



## İnstabil omzun ısı destekli artroskopik stabilizasyonu

### *Thermal assisted arthroscopic stabilization of unstable shoulder*

Sercan AKPINAR, Mustafa UYSAL, Gürkan ÖZKOÇ, N. Reha TANDOĞAN

Başkent Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı

Yumuşak doku kollajenini büzüştürmek için kullanılan termal enerji, 60 °C ve üzerinde dokuda yapısal ve mekanik değişiklikler meydana getirir. Bu etkiyle fibriller kısalmakta ve büzümektedir. Artroskopik termal kapsülorafı, tekyönlü ve çokyönlü omuz instabiliteleri ile posterior internal sıkışma sendromunun tedavisinde kullanılmaktadır. Bankart veya süperiorlabrum anterior posterior lezyonunun varlığı labral veya kapsülolabral tamiri gerektirir. Termal tekniğin kolay olmasına karşın komplikasyon oranı yüksektir ve geleneksel dikiş tekniklerine üstünlüğü gösterilmemiştir. Doku zararı oluşturmaksızın, dokuda büzüştürme oluşturabilecek en uygun yöntemi geliştirmek için ileri çalışmalara ihtiyaç vardır. Ayrıca, yeni oluşan kollajenin mekanik özellikleri ve uzun dönem dayanıklılığı da araştırılmalıdır.

The use of nonablative thermal energy to shrink soft-tissue collagen results in ultrastructural and mechanical changes at temperatures 60 °C or above. Due to this effect, the fibrils undergo shortening and shrinkage. Arthroscopic thermal capsulorrhaphy has been used in the treatment of shoulder instabilities and posterior impingement syndrome; in particular, the presence of a Bankart lesion or a superior labral anterior posterior lesion requires a labral or capsulolabral repair. Despite ease of application, thermal techniques have higher complication rates, with no proven superiority over traditional suture techniques. Further studies are required to develop the most appropriate technique for tissue shrinkage without any associated tissue destruction. The mechanical properties and long-term durability of the newly produced collagen need to be analyzed, as well.

Isı enerjisinin tıbbi alanda tedavi amaçlı kullanımı çok eskiye dayanmaktadır. Bu enerjinin canlı dokularda yaptığı etkilerin mekanizmaları anlaşıldıkça kullanım alanı genişlemiştir. Bu alanlardan biri de, henüz yeni sayılabilecek olan kollajen dokularda ısı enerjisi ile büzüştürme işlemidir (thermal shrinkage). Isı enerjisinin kollajen dokular üzerindeki büzüştürme etkisinin uygulanabilmesi, tıbbi teknolojiler alanındaki gelişmeler sayesinde olmuştur.

Isı enerjisinin kollajen dokular üzerindeki büzüştürme etkisinin daha iyi anlaşılabilmesi için bu dokuların histokimyasal yapılarının bilinmesi gerekir. Kollajen, ipliksi (fibrous) şekilde, insan vücudunda ikincil yapı oluşturan önemli bir proteindir. Vücutta bulunan proteinlerin üçte biri kollajendir. Kollajen, bağ dokusu içerisinde bulunan fibroblastlar tarafın-

dan sentezlenir ve bağ dokularının %85'ini, insan vücudunun %6'sını oluşturur. Kollajen molekülünde amino asit diziliş sırası ...-Gly-X-Y... şeklindedir. X çoğunlukla prolin ve Y hidroksiprolindir. Ancak, diğer amino asitler de olabilir. Kollajeni oluşturan amino asitler polipeptid zinciri şeklinde sıralanırlar. Her bir polipeptid zinciri "α-zinciri" adını alır. Üç α-zincirinin saç örgüsü şeklinde birbirlerine sarılmasıyla özel bir yapı meydana gelir, buna "tropokollajen" denir. Tropokollajeni oluşturan α-zincirleri, α1 ve α2 olmak üzere iki çeşittir ve bunların da alt grupları bulunmaktadır. Tip I kollajen iki adet α1, bir adet α2 zincirinden oluşmuştur. Çoğunlukla deri, kemik ve tendon gibi yapılarda bulunur. Tip II kollajen ise üç adet α1 zincirinden oluşur ve genelde kıkırdak yapılarda bulunur.

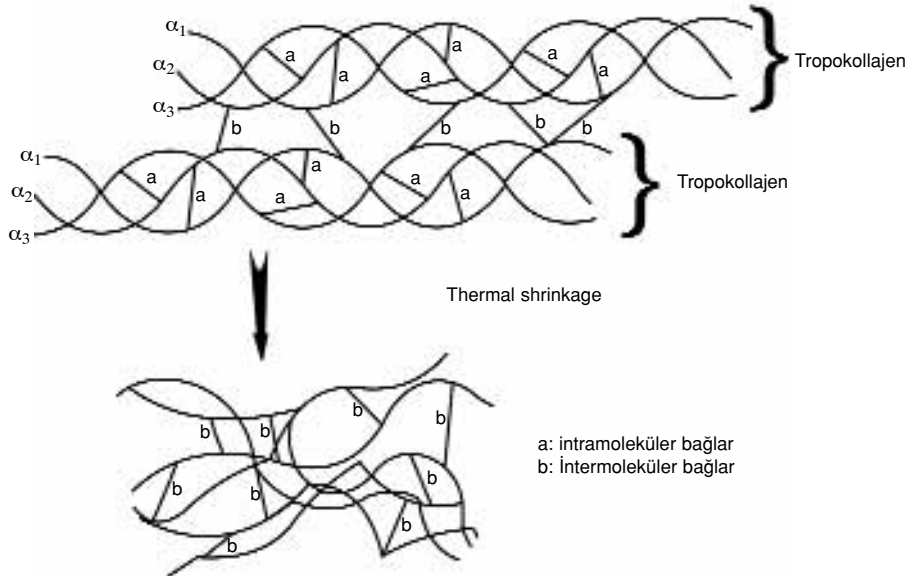
Kollajenin üçlü sarmal yapısı “intramoleküler çapraz bağlar” sayesinde korunmaktadır. Kollajen fibriller arasındaki bağlantıyı ise “intermoleküler bağlar” sağlamaktadır. Bu yapı, dokuya elastik özellik kazandırmaktadır. İnamoleküler bağlar ısıya duyarlı iken, intermoleküler bağlar ısıya dirençlidir. Kollajen doku ısıtıldığında ısıya duyarlı intramoleküler bağlar kopar, üçlü sarmal yapı bozulur ve düzenli sıralanmış kollajen fibrilleri katlanarak düzensiz bir yapıya dönüşür (Şekil 1).<sup>[1,2]</sup>

Bu olay, kollajen dokularda ısı yardımlı büzüşürmeye yol açar. Bu işlem için kritik ısı aralığı 65-75 °C'dir. 65 °C'nin altında istenilen etki tam oluşturulamazken, 75 °C'nin üzerinde de doku nekrozu oluşmaktadır.<sup>[3]</sup> Doku büzüşmesi çeşitli faktörlere bağlıdır. Bunlar, erişilen sıcaklık derecesi, uygulama zamanı, uygulama sırasında dokuya etkide bulunan mekanik kuvvetler, dokunun ısıl özellikleri (tür ve yaş ile değişim gösterir), ortamın pH derecesi, ortamın elektrolit konsantrasyonu, kollajen fibrillerin konsantrasyon ve oryantasyonu, dokudaki su tutulum miktarı gibi faktörlerdir.<sup>[4-6]</sup>

Isı enerjisinin dokulara iletimi günümüzde lazer veya radyofrekans (RF) enerjisi ile yapılmaktadır. Işık enerjisi, doku tarafından absorbe edilen fotonlar aracılığıyla ısı enerjisine dönüşmekte ve istenilen etkiyi oluşturmaktadır. Günümüzde cerrahide kullanılan üç çeşit lazer vardır. Bunlar, karbon dioksit

(CO<sub>2</sub>), Nd:YAG (neodymium:yttrium-aluminium-garnet) ve Ho:YAG (holmium:yttrium-aluminium-garnet) lazer sistemleridir. Fiberoptik yolla ışık enerjisini sıvı ortama taşıyabilmesi ve artroskopik kullanım kolaylığı açısından günümüzde Ho:YAG lazer sistemi tercih edilmektedir.<sup>[7]</sup> Lazer sistemlerinin pahalı olması RF enerjisinin kullanımını yaygınlaştırmıştır. Elektrik enerjisinin dokuda oluşturduğu etki, akımın dalga boyuna ve gücüne bağlıdır. Ancak 350 kHz ile 1 MHz arası yüksek frekanslar dokuda ısı etkisi oluşturabilmektedir.<sup>[8]</sup> Radyofrekans enerji sistemlerinde jeneratörde üretilen yüksek frekanslı alternatif akım, cihazın uygulama ucuna ve oradan da dokuya iletilmektedir. Bu, ortamdaki yüklü iyonların uyarılmasına ve oluşan titreşimin, sürtünmeyle lokal ısıya dönüşmesine neden olmaktadır.<sup>[9]</sup>

Radyofrekans sistemleri monopolar (Oratec Interventions, Menlo Park, CA, ABD) ve bipolar (Mitek, Westwood, MA; ArthroCare, Sunnyvale, CA, ABD) olmak üzere ikiye ayrılır. Monopolar sistemlerde akım probun ucundan dokuya ve oradan da vücuda temas eden bir plakaya akar. Bipolar sistemlerde ise enerji daha kısa bir yol izler. Ortamdaki iyonlar yıkama solüsyonu içerisinde probun iki kutbu arasında yer değiştirirler. Her iki RF enerji uygulama yöntemi arasında klinik sonuç açısından bir fark bulunamamıştır. Oluşturdukları büzüşürme etkileri açısından lazer ve RF arasında belirgin bir fark bu-



**Şekil 1.** Kollajenin yapısını oluşturan tropokollajen molekülleri içerisindeki (intramoleküler) ve aralarındaki (intermoleküler) bağların yerleşimi görülüyor. Isı etkisi ile ısıya duyarlı intramoleküler bağların kopması ve üçlü heliks yapısının bozulması ile büzüşürme etkisinin oluşması gösterilmekte.

lunmazken, lazerin ısıyı dokuya daha kontrollü bir şekilde iletmediği sonucuna varılmıştır. Bununla birlikte, lazer enerjisinin tedavi maliyeti daha yüksektir.<sup>[10]</sup>

Radyofrekans yöntemiyle ısı etkisi yaratmada bazı belirleyici özellikler bulunmaktadır. Bunlar, uygulanan akımın gücü, kullanılan probun uç kısmının yüzeyi, uygulama süresi, uygulama bölgesinde ulaşılan sıcaklık derecesi, proba doku arasındaki mesafe gibi değişkenlerdir. Doku üzerindeki ısı etkisi proba doku arasındaki mesafenin dördüncü kuvveti ile ters orantılıdır. Ayrıca, oluşan ısı enerjisinin kısmen de olsa kontrolünü sağlayan diğer bir faktör de uygulama protokolüdür. Prob dokuya sürekli temas ettirilmelidir; ancak, oluşan ısı etkisinin aşırı olmaması ve ortamdaki yıkama solüsyonu ve lokal kan dolaşımının enerji yoğunlaşmasını gidermesi için uygulama aralıklı yapılmalıdır. Bununla birlikte, üç sistem hakkında da, ısının dokuya penetrasyonu ve morbidite ile ilgili objektif veriler yoktur. Bu yüzden cerrah, büzüştürme işlemini uygularken, dokudaki renk ve hacim değişimi gibi subjektif, görsel verilere dayanmak zorunda kalmaktadır.<sup>[11-13]</sup>

## Deneysel çalışmalar

### Termal enerjinin moleküler etkileri

Sığır dizi eklem kapsülünün 55-75 °C arasındaki fizyolojik tuzlu su içinde ısıtılması sırasında doku büzüşmesi 60 °C'de başlamaktadır.<sup>[3]</sup> Tavşan patellofemoral eklem kapsülüne Ho:YAG lazerle uygulama yapılan bir çalışmada, elektron mikroskopuyla tüm tedavi gruplarında kollajen yapısında belirgin değişiklikler saptanmıştır.<sup>[14]</sup> Ultrastrüktürel yapıdaki bu bozulmalar, doku ısısındaki artışa bağlı olarak kollajenin *triple-helix* yapısının çözülmesine bağlanmıştır. Glenohumeral eklemin yedi farklı bölgesinde hidrotermal enerji kullanılarak yapılan bir çalışmada ısı tedavisinin bölgeye spesifik etki göstermediği gözlenmiştir.<sup>[15]</sup>

### Termal enerjinin histolojik etkileri

Termal enerjinin yumuşak dokudaki histolojik etkileriyle ilgili birçok çalışma vardır.<sup>[3,14-20]</sup> Kollajenin normal fibrilli görüntüsünü kaybetmesi 60-65 °C'den sonra görülmektedir.<sup>[3]</sup> Tavşan patellofemoral ekleminde Ho:YAG lazer kullanılarak yapılan bir çalışmada, ışık mikroskopisinde tedavinin ilk gününde kollajen fibrillerinde yaygın hiyalinizasyon ve füzyon; yedinci günde çokodaklı aselüler hiyalinizasyon bölgelerinde fibroblast proliferasyonu; 30.

günde ise selüler ve düzensiz bağ dokusuyla birlikte fibrozis gözlenmiştir.<sup>[17]</sup> Bu bölgelerde, büyük fibroblastların göçü ile yeni matriks oluşmaktadır. Anılan çalışma, reaktif fibroblastların büyük denatüre kollajen liflerini kılavuz olarak kullanarak kollajen tamirini başlattıklarını göstermiştir. Başka bir çalışmada, dokunun %10'u büzüştürülmüş ve eklem kapsülünün 180. güne kadar verdiği yanıt izlenmiştir.<sup>[18]</sup> Erken doku yanıtının önceki çalışmada olduğu gibi<sup>[17]</sup> gerçekleştiği gözlenmiştir. Otuzuncu günde reaktif fibroblastların ve proliferatif kılcal damarların ısı uygulanan bölgeye ilerlediği; 60. günde ise fibroblastların kontrol grubuna göre daha az olduğu, hiyalinize bölge oluşmadığı ve vaskülaritenin azaldığı görülmüştür. Doksan ile 180. günlerde ise hafif artmış selülarite yanı sıra normal doku görüntüsü izlenmiştir. Aynı çalışmanın biyokimyasal analizinde de, lazer uygulaması sonrasında erken dönemde kollajenin denatüre olduğu ve 180. günde normal düzeylere geldiği saptanmıştır.

Doku kültürü analizlerinde, lazer tedavisi sonrasında dokunun aktif olarak yeni kollajen sentezlediği gözlenmiştir.<sup>[18]</sup> Uygulamadan hemen sonra kollajen sentezi normalin %64'üne düşmüş, 14. günde %196'sına çıkmış ve 30. günde normal seviyeye dönmüştür.

İnsan glenohumeral ekleminde artroskopik lazer yardımcı kapsül kaydırmasından sonra histolojik bulguları bildiren bir çalışmada, 0. günde kollajenin fibröz yapısını kaybettiği ve demetlerde yapışıklıklar geliştiği görülmüştür.<sup>[19]</sup> Hücrelerde nekroz, kan damarları lümenlerinde küçülme gözlenmiştir. Üçüncü ayda aktif tamirin belirginleştiği, daha önceki hiyalinize kollajen ve nekrotik hücrelerin kaybolduğu, vaskülaritenin arttığı dikkat çekmiştir. Beşinci ve altıncı aylarda fibroblast ve vaskülaritede azalma ile birlikte doku olgunlaşması belirginleşmiş; orta ve uzun dönemde ise kalıcı doku hasarı ve enflamasyona ait hiçbir bulgu kalmamıştır.<sup>[19]</sup>

### Termal enerjinin biyomekanik etkileri

Termal enerjinin uzun dönemde dokunun biyomekanik özelliklerinde yol açtığı değişimler çeşitli çalışmalarda incelenmiştir. Nonablatif Ho:YAG lazer kullanılarak tavşan patellofemoral ekleminde yapılan bir çalışmada, 5, 10 ve 15 W enerji kullanıldığında doku uzunluğunda sırasıyla %9, %26 ve %38 kısalma meydana gelmiştir.<sup>[21]</sup> Doku direncinde sadece 10 ve 15 W grubunda belirgin bir artış görülmüş-

tür. Büzüştürülen dokunun önceki uzunluğuna getirilebilmesi için de sadece 10 ve 15 W grubunda belirgin derecede fazla kuvvet gerekmiştir.

İnferior glenohumeral ligaman boyunda Ho:YAG lazerle %10 kısaltma sonrasında, bağın viskoelastik özellikleri ve kuvvetinde herhangi bir değişiklik olmadığı gözlenmiştir.<sup>[22]</sup> Kadavrada anterior kapsülo-ligamentöz yapıya Ho:YAG lazer ve RF uygulamalarından sonra eklem anterior-posterior translasyonu belirgin bir azalma gözlenmiştir.<sup>[22,23]</sup>

Isı ile büzüştirme sonrasında dikkat çeken başka bir nokta da immobilizasyondur. Tavşan patella tendonunda Ho:YAG lazer kullanılarak yapılan bir çalışmada, büzüştirme sonrasında tendon direncinde değişiklik olmamış; ancak, sekizinci haftada yapılan biyomekanik testler immobilizasyon uygulanmayan deneklerde tendon uzunluğunun uygulama öncesi-nden fazla olduğunu, direncin ise %19 azaldığını göstermiştir.<sup>[24]</sup>

Radyofrekansla büzüştirülen dokuların immobilizasyon ve rehabilitasyona yanıtını araştıran çalışmalarda, ameliyat sonrasında rehabilitasyonun önemi vurgulanmış ve büzüştirülen dokuların koruma uygulanmaksızın fizyolojik yüklere maruz bırakılması durumunda eski uzunluklarına dönebileceğine dikkat çekilmiştir.<sup>[25,26]</sup>

Öte yandan, termal enerjinin dokunun biyomekanik özelliklerini olumsuz etkilediğini gösteren çalışmalar da vardır. Taze donmuş insan patella tendonu Nd:YAG lazerle %10 büzüştirüldüğünde, tendonun gerilmeye karşı dayanıklılığında %70 azalma olmuştur.<sup>[5]</sup> Ayrıca, tek bir noktaya lazer uygulanması sonucunda, kuvvet uygulanan patella tendonunun dokunun yandığı bölgeden koptuğu görülmüştür. Patelofemoral eklem kapsülünün lazerle büzüştirüldüğü bir başka çalışmada, doku sertliği 0-7. günlerde belirgin olarak azalmışken, 14. günde kontrol grubuna göre değişiklik gözlenmemiştir.<sup>[18]</sup> Dokunun gevşeme fazında ve daha sonra gücünde azalma olmamıştır. Öte yandan, 7-14. günlerde, doku kontrol grubuna göre daha zayıf bulunmuştur.

Yapısal özelliklerinde değişiklik oluşturmaksızın dokularda belli bir miktar büzüştirme yapılabilir. Ancak, büzüştirme miktarı arttıkça dokunun Young modülü giderek azalır; daha sonra gerilmeye maruz kalan doku uzunluk açısından eski durumuna gelir.<sup>[27]</sup>

Termal enerjinin kullanım şekli de doku iyileşmesini etkilemektedir. Büzüştirme işleminde monopolar RF enerjisinin çizgisel (ızgara modeli) uygulanması, kapsül dokusunda iyileşme ve mekanik özellikler açısından, fırça şeklinde kullanıma göre daha iyi sonuç vermektedir.<sup>[28]</sup> Izgara modelinde tedavi edilen bölgenin çevresinde daha fazla canlı doku kaldığı için bölgeye hücrel göç daha hızlı olmaktadır.

### Cerrahi teknik

Hasta, anestezi altında oturur pozisyonda iken standart omuz artroskopisine başlanır. Glenohumeral eklem içerisindeki tüm anatomik yapılar incelenir. Termal işleme başlanacağı zaman, RF probu ön kanülden geçirilir ve kapsülle temas edecek şekilde yerleştirilir. Ön kanül, probun eklem alt kısımlarına ulaşabilmesini sağlamak için rotator intervalin aşağısından yerleştirilir. Prob çalıştırıldığı zaman, büzüştirme etkisini gösterene kadar tipik olarak 1-2 saniye gecikme görülür. Prob kullanılırken devamlı hareket halinde olmalıdır; aksi halde, dokuda aşırı ısınma veya yanma oluşabilir. Cerrah, probu kapsülün üzerinde ışınal tarzda gezdirirken kapsülde oluşan büzüşmeyi gözler (Şekil 2).

Çok yönlü instabilite tedavisi sırasında, kapsülün çok genişlemiş olduğu ve probun kolaylıkla eklem arka kısmına ilerlediği gözlenir. Kapsülün posteroinferior kısmı öncelikle tedavi edilir. Daha sonra aksiller keseye doğru ilerlenir. Aksiller kese içinde çalışılırken, aksiller sinir yaralanmasına yol açmamak için probun ısısı düşürülebilir. Probun ışınal hareketi eklem anteriorinferior ve anterior kısımlarında



**Şekil 2.** Termal kapsül büzüştürmesinin artroskopik görüntüsü: Radyofrekans probu kapsül üzerinde fırçası tarzda hareket ettirilmekte.

sürdürülür. Kapsülün posterior kısmını büzüştürmek için, prob posterior girişten sokulur. Artroskopik kapsülolabral tamir işlemine ek olarak termal teknik uygulandığında, işleme anteroinferior glenohumeral ligamandan başlanır, anterior ve süperiora ilerlenerek rotator aralıkta sonlandırılır.

### Ameliyat sonrası rehabilitasyon

Omuzda cerrahi stabilizasyonun başarısı sadece cerrahi tekniğe değil, ameliyat sonrasında uygulanan rehabilitasyon programına da bağlıdır. Program, cerrahi ile elde edilen stabiliteyi sürdürmeli, tam fonksiyonel hareket aralığının elde edilmesi sürecinde immobilizasyonun etkilerini de azaltmalıdır. Daha önce bahsedildiği gibi, termal değişiklikler en düşük seviyede tutulduğu sürece, dokunun başlangıç mekanik özellikleri çok fazla değişmemektedir. Tedavi edilmiş dokunun *in vivo* uzamasına yol açan kuvvetin ne kadar olduğu bilinmemektedir; dolayısıyla, başlangıçta belirli bir immobilizasyon önerilmektedir. Wilk<sup>[29]</sup> tarafından, Bankart lezyonu bulunmayan, genel laksitesi olan, termal kapsülorafiyi uygulanan hastalar için iyi organize edilmiş bir rehabilitasyon programı geliştirilmiştir. Bu programda, iki haftalık immobilizasyonun ardından pasif hareketlere başlanmaktadır. Dördüncü haftanın sonuna kadar, en çok 15° dış rotasyon, 90° öne elevasyon verilmektedir. Termal yardımcı kapsül büzüştürmede protokol biraz daha agresiftir. Baş üzeri sporcularda gelişen kapsül laksitesini azaltmak için yapılır. Dördüncü haftanın sonuna kadar dış rotasyon 50 dereceye, öne elevasyon ise 135 dereceye çıkarılabilir.

### Klinik çalışmalar

Artroskopik termal kapsülorafiyi, tekyönlü ve çokyönlü omuz instabiliteleri ve posterior internal sıkışma sendromu tedavisinde kullanılmaktadır. Bankart veya SLAP lezyonu varsa labral veya kapsülolabral tamir gerekir. Genişlemiş olan kapsülün hacmi termal büzüştürme tekniği ile azaltılabilir. Şu anda iki teknik kullanılmaktadır: Çokyönlü instabilite için saf termal teknik ve Bankart veya SLAP lezyonu olan hastalar için mekanik fiksasyonla beraber termal yöntem.

Yakın zamanlara kadar, termal kapsülorafiyile ilgili iki yıldan daha uzun takip bildiren klinik çalışma bulunmamaktaydı. Tedavi önerileri, ilk çalışmaların ümit verici sonuçlarına dayanıyordu. Omuz instabilitesinde termal enerjiyle tedavinin ilk sonuç-

larını bildiren Thabit<sup>[30]</sup> olmuştur. Anterior, posterior ve çokyönlü instabilite 41 hastaya kapsül kaydırma ve lazer uygulamasından sonra, altı aylık takip sonunda %90 iyi ve mükemmel sonuç; dört ile altı yıllık takiplerde ise tüm hastalarda Carter Rowe skalasına göre iyi sonuç bildirmiştir.<sup>[30]</sup> Hardy ve ark.<sup>[31]</sup> artroskopik Bankart tamirine ek olarak anteroinferior glenohumeral kapsülü lazerle birleştirmişler; takip süresince (8.6 ay) hiç bir hastada (18; ort. yaş 24.6) omuz instabilitesine rastlamamışlardır. Ancak, artroskopik omuz stabilizasyonunda tekrarlar ikinci yıldan sonra görüldüğünden, bu hastaların ileri takibi gerekmektedir.

Termal enerji uygulanmasının çokyönlü instabilitedeki sonuçları da ümit vericidir. Lyons ve ark.<sup>[32]</sup> çokyönlü instabilitede dikiş çapaları kullanarak uygulanan artroskopik kapsül kaydırması (26 hasta) ile artroskopik lazer kapsülorafiyi (20 hasta) karşılaştırmışlardır; iki yıllık takip sonunda iki grupta da birer hastada tekrar çıkma görülmüş, hastalar ortalama 3.75 ayda spora geri dönmüştür. Benzer bir şekilde, Frostick ve ark.<sup>[33]</sup> RF termal kapsülorafiyi tedavisinden sonraki 27 aylık takipte, çokyönlü instabilite 28 hastanın %83'ünde tatminkar sonuç elde etmişlerdir.

Fanton<sup>[34]</sup> termal yardımcı kapsülorafiden sonra iki yıl izlenen 54 hastanın %90'ından fazlasında başarılı sonuç bildirmiştir. Hastaların üçte ikisinde sadece termal kapsülorafiyi yapılmış; üçte birinde ise kapsül, glenoid kenarına takviye amacıyla tespit edilmiştir. Hastaların hemen hepsinde omuz instabilitesi tedavi edilmiş ve çoğu daha önceki spor faaliyetleri ve işlerine dönmüştür. Benzer olarak, Wong ve Williams<sup>[35]</sup> kapsülolabral patolojisi olmayan, tekrarlayan glenohumeral subluksyonları olan 24 hastaya termal yardımcı kapsül büzüştürmesi uygulamışlar; iki yıllık takip sonunda hastaların %88'inde tatminkar sonuç elde etmişlerdir.

Dugas ve Andrews<sup>[36]</sup> internal sıkışması olan hastalarda rotator manşet ve labrum debridmanı veya SLAP tamirinden sonra uygulanan termal büzüştürmenin sonuçları yaklaşık %25 oranında iyileştirdiğini bildirmişlerdir. Lyons ve ark.<sup>[32]</sup> çokyönlü instabilite nedeniyle lazer yardımcı kapsülorafiyi uygulanan 26 hastanın 23'üne rotator intervale takviye dikiş plikasyonu yapmışlar; ortalama 27 ay takipten sonra bu hastalarda Neer sınıflandırmasına göre tatminkar sonuç almışlardır.

Bununla birlikte, termal kapsülorafinin geleneksel dikiş kapsülorafisine üstün olduğunu gösteren iyi düzenlenmiş çalışma yoktur. Termal tekniklerin kolay olmasına karşın, yüksek komplikasyon oranları vardır. Görülen komplikasyonlar tekrarlayan çıkık, sertlik, aksiller sinir yaralanması ve kapsül nekrozu şeklinde dört grupta toplanabilir.

En sık görülen komplikasyon instabilitenin tekrarlama oranıdır. Termal işlem sonrasında tekrarlama oranının %47'ye kadar yükseldiği bildirilmiştir. Termal kapsülorafisi sonrasında gelişen sertlik oranı bilinmemektedir. Miniaci ve McBirnie<sup>[37]</sup> termal kapsülorafisi sonrasında sertlik gelişme oranını %10 olarak bildirmişlerdir. Hayashi ve ark.<sup>[19]</sup> tedaviden bir yıl sonra omuz sertliği gelişen altı hastada yaptıkları biyopsi sonucunda sinoviyal reaksiyon saptamışlardır. Termal tedaviye bağlı geçici aksiller sinir yaralanması %50 oranında bildirilmiştir.<sup>[37-39]</sup> Aksiller sinir yaralanması tecrübeli cerrahların işlemlerinde bile gelişebilmektedir. Uygun tekniğe rağmen, ısı değişikliklerine bağlı olarak aksiller sinirde termal hasar oluşabilmektedir.

Termal enerji uygulamasına bağlı kapsül nekrozu da bildirilmiştir. Nekroz geniş olursa, allogreft veya otogreftle kapsül rekonstrüksiyonu gerekebilmektedir. Miniaci ve McBirnie<sup>[37]</sup> çokyönlü instabilite nedeniyle termal kapsülorafisi uygulanan hastaların %47'sinde başarısız sonuç elde etmişler; bunların %10'unda sertlik, %21'inde geçici aksiller sinir felci geliştiğini bildirmişlerdir.

Başarısız bir termal kapsülorafisi geçirmiş hastanın revizyonunda birçok konuda hazırlıklı olmak gerekir. Aksiller sinirin durumu ameliyat öncesinde elektromiyografi ile değerlendirilmelidir. Nekroz nedeniyle gelişen kapsül yetmezliği olasılığına karşı rekonstrüksiyon için donör dokusu hazırlanmalıdır. Adheziv kapsülit gelişmesi ciddi bir sorundur. Bu hastalarda artroskopik gevşetme genellikle başarılı değildir.

Erken sonuçların olumlu olmasına karşın, karşılaştırmalı prospektif çalışmalara ihtiyaç vardır. Şu anda, termal tekniğin, geleneksel tekniklere tek üstünlüğü uygulamanın kolaylığıdır. Dokuya zarar vermeden büzüştürme oluşturabilecek en uygun yöntemi belirlemek için yapılacak çalışmalarda, ayrıca, yeni oluşan kollajenin mekanik özellikleri ve uzun dönem dayanıklılığının da araştırılması gerekir. Bu bilgi, termal kapsül büzüştürmesiyle tedavi

edilen omuz instabiliteli hastalarda en uygun rehabilitasyon programının belirlenmesine de yardımcı olacaktır.

## Kaynaklar

1. Flory PJ, Garrett RR. Phase transition in collagen and gelatin systems. *J Am Chem Soc* 1958;80:4836-45.
2. Nagy IZ, Toth VN, Verzar F. High-resolution electron microscopy of thermal collagen denaturation in tail tendons of young, adult and old rats. *Connect Tissue Res* 1974;2: 265-72.
3. Naseef GS III, Foster TE, Trauner K, Solhpour S, Anderson RR, Zarins B. The thermal properties of bovine joint capsule. The basic science of laser- and radiofrequency-induced capsular shrinkage. *Am J Sports Med* 1997;25:670-4.
4. Chen SS, Wright NT, Humphrey JD. Heat-induced changes in the mechanics of a collagenous tissue: isothermal, isotonic shrinkage. *J Biomech Eng* 1998;120:382-8.
5. Vangness CT Jr, Mitchell W III, Nimni M, Erlich M, Saadat V, Schmotzer H. Collagen shortening. An experimental approach with heat. *Clin Orthop* 1997;(337):267-71.
6. Wall MS, Deng XH, Torzilli PA, Doty SB, O'Brien SJ, Warren RF. Thermal modification of collagen. *J Shoulder Elbow Surg* 1999;8:339-44.
7. Thabit G III. Therapeutic heat: A historical perspective. *Ope Tech Sports Med* 1998;6:118-9.
8. Ruijgrok JM, Boon ME, Feirabend HK, Ploeger S. Does microwave irradiation have other than thermal effects on glutaraldehyde crosslinking of collagen? *Eur J Morphol* 1993; 31:290-7.
9. Organ LW. Electrophysiologic principles of radiofrequency lesion making. *Appl Neurophysiol* 1976-77;39:69-76.
10. Osmond C, Hecht P, Hayashi K, Hansen S, Fanton GS, Thabit G III, et al. Comparative effects of laser and radiofrequency energy on joint capsule. *Clin Orthop* 2000;(375): 286-94.
11. Haines DE. The biophysics of radiofrequency catheter ablation in the heart: the importance of temperature monitoring. *Pacing Clin Electrophysiol* 1993;16(3 Pt 2):586-91.
12. Hecht P, Hayashi K, Lu Y, Fanton GS, Thabit G III, Vanderby R Jr, et al. Monopolar radiofrequency energy effects on joint capsular tissue: potential treatment for joint instability. An in vivo mechanical, morphological, and biochemical study using an ovine model. *Am J Sports Med* 1999;27:761-71.
13. Lopez MJ, Hayashi K, Fanton GS, Thabit G III, Markel MD. The effect of radiofrequency energy on the ultrastructure of joint capsular collagen. *Arthroscopy* 1998;14:495-501.
14. Hayashi K, Thabit G III, Bogdanske JJ, Mascio LN, Markel MD. The effect of nonablative laser energy on the ultrastructure of joint capsular collagen. *Arthroscopy* 1996;12:474-81.
15. Hayashi K, Thabit G III, Massa KL, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Orwin JF, et al. The effect of thermal heating on the length and histologic properties of the glenohumeral joint capsule. *Am J Sports Med* 1997;25:107-12.
16. Hecht P, Hayashi K, Cooley AJ, Lu Y, Fanton GS, Thabit G III, et al. The thermal effect of monopolar radiofrequency energy on the properties of joint capsule. An in vivo histologic study using a sheep model. *Am J Sports Med* 1998;26:808-14.
17. Hayashi K, Nieckarz JA, Thabit G III, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Markel MD. Effect of nonablative laser energy on the joint capsule: an in vivo rabbit study using a holmium:YAG laser. *Lasers Surg Med* 1997;20:164-71.

18. Hayashi K, Hecht P, Thabit G III, Peters DM, Vanderby R Jr, Cooley AJ, et al. The biologic response to laser thermal modification in an in vivo sheep model. *Clin Orthop* 2000;(373): 265-76.
19. Hayashi K, Massa KL, Thabit G III, Fanton GS, Dillingham MF, Gilchrist KW, et al. Histologic evaluation of the glenohumeral joint capsule after the laser-assisted capsular shift procedure for glenohumeral instability. *Am J Sports Med* 1999;27:162-7.
20. Hayashi K, Thabit G III, Vailas AC, Bogdanske JJ, Cooley AJ, Markel MD. The effect of nonablative laser energy on joint capsular properties. An in vitro histologic and biochemical study using a rabbit model. *Am J Sports Med* 1996;24:640-6.
21. Hayashi K, Markel MD, Thabit G III, Bogdanske JJ, Thielke RJ. The effect of nonablative laser energy on joint capsular properties. An in vitro mechanical study using a rabbit model. *Am J Sports Med* 1995;23:482-7.
22. Selecky MT, Vangsness CT Jr, Liao WL, Saadat V, Hedman TP. The effects of laser-induced collagen shortening on the biomechanical properties of the inferior glenohumeral ligament complex. *Am J Sports Med* 1999;27:168-72.
23. Chang JH, Hsu AT, Lee SJ, Chang GL. Immediate effect of thermal capsulorrhaphy on glenohumeral joint mobility. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004;19:572-8.
24. Schaefer SL, Ciarelli MJ, Arnoczky SP, Ross HE. Tissue shrinkage with the holmium:yttrium aluminum garnet laser. A postoperative assessment of tissue length, stiffness, and structure. *Am J Sports Med* 1997;25:841-8.
25. Potzl W, Witt KA, Hackenberg L, Heusner T, Steinbeck J. Influence of postoperative immobilization on tendon length after radiofrequency-induced shrinkage. An in vivo rabbit study. *Am J Sports Med* 2003;31:36-40.
26. Wallace AL, Hollinshead RM, Frank CB. Creep behavior of a rabbit model of ligament laxity after electrothermal shrinkage in vivo. *Am J Sports Med* 2002;30:98-102.
27. Wall MS, Deng XH, Torzilli PA, Doty SB, O'Brien SJ, Warren RF. Thermal modification of collagen. *J Shoulder Elbow Surg* 1999;8:339-44.
28. Lu Y, Hayashi K, Edwards RB III, Fanton GS, Thabit G III, Markel MD. The effect of monopolar radiofrequency treatment pattern on joint capsular healing. In vitro and in vivo studies using an ovine model. *Am J Sports Med* 2000;28:711-9.
29. Wilk KE. Rehabilitation after shoulder stabilization surgery. In: Warren RF, Craig EV, Altchek DW, editors. *The unstable shoulder*. Philadelphia: Lippincott-Raven; 1999. p. 367-402.
30. Thabit G. The arthroscopically assisted holmium: YAG laser surgery in the shoulder. *Oper Tech Sports Med* 1998;6:131-8.
31. Hardy P, Thabit G III, Fanton GS, Blin JL, Lortat-Jacob A, Benoit J. Arthroscopic management of recurrent anterior shoulder dislocation by combining a labrum suture with antero-inferior holmium:YAG laser capsular shrinkage. *Orthopade* 1996;25:91-3. [Abstract]
32. Lyons TR, Griffith PL, Savoie FH III, Field LD. Laser-assisted capsulorrhaphy for multidirectional instability of the shoulder. *Arthroscopy* 2001;17:25-30.
33. Frostick SP, Sinopidis C, Al Maskari S, Gibson J, Kemp GJ, Richmond JC. Arthroscopic capsular shrinkage of the shoulder for the treatment of patients with multidirectional instability: Minimum 2-year follow-up. *Arthroscopy* 2003;19:227-33.
34. Fanton GS. Arthroscopic electrothermal surgery of the shoulder. *Oper Tech Sports Med* 1998;6:139-46.
35. Wong KL, Williams GR. Complications of thermal capsulorrhaphy of the shoulder. *J Bone Joint Surg [Am]* 2001;83 Suppl 2 Pt 2:151-5.
36. Dugas JR, Andrews JR. Thermal capsular shrinkage in the throwing athlete. *Clin Sports Med* 2002;21:771-6.
37. Miniaci A, McBirnie J. Thermal capsular shrinkage for treatment of multidirectional instability of the shoulder. *J Bone Joint Surg [Am]* 2003;85:2283-7.
38. D'Alessandro DF, Bradley JP, Fleischli JE, Connor PM. Prospective evaluation of thermal capsulorrhaphy for shoulder instability: indications and results, two- to five-year follow-up. *Am J Sports Med* 2004;32:21-33.
39. Greis PE, Burks RT, Schickendantz MS, Sandmeier R. Axillary nerve injury after thermal capsular shrinkage of the shoulder. *J Shoulder Elbow Surg* 2001;10:231-5.