medyan, en düşük, en yüksek, frekans ve oran değerleri kullanıldı. Grup içi verilerin normal dağılım gösterip göstermediğini tespit etmek amacıyla non-parametrik testlerden Kolmogorov-Smirnov testi yapıldı. Nicel bağımsız verilerin analizi Kruskal-Wallis ve Mann-Whitney U testi kullanılarak analiz edildi. Analizler SPSS 28.0 programı kullanılarak yapıldı.

4.BULGULAR

4.1. Elektrokimyasal Korozyon Testi (PPT) Bulguları

pH'ı 7 ve pH 3,5'ı olan Ringer çözeltisinde polarizasyon testi uygulanan örneklerden; akım yoğunluğu ($i_{cor}(\mu A/cm^2)$), korozyon hızı ve polarizasyon direnci ($R_p(\Omega cm^2)$) elde edildi. Akım yoğunluğu ($i_{cor}(\mu A/cm^2)$) Tablo 2'de, korozyon hızı Tablo 3'te, polarizasyon direnci ($R_p(\Omega cm^2)$) Tablo 4'te gösterildi. Deneylerden elde edilen polarizasyon eğrileri Şekil 17 ve Şekil 18'de belirtildi.

Tablo 2: Akım yoğunluğu ($i_{cor}(\mu A/cm^2)$) değerleri

Gruplar	icor ($\mu A/cm^2$)	
	pH 7 Ringer Çözeltisi (Ort $\pm$ ss)	pH 3.5 Ringer Çözeltisi (Ort $\pm$ ss)
Grup 1	1,04 $\pm$ 0,68	1,05 $\pm$ 0,59
Grup 2	0,27 $\pm$ 0,19	0,66 $\pm$ 0,24
Grup 3	0,22 $\pm$ 0,09	0,25 $\pm$ 0,09
Grup 4	0,12 $\pm$ 0,02	0,13 $\pm$ 0,04
Grup 5	2,43 $\pm$ 0,86	4,34 $\pm$ 2,89
Grup 6	1,01 $\pm$ 0,13	1,78 $\pm$ 0,63
p değeri	*p: 0,000 ^K	*p: 0,000 ^K

K; Kruskal-Wallis testi, *, $p \leq 0,05$, **p;** Anlamlılık değeri, **Ort;** Ortalama, **ss;** standart sapma, **icor ($\mu A/cm^2$);** Akım Yoğunluğu, **Grup 1;** 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

Tablo 3: Korozyon hızı (mm/yıl) değerleri

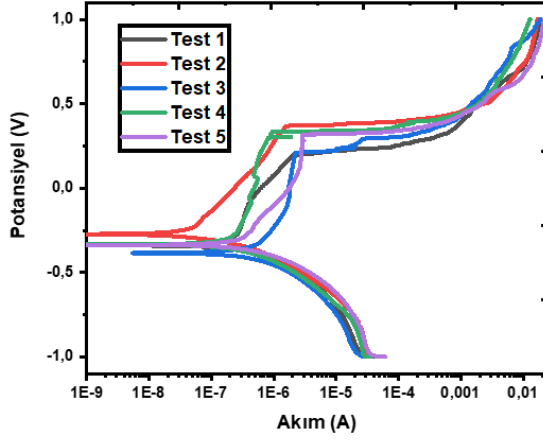
Gruplar	Korozyon Hızı (mm/yıl)	
	pH 7 Ringer Çözeltisi (Ort±ss)	pH 3.5 Ringer Çözeltisi (Ort±ss)
Grup 1	0,012 ± 0,008	0,012 ± 0,007
Grup 2	0,003 ± 0,002	0,008 ± 0,003
Grup 3	0,002 ± 0,001	0,002 ± 0,001
Grup 4	0,001 ± 0,000	0,001 ± 0,000
Grup 5	0,005 ± 0,002	0,009 ± 0,006
Grup 6	0,012 ± 0,002	0,021 ± 0,007
p değeri	*p:0,001^K	*p:0,000^K

K; Kruskal-Wallis testi, *, $p \leq 0,05$, **p;** Anlamlılık değeri, **Ort;** Ortalama, **ss;** standart sapma, **Grup 1;** 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

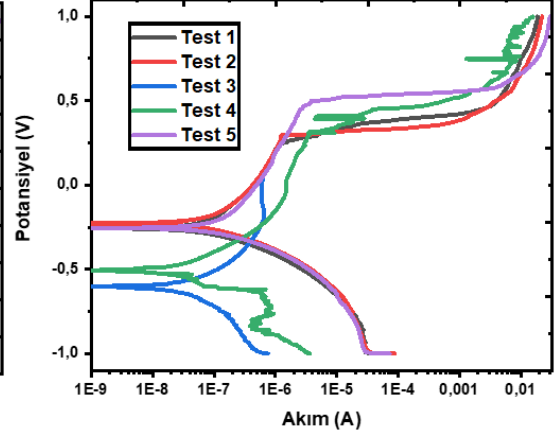
Tablo 4: Çözeltiler arası polarizasyon direnci (R_p (Ωcm^2)) değerleri

Gruplar	R_p (Ωcm^2)x10 ⁴	
	pH 7 Ringer Çözeltisi (Ort±ss)	pH 3.5 Ringer Çözeltisi (Ort±ss)
Grup 1	7,28 ± 6,45	3,48 ± 1,91
Grup 2	21,06 ± 12,61	11,29 ± 6,07
Grup 3	34,66 ± 25,90	18,62 ± 4,05
Grup 4	47,32 ± 7,45	34,12 ± 10,07
Grup 5	2,40 ± 0,75	1,82 ± 1,22
Grup 6	5,00 ± 0,50	5,77 ± 3,81
p değeri	*p:0,000^K	*p:0,000^K

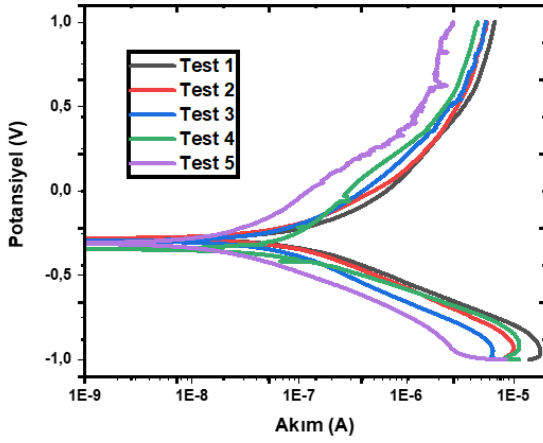
K; Kruskal-Wallis testi, *, $p \leq 0,05$, **p;** Anlamlılık değeri, **Ort;** Ortalama, **ss;** standart sapma, **icor** ($\mu\text{A}/\text{cm}^2$); Akım Yoğunluğu, **Grup 1;** 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer



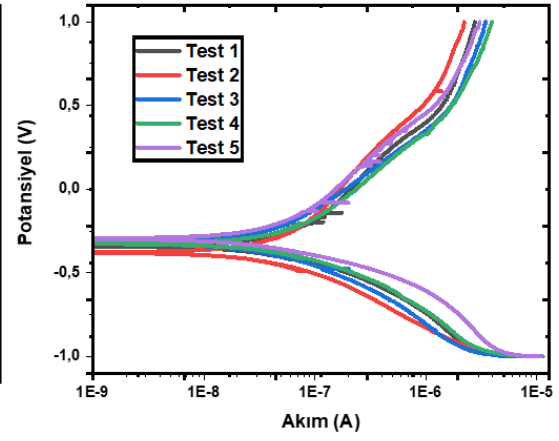
3 sarımlı SS retainer (Grup 1)



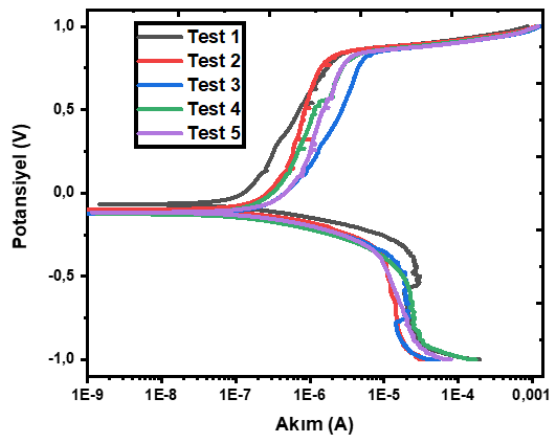
6 sarımlı SS retainer (Grup 2)



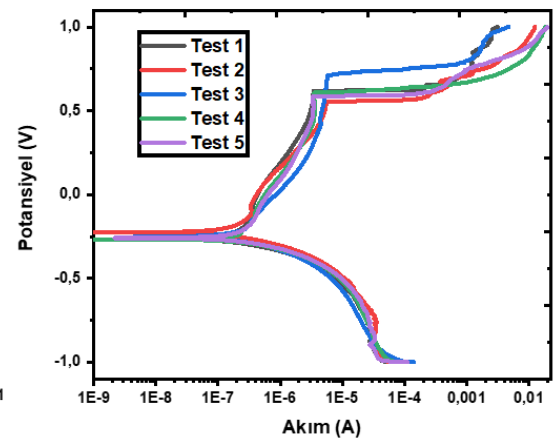
Titanyum Grade 1 retainer (Grup 3)



Titanyum Grade 5 retainer (Grup 4)

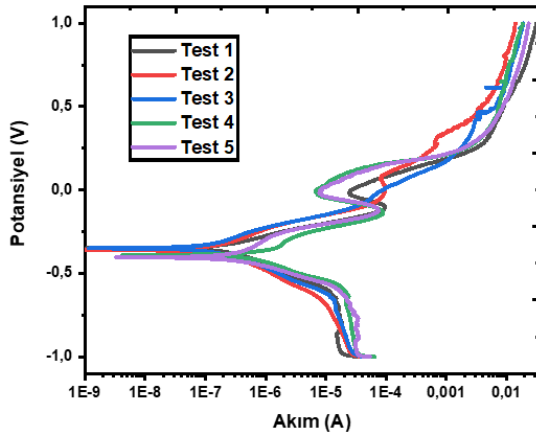


Altın retainer (Grup 5)

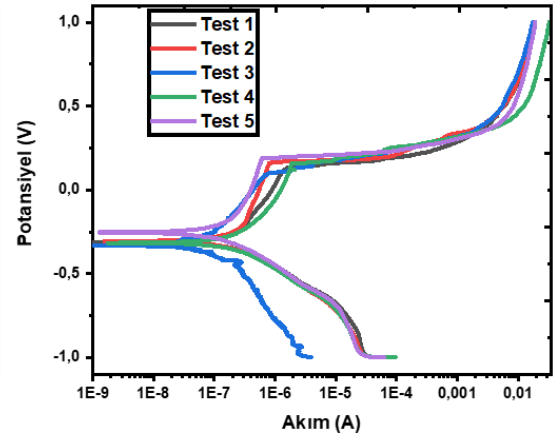


Dead Soft retainer (Grup 6)

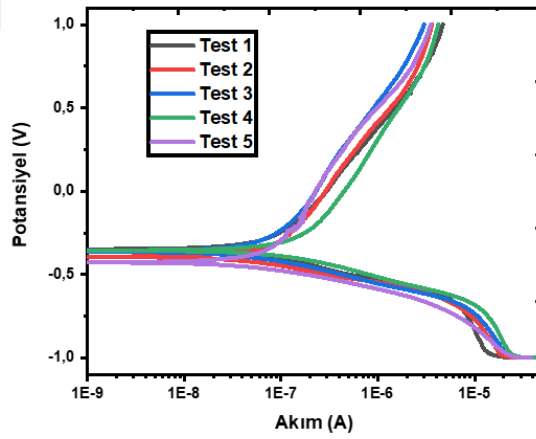
Şekil 17: pH 7 Ringer çözeltisi polarizasyon eğrileri



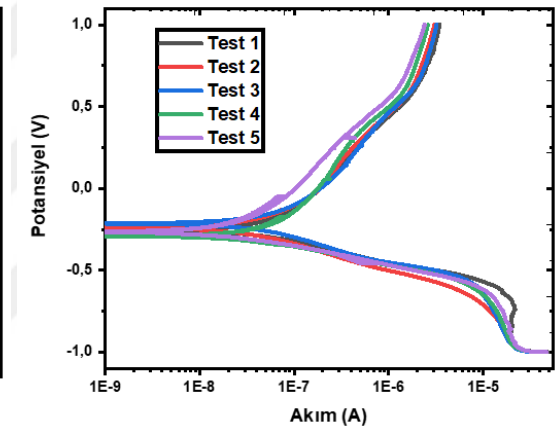
3 sarımlı SS retainer (Grup 1)



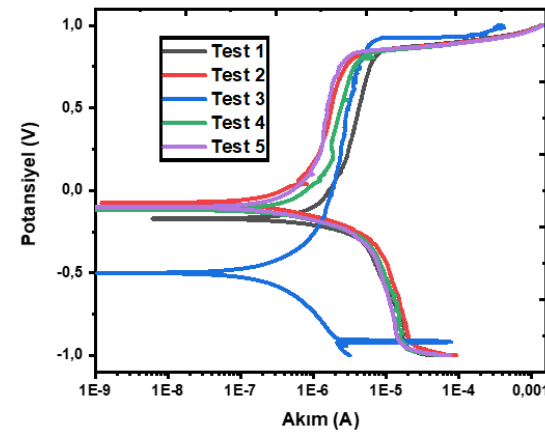
6 sarımlı SS retainer (Grup 2)



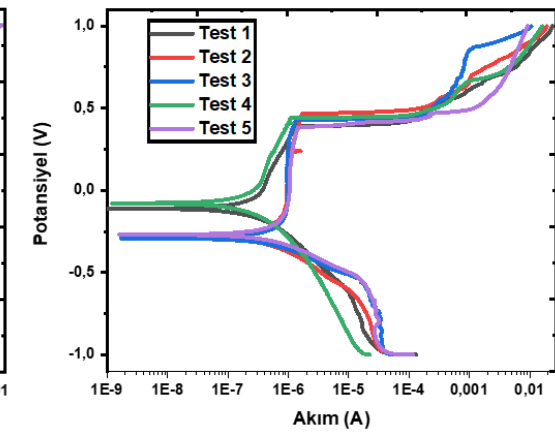
Titanyum Grade 1 retainer (Grup 3)



Titanyum Grade 5 retainer (Grup 5)



Altın retainer (Grup 5)



Dead Soft retainer (Grup 6)

Şekil 18: pH 3,5 Ringer çözeltisi polarizasyon eğrileri

4.1.1. pH 7 Ringer çözeltisi bulguları

pH'ı 7 olan Ringer çözeltisi kullanılarak yapılan deneyde gruplar arası;

Akım yoğunluğu; Grup 5 > Grup 1 > Grup 6 > Grup 2 > Grup 3 > Grup 4 (Tablo 2)

Korozyon hızı; Grup 1 $\geq$ Grup 6 > Grup 5 > Grup 2 > Grup 3 > Grup 4 (Tablo 3)

Polarizasyon direnci; Grup 4 > Grup 3 > Grup 2 > Grup 1 > Grup 6 > Grup 5 (Tablo 4) şeklinde sıralama gösterdi.

Altın retainer grubunun akım yoğunluğu; 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5 ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 3 sarımlı SS retainer grubunun akım yoğunluğu; 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Dead Soft retainer grubunun akım yoğunluğu 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 5).

Tablo 5: Gruplar arası akım yoğunluklarının ($\text{icor}(\mu\text{A}/\text{cm}^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Grup 1		* $p=0,047^m$	* $p=0,046^m$	* $p=0,009^m$	* $p=0,016^m$	$p=0,917^m$
Grup 2			$p=0,465^m$	$p=0,53^m$	* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$
Grup 3				$p=0,117^m$	* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$
Grup 4					* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$
Grup 5						* $p=0,009^m$

m; Mann-Whitney U testi, **p;** Anlamlılık değeri, *; $p \leq 0,05$, **Grup 1;** 3 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

Dead Soft retainer grubunun korozyon hızı; 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5 ve Altın retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 3 sarımlı SS retainer grubunun korozyon hızı; 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5 ve Altın retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Altın retainer grubunun

korozyon hızı; 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 6).

Tablo 6: Gruplar arası korozyon hızının (mm/yıl) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Grup 1		* $p=0,047^m$	* $p=0,028^m$	* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$	$p=0,917^m$
Grup 2			$p=0,347^m$	$p=0,076^m$	* $p=0,028^m$	* $p=0,009^m$
Grup 3				$p=0,117^m$	* $p=0,016^m$	* $p=0,009^m$
Grup 4					* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$
Grup 5						* $p=0,009^m$

m; Mann-Whitney U testi, **p;** Anlamlılık değeri, **;** $p \leq 0,05$, **Grup 1;** 3 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

Titanyum Grade 5 retainer grubunun polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Altın ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Titanyum Grade 1 retainer grubunun polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS, Altın ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 6 sarımlı SS retainer grubunun polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS, Altın ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 3 sarımlı SS retainer grubunun polarizasyon direnci Altın retainer grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Dead Soft retainer grubunun polarizasyon direnci Altın retainer grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 7).

Tablo 7: Gruplar arası polarizasyon direncinin (R_p (Ωcm^2)) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Grup 1		*p=0,047 ^m	*p=0,016 ^m	*p=0,009 ^m	*p=0,016 ^m	p=0,917 ^m
Grup 2			*p=0,047 ^m	*p=0,009 ^m	*p=0,009 ^m	*p=0,009 ^m
Grup 3				*p=0,047 ^m	*p=0,009 ^m	*p=0,009 ^m
Grup 4					*p=0,009 ^m	*p=0,009 ^m
Grup 5						*p=0,009 ^m

m; Mann-Whitney U testi, **p**; Anlamlılık değeri, *****; $p \leq 0,05$, **Grup 1**; 3 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2**; 6 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3**; Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4**; Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5**; Altın retainer, **Grup 6**; Dead Soft retainer

4.1.2. pH 3,5 Ringer çözeltisi bulguları

pH'ı 3,5 olan Ringer çözeltisi kullanılarak yapılan deneyde gruplar arası;

Akım yoğunluğu; Grup 5 > Grup 6 > Grup 1 > Grup 2 > Grup 3 > Grup 4 (Tablo 2)

Korozyon hızı; Grup 6 > Grup 1 > Grup 5 > Grup 2 > Grup 3 > Grup 4 (Tablo 3)

Polarizasyon direnci; Grup 4 > Grup 3 > Grup 2 > Grup 6 > Grup 1 > Grup 5 (Tablo 4) şeklinde sıralama gösterdi.

Altın retainer grubunun akım yoğunluğu; 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5 ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Dead Soft retainer grubunun akım yoğunluğu; 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 3 sarımlı SS retainer grubunun akım yoğunluğu; Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 6 sarımlı SS retainer grubunun akım yoğunluğu; Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Titanyum Grade 1 retainer grubunun akım yoğunluğu Titanyum Grade 5 retainer grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 8).

Tablo 8: Gruplar arası akım yoğunluklarının ($i_{cor}(\mu A/cm^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Grup 1		$p=0,251^m$	$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$	$*p=0,016^m$	$p=0,176^m$
Grup 2			$*p=0,016^m$	$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$
Grup 3				$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$
Grup 4					$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$
Grup 5						$*p=0,047^m$

m; Mann-Whitney U testi, **;** Anlamlılık değeri, **;** $p \leq 0,05$, **Grup 1;** 3 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

Dead Soft retainer grubunun korozyon hızı; 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5 ve Altın retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 3 sarımlı SS retainer grubunun korozyon hızı; Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Altın retainer grubunun korozyon hızı; Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 6 sarımlı SS retainer grubunun korozyon hızı; Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 9).

Tablo 9: Gruplar arası korozyon hızının (mm/yıl) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Grup 1		$p=0,251^m$	$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$	$p=0,347^m$	$*p=0,046^m$
Grup 2			$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$	$p=0,602^m$	$*p=0,009^m$
Grup 3				$p=0,602^m$	$*p=0,016^m$	$*p=0,009^m$
Grup 4					$*p=0,009^m$	$*p=0,009^m$
Grup 5						$*p=0,028^m$

m; Mann-Whitney U testi, **p;** Anlamlılık değeri, **;** $p \leq 0,05$, **Grup 1;** 3 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

Titanyum Grade 5 retainer grubunun polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Altın ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Titanyum Grade 1 retainer grubunun

polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS, Altın ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). 6 sarımlı SS retainer grubunun polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS, Altın ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$). Dead Soft retainer grubunun polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS ve Altın retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 10).

Tablo 10: Gruplar arası polarizasyon direncinin (R_p (Ωcm^2)) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

Gruplar	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
Grup 1		* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$	$p=0,117^m$	* $p=0,047^m$
Grup 2			$p=0,076^m$	* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$
Grup 3				* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$
Grup 4					* $p=0,009^m$	* $p=0,009^m$
Grup 5						* $p=0,047^m$

m; Mann-Whitney U testi, **p;** Anlamlılık değeri, ***,** $p \leq 0,05$, **Grup 1;** 3 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 Sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

4.1.3. Çözeltilerin karşılaştırılması

Çözeltiler arası karşılaştırmada; 3 sarımlı SS retainer grubunun akım yoğunluğu, korozyon hızı ve polarizasyon direnci açısından, pH 7 Ringer çözeltisi ve pH 3,5 Ringer çözeltisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0,05$) (Tablo 11, Tablo 12, Tablo 13).

Çözeltiler arası karşılaştırmada; 6 sarımlı SS retainer grubunun akım yoğunluğu ve korozyon hızı pH 3,5 Ringer çözeltisinde pH 7 Ringer çözeltisine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 11, Tablo 12). Polarizasyon direnci açısından; pH 7 Ringer çözeltisi ve pH 3,5 Ringer çözeltisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0,05$) (Tablo 13).

Çözeltiler arası karşılaştırmada; Titanyum Grade 1 retainer grubunun akım yoğunluğu, korozyon hızı ve polarizasyon direnci açısından, pH 7 Ringer çözeltisi ve pH 3,5 Ringer çözeltisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0,05$) (Tablo 11, Tablo 12, Tablo 13).

Çözeltiler arası karşılaştırmada; Titanyum Grade 5 retainer grubunun polarizasyon direnci, pH 7 Ringer çözeltisinde pH 3,5 Ringer çözeltisine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 13). Akım yoğunluğu ve korozyon hızı açısından pH 7 Ringer çözeltisi ve pH 3,5 Ringer çözeltisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0,05$) (Tablo 11, Tablo 12).

Çözeltiler arası karşılaştırmada; Altın retainer grubunun akım yoğunluğu, korozyon hızı ve polarizasyon direnci açısından, pH 7 Ringer çözeltisi ve pH 3,5 Ringer çözeltisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0,05$) (Tablo 11, Tablo 12, Tablo 13).

Çözeltiler arası karşılaştırmada; Dead Soft retainer grubunun akım yoğunluğu ve korozyon hızı pH 3,5 Ringer çözeltisinde pH 7 Ringer çözeltisine göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu ($p \leq 0,05$) (Tablo 11, Tablo 12). Polarizasyon direnci açısından, pH 7 Ringer çözeltisi ve pH 3,5 Ringer çözeltisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmadığı görüldü ($p > 0,05$) (Tablo 13).

Tablo 11: pH 7 ve pH 3,5 olan Ringer çözeltileri arası akım yoğunluğunun ($\text{icor}(\mu\text{A}/\text{cm}^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
p değeri	0,917 ^m	*0,047^m	0,917 ^m	0,251 ^m	0,117 ^m	*0,047^m

m; Mann-Whitney U, **p;** Anlamlılık değeri, **;** $p \leq 0,05$, **Grup 1;** 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

Tablo 12: pH 7 ve pH 3,5 olan Ringer çözeltileri arası korozyon hızının ($\text{mm}/\text{yıl}$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
p değeri	0,917 ^m	*0,047^m	0,917 ^m	0,251 ^m	0,117 ^m	*0,047^m

m; Mann-Whitney U, **p;** Anlamlılık değeri, **;** $p \leq 0,05$, **Grup 1;** 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

Tablo 13: pH 7 ve pH 3,5 olan Ringer çözeltileri arası polarizasyon direncinin ($R_p(\Omega\text{cm}^2)$) istatistiksel olarak değerlendirilmesi

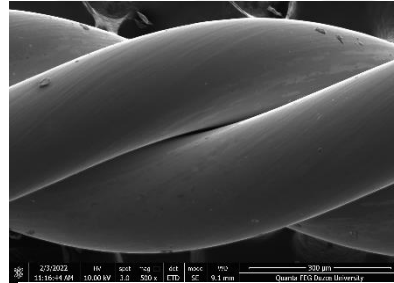
	Grup 1	Grup 2	Grup 3	Grup 4	Grup 5	Grup 6
p değeri	0,175 ^m	0,076 ^m	0,175 ^m	*0,047 ^m	0,117 ^m	0,602 ^m

m; Mann-Whitney U, **p;** Anlamlılık değeri, *: $p \leq 0,05$, **Grup 1;** 3 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 2;** 6 sarımlı Paslanmaz çelik retainer, **Grup 3;** Titanyum Grade 1 retainer, **Grup 4;** Titanyum Grade 5 retainer, **Grup 5;** Altın retainer, **Grup 6;** Dead Soft retainer

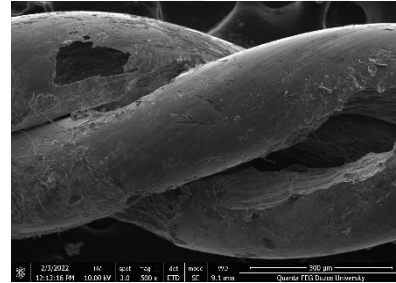
4.2. Örnekler Üzerinde Yapılan Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

Elektrokimyasal korozyon testleri yapıldıktan sonra her gruptan polarizasyon testleri uygulanan bir örnek ve uygulanmayan bir örnek alınarak taramalı elektron mikroskobu ile 500X büyütmede görüntüler alındı.

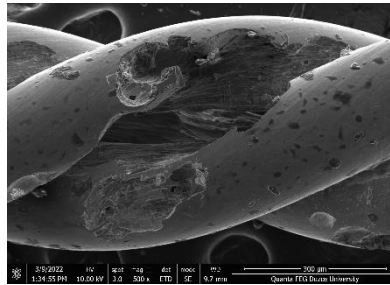
3 sarımlı SS retainer grubu üzerinde yapılan görüntülemeler sonucunda, her iki çözeltide çukurcuk korozyonu meydana geldiği gözlemlendi (Şekil 19).



Deney öncesi



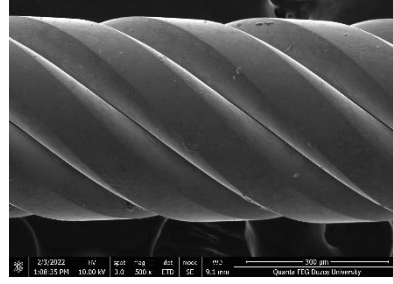
pH 7 Ringer çözeltisi



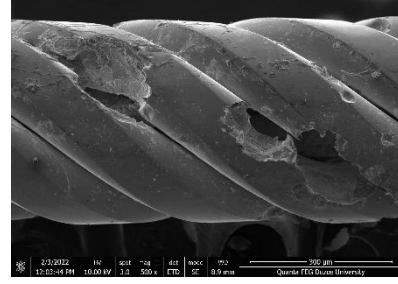
pH 3,5 Ringer çözeltisi

Şekil 19: 3 sarımlı SS retainer (Grup 1) SEM görüntüleri

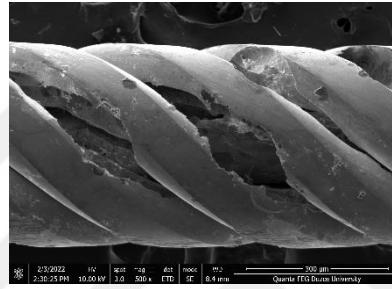
6 sarımlı SS retainer grubu üzerinde yapılan görüntülemeler sonucunda her iki çözeltide çukurcuk korozyonu izlendi (Şekil 20) .



Deney öncesi



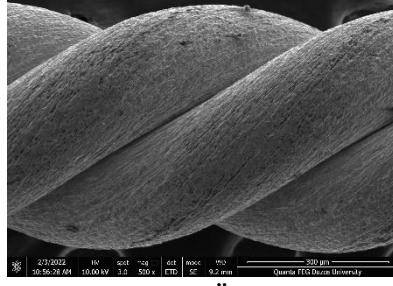
pH 7 Ringer çözeltisi



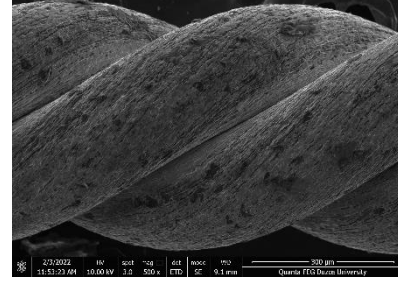
pH 3,5 Ringer çözeltisi

Şekil 20: 6 sarımlı SS retainer (Grup 2) SEM görüntüleri

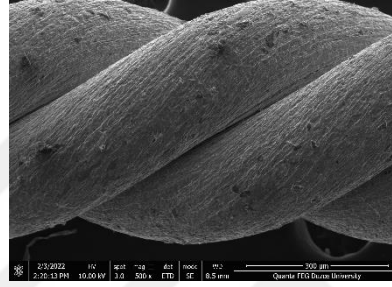
Titanyum Grade 1 retainer grubu üzerinde yapılan görüntülemeler sonucunda fiziksel bir korozyon hasarı görülmedi (Şekil 21).



Deney Öncesi



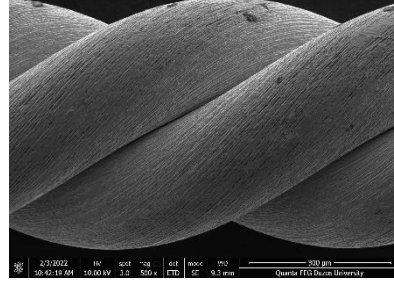
pH 7 Ringer çözeltisi



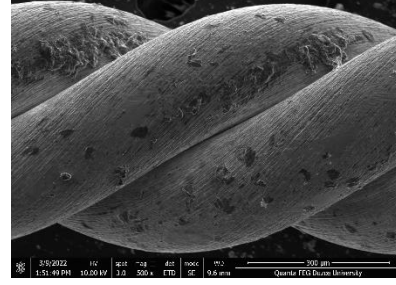
pH 3,5 Ringer çözeltisi

Şekil 21: Titanyum Grade 1 retainer (Grup 3) SEM görüntüleri

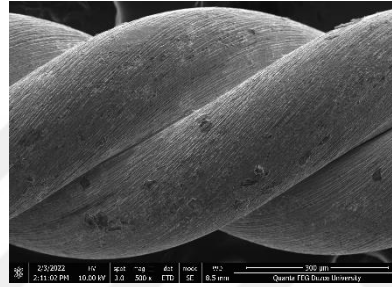
Titanyum Grade 5 retainer grubu üzerinde yapılan görüntülemeler sonucunda fiziksel bir korozyon hasarı görülmedi (Şekil 22).



Deney Öncesi



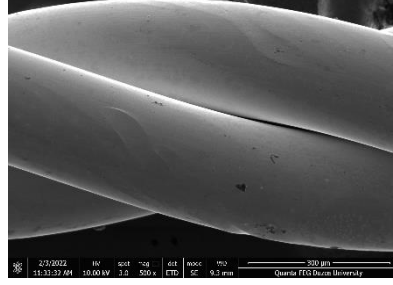
pH 7 Ringer çözeltisi



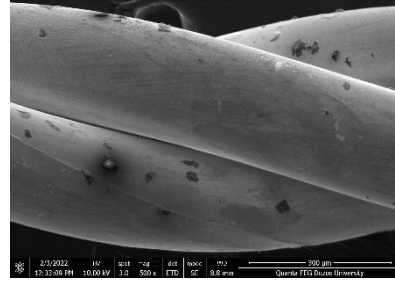
pH 3,5 Ringer çözeltisi

Şekil 22: Titanyum Grade 5 retainer (Grup 4) SEM görüntüleri

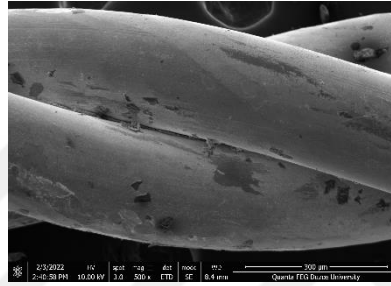
Altın retainer grubu üzerinde yapılan görüntülemeler sonucunda fiziksel bir korozyon hasarı görülmedi (Şekil 23).



Deney Öncesi



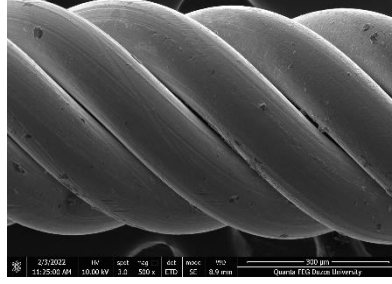
pH 7 Ringer çözeltisi



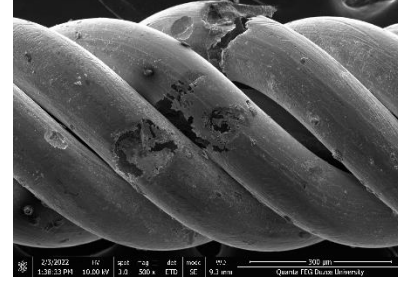
pH 3,5 Ringer çözeltisi

Şekil 23: Altın retainer (Grup 5) SEM görüntüleri

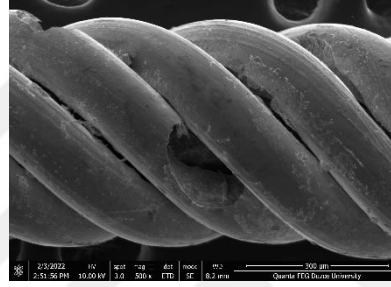
Dead Soft retainer grubu üzerinde yapılan görüntülemeler sonucunda her iki çözeltide çukurcuk korozyonu izlendi (Şekil 24).



Deney Öncesi



pH 7 Ringer çözeltisi



pH 3,5 Ringer çözeltisi

Şekil 24: Dead Soft retainer (Grup 6) SEM görüntüleri

5. TARTIŞMA

5.1. Amacın Tartışılması

Ağız boşluğunun sıcaklık değişimleri, değişen pH ve mikroorganizmaların varlığı nedeniyle, dental materyallerin bozulması için elverişli bir ortam olduğu önceki çalışmalarda belirtilmiştir (12,97,133). Ayrıca, Castro ve ark. (12) korozyonun metalin bozulmasına yol açan elektrokimyasal bir süreç olduğunu rapor etmişlerdir.

Huang (14) ve Lin ve ark. (124) ortodontik tedavide kullanılan paslanmaz çeliğin, $\text{Cr}_2\text{O}_3/\text{Fe}_2\text{O}_3$ tabakası oluşturarak, nikel titanyumun ise, TiO_2 tabakası oluşturarak korozyona karşı direncini arttırdığını belirtmiştir. Bu tabaka pasif oksit tabaka olarak tanımlanmıştır. House ve ark. (97) bu tabakanın eğer korozyon dinamiği devam ederse çözülebileceğini ve malzemenin korozyona karşı savunmasız kalabileceğini belirtmiştir.

Pakshir ve ark.'nın (19) farklı sıcaklıkların ortodontik teller üzerindeki elektrokimyasal korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; paslanmaz çelik ark tellerinin akım yoğunluğu nikel titanyum ark tellerinden daha fazla bulunmuştur. Bu çalışmada ayrıca akım yoğunluğunun direkt olarak korozyon hızı ile doğru orantılı olduğu ve akım yoğunluğunun fazla olmasıyla korozyona karşı direncin düşük olduğu belirtilmiş olup nikel titanyum ark telinin korozyon hızı paslanmaz çeliğe göre düşük bulunmuştur. Wajahat ve ark.'nın (129) en az koroziv etkiye sahip ağız gargarasını tespit etmek amacıyla yaptıkları çalışmada; nikel titanyum teller üzerinde pH düştükçe korozyon hızının arttığı, böylelikle asidik çözeltilerin koroziv etkisinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir. Lee ve ark.'nın (18) nikel titanyum ark tellerinin farklı flor konsantrasyonlarına sahip asidik yapay tükürükte korozyon dirençlerini karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada; flor oranı arttıkça polarizasyon direncinin azaldığı, böylelikle korozyona karşı dirençlerinin azaldığı belirtilmiştir.

Bu veriler ışığında çalışmamızın amacı; pekiştirme tedavisinde, ortodontistler tarafından sıklıkla tercih edilen çok sarımlı metal alaşım tellerin, iki farklı pH'a sahip Ringer çözeltisinde potansiyodinamik polarizasyon testi ile incelenmesi ve korozyon dirençlerinin karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

5.2. Materyal Seçiminin Tartışılması

Ortodontik tedavi sırasında kullanılan ark tellerinde gözlenen korozyon ile ilgili literatürde çok sayıda çalışma mevcuttur. Iijima ve ark.'nın (134) nikel titanyum tellerin korozyon özelliklerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada, Neo Sentalloy ark telleri kullanılmıştır. Kao ve Huang'ın (113) farklı ortamlarda metal braketlerin ve ark tellerinin korozyon potansiyelini karşılaştırmak ve yüzey özelliklerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada, iki farklı çapta nikel titanyum ve paslanmaz çelik ark telleri kullanılmıştır.

Krishnan ve ark.'nın (17), Kassab ve Gomes'in (135) ve Heravi ve ark.'nın (136) ortodontik tellerin korozyon dirençlerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; Krishnan ve ark. (17) konvansiyonel ve modifiye nikel titanyum, Kassab ve Gomes (135) nikel titanyum ve beta titanyum (TMA) ve Heravi ve ark. (136) ise nikel titanyum ve paslanmaz çelik ark tellerini kullanmıştır.

Pakshir ve ark.'nın (19), Barcelos ve ark.'nın (131), Suarez ve ark.'nın (127), Malkiewicz ve ark.'nın (112), Pataijindachote ve ark.'nın (137) ve El Kouifat ve ark.'nın (138) ortodontik ark tellerinin korozyon davranışlarını değerlendirmek üzere yaptıkları çalışmada; Pakshir ve ark. (19) nikel titanyum ve paslanmaz çelik, Barcelos ve ark. (131) paslanmaz çelik ve nikel titanyum, Suarez ve ark. (127) nikel titanyum, paslanmaz çelik, bakır-nikel titanyum, titanyum-molibden, Malkiewicz ve ark. (112) iki farklı markadan olacak şekilde nikel titanyum, paslanmaz çelik ve titanyum molibden, Pataijindachote ve ark. (137) paslanmaz çelik, nikel titanyum, titanyum molibden, australian paslanmaz çelik ve El Kouifat ve ark. (138) nikel titanyum ve paslanmaz çelik ark tellerini kullanmıştır.

Wajahat ve ark.'nın (129) en az koroziv etkiye sahip ağız gargarasını tespit etmek amacıyla yaptıkları çalışmada nikel titanyum ark telleri kullanılmıştır.

Literatürdeki çalışmalar daha çok ark tellerinin korozyonunu değerlendirmektedir. Yapılan kapsamlı literatür taraması sonucu retainer tellerinin korozyonu hakkında bir çalışmaya rastlanmadı. Sunulan çalışmada, bu sebeple sabit pekiştirme tedavisinde kullanılan çok sarımlı paslanmaz çelik, titanyum, dead soft ve altın metal alaşım retainer telleri kullanıldı.

5.3. Yöntemin Tartışılması

Ağız ortamındaki mikroorganizmalar, sıcaklık, pH gibi nedenlerden dolayı dental malzemeler üzerinde birden fazla korozyon tipi oluşmaktadır (78,97,136).

Gerengi (108) yazdığı tezde bir malzemenin korozyon davranışının tespiti için birçok metot tanımlamıştır. Elektrokimyasal yöntemler içinde potansiyodinamik, potansiyostatik ve galvanostatik testler mevcut olduğunu belirtmiştir.

Huang (14) tarafından paslanmaz çelik ve nikel titanyum ark tellerinin korozyon dirençlerini ve yüzey morfolojilerinin tespit etmek amacıyla yapılan çalışmada, yapay tükürük çözeltisi içerisinde potansiyostatik ve potansiyodinamik testler kullanılmıştır. Potansiyodinamik testler yapıldıktan sonra örnekler SEM görüntüleri ile incelenmiştir.

Huang ve ark.'nın (123) nikel titanyum ark tellerinden korozyona bağlı olarak yayılan nikelin değerlendirilmesi amacıyla yaptıkları çalışmada; bir çözeltinin içerisine daldırma yöntemi ile nikel titanyum ark telleri korozyon deneylerine tabi tutulmuştur.

Kao ve Huang'ın (113) farklı ortamlarda metal braketlerin ve ark tellerinin korozyon potansiyelini karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada, Malkiewicz ve ark.'nın (112) ortodontik ark tellerinin korozyon davranışlarını değerlendirmek üzere yaptıkları çalışmada ve Wajahat ve ark.'nın (129) en az koroziv etkiye sahip ağız gargarasını tespit etmek amacıyla yaptıkları çalışmada potansiyodinamik polarizasyon testleri kullanılmıştır.

Dental malzemelerin korozyona karşı dayanıklılıklarının ölçülmesinde sıklıkla kullanılan testler potansiyodinamik polarizasyon testleridir. Bu testler sonucunda polarizasyon eğrileri elde edilmekte ve eğriler üzerinde yapılan işlemler sonucu korozyon davranışları sayısal veriler kullanılarak değerlendirilmektedir (110). Bu metot ile hızlı ve güvenilir şekilde sonuçlar alınabilmektedir (108). Potansiyodinamik polarizasyon testlerinin hızlı ve güvenilir sonuçlar vermesi sebebiyle, önceki araştırmalarda olduğu gibi sunulan çalışmada da bu testler kullanıldı.

Potansiyodinamik polarizasyon testlerinde kullanılan potansiyostat ile; çalışma elektrodu ile karşıt elektrot arasındaki potansiyel, düşük bir değerden yüksek

bir değere doğru belirli hızlarda değiştirilmektedir (110). Bu potansiyel aralığı, çalışmalarda farklı değerlerde kullanılmıştır.

Heravi ve ark.'nın (136) ortodontik tellerin korozyon dirençlerini karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada; polarizasyon testleri -300mV'dan +1500 mV'a, 0.5mV/s tarama hızıyla yapılmıştır.

Malkiewicz ve ark.'nın (112) ortodontik ark tellerinin korozyon davranışlarını değerlendirmek üzere yaptıkları çalışma; 3000 mV'luk bir potansiyele kadar veya 10 mA/cm²'nin üzerinde akımlar elde edene kadar, 0.2mV/s tarama hızıyla gerçekleştirilmiştir. El Kouifat ve ark.'nın (138) ortodontik ark tellerinin korozyon davranışlarını değerlendirmek üzere yaptıkları çalışma; -1500mV'dan +1000mV'a, 50mV/dk tarama hızıyla yapılmıştır. Wajahat ve ark.'nın (129) en az koroziv etkiye sahip ağız gargarasını tespit etmek amacıyla yaptıkları çalışma; -500mV'dan +1500 mV'a, 1mV/s tarama hızıyla gerçekleştirilmiştir.

Yapılan literatür taraması sonucu; çalışmalarda kullanılan potansiyel aralığının hangi değerler arasında olacağı konusunda kesin bir bilgi bulunamadı. Çalışmalarda kullanılan materyallerin farklı olmasından dolayı aralığın değişmiş olabileceği düşünüldü. Korozyon çalışmalarında; 1mV/s tarama hızı için aralığın; -1000mV'tan +1000mV'a, gerçekleştirildiği ifade edilmektedir (110). Sunulan çalışmada farklı materyallerden yapılan lingual retainer telleri kullanıldığı için 1mV/s tarama hızıyla bu aralığın -1000mV'tan +1000mV'a yapılmasına karar verildi.

Potansiyodinamik polarizasyon testlerinde korozyon davranışının incelenmesi amacıyla bir çözelti kullanılmaktadır. Bu testlerin yapılmasında 0,9 gr/L NaCl, Ringer, yapay tükürük gibi çözeltiler kullanılmaktadır (110).

Huang tarafından (125) farklı ortamlarda nikel titanyum ark tellerinin korozyon dirençlerini ve yüzey özelliklerini incelemek amacıyla yapılan çalışmada; 37°C'de, laktik asit ve sodyum hidroksit eklenerek pH'ları 2,5, 3,75, 5,0, 6,25 olacak şekilde 4 adet yapay tükürük çözeltisi kullanılmıştır.

Li ve ark.'nın (139) florür ve klorürün Niti ortodontik teller üzerinde korozyon davranışı incelemek amacıyla yaptıkları 37±1°C'de araştırmada, 4 farklı konsantrasyonlarda NaF ve NaCl çözeltisi kullanılmıştır. Kao ve Huang'ın (113) farklı ortamlarda metal braketlerin ve tellerin korozyon potansiyelini karşılaştırmak

amacıyla yaptıkları çalışmada; %0,2 oranında NaF'lı pH'ı 3,5 olan yapay tükürük, NaF olmadan pH'ı 4 ve pH 6'ı olan yapay tükürük çözeltisi kullanılmıştır.

Ziebowicz ve ark.'nın (16), Pakshir ve ark.'nın (19), Suarez ve ark.'nın (127), Barcelos ve ark.'nın (131), Iijima ve ark.'nın (134) ve El Kouifat ve ark.'nın (138) ortodontik ark tellerinin korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarda; Ziebowicz ve ark. (16) $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'de yapay tükürük çözeltisi, Pakshir ve ark. (19) 15, 25, 35, 37, 40, 42, 45, 55°C 'de Ringer çözeltisi, , Barcelos ve ark. (131) pH'ı 3 ve pH'ı 5 olan; florülsüz, 100mg/L florürlü ve 1000mg/L florürlü toplamda 6 adet yapay tükürük çözeltisi, Suarez ve ark. (127) 37°C 'de Hank'ın dengeli tuz solüsyonunu, Iijima ve ark. (134) 37°C 'de pH'ı 5,9 olan yapay tükürük, pH'ı 6 olan 500 ppm NaF, pH'ı 5,1 olan 900 ppm NaF çözeltisi ve El Kouifat ve ark. (138) 37°C 'de pH'ı 3 ve pH'ı 7,8 olan Ringer çözeltisi kullanmıştır.

Krishnan ve ark.'nın (17), Kassab ve Gomes'in (135) ve Heravi ve ark.'nın (136) ortodontik tellerin korozyon dirençlerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmalarda; Krishnan ve ark. (17) 37°C 'de yaptıkları çalışmada Ringer çözeltisi, Kassab ve Gomes (135) 0,15 M NaCl çözeltisi ve bu çözeltiye ek olarak 0,02, 0,04, 0,05, 0,07 ve 0,15 oranlarında NaF çözeltisinin eklenmesiyle 6 farklı çözelti ve Heravi ve ark. (136) % 0,05 NaF'lı, %0,2 NaF'lı ve florülsüz yapay tükürük çözeltisi kullanmıştır.

Ortodontik ark telleri üzerine yapılan birçok araştırma NaCl, yapay tükürük, Ringer çözeltisinde yapılmıştır ama yapılan kapsamlı literatür taraması sonucu sabit pekiştirme aygıtı olarak kullanılan lingual retainer telleri hakkında herhangi bir araştırmaya rastlanmadı. Bu yüzden sunulan çalışmada ilk olarak araştırmanın elektrolit olarak kullanılan Ringer çözeltisinde yapılmasına karar verildi. Ayrıca pH'ın teller üzerindeki korozyonu değiştirdiği literatürde belirtilmiştir (113,125). Bu durumun etkisini karşılaştırmak için pH'ı 3,5 ve pH'ı 7 olan iki ayrı çözelti seçildi. Bununla birlikte, ağız boşluğundaki aşırı sıcaklık dalgalanmaları kısa süreli olma eğiliminde olduğundan, $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'de alınan ölçümlerin klinik şartlara en yakın olduğu düşünülmektedir (112). Ağız ortamındaki sıcaklığı sağlayabilmek amacıyla önceki çalışmalarda olduğu gibi sıcaklık $37\pm1^{\circ}\text{C}$ olarak ayarlandı.

5.4. Bulguların Tartışılması

Polarizasyon testlerinde elden edilen korozyon parametrelerinden; akım yoğunluğu (icor), korozyon hızı, polarizasyon direnci (R_p) (140) deneylerde elde edilmiştir.

Ziebowicz ve ark.'nın (16) ortodontik tellerin korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; NiTi ark telinin akım yoğunluğu ve korozyon hızı daha düşük iken CuNiTi ark telinin akım yoğunluğu ve korozyon hızı daha yüksek bulunmuştur.

Pakshir ve ark.'nın (19) farklı sıcaklıkların ortodontik teller üzerindeki elektrokimyasal korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; paslanmaz çelik ark tellerinin akım yoğunluğu nikel titanyum ark tellerinden daha fazla bulunmuştur. Bu çalışmada ayrıca akım yoğunluğunun direkt olarak korozyon hızı ile doğru orantılı olduğu ve akım yoğunluğunun fazla olmasıyla korozyona karşı direncin düşük olduğu belirtilmektedir. Nikel titanyum ark telinin korozyon hızı paslanmaz çeliğe göre düşük bulunmuştur.

Barcelos ve ark.'nın (131) ortodontik tellerin korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; paslanmaz çelik ark tellerinin akım yoğunluğu ve korozyon hızı nikel titanyum ark tellerinden daha düşük bulunmuştur. Paslanmaz çelik telin korozyona daha az hassas olduğu belirtilmiştir. Heravi ve ark.'nın (136) ortodontik tellerin korozyon dirençlerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; paslanmaz çelik ark tellerinin akım yoğunluğu nikel titanyum ark tellerinden daha düşük bulunmuştur.

Malkiewicz ve ark.'nın (112) ortodontik ark tellerinin korozyon davranışlarını değerlendirmek üzere yaptıkları çalışmada; en düşük akım yoğunluğu nikel-titanyum ark tellerinde bulunurken en yüksek akım yoğunluğu paslanmaz çelik ark tellerinde bulunmuştur. Paslanmaz çelik ark tellerinin akım yoğunluğu, titanyum-molibden ve nikel titanyum ark tellerinden istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur. Titanyum-molibden ark tellerinin akım yoğunluğu da nikel titanyum ark tellerinden istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur.

Sunulan çalışmada ise pH'ı 7 olan Ringer çözeltisinde 3 sarımlı SS ve Dead Soft retainer gruplarının Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5, 6 sarımlı SS retainer

gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek akım yoğunluğu ve daha yüksek korozyon hızına sahip olduğu bulundu. 3 sarımlı SS retainer grubunun 6 sarımlı SS retainer grubundan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek akım yoğunluğu ve korozyon hızına sahip olduğu bulundu. Altın retainer grubunun akım yoğunluğu diğer retainer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Fakat Altın retainer grubunun korozyon hızı 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarından anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Altının eş değer ağırlığı ve yoğunluğu korozyon hızını etkilemiştir. Malzeme içeriğinin değişmesiyle bozulma oranı değişebilmektedir. Altın ve platin gibi soy metaller normalde kararlı yapıdadır (97). Ancak sunulan çalışmada Altın retainer grubunun korozyona uğradığı gözlemlendi, Altın retainer grubunun içerisinde bulunan elementlerin galvanik çift oluşturarak bu duruma neden olabileceği düşünülmektedir (141).

Sunulan çalışmada pH'ı 3,5 olan Ringer çözeltisinde 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS ve Dead Soft retainer gruplarının Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek akım yoğunluğuna ve daha yüksek korozyon hızına sahip olduğu bulundu. Titanyum Grade 1 retainer grubunun akım yoğunluğu Titanyum Grade 5 retainer grubunun akım yoğunluğundan anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Bu durum Titanyum Grade 5 grubunun, Ti-6Al-4V içeriğinde olmasıyla açıklanabilir. Ti-6Al-4V içerisindeki alüminyum ve vanadyum sayesinde korozyona karşı, diğer titanyum türlerinden daha dirençlidir (142). Altın retainer grubunun akım yoğunluğu diğer retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Altın retainer grubunun korozyon hızı Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarının korozyon hızından anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Korozyon hızının hesaplanmasında eş değer ağırlık ve yoğunluk kullanılmaktadır. Sunulan çalışmada da Altın retainer grubunun eş değer ağırlığı ve yoğunluğu korozyon hızını etkiledi. Altın ve platin gibi soy metallerin kararlı yapıda olduğu House ve ark. (97) tarafından belirtilmiştir. Fakat Altın retainer grubunun potansiyodinamik polarizasyon testlerinde korozyona uğradığı gözlemlendi. Altın retainer grubunun içerisinde bulunan elementlerin galvanik çift oluşturarak bu duruma neden olabileceği düşünülmektedir (141). Dead Soft retainer grubunun korozyon hızı diğer retainer gruplarından anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

Sunulan çalışmadan elde edilen veriler ve literatürdeki yapılan çalışmalar ortodontik tellerin korozyona uğradığını gösterdi. Metodolojik farklılıklardan dolayı çalışmaları direkt olarak karşılaştırmak olası değildir bu durum Malkiewicz ve ark.'nın (112) yaptığı çalışmada belirtilmiştir.

Huang (125) tarafından farklı ortamlarda nikel titanyum ark tellerinin korozyon dirençlerini ve yüzey özelliklerini incelemek amacıyla yapılan çalışmada; deney sonucunda pH'ı düşük olan çözeltinin akım yoğunluğu daha yüksek iken pH'ı yüksek olan çözeltide akım yoğunluğu daha düşük bulunmuştur. Barcelos ve ark.'nın (131) ortodontik tellerin korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; pH azaldıkça akım yoğunluğu ve korozyon hızının arttığı belirtilmiştir.

El Kouifat ve ark.'nın (138) ortodontik ark tellerinin korozyon davranışlarını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; pH'ı 7,8 ve pH'ı 3 olan ortamlar karşılaştırıldığında, pH düştükçe akım yoğunluğunun arttığı, böylelikle korozyon direncinin azaldığı belirtilmiştir. Wajahat ve ark.'nın (129) en az koroziv etkiye sahip ağız gargarasını tespit etmek amacıyla yaptıkları çalışmada; nikel titanyum teller üzerinde pH düştükçe korozyon hızının arttığı, böylelikle asidik çözeltilerin koroziv etkisinin daha yüksek olduğu belirtilmiştir.

Heravi ve ark.'nın (136) ortodontik tellerin korozyon dirençlerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; flor oranı arttıkça akım yoğunluğunun arttığı bulunmuştur.

Sunulan çalışmada ise 3 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5, Altın retainer grubunun akım yoğunluğu ve korozyon hızı pH'ı 3,5 ve pH'ı 7 olan Ringer çözeltisinde anlamlı bir farklılık göstermedi. 6 sarımlı SS ve Dead Soft retainer grubunun akım yoğunluğu ve korozyon hızı pH'ı 3,5 olan Ringer çözeltisinde pH'ı 7 olan Ringer çözeltisinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

Suarez ve ark.'nın (127) sabit lingual tedavide kullanılan tellerin elektrokimyasal korozyon davranışlarını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada -845 mV Epit değeri ile 0.016 SS ark telinin korozyona karşı daha az dirençli olduğu bulunurken, 1000mV Epit değeri ile NiTi, CuNiTi, TMA ark tellerinin korozyona karşı direnci daha yüksek bulunmuştur.

Ziebowicz ve ark.'nın (16) ortodontik tellerin korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; NiTi ark telinin polarizasyon direnci, CuNiTi ark telinden daha yüksek bulunmuştur.

Lin ve ark.'nın (124) farklı paslanmaz çelik braketlerin korozyon dirençlerini karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada Rp değerleri 10^3 - 10^4 arasında bulunmuş, yapılan istatistiksel değerlendirme sonucu braketlerin polarizasyon dirençleri arasında anlamlı fark bulunmamıştır.

Sunulan çalışmada ise her iki çözelti içerisinde paslanmaz çelik retainer gruplarının Rp değerleri 10^4 - 10^5 arasında elde edildi. Bir malzemenin polarizasyon direnci arttıkça korozyon direnci artmaktadır (124). pH'ı 7 olan Ringer çözeltisinde Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarının polarizasyon direnci, diğer gruplara göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Bu durum titanyum içeren malzemelerin korozyona karşı dirençlerinin yüksek olması ile açıklanabilir (142). Titanyum Grade 5 grubunun polarizasyon direnci aynı zamanda Titanyum Grade 1 grubuna göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Bu durum Titanyum Grade 5 grubunun Ti-6Al-4V içeriğinde olmasıyla açıklanabilir. Ti-6Al-4V içerisindeki alüminyum ve vanadyum sayesinde korozyona karşı diğer titanyum türlerinden daha dirençlidir (142). 6 sarımlı SS retainer grubunun polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS, Dead Soft ve Altın retainer gruplarından anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. En az polarizasyon direnci Altın retainer grubunda elde edildi.

Yapılan çalışmada pH'ı 3,5 olan Ringer çözeltisinde Titanyum Grade 5 grubunun polarizasyon direnci diğer gruplardan istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Bu durum Titanyum Grade 5'in Ti-6Al-4V içeriğinde olması ile açıklanabilir (142). Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5 retainer gruplarının polarizasyon direnci; 3 sarımlı SS, Dead Soft ve Altın retainer gruplarından anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Bu durumun malzemelerin titanyum içermesi ve titanyumun korozyona karşı dirençli olmasından kaynaklanabileceği düşünülmektedir (142). 6 sarımlı SS retainer grubunun polarizasyon direnci; Altın, 3 sarımlı SS ve Dead Soft retainer gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Dead Soft retainer grubunun polarizasyon direnci, 3 sarımlı SS ve Altın retainer

gruplarından istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. En az polarizasyon direnci Altın retainer grubunda elde edildi.

Lee ve ark.'nın (18) nikel titanyum ark tellerinin farklı flor konsantrasyonlarına sahip asidik yapay tükürükte korozyon dirençlerini karşılaştırmak amacıyla yaptıkları çalışmada; flor oranı arttıkça polarizasyon direncinin azaldığı ve böylelikle korozyon dirençlerinin azaldığı belirtilmiştir.

Sunulan çalışmada 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS, Titanyum Grade 1, Altın ve Dead Soft retainer gruplarının polarizasyon direnci; pH'ı 3,5 ve pH'ı 7 olan Ringer çözeltisi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık göstermedi. Titanyum Grade 5 retainer grubunun polarizasyon direnci; pH'ı 7 olan Ringer çözeltisinde pH'ı 3,5 olan Ringer çözeltisinden istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu.

Li ve ark.'nın (139) florür ve klorürün Niti ortodontik teller üzerinde korozyon davranışı incelemek amacıyla yaptıkları $37\pm1^{\circ}\text{C}$ 'de çalışmada; nikel titanyum ark tellerinde çukurcuk korozyonu meydana geldiğini belirtilmiştir. Kao ve Huang'ın (113) ortodontik tellerin ve braketlerin korozyon davranışlarını ve yüzey özelliklerini değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; SEM görüntüleri alınmış, pH'ı 4 olan yapay tükürük çözeltisi ve içerisinde NaF olan yapay tükürük çözeltisinde, paslanmaz çelik ve nikel titanyum ark tellerinde çukurcuk korozyonu meydana geldiği belirtilmiştir. Asidik ortamların, telin kırılgan hale gelmesine neden olduğu ve stres altında nikel titanyum tellerde kırılmalar olabildiği belirtilmiştir.

Suarez ve ark.'nın (127) sabit lingual tedavide kullanılan tellerin elektrokimyasal korozyon davranışlarını değerlendirmek amacıyla yaptıkları çalışmada; yapılan SEM analizleri sonucu SS ark tellerinde üretim hatalarının sık olduğu ve polarizasyon testlerinden sonra yüzey yapısının oldukça bozuk olduğu gösterilmiştir. NiTi, CuNiTi ve TMA ark tellerinin minimum yapısal hasarla korozyona karşı yüksek direnç gösterdiği belirtilmiştir. Wajahat ve ark.'nın (129) en az koroziv etkiye sahip ağız gargarasını tespit etmek amacıyla yaptıkları çalışmada; nikel titanyum ark telleri üzerinde çukurcuk korozyonu meydana geldiği belirtilmiştir.

Sunulan çalışmada 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS ve Dead Soft retainer grubu üzerinde çukurcuk korozyonu meydana gelirken, Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5 ve Altın retainer grubu üzerinde çukurcuk korozyonu meydana gelmedi. Yapılan potansiyodinamik polarizasyon testlerinde; Altın retainer grubunun korozyona karşı

direnci Titanyum Grade 1 ve Titanyum Grade 5'ten düşük çıkarken, SEM görüntülerine bakıldığında Altın retainer grubu üzerinde çukurcuk korozyonu izlenmedi.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmanın sınırları dahilinde sonuçlar ve öneriler aşağıdaki gibidir;

1. Altın retainer grubunun akım yoğunluğu her iki çözeltide istatistiksel olarak diğer retainer gruplarına göre anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Bu durum korozyona karşı direncinin diğer gruplara göre az olduğunu gösterdi.
2. Dead Soft retainer grubunun korozyon hızı her iki çözeltide diğer retainer gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Bu durum korozyona karşı direncinin diğer gruplara göre az olduğunu gösterdi. Akım yoğunluğu, direkt korozyon hızı ile bağlantılıdır. Malzemelerin içeriği değişince, bozulma oranları değişebilmektedir.
3. Titanyum Grade 5 retainer grubunun polarizasyon direnci her iki çözeltide diğer retainer gruplarına göre istatistiksel olarak anlamlı şekilde daha yüksek bulundu. Bu durum korozyona karşı direncinin diğer gruplara göre yüksek olduğunu gösterdi.
4. Titanyum Grade 1, Titanyum Grade 5 ve Altın retainer gruplarının SEM görüntülerinde çukurcuk korozyonu izlenmezken, 3 sarımlı SS, 6 sarımlı SS ve Dead Soft retainer gruplarında çukurcuk korozyonu izlendi.
5. Retainer tellerinin uzun sürede ağızda kalmasından dolayı, yapılan elektrokimyasal korozyon testleri ve örneklerden alınan SEM görüntüleri sonucunda, korozyona karşı direncin yüksek olması nedeniyle titanyum içerikli retainer tellerinin pekiştirme tedavilerinde kullanılması önerilebilir.
6. Ağız ortamının taklit edildiği in-vitro ve in-vivo ortamlarda sabit lingual retainer aygıtlarının korozyon dirençlerinin araştırıldığı daha ileri çalışmalara ihtiyaç vardır.

7. KAYNAKLAR

1. Abdulraheem S, Schütz-Fransson U, Bjerklin K. Teeth movement 12 years after orthodontic treatment with and without retainer: Relapse or usual changes? *Eur J Orthod.* 2020;42(1):52–59.
2. Melrose C, Millett DT. Toward a perspective on orthodontic retention? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;113(5):507–514.
3. Blake M, Bibby K. Retention and stability: a review of the literature. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1998;144(3):299–306.
4. Johnston CD, Littlewood SJ. Retention in orthodontics. *Br Dent J.* 2015;218(3):119–122.
5. Joondeph DR., Huang G., Little R. Stability, retention and Relapse, ED: Graber LW, Vanarsdall RL, Vig KWL, Huang GJ. *Orthodontics Current Principles and Techniques.* 6th edition. Elsevier. 2017; pp:981–997.
6. Zachrisson BU. Long-term experience with direct-bonded retainers: update and clinical advice. *J Clin Orthod.* 2007;41(12):728.
7. Pandis N, Vlahopoulos K, Madianos P, Eliades T. Long-term periodontal status of patients with mandibular lingual fixed retention. *Eur J Orthod.* 2007;29(5):471–6.
8. Booth FA, Edelman JM, Proffit WR. Twenty-year follow-up of patients with permanently bonded mandibular canine-to-canine retainers. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;133(1):70–6.
9. Singh P, Grammati S, Kirschen R. Orthodontic retention patterns in the United Kingdom. *J Orthod.* 2009;36(2):115–121.
10. Valiathan M, Hughes E. Results of a survey-based study to identify common retention practices in the United States. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;137(2):170–7.
11. Kotha RS, Alla RK, Shammam M, Ravi RK. An overview of orthodontic wires. *Trends Biomater Artif Organs.* 2014;28(1):32–6.
12. Castro SM, Ponces MJ, Lopes JD, Vasconcelos M, Pollmann MC. Orthodontic wires and its corrosion - The specific case of stainless steel and beta-titanium. *J Dent Sci.* 2015;10(1):1–7.
13. Rondelli G, Vicentini B. Evaluation by electrochemical tests of the passive film

- stability of equiatomic Ni-Ti alloy also in presence of stress-induced martensite. *J Biomed Mater Res*. 2000;51(1):47–54.
14. Huang HH. Corrosion resistance of stressed NiTi and stainless steel orthodontic wires in acid artificial saliva. *J Biomed Mater Res - Part A*. 2003;66(4):829–39.
 15. Gürsoy S, Acar AG, Şeşen Ç. Comparison of metal release from new and recycled bracket-archwire combinations. *Angle Orthod*. 2005;75(1):92–94.
 16. Ziğbowicz A, Walke W, Barucha-Kępa A, Kiel M. Corrosion behaviour of metallic biomaterials used as orthodontic wires. *J Achiev Mater Manuf Eng*. 2008;27(2):151.
 17. Krishnan M, Seema S, Kumar AV, Varthini NP, Sukumaran K, Pawar VR, Arora V. Corrosion resistance of surface modified nickel titanium archwires. *Angle Orthod*. 2014;82(2):358–367.
 18. Lee TH, Huang TK, Lin SY, Chen LK, Chou MY, Huang HH. Corrosion resistance of different nickel-titanium archwires in acidic fluoride-containing artificial saliva. *Angle Orthod*. 2010;80(3):547–553.
 19. Pakshir M, Bagheri T, Kazemi MR. In vitro evaluation of the electrochemical behaviour of stainless steel and Ni-Ti orthodontic archwires at different temperatures. *Eur J Orthod* 35. 2013;35(4):407–413.
 20. Wang QY, Zheng YF. The electrochemical behavior and surface analysis of Ti50Ni47.2Co2.8 alloy for orthodontic use. *Dent Mater*. 2008;24(9):1207–1211.
 21. Ramírez-Ledesma AL, Roncagliolo P, Álvarez-Pérez MA, Lopez HF, Juárez-Islas JA. Corrosion Assessment of an Implantable Dental Co-Cr Alloy in Artificial Saliva and Biocompatibility Behavior. *J Mater Eng Perform*. 2020;29(3):1657–70.
 22. Ülgen M. Ortodontik tedavi prensipleri. Dicle Üniversitesi, Diyarbakır, 2015. S:512–527.
 23. Moyers RE. Handbook of orthodontics for the student and general practitioner. Third Edition, Year Book, Chicago. 1973.
 24. Proffit WR, Retention. Ed: Proffit WR, Fields HW, Larson BE, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 6th edition, Elsevier. 2019, pp: 579-596.
 25. De la Cruz RA, Sampson P, Little RM, Årtun J, Shapiro PA. Long-term changes in arch form after orthodontic treatment and retention. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 1995;107(5):518–30.

26. Strang RHW. Factors of influence in producing a stable result in the treatment of malocclusion. *Am J Orthod Oral Surg.* 1946;32(6):313–32.
27. Reitan K. Principles of retention and avoidance of posttreatment relapse. *Am J Orthod.* 1969;55(6):776–90.
28. Edwards JG. A study of the periodontium during orthodontic rotation of teeth. *Am J Orthod.* 1968;54(6):441–61.
29. Reitan K. Clinical and histologic observations on tooth movement during and after orthodontic treatment. *Am J Orthod.* 1967;53(10):721–45.
30. Angle EH. Treatment of malocclusion of the teeth. In: 7th ed Philadelphia, SS White Dental Manufacturing. 1907.
31. McLaughlin RP, Bennett JC. Finishing with the preadjusted orthodontic appliance. *Semin Orthod.* 2003;9(3):165–83.
32. Little RM, Wallen TR, Riedel RA. Stability and relapse of mandibular anterior alignment-first premolar extraction cases treated by traditional edgewise orthodontics. *Am J Orthod.* 1981;80(4):349–65.
33. Ades AG, Joondeph DR, Little RM, Chapko MK. A long-term study of the relationship of third molars to changes in the mandibular dental arch. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;97(4):323–35.
34. Lindqvist B, Thilander B. Extraction of third molars in cases of anticipated crowding in the lower jaw. *Am J Orthod.* 1982;81(2):130–9.
35. Bishara SE. Third molars: A dilemma ! Or is it ? *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1999;115(6):628–33.
36. Vego L. A longitudinal study of mandibular arch perimeter. *Angle Orthod.* 1962;32(3):187–92.
37. Southard TE, Southard KA, Weeda LW. Mesial force from unerupted third molars. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1991;99(3):220–5.
38. Pirttiniemi PM, Oikarinen KS, Raustia AM. The effect of removal of all third molars on the dental arches in the third decade of life. *Cranio.* 1994;12(1):23–7.
39. Chavan PJ, Pachori Y, Burthunia N, Bothra J. Orthodontic Retention and Relapse : A Puzzle in Orthodontics. *Indian J Stomatol.* 2012;3(3):161–5.
40. Edwards JG. A long-term prospective evaluation of the circumferential supracrestal fiberotomy in alleviating orthodontic relapse. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1988;93(5):380–7.

41. Peck H, Peck S. An index for assessing tooth shape deviations as applied to the mandibular incisors. *Am J Orthod.* 1972;61(4):384–401.
42. Hawley CA. A removable retainer. *Am J Orthod Oral Surg.* 1919;5(6):291-305.
43. Mollov ND, Lindauer SJ, Best AM, Shroff B, Tufekci E. Patient attitudes toward retention and perceptions of treatment success. *Angle Orthod.* 2010;80(4):656–61.
44. Edman Tynelius G, Bondemark L, Lilja-Karlander E. Evaluation of orthodontic treatment after 1 year of retention - A randomized controlled trial. *Eur J Orthod.* 2010;32(5):542–7.
45. Mai W, He J, Meng H, Jiang Y, Huang C, Li M, Yuan K, Kang N. Comparison of vacuum-formed and Hawley retainers: A systematic review. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2014;145(6):720–7.
46. Kesling HD. The philosophy of the tooth positioning appliance. *Am J Orthod Oral Surg.* 1945;31(6):297–304.
47. Newman GV. Epoxy adhesives for orthodontic attachments. *Am J Orthod.* 1965;51(12):901–12.
48. Kneirim RW. Invisible lower cuspid to cuspid retainer. *Angle Orthod.* 1973;43(2):218–9.
49. Zachrisson BU. Adult retention: a new approach. In: *Orthodontics: State of the Art; Essence of the Science* St Louis: Mosby. 1986. pp: 310–27.
50. Bearn DR, McCabe JF, Gordon PH, Aird JC. Bonded orthodontic retainers: the wire-composite interface. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 1997;111(1):67–74.
51. Renkema AM, Al-Assad S, Bronkhorst E, Weindel S, Katsaros C, Lisson JA. Effectiveness of lingual retainers bonded to the canines in preventing mandibular incisor relapse. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2008;134(2):1–8.
52. Renkema AM, Hélène Sips ET, Bronkhorst E, Kuijpers-Jagtman AM. A survey on orthodontic retention procedures in the Netherlands. *Eur J Orthod.* 2009;31(4):432–7.
53. Zachrisson BU. Clinical experience with direct-bonded orthodontic retainers. *Am J Orthod.* 1977;71(4):440-448.
54. Lee RT. The lower incisor bonded retainer in clinical practice: a three year study. *Br J Orthod.* 1981;8(1):15–8.
55. Årtun J, Spadafora AT, Shapiro PA. A 3-year follow-up study of various types

- of orthodontic canine-to-canine retainers. *Eur J Orthod*. 1997;19(5):501–9.
56. Sim HY, Kim HS, Jung DU, Lee H, Lee JW, Han K, Yun K. Association between orthodontic treatment and periodontal diseases: Results from a national survey. *Angle Orthod*. 2017;87(5):651–7.
57. Levin L, Samorodnitzky-Naveh GR, Machtei EE. The Association of Orthodontic Treatment and Fixed Retainers With Gingival Health. *J Periodontol*. 2008;79(11):2087–92.
58. Zachrisson BU. Multistranded wire bonded retainers: from start to success. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2015;148(5):724-727.
59. Zachrisson BU. Improving orthodontic results in cases with maxillary incisors missing. *Am J Orthod*. 1978;73(3):274-289.
60. Degirmenci Z, OZSOY O. Sabit ortodontik tedavi sonrası retansiyon. *Cumhur Dent J*. 2009;12(1):83–90.
61. Foek DL, Ozcan M, Krebs E SA. Adhesive properties of bonded orthodontic retainers to enamel: Stainless steel wire versus fiber-reinforced composites. *J Adhes Dent*. 2009;11(5):381-90.
62. Dahl E. Long-term experience with direct-bonded lingual retainers. *J Clin Orthod*. 1991;25:619-630.
63. Pazera P, Fudalej P, Katsaros C. Severe complication of a bonded mandibular lingual retainer. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2012;142(3):406–9.
64. Katsaros C, Livas C, Renkema AM. Unexpected complications of bonded mandibular lingual retainers. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2007;132(6):838-841.
65. Taner T, Aksu M. A prospective clinical evaluation of mandibular lingual retainer survival. *Eur J Orthod*. 2012;34(4):470–4.
66. Rose E, Frucht S, Jonas IE. Clinical comparison of a multistranded wire and a direct-bonded polyethylene ribbon-reinforced resin composite used for lingual retention. *Quintessence Int*. 2002;33(8):579–83.
67. Zachrisson BU. The bonded lingual retainer and multiple spacing of anterior teeth. *J Clin Orthod* 1983;17:838-44.
68. Üstdal G, Küçük EB, Bilgiç F. Ortodontik Tedavi Sonrası Uygulanan Sabit Retansiyon Prosedürlerinde Güncel Yaklaşımlar. *Mustafa Kemal Üniversitesi Tıp Derg*. 2018;10(37):58-64.
69. Bearn DR. Bonded orthodontic retainers: A review. *Am J Orthod Dentofac*

- Orthop. 1995;108(2):207–13.
70. Freilich MA, Meiers JC, Duncan JP, Eckrote KA, Goldberg AJ. Clinical evaluation of fiber-reinforced fixed bridges. *J Am Dent Assoc.* 2002;133(11):1524–34.
 71. Karaman AI, Kir N, Belli S. Four applications of reinforced polyethylene fiber material in orthodontic practice. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2002;121(6):650–4.
 72. Brauchli L, Pintus S, Steineck M, Lüthy H, Wichelhaus A. Shear modulus of 5 flowable composites to the EverStick Ortho fiber-reinforced composite retainer: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2009;135(1):54–8.
 73. Geserick M, Ball J, Wichelhaus A. Bonding fiber-reinforced lingual retainers with color-reactivating flowable composite. *J Clin Orthod.* 2004;38(10):560–2.
 74. Salehi P, Najafi HZ, Roeinpeikar SM. Comparison of survival time between two types of orthodontic fixed retainer: A prospective randomized clinical trial. *Prog Orthod.* 2013;14(1):1–6.
 75. Ab Rahman N, Low TF, Idris NS. A survey on retention practice among orthodontists in Malaysia. *Korean J Orthod.* 2016;46(1):36–41.
 76. Nanda R, Burstone CJ. Retention and stability in orthodontics. W.B. Saunders. Philadelphia. 1993. pp: 61–79.
 77. Babacan DH, Bıçakçı DA. Essix ve Hawley Pekiştirme Apeaylerinin Mandibular Anterior Çapraşıklık Nüksüne etkileri. *Cumhur Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Derg.* 2002;5(2):63–5.
 78. Tosun Y. Sabit ortodontik apareylerin biyomekanik prensipleri. İzmir: Ege Üniversitesi Basımevi. 1999. s:20–88.
 79. Larson BE, Proffit WR, Mechanical Principles in Orthodontic Force Control, Ed: Proffit WR, Fields HW, Larson BE, Sarver DM. Contemporary Orthodontics. 6th edition Elsevier. 2019, pp:276-290.
 80. Kusy RP, Whitley JQ. Friction between different wire-bracket configurations and materials. *Semin Orthod.* 1997;3(3):166–77.
 81. Kapila S, Angolkar P V, Duncanson Jr. MG, Nanda RS. Evaluation of friction between edgewise stainless steel brackets and orthodontic wires of four alloys. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 1990;98(2):117–26.
 82. Kusy RP, Whitley JQ. Effects of surface roughness on the coefficients of friction in model orthodontic systems. *J Biomech.* 1990;23(9):913–25.

83. Krishnan V, Kumar KJ. Mechanical properties and surface characteristics of three archwire alloys. *Angle Orthod.* 2004;74(6):825–31.
84. Redlich M, Katz A, Rapoport L, Wagner HD, Feldman Y, Tenne R. Improved orthodontic stainless steel wires coated with inorganic fullerene-like nanoparticles of WS₂ impregnated in electroless nickel-phosphorous film. *Dent Mater.* 2008;24(12):1640–6.
85. Pelsue BM, Zinelis S, Bradley TG, Berzins DW, Eliades T, Eliades G. Structure, composition, and mechanical properties of Australian orthodontic wires. *Angle Orthod.* 2009;79(1):97–101.
86. Gopalan C, Kumar J. A comparative evaluation of the physical properties of two orthodontic archwires. *J Indian Orthod Soc.* 2016;50(2):75–82.
87. Doğan M, Ulusoy Ç. Ortodontide biyouyumluluk. *Acta Odontol Turc.* 2013;30(2):110–4.
88. Andreasen GF, Morrow RE. Laboratory and clinical analyses of nitinol wire. *Am J Orthod.* 1978;73(2):142–51.
89. Ferreira MD, Luersen MA, Borges PC. Nickel-titanium alloys: A systematic review. *Dent Press J Orthod.* 2012;17(3):71–82.
90. Juvvadi SR, Kailasam V, Padmanabhan S, Chitharanjan AB. Physical, mechanical, and flexural properties of 3 orthodontic wires: An in-vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2010;138(5):623–30.
91. Gurgel JA, Pinzan-Vercelino CRM, Powers JM. Mechanical properties of beta-titanium wires. *Angle Orthod.* 2011;81(3):478–83.
92. Kaneko K, Yokoyama K, Moriyama K, Asaoka K, Sakai J, Nagumo M. Delayed fracture of beta titanium orthodontic wire in fluoride aqueous solutions. *Biomaterials.* 2003;24(12):2113–20.
93. Froes FH, Bomberger HB. The Beta Titanium Alloys. *J Met.* 1985;37(7):28–37.
94. Verstrynge A, Van Humbeeck J, Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. *Am J Orthod Dentofac Orthop.* 2006;130(4):460–70.
95. Chang HP, Tseng YC. A novel β -titanium alloy orthodontic wire. *Kaohsiung J Med Sci.* 2018;34(4):202–6.
96. Kula K, Phillips C, Gibilaro A, Proffit WR. Effect of ion implantation of TMA archwires on the rate of orthodontic sliding space closure. *Am J Orthod*

- Dentofacial Orthop. 1998;114(5):577–80.
97. House K, Sernetz F, Dymock D, Sandy JR, Ireland AJ. Corrosion of orthodontic appliances-should we care? Am J Orthod Dentofac Orthop. 2008;133(4):584–92.
 98. Küçükyıldırım BO. Ortodontik Tellerin Farklı Ortamlarda Korozyon Davranışlarının İncelenmesi. Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi. İstanbul 2006.
 99. Chaturvedi TP. Corrosion behaviour of orthodontic alloys—a review. Orthod Cyber J. 2008.
 100. Matasa CG. Microbial attack of orthodontic adhesives. Am J Orthod Dentofac Orthop. 1995;108(2):132–41.
 101. Maruthamuthu S, Rajasekar A, Sathiyarayanan S, Muthukumar N, Palaniswamy N. Electrochemical behaviour of microbes on orthodontic wires. Curr Sci. 2005;89(6):988–96.
 102. Liu GT, Duh JG, Chung KH, Wang JH. Mechanical characteristics and corrosion behavior of (Ti,Al)N coatings on dental alloys. Surf Coat Technol. 2005;200(7):2100–5.
 103. Es-Souni M, Es-Souni M, Fischer-Brandies H. On the properties of two binary NiTi shape memory alloys. Effects of surface finish on the corrosion behaviour and in vitro biocompatibility. Biomaterials. 2002;23(14):2887–94.
 104. Kim H, Johnson JW. Corrosion of stainless steel, nickel-titanium, coated nickel-titanium, and titanium orthodontic wires. Angle Orthod. 1999; 69:39–44.
 105. Kusy RP, Ambrose WW, Lavanier LA, Newman JG, Whitley JQ. Analyses of rampant corrosion in stainless-steel retainers of orthodontic patients. J Biomed Mater Res. 2002;62(1):106–18.
 106. Fitjer LC, Jonas IE, Kappert HF. Corrosion susceptibility of lingual wire extensions in removable appliances. An in vitro study. J Orofac Orthop. 2002;63(3):212–26.
 107. Çevik P, Eraslan O. Diş Hekimliğinde Korozyon. ADO Klin Bilim Derg. 2013;7(1):1391–8.
 108. Gerengi H. Tafel Polarizasyon (TP), Lineer Polarizasyon (LP), Harmonik Analiz (HA) ve Dinamik Elektrokimyasal İmpedans Spektroskopisi (DEIS) Yöntemleriyle Düşük Karbon Çeliği (AISI 1026), Pirinç-MM55 ve Nikalium-118 Alaşımlarının Yapay Deniz Suyunda Korozyon Davranışını ve Pirinç

- Alaşımlarına Benzotriazol'ün İnhibitör Etkisinin Araştırılması. Eskişehir Osmangazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Eskişehir, 2008.
109. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: A review. *J Prosthet Dent.* 2000;83(2):223–34.
110. Tamam E. Ağartma işleminin temel metal alaşımı üzerindeki etkisinin in vitro değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, Ankara, 2008.
111. Martinez JR. Ion Transport and Water Movement. *J Dent Res.* 1987;66:638–47.
112. Małkiewicz K, Sztogryn M, Mikulewicz M, Wielgus A, Kamiński J, Wierzchoń T. Comparative assessment of the corrosion process of orthodontic archwires made of stainless steel, titanium–molybdenum and nickel–titanium alloys. *Arch Civ Mech Eng.* 2018;18(3):941–7.
113. Kao CT, Huang TH. Variations in surface characteristics and corrosion behaviour of metal brackets and wires in different electrolyte solutions. *Eur J Orthod.* 2010;32(5):555–60.
114. Matos de Souza R, Macedo de Menezes L. Nickel, chromium and iron levels in the saliva of patients with simulated fixed orthodontic appliances. *Angle Orthod.* 2008;78(2):345–50.
115. Singh DP, Sehgal V, Pradhan KL, Chandna A, Gupta R. Estimation of nickel and chromium in saliva of patients with fixed orthodontic appliances. *World J Orthod.* 2008;9(3):196–202.
116. Kocadereli L, Ataç A, Kale S, Özer D. Salivary Nickel and Chromium in Patients with Fixed Orthodontic Appliances. *Angle Orthod.* 2000;70(6):431–4.
117. Mikulewicz M, Chojnacka K. Release of metal ions from orthodontic appliances by in vitro studies: A systematic literature review. *Biol Trace Elem Res.* 2011;139(3):241–56.
118. Fernández-Miñano E, Ortiz C, Vicente A, Calvo JL, Ortiz AJ. Metallic ion content and damage to the DNA in oral mucosa cells of children with fixed orthodontic appliances. *BioMetals.* 2011;24(5):935–41.
119. Inovay J, Bánóczy J. The role of electrical potential differences in the etiology of chronic diseases of the oral mucosa. *J Dent Res.* 1961;40(5):884–90.
120. Hafez HS, Selim EM, Eid FH, Tawfik WA, Al-Ashkar EA, Mostafa YA. Cytotoxicity, genotoxicity, and metal release in patients with fixed orthodontic

- appliances: A longitudinal in-vivo study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2011;140(3):298–308.
121. Rahilly G, Price N. Current products and practice nickel allergy and orthodontics. *J Orthod*. 2003;30(2):171–4.
 122. Sfondrini MF, Cacciafesta V, Maffia E, Scribante A, Alberti G, Biesuz R, Klersy C. Nickel release from new conventional stainless steel, recycled, and nickel-free orthodontic brackets: An in vitro study. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2010;137(6):809–15.
 123. Huang HH, Chiu YH, Lee TH, Wu SC, Yang HW, Su KH, Hsu CC. Ion release from NiTi orthodontic wires in artificial saliva with various acidities. *Biomaterials*. 2003;24(20):3585–92.
 124. Lin MC, Lin SC, Lee TH, Huang HH. Surface analysis and corrosion resistance of different stainless steel orthodontic brackets in artificial saliva. *Angle Orthod*. 2006;76(2):322–9.
 125. Huang HH. Surface characterizations and corrosion resistance of nickel-titanium orthodontic archwires in artificial saliva of various degrees of acidity. *J Biomed Mater Res A*. 2005;74(4):629–39.
 126. Amini F, Borzabadi Farahani A, Jafari A, Rabbani M. In vivo study of metal content of oral mucosa cells in patients with and without fixed orthodontic appliances. *Orthod Craniofac Res*. 2008;11(1):51–6.
 127. Suárez C, Vilar T, Sevilla P, Gil J. In vitro corrosion behavior of lingual orthodontic archwires. *Int J Corros*. 2011;2011:1–9.
 128. Pun DK, Berzins DW. Corrosion behavior of shape memory, superelastic, and nonsuperelastic nickel-titanium-based orthodontic wires at various temperatures. *Dent Mater*. 2008;24(2):221–7.
 129. Wajahat M, Moeen F, Husain SW, Siddique S, Khurshid Z. Effects of Various Mouthwashes on the Orthodontic Nickel-Titanium Wires: Corrosion Analysis. *J Pakistan Dent Assoc*. 2020;29(01):30–7.
 130. Guo WY, Sun J, Wu JS. Electrochemical and XPS studies of corrosion behavior of Ti-23Nb-0.7Ta-2Zr-O alloy in Ringer's solution. *Mater Chem Phys*. 2009;113(2–3):816–20.
 131. Barcelos AM, Luna AS, Ferreira NDA, Braga AVC, Lago DCB Do, Senna LF De. Corrosion evaluation of orthodontic wires in artificial saliva solutions by using response surface methodology. *Mater Res*. 2013;16(1):50–64.

132. Astm G. Standard test method for conducting potentiodynamic polarization resistance measurements. Annual Book of ASTM Standards. 2009;3:237-9.
133. Moore RJ, Watts JTF, Hood JAA, Burritt DJ. Intra-oral temperature variation over 24 hours. *Eur J Orthod*. 1999;21(3):249–61.
134. Iijima M, Yuasa T, Endo K, Muguruma T, Ohno H, Mizoguchi I. Corrosion behavior of ion implanted nickel-titanium orthodontic wire in fluoride mouth rinse solutions. *Dent Mater J*. 2010;29(1):53–8.
135. Kassab EJ, Gomes JP. Assessment of nickel titanium and beta titanium corrosion resistance behavior in fluoride and chloride environments. *Angle Orthod*. 2013;83(5):864–9.
136. Heravi F, Moayed MH, Mokhber N. Effect of fluoride on nickel-titanium and stainless steel orthodontic archwires: an in-vitro study. *J Dent*. 2015;12(1):49–59.
137. Pataijindachote J, Juntavee N, Viwattanatipa N. Corrosion Analysis of Orthodontic Wires: An Interaction Study of Wire Type, pH and Immersion Time. *Adv Dent Oral Heal*. 2018;10(1):1–7.
138. El Kouifat MK, Ouaki B, El Hajjaji S, El Hamdouni Y. Corrosion of Orthodontic Arch-Wires in Artificial Saliva Environment. *J Int Dent Med Res*. 2018;11(3):1636–9.
139. Li X, Wang J, Han E, Ke W. Influence of fluoride and chloride on corrosion behavior of NiTi orthodontic wires. *Acta Biomater*. 2007;3(5):807–15.
140. Schiff N, Dalard F, Lissac M, Morgon L, Grosogeat B. Corrosion resistance of three orthodontic brackets: A comparative study of three fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod*. 2005;27(6):541–9.
141. Schiff N, Boinet M, Morgon L, Lissac M, Dalard F, Grosogeat B. Galvanic corrosion between orthodontic wires and brackets in fluoride mouthwashes. *Eur J Orthod*. 2006;28(3):298–304.
142. Uzun İH, Bayındır F. Dental uygulamalarda titanyum ve özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekim Fakültesi Dergisi*. 2010;20(3):213–20.

8.EKLER

8.1. Etik Kurul Kararı

ZONGULDAK BÜLENT ECEVİT ÜNİVERSİTESİ
GİRİŞİMSSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
ETİK KURULU KARAR FORMU

ETİK KURUL BİLGİLERİ	ETİK KURULUN ADI	Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Etik Kurulu
	AÇIK ADRESİ:	Zonguldak Bülent Ecevit Üniversitesi Tıp Fakültesi Dekanlığı, 67600/ Kozlu-ZONGULDAK
	TELEFON	0 372 261 32 60 Dahili -3260
	FAKS	(0372) 261 02 65
	E-POSTA	etiksekretery@gmail.com

PROJE YÜRÜTÜCÜSÜ / UNVANI/ ADI SOYADI	Dr. Öğr. Üyesi Orhan ÇİÇEK
ARAŞTIRMANIN AÇIK ADI	Farklı Tip Sabit Lingual Pekiştirme Aygıtlarının Korozyon Dirençlerinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi

KARAR BİLGİLERİ	Karar No: 2022/06	Tarih: 23/03/2022
	Yukarıda bilgileri verilen çalışmanın yapılmasında etik ve bilimsel açıdan sakınca olmadığına oy birliği ile karar verilmiştir.	

Prof. Dr. Günnur ÖZBAKİŞ DENGİZ
Başkan
(Raporlu)

Prof. Dr. İ. Etem PİŞKİN
Başkan V.

Prof. Dr. Şibel KOÇAK
Üye

Doç. Dr. Duygu ERDEM

Doç. Dr. Bülent ALTINSOY
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Bilgehan AÇIKGÖZ
Üye

Dr. Öğr. Üyesi İnci TURAN
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Esra ACIMAN DEMİREL
Üye

Dr. Öğr. Üyesi Hakan KARDEŞ
Üye

Öğr. Gör. İbrahim Kerem ERTEM
Üye

8.2. İntihal Raporu Beyan Formu

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

Ortodonti Anabilim Dalında yürütülen “Farklı Tip Sabit Lingual Pekiştirme Aygıtlarının Korozyon Dirençlerinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi” başlıklı tez için akademik intihal engelleme programında yapılan tarama sonucunda elde edilen benzerlik oranları aşağıdadır.

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz. 25./10/2022

Öğrenci Adı-Soyadı

Arş. Gör. Büşra KUMRULAR

Danışman Adı-Soyad

Dr. Öğr. Üyesi Orhan ÇİÇEK

BENZERLİK ORANLARI: %10

Ek: İntihal tespit programı çıktısı

8.3. İntihal Tespit Program Çıktısı

Farklı Tip Sabit Lingual Pekiştirme Aygıtlarının Korozyon Dirençlerinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi

ORJİNALLİK RAPORU

% 10	% 9	% 4	% 3
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	% 4
2	openaccess.ogu.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	% 1
3	dergipark.org.tr İnternet Kaynağı	% 1
4	docplayer.biz.tr İnternet Kaynağı	<% 1
5	www.utsakcongress.com İnternet Kaynağı	<% 1
6	Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi	<% 1
7	turkpedo2017.com İnternet Kaynağı	<% 1
8	www.researchgate.net İnternet Kaynağı	<% 1
9	www.bilgindir.com İnternet Kaynağı	<% 1

10	Submitted to Ankara University Öğrenci Ödevi	<% 1
11	Submitted to Kocaeli Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
12	9lib.net İnternet Kaynağı	<% 1
13	Submitted to Inonu University Öğrenci Ödevi	<% 1
14	akademikcv.beun.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
15	cdn.duzce.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
16	Submitted to Istanbul Aydin University Öğrenci Ödevi	<% 1
17	www.respiratorydiseasesjournal.org İnternet Kaynağı	<% 1
18	Submitted to Ataturk Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
19	Berna ŞAHAN, Murat ŞAHAN. "The Relationship Between Thinning of the Retinal Nerve Fiber Layer and Overactive Bladder Syndrome in Diabetic Female Patients: A Cross Sectional Study", Journal of Reconstructive Urology, 2022 Yayın	<% 1

20	Esra ERKAN, Şeniz KARAÇAY. "Correction of Skeletal Class III Malocclusion and Dentofacial Asymmetry with Camouflage Treatment", Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences, 2022 Yayın	<% 1
21	Submitted to Yildirim Beyazit Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
22	nek.istanbul.edu.tr:4444 İnternet Kaynağı	<% 1
23	Submitted to Ondokuz Mayıs Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
24	Submitted to Sağlık Bilimleri Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1
25	acikarsiv.beun.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
26	kongre.akademikiletisim.com İnternet Kaynağı	<% 1
27	pesquisa.bvsalud.org İnternet Kaynağı	<% 1
28	www.exploredoc.com İnternet Kaynağı	<% 1
29	Submitted to Bülent Ecevit Üniversitesi Öğrenci Ödevi	<% 1

30	www.isarder.org İnternet Kaynağı	<% 1
31	ddd.uab.cat İnternet Kaynağı	<% 1
32	libratez.cu.edu.tr İnternet Kaynağı	<% 1
33	adudspace.adu.edu.tr:8080 İnternet Kaynağı	<% 1
34	www.koreascience.or.kr İnternet Kaynağı	<% 1
35	UZUN, Naim and SAĞLAM, Necdet. "Sosyo-Ekonomik Durumun Çevre Bilinci ve Çevre Akademik Başarısı Üzerindeki Etkisi", Hacettepe Üniversitesi, 2005. Yayın	<% 1

Alıntıları çıkart

Kapat

Eşleşmeleri çıkar

Kapat

Bibliyografyayı Çıkart

Üzerinde

8.4. Tez Yazım Değerlendirme Formu

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ DEKANLIĞINA

Ortodonti Anabilim Dalında yürütülen ‘Farklı Tip Sabit Lingual Pekiştirme Aygıtlarının Korozyon Dirençlerinin Laboratuvar Ortamında Değerlendirilmesi’ başlıklı ve uzmanlık öğrencisi Büşra KUMRULAR tarafından hazırlanan uzmanlık tezinde;

- ☒ DİŞ KAPAK SAYFASI
- ☒ İÇ KAPAK SAYFASI
- ☒ TEZ KABUL VE ONAY SAYFASI
- ☒ ÖNSÖZ SAYFASI
- ☒ TÜRKÇE ÖZET
- ☒ İNGİLİZCE ÖZET (ABSTRACT)
- ☒ İÇİNDEKİLER
- ☒ SİMGELER ve KISALTMALAR
- ☒ ŞEKİL DİZİNİ (Gerekli ise)
- ☒ TABLO DİZİNİ (Gerekli ise)
- ☒ GİRİŞ
- ☒ GENEL BİLGİLER
- ☒ GEREÇ ve YÖNTEM
- ☒ BULGULAR
- ☒ TARTIŞMA
- ☒ SONUÇLAR
- ☒ KAYNAKLAR
- ☒ EKLER (Etik kurul onayı vb.)
- ☒ ÖZGEÇMİŞ
- ☒ İNTİHAL RAPORU
- ☒ FORMATLA İLGİLİ DİĞER HUSUSLAR (Alt bölümler, Latince isimler, Ondalık ayraçlar, Metin içerisindeki göndermeler ve kaynak göstermeler, Alıntılar, Dipnotlar, Simgeler ve kısaltmalar vb.)

Tez yazım kılavuzunda belirtildiği gibi hazırlanmıştır.

Yukarıda belirtilen hususlar tarafımdan kontrol edilmiştir.

Danışmanın Adı-Soyadı: Dr. Öğr. Üyesi Orhan ÇİÇEK

Tarih: 25.10.2022

İmza:

Kontrol Eden

Adı-Soyadı: Prof. Dr. Emre BODRUMLU

Tarih: 25.10.2022

İmza:

9. ÖZGEÇMİŞ

I. Kişisel Bilgiler

Adı: Büşra

Soyadı: KUMRULAR

Doğum Yeri: [REDACTED]

Doğum Tarihi: [REDACTED]

Uyruğu: [REDACTED]

Medeni Hali: [REDACTED]

Adresi: [REDACTED]

Tel: [REDACTED]

E-posta: [REDACTED]

II. Eğitimi

2019- Bülent Ecevit Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ortodonti Anabilim Dalı

2013-2018 Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2009-2013 Afyonkarahisar Süleyman Demirel Fen Lisesi

2001-2009 Kurtuluş İhsan Küçükarslan İlköğretim Okulu

III. Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

Türk Ortodonti Derneği

IV. Bilimsel İlgi Alanları

Katıldığı Bilimsel Kongre, Sempozyum ve Toplantılar

1. 17. Türk Ortodonti Derneği Uluslararası Sanal Sempozyumu, Türkiye (Kasım 28-29, 2021)

2. 17. Türk Ortodonti Derneği Uluslararası Sanal Kongresi, Türkiye (Mart 12-14, 2021)