
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

FARKLI SELEKTİF AŞINDIRMA METOTLARININ FARKLI TRANSLUSENSİYE SAHİP MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARININ KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

Bengisu ATALAY

DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MAYIS 2026

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Bengisu ATALAY
08/05/2026

FARKLI SELEKTİF AŞINDIRMA METOTLARININ FARKLI TRANSLUSENSİYE SAHİP MONOLİTİK ZİRKONYA RESTORASYONLARININ KIRILMA DİRENCİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE KARŞILAŞTIRILMASI

(Doktora Tezi)

Bengisu ATALAY

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Mayıs 2026

ÖZET

Bu çalışmada, farklı zirkonya materyallerinin (3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ) yüksek hızlı frezeleme sırasında gösterdikleri termomekanik tepkiler, Explicit Dynamics sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Sulu koşullarda rijitlik ile gerilme doğrusal bir ilişki göstermiş, 3Y-TZP en yüksek gerilme, 5Y-PSZ ise en yüksek deformasyonu sergilemiştir. Susuz koşullarda termal etkiler özellikle 5Y-PSZ'de deformasyonu artırmış ve stabilize gerilmeler akma sınırına yaklaşmıştır. Devir hızı analizleri, 200 000 RPM'de stabilize gerilmelerin daha yüksek olduğunu, yüksek devir hızlarının ise gerilme dağılımını daha dengeli hale getirerek malzeme bütünlüğünü koruduğunu göstermiştir. Translusensi farkı, 3Y-TZP'nin yüksek mekanik dayanımı ve düşük kırılma riski ile öne çıktığını, yüksek translusensili 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ'nin ise kırılma riskinin arttığını ortaya koymuştur. Elde edilen bulgular, sulu koşulların tercih edilmesi, yüksek devir hızları ile yüksek translusensili materyallerin dikkatle seçilmesi gerektiğini göstermektedir.

Bilim Kodu : 10101,07
Anahtar Kelimeler : Monolitik zirkonya, Kırılma direnci, Selektif aşındırma, Translusensi, SEA
Sayfa Adedi : 91
Danışman : Prof. Dr. Arzu Zeynep YILDIRIM

COMPARISON OF THE EFFECT OF DIFFERENT SELECTIVE GRINDING METHODS ON THE FRACTURE TOUGHNESS OF MONOLITHIC ZIRCONIA RESTORATIONS WITH DIFFERENT TRANSLUCENCY BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

(Ph.D. Thesis)

Bengisu ATALAY

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF HEALTH SCIENCES

May 2026

ABSTRACT

In this study, the thermo-mechanical responses of different zirconia materials (3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ) during high-speed milling were evaluated using Explicit Dynamics finite element analysis. Under wet conditions, a linear relationship between material rigidity and stress was observed, with 3Y-TZP exhibiting the highest stress and 5Y-PSZ the greatest deformation. In dry conditions, thermal effects notably increased deformation in 5Y-PSZ, and stabilized stresses approached the material's yield limit. Speed-dependent analysis showed higher stabilized stresses at 200 000 RPM, while higher speeds provided more uniform stress distribution, protecting material integrity. Translucency differences revealed that 3Y-TZP had the highest mechanical strength and lowest fracture risk, while higher-translucency 4Y-PSZ and 5Y-PSZ materials exhibited increased susceptibility to fracture. These findings indicate that wet conditions, higher milling speeds, as well as careful selection of highly translucent materials, are critical for maintaining the mechanical integrity of zirconia restorations.

Science Code : 10101,07
Key Words : Monolithic zirconia, Fracture toughness, Selective grinding, Translucency, FEA
Page Number : 91
Supervisor : Prof. Dr. Arzu Zeynep YILDIRIM

TEŞEKKÜR

Doktora eğitim sürecim boyunca değerli bilgi ve deneyimlerini her zaman benimle paylaşan, sabır ve anlayışıyla bana her konuda destek olan, birlikte çalışmaktan gurur duyduğum, doktora danışmanım kıymetli hocam sayın Prof. Dr. Arzu Zeynep YILDIRIM'a,

Her zaman destek ve yardımlarını yanımda hissettiğim, bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım değerli hocalarım başta Prof. Dr. Asude Dilek NALBANT, Prof. Dr. Turan KORKMAZ, Prof. Dr. Ömer Suat YALUĞ ve Doç. Dr. Mustafa KOCACIKLI'ya,

Fakülteye başladığım ilk günden bugüne kadar olan süreçte yanımda olan, yardımını benden hiç esirgemeyen sevgili arkadaşlarım Ayşegül CAVNAR, Hazal KOLBAŞ, Zeynep DEMİRCAN, Özge Mine YÜCEER, Umut Berk Can AYTEN ve Zühre AŞICIOĞLU'na,

Sonlu elemanlar stres analizimde yardımlarını esirgemeyen, bu tezin var olmasında emeği büyük olan sevgili arkadaşım Ozan Berkay BALYEMEZ'e,

Hayatımın her anında desteğini yanımda hissettiğim, iyi günde kötü günde her zaman yanımda olan kıymetli ve de çok sevdiğim arkadaşlarım İlke BAYAZITLI, Cansu ÇELEBİ ve Gözde ÖZKAN'a,

Hayatımın her döneminde yanımda olan gerek insan olarak gerekse hekim olarak örnek aldığım çok şey öğrendiğim ve daha birçok şey öğreneceğim canım annem Dt. Fatma ATALAY'a

Hayatımın her alanında bana sonsuz desteğini sunan, hem harika bir baba, hem de harika bir dost olan canım babam Levent ATALAY'a

Canımdan çok sevdiğim ve meslektaşım olan canım kardeşim Ilgın ATALAY'a

En içten sevgi, saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ x

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xi

RESİMLERİN LİSTESİ xii

SİMGELER VE KISALTMALAR xiii

1.GİRİŞ 1

2.GENEL BİLGİLER 3

2.1. Dental Seramikler 3

2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi 3

2.1.2. Dental seramiklerin yapısı ve kimyasal bileşenleri 4

2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 6

2.2.1. Dental seramiklerin mikroyapısına göre sınıflandırılması 6

2.2.2. Dental seramiklerin restorasyon tiplerine göre sınıflandırılması 7

2.2.3. Dental seramiklerin sinterleme sıcaklıklarına göre sınıflandırılması 7

2.2.4. Dental seramiklerin üretim yöntemlerine göre sınıflandırılması 8

2.3. Zirkonya 9

2.3.1. Zirkonyanın tarihçesi ve gelişimi 9

2.3.2. Zirkonyanın mikroyapısı ve özellikleri 9

2.3.3. Modern zirkonyanın sınıflandırılması 12

2.3.4. Zirkonyanın diş hekimliğinde kullanım alanları 15

2.4. Zirkonyanın Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması 16

2.4.1. Yeşil zirkonya 16

Sayfa

2.4.2. Yarı sinterlenmiş zirkonya seramikler 16
2.4.3. Tam sinterlenmiş zirkonya seramikler 17
2.5. Dental Uygulamalar İçin Farklı Zirkonya Seramikler 17
2.5.1. Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina 17
2.5.2. Magnezyum katyonu ile stabilize edilmiş zirkonya polikristali 18
2.5.3. İtriyum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali 18
2.6. CAD/CAM Sistemi ile İşlenme Prosedürlerine Göre Zirkonya Türleri 19
2.6.1. Yumuşak işleme prosedürleri 20
2.6.2. Sert işleme prosedürleri 21
2.7. Zirkonyada Meydana Gelen Yapısal Problemler 21
2.7.1. Zirkonyanın dönüşüm tokluğu 21
2.7.2. Zirkonyanın düşük ısı bozunması 22
2.7.3. Su varlığının düşük ısı bozunmasına etkisi 23
2.8. Zirkonyanın Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler 24
2.8.1. Stabilize edici oksit miktarı 24
2.8.2. Gren büyüklüğü 24
2.8.3. Su ve nem 25
2.8.4. Sinterleme sıcaklığı 25
2.8.5. Materyale uygulanan işlemler 26
2.9. Monolitik Zirkonya 27
2.9.1. Monolitik zirkonya kalınlığı 29
2.9.2. Monolitik zirkonyanın cilalanması 29
2.9.3. Monolitik zirkonyanın translusensi özellikleri 30
2.10. Stres Analizi Yöntemleri 31
2.10.1. Stres analizlerinde kullanılan teknik terimler 31
2.10.2. Stres analizi yöntemlerinin sınıflandırılması 33

Sayfa

3. GEREÇ VE YÖNTEM 41
3.1 Numune Hazırlığı ve CAD Modelleme 41
3.2. Kullanılan Materyaller ve Mekanik Özellikleri 43
3.2.1. Zirkonya türleri 43
3.3. Aşındırma Parametreleri 44
3.3.1. Frez ucu 44
3.3.2. Chamfer 45
3.3.3. Devir 46
3.4. Sonlu Elemanlar Analizi 47
3.4.1. Mesh yapısı 48
3.4.2. Sınır şartları ve yükleme 50
3.4.3. Malzeme özellikleri 52
3.4.4. Analiz kriterleri 53
4. BULGULAR 57
4.1. Termal Etkili (Susuz) 57
4.1.1. Materyal özelinde devir hızı karşılaştırması 57
4.2. Termal Etkisiz (Sulu) 60
4.2.1. Materyal özelinde devir hızı karşılaştırması 61
4.3. Bulguların Değerlendirilmesi 64
5. TARTIŞMA 67
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 77
KAYNAKLAR 79
ÖZGEÇMİŞ 91

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Dental seramik bileşenleri ve görevleri 5

Çizelge 2.2 Dental seramiklerin sınıflandırılması 6

Çizelge 2.3. Restorasyon tiplerine göre dental seramik sınıflandırması..... 7

Çizelge 2.4. Sinterleme sıcaklıklarına göre dental seramik sınıflandırması..... 8

Çizelge 2.5. Üretim yöntemlerine göre dental seramik sınıflandırılması..... 8

Çizelge 2.6. Y-TZP özellikleri..... 19

Çizelge 2.7. CAD /CAM sistemleri ile zirkonya işleme prosedürleri 20

Çizelge 3.1. Zirkonya bloklarının malzeme özellikleri 53

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Zirkonyanın mikroyapısı 9

Şekil 2.2. Zirkonya faz değişimi 10

Şekil 2.3. Transformasyon sertleşmesi (doygunluğu)..... 11

Şekil 2.4. Zirkonya jenerasyonlarına genel bakış 12

Şekil 2.5. Komşu yapılar arasında dönüşümün gösterilmesi, yaşlanma fenomeninin dikey kesitte şematize edilmesi..... 23

Şekil 2.6. Zirkonya yüzey bozulmasının şematik görünümü..... 23

Şekil 2.7. Sonlu elemanlar modelinde düğüm noktaları ve elemanlar 37

Şekil 3.1. 1.0 mm çapında chamfer frez ucu CAD modellemesi..... 42

Şekil 4.1. Susuz ortamda 200 000 RPM maksimum esas gerilme..... 57

Şekil 4.2. Susuz ortamda 200 000 RPM Weibull analizi..... 57

Şekil 4.3. Susuz ortamda 300 000 RPM maksimum esas gerilme..... 58

Şekil 4.4. Susuz ortamda 300 000 RPM Weibull analizi..... 58

Şekil 4.5. Susuz ortamda 350 000 RPM maksimum esas gerilme..... 59

Şekil 4.6. Susuz ortamda 350 000 RPM Weibull analizi..... 59

Şekil 4.7. Susuz ortamda 400 000 RPM maksimum esas gerilme..... 60

Şekil 4.8. Susuz ortamda 400 000 RPM Weibull analizi..... 60

Şekil 4.9. Sulu ortamda 200 000 RPM maksimum esas gerilme..... 61

Şekil 4.10. Sulu ortamda 200 000 RPM Weibull analizi..... 61

Şekil 4.11. Sulu ortamda 300 000 RPM maksimum esas gerilme..... 62

Şekil 4.12. Sulu ortamda 300 000 RPM Weibull analizi..... 62

Şekil 4.13. Sulu ortamda 350 000 RPM maksimum esas gerilme..... 63

Şekil 4.14. Sulu ortamda 350 000 RPM Weibull analizi..... 63

Şekil 4.15. Sulu ortamda 400 000 RPM maksimum esas gerilme..... 64

Şekil 4.16. Sulu ortamda 400 000 RPM Weibull analizi..... 64

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 3.1. Alt birinci molar kron CAD modellemesi oklüzal görünümü 41

Resim 3.2. Alt birinci molar kron CAD modellemesi negatif görüntüsü 42

Resim 3.3 Alt birinci molar kron modelinin mesh görüntüsü 49

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklamalar
°C	Santigrat derece
Ø	Çap
µm	Mikrometre
∑	Toplama
σ_i	i eleman üzerindeki maksimum esas gerilme
σ_0	Karakteristik dayanım
=	Eşittir
x	Çarpma
.	Çarpma
%	Yüzde
>	Büyüktür
<	Küçüktür
~	Yaklaşık
Al_2O_3	Alümina (Alüminyum oksit)
Ca	Kalsiyum
CaO	Kalsiyum oksit
GPa	Gigapaskal
i	Element/Node indeksi
K	Potasyum
m	Weibull modülü
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyum oksit
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
n	Toplam element/Node sayısı
Na	Sodyum
P_f	Kırılma olasılığı

Simgeler	Açıklamalar
SiO_2	Silisyum dioksit (Silika/Quartz)
V_{el}	Tek bir sonlu eleman hacmi
V_0	Referans hacim
Y_2O_3	İtriyum oksit (İtriya)
Zr	Zirkonyum
ZrO_2	Zirkonyum oksit (Zirkonya)

Kısaltmalar	Açıklamalar
3Y-TZP	%3 mol itriyum oksit ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali
4Y-PSZ	%4 mol itriyum oksit ile stabilize parsiyel stabilize zirkonya
5Y-PSZ	%5 mol itriyum oksit ile stabilize parsiyel stabilize zirkonya
BFN	Kırılma kuvveti
BFS	İki eksenli eğilme dayanımı
CAD/CAM	Bilgisayar destekli tasarım / Bilgisayar destekli üretim
HIP	Tam sinterlenmiş zirkonya seramikler
HTML	High translusent multi layered
ISO	Uluslararası Standardizasyon Örgütü
LTD	Düşük ısı bozunması
non-HIP	Yarı sinterlenmiş zirkonya seramikler
PFM	Metal destekli seramikler
PoF	Kırılma olasılığı
PSZ	Parsiyel stabilize zirkonya
RPM	Dakikadaki devir sayısı
RF	Radyo frekans
SEA	Sonlu elemanlar analizi
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
STML	Super translucent multi layered
TSZ	Tam stabilize zirkonya
UTML	Ultra translucent multi layered
XRD	X-ışını difraksiyonu

Kısaltmalar	Açıklamalar
Y-PSZ	İtriyum oksit ile parsiyel stabilize zirkonya
Y-TZP	İtriyum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali

1. GİRİŞ

Günümüzde, estetik beklentilerin artmasıyla birlikte, metal altyapılı restorasyonlara alternatif olarak seramik restorasyonlar tercih edilmeye başlanmıştır [1]. Cam seramik restorasyonlar, metal altyapılı restorasyonlara kıyasla daha düşük kırılma direnci ve gerilme dayanımına sahip olduklarından, klinik kullanım açısından bazı kısıtlılıklara sahiptir [2]. Bu mekanik dezavantajların aşılması amacıyla zirkonyum oksit (ZrO_2) esaslı materyaller geliştirilmiştir [3]. Zirkonya temelli bu materyaller biyouyumlu olup düşük bakteri adezyonu göstermekte, üstün mekanik özellikleri sayesinde geleneksel simantasyon yöntemleri ile kullanılabilmektedir [4]. Günümüzde, itriyum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali (Y-TZP), yüksek mekanik dayanımı ve monolitik üretime elverişliliği nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılan bir materyal haline gelmiştir. Y-TZP, bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) sistemleri ile işlenmekte ve sabit protetik tedavilerde hem altyapı materyali hem de monolitik restorasyon olarak kullanılmaktadır [5].

Zirkonya, sabit protetik restorasyonlarda altyapı materyali olarak kullanıldığında, genellikle üzerine porselen tabakası uygulanmaktadır. Bu restorasyonlarda en sık karşılaşılan komplikasyonlardan biri olan chipping, porselen tabakasının altyapıya adeziv veya kohezyonel bağlanma yüzeylerinde meydana gelen lokal kırılma veya parçalanma şeklinde tanımlanmaktadır [6]. Bu sorunun önüne geçmek ve restorasyonların mekanik dayanıklılığını artırmak amacıyla, translüsensisi azaltılmış monolitik zirkonya blokları geliştirilmiştir [7]. Monolitik restorasyonlarda porselen tabakası bulunmadığından, porselen–altyapı ara yüzeyinde meydana gelebilecek başarısızlıkların önüne geçilebilmektedir. Ayrıca zirkonyanın daha kalın tabakalarda kullanılabilmesi, materyalin mekanik dayanımını artırmaktadır [8]. Bu özellik, özellikle yüksek çiğneme kuvvetlerine maruz kalan molar ve premolar bölgelerde monolitik zirkonyanın güvenle kullanılabilmesini sağlamaktadır.

Zirkonya jenerasyonları incelendiğinde, translüsensi ve mekanik direnç arasında ters orantılı bir ilişki olduğu görülmektedir. İlk jenerasyon zirkonya (3Y-TZP), yüksek mekanik dayanım sunmakla birlikte opak bir görünüm sergilemektedir. Daha sonraki jenerasyonlarda, özellikle itriyum oksit (Y_2O_3) içeriğinin artırılması ile translüsensi arttırılmış; ancak bu artış, mekanik dirençte azalmaya yol açmıştır. Üçüncü (5Y-TZP) ve dördüncü (4Y-TZP) jenerasyon zirkonya materyalleri, estetik beklentileri karşılamak için daha yüksek

translüsensi sağlarken, dayanıklılığı koruyabilmek amacıyla iç yapılarında çeşitli optimizasyonlar yapılmıştır. Böylece günümüzde kullanılan zirkonya materyalleri, hem estetik hem de mekanik performans açısından dengeli özellikler sunacak şekilde geliştirilmiştir [9].

Monolitik zirkonya, lityum disilikat, feldspatik seramikler ve kompozit rezinler, özellikle estetik bölgelerde kullanılan restoratif materyaller arasında yer almaktadır. CAD/CAM sistemlerinin sağladığı yüksek üretim hassasiyeti ve klinikte hasta başında geçirilen süreyi kısaltma avantajı, zirkonya restorasyonlarının protetik diş hekimliğinde daha fazla ilgi görmesine ve yaygın kullanımına katkıda bulunmuştur. Ancak, üretim hassasiyetinin yüksek olması, monolitik zirkonya restorasyonlarının ağız içi oklüzal yüzeylerinde uyumlandırma gereksinimini ortadan kaldırmamaktadır [10]. Bu uyumlandırma işlemleri, kumlama, aşındırma ve cilalama gibi mekanik ve/veya kimyasal yöntemleri içermektedir. Hem klinik ortamda hem de laboratuvarda gerçekleştirilebilen bu işlemler, kullanılan frezlerin tanecik boyutu ve işlem parametrelerine bağlı olarak materyalin yüzey özelliklerini ve dolayısıyla mekanik özelliklerini etkileyebilmektedir [11]. Zirkonya restorasyonlarında yapılan uyumlandırma işlemleri, yüzey pürüzlülüğünü artırarak yüzey özelliklerini değiştirebilir ve tetragonal fazdan monoklinik faza dönüşümü tetikleyerek çatlakların başlamasına veya ilerlemesine zemin hazırlayabilmektedir. Yüzeyde meydana gelen mikroskobik düzeydeki hasarlar, stres yoğunlaşmasına neden olan bölgeler oluşturmakta ve bu durum çatlakların başlaması ve ilerlemesine sebep olmaktadır. Bu nedenle, uyumlandırma sırasında kullanılan frezlerin partikül boyutu, devir hızı ve işlem esnasındaki ısıl değişimler gibi parametreler, materyalin mekanik dayanımını önemli ölçüde etkilemektedir [12, 13].

Bu çalışmada, Kuraray Noritake firmasına ait farklı translüsensi seviyelerine sahip 3Y-TZP, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ monolitik zirkonya materyalleri üzerinde sonlu elemanlar analizi yöntemiyle in silico değerlendirmeler gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın amacı, bu üç farklı zirkonya materyalinin çeşitli aşındırma hızları (devir sayısı) karşısındaki mekanik performansını karşılaştırarak dental restorasyonlar için optimal aşındırma parametrelerini belirlemektir. Ayrıca, aşındırma hızlarının materyal üzerindeki etkileri değerlendirilirken hem sulu hem de susuz işlem koşulları dikkate alındı. Tüm analizler sonlu elemanlar analizi yöntemiyle gerçekleştirildi.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental Seramikler

Dental seramikler, estetik ve biyouyumluluk açısından avantaj sağlayan, inorganik ve metal oksit bazlı materyallerdir. Genellikle alüminyum, lityum, zirkonyum, silikon ve potasyum gibi metalik veya yarı metalik elementlerin oksijenle oluşturduğu bileşiklerden meydana gelmektedir [14]. Yüksek estetik özellikleri, biyouyumlu yapıları ve kimyasal stabiliteleri nedeniyle protetik diş hekimliğinde sıklıkla tercih edilmektedir [15]. Dental seramikler; feldspatik seramikler, lityum disilikat ve zirkonya gibi alt gruplara ayrılmakta olup, her biri farklı mekanik özellikler ve endikasyonlar sunmaktadır. [16]. Seramikler, sıvılara, gazlara, alkalilere ve asitlerin çoğuna karşı dirençli olmaları nedeniyle uzun süre dayanıklılıklarını koruyabilmektedir. Bu nedenle diş hekimliğinde kron, köprü, seramik post, abutment ve metal altyapı üzerine uygulanan veneerleme işlemlerinde yaygın olarak kullanılmaktadır [14]

2.1.1. Dental seramiklerin tarihçesi

Seramik, kökenini Yunanca'da "topraktan yapılmış" anlamına gelen *keramos* kelimesinden alan ve insan tarafından yapısı değiştirilerek üretilmiş, inorganik ve cam fazlı kristalin bir malzemedir [17]. Seramikler ilk kez M.Ö. 50'li yıllarda Çinliler tarafından kullanılmış, 16. yüzyılda ise Portekizli denizciler aracılığıyla Avrupa'ya tanıtılmıştır [18]. Diş hekimliğinde seramiğin kullanımı, 18. yüzyıla kadar uzanır. 1728 yılında, modern diş hekimliğinin öncülerinden kabul edilen Fransız Doktor Pierre Fauchard, "Le Chirurgien Dentiste" adlı eserinde porselenin diş hekimliği alanında kullanılabileceğini belirtmiş ve porselenin diş eti rengini ve mineyi taklit edebileceğini öngörmüştür. 1774 yılında Fransız eczacı Duchateau, porseleni protetik tedavide ilk kez kullanmış ve 1789'da Fransız diş hekimi Nicholas Dubois de Chemant ile ilk porselen yapay dişlerin patentini almıştır. 1808 yılında İtalyan diş hekimi Fonzi, platin pin veya alt yapı ile desteklenebilen "terrometalik" isimli porselen dişi icat etmiştir. 1817 yılında Fransız diş hekimi Planteau, Birleşik Devletler'de porselen dişleri tanıtmıştır. Diş hekimliğine ilk seramik kronlar ise Dr. Charles Land tarafından 1903 yılında tanıtılmıştır [19].

2.1.2. Dental seramiklerin yapısı ve kimyasal bileşenleri

Seramikler, genel olarak kristalin ve kristal olmayan (amorf) olmak üzere iki ana grupta sınıflandırılabilir. Dental seramiklerin mekanik ve optik özellikleri, içinde bulundurdukları kristal fazın türüne ve miktarına bağlıdır. Camsı fazın oranı arttıkça seramiklerin yarı saydamlık seviyesi de artmaktadır. Ancak bu durum, çatlak yayılımına karşı direncin azalmasına ve yapının mekanik açıdan zayıflamasına neden olabilir. Buna karşılık, kristalin faz oranının artması seramiğin mekanik özelliklerini güçlendirirken estetik özelliklerinde değişikliğe yol açabilmektedir. Dental seramikler, genellikle kristalin mineraller (feldspar, kuvars ve alümina) ile cam matris (kaolin) bileşenlerinden oluşur. Porselen ise kaolin, kuvars ve feldsparın belirli oranlarda karıştırılarak yüksek sıcaklıklarda pişirilmesiyle üretilen ve kendine özgü bir bileşime sahip olan seramik materyaldir [20]. Bu bileşenler, seramiğin estetik ve mekanik özelliklerini optimize ederken, aynı zamanda yüksek sıcaklıklara karşı direnç sağlamaktadır [21]. Seramiklerin yapısal özellikleri ve kimyasal bileşenleri; üretim süreçlerine ve kullanım amacına göre değişiklik gösterebilir, bu nedenle her seramik türü farklı bileşim ve özelliklere sahip olabilmektedir.

Feldspar

Feldspar, dünyada en yaygın bulunan mineral gruplarından biri olup seramik, cam ve inşaat malzemeleri üretiminde kullanılır. Kimyasal olarak, feldsparlar silikat mineralleri olup, potasyum (K), sodyum (Na) ve kalsiyum (Ca) gibi elementlerle birleşmiş alüminyum silikatlardan oluşur. Feldsparlar, doğada genellikle beyaz, pembe, gri veya kahverengi tonlarda bulunur ve kristal yapıları farklı olabilmektedir. Seramik endüstrisinde feldspar, cam matrisine katkıda bulunarak pişirme sırasında seramiğin akışkanlığını artırır, bu da malzemenin homojen bir şekilde şekil almasını sağlamaktadır. Ayrıca, feldspar, seramiğin dayanıklılığını ve estetik özelliklerini iyileştirmeye yardımcı olur, çünkü seramiklerin daha düzgün ve parlak bir yüzey elde etmesine olanak tanımaktadır [22]. Porselenlerin çoğu potas formundaki feldspar içerirler ve feldspar pişmiş porselene translusensi vermektedir [20].

Silika (Quartz)

Genellikle silisyum dioksit (SiO_2) formunda bulunan doğal bir mineraldir ve kristal yapıya sahiptir. Doğada oldukça yaygın bulunan silika, genellikle kuvars, kristobalit ve tridimit gibi farklı minerallerin formlarında bulunmaktadır [22]. Estetik ve mekanik özellikleri optimize etmeye yardımcı olmaktadır. Özellikle porselenlerde, silika cam matrisinin yapısını oluşturmakta ve seramiğin şeffaflık ve parlaklık gibi optik özelliklerini iyileştirmektedir. Dolgu maddesi ve güçlendirici ajan olarak kullanılmaktadır. Yüksek erime noktasından dolayı fırınlanma esnasında diğer bileşenler için yüksek dirençli bir altyapı oluşturmakta ve formun korunmasına yardımcı olmaktadır. Ayrıca, seramiklerin pişirme sırasında akışkanlığını artırarak homojen bir yapının oluşmasına olanak tanımaktadır [23].

Kaolin

Kaolin, su içerikli bir alüminosilikattır ve temel bağlayıcı madde olarak kullanılmaktadır. Porselenin akışkanlığını artırarak fırınlama sırasında bileşenlerin düzgün bir şekilde birleşmesini sağlamaktadır. Porselenin sertliğini ve dayanıklılığını artırırken, yüksek sıcaklıklara dayanma kapasitesini de iyileştirmektedir. [21] Kaolin porselen restorasyonlara opaklık kazandırdığından, doğal dişin yarı saydamlığını taklit edebilmek için kaolin miktarının dikkatli şekilde sınırlandırılması gerekmektedir [24]. Dental seramik bileşenleri ve görevleri Çizelge 2.1'de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Dental seramik bileşenleri ve görevleri

Bileşen	**Görevleri**
Feldspar	Cam matrisinin yapısını oluşturur, seramiğin akışkanlığını artırır ve estetik özellikleri iyileştirir.
Silika (Quartz)	Seramiğin şeffalık ve dayanıklılığını artırır, yapıyı güçlendirir ve optic özelliklerini geliştirir.
Kaolin	Bağlayıcı madde olarak görev yapar, porselenin şekil almasını sağlar ve yüksek sıcaklıklara karşı dayanıklılığı artırır.
Cam Modifikatörleri	Seramiğin akışkanlığını artırır, fırınlama sırasında bileşenlerin düzgün birleşmesini sağlar ve estetik özellikleri destekler.
Renk Pigmentleri	Seramiğe istenilen renk tonlarını kazandırır, estetik uyumu sağlar.
Metal Oksitler	Seramiğe opaklık kazandırır, renk ve estetik özellikleri artırır, ayrıca mekanik özelliklerini güçlendirir.

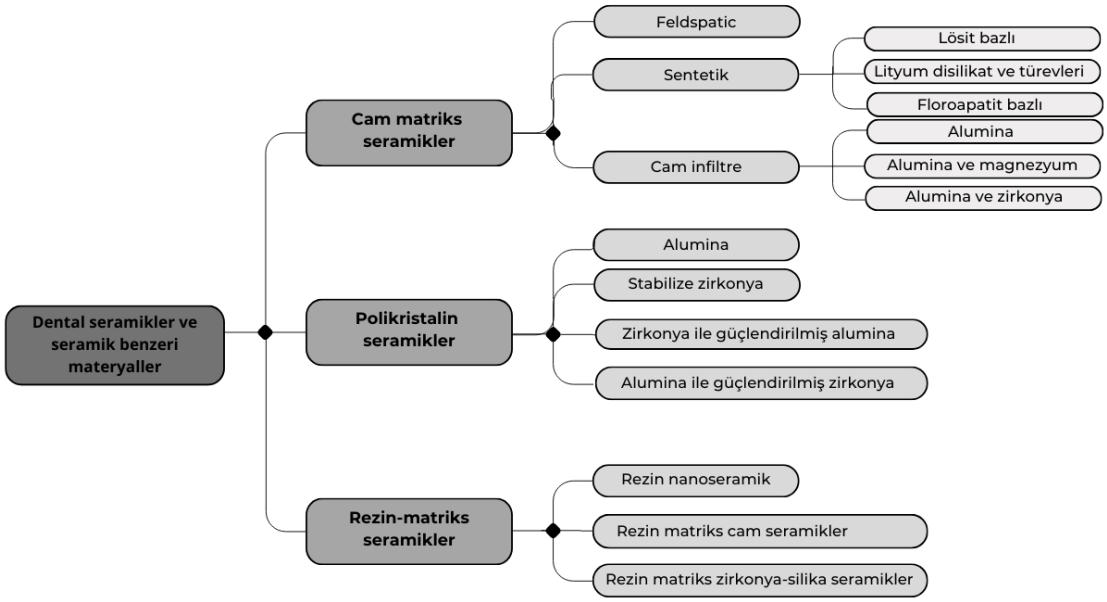
2.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

Dental seramikler, mikroyapı, restorasyon tipi, seramik sıcaklıkları ve üretim tekniklerine göre de sınıflandırılabilmektedir:

2.2.1. Dental seramiklerin mikroyapısına göre sınıflandırılması

Dental seramiklerin sınıflandırılmasında çeşitli yöntemler kullanılmakta olup, bunlardan biri mikroyapısına göre sınıflandırma yöntemidir. Bu sınıflandırma yöntemi 2016'da Gracis ve diğerleri tarafından sunulmuştur [25] (Çizelge 2.2). Seramiklerin bileşimine dayalı bu sınıflandırma yöntemi, anlaşılması kolay olup, diş hekimliği alanında çalışan profesyonellere uygun seramik materyalini seçmede önemli bilgiler sağlamaktadır.

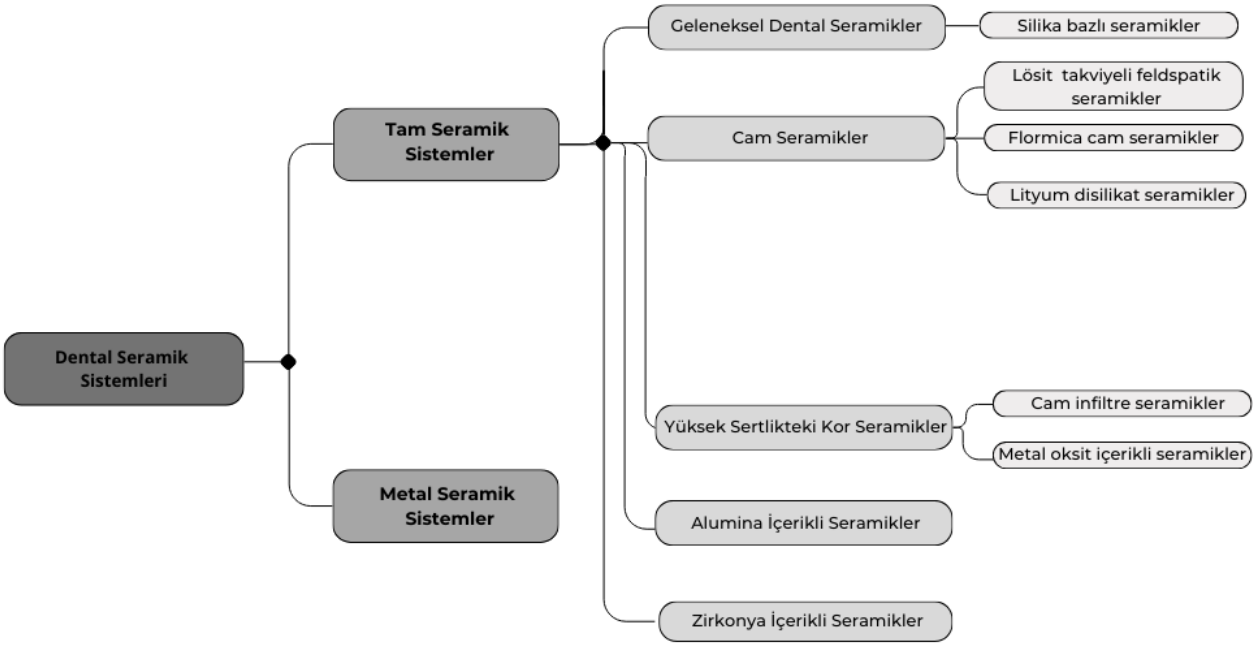
Çizelge 2.2 Dental seramiklerin sınıflandırılması [25]



2.2.2. Dental seramiklerin restorasyon tiplerine göre sınıflandırılması

Dental seramikler, restorasyon tiplerine göre farklı kategorilere ayrılmaktadır. Bu sınıflandırma, seramiklerin kullanım alanlarına, restorasyonun fonksiyonel ve estetik gereksinimlerine göre yapılmaktadır [24]. (Çizelge 2.3)

Çizelge 2.3. Restorasyon tiplerine göre dental seramik sınıflandırması



2.2.3. Dental seramiklerin sinterleme sıcaklıklarına göre sınıflandırılması

Dental seramikler sinterleme sıcaklıklarına göre; ultra düşük, düşük, orta ve yüksek sıcaklıkta sinterlenen seramikler olarak 4 gruba ayrılmaktadır [26] (Çizelge 2.4).

Çizelge 2.4. Sinterleme sıcaklıklarına göre dental seramik sınıflandırması

Sinterleme Sıcaklığına Göre Dental Seramikler	**Sıcaklık Aralığı (°C)**	**Örnekler**
Ultra Düşük Sıcaklıkta Sinterlenen Seramikler	< 850°C	Hibrit seramikler (VITA Enamic, Lava Ultimate), Rezin nanoseramikler
Düşük Sıcaklıkta Sinterlenen Seramikler	850–1100°C	Feldspatik porselen, Lösit takviyeli seramikler
Orta Sıcaklıkta Sinterlenen Seramikler	1100–1300°C	Lityum disilikat seramikler, Cam infiltre seramikler
Yüksek Sıcaklıkta Sinterlenen Seramikler	1300–1600°C	Alümina içerikli seramikler, Zirkonya seramikler (Y-TZP)

2.2.4. Dental seramiklerin üretim yöntemlerine göre sınıflandırılması

Dental seramikler üretim yöntemlerine göre döküm seramikler, CAD/CAM seramikler, sinterlenmiş seramikler, cam infiltre seramikler, metal destekli seramikler, hibrit seramikler ve jel döküm seramikler olarak sınıflandırılmaktadır [27] (Çizelge 2.5).

Çizelge 2.5. Üretim yöntemlerine göre dental seramik sınıflandırılması

Üretim Yöntemine Göre Dental Seramikler	**Açıklama**	**Örnekler**
Döküm Seramikler (Pressable Ceramics)	Isıtılmış seramik malzemenin kalıba preslenmesiyle üretilir.	IPS Empress, IPS e.max Press
CAD/CAM Seramikler	Bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) ile frezelenerek şekillendirilir.	IPS e.max CAD, VITA Mark II, Lava Ultimate
Sinterlenmiş Seramikler	Toz halindeki seramiklerin yüksek sıcaklıkta sinterlenmesiyle üretilir.	Zirkonya (Y-TZP), Alümina bazlı seramikler
Cam İnfiltre Seramikler	Gözenekli seramik yapıların cam ile infiltre edilmesiyle güçlendirilir.	In-Ceram Alumina, In-Ceram Zirconia
Metal Destekli Seramikler (PFM)	Metal altyapı üzerine porselen tabaka uygulanarak üretilir.	Metal destekli porselenler
Hibrit Seramikler ve Rezin Nanoseramikler	Polimer ve seramik bileşenlerin birleşimiyle üretilen esnek seramiklerdir.	VITA Enamic, Lava Ultimate
Jel Döküm Seramikler	Kolloidal jellerin kullanıldığı döküm tekniğiyle üretilir.	Alümina bazlı seramikler

2.3. Zirkonya

Zirkonyum, kimyasal sembolü “Zr” olan bir elementtir. Adı, Arapça’da “altın renginde” anlamına gelen “zargon” kelimesinden türemiştir. Zargon ifadesi ise, Farsça’da zar (altın) ve gun (renk) sözcüklerinin birleşiminden oluşmaktadır [28].

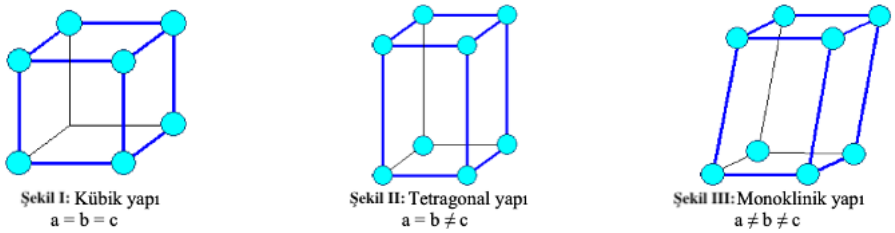
2.3.1. Zirkonyanın tarihçesi ve gelişimi

Oda sıcaklığında, gümüşümsü beyaz renkte katı bir elementtir ve hekzagonal kristal yapıya sahiptir. Atom numarası 40, atom ağırlığı ise 91,23’tür. Geçiş metalleri grubunda yer alan bu element, periyodik tablonun D grubunda sınıflandırılmaktadır [29]. Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz, farklı bileşikler halinde bulunmaktadır. Zirkonyumun minerallerinden biri zirkonyum silikattır ($ZrSiO_4$) ve zirkon şeklinde adlandırılmaktadır. Bilinen diğer mineral hali ise zirkonyum dioksittir (ZrO_2) ve zirkonya olarak adlandırılır [30].

Zirkonyum dioksit; yüksek mekanik dayanıklılığı, biyouyumluluğu, aşınmaya ve korozyona karşı dirençli olması ve ayrıca estetik özelliklerinden dolayı diş hekimliğinin birçok alanında kullanılmaktadır [31].

2.3.2. Zirkonyanın mikroyapısı ve özellikleri

Saf zirkonya sıcaklığa göre doğada 3 allotropik formda bulunmaktadır; monoklinik, tetragonal ve kübik. Zirkonya 1170°C’ye kadar monoklinik fazda bulunurken 1170°C’den sonra tetragonal faza, 2370°C’den sonra ise kübik faza geçmektedir.

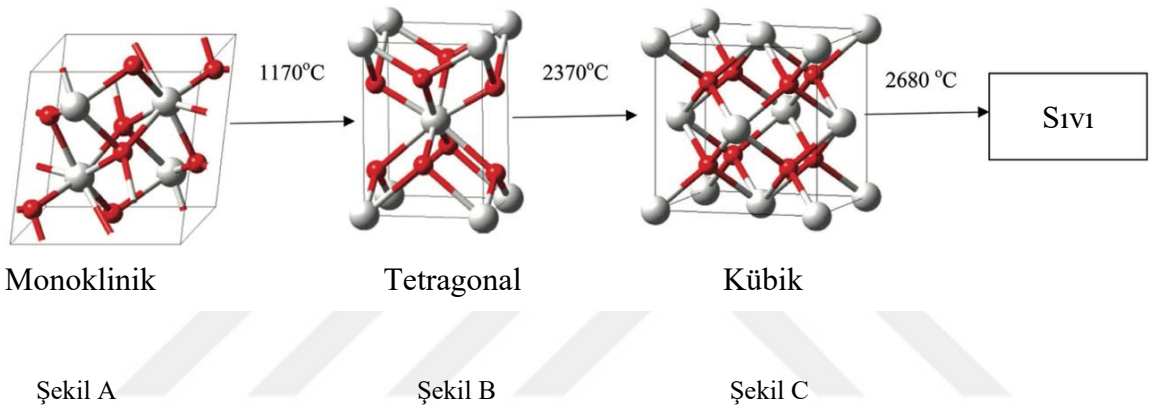


Şekil 2.1. Zirkonyanın mikroyapısı

Stabil olmayan saf zirkonya

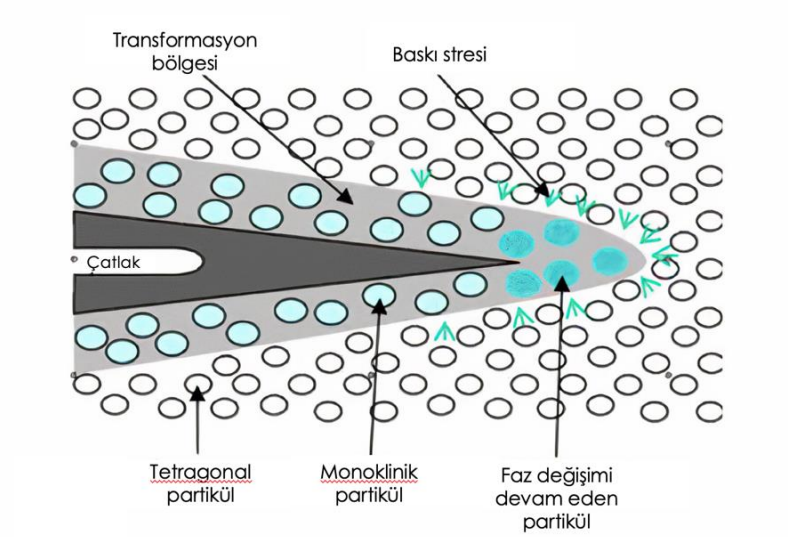
- Kübik sistemde a, b ve c eksenleri dik ve boyları birbirine eşittir (Şekil A).
- Tetragonal sistemde a ve b eksenleri birbirine eşit boyda fakat c ekseni bunlardan daha uzundur ve tipik şekli kare tabanlı dik prizmadır (Şekil B).
- Monoklinik sistemde birbirinden farklı boyda üç eksen vardır ve tipik şekli dikdörtgen tabanlı eğik prizmadır (Şekil C) [32].

Şekil 2.2'de belirtilmiştir.



Şekil 2.2. Zirkonya faz değişimi [33]

Tetragonal fazdan monoklinik faza geçerken hacmi ve makaslama direnci %4 artmaktadır [25]. Bu faz dönüşümü zirkonya restorasyonlara baskı uygulandığında da gerçekleşebilmektedir. Bu artan hacim sayesinde çatlakların ucunda baskı gerilimi oluşarak, çatlakların ilerlemesi engellenir ve kırılma direnci artmaktadır. Bu durum transformasyon sertleşmesi olarak da adlandırılmaktadır (Şekil 2.3). Transformasyon sertleşmesinin bu olumlu etkisinin yanı sıra tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümü mekanik stabilitenin azalmasına neden olmaktadır [34]. Bu nedenle zirkonyanın tetragonal fazda stabil kalabilmesi için saf zirkonyaya itriyum, magnezyum, kalsiyum ya da seryum oksitleri eklenmektedir [25].



Şekil 2.3. Transformasyon sertleşmesi (doygunluğu)

Parsiyel stabilize zirkonya

Parsiyel stabilize zirkonya (PSZ), saf zirkonyaya itriyum (Y_2O_3), magnezyum oksit (MgO) veya kalsiyum oksit (CaO) gibi oksitlerin belirli oranlarda eklenmesiyle elde edilen bir seramiktir. Bu stabilizatörler, zirkonyanın yüksek sıcaklıklardaki tetragonal ve kübik fazlarını oda sıcaklığında da korumasını sağlamakta, ancak malzemenin belirli bir kısmı monoklinik fazda kalmaktadır [28]. Parsiyel stabilize zirkonya, özellikle yüksek kırılma tokluğu ve çatlak direnç kapasitesi nedeniyle dental restorasyonlarda tercih edilmektedir [35].

Tam stabilize zirkonya

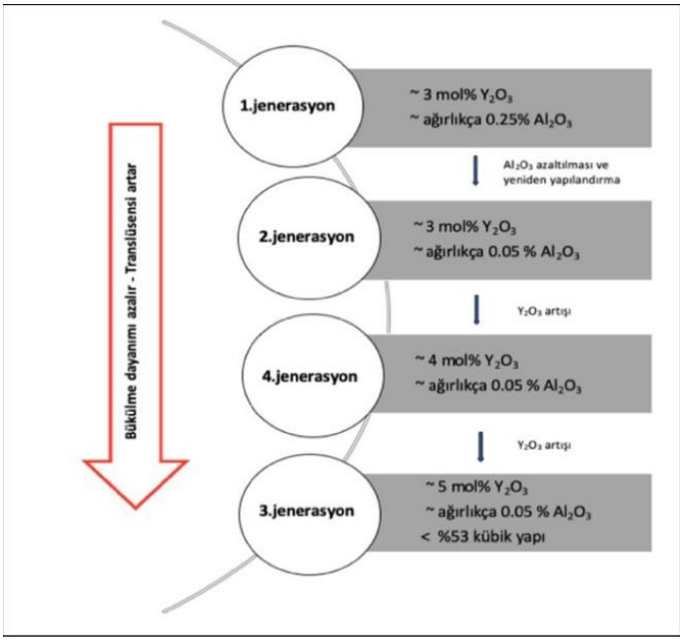
Tam stabilize zirkonya (TSZ), itriyum oksit (Y_2O_3) veya diğer oksitlerin daha yüksek oranlarda eklenmesiyle tüm yapının oda sıcaklığında kübik fazda kalacak şekilde stabilize edildiği zirkonya türüdür. Bu yapı, yüksek sıcaklık stabilitesi ve korozyon direnci sağlamasına rağmen, kırılma tokluğu parsiyel stabilize zirkonyaya göre daha düşüktür [28]. Dental alanda tam stabilize zirkonya, genellikle alt yapı materyali veya implant bileşenleri için tercih edilir çünkü yapısal kararlılığı yüksektir ve uzun süreli kullanımda boyutsal değişim göstermez [36].

2.3.3. Modern zirkonyanın sınıflandırılması

Zirkonyanın geliştirilmesindeki temel amaç, belirli endikasyonlar için monolitik restorasyonlarda estetik özellikleri iyileştirmektir. Bu hedef doğrultusunda aşağıdaki stratejiler uygulanmıştır [9]:

- Malzeme yapısındaki defektlerin azaltılması; örneğin, cam faz eklenmesi veya ek sinterleme işlemlerinin uygulanması
- Mikro yapının iyileştirilmesiyle ışığın malzeme içindeki grenlerle çakışmasının önlenmesi
- Sınır sayısını azaltmak için gren boyutunun artırılması
- Çift kırılmayı engellemek amacıyla, izotropik optik özelliklere sahip kübik fazın malzeme yapısına dahil edilmesi

Zirkonya materyali, mekanik ve optik özelliklerine göre dört nesle ayrılmıştır. Bu sınıflandırma, günlük klinik uygulamalarda kullanım kolaylığı sağlamak amacıyla oluşturulmuştur (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Zirkonya jenerasyonlarına genel bakış [9]

Birinci nesil: %3 mol itriyum oksit ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (3Y-TZP)

% 3 mol itriyum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya (3Y-TZP) seramiği, üstün mekanik özellikleri sayesinde çeşitli yapısal uygulamalarda geniş çapta tercih edilen bir malzemedir [37].

Üstün mekanik özellikleri, malzemenin minimal duvar kalınlığıyla çok üyeli restorasyonlarda kullanılmasını mümkün kılmaktadır [38]. Ancak, ağırlıkça %0,25 Al_2O_3 içermesi malzemeye yüksek opasite kazandırdığı için ideal estetik sağlamak amacıyla üst yapı porseleni ile birlikte kullanılması gerekmektedir. Ayrıca, implant üstü restorasyonlarda hibrit dayanak üretimi için de bir endikasyonu bulunmaktadır. Hem in-vitro hem de in-vivo araştırmalar, birinci nesil zirkonyadan üretilen restorasyonların yeterli mekanik stabilite ve yüksek klinik güvenilirlik sunduğunu ortaya koymuştur [9, 39]. Yüksek opaklığı nedeniyle birinci nesil zirkonya monolitik restorasyon üretiminde kontrendikedir. Materyali monolitik kullanıma uygun hale getirmek için yapısı çeşitli şekillerde değiştirilmiştir. Ana odak noktası, optik özellikleri iyileştirmek ve özellikle translüsens özelliğini arttırmak olmuştur [40].

İkinci nesil: Azaltılmış alümina içeriğine sahip %3 mol itriyum oksit ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (3Y- TZP)

2013 yılında, 3Y-TZP materyalinde moleküler düzeyde yapılan bir modifikasyon ile alümina (Al_2O_3) grenlerinin sayısı ve boyutu azaltılmıştır (ağırlıkça %0,05) [41]. Ayrıca, alümina grenleri zirkonya grenlerinin sınırlarına yerleştirilmiştir. Bu değişiklik, malzemenin ışık geçirgenliğini ve translüsensisini artırmıştır. Aynı zamanda, in vitro çalışmalar, uzun vadeli stabilitenin yeterli olduğunu ve bükülme direncinde bir azalma olmadığını göstermiştir [39, 40].

Bu tür zirkonya, monolitik posterior restorasyonlar için uygun olsa da anterior bölgedeki monolitik uygulamalar açısından estetik yeterlilik sağlamamaktadır. Ancak, sonrasındaki gelişimler için önemli bir temel oluşturmuştur [16].

Üçüncü nesil: %5 mol itriyum oksit ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (5Y-TZP)

2015 yılında geliştirilen bu nesil, kübik-tetragonal mikro yapıya sahip tamamen stabilize bir zirkonya olarak tanımlanmakta olup, itriyum oksit içeriği %5 mol'e çıkartılarak translüsensiyi arttırmak amaçlanmıştır ve yaklaşık %50 oranında kübik faz içermektedir [42]. Kübik kristaller, tetragonal kristallere kıyasla daha büyük olduğundan, ışığın sınırlar ve gözeneklerden geçişi azalır ve ışık kırılması daha düşük seviyede gerçekleşmektedir. Bunun sonucunda, malzeme daha translüsent bir görünüm kazanmaktadır. Materyal yapısındaki kübik kristal oranı arttıkça translüsensi de artmaktadır. Ancak, kübik kristal miktarının yükselmesi, bükülme direnci ve kırılma dayanımı gibi mekanik özellikler üzerinde olumsuz bir etkiye neden olabilmektedir [42, 43]. 5Y-TZP, anterior ve posterior bölgelerdeki tek kronlar ile anterior bölgede üç üyeli köprüler için uygundur [44].

Dördüncü nesil: %4 mol itriyum oksit ile stabilize tetragonal zirkonya polikristali (4Y-TZP)

Monolitik zirkonya restorasyonların endikasyon aralığını genişletmek ve çeşitli modifikasyonlarla malzeme özelliklerini optimize etmek amacıyla çalışmalar devam etmektedir. Bu doğrultuda, 2017 yılında dördüncü nesil zirkonya tanıtılmıştır. Üçüncü nesil ile kıyaslandığında, itriyum oksit içeriği %4 mol'e düşürülmüş, bu da optik özelliklerinde belirli bir azalmaya neden olurken mekanik özelliklerin iyileşmesine katkıda bulunmuştur [42, 45]. Bu sayede yarı saydamlık ve eğilme dayanımı açısından 2. ve 3. nesil arasında bir materyal elde edilmiştir [46]. ISO 6872 standardına göre, 4Y-TZP, üç üyeli posterior köprüler de dahil olmak üzere molar bölgedeki monolitik restorasyon uygulamaları için uygundur.

İlave modifikasyonlar

Farklı zirkonya nesillerinde, katmanlı veya gradyan-gölgeli zirkonya blokları bulunmaktadır. Bu bloklar, doğal dişlerin renk geçişini taklit etmek amacıyla tasarlanmıştır [47]. Ayrıca, en iyi mekanik ve optik özellikleri elde etmek için farklı zirkonya nesillerini katmanlı olarak birleştiren bloklar yakın zamanda piyasaya sürülmüştür. Örneğin, bu bloklarda stabiliteyi artırmak için dördüncü nesil zirkonya (4Y-TZP) gövde olarak kullanılırken, optik özellikleri iyileştirmek için insizal bölgede daha yüksek translüsensiye

sahip üçüncü nesil zirkonya (5Y-TZP) tercih edilmiştir [48]. Ayrıca, farklı üreticiler tarafından çeşitli kombinasyon ve karışımlarda farklı zirkonya blok formları sunulmaktadır.

2.3.4. Zirkonyanın diş hekimliğinde kullanım alanları

Zirkonya, yüksek mekanik dayanıklılığı, biyouyumluluğu ve estetik avantajları nedeniyle diş hekimliğinde geniş bir kullanım alanına sahiptir [49].

Kuron ve köprü restorasyonları

Zirkonya, yüksek kırılma direnci ve doğal diş görünümüne yakın estetik özellikleri sayesinde monolitik veya veneer seramiklerle desteklenmiş kuron ve köprü restorasyonlarında tercih edilmektedir [38].

İmplant üst yapıları

Metal alerjisi olan hastalar için bir alternatif sunan zirkonya, implant üst yapılarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, düşük plak birikimi ve biyouyumluluğu nedeniyle implant abutmentleri için ideal bir malzemedir [50].

Post-core yapıları

Özellikle endodontik tedavi görmüş dişlerde, post-core yapıları olarak zirkonya kullanımı, mekanik stabilite ve uzun ömürlülük sağlamaktadır [51].

Laminate veneerler ve inley/onley restorasyonlar

İnley, onley ve veneer restorasyonlarda, zirkonyanın ince yapıda bile yeterli mukavemeti sağlaması, bu materyalin popülerliğini artırmıştır [4].

Ortodontik braketler

Şeffaf yapısı nedeniyle estetik braketlerde zirkonya kullanımı artmıştır. Ayrıca, yüksek dayanıklılığı sayesinde uzun süreli ortodontik tedaviler için uygundur [52].

2.4. Zirkonyanın Üretim Şekillerine Göre Sınıflandırılması

Aynı kimyasal bileşime sahip olmasına rağmen, zirkonyanın bükülme direnci 900 MPa ile 1200 MPa arasında değişiklik gösterebilmektedir. Bu farklılık, bloğun üretim yöntemine bağlıdır. Diş hekimliğinde kullanılan CAD/CAM sistemlerindeki zirkonya blokların hazırlanmasında üç farklı yöntem uygulanmaktadır. Tercih edilen yöntem, malzemenin tanecik boyutunu, porozite miktarını ve mikro çatlakların dağılımını etkileyerek mekanik özelliklerinde değişimlere neden olmaktadır [32].

2.4.1. Yeşil zirkonya

Y-TZP tozuna herhangi bir sinterleme işlemi uygulanmadan, preslenerek üretilen bloklardır. Üretim sürecinde malzeme, presleme yöntemiyle şekillendirilmekte ve bu sayede tebeşir kıvamında, oldukça yumuşak bir yapı elde edilmektedir. Bu yumuşak yapı, aşındırma işlemlerinin hızlı ve kolay bir şekilde yapılmasına olanak tanımaktadır. Aşındırma işleminin ardından restorasyon, sinterleme işlemine tabi tutularak son halini almaktadır [38].

2.4.2. Yarı sinterlenmiş zirkonya seramikler

Literatürde “presintered” veya “non-HIP” zirkonya olarak adlandırılan bu bloklar, Y-TZP tozunun üretim sürecinde preslenebilmesi için bağlayıcı maddeler içermektedir. Bu bağlayıcılar, ön sinterleme aşamasında uzaklaştırılmaktadır. Ayrıca, ZrO_2’den ayrıştırılması oldukça zor olan HfO_2, toz içerisinde yaklaşık %2 oranında bulunmaktadır. Basınç uygulanarak şekillendirilen zirkonya tozu, sonrasında 1350-1550ºC sıcaklık aralığında 2-5 saat boyunca ön sinterleme işlemine tabi tutulmaktadır. Isıtma işleminin gereğinden hızlı yapılması, bağlayıcı maddenin tam olarak uzaklaştırılamamasına ve oluşan yanma ürünlerinin blokta çatlaklara neden olabilmektedir. Ön sinterleme sürecinde yapılan değişiklikler, bloğun sertliğini ve aşındırılabilirlik özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Blokların klinik olarak kullanılabilir olması için belirli bir sertliğe sahip olmaları gerekmektedir; ancak sertliğin fazla olması, aşındırma işlemlerini zorlaştırabilmektedir. Ayrıca, yüksek sıcaklıklar ön sinterleme sırasında daha pürüzlü yüzeylerin oluşmasına sebep olmaktadır [53]. Yarı sinterlenmiş bloktan elde edilen alt yapı materyali sinterleme sırasında %20-25 oranında büzüleceğinden, beklenen boyutlara ulaşmak için gerekenden daha büyük tasarlanmaktadır [49].

2.4.3. Tam sinterlenmiş zirkonya seramikler

Literatürde "HIP" olarak da adlandırılan bu blokların üretilmesinde materyal önce 1500°C'da sinterlenir ve materyal %95 yoğunluğa ulaşmaktadır. Partikül yoğunluğunu artırmak amacıyla, genellikle argon gazı kullanılarak izostatik bir ortamda 1000 bar basınç altında 1400°C-1500°C sıcaklık aralığında ısıtma işlemi uygulanmaktadır. Bu işlem sonucunda gri-siyah bir renk kazanan yapı, oksitlenerek beyazlaşıncaya kadar atmosfer basıncı altında sinterleme işlemine devam edilmektedir. Sinterleme işlemi tamamlandığında, HIP bloklar yaklaşık %99 yoğunluğa ulaşmaktadır. HIP zirkonya bloklarda, sinterleme işlemi aşındırma işlemlerinden önce tamamlandığı için bu süreçte büzülme gerçekleşmektedir. Bu nedenle, restorasyon hazırlanırken yarı sinterlenmiş seramiklerde olduğu gibi daha hacimli değil, gerçek boyutlarında modelaj yapılması gerekmektedir. Sert bir yapıya sahip olan bu blokların aşındırılması, özel aşındırma üniteleri gerektirir ve bu işlem uzun zaman alabilmektedir [54].

2.5. Dental Uygulamalar İçin Farklı Zirkonya Seramikler

2.5.1. Zirkonya ile güçlendirilmiş alumina

Zirkonya genellikle tetragonal fazda kısmen stabilize kaldığından ve alumina orta derecede tokluk sergilediğinden, mikro veya nano ölçekli yapıya sahip alümina-zirkonya (zirkonya ile güçlendirilmiş alümina [ZTA]) ve zirkonya-alümina (alümina ile güçlendirilmiş zirkonya [ATZ]) kombinasyonları geliştirilmiştir [55, 56]. 1976 yılında Claussen, alüminaya stabilize edilmemiş zirkonya ilavesinin, çatlak ucuyla ikinci faz arasındaki etkileşim ve ayrıca zirkonyanın tetragonalden monoklinik faza dönüşümü sırasında oluşan mevcut mikro çatlaklarla çatlak ucu arasındaki etkileşim nedeniyle alüminanın kırılma tokluğunu artırdığını ilk kez tanımlamıştır [57, 58].

Bu materyaller, hacimce yalnızca %10 düzeyinde nispeten düşük bir zirkonya içeriğine sahip olmalarına rağmen, özellikle Al_2O_3 olmak üzere diğer malzemelerle karşılaştırıldığında benzer sertlik değerleri sergilemekte ve bazı stabilize zirkonya biyoseramiklerinde gözlenen hidrotermal kararsızlığa karşı duyarlılık göstermemektedir. Örneğin, zirkonya ile güçlendirilmiş aluminyum oksitte, kritik boyutun üzerindeki parçacıklar oda sıcaklığına soğutulduğunda monoklinik faza dönüşmektedir [59].

ZTA oluşturmak amacıyla alümina matrisine Y-TZP eklenmesi, kırılma dayanıklılığını ve mekanik özelliklerini geliştirmekte, alüminanın bükülme mukavemetini artırmakta ve kırılma riskini azaltmaktadır. Bu sayede, seramik restorasyonların güvenilirliği ve performansı artmaktadır. Alümina ve zirkonyanın birleşimi, alüminanın sınırlı dayanıklılığını telafi ederken, zirkonyanın yaşlanma etkilerini de dengelemektedir. ZTA seramikleri, yalnızca yüksek tokluk değerleri sunmakla kalmaz, aynı zamanda çatlak ilerlemesini engelleyen daha yüksek bir gerilim katsayısı eşiğine sahiptir. Ayrıca, alüminanın suya veya vücut sıvılarına bağlı korozyona karşı direnci daha yüksektir. ZTA, Y-TZP seramiklerine kıyasla daha üstün hidrotermal stabilite göstermektedir [60].

2.5.2. Magnezyum katyonu ile stabilize edilmiş zirkonya polikristali

Magnezyum katyonu ile stabilize edilmiş zirkonya polikristali (Mg-PSZ), zirkonya kristallerine magnezyum katyonlarının eklenmesiyle elde edilen bir bileşiktir. Bu tür bir zirkonya, yüksek mekanik özellikleri ve özellikle kırılma tokluğu ile bilinmektedir. Magnezyumun zirkonya matrisine dahil edilmesi, zirkonya kristallerinin stabilitesini artırmakta ve bu sayede malzemenin mekanik dayanıklılığı artmaktadır [61].

Biyomedikal uygulamalarda magnezyum ile kısmen stabilize edilmiş zirkonya üzerine kapsamlı araştırmalar yapılmış olmasına rağmen, bu malzeme yeterince başarılı bulunmamıştır. Karşıt yüzeyde aşınmaya neden olması, düşük stabilite göstermesi ve büyük tane boyutuna (30-60 μm) sahip olmasıyla birlikte porozite içermesi, bu malzemenin mekanik özelliklerinin zayıf olmasına ve başarısızlıklara yol açmaktadır [62].

2.5.3. İtriyum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristali

İtriyum oksit ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri (Y-TZP), özellikle yüksek mekanik dayanıklılık ve kırılma tokluğu gibi üstün özelliklerinden dolayı, diş hekimliği alanında yaygın olarak kullanılmaktadır. 1990'ların başında tanıtılan itriyum ile stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalleri, gren büyüklüğüne bağlı olarak %2-5 arasında itriyum oksit içerir ve bu form, zirkonya bloklarının üretiminde yaygın olarak standart olarak kullanılmaktadır [63, 64]. Zirkonyanın oda sıcaklığında tetragonal fazda kalmasını sağlayan faktörler arasında işlem sıcaklığı, Y_2O_3 içeriği ve tanecik boyutu yer almaktadır. Materyalin mekanik özellikleri de bu parametrelere bağlıdır [28]. Oda

sıcaklığında metastabil bir tetragonal yapı elde etmek için tanecik boyutunun 0,8 μm'den küçük olması gerekmektedir [65]. Y_2O_3 konsantrasyonuna bağlı olarak belirli bir kritik tanecik boyutu vardır. Faz dönüşümü, bu tanecik boyutunun üzerinde t→m faz dönüşümünün kendiliğinden gerçekleşmesine olanak tanımaktadır. Ancak, bu dönüşüm, çok küçük tanecikli yapıda engellenmektedir [28].

1990'lı yıllarda Y-TZP, diş hekimliğinde endodontik postlar ve implant dayanakları olarak kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra ise, tam seramik kron ve köprü protezlerinin üretiminde alternatif bir altyapı malzemesi olarak kullanılmaya başlanmıştır [66, 67]. Mekanik özellikler açısından, 900-1200 MPa arasında bir bükülme dayanımına ve 7-10 MPa arasında bir kırılma tokluğuna sahiptir; bu değerler, mevcut diğer tüm dental seramiklerden çok daha yüksektir [38]. Y-TZP özellikleri Çizelge 2.6'da verildi.

Çizelge 2.6. Y-TZP özellikleri [28]

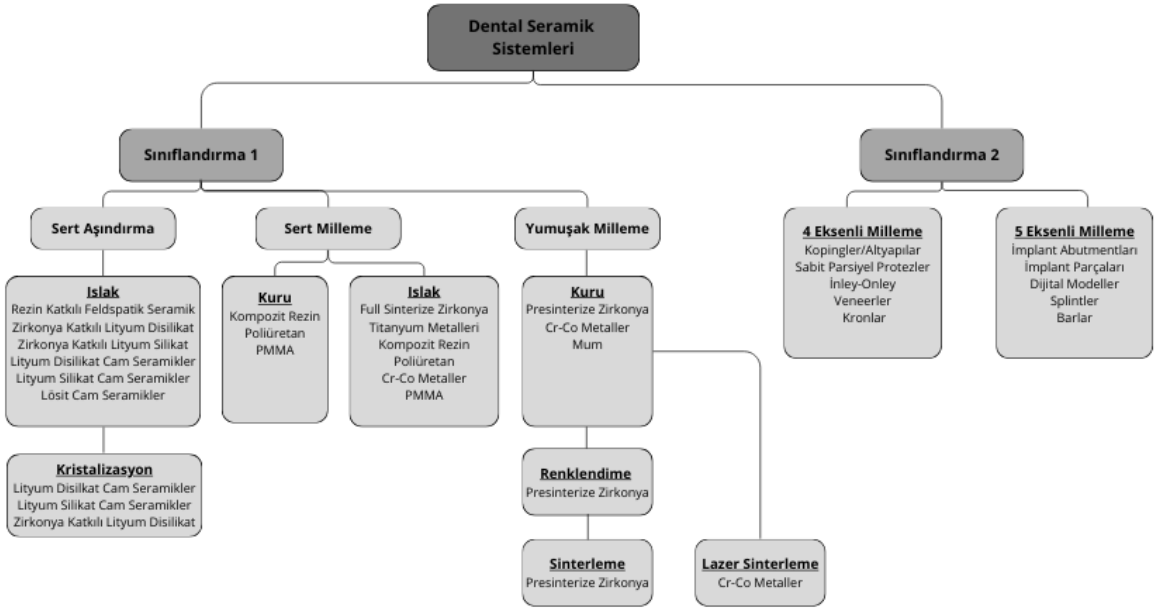
Özellik	**Y-TZP**
Kimyasal kompozisyon	ZrO_2 +3 mol % Y_2O_3
Yoğunluk	>6 g/cm³
Pörözite	<0,1 %
Bükülme direnci	900–1200 MPa
Baskı dayanımı	2000 MPa
Young modülü	210 GPa
Kırılma dayanımı	7–10 MPa m^1/2
Isı genleşme katsayısı	11 $\times 10^{-6}$ K^{-1}

2.6. CAD/CAM Sistemi ile İşlenme Prosedürlerine Göre Zirkonya Türleri

Harabiyete uğramış bir dişi hızlı ve öngörülebilir bir şekilde restore etme zorluğu, diş hekimliğinde bilgisayar kontrollü işleme yöntemlerinin geliştirilmesinin temel nedenlerinden biri olmuştur [68]. CAD/CAM sistemleri endüstride yıllarca kullanılmasına rağmen, diş hekimliğinde 1970'lerden itibaren kullanılmaya başlanmıştır [69]. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) ve Bilgisayar destekli üretim (CAM), son 25 yıl içinde diş hekimliğinde giderek daha popüler bir hale gelmiştir [70]. Diş laboratuvarında ve diş hekimi kliniğinde kullanılan bu teknoloji, dolgu, overlay, veneer, kron, sabit parsiyel protezler, implant abutmentları ve hatta tam ağız restorasyonlarda uygulanabilmektedir [71].

Bu teknolojik sistemlerin, zirkonya gibi yüksek dayanıklılığa sahip seramik biyomalzemelerdeki gelişmelerle entegrasyonu, eğitim ve hasta bakımında önemli değişikliklere yol açmıştır [72]. CAD/CAM sistemleri, üretim kalitesini kısa sürede artırmak ve üretim süreçlerini hızlandırmak gibi avantajlar sunmaktadır [69]. CAD /CAM sistemleri ile zirkonya işleme prosedürleri Çizelge 2.7'de verildi.

Çizelge 2.7. CAD /CAM sistemleri ile zirkonya işleme prosedürleri [72]



Yumuşak ve sert milleme olarak iki türlü zirkonya işleme prosedürü mevcuttur.

2.6.1. Yumuşak işleme prosedürleri

CAD/CAM teknolojisinde zirkonya, "green stage" adı da verilen yumuşak işleme prosedüründe frezelenebilmektedir. Bu prosedür, zirkonya bloklarının sinterlenmeden önce işlenmesi ve şekillendirilmesi aşamasıdır. Bu aşamada zirkonya blokları, millenmiş alt yapının büzülerek istenilen boyutlara ulaşması için yarı-sinterlenmiş bloklara göre daha büyük boyutlarda işlenmektedir. Henüz yüksek sıcaklıklarda pişirilmediği için daha yumuşak ve kolay işlenebilir durumdadır [73]. Zirkonya bloklarının milleme sonrasında, yüksek sıcaklıklarda sinterlenmesi daha yoğun ve sağlam bir yapı kazanmasını sağlar. Dental restorasyonların yumuşak frezelenmesi için kullanılan 3Y-TZP, üreticisine bağlı olarak nihai sinterleme sıcaklıkları 1350-1550 °C arasında değişiklik göstermektedir [38].

2.6.2. Sert işleme prosedürleri

Daha az yaygın olarak kullanılan bir üretim yöntemi olan sert işleme prosedüründe tamamen sinterlenmiş zirkonya blokları sert frezeleme tekniği ile millenmektedir. Tamamen sinterlenmiş zirkonya bloklar, protezlerin nihai boyutlarına göre frezelenebilir ve ek bir sinterleme işlemi gerekmemektedir. Yapılan araştırmalar, tamamen sinterlenmiş zirkonyadan üretilen protezlerin yüksek uyum doğruluğuna sahip olduğunu göstermiştir [74, 75]. Ancak, tamamen sinterlenmiş zirkonya blokların kullanımı, yüksek mukavemeti nedeniyle daha uzun frezeleme süreleri gerektirmesi ve kullanılan frezlerin hızlı aşınmasına yol açması gibi dezavantajlara sahiptir. Bu bloklar ayrıca frezeleme sırasında yüksek yüzey sıcaklıkları oluşturarak yüzey hasarına ve kusur oluşumuna yol açabilmekte, bu da protezlerin ömrünü önemli ölçüde kısaltmaktadır [76].

2.7. Zirkonyada Meydana Gelen Yapısal Problemler

Zirkonya, diş hekimliğinde restoratif materyal olarak yaygın şekilde kullanılan dayanıklı bir seramiktir. Yüksek mekanik dayanımı, biyouyumluluğu ve estetik avantajları nedeniyle özellikle monolitik ve veneerlenmiş restorasyonlarda tercih edilmektedir. Ancak, zirkonyanın uzun vadeli klinik performansını etkileyen düşük sıcaklık bozunumu, transformasyon dönüşümü, chipping vb. bazı yapısal problemler bulunmaktadır. [38].

2.7.1. Zirkonyanın dönüşüm tokluğu

Dönüşüm tokluğu, ilerleyen bir çatlağın ucunda meydana gelen faz dönüşümünün doğrudan bir sonucu olarak malzemenin kırılma tokluğunun artmasıdır [77]. İtriyum oksit (Y_2O_3) stabilizasyon etkisi sayesinde Y-TZP malzemeleri yarı-kararlı tetragonal fazda üretilebilmektedir. Tetragonal faz, dış etkenlerin neden olduğu gerilim altında monoklinik faza dönüşmektedir [78]. Bu dönüşüm, çatlak çevresinde oluşan sıkıştırma gerilimi ile birleştiğinde, hacim artışı meydana getirerek çatlak ilerlemesini yavaşlatmaktadır [77]. Bu nedenle, faz dönüşümü, daha yüksek tokluk ve yorulma direncine sahip malzemelerin elde edilmesinde kritik bir faktördür [78]. Ayrıca, aşındırma, darbe veya kırılma gibi gerilmeler sonucunda tetiklenen tetragonal-monoklinik faz dönüşümü ile hacim genişlemesi meydana gelmektedir. Bu durum, çatlak açılımına karşı iç gerilimlerin oluşmasını sağlayarak malzemenin çatlak ilerlemesine karşı direncini artırmaktadır [79, 80].

Y-TZP ve zirkonya ile güçlendirilmiş diğer seramiklerin, geleneksel kırılgan seramiklere kıyasla daha yüksek kırılma tokluğu göstermesinin temel sebebi budur. Bu özellik, malzemenin daha dayanıklı olmasını sağlamaktadır [79].

Kısmen stabilize edilmiş tetragonal zirkonya, çatlak uçlarında oluşan gerilme gibi mekanik uyarıcılara tepki olarak yaklaşık %4 oranında hacim artışıyla monoklinik faza dönüşmektedir. Bu hacim genişlemesi, çatlak ucunu kapatarak çatlak yayılımını etkin bir şekilde sınırlamaktadır. Zirkonyanın sağlamlık ve dayanıklılığını sağlayan temel mekanizma, bu dönüşüm tokluğudur [73].

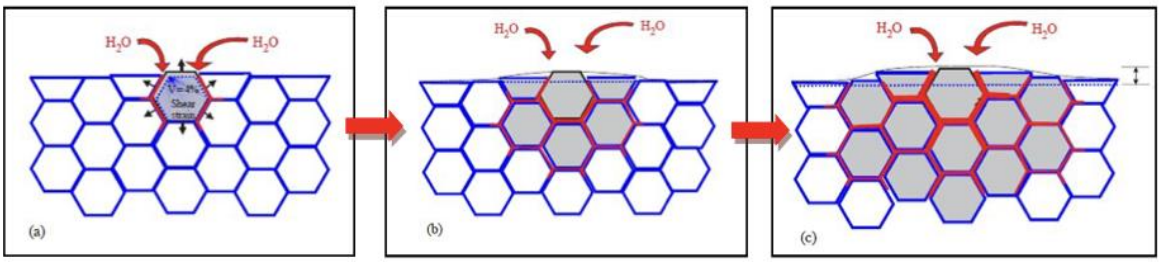
2.7.2. Zirkonyanın düşük ısı bozunması

Zirkonya bazlı seramikler, özellikle Y-TZP, yüksek mekanik dayanımları ve biyouyumlulukları nedeniyle diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, low temperature degradation (LTD) olarak bilinen düşük sıcaklıkta yaşlanma süreci, bu seramiklerin uzun vadeli performansını olumsuz yönde etkileyen önemli bir faktördür. LTD, nemli ortamlarda ve orta dereceli sıcaklıklarda (37°C - 300°C) meydana gelen t→m faz dönüşümü ile karakterizedir [36]. Bu dönüşüm, malzemenin mekanik stabilitesinde zamanla azalmaya yol açarak klinik başarısızlık riskini artırmaktadır.

Nemli ortam varlığında faz dönüşüm hızı artmakta; malzemenin yarı kararlı yapısını kaybetmesiyle birlikte mekanik özelliklerinde bozulma meydana gelmektedir [30]. Bu dönüşüm, hacim artışına yol açarak yapıdaki grenler üzerinde gerilim birikimine neden olabilmekte ve sonuçta mikroçatlak oluşumunu tetikleyebilmektedir [3]. Oluşan bu mikroçatlaklar, suyun seramik yapı içine penetrasyonu için bir geçiş yolu oluşturmaktadır. Suyun bu çatlaklara nüfuz etmesi, yüzey bozunma sürecini daha da şiddetlendirmekte ve dönüşümün komşu grenlere ilerlemesine zemin hazırlamaktadır. Dönüşüm bölgesinin genişlemesiyle birlikte mikroçatlakların boyutu artmakta, grenler yerinden ayrılmakta ve nihayetinde yüzey pürüzlülüğü ortaya çıkmaktadır. Tüm bu süreç, yüzey bozunması ile sonuçlanmaktadır [81].

2.7.3. Su varlığının düşük ısı bozunmasına etkisi

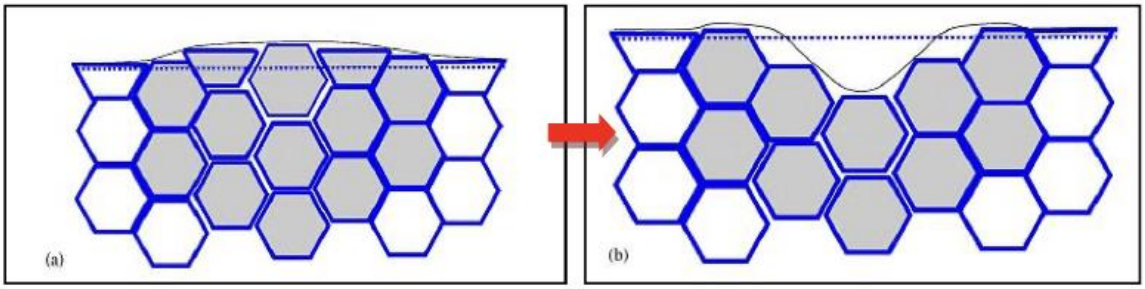
Bu dönüşümün çekirdeklenme aşaması, komşu grenlerin birbirini tetiklediği kademeli bir süreçtir. Bir tanecikte gerçekleşen faz dönüşümü, komşu tanelerde hacim genişlemesine ve mikroçatlakların oluşmasına yol açmaktadır. Bu durum, suyun malzemenin iç yüzeyine nüfuz edebileceği bir yolun açılmasına sebep olmaktadır [36] (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Komşu yapılar arasında dönüşümün gösterilmesi, yaşlanma fenomeninin dikey kesitte şematize edilmesi [36]

Su varlığında LTD mekanizmasının nasıl başladığı tam olarak netleşmemiş olsa da, literatürde üç farklı teori öne sürülmektedir [82]:

1. Su (H_2O), itriyum (Y_2O_3) ile reaksiyona girerek itriyum hidroksit ($Y(OH)_3$) oluşturmaktadır. Bu reaksiyon, stabilize edici elementlerin azalmasına neden olarak, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşmesini tetikleyen itriyum kaybına yol açmaktadır.
2. Su, Zr ve O atomları arasındaki bağları zayıflatmaktadır. Kristal yapıda OH iyonlarının ayrılması sonucunda lokalize stres alanları oluşmakta ve bu da faz dönüşümünü desteklemektedir.
3. Suyun içerdiği OH iyonları parçalanarak oksijen boşluklarını doldurmakta, böylece kristal yapıda değişiklik meydana gelmekte ve faz dönüşümü kolaylaşmaktadır.



Şekil 2.6. Zirkonya yüzey bozulmasının şematik görünümü [36]

2.8. Zirkonyanın Mekanik Özelliklerini Etkileyen Faktörler

2.8.1. Stabilize edici oksit miktarı

Yirminci yüzyılın sonlarına kadar, zirkonyanın geniş çaplı kullanımını kısıtlayan en önemli faktörlerden biri, önemli ölçüde gerçekleşen hacim genişlemesidir. Soğuma sonrasında meydana gelen bu genişleme, malzeme içerisinde ciddi çatlak oluşumuna ve yapısal bütünlüğün sık sık bozulmasına yol açmaktadır [83].

Passerini, Ruff ve diğer araştırmacılar tarafından bağımsız olarak gerçekleştirilen çalışmalar, tetragonal ve hatta kübik fazın belirli oksitler ile alaşımlandırılması yoluyla oda sıcaklığında metastabil olarak muhafaza edilebileceğini ortaya koymuştur. Bu keşif, saf zirkonyanın ani ve kontrol edilemeyen yapısal bozulmasını önleyerek malzemenin daha güvenli bir şekilde kullanılmasına olanak tanımaktadır [83].

Bununla birlikte, magnezyum oksit, seryum oksit (ceria), itriyum oksit (yttria) ve kalsiyum oksit gibi stabilize edici oksitlerin ilavesi, tetragonal fazın oda sıcaklığında stabil hale gelmesini sağlamaktadır [73]. Günümüzde diş hekimliği alanındaki uygulamalarda yaygın olarak %3 mol Y_2O_3 içeren Y-TZP kullanılmaktadır [84].

2.8.2. Gren büyüklüğü

Zirkonyanın mekanik özellikleri doğrudan gren boyutu ile ilişkilidir. Kırılma tokluğu, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüyle artar, ancak gren boyutu belirli bir eşiğin üzerine çıktığında bu dönüşüm kontrolsüz hale gelerek LTD sürecini hızlandırmaktadır [16, 36]. Bükülme direnci, küçük grenlerin mikroçatlak ilerlemesini sınırlandırması sayesinde artış gösterebilmektedir; ancak gren boyutunun aşırı küçülmesi, faz dönüşümünü baskılayarak mekanik dayanımı olumsuz yönde etkileyebilmektedir [38].

3Y-TZP, kritik gren boyutunun üzerine çıkıldığında kararlılığını yitirmekte ve spontan tetragonal/monoklinik (t/m) faz dönüşümüne yatkın hâle gelmektedir [85]. 1 μm'den büyük gren boyutları, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşüm oranını artırarak malzemenin mekanik direncinin azalmasına yol açmaktadır. Öte yandan, gren boyutunun 0,4 μm'nin altında olması durumunda, faz dönüşümü ile mekanik direnç açısından belirgin bir değişiklik izlenmemektedir [86].

Sertlik, küçük gren boyutlarıyla artarken, aşırı küçültülmüş grenler faz dönüşümü mekanizmasını engelleyerek malzemeyi kırılgan hale getirebilmektedir [16]. Ayrıca, yaşlanma direnci, 100-300 nm aralığındaki grenlerde en yüksek seviyeye ulaşmaktadır, çünkü daha büyük grenler tetragonal fazı kararsızlaştırarak malzemenin zamanla bozulmasına yol açmaktadır [78]. Optimum mekanik performans için gren boyutunun 0.2-0.5 µm arasında olması önerilmektedir [87].

2.8.3. Su ve nem

Seramiklerin uzun süre uyaranlara (su, sıcaklık vb.) maruz kalması, yüzeyde tetragonalden monoklinik faza dönüşümün doygunluğuna yol açmakta ve zamanla bu dönüşüm malzemenin iç yapısına yayılmaya başlamaktadır. Bu süreç, malzemenin yapısal bütünlüğünü olumsuz etkileyerek çeşitli zararlı sonuçlara neden olmaktadır. Bunlar arasında gren ayrılması ve çekilmesi, mikroçatlak oluşumu, yüzey pürüzlülüğünün artışı, mekanik dayanımın düşmesi, kırılma tokluğunun azalması ve yoğunluk kaybı yer almaktadır [88].

2.8.4. Sinterleme sıcaklığı

Zirkonyanın sinterleme sıcaklığı, gren boyutu, kırılma tokluğu, bükülme direnci ve yaşlanma direnci gibi mekanik özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Daha yüksek sinterleme sıcaklıkları ve daha uzun sinterleme süreleri, daha büyük tane boyutlarının oluşmasına neden olabilmektedir [78]. 1400-1500°C aralığında sinterlenen zirkonya, optimum mekanik dayanım ve faz stabilitesi göstermektedir. Düşük sinterleme sıcaklıkları (<1300°C) gözenekliliği artırarak mekanik dayanımı düşürürken, yüksek sıcaklıklar (>1500°C) aşırı gren büyümesine neden olarak kırılma tokluğunu ve yaşlanma direncini olumsuz etkilemektedir. [16, 36].

Özellikle LTD'ye karşı direnç, küçük gren boyutları sayesinde 1300-1400°C aralığında en yüksek seviyede olmaktadır. Daha büyük grenler, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümünü artırarak yaşlanmayı hızlandırmaktadır. Bu nedenle, sinterleme sıcaklığının kontrollü olması, zirkonya restorasyonlarının uzun ömürlü olması açısından kritik bir faktördür [35].

2.8.5. Materyale uygulanan işlemler

Aşındırma

Dental restorasyonların pre-sinterize seramiklerden şekillendirilmesi, sulu veya susuz ortamda gerçekleştirilip, yüksek yoğunluk elde etmek amacıyla nihai sinterleme işlemine tabi tutulması gerekmektedir. Hazırlanan restorasyonun diş yüzeyiyle tam uyum sağlayabilmesi için, bazı durumlarda aşındırma işlemi ile final uyumlamalar yapılması gerekebilmektedir [80].

Klinik açıdan değerlendirildiğinde, CAD/CAM frezeleme sistemlerinin hassasiyetinde önemli gelişmeler yaşanmış olmasına rağmen, adaptasyonun sağlanması, oklüzyonun iyileştirilmesi ve optimal bir çıkış profili elde edilmesi amacıyla protezlerde ek düzeltmelerin yapılması hala gerekmektedir [89, 90].

Aşındırma işlemi, seramik yüzeyinde önemli yapısal değişikliklere neden olmakta olup, bu değişiklikler arasında pürüzlülük, plastik deformasyon, faz dönüşümü, mikroçatlak oluşumu ve rezidüel gerilmeler yer almaktadır [13]. Bu etkilerin hangi ölçüde ortaya çıkacağı, kullanılan malzemenin özelliklerine ve aşındırma parametrelerine bağlıdır [79].

Zirkonya, yüzey pürüzlülüğünü artıran ve yüzeyde çatlak oluşumuna yol açan her türlü işlemden olumsuz etkilenmektedir [91, 92]. Aşındırma sürecinde meydana gelen hasar mekanizması, temel olarak iki tür çatlak oluşumu ile açıklanmaktadır [91]:

1. Aşındırma yönüne paralel olarak oluşan uzunlamasına çatlaklar
2. Aşındırıcı hareket yönüne dik şekilde meydana gelen kısa ortogonal çatlaklar

Aşındırma sonucunda malzeme üzerinde iki farklı etki gözlemlenmektedir [79]:

1. Artık yüzey basınç gerilimlerinin oluşması, ortalama bükme dayanımını önemli ölçüde artırarak malzemenin mekanik direncini iyileştirebilmektedir.
2. Derin yüzey çatlaklarının ortaya çıkması, malzemenin dayanıklılığını olumsuz etkileyebilmektedir. Eğer çatlakların uzunluğu, aşındırma ile oluşan yüzey sıkıştırma tabakasının derinliğini aşarsa, mekanik dayanımda belirgin bir azalma gözlemlenmektedir.

Özellikle, aşındırmanın zirkonya seramiklerin eğilme dayanımı üzerindeki etkisi tartışmalı bir konudur. Sertlik, yerel olarak ortaya çıkan sıcaklık artışı ve bunun sonucunda gerçekleşen tetragonalden monoklinik faz dönüşümü, ayrıca dönüşen zirkonyanın hacim oranı, malzemenin stabilitesi ile doğrudan ilişkilidir [79, 93, 94].

Farklı gren boyutuna sahip elmas partiküllü diskler ve frezler kullanılarak gerçekleştirilen aşındırma ve/veya cilalama işlemleri, yüzeyde derin çiziklerin oluşmasına ve yüzey altında lateral çatlaklar meydana gelmesine neden olmaktadır. Bu tür yapısal hasarlar, kullanılan aşındırıcının gren boyutu, uygulanan kuvvet ve işlem hızına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir [95]. Bununla birlikte, yapılan çalışmalar aşındırma işleminin dental seramiklerin mekanik dayanımını azalttığını ortaya koymuştur [79, 96-98].

2.9. Monolitik Zirkonya

Feldspatik porselen kronlar her ne kadar ilk olarak 1903 yılında diş hekimliğine tanıtılmış olsa da metal içermeyen seramiklerin gelişimi, 1965 yılında McLean tarafından feldspatik porselene Al_2O_3 eklenerek güçlendirilmesine yönelik ilk girişimden sonra hız kazanmıştır. Estetik ve doğal görünüme sahip restorasyonlara olan talebin artmasıyla birlikte hem hastaların hem de diş hekimlerinin beklentilerini karşılamak amacıyla tam seramik sistemler geliştirilmiştir. Bununla birlikte, bu malzemelerin kırılgan yapısı, çatlak yayılımı, düşük kırılma tokluğu, gerilme mukavemetinin yetersizliği, aşınma direnci sorunları, marjinal uyum zorlukları ve tamir edilebilirliğinin sınırlı olması, klinik kullanım alanlarını kısıtlayan önemli faktörler olmuştur [99].

Zirkonya, 1990'ların başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmış olup, daha estetik seramik malzemeleri desteklemek amacıyla çekirdek malzeme olarak tercih edilmiştir. [28] Ancak, zirkonya destekli restorasyonlardaki klinik başarısızlıklar, uygulanan zirkonya sisteminden bağımsız olarak genellikle veneer seramiğinde meydana gelen chipping nedeniyle ortaya çıkmaktadır [100]. Porselen ve zirkonya arasındaki bağlanma, kırılma tokluğu, eğilme mukavemeti, termal genleşme katsayısı ve elastik modülü gibi mekanik ve termal farklılıklardan etkilenmektedir [101].

Son yıllarda, chipping sorununu önlemek amacıyla tam kontur zirkonya restorasyonlarının üretimine yönelik eğilim artmıştır. Bu restorasyonların yarı saydamlık ve estetik özelliklerini

iyileştirmek için sinterleme sıcaklığı, üretim süreçleri ve renklendirici sıvıların eklenmesi gibi çeşitli modifikasyonlar yapılmıştır [102].

Yalnızca CAD/CAM teknolojisi kullanılarak üretilen monolitik zirkonya restorasyonları, birçok önemli avantaja sahiptir. Bu restorasyonlar, yüksek bükülme mukavemeti sunarken, daha konservatif diş hazırlığına olanak tanımakta, antagonist dişlerde aşınmayı en aza indirmekte ve tatmin edici estetik sağlamaktadır. Ayrıca, daha kısa laboratuvar süresi ve daha az diş hekimi seansı gerektirmesi, klinik uygulamalar açısından önemli bir avantajdır. Monolitik zirkonya sayesinde, veneer seramiklerde sıkça karşılaşılan chipping probleminin önüne geçilmiştir [103].

Bununla birlikte, monolitik restorasyonlar estetik açıdan bazı zorluklar barındırmaktadır. Monolitik zirkonya restorasyonlarının rengi, üretim sürecinde belirlenen orijinal renk ve optik özelliklerden doğrudan etkilenmektedir. Ayrıca, diş rengi, siman özellikleri ve zirkonya restorasyonunun yapısal özellikleri gibi klinik faktörler, nihai rengin oluşumunda önemli bir rol oynayabilmektedir [104].

Estetik açıdan tatmin edici monolitik restorasyonlar elde edebilmek için, doğal olarak beyaz renkte olan Y-TZP'nin yarı saydamlığında, renginde ve görünümünde belirli değişiklikler yapılması gerekmektedir [105]. Örneğin, daha küçük kristal boyutları yarı saydamlığı artırırken, daha yüksek sinterleme sıcaklığı ve artan yttria oranı sayesinde oluşan daha fazla kübik kristal yapı da yarı saydamlığın artmasına katkıda bulunmaktadır [106].

Son yıllarda geliştirilen monolitik çok katmanlı ve önceden renklendirilmiş zirkonya seramikler, sinterleme öncesinde renklendirme solüsyonuna daldırma veya fırçalama işlemlerine ihtiyaç duymadan doğal diş tonlarını taklit edebilecek şekilde tasarlanmıştır. Farklı translusensi ve renk katmanlarından oluşan bu yapılar, ışığın blok içinde daha doğal dağılmasını sağlayarak estetik açıdan daha tatmin edici sonuçlar sunmaktadır. Bu malzemelerin en önemli avantajlarından biri, boyama işlemi nedeniyle oluşabilecek mukavemet kaybının önlenmesidir. Ayrıca, önceden renklendirilmiş zirkonya bloklar, laboratuvar süreçlerini kolaylaştırırken klinik prosedürleri de daha pratik ve kullanışlı hale getirmektedir [107, 108].

Monolitik zirkonya, tek veya çok üyeli restorasyonlarda klinik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Ayrıca, abutmentler, tam ark implant destekli protezler ve ortodontik braketler gibi farklı dental uygulamalarda kullanılan bir materyal olarak piyasada bulunmaktadır [23].

2.9.1. Monolitik zirkonya kalınlığı

Tam seramik restorasyonlarda önerilen diş preparasyon kalınlığı, kullanılan seramiğin mekanik özelliklerine bağlıdır. Üreticiler, 1,5 mm oklüzal ve 1,0 mm servikal yüzey kalınlıklarını önermekte olup, bu oran koronal diş dokusunun yaklaşık %75'inin uzaklaştırılmasına karşılık gelmektedir. Özellikle genç bireylerde, bu miktarda diş dokusu kaybı pulpa hasarı riski oluşturabilmektedir. Monolitik zirkonya kronların minimum duvar kalınlığının azaltılması, preparasyon kaynaklı travmayı ve ilişkili riskleri en aza indirmeye yardımcı olmaktadır [109].

Çeşitli çalışmalarda, 1.0 mm kalınlıktaki monolitik zirkonyanın kırılma direncinin metal-seramik kronlarla eşdeğer olduğu belirtilmiştir [109, 110]. Ayrıca, bir in vitro araştırmada, 0.5 mm oklüzal ve aksiyel kalınlığa sahip monolitik Y-TZP kronların, molar bölgedeki çiğneme basınçlarına dayanabildiği tespit edilmiştir [111]. Bu sayede, kron kalınlığının azaltılmasıyla diş dokusunun daha fazla korunmasına olanak sağlanmaktadır.

Zirkonya, mekanik özellikleri açısından birçok metale kıyasla üstün dayanıklılığa sahip olmasına rağmen, üreticiler kırılma riskini önlemek amacıyla monolitik zirkonya kronların minimum 0.5 mm kalınlıkta olmasını önermektedirler [111-113]. Kalınlığın azalması, çatlak oluşum riskini artırabilmektedir, ancak kontrollü üretim teknikleri ve optimize edilmiş sinterleme süreçleri sayesinde ince monolitik zirkonya restorasyonlarının mekanik stabilitesi artırılabilmektedir [103].

2.9.2. Monolitik zirkonyanın cilalanması

Klinik ortamda gerçekleştirilen seramik restorasyonların uyumlandırma işlemleri, yüzeyde pürüzlülüğe neden olabilmekte ve bu durum, yüzeyi pürüzsüz hale getirmek için cilalama işleminin önemini artırmaktadır. Hasta başında yapılan cilalama işlemleri hem klinisyen için pratik hem de laboratuvar aşamalarını azaltıcı bir etkiye sahiptir [10]. Oklüzal

uyumlandırmanın son aşaması simantasyon öncesinde tamamlandığından, işlem sırasında aşındırılan yüzeylerin cilalanması gerekmektedir. Araştırmalar, pürüzlü yüzeylerin karşıt dişlerde aşındırıcı etkiye yol açtığını göstermektedir [10, 114]. Çiğneme simülatörü ile yapılan çalışmalarda, yüzey pürüzlülüğündeki artışın antagonist diş aşınmasını artırdığı tespit edilmiştir [115]. Geleneksel cilalama sistemleri, zirkonya yüzeyini istenilen düzeye getirmede yetersiz kalabilmektedir; bu nedenle, zirkonya cilalama sistemlerinin elmas gibi daha sert partiküller içermesi gerekmektedir [10].

Monolitik zirkonyanın cilalanması için cilalama setleri, diskler ve temizleyici/profilaksi patları kullanılmaktadır. Günümüzde, cilalama aletlerinin döner cihazlarla farklı hızlarda sıralı olarak uygulanması önerilmektedir. Bu aletler arasında silikon karbid, elmas ve alüminyum oksit içeren diskler yer almaktadır. Ekstra cilalama işlemi, restorasyonların uzun vadeli performansını artırmakta, bakteri birikimini azaltmakta ve yumuşak doku ile daha iyi bir biyouyumluluk sağlamaktadır [116].

2.9.3. Monolitik zirkonyanın translusensi özellikleri

Yarı stabilize zirkonyanın dönüşüm sertliği sayesinde, diğer tam seramik altyapı materyallerine kıyasla üstün mekanik özelliklere sahip olduğu kanıtlanmıştır [117, 118]. Ancak, optik özelliklerinin yetersizliği nedeniyle araştırmacılar, bu özellikleri iyileştirmeye yönelik çalışmalar yapmaktadır [119].

Fabrikasyon sürecinde yer alan çeşitli faktörler, itriyum oksit ile stabilize edilmiş zirkonya kristallerinin ışık geçirgenliğini etkilemektedir. Bu faktörler arasında partikül boyutu, ısıtma hızı, sinterleme sıcaklığı ve sinterleme atmosferi gibi unsurlar bulunmaktadır. Teorik yoğunluk değerleri göz önüne alındığında, zirkonya örneklerinin %98.5'in üzerinde bir yoğunluğa ulaşması için sinterleme sıcaklığının 1450-1500°C arasında olması gerektiği belirlenmiştir. Yüksek yoğunluk elde edildiğinde, ışık geçirgenliği %17 oranında artış göstermektedir [118].

Estetik açıdan değerlendirildiğinde, dayanıklı zirkonya destekli seramik kronların translüsensliği üzerine yapılan çalışmalar, bu materyallerin alümina ve cam seramiklere kıyasla daha düşük ışık geçirgenliğine sahip olduğunu göstermektedir. Ayrıca, zirkonya

altyapı materyalinin translüsensliği, spinell alümina ve feldspatik porselene kıyasla daha düşük seviyededir [27, 120].

2.10. Stres Analizi Yöntemleri

Bir nesneye etki eden kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri belirlemek ve nesnenin bu kuvvetler karşısında nasıl tepki verdiğini tespit etmek için kullanılan teknikler "stres analizi yöntemleri" olarak adlandırılmaktadır. Ağız içinde oluşan çiğneme kuvvetleri, implantlar veya dişler aracılığıyla kemiğe ve çevresindeki dokulara iletilmektedir. Bu kuvvetlerin yarattığı stresin dağılımını ve miktarını belirlemek, kullanılacak malzemenin formunu ve yapısını seçmek açısından kritik öneme sahiptir. Ayrıca, biyomekanik olarak en uygun protetik planlamanın yapılabilmesi için bu analizler gerekmektedir [121].

Protezlerin, farklı anatomik ve fizyolojik özelliklere sahip dokular üzerine yerleştirilmesi nedeniyle, çiğneme kuvvetlerinin etkisinin deneysel olarak incelenmesi büyük önem taşımaktadır [122].

2.10.1. Stres analizlerinde kullanılan teknik terimler

Stres (gerilim)

Bir cisme kuvvet uygulandığında, bu kuvvete karşı bir direnç ortaya çıkmaktadır. Dışarıdan uygulanan kuvvetin karşıtı, içeriden gelen tepki olarak eşit büyüklükte ancak zıt yöndedir. Her iki kuvvet de cismin tüm yüzeyine yayılmaktadır. Bu durumda, cismin içindeki stres, birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanmaktadır [123, 124].

Strain (gerinim)

Bir cisme gerinim uygulandığında, her birim uzunlukta bir değişim gerçekleşmektedir. Bu değişime gerinim denir ve ölçü birimi yoktur. Stres ve gerinim farklı kavramlardır; stres, yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvetken, gerinim sadece bir değerdir [123, 124].

Stres ve gerinim tipleri

1. Çekme stresi: Bir yapıyı uzatmaya çalışan kuvvete karşı olan strestir.

2. Basma stresi: Bir yapıyı sıkıştırmaya çalışan kuvvete karşı olan strestir
3. Makaslama stresi: Bir yapının bir kısmı diğer kısmına paralel olarak kaydırılarak büküldüğü ya da deforme edildiğinde ortaya çıkan strestir [123, 124].

Uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelen stresler iki ana grupta sınıflandırılmaktadır. Normal stresler, yani çekme ve basma stresleri, 'σ' sembolü ile gösterilirken, makaslama stresleri 'τ' sembolü ile ifade edilmektedir. Üç boyutlu bir stres elemanında x, y ve z düzlemlerine bir normal stres ve iki makaslama stresi etki etmektedir. Makaslama stresleri, $\tau xy = \tau yx$, $\tau yz = \tau zy$, $\tau xz = \tau zx$ olarak ifade edilir. Üç boyutlu stres elemanının stres durumu bu üç bileşenle ifade edilmektedir [125].

Elastisite modülü

Stres, en basit ifadeyle gerinime oranıdır ve Young modülü olarak da bilinmektedir. Elastisite modülünün artması, cismin rijitidesinin de aynı oranda artmasına yol açmaktadır [123, 124].

Poisson oranı

Elastik sınır içerisinde yüklemeye dik yöndeki gerinimin yükleme yönündeki gerinime oranıdır [123].

Asal stres

Bir üç boyutlu elemanda, makaslama stres bileşenleri sıfır olduğunda ortaya çıkan normal stresler asal stresler olarak adlandırılmaktadır. Bu asal stresler, maksimum, orta ve minimum olmak üzere üç farklı türde sınıflandırılmaktadır [124].

Von Mises stres

Çekilebilir özellikteki maddeler için şekil değişiminin başlangıç noktası, üç asal stres değeri ile hesaplanmaktadır. Bu, model üzerindeki stres yoğunluğunu ve dağılımını değerlendirmeye olanak tanınmaktadır [124, 125].

2.10.2. Stres analizi yöntemlerinin sınıflandırılması

Stres analizi, çeşitli yöntemler ve teknikler kullanılarak gerçekleştirilen bir analizdir. Bu analiz yöntemleri günümüzde diş hekimliği alanında sıkça kullanılmaktadır. Stres analiz yöntemleri 7' ye ayrılmaktadır [121];

1. Fotoelastik stres analizi yöntemi
2. Gerilim ölçer ile stres analizi yöntemi
3. Kırılgan vernikle kaplama stres analizi yöntemi
4. Holografik interferometreyle stres analizi yöntemi
5. Termografik stres analizi yöntemi
6. Radyotelemetriyle stres analizi yöntemi
7. Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

Fotoelastik stres analizi yöntemi

Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi, destek dişlere, restorasyonlara, kemiğe ve implantlara iletilen kuvvetlerin miktarını ve dağılımını incelemeye olanak tanımaktadır. Fotoelastik model üzerinde kuvvet çizgilerinin ayrımı gözlemlenebilmektedir. Yük uygulanmış modelin kesitleri polariskop cihazında incelendiğinde, kuvvetin yoğunlaştığı bölgelerde izokromatik çizgiler olarak adlandırılan ve kuvvetin yerleşimi ile şiddeti hakkında bilgi veren çizgiler belirgin hale gelmektedir. Çizgilerin sayısının artması, gerilme büyüklüğünün yüksek olduğunu gösterirken, çizgilerin birbirine daha yakın olması gerilimin daha büyük olduğunu ifade etmektedir. Bu yöntemle elde edilen veriler sayesinde, potansiyel zayıf noktalar, kırılma bölgeleri ve kuvvetin etkisiyle oluşabilecek biyolojik değişim alanları tespit edilebilmektedir [126]. Fotoelastik stres analizi yöntemi, karmaşık yapılar için uygundur ve gerçek zamanlı analiz sağlamaktadır [127].

Gerinim ölçer stres analizi yöntemi

Gerinim ölçer stres analizi, malzemelerin maruz kaldığı gerinme veya deformasyonu tespit etmek ve değerlendirmek amacıyla kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, yüksek hassasiyetli sensörlere sahip gerinim ölçerler malzeme yüzeyine yerleştirilmektedir. Malzemeye uygulanan gerilmeler veya deformasyonlar, gerinim ölçerin elektriksel

direncinde değişikliklere yol açmaktadır. Bu değişimler, gerinim ölçerin ürettiği elektriksel sinyallerde gözlemlenmekte ve ölçüm sistemleri aracılığıyla okunarak analiz edilmektedir. Gerinim ölçerlerin hassasiyeti ve doğruluğu, kullanılan malzemenin gerinme özelliklerine, gerinim ölçerin kalitesine ve yerleştirilme tekniğine bağlı olarak değişkenlik gösterebilmektedir. Bu yöntem, yapısal analizler, malzeme testleri, yorgunluk analizleri ve tasarım optimizasyonu gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Gerinim ölçer stres analizi, malzemelerin dayanıklılığını değerlendirmek, gerilmenin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, gerilme dağılımını incelemek ve mühendislik tasarımlarını geliştirmek için kritik bir stres analiz yöntemidir [128, 129].

Kırılgan vernik kaplama stres analizi yöntemi

Kırılgan vernik kaplama stres analizi yöntemi, gerilme analizi ve kırık mekanizması çalışmaları gibi uygulamalarda kullanılan bir tekniktir. Bu yöntemde, malzeme yüzeyine kırılgan bir vernik tabakası uygulanarak gerilme yoğunlaşmasının olduğu bölgeler ve olası kırılma yolları tespit edilmektedir. Kırılgan vernik kaplama, yüksek gerilme bölgelerinde çatlaklar veya kırılmalar oluşturarak, malzeme yüzeyindeki gerilme odak noktalarının görünür hale gelmesini sağlamaktadır. Bu teknik, gerilme analizi, yorulma testleri, kırık mekaniği çalışmaları ve yapısal dayanıklılık değerlendirmelerinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak, yöntemin doğru bir şekilde uygulanması ve elde edilen verilerin doğru yorumlanması, güvenilir sonuçlar elde etmek açısından büyük önem taşımaktadır [130].

Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi

Holografik interferometri ile stres analizi yöntemi, gerilme ve deformasyon dağılımını görsel olarak incelemek ve analiz etmek için kullanılan bir optik tekniktir. Bu yöntemde, interferans desenlerini kaydetmek amacıyla bir hologram oluşturulmaktadır. Hologram, gerilme veya deformasyonun neden olduğu interferans desenlerini yakalayarak yüzeydeki değişimleri görünür hale getirmektedir. Holografik interferometri, özellikle karmaşık geometrilere sahip yapılar ve bileşenler için uygun olup, gerçek zamanlı gerilme analizi yapma imkânı sunmaktadır. Bu teknik, mühendislik, malzeme bilimi ve yapısal analiz gibi alanlarda gerilme ve deformasyon dağılımının incelenmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca,

gerilme analizi, deformasyon ölçümü, malzeme karakterizasyonu ve tasarım optimizasyonu gibi çeşitli uygulamalarda önemli bir analiz yöntemi olarak değerlendirilmektedir [131].

Termografik stres analizi yöntemi

Termografik stres analizi yöntemi, malzemelerin veya yapıların gerilme ve deformasyon durumlarını termal görüntüleme teknikleri kullanarak inceleyen bir analiz yöntemidir. Bu teknikte, malzeme ya da yapının yüzeyindeki sıcaklık değişimleri takip edilerek gerilme ve deformasyon bölgeleri belirlenir ve görselleştirilmektedir. Termografik stres analizi, yapısal incelemeler, malzeme testleri, yorulma analizleri ve termal gerilme değerlendirmeleri gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem, gerilme ve deformasyon bölgelerinin hızlı tespit edilmesini sağlarken, termal davranışın izlenmesine ve yapıların dayanıklılığının değerlendirilmesine önemli katkı sunmaktadır [132].

Radyotelemetri ile stres analizi yöntemi

Radyotelemetri ile stres analizi yöntemi, radyo frekans (RF) dalgaları kullanarak uzaktan ölçüm ve veri iletimi yoluyla gerilme veya deformasyon durumlarını analiz eden bir tekniktir. Bu yöntemde, sensörler kablosuz olarak malzeme veya yapıya yerleştirilmekte ve elde edilen veriler radyo dalgaları aracılığıyla iletilmektedir. Radyotelemetri yöntemi, yapısal dayanıklılık değerlendirmeleri, malzeme testleri, uzaktan izleme uygulamaları ve çeşitli mühendislik alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle kablo kullanımının mümkün olmadığı veya müdahalenin zor olduğu durumlarda büyük avantaj sağlamaktadır. Ayrıca, gerçek zamanlı veri toplama ve izleme imkânı sunarak anlık gerilme ve deformasyon değişikliklerinin tespit edilmesini kolaylaştırmaktadır [133].

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi

Sonlu Elemanlar Analiz (SEA) Yöntemi, mühendislik tasarım süreçlerinde kritik rol oynayan güçlü bir bilgisayarlı simülasyon tekniğidir. Bu yöntem, gerçek dünyada karmaşık olan fiziksel davranışları modellemek ve analiz etmek için kullanılmaktadır.

SEA yöntemi, 1950'li yıllarda havacılık endüstrisinde kullanılmaya başlamış, günümüzde ise mühendislik, malzeme bilimi, otomotiv, havacılık, uzay mühendisliği, biyomedikal gibi birçok alanda yaygın bir analiz yöntemi haline gelmiştir [134]. Diş hekimliğinde ise bu

yöntem ilk defa Ledley ve Huang‘ın matematiksel bir diş modeli oluşturmasıyla kullanılmaya başlanmıştır [135]. Farah ve diğerlerinin 1974'teki çalışması, diş hekimliğinde SEA yönteminin başlangıç noktası olmuş ve son yıllarda ortodonti, restoratif tedavi, implant ve protez alanlarında önemli çalışmalar yapılmıştır [136]. 1970’li yıllardan itibaren diş hekimliğinde SEA yönteminin kullanımı yaygınlaşmıştır.

Diş hekimliğinde SEA yöntemi, diş ve çene yapısının mekanik özelliklerini anlamak ve tedavi süreçlerinde daha isabetli kararlar almak amacıyla kullanılmaktadır. Bu yöntem, implant tasarımı ve yerleştirilmesi, protezlerin performansının değerlendirilmesi ve çene cerrahisi sırasında gerçekleştirilen müdahalelerin etkilerinin analizi gibi alanlarda önemli bir rol oynamaktadır.

SEA yöntemi, karmaşık geometrileri küçük parçacıklara ayırarak bu parçaları matematiksel modellerle analiz ederek stres durumunu tahmin eden bir tekniktir. Bu yöntem, genellikle "parçadan bütüne" yaklaşımına dayanmaktadır; yani bir yapıyı küçük elemanlara bölüp her birini ayrı ayrı değerlendirmekte ve elde edilen sonuçları birleştirmektedir.

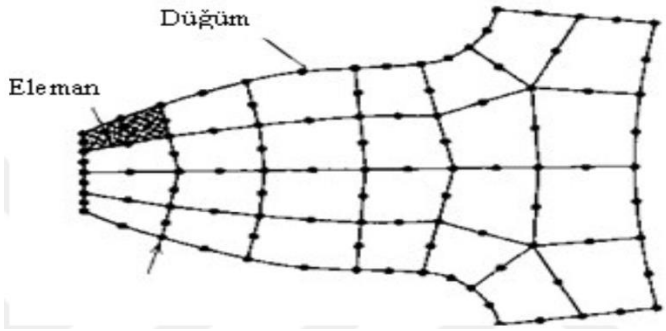
SEA, nesnelerde gerilim, gerinim ve yer değiştirme dağılımlarını tahmin etmek için etkili bir yöntemdir. Bu teknik, yapıların tasarımında optimizasyon, dayanıklılık analizi, malzeme seçimi ve yapısal sağlamlık değerlendirmesi gibi çeşitli alanlarda kritik bir öneme sahiptir [134].

Sonlu eleman stres analizi yöntemi aşamaları

Sonlu elemanlar analizi 3 aşamada gerçekleştirilir:

Hazırlık safhası (pre-processing)

SEA yönteminde pre-processing aşaması, analiz edilecek yapı veya sistemin hazırlanmasını içermektedir. Bu aşamada, geometrik bir model oluşturulur ve bu model, elemanlara bölünerek bir ağ (mesh) haline getirilir. Elemanlar ve düğüm noktaları için koordinatlar belirlenmektedir (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Sonlu elemanlar modelinde düğüm noktaları ve elemanlar

Sonlu elemanlar, hesaplamaların etkin ve doğru bir şekilde gerçekleştirilebilmesi için yeterince küçük ve basit bir yapıya sahip olmalıdır. Geometri, tek boyutlu cisimler için doğrular, iki boyutlu cisimler için üçgenler veya paralel kenarlar, üç boyutlu cisimler için ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar şeklinde kullanılmaktadır. Bu elemanlar, cismin fiziksel sürekliliğini koruyacak şekilde birbirine bağlanmaktadır.

Eleman sayısının artması, kuvvet dağılımının ölçümündeki hassasiyetin artmasına neden olmaktadır. Tüm düğümlerin x, y ve z eksenlerindeki koordinatları, belirlenen bir başlangıç noktasına göre hesaplanarak bilgisayara aktarılmaktadır. Geometrik yapıyı oluşturan elemanların malzeme özellikleri, Poisson Oranı ve Elastisite Modülü gibi parametreler programda tanımlanmaktadır. Bu matematik modelde, düğüm noktalarına dış kuvvetler ve sınır koşulları uygulanarak değişim durumlarına uygun matrisler oluşturulmakta ve bu matrisler bilgisayar yardımıyla çözülmektedir [137]. Bu matris, kuvvet dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği koşulunu karşılamalıdır. Bunun yanı sıra, sınır koşulları da belirlenmektedir. Sınır koşulları, gerilim ve yer değiştirmelerin sınır değerlerini içerir ve analiz edilen cismin sabitlendiği noktaları ile uygulanan kuvvetleri ifade etmektedir [138]. Bu yöntemle, her bir elemanın ve bu elemanların oluşturduğu cismin tamamındaki stres, gerinim ve şekil değiştirmeler hesaplanabilmektedir.

Pre-processing aşaması, SEA için temel verilerin ve modelin doğru şekilde hazırlanmasına olanak tanımaktadır. Bu adım, analizin doğruluğu ve güvenilirliği açısından kritik bir rol oynamaktadır. Geometri, eleman seçimi, düğüm noktaları ve sınır koşullarının doğru tanımlanması, analiz sonuçlarının hassasiyetini doğrudan etkilemektedir [138, 139].

Sonlu elemanlar analizi yöntemi ile problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler şunlardır [123, 140];

- Modele uygulanacak kuvvetler,
- Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- Elemanların Poisson oranı ve Elastisite modülü değerleri,
- Geometrinin sınır şartları,
- Yapılacak analizin tipi.

Deneysel yöntemlerle analiz edilmesi zor veya imkânsız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarını belirlemede, sonlu elemanlar stres analizinin önemli bir rolü vardır. Zamanla gelişen yazılım ve donanımlar sayesinde bu yöntemin önemi giderek artmaktadır.

Çözüm safhası (solution)

Çözüm aşamasında, modelin her bir elemanının mekanik özellikleri ve uygulanan yük koşulları belirlenmektedir. Elastisite modülü ve Poisson oranı gibi parametreler elemanların mekanik özelliklerini tanımlamak için kullanılırken, kuvvetin yönü, büyüklüğü ve açısı gibi bilgiler ise yükleme koşullarını tanımlamak amacıyla kullanılmaktadır.

Her bir eleman, ana yapının genel davranışını yansıttığı için elemanların tepkileri de ana yapının tepkisini temsil etmektedir. Çözüm aşamasında genellikle hareket sapması incelenmekte ve bu sapma verileri, gerilim, gerinim ve reaksiyon kuvvetlerinin hesaplanmasında temel olarak kullanılmaktadır. Çözüm aşamasından elde edilen sonuçlar, genellikle grafikler ve tablolar halinde sunulmaktadır. Bu veriler, analiz sonuçlarının görselleştirilmesi ve yorumlanması için kullanılmaktadır. Böylece yapısal davranış daha net anlaşılır ve tasarım kararları daha bilinçli bir şekilde alınabilmektedir [138, 141].

Sonuçların değerlendirilme safhası (post-proccessing)

Farklı yükleme koşullarında yapılan analizler sonucunda, çeşitli değişkenlere bağlı olarak elde edilen veriler asal gerilimler, eksensel gerilimler, yer değiştirme ve deformasyon değerleri ile eşdeğer gerilimler gibi farklı büyüklükleri içerebilmektedir. Analiz yöntemi,

incelenen cismin ve onun mekanik özelliklerinin göz önünde bulundurulmasıyla seçilmektedir. Sonuçların yorumlanmasında, kırılgan materyaller için asal gerilimler, çekilebilir materyaller için ise Von Mises gerilimi gibi uygun stres parametreleri hesaplanabilmektedir. Bu stres değerleri matematiksel hesaplamalarla belirlenmektedir ve sabit değerlere sahiptir, bu yüzden istatistiksel analizlere tabi tutulamazlar. Analiz sonuçları detaylı bir şekilde incelenip yorumlanmaktadır. Bu yöntemde stresin mutlak değeri tam olarak doğru olmayabilir, ancak stresin hangi bölgelerde ve hangi büyüklükte ortaya çıkacağı hakkında değerli bilgiler sağlamaktadır [141].

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarında önemli olan, doğru kesitlerin elde edilmesi ve düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesidir. Ayrıca, bu değerlerin diğer örneklerle kıyaslanarak anlamlı sonuçların ortaya konması da kritik bir aşamadır [142].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları

1. Karmaşık geometrilere ve malzeme özelliklerine sahip modellerin analizini yapma olanağı sağlamaktadır.
2. Model üzerindeki yer değiştirme, gerilim ve gerinim dağılımlarını tahmin etmek için kullanılabilmektedir. Bu sayede, modeldeki kritik bölgelerin belirlenmesi ve oluşturulan modelin performansının değerlendirilmesi mümkün hale gelmektedir.
3. Farklı tedavi seçeneklerinin karşılaştırılmasına olanak tanımaktadır. Böylece tedavi sürecinde en etkili ve güvenli yaklaşımın belirlenmesi sağlanmaktadır.
4. Minimal invaziv tedavi yaklaşımının geliştirilmesine yardımcı olmaktadır. Diş hekimleri, model üzerindeki gerilim ve deformasyon dağılımlarını analiz ederek tedavinin nasıl minimal invaziv şekilde gerçekleştirileceğini belirleyebilmektedir.
5. Diş ve çene yapısının üzerine etki eden kuvvetlerin ve streslerin değerlendirilmesini sağlamaktadır. Bu sayede olası riskler belirlenebilmekte ve koruyucu önlemler alınabilmektedir.
6. Fiziksel prototipler üretme veya gerçek yapıları test etme gerekliliğini ortadan kaldırmaktadır. Bu da maliyetin düşmesine ve analiz sürecinin hızlanmasına katkıda bulunmaktadır.

7. SEA yöntemi, model tasarımında iyileştirmeler yapma ve farklı senaryoları değerlendirme imkânı sunmaktadır. Böylece daha optimize ve güvenli modeller oluşturulabilmektedir.
8. Farklı geometri ve boyutlara sahip modelleri analiz etmek için esnek bir yaklaşım sunmaktadır. Bu da farklı şekil ve boyuttaki modeller üzerinde çalışmayı kolaylaştırmaktadır [134, 139, 143].

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları

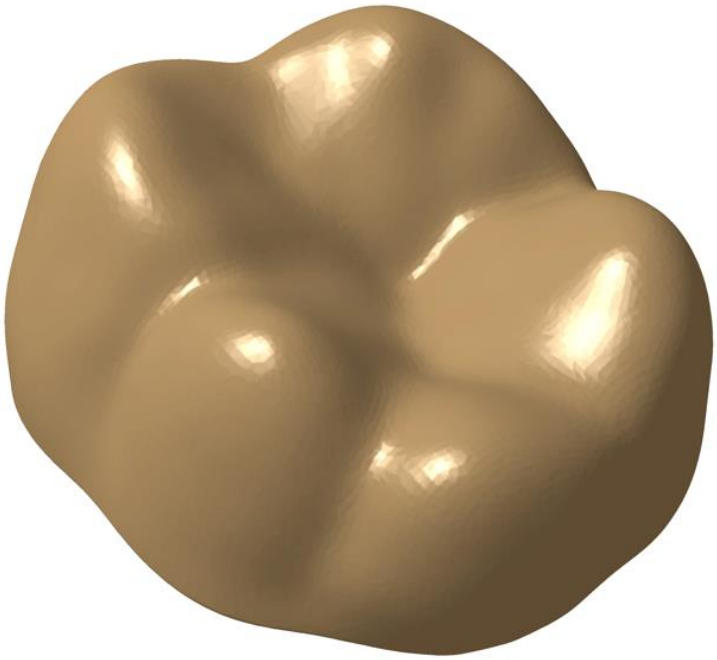
1. SEA programları genellikle yüksek maliyetlidir.
2. Sonuçlar, modelin varsayımlarına ve girdi verilerine bağlıdır. Yanlış malzeme özellikleri veya sınır koşulları, sonuçların güvenilirliğini olumsuz etkileyebilmektedir.
3. Kemik ve implantlar karmaşık yapılardır ve doğru bir şekilde üç boyutlu modele aktarılmaları zordur. Üç boyutlu modellemelerde, iki boyutlu modellemelere göre gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilebilmektedir.
4. Hesaplanan değerler kesin olarak alınmamalı, yükleme altında, yapıların gerilme altındaki stres dağılımları değerlendirilmelidir.
5. SEA programlarını kullanmak için güçlü bir bilgisayar donanımına ihtiyaç duyulmaktadır. Ayrıca, bu programları etkili bir şekilde kullanmak için özel eğitim veya profesyonel destek gerekebilmektedir.
6. SEA programları sürekli olarak güncellenmektedir. Daha iyi sonuçlar elde edebilmek için güncel sürümlere sahip olmak önemlidir [134, 139].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

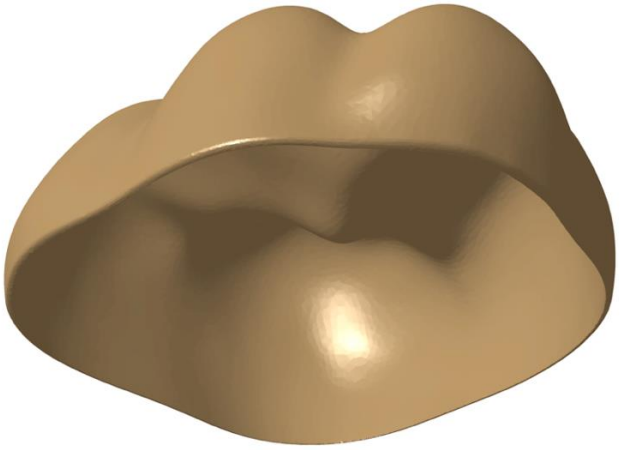
Bu çalışma, farklı translusensi seviyelerine sahip monolitik zirkonya materyallerinin, frezeleme işlemi sırasında maruz kaldığı mekanik gerilmelerin değerlendirilmesi amacıyla gerçekleştirilmiştir. Üç boyutlu CAD modelleri, CATIA V5 yazılımı kullanılarak oluşturulmuş ve sonlu elemanlar analizleri, ANSYS WorkBench 2022 R2 platformunda yer alan "Explicit Dynamics" modülü aracılığıyla yürütülmüştür.

3.1 Numune Hazırlığı ve CAD Modelleme

Bu çalışmada kullanılan kron modeli, gerçek klinik uygulamaları temsil edecek şekilde birebir modellenmiştir. Modelde, alt çene birinci molar dişi referans alınmış ve oklüzal yüzeyi ayrıntılı olarak işlenmiştir. Zirkonya bloğun kalınlığı 1,5 mm olarak belirlenmiştir. Modelleme çalışmaları CATIA V5 yazılımı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



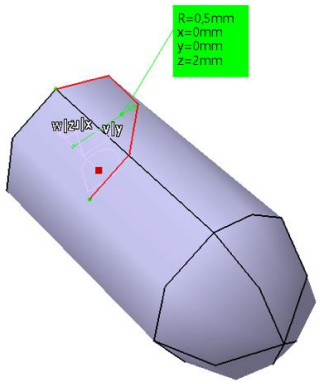
Resim 3.1. Alt birinci molar kron CAD modellemesi oklüzal görünümü



Resim 3.2. Alt birinci molar kron CAD modellemesi negatif görüntüsü

Analizlerde süre kazanımı ve veri değerlendirme kolaylığı sağlamak amacıyla, detaylı modelleme sonrasında kontrol yüzeyi tanımlanmış ve asıl analizler bu sadeleştirilmiş geometri üzerinden yapılmıştır. Kontrol yüzeyi, gerçek diş geometrisinin mekanik tepkilerini temsil edecek şekilde oluşturulmuş ve bu sayede analiz süreleri önemli ölçüde azaltılmıştır.

Bu çalışmada, dental restorasyonlarda kullanılan zirkonya bazlı seramiklerin farklı türleri, rijit bir frez ucu ile işlenmeleri sırasında oluşan gerilme ve deformasyon açısından karşılaştırılmıştır. Simülasyon ortamında tek bir frez geometrisi kullanılmış; bu geometri, analiz boyunca rijit kabul edilmiştir. Frez ucu, klinik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilen 1.0 mm çapında modellenmiştir.



Şekil 3.1. 1.0 mm çapında chamfer frez ucu CAD modellemesi

Karşılaştırmalı analiz için üç farklı zirkonya malzemesi değerlendirmeye alınmıştır. Bu malzemeler, mekanik dayanım ve faz stabilitesi gibi özellikleri açısından farklılık göstermekte olup, simülasyonlarda her malzeme türü aynı geometrik koşullar ve yükleme senaryoları altında incelenmiş, böylece malzeme davranışına özgü etkiler izole bir şekilde değerlendirilmiştir.

3.2. Kullanılan Materyaller ve Mekanik Özellikleri

3.2.1. Zirkonya türleri

Çalışmada, aynı üreticiye ait ancak farklı translusensi özelliklerine sahip monolitik zirkonya materyalleri kullanılarak translusensi farkının mekanik davranış üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Bu kapsamda, Kuraray Noritake Dental Inc. tarafından üretilen üç farklı zirkonya ürünü tercih edilmiştir: KATANA Zirconia HTML (High Translucent Multi Layered), KATANA Zirconia STML (Super Translucent Multi Layered) ve KATANA Zirconia UTML (Ultra Translucent Multi Layered). Bu materyaller, estetik gereksinimlere göre farklı translusensi düzeylerine sahip olacak şekilde formüle edilmiş olup, yüksek dayanım ve doğal diş benzeri optik özellikleriyle dikkat çekmektedir [144].

Bu üç malzeme seçimi, aynı üretici markası altında translusensi farklılıklarının etkisini izole şekilde karşılaştırmaya imkân tanımış ve çalışma kapsamında kullanılan tüm sonlu eleman analizlerinde orijinal üretici tarafından sağlanan mekanik ve fiziksel malzeme parametreleri referans alınmıştır [144].

Kuraray Noritake KATANA Zirconia HTML

Kuraray Noritake KATANA Zirconia HTML, yüksek kristal faz oranına sahip, yüksek oranda tetragonal zirkonya kristallerinden oluşan bir yüksek translusens yapılı seramik materyaldir. Yapısında yaklaşık %3 mol Y_2O_3 katkılı zirkonya bulunur ve bu katkı sayesinde mekanik dayanımı artırılırken, sınırlı düzeyde translusensite elde edilir. Diğer KATANA serisi materyallere kıyasla daha az ışık geçirgenliğine sahip olmakla birlikte, daha yüksek bükülme dayanımı sunar. Homojen mikroyapısı, dayanım ve işlenebilirlik açısından stabil bir performans sağlar. HTML zirkonya, estetikten ziyade yapısal bütünlüğün ön planda olduğu uygulamalar için optimize edilmiştir [144].

Kuraray Noritake KATANA Zirconia STML

KATANA Zirconia STML, hem estetik hem de yeterli mekanik dayanım sunmak üzere geliştirilmiş, çok katmanlı yapıya sahip bir zirkonya materyalidir. Yaklaşık %4 mol Y_2O_3 katkısı içerir ve bu sayede yapısında yaklaşık %15–25 oranında kübik kristal faz ile geri kalan kısmı tetragonal fazdan oluşan bir mikro yapıya sahiptir. Kübik faz oranının artışı, ışık geçirgenliğini artırırken, bükülme direncini HTML zirkonyaya kıyasla bir miktar düşürür. Katmanlı yapısı, doğal dişin dentin ve mine geçişine benzer renk ve translusens geçişleri sunar. STML zirkonya hem estetik görünüm hem de fonksiyonel dayanıklılık arasında dengeli bir çözüm sunmak üzere tasarlanmıştır [144].

Kuraray Noritake KATANA Zirconia UTML

KATANA Zirconia UTML, maksimum estetik görünüm sağlamak amacıyla geliştirilmiş, çok katmanlı ve yüksek translusensiteye sahip bir monolitik zirkonya materyalidir. Yaklaşık %5 mol Y_2O_3 katkısı içerir ve bu sayede yapısında düşük tetragonal faz ile %40–60 oranında kübik kristal faz içerir. Kübik fazın yüksekliği ışık geçirgenliğini önemli ölçüde artırarak materyale doğal diş benzeri şeffaflık kazandırır; ancak bu durum mekanik dayanımın, HTML ve STML zirkonyaya kıyasla daha düşük olmasına neden olur. UTML zirkonya, özellikle ön bölge restorasyonlarında estetik öncelikli uygulamalar için uygundur ve katmanlı yapısıyla mine-dentin geçişini doğal bir şekilde taklit eder [144].

3.3. Aşındırma Parametreleri

Dental restorasyonlarda kullanılan zirkonya yüzeylerinin işlenmesi, uca ait geometrik ve dinamik parametrelere doğrudan bağlıdır. Bu nedenle frez ucunun özellikleri, dönme hızı ve temas koşulları, analiz senaryolarında dikkatle tanımlanmıştır.

3.3.1. Frez ucu

Analizde kullanılan frez uçları, diş preparasyon işlemlerinde yaygın olarak tercih edilen küresel uç geometrisine sahiptir. Küresel uçlar, özellikle zirkonya gibi seramik bazlı sert malzemelerde kesme ve aşındırma sırasında daha kontrollü ve homojen bir temas yüzeyi oluşturur. Bu sayede, uygulanan kuvvet noktasal olarak değil, daha geniş bir alana yayılmış şekilde malzemeye iletilir. Böylece lokal gerilme pikleri önlenmiş olur; bu da çatlak

başlangıcı, mikroyapı hasarı veya yüzey deformasyonu gibi istenmeyen durumların oluşma riskini azaltır. Ayrıca bu tür bir temas karakteri, yüzey kalitesini artırırken, oluşan gerilmelerin büyüklük olarak daha düşük ve daha homojen dağılımlı olmasını sağlar [145].

Bu geometrik avantajlar, analiz açısından da önemli faydalar sunar. Gerilme yoğunlaşmalarının azaltılması sayesinde, kritik bölgelerdeki davranışlar daha gerçekçi sınırlar içinde değerlendirilebilir ve sonuçlar, klinik uygulamalara daha iyi entegre edilebilir.

Analizlerde uç geometrisinin deformasyona uğraması beklenmediğinden, amaç uçtaki malzeme davranışını incelemek değil, zirkonya üzerindeki mekanik etkileri gözlemlemek olduğundan frez uçları rijit olarak tanımlanmıştır. Bu yaklaşım, analiz süresini önemli ölçüde azaltmakta ve zirkonya tarafında oluşan gerilme ile deformasyonları güvenilir biçimde öngörmeyi mümkün kılmaktadır. Kullanılan frez ucu 1.0 mm olup, diş hekimliğinde sıkça tercih edilen hassas aşındırma çapını temsil eder.

3.3.2. Chamfer

Analizlerde kullanılan zirkonya yüzey geometrisi, chamfer tipi kenar hazırlığına göre modellenmiştir. Bu geometri, dişin çevresel sınırlarında belirli bir açıyla yapılan kesit sayesinde, hem restorasyonun oturması için daha fazla alan yaratır hem de aşındırıcı işlemlerde daha stabil ve öngörülebilir bir yüzey tepkisi sağlar [145].

Chamfer geometrisinin sonlu elemanlar analizine etkisi çok katmanlıdır:

1. Stres yayılımı açısından avantajlıdır: Chamfer tipi geçiş, keskin kenarlara göre daha düşük gerilme yoğunlaşmaları oluşturur. Bu sayede simülasyonlarda çatlak başlama noktaları veya lokal deformasyon riski daha iyi kontrol altına alınabilir. Kenar bölgelerinde oluşabilecek yapay stres pikleri engellenmiş olur.
2. Gerçekçi klinik temsil sağlar: Zirkonya gibi kırılgan seramik malzemelerin işlenmesinde chamfer kenar tipi, diş hekiminin frez ucuyla yaptığı tipik hareketlere ve açıya daha uygun bir profil sunar. Bu da analizlerde, frez ucu-zirkonya etkileşiminin daha gerçekçi şekilde modellenmesini mümkün kılar.

3. Temas stabilitesini artırır: Chamfer geometrisi, frez ucunun özellikle dönme ve baskı yükleri altında kaymasını azaltarak daha stabil bir temas yüzeyi sağlar. Bu sayede çarpma benzeri senaryolar yerine kontrollü aşındırma senaryoları oluşturulabilir.
4. İmalat ve simülasyon uyumlu geometri: CATIA V5 yazılımında oluşturulan modelde, chamfer geometrisi 1.5 mm kalınlığındaki zirkonya yüzeyle birlikte tanımlanmıştır. Bu geometri, ANSYS Workbench'e aktarıldığında analizlerin hem konverjansı hem de mesh kalitesi açısından olumlu sonuçlar vermiştir.

Sonuç olarak, chamfer kenar hazırlığı sayesinde hem yapısal hem de klinik olarak uygun bir sınır koşulu elde edilmiş, aşındırma senaryoları daha kontrollü, tekrarlanabilir ve analiz edilebilir hale getirilmiştir.

3.3.3. Devir

Analizlerde kullanılan frez uçlarına 200 000 RPM, 300 000 RPM, 350 000 RPM ve 400 000 RPM olmak üzere dört farklı dönüş hızı tanımlanmıştır. Bu hızlar, diş hekimliğinde zirkonya gibi yüksek sertliğe sahip materyallerin işlenmesinde kullanılan mikromotor ve yüksek hızlı hava türbini sistemlerinin (aeratörler) çalışma aralığını temsil etmektedir. Mikromotor yaklaşık 200 000 RPM'de çalışırken, aeratör 300 000-400 000 RPM arasında çalışmaktadır. Klinik uygulamalarda bu tür frezeleme işlemleri hem yeterli aşındırma kabiliyeti sağlamak hem de termal hasarı minimize etmek amacıyla yüksek devirlerde gerçekleştirilir.

Bu bağlamda, seçilen devir değerleri aşağıdaki teknik ve fiziksel açılardan önem taşır: [145]

1. Kesme kuvveti ve gerilme büyüklüğü ilişkisi: Frez ucunun dönme hızı arttıkça, zirkonya yüzeyle temas esnasında oluşan kesme kuvveti bileşenleri de artmaktadır. Bu durum, zirkonyanın yüzeyinde oluşan gerilme büyüklüğünü ve dağılımını doğrudan etkilemektedir. Yüksek devir, daha yüksek hızla malzeme kaldırılmasını sağlarken aynı zamanda frez ucunun oluşturduğu stres seviyesini de artırmaktadır.
2. Sıcaklık etkisi ve soğutma ihtiyacı: Yüksek devir değerlerinde frez ucu ile zirkonya arasında artan sürtünme, lokal sıcaklık artışına neden olabilir. Bu da termal hasar riskini artırmakta, özellikle suyla soğutma yapılmayan senaryolarda zirkonyanın mikroyapısında bozulmalara neden olabilmektedir.

3. Gerçek klinik senaryoya yakınlık: Seçilen RPM aralıkları, mevcut türbin sistemlerinin tipik çalışma aralığı olan 200 000–400 000 RPM arasında yer alır. Bu sayede yapılan simülasyonlar, diş hekimliği pratiğinde karşılaşılan durumları temsil edecek şekilde modellenmiştir.
4. Modelleme ve zaman adımı uyumu: ANSYS Explicit Dynamics ortamında yüksek devirli döner hareketler tanımlanırken, çözüm stabilitesini korumak adına oldukça küçük zaman adımları kullanılmıştır. 300 000 RPM gibi bir dönüş hızı, saniyenin milyonda biri (1e-6 s) gibi sürelerde büyük açısal yer değiştirmelere neden olabilmektedir. Bu sebeple yükleme analizlerinde hem frez ucu hem de zirkonya yüzey için hassas zaman çözünürlükleri tanımlanmıştır.

Farklı dönüş hızlarında yapılan bu analizler, frez ucunun açısal hızının zirkonya yüzey üzerindeki mekanik etkilere olan katkısını doğrudan gözlemlemeyi mümkün kılmıştır. Artan devirle birlikte hem temas sıklığı hem de birim zamanda uygulanan enerji artışı, yüzeyde oluşan gerilme büyüklüklerinde belirgin farklılıklara neden olmuştur. Böylece, yüksek hızlı aşındırma süreçlerinin zirkonya gibi kırılgan ve yüksek sertlikteki seramik malzemelerde ne derece kritik bir parametre olduğu ortaya konmuştur. Elde edilen sonuçlar, ileri seviye sonlu elemanlar analizlerinin klinik uygulamaları destekleyecek doğrulukta yapılandırılabileceğini göstermektedir.

3.4. Sonlu Elemanlar Analizi

Bu çalışmada, frez uçlarının yüksek devirli aşındırma koşullarında zirkonya yüzey üzerinde oluşturduğu mekanik etkilerin nicel olarak incelenebilmesi amacıyla sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılmıştır. Karmaşık temas ilişkilerinin, yüksek açısal hızların ve kısa süreli etkileşimlerin gerçeğe yakın şekilde modellenebilmesi için ANSYS Workbench 2022 R2 platformunda yer alan Explicit Dynamics modülü tercih edilmiştir. Bu modül, özellikle yüksek hızlı çarpışma, darbe ve aşındırma gibi ani yüklemelerin yer aldığı analizlerde, çözüm kararlılığı ve zaman adımı yönetimi açısından önemli avantajlar sunmaktadır.

Analizlerdeki temel amaç, farklı dönüş hızları ve sabit uç geometrisi altında zirkonya yüzeyinde oluşan gerilme dağılımı, plastik deformasyon ve potansiyel hasar bölgelerinin belirlenmesidir. Bu kapsamda, frez uçları rijit gövde olarak modellenmiş; zirkonya ise elastoplastik özellikleri tanımlanmış gerçek bir malzeme olarak ele alınmıştır. Böylece,

uçların malzeme içi deformasyonları yerine, zirkonya üzerindeki etkileşim sonuçları detaylı biçimde değerlendirilmiştir.

Analizlerde kullanılan zirkonya bazlı dental seramikler (3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ), plastik deformasyon göstermeksizin aniden kırılan (brittle) yapıdaki malzemelerdir. Bu nedenle, malzemenin kırılma noktasına kadar sergilediği lineer davranış, "Lineer İzotropik Elastik Model" ile tanımlanmış olup, bu model gerilme-gerinim ilişkisini elastisite modülü, Poisson's oranı ve yoğunluk gibi temel Hooke yasası parametrelerine dayandırmıştır [146]. Zirkonya materyallerinin hasar veya kırılma davranışı ise, deterministik bir sınır değerden ziyade, malzeme hacmi içerisindeki kritik kusurların boyutuna ve dağılımına bağlı stokastik bir süreçtir. Bu nedenle, materyalin yapısal güvenilirliğini ve hasar olasılığını modellemek için "En Zayıf Halka" prensibine dayanan Weibull dağılımı metodu kullanılmıştır. Bu iki parametreli dağılım fonksiyonu; malzemenin teorik mukavemet kapasitesini temsil eden karakteristik dayanım ve mukavemet verilerinin varyasyonunu (dolayısıyla kusur dağılımının homojenliğini ve yapısal güvenilirliği) ifade eden birimsiz Weibull modülünü temel almaktadır. Bu yaklaşım, frezeleme esnasında oluşan gerilmelerin, seramiklerdeki kusurları ne ölçüde tetiklediğini en doğru şekilde simüle etmeyi sağlamıştır.

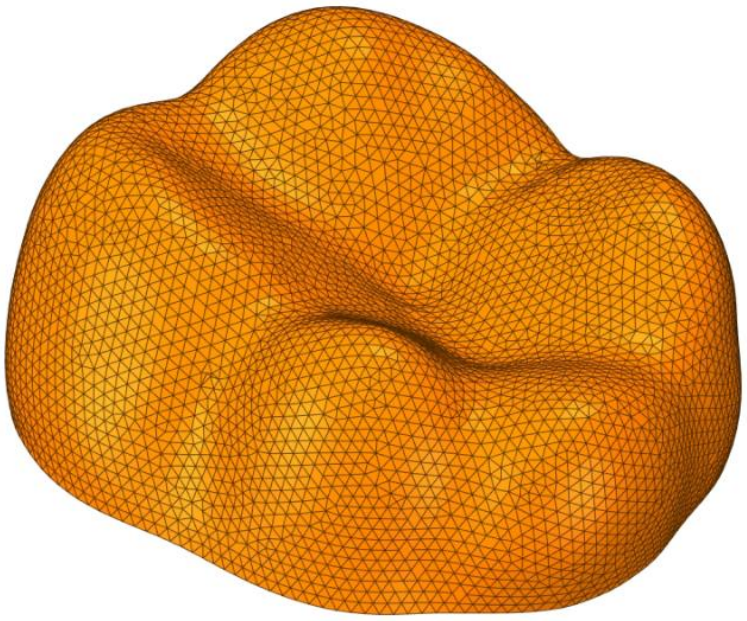
Analizlerin temelini oluşturan materyallerin mukavemet açısından göreceli performans üstünlüğü, malzeme biliminde evrensel olarak kabul görmüş bir olgudur. Parametrelerdeki potansiyel üretici bazlı sapmalar, mutlak sayısal sonuçlar üzerinde minimal etkilere neden olabilse de malzemelerin birbirlerine göre sergilediği farklılıklarını değiştirmeyecektir. Dolayısıyla, bu çalışmadan elde edilen sonuçların mertebesi ve karşılaştırmalı bulguların geçerliliği, parametrelerdeki spesifik sapmalardan temelde bağımsız olup, bu malzeme sınıflarının farklı koşullar altındaki davranışını anlamak için genellenebilir ve evrensel bir temel sunmaktadır.

3.4.1. Mesh yapısı

Bu çalışmada gerçekleştirilen sonlu elemanlar analizleri, ANSYS Workbench 2022 R2 ortamında bulunan Explicit Dynamics modülü kullanılarak yürütülmüştür. Bu çözüm altyapısı, kısa süreli ve yüksek hızlı temasların yer aldığı dinamik problemlerde, klasik implicit çözücülere kıyasla daha kararlı ve doğru sonuçlar sunmaktadır. Zaman adımı,

çözüm sırasında otomatik olarak belirlenen kritik zaman adımı ilkesine göre ayarlanarak her bir temas ve deformasyon senaryosu yüksek çözünürlükte izlenmiştir.

Modelleme sürecinde, analizlerin doğruluğunu doğrudan etkileyen mesh kalitesine özel önem verilmiştir. Geometri, CATIA V5 ile hazırlanmış ve yüzey düzgünlüğü korunarak ANSYS ortamına aktarılmıştır.



Resim 3.3 Alt birinci molar kron modelinin mesh görüntüsü

Analizlerde kullanılan geometri, zirkonya blok ve frez ucundan oluşmaktadır. Frez ucu, rijit olarak tanımlandığı için deformasyon davranışı göz önünde bulundurulmamış; yalnızca zirkonya üzerinde oluşan stres ve deformasyonlar değerlendirmeye alınmıştır.

Mesh özelleştirmeleri

- Zirkonya blok: Temas yüzeyinde lokal mesh iyileştirme uygulanarak, temas kuvvetlerinin ve gerilme dağılımının daha hassas hesaplanması sağlanmıştır. Temas bölgesinde eleman boyutu yaklaşık 0,02–0,05 mm, çevresel bölgelerde ise 0,1–0,2 mm aralığında tutulmuştur.
- Frez ucu: Rijit tanım nedeniyle çözümde deformasyona uğramadığı için, eleman boyutları daha kaba tutulmuş, bu sayede çözüm süresi optimize edilmiştir.

Mesh kalite parametreleri

Mesh yapısı oluşturulurken aşağıdaki kalite kriterleri sürekli olarak kontrol edilmiştir:

- Ortogonalite kalitesi: Ortalama değer 0,85'in üzerinde tutulmuş, düşük kalite bölgelerde yeniden meshleme yapılmıştır.
- En-boy oranı: Temas bölgesinde 5'in altında olacak şekilde sınırlandırılmıştır.
- Şekil bozulması: Kritik bölgelerde 0,3'ün altında kalması sağlanmıştır.

Toplam eleman ve düğüm sayısı

Uygulanan çap ve geometriye bağlı olarak, her bir analiz konfigürasyonunda toplam eleman sayısı 20 000 ila 40 000, düğüm sayısı ise yaklaşık 3000 ila 5000 aralığında değişmiştir.

Çözüm kararlılığı ve performans

Explicit çözücülerde zaman adımı, modeldeki en küçük eleman boyutuna bağlı olarak belirlendiğinden, çok küçük elemanlar çözüm süresini doğrudan artırmaktadır. Bu sebeple, temas hassasiyetinden ödün vermeden çevresel bölgelerde daha büyük elemanlar kullanılmış, modelin genel çözüm süresi düşürülmüştür. Çözümler yüksek çekirdek sayısına sahip işlemcilerde paralel olarak çalıştırılmıştır.

3.4.2. Sınır şartları ve yükleme

Analizde uygulanan sınır şartları ve yükleme senaryoları, gerçekçi bir frezeleme sürecinin mekanik olarak temsil edilebilmesi amacıyla dikkatle oluşturulmuştur. Bu kapsamda hem kontak tanımları hem de hareket ve kısıtlama koşulları, dental aşındırma sırasında oluşabilecek baskı ve dönme kuvvetlerinin simülasyon ortamında başarılı şekilde modellenmesini sağlamaktadır.

Kontakt tanımları

Zirkonya ve frez ucu arasında gerçekleşen temas, analizdeki en kritik mekanik etkileşimdir. Bu nedenle ANSYS Explicit Dynamics ortamında temas türü olarak sürtünmeli temas kullanılmıştır.

- Temas tipi: Yüzeyden yüzeye kontakt tanımı uygulanmıştır. Bu tanım, noktasal değil, alan bazlı kuvvet aktarımı yaparak daha doğru stres dağılımı elde edilmesini sağlar.
- Temas tanımı: Rijit olarak tanımlanan frez ucu "kontakt", zirkonya bloğu ise "hedef" yüzey olarak atanmıştır. Bu yapı, rijit cisimlerin deformasyona uğramamasını ve kuvvetlerin doğru aktarılmasını sağlar.
- Sürtünme katsayısı (μ): Gerçek dental frezeleme işlemlerinde malzeme türüne ve yüzey durumuna göre değişkenlik gösteren sürtünme katsayısı, literatürde yer alan çalışmalara dayanarak susuz senaryolarda μ = 0,45, sulu senaryolarda μ = 0,15 hesaplanmış ve tanımlanmıştır [147].

Sınır şartları

Zirkonya yüzeye uygulanan sınır şartları

Zirkonya blok, analiz süresince herhangi bir makro hareket (yer değiştirme veya dönme) göstermemelidir. Bu nedenle:

- Tüm alt yüzey ve yan yüzeylerin "ankastre kısıtlama" ile sabitlenmesi sağlanmıştır.
- Bu tanım, gerçek klinik uygulamalarda dişin çene kemiğine sabitlenmesini temsil etmektedir.
- Bu yaklaşımla, temasın doğrudan etkisi altında olan bölgelerdeki stres birikimi ve plastik deformasyon daha sağlıklı analiz edilmiştir.

Frez ucuna uygulanan yükleme şartları

Frezeleme işlemi, yalnızca dönme hareketi ile değil, aynı zamanda eksene (Z) doğru uygulanan kesme kuvvetiyle karakterize edilir. Bu durumu temsil etmek için frez ucuna iki farklı yükleme tanımlanmıştır:

Açısal hız

- Dental frezlerin çalışma aralığına uygun olarak, analizlerde 200 000 RPM, 300 000 RPM, 350 000 RPM ve 400 000 RPM olmak üzere dört farklı dönme hızı uygulanmıştır.
- Bu değerler, Remote Displacement-Rotation özelliği kullanılarak tanımlanmış, hedef açısal pozisyonlar analiz süresine uygun şekilde hesaplanarak girilmiştir.

Düşey hareket

- Frez ucunun zirkonya yüzeyine belirli bir derinlikte nüfuz etmesini simüle etmek amacıyla, frez ucuna Z yönünde sabit hızla bir yer değiştirme uygulanmıştır. Bu hareket, gerçek klinik şartlarda hekimin uyguladığı kuvvetlere benzer şekilde, frez ucuna Z yönünde etkiyen sabit bir eksenel yükleri simüle etmektedir.
- Bu kuvvet hem penetrasyon etkisini hem de temasın sürekliliğini sağlayarak gerçekçi aşındırma senaryosu oluşturur.

3.4.3. Malzeme özellikleri

Analizlerde kullanılan zirkonya bazlı dental seramikler (3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ), metallerin aksine plastik deformasyon göstermeksizin aniden kırılan gevrek yapıdaki malzemelerdir. Bu nedenle, seramiklerin fiziksel doğasını en doğru temsil eden Lineer Elastik malzeme modeli tercih edilmiştir. Malzemenin kırılma davranışı ise içyapısal kusurların dağılımını esas alan Weibull İstatistiği ile modellenmiştir.

<u>Lineer izotropik elastik model</u>

Zirkonya malzemeleri, kırılma noktasına kadar lineer elastik davranış sergiler. Bu bağlamda, ANSYS Explicit Dynamics ortamında malzeme davranışı Hooke Yasası prensiplerine göre tanımlanmış olup, gerilme-gerinim ilişkisi şu üç temel parametreye dayandırılmıştır:

- Elastisite modülü: Malzemenin rijitliğini temsil eder.
- Poisson oranı: Yanal şekil değiştirme oranıdır.
- Yoğunluk: Atalet kuvvetlerinin ve dalga yayılım hızının hesaplanmasında kullanılır.

Weibull modeli

Gevrek malzemelerin kırılma davranışı, deterministik bir sınır değerden ziyade, malzeme hacmi içerisindeki kritik kusurların boyutuna ve dağılımına bağlı stokastik bir süreçtir. Bu çalışmada, zirkonya materyallerinin yapısal güvenilirliği ve hasar olasılığı, "En Zayıf Halka" prensibine dayanan iki parametreli Weibull dağılım fonksiyonu ile karakterize edilmiştir. Analizlerde kullanılan bu iki kritik parametrenin fiziksel anlamları ve modele etkileri aşağıda tanımlanmıştır:

- Karakteristik dayanım: Weibull kümülatif dağılım fonksiyonunda, test edilen numunelerin kırılmasının beklendiği gerilme seviyesini ifade eden ölçek parametresidir. Malzemenin teorik olarak ulaşabileceği potansiyel mukavemet kapasitesini temsil eder.
- Weibull Modülü: Malzemenin mukavemet verilerinin saçılım genişliğini ve dolayısıyla materyalin yapısal güvenini ifade eden birimsiz bir parametredir. Bu parametre, malzeme içindeki kusur popülasyonunun homojenliğini temsil eder.

Çizelge 3.1. Zirkonya bloklarının malzeme özellikleri [146]

Kategori	**Özellik**	**3Y-TZP**	**4Y-PSZ**	**5Y-PSZ**	**Birim**
Yoğunluk	Yoğunluk	6080	6060	6050	kg/m^3
Elastik	Young's Modülü	2,1e+05	2,05e+05	2,00e+05	MPa
	Poisson Oranı	0,300	0,310	0,320	-
	Bulk Modülü	1,75e+05	1,79e+05	1,85e+05	MPa
	Shear Modülü	80769	78244	75757	MPa
Weibull	Karakteristik Dayanım	837,41	415,37	318,50	MPa
	Weibull Modülü	8,96	6,03	5,76	-

3.4.4. Analiz kriterleri

Bu çalışmada, zirkonya örnek yüzeylerine chamfer frez ile uygulanan yüksek hızlı aşındırma işleminin, mekanik etkilerini değerlendirmek amacıyla gerçekleştirilen sonlu elemanlar

analizlerinde, materyal tepkisini ve potansiyel hasar riskini yansıtan temel parametreler esas alınmıştır. Monolitik zirkonyanın kırılgan doğası ve klinik uyumlandırma sırasında karşılaşılan yükleme koşulları göz önünde bulundurularak analiz kriterleri belirlenmiştir [146].

Temel izleme büyüklükleri

Zirkonya, plastik deformasyon göstermeden, aniden kırılma ihtimali oldukça yüksek, gevrek bir seramik malzemedir. Bu çalışmada, gevrek malzemelerin kırılma davranışlarını temsil eden “Maksimum Esas Gerilme” kriteri esas alınmıştır. Analizlerde, malzemenin gerilmeler altındaki davranışları izlenerek pozitif esas gerilmeler, potansiyel çatlak başlatıcı unsurlar olarak değerlendirilmiştir.

Olasılıksal kırılma analizi (weibull analizi)

Seramik malzemelerin mukavemeti, içyapılarındaki mikroskobik kusurların dağılımına bağlı olarak büyük değişkenlik gösterir. Bu nedenle, tek bir "maksimum stres" değerine dayalı deterministik bir karşılaştırma (Stress > Strength), malzemenin gerçek güvenilirliğini yansıtmakta yetersiz kalabilmektedir [146]. Bu nedenle hesaplama sürecinde, modeldeki tek bir tepe gerilme değeri yerine, sonlu elemanlar ağını oluşturan tüm elemanların maruz kaldığı gerilme değerleri ve bu elemanların hacimleri ayrı ayrı dikkate alınmıştır. Sonlu elemanlar analizinden elde edilen bu stres verileri, Weibull İstatistiği kullanılarak parçanın kümülatif kırılma olasılığı hesaplanmıştır.

Matematiksel formülü şu şekildedir:

$$\mathcal{P}_f = 1 - \exp\left(-\sum_{i=1}^{n}\left[\left(\frac{\sigma_i}{\sigma_0}\right)^m . \frac{V_{el}}{V_0}\right]\right)$$

σ_i: i eleman üzerindeki Maksimum Esas gerilme
σ_0: Karakteristik Dayanım
m: Weibull modülü

V_{el}: Tek bir sonlu eleman hacmi
V_0: Referans hacim

olarak alınmıştır. Bu yöntem ile stresin büyüklüğünden de öte, etki ettiği hacmi de hesaba katarak analizler gerçekleştirilmiştir.

Tribolojik koşulların simülasyona etkisi

Bu çalışmada, sulu ve susuz frezeleme koşullarının materyal üzerinde yarattığı mekanik gerilme farkları, termal analizlerden bağımsız olarak, takım-malzeme arayüzündeki etkileşim parametreleri üzerinden modellenmiştir. Soğutma sıvısının kesme işlemindeki rolü sadece ısı transferi ile sınırlı olmayıp, sürtünme katsayısını ve kesme kuvvetlerini doğrudan değiştiren kritik bir mekanik bileşendir. Bu nedenle, iki farklı ortam, literatürdeki deneysel verilerle uyumlu spesifik sürtünme katsayıları ile temsil edilmiştir.

Sulu frezeleme

Sulu aşındırma analizlerinde, soğutma sıvısının sağladığı sıvı ortam, kesici uç ile zirkonya yüzeyi arasında mikroskobik bir film tabakası oluşturarak doğrudan asperite temasını engeller. Bunun dışında sıvının sağladığı yüksek akış hızı, kesme bölgesindeki mikroskobik debrisin etkin bir şekilde tahliyesini sağlayarak, sürtünmeyi artıran önemli bir mekanizmayı minimize eder. Literatür verisi referans alınarak, sulu koşullar için sürtünme katsayısı μ = 0,15 olarak belirlenmiştir [147].

Susuz frezeleme

Susuz aşındırma analizlerinde, yağlayıcı filmin yokluğunda gerçekleşen agresif kuru kayma mekanizmalarını temsil eder. Bu koşulda, takım ve malzeme arasındaki doğrudan temas artmakta ve kesme bölgesinde biriken talaşlar sürtünme direncini yükseltmektedir. Yüksek hızlı kesimlerde oluşan lokal sıcaklık artışları, takım-malzeme arayüzünde reaksiyon tetikleyerek koruyucu oksit tabakalarının meydana gelmesine neden olur. Seramik metal sürtünmesi üzerine yapılan çalışmalar, yüksek hızlarda bu oranın 0.4-0.5 aralığında kabul edilebileceğini göstermektedir. Bu bulgulara dayanarak, susuz frezeleme koşullarının yarattığı artan mekanik direnci ve kesme kuvvetlerini en gerçekçi şekilde yansıtmak amacıyla sürtünme katsayısı μ = 0,45 olarak belirlenmiştir [147].

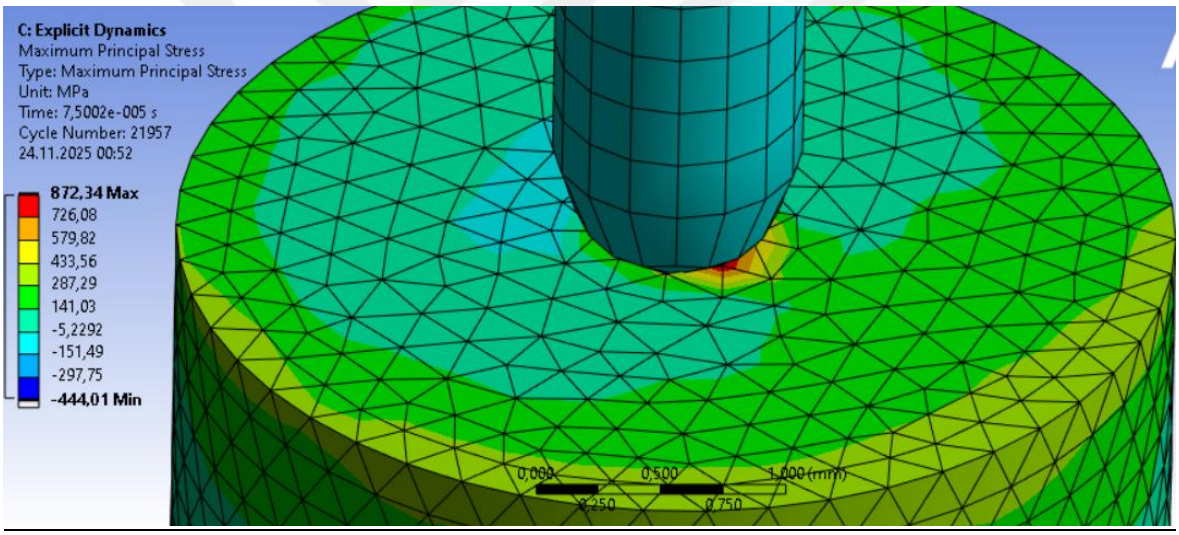
4. BULGULAR

4.1. Termal Etkili (Susuz)

Bu başlık altında, 1,0 mm frez ucu kullanılarak susuz (termal etkili) aşındırma koşulları altında, 3Y-TZP, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ zirkonya materyalleri üzerinde gerçekleştirilen Explicit Dynamics analizlerinin sonuçları sunulmuştur.

4.1.1. Materyal özelinde devir hızı karşılaştırması

Her bir zirkonya materyalinin, artan dönme hızlarına (200 000 RPM, 300 000 RPM, 350 000 RPM ve 400 000 RPM) verdiği mekanik tepkiler ayrı ayrı incelenmiştir.



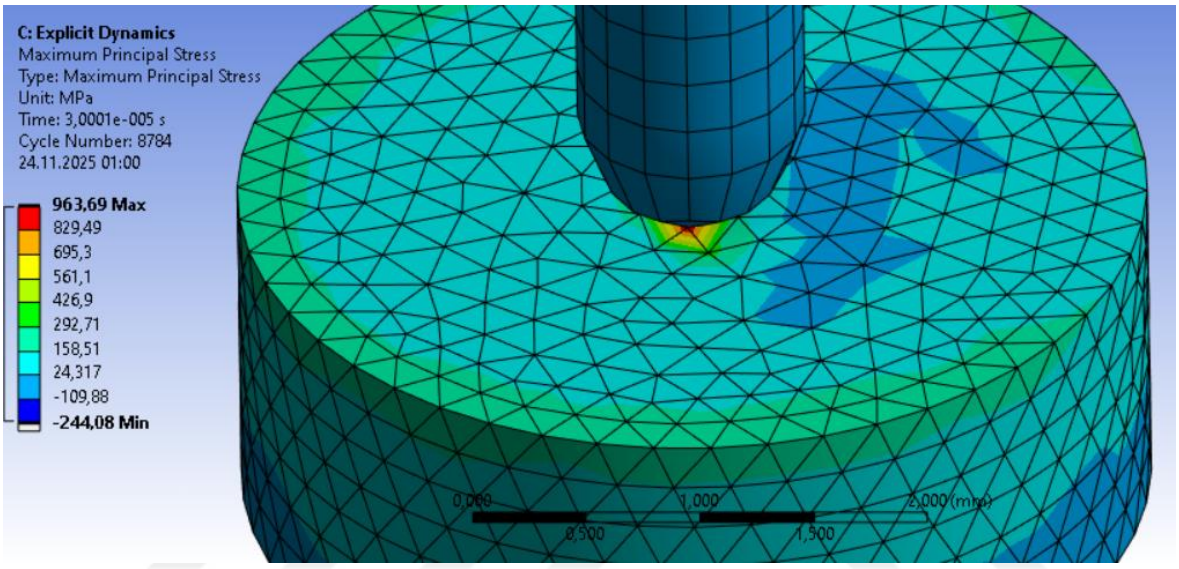
Şekil 4.1. Susuz ortamda 200 000 RPM maksimum esas gerilme

```
Maksimum Simülasyon Stresi: 872.34 MPa
MALZEME                        | m     | Sigma0   | R0 (Risk)       | PoF SONUCU (%)
-------------------------------------------------------------------------------------
5Y-PSZ (UTML - Deneysel)       | 5.76  | 318.50   | 1.4818          | % 77.28
4Y-PSZ (STML - Deneysel)       | 6.03  | 415.37   | 0.3526          | % 29.72
3Y-TZP (HTML - Deneysel)       | 8.96  | 837.41   | 0.0034          | % 0.34
-------------------------------------------------------------------------------------
```

Şekil 4.2. Susuz ortamda 200 000 RPM Weibull analizi

200 000 RPM'de susuz koşullarda yapılan aşındırmanın ardından gerçekleştirilen Weibull analizi, zirkonya türleri arasındaki mekanik performans farklarını belirgin şekilde ortaya koymuştur. Aşındırma sonrası 5Y-PSZ materyalinde kırılma olasılığı %77,28 gibi yüksek

bir seviyede hesaplanmış, bu da yüksek translusent yapının yüzey hasarına karşı en duyarlı grup olduğunu göstermiştir. 4Y-PSZ materyalinde kırılma olasılığı %29,72'ye düşerken, 3Y-TZP yalnızca %0,34 kırılma olasılığı ile en dirençli yapı olarak öne çıkmıştır. Bu sonuçlar, susuz yüksek hızlı aşındırmanın özellikle kübik faz oranı yüksek zirkonya materyallerinde kırılma riskini anlamlı şekilde artırdığını, buna karşın 3Y-TZP'nin bu koşullara karşı en yüksek dayanımı koruduğunu göstermektedir.



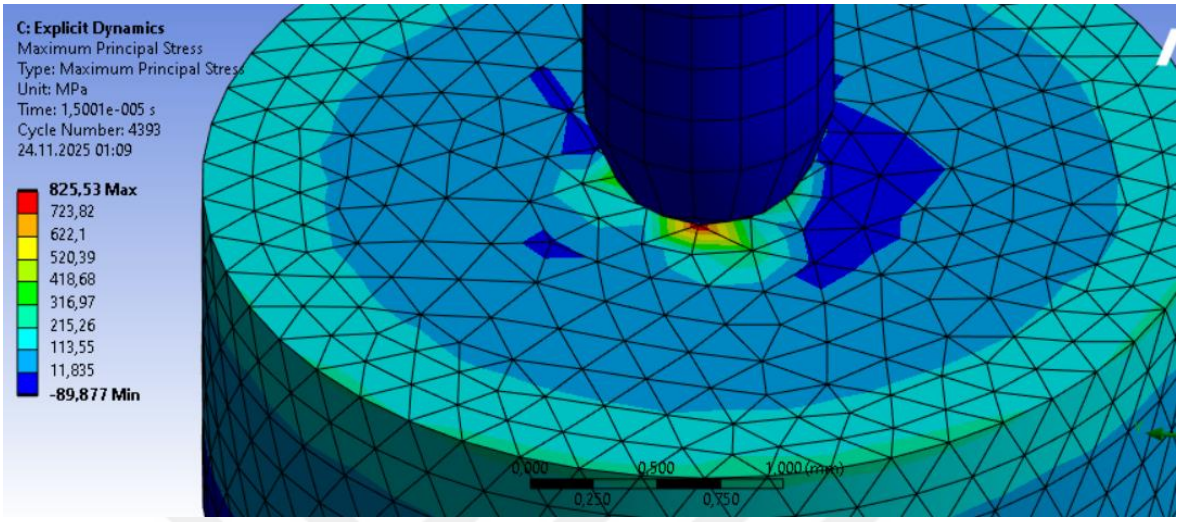
Şekil 4.3. Susuz ortamda 300 000 RPM maksimum esas gerilme

```
Maksimum Simülasyon Stresi: 963.69 MPa
MALZEME                        | m     | Sigma0    | R0 (Risk)        | PoF SONUCU (%)
-------------------------------------------------------------------------------------------
5Y-PSZ (UTML - Deneysel)       | 5.76  | 318.50    | 1.1339           | % 67.82
4Y-PSZ (STML - Deneysel)       | 6.03  | 415.37    | 0.3038           | % 26.20
3Y-TZP (HTML - Deneysel)       | 8.96  | 837.41    | 0.0065           | % 0.65
-------------------------------------------------------------------------------------------
```

Şekil 4.4. Susuz ortamda 300 000 RPM Weibull analizi

963,69 MPa maksimum simülasyon stresi altında yapılan Weibull analizine göre, 5Y-PSZ materyalinin kırılma olasılığı %67,82 olarak hesaplanmış olup bu grup, yüksek translusent yapısı nedeniyle yüzey hasarına karşı en duyarlı materyal olmayı sürdürmüştür. 4Y-PSZ için kırılma olasılığı %26,20 olarak bulunmuş ve orta düzeyde bir risk profili ortaya koymuştur. Buna karşın 3Y-TZP yalnızca %0,65 kırılma olasılığıyla en yüksek mekanik dayanımını koruyan materyal olarak öne çıkmıştır. Bu sonuçlar, 300 000 RPM'de susuz aşındırma sonrasında dahi 3Y-TZP'nin yapısal bütünlüğünü büyük ölçüde koruduğunu; kübik faz oranı

yüksek olan 5Y-PSZ'nin ise aynı koşullar altında belirgin şekilde artmış kırılma riski taşıdığını göstermektedir.

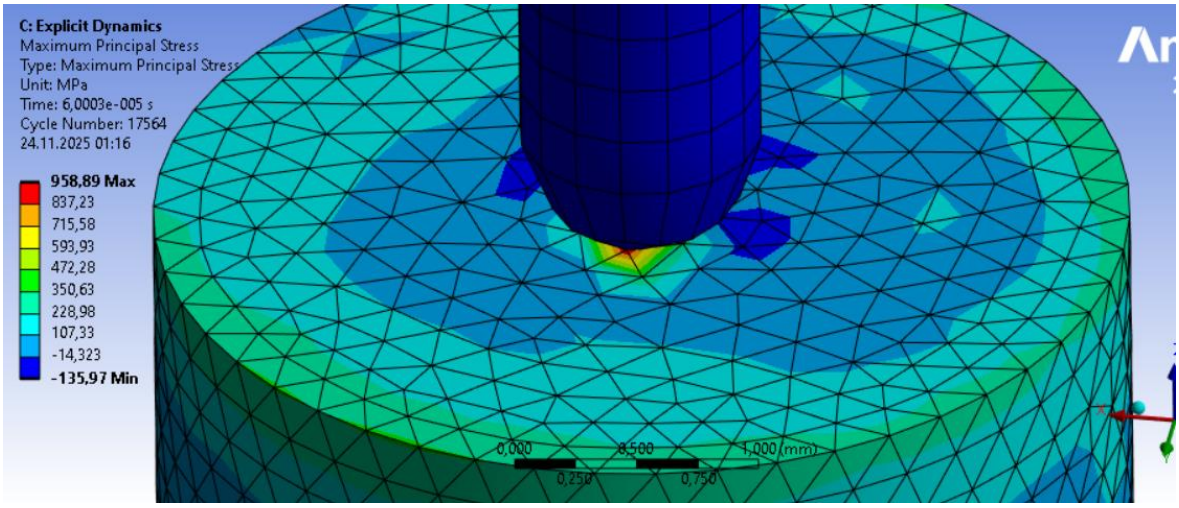


Şekil 4.5. Susuz ortamda 350 000 RPM maksimum esas gerilme

```
Maksimum Simülasyon Stresi: 825.53 MPa
MALZEME                        | m     | Sigma0   | R0 (Risk)        | PoF SONUCU (%)
-------------------------------------------------------------------------------------------
5Y-PSZ (UTML - Deneysel)       | 5.76  | 318.50   | 0.6440           | % 47.48
4Y-PSZ (STML - Deneysel)       | 6.03  | 415.37   | 0.1613           | % 14.89
3Y-TZP (HTML - Deneysel)       | 8.96  | 837.41   | 0.0019           | % 0.18
-------------------------------------------------------------------------------------------
```

Şekil 4.6. Susuz ortamda 350 000 RPM Weibull analizi

350 000 RPM'de gerçekleştirilen susuz aşındırma sonrası elde edilen Weibull analizi sonuçları, zirkonya grupları arasındaki dayanım farklılıklarını belirgin biçimde ortaya koymuştur. 825,53 MPa maksimum simülasyon stresinde 5Y-PSZ materyalinin kırılma olasılığı %47,48 olarak hesaplanmış ve yüksek translusent yapısı nedeniyle aşındırmaya karşı en duyarlı grup olmayı sürdürmüştür. 4Y-PSZ grubunda kırılma olasılığı %14,89'a düşerek orta düzeyde bir risk profili sergilenmiştir. 3Y-TZP ise yalnızca %0,18 kırılma olasılığıyla yüksek hızda, susuz koşullarda bile mekanik bütünlüğünü büyük ölçüde koruyan en dirençli materyal olarak öne çıkmıştır. Bu bulgular, artan hızın genel olarak kırılma riskini artırmasına rağmen 3Y-TZP'nin yapısal stabilitesinin bu koşullarda dahi korunduğunu göstermektedir. Farklı hızlarla karşılaştırıldığında, istatistiksel olarak en düşük toplam kırılma oranlarının 350 000 RPM'de gözlenmesi, bu hızın susuz aşındırma işlemleri için en optimal çalışma hızı olduğunu göstermekte; hem düşük kırılma riski hem de yeterli işlem verimliliği açısından en dengeli performansı sunduğunu ortaya koymaktadır.



Şekil 4.7. Susuz ortamda 400 000 RPM maksimum esas gerilme

```
Maksimum Simülasyon Stresi: 958.89 MPa
MALZEME                        | m     | Sigma0   | R0 (Risk)       | PoF SONUCU (%)
-------------------------------------------------------------------------------------------
5Y-PSZ (UTML - Deneysel)       | 5.76  | 318.50   | 1.2223          | % 70.54
4Y-PSZ (STML - Deneysel)       | 6.03  | 415.37   | 0.3186          | % 27.28
3Y-TZP (HTML - Deneysel)       | 8.96  | 837.41   | 0.0062          | % 0.62
-------------------------------------------------------------------------------------------
```

Şekil 4.8. Susuz ortamda 400 000 RPM Weibull analizi

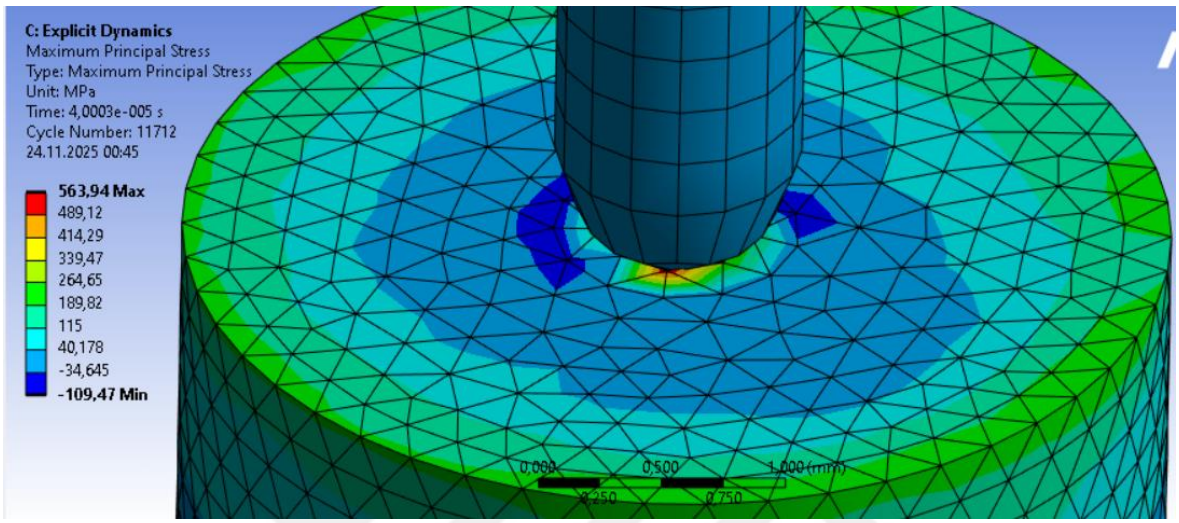
400 000 RPM'de susuz koşullarda gerçekleştirilen aşındırma sonrasında elde edilen Weibull analizi, zirkonya grupları arasındaki mekanik performans farklarını belirgin şekilde göstermektedir. 958,89 MPa maksimum simülasyon stresi altında 5Y-PSZ materyalinin kırılma olasılığı %70,54 olarak hesaplanmış ve yüksek translusent yapısı nedeniyle bu hızda da en yüksek kırılma riskine sahip grup olmuştur. 4Y-PSZ için kırılma olasılığı %27,28 olarak bulunmuş ve orta düzeyde bir risk profili ortaya koymuştur. Buna karşın 3Y-TZP yalnızca %0,62 kırılma olasılığıyla yüksek yapısal stabilitesini koruyarak bu koşullar altında en dayanıklı materyal olarak öne çıkmıştır.

4.2. Termal Etkisiz (Sulu)

Bu başlık altında, 1,0 mm frez ucu kullanılarak sulu (termal etkisiz) aşındırma koşulları altında, 3Y-TZP, 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ zirkonya materyalleri üzerinde gerçekleştirilen Explicit Dynamics analizlerinin sonuçları sunulmuştur.

4.2.1. Materyal özelinde devir hızı karşılaştırması

Her bir zirkonya materyalinin, artan dönme hızlarına (200 000 RPM, 300 000 RPM, 350 000 RPM ve 400 000 RPM) verdiği mekanik tepkiler ayrı ayrı incelenmiştir.



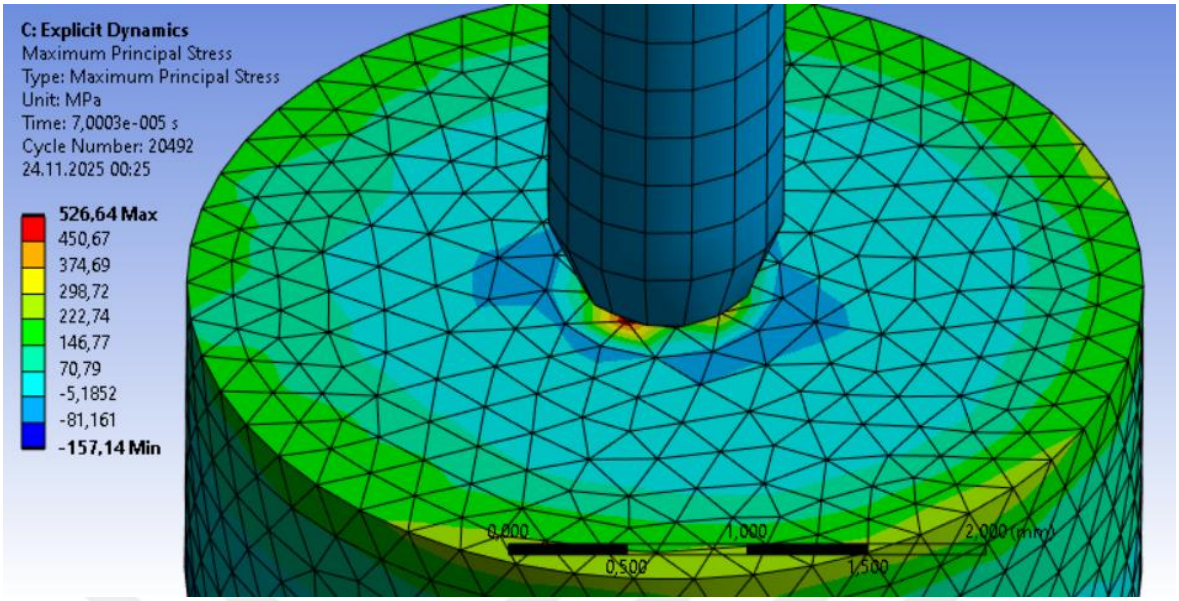
Şekil 4.9. Sulu ortamda 200 000 RPM maksimum esas gerilme

Maksimum Simülasyon Stresi: 563.94 MPa

MALZEME	m	Sigma0	R0 (Risk)	PoF SONUCU (%)
5Y-PSZ (UTML - Deneysel)	5.76	318.50	0.0967	% 9.22
4Y-PSZ (STML - Deneysel)	6.03	415.37	0.0203	% 2.01
3Y-TZP (HTML - Deneysel)	8.96	837.41	0.0001	% 0.01

Şekil 4.10. Sulu ortamda 200 000 RPM Weibull analizi

200 000 RPM'de sulu koşullarda gerçekleştirilen aşındırma sonrası elde edilen Weibull analizine göre, maksimum simülasyon stresi olan 563,94 MPa altında 5Y-PSZ materyalinin kırılma olasılığı %9,22 olarak hesaplanmış ve su soğutmasının bu gruptaki kırılma riskini belirgin biçimde azalttığı görülmüştür. 4Y-PSZ materyalinde kırılma olasılığı %2,01'e düşerek orta derecede bir dayanım artışı sağlanırken, 3Y-TZP yalnızca %0,01 kırılma olasılığıyla en yüksek mekanik stabiliteyi sunmuştur. Bu sonuçlar, su soğutmasının 200 000 RPM gibi yüksek hızlarda yüzey sıcaklığını azaltarak mikroçatlak oluşumunu önemli ölçüde sınırladığını ve özellikle kübik faz oranı yüksek zirkonyalarda kırılma riskini dramatik biçimde azalttığını göstermektedir.



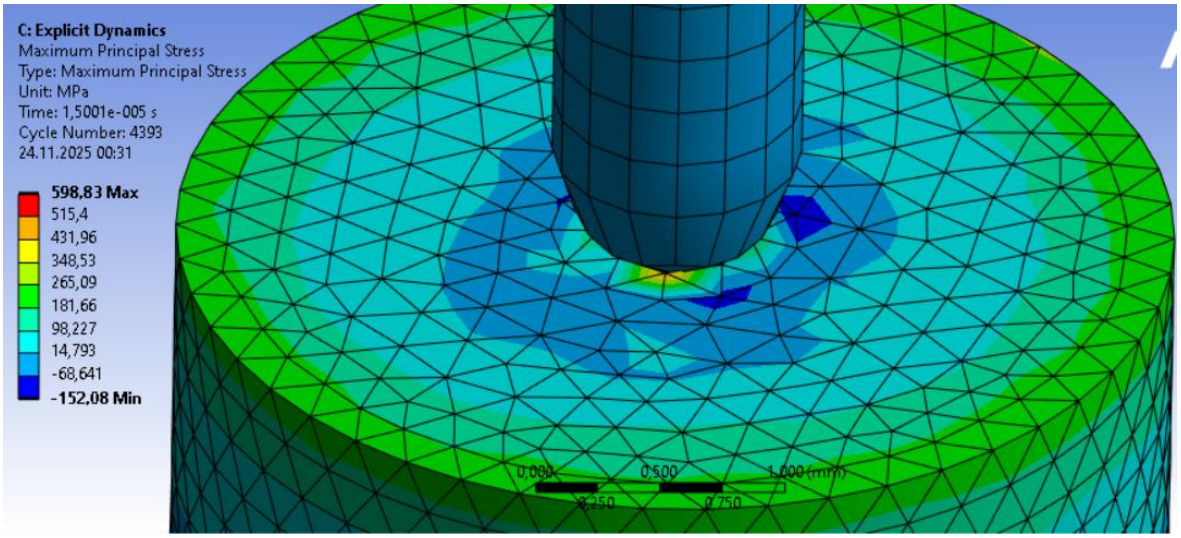
Şekil 4.11. Sulu ortamda 300 000 RPM maksimum esas gerilme

Maksimum Simülasyon Stresi: 526.64 MPa

MALZEME	m	Sigma0	R0 (Risk)	PoF SONUCU (%)
5Y-PSZ (UTML - Deneysel)	5.76	318.50	0.1476	% 13.72
4Y-PSZ (STML - Deneysel)	6.03	415.37	0.0299	% 2.94
3Y-TZP (HTML - Deneysel)	8.96	837.41	0.0000	% 0.00

Şekil 4.12. Sulu ortamda 300 000 RPM Weibull analizi

300 000 RPM'de sulu koşullarda gerçekleştirilen aşındırma sonrasında elde edilen Weibull analizine göre, maksimum simülasyon stresi olan 526,64 MPa altında 5Y-PSZ materyalinin kırılma olasılığı %13,72 olarak hesaplanmış olup, su soğutmasının bu gruptaki kırılma riskini belirgin biçimde azalttığı görülmüştür. 4Y-PSZ materyalinde kırılma olasılığı %2,94 seviyesine düşerek orta derecede bir dayanım artışı sağlanırken, 3Y-TZP materyalinde kırılma olasılığı %0,00 olarak belirlenmiş ve bu grup en yüksek mekanik stabiliteyi göstermiştir. Bu bulgular, 300 000 RPM gibi son derece yüksek hızlarda uygulanan su soğutmasının yüzey sıcaklığını etkili bir biçimde düşürerek mikroçatlak oluşumunu sınırladığını; özellikle kübik faz oranı yüksek zirkonya materyallerinde kırılma riskini anlamlı ölçüde azalttığını ortaya koymaktadır.

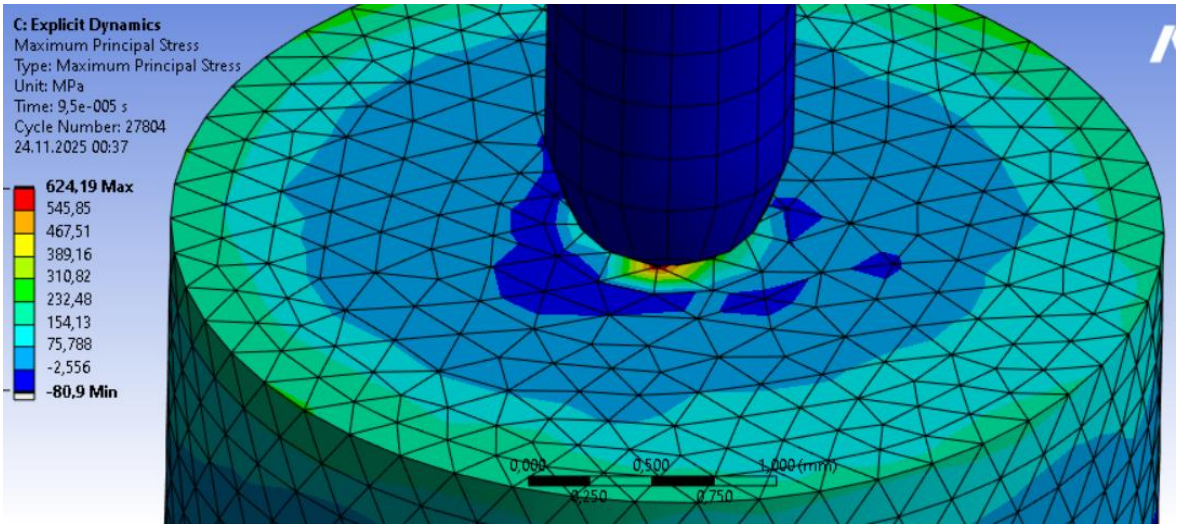


Şekil 4.13. Sulu ortamda 350 000 RPM maksimum esas gerilme

```
Maksimum Simülasyon Stresi: 598.83 MPa
MALZEME                        | m     | Sigma0   | R0 (Risk)        | PoF SONUCU (%)
-------------------------------------------------------------------------------------------
5Y-PSZ (UTML - Deneysel)       | 5.76  | 318.50   | 0.1629           | % 15.03
4Y-PSZ (STML - Deneysel)       | 6.03  | 415.37   | 0.0348           | % 3.42
3Y-TZP (HTML - Deneysel)       | 8.96  | 837.41   | 0.0001           | % 0.01
-------------------------------------------------------------------------------------------
```

Şekil 4.14. Sulu ortamda 350 000 RPM Weibull analizi

350 000 RPM'de sulu koşullarda gerçekleştirilen aşındırma sonrasında elde edilen Weibull analizine göre, maksimum simülasyon stresi olan 598,83 MPa altında 5Y-PSZ materyalinin kırılma olasılığı %15,03 olarak belirlenmiş ve bu hız seviyesinde su soğutmasının, yüksek kubik faz içeriğine sahip zirkonyalarda kırılma riskini önemli ölçüde azalttığı görülmüştür. 4Y-PSZ materyalinde kırılma olasılığı %3,42'ye düşerek orta düzeyde bir dayanım artışı sağlanırken, 3Y-TZP materyali %0,01 gibi son derece düşük bir kırılma olasılığı göstererek en yüksek mekanik stabiliteyi sunmuştur. Bu sonuçlar, 350 000 RPM gibi ultra yüksek hızlarda uygulanan su soğutmasının yüzey sıcaklığını etkin biçimde kontrol ederek mikroçatlak oluşumunu sınırladığını ve özellikle daha yüksek mukavemet sınıfındaki zirkonyalarda kırılma riskini minimal seviyeye indirdiğini ortaya koymaktadır.



Şekil 4.15. Sulu ortamda 400 000 RPM maksimum esas gerilme

Maksimum Simülasyon Stresi: 624.19 MPa

MALZEME	m	Sigma0	R0 (Risk)	PoF SONUCU (%)
5Y-PSZ (UTML - Deneysel)	5.76	318.50	0.1429	% 13.32
4Y-PSZ (STML - Deneysel)	6.03	415.37	0.0315	% 3.10
3Y-TZP (HTML - Deneysel)	8.96	837.41	0.0001	% 0.01

Şekil 4.16. Sulu ortamda 400 000 RPM Weibull analizi

400 000 RPM'de sulu koşullarda gerçekleştirilen aşındırma sonrasında elde edilen Weibull analizine göre, maksimum simülasyon stresi olan 624,19 MPa altında 5Y-PSZ materyalinin kırılma olasılığı %13,32 olarak hesaplanmış ve su soğutmasının yüksek hızlarda oluşan termal gerilmeleri azaltarak bu gruptaki kırılma riskini anlamlı biçimde sınırlandırdığı görülmüştür. 4Y-PSZ materyalinde kırılma olasılığı %3,10 seviyesine düşerek orta derecede bir dayanım artışı sağlanırken, 3Y-TZP materyali %0,01 gibi son derece düşük bir kırılma olasılığı ile en yüksek mekanik stabiliteyi göstermiştir. Bu bulgular, 400 000 RPM gibi aşırı yüksek devirlerde gerçekleştirilen aşındırma işlemlerinde su soğutmasının yüzey sıcaklığını etkin şekilde kontrol ederek mikroçatlak oluşumunu belirgin ölçüde azalttığını ve özellikle yüksek dayanımlı zirkonya materyallerinde kırılma riskini minimum seviyeye indirdiğini ortaya koymaktadır.

4.3. Bulguların Değerlendirilmesi

Bu çalışmada, farklı jenerasyon zirkonya materyallerinin (3Y-TZP, 4Y-PSZ, 5Y-PSZ) frezeleme işlemi sırasındaki mekanik davranışları, farklı devir hızları (200 000 RPM, 300

000 RPM, 350 000 RPM, 400 000 RPM) ve tribolojik koşullar (sulu/susuz) altında incelenmiştir. Elde edilen bulgular, materyal tipi, kesme hızı ve yağlama koşullarının kırılma olasılığı üzerindeki etkileşimli rolünü ortaya koymaktadır.

Materyal yapısının kırılma direncine etkisi

Tüm analizlerde 3Y-TZP materyali, en agresif koşullarda bile (Susuz, 400 000 RPM) %1'in altında bir kırılma olasılığı sergileyerek yapısal bütünlüğünü korumuştur. Buna karşılık, 5Y-PSZ materyali, özellikle susuz koşullarda %77'ye varan kırılma olasılıkları ile katastrofik hasar riski taşımaktadır.

Tribolojik etki: sulu ve susuz aşındırma farkı

Sulu koşullarda, sürtünme katsayısının düşüklüğü sayesinde maksimum gerilmeler 520-620 MPa bandında sınırlı kalmıştır. Bu analizde en zayıf materyal olan 5Y-PSZ için bile risk %9-%15 seviyelerinde (yönetilebilir risk) seyretmiştir.

Susuz koşullarda ise, artan sürtünme direnci gerilmeleri 820-960 MPa seviyelerine fırlatmıştır. Bu artış, 5Y-PSZ için kırılma riskini %15'ten %70-%77 bandına (yüksek kritiklik seviyesine) taşımıştır.

Devir hızının etkisi

Çalışmanın en dikkat çekici bulgusu, devir hızı ile gerilme oluşumu arasında doğrusal olmayan bir ilişkinin tespit edilmesidir. Özellikle susuz analizlerde, stres ve risk değerleri aşağıdaki değerleri göstermiştir:

- 200 000 RPM: Yüksek Risk (%77,28 PoF, 872 MPa)
- 300 000 RPM: Yüksek Risk (%67,82 PoF, 963 MPa)
- 350 000 RPM: "Kabul Edilebilir Nokta" (En Düşük Risk: %47,48 PoF, 825 MPa)
- 400 000 RPM: Yüksek Risk (%70,54 PoF, 958 MPa)

Bu davranış, aşındırma dinamiğindeki güvenli çalışma sınırları ile açıklanabilmektedir.

- Düşük Hız (200 000 RPM): Yetersiz kesme hızı, materyal üzerinde "kesme"den ziyade "sürükleme/koparma" mekanizmasının baskın olmasına ve birim talaş başına düşen kuvvetin artmasına neden olabilmektedir.
- Yüksek Hız (400 000 RPM): Artan merkezkaç kuvvetleri ve darbe enerjisi, sistemin rijitliğini zorlayarak gerilmeleri tekrar tırmandırmıştır.
- Optimum Hız (350 000 RPM): Bu spesifik frez-materyal çifti için rezonans titreşimlerinin minimize olduğu ve kesme verimliliğinin maksimize olduğu dinamik bir güvenli nokta olarak öne çıkmaktadır. Bu hızda çalışmak, susuz kesimin getirdiği ekstra yükü %30-%40 oranında absorbe edebilmektedir.

5. TARTIŞMA

Birçok çalışmada [79, 90, 146, 148-156], klinik ortamda uyumlandırma işlemleri sırasında monolitik zirkonya materyallerinin mekanik özelliklerinde meydana gelen değişiklikler incelenmiştir. Bu tez çalışmasında, klinikte aşındırma amacıyla kullanılan ve 200 000–400 000 RPM arasında çalışan döner el aletleri (aeratör ve mikromotor) ile sulu ve susuz ortamlarda uygulanmasının zirkonya yüzeyi üzerindeki etkileri değerlendirilmiştir. Ayrıca, farklı translusensi değerlerine sahip monolitik zirkonya materyallerin mekanik özellikleri incelenmiştir.

Farklı translusensi değerlerine sahip monolitik zirkonya materyalleri ile farklı döner el aletleri, devir hızları ve tribolojik koşulları birlikte ele alan çalışmaların sayıca sınırlı olduğu tespit edilmiştir [79, 90, 146, 148-156]. Bu nedenle bu tez çalışmasında, farklı translusensi düzeylerine sahip monolitik zirkonya restorasyonlarında oklüzal uyumlama amacıyla yapılan yüzey aşındırma işlemlerinin uzun dönem mekanik etkileri araştırılmıştır.

Döner el aletlerinin farklı devirlerde çalışmasının zirkonya üzerindeki mekanik etkileri değerlendirilmiştir. [79, 90, 150, 153] Yüksek ve düşük devirli el aletleri ile yapılan aşındırma işlemlerinin zirkonya yüzeyinde oluşturduğu değişimlerin karşılaştırıldığı çalışmalarda, farklı RPM seviyelerinde uygulanan bu işlemlerin yüzey pürüzlülüğü, faz dönüşümü ve eğilme direnci gibi mekanik özellikler üzerindeki etkileri analiz edilmiş ve el aletinin devrinin artmasıyla işlem sırasında oluşan ısı ve mekanik stresin zirkonya yapısını farklı biçimlerde etkileyebileceği gösterilmiştir. Bu nedenle, klinik uygulamalarda el aletinin devri ve kullanılan frez tipi, zirkonyanın uzun dönem dayanıklılığı açısından dikkatle seçilmelidir.

İşeri ve diğerlerinin, farklı aşındırma protokollerinin monolitik zirkonya üzerindeki eğilme dayanımını ve aşındırma sırasında oluşan sıcaklık artışını değerlendirdikleri çalışmalarında, her biri ortasında 1 × 3 mm'lik küçük bir disk barındıran, 15 × 1.2 mm boyutlarında 40 zirkonya disk 4 gruba ayrılmıştır (n=10). Yüksek hızlı aeratör ve düşük devirli mikromotor ile iki farklı protokol (sürekli aşındırma ve 10 saniye aşındırma + 10 saniye bekleme şeklinde periyodik aşındırma) uygulanmıştır. Kontrol grubundaki disklerde aşındırma uygulanmamıştır. Tüm örneklerin iki eksenli eğilme dayanımları üniversal test cihazında belirlenmiş ve veriler istatistiksel olarak analiz edilmiştir. Uygulanan tüm aşındırma

işlemleri monolitik zirkonya materyalinin eğilme dayanımını anlamlı düzeyde düşürmüştür (P<.01). Yüksek hızlı aeratörle aşındırılan örneklerin ortalama dayanımı (815 MPa), mikromotor kullanılarak aşındıran gruplardan (718 MPa) anlamlı şekilde daha yüksek bulunmuştur. Ayrıca mikromotorla yapılan aşındırmalarda tespit edilen ortalama yüzey sıcaklığı (127°C), aeratör grubundakine kıyasla (63°C) önemli ölçüde daha yüksek bulunmuştur (P<.01). Sonuç olarak, zirkonyanın aşındırılması eğilme dayanımını azaltmakta olup, sürekli çalışan yüksek hızlı aeratörle yapılan işlem bu olumsuz etkiyi en aza indirmektedir [90]. Bulgular, bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlarla da uyum olup; artan sürtünme ve yetersiz soğutma koşullarında oluşan sıcaklık ve yüzey hasarının kırılma olasılığını belirgin biçimde artırdığı görülmüştür. Bununla birlikte, bu tez çalışmasında farklı devir hızlarının da kırılma riski üzerinde belirleyici olduğu ve özellikle 350 000 RPM'de daha dengeli bir gerilme dağılımı ile daha düşük kırılma olasılığı elde edildiği gösterilmiştir.

İşeri ve diğerlerinin yaptıkları başka bir çalışmada ise, 320 000 RPM'de çalışan yüksek hızlı ve 22 000 RPM'de çalışan düşük hızlı el aletleri kullanılarak yapılan farklı aşındırma sürelerinin (kesintisiz ve kısa süreli) zirkonya materyallerinin eğilme dirençleri üzerindeki etkileri incelenmiştir. Sonuçlar, kısa süreli yüksek hızlı aşındırma işleminin test grupları arasında en yüksek ortalama eğilme direncini sağladığını göstermiştir (878,5 ± 194,8 MPa); buna karşılık, sürekli düşük hızlı aşındırma işlemi en düşük ortalama eğilme direncine sahip iken (733,8 ± 94,2 MPa), en yüksek dayanım değeri ise herhangi bir aşındırma işlemi uygulanmamış kontrol grubunda (928,4 ± 186,5 MPa) elde edilmiştir. Ancak, gruplar arasındaki farklılıklar istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır (p>0,05). Bu bulgular, yüksek devirli el aletlerinin kısa süreli kullanımı ile zirkonya materyalinde mekanik dayanımın korunabileceğini gösterirken, düşük devirli sürekli aşındırmanın malzemenin mukavemetini arttırabileceğini düşündürmektedir [153]. Bulgular, bu tez çalışmasının sonuçlarıyla genel olarak uyum göstermektedir. Yüksek devirli ve kontrollü aşındırma koşullarında mekanik dayanımın daha iyi olduğunu, buna karşın düşük hız ve sürekli aşındırma koşullarında yüzey hasarının artmasına bağlı olarak dayanımın azaldığı görülmektedir.

Kosmač ve diğerleri, yüksek hızlı bir el aletine takılmış 150 µm grenli elmas frez ile manuel olarak uygulanan kumlama, sulu ve susuz aşındırmanın zirkonya üzerindeki etkilerini incelemişler ve 150 000 RPM hızında dönen kalın grenli frezle yapılan aşındırma işlemi sırasında kıvılcımlar gözlemlendiği bildirmişlerdir. Mekanik dayanımın düşüklüğü, lokal

olarak m→t faz dönüşümünün geri döndüğü sıcaklıkların üzerine çıkılmasıyla açıklanmıştır. İşeri ve diğerlerinin çalışmasında kullanılan 320 000 RPM'lik daha yüksek dönüş hızı, Kosmač ve diğerlerinin kullandığı hızdan farklıdır ve daha düşük sıcaklık oluşmasına neden olmuştur. Bu durum, bu tez çalışmasıda yüksek hızlı el aletiyle yapılan aşındırma sonrasında örneklerin eğilme dayanımının (823,5–878,5 MPa) kontrol grubuna (928,4 MPa) göre fazla azalmamış olmasını açıklayabilmektedir [79]. Bulgular, bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlarla uyumludur. Düşük hız ve yüksek sürtünme koşullarında oluşan lokal sıcaklık artışlarının, yüzey hasarını artırarak kırılma riskini yükselttiğini göstermektedir. Buna karşılık daha yüksek devir hızlarında kesme etkinliğinin artması ve temas süresinin azalması sayesinde oluşan termal ve mekanik yükler daha sınırlı kalmakta ve materyalin mekanik performansı daha iyi korunmaktadır.

Hetou'nun yaptığı çalışmada, zirkonya materyali üzerinde farklı elmas frez tiplerinin (kaba ve ince) ve iki farklı devirde el aleti sisteminin (aeratör ve mikromotor) kesim verimliliği ve yüzey pürüzlülüğü üzerindeki etkileri incelenmiştir. Mikromotorda RPM genellikle aeratöre kıyasla daha düşüktür; mikromotorda bu değer yaklaşık 200 000 RPM iken, aeratör 400 000 RPM'e kadar çıkabilmektedir. Mikromotor, aeratöre kıyasla zirkonya materyali üzerinde anlamlı derecede daha hızlı kesim yapmıştır ($p < 0,05$). Zirkonya bloklarda ince elmas frez, kaba freze kıyasla daha yüksek kesim hızı göstermiştir; ancak bu fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p > 0,05$). Yüzey pürüzlülüğü açısından en düzgün yüzeyler, aeratör ve ince elmas frez kullanıldığında elde edilmiştir. Bu sonuçlara göre, zirkonya materyallerinde hem kesim etkinliği hem de yüzey kalitesi açısından yüksek devirli mikromotor ile ince elmas frez kullanımı önerilmektedir [150]. Bulgular, bu tez çalışmasının sonuçlarıyla kısmen benzerlik göstermektedir. Yüksek devir ve uygun frez seçiminin kesim etkinliği ve yüzey kalitesini iyileştirdiği görülürken, bu tez çalışmasında yalnızca kesim verimliliğinin değil, aynı zamanda oluşan gerilme düzeyleri ve kırılma olasılığının da dikkate alınması gerektiği ortaya konmuştur. Bu kapsamda, yüksek hızın yüzey kalitesini artırabilmesine rağmen, uygun tribolojik koşullar sağlanmadığında kırılma riskinin artabildiği; buna karşılık 350 000 RPM civarında hem mekanik güvenlik hem de işlem verimliliği açısından daha dengeli bir çalışma aralığının oluştuğu belirlenmiştir.

Bu çalışmada yapılan analizler, zirkonya materyali üzerinde oluşan gerilmeler ve kırılma olasılığı (PoF) ile devir hızı arasında doğrusal olmayan, karmaşık bir ilişkinin varlığını ortaya koymaktadır. Özellikle susuz koşullarda yapılan analizlerde, yavaş aşındırmanın

kırılma dayanımına negatif etkisi olduğu kantitatif olarak belirlenmiştir. Örneğin, 200 000 RPM gibi nispeten düşük devir hızlarında bile 5Y-PSZ materyalinde yüksek risk (%77,28 PoF, 872 MPa) saptanmıştır. Bu durum, yetersiz kesme hızında sürükleme/koparma mekanizmasının baskın hale geldiğini ve birim talaş başına düşen kuvveti artırarak gerilme yoğunlaşmasına neden olduğunu göstermektedir. Öte yandan, hızın aşırı yükseltilmesi de riski tekrar yükseltmektedir. 400 000 RPM'de artan merkezkaç kuvvetleri ve darbe enerjisi, gerilmeleri kritik seviyelere yaklaştırarak riski tekrar yüksek seviyelere (%70,54 PoF, 958 MPa) çıkarmıştır. Bu iki uç noktanın aksine, 350 000 RPM, bu spesifik frez-materyal çifti için rezonans titreşimlerinin minimize olduğu ve kesme verimliliğinin maksimize olduğu dinamik bir "Kabul Edilebilir Nokta" olarak öne çıkmıştır (En Düşük Risk: %47,48 PoF, 825 MPa). Bu davranış, aşındırma dinamiğindeki güvenli çalışma sınırları ile açıklanmaktadır ve bu optimum hızda çalışmak, susuz kesimin getirdiği ekstra yükü %30–%40 oranında absorbe edebilmektedir.

Sonuç olarak, zirkonya gibi kırılgan bir seramikte yüzey altı hasarı önlemek için, frezeleme stratejilerinde devir hızının bu optimum bölgeye (yaklaşık 350 000 RPM bandı) hedeflenmesi gerektiği kanıtlanmıştır. Bu bulgular, literatürle [79, 90, 150, 153] uyumlu olarak, zirkonya frezeleme işlemlerinde devir hızının yalnızca aşındırma verimliliğini değil, aynı zamanda malzeme üzerindeki gerilme dağılımını ve yapısal bütünlüğü doğrudan etkileyen kritik bir parametre olduğunu göstermektedir. Elde edilen sonuçlar, yüksek devir hızlarının daha dengeli gerilme dağılımı sağlayarak zirkonya üzerinde oluşabilecek mikroyapısal hasar riskini azalttığını ve dolayısıyla daha kontrollü bir frezeleme süreci sunduğunu ortaya koymaktadır.

El aletlerinin kullanımı sırasında sulu ve susuz çalışma koşullarının zirkonya üzerindeki mekanik etkileri incelenmiştir [149, 151, 152, 154, 155]. Bu bağlamda, farklı hızlarda çalışan el aletleri ile gerçekleştirilen aşındırma işlemlerinde su soğutmasının, yüzey sıcaklığını ve dolayısıyla malzemenin mikro yapısını nasıl etkilediği araştırılmıştır. Bulgular, sulu çalışma ortamının aşındırma sırasında oluşan ısıyı kontrol altında tutarak yüzey çatlaklarının ve termal zararların azalmasına yardımcı olduğunu göstermiştir. Buna karşılık, susuz aşındırma işlemlerinde oluşan yüksek ısının zirkonyanın mekanik dayanıklılığını olumsuz etkileyebileceği ve yüzeyde mikrokırıkların artmasına sebep olabileceği belirtilmiştir. Bu nedenle, klinik uygulamalarda el aletlerinin sulu çalışma

koşullarında kullanılması, zirkonya restorasyonların uzun ömürlü olması açısından önem taşımaktadır.

Pereira ve diğerlerinin zirkonya materyali üzerinde gerçekleştirdiği meta-analizde, sulu ve susuz ortamlarda yapılan aşındırma işlemleri karşılaştırılmıştır. Sulu ortamda gerçekleştirilen aşındırmalarda, işlem gören gruplarla kontrol grupları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark tespit edilmemiştir. Bu durum, su soğutmasının dönüşüm tokluğu mekanizmasını aktive ederek materyalin mekanik özelliklerini koruduğunu düşündürmektedir. Öte yandan, susuz ortamda yapılan aşındırma işlemleri, materyalin dayanımında belirgin bir azalmaya yol açmış; bu da oluşan yüzey defektlerinin dönüşüm tokluğuyla telafi edilemeyecek düzeyde olduğunu göstermektedir [155]. Sonuçlar, bu tez çalışmasının bulgularıyla uyumludur. Sulu aşındırma koşullarında kırılma olasılıklarının belirgin biçimde düşük kaldığı ve materyalin mekanik bütünlüğünün büyük ölçüde korunduğu görülürken, susuz koşullarda artan sürtünme ve sıcaklık etkisiyle yüzey hasarının büyüdüğü ve buna bağlı olarak kırılma riskinin önemli ölçüde yükseldiği belirlenmiştir. Bu durum, su soğutmasının aşındırma sırasında oluşan yüzey defektlerinin mekanik performans üzerindeki olumsuz etkisini sınırladığını desteklemektedir.

Hjerppe ve diğerleri, zirkonya örneklerine uygulanan farklı yüzey işlemleri arasında yer alan susuz (mikromotor ile susuz) ve sulu (aeratör ile su soğutmalı) aşındırma işlemlerinin mekanik dayanım üzerindeki etkilerini karşılaştırmıştır. Bulgulara göre, her iki yöntem de yüzey pürüzlülüğünü artırırken, susuz aşındırma, zirkonyada daha yüksek düzeyde yüzey hasarı ve çatlak oluşumuna neden olarak mekanik dayanımı daha olumsuz etkilemiştir. Su soğutmalı aşındırma ise ısıl hasarı sınırlandırarak daha az mikroçatlak ve görece daha yüksek eğilme dayanımı ile sonuçlanmıştır. Bu nedenle, klinik uyarlamalar sırasında su soğutmalı yöntemlerin tercih edilmesi, zirkonya restorasyonların uzun dönem dayanımı açısından daha güvenli bir seçenek olarak değerlendirilmiştir [151]. Bulgular, bu tez çalışmasının sonuçlarıyla paralellik göstermektedir. Bu tez çalışmasında da sulu koşullarda gerçekleştirilen aşındırma işlemlerinde kırılma olasılıklarının belirgin şekilde düşük olduğu, buna karşılık susuz koşullarda artan sürtünme ve sıcaklık etkisine bağlı olarak yüzey hasarının büyüdüğü ve kırılma riskinin anlamlı düzeyde yükseldiği görülmüştür. Bu durum, su soğutmasının aşındırma sırasında oluşan mikroçatlak gelişimini sınırlayarak zirkonya materyallerin mekanik performansının korunmasına katkı sağladığını desteklemektedir.

Hatanaka ve diğerleri, 3Y-TZP zirkonya materyalinin sulu ve susuz ortamlarda aşındırma işlemlerine verdiği tepkileri karşılaştırmışlardır. Susuz aşındırma sırasında oluşan yüksek sıcaklık, tetragonal fazın monoklinik faza dönüşümüne neden olmuş, bu dönüşüm yüzeyde mikroyapısal çatlaklar oluşturarak malzeme yapısını etkilemiştir. Buna rağmen, transformasyon sertleşmesi etkisiyle susuz aşındırılan grupta eğilme dayanımı en yüksek düzeyde ölçülmüştür. Öte yandan, su soğutmalı aşındırmada yüzey sıcaklığı daha düşük kalmış, faz dönüşümü minimumda tutulmuş ve yüzey bozulmaları daha az gözlemlenmiştir. Sulu aşındırma sonrasında uygulanan rejenerasyon pişirme işlemi, mevcut monoklinik fazı geriye çevirerek tetragonal fazın korunmasını sağlamıştır. Sonuç olarak, susuz aşındırma kısa vadede daha yüksek dayanım sağlasa da mikroyapısal hasar riski nedeniyle klinik uygulamalarda sulu aşındırma tercih edilmeli, gerekiyorsa rejenerasyon pişirme ile yüzey stabilize edilmelidir [149]. Bulgular, bu tez çalışmasının sonuçlarıyla kısmen farklılık göstermektedir. Bu çalışmada susuz aşındırma koşullarında oluşan yüksek gerilmeler ve yüzey hasarına bağlı olarak kırılma olasılıklarının arttığı belirlenirken, Hatanaka ve diğerlerinin yaptıkları çalışmada transformasyon sertleşmesi etkisiyle kısa vadede eğilme dayanımının artabildiği bildirilmiştir. Bununla birlikte, bu tez çalışmasının kırılma olasılığı değerlendirmeleri, yüzeyde oluşan mikroyapısal hasarın uzun dönem mekanik güvenilirliği azaltabileceğini ve bu nedenle klinik uygulamalarda kontrollü ve soğutmalı aşındırma koşullarının daha güvenli bir yaklaşım sunduğunu desteklemektedir.

Kosmač ve diğerlerinin yaptıkları çalışmalarında, yüksek devirli el aletleriyle yapılan dental aşındırma işlemlerinin, Y-TZP seramiklerde kırılma davranışı üzerinde belirgin etkiler yarattığını göstermektedir. İnce ve kalın gren boyutuna sahip frezlerle gerçekleştirilen aşındırmalarda, özellikle susuz ortamda uygulanan işlemler, yüzeyde daha derin girintiler oluşturmuş ve daha fazla debris birikimine neden olmuştur. Bu yüzeysel düzensizlikler, radyal yüzey çatlaklarının oluşmasına zemin hazırlamış ve bu çatlakların materyalin iç yapısına kadar ilerleyerek kırılmanın başlangıç noktası haline geldiği fraktografik analizlerle ortaya konmuştur. Aşındırmanın su soğutması altında yapılması ise bu tür mikroçatlakların başlamasını ve ilerlemesini azaltarak, potansiyel olarak kırılma dayanımını olumlu yönde etkilemiştir. Ayrıca, yüzeyde mevcut olan önceden oluşmuş monoklinik fazların ve bölünmüş tetragonal tanelerin, suya maruz kalma sırasında faz dönüşümünü sınırlayarak çatlak ilerlemesini engelleyebileceği bildirilmiştir. Tüm bu veriler, dental aşındırma işleminin kırılma dayanımı üzerinde çift yönlü etkiler yaratabileceğini, uygulama şekli (frez boyutu, su soğutması, yüzey işlem protokolü) ve materyal özelliklerinin bu etkiyi

belirlemede kritik rol oynadığını ortaya koymaktadır [154]. Bulgular, bu tez çalışmasının sonuçlarıyla uyum göstermektedir. Bu tez çalışmasında, susuz aşındırma koşullarında yüzey hasarının artmasına bağlı olarak kırılma olasılıklarının arttığı, buna karşılık su soğutması altında gerçekleştirilen işlemlerde yüzey kusurlarının daha sınırlı kaldığı ve kırılma riskinin belirgin şekilde azaldığı belirlenmiştir. Bu durum, aşındırma protokolü ve soğutma koşullarının zirkonya restorasyonların uzun dönem mekanik güvenilirliği üzerinde belirleyici rol oynadığını desteklemektedir.

Ho ve diğerleri, Y-TZP zirkonya yüzeylerinin aşındırılmasında sulu ve susuz ortamın etkileri detaylı olarak incelemişlerdir. Tungsten karbür frezlerle yapılan aşındırmada hem sulu hem de susuz koşullarda kırılma dayanımında anlamlı düşüşler gözlendiğini, ancak özellikle sulu ortamda bu düşüşün daha belirgin olduğu görülmüştür. Bu durum, su soğutmasının aşındırma sırasında oluşan ısının azaltılmasında her zaman etkili olmadığını ve yüzeydeki mekanik zararların su kullanımıyla tamamen önlenemediğini ortaya koymaktadır. Diğer yandan, elmas frezlerle aşındırmada sulu ve susuz uygulamalar arasında kırılma dayanımı açısından anlamlı fark gözlenmemiştir. Bu bulgular, sulu aşındırmanın ısı hasarını sınırlamada tutarlı bir koruma sağlamadığına işaret etmekle birlikte, tungsten karbür frezlerin Y-TZP üzerinde kullanımı sırasında dikkatli olunması gerektiğini ve sulu ya da susuz fark etmeksizin mekanik dayanımda düşüş yaşanabileceğini göstermektedir [152]. Çalışmada genel olarak su soğutmasının kırılma olasılığını düşürdüğü ve yüzey hasarını sınırladığı görülürken, Ho ve diğerlerinin çalışması kullanılan frez tipinin bu etki üzerinde belirleyici olabileceğini ortaya koymaktadır. Bu durum bu tez çalışmasının bulgularıyla paralellik göstermekte olup, aşındırma sırasında yalnızca soğutma koşullarının değil, kullanılan frez materyali ve kesme mekanizmasının da zirkonyanın mekanik performansı üzerinde önemli rol oynadığı ve frez tipinin kırılma riski üzerinde belirleyici bir parametre olabileceğini düşündürmektedir.

Bu tez çalışması, frezeleme işleminde tribolojik koşulların, materyalin mekanik bütünlüğü üzerindeki en belirleyici faktör olduğunu ortaya koymaktadır. Sulu koşullar altında, sürtünme katsayısının düşük olması ile zirkonya üzerinde oluşan maksimum gerilmeler önemli ölçüde sınırlandırılmış ve 520–620 MPa bandında kalmıştır. Bu analizde, en zayıf materyal olan 5Y-PSZ için dahi kırılma riski, kabul edilebilir bir aralıkta (%9–%15 seviyelerinde) seyretmiştir. Bu durum, suyun hem bir yağlayıcı hem de termal bir soğutucu olarak görev yaparak, aşındırma sırasında kritik yüzey altı hasar riskini azaltmaktadır.

Buna karşın, susuz koşullarda yapılan analizler, artan sürtünme direncinin gerilmeleri aniden 820–960 MPa seviyelerine yükselttiğini göstermiştir. Bu gerilme artışı, özellikle hassas 5Y-PSZ materyalinde kırılma riskini kabul edilemez seviyelere, %70–%77 bandına taşımıştır. Bu keskin yükseliş, susuz işlem sırasında yalnızca mekanik sürtünmenin değil, aynı zamanda açığa çıkan ısının da etkisiyle materyalin mukavemetini düşürdüğünü ve kırılgan seramik olan zirkonyanın mikro-çatlak başlatma eşiğine ulaştığını kanıtlamaktadır. Bu nedenle, simülasyon sonuçları, yüksek estetik beklentili 5Y-PSZ gibi düşük rijitlikteki zirkonya materyallerinde sulu frezelemenin zorunlu olduğunu ve susuz çalışmanın katastrofik hasar potansiyeli taşıyan bir risk faktörü olduğunu desteklemektedir.

Bu tez çalışmasından elde edilen bulgular, literatürdeki [149, 151, 152, 154, 155] veriler ile değerlendirildiğinde, susuz koşullarda termal etkiler nedeniyle deformasyon miktarının ve kritik gerilme birikiminin belirgin şekilde arttığı buna karşın sulu koşulların zirkonya materyalleri için daha güvenli olduğu sonucuna varılmıştır.

Katana HTML, UTML ve STML blokları, zirkonya bazlı dental restorasyonlarda yaygın olarak kullanılmakta olup, bu blokların translüsensi ve mekanik özelliklerinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi, klinik uygulamalarda hangi materyalin daha uygun performans sergilediğinin belirlenmesi açısından önemlidir. Bu bağlamda, söz konusu blokların optik ve dayanıklılık özelliklerine yönelik yapılan çalışmalar [146, 148, 156], farklı katmanlama ve yoğunluk özelliklerinin restorasyon estetiği ve uzun ömürlülüğü üzerindeki etkilerini ortaya koymaktadır.

Abdulmajeed ve diğerleri, farklı mol % oranlarında yttria içeren zirkonya disklerinin kalınlık ve çiğneme simülasyonunun çift eksenli kırılma dayanımı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Çalışmada üç farklı zirkonya materyali kullanılmıştır: 3 mol% yttria içeren Katana High Translucent (3Y-TZP), 4 mol% yttria içeren Katana Super Translucent Multi Layered (4Y-PSZ) ve 5 mol% yttria içeren Katana Ultra Translucent Multi Layered (5Y-PSZ). Bu diskler 0,7 mm ve 1,2 mm kalınlıklarda hazırlanmış ve yarısına 1.2 milyon siklusluk, 110 N yük altında, 5–55 °C arasında termal döngü içeren bir çiğneme simülasyonu uygulanmıştır ve kırılma dayanımının hem yttria konsantrasyonu hem de materyal kalınlığından anlamlı düzeyde etkilendiği belirtilmiştir. En yüksek kırılma dayanımı 3Y-TZP grubunda gözlenirken, yttria içeriği arttıkça dayanım azalmıştır. Simülasyon sırasında yalnızca 3Y-TZP grubundaki tüm örnekler 0,7 mm kalınlıkta dahi kırılmadan testten

geçebilmiştir. Buna karşın 4Y-PSZ ve 5Y-PSZ gruplarında, özellikle 0,7 mm kalınlıkta ciddi oranda kırılmalar meydana gelmiştir. Çalışma sonuçları, mekanik yüklemeye maruz bölgelerde yüksek translusentli zirkonyaların dikkatle seçilmesi gerektiğini ve 4Y-PSZ ile 5Y-PSZ için en az 1,2 mm kalınlığın güvenli sınır olduğunu ortaya koymaktadır [148]. Bulgular, bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlarla paralellik göstermektedir. Tez kapsamında yapılan değerlendirmelerde de yttria oranı arttıkça materyalin kırılma riskinin yükseldiği ve özellikle yüksek translusent zirkonya gruplarının mekanik açıdan daha hassas davrandığı belirlenmiştir. Bu durum, klinik uygulamalarda materyal seçiminin yalnızca estetik gereksinimlere değil, aynı zamanda maruz kalınacak mekanik yük koşullarına göre de dikkatle yapılması gerektiğini göstermektedir.

Pereira ve diğerleri, üç farklı translusent zirkonya materyalini (Katana HT-High Translucent, Katana STML-Super Translucent Multi-Layered, Katana UTML-Ultra Translucent Multi-Layered) mekanik güvenilirlik, yorgunluk dayanımı ve hayatta kalma oranı açısından değerlendirmişlerdir. ISO 6872'ye uygun olarak 15 mm çapında ve 1.2 mm kalınlığında disk şeklinde hazırlanan örnekler, statik çift eksenli bükülme testine ve dinamik yorgunluk testlerine tabi tutulmuştur. Yapılan Weibull analizi, HT (Katana ML) grubunun en yüksek karakteristik dayanımı ve en iyi hayatta kalma oranını gösterdiğini ortaya koymuştur. Buna karşın, artan translusensi düzeyine sahip olan STML ve özellikle UTML grupları, daha düşük mekanik dayanım ve yorgunluk direnci göstermiştir. Tüm materyallerde kırıkların gerilim tarafındaki yüzey kusurlarından başladığı belirlenmiştir. Çalışma, translusentliği artırmak amacıyla kübik faz oranı artan yeni nesil zirkonya materyallerinin estetik avantaj sağlamakla birlikte, mekanik güvenilirlik açısından geleneksel yüksek translusent zirkonyalara göre daha sınırlı performans sergilediğini ortaya koymuştur [156]. Bulgular, bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlarla paralellik göstermektedir. Tez kapsamında yapılan analizlerde de translusensi arttıkça materyallerin mekanik güvenilirliğinin azaldığı ve özellikle yüksek kübik faz içeren zirkonyaların kırılma olasılığının daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Bu durum, estetik avantaj sağlayan yüksek translusent materyallerin mekanik açıdan daha dikkatli endikasyon seçimi gerektirdiğini ortaya koymaktadır.

Bruhnke ve diğerleri, yeni nesil monolitik çok katmanlı zirkonya materyallerinin mekanik performansını değerlendirmek amacıyla HTML, STML ve UTML gruplarında farklı katmanlardan (L1–L4) ve kalınlıklardan (0,4–1,2 mm) hazırlanan örneklerde üç nokta eğme testi uygulamış; elde edilen kritik kırılma yüklerinden eğilme dayanımı, Vickers sertliği,

kırılma tokluğu ve Weibull istatistiklerini hesaplamışlardır. Yapılan değerlendirmelerde, en yüksek eğilme dayanımı ve kırılma tokluğu değerlerinin HTML grubunda olduğu, STML ve özellikle UTML'nin ise daha düşük mekanik performans gösterdiği bulunmuştur. Analiz sonuçları, katmanlar ve kalınlıklar arasında anlamlı bir fark olmadığını, ancak materyal kompozisyonunun mekanik özellikler üzerinde belirleyici olduğunu göstermiştir. Elde edilen geniş varyasyon aralıkları, artan translusensinin mekanik dayanımı azalttığını ve materyaller arasındaki yapısal farklılıkların mekanik davranış üzerinde önemli bir rol oynadığını ortaya koymuştur [146]. Bulgular, bu tez çalışmasında elde edilen sonuçlarla benzerlik göstermektedir. Tez kapsamında yapılan değerlendirmelerde de materyal kompozisyonunun mekanik performans üzerinde belirleyici olduğu ve translusensi düzeyi arttıkça kırılma olasılığının yükseldiği belirlenmiştir. Bu durum, çok katmanlı yapıya sahip yeni nesil zirkonyalarda mekanik davranışın katman kalınlığından çok materyalin faz içeriği ve mikro yapısal özellikleriyle ilişkili olduğunu göstermektedir.

Bu tez çalışması, translusensi düzeyi farklı zirkonya materyallerinin mekanik tepkilerinde belirgin farklılıklar bulunduğunu göstermiştir. En rijit ve en az translüsensi olan 3Y-TZP, en agresif koşullarda bile <%1 kırılma olasılığı sergileyerek yapısal bütünlüğünü korurken, en yüksek translüsensiye sahip 5Y-PSZ materyali ise, özellikle susuz koşullarda %77'ye varan kırılma olasılıkları ile katastrofik hasar riski taşımıştır. Bu durum, translüsensi arttıkça zirkonyanın frezeleme esnasında oluşan yüksek gerilmelere karşı toleransının dramatik biçimde azaldığını ve yüzey altı mikro-çatlak oluşumu riskinin keskin bir şekilde yükseldiğini göstermektedir. Dolayısıyla, translüsensi farkı, klinik pratikte bir risk faktörü olarak değerlendirilmeli; daha translüsensi olan materyallerde (5Y-PSZ) hasar riskini azaltmak için sulu frezeleme gibi optimum aşındırma koşullarının kullanımı zorunlu hale gelmektedir. Elde edilen bulgular, literatür çalışmalarında [146, 148, 156] bildirilen sonuçlarla uyumlu olup, translusensinin artmasının estetik avantaj sağlamakla birlikte mekanik dayanım ve yapısal stabilite açısından bir ödünleşme yarattığını ortaya koymaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

1. Sulu frezeleme, sürtünme katsayısının düşüklüğü sayesinde gerilmeleri yönetilebilir bir bantta sınırlar ve aşındırma sonrası riski düşürür. Susuz frezeleme ise, gerilmeleri kritik seviyelere yükselterek 5Y-PSZ'de aşındırma kaynaklı mikro-çatlak riskini kabul edilemez seviyelere taşır. Yüksek estetik beklentiyle 5Y-PSZ kullanılacaksa, artan kırılma riskini önlemek için kesinlikle sulu frezeleme yapılmalıdır.
2. 3Y-TZP materyali, en agresif aşındırma koşullarında bile <%1 kırılma olasılığı ile en yüksek yapısal bütünlüğü korur; aşındırma toleransının öncelikli olduğu durumlarda bu materyal tercih edilmelidir.
3. Frezelemede 200 000 RPM gibi düşük hızlar, yetersiz kesme/sürükleme nedeniyle yüksek risk yaratır.
4. 350 000 RPM, rezonans titreşimlerinin minimize olduğu ve kesme verimliliğinin maksimize edildiği optimum güvenli nokta olarak belirlenmiştir ve hem verimlilik hem de materyal sağlığı açısından bu hız bandı hedeflenmelidir.
5. Üretim sırasındaki hasar toleransı ve dayanım gereksinimi nedeniyle, hassas aşındırma işlemlerinde ve genel olarak 3Y-TZP veya en azından 4Y-PSZ tercih edilmelidir.

KAYNAKLAR

1. Tholt, B., Miranda-Júnior, W. G., Prioli, R., Thompson, J. and Oda, M. (2006). Surface roughness in ceramics with different finishing techniques using atomic force microscope and profilometer. *Operative Dentistry*, 31(4), 442-9.
2. Silva, N. R., Sailer, I., Zhang, Y., Coelho, P. G., Guess, P. C., Zembic, A. and Kohal, R. J. (2010). Performance of zirconia for dental healthcare. *Materials*, 3(2), 863-96.
3. Diéguez-Pereira, M., Chávarri-Prado, D., Estrada-Martínez, A., Pérez-Pevida, E. and Brizuela-Velasco, A. (2020). Monolithic and minimally veneered zirconia complications as implant-supported restorative material: a retrospective clinical study up to 5 years. *BioMed Research International*, 2020(1), 8821068.
4. Raigrodski, A. J. (2004). Contemporary all-ceramic fixed partial dentures: a review. *Dental Clinics of North America*, 48(2), 531-44.
5. Triwatana, P., Nagaviroj, N. and Tulapornchai, C. (2012). Clinical performance and failures of zirconia-based fixed partial dentures: a review literature. *The Journal of Advanced Prosthodontics*, 4(2), 76-83.
6. Gerçek, A., Asar, N. V. ve Bal, B. T. (2012). Ağız-içi porselen tamir yöntemlerinde güncel yaklaşımlar. *ADO Klinik Bilimler Dergisi*, 6(2), 1192-201.
7. Vagkopoulou, T., Koutayas, S. O., Koidis, P. and Strub, J. R. (2009). Zirconia in dentistry: Part 1. Discovering the nature of an upcoming bioceramic. *European Journal of Esthetic Dentistry*, 4(2).
8. Lorente, M. C., Scherrer, S. S., Richard, J., Demellayer, R., Amez-Droz, M. and Wiskott, H. A. (2010). Surface roughness and EDS characterization of a Y-TZP dental ceramic treated with the CoJet™ Sand. *Dental Materials*, 26(11), 1035-42.
9. Deniz, D. ve Aktaş, G. (2023). Zirkonya güncel jenerasyonları: Klinik ipuçları. *Acta Odontologica Turcica*, 40(3), 95-102.
10. Huh, Y. H., Park, C. J. and Cho, L. R. (2016). Evaluation of various polishing systems and the phase transformation of monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(3), 440-9.
11. Canneto, J. J., Cattani-Lorente, M., Durual, S., Wiskott, A. H. and Scherrer, S. S. (2016). Grinding damage assessment on four high-strength ceramics. *Dental Materials*, 32(2), 171-82.
12. Mochales, C., Maerten, A., Rack, A., Cloetens, P., Mueller, W., Zaslansky, P. and Fleck, C. (2011). Monoclinic phase transformations of zirconia-based dental prostheses, induced by clinically practised surface manipulations. *Acta Biomaterialia*, 7(7), 2994-3002.
13. Luthardt, R. G., Holzhüter, M. S., Rudolph, H., Herold, V. and Walter, M. H. (2004). CAD/CAM-machining effects on Y-TZP zirconia. *Dental Materials*, 20(7), 655-62.
14. Denry, I. and Holloway, J. A. (2010). Ceramics for dental applications: a review. *Materials*, 3(1), 351-68.

15. Kelly, J. R. and Benetti, P. (2011). Ceramic materials in dentistry: historical evolution and current practice. *Australian Dental Journal*, 56, 84-96.

16. Zhang, Y. and Lawn, B. R. (2018). Novel zirconia materials in dentistry. *Journal of Dental Research*, 97(2), 140-7.

17. Datala, S. R., Alla, R. K., Alluri, V. R., Babu, J. and Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part II - Recent advances in dental ceramics. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(2), 19-26.

18. Abujalala, M. (2019). Farklı yüzey işlemleri uygulanan dental seramiklerin in vitro olarak aşınma özelliklerinin değerlendirilmesi [Doktora Tezi]. Yakın Doğu Üniversitesi, Lefkoşa.

19. Kelly, J. R., Nishimura, I. and Campbell, S. D. (1996). Ceramics in dentistry: historical roots and current perspectives. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 75(1), 18-32.

20. Babu, P. J., Alla, R. K., Alluri, V. R., Datla, S. R. and Konakanchi, A. (2015). Dental ceramics: Part I – An overview of composition, structure and properties. *American Journal of Materials Engineering and Technology*, 3(1), 13-8.

21. Kingery, W. D., Bowen, H. K. and Uhlmann, D. R. (1976). *Introduction to Ceramics*. John Wiley & Sons, New York.

22. Deer, W. A., Howie, R. A. and Zussman, J. (2013). *An Introduction to the Rock-Forming Minerals*. Mineralogical Society of Great Britain and Ireland, London.

23. Anusavice, K. J., Shen, C. and Rawls, H. R. (2012). *Phillips' Science of Dental Materials*. Elsevier Health Sciences, Philadelphia.

24. Ho, G. W. and Matinlinna, J. P. (2011). Insights on ceramics as dental materials. Part I: ceramic material types in dentistry. *Silicon*, 3, 109-15.

25. Gracis, S., Thompson, V. P., Ferencz, J. L., Silva, N. R. and Bonfante, E. A. (2015). A new classification system for all-ceramic and ceramic-like restorative materials. *International Journal of Prosthodontics*, 28(3).

26. McLean, J. W. (1991). The science and art of dental ceramics. *Operative Dentistry*, 16(4), 149-56.

27. Heffernan, M. J., Aquilino, S. A., Diaz-Arnold, A. M., Haselton, D. R., Stanford, C. M. and Vargas, M. A. (2002). Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 88(1), 4-9.

28. Piconi, C. and Maccauro, G. (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, 20(1), 1-25.

29. Tosun, T. (2007). Kuron ve köprü protezlerinde zirkonyum. *Dentalife*, 22, 18-26.

30. Ulu, H. ve Bayındır, F. (2015). Monolitik zirkonyum restorasyonlar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(15), 67-72.

31. Çelik, M., Bural, C. ve Bayrakdar, G. (2014). Diş hekimliğinde zirkonya uygulamaları. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(Supplement 8), 106-16.

32. Bultan, Ö., Öngül, D. ve Türkoğlu, P. (2010). Zirkonyanın mikro yapılarına ve üretim şekillerine göre sınıflandırılması. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 44(3), 197-204.

33. Gautam, C., Joyner, J., Gautam, A., Rao, J. and Vajtai, R. (2016). Zirconia based dental ceramics: structure, mechanical properties, biocompatibility and applications. *Dalton Transactions*, 45(48), 19194-215.

34. Durkan, R., Deste, G. ve Şimşek, H. (2018). Monolitik zirkonya seramik sistemlerinin üretim tipleri ile aşınma, optik ve estetik özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 28(2), 263-70.

35. Kelly, J. R. and Denry, I. (2008). Stabilized zirconia as a structural ceramic: an overview. *Dental Materials*, 24(3), 289-98.

36. Chevalier, J. (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials*, 27(4), 535-43.

37. Liu, P. F., Li, Z., Xiao, P., Luo, H. and Jiang, T. H. (2018). Microstructure and mechanical properties of in-situ grown mullite toughened 3Y-TZP zirconia ceramics fabricated by gelcasting. *Ceramics International*, 44(2), 1394-403.

38. Denry, I. and Kelly, J. R. (2008). State of the art of zirconia for dental applications. *Dental Materials*, 24(3), 299-307.

39. Filser, F., Kocher, P., Weibel, F., Luthy, H., Scharer, P. and Gauckler, L. (2001). Reliability and strength of all-ceramic dental restorations fabricated by direct ceramic machining (DCM). *International Journal of Computerized Dentistry*, 4(2), 89-106.

40. Shahmiri, R., Standard, O. C., Hart, J. N. and Sorrell, C. C. (2018). Optical properties of zirconia ceramics for esthetic dental restorations: A systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 119(1), 36-46.

41. Stawarczyk, B., Keul, C., Eichberger, M., Figge, D., Edelhoff, D. and Lümkemann, N. (2017). Three generations of zirconia: From veneered to monolithic. Part I. *Quintessence International*, 48(5).

42. Alammar, A. and Blatz, M. B. (2022). The resin bond to high-translucent zirconia—A systematic review. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry*, 34(1), 117-35.

43. Mao, L., Kaizer, M., Zhao, M., Guo, B., Song, Y. and Zhang, Y. (2018). Graded ultra-translucent zirconia (5Y-PSZ) for strength and functionalities. *Journal of Dental Research*, 97(11), 1222-8.

44. Gseibat, M., Sevilla, P., Lopez-Suarez, C., Rodríguez, V., Peláez, J. and Suárez, M. J. (2022). Prospective clinical evaluation of posterior third-generation monolithic zirconia crowns fabricated with complete digital workflow: two-year follow-up. *Materials*, 15(2), 672.

45. Güth, J. F., Stawarczyk, B., Edelhoff, D. and Liebermann, A. (2019). Zirconia and its novel compositions: What do clinicians need to know? *Quintessence International*, 50(7).

46. Jansen, J. U., Lümkemann, N., Sener, B. and Stawarczyk, B. (2019). Comparison of fracture toughness measurements for zirconia materials using two test methods. *Dental Materials Journal*, 38(5), 806-12.

47. Ueda, K., Gueth, J. F., Erdelt, K., Stimmelmayr, M., Kappert, H. and Beuer, F. (2015). Light transmittance by a multi-coloured zirconia material. *Dental Materials Journal*, 34(3), 310-4.

48. Noritake, K. (2021). Discover next evolution multilayered. KATANA™ Zirconia YML. 1-12.

49. Karakoca, S. and Yılmaz, H. (2009). Influence of surface treatments on surface roughness, phase transformation, and biaxial flexural strength of Y-TZP ceramics. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91(2), 930-7.

50. Pjetursson, B. E., Brägger, U., Lang, N. P. and Zwahlen, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clinical Oral Implants Research*, 18, 97-113.

51. Lee, J. H. (2018). Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(2), 186-9.

52. Ahmed, T., Fareen, N. and Alam, M. K. (2021). The effect of surface treatment and thermocycling on the shear bond strength of orthodontic brackets to the Y-TZP zirconia ceramics: A systematic review. *Dental Press Journal of Orthodontics*, 26(05), e212118.

53. Filser, F. T. (2001). *Direct Ceramic Machining of Ceramic Dental Restorations* [Doktora Tezi]. ETH Zurich, Zürich.

54. Blue, D. S., Griggs, J. A., Woody, R. D. and Miller, B. H. (2003). Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 90(3), 247-54.

55. Chevalier, J., Grandjean, S., Kuntz, M. and Pezzotti, G. (2009). On the kinetics and impact of tetragonal to monoclinic transformation in an alumina/zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 30(29), 5279-82.

56. Roualdes, O., Duclos, M. E., Gutknecht, D., Frappart, L., Chevalier, J. and Hartmann, D. J. (2010). In vitro and in vivo evaluation of an alumina-zirconia composite for arthroplasty applications. *Biomaterials*, 31(8), 2043-54.

57. Abi, C., Emrullahog, O. and Said, G. (2013). Microstructure and mechanical properties of MgO-stabilized ZrO2–Al2O3 dental composites. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 18, 123-31.

58. Claussen, N. (1976). Fracture toughness of Al2O3 with an unstabilized ZrO2 dispersed phase. *Journal of the American Ceramic Society*, 59(1-2), 49-51.

59. Heuer, A., Claussen, N., Kriven, W. and Ruhle, M. (1982). Stability of tetragonal ZrO2 particles in ceramic matrices. *Journal of the American Ceramic Society*, 65(12), 642-50.

60. Vitti, R. P., Catelan, A., Amaral, M. and Pacheco, R. R. (2019). Zirconium in dentistry. *Advanced Dental Biomaterials*. Elsevier, Amsterdam. 317-45.

61. Handwerker, C. A., Blendell, J. E. and Coble, R. L. (1989). Sintering of ceramics. *Science of Sintering: New Directions for Materials Processing and Microstructural Control*. 3-37.

62. Abd El-Ghany, O. S. and Sherief, A. H. (2016). Zirconia based ceramics, some clinical and biological aspects. *Future Dental Journal*, 2(2), 55-64.

63. Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Shahramian, K. and Lassila, L. (2017). Effect of different treatments on the flexural strength of fully versus partially stabilized monolithic zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(2), 216-20.

64. Sulaiman, T. A., Abdulmajeed, A. A., Donovan, T. E., Vallittu, P. K., Närhi, T. O. and Lassila, L. V. (2015). The effect of staining and vacuum sintering on optical and mechanical properties of partially and fully stabilized monolithic zirconia. *Dental Materials Journal*, 34(5), 605-10.

65. Theunissen, G., Bouma, J., Winnubst, A. and Burggraaf, A. (1992). Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *Journal of Materials Science*, 27, 4429-38.

66. Jeong, S. M., Ludwig, K. and Kern, M. (2002). Investigation of the fracture resistance of three types of zirconia posts in all-ceramic post-and-core restorations. *The International Journal of Prosthodontics*, 15(2), 154-8.

67. Heydecke, G., Butz, F., Hussein, A. and Strub, J. R. (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 87(4), 438-45.

68. Martin, N. and Jedynakiewicz, N. (1999). Clinical performance of CEREC ceramic inlays: a systematic review. *Dental Materials*, 15(1), 54-61.

69. Liu, P. R. (2005). A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium*, 26(7), 507-13.

70. Duret, F., Blouin, J. L. and Duret, B. (1988). CAD-CAM in dentistry. *The Journal of the American Dental Association*, 117(6), 715-20.

71. Davidowitz, G. and Kotick, P. G. (2011). The use of CAD/CAM in dentistry. *Dental Clinics of North America*, 55(3), 559-ix.

72. Alghazzawi, T. F. (2016). Advancements in CAD/CAM technology: Options for practical implementation. *Journal of Prosthodontic Research*, 60(2), 72-84.

73. AL-Amleh, B., Lyons, K. and Swain, M. (2010). Clinical trials in zirconia: a systematic review. *Journal of Oral Rehabilitation*, 37(8), 641-52.

74. Monaco, C., Tucci, A., Esposito, L. and Scotti, R. (2013). Microstructural changes produced by abrading Y-TZP in presintered and sintered conditions. *Journal of Dentistry*, 41(2), 121-6.

75. Tinschert, J., Natt, G., Mautsch, W., Spiekermann, H. and Anusavice, K. (2001). Marginal fit of alumina-and zirconia-based fixed partial dentures produced by a CAD/CAM system. *Operative Dentistry*, 26(4), 367-74.

76. Denkena, B., Breidenstein, B., Busemann, S. and Lehr, C. M. (2017). Impact of hard machining on zirconia based ceramics for dental applications. *Procedia CIRP*, 65, 248-52.

77. Kelly, P. M. and Rose, L. F. (2002). The martensitic transformation in ceramics—its role in transformation toughening. *Progress in Materials Science*, 47(5), 463-557.

78. Deville, S., Chevalier, J. and Gremillard, L. (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials*, 27(10), 2186-92.

79. Kosmač, T., Oblak, C., Jevnikar, P., Funduk, N. and Marion, L. (1999). The effect of surface grinding and sandblasting on flexural strength and reliability of Y-TZP zirconia ceramic. *Dental Materials*, 15(6), 426-33.

80. Garvie, R. C., Hannink, R. and Pascoe, R. (1990). Ceramic steel? *Sintering Key Papers*. Springer, London. 253-7.

81. Rekow, E., Silva, N., Coelho, P., Zhang, Y., Guess, P. and Thompson, V. (2011). Performance of dental ceramics: challenges for improvements. *Journal of Dental Research*, 90(8), 937-52.

82. Alghazzawi, T. F., Lemons, J., Liu, P. R., Essig, M. E., Bartolucci, A. A. and Janowski, G. M. (2012). Influence of low-temperature environmental exposure on the mechanical properties and structural stability of dental zirconia. *Journal of Prosthodontics*, 21(5), 363-9.

83. Lughi, V. and Sergo, V. (2010). Low temperature degradation-aging-of zirconia: A critical review of the relevant aspects in dentistry. *Dental Materials*, 26(8), 807-20.

84. Harada, K., Shinya, A., Gomi, H., Hatano, Y., Shinya, A. and Raigrodski, A. J. (2016). Effect of accelerated aging on the fracture toughness of zirconias. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 115(2), 215-23.

85. Ruiz, L. and Readey, M. J. (1996). Effect of heat treatment on grain size, phase assemblage, and mechanical properties of 3 mol% Y-TZP. *Journal of the American Ceramic Society*, 79(9), 2331-40.

86. Lawson, S. (1995). Environmental degradation of zirconia ceramics. *Journal of the European Ceramic Society*, 15(6), 485-502.

87. Kim, H. J., Park, S. W. and Lim, H. P. (2018). Effect of accelerated aging on the mechanical properties of monolithic zirconia. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 120(3), 440-6.

88. Pereira, G., Silvestri, T., Amaral, M., Rippe, M., Kleverlaan, C. and Valandro, L. (2016). Fatigue limit of polycrystalline zirconium oxide ceramics: Effect of grinding and low-temperature aging. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 61, 45-54.

89. Guilardi, L., Pereira, G., Gündel, A., Rippe, M. and Valandro, L. (2017). Surface micro-morphology, phase transformation, and mechanical reliability of ground and aged monolithic zirconia ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 65, 849-56.

90. İşeri, U., Özkurt, Z., Yalnız, A. and Kazazoğlu, E. (2012). Comparison of different grinding procedures on the flexural strength of zirconia. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 107(5), 309-15.

91. Quinn, G. D., Ives, L. and Jahanmir, S. (2005). On the nature of machining cracks in ground ceramics: Part I: SRBSN strengths and fractographic analysis. *Machining Science and Technology*, 9(2), 169-210.

92. Malkin, S. and Hwang, T. (1996). Grinding mechanisms for ceramics. *CIRP Annals*, 45(2), 569-80.

93. Gupta, T. (1980). Strengthening by surface damage in metastable tetragonal zirconia.

94. Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L. and Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina/zirconia-reinforced dental ceramic. *Dental Materials*, 21(5), 454-63.

95. Pereira, G., Amaral, M., Simoneti, R., Rocha, G., Cesar, P. and Valandro, L. (2014). Effect of grinding with diamond-disc and-bur on the mechanical behavior of a Y-TZP ceramic. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 37, 133-40.

96. Luthardt, R., Holzhüter, M., Sandkuhl, O., Herold, V., Schnapp, J., Kuhlisch, E. and Walter, M. (2002). Reliability and properties of ground Y-TZP-zirconia ceramics. *Journal of Dental Research*, 81(7), 487-91.

97. Guazzato, M., Quach, L., Albakry, M. and Swain, M. V. (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *Journal of Dentistry*, 33(1), 9-18.

98. Wang, H., Aboushelib, M. N. and Feilzer, A. J. (2008). Strength influencing variables on CAD/CAM zirconia frameworks. *Dental Materials*, 24(5), 633-8.

99. Malkondu, Ö., Tinastepe, N., Akan, E. and Kazazoğlu, E. (2016). An overview of monolithic zirconia in dentistry. *Biotechnology & Biotechnological Equipment*, 30(4), 644-52.

100. Guess, P. C., Kuliš, A., Witkowski, S., Wolkewitz, M., Zhang, Y. and Strub, J. R. (2008). Shear bond strengths between different zirconia cores and veneering ceramics and their susceptibility to thermocycling. *Dental Materials*, 24(11), 1556-67.

101. Benetti, P., Della Bona, A. and Kelly, J. R. (2010). Evaluation of thermal compatibility between core and veneer dental ceramics using shear bond strength test and contact angle measurement. *Dental Materials*, 26(8), 743-50.

102. Zhang, Y., Lee, J. J. W., Srikanth, R. and Lawn, B. R. (2013). Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dental Materials*, 29(12), 1201-8.

103. Kontonasaki, E., Rigos, A. E., Ilia, C. and Istantsos, T. (2019). Monolithic zirconia: an update to current knowledge. Optical properties, wear, and clinical performance. *Dentistry Journal*, 7(3), 90.

104. Tabatabaian, F. (2019). Color aspect of monolithic zirconia restorations: a review of the literature. *Journal of Prosthodontics*, 28(3), 276-87.

105. Schriwer, C., Skjold, A., Gjerdet, N. R. and Øilo, M. (2017). Monolithic zirconia dental crowns. Internal fit, margin quality, fracture mode and load at fracture. *Dental Materials*, 33(9), 1012-20.

106. Zhang, Y. (2014). Making yttria-stabilized tetragonal zirconia translucent. *Dental Materials*, 30(10), 1195-203.

107. Uasuwan, P., Juntavee, N. and Juntavee, A. (2024). Optical characteristics of monochrome and multilayer fully stabilized zirconia upon sintered cooling speed. *European Journal of Dentistry*, 18(01), 196-207.

108. Kang, C. M., Peng, T. Y. and Shimoe, S. (2020). Color accuracy of different types of monolithic multilayer precolored zirconia ceramics. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 124(6), 789.e1-e7.

109. Sun, T., Zhou, S., Lai, R., Liu, R., Ma, S., Zhou, Z. and Longquan, S. (2014). Load-bearing capacity and the recommended thickness of dental monolithic zirconia single crowns. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 35, 93-101.

110. Flinn, B. D., Raigrodski, A. J., Mancl, L. A., Toivola, R. and Kuykendall, T. (2017). Influence of aging on flexural strength of translucent zirconia for monolithic restorations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 117(2), 303-9.

111. Nakamura, K., Harada, A., Inagaki, R., Kanno, T., Niwano, Y., Milleding, P. and Örtengren, U. (2015). Fracture resistance of monolithic zirconia molar crowns with reduced thickness. *Acta Odontologica Scandinavica*, 73(8), 602-8.

112. Zarone, F., Russo, S. and Sorrentino, R. (2011). From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. *Dental Materials*, 27(1), 83-96.

113. Nordahl, N., von Steyern, P. V. and Larsson, C. (2015). Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness. *Journal of Oral Science*, 57(3), 255-61.

114. Steiner, R., Beier, U. S., Heiss-Kisielewsky, I., Engelmeier, R., Dumfahrt, H. and Dhima, M. (2015). Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 113(6), 616-22.

115. Ghazal, M. and Kern, M. (2009). The influence of antagonistic surface roughness on the wear of human enamel and nanofilled composite resin artificial teeth. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 101(5), 342-9.

116. Malkoç, M. ve Sevimay, M. (2009). Protetik diş hekimliğinde zirkonyum ve kullanım alanları. *Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 18(2), 208-16.

117. Guazzato, M., Albakry, M., Ringer, S. P. and Swain, M. V. (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dental Materials*, 20(5), 449-56.

118. Teixeira, E. C., Piascik, J. R., Stoner, B. R. and Thompson, J. Y. (2007). Dynamic fatigue and strength characterization of three ceramic materials. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 18, 1219-24.

119. Barizon, K. T., Bergeron, C., Vargas, M. A., Qian, F., Cobb, D. S., Gratton, D. G. and Geraldeli, S. (2013). Ceramic materials for porcelain veneers. Part I: Correlation between translucency parameters and contrast ratio. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 110(5), 397-401.

120. Conrad, H. J., Seong, W. J. and Pesun, I. J. (2007). Current ceramic materials and systems with clinical recommendations: a systematic review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 98(5), 389-404.

121. Adıgüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.

122. Ulusoy, M. ve Aydın, K. (2005). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler* (2. baskı, Cilt 1). 157-9.

123. Craig, R. G. (1980). *Restorative Dental Materials*. Mosby, St. Louis.

124. O'Brien, W. J. (2002). *Dental Materials and Their Selection*. Quintessence, Chicago.

125. Shigley, J. E. (2011). *Shigley's Mechanical Engineering Design*. Tata McGraw-Hill Education, New York.

126. Aydın, C., Yaluğ, S., Yılmaz, C. ve Demirel, E. (1995). Metal destekli ve desteksiz porselen köprülerde fotoelastik yöntem ile kuvvet dağılımının incelenmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995(2).

127. Orr, J. and Finlay, J. (1997). Photoelastic stress analysis. *Optical Measurement Methods in Biomechanics*. Springer, London. 1-16.

128. Lisle, T. J., Shaw, B. A. and Frazer, R. C. (2017). External spur gear root bending stress: A comparison of ISO 6336: 2006, AGMA 2101-D04, ANSYS finite element analysis and strain gauge techniques. *Mechanism and Machine Theory*, 111, 1-9.

129. Hoffmann, K. (2012). *An Introduction to Stress Analysis and Transducer Design Using Strain Gauges*.

130. Dally, J. W., Riley, W. F. and Kobayashi, A. (1978). *Experimental Stress Analysis*.

131. Korkmaz, T. (1995). İki değişik gövde tasarımında sabit porselen restorasyonlar üzerine gelen oklüzal kuvvetlerin değişik bölgelerdeki dağılımlarının holografik interferometre yöntemi ile incelenmesi [Doktora Tezi]. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ankara.

132. Knízková, İ., Kunc, P., Gürdil, G., Pınar, Y. and Selvi, K. Ç. (2007). Applications of infrared thermography in animal production. *Anadolu Tarım Bilimleri Dergisi*, 22(3), 329-36.

133. Yanıkoğlu, N. D. and Sakarya, R. E. (2020). Test methods used in the evaluation of the structure features of the restorative materials: a literature review. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(5), 9720-34.

134. Srirekha, A. and Bashetty, K. (2010). Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 21(3), 425-32.

135. Ledley, R. S. and Huang, H. K. (1968). Linear model of tooth displacement by applied forces. *Journal of Dental Research*, 47(3), 427-32.

136. Farah, J. and Craig, R. G. (1974). Finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *Journal of Dental Research*, 53(4), 859-66.

137. Jb, B. (1992). Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials*, 10, 153-201.

138. Bathe, K. (2007). Finite element method. *Wiley Encyclopedia of Computer Science and Engineering*. 1-12.

139. Küçükkurt, S. (2019). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ve dental implantoloji alanında yapılan araştırmalar. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 29(4), 701-10.

140. Hancı, M., Bozdağ, E. ve Arpacı, A. (2000). *Biyomekanik*. Logos Yayıncılık, İstanbul. 10-55.

141. Logg, A. (2007). Automating the finite element method. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 14, 93-138.

142. Gültepe, M. E. (2011). Alt çene tam dişsiz vakalarda farklı implant üstü protetik tasarımların implant altyapılara kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi [Doktora Tezi]. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

143. Jafari, A., Shetty, K. S. and Kumar, M. (2003). Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces—a three-dimensional FEM study. *The Angle Orthodontist*, 73(1), 12-20.

144. Kuraray Noritake Dental Inc. (2025). *Katana Zirconia: Product Family Brochure (Q2 2025 Update)*. Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo.

145. Groover, M. P. (2010). *Fundamentals of Modern Manufacturing: Materials, Processes, and Systems*. John Wiley & Sons, Hoboken.

146. Bruhnke, M., Awwad, Y., Müller, W. D., Beuer, F. and Schmidt, F. (2022). Mechanical properties of new generations of monolithic, multi-layered zirconia. *Materials*, 16(1), 276.

147. Nakamura, M., Hirao, K., Yamauchi, Y. and Kanzaki, S. (2002). Tribological behaviour of uni-directionally aligned silicon nitride against steel. *Wear*, 252(5-6), 484-90.

148. Abdulmajeed, A., Sulaiman, T., Abdulmajeed, A., Bencharit, S. and Närhi, T. (2020). Fracture load of different zirconia types: a mastication simulation study. *Journal of Prosthodontics*, 29(9), 787-91.

149. Hatanaka, G. R., Polli, G. S., Fais, L. M., dos Santos Nunes Reis, J. M. and Pinelli, L. A. (2017). Zirconia changes after grinding and regeneration firing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 118(1), 61-8.

150. Hetou, S. (2018). Comparison of cutting efficiency of different rotary instruments, on two different ceramic materials using electric and air-turbine dental hand-pieces.

151. Hjerppe, J., Närhi, T. O., Vallittu, P. K. and Lassila, L. V. (2016). Surface roughness and the flexural and bend strength of zirconia after different surface treatments. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 116(4), 577-83.

152. Ho, C., Ding, H., Chen, X., Tsoi, J. and Botelho, M. (2018). The effects of dry and wet grinding on the strength of dental zirconia. *Ceramics International*, 44(9), 10451-62.

153. İşeri, U., Özkurt, Z., Kazazoğlu, E. and Küçükoğlu, D. (2010). Influence of grinding procedures on the flexural strength of zirconia ceramics. *Brazilian Dental Journal*, 21, 528-32.

154. Kosmač, T., Dakskobler, A., Oblak, Č. and Jevnikar, P. (2007). The strength and hydrothermal stability of Y-TZP ceramics for dental applications. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 4(2), 164-74.

155. Pereira, G., Fraga, S., Montagner, A., Soares, F., Kleverlaan, C. and Valandro, L. (2016). The effect of grinding on the mechanical behavior of Y-TZP ceramics: A systematic review and meta-analyses. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 63, 417-42.

156. Pereira, G. K., Guilardi, L. F., Dapieve, K. S., Kleverlaan, C. J., Rippe, M. P. and Valandro, L. F. (2018). Mechanical reliability, fatigue strength and survival analysis of new polycrystalline translucent zirconia ceramics for monolithic restorations. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 85, 57-65.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ATALAY, Bengisu

Uyruğu : T.C.

Eğitim

Derece	**Okul/Program**	**Mezuniyet Tarihi**
Doktora	Gazi Üniversitesi / Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı	Devam Ediyor
Lisans	Başkent Üniversitesi / Diş Hekimliği Fakültesi	2022
Lise	TEV İnanç Türkeş Özel Lisesi	2017

İş Deneyimi, Yıl	**Çalıştığı Yer**	**Görev**
2025-Halen	Özel Eryaman Başkent Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği	Diş Hekimi

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. Atalay B, Yıldırım AZ. Yaşlandırma İşlemlerinin Monolitik Zirkonya Seramiklerin Renk Stabilitesi ve Translüsensine Etkisi. Acta Odontologica Turcica, 2026. [Yayınlanmak üzere kabul edilmiştir. Manuscript ID: 1561487]



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR...