

Kompozit Rezinlerin Klinik Uygulama Yöntemleri, Posterior Kompozit Rezinlerin Klinik Uygulama Yöntemleri (Restoratif Diş Tedavisi Dersi)

Kompozit rezinler çürük veya kırılmış ön ve arka grup dişlerin estetik olarak restorasyonunda başarı ile kullanılmaktadır. İlk dönemde üretilen kompozit rezin materyalleri doğal diş renginde olmakla birlikte; büyük doldurucu partikülleri içerdikleri için, renk stabilitesi ve cilalanabilirlik açısından problemler yaratmışlardır. Materyallerin özellikleri geliştirildikçe, renk stabilitesi ve aşınma açısından problemler de azalmıştır.

Kompozitler Rezinlerde Sınıflandırma

1. İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine göre
2. Polimerizasyon yöntemlerine göre
3. Viskozitelerine göre kompozit rezinlerde sınıflandırılmalar yapılabilir.

1-İnorganik doldurucu partikül büyüklükleri ve yüzdelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması:

İnorganik doldurucu partikül büyüklüğü 50-100 µm olan kompozit rezinlere 'megafil kompozitler', partikül büyüklüğü 10-100 µm olan kompozitlere 'makrofil kompozitler', partikül büyüklüğü 1-10 µm olan kompozit rezinlere ise 'midifil kompozitler' denir. İlk kompozitler, makrofil olarak üretilmişlerdir. Makrofil ve midifil kompozitler, geleneksel kompozitler diye de adlandırılmaktadır.

Doldurucu partikül büyüklüğü 0,1-1 µm olan kompozit rezinlere, 'minifil veya small partiküllü kompozitler', partikül büyüklüğü 0,01-0,1 µm olan kompozit rezinlere 'mikrofil kompozitler', partikül büyüklüğü 0,01 µm olan kompozit rezinlere de 'nanofil kompozitler' denir. Farklı büyüklükteki doldurucu partiküllerin karışımını içeren kompozit rezinlere ise, **Hibrit kompozitler** adı verilir. Bunların partikül büyüklüğü makropartiküllü rezinden daha küçük, partikül miktarı ise mikropartiküllü rezinden daha fazladır. Her iki kompozit rezinin özelliklerini taşımasına rağmen, hibrit türünün belirlenmesinde büyük partikül adı kullanılır.

Küçük partiküller karışımın ikinci komponentidirler. Bu kompozit rezinlerde doldurucular, silanizasyon dışında hiçbir işlem uygulanmadan monomer matrise katılmışlardır. Bu nedenle, bu tür kompozitlere **homojen kompozitler** adı da verilmektedir.

Viskozite sorununu çözmek amacıyla, önceden polimerize edilmiş mikrofil kompozit kitlesi 1-20 µm büyüklüğünde partiküller elde edilecek biçimde öğütülmüş ve bu partiküller doldurucu olarak monomer matrise eklenmiştir. Doldurucu partiküllerde modifikasyon yapıldığı için bu tür kompozit rezinlere, **Heterojen kompozitler** adı verilir.

2-Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozitlerin sınıflandırılması:

Polimerizasyon, polimerleri oluşturmak için birbirine kimyasal olarak bağlı birimlerin (monomerlerin) yinelenmesiyle ortaya çıkan zincir yapılarıdır. Dişhekimliğinde ise; kompozit rezinlerin sertleşme

reaksiyonu polimerizasyonun başlaması ile gerçekleşir. Organik faz içerisindeki başlatıcı, kimyasal ve/veya fiziksel aktivasyon ile monomerin çift bağları ile reaksiyona giren enerjiden zengin serbest radikallerin oluşmasına ve polimer zincirlerinin meydana gelmesine neden olur. Polimerizasyon başlatıcısı aşağıda belirtilen 3 yöntemde de Kamforokinondur.

Polimerizasyon yöntemlerine göre kompozit rezinler;

- a. Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler
- b. Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler
- c. Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler olarak üç grupta sınıflandırılır.

a-Kimyasal yolla polimerize olan kompozit rezinler

Bu sistemde, pat+pat, pat+likit, toz+likit komponentlerinin karıştırılmasıyla polimerizasyon başlar. Akseleratör olarak ya tersiyer amin ya da sülfirik asit deriveleri kullanılır. Bu maddeler peroksitlerle reaksiyona girerek serbest köklerin oluşmasını sağlar. Yapısal özelliklerinden dolayı uygulandıktan 3-5 yıl sonra renklerinde değişimler olmuştur.

b-Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinler

Işıkla polimerize olan kompozit rezinler, kimyasal olarak polimerize olan rezinlerden sadece aktivatör ve inisiyatör bakımından farklılık göstermektedir. Görünür ışık polimerizasyon bileşikleri, genellikle tersiyer amin gibi indirgeyici ajanlarla birlikte kullanılan diketonlar ve kamforokinon ve biasetil gibi aromatik ketonlardır. Kamforokinon, görünür spektrumun mavi bölgesinde yer alan 400-500 nm. dalga boyu arasında aktive olmaktadır. (Dalgaboyu; bir dalga örüntüsünün tekrarlanan birimleri arasındaki mesafedir.) Görünür ışıkla polimerize olan kompozit rezinlerin, kimyasal olarak sertleşenlere göre en önemli avantajı, dişhekiminin çalışma süresini istediği gibi kontrol edebilmesidir. Polimerizasyonun tam olarak tamamlanması halinde ışıkla ve kimyasal olarak polimerize olan kompozit rezinler arasında, özellikleri açısından büyük bir fark bulunmamaktadır.

c-Hem kimyasal hem de ışık ile polimerize olan kompozit rezinler

Bu tür rezinlerin kimyasal olarak polimerizasyon hızı yavaştır, ancak fotokimyasal olarak rezine ilave bir polimerizasyon sağlanmıştır. Polimerizasyonun tam olarak gerçekleşmesinden endişe edilen her ortamda kullanılması önerilen bu tip rezinler, özellikle derin kavitelere, 2 mm'den daha kalın rezin uygulamalarında, girişin zor olduğu interproksimal alanlarda başarılıdır.

3-Viskozitelerine göre kompozitlerin sınıflandırılması

- a. Kondanse edilebilen (packable, posterior) kompozitler
- b. Akışkan (flowable) kompozitler olmak üzere iki grupta incelenebilir.

a-Kondanse edilebilen kompozitler(Packable kompozitler, Posterior kompozitler)

Arka grup dişlerdeki restorasyonlar karşıt çenedeki diş mineleri nedeniyle ciddi bir abrazyon ile karşı karşıya kalırlar. Posterior restoratif materyalin aşınmaya karşı gösterdiği direnç, onun uzun ömürlü olacağına göstergesidir.

Kompozit içerisinde bulunan ve fiziksel özellikler açısından zayıf halkayı oluşturan rezin fazı içindeki inorganik doldurucu oranı artırılarak daha üstün fiziksel özellikler taşıyan kompozitler geliştirilmiştir. Kondanse edilebilen kompozitlerin yapısı, hibrit kompozitlerden ve konvansiyonel kompozitlerden daha farklıdır. Kondanse edilebilen kompozitler, hibrit ve konvansiyonel kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu içerirler buna ek olarak da doldurucu dağılımı farklıdır. Posterior kompozit rezinler yüksek doldurucu içeriğine ve modifiye edilmiş doldurucu partiküllerine sahip oldukları için hibrit kompozitlerden farklılık gösterirler. Posterior restorasyonlarda kullanılan yoğun olarak doldurulmuş kondanse edilebilen kompozitlerde sertlik ve kırılmaya karşı direnç artmıştır çünkü:

- 1-Mikrofil destekli rezin miktarı minimuma indirilmiştir

2-Rezin matrikse özel büyüklükteki doldurucu partiküller dağıtılmıştır

3-Matriks içerisindeki partiküller birbirine daha yakın konumdadır.

Bu materyallerin uygulaması daha kolaydır. Kondanse olabilen kompozitlerin, el ile işleme özellikleri geliştirilmiştir. Aşırı basınç altındaki posterior restorasyonlarda, amalgama benzer şekilde uygulanırlar. Posterior kompozit rezinlerde aşınma direnci ön grup dişlerde kullanılan kompozitlere göre artırılmış ve yıllık 10 mikron altında aşınma oranları sağlanmıştır. Uygulama sırasında el aletlerine yapışmasını önlemek amacıyla materyal içerisindeki doldurucuların karakteristikleri değiştirilmiştir. Materyalin yapışkan olmaması ona manüplasyon kolaylığı sağlar. Sınıf II restorasyonlarda metal matris bandı ve kama kullanılarak kolayca sağlanabilen fizyolojik interproksimal kontaklar ve restorasyonun tek kütle halinde sertleşmesi önemli avantajlarını oluşturur. Kondanse edilebilen kompozitlerin bu kullanımları klinisyenlerin ilgisini çekmektedir. Yüksek doldurucuların ilavesi, bu materyallerin el ile işlenmelerine ve yüksek fiziksel-mekanik özellikler göstermesine neden olmaktadır.

Kondanse edilebilen kompozitler, yapışkan olmadıklarından temiz aletlerle bir seferde yerleştirilip anatomik form işlenebilir, bu da son bitirme ve düzeltme işlemlerini azaltır. Fakat hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır. Yüksek densite nedeniyle daha derin polimerizasyon sağlanır (5 mm'ye kadar). Bu da, 5 mm'den sığ kavite için tek defada doldurulmasına olanak sağlar.

Kontakt noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, kaviteye basınç uygulayarak daha kolay yerleştirilebilmeleri, Sınıf II kavitelede başarıyla uygulanmalarına neden olmaktadır.

Posterior restorasyonlarda uygulanan kompozitlerin klinik olarak değerlendirildiği araştırmalarda, başarısızlık 10 yıl sonunda % 40-50 olarak bildirilmiştir.

Başarısızlık nedenleri arasında genellikle restorasyonların aşınması ve kontakt kaybı gösterilebilir. Aşınmaya karşı direnç posterior restorasyonun ömrü açısından önemlidir.

Restorasyonun lokalizasyonu, kavitenin tipi, klinik uygulama hataları ve izolasyon metotları; posterior kompozit restorasyonlarda aşınma direnci ile ilgili başarısızlıklara neden olmaktadır.

b-Akışkan (flowable) kompozitler

Kavite geometrisinin her zaman ideal koşullarda sağlanamadığı adeziv preparasyonlarda, oluşan polimerizasyon büzülmesini engellemek ve stres kırıcı bir bariyer oluşturmak amacıyla geliştirilen akışkan kompozit rezinler, restoratif diş hekimliği uygulamalarında varılan en son gelişmelerden birisini teşkil etmektedir. Akışkan kompozitlerin vizkoziteleri, uyumlulukları, kıvamları ve manipülasyonlarının kolay olması, klinikte akışkan kompozitlerin kullanımını cazip hale getirmektedir ve kullanım alanlarını genişletmektedir. Son zamanlarda, klinik performansları için anahtar mekanik özelliklerinin dayanıklılık olabileceği ileri sürülmektedir. Dayanıklılıkları, hem aşınma hem de kırılma direnciyle ilişkilidir.

Akışkan kompozitlerin geleneksel kompozitlere oranla daha fazla rezin içermesi, dayanıklılık değerlerinin geleneksel kompozitlere oranla daha iyi olmasına sebep olarak gösterilmektedir. Ayrıca, düşük elastik modülü sayesinde yüksek kırılma dirençleri olabileceği belirtilmiştir.

Akışkan kompozitlerin en büyük avantajı; Sınıf II posterior restorasyonların başarısızlıklarının en büyük nedeni olan mikrosızıntının engellenmesinde kullanılmasıdır. Kondanse edilebilen kompozitlerin altında stress azaltıcı fonksiyonu nedeniyle kullanılabilirler. Ayrıca restorasyon yüzeyinde ve kenarlarında kalan mikroçatlakların kapatılmasında da kullanılmaktadırlar. Şırınga sistemleri sayesinde uygulamaları kolaydır. Materyalin akışkan yapısından dolayı kavite preparasyonunun tabanındaki ve duvarlarındaki mikrodefektlerin kapatılmasını sağlar. Kompozitlerin bağlanma değerlerinde artış sağlarlar. Sınıf II kavite preparasyonlarında kavite köşelerini doldurarak iyi adaptasyon sağlarlar Akışkan kompozitler Sınıf II restorasyonlarda zor ulaşılan sahalarda kullanılabilir. Sınıf V restorasyonlarda kullanılan akışkan kompozit rezinlerin dentin duyarlılığının azaltılmasında etkili olduğu gözlenmiştir

Cam iyonomer restorasyonların veya kompozitlerin yeniden yüzeylendirilmesinde kullanılabilirler. Akıcılıkları sayesinde amalgam, kompozit veya kron tamirinde, pit ve fissürlerin örtülmesinde, koruyucu rezin restorasyonlarda, air abrazyon kavitelelerinde, Sınıf V restorasyonlarda, insizal kenar tamirlerinde kullanılabilirler.

Akışkan kompozitler Sınıf IV restorasyonlar için önerilmezler, akıcılıkları uygulama esnasında kontrol edilmelerini zorlaştırırlar, ayrıca bu materyallerin yapışkanlıkları nedeniyle manipulasyonları zordur ve kullanılan aletlerin yüzeyine yapışırlar.

Kompozit Rezinlerin Endikasyonları

- 1- Yapıştırma materyali olarak; Porselen veneerler, inley ve onleyler, ortodontik braketlerin yapıştırılmasında,
- 2- Mine defektleri ve hipoplazilerin düzeltilmesinde,
- 3- Post ve core yapımında,
- 4- Abrazyona ve erozyona uğramış dişlerde, servikal lezyonlarda,
- 5- Kırık dişlerin tedavisinde,
- 6- Kırılmış kronların faset tamirinde,
- 7- Tetrasiklin ve florozis gibi diş renklenmelerinin tedavisinde,
- 8- Tekniğin iyi uygulanabileceği her sınıf kavitede,
- 9- Direkt veya indirekt yöntemle anterior veneerlerde,
- 10- Direkt veya indirekt yöntemle posterior inley ve onley olarak
- 11- Sallanan dişlerin birbirine tespitinde,
- 12- Dişler arası diastemaların kapatılmasında,
- 13- Geçici kron hazırlanmasında.

Kompozit Rezinlerin Kontrendikasyonları

- 1- Hastanın oral hijyeni iyi değilse ve düzeltilemeyeceğine inanılıyorsa,
- 2- Çürük insidansı yüksek kişilerde
- 3- Geniş posterior restorasyon gerekiyorsa
- 4- Bruksizm nedeniyle ya da kapanış bozukluğuna bağlı olarak restorasyonun yapılacağı bölgeler yoğun okluzal stres altında ise,
- 5- Restorasyonun uygulanacağı kavite ve çevresinde; örneğin kavite sınırı dişeti altında ise ve kavite tam olarak tükürükten izole edilemiyorsa,
- 6- Uygulama aşamaları sırasında problemlerle karşılaşılacağına inanılıyorsa.

Kompozit Rezinlerin Avantajları

- 1- Estetik
- 2- Minimal preparasyon (Kompozit dişe hem mekanik hem de kimyasal olarak bağlanabildiği için; amalgam dolgular için uygulanan Black kavite kurallarına uyulmadan dişte en az madde kaybına neden olacak mikro kaviteler açılabilir. Kaviteletin bukkolingual genişliği; çürüğün elverdiği oranda dar hazırlanmalıdır.)
- 3- Restorasyon tek seansta tamamlanır.
- 4- Ölçü, laboratuvar işlemleri, geçici restorasyonlara gerek duyulmadan hekim tarafından direkt olarak uygulanabilir.

Kompozit Rezinlerin Dezavantajları

- 1- Polimerizasyon büzülmesi sonucu internal stresler ve kenar kırıkları görülebilir.
- 2- Yetersiz kondensasyon nedeniyle kompozit içinde oluşan boşluklar ve pörözite mikrosızıntıya sebep olabilir.
- 3- Mikrosızıntı nedeniyle postoperatif duyarlılık ve sekonder çürük oluşabilir.

4- Aşınmaya karşı dirençlerinin düşük olması; çatlak, kopma ve yüzey defektleri oluşumuna neden olabilir.

Kompozit Dolgu Yapım Kuralları

1- Kavite Preparasyon Özellikleri

Kompozit restorasyonlar için hazırlanacak kaviteler basit, koruyucu ve en iyi fonksiyon verebilecek şekilde olmalıdır. Kavite preparasyonu sırasında sağlıklı diş dokuları sadece çürük dokuya ulaşabilmek ve çürüğü rahat temizleyebilmek amacıyla uzaklaştırılmalıdır. Çürüğün genişliğine dikkat edilerek kaviteyi bukkal yönde genişletmemeye ve gingival duvarın dişeti altında olmamasına özen gösterilmelidir. Çürüğün sınırları gözönüne alınarak minimal bir kavite hazırlanır. Kavite küçük olursa restoratif materyalin hacmi azalacağından polimerizasyon büzülmesi, dolayısıyla mikrosızıntı azalacaktır.

Çürük temizleme kuralları

1- Su ile çalışan aeratör başlığı kullanılarak elmas frez ile giriş kavitesi açılır.
2- Ekskavatör ile basınç uygulamadan yoğun çürük tabakası uzaklaştırılır.
3- Su ile çalışan mikromotora takılan çelik veya tungsten ront frez sadece çürük dokuyu uzaklaştırmak amacıyla basınçsız olarak kullanılır.

4- Çürük kalıp kalmadığını tespit etmek için çürük boyaları kullanılabilir. Çürük boyaları kaviteye sürülür ve yıkanır. Kavitede renkli kısımlar izleniyorsa; çürük kaldığını gösterir. Bu kısımlar turla dönen aletlerle basınç uygulamadan uzaklaştırılarak çürük temizleme işlemi tamamlanır. Sentrik stop noktaları artikülasyon kağıdı ile belirlenir ve bunların kavite sınırları içinde kalıp kalmayacakları tespit edilir. Restorasyonun başarısı; çürüğün uzaklaştırılması kadar kavite şekliyle de ilgilidir. Kavite kenarlarındaki kavo yüzey açılı yuvarlak veya oval hatlı hazırlanmalıdır. Kavite sınırları sağlam mine sınırları içinde olmalı, undercutlar bırakılmamalı, okluzal yüzde sentrik stop noktaları dışında olmalıdır. Eğer amalgam dolgulu bir dişe posterior kompozit uygulanacaksa, rezidüel amalgam veya başka bir dolgu maddesi preparasyonun internal sınırları içinde bırakılmamalıdır.

Bizotaj: Mine dokusuna asit uygulanmadan önce bizotaj işlemi yapılır. Alev uçlu elmas frez kullanılarak kavite dışına 0.25-0.50 mm. taşılır ve 90° açı ile dış yüze ulaşan mine prizmaları 45° lik açı ile bitirilir. Bu kural kompozit restorasyonlar için; kavite mine kenarlarındaki sarkık mine prizmalarının uzaklaştırılması ve kavite köşelerinin düzlenmesi şeklinde uygulanmalıdır.

Bizotajın avantajı

1- Asit uygulanacak mine yüzeyini genişleterek daha fazla bağlanma yüzeyi hazırlar,
2- Bağlanmanın artmasıyla sızıntı azalır,
3- Kenar renklenmeleri azalır,
4- Daha estetik görünüm sağlar.

Bizotajın dezavantajı

1- Kompozitin dişe bağlanmayan kısımlarını erken dönemde saklar,
2- Bizote edilen mine yüzeyine gelecek kompozit kalınlığı çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle kolayca kırılıp diş yüzeyinde retansiyon yeri oluşmasını sağlar.

Kavitede hangi duvarlar bizote edilmeli?

Mine prizmalarının yönleri ve mine dış yüzüne kaç derecelik açı ile ulaştıkları bizotaj gereksinimi açısından önemlidir. **Okluzal kavite kenarlarında** genellikle bizotaj işlemine gerek yoktur çünkü mine prizmaları okluzal yüzde mine dış kenarına ortalama 55° lik açı ile ulaşırlar, bu da bizotaj hedefi olan

45° lik açığı yakındır. Tüberkül eğimi dik olan dişlerde okluzal yüzde bizotaj yapılmaz. Kompozit rezin kavite kenarlarında incelenerek sonlandırıldığı için çığneme kuvvetleri karşısında kolayca kırılır ve restorasyonun marjinal bütünlüğü bozulur. Okluzal yüzde mine kenarlarında kavite genişliğini arttıran, sentrik temas noktalarını kavite içine alan bizotaj işleminden kaçınılmalıdır. **Gingival kavite kenarlarında** da bizotaj yapılmaz; çünkü mine dokusu bu bölgede ya çok az bulunur, ya da hiç bulunmaz. Ayrıca bitirme işlemleri sırasında da bu bölgeye çok zor ulaşılabilir. **Bukkal ve Palatinal/Lingual kavite kenarlarında** mine prizmaları kavite duvarına paralel seyrettikleri için bizotaj yapılması gerekir. **Ön bölge kırık restorasyonlarında** bizotaj yapılması kaçınılmazdır. Özellikle kırık hikayesi eski ise, kırık hattı boyunca diş renginden farklı yeni bir renk hattı oluşur. Bu renk estetik uygulamalarda büyük sorun oluşturur ve mutlaka bizotaj ile uzaklaştırılması gerekir.

Pulpanın Korunması

Güncel, bir adeziv rezin ve kompozit sistemi kullanılıyorsa; derinliği 2 mm.yi geçmeyen kavite için herhangi bir kaide maddesi önerilmemektedir. Kavite biraz derin ise, farklı uygulamalar önerilmektedir: Çürük doku dişten tamamen uzaklaştırıldıysa ve restoratif materyali uygulamada bir hata yapılmadıysa kavitenin derin olması kaide uygulanmasını gerektirmez görüşünde olan çalışmacılar çoğunluktadır. Bazı klinisyenler ise pulpanın korunması açısından derin kaviteelerde kaide koymayı tercih etmektedirler. Kuafaj tedavisinden sonra kavite geçici olarak ZOE siman ile kapatılıp dişin durumu daha sonra değerlendirilebilir. Hiperemik durum geçmiş ise, ilk tedaviden 21 gün sonra dişe daimi dolgu maddesi uygulanır. Ancak geçici olarak ZOE siman ile kapatılan kavitelere, kompozitin polimerizasyonunu bozduğu için kompozit dolgu uygulanmaz.

Hazırlanan kavite hava-su spreyi ile iyice yıkanmalıdır Hava-su spreyinden yağ kontaminasyonunun kompozit dolgular için olumsuz etkileri olduğu saptanmıştır. Kompozit, kaviteye yerleştirilmeden önce kavitenin tükürükten izolasyonunun sağlanması çok önemlidir. Kavite tükürükten izole edildikten sonra yumuşak ve ince bir matriks bandı yerleştirilir. Band ile komşu diş arasına kama yerleştirilir. Dişe fosforik asit içeren bir conditioner jel uygulanır. Jel uygulamasına öncelikle mine kenarlarından başlanır, 15 saniye beklenir ve daha sonra dentin yüzeylerine 15 saniye (veya daha kısa süre) asit uygulanır ve daha sonra yıkanarak kaviteden uzaklaştırılır. Kavite daha sonra uygun şekilde kurutulur.

Adeziv Resin Uygulama

Kompozit rezin uygulama tekniğinin karmaşık olmasının nedeni; çok farklı türleri olan adeziv sistemlerdir. Kompozit rezinin diş dokusuna bağlanmasını hedefleyen, bu materyaller farklı özelliklere sahiptirler ve her kompozit seti içinde bulunurlar. Uygulama aşamalarına göre (1,2,3 aşamalı) sınıflandırılırlar. 3 aşamalı sistemlerde asit, primer, adeziv rezin sırayla uygulanır. Adeziv uygulamasından sonra en az 10 s süreyle görünür ışık uygulanmalıdır. Işık gücü min. 300 mW/cm² ise uygulama süresi 20s olmalıdır. Kompozitin kaviteye yerleştirilmesinden önce; kompozitin komşu dişe yapışmasını engellemek, dolgu sınırlarının kavite dışına taşmamasını sağlamak ve dolguyu daha iyi şekillendirebilmek için kavite şekline uygun matriks, strip kron veya sellüloid bantlardan yararlanılır.

Kompozit Resin Uygulama Yöntemleri

Kompozit rezinler polimerizasyon sırasında büzülme gösterirler. Bu nedenle özellikle ışık ile polimerize olan kompozitlerin yerleştirme aşamaları oldukça dikkatli yapılmalıdır. Daha fazla kompozit miktarı daha fazla polimerizasyon büzülmesine neden olacağından kavite içine yerleştirilen kompozit kalınlığının 2mm' yi geçmemesi gerekir. Bu sorunu en aza indirebilmek için kompozit dolgu maddesinin kavite boşluğunu dolduracak tek bir kütle halinde (bulk tekniği) yerleştirmek yerine tabakalama (incremental) teknik ile yerleştirilmesi uygundur.

1-Bulk Tekniği: hazırlanmış kavite içine kompozit rezinin kavite boşluğunu dolduracak tek bir kütle halinde konularak restorasyonun bitirilmesidir.

2-İnkremental(Tabakalama) Tekniği: Işıık ile polimerize olan kompozit dolgu maddesinin 2 mm kalınlığı geçmeyecek küçük tabakalarla kavite içine yerleştirilmesi yöntemidir.. Polimerizasyonun ışıkla başlatılması hekime çalışma zamanını ayarlayabilme olanağı sağlaması nedeniyle tercih edilmektedir. Kompozit rezinin kalınlığı 1,5-2 mm'yi geçerse ve özellikle koyu renkli bir kompozit kullanılırsa ışığın yoğunluğu polimerizasyon için yetersiz kalabilmektedir. Doldurucu partiküller ve renk verici ajanlar ışığı sadece materyalin ilk 1-2 mm'lik kısmında abzorbe ederler, daha derin alanlara ışığın ulaşması daha zordur. Bu nedenle kompozit rezinler tabakalama (inkremental) tekniği ile kaviteye uygulanır. Koyu renkli kompozitlerin kullanımında özellikle daha ince tabakalar kullanılır ve ışığın uygulama süresi arttırılır. Kaviteye ilk konulan tabakanın **1 mm** kalınlığında olması, sonraki tabakaların ise **1.5-2 mm** kalınlığında olması önerilmektedir. Geleneksel bir halojen ışık cihazı kullanılacaksa; her tabaka için en az 40 saniye ışık uygulanmalıdır. Polimerizasyonun başarılı olabilmesi için kompozit rezin ile ışık arasındaki mesafenin mümkün olduğu kadar az olması gereklidir. İnkremental teknik; tabana paralel veya tabana dik olacak şekilde uygulanabilir. Tabana dik yöndeki uygulamada oblik olarak kavite tabanı ile açı yapacak şekilde uygulanır.

C faktör düşünüldüğünde; yan duvar destek alınarak vertikal yönde uygulanan "Oblik Tabakalama" tekniğinin daha başarılı olduğu görülmektedir. Tabakalama tekniği C-Faktörünü azaltır.

a- Horizontal teknik:

Okluzogingival yönde inkremental olarak kompozit tabakalarının yerleştirilmesi yöntemidir. Genellikle küçük restorasyonlarda uygulanır. C faktörü arttıran bir yöntemdir.

b- Oblik inkremental teknik:

Bu yöntemde aproksimal yüzeyden başlanılarak kompozit tabakaları açılı olarak kaviteye yerleştirilir. İki yüzlü kavitelere Oblik Tabakalama yöntemi uygulanırken, önce aproksimal yüzde basamağın en derin noktasından itibaren kompozit yerleştirilmeye başlanır, aproksimal yüze kompozit tabakaları yerleştirildike iki yüzlü kavite; Class I (okluzal) kavite haline döner.

İki şekilde uygulanır: Birinci yöntemde; gingival basamağa 1 mm kalınlığında horizontal bir tabaka yerleştirilip polimerize edilir ve daha sonra oblik yerleştirme yöntemi uygulanır.

İkinci yöntemde ise; kompozit rezin tabakaları açılı olarak tabandan okluzale doğru yan duvar destek alınarak yerleştirilir. Oblik yerleştirme yöntemi kavite kenarlarında polimerizasyon büzülmesi sonucu oluşan boşlukları engeller. Bunun yanısıra kompozit içindeki i stresler de azaltılmış olur.

c- Centripetal inkremental teknik: Centripetal inkremental teknikte 0.5 mm kalınlığında ince bir kompozit tabakası aproksimal yüzeye yerleştirilen metal matrikse yaslanacak şekilde ve okluzal-servikal yksekliliğin yarısını geçmeyecek şekilde uygulanır. 40 saniye ışık uygulandıktan sonra ikinci kompozit tabakası proksimal kutucuğun marginal duvarlarını oluşturacak şekilde uygulanır ve 40 sn ışık verilir. Böylece aproksimal kavite, okluzal kavite haline gelir. Bundan sonra diğer kompozit tabakaları horizontal olarak iki ayrı tabaka halinde uygulanır ve 40 ar sn. ışık verilerek polimerizasyon tamamlanır.

Konfigürasyon faktörü (C-Faktörü)

Adeziv materyalin diş dokusuna bağlandığı yüzeyin bağlanmadığı yüzeye oranı Konfigürasyon faktörü veya "C" faktör olarak bilinir. Bu bir fizik kuralıdır ve her durumda geçerlidir. Oranın "1/1" olması en dengeli bağlanma olarak kabul edilir. **Bağlanan yüzey oranı arttııka;** rezin diş dokusuna daha iyi bağlanır fakat kompozit yapıda aşırı stres gelişir. **Bağlanmayan yüzey arttııka;** büzülme kuvvetlerinin

negatif etkisi büyüyeceğinden adeziv hatalar, kopmalar ve aralanmalar oluşur. Bu durumda istenilene en yakın C faktörü değeri kavite iç köşeleri yuvarlatıldığında elde edilir.

- Yüksek C- Faktörü =Yüksek büzülme stresi
- Düşük C- Faktörü = Düşük büzülme stresi

Klinik önemi nedir?

C- Faktörü düşük ise; büzülme stresi azalır. Büzülme stresi azalırsa dolgunun kenar bütünlüğü daha iyi olur. Kompozitin büzülmesi sırasında kontraksiyon kuvvetleri bonding tabakası ve diş arasındaki ilişkiyi etkileyerek restorasyonun bütünlüğünü bozar. Kompozitin büzülmesi sırasında kontraksiyon kuvvetleri bonding tabakası ve diş arasındaki ilişkiyi etkileyerek restorasyonun bütünlüğünü bozar. Bu nedenle restorasyonun bütünlüğü açısından polimerizasyon büzülmesini azaltmak için kombine teknikler de kullanılır. Kombine teknikte; akıcı kompozit veya rezin modifiye cam iyonomer siman, kompozit ile birlikte kullanılabilir.

Kombine teknikte akıcı kompozitin, kompozit rezin ile birlikte uygulanması:

- a- Akıcı kompozit aproksimalde gingival kenara yerleştirilip polimerize edilir.
- b- Bukkal duvara ilk kompozit tabakası yerleştirilip bukkalden polimerize edilir.
- c- Palatinalden yerleştirilen son tabaka; hem bukkalden hem de palatinalden aynı anda 2 ışık cihazı ile polimerize edilir.
- d- Son olarak okluzal yüzden ışıkla polimerizasyon gerçekleştirilir.

Kombine teknikte; Resin Modifiye Cam İyonomer liner, kompozitin tabakalama tekniği birlikte uygulanırsa, kaviteye yerleştirilecek kompozit kütlesi azaldığı için polimerizasyon büzülmesi üzerinde olumlu etkisi olur.

Restorasyon bitirilmeden önce konik şeklindeki el aletleri veya burnisher ile dişin doğal anatomisi verilir. Matrix bandı uzaklaştırılır ve restorasyona her yüzeyden 40 s ışık uygulanır. Fazlalıklar bitirme frezleri ve karbit frezlerle alınır. İnce bitirme ve cila işlemleri için: diskler, çeşitli şekillerdeki lastikler (kase, konik) ve interproksimal strip bantlar kullanılır. Gerek görülürse cila patları ve kase şeklindeki lastikler de kullanılabilir

ÖN GRUP DIŞLERDE KOMPOZİT ESTETİK RESTORASYONLARIN UYGULAMA AŞAMALARI

1. Renk Tonu Seçimi :Doğal diş benzeyen restorasyonlar yapabilmek için; teknik ve estetik uygulamaların yanısıra; değişik translusensteki ve renkteki kompozitleri seçmek gerekir. İlk olarak hastanın doğal dişine uyan renk tonu seçilmelidir. Bir çok sistemde opak renk tonu; dentin tonlarıdır. Gövde(body), mine ve şeffaf tonların doğru kullanımı ile; dişte mükemmel renk uyumu sağlanabilir.

Son yıllarda, doğal diş rengine yakın tonda ışık yansıması yapan ve dentin, gövde, mine tonları uygulaması gerektirmeyen kompozitler de geliştirilmiştir.

2. Asit Uygulaması: Estetik uygulamaların başarısı için kavitenin mine kenarlarına bizotaj yapılabilir. Mineye 30 sn, dentine 15 sn asit uygulanır ve 10-20 sn yıkanır. Asit uygulanan alanlar yıkandıktan sonra hafif hava verilerek veya peletlerle kurutulmalıdır. Dentin fazla kurutulmamalı, yüzey hafif nemli bırakılmalıdır.

3. Adeziv Uygulaması: Üç basamaklı bir adeziv sistem kullanılıyorsa; ikinci aşamada kaviteye primer uygulanır. Primer aşamasından sonra uygulanan adeziv rezinin fırça ile inceltmesi hava ile yapılan inceltmeye nazaran daha fazla tercih edilmektedir. Hava ile yapılan inceltme ile bonding ajanın kalınlığındaki azalma fazla olursa, yüzeye yerleştirilecek kompozit rezinin polimerizasyon streslerini giderebilme ve stresleri absorbe edebilme özelliği azalır. Yapıda kalan hava kabarcıkları; dentin duyarlılığına ve düşük bağlanma kuvvetlerinin oluşmasına neden olabilir. Adeziv rezin kaviteye uygulandıktan sonra ışıkla polimerize etmeden önce 20 sn beklenir. Yüzey tamamen parlak bir görünüme döndüştükten sonra ışık ile polimerize edilir.

4. Dentin Tabakası Uygulaması: Dentin renk tonları opaktır ve alttaki rengin yansımasını engeller. Bu yüzden kamufle edilmesi istenilen bölgeler uygun renk tonuyla kapatılmalıdır.

5. Gövde (body) Tabakasının Uygulanması: Bu uygulama renk geçişi ve doğallığı sağlar. Seçilen gövde rengi; uygulanmış olan dentin (opak) tabakanın üzerine yerleştirilir ve biraz dışa doğru taşırılır. Gövde renginin bir miktar bizotaj alanına geçmesi iyi bir estetik sağlamak için önemlidir.

6. Mine renk Tonları ve Translusens: Restorasyonun başarısında; mine renk tonlarının kullanımı ve translusens önemlidir. Simetrik dişin yüzey özelliklerinin kopyalanması gerekir. Bir çok restoratif sistemde mine ve şeffaf renk tonları ayrı olarak kullanılmaktadır.

7. Bitirme: Restorasyonun görsel bütünlüğünün sağlandığı aşamadır. 8-50 mikron büyüklüğünde aşındırıcı partiküller içeren frezler sırayla ve sulu olarak kullanılır veya 12 bıçaklı tungsten karbid frezler bu amaç için oldukça uygundur. Gingival kenarlara yakın kısımlarda 8-30 bıçaklı tungsten karbid frezler kullanılmalıdır.

POSTERİOR KOMPOZİT REZİNLER

Amalgam alaşımlarına alternatif olarak geliştirilen posterior kompozit rezinler arka grup dişlerde estetik amaçla kullanılmaktadırlar. Bunlara kondanse edilebilen (condensable, packable) kompozitler de denir.

Posterior kompozitlerin klinik başarısı:

1-Okluzyona

2-Hastanın oral hijyen ve alışkanlıklarına,

3-Uygulanan rezinin türüne

4- Uygulama yöntemine,

5- Hekimin yetenek ve deneyimine bağlı olarak değişir.

Kondanse edilebilen kompozitler, hibrit ve geleneksel kompozitlere oranla daha yüksek oranda doldurucu içerirler buna ek olarak da farklı doldurucu dağılımına sahiptirler Kondanse edilebilen kompozitlerin uygulaması kolay olup el ile işleme özellikleri geliştirilmiştir. Yüksek oranda doldurucuların ilavesi, bu materyallerin yüksek fiziksel-mekanik özellikler göstermesine neden olmaktadır. Aşırı çiğneme basıncı altındaki posterior restorasyonlarda, amalgama benzer şekilde uygulanırlar. Materyalin yapışkan olmaması ona manipulasyon kolaylığı sağlar. Sınıf II restorasyonlarda metal matris bandı ve kama kullanılarak fizyolojik interproksimal kontaklar kolayca oluşturulabilir. Kontakt noktalarının ideale yakın oluşturulabilmesi, kaviteye basınç uygulayarak daha kolay yerleştirilebilmeleri, Sınıf II kaviteelerde başarıyla uygulanmalarına neden olmaktadır. Kaviteye bulk tekniği ile uygulanabilen restorasyonun tek kütle halinde sertleşmesi önemli bir avantaj oluşturmaktadır. Kondanse edilebilen kompozitlerin bu kullanımı klinisyenlerin ilgisini çekmektedir. Yoğun olarak doldurulmuş bir yapıya sahip olmaları nedeniyle daha derin polimerizasyon sağlar (5 mm'ye kadar). Bu da 5 mm' den sığ kaviteelerin tek defada doldurulmasına olanak sağlar. Ancak daha başarılı polimerizasyon sağlamak için yine de bu tür kompozitlerin 2 mm .lik tabakalar halinde yerleştirilmesi önerilmektedir.

Kondanse edilebilen kompozitler, yapışkan olmadıklarından temiz aletlerle bir seferde yerleştirilip anatomik form işlenebilir bu da son bitirme ve düzeltme işlemlerini azaltır. Fakat hibrit kompozitlere oranla daha büyük doldurucu partiküller içermesinden dolayı, bitirme ve polisaj işlemlerinden sonra pürüzlü yüzey oluşma riski fazladır.

Arka grup dişlerde posterior kompozit kullanımı için ağız içi muayenede; okluzyon, dişlerin ark üzerindeki konumu ve sentrik stop noktaları dikkatle değerlendirilmelidir. Aproksimal kavitenin şekli ve lokalizasyonu, kavite sınırının dişeti altında olup olmaması, izolasyon sorunları gibi etkenler de dikkate alınmalıdır. Dişlerin ark üzerindeki konumu aşınma farklılığından dolayı önem taşır. Hastanın brüksizm gibi bir kötü alışkanlığı varsa kompozit rezin restorasyonlar çabuk aşınır. Fasio-lingual yönde dar olan kaviteelerde kompozit restorasyonlar daha uzun ömürlü olur. Sentrik stop noktalarının korunabildiği ve izolasyonun rahat yapılabildiği kaviteelerde ve cıva allerjisi olan hastalarda posterior kompozit rezinler kullanılabilir. Çürük kavite sınırları dişeti altında ise (Sınıf II ve Sınıf V kaviteelerde) preparasyon ve izolasyon sorunları varsa; direkt olarak posterior kompozit uygulanmamalıdır. Bu durumlarda cam iyonomer-kompozit kombine restorasyonlar uygulanabilir(açık sandviç tekniği). Kompozit rezinlerde doldurucu tipi ve oranları değiştirilerek yoğun çiğneme kuvvetleri karşısında kompozitlerde görülen aşınma ve kontür kaybı problemlerine çözüm getirilmeye çalışılmaktadır.

Kompozit rezinlerin polimerizasyon büzülmesi göstermeleri ve ısıl genişleme katsayısının dişten farklı olması sonucunda oluşan mikrosızıntıyı azaltabilmek amacı ile "**Seramik İnsertler**" üretilmiştir. Seramik insertlerin mikrokristalin yapısı inserte özel bir nitelik kazandırır. İnsert içinde oluşmuş beta quartz mikrokristallerinin, sifıra yakın bir ısıl genişleme katsayısı vardır. Kristallerin oldukça küçük boyutları, insertlere elmas frezle kesilebilen ve şekillendirilebilen homojen bir yapı kazandırır.

Önce hazırlanmış olan kaviteye adeziv uygulanır ve ışık ile polimerize edilir. Uygulanacak olan seramik inserte de adeziv rezin sürülür. Sonra kavitenin yarısı kompozit ile doldurulur. Insert, kavite tabanına ulaşacak şekilde kompozit içine uygulanır. Kavite dışına taşan fazla kompozit temizlenir ve Insert-Kompozit kombinasyonu 60 saniye ışık ile polimerize edilir. Insertin fazla kısmı kesilir.

Yüzey kolayca parlatılabilir. Kaviteye kompozit dolgu materyali ile beraber seramik insertlerin yerleştirilmesi ile restorasyon tek seansta bitirilir ve ölçü alma işlemleri gerekmez. Her kavite şekline uygun bir seramik insert vardır. Seramik insertlerin kullanılması ile kontakt sağlamada kolaylık sağlanır. Kompozit rezinlerle beraber seramik insertlerin kullanılması ile kullanılan rezin miktarı önemli oranda azalır. Böylece polimerizasyon büzülmesi ve buna bağlı oluşan kenar sızıntısı en az seviyeye indirilir.

Kompozitlerin saklanması: Kompozit rezinler kullanılmadıkları zamanlarda buzdolabında muhafaza edilmelidir. Kullanımdan yaklaşık 30 dakika önce buzdolabından çıkarılmalı ve ağız içerisine oda sıcaklığına ulaştıklarında uygulanmalıdır.

Kompozitlerin insan sağlığı üzerindeki zararlı etkileri: Kompozitlerin organik yapısını oluşturan BisGMA, UDMA, TEGDMA monomerleri iyi polimerize edilmezlerse yani kompozit restorasyonda **artık monomer** kalırsa; alerjik reaksiyonlar gelişebileceği gibi sitotoksik etki de gösterebilirler. Bunların polimer yapıya dönüşebilmesi için polimerizasyonun yeterli olması gerekmektedir.

Geleneksel polimerizasyon: 2mm kalınlığındaki kompozit için **450- 500 mW/cm²** enerji yoğunluğunda **40 saniye** süreyle uygulanan yöntemdir.En çok kullanılanlar Halojen ve LED ışık cihazlarıdır. LED ler daha uzun ömürlü ve kullanılan ışık gücüne göre daha az ısı oluşturma avantajları vardır. Ancak ışık gücü arttıkça LED ler için de ısı sorunu ortaya çıkar.

Kompozitlerde renk değişikliği: Kompozitlerde renk stabilitesinin kısa sürede bozulması restorasyonlarda meydana gelen **iç ve dış renklenmelere** bağlıdır. Rezinin yapısından kaynaklanan renk değişikliklerine iç renklenme, uygulanmasından kaynaklanan renk değişikliklerine ise dış renklenme denir.

Dış renklenmede rezinin kan ya da tükürük ile kontamine olması, uygulanan hatalı bitirme ve polisaj işlemleri, kötü ağız hijyeni, sigara ve diyet alışkanlıkları ve kompozitin yetersiz polimerizasyonu, etkili olur. Kamforokinonun rengi, polimerizasyon sırasında sarıdan renksiz hale gelene kadar değişir. Ancak polimerizasyon yeterli sürede ve güçte olmazsa sarı rengin bir kısmı kalır ve renklemeye sebep olur. Yetersiz polimerizasyon; kompozitlerde su emilimini artırır ve restorasyonda renklenmeye neden olur. Su emilimi en fazla bir hafta içerisinde oluşur. Bu süre içinde hastaların renkli besin ve içecekleri tüketmesi renklenmeyi artırır.

İnorganik doldurucu oranı ve rezin içeriği de iç renklenme üzerinde etkili olan faktörlerdir. Makropartiküllü ve bisglisidil metakrilat (BIS-GMA) miktarı fazla olan rezinlerde, mikropartiküllü ve ışıkla polimerize olan rezinlere göre daha çok iç renklenmeye rastlandığı, inorganik kısmın fazla, rezin içeriğinin az olduğu durumlarda renklenmenin daha az olduğu bildirilmiştir. İç renklenme materyalin

kimyasal özelliklerine bağlı olduğundan dişhekimi tarafından kontrol edilemez. Bununla birlikte, dış renklenme, uygun adeziv sistemlerin kullanılması, doğru ağız hijyeni ve uygun yapılan bitirme ve polisaj işlemleri ile kontrol edilebilir. Bu nedenle başarılı bir restorasyon için yüzeyin mümkün olduğunca düzgün olması sağlanmalıdır. Uzun dönemde, iyi uygulanmamış cila nedeniyle renklenme oluşur. Yetersiz cila; yüzey pürüzlülüğünün artmasına ve bakteri plağı tutunmasına yol açarak kompozit rezinlerde renk değişikliğine neden olur.

IŞIK CİHAZLARI

Işık cihazlarının sınıflandırılması

Restoratif materyallerin polimerizasyonunda ışık cihazları, çok yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bu cihazlar;

- 1-UV ışık cihazları,
 - 2-Geleneksel görünür mavi ışık cihazları(Kuartz-tungsten halojen ışık cihazları),
 - 3-Yüksek enerji yoğunluklu (turbo tip) Kuartz-tungsten halojen ışık cihazları,
 - 4- LED ışık cihazları (ışık salan diodlar)
 - 5- Plazma ark ışık üniteleri,
 - 6- Lazer ışık üniteleri (özellikle argon-lazer görünür mavi ışık cihazları) şeklinde sınıflandırılabilirler.
- Ayrıca laboratuarda kullanılan veya portatif olan ışık cihazları da vardır.

1- Ultraviyole (UV) ışık cihazları

1970'lerin başlarında kullanılan, ilk ışık cihazlarıdır. Bazı dezavantajları vardır. UV ışığın penetrasyon derinliği sınırlıdır ve restorasyonların alt tabakalarında tam bir polimerizasyon sağlayamaz. UV ışığın polimerizasyon derinliği, görünür ışık sistemlerine göre düşüktür. UV ışık, hasta ve hekim için zararlı olabilmekte ve cilt kanserine, göz lensinin hasarına ve çeşitli mutajenik etkilere yol açabilmektedir.

UV cihazlar, günümüzde, filtreli (1014 mW/cm²) veya filtresiz (574 mW/cm²) olarak, diş laboratuvarlarında ve rezinlerin indirekt polimerizasyonlarında kullanılmaktadırlar. Materyalin yüzey tabakasında yüksek oranda sertleşme sağlamaları ve materyallerin renk değişikliğini önlemeleri, bu cihazların avantajları olarak söylenebilir.

2- Geleneksel görünür mavi ışık cihazları (Kuartz-tungsten-halojen ışık cihazları)

Kuartz-tungsten-halojen(QTH), kompozit rezinlerin polimerizasyonunda en fazla kullanılan ışık kaynaklarıdır. 1970'lerin başında kullanıma sunulmuşlardır. Halojen ışık cihazlarında spectral alanı 300-1000 nm olan "halojen tungsten ampul" kullanılır ve hem ultraviyole hem de infrared enerji içerirler. Aktivasyonları esnasında ısı ve ışık oluşturma özelliğine sahiptirler. Oluşan ışık demeti, fiber optik veya polimer esaslı bir tüp aracılığı ile restorasyona iletilir. 400-500 nm dalga boyundaki görünür mavi ışık kamforokinon'u uyarır ve 20- 60 sn ışık uygulamasından sonra monomerler moleküler kademede polimerize olurlar.

Kuartz-tungsten-halojen ışık cihazları, 380 nm- 520 nm dalga boyları arasında mavi ışık üretirler. Bu cihazlarda etkili en düşük ışık yoğunluğu 300mW/cm² civarındadır ve klinik uygulanma süreleri genellikle 40 sn dir. Bu cihazların, bazı dezavantajları; halojen ampullerin limitli etkinlik süresine sahip olmaları ve cihazda yüksek ısılar oluştuğu takdirde, ışık gücü ve çalışma süresinin azalmasıdır.

Halojen ışık kaynakları elektrotların birleştiği tungsten bir bobin içerir. Bobin, havayla temasın engellenmesi amacı ile çok yüksek sıcaklıklara dayanabilen aynı zamanda da filamentlerden yayılan ışığa şeffaf bir geçiş sağlayan kuartz bir yapı ile sarılmıştır. Kuartz yapı içerisinde inert, halojen bazlı bir bileşik bulunmaktadır. Farklı lambalar farklı inert gazlar içerirler. Bu gazlar değişik ısılarda yanarlar böylece çeşitli seviyelerde enerji çıkışı elde edilmiş olur. Çalışma sırasında tungsten filamentlerde yüksek ısı oluşur, ışık kaynağı kapatıldığında kuartz yapı tekrar soğur ve oluşan tungsten buharı kuartz yapının duvarında yoğunlaşır. Zamanla, bu tortu koyu ve opak bir tungsten tabakası oluşturur. Halojen gazı bu tabakayı uzaklaştırıp tekrar filamentlere çökeltir. Böylece filamentin ömrünü artırarak filamentlerden yüksek enerji çıkışı sağlar. Bu gazın uzaklaştırılması halinde kuartz duvar içerisinde tungstenin birikimi engellenemez ve enerji çıkışı azalır. Halojenin kaybı normal koşullarda oluşmaz kullanıcı hatası ile olabilir.

Yüksek voltajlı lambalar kullanılarak yüksek ışık şiddetinde halojen kaynaklar da üretilmiştir. Burada kullanılan inert gazlar farklıdır çoğunlukla kripton kullanılmaktadır. Yüksek ısıya ulaştığı zaman lambanın soğutulması sağlanmaz ise içeriye hava girer. Oksijen, lambanın ömrünü hızla azaltır. Bu yüzden soğutmaya çok önem verilmelidir. Bu amaçla halojen ışık kaynaklarında fan bulunmaktadır. Sistem içerisinde fan bulunması ayrı enerji gereksinimi demektir. Üreticilerin cihazların aktivasyonları esnasında oluşabilecek gereksiz ısı ve ışığı önleyebilmek amacıyla cihazlara filtreler eklenmesine rağmen ısı oluşumu önlenememiştir. Ayrıca üzerindeki havalandırma delikleri kontaminasyona olanak sağladığı için dezenfeksiyonlarını zorlaştırır. Halojen ışık kaynaklarından kızılötesi enerji elde edilir. Kızılötesi, materyal tarafından absorbe edildiğinde moleküler vibrasyon oluşur ve moleküller çarpışarak ısı oluştururlar. Kızılötesi enerjinin dışı ulaşmasını engellemek amacı ile kullanılan kalın, ısı absorbe edici filtreler halojen ışık kaynaklarının önemli bir parçasıdır. Filtreler, kızılötesi ışığı tutarak bize gereken görünür ışık elde edilmesini sağlar. Halojen ışık kaynaklarının en pahalı parçası filtre mekanizmasıdır. Bu filtreler özelliklerini kaybettiklerinde dış yüzeyine daha fazla enerji ulaşır. Bu fazla enerji pulpa içerisindeki ısıyı artırabilir. Filtre edilemeyen kızılötesi ışık pulpa ve mukozada ısı oluşumuna neden olur. Bu nedenle halojen ışıkların bütün aksamı ve ışık verimi periyodik olarak kontrol ettirilmelidir. Soğutma problemi yüksek ışık şiddetine sahip halojen ışık kaynaklarının gelişimini kısıtlamaktadır.

QTH sistemi; cihazda aşırı ısı oluşması, kullanılan ampullerin ömürlerinin sınırlı olması, filtrelerin etkinliğini yitirmesi, ışık yoğunluğunda azalma gibi dezavantajlara sahiptir. Bu yüzden ışık yoğunlukları radyometre cihazlarıyla sık sık kontrol edilmelidir. Restoratif işlemler sırasında pulpanın ısısının 42,5° yi aşması postoperatif hassasiyet, iritasyon ve nekroz gibi geri dönüşümü olmayan hasarlara neden olabilir. Quartz-tungsten-halojen cihazlarda ışık gücü arttıkça pulpaya iletilen ısı da artmaktadır.

Yeni geliştirilen bazı halojen ışık kaynaklarının etkinliğinin artırılması amacı ile ikifarklı uygulama yöntemi sunulmuştur. Birincisi polimerizasyonun yavaşlatılmasını sağlayan 'soft-start' ışık uygulama yöntemlerinin ışık kaynaklarına eklenmesidir. Önerilen diğer seçenek ise 'turbo' ışık ucu kullanımınıdır. Işığı yoğunlaştıran turbo ışık uçları ışık kaynaklarının şiddetini 1200mW/cm² ye kadar yükseltebilir. Böylelikle klinik kullanım sırasında plazma ark ışık kaynakları kadar olmamakla birlikte ışık uygulama süresi kısaltılabilir.

3- Yüksek enerji yoğunluklu (turbo tip) Kuartz-tungsten halojen ışık cihazları

Zamanla, 800-1000 mW/cm² ve üzerinde, yüksek enerji yoğunluğuna sahip görünür mavi ışık cihazları da kullanılmaya başlanmıştır. Standart, yumuşak, kademeli, destek polimerizasyon gibi farklı modların eklendiği bu cihazlarda, 11 mm'lik standart veya ışık konsantrasyon ve yoğunluğunu %50 arttıran 8 mm'lik ışık uçları kullanılabilir. Bu cihazlar; yüksek ışık gücüne sahip ve çok kısa sürelerde polimerizasyon sağlayabilen ancak polimerizasyon büzülmesini oldukça arttıran plazma ark ışık kaynaklarına göre daha güvenilir ve ekonomiktir.

4- LED ışık cihazları (ışık salan diodlar)

Kuartz tungsten halojen lambalarının bazı dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacı ile LED ışık kaynakları geliştirilmiştir. Yapılarında elektronların birinden diğerine geçişini sağlayan iki ayrı yarı iletken bulunur. Silikonkarbit teknolojisi ile üretilmişlerdir.

LED'ler 1–4 volt arasında değişik voltaj ve 10–40 miliamper arasında elektrik enerjisi ile ışık üretebilmektedir. LED ışık kaynakları, yaklaşık 455– 486 nm dalga boyunda mavi renkte görünür ışık sağlar. Bu dalga boyu çoğu kompozit maddeleri içerisinde başlatıcı olarak bulunan kamforokinonun aktivasyonu için yeterlidir.

Darbeler ve vibrasyona son derece dirençli ve taşınabilir apanelerdir. Geleneksel halojen ışık cihazlarıyla aynı veya daha fazla polimerizasyon derinliği sağladıkları bildirilmektedir. Uzun ömürlü ve çok düşük güçte enerji tüketimi sağlıyor oluşları, bu cihazların avantajları arasındadır.

LED ışık kaynakları ışık üretimi sırasında ısı açığa çıkarmazlar buna bağlı olarak da uygulandıkları objelerde ısı artışı çok az olur. Gereken dalga boyunda enerji ürettiklerinden halojen lambalar gibi filtre edilmesine gerek yoktur. Bu tip ışık kaynakları filtre gerektirmeyen kaynaklardır. Bazı LED ışık kaynaklarında fan olmadığı için sessiz çalışırlar. LED ler, küçük ebatla ve taşınabilir şekilde üretilmektedirler. LED teknolojisine sahip cihazlar elektrik enerjisini daha verimli kullanırlar ve kullanım süreleri boyunca ışık gücündeki azalma sınırlıdır ve değişmez ışık şiddetine sahiptirler. LED ışık lambaları oldukça uzun ömürlü olup etkinlik süreleri 10.000 saatin üzerindedir.

Bütün bu avantajlarının yanı sıra LED ışık kaynaklarının iki önemli dezavantajı bulunmaktadır:

1- LED ışık kaynaklarının enerji spektrumu dar olduğu için başlatıcı olarak sadece CQ içeren kompozitleri polimerize edebilir. Daha kısa dalga boylarında aktive olan başlatıcılar içeren bazı kompozit ve adeziv sistemlerin polimerizasyonunda yetersiz kalırlar.

2- Enerji çıkış gücüne rağmen kompozit rezinlerin koyu renklerinde uygulama süresinin artırılmasıyla bile diğer kaynaklarla elde edilen polimerizasyon oranı sağlanamamaktadır. LED ışık kaynakları kullanım açısından avantaj sağlamakla birlikte tüm kompozit rezinlerde halojenler kadar etkin olmadıklarından; dişhekimleri kullandıkları kompozitte ışık kaynağı ve süresinin yeterli polimerizasyon sağlayıp sağlamadığını kontrol etmelidirler. Bu problem son zamanlarda üretilen daha güçlü LED ışık kaynakları ile ortadan kaldırılmıştır.

LED cihazlarının dişhekimliğinde kullanımı yeni olmakla birlikte piyasaya yeni çıkan 1. nesil LED'ler yerlerini daha yüksek ışık şiddeti içeren 2. nesil LED'lere bırakmışlardır. 1. nesil LED ışıklarının ışık şiddeti (400 mW/cm²'den az) sınırlıdır. Buna bağlı olarak da 40 saniye veya daha uzun polimerizasyon süresi gerektirmektedir. Geleneksel halojen ışık kaynaklarıyla karşılaştırıldığında çok iyi performans göstermemektedirler.

Günümüzde yeni geliştirilen 2. nesil LED'ler yüksek şiddette (600–1000 mW/cm) mavi ışık üretebilen ileri teknoloji ürünleridir. 390–490 nm arasında geniş dalga boyu spektrumuna sahip olduklarından tüm kompozit rezinlerin polimerizasyonunda etkilidirler. Bu nedenle 1. nesil LED'lerden daha iyi performans gösterirler ve polimerizasyon için gereken uygulama süresini de 20 saniyenin altına indirebilmektedir. Bununla birlikte ışık şiddetinin artması kaynak içerisinde ısı oluşmasına sebep olmaktadır. Isıyı dağıtmak için bu modellerine fan eklenmesi gerekmektedir. Fan ilave edilmesi ile halojenler gibi ses düzeyi, boyut ve enerji artışı gibi dezavantajlar da oluşmaktadır.

2. nesil LED'lerin polimerizasyon açısından performansı halojen ışık kaynakları ile karşılaştırılacak güçtedir ve yavaş yavaş halojenlerin yerini almaktadır. Son zamanlarda özellikle açık renkli kompozitlerin yapısında bulunan farklı fotobaşlatıcıların aktivasyonunu sağlamak için 3. nesil LED 'ler piyasaya sürülmüştür. Günümüzde LED ışık kaynağı üreticileri de soft-start polimerizasyon tekniklerini de cihazlarına dahil etmektedirler.

5- Plazma-ark ışık üniteleri (PAC)

Erişkin ve çocuk hastaların diş hekimi koltuğunda oturma süresini kısaltmak için, ekspoz süresini azaltan plazma ark ışık üniteleri (PAC) kullanıma sunulmuştur. PAC; iyonize moleküller ve elektronların gaza benzeyen bir karışımından oluşur. Lambası; Xenon ark lambasıdır ve 470 nm civarında dalga boyunda ışığa sahiptir. Plazma ark ışık kaynaklarında, inert gaz dolu basınçlı bir hazne içerisinde birbirinden ayrı iki tungsten elektrot bulunur. Bu elektrotlar aralarındaki boşlukta yüksek elektrik potansiyeli oluştururlar. Elektrotlar arasında yüksek voltajlı elektrik oluştuğunda bir kıvılcım meydana gelir ve bu kıvılcım çevresindeki Xenon gazı iyonize ederek plazmayı oluşturur. 'Plazma' kelimesi yüksek ısıda, pozitif iyonlardan ve elektronlardan oluşmuş iyonize gazı ifade eder. Böylece çok yüksek seviyelerde enerji oluşturulur.

PAC üniteleri 2000 mW/cm²'den daha yüksek şiddette ışık üreterek kompozitin polimerizasyonunu çok kısa sürede sağlayabilirler. Bu ışık kaynaklarının enerji spektrumu halojen lambalardan daha geniştir ve ultraviyole (UV), görünür ve kızılötesi ışık içerirler. Fakat bazı yeni modeller bu enerji spektrumunu önemli ölçüde azaltmıştır.

Üretici firmalar genellikle kompozit rezinin polimerizasyonu için genellikle 3 sn. PAC kullanımının yeterli olduğunu belirtmektedirler. Ancak kısa süre ışık uygulamasının sadece kompozit rezinin üst tabakalarında etkili olduğu, daha derinlerde yeterli polimerizasyon oluşturmadığı gösterilmiştir. Plazma arklar en hızlı polimerizasyon gerçekleştiren ışık kaynaklarıdır. Fakat restorasyon ile diş yapıları ara yüzeyinde oluşan polimerizasyon büzülme streslerini artırma gibi dezavantajları vardır.

Plazma arkların en büyük dezavantajı; pulpada ısı artışına sebep olmalarıdır. Plazma arklarda akım elektrotlardan geçerken ısı üretirler, bu da restore edilen dişte intrapulpal ısı artışına sebep olur. Bu nedenle PAC üniteleri özellikle derin kaviteelerde kullanılmamalıdır. Kavitede dentin adezivlerin polimerizasyonu sırasında pulpayı koruyacak kadar yeterli dentin kalınlığı olmadığında, plazma ark ışık kaynakları 3 sn'den az süre ile kullanılmalıdır. PAC ünitelerine softstart modu eklenmiş olsa da dişte intrapulpal ısı artışı ve kompozit rezinde yüksek stres oluşumu engellenememiştir.

Plazma ark ışık kaynaklarının ömrü halojen lambalarına oranla daha uzundur. Üretici firmalar bu ışık

kaynaklarının ömrünün genellikle 5 yıl olduğunu belirtmektedirler. Bununla birlikte bu tip ışık kaynaklarında da halojen kaynaklarda olduğu gibi zamanla ışık güçlerinde azalmalar meydana gelmektedir.

6- Lazer (light amplification by stimulated emission of radiation) ışık üniteleri

Lazerler, kompozit rezinlerin polimerizasyonunda kullanıldığı gibi beyazlatma işlemlerinde, oral ülserlerin tedavisi ve yumuşak doku cerrahisinde de kullanılmaktadır. Restoratif diş hekimliğinde, 400-500 nm ışık dalga boyuna ve kısa uygulama süresine sahip **Argon lazer ışık kaynakları** kullanılmaktadır. Kompozitlerin, argon lazerle, görünür ışık kaynağından daha kısa sürelerde polimerize edildiği bildirilmiştir. Argon lazerler 457- 502 nm dalga boyunda, gözle görülebilir spektrumda, devamlı ışın veren lazerlerdir. Işık fiberoptik sistemlerle iletilir. Lazerlerde ışık kaynağı elektron demeti gibi bir enerji kaynağının saldırdığı enerjiyi soğurur, ardından bu enerjiyi elektromanyetik bir ışınla geri verir. Lazerle üretilen ışık çeşitli özelliklere sahiptir; fotonlar eşvrelidirler (hepsi aynı fazda ve aynı frekanstadır) ve birbirlerinden uzaklaşmazlar. Gün ışığında 7 ayrı dalga boyu bulunmaktadır ve her bir dalga boyu birbiri ile çakışır. Lazerde ise ışık tek bir dalga boyunda oluşur. Böylece, belli bir frekanstaki yoğun enerji miktarı küçük bir alana yönlendirilebilir. Işığın dalga boyu içerdiği elemente göre değişir.

Lazerlerde hemen hemen hiç kızılötesi ışık dalgaları olmadığı için pulpa ve oral dokularda ısı artışı en aza indirilmiştir. Lazer ışık üniteleri, geleneksel halojen ışık cihazına göre, rezin materyallerde daha fazla polimerizasyon sağlar. Argon lazerle polimerize edilen fissur örtücülerin çürük önleme kabiliyetleri artar. Lazerle polimerize edilmiş kompozitlerin sıkışma-gerilme direnci, elastik modül, yüzey direncinin artması gibi fiziksel özelliklerinde de gelişmeler olduğu belirlenmiştir. Argon lazerle polimerizasyonun, polimerizasyon süresini kısalttığı, artık monomer miktarında azalma sağladığı ve halojen ışıkla karşılaştırıldığında polimerize edilen materyallerin fiziksel özelliklerinin eşit olduğu belirtilmektedir.

Lazer kaynaklarının ömrü sınırlı olup kullanıma bağlı değildir. Bu nedenle, kullanılsa da kullanılsa da lazer eskiyecektir. Kaynağın değiştirilmesi eğitimsiz bir eleman olmadan yapılamaz ve pahalıdır. Bu nedenlerden dolayı argon lazerlerin kompozit polimerizasyonu için kullanımı yaygın değildir.

Lazerin zararlı etkileri:

1. Termal etki: 60° C üzerinde dokuda koagülasyon ve nekroz ortaya çıkar.
2. Fotokimyasal etki: lazer ışığının absorbe edilmesiyle molekül ve atomların fiziksel ve kimyasal özellikleri değişebilir.
3. Fotodisrupsiyon etki: Yüksek enerjili lazerler, ikincil bir şok dalgası oluşturarak dokuyu mekanik olarak tahrip eder.

Ayrıca uygulama uçlarının pek çok hastada kullanılmasıyla çapraz enfeksiyon riski ortaya çıkar. Dezenfeksiyon işlemleri veya şeffaf bariyerler de ışık gücü yoğunluğunu azalttığı için, günümüzde tek kullanımlık ışık uçlarına ilgi giderek artmaktadır.

Işık cihazının gücü; ışığın uygulanma süresine, ışık cihazı ile kompozit rezin arasındaki mesafeye, kompozit rezinin rengine, uygulanan kompozit tabakasının kalınlığına bağlıdır. **Işık cihazlarının çeşitli zararlı etkileri:** Ultraviyole ışık kaynaklarında kullanılan UV ışık, hekime ve hastaya zarar

verebilmekte ve oluşturduğu radyasyon; cilt kanserlerine, göz lensinin hasarına ve çeşitli mutajenik etkilere yol açabilmektedir. Ultraviolet ışığı korneada yanık ve katarakta neden olabilir. Oral mikroflorada da değişikliğe neden olabilmektedir.

Halojen ışık cihazları aynı ışık gücü yoğunluğuna sahip bir LED cihazından daha fazla ısı artışına yol açabilir. PAC ve turbo tip görünür ışık cihazları, pulpada ısı artışına yol açabilir Ancak günümüzde pek çok yeni ışık cihazında, ısı daha kontrol edilebilir bir faktör haline gelmiştir.QTH ışık kaynaklarında katarakt ve oral mikroflora değişiklikleri olma ihtimali azaltılmıştır, ancak retinada yanık ve maküler dejenerasyon riski hala vardır. Ayrıca halojen ışık kaynaklarında kullanılan görünür mavi ışığa çıplak gözle uzun süre bakılırsa keratit gelişebilir. Bu cihazlara levha şeklinde filtreler uygulanmalı, çalışılırken mavi ışığı bloke eden koruyucu gözlükle çalışılmalı ve ışığa direkt bakılmamalıdır. Yüksek ışık yoğunluğu tırnakta ve ciltte de irritasyona neden olabilmektedir.

Çeşitli çalışmalarda, tam polimerize olmamış organik moleküllerin pulpada istenmeyen reaksiyonlara veya zararlı ısı artışlarına yol açabileceği belirtilmiştir.

Işık yoğunluğu (şiddeti): Işığın uygulandığı birim alana düşen ışık gücüdür. Birimi; mW/cm^2 dir. Kompozit rezinlerin polimerizasyonu için gereken ışık yoğunluğu minimum $400 mW/cm^2$ olarak önerilmiştir. Işık yoğunluğu fazla olan ışık aletleri daha derin polimerizasyon sağlamaz, sadece daha hızlı polimerizasyon sağlarlar.Işık şiddeti; ışık kaynağının gücünün uygulama ucu alanına oranlanmasıyla hesaplanır. Işık şiddetini artırmak amacıyla ya cihazın gücü artırılır, ya da uygulama ucunun çapı küçültülür. Buna göre, $500 mW/cm^2$ ışık yoğunluğundaki ışık cihazıyla kompoziti polimerize etme süresi 40 saniyedir ($20000J=500mW/cm^2 \times 40 sn$). Işık cihazının yoğunluğu $1000 mW/cm^2$ ise, kompozitin polimerize olabilmesi için gereken süre 20 sn olacaktır. Yüksek ışık şiddetinin kısa süre uygulanmasıyla, düşük ışık şiddetinin uzun süre kullanımı eşit polimerizasyon derecesi oluşturur.

LED ve QTH ışık kaynakları karşılaştırıldığında; düşük ışık yoğunluğuna sahip ilk nesil LED'lerin klinik olarak yeterli polimerizasyon derinliği sağlamadığı, ancak yüksek ışık yoğunluklu ikinci ve üçüncü nesil LED'lerin QTH ışık kaynaklarına eşit potansiyelde bir polimerizasyon derinliği sağladığı bildirilmiştir. Kompozit uygulamasında doğru uygulama, doğru materyal seçimi kadar başarıda anahtar rol oynar.

Sınıf II kaviteelerde ışık interproksimal aralıklara zor ulaşır. Bu bölgelerde polimerizasyonun gerçekleşmesi güç olur.Bu sorunu çözebilmek amacıyla **Dual-cure** kompozitler geliştirilmiştir. İki pat şeklinde olan dual-cure kompozitler hem ışıkla, hem de kimyasal olarak, polimerize olabilirler. Kimyasal olarak sertleşme hızı, ışıkla sertleştirilme hızından çok daha yavaştır. Karıştırıldıktan sonra uygulandıkları bölgelerde önce ışık ile polimerizasyon başlatılır. Işığın ulaşamadığı bölgelerde ve polimerize olmayan yüzeylerde polimerizasyon kimyasal olarak 8-24 saat içinde tamamlanır. Böylece ışığın ulaşamadığı alanların polimerizasyonu garanti altına alınmış olur.

Işık Cihazlarında, Işık Yoğunluğunu Etkileyen Faktörler:

Maksimum polimerizasyon için, üretici firma talimatlarında belirtilen ekspoz sürelerine tam olarak uyulmalıdır. Görünür ışık cihazlarında bulunan halojen ampuller, limitli bir etkinlik süresine sahiptirler.

Ayrıca bu cihazlarda ışık gücünün zamanla azaldığı göz önünde bulundurularak, ışık gücü yoğunluğu sık sık ölçülmelidir. Işık yoğunluğundaki %10'luk bir azalma bile, polimerizasyonu etkiler. Düşük ışık yoğunluğunda rezin materyalin yüzey tabakası polimerize olur, ancak yüzey altında kalan kısmın polimerizasyonu yeterli ölçüde tamamlanamaz. Polimerizasyonun istenen düzeyde gerçekleşip gerçekleşmediğinin ölçülmesi amacıyla; 400-525 nm dalga boyuna sahip ışık kaynaklarının güç yoğunluğunu mW/cm² cinsinden ölçebilen radyometreler kullanılmaktadır. Birçok diş hekimi, ışık cihazlarında zamanla meydana gelen ışık gücü yoğunluğundaki bu yetersizliğin farkında olmamaktadır. Özellikle eski cihazların ışık yoğunluğunda belirgin azalma olur ve birçok diş hekimi, cihazların kontrol ve bakımını düzenli olarak yaptırmazlar.

Ayrıca başka faktörler de, ışık yoğunluğunu azaltmaktadır. Halojen ampullerin ömrünün 40-100 saat olmasının yanı sıra, ışık cihazının filtreleri de ısıyla hasar görebilmekte veya hatalı filtrasyon meydana gelebilmektedir. Uygulama uçlarındaki kırık, çatlak ya da diğer hasarlar ve intraoral nem ve artık kompozitlerin kontaminasyonu da ışık gücünün azalmasına sebep olabilmektedir. Ayrıca dezenfeksiyonda kullanılan glutaraldehit, etanol, iyot, deterjanlar, solüsyonlar veya şeffaf plastik bariyerler de ışık yoğunluğunu azaltabilmektedir.

Işık yoğunluğu, ışık cihazının uygulama ucu materyal yüzeyinden uzaklaştıkça azalmaktadır. İdeal olarak, ışık uygulaması sırasında restorasyonla ışık ucu arasındaki mesafe mümkünse 0 veya en fazla 1 mm olmalıdır. Ancak, ara yüzeylerde bu mümkün olmamaktadır ve ayrıca matris bandı ve kama kullanımı da ışığın tam olarak ulaşmadığı bölgeleri arttırmaktadır. Bu yüzden, bant ve kama çıkarıldıktan sonra, uygulama ucunun ara yüze yöneltilerek, ışığın bir kez daha uygulanması önerilmektedir.

POLİMERİZASYON TEKNİKLERİ

1- Standart polimerizasyon: Bu teknikte, kullanılan cihaza göre 280-850 mW/cm² arasında değişen ışık gücü; polimerizasyonun başından sonuna dek hep aynı yoğunlukta ve 10, 20, 30, 40 sn gibi farklı sürelerde uygulanır. Sabit ışık şiddetinin devamlı uygulanması dışında aşağıdaki farklı ışık uygulama teknikleri de vardır.

2- Kademeli güç artışı gösteren ışık uygulama tekniği (Step curing-Soft start polymerization): Başlangıçta belirli bir süre düşük şiddette ışık uygulanmasının hemen ardından daha yüksek düzeyde enerji verilir. İlk uygulama ile polimerizasyon stresleri ve polimerizasyon büzülmesi azaltılmaya çalışılır. İlk 5-10 saniye, 0-250 mW/cm² civarındaki düşük yoğunlukta ışıkla ön polimerizasyon sağlanır, ardından hemen 650-850 mW/cm² ye ulaşan ve hatta bazı cihazlarda 999 mW/cm² civarına bile çıkabilen yüksek yoğunlukta ışık uygulanarak polimerizasyon tamamlanır. Bu teknikle rezin materyallerin kenar uyumlarının geliştirilmesi amaçlanır. Özellikle son zamanlarda geliştirilen cihazlara bu mod ilave edilmiştir.

3- Düzenli artan güçte ışık uygulama tekniği (Ramp curing): Polimerizasyon işlemi ilk olarak düşük ışık şiddeti başlar, daha sonra süreyle orantılı olarak ışık şiddeti artarak en yüksek seviyeye ulaşır. Bu teknikle kompozitin yavaş sertleşmesi sağlanır ve böylece polimerizasyon stresleri azalır. Işık gücü yoğunluğu 100 mW/cm² olarak başlar, 10 sn içinde artarak 1000 mW/cm² civarına çıkar, ikinci 10 sn

boyunca ve bitene kadar bu yoğunlukta devam eder. Son yıllarda geliştirilen ışık cihazlarına ilave edilen bir moddur, 20 sn sürer.

4- Işık değerinin atımlar halinde yükseltildiği kademeli ışık tekniği (Pulse curing): Step curing sistemindeki işlemin birkaç basamak halinde yapılması ve ışık değerinin atımlar halinde yükseltilmesidir. Düşük ışık şiddeti kısa süreli olarak kompozite uygulanır, ardından bir süre beklendikten sonra yüksek şiddette ve daha uzun süre ışık uygulanması yöntemi "**pulse-delay**" ışık tekniğidir. Polimerizasyon büzülmesi birinci uygulama boyunca meydana gelir. Duraklamadan sonraki uygulama ise kompozitin polimerizasyonunu son aşamasına getirir.

5- Aralıklı ışık uygulama tekniği (Intermittent): Bir saniyelik periyotlar içerisinde, ışığın kompozite uygulandığı süre boyunca 0,5 saniye ışık tam güç açık, 0,5 saniye ışık kapalı olacak şekilde yüksek güçte ışık uygulama tekniğidir.

