

Temel Anjioplasti: Balon/Stentler ve Özellikleri

Celal Çınar, İsmail Oran

ÖĞRENME HEDEFLERİ

- Anjioplasti
- İlaç salınımlı balonlar
- Kesici balon
- Kryoplasti
- Stentler
- Stent Şekil ve Yapıları

Damar hastalıklarının tanısında ve tedavisinde anjiyografi ve endovasküler teknikler uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Gelişen teknolojiye paralel olarak daha ince ve atravmatik kateter ve kılavuz tellerin üretilmesi, damar yapısına uygun balon ve stentlerin geliştirilmesiyle endovasküler işlemlerin süresi kısalmış, komplikasyonlar azalmış ve hasta konforu artmıştır. Periferik vasküler hastalıkların tedavisinde endovasküler teknikler giderek artan oranda cerrahi tedavinin yerini almaktadır. Son dönemde yapılan çalışmaların çoğu endovasküler tedaviyle cerrahi tedaviyi kıyaslamaktan öte endovasküler tedavi tekniklerini birbiriyle kıyaslayan ve bu teknikleri geliştirmeye yönelik çalışmalardır. Bu bölümde vasküler hastalıklarda anjioplasti ve stentlemede kullanılan malzemelerin temel özellikleri anlatılmaktadır.

I. Anjioplasti

Anjioplasti kelimesi, yunanca angion (damar/vücut boşluğu) ve plasso (biçim/şekil vermek) kelimelerinin birleşmesiyle oluşturulmuştur.

Anjioplasti ateroskleroz, vaskülit, fibrozis gibi nedenlerle daralan ya da tıkanan damarları mekanik olarak genişletme tekniğidir. Bu yöntemde damar dilatasyonu, intralümenal olarak dar segmente rehber tel üzerinden gönderilen, genellikle polietilenden yapılmış iki ya da üç lümenli balon kateterlerle yapılmaktadır. Kateter ucundaki balon, rehber telin içinde bulunduğu lümeninden farklı bir lümenle gönderilen sıvı aracılığı ile daha önceden belirlenen çapa ulaşana dek hidrostatik basınçla normal kan basıncının 75-500 katına kadar (6-25 atmosfer) şişirilerek daralmış segmenti dilate eder. Balon, plak içeriği ile birlikte intima ve çevresindeki musküler tabakayı genişlemeye zorlayarak damarı açar. Balon kısa süre sonra söndürülerek geri çekilir.

Anjioplasti ilk kez Amerikalı girişimsel radyolog Dotter ve öğrencisi Judkins [1] tarafından 1964 yılında tanımlanmıştır. Damar çapında kullanılan dilatörler kısa süre zarfında uygun bulunmamış ve 1973 yılında Porstmann [2] iliak arterlerde kullanılmak üzere ilk lateks balonu tariflemiştir. Ancak lateks balonların ileri derecede esnek olması anjioplasti için çok uygun bulunmamıştır. Bu nedenlerle Grüentzig

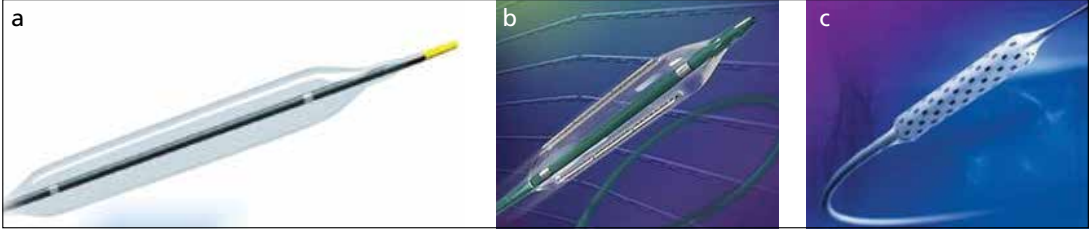
ve Hopff [3] daha önceden belirlenen sabit çapa kadar ulaşan koaksiyel balonları tarif edene kadar anjiyoplasti yaygın olarak kullanılmamıştır. Alman bir kardiyolog olan Dr. Grüentzig'in [4] primer ilgi alanı koroner dolaşım idi ve 1977 yılında ilk koroner anjiyoplastiyi gerçekleştirdi. Ancak Grüentzig ve Hopff'un tariflediği balonlar da günümüzde kullanılan balonlara kıyasla daha yumuşak (compliant) olduğundan yüksek basınç değerlerine ulaşmamaktaydı.

Görüntüleme yöntemlerinin gelişmesi ve dijital subtraksiyon anjiyografinin kullanıma girmesiyle kombine edilen kateter teknolojisi 1980'li yıllardan sonra endovasküler prosedür sayısında progressif bir artışa yol açmıştır. Perkütan Transluminal Anjiyoplasti (PTA), Amerikan Tıp Derneği tarafından 1984 yılında seçilmiş hasta grubunda baypass cerrahisine alternatif geçerli bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmiştir [5]. Anjiyoplastinin başarısı kısa segment stenoz ve oklüzyonlarda, distal akımı iyi olan hastalarda daha iyi bulunmuştur [6].

Dotter ve ark.ları [7] anjiyoplasti ile aterosklerotik plakta kompresyon ile remodelling oluştuğunu ve arterin media tabakasının gerilerek damar dış çapının arttığını öne sürmüşlerdir. Ancak PTA daha sık yapıldıkça bu teorisinin geçerliliği tartışılmaya başlandı. Kompresyon edilen plaklarda elongasyon olmaması, remodellinge direnç göstermeleri beklenen kalsifiye ve fibrotik plakların da PTA'ya yanıt vermesi bu teori ile çelişmektedir [8]. Kadavraların plak ve darlık içeren damarlarında yapılan çalışmalarda başarılı dilate edilen damarlarda plak rüptürü veya yırtılması ile intimal-medial ayrılma veya yırtılma da gözlenmiştir [9, 10] ve bunlar anjiyografide izlenen lineer defektler ile uyumludur. Bu diseksiyonlar, sıklıkla eksantrik darlıklarda aterosklerotik plak kenarı ile hastaliksız damar duvarı arasında gelişirler ve iyi tolere edilirler. Damar dış çapında minimal bir artış da izlenmiş olup, kompresyon ve remodelling görülmemiştir. Plak rüptürü olmadan belirgin kalsifiye arterlerde dilatasyon mümkün olmamıştır [8]. Plak rüptürüne ek olarak media tabakasının gerilmesi de anjiyoplasti mekanizmasının önemli bir komponentidir [11].

Hastaliksız damar duvarı gerilmesi media tabakasının elastik sınırını aştığında kalıcı damar dilatasyonu oluşturur [9]. Anjiyoplastinin erken döneminde başarıyı azaltan önemli bir diğer mekanizma elastik rekoil'dir. Anjiyoplastiden hemen sonra izlenen akut elastik rekoil damarlarda ani daralma yapan bir nedendir. Geç dönemde lümen daralma yapan, aşırı gerilmeye maruz kalmış eksantrik segmentlerin kronik elastik rekoil nedeni ise olasılıkla zedelenmiş medial düz kas hücrelerinin haftalar ile aylar içinde işlevlerini geri kazanmaları veya normal işlevlere sahip düz kas hücrelerinin replasmanıdır [11]. Anjiyoplastinin geç dönemde oluşturduğu morfolojik değişiklikleri anlamak tekniğin başarı düzeyini arttırmada önem taşımaktadır. Geç dönemde gelişen tekrar daralma kan ve damar duvarı arasındaki etkileşim ile gelişen intimal hiperplazi ve damarsal remodellinge bağlıdır [12]. Zedelenmiş endotel, aktive olmuş trombosit ve nötrofiller anjiyoplasti bölgesinde reaktif ajanların üretimine neden olur. Bu oksidatif metabolitler endotelial disfonksiyon ve düşük dansiteli lipoproteinlerin oksidasyonuna yol açan zincirleme reaksiyonları indüklerler. Okside olmuş düşük dansiteli lipoproteinlerin aktive ettiği makrofajlar ve fonksiyonları bozulmuş endotelin salgıladığı büyüme faktörleri de doku proliferasyonuna neden olur. Medial proliferasyon ve düz kas hücrelerinin intima tabakasına göçü tekrar daralmaya neden olur. Probucol güçlü bir antioksidan ajan olup tekrar daralmayı önlemede etkilidir. Anjiyoplasti sonrası akut vasküler daralmanın diğer bir nedeni de işlem uygulanan damar distal kesiminde en belirgin olarak izlenen vazospazm olup direkt olarak trombosit birikimine bağlıdır [13]. Tromboksan A2, serotonin, trombosit kaynaklı büyüme faktörü gibi kan akımı ile distal kesime ulaşan vazoaktif ajanların salınımına yanıt olarak gelişir [14].

Anjioplastinin sınırlamaları stentler, lazer anjiyoplastiler, aterektomiler ve atereoablasyonlar gibi birçok alternatif girişimsel uygulamanın geliştirilmesine de yol açmıştır. Tüm bu teknikler arterleri farklı yollarla etkilerlerse de patofizyolojik değişiklikler çok benzerdir.



Resim 1. a-c. (a) Balon kateter (Savvy balloon catheter (Cordis Corporation, Bridgewater, NJ), (b) Kesici balon kateter (Cutting balloon catheter, Boston Scientific, Inc, Natick, MA), (c) Kriyoplasti balon kateteri (PolarCath Dilation System, Boston Scientific, Inc, Natick, MA).

Günümüzde teknolojinin de gelişmesiyle daha düşük profilli, itilebilirliği fazla, daha sert materyalden yapıldığı için yüksek basınç değerlerine ulaşabilen ve hatta ilaç salınımı yapabilen balon kateterlerin üretilmesi mümkün olmuştur.

Balon kateterler polietilen (PE), polietilen tereftalat (PET) ve naylon materyalden imal edilmektedirler. Kompliant ve nonkompliant özellikte, “over the wire”, “monorail” ve “fixed wire” yapıda dizayn edilirler. İdeal balon kateter düşük profilli, rahat itilebilir (pushability), izine sadık (trackability) ve lezyonu rahat geçebilir (crossability) özellikte olmalıdır. **Seçilen balon kateter çapı damar çapı ile eşit (1:1) olmalıdır. Balon uzunluğu lezyon uzunluğuna göre belirlenmelidir. Uzun ve yaygın lezyonlarda uzun balon bütün lezyona eşit basınç uyguladığı için diseksiyon riskini azaltığından tercih edilmelidir.**

Kompliant balon kateterler düşük profilli olmaları nedeniyle fleksibilite sağlarlar. Ancak sert lezyonları açmak için yüksek basınçta şişirmek gerekir, sağlam segmenti fazla genişletebilir. Kompliant olmayan balon kateterler ise stent genişletilmesi sırasında tam istediğimiz genişliğe getirir (Resim 1a). Ayrıca sert plaklarda gücü odaklar, ancak her genişlik için ayrı balon kullanmak gerekliliği dezavantajdır.

İlaç salınlı balonlar

İlaç salınlı balonlar son zamanlarda kullanılabilir hale gelmiştir ve arteriyel anjiyoplasti için umut verici yeni bir seçenek olmuştur. Bu balonlar olası yeni girişim oranını ve stent yerleştirilme ihtiyacını azaltmaktadır. Aynı zamanda stent içi restenoz tedavisinde de yararlı olmaktadır. Femoropopliteal hastalığının

perkütan tedavi sırasında paklitaksel kaplanmış anjiyoplasti balonlarının kullanımı ile lümen açıklığının korunması ve hedef lezyonun revaskülarizasyonunda önemli yararlar sağlanmaktadır. Diyaliz arteriovenöz fistüllerdeki (AVF) restenozların tedavisinde de umut verici sonuçlar bildirilmektedir.

Kesici balon

Kesici balonlar başlangıçta koroner arterdeki stent içinde neointimal hiperplazi nedeni ile tekrarlayan darlıkların perkütan tedavisi için tasarlanmış nispeten yeni cihazlardır. Kateterler balon üzerine uzunlamasına monte edilmiş 3-4 adet mikrocerrahi bıçağa sahiptir (Resim 1b). Balon ilk şişirme sırasında stenotik lezyonu doğrudan kesmek için tasarlanmıştır. Bıçaklar teorik olarak elastik rekoilin önlenmesi ile neointimal hiperplazinin halka yapısını bozar ve klasik anjiyoplastiye zayıf yanıt veren sert darlıkların dilatasyonuna olanak sağlarlar. Ayrıca, endoteldeki daha düzenli ve küçük kesiler sayesinde daha organize neointimal bozulma ve daha az duvar gerilimine neden olurlar. Böylece intimal travmayı en aza indirerek, damar duvarında konvansiyonel anjiyoplasti tarafından üretilen oksidatif stresi azaltırlar.

Kriyoplasti

“Polar Cath” periferik balon kateter (Boston Scientific) aynı anda dilatasyon sağlanırken, tedavi alanında plak ve damar duvarını soğutan bir anjiyoplasti sistemidir (Resim 1c). Soğutma normal serum fizyolojik / kontrast karışımı yerine balonun nitroz oksit ile şişirilmesiyle sağlanır. Balonun yüzeyi kısa sürede, 37 dereceden -10°C 'ye soğur. Bu soğutma düz kas

hücrelerinde apoptozisi tetikleyen bir akut faz değişikliğine neden olduğuna inanılmaktadır. Isısındaki azalma da arter içinde interstisyel sıvının donmasına neden olur. İnflamatuvar cevabı azalmış apoptotik hücre ölümü, azalmış elastik rekoil ve azalmış neointimal hiperplazi etkilerine yol açarak damar açıklıklamı üzerine olumlu katkısı olur.

II. Stentler

İlk intravasküler stent Dotter tarafından 1969'da kullanılmış [7], ancak teknik ilerlemeleri sağlayan çalışmalar 1978'de Gruentzig tarafından başlatılmıştır [4]. Teknolojideki ilerlemeye paralel olarak ince profilli, daha esnek ve dayanıklı stentlerin geliştirilmesiyle endovasküler stent uygulamaları belirgin derecede artmıştır. **Stentler kollabe olabilecek damarları desteklemek ve aterosklerotik darlık, girişimsel işlem ve tekrar daralma kısır döngüsünü kırmak amacıyla kullanılırlar. Anjiyoplasti sırasında oluşabilecek diseksiyonları stabilize ederler. Aterosklerotik plaktan koparak distal kesimlerde emboliye yol açabilecek fragmanları en aza indirirler.** Uygun stent yerleştirilmesini takiben akut dönemde tromboz, geç dönemde ise neointimal hiperplazi stentlerin başarısını düşüren en önemli komplikasyonlardır. Arterin stente verdiği patolojik yanıt stentin şekli, materyali ve uygulanma yöntemi-ne bağlıdır [15].

Tüm stentler birbirine benzer değildir ve henüz ideal stentin tüm özelliklerini taşıyan bir stent mevcut değildir. **İdeal bir stent yüksek radial güç, tortioziteyi engelleyen longitudinal fleksibilite, uygulanması sırasında kolay izlenebilecek radyoopasite, radial elastisite ya da deformasyona dayanıklılık, damar yapısına uyum sağlayabilme, uygulandıktan sonra minimal kısalan ya da hiç kalsalmayan, düşük profil ve yüksek genişleme oranına sahip, kolay uygulanabilir, yan dallerin patensisini koruyan, manyetik rezonans görüntülemeye uyumlu, uzun ömürlü ve düşük maliyetli gibi özelliklere sahip olmalıdır** [16, 17].

Stent Şekil ve Yapıları

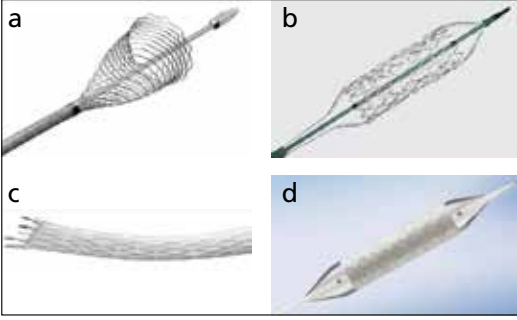
Stentler metal ya da alaşımlardan üretilmektedirler. Stentlerin tellerinin kalınlığı 0,10-0,13 mm arasında değişmektedir. Tellerin profili ise düz veya yuvarlak olabilir. Stentlerin ekspansiyon güçleri stentin uzunluğuna, tellerinin kalınlığına ve tel örgülerinin sayı ve açısına bağlıdır. Kalınlık ve örgülerin sayı ve açısının artmasıyla ekspansiyon gücü artarken, stent uzunluğuyla azalmaktadır [18]. Negatif elektrostatik şarj trombosit adhezyonunu ve tromboz riskini önleyebilir. Ayrıca yüksek bir yüzey potansiyeli fibroblastların proliferasyonunu engelleyici etki gösterebilir. Bu da geç dönemde gelişebilecek neointima oluşumunu önleyebilir. Stentlerin farklı metallerle kaplanması yüzey potansiyelini etkiler. Platin ya da altın kaplamalar bakır kaplamalardan daha yüksek yüzey potansiyeli ve daha az neointimal gelişim yapan daha fazla elektropozitif şarjı sağlar [19].

Stentler temel tasarımlarına (oluklu tüp, bobin, halka, ağ, açık göze), kompozisyonlarına (paslanmaz çelik, titanyum, krom kobalt, altın, nitinol) ve yerleştirme moduna (balonla genişleyebilen, kendi kendine genişleyen) göre sınıflandırılabilirler.

Klinik uygulamada kullanılan stentler balonla açılabilen (balon expandable), kendiliğinden açılabilen (self expandable) ve kaplı stentler (greft stent) olarak 3 gruptur.

-Balon ile açılabilen stentler; daha sert yapıya sahip olup, endotelizasyonlarının daha kısa zamanda tamamlandığı düşünülmektedir. Kendiliğinden açılabilen stentlere göre daha sınırlı fleksibiliteye sahiptirler. Kısa boyutlu lezyonlara uygulamaları kolaydır ve özellikle ostial lezyonlarda olmak üzere subklavian arter, brakiosefalik kök, renal ve iliak arter orjinlerinde kullanılmaları uygundur (Resim 2b) [15].

-Kendiliğinden açılabilen stentlerin; damar çaplarındaki pulsatilite değişikliklerine karşı daha fazla kompliansları vardır [20].



Resim 2. a-d. (a) Self expandable stent (Carotid Wall stent, Boston Scientific, Inc, Natick, MA), (b) Balon expandable stent (Formula stent, Cook Medical, Bloomington, IN, USA), (c) Self expandable greft stent (Fluency Plus Endovascular Stent Graft, BARD), (d) Balon expandable greft stent (Atrium Advanta V12 stent graft, Maquet corp, Germany).

Uygulanmaları sırasında balon ile açılabilen stentlere göre daha fazla kısalma gösterirler. Bu yüzden tam doğru lokalizasyona uygulanmaları daha zordur. Ancak fleksibiliteleri daha fazladır ve daha uzun boyutlu tipleri mevcuttur (Resim 2a). Bu özellikleri ile uzun ve tortiöz lezyonlara (kompleks iliyak darlıklar gibi) uygundur. Kendiliğinden açılabilen nitinol stentlerin vücut ısısına duyarlı yapıları nedeniyle açıldıktan sonra lümen çapı daha da artabilir [21].

Kaplı stentler; dakron, polikarbonat polüüretan, politetrafloroetilen gibi materyallerle kaplanmış ve anevrizma, arteriyel rüptür ve arteriyovenöz fistüller gibi özel endikasyonlarda kullanılan stentlerdir (Resim 2c, d).

İlaç salımlı stentler; koroner girişimsel tedavi alanında bir devrim olmuştur. Restenoz oranında dramatik azalma nedeniyle, sirolimus (rapamisin) ve taksol (paklitaksel) kaplı stentlerin, hasta sayısının artması ile koroner girişim sonrası restenoz önlenmesi için ilk basamak tedavi olarak ön plana çıkmaktadır. Paklitaksel ilk olarak 1963 yılında pasifik porsuk ağacından (*Taxus brevifolius*) izole edilmiş yüksek oranda lipofilik bir ajandır ve kuvvetli antiproliferatif etkilerinden dolayı geliştirilmiştir. Etkisi mikrotübüllerin depolimerizasyonunu bloke ederek ortaya çıkmaktadır. Bu etki sayesinde doza bağımlı olarak birçok alanda hücrel aktiviteyi engeller. Bunlar,

bölünmeyi engelleyici ve antiinflamatuvar etkileri, düz kas hücre göçünü engellemesi, büyüme faktörü salınımını ve sitokinleri inhibe etmesi ayrıca anti-anjiyogenik etkileri olarak sıralanabilir [22, 23].

Streptomyces Hygros-copicus adlı bakteriden izole edilen ve doğal makrosiklik lakton yapısında olan sirolimus, limus ailesinden endovasküler protezde kullanılan ilk ilaçtır. Bir antifungal olarak üretilen ilaç güçlü antiproliferatif ve immunosupresif etkileri olduğu gösterilmiştir. Daha sonra yapılan çalışmalarda ise sirolimusun düz kas hücre bölünmesini ve göçünü engellediği gösterilmiş ve restenoz tedavisinde kullanılabileceği düşünülmüştür [24-28].

Bugüne kadar periferik işlemlerde özellikle yüzeysel femoral arter lezyonlarında başta olmak üzere restenoz önlemede ilaç salımlı stentlerin potansiyel rolü incelenmiş, stent içerisinde neointimal proliferasyon inhibisyonu sağladıkları ortaya konmuştur.

Günümüzde, ilaç salgılayan stentler ile çıplak stentler arasında uzun dönem patensi oranlarında anlamlı bir fark ortaya konamamıştır. Yeni kaplama teknolojileri yanı sıra, ilaç salım mekanizmaları değerlendirme altındadır.

Biodegradable/bioabsorbable stent; polilaktik asid gibi polimerlerden ya da metalden (demir veya çinko/magnezyum) üretilmiş stentlerdir. **Eriyebilen stentler uzun dönem ikili antitrombosit kullanım ihtiyacını stent trombozu riskini arttırmadan ortadan kaldırır. Stentin tamamen erimesi 2-4 yılı bulmaktadır. Eriyebilen iskeleti nedeniyle geçici olarak işini yaparak damarı açık tutar. Eridikten sonra damar normal vazomotor fonksiyonlarına dönerken, plakta regresyona uğramış olur. Ayrıca inflamasyon riski de ortadan kalkar. Aynı zamanda çok geç stent trombozu, geç dönemde özellikle ilaç kaplı stentlerde görülen stent içi hiperplazi ve yeniden damarlanmada eriyebilen stentlerle daha az problem olacak gibi gözükmektedir.** Düşük radial güç, lokal inflamasyon oluşturması, biyoabsorbsiyon sürelerinin uzun olması (restenoz riski), radyoopasitesinin az

olması (implantasyon güçlüğü) ve kalın strat (yüksek profil) yapısı önemli sınırlılıklarındandır [29]. Bu stentler vasküler ve nonvasküler stenozların (bilier ve trakeal stenozlar) tedavisinde kullanılmaktadır.

Kaynaklar

- [1]. Dotter CT, Judkins MP. Transluminal treatment of arteriosclerotic obstruction. Description of a new technic and a preliminary report of its application. *Circulation* 1964; 30: 654-70. [\[CrossRef\]](#)
- [2]. Porstmann W. A new corset balloon catheter for Dotter's transluminal recanalization with special reference to obliterations of the pelvic arteries. *Radiol Diagn* 1973; 14: 239-44.
- [3]. Grüntzig A, Hopff H. Percutaneous recanalization after chronic arterial occlusion with a new dilator-catheter (modification of the Dotter technique) (author's transl). *Dtsch Med Wochenschr* 1974; 99: 2502-10. [\[CrossRef\]](#)
- [4]. Grüntzig A. Transluminal dilatation of coronary-artery stenosis. *Lancet* 1978; 1: 263. [\[CrossRef\]](#)
- [5]. Council on Scientific Affairs, American Medical Association. Percutaneous transluminal angioplasty. *JAMA* 1984; 251:764 –68. [\[CrossRef\]](#)
- [6]. Health and Public Policy Committee, American College of Physicians. Percutaneous transluminal angioplasty. *Ann Intern Med* 1983; 99: 864-9. [\[CrossRef\]](#)
- [7]. Dotter CT. Transluminally placed coil spring endarterial tube grafts-long term patency in canine popliteal artery. *Invest Radiol* 1969; 4: 329-32. [\[CrossRef\]](#)
- [8]. Connors III JJ., Wojak JC. *Interventional Neuroradiology. Strategies and Practical Techniques*. 1st ed. Philadelphia: W.B. Saunders; 1999; 433-5.
- [9]. Castaneda-Zuniga WR, Formanek A, Tadavarthy M, Vlodayer Z, Edwards JE, Zollikofer C, et al. The mechanism of balloon angioplasty. *Radiology* 1980; 135: 565-71. [\[CrossRef\]](#)
- [10]. Castaneda-Zuniga WR, Amplatz K, Laerum F, Formanek A, Sibley R, Edwards J, et al. Mechanics of angioplasty: an experimental approach. *Radiographics* 1981; 1: 1. [\[CrossRef\]](#)
- [11]. Consigny PM, Cragg AH, Waller BF. *Pathophysiology of vascular intervention. Vascular diseases*. 1st ed. New York: Churchill Livingstone, 1994; 31-42.
- [12]. Block PC. Restenosis after percutaneous transluminal coronary angioplasty. Anatomic and pathophysiological mechanisms: strategies and prevention. *Circulation* 1990; 81: 2-4.
- [13]. Lam JY, Chesebro JH, Steele PM, Badimon L, Fuster V. Is vasospasm related to platelet deposition? Relationship in a porcine preparation of arterial injury in vivo. *Circulation* 1987; 75: 243-8. [\[CrossRef\]](#)
- [14]. Lam JY, Chesebro JH, Badimon L. The vasoconstrictive response following arterial angioplasty in pigs: evidence for vasoconstriction resulting from, rather than causing, platelet deposition. *J Am Coll Cardiol* 1986; 7: 12.
- [15]. Beard JD, Gaines PA. *Vascular and Endovascular Surgery. A Companion to Specialist Surgical Practice*. 2nd ed. London: W.B. Saunders; 2001.
- [16]. Wadlington V, Yadav J, Vitek J. *Cervical Carotid Angioplasty and Stent Placement for Atherosclerosis. Interventional Neuroradiology, Strategies and Practical Techniques*. Philadelphia: Saunders;1999.
- [17]. Leung DA, Spinoas DJ, Hagspiel KD, Angle JF, Matsumoto AH. Selection of stents for treating iliac arterial occlusive disease. *J Vasc Interv Radiol* 2003; 14: 137-52. [\[CrossRef\]](#)
- [18]. Wright KC, Wallace S, Charnsangavej C, Carrasco CH, Gianturco C. Percutaneous endovascular stents: an experimental evaluation. *Radiology* 1985; 156: 69-72. [\[CrossRef\]](#)
- [19]. Hehrlein C, Zimmermann M, Metz J, Ensinger W, Kübler W. Influence of surface texture and charge on the biocompatibility of endovascular stents. *Coron Artery Dis* 1995; 6: 581-6.
- [20]. Mangell P, Malina M, Vogt K, Lindh M, Schroeder T, Risberg B, et al. Are self-expanding stents superior to balloon-expanded in dilating aortas ? An experimental study in pigs. *Eur J Vasc Endovasc Surg* 1996; 12: 287-94. [\[CrossRef\]](#)
- [21]. Serruys PW, Juilliere Y, Bertrand ME, Puel J, Rickards AF, Sigwart U. Additional improvement of stenosis geometry in human coronary arteries by stenting after balloon dilatation. *Am J Cardiol* 1988; 61: 71-6. [\[CrossRef\]](#)
- [22]. Stone GW. *Coronary Stenting. Grossman's cardiac catheterization angiography and intervention 7th edition* Lippincott Williams&Wilkins, Philadelphia; 2006.
- [23]. Axel DI, Kunert W, Göggelmann C, Oberhoff M, Herdeg C, Küttner A, et al. Paclitaxel inhibits arterial smooth muscle cell proliferation and migration in vitro and in vivo using drug delivery. *Circulation* 1997; 96: 636-45. [\[CrossRef\]](#)
- [24]. Kirtane AJ, Gupta A, Iyengar S, Moses JW, Leon MB, Applegate R, et al. Safety and efficacy of drug-eluting and bare metal stents: comprehensive meta-analysis of randomized trials and observational studies. *Circulation* 2009; 119: 3198-206. [\[CrossRef\]](#)
- [25]. Gingras AC, Raught B, Sonenberg N. mTOR signaling to translation. *Curr Top Microbiol Immunol* 2004; 279: 169-97. [\[CrossRef\]](#)
- [26]. Daemen J, Serruys PW. Drug eluting stent update 2007,Part I: A survey of current and future generation drug eluting stents: Meaningful advances or more of the same. *Circulation* 2007; 116: 316-28. [\[CrossRef\]](#)
- [27]. Marx SO, Marks AR. Bench to bedside: the development of rapamycin and its application to stent restenosis. *Circulation* 2001; 104: 852-5. [\[CrossRef\]](#)
- [28]. Poon M, Marx SO, Gallo R, Badimon JJ, Taubman MB, Marks AR. Rapamycin inhibits vascular smooth muscle cell migration. *J Clin Invest* 1996; 98: 2277-83. [\[CrossRef\]](#)
- [29]. Serruys PW, Onuma Y, Ormiston JA, de Bruyne B, Regar E, Dudek D, et al. Evaluation of the second generation of a bioresorbable everolimus drug-eluting vascular scaffold for treatment of de novo coronary artery stenosis: six-month clinical and imaging outcomes. *Circulation* 2010; 122: 2301-12. [\[CrossRef\]](#)

Temel Anjioplasti: Balon/Stentler ve Özellikleri

Celal Cınar, İsmail Oran

Sayfa 257

Şeçilen balon kateter çapı damar çapı ile eşit (1:1) olmalıdır. Balon uzunluğu lezyon uzunluğuna göre belirlenmelidir. Uzun ve yaygın lezyonlarda uzun balon bütün lezyona eşit basınç uyguladığı için diseksiyon riskini azalttığından tercih edilmelidir.

Sayfa 258

Stentler kollabe olabilecek damarları desteklemek ve aterosklerotik darlık, girişimsel işlem ve tekrar daralma kısır döngüsünü kırmak amacıyla kullanılırlar. Anjiyoplasti sırasında oluşabilecek diseksiyonları stabilize ederler. Aterosklerotik plaktan koparak distal kesimlerde emboliye yol açabilecek fragmanları en aza indirirler.

Sayfa 258

İdeal bir stentte yüksek radial güç, tortioziteyi engelleyen longitudinal fleksibilite, uygulanması sırasında kolay izlenebilecek radyoopasite, radial elastisite ya da deformasyona dayanıklılık, damar yapısına uyum sağlayabilme, uygulandıktan sonra minimal kısılan ya da hiç kısılmayan, düşük profil ve yüksek genişleme oranına sahip, kolay uygulanabilir, yan dalların patensisini koruyan, manyetik rezonans görüntülemeye uyumlu, uzun ömürlü ve düşük maliyetli gibi özelliklere sahip olmalıdır.

Sayfa 258

Balon ile açılabilen stentler daha sert yapıya sahip olup, endotelizasyonlarının daha kısa zamanda tamamlandığı düşünülmektedir. Kendiliğinden açılabilen stentlere göre daha sınırlı fleksibiliteye sahiptirler. Kısa boyutlu lezyonlara uygulanmaları kolaydır ve özellikle ostial lezyonlarda olmak üzere subklavian arter, brakiosefalik kök, renal ve iliyak arter orjinlerinde kullanılmaları uygundur.

Sayfa 259

Kendiliğinden açılabilen stentlerin uygulanmaları sırasında balon ile açılabilen stentlere göre daha fazla kısılma gösterirler. Bu yüzden tam doğru lokalizasyona uygulanmaları daha zordur. Ancak fleksibiliteleri daha fazladır ve daha uzun boyutlu tipleri mevcuttur.

Sayfa 259

Eriyebilen stentler uzun dönem ikili antitrombosit kullanım ihtiyacını stent trombozu riskini arttırmadan ortadan kaldırır. Stentin tamamen erimesi 2-4 yılı bulmaktadır. Eriyebilen iskeleti nedeniyle geçici olarak işini yaparak damarı açık tutar. Eridikten sonra damar normal vazomotor fonksiyonlarına dönerken, plakta regresyona uğramış olur. Ayrıca inflamasyon riski de ortadan kalkar. Aynı zamanda çok geç stent trombozu, geç dönemde özellikle ilaç kaplı stentlerde görülen stent içi hiperplazi ve yeniden damarlanmada eriyebilen stentlerle daha az problem olacak gibi gözükmektedir.

Temel Anjioplasti: Balon/Stentler ve Özellikleri

Celal Çınar, İsmail Oran

1. Anjioplasti işlemini sırasında seçilen balon için aşağıdakilerden hangisi doğrudur?
 - a. Balon kateter çapı ile damar çapı uyumlu olmalıdır.
 - b. Balon kateter uzunluğu açılması planlanan segment ile aynı olmalıdır.
 - c. Uzun ve ardeşık lezyonlarda diseksiyon riskini azaltmak için uzun balon tercih edilmelidir.
 - d. Hepsi.
2. Aşağıdakilerden hangisi ideal bir anjioplasti balonunun özelliklerinden değildir?
 - a. Geniş profil
 - b. Rahat itilebilir (pushability)
 - c. Rahat izlenebilir (trackability)
 - d. Lezyonu rahat geçebilir (crossability)
3. Aşağıdakilerden hangisi ideal bir stentte olası gereken özelliklerinden değildir?
 - a. Yüksek radial güç
 - b. Longitudinal fleksibilite
 - c. Radyolusensi
 - d. Düşük profil
4. Aşağıdakilerden hangisi “bioabsorbable” stentlerin avantajlarından değildir?
 - a. Uzun dönem ikili antitrombosit kullanım ihtiyacının bulunmaması
 - b. Stentin tamamen erimesi
 - c. Düşük radial güç
 - d. Damar duvarında azalmış inflamatuvar yanıt
5. Aşağıdakilerden hangisi balon ile açılan stentlerin özelliklerinden değildir?
 - a. Yüksek radial güç
 - b. Fleksibilite
 - c. Stentte daha az boyutsal kısalma
 - d. Ostial lezyonlar için rahat konumlandırılabilme