

FARKLI IŞIK KAYNAKLARININ KOMPOZİT POLİMERİZASYONUNA ETKİSİ

Araş. Gör. Özcan ÇAKMAKCIOĞLU*

Prof. Dr. Bülent TOPBAŞI*

EFFECT OF DIFFERENT CURING UNITS ON COMPOSITE POLYMERIZATION

ÖZET

Estetik restorasyonlara olan ihtiyacın artmasıyla birlikte uygun materyallerin geliştirilmesi için birçok araştırma yapılmaktadır. Bu çalışmalar son zamanlarda kompozit materyallerin polimerizasyonundaki dezavantajların ortadan kaldırılması amacıyla polimerizasyon sistemleri üzerinde yoğunlaşmıştır. Konvansiyonel halojen cihazlara alternatif olarak ortaya çıkarılan sistemlerden biri olan Light Emmiting Diod cihazları gerek ısı üretmemeleri gerekse dalga boyu uygunluğu avantajları nedeniyle son zamanlarda kompozit polimerizasyonunda kullanılmaya başlanmıştır. Çalışmamızda bu cihazların kompozit polimerizasyonunda konvansiyonel halojen cihazlarına karşı olan avantajları değerlendirilmiştir. Kullanılan ışıklı cihazlardan 2. jenerasyon Led teknolojisini taşıyan FreeLight II ,diğer bütün cihazlara 40 sn ışınlama süresinde üstünlük sağlamıştır. 2 ve 3 mm kalınlığında A1 ve A3 renklerde hazırlanan kompozit blokların polimerizasyonu sonucunda kalınlık artışının ve koyu renkte kompozit polimerizasyonunun ışığın kompozitin derin noktalarına penetrasyonunu engellediği görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Işık kaynağı,ışık yayan diotlar,sertlik,LED.

ABSTRACT

There has been a rapid increase in demand for esthetic restorative materials as well as light curing units since the introduction of single-paste light cured composites. Because of the polymerization of light – cured resins depends mainly on the characteristics and type of the radiation source used ,a way to achieve better properties of the final restoration cured is the improvement of the curing unit.

Recently a new polymerization unit that has Light Emmiting Diod technology introduced to eliminate the disadvantages of convantional light curing units in polymerization. The objective of this is to determine the polymerization efficiency of three light curing units on two different thickness of different shades of composites. Freelight II that has the second generation Led technology shows significantly better depth of cure on both shades and thickness. Also we figure out that as the shades become more darker light intensity and the thickness of composite becomes more important because the light can not pass to deeper parts of composite.

Keywords: polymerization unit, Halogen lamp, Light emitting diod, microhardness

GİRİŞ

Fiziksel ve estetik özelliklerinden dolayı 1960'lı yıllardan beri kompozit rezin materyalleri diş hekimliğinde restoratif dolgu

materyali olarak kullanılmaktadır.^{1,2} Çok sayıda araştırma ile elde edilen olumlu gelişmelere rağmen ideal bir maddeden söz etmek olanaksızdır.³ Ancak estetik materyallere dolayısıyla ışıklı cihazlara duyulan istek gün geçtikçe artmaktadır.⁴

* Marmara üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tedavisi Anabilim Dalı

Polimerizasyon işlemi ilk önceleri kimyasal iki patın karıştırılmasıyla gerçekleştirilen, 1972 yılında itibaren UV ışını ile polimerizasyon metodları kullanılmaya başlanmıştır. Ancak hasta ve hekim için zararlı olabileceği düşüncesi ile U.V. ışığından vazgeçilmiş ve yerine görünür ışık kullanılmaya başlanmıştır.⁵

Uzun yıllar boyunca halojen ampul içeren sistemler kullanılmıştır. Bu sistemlerdeki ışık yoğunluğunda zamanla meydana gelen azalma, pulpal ısı artışı gibi dezavantajlar yüzünden araştırmacılar daha verimli polimerizasyon sağlayan, az ısı üreten sistemlere yoğunlaşmış ve bunun sonucu olarak da plazma ark sistemler üretilmiştir. Fakat bu sistemde rezin kompozitlerde mikrosızıntı ve polimerizasyon büzülmesi miktarının arttığı görülmüştür.⁶ Isı artışı azalma açısından avantajlarına rağmen bu sistemler popülerliklerini uzun süre koruyamamışlardır.

Restoratif işlemler sırasında pulpada meydana gelecek ısı artışının 42.5 dereceyi aşması pulpa dokusunda geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilir.⁷ Pulpa ısı transferi polimerizasyon sırasında kullanılan cihaza göre değişiklik gösterebilmektedir.⁸ Yeni halojen polimerizasyon cihazları ışık enerji verimini arttıracak şekilde dizayn edilmesi nedeniyle artan ışık yoğunluğu pulpa yapıları termal transferi arttırabilmektedir.⁹

Bu sebeple hem yeterli polimerizasyon derinliği sağlayabilecek yüksek yoğunlukta ışık sağlayabilen hem de bu ışığı sağlarken pulpal ısı artışına sebep olmayacak bir ışık kaynağı arayışı içine girilmiştir.

Son yıllarda ise çok yoğun ışık veren , düşük voltajlı ve belli bir dalga boyu yayabilen yeni geliştirilmiş, yüksek derecede mavi ışık yayan diodlar (LED) araştırılmaya başlanmıştır.¹⁰ Konvansiyonel cihazlar için hat voltajı, ampulün kondisyonu ve filtreler, ışıklı cihazların üzerindeki kalıntı resin, ve fiberdeki çatlaklar gibi birçok faktörün ışık çıkışını etkilediği bilinmektedir. Işık çıkışındaki azalmalar restoratif rezinlerin polimerizasyonunu zayıflatır, ve bu yüzden özelliklerini etkiler.^{11,12} Led teknolojisine sahip cihazlar elektrik enerjisini daha verimli kullanırlar, konvansiyonel cihazlara oranla kullanım süreleri boyunca ışık gücündeki azalma sınırlıdır. Ömürleri binlerce saat sürer ve en önemlisi ısı artışı pulpa zarar verecek sınırın çok altındadır.^{13,14}

LED ışık kaynaklarının ilk jenerasyonu daha düşük güç çıkışına sahiplerdir ve halojen ışık kaynakları kadar iyi performans sergileyememişlerdir. İkinci jenerasyon ışık kaynakları daha büyük güç çıkışıyla farklı spektral dağılıma sahiptirler ve böylece daha iyi performans ve daha kısa ışınlama süresi sağlarlar.¹³

Kompozit materyallerin polimerizasyonunda ışık kaynaklarının veriminin yanında hekimin göz önünde bulundurması gereken önemli noktalardan biride ışığın kompozitin derin noktalarına penetrasyonunun sağlanmasıdır. Işığın penetrasyonunu belirleyen önemli etkenler arasında kullanılan materyalin kalınlığı ve rengi gösterilebilir.¹⁵

ISO standartlarına göre polimerizasyonu tamamlanan kompozit materyalin alt sertlik

değeri üst sertlik değerinin % 80 inin altında olmamalıdır.¹³ Tabii ki ışıkla ilk karşılaşan üst bölgedeki sertlik değerinin düşük olmasına bağlı oransal sapmalar kabul edilebilir değildir.

Çalışmamızda son yıllarda geliştirilmiş ve halen geliştirilmekte olan LED teknolojisinin konvansiyonel yöntemlerle farklı kalınlıkta ve farklı renklerdeki kompozit materyalleri için penetrasyon derinliği ve mikrosertlik değerlerinin karşılaştırılması amaçlanmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda Charisma (Heraeus Kulzer GmbH & Co.KG) kompozit rezinin A1 ve A3 renkleri kullanıldı. Her örnekteki 2 mm ve 3 mm derinlikteki penetrasyon derinliğini belirlemek amacıyla 12 değişik grup oluşturulup , her grup için 8 er örnek kullanıldı.

Kompozit rezinler çapı 10 mm ve derinliği 2 mm ve 3 mm olan plastik kalıplar içine kondanse edildiler. Kondansasyon sırasında plastik kalıplar alttan siman camıyla desteklendi. Tamamen kondanse edilen kompozit rezinlerin üzerine mylar bant (melinex) gerilerek ışık kaynağı ile polimerizasyon arada mesafe bırakmayacak şekilde gerçekleştirildi.

Polimerizasyon 3 değişik ışık kaynağı 40 sn uygulanarak gerçekleştirildi. Bunlar (Led1 : Hilux, Ledmax 1 ; Led2: Freelight 2, 3M-ESPE ; QTH: Coltolux 75, Coltane) Kullanılan ışıklı cihazların uçlarının çapı 11 mm çapında idiler .

Örnekler polimerizasyonu takiben ışık almayacakları kaplarda 37 derecedeki su içerisinde 24 saat bekletildiler. Ardından,

Vickers (Zwick,1190-Germany) mikro sertlik cihazında üst ve alt yüzey sertlik değerleri ölçüldü. Ölçüm öncesinde her bir yüzey için 4 değişik bölgeden 45 sn boyunca 250 gramlık yük uygulandı .

BULGULAR

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için SPSS for Windows 10.0 programı kullanıldı. Veriler Tablo I, Tablo II ve Tablo III 'de görülmektedir. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların (Ortalama, Standart sapma) yanısıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında Kruskal Wallis , T student ve Mann Whitney U test kullanıldı. Niteliksel verilerin karşılaştırılmasında ise Ki-Kare testi kullanıldı. Sonuçlar %95'lik güven aralığında, anlamlılık $p < 0,05$ düzeyinde değerlendirildi.

Tablo I

Işık	Kalınlık		Renk				p
			A1		A3		
			Ort.	S.D.	Ort.	S.D.	
L1	2	Üst	64,87	11,46	58,97	9,97	0,199
		Alt	35,50	7,88	25,92	2,16	0,016*
	3	Üst	59,35	10,38	51,37	19,59	0,420
		Alt	24,48	7,11	26,42	11,76	0,631
L2	2	Üst	61,68	15,18	63,18	8,62	0,378
		Alt	57,35	14,02	49,42	3,69	0,261
	3	Üst	60,67	14,06	59,68	6,52	0,420
		Alt	51,22	10,78	40,20	3,43	0,016*
H	2	Üst	74,77	19,48	68,77	8,86	0,688
		Alt	54,80	12,38	45,05	2,69	0,035*
	3	Üst	64,57	12,81	55,45	7,95	0,109
		Alt	44,77	5,67	33,05	3,15	0,004**

* $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı, ** $p < 0,01$ ileri düzeyde anlamlı

Tablo II

Işık	Renk		Kalınlık				p
			2		3		
			Ort.	S.D.	Ort.	S.D.	
L1	A1	Üst	64,87	11,46	59,35	10,38	0,228
		Alt	35,50	7,88	24,48	7,11	0,037*
	A3	Üst	58,97	9,97	51,37	19,59	0,521
		Alt	25,92	2,16	26,42	11,76	0,199
L2	A1	Üst	61,68	15,18	60,67	14,06	0,873
		Alt	57,35	14,02	51,22	10,78	0,261
	A3	Üst	63,18	8,62	59,68	6,52	0,259
		Alt	49,42	3,69	40,20	3,43	0,004**
H	A1	Üst	74,77	19,48	64,57	12,81	0,522
		Alt	54,80	12,38	44,77	5,67	0,107
	A3	Üst	68,77	8,86	55,45	7,95	0,025*
		Alt	45,05	2,69	35,05	3,15	0,004**

* $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı, ** $p < 0,01$ ileri düzeyde anlamlı

Tablo III

Renk	Kalınlık		Işık Türleri						p
			L1		L2		H		
			Ort.	S.D.	Ort.	S.D.	Ort.	S.D.	
A1	2	Üst	64,87	11,46	61,68	15,18	74,77	19,48	0,399
		Alt	35,50	7,88	57,35	14,02	54,80	12,38	0,008**
	3	Üst	59,35	10,37	60,67	14,06	64,57	12,81	0,947
		Alt	24,48	7,11	51,22	10,78	44,77	5,67	0,003**
A3	2	Üst	58,97	9,97	63,18	8,62	68,77	8,86	0,193
		Alt	25,92	2,16	49,42	3,69	45,05	6,69	0,002**
	3	Üst	51,37	19,59	59,68	6,52	55,45	7,95	0,611
		Alt	26,42	11,76	40,20	3,43	33,05	3,15	0,018*

* $p < 0,05$ düzeyinde anlamlı, ** $p < 0,01$ ileri düzeyde anlamlı

Üst sertlik

Örneklerden QTH cihaz ile polimerize edilen A3 renkteki kompozitlerin dışında

hiçbirinde üst yüzey sertlikleri açısından istatistiksel bir fark yoktur.

A3 renkteki kompozit örneklerden 2 mm kalınlığında olanların üst sertlik değeri 3 mm olanlardan QTH ile polimerize edildiğinde istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek çıktı. ($p < 0,05$)

Alt sertlik

Alt sertlik değerlerinde LED2 ve QTH bütün gruplarda LED1 den istatistiksel olarak ileri derecede anlamlı sertlik değerleri elde edilmesini sağladı ($p < 0,01$).

Yine LED2 cihazı ile bütün renk ve kalınlık kombinasyonlarında diğer cihazlardan istatistiksel olarak anlamlı derece yüksek sertlik değerleri elde edildi. ($p < 0,05$)

Alt yüzey sertlik değerleri karşılaştırılırken LED1 ile polimerize edilen 3 mm lik örneklerde ve LED2 ile polimerize edilen 2 mm lik örneklerde rengin A1 veya A3 olmasının istatistiksel bir fark yaratmadığı tespit edildi.

Diğer bütün gruplarda A1 renk kullanılan örnekler alt sertlik değeri için A3 renk olanlardan istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek sertlik değerlerine ulaşıldı. ($p < 0,05$)

LED2 ve QTH ışığı uygulanan örneklerden ,A1 renkte olanlarda örnek kalınlığının artması ışık penetrasyonunu istatistiksel olarak fark yaratmayacak şekilde değiştirdi. A3 renkteki örneklerde ise kalınlığın 2 mm den 3 mm ye çıkarılması istatistiksel olarak ileri düzeyde fark yarattı. ($p < 0,01$) 2 mm'lik örneklerin mikrosertliği 3 mm'lik örneklerden çok daha iyi değerlere ulaştı.

Çalışmada kullanılan bütün örnekler için alt sertlik değerinin üst sertlik değerine göre yüzdesel olarak verdiği oranın incelenmesi yapıldığında, bu şartları en iyi şekilde %62.5 ile Led2 cihazının karşıladığı görüldü. Bu oransal hesaplamalarda Led2 cihazı Led1 ve QTH 'e göre istatistiksel olarak ileri düzeyde anlamlı yüksek değerlere ulaştı. (p<0.01)

QTH cihazında alınan verilerde de Led1 den anlamlı derecede yüksek sertlik değerleri elde edildi. (p<0.05)

TARTIŞMA

Yetersiz polimerizasyonda restoratif materyalin fiziksel ve mekanik özellikleri etkilenebilir ve restorasyonda mikrosızıntı, renklenme, aşınmanın artması, kırılmaya karşı olan direncin azalması, su emiliminin artması, restorasyonun tutunmasının azalması, restorasyonun kaybı ve pulpal reaksiyonlar görülebilir.¹⁶ Yetersiz polimerizasyona bağlı olarak dental materyallerde kalan artık monomerler dentin tübüllerinden geçerek pulpada geri dönüşümsüz hasarlara neden olabilirler. Bu sebeple dental materyallerin biyolojik özellikleri polimerizasyon cihazlarının kalitesinden oldukça etkilenmektedir.¹⁷

Sertlik değerlerinin ölçümü ,kompozitteki karbon bağlarının değişimini göstermekte yeterli bir öge olarak kabul edilebilir.¹⁸ Bu sebeple çalışmamızda bu yöntem kullanılmıştır. Kompozit materyallerin polimerizasyonu değerlendirilirken vickers sertlik değerinin ölçümü için gerekli iz genişliğinin oluşturulabilmesi için 250 gramlık yükün 45 sn. uygulanması yeterli olmaktadır. Genel olarak bir rezin kompozitin poli-

merizasyon kalitesini, materyalin kompozisyonu, polimerizasyondaki genel durumlar ve ışık cihazının özellikleri etkiler.¹⁹

Halojen cihazların dezavantajlarını elimine etmek amacıyla üretilen LED tabanlı polimerizasyon sistemlerinin birinci nesli QTH cihazların yerini alabilecek boyutta polimerizasyon kapasitesine ulaşmamıştır. Çalışmamızda ışık yoğunluğu düşük LED1 cihazlar QTH kaynaklardan çok daha düşük polimerizasyon derinliği sağlamaktadır. Verilerimiz Kurachi ve ark.¹⁴ yaptığı çalışmasını destekler niteliktedir. Düşük güçteki LED cihazlarında, daha uzun polimerizasyon zamanı ile QTH cihazlarına yakın değerlere ulaşılabilir.¹⁸

Yoon ve ark.⁵ tarafından belirtildiği gibi materyallerin sertleşme derecesi ışınlamadaki ışık miktarı ile doğru orantılıdır. Restorasyonun en üst yüzeyindeki kompozitin sertleşmesi düşük ve yüksek yoğunluktaki ışık miktarının her ikisinde de birbirine yakındır.⁵ Çalışmamızda da bu verileri destekler şekilde üst sertlik değerlerinde Led1 cihazının sağladığı düşük ışık yoğunluğunda dahi diğer cihazlara yakın veriler elde edildi. Burada önemli olan nokta ilk polimerize olan tabakaların daha derinine doğru kırılan ve emilen ışık demetlerinin alt tabakalardaki kompoziti polimerize etme yeteneğidir. Polimerize olmadan kalan monomer yapının pulpal dokularda meydana getirebileceği vitalite kaybı ve bir bütün olarak kompozitin sertlik direncindeki düşüş göz ardı edilemeyecek unsurlardır.

Yoon ve ark.⁵ aynı derinlikte kompozit sertleşmesinde Led2 teknolojisine sahip cihazların halojen cihazlardan daha iyi sonuç verdi-

ğini belirtmiştir. Dunn ve Bush²⁰ tarafından yapılan çalışmada ise Komforokinon un polimerizasyon başlatıcı olarak kullanıldığı kompozit rezinlerde 470 nm nin en verimli dalga boyu olduğunu gösterildi. Çalışmamızda kullanılan 470 nm dalga boyuna sahip Led 2 cihazının başarısı Yoon ve arkadaşları ile Dunn ve Bush tarafından yapılan çalışmaları desteklemektedir.

Kullandığımız LED2 ve QTH ışıklı cihazları birbirlerine yakın derecede ışık yoğunluğuna sahip cihazlardır.Bu cihazlarla polimerize edilen örneklerde koyu renkteki kompozit örneklerindeki penetrasyonun 3 mm derinlikte açık renklerdekinden az olması Milis ve ark.²¹ yaptığı çalışmaları desteklemektedir.

Diğer cihazların aksine 2 mm kalınlıkta LED2 cihazı ile polimerize edilen örneklerde renk değişiminin alt sertlik değerlerine herhangi bir etkisi olmadı.

Uhl ve ark.²² çalışmalarında Led 2 cihazın dalga boyu dağılımın polimerizasyon için gerekli şartlara daha uygun ve 2 mm kalınlığındaki kompozit örneklerinde taban bölgesinde elde edilen sertlik değerinin diğer cihazlardan daha üstün olduğunu göstermişlerdir.Çalışmamızda elde ettiğimiz bulgular Uhl ve arkadaşlarının çalışmasına benzerdir.

SONUÇ

Birinci jenerasyon Led cihazları Led teknolojisinin avantajlarını taşımalarına rağmen gösterdikleri yetersiz performanslarıyla günümüz klinik uygulama şartlarını karşılamamaktadır.

Halojen lamba içeren polimerizasyon sistemlerine alternatif olarak geliştirilmiş olan

ikinci jenerasyon LED cihazları ise artık yaygın kullanıma sahiptirler.

Koyu renklerde ışık penetrasyonunu azaltan etkenler ışığın tabana ulaşana kadar izlediği yol üzerinde emilimidir. Bu nedenle koyu renk kompozit uygulamalarında penetrasyonun tam olarak sağlanabilmesi için materyal kaviteye ince tabakalar halinde uygulanmalıdır.

KAYNAKLAR

1. BowenRL. (1962) U.S. Patent 3,066,112.
2. Topbaşı B, Öveçoğlu ML, Flexural Strength and Fracture Surface Characterization of Composites Stored in Water, Journal of Marmara University Dental Faculty, 2001; 4, (3) : 238-243.
3. Clark AE, Anusavice KJ. Dental applications In: Schneider SJ, JR Lampman SR, Woods, MS, Zorc TB (eds.) (1991). Ceramic&Glasses Engineered Materials Handbook Volume:4 American Soceity for Materials (ASM) İnternational Pennsylvania, pp:1091-1099.
4. Miyazaki M, Hattori T, Ichiishi, Y, Kando M, Onose H, Moore BK, Evaluation of curing units used in private dental offices, Operative Dentistry, 1998 ;23: 50-54
5. Yoon TH, Lee YK, Lim BS, Kim CW. Degree of Polymerization of resin composites by different light sources, Journal of Oral Rehabilitation. 2002; 29:1165-1173
6. Knezevic A, Tarle Z, Meniga A, Sutalo J, Pichler G, Photopolymerization of composite resins with plasma light Journal of oral rehabilitation, 2002 ; 29:782-786
7. Hannig M, Bott B. In-vitro pulp chamber temperature rise during composite resin polymerization with various light-curing sources , Dental Materials , 1999 ; 15:275-281

8. Tjan AHL, Dunn JR. Temperature rise produced by various visible light generators through dentinal barriers.: J. Prosthet Dent. 1988 Apr;59(4):433-8.
9. Loney RW, Price RBT. Temperature transmission of high-output light-curing units through dentin.: Operative Dentistry, 2001; 26: 516-520
10. Soh MS, Yap AUJ, Siow KS.Effectiveness of composite cure associated with different curing modes of led lights ;Operative Dentistry ,2003;28-(4): 371-377
11. Fowler CS, Swartz ML, Moore BK. Efficacy testing of visible light-curing units, Operative Dentistry, 1994; 19: 47-52
12. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins Dental Materials Journal ,1994;13(2): 198-205
13. Price BTR, Felix CA, Andreou P. Evulation of a second-generation led curing light Journal of Canadian Dental Association, 2003; 69(10) : 666-675
14. Kurachi C, Tuboy AM, Magalhaes DV, Bagnato VS. Hardness Evaluation of a dental composite polymerized with experimental LED-based devices, Dental Materials , 2001; 17:309-315
15. Tsai PC, Meyers IA, Walsh LJ. ;Depth of cure and surface microhardness of composite resin cured with blue LED curing lights, Dental Matererials, 2004, May; 20(4):364-369.
16. Civelek A, Özel E. Işıkla polimerize olan kompozitlerin polimerizasyon derinliği. Akademik Dental .2004 Aralık;23 :34-39
17. Spagnuolo G, Annunziata M, Rengo S. Cytotoxicity and oxidative stress caused by dental adhesive systems cured with halogen and LED lights. Clin Oral Investig. 2004 Jun;8(2):81-85.
18. Hofmann N, Hugo B, Klaiber B. Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. Eur J Oral Sci. 2002 Dec;110(6):471-9.
19. Rahiotis C, Kakaboura A, Loukidis M, Vougiouklakis G. Curing efficiency of various types of light-curing units. Eur J Oral Sci. 2004 Feb;112(1):89-94.
20. Dunn W.J.,Bush, A.C. ;A comparison of polymerization by light-emmitting diode and halogen-based light-curin units, Journal of American Dental Association , 2002;133(3) : 335-341
21. Millis RW, Uhl A, Jandt KD. Optical power outputs, spectra and dental composite depths of cure,obtained with blue light emmitting diode (LED) and halogen light curing units(LCUs); British Dental Journal 2002 ;193 (8) :459-462
22. Uhl A, Sigusch BW, Jandt KD. Second generation LEDs for the polymerization of oral biomaterials ;Dental Materials 2004 Jan;20(1):80-87

Yazışma Adresi:

Araş.Gör.Özcan ÇAKMAKCIOĞLU

Marmara üniversitesi Diş.Hek.Fakültesi Diş Hastalıkları ve Tted.A.B.D.

Güzelbahçe büyükçiftlik sok. No:6 Kat:5
Nişantaşı/İstanbul Tel: 0212 –231 91 20/553