

T.C  
YEDİTEPE ÜNİVERSİTESİ  
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ  
ANABİLİM DALI

**ZİRKONYA İMPLANTLARIN TERMAL SİKLUS  
UYGULANMADAN VE UYGULANDIKTAN SONRA  
KIRILMA DAYANIMLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ**

MASTER TEZİ

DİŞ HEKİMİ

NURETTİN RAMAZANOĞLU

DANIŞMAN

Prof. Dr. ENDER KAZAZOĞLU

İSTANBUL-2008

## ÖZET

Son zamanlarda estetik olmaları nedeni ile zirkonya implantlar popüler hale gelmiştir. Biyouyumluluğu belgelenmiş olan bu materyalin, çok iyi mekanik özelliklere sahip olmasına karşın yeterli uzun dönem çalışmaları ve değerlendirmeleri yapılmamıştır. Çalışmamızın amacı, zirkonya implantlarının termal siklus uygulanmadan, 2500 ve 5000 siklus uygulandıktan sonra kırılma dayanımlarının değerlendirilmesidir. Araştırmamızda 3 adet Bredent WhiteSky zirkonya implant, 3 adet Z-Systems zirkonya implant ve Zirkozahn'dan üretilmiş 3 adet implant şeklinde zirkonya blok kullanılmıştır. Kullanılan implantların çapları 4.00 mm olup, Uzunlukları Bredent White Sky da 12.00 mm, Z-systems ve Zirkozahn aletinde üretilen zirkonya replikada 11.50 mm olarak seçilmiştir. Kullanılan implantlar 3 gruba ayrılmıştır. Her bir grupta 1 adet Zirkozahn'da üretilmiş implant şeklinde zirkonya blok, 1 adet Bredent White Sky implant ve 1 adet Z-Systems implant bulunmaktadır. Gruplardan 1'ine hiçbir işlem yapılmazken, diğer 2 gruptan birine Salubris Technica makinesinde 2500 termal siklus, son gruba ise 5000 termal siklus uygulaması yapılmıştır.

Araştırmamız için Instron (Model 3345) makinesinde kullanılmak üzere İSO standartlarına uygun implantları yerleştirmek için 4 mm çapında çelik toplardan meydana gelen düzeneğe yaptırılmıştır. Ayrıca kırma işleminde kullanılmak üzere İSO standartlarına uygun olarak uç kısmı 4 mm olan kırma çubuğu yaptırılmıştır. Testimiz için öncelikle yaptırdığımız düzeneğe ve çubuğu Instron makinesine yerleştirip sabitledik. Gruplardaki implantları tek tek yaptırdığımız 4 mm çapındaki çelik toplardan oluşan düzeneğe yatay şekilde yerleştirdik. Daha sonra yaptırdığımız ucu 4 mm çapındaki kırma çubuğunu implantın abutment-vida birleşim yerinin hemen altına gelecek şekilde konumlandırdık. Instron makinesinde hız 0.5 mm/dak. olarak ayarlanarak implantlar kırılana kadar yük uygulaması yapılmıştır.

Daha sonra Mitotoyo Type TM101 profil projektöründe implantın kırılan bölgesindeki yüzey analizleri yapıldı ve implantların iç, dış ve orta çapları hesaplanarak eğme dayançları değerlendirilmiştir. Yapılan testler sonucunda işlem uygulanmayan grupta Bredent WhiteSky 2060 N , Zirkozahn 967 N ve Z-Systems implantı ise 781 N 'da kırılmıştır. 2500 siklus uyguladığımız grupta Bredent WhiteSky

2029 N, Zirkozahn 903 N, Z-Systems ise 738 N 'da kırılmıştır. 5000 siklus uyguladığımız grupta ise Bredent WhiteSky 1357 N, Zirkozahn 964 N, Z-Systems ise 709 N 'da kırılmıştır.

Araştırmamızda Z-Systems implantında 2500 siklus ve 5000 siklus yapıldıktan sonra eğme dayancında % 5'lik ve % 10'luk belirgin bir düşüş gözlenmektedir. Bredent WhiteSky implantında 2500 siklus sonunda eğme dayancında belirgin bir düşüş gözlenmezken, 5000 siklus sonunda %35 gibi büyük bir düşüş elde edilmiştir. Zirkozahn'da üretilmiş implantta 2500 ve 5000 siklus sonunda belirgin bir düşüş gözlenmemektedir.

Sonuç olarak zirkonya implantların klinik uygulamaları ile ilgili daha çok bilgi elde edebilmek için uzun dönem çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## ABSTRACT

The use of zirconia implants has become very popular recently, because of its estheticism. Although the biocompatibility of this material was documented and has an acceptable mechanical properties, long term studies have not been evaluated yet.

The aim of the present study was to evaluate the fracture strength of zirconia implants without thermal cycling were done and also after 2500 and 5000 thermal cycles were done . 3 Bredent WhiteSky zirconia implants, 3 Z-Systems zirconia implants and 3 implant shaped zirconia blocks made of Zirkonzahn were used for the experiment. The diameter of the implants are 4 mm and the length of Bredent WhiteSky zirconia implants are 12 mm, the others are 11.5 mm. The implants were divided into 3 groups. Each groups had 1 Bredent WhiteSky zirconia implant, 1 Z-Systems zirconia implant and 1 implant shaped zirconia block. The procedure was not applied to the first group. The second group was thermal cycled for 2500 cycles, and the last group was thermal cycled for 5000 between 5° C and 55 ° C.

A mechanism which was consist of steel balls in 4 mm diameter, according to our implants that are proper to the ISO standarts for Instron machine (Model 3345) was prepared. And also, for the fracture procedure, fracture stick was prepared which has 4 mm diameter according to the ISO standarts. The prepared items were placed and fixed to the Instron machine. The implants were horizontally located on the steel balls. Then, the fracture stick was positioned above the abutment-implant body junction. Then, all test specimens were loaded until fracture occurred in a Instron testing machine with a speed of 5 mm/min.

Then the fracture surface was analysed with the Mitotoyo Type TM101 profile projector and evaluated the bending strength by considering the internal, middle and external diameter.

As a result, Bredent WhiteSky was fractured in 2060 N, Zirkonzahn was fractured in 967 N and Z-Systems implant was fractured in 781 N in the first group. In the second group which was thermal cycled for 2500, Bredent WhiteSky was fractured in 2029 N, Zirkonzahn was fractured in 903 N and Z-Systems implant was fractured in 738 N. In the last group which was thermal cycled for 5000, Bredent WhiteSky was fractured in 1357 N, Zirkonzahn was fractured in 964 N and Z-Systems implant was fractured in 709 N.

In our study, after 2500 and 5000 thermalcycles were done, Z-Systems implant's bending strength had %5 and %10 reduction, respectively. In Bredent WhiteSky implant, there was not any significant reduction observed in bending strength after 2500 thermal cycles but after 5000 thermal cycles were done, there was a % 35 huge reduction. In Zirkonzahn implant shaped zirconia blocks, there was not a significant reduction after 2500 and 5000 thermal cycles.

In conclusion, it is need to have a long term studies to achive more information and clinical application for zirconia implants.

## TEŞEKKÜR

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı'nda sürdürdüğüm master tezi çalıőmalarım boyunca, bize bu imkanları sağlayan dekanımız , hocam Sayın Prof. Dr. Türker Sandallı'ya ,

Tez çalıőmalarım boyunca tüm bilgi ve deneyimini benimle paylaşan , asistanı olmaktan gurur duyduğum hocam, danıőmanım Sayın Prof. Dr. Ender Kazazoğlu'na,

Çalıőmalarımda bana yardımını esirgemeyen hocam Sayın Prof. Dr. Ahmet Ünal'a,

Deneyler sırasında yardımda bulunan Sayın İsmihan Ardıç'a,

Beni bugünlere getiren ve hep destekleyen aileme,

Sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

# İÇİNDEKİLER :

	SAYFA NO
İÇ KAPAK	I
ÖZET	II
ABSTRACT	IV
TEŞEKKÜR	VI
İÇİNDEKİLER	VII
RESİM LİSTESİ	IX
TABLO LİSTESİ	X
GRAFİK LİSTESİ	XI
ŞEKİL LİSTESİ	XII
<b>1.GİRİŞ VE AMAÇ</b>	1
<b>2.GENEL BİLGİLER</b>	3
<b>2.1 Zirkon</b>	3
<b>2.1.1 Yapısı</b>	4
2.1.1.1 KSZ	4
2.1.1.2 Transformasyon Doygunluğu	6
2.1.1.3 Y-TZP	7
2.1.1.4 Y-TZP'nin Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri	9
2.1.1.5 Y-TZP'nin Yaşlandırılması	9
2.1.1.6 Y-TZP'nin Biyouyumluluğu	11
2.1.1.7 Sıcaklık ve Yüzey İşlemlerinin Y-TZP'te Etkisi	11
<b>2.1.2 Kullanım Alanları</b>	13
<b>2.1.3 Zirkonya Üretim Sistemleri</b>	14
2.1.3.1 CAD/CAM	15
2.1.3.2 MAD/MAM	21
<b>2.2 Dental İmplantların Tarihçesi</b>	23

<b>2.3 Dental İmplant Materyalleri</b>	24
2.3.1 Titanyum İmplantlar	25
2.3.2 Alumina İmplantlar	26
2.3.3 Zirkonya İmplantlar	27
<b>3.GEREÇ VE YÖNTEM</b>	29
<b>4.BULGULAR</b>	33
<b>5.TARTIŞMA</b>	37
<b>6.SONUÇLAR</b>	39
<b>7.KAYNAKLAR</b>	40
<b>ÖZGEÇMİŞ</b>	48



# RESİM LİSTESİ

	SAYFA NO
Resim 1. Cerec 3 Sistem	16
Resim 2. Cercon Sistem	16
Resim 3. Procera Piccolo (Tarayıcı)	17
Resim 4. Lava 3M ESPE Tarayıcı ve Bilgisayar Yazılımı	18
Resim 5. Precimill (Kazıma Ünitesi)	18
Resim 6. Hint-Els Tarayıcı ve Bilgisayar Yazılımı	19
Resim 7. Everest-Kavo Sistem	20
Resim 8. Zeno Kazıma Ünitesi	20
Resim 9. Zirkonzahn Kazıma Ünitesi	21
Resim 10. Ceramill Kazıma Ünitesi	22
Resim 11. Gruplara Ayrılmış Zirkonya İmplantlar	31
Resim 12. Salubris-Technica Termal Siklus Makinesi	31
Resim 13. İmplantları Yerleştirdiğimiz Düzenek	31
Resim 14. Kırma Çubuğu	32
Resim 15. Kırma Düzeneği	32
Resim 16. Kırma Düzeneği	32

## TABLO LİSTESİ

	SAYFA NO
Tablo 1. Zirkonyum dioksit'in sıcaklığa bağlı faz değişimi	4
Tablo 2. Y-TZP'nin özellikleri	9
Tablo 3. Dental implant materyallerinin sınıflandırılması	24
Tablo 4. Kullanılan implantların çap ve uzunlukları	29
Tablo 5. Kullanılan materyallerin içeriği	29
Tablo 6. İşlem uygulanmayan grubun eğme dayancı	34
Tablo 7. 2500 termal siklus uygulanmış grubun eğme dayancı	34
Tablo 8. 5000 termal siklus uygulanmış grubun eğme dayancı	34

## GRAFİK LİSTESİ

### SAYFA NO

Grafik 1. Termal siklus ile eğme dayancı ( $d_{iç}$ 'e göre) arasındaki ilişki	35
Grafik 2. Termal siklus ile eğme dayancı ( $d_{dış}$ 'a göre) arasındaki ilişki	35
Grafik 3. Termal siklus ile eğme dayancı ( $d_{ort}$ 'a göre) arasındaki ilişki	36

## ŞEKİL LİSTESİ

	SAYFA NO
Şekil 1. TZP'deki transformasyon doygunluğunun şematik görüntüsü	6
Şekil 2. Zirkonya-İtria sisteminin kompozisyon ve üretim sıcaklıklarının ilişkisi	7
Şekil 3. Tetragonal fazın retansiyonu. TZP'de itria içeriği ile kritik tane büyüklüğü ilişkisi	8

## 1.GİRİŞ VE AMAÇ

Günümüzde implantların çok iyi osseointegre olmasıyla birlikte tamamen ya da parsiyel olarak dişsiz hastaların tedavilerinde implant kullanımını bilimsel olarak kabul edilmiş ve belgelenmiş bir tedavi şeklidir. Artık gelişen teknolojiyle birlikte hedefler ve hasta beklentileri değişmeye başlamıştır. Bu sebeplerden dolayı yeni materyaller üretilmeye, yeni çalışmalar yapılmaya başlanmıştır. Amaç daha iyi estetik, daha kusursuz fonasyon, uzun süreli fonksiyon ve hasta memnuniyeti sağlamaktır.

Son 40 yıldır birçok implant materyali önerilmiştir. Bunların en başında titanyum materyali gelmektedir, çünkü titanyum gösterdiği yüksek korozyon rezistansı ve biyouyumluğu ile birlikte çok iyi mekanik özelliklere sahiptir. Güvenilirliği birçok araştırmayla kanıtlanmıştır. Bu nedenlerle titanyum, dişhekimliğinin birçok alanında kullanılmış ve kullanılmaya devam etmektedir. Ancak titanyumun peri-implant dokuda grimsi renkleşmeye sebep olması ve titanyumla kontakta olan bazı hastalarda alerjik reaksiyon gelişmesi sonucu , bilimsel çalışmalar metal kullanılmayan tedavi uygulamaları üzerinde durmuştur. Seramiklerin yüksek biyouyumluluğa sahip olmaları ve dişhekimliğindeki estetik beklentiyi karşılayabilecekleri düşünülerek, restorasyon ve implant materyali olarak kullanımlarının uygun olacağı bildirilmiştir. Seramiklerin kullanılma alanı veneerleme materyalinden postlara, kron ve köprülere altyapı olarak ve implant ve komponentlerine kadar geniş bir alandır.

İlk implant materyali olarak kullanılan seramik Aluminyum oksittir. İyi biouyumluluğa sahip olmalarına karşın, biyomekanik özelliklerinin yetersiz olması bu materyalin implant uygulamalarında ki kullanımını engellemiştir. Son zamanlarda başka bir seramik materyal olan ve gelecekte de kullanım potansiyeli olan zirkonya kullanılmaya başlanmıştır.

Zirkonya düşük termal iletkenlik, yüksek bükülme direnci, yüksek sertlik ve Weibull Modulus gibi çok iyi fiziksel ve kimyasal özelliğe sahiptir. Zirkonya alumina'dan hemen hemen 2 kat daha fazla eğme dayanıcına ve kırılma tokluğuna sahiptir.

Son zamanlarda piyasada zirkonya implant kullanımı çok popüler bir hale gelmiştir. Biyouyumluluğu belgelenmiş olan bu materyalin, çok iyi mekanik özelliklere sahip olmasına karşın yeterli uzun dönem çalışmaları ve değerlendirmeleri yapılmamıştır.

Çalışmamızın amacı, zirkonya implantlarının termal siklus uygulanmadan, 2500 ve 5000 siklus uygulandıktan sonra kırılma dayanımlarının değerlendirilmesidir.

## 2.GENEL BİLGİLER

### 2.1 ZİRKON:

Zirkonyum metalik bir element olup, ‘‘Zr’’ sembolüyle gösterilmektedir. Oda koşullarında gümüşümsü beyaz renkli bir katı şeklindedir. Hekzagonal kristal bir yapı göstermektedir. Atom numarası: 40 Atom ağırlığı: 91,824 tür (Stevens ve Hennike 1992). Zirkon eski zamanlarda değerli taş (mücevher) olarak bilinmekteydi. Zirkonyum metali 2 Farsça kelime olan Zar(Altın), Gun(renkli) kelimelerinin birleşmesinden oluşan Zargon (Altın Renkli) kelimesinden oluşur (Picconni ve Maccauro 1999). Zirkonyum doğada saf halde bulunmaz. Bilinen mineralleri Zirkon ( $ZrSiO_4$ ) ile serbest oksit olarak bulunan Zirkonya diğer ismiyle Baddeleyitedir ( $ZrO_2$ ) (Lindemann 2000; Picconni ve Maccauro 1999).

Zirkonyanın başlıca elde edildiği kaynak Zirkon ( $ZrSiO_4$ ) madenleridir. Bu madenler en çok Avustralya, Brezilya, Hindistan, Rusya ve A.B.D.’ de bulunmaktadır. Zirkon içerisinde %1 ila %3 Hafnium bulunur (Picconni ve Maccauro 1999). Zirkonyumun eldesi  $ZrCl_4$  bileşiğinin Mg ile veya Ca ile indirgenmesi ile elde edilmektedir (Stevens ve Hennike 1992). Çok reaktif bir madde olup, havada ve sıvı içerisinde hemen oksitle kaplanır ve korozyona dirençli hale gelir. Metal olarak dökümü sırasında havadaki oksijen ve nitrojen ile etkileşmemesi gerekmekte ve bu nedenle titanyum teknolojisindeki gibi özel fırınlarda işlenebilmektedir (Stevens ve Hennike 1992).

Zirkonya ilk olarak 1789 yılında Alman Kimyager Martin Heinrich Klaproth tarafından bulunmuştur (Picconni ve Maccauro 1999). Element ilk kez 1824 yılında İsviçreli kimyager Baron Jöns Jacob Berzelius tarafından potasyumla işlenerek izole edilmiştir. Saf zirkonyum 1914 yılına kadar kullanılmamıştır (Stevens ve Hennike 1992). Uzun bir süre evrende nadir olarak bulunan oksitlerle karıştırılarak, seramiklere pigment olarak kullanılmıştır.

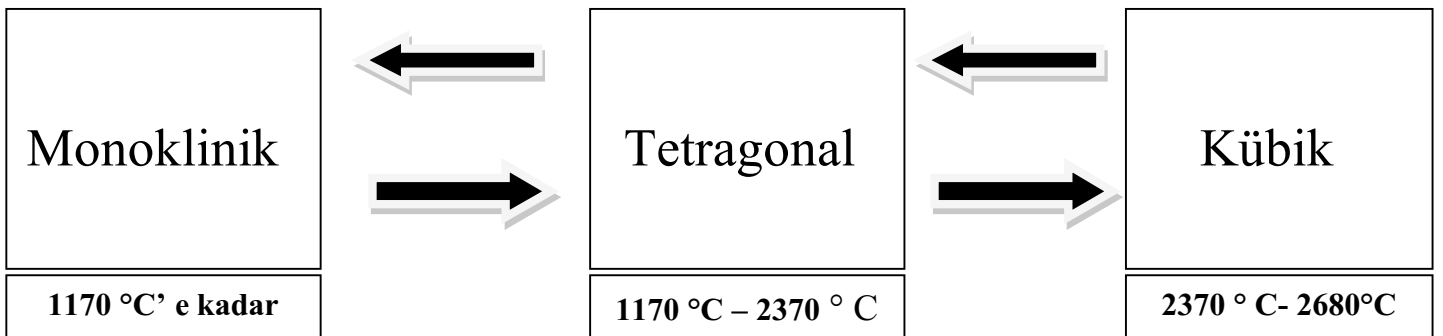
### 2.1.1 Yapısı;

Saf zirkonyanın erime sıcaklığı 1852 derece olup, kaynama sıcaklığı 3860 derecedir ve düşük termal iletkenliğe sahiptir. Saf Zirkonya iyi bilinen 3 polimorfa sahiptir. Monoklinik(M), Tetragonal(T) ve Kübik(K). Bu 3 polimorf hemen hemen aynı yapıya ve benzer kimyasal özelliklere sahiptir. Zirkonya yapısında hangi polimorfun bulunacağı sıcaklığa ve basınca bağlıdır (Soykan ve Karakaş 2001).

Saf zirkonya oda sıcaklığında monoklinikdir. Bu faz 1170<sup>0</sup>'ye kadar stabildir. Bu sıcaklığın üstünde tetragonal'e geçiş olur ve 2370<sup>0</sup> 'de kübik faza geçer (Piconni ve Maccauro 1999). Bu fazda 2680<sup>0</sup>'ye kadar kararlıdır. Bu dönüşümler tersinir bir karaktere sahiptir. 3 faza ilaveten, yüksek basınçlarda ortorombik fazda oluşmaktadır (Soykan ve Karakaş 2001).

#### 2.1.1.1 KSZ(Kısmen Stabilize Edilmiş Zirkonya):

Zirkonya polimorfları kübik florit yapı ( $\text{CaF}_2$ ) referans alınarak açıklanmaktadır. m-ZrO<sub>2</sub> ve t-ZrO<sub>2</sub>, k-ZrO<sub>2</sub> 'nin distorsyonları olarak düşünülmektedir (Soykan ve Karakaş 2001). Bu transformasyonlar sırasında dikkate değer volüm değişimleri olmaktadır. Isıtma sırasında monoklinikten tetragonale geçerken % 5 volüm azalması olurken, tersine soğutmada % 3 volüm artışı gözlenmektedir. (Tablo 1)



Tablo 1 : Zirkonyum dioksitin sıcaklığa bağlı faz değişimi



Son olarak tekrar monoklinik faza geçiş çeliklerde meydana gelen ‘‘Martensitik transformasyon’’ ile aynı doğaya sahip olmaktadır. Bu fenomen zirkon oksitin mekanik özelliklerine zararlıdır, çünkü bu faz transformasyonu sırasında oluşan stresler kırık formasyonu ile sonuçlanır, oluşan bu hasar sonucu saf  $ZrO_2$ ‘ den parça üretimini imkansız hale getirir (Christel 1989; Soykan ve Karakaş 2001). Bu faz transformasyonu stabilize edici oksitler eklenerek engellenebilir (Christel 1989). Bunlar  $MgO$ ,  $CaO$ ,  $Y_2O_3$ ,  $CeO$ ,  $BaO$  .. gibi oksitlerdir.

Stabilize edici oksitlerin eklenmesi oda sıcaklığında majör fazdaki kübik zirkonya ile minör fazdaki monoklinik ve tetragonal zirkonya çökeltilerinden meydana gelen ‘‘Kısmen Stabilize Edilmiş’’ adıyla bilinen multifaz materyallerin oluşmasını sağlar (Picconi ve Maccauro 1999; Subbarao 1981).

Kısmen stabilize edilmiş  $ZrO_2$  esaslı seramiklerde en fazla araştırmaya konu olmuş malzeme  $MgO$  ile kısmen stabilize edilmiş  $ZrO_2$ ‘dir. Zira  $MgO$  ile kısmen stabilize edilmiş  $ZrO_2$  ‘de kullanılan  $MgO$ , diğer stabilleştirici oksitlere ( $Y_2O_3$ ,  $CaO$ , vs...) nazaran daha ucuzdur (Soykan ve Karakaş 2001). Bu malzeme üstün termal ve mekanik özelliklere sahiptir (Rechziegel 1986).  $MgO$ -KSZ mühendislikte en çok kullanılan zirkonya bazlı seramiktir ve zirkonya bazlı seramiklerin en sertidir, düşük sıcaklık yaşlandırmalarında Y-TZP’ den daha dayanıklıdır (Sjögren ve Sundh 2007).

Çok iyi özelliklere sahip olmasına karşın 1990’ ların ilk başlarında biyomedikal üretimi durdurulmuştur. Bunun için birkaç sebep üretilmiştir;

1)  $MgO$ -KSZ sinterlemesinin Y-TZP ‘den daha yüksek olması (1800 vs 1400 derece) ve bunun sonunda özel fırınlara ihtiyaç duyulmasıdır.

2)  $MgO$ -KSZ rezidüel poroziteyle karakterizedir, buda aşınmaya negatif yönde etkilemektedir (Picconi ve Maccauro 1999).

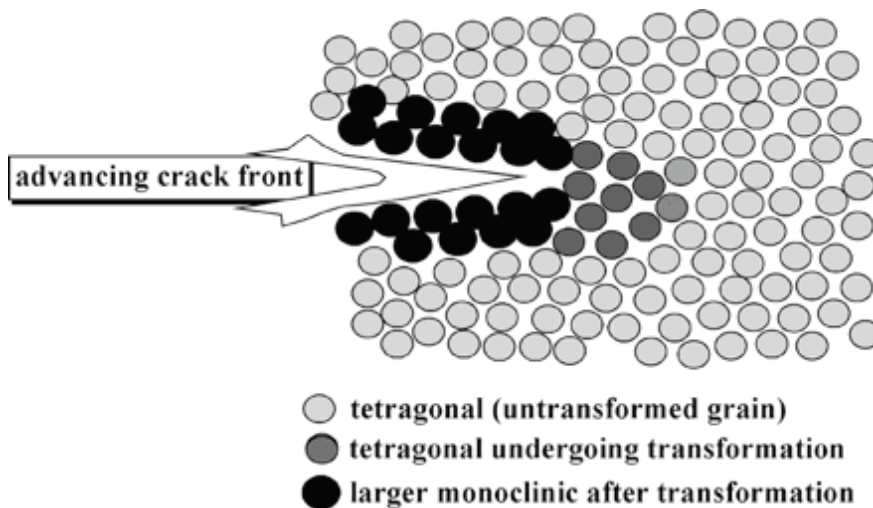
1972 ‘de Garvie ve Nicholson KSZ’un mekanik dayanımının kübik matriks içindeki monoklinik fazın homojen ve güzel dağılımı ile arttığını göstermişlerdir (Garvie ve Nicholson 1972).  $MgO$ - $ZrO_2$  veya  $ZrO_2$ - $CaO$  sistemlerinde materyaller kübik halde sinterlenir ve soğutma sırasında kübik fazın parsiyel transformasyonu sonucunda tetragonal çökeltiler şekillenir.

ZrO<sub>2</sub>-Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> sistemlerinde ise oda sıcaklığında sadece teragonal fazı olan seramikler elde etmek mümkündür. Bunlara verilen isimde ‘‘Tetragonal Zirkonya Polikristalleri’’dir. Böylece Y<sub>2</sub>O<sub>3</sub> stabilize edici ajanıyla % 100 küçük yarı kararlı tetragonal taneciklerden oluşan zirkon oksit seramik üretimi mümkün olmaktadır (Christel ve ark. 1989).

### 2.1.1.2 Transformasyon Doygunluğu:

Zirkonyanın mekanik özelliklerinin yüksek olması, yapının mekanik stres karşısında kafes şeklinde organize olmasına ve zirkonya kristallerinin tetragonal fazdan monoklinik dönüşmesine bağlıdır. Yayılan kırık stresini, sonradan yarı kararlı tetragonal yapıdan monoklinik faza geçen komşu taneciğe bırakabilir. Oluşan volüm artışı kırığın ön kenarında kompresif streslerle sonuçlanır ve kırığın ilerlemesi için ekstra enerjiye ihtiyaç gerekir. Doygunlukta artış elde edilir, çünkü kırık yayılmasıyla oluşan enerji volüm artışına bağlı olarak, hem t-m transformasyonunda, hemde kompresif streslerde yayılmış olur. Sonuçta çatlak ilerlemesi durur ve tüm yapı güçlenmiş olur.(Şekil 1)

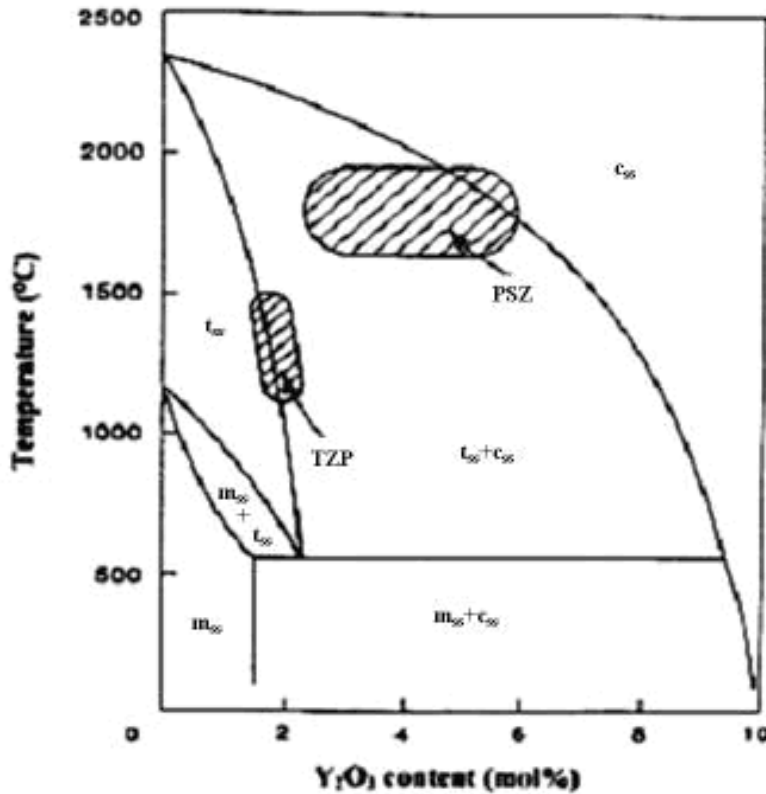
Bu mekanizma ‘‘Transformasyon Doygunluğu’’ olarak bilinir ve çok yüksek dayanımı olan Y-TZP ‘nin temeli olarak kabul edilir (Garvie ve ark 1975;Gupta ve ark 1978; Thompson ve Rawlings 1990;Cales 2000;Clarke ve ark. 2003; Guazzato ve ark; 2004).



Şekil 1: TZP'deki transformasyon doygunluğunun şematik görüntüsü (Kaynak: Picconi ve Maccauro)

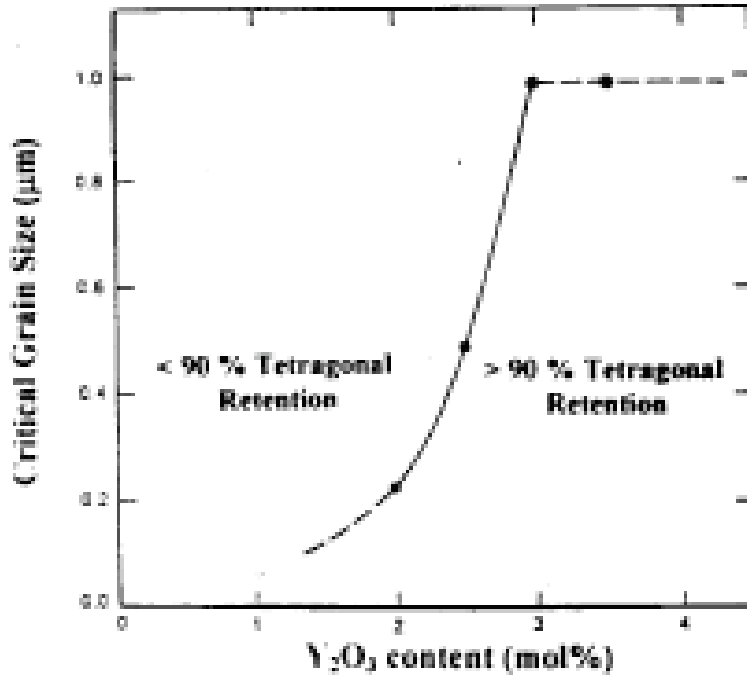
### 2.1.1.3 Y-TZP(Yttriyum-Tetragonal Zirkonya Polikristalleri):

Zirkonya stabilize edici ajan olarak % 2-3 mol İtria eklenmesi % 100 küçük yarı kararlı tetragonal tanecikten meydana gelen ve Y-TZP diye adlandırılan tamamen tetragonal ince grenli zirkonya seramik materyalinin sinterlenmesine imkan tanır (Christel ve ark. 1989). Yapının çatlak ilerlemesine karşı direnci oldukça fazladır. Oda sıcaklığında tetragonal fazın fraksiyonu uygulama sıcaklığına, itria hacmine(içeriğine), taneciklerin büyüklüğüne ve matrix'e bağlı taneciklerin baskı derecesine bağlıdır (Şekil 2). Aynı zamanda TZP'nin mekanik özellikleride bu parametrelere bağlıdır (Picconi ve Maccauro 1999). Yüksek konsantrasyonlarda  $Y_2O_3$  eklenmesi sadece kübik fazı olan tamamen stabilize zirkonya seramik oluşumuna neden olur ve bu yapının kırılma direnci düşüktür (Sato ve Shimada 1985b).



Şekil 2: Zirkonya-İttriya sisteminin kompozisyon ve üretim sıcaklıklarının faz ilişkisi(c:kubik, m:monoklinik, t:tetragonal) (Kaynak: Picconi ve Maccauro 1999).

Oda sıcaklığında yarı kararlı tetragonal yapı elde etmek için, tanecik boyutunun 0.8  $\mu\text{m}$  den küçük olması gerekir (Theunissen ve ark. 1992). İtria konsantrasyonuna bağlı olarak, belirli bir kritik gren boyutunun üzerinde grenlerin spontan T-M transformasyonu gerçekleşir ve bu transformasyon ince grenli yapıları engelleyebilir (Piconni ve Maccauro 1999) (Şekil 3). TZP materyallerindeki T-M geçişi sadece  $\text{Y}_2\text{O}_3$  içeriğine bağlı değildir, ayrıca dağılımıda önemlidir.  $\text{ZrO}_2$ 'te stabilize edici oksitin üretimi seramik toz üretiminin erken safhalarında gerçekleşmektedir.  $\text{Y}_2\text{O}_3$  seramik tozların üretiminde ya  $\text{ZrO}_2$  tuzlarıyla kondanse edilebilir yada  $\text{ZrO}_2$  taneciklerin üstüne kaplanabilir (Piconni ve Maccauro 1999).



**Şekil 3: Tetragonal fazın retansiyonu. TZP’de İtria içeriği ile Kritik tane büyüklüğü ilişkisi(Kaynak: Piconni ve Maccauro 1999).**

#### 2.1.1.4 Y-TZP'nin Fizisel ve Kimyasal Özellikleri:

Özellik	Y-TZP
Kimyasal kompozisyon	ZrO <sub>2</sub> +3 mol%Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>
Yoğunluk	>6 g cm <sup>3</sup>
Porozite	<0.1 %
Eğme direnci	900-1200 MPa
Kompresyon Direnci	2000 MPa
Elastisite modülü	210 GPa
Kırılma tokluğu	7-10 MPa m <sup>-1</sup>
Termal genleşme katsayısı	11x10 <sup>-6</sup> K <sup>-1</sup>
Termal iletkenlik	2 W m K <sup>-1</sup>
Sertlik	1200 HV

**Tablo 2: Y-TZP 'nin Özellikleri(Piconni ve Maccauro 1999).**

#### 2.1.1.5 Y-TZP'nin Yaşlandırılması:

Zirkonya'da mekanik özelliklerin bozulması "Yaşlandırma" olarak adlandırılır. Bu olayın sebebi gitgide artan ve spontan tetragonal fazın monoklinik faza transformasyonudur. Bu davranış su veya buhar varlığında 200° C'nin üstünde görülür (Piconni ve Maccauro 1999).

Swab 1991'de yaşlandırma aşamalarını aşağıdaki şekilde özetlemiştir;

1. En kritik sıcaklık aralığı 200° C ile 300° C arasındadır.
2. Yaşlandırma materyalin direncini, tokluğunu, ve yoğunluğunu düşürmektedir ve ayrıca monoklinik faz içeriğini artırmaktadır.
3. Mekanik özelliklerdeki bozulma materyalin T-M geçişiyle birlikte mikro ve makro çatlama ile birlikte yer alır.
4. T-M geçişi materyalin yüzeyinde başlar ve gövdenin içine doğru devam eder.
5. Tane boyutunun azalması ve veya stabilize edici oksit konsantrasyonunun artması transformasyon oranını düşürür.
6. T-M transformasyonu suyun içinde veya buharın içinde geliştirilmiştir.

Y-TZP'deki spontan T-M transformasyonunu açıklamaya yarayan modeller, kırık kenarındaki zirkonyum hidroksit yada itrium hidroksit formasyonuna dayanmaktadır (Sato ve Shimada 1985a,b). Zr-OH bondların formasyonu önceden varolan çatlakların büyümesini hızlandırır ve T-M geçişini ilerletir (Picconi ve Maccauro 1999; Sato ve Shimada 1985b).

Zirkonya'nın düşük sıcaklık bozulması, materyalin yüzey bozulmasıyla sonuçlanır. Yüzey bozulması sonucunda;

- a) Pürüzlenmeye bağlı materyalin aşınmasında artma
- b) Mikroçatlamaya bağlı tanecik çekilmesi, partikül debrisin jenerasyonu ve prematür bozukluk (Chevalier 2006).

M-fazın daha volümlü olması yada çalışmada kullanılan değişik yaşlandırma ortamı sebebiyle yüzey elevasyonları görülür (Ardlin 2002). Materyalin bozulmuş yüzeyindeki yıpranmış monoklinik spotlar sonucunda elevasyonların bir kısmında kraterler gözlenmiştir (Chevalier 2006).

Düşük sıcaklık bozulma oranı birkaç faktöre bağlıdır;

- a) Kimyasal kompozisyon
- b) Yaşlandırma ortamına maruz bırakılan süre
- c) Seramik restorasyonun yüklenmesi
- d) İmalat yöntemi

Bunların tümü materyalin mikroyapısına etki etmektedir (Chevalier 2006; Ardlin 2002). Y-TZP' nin kimyasal kompozisyonuna gelince, itria konsantrasyonu ve üretim sıcaklığı materyalin tetragonal faz miktarını belirlemektedir ve böylece transformasyonunu tamamlamış M-faz miktarıda belirlenmiş olur. Vücut sıvılarıyla kontakta her yüzey için monoklinik faz başlangıç miktarının %10 dan az olması gerektiği öne sürülmüştür (Chevalier 2006). Tane boyutundaki küçülme t-m transformasyon oranını düşürür (Sato ve Shimada 1985b).

Fizyolojik oral çevrede Y-TZP'nin kalitesi, seramik imalatı için seçilmiş prekürsör üzerinde oynama yaparak yada imalatın kendisinde oynama yaparak kontrol edilebilir (Ardlin 2002; Picconi ve Maccauro 1999).

İtria kondanse edilmiş örneklerle, itria kaplanmış örnekleri karşılaştırdığımızda itria kaplanmış örneklerin T-M transformasyonuna bağlı yaşlanmasının (Richter ve ark. 1994) ve bozulma direncinin daha yavaş olduğu (Picconni ve ark 1998) ve buda bu materyalin medikal uygulamalar için daha uygun olduğunu göstermektedir (Burger ve ark. 1997). Materyalin mikroyapısındaki defektler şekillendirme tekniği (HİP(Hot İsostatic Pressing) gibi) olarak sinterleme methodu kullanılarak azaltılabilir (Picconni ve Maccauro 1999). Zirkonya üretimindeki değişiklikler (sıcaklık veya zaman gibi) materyalin mikroyapısını ve yaşlanma dayanımını etkileyebilir (Chevalier 2006).

#### **2.1.1.6 Y-TZP'nin Biyouyumluluğu:**

Zirkonya'nın biyouyumluluğu ile ilgili yapılan ilk çalışma in vivo bir çalışmaydı ve sonuçları 1969 yılında yayınlandı. İn vitro ilk çalışma ise 1990 yılında yayınlandı (Picconni ve Maccauro 1999). Yüksek saflıkta zirkonya tozlar kullanılarak yapılan in vitro ve in vivo çalışmalar sonucunda Y-TZP 'nin yüksek biyouyumluluğu onaylandı (Christel 1989; Covacci ve ark 1999; Josset ve ark. 1999; Picconni ve Maccauro 1999; Tchikawa ve ark. 1992). En son çalışmalar Y-TZP'nin titanyum'dan daha az bakteri birikimine yol açtığı gösterilmiştir (Rimondini ve ark. 2002; Scarano ve ark. 2004). Sennerby ve ark. tavşanlar üzerinde yaptıkları çalışmada materyalin biouyumluluğunu onaylamışlardır. (Sennerby ve ark 2005).

#### **2.1.1.7 Sıcaklık ve Yüzey işlemlerinin Y-TZP 'ye Etkisi:**

##### **Kazıma:**

Garvie ve ark. 1975 'te ilk olarak kazımanın yarı kararlı tetragonal zirkonya içeren seramiklerin direncinde artma sağladığını göstermişlerdi. Bunun sebebinin materyalin yüzeyindeki T-M transformasyonun ve yüzeyin derinliklerindeki birkaç mikronda transformasyona bağlı volüm artışından gelen sıkıştırma gerilimlerinin genişlemesinden kaynaklandığını bildirmiştir (Garvie ve ark. 1975). Kazıma esnasında yüzeyde oluşan baskı stresin transformasyon doygunluğunu arttırıp, yapının güçleneceği ifade edilse de kronun iç yüzeyinin kazınması sırasında derin çatlaklar oluşturur. Aynı zamanda kazıma esnasında

oluşan baskı stresinin veneerleme sonrası da stres oluşturarak yapıyı zayıflatabileceği ifade edilmiştir(Giray ve ark. 2007).

Manicone ve ark. 2007 'de yüzey kazımasının doygunluğu azalttığını bildirmişlerdir. Kosmac ve ark. 1999 'da kazımadan sonra daha düşük ortalama direnç ve dayanıklılık bildirmişlerdir. Tanecik çapı 150µm olan frez (coarse grinding) ile yapılan kazıma sonrasında yapı zayıflarken, tanecik çapı 25µm olan frez (fine grinding) sonrasında yüzeyde oluşan baskı stresinin transformasyon doygunluğunu arttırdığı ve yapının daha kuvvetli hale geldiği söylenmektedir (Giray ve ark. 2007).

### **Cilalama:**

Cilalama işlemi materyalde rezidüel streslere neden olan çizikleri artırmaktadır. Cilalamanın zirkonyanın yaşlanma hassaslığına etkisi çelişkilidir ve stresin tipine ve miktarına bağlıdır. Kaba cilalama yaşlanma rezistansı için yararlı sıkıştırıcı yüzey stresi oluştururken, ince cilalama elastik/plastik hasarlara bağlı oluşan gerilme rezidüel streslerinin sebebiyle çizikler etrafında tercihli transformasyon nükleasyonu oluşturur (Deville ve ark.2006).

Kazıma sonrası ince cilalama yüzeyden monoklinik fazın sıkıştırıcı tabakasını kaldırabilirken, daha sonradan yapılan cilalama çatlakların boyutlarını küçültebilir ve eğme dayanımını artırabilir (Guazzato ve ark. 2005).

### **Kumlama:**

Guazzato ve ark. 2005 'te kumlamanın Y-TZP seramiklerin eğme dayanımını arttırdığını bildirmişlerdir. Kohal ve ark. 2008'de kumlamanın zirkonya'nın yüzey pürüzlülüğünü artırıcı bir method olduğunu bildirmişlerdir.

Kosmac ve ark. 2007'de Y-TZP seramiklerinde kumlamanın yüzeyi kuvvetlendirici güçlü bir method olduğunu bildirmişlerdir. Kum partikülleri materyalin yüzeyine önemli ölçüde eroziv aşınma ve lateral çatlaklarla karakterize hasar verir. Bununla birlikte ince transform mukavemet bozulmasına karşı koyan M-faz tabaka şekillenir ve efektif olarak mukavemeti artırır (Guazzato ve ark. 2005).



## **Sıcaklık:**

Yüzey ve sıcaklık işlemlerinin dental Y-TZP seramiklerinin eğme dayancına karşı koyan bir etkisi vardır (Guazzato ve ark. 2005).

Isının 2 önemli etkisi vardır.

- a) Yüksek sıcaklık ters bir T-M transformasyonu oluşturur.
- b) Isı ile birlikte tanecik çapı artar.

Çatlağın ilerlemesi bu 2 etkiden ötürü kolaylaşır (Giray ve ark. 2007).

### **2.1.2 Kullanım alanları;**

Zirkonya günümüz teknolojisinde geniş bir kullanım alanına sahip olmaktadır.

- 1) Refrakter malzeme olarak
- 2) Abrasiv olarak ve kesici aletlerin üretiminde
- 3) Ekstrüzyon kalıplarında ve aşınmaya dayanıklı makine parçalarında
- 4) Oksitlenmeye karşı ve termal bariyer amacıyla yapılan seramik kaplamada
- 5) Katı elektrolit olarak oksijen sensör imalinde
- 6) Isıtıcı eleman olarak
- 7) İzolasyon malzemesi olarak
- 8) Yakıt hücrelerinde
- 9) Seramik filtre üretiminde (Piconni ve Maccauro 1999)

Zirkonya'nın ilk biyomedikal uygulaması 1969 yılında Helmer ve Driskell tarafından gerçekleştirildi (Piconni ve Maccauro 1999). Zirkonyumun ilk ortopedide kullanımı Christel tarafından kalça protezlerinin yapımında kullanıldı (Christel ve ark. 1989).

Dişhekimliğinde uygulamaları zamanla genişledi; ortodonti'de braket olarak (Keith ve ark1994), post ve core sistemlerinde (Edelhoff ve Sorensen 2002;Heydecke ve ark. 2002) ve artmış estetik alternatifler sunan seramik implant ve implant abutmenları olarak kullanılmaktadır (Glauser ve ark. 2004; Kohal ve ark. 2004).

### 2.1.3 Zirkonya'nın Üretim sistemleri:

Zirkonya seramiklerinin yapımı toz safhasından sinterlemeye kadar klasik seramik yapımı aşamalarıyla aynıdır.

- I. Toz yapımı
- II. Birincil şekillendirme
- III. Sinterleme
- IV. Tornalama

Tozların tümü kimyasal olarak imal edilir. O yüzden  $ZrO_2$  hammaddesi doğal ürün değildir, kimyasal olarak minerallerden üretilir.

Daha sonra şekillendirme yer alır. Şekillendirmede ya kalıp halinde presleme ya da sonradan yapılan green zirkonyanın tornalanmasıyla beraber izostatik presleme yapılır. Daha sonra 1300 derecenin üstünde oksijenlenmiş atmosfer altında ya da düşük sıcaklıklarda poröz CAD/CAM bloklarının ösinterlenmesi için sinterleme işlemi yapılır. Daha sonra yüksek basınçta inert gaz atmosferi altında normal sinterleme sıcaklığının aşağısında HİP(Hot İsostatic Pressing) işlemi gerçekleştirilir. En son olarakta tornalama işlemi yapılır (Rieger ve ark. 2008).

Sonuç olarak 2 farklı şekilde üretilmiş zirkonya bloğu vardır;

- Green Zirkonya ya da diğer ismiyle Yaş Zirkonya (Tam olarak sinterlenmemiş)
- HİP Zirkonya (Tam olarak sinterlenmiş)

HİP zirkonya green zirkonyaya oranla çok daha serttir, buda kazıma işlemini zorlaştırır ve bir unit restorasyon için 3 saat gibi uzun süreler gerektirdiğinden, tam sinterleme yerine ön sinterleme veya kısmi sinterleme işlemi uygulanan bloklar kullanılmaktadır. Bu bloklar sadece zamanı kısaltmaz ayrıca kazıma aletlerindeki aşınmayı da azaltır (Conrad ve ark. 2007;Manicone ve ark. 2007).

Üretilen zirkonya blokları ya makinalarda ya da manuel olarak 2 şekilde kazınır ve altyapılar elde edilir.

- 1) CAD/CAM (Computer Aided Design-Computer Aided Manufacturing)
- 2) MAD/MAM(Manual Aided Design-Manual Aided Manufacturing)

### 2.1.3.1 CAD/CAM:

CAD/CAM sistemleri çok uzun yıllardır endüstride kullanılmalarına karşın 1980'lerin başında diş hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Dişhekimliğinde yerleşik olarak kullanılan ilk CAD/CAM sistemi ise Mörmann ve Brandestini tarafından geliştirilen CEREC(Sirona Dental Systems) olmuştur. Son 20 yıldır yapılan ilerlemeler ile günümüz CAD/CAM teknolojilerinde kontak dijitalizasyon ve lazer tarama 3 boyutlu veri toplama yöntemleri, frezeleme teknolojisinde elmas frezlerin yer almasıyla elde edilen frezeleme kolaylığı;  $\text{AlO}_2$  ve  $\text{ZrO}_2$  seramiklerinde geliştirilen fiziksel direnç ve frezelenebilme özelliği sayesinde ve bunların CAD/CAM sistemlerine aktarımıyla önemli ticari markalar doğmuştur (Rekow 2006; Mörmann 2006; Rudolph ve ark. 2006)

Ülkemizde zirkonya bloklarını kazımaya yarayan 8 farklı CAD/CAM sistemi vardır;

- 1) Cerec- Sirona Dental
- 2) Cercon-DeguDent
- 3) Procera-Nobel Biocare
- 4) Lava-3M Espe
- 5) Precident-DCS
- 6) HintEls-GmbH
- 7) Everest-Kavo
- 8) ZenoTech-Wieland

### Cerec Sistem-Sirona Dental:



**Resim 1: Cerec 3 sistem**

Cerec sistemi 1980'den beri piyasada bulunmaktadır. 1990 'ların ortalarına doğru Cerec 2 sistemini, 2000'de ise Cerec 3 sistemini geliştirmişlerdir. Cerec sisteminin tarayıcısı, bilgisayar yazılımı, kazıma ünitesi ve sinterleme fırını (Zrycomat) vardır. 2 çeşit tarama cihazı vardır. 1.si klinikte ölçü işlemini elimine etmek için kullanılan intraoral kamera, 2.si ise Cerec in Lab'dır. Cerec in Lab'in en önemli özelliği hem mumu hem modeli taramasıdır. Model tarandıktan sonra alt yapılar dizayn edilir. Dizayn edilen alt yapılar CAM ünitesine yerleştirilmiş zirkonya bloklarından aşınırdırılarak elde edilir. Sinterlemede %20 oranında büzülme olur ve altyapı gerekli boyuta ulaşır. Diğer sistemlerden daha ucuz ve zirkonya dışında blok kazıması önemli özelliklerindedir.

### Cercon Sistem-DeguDent:



**Resim 2: Cercon Sistem**

1999 yılında geliştirilmiştir. Cercon zirkonya sistemi zirkonya bazlı protezlerin yapımı için gerekli prosedürlere sahiptir. Diğer sistemlerden farkı CAD kısmının olmamasıdır. Cercon Brain adlı kazıma ünitesiyle, Cercon Heat adlı sinterleme fırınından oluşur. Öncelikle model üzerinde mum modelaj yapılır üzerleri gümüş tozla kaplandıktan sonra taranır.

Yaş zirkonların Brain ünitesinde kazıma işlemi bittikten sonra Heat ünitesinde 1350°'de sinterlenir (%25 büzülme olur), sinterleme işleminden sonra 110µm partikül boyutunda Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> ile 2.5 bar basınç altında kumlanır. Elde edilen altyapı üzerine Cercon Ceram porselen işlenerek restorasyon bitirilir.

#### **Procera-Nobel BioCare:**



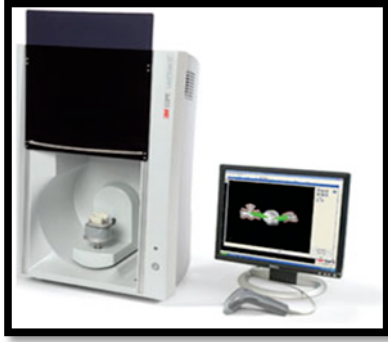
**Resim 3: Procera Piccolo (Tarayıcı)**

İlk olarak titanyumu işlemek için 1986'da geliştirilmiştir. 2 tane farklı ülkedeki CAM ünitesinden oluşur. Biri A.B.D'de diğeri İsveç'tedir. Laboratuvarlarda bunlarla uyumlu tarayıcı ve bilgisayar yazılımı vardır. Sistemin 2 farklı tarayıcısı vardır.

- A. Procera Piccolo
- B. Procera Forte

Model bu tarayıcılardan birinde taranır ve uygun altyapı dizaynı yapılır. Daha sonra internet aracılığı ile merkez laboratuara bildirilir. Merkez laboratuardan gelen altyapı üzerine özel üst yapı porseleni (Nobel Rondo) kaplanır ve restorasyon bitirilir. Bu şekilde internet aracılığı ile iletişim sağlanmaktadır. Tek kron taranabilmesi ve tarayıcının karmaşık şekilleri tarayamaması dezavantajlarındandır.

## Lava-3M Espe:



**Resim 4: Lava 3M Espe Tarayıcı ve Bilgisayar Yazılımı**

2002 yılında piyasaya sürülmüştür. 3 farklı üniteden oluşur.

- 1) Tarayıcı ve bilgisayar yazılımı (Scanning)
- 2) Kazıma ünitesi (Milling)
- 3) Sinterleme Fırını

Dişsiz kısımlar ve prepare edilen dişler lazer optik sistem aracılığıyla dijitalize edilir. Lava CAD yazılımı otomatik olarak kenar dizaynı ve gövde tasarımını yapar. Bu sistemde yaş zirkonya bloğu kazanır. Her blokta barkod numarası ve büzülme oranı vardır. Uygun bloğun barkodu okutulur ve kazıma işlemi (35 dakika tek kron için, 75 dakika 3 üye köprü için) yapılır. Sinterlenmeden önce 7 farklı renk ile renklendirilebilir. Oluşan %18-20 'lik hazimli altyapı sinterlenme (8 saat) sonrasında gerçek boyutlarına ulaşır.

## Precident-DCS



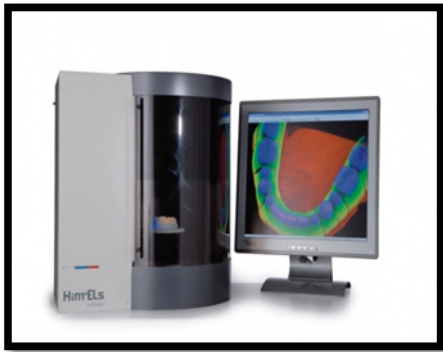
**Resim 5: Precimill (Kazıma Ünitesi)**

Bu sistem 3 üniteden oluşur;

- 1) Preciscan (Tarayıcı)
- 2) Precismart (Bilgisayar Yazılımı)
- 3) Precimill (Kazıma Ünitesi)

Dentform yazılımı otomatik olarak atyapı dizaynını yapar. Aynı anda 14 destek ve 30 üyeye kadar çalışma yapabilir. DCS titanyum bloklar ve yoğun sinterlenmiş bloklarla çalışan nadir sistemlerdendir. Firma yaş zirkonya bloklarını henüz üretmemiştir. Hazırlanmış modeller tarandıktan sonra dizaynı yapılır. (Tek kron için 15-20 dak.) Daha sonra bloğun kendi kartı ve kartın üzerindeki barkod numarası sisteme okutulur. Kazıma işlemi 2 saat sürer, çünkü bloklar yoğun sinterlenmiş olduğu için çok serttir. Sinterleme aşamasında yoktur. Frezlerin çok aşınması ve uzun işlem süresi dezavantajlarındandır.

### **Hint-Els GmbH:**



**Resim 6: Hint-Els Tarayıcı ve Bilgisayar Yazılımı**

3 farklı üniteden oluşur.

- 1) 3 boyutlu tarayıcısı ve bilgisayar yazılımı
- 2) Kazıma ünitesi(Hint-Els hiCut)
- 3) Sinterleme Fırını(Hint-Els hiTherm)

Titanyum ve plastik bloklarla beraber hem yaş hemde hip zirkonya blokları işleyebilir. HİP zirkonu 2 saatte, yaş zirkonu ise 30 dakikada kazır. Sistemde hekimler tarafından kullanılacak bir arayıcı ünitesi vardır. Preparasyonlar ölçü hatası olmadan direk tarayıcı tarafından taranabilir. Yaş zirkonya altyapıları renklendirilemez.

### Everest-Kavo:



**Resim 7: Everest-Kavo Sistem**

3 farklı üniteden oluşur.

- 1) Tarayıcı ve Dizayn Programı (Everest Scan)
- 2) Kazıma Ünitesi (Everest Engine)
- 3) Sinterleme Fırını (Everest Therm)

Alçı model döner bir platoya yerleştirilir. Tarayıcı kamera ile taranır. Aynı tarama ünitesinde 3 boyutlu model 15 nokta fotoğrafı ile sanal ortamda işlenerek oluşturulur. Tarama ünitesi 5 aksta hareket edebilir. Sistemde yaş ve HİP zirkonyalar kazınır. Zirkonya'dan başka lősitle güçlendirilmiş cam seramik blokları ve titanyum blokları vardır. Altyapı yaş zirkonya'dan kazınmış ise sinterlenmeden önce renklendirilebilir. HİP zirkonyadan kazınmış altyapı sinterlenmez ve renklendirilemez.

### Zeno Tech-Wieland:



**Resim 8: Zeno Kazıma Ünitesi**

4 farklı üniteden oluşur.

- 1) Tarayıcı (3 shape D 200)
- 2) Bilgisayar Yazılımı (Zeno CAD)
- 3) Kazıma Ünitesi (Zeno 4030)
- 4) Sinterleme Fırını (Zeno Fire)

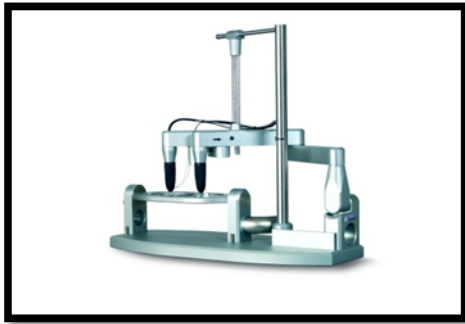


Tarayıcı ile optik olarak taranır. Kazıma ünitesinde hazırlanan altyapılar %20 hacimli yapılır. 12 saatlik sinterleme işlemi vardır ve yapı bu işlemden sonra gerçek boyut ve sertliğine ulaşır. Plastik ve alüminyum bloklarında vardır.

### **2.1.3.2 MAD-MAM:**

Zirkonya altyapı CAD/CAM sistemlerinden başka elde dizayn ve kazıma işlemi yapılarak yapılabilir. 2 sistem şu anda bu işlemde önemli rol oynamaktadır.

**Zirkonzahn(Zirkonzahn GmbH, Bruneck , Almanya):**



**Resim 9: Zirkonzahn Kazıma Ünitesi**

MAD-MAM prensibi ile çalışan bir pantografi cihazıdır. Yaş zirkonya blokları kullanılır ve %25 hacimli işlenir. Pantografi cihazının bir tarafında kompozit modelaj diğer tarafında zirkonya bloğu yerleştirilir. Sistemin her frezinin grenli ve grensiz olanı vardır. Grensiz frez ile tarama yapılırken grenli frez ile kazıma yapılır. Sinterleme işlemiyle önceden hacimli işlediğimiz blok gerçek boyutlarına ulaşır. Diğer sistemlere göre daha ucuzdur. Altyapının ayrı bir tarayıcı ile taranması gerekmez. Bu sebeple kullanımı kolaydır.

**Ceramill(AMANN GİRRBACH GmbH, Österreich, Avusturya):**



**Resim 10: Ceramill Kazıma  
Ünitesi**

Çalışma prensibi zirkonzahn ile aynıdır. Yaş zirkonya blokları kullanılır. Sinterleme öncesi gene blok hacimli işlenir ve sinterleme sonrası gerçek boyutlarına ulaşırlar. Ceramill base zirkon frezeleme cihazı başta olmak üzere, Ceramill gel modelaj akriliği, Ceramill UV polimerizasyon lambası, Ceramill Zi bloklar, Ceramill color renklendirme solüsyonu, Ceramill Thermo sinterleme fırını, AS400 toz emici aspiratör, Ceramill roto tarama ve frezeleme uçları ve istenirse Ceramill Aqua sulu frezeleme cihazı gibi ürünler sistemde bulunmaktadır. CAD/CAM sistemlerinin çok gelişmiş olmalarına rağmen daha fazla geliştirilmelerine ihtiyaç vardır

## 2.2 Dental İmplantların Tarihçesi

Diş implantlarına yönelik en eski bilgiye, M.Ö 3216 ve M.Ö 2637 yıllarında yaşamış 2 Çin imparatorunun akupunktur, altın ve gümüş iğneler, diş transplantasyonları ve reimplantasyonları gibi, o dönemin önemli tıbbi tedavilerini ifade etmelerinde rastlanmaktadır (Tunalı B. 2004). İlk bulgu ise 1931 yılında Honduras'ta Ulva vadisinde, M.S. 600 yıllarında yaşamış olan mayalara ait bir mezar kazısından elde edilmiştir. Bulunan altçene üzerinde, kaybedilmiş 3 kesici diş yerine deniz hayvanlarının kabuklarından diş şekline getirilmiş parçaların yerleştirildiği tespit edilmiştir (Sandallı P. 2000).

19. yüzyılın sonlarında ve 20. Yüzyıl içerisinde, diş doktorları çeşitli maddeler kullanarak çeşitli şekillerde implantlar uygulanmaya başlamıştır. 1913 yılında Greenfield yayınladığı bir makalede, platin-iridyum metalinden yapılmış kafes şeklindeki implantını açıklamıştır (Sandallı P. Oral implantoloji 2000). 1938'de Strock ilk defa vitalyumdan yapılmış içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir, aynı araştırmacı 1940'da ilk kez endodontik implantı geliştirmiştir (Tunalı B. 2004; Sandallı P. 2000). Dahl ise 1938'de kemik içi yerine kemik üstüne implant yerleştirerek ilk subperiostal implantları geliştirmiştir (Tunalı B. 2004). 1947'de Formiggini, İtalya'da spiral şeklindeki içi boş implantları geliştirmiştir (Tunalı B. 2004; Sandallı P. 2000.). 1953'te Sollier ve Chercheve transosseos implantı geliştirmiştir. Daha sonra 1960' da Chercheve içi boş vida şeklinde silindirik bir implant geliştirmiştir. 1961' de ise Tramonte içi dolu vida şeklinde bir implant geliştirmiştir ve bu implantın belkide bugünkü kortikal implantların temelini oluşturduğu düşünülmektedir (Tunalı B. 2004).

1967'de Linkow, titanyumdan yapılmış blade implantlarını tanıtmıştır. Linkow'un blade implantları, daha sonra Grafelmann'ın geliştirdiği çark şeklindeki aletler ile kemiğe daha az zarar verecek şekilde başarılı olarak uygulanmaya başlanmıştır. Daha sonraları Koch ve Kirsh'in IMZ implantları, Schulte'nin Tübingen implantı, Mutschelknauss, Brinkmann implantları ve Doerre'nin ankor ve ok şeklindeki implantları tanıtılmıştır (Sandallı P. 2000). 1938'lerden sonra çıkan subperiostal ve kemikiçi implantların gelişimleri ayrı ayrı olmuştur. Subperiostal implantlar birçok araştırmacı tarafından kullanılmıştır fakat o zamanki teknolojik yetersizlik sebebiyle fazla miktarda başarısızlık yüzünden kemikiçi implantlara yenik düşmüşlerdir (Tunalı B. 2004; Sandallı P. 2000).

1960’larda Branemark ve ark. başlatmış oldukları eksperimental çalışmalarına dayanarak, titanyumdan yapılmış silindir tipindeki implantları insanlar üzerinde uygulamaya başlamışlardır (Sandallı P. 2000). Bu çalışmalar 40 yılı aşkın süredir devam etmektedir.

### 2.3 Dental İmplant Materyalleri:

Hidroksil apatit literatürde ilk implant materyali olarak bildirilmiştir. İmplant üretiminde bugüne kadar birçok materyal kullanılmış ve kullanılmaktadır. Fakat bugün ideale en yakın alloplastik materyalin metal orjinli olduğu kabul edilmektedir (Tunalı B. 2004). Dental implantları aşağıdaki gibi sınıflandırabiliriz; (Tablo 3)

<b>Metaller</b>	<b>Seramikler</b>	<b>Polimerler</b>
Altın	Aluminyum Oksit	Polietilen
Krom-Kobalt Alaşımlar	Zirkonyum Oksit	Poliamid
Paslanmaz Çelik	Hidroksil Apatit	Polimetilmetakrilat
Zirkonyum	Trikalsiyum Fosfat	Politetrafloretillen
Niobium	Tetrakalsiyum Fosfat	Poliüretan
Tantalium	Kalsiyum Fosfat	
Saf Titanyum	Flor Apatit	
Titanyum Alaşımları	Brushite	
	Karbon(Vitroz-Prolitik)	
	BioGlass	

**Tablo 3 : Dental İmplant Materyallerinin Sınıflandırılması (Sykaras N. ve ark. 2000)**

### 2.3.1 Titanyum İmplantlar:

Düşük ağırlıkları, yüksek kuvvet-ağırlık oranları, düşük elastiklik modülü ve mükemmel korozyon dayanıklılıkları sebebiyle titanyum ve alaşımları 1950'lerin başında uzay endüstrisinde önemli materyaller haline gelmişlerdir (Oshida Y. 2007). Medikal ve dental sektörün ihtiyaçlarına bağlı olarak, 1970'lerden itibaren titanyum materyaller sağlık alanında da sıklıkla kullanılmaya başlamıştır. Ortopedik ve dental implantlar, kardiyovasküler stentler ve mekanik kalp kapakları, osteosentez materyalleri ve toz greft materyalleri gibi vücut içi amaçlarla kullanılmalarının yanında, ortodontik braket ve teller, splintler, kron-köprüler, postlar ve endodontik aletler gibi vücut dışı dental malzemelerde de titanyum materyaller uygulanmaktadır. Fakat kullanım alanına bağlı olarak titanyumun yapısı ve alaşımlarında farklılıklar vardır. Endodontik kanal aletlerinin üretiminde eğri kanallara rahat erişimin sağlanabilmesi için titanyumun elastiklik modülünün önemine bağlı olarak nikel-titanyum (NiTi) alaşımı kullanılırken, vücut içi kullanılan implantlarda biyokompatibilite ve biyomekanik dayanıklılık ön planda olduğu için alaşımsız saf titanyum materyaller tercih edilmektedir. Saf titanyum ve Ti-6Al-4V (ELI - Extra Low Level of Interstitial Content) alaşımı, mükemmel spesifik kuvvetleri ve korozyon dirençleri, ayrıca diğer metalik biyomateryaller arasında en iyi biyokompatibilite özelliğine sahip olmaları dolayısıyla, yapay total kalça veya diz protezlerinde ve dental implantlarının yapısında sert dokuların replasmanı için fonksiyonel biyomateryaller olarak kullanılmaktadır (McCracken M. 1999). Titanyum ve alaşımlarının biyokimyasal ve fiziksel özelliklerinin çok iyi olmasına karşın peri-implant dokuda oluşturdukları grileşme ve titanyumla kontakta olan bazı hastalarda alerjik reaksiyon oluşması sonucu metal olmayan, rengi diş rengi olan , fiziksel ve kimyasal özellikleri çok iyi olan seramiklerin implant materyali olarak kullanılması fikri doğmuştur (Kohal ve ark. 2008)

### 2.3.2 Alüminyum oksit implantlar:

Diş eksikliğini gidermek amacıyla diş rengine yakın rengi olan implant kullanma fikri 30 yıla yakındır varolmaktadır. İlk positive tecrübeler 1971'de Sandhaus'un sonuçlarına dayanmaktadır (Gahlert ve ark. 2006). Sandhaus ilk kez alüminyum oksit seramik implantlarını bildiren kişiydi. İmplantın ismi CBS (The Crystalline Bone Screw) idi (Kohal ve ark.2008;Gahlert ve ark. 2006). Daha sonra Schulte ve ark. 1978 yılında alüminyum oksitten yapılmış Tubingen implantlarını (Frialit1) sunmuştur. Bu 2 implantta bütün avantaj ve dezavantajlarıyla birlikte alüminyum oksit seramiğinden yapılmıştı (Gahlert ve ark 2006). Yine 1987'de Sandhaus Cerasend (Incermed, Lausanne, İsviçre) ismiyle yeni bir alüminyum oksit implant sundu, ancak uzun dönem klinik davranışlarıyla ilgili herhangi bir data bulunmamaktadır. Cerasend ve CBS implantlar yazarların bilgisine göre piyasada bulunmamaktadır (Kohal ve ark. 2008).

Frialit 1(Friadent, Mannheim, Almanya) implant sistemlerinin ise klinik davranışlarından başka uzun dönem davranışlarıyla ilgili datalarda bulunmamaktadır (Kohal ve ark. 2008). Frialit 1'in beklentileri karşılayamaması sonucu piyasadan kaldırılmış ve yerine Frialit 2 (Friadent, Mannheim, Almanya) sistemi sunulmuştur (Kohal ve ark. 2008).

Diğer bir alüminyum implant sistemi ise Müller, Presold ve Glien tarafından geliştirilen Bionit implantlarıydı. Laboratuvar araştırmalarıyla ilgili sınırlı bilgi bulunmaktadır. Bunun yanı sıra klinik araştırmalarla ilgili herhangi bir enformasyon bulunmamaktadır. Yazarlar tarafından piyasada bulunup bulunmadığı ile ilgili bir bilgi yoktur (Kohal ve ark 2008). 20 yıllık hayvansal deneyleri ve klinik araştırmaları olan tek kristal safir oral implantlar Kyocera (Kyoto, Japonya) firması tarafından Bioceram ismiyle üretilmiştir.

Koth ve ark. ve Steflık ve ark. safir oral implantlarının 5-10 yıllık çalışmalarını sunmuşlardır (Kohal ve ark. 2008). Bundan başka uzun dönem sonuçları Fartash ve Arvidson tarafından bildirilmiştir (Fartash ve Arvidson 1997). Safir implantlarla ilgili bir diğer araştırmada Berge ve Groningsaeter tarafından mandibular overdenturelere desteği ile ilgili yapılmıştı. Fartash ve Arvidson dışındaki birçok yazar safir implantların uzun dönem sonuçlarına göre mandibular overdenturelere destek konusunda diğer sistemlerden daha kötü sonuçlar verdiğini bildirmişlerdir (Kohal ve ark 2008). Üreticilere göre Bioceram implantlar artık üretilmemektedir.

Aluminyum oksit iyi osseointegre olmasına rağmen yapılan kritik biyomekanik deneyler implant materyali olarak kullanılmasının limitli olduğunu göstermektedir. Ayrıca uzun dönem yüklemeler için yeterli olmadığı bildirilmiştir (Kohal ve ark. 2006; Gahlert ve ark. 2006). Bu sonuçlardan sonra implant materyali olarak kullanılmak için daha sıkı bir seramik materyali araştırılmaya başlandı (Kohal ve ark. 2008). Sonuç olarak gelecekte kullanım potansiyeli olan zirkonya seramik materyali ortaya çıkarılmıştır (Kohal ve ark. 2006). Metal yerine kullanılan bu materyal düşük korozyon potansiyeline, düşük termal iletkenliğe, yüksek bükülme dayancına, yüksek sertliğe, iyi kimyasal özelliklere sahiptir ve ayrıca biyouyumluluğu birçok araştırmayla kanıtlanmıştır (Kohal ve ark. 2006).

### **2.3.3 Zirkonya İmplantlar:**

Zirkonya önceleri hayvan deneylerinde oral implantların üzerine kaplama materyali olarak kullanılmaya başlandı. 1975'te Cranin ve ark. tarafından zirkonya alev sprey deposizyon kaplama vitallium implantları olarak beagle köpeklerinde kullanılmıştır (Kohal ve ark.2008). 1989 ilk olarak ortopedi'de kalça protezlerinde uygulaması yapılmıştır (Christel ve ark 1989). Albrektsson ve ark. titanyum ve zirkonyum implantlarında histolojik arayüz analizi üzerine çalışma yapmışlardır.

Daha sonra 1990'ların başında köpeklerde zirkonya, alumina ve paslanmaz çeliklerin biyouyumluluğunu karşılaştıran araştırmalar yapılmıştır (Kohal ve ark 2008). Akagawa ve ark. ilk kez zirkonya'dan yapılmış oral implantların beagle köpekler üzerinde uygulamasını yapan kişilerdi (Akagawa ve ark.1993). Kohal ve ark. 2004 'te aynı model üzerinde yüklenmiş titanyum implantlarıyla zirkonya implantları karşılaştıran ilk gruptu. Bu araştırmada titanyum ile zirkonya implantın osseointegrasyonu arasında belirgin bir fark olmadığı bildirilmiştir.

Zirkonya implantları sadece kumlanabilmektedir, çünkü asit ile aşındırmanın zirkonya üzerinde hiçbir etkisi yoktur. Şimdiye kadar yüzey pürüzlülüğünü artırmak için kumlama metodu uygulanmaktadır (Kohal ve ark.2008). Sennerby ve ark. 2005'te yüzey pürüzlülüğünü artırmak için kumlamadan daha farklı bir metod geliştirdiler. Zirkonya implantlarını zirkonya tozunu ve por biçimlendirici içeren bir bulamaçla kapladılar. Sinterleme sırasında por biçimlendirici yanar ve sonuçta poröz yüzey meydana gelir.

Zirkonya implantları ile ilgili biyomekanik araştırmalar literatürde çok az bulunmaktadır (Kohal ve ark 2008). Yapılan bazı araştırmalar şu şekildedir; Gahlert ve ark. 2007 yılında domuzlar üzerinde yaptığı araştırmada 64 adet pürüzlü ve pürüzsüz zirkonya implant kullanılmıştır. 12 haftalık iyileşme periyodundan sonra implantlar tork işlemine tabi tutulmuştur ve bu işlem sırasında 1 adet pürüzlü zirkonya implantın kırıldığını bildirmişlerdir. Ayrıca Andreiotelli 2006 'daki doktora tezinde 88 adet zirkonya ve 32 adet titanyum implant kullanarak yaptığı çalışmada bu implantların kırılma dayanımlarını incelenmiştir. Çalışması sırasında implantları gruplara ayırarak bir kısmına ağız ortamını taklit eden bir makinede yük uygulamıştır. Ayrıca bu sırada implantları termo siklus işlemine tabi tutmuştur.

Nelson ve ark. 2008 yılındaki araştırmasında 48 adet zirkonya implantı 2 gruba ayırmıştır bir grubu full kron ile restore edip diğer gruba restorasyon uygulamamıştır. Gruplarda bulunan 24 implantın 3'er tanesini kullanarak kırılma dayanımlarını incelemiştir. Zirkonya implantlar için daha çok ve uzun süreli araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

şu an piyasada ticari olarak 5 çeşit zirkonya implant firması vardır;

- 1) Sigma İmplant Sistemi (Incermed,Lausanne, İsviçre)
- 2) CeraRoot İmplant Sistemi (CeraRoot, Barcelona, İspanya)
- 3) White Sky Sistem (Bredent Medical, Senden,Almanya)
- 4) Z-Sistem İmplant Sistemi (Z-Systems, Konstanz, Almanya)
- 5) Zit-Z Seramik İmplant Sistemi (Ziterion GmbH, Uffenheim, Almanya)



### 3.Gereç ve Yöntem:

Araştırmadaki laboratuvar uygulamalarının tamamı Yeditepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Sert Doku laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Araştırmamızda 3 adet Bredent White Sky zirkonya implant, 3 adet Z-Systems zirkonya implant ve Zirkozahn'dan üretilmiş 3 adet implant şeklinde zirkonya blok kullanılmıştır.

Kullanılan implantların çapları 4.00 mm olup, Uzunlukları Bredent White Sky da 12.00 mm, Z-systems ve Zirkozahn aletinde üretilen zirkonya replikada 11.50 mm olarak seçilmiştir. İmplantların çap ve uzunluklarına göre dağılımı aşağıdaki gibidir. (Tablo 4)

Kullanılan zirkonya implantların içerikleri Tablo 5'te gösterilmiştir.

İmplantların çapları (mm)	İmplantların uzunluğu (mm)	Adet	İmplant markası
4.00 mm	12.00 mm	3	<b>Bredent WhiteSky</b>
4.00 mm	11.50 mm	3	<b>Z-Systems</b>
4.00 mm	11.50 mm	3	<b>Zirkozahn</b>

**Tablo 4: Kullanılan implantların çap ve uzunlukları**

<b>Z-Systems</b>	TZP-A BİO-HİP (%95 ZrO <sub>2</sub> -% 5 Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> -%0.25 Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )
<b>Bredent WhiteSky</b>	TZP BİO-HİP (%95 ZrO <sub>2</sub> -%3 Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )
<b>Zirkozahn</b>	TZP (%95 ZrO <sub>2</sub> -% 3 Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> )

**Tablo 5: Kullanılan Materyallerin İçeriği**

Kullanılan implantlar 3 gruba ayrılmıştır. (Resim 11)

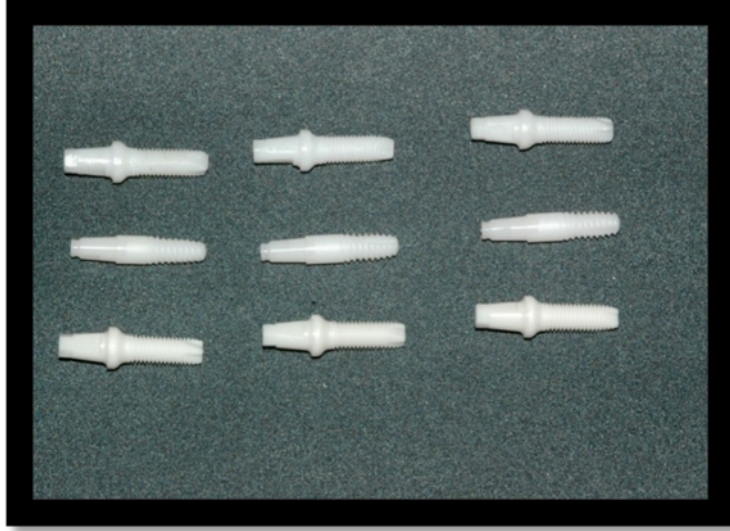
1.grupta 1adet Bredent WhiteSky,1 adet Z-Systems ve 1 adet Zirkonzahn'dan üretilmiş implant replikası bulunmaktadır. Bu gruba Salubris-Technica (Massachusetts,Amerika) Makinesinde 2500 kez termosiklus ( $5^{\circ}\text{C}$  ve  $55^{\circ}\text{C}$ ) işlemi uygulanmıştır. İmplantlar işlem bittikten sonra test süresine kadar nemli ortamda bekletilmiştir.

2.grupta 1 adet Bredent WhiteSky, 1 adet Z-Systems ve 1 adet Zirkonzahn'dan üretilmiş implant replikası bulunmaktadır. Bu gruba Salubris-Technica (Massachusetts, Amerika) Makinesinde 5000 kez ( $5^{\circ}\text{C}$  ve  $55^{\circ}\text{C}$ ) termosiklus işlemi uygulanmıştır. İmplantlar işlem bittikten sonra test süresine kadar nemli ortamda bekletilmiştir. (Resim 12)

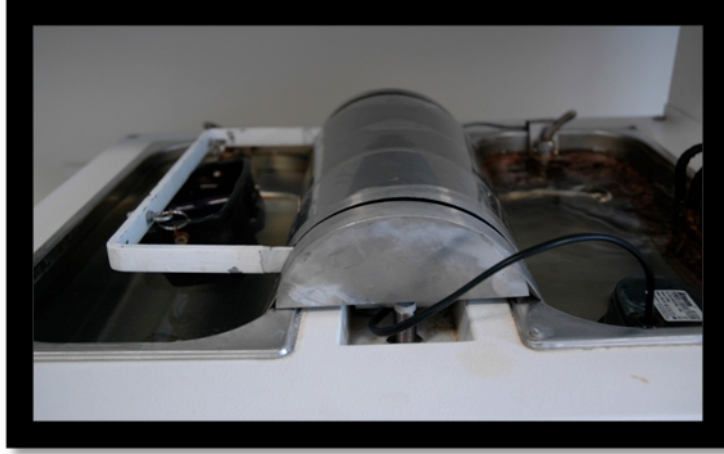
3.grupta 1 adet Bredent WhiteSky, 1 adet Z-Systems ve 1 adet Zirkonzahn'dan üretilmiş implant replikası bulunmaktadır. Bu gruba hiçbir işlem uygulanmamıştır.

Araştırmamız için Instron (Model 3345, Canton, Massachusetts) makinesinde kullanılmak üzere İSO standartlarına uygun implantları yerleştirmek için 4 mm çapında çelik toplardan meydana gelen düzenek yaptırılmıştır. Ayrıca kırma işleminde kullanılmak üzere İSO standartlarına uygun olarak uç kısmı 4 mm olan kırma çubuğu yaptırılmıştır. (Resim 13,14)

Testimiz için öncelikle yaptırdığımız düzenek ve çubuğu Instron makinesine yerleştirip sabitledik. Gruplardaki implantları tek tek yaptırdığımız 4 mm çapındaki çelik toplardan oluşan düzeneğe yatay şekilde yerleştirdik. Daha sonra yaptırdığımız ucu 4 mm çapındaki kırma çubuğunu implantın abutment-vida birleşim yerinin hemen altına gelecek şekilde konumlandırdık. (Resim 15,16) Instron makinesinde hız 0.5 mm/dak. olarak ayarlanmıştır ve implantlar kırılana kadar yük uygulaması yapılmıştır. Termosiklus uygulanmış ve uygulanmamış materyaller arasındaki ve farklı sistemler arasındaki kırılma dayanımları değerlendirilmiştir. Daha sonra Mitotoyo Type TM101 profil projektöründe implantın kırılan bölgesindeki yüzey analizleri yapıldı ve implantların iç,dış ve orta çapları hesaplanarak eğme dayançları değerlendirilmiştir.



**Resim 11: Gruplara ayrılmış zirkonya implantlar**



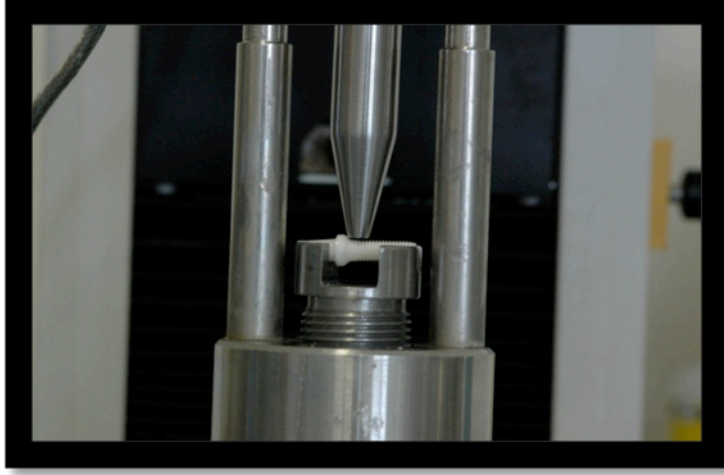
**Resim 12: Salubris-Technica Termal Siklus Makinesi**



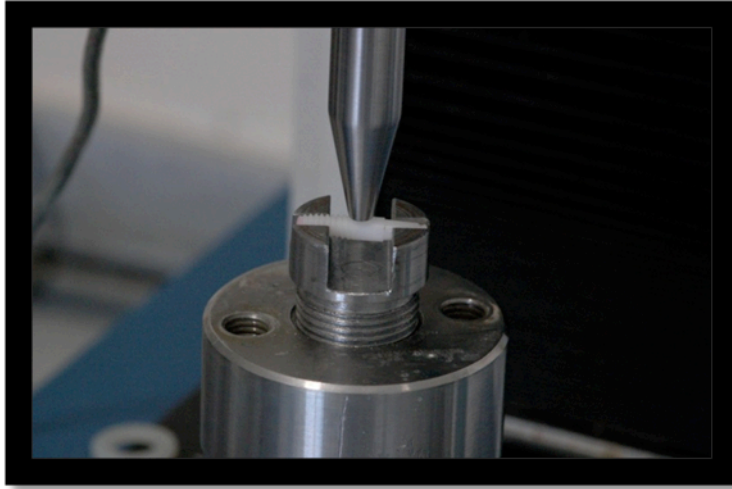
**Resim 13: İmplantları Yerleştirdiğimiz Dzenek**



**Resim 14: Kırma Çubuğu**



**Resim 15: Kırma Düzeneği**



**Resim 16: Kırma Düzeneği**

## 4. BULGULAR:

Yapılan testler sonucunda işlem uygulanmayan grupta Breident WhiteSky 2060 N, Zirkozahn 967 N ve Z-Systems implantı ise 781 N 'da kırılmıştır. 2500 siklus uyguladığımız grupta Breident WhiteSky 2029 N, Zirkozahn 903 N, Z-Systems ise 738 N 'da kırılmıştır. 5000 siklus uyguladığımız grupta ise Breident WhiteSky 1357 N, Zirkozahn 964 N, Z-Systems ise 709 N 'da kırılmıştır.

Mitotoyo profil projektöründe Breident WhiteSky'in dış çapı 3.99 mm, iç çapı 3.30 mm, orta çapı 3.63 mm, Zirkozahn'ın dış çapı 4.05 mm, iç çapı 3.55 mm, orta çapı 3.64 mm, Z-Systems'in dış çapı 3.98 mm, iç çapı 3.28 mm, orta çapı 3.8 mm okundu. Elde ettiğimiz değerleri aşağıdaki formülde kullanarak implantların eğme dayançları hesaplanmıştır. (Çap değerleri iç, dış ve orta olmak üzere ayrı ayrı kullanılmıştır).

Z-Systems implantta 2500 siklus yapıldıktan sonra eğme dayancında %5'lik, 5000 siklus sonunda %10 'luk bir düşüş elde edilmiştir. Breident WhiteSky implantta 2500 siklus yapıldıktan sonra eğme dayancında %2'lik, 5000 siklus sonunda %35'lik düşüş elde edilmiştir. Zirkozahn'da ise eğme dayancında 2500 siklus yapıldıktan sonra %7, 5000 siklus sonunda %1'lik bir düşüş elde edilmiştir. (Tablo 6,7,8) (Grafik 1,2,3)

$$\sigma_{eğ} = 8 \cdot \frac{F_{max} \cdot \ell}{\pi \cdot d^3}$$

$\sigma_{eğ}$ : Eğme Dayancı

$F_{max}$ : Maksimum Kuvvet

$d$ : Çap

$\ell$ : Uzunluk

$\pi$ : Pi Sayısı

Numune	$d_{dış}$ (mm)	$d_{iç}$ (mm)	$d_{ort}$ (mm)	F (N)	$\ell$ (mm)	$\sigma_{eğ-dış}$ (MPa)	$\sigma_{eğ-iç}$ (MPa)	$\sigma_{eğ-ort}$ (MPa)
Z-Systems	3.98	3.28	3.63	781	11.5	362	648	478
Bredent WhiteSky	3.99	3.30	3.64	2060	12	991	1753	1305
Zirkonzahn	4.05	3.55	3.8	967	11.5	426	633	516

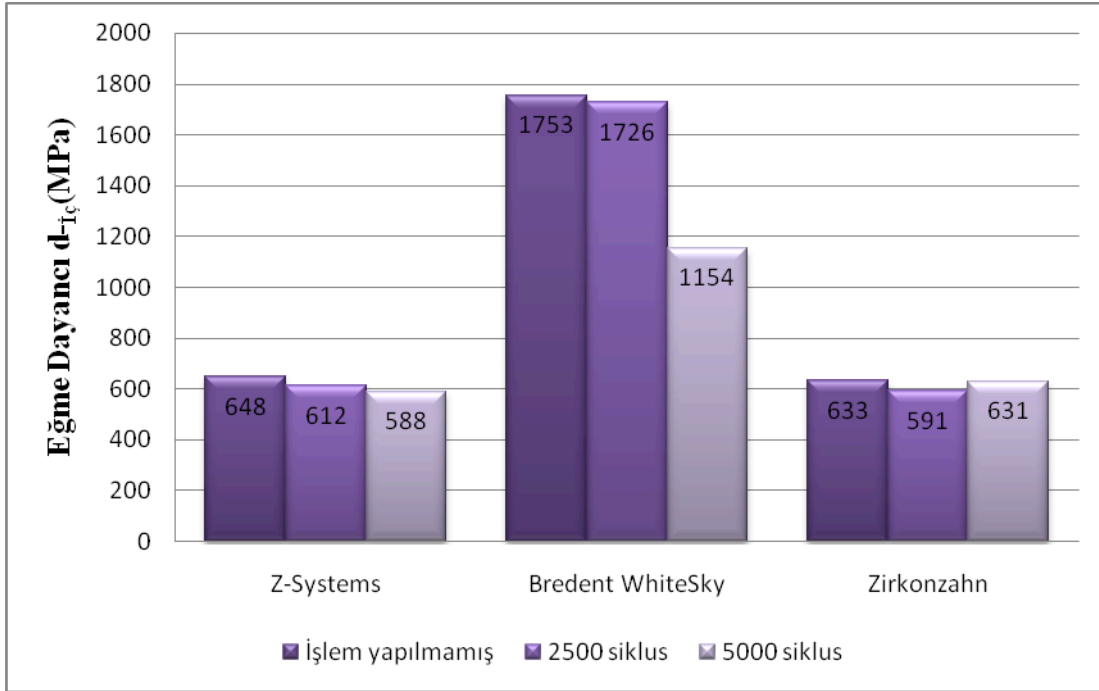
**Tablo 6: İşlem uygulanmayan grubun eğme dayanıcı**

Numune	$d_{dış}$ (mm)	$d_{iç}$ (mm)	$d_{ort}$ (mm)	F (N)	$\ell$ (mm)	$\sigma_{eğ-dış}$ (MPa)	$\sigma_{eğ-iç}$ (MPa)	$\sigma_{eğ-ort}$ (MPa)
Z-Systems	3.98	3.28	3.63	781	11.5	342	612	452
Bredent WhiteSky	3.99	3.30	3.64	2060	12	991	1726	1286
Zirkonzahn	4.05	3.55	3.8	967	11.5	398	591	482

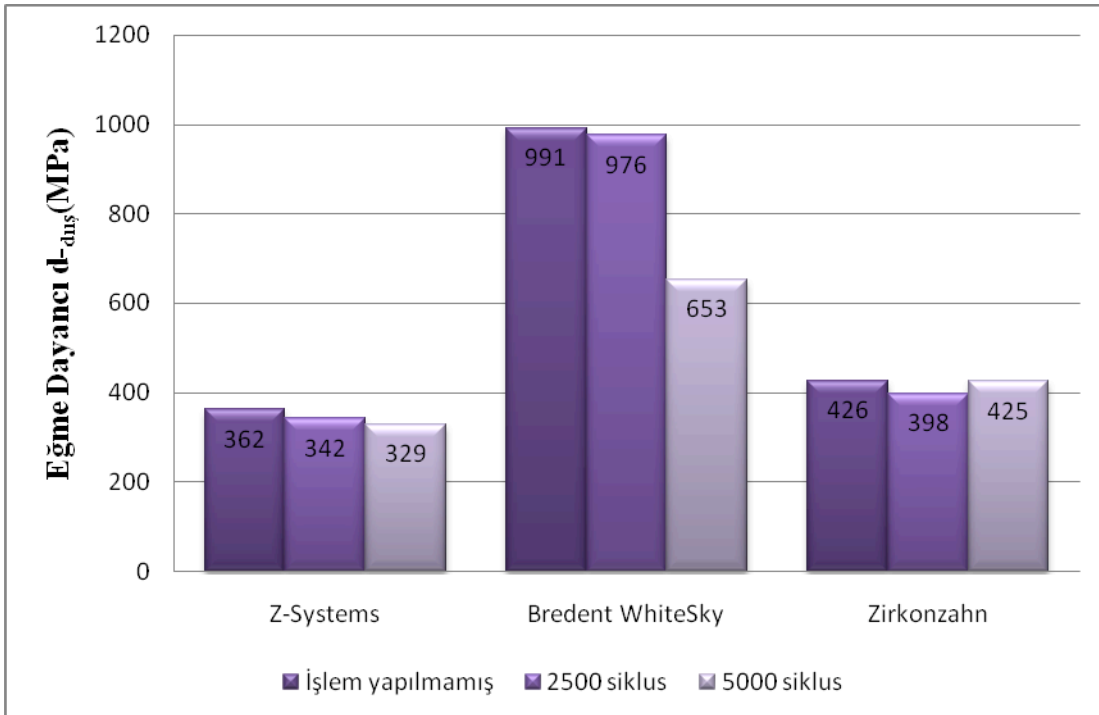
**Tablo 7: 2500 termal siklus uygulanmış grubun eğme dayanıcı**

Numune	$d_{dış}$ (mm)	$d_{iç}$ (mm)	$d_{ort}$ (mm)	F (N)	$\ell$ (mm)	$\sigma_{eğ-dış}$ (MPa)	$\sigma_{eğ-iç}$ (MPa)	$\sigma_{eğ-ort}$ (MPa)
Z-Systems	3.98	3.28	3.63	781	11.5	329	588	434
Bredent WhiteSky	3.99	3.30	3.64	2060	12	653	1286	1154
Zirkonzahn	4.05	3.55	3.8	967	11.5	425	631	514

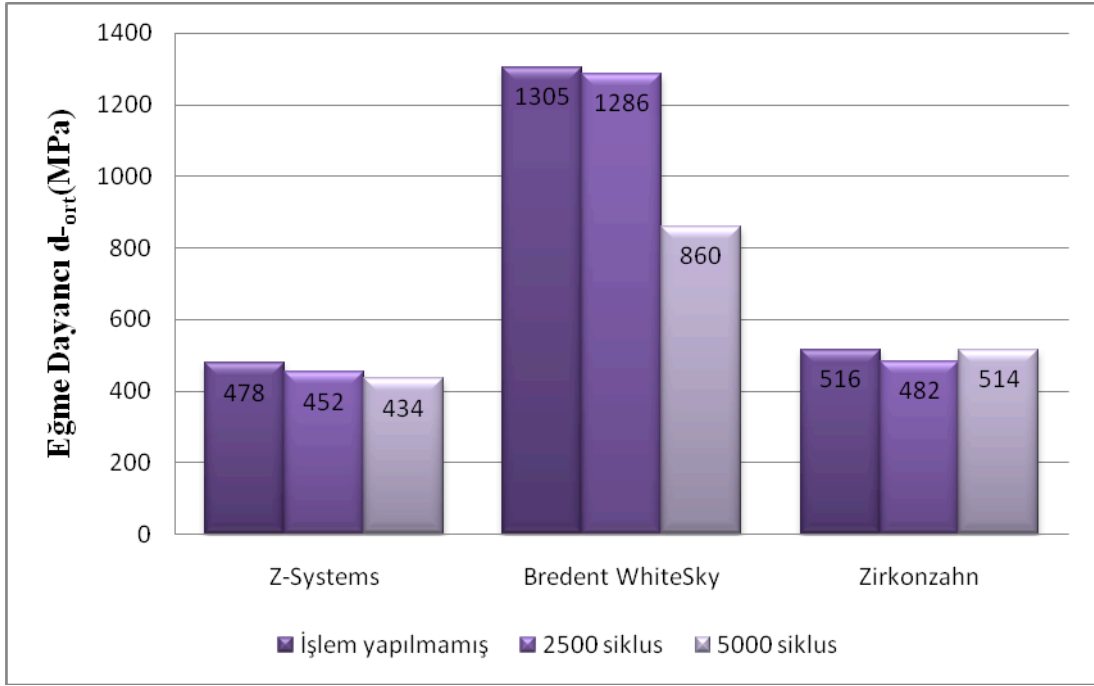
**Tablo 8: 5000 termal siklus uygulanmış grubun eğme dayancı**



**Grafik 1: Termal siklus ile Eğme Dayancı( $d_{ic}$ 'e göre) Arasındaki ilişki**



**Grafik 2 : Termal siklus ile Eğme Dayancı( $d_{dis}$ 'a göre) Arasındaki ilişki**



**Grafik 3 : Termal siklus ile Eğme Dayancı( $d_{ort}$ 'a göre) Arasındaki ilişki**



## 5. TARTIŞMA

Çalışmamızın amacı zirkonya implantların termal siklus uygulanmadan, 2500 ve 5000 siklus uygulandıktan sonra kırılma dayanımlarının değerlendirilmesidir. Seramik materyallerin kırılma dayanım testleri materyallerin verimliliği, uzun ömürlülüğü ve başarısı hakkında karar vermek için önemli rol oynamaktadır. İdeal olarak bu testler yeni bir materyali veya dizaynı klinik olarak uygulanmasını önermek için klinik uygulamayı taklit etmelidir (Ritter 1995a). Bu yüzden kullanacağımız ve uygulayacağımız materyal ve method gerçeğe uygun olmalıdır. İn vitro testlerin en önemli avantajları çok kısa sürede yapılabilmeleri, tekrar edilebilmeleri ve parametrelerin standardize edilebilmeleridir (Krejci ve Lutz 1990; Kern ve ark. 1999).

Araştırmamızda 3 adet Bredent WhiteSky zirkonya implant, 3 adet Z-Systems zirkonya implant ve Zirkozahn'dan üretilmiş 3 adet implant şeklinde zirkonya blok kullanılmıştır. İmplantları boyutları birbirlerine yakın olarak seçilmiştir. (Çap: 4mm , uzunluk 11.5 mm ila 12 mm) Green ve ark. 2002 'de yaptıkları derlemede implant boyutlarının kırılmaya dayanımda önemli rol oynadığını bildirmişlerdir. Çalışmamızda örnekler İnstron test makinesinde test edilmiştir. Andreiotelli 2006 'da doktora tezinde titanyum ve zirkonya implantların kırılma dayanımlarını Zwick test makinesinde test etmiştir. Nelson ve ark. 2008'deki araştırmalarında örnekleri bizim araştırmamızdaki gibi İnstron test makinesinde test etmiştir.

Örnekler Andreiotelli'de 130<sup>0</sup>C'lik açıyla yerleştirilip kuvvet implantın okluzal bölgesine uygulanmıştır, Nelson ve ark. 30<sup>0</sup>C'lik açıyla yerleştirilip, kuvvet benzer insizal bölgeye uygulanmıştır. Bizim araştırmamızda ise implantlar yatay olarak yerleştirilmiştir ve kuvvet implantın boyun kısmına gelecek şekilde uygulanmıştır. Bu şekilde lateral yönde gelebilecek kuvvetleri taklit etmek amaçlanmıştır. Yükler Andreiotelli'nin tezinde 2mm/dak hızla uygulanırken, Nelson ve ark. araştırmasında 1mm/dak, biz ve Jin Wen ve ark. ise İSO 6872'e uygun olarak 0.5 mm/dak. hızla kırılma dayanımı uyguladık.

Seramik materyallerin termosiklus işlemi sırasında stres biriktirdiği ve yüzey altında biriken bu stresin seramiği zayıflattığı ve klinik başarısızlığa yol açtığı bildirilmiştir (Kelly 1999). Dental seramiklerin kırılma dayanımı ölçülürken ortamın nemli olması ve sıcaklığın kontrol edilmesinin çok önemli olduğu ve suya maruz kalmanın seramiklerin mekanik

özelliklerinde etkili olduğu bildirilmiştir (Kelly ve ark. 1989; Drummond ve ark. 1991; Kelly 1995). Birçok yazar termosiklus işlemi sırasında 5<sup>0</sup>C ve 55<sup>0</sup>C sıcaklık aralığı kullanmıştır (Beschnidt ve Strub 1999; Kern ve ark. 1999). Andreiotelli 2006 ve bizde çalışmamızda aynı sıcaklık aralığını kullandık.

Ayrıca termosiklus'ta sıcaklığın yanında yaptığımız siklus sayısında önemlidir. Brown ve ark. 10 siklusun bir güne denk geldiğini bildirmişlerdir. Ama bu tam olarak kesin değildir. Kim ve ark. ise in vitro örneklerin siklusunun her bir günün 3 kısa periodu için (her bir periodun 10 siklus içerdiği) ne kadar güne denk geldiği hakkında bilgi vermemişlerdir ancak bunun bir günün 3 yemek öğününe denk geldiğini söylemiştir (Gale ve Darvell 1999). Ayrıca Gale ve Darvell termosiklus işleminin tek veya çift aşamalı olabileceğini bildirmişlerdir. Bizde çalışmamızda buna uygun olarak 2 aşamalı termosiklus uygulaması kullandık. Gruplardan birine 2500 siklus uygularken diğer gruba 5000 siklus uygulaması yapılmıştır. Gale ve Darvell araştırmasında birçok yazarın bizim çalışmamızdaki gibi 2500 ve 5000 siklus kullandığını göstermişlerdir. Andreiotelli tezinde bizim yaptığımızdan farklı olarak ağız ortamını taklit eden bir çiğneme simülasyonu kullanmıştır. Bu makine çiğneme işlemini yaparken aynı anda implantları bir pompa vasıtasıyla termosiklus işlemine tabi tutmaktadır.

Andreiotelli doktora tezinde 120 adet implant kullanmıştır. Bunların 32 tanesi titanyum implant 88 tanesi zirkonya implanttır. Çalışmamızla karşılaştırmak amacıyla çiğneme simülasyonu kullanılan örnekler ve restore edilmiş örnekler dikkate alınmamıştır. Andreiotelli tezinde kontrol grubu olarak kullandığı Branemark titanyum implantların ortalama kırılma dayanımını 825 N, Nobel Direct titanyum implantın ortalama kırılma dayanımını 5717 N, Y-TZP BİO-HİP Sigma zirkonya implantın ortalama kırılma dayanımını 1337 N, kaplanmamış Y-TZP-A BİO-HİP zirkonya implantın ortalama kırılma dayanımını 940 N, Y-TZP-A BİO-HİP ZiUnite zirkonya implantın ortalama kırılma dayanımını 850 N bulmuştur. Bulduğu sonuçların bir kısmı bizim çalışmamızdaki sonuçlarla benzerlik taşımaktadır.

Nelson ve ark. çalışmasında 48 adet Y-TZP Nobel BioCare zirkonya implant kullanmışlardır. 48 implantı 2 gruba ayırmışlardır. Bir grubu prepare etmemiştir, diğer grubu full kron ile prepare etmiştir. Her iki grupta da 3'er adet olarak kırılma dayanımını tabii tutmuştur. Prepare edilmemiş grubun ortalama kırılma dayanımı 1023.3 N ± 102.1 N, prepare edilmiş grubun ise 1111.7 N ± 137.5 N olarak bildirmiştir. Jin Wen ise çalışmasında 2 adet

zirkonya implant kullanmıştır ve bunların eğme dayançlarını hesaplamıştır; 1 tanesini 1035 MPa değerini ise 645 MPa olarak bildirmiştir.

## 6.SONUÇLAR

- 1) Z-Systems implantında 2500 siklus ve 5000 siklus yapıldıktan sonra eğme dayancında % 5'lik ve % 10'luk belirgin bir düşüş gözlenmektedir.
- 2) Bredent WhiteSky implantında 2500 siklus sonunda eğme dayancında belirgin bir düşüş gözlenmezken, 5000 siklus sonunda ise % 35 gibi büyük bir düşüş elde edilmiştir.
- 3) Zirkonzahn'dan üretilmiş implantta 2500 ve 5000 siklus sonunda belirgin bir düşüş gözlenmemektedir.

Zirkonya implantların klinik uygulamaları ile ilgili daha çok bilgi edinmek için uzun dönem çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

## **Kaynaklar:**

1. Akagawa Y, Ichikawa Y, Nikai H, Tsuru H (1993). Interface histology of unloaded and early loaded partially stabilized zirconia endosseous implant in initial bone healing. *J Prosthet Dent* 69: 599-604.
2. Ardlin B. (2002). Transformation-toughened zirconia for dental inlays, crowns and bridges: chemical stability and effect of low-temperature aging on flexural strength and surfacestructure. *Dent Mater* 18: 590-595.
3. Beschnidt SM, Strub JR (1999). Evaluation of the marginal accuracy of different all-ceramic crown systems after simulation in the artificial mouth. *J Oral Rehabil* 26: 582-593.
4. Brown WS, Jacobs HR, Thompson RE. Thermal fatigue in teeth. *J Dent Res*, 1972;51:461–467.
5. Burger W, Richter HG, Piconi C, Vatteroni R, Cittadini A, Boccalari M (1997). New Y-TZP powders for medical grade zirconia. *J Mater Sci Mater Med* 8: 113-118 (Abstract).
6. Cales B (2000). Zirconia as a sliding material: histologic, laboratory, and clinical data. *Clin Orthop* 1: 94-112.
7. Chevalier J (2006). What future for zirconia as a biomaterial? *Biomaterials* 535-543.
8. Christel P (1988). Biomechanical compatibility and design of ceramic implants for orthopaedic surgery. *Bioeramics: material characteristics vs in vivo behavior*. Ann NY ASci: 234-56.

9. Christel P, Meunier A, Heller M, Torre JP, Peille CN (1989). Mechanical properties and shortterm in-vivo evaluation of yttrium-oxide-partially-stabilized zirconia. *J Biomed Mater Res* 23:45-61
10. Clarke IC, Manaka M, Green DD, Williams P, Pezzotti G, Kim YH, Ries M, Sugano N, Sedel L, Delauney C, Nissan BB, Donaldson T, Gustafson GA (2003). Current status of zirconia used in total hip implants. *J Bone Joint Surg Am* 85 Suppl 4: 73-84.
11. Conrad J. H, Seong W, Pesun I., Current ceramic materials and systems clinical recommendations: A systematic review. *J. Prosthet Dent* 2007; 98:398-404
12. Covacci V, Bruzzese N, Maccauro G, Andreassi C, Ricci GA, Piconi C (1999). In vitro evaluation of the mutagenic and carcinogenic power of high purity zirconia ceramic. *Biomaterials* 20: 371-376.
13. Deville S, Chevalier J, Gremillard L (2006). Influence of surface finish and residual stresses on the ageing sensitivity of biomedical grade zirconia. *Biomaterials* 2186-2192.
14. Drummond JL, Novickas D, Lenke JW (1991). Physiological aging of an all-ceramic restorative material. *Dent Mater* 7: 133-137.
15. E.Dianne Rekow. Dental Cad/Cam systems: A 20 year success story. *J Am Dent Assoc* 2006;137,5-6
16. Edelhoff D, Sorensen JA (2002). Retention of selected core materials to zirconia posts. *Oper Dent* 27: 455-61.
17. Fartash B, Arvidson K. Long-term evaluation of single crystal sapphire implants as abutments in fixed prosthodontics. *Clin Oral Impl Res* 1997: 8: 58-67

18. Gahlert M, Gudehus T, Eichom S, Steinhauser E, Kniha H, Erhardt W. Biomechanical and histomorphometric comparison between zirconia implants with varying surface textures and a titanium implant in the maxilla of miniature pigs. *Clin. Oral Impl. Res.* 18, 2007; 662-668
19. Garvie RC, Nicholson PS (1972). Structure and thermomechanical properties of partially stabilized zirconia in the CaO-ZrO<sub>2</sub> System. *J Amer Ceram Soc* 55: 152-157.
20. Garvie RC, Hannink RH, Pascoe RT (1975). Ceramic steel? *Nature* 258: 703-704.
21. Giray Z, Özkurt Z, Kazazoğlu E. Zirkonyumun yapısı ve Zirkonya Alt yapıların üretim teknikleri. *Dentiss* cilt 1, sayı 3, 2007:34-38
22. Glauser R, Sailer I, Wohlwend A, Studer S, Schibli M, Scharer P (2004). Experimental zirconia abutments for implant-supported single-tooth restorations in esthetically demanding regions: 4-year results of a prospective clinical study. *Int J Prosthodont* 17: 285-90.
23. Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004). Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics. *Dent Mater* 20: 449-456.
24. Guazzato M, Quach L, Albakry M, Swain MV (2005). Influence of surface and heat treatments on the flexural strength of Y-TZP dental ceramic. *J Dent* 33: 9-18.
25. Gupta TK, Lange FF, Bechtold JH (1978). Effect of stress-induced phase transformation on the properties of polycrystalline zirconia containing metastable tetragonal phase. *J Mater Sci* 13: 1464-1470.
26. H. Rudolph, Ralph G. Luthardt, Micheal H. Walter. Computer-aided analysis of the influence digitizing and surfacing on the accuracy in dental Cad/Cam technology. *Computers in Biology and Medicine* 37 (2007); 579-587

27. Heydecke G, Butz F, Hussein A, Strub JR (2002). Fracture strength after dynamic loading of endodontically treated teeth restored with different post-and-core systems. *J Prosthet Dent* **87**: 438-45.
28. Jin-Wen, Y. Dong Wei, F. Mai. Investigation of a new design for zirconia dental implants. *Journal of medical colleges of PLA* 2007;22(5)
29. Josset Y, Oum' Hamed Z, Zarrinpour A, Lorenzato M, Adnet JJ, Laurent-Maquin D (1999). In vitro reactions of human osteoblasts in culture with zirconia alumina ceramics. *J Biomed Mater Res* 47: 481-493.
30. Keith O, Kusy RP, Whitley JQ (1994). Zirconia brackets: an evaluation of morphology and coefficients of friction. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 106: 605-614.
31. Kelly JR (1995). Perspectives on strength. *Dent Mater* 11: 103-110.
32. Kelly JR (1999). Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations. *J Prosthet Dent* 81: 652-661.
33. Kern M, Strub JR, Lü X-Y (1999). Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26: 372-378.
34. Kim JY, Takahashi Y, Kito M, Morimoto Y. Semi-quantitative analysis of early microleakage around amalgam restorations by fluorescent spectrum method: a laboratory study. *Jpn Dent Mater J*, 1992;11:45-58.
35. Kohal RJ, Klaus G (2004). A zirconia implant-crown system: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent* 24: 147-153.
36. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR (2004). Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *J Periodontol* 75: 1262-1268.

37. Kohal R-J, Klaus G, Strub JR. Zirconia-implantsupported all-ceramic crowns withstand long-term load: a pilot investigation. Clin. Oral Impl. Res. 17, 2006; 565–571
38. Kohal Ralf J., Wael Att, Maria Bachle, Frank Butz. Ceramic abutments and ceramic oral implants. An update Periodontology 2000. Vol.47, 2008, 224-243
39. Kosmac T, Oblak C, Jevnikar P., The fracture and fatigue of surface-treated tetragonal zirconia(Y-TZP) dental ceramics. Materials and Technology 41(2007) 5, 237-241
40. Krejci I, Lutz F (1990). In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 1445-1449.
41. Lindemann W (2000). Dentalkeramiken-mineralogisch betrachtet. ZMK 5: 280-285.
42. Manicone P, Iommetti P, Raffaelli L., An overview of zirconia ceramics: Basic properties and clinical applications. Journal Of Dentistry 35(2007):819-826
43. McCracken M. Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. J Prosthodont 1999;8:40-3.
44. M.S. Gale, B.W. Darvell. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. Journal Of Dentistry 27(1999) ;89-99
45. Nelson R. F. A. Silva , Paulo G. Coelho, Carlos A. O. Fernandes, Jose M. Navarro, Renata Alves Dias, Van P. Thompson. Reliability of one-piece ceramic implant J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater, 2008
46. N.T. Green, E. E. Machtei, J. Horwitz, M. Peled. Fracture of the dental implants. Implant Dent 2002;11:137-143
47. Oshida Y. Bioscience and Bioengineering of Titanium Materials. Oxford, UK. Elsevier, 2007



48. Piconi C, Maccauro G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials* 20: 1-25.
49. Reckziegel A., Properties and Applications of Advanced Zirconia Ceramics. *Ceramics Forum Int.*,63,7/8, 378-385,1986
50. Richter HG (1994). Zirconia for medical implants-the role of strength properties. In: *Bioceramics*. Andersson OY-U, A, (ed). Butterworth-Heinemann: London
51. Rieger W, Köbel S, Weber W., Processing and Properties of Zirconia ceramics for Dental Applications. *Spectrum Dialogue*, March 2008
52. Rieth PRJNA (1976). Fabrication and flexural strength of ultra-fine grained yttria-stabilised zirconia. *Bull Am Ceram Soc*: 717.
53. Rimondini L, Cerroni L, Carraci A, Torricelli P (2002). Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 793-798
54. Ritter JE (1995a). Predicting lifetimes of materials and material structures. *Dent Mater* 11: 142-146.
55. Sandallı P. Oral İmplantoloji, ss. 3-5, Erişer Matbaacılık, 2000, İstanbul
56. Sato TS, Shimada M (1985a). Control of the tetragonal-to-monoclinic phase transformation of yttria partially stabilised zirconia in hot water. *J Mater Sci* 20: 3899-3992.
57. Sato TS, Shimada M (1985b). Transformation of yttria-doped tetragonal ZrO<sub>2</sub> polycrystals by annealing in water. *J Amer Ceram Soc* 68: 356-359.
58. Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A (2004). Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks. *J Periodontol* 75: 292-296.

59. Sennerby L, Dasmah A, Larsson B, Iverhed M (2005). Bone tissue responses to surface-modified zirconia implants: A histomorphometric and removal torque study in the rabbit. *Clin Implant Dent Relat Res* 7 Suppl 1: S13-20.
60. Soykan H, Karakaş Y. MgO ile Kısmen Stabilize Edilmiş ZrO<sub>2</sub>'da X-Işınları Difraksiyon Yöntemiyle Kantitatif Faz Analizi. *Turk J Engin Environ Sci* 25 (2001) , 191-197.
61. Stevens R, Hennike D (1992). ZrO<sub>2</sub>-Keramik. In: Kriegsmann J (Hrgs.): *Technische Keramische Werkstoffe*. Grundwerk. Deutscher Wirtschaftsdienst, Köln, 1-101.
62. Subbarao E (1981). Zirconia-an overview. In: *Advances in ceramics/Science and Technology of Zirconia*. Heuer AH, LW, (ed). Elsevier: Amsterdam, pp 1-24.
63. Sundh A, Sjögren G., A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies. *Academy Of Dental Materials*, 2007
64. Swab JJ (1991). Low temperature degradation of Y-TZP materials. *J Mater Sci* 26: 6706-6714.
65. Sykaras N, Iacopino M. A, Marker A, Triplett R, Woody R. *İmplant Materials, Designs and Surface Topographies: Their Effect On Osseointegration. A literature Review. The International Journal Of Oral Ana-d Maxillofacial İmplants*, Vol 15, pp. 675-690, 2000
66. Tchikawa Y, Akagawa Y, Nikai H, Tsuru H (1992). Tissue compatibility and stability of a new zirconia ceramic in vivo. *J Prosthet Dent* 68: 322-326.
67. Theunissen GSAM, Bouma JS, Winnubst AJA, Burggraaf AJ (1992). Mechanical properties of ultra-fine grained zirconia ceramics. *J Mater Sci* 27: 4429-4438.
68. Thompson I, Rawlings RD (1990). Mechanical behaviour of zirconia and zirconia-toughened alumina in a simulated body environment. *Biomaterials* 11: 505-508.

69. Tunalı B..Multidisipliner Yaklaşımla Oral İmplantoloji, ss. 9-13,ss. 20,Nobel Matbaacılık,2004,İstanbul
70. Von Marin Andreiotelli.Survival rate and fracture resistance of zirconium dioxide implants after exposure to the artificial mouth: An in vitro study.Freiburg Germany(2006). Phd Thesis
71. Werner H.Mörmann.The Evolution Of the Cerec System.J Am Dent Assoc 2006;137,7-13

## ÖZGEÇMİŞ

Diş Hekimi Nurettin Ramazanoğlu 13.10.1981 yılında İstanbul Şişli’de doğdu. İlk öğrenimini Hasan Ali Yücel İlkokulun’da ,orta ve lise öğrenimini Şişli Terakki Lisesi’nde bitirdi. 1999 yılında Yeditepe Üniversitesi’nde yüksek öğrenimi’ne başladı ve 2005 yılında yüksek öğrenimini bitirdi. 2006 güz yarısında Yeditepe Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı’nda master eğitimine başladı ve halen aynı anabilim dalı’nda çalışmalarına devam etmektedir.