

## Emilebilir ankorların dayanıklılığındaki değişiklikler (Biyomekanik ve hayvan deneyi, erken sonuçlar)

Önder İ. Kılıçoğlu<sup>(1)</sup>, Mehmet S. Demirhan<sup>(2)</sup>, Sercan Akpınar<sup>(3)</sup>, Şenol Akman<sup>(4)</sup>, Ata Can Atalar<sup>(5)</sup>, Serhat Özsoy<sup>(6)</sup>, Cem Esenyel<sup>(7)</sup>, Özlem Güzel<sup>(8)</sup>, Bilge Bilgiç<sup>(9)</sup>, Mehmet Alp Gökşan<sup>(10)</sup>

24 emilebilir tipte ve 16 emilmeyen tipte wedge tipi TAG ankor (TAG®, Acufex) 10 koyunun tibialarına yerleştirildi. 8 koyunun sağ tibialarına, diafiz ve her iki tarafına da aynı seviyelerde yalnızca emilebilen ankorlar koyuldu. Farklı tipte ankorlar yerleştirilen 8 denek herbirinde 4 koyun bulunan 2 gruba bölündü; 1. grup aynı gün, 2. grup 6. haftada sakrifiye edildi. Her iki tarafta aynı tipte ankor içeren 2 denek ise 3. haftada sakrifiye edildi. Ankorları içeren kemik blokları hazırlandı ve polimetilmetakrilata gömüldü. Ankorlar üzerindeki #2 Ethibond ile çekme deneyleri uygulandı. Çekme deneyi sonrasında implante edilen materyaller makroskopik olarak incelendiler. İlk gün yapılan çekme deneylerinde tüm ankorlarda sütürün koşturduğu gözlemlendi. Kopma, diafiz emilmeyen grupta ortalama 138.75±13.7 N, diafiz emilen grupta 129.75±10.1 N, metafiz emilmeyen grupta 146.25±14.2 N ve metafiz emilen grupta 35.1±18.4 N ve metafiz emilen grupta 32.5±11.6 N seviyesinde oldu. Altıncı haftada emilmeyen grupta tüm ankorlarda yine sütür koşturdu. Kopma diafiz emilen grupta ortalama 149.25±11.6 N, metafiz emilen grupta 126.75±18.5 N yük ile oldu. Metafizdeki emilebilir ankorlardan sütürler ortalama 27.0±7.7 N ve diafizdekilerden 22.5±5.0 N ile sıyrıldılar. Emilmeyen grupta ilk gün değerleri ile 6. hafta değerleri arasında istatistiksel açıdan anlamlı farklılık saptanmadı. Emilebilen grupta 3. ve 6. haftalarda alınan sonuçların hem diafiz (p<0.02) hem de metafiz (p<0.02) ilk gün değerlerine oranla anlamlı derecede düşük olduğu tespit edildi. Emilebilen grubun 3. ve 6. hafta sonuçları ile diafiz ve metafiz gruplarının sonuçları arasında anlamlı fark yoktu. Makroskopik incelemede 3. haftada emilebilen ankorların yapısı olduğu gibi korunmuştu. Yalnızca sütür deliğinde ipin çekme yönünde kırılma vardı. 6. haftada ise çeperlerde inceleme ve yüzeylerde pürüzlenme gözlemlendi, ancak şekil korunmuştu. Poliglukonat içeren emilebilir tipte bir ankor kullanarak yaptığımız çalışmada elde ettiğimiz sonuçlar bu ankorların dayanma gücünün ilk 3 hafta içinde %75 oranında, 6. haftada ise %80 oranında azaldığını açıkça göstermiştir. Tespit ettiğimiz en önemli neden sütür deliğinin zayıflığıdır. Ameliyat sonrasında erken dönemde hareket verilmesi gereken cerrahi girişimler sırasında bu tipteki ankorların kullanılmamasının doğru olacağı sonucuna varılmıştır.

**Anahtar kelimeler:** TAG wedge, sütür ankor, emilebilir, ankor dayanıklılığı, çekme deneyi, tendon tamiri, poliglukonat

### Time-dependant changes in ultimate failure loads of absorbable suture anchors

Failure loads of suture anchors play a very important role during the rehabilitation programs. This study aims to find out the time-dependant variations in the loads to failure of bioabsorbable suture anchors and point of failure on a specific anchor type. Material and Method: 24 absorbable (polyglyconate) and 16 nonabsorbable wedge-type suture anchors (TAG®, Acufex) were implanted into the tibiae of 10 sheep, with 12 bioabsorbable anchors placed into the metaphysis, 12 into the diaphysis and 8 nonabsorbable anchors into the diaphysis, 8 into the metaphysis. 4 sheep, carrying 8 absorbable and 8 nonabsorbable wedges were sacrificed on the same day of implantation, 2 sheep with 8 absorbable wedges in the third week and 4 sheep with 8 absorbable and 8 nonabsorbable wedges on the sixth postoperative week. Bone blocks including the wedge anchors were prepared and buried into polymethylmetacrylate. Load to failure tests with forces applied in line with the axis of insertion were performed using an Instron machine. All implanted material were examined histologically following the tests in order to find out the point of failure at the anchor. Results: The first results taken on day zero showed suture breakage for all wedges, at an average force of 138.75±13.7 N for diaphyseal nonabsorbable wedges, at 129.75±10.1 N for diaphyseal absorbable, at 146.25±14.2 N for metaphyseal nonabsorbable and at 137.25±14.0 N for metaphyseal absorbable wedges. On the third week, suture cut-out occurred in all absorbable anchors, at an average force of 35±18.4 N for diaphyseal and at 32.5±11.6 N for metaphyseal wedges. On the 6th week, suture breakage occurred again in all nonabsorbable anchors, at an average force of 149.25±11.6 N for diaphyseal and at 126.75±18.5 N for metaphyseal wedges. Absorbable wedges placed on diaphyses exhibited however, suture cut-out at 22.5±5.0 N and those on the metaphyses at 24.0±7.7 N. For the nonabsorbable anchors, there were no statistically significant differences neither between the results obtained on 0 and 6 weeks, nor between the metaphyseal or diaphyseal insertion sites. On the contrary, for absorbable anchors, the results on the third, and sixth weeks were significantly lower as compared to week 0, both for metaphyseal (p<0.05) and diaphyseal (p<0.05) groups. Comparison between the 3rd and 6th weeks and metaphyseal and diaphyseal groups however, did not show any significant differences. Macroscopic examination of the absorbable anchor specimens on the 3rd and 6th

(1) Yelthi Koç Vakfı Amerikan Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Bölümü, Uzman Dr.

(2) İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Doç. Dr.

(3) Başkent Üniversitesi, Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Uzman Dr.

(4) PTT Eğitim Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, Uzman Dr.

(5) İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Araştırma Görevlisi

(6) İstanbul Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Cerrahi Anabilim Dalı, Doç. Dr.

(7) Bezm-i Alem Vakıf Gıvaba Hastanesi, Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği, Uzman Dr.

(8) İstanbul Üniversitesi, Veteriner Fakültesi, Veteriner Hekim, Doktora Öğr.

(9) İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Patoloji Anabilim Dalı, Uzman Dr.

(10) İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Prof. Dr.



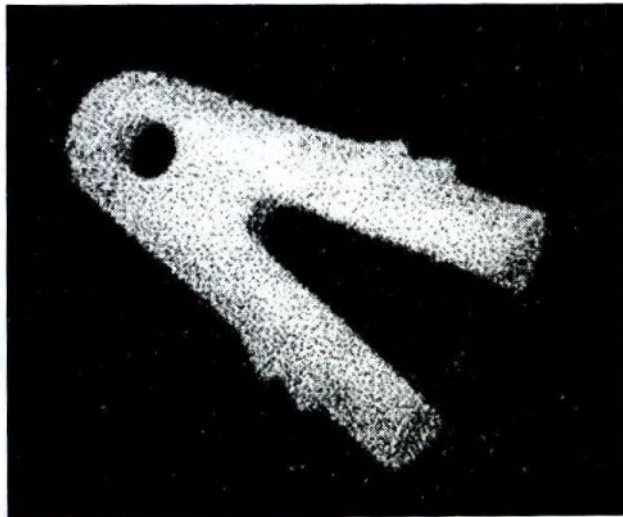
and 6th weeks revealed that the wedge was structurally intact except for a tear in the suture eyelet. Conclusion: These results show that wedge type absorbable anchor systems loose 75% of their ultimate strength within the first 3 weeks and 80% in 6 weeks, compared to their strength at insertion. The main reason for this is suture cut-out through the eyelet. It is concluded that absorbable anchors with an eyelet may not be appropriate for procedures requiring early active exercises of the operated joint.

**Keywords:** TAG wedge, suture-anchor, absorbable, load to failure, pull-out test, soft tissue fixation, polyglyconate

Sütür ankorları yumuşak dokuların kemiğe tutturulması sırasında karşılaşılan problemlerin önemli bir kısmını çözdükleri için ortopedistler arasında yoğun bir ilgi ile karşılandılar. Tanıtılmalarından kısa süre sonra değişik şekil ve biyomekanik özelliklere sahip çok sayıda ankor piyasaya çıktı. Günümüzde çalışmalar daha küçük ve emilebilir ankorların yapılması konusunda yoğunlaşmıştır.

Speer tarafından belirtildiği gibi (12), bir materyalin emilebilir ankor yapımında kullanılabilirliği değerlendirirken bazı özelliklerin olması beklenir: İdeal bir emilebilir materyal, 1. İlk günlük dayanıklılığı yumuşak dokunun kemiğe yeterince fikse edilebilmesini sağlamalıdır, 2. emilme süreci çok hızlı olmamalı, yumuşak dokuların iyileşmesi için yeterli süreyi sağlamalıdır, 3. vücut fonksiyonları ile tam olarak ve hiçbir toksik madde ortaya çıkarmadan emilmelidir.

Emilebilir ve emilmeyen ankorların ilk günlük dayanıklılıkları birçok çalışmanın konusu olmuştur. Tüm ankorların birlikte kullanıldıkları sütürlerin kopma yükünden çok daha fazlasını yerleştirildikleri gün taşıyabildikleri açık olarak gösterilmiştir (1, 3, 6, 7). Daha yeni çalışmalarda emilebilir ve emilmeyen tipteki ankorların dayanıklılığında ilk yerleştirme gününde bir fark olmadığı gözlenmiştir (3). Ancak, ikinci kriteri, emilebilir ankorların dayanıklılığında zaman içinde ortaya çıkan değişiklikleri inceleyen ayrıntılı bir çalışma yapılmamıştır. Bu çalışmanın amacı emilebilir sütür ankorlarının dayanıklılığında zaman zaman ortaya çıkan değişiklikleri in vivo bir hayvan modelinde incelemektir.



Şekil 1: Deneyde kullanılan TAG wedge tipi ankorların görünümü. Hem emilebilen hem de emilmeyen tip aynı görünüme sahiptir

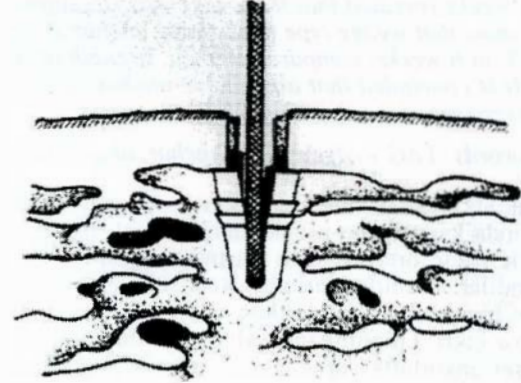
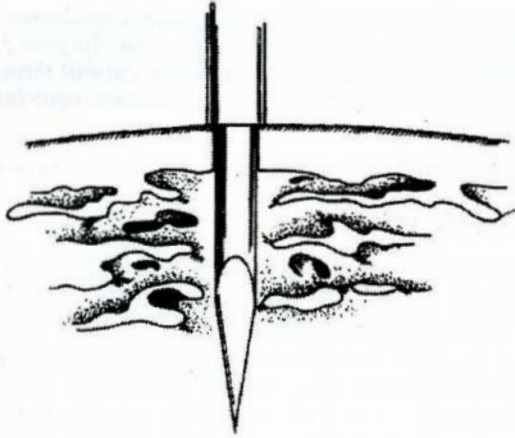
## Gereç ve yöntem

Çalışma grubu dağlıc cinsi 10 sağlıklı koyundan oluşmaktadır. Denekler ameliyat öncesi 2 hafta süreyle veteriner kontrolünde tutulmuştur. Ortalama yaşları 1 yıldır.

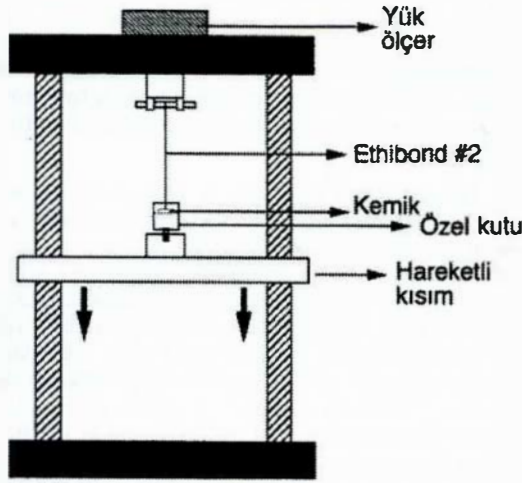
Çalışmada emilebilir ve emilmeyen tipteki 3.7 mm'lik TAG wedge ankorlar (Acufex, Mansfield, MA, ABD) kullanılmıştır (Şekil 1). Emilebilir ankorlar poliglikolik asit ve trimetilen karbonat kopolimerinden, emilmeyen tiptekiler ise poliasetal polimerinden üretilmiştir. TAG wedge ankorun emilebilir ve emilmeyen tiplerinin şekillerinin identik olması sayesinde iki grubun sonuçlarının doğrudan karşılaştırılması mümkün olabilmektedir. Poliglikonat polimerinin pirojenitesi, antijenitesi, sistemik toksisitesi, karsinojenitesi, mutajenitesi, teratojenitesi veya üreme sistemi üzerine olumsuz etkileri olmadığı gösterilmiştir (12).

10 koyunun 8'inde her iki tibiaya, biri proksimal metafizde tuberositas tibianın 0.5 cm distalinde medial yüze ve diğeri diafiz orta hattında olmak üzere ikişer adet TAG yerleştirilmiştir. Sağ tibialarına emilmeyen, sol tibialarına ise emilebilir tipteki ankorlar gömülmüştür. Diğer iki deneye ise aynı seviyelerden yalnızca emilebilir tipte ankorlar yerleştirilmiştir. Emilmeyen tipteki ankorların 3 hafta içinde herhangi bir değişikliğe uğramayacağı düşünüldüğünden 3 haftalık emilmeyen ankor grubu oluşturulmamıştır. Toplam olarak 24 emilebilir ve 16 emilmeyen tipte ankor denenmiştir. Ankorlar steril koşullar altında, ameliyat öncesinde 4 mg/kg trimetoprim - 20 mg/kg sulfometaksazol verilerek yerleştirildi. 2 cm'lik bir insizyon ile kemiğin medial yüzeyine ulaşıldı. Ankorların deliklerinden 2 numara örgülü tipte bir dikiş materyali (Ethibond, Ethicon Inc. Summerville, New Jersey, ABD) geçirildi. Bu sütürün seçilmesinin sebebi ankorun deliğinden geçebilen en kalın sütür olması ve klinik uygulamalarda tercih edilen materyal olmasıdır. Üretici firma tarafından sağlanan 3.7 mm'lik özel uç ile tibiaların medial kortekslerinde firma tarafından önerilen teknik ile delikler açıldı (Şekil 2a). Ankorların kemik yüzeyine dik olarak yerleştirilmesine özen gösterildi. İmplantasyondan sonra sütürlerden nazikçe çekilerek ankorun yerleşmesi sağlandı (Şekil 2b). Sütürler kendi üzerine katlanarak kemik üzerine yatırıldı ve cilt kapatıldı. Tüm denekler diğerleri ile karışmayacak şekilde işaretlendi. Denekler takip süresince normal günlük diyetleri ile beslendiler ve immobilize edilmediler. Ameliyat sonrası 10. günde dikişler alındı.

İki adet emilebilir ve iki adet emilmeyen tipte ankor taşıyan 8 denek her grupta 4 denek bulunan 2 gruba ayrıldı. Bu gruplardan biri implantasyonun hemen sonrasında, diğeri ameliyat sonrası 6 hafta dolunca sakrifiye edildi. Herbirinde 4 emilebilir ankor bulunan 2 denek ise 3. hafta dolunca sakrifiye edildi. Deneklerin tibialar alınarak aynı gün içinde ankoru ve ucundaki ipi içeren 3cm'lik kemik blokları kesildi. Sütür klemp ile tutulmadan sütürler çevresinde oluşmuş fibröz dokular ayıklandı. Hazırlanan



Şekil 2 a, b: Kortekste özel matkap ucu ile yuvanın açılması, b. ankorlar yerleştirildikten sonra sütürlerden çekilerek ankorun yerleşmesi sağlandı

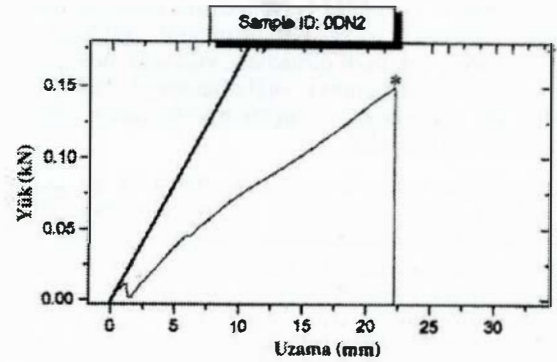


**Instron Materyal Test Cihazı**

Şekil 3: Kullanılan İnstron cihazının ve deney sisteminin şematik gösterimi.

kemik bloklar 75mmX75mmX90mm boyutlarındaki özel metal kutuların içinde sıvı haldeki kemik çimentosu içinde sütürün olduğu yüzey yukarı gelecek şekilde gömüldüler. Gömme işlemi sırasında deliğin kutunun tabanına dik durmasına dikkat edildi. Çimentonun polimerizasyonu aşamasında kemiğin ısınmasını azaltmak amacıyla ıslak bezler ile kompres uygulandı. Polimerizasyon tamamlandığında kutular +4°C'ta 1 gece saklandılar. Dayanıklılık testleri sakrifikasyonların ertesi günü uygulandı.

Çekme deneyleri bir materyal test makinesi ile (Instron model 4505, Instron Corp, Canton, MA, ABD) yapıldı. Sütürler 12 cm uzunlukta halkalar oluşturacak şekilde düğümlendi. Kutular cihazın alt çenelerine tutturuldu ve sütür halkası üst çenedeki bir çubuğa geçirildi (Şekil 3). Sütür-ankorsistemine yaklaşık 1N'lık bir ön germe yapıldıktan sonra 10 mm/dakika hızla ve sütür veya ankorda bir kopma olana kadar çekme uygulandı. Sistem 486-bazlı bir PC bilgisayarla kontrol ediliyordu. Sonuçlar da aynı bilgisayar yardımı ile toplandı. Ulaşılan en yüksek yük noktaları Newton cinsinden kaydedildi. Tüm testler için bir yük-uzama eğrisi elde edildi (Şekil 4). Testlerin ardından tüm örnekler makroskopik olarak incelendi.



Şekil 4: Elde edilen uzama-yük eğrileri için tipik bir örnek. Yüklemedeki ani düşmenin olduğu nokta (\*) o test için elde edilen sonuç olarak kabul edilmiştir. Eğrinin başlarında gözlenen çökmeler ankorun kemik içindeki hareketlerine bağlı olduğu düşünüldü.

	HAFTALAR		
	0	3	6
Emilmeyen, diafizer	138.75± 13.7	-	149.25± 11.6
Emilmeyen, metafizer	146.25± 14.2	-	126.75± 18.5
Emilebilen, diafizer	129.75± 10.1	35.0± 18.4	22.5± 5.0
Emilebilen, metafizer	137.25± 14.0	32.5± 11.6	24.0± 7.7

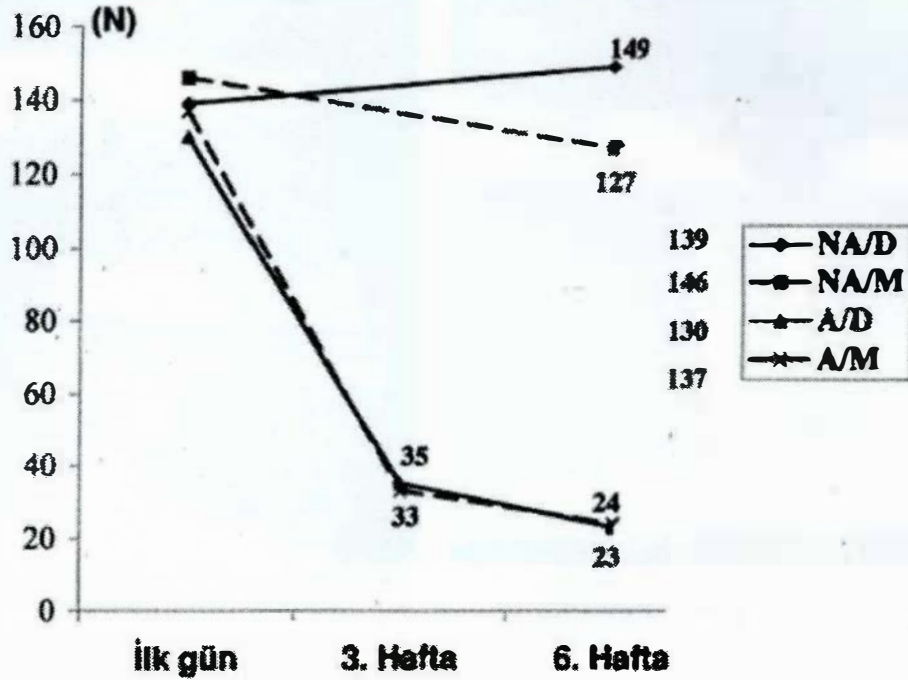
Tablo 1: Testler sonucu elde edilen verilerin gruplara göre ortalamaları ve standart hatalarının dökümü. Sonuçlar Newton cinsinden verilmiştir.

Gruplar arasındaki farklılıklar non-parametrik Wilcoxon rank-testi ile, 486 bazlı bir PC'de ve SPSS istatistik programı kullanılarak incelendi.

## Sonuçlar

Ankorların yerleştirilmesi sırasında zorluk ile karşılaşılmadı. TAG wedge'lerin oldukça basit ve standartlaşmış





Şekil 5: Elde edilen sonuçları gösteren grafik. Emilebilen grupta 3. haftadan itibaren belirgin dayanıklılık kaybı olduğu gözleniyor. NA/D: Emilmeyen, diafizer; NA/M: Emilmeyen, metafizer; A/D: Emilebilen, diafizer; A/M: Emilebilen, metafizer



Şekil 6: Diafize yerleştirilmiş emilebilir ankorun üçüncü haftada makroskopik görünümü. Ankor çevre dokudan rahatlıkla ayırt edilebiliyor ve yapı olarak korunmuş. Ancak, delikte ipin çekme yönünde bir defekt olduğu dikkati çekiyor.

bir yerleştirme tekniği olduğu düşünülürdü. Tüm denekler sakrifiye edilene kadar sorunsuz olarak takip edildi. Hiçbirinde cerrahi komplikasyon ile karşılaşılmadı. Sütürler kemik üzerinde kolayca bulundular, ancak sütürleri çevrelemiş olan fibröz dokuların sıyrılması son derece zor ve

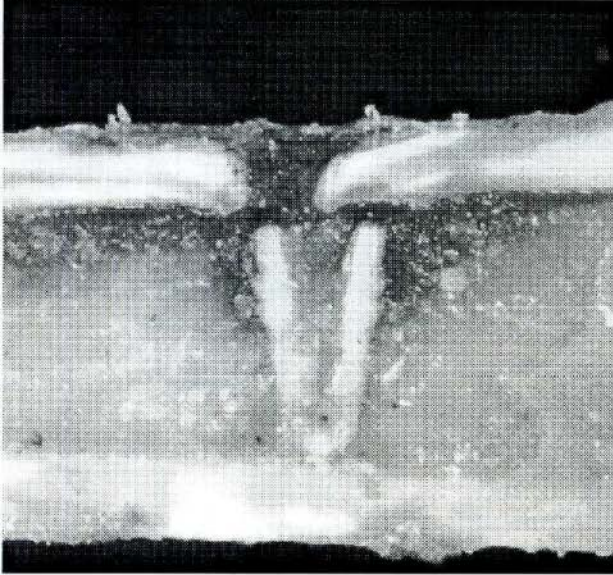
zaman alıcı bir işlemdi. Yük-uzama eğrilerinde ani düşüşün başlamasından önce ulaşılan en yüksek yük seviyesi kopma yükü olarak kabul edildi. Eğri incelendiğinde ankor-sütür sisteminde tam kopma olmadan önce bir veya daha fazla sayıda gevşeme olduğu gözlemlendi (Şekil 2).

Hem metafizdeki hem de diafizdeki tüm ankorlar implantasyon gününde sütürler kopana kadar dayandılar. Diafizdeki emilmeyen ankorlarda sütürler ortalama  $138.8 \pm 13.7$  N'da, diafizer emilen grupta  $129.8 \pm 10.1$  N'da, metafizer emilmeyen grupta  $146.3 \pm 14.2$  N'da ve metafizer emilen grupta  $137.3 \pm 14.0$  N'da koptu (Tablo 1). Sütürlerin daima düğüm seviyesinden veya hemen yakınından koptuğu dikkati çekti. Üçüncü haftada hem diafizer hem de metafizer grupta sütürler emilebilir ankorlardan sıyrıldı. Diafizer grup için elde edilen ortalama yük  $35.0 \pm 18.4$  N, metafizer grup için  $32.5 \pm 11.6$  N idi. Altıncı haftada, emilmeyen tipteki ankorların testleri yine sütür kopması ile, diafizer grupta ortalama  $149.3 \pm 11.6$  N ve metafizer grupta  $126.8 \pm 18.5$  N seviyesinde sonlandı. Emilen tipteki ankorların tümünde de yine sütürler ankorları yırtarak sıyrıldı. Diafizer grupta ortalama yük  $22.5 \pm 5.0$  N ve metafizdekilerde  $24.0 \pm 7.7$  N idi (Şekil 5).

Emilmeyen ankorlar için ne 0 ve 6. haftalarda elde edilen sonuçlar arasında, ne de metafizer ve diafizer gruplar arasında anlamlı bir farklılık tespit edilmedi. Emilebilen ankor grubunda ise 3. ve 6. haftalarda elde edilen sonuçlar ilk gün değerlerine göre anlamlı derecede düşüktü (hem metafizer hem de diafizer gruplarda tüm karşılaştırmalar için  $p < 0.05$ ). Üçüncü ve 6. haftalar arasında ve bu haftalardaki diafizer ve metafizer grupların kendi aralarındaki karşılaştırmalarda anlamlı bir fark tespit edilemedi.

Üçüncü haftada emilebilir ankorların makroskopik incelemesinde ankorların çevre dokudan rahatlıkla ayırt





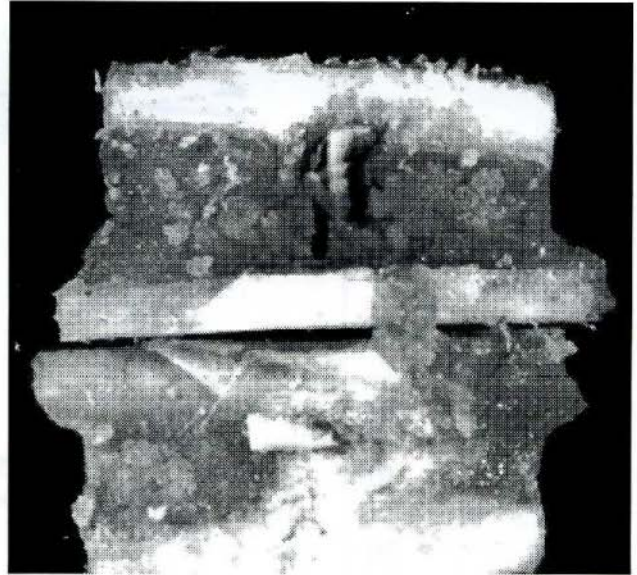
Şekil 7: Diafize yerleştirilmiş emilebilir ankorun 6. haftadaki görünümü. Ankorun şekli seçilebiliyor, ancak fibröz doku ile sıkıca çevrelenmiş. Duvarların kalınlığı azalmış. Yapıdaki tek bozukluk yine deliğin ip çekme yönündeki kayıptan ibarettir.

edilebildiği gözlemlendi (Şekil 6). Ankolar yapı olarak korunmakla birlikte deliklerinde wedge'in açıklığı yönünde, yani ipin çekme yönünde bir defekt olduğu dikkati çekmekteydi. Altıncı haftada ise ankorun şekli yine seçilebiliyordu, ancak ankor kendisini çevrelemiş olan fibröz dokudan ayrılmıyordu (Şekil 7). Yüzeyleri pürüzlenmiş duvarların kalınlığı azalmakla birlikte devamlılığı bozulmamıştı. Şekildeki tek bozukluk yine deliğin ip çekme yönündeki kayıptan ibaretti. Emilmeyen tipteki ankolar 6. haftada da ilk günkü şekillerini korumaktaydılar (Şekil 8).

## Tartışma

Sütür ankor tekniği alternatifleri olan kemik tünel yöntemi, staple'lar ve vidalara göre birçok üstünlükleri olan görece yeni bir tekniktir. İleri derecede standardize edilmiş yerleştirme teknikleri hem ameliyat süresini kısaltmakta hem de cerrahi travmayı en aza indirmektedir. Staple'ların aksine ankolar yüzeyden taşmadıkları için çıkıntılı implantlardan kaynaklanan sorunlar ile karşılaşılmaz. Ankor tekniklerinde glenoidin eklem yüzeyinin penetrasyonu riski çok daha düşüktür. İmplantın gevşemesi ve migrasyonu olasılığı diğer metalik implantlara oranla çok daha azdır. Biyomekanik deneyler de ankor sistemlerinin kemik tünel dikişlerine oranla daha üstün olduğunu göstermiştir. Burkhart'ın çalışmaları (5) fizyolojik yüklerin tekrarlanarak uygulanması durumunda tünel dikişlerinin hızla gevşediğini ispat etmiştir. Reed bu iki tekniği taze dondurulmuş insan kadavraları kullanarak karşılaştırdığında (11), ankor dikişlerin standart dikişlere oranla daha dayanıklı olduğunu ve bu durumun kemik kalitesine bağlı olarak değişmediğini buldu.

Karşılaştırmalı klinik çalışmalarda da bu dikiş teknikleri arasında anlamlı farklılık saptanmadı (8, 9). Sütür ankoların yaygın olarak kabul görmesinin ardından çalış-



Şekil 8: Diafize yerleştirilmiş emilmeyen tipte ankorun 6. haftadaki görünümü. Ankor ilk günkü şeklini korumakta.

malar farklı tiplerinin geliştirilmesi konusunda yoğunlaştı. Emilebilir ankolar bu çalışmaların bir ürünü olarak ortaya çıktı. Diğer tüm ankolarla da olduğu gibi, emilebilir bir ankorun yumuşak doku ile kemik arasında iyileşmenin gerçekleşmesine yetecek bir süre kadar gücünü koruması beklenir. Absorbable anchorların diğer anchorlardan farklı olarak, bu sürenin sonunda tamamen emilmesi ve yıkım ürünlerinin toksik olmaması amaçlanır.

Ameliyat sonrası dönemde, ankorun dayanıklılığında ki azalma ile yumuşak dokuların kemiğe bağlanması süreci arasında bir yarış devam etmektedir. Kullandığımız materyalin bu yarış dönemi içindeki özelliklerini yakından tanımamız bir zorunluluktur.

Emilebilir ankoların ilk günkü dayanıklılıkları Barber tarafından ayrıntılı olarak incelenmiştir (3). Bu çalışmanın bulgularına göre DePuy 4.5 machined, DePuy 4.5 molded, DePuy 3.5 machined, Mini screw suture anchor, Lactosorb ve Bio-Statak'ta sütürün ankordan sıyrıldığı, Stealth, Biofix, TAG wedge 2 ve 3'ün ve Bio-anchor'da ise ankorun kemikten çıktığı tespit edilmiştir. Öte yandan, tüm bu anchorlar için tespit edilen dayanma güçleri kullandığımız #2 Ethibond'un ortalama dayanma gücü olarak kabul edilen 133 N'ın üzerindedir. Dolayısıyla, ilk uygulama gününde sütür-ankor sisteminin emilebilir ankora bağlı bir nedenle bozulması beklenmemektedir.

Dayanıklılığın zaman içindeki değişimi konusunda ise çok az çalışma bulunmaktadır. Böyle bir çalışmada Expanding Suture Plug (ESP) (Arthrex) tipi ankorun yerleştirilmesinden sonraki ilk 2 hafta içinde dayanma gücünde belirgin bir düşme gözlemlenmişti (başlangıçta 117 N'dan 76 N'a) (1). Ancak, 2. haftadan sonra ankor sistemi tekrar sağlamlık kazanıyor ve 12. haftada 147 N'a ulaşıyordu. Ankorun gücündeki bu dalgalanmalar ve özellikle geç dönemdeki artışlar yazar tarafından yorumlanmadan bildirilmiştir. Emilebilir TAG wedge ile aynı kopolimerden yapılmış kanüllü bir tür çivi olan Suretac (Acufex, Mansfield, Massachusetts, ABD) üretici firma tarafından 6 hafta süreyle bir köpek modelinde in vivo olarak ince-



lenmiştir (12). Çalışmada, ilk uygulama anında ortalama eğilme yükü 23.6 kg olarak bulunmuş, 2. haftada eğilme yükü 11.6 kg'a, 3 haftada 1.2 kg'a ve 4 haftada 0.0 kg'a düşmüş, 6. haftada da 0.0 kg olarak bulunmuştur. Bu düşüş çok daha ince yapıya sahip emilebilir ankorları kullanan cerrahlar için uyarıcı nitelik taşımaktadır. Gerçekten de bazı yazarlar emilebilir ankorların iyileşme sürecinin sonuna kadar yeterli dayanıklılığı gösteremeyebileceğini iddia etmektedir (1,4). Ancak bu hipotezi incelemek amacıyla yapılmış ayrıntılı bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu in vivo çalışmanın planlanmasının amacı emilebilir anchorlarda zaman içinde ortaya çıkabileceği düşünülen dayanıklılık kayıplarını incelemektir. Koyun tibiaları hemen ciltaltına lokalize, geniş ve düz yüzeyleri sayesinde TAG ankorların hem tarifine uygun hem de standart bir şekilde koyulabilmelerini sağladı. TAG wedge'in hem emilebilir hem de emilmeyen tiplerinin aynı yapıda olması da deneyin standardizasyonuna yardımcı oldu. Bu sayede iki alt grubun sonuçlarını doğrudan karşılaştırma hakkına sahip olduk.

Omuz çevresindeki tendon ameliyatları sonrasında uygulanan rehabilitasyon programlarının çoğunda bir üst basamağa geçme kararı ameliyat sonrasında geçen süreye dayanılarak verilir. Bu basamaklar genellikle 3, 6 ve 12. haftalardır. Bu nedenle biz de çalışmada çekme deneylerini 3. ve 6. haftalarda yapmayı tercih ettik.

Çalışmada metafizer ve kortikal bölgeler ayrı ayrı gruplar olarak değerlendirilmiştir. Daha önce Carpenter ankorun kemikten çıkma yükü ile kortikal kalınlık arasında anlamlı bir bağlantı tespit etmişti (6). Barber da kortikal kemik, üzerinde korteks bulunan spongiöz kemik ve spongiöz yatak zeminlerinde yerleştirilmiş ankorların kemikten çekilme yüklerinde geniş farklılıklar buldu (2). Ayrıca, emilebilir anchorların yıkım hızının yerleştikleri bölgenin kanlanmasıyla ilgili olarak değiştiğini de bilmekteyiz. Bu gerçekler dikkate alınarak çalışmada kortikal ve metafizer bölgelerin ayrı ayrı değerlendirilmesi gerektiği düşünülmüştür. Ancak sonuçlarımız bu iki bölge arasında ne ilk gün ne de daha sonra anlamlı bir fark olmadığını açıkça göstermiştir.

Bazı eğrilerde gözlenen gevşeme yalnızca birkaç milimetre boyutlarındaydı ve genellikle testin başında ortaya çıkmaktaydı. Düşümler test başlamadan önce özenle sıkıştırılmış olduğu için bu gevşemelerin ankorun kemik içindeki dönme veya koyma gibi hareketlerine bağlı olabileceği düşünüldü. Yine de, düğümde bir kayma olması olasılığını da tam olarak ekarte edemiyoruz. Bu kısa gevşemelerin klinik önemi olmadığını düşünmekteyiz.

Çalışmamızda, 0. günde anchor-suture sistemi her iki grupta da ip kopana kadar, absorbable grubunda en az 118 N ve ortalama 134±12 N'lık, nonabsorbable grubunda ise en az 120N ve ortalama 143±14 N'lık bir yüke dayanmıştır. Bu sonuçlar anchorun birlikte kullanıldığı ipin dayanabildiği yükü ilk gün rahatlıkla taşıyabildiğini ispat etmiştir. Ancak, 3. haftada ve daha sonra elde edilen sonuçlar emilebilir ankorlardan şüphe duyanları haklı çıkarmıştır. Pierre (10) tendonun kemiğe fiksasyonunun 6. haftada sağlam tendonun taşıma gücünün üçte birine ancak ulaşabildiğini ispat etmiştir. 3 hafta yumuşak doku iyileşmesi için kabul edilebilecek en kısa süredir. 3 hafta içinde içinde metafize yerleştirilen grupta %76 ve diyafize

ze yerleştirilenlerde %73 seviyesine ulaşan dayanıklılık kaybı tamir edilen dokuların iyileşmesine vakit kalmadan ayrışacağına işaret etmektedir. Aynı şekilde 6. haftada metafizer grup %83 ve diyafizer grup %85 güç kaybetmektedir. Düşülen bu seviyeler fizyolojik yüklerin çok altındadır. Ameliyat sonrası 3 hafta içinde yapılabilecek en hafif aktif hareket dahi tamirin bozulmasına neden olacak ve klinik başarısızlıkla sonuçlanacaktır.

Deney süresince ankorlar makroskopik şekillerini korumuşlardı. İncelenen tüm emilebilir ankorlarda yırtma tipik olarak sütür deliğinin ipin çekme yönünde olmuştu. Üçüncü haftada ankorun yapısı ve kenarları olduğu gibi korunmuş iken yalnızca deliğin kırılmış olması Burkhart'ın 'en dar kesit alanı en çabuk kopacak olandır; delik çeperi ankorun gövdesi bozulmadan önce bozulacaktır' teorisini desteklemektedir (4).

Bulgularımız bir tartışmayı birlikte getirmektedir: Emilebilir ankorların dayanıklılığı artırılabilir mi? Bu soruya iki yanıt verilebilir: 1. Deliğin çeperini, en azından ipin çektiği yönde kalınlaştırmak dayanıklılığı artırabilir. 2. Daha düşük emilme hızına sahip polimerler sıyrılmayı geciktirebilir. Emilebilir ankorlar zaten kendi grupları içinde en geniş yapıya sahip olanlardır. Bir çeperin daha da kalınlaştırılması dizayn problemlerini birlikte getirebilir. Daha geç absorbe olan bir materyalin kullanılması sayesinde hem erken gevşemenin önüne geçilebileceğine hem de daha küçük ankorlar yapılabilmesinin mümkün olabileceğine inanmaktayız.

Sonuç olarak, emilebilir ankorların yalnızca ilk gün birlikte kullanıldıkları sütürlerden daha dayanıklı olduğunu söyleyebiliriz. Umulandan çok daha hızlı bir şekilde absorbe olarak kısa süre içinde zincirin en zayıf halkası haline gelmektedirler. Klinik kullanımları sırasında bu nokta muhakkak dikkate alınmalıdır.

## Kaynaklar

1. Barber FA, Cawley P, Prudich JF: Suture anchor failure strength – an in vivo study. *Arthroscopy* 9 (6):647-652, 1993.
2. Barber FA, Herbert MA, Click JN. Suture anchor strength revisited. *Arthroscopy* 12 (1):32-38;1996.
3. Barber FA, Herbert MA, Click JN: Internal fixation strength of suture anchors-update 1997. *Arthroscopy* 13(3):355-362,1997.
4. Burkhart SS. Biomechanics of rotator cuff repair: converting the ritual to a science in Dilworth W (ed): Instructional Course Lectures 47. Rosemont, IL, American Academy of Orthopaedic Surgeons, 43-50, 1998.
5. Burkhart SS, Diaz Pagan JL, Wirth MA, Athanasiou KA: Cyclic loading of anchor-based rotator cuff repairs: confirmation of the tension overload phenomenon and comparison of suture anchor fixation with transosseous fixation. *Arthroscopy* 13(6):720-724, 1997.
6. Carpenter JE, Fish DN, Huston LJ, Goldstein SA: Pull-out strength of five suture anchors. *Arthroscopy* 9(1):109-113,1993.
7. Hecker AT, Shea M, Hayhurst JO, Myers ER, Meeks LW, Hayes WC: Pull-out strength of suture anchors for rotator cuff and Bankart lesion repairs. *Am J Sports Med* 21 (6):874-879,1993.
8. Norlin R. Use of Mitek anchoring for Bankart repair: a comparative, randomized, prospective study with traditional bone sutures. *J Shoulder Elbow Surg* 3:381-385, 1994.
9. Paulos LE, Evans IK, Pinkowski JL: Anterior and antero-inferior shoulder instability: Treatment by glenoid labrum reconstruction and a modified capsular shift procedure. *J Shoulder Elbow Surg* 2: 305-313,1993.
10. Pierre PS, Olson EJ, Elliott JJ, O'Hair Tendon-healing to cortical bone compared with healing to a cancellous trough. *J Bone Joint Surg* 77 (A): 1858-1866, 1995.

11. Reed SC, Glossop N, Ogilvie-Harris DJ : Full-thickness rotator cuff tears. A biomechanical comparison of suture versus bone anchor techniques . *Am J Sports Med* 24 (1):46-48,1996.
12. Speer KP, Warren RF: Arthroscopic shoulder stabilization: a role for biodegradable materials. *Clin Orthop* 291: 67-74,1993.

\* Bu alışma İstanbul Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. Proje No:1080/031297

**Teřekkür:**

Bu çalışmaya olan katkılarından dolayı, İstanbul Tıp Fakóltesi Örtopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı Örtopedik Biomekanik Malzemeler ünitesine, Arçelik Sanayii Fabrikaları ARGE ünitesine ve Evrenler A.ř.'ine teşekkür ederiz.

**Yazıřma adresi:**

Uzman Dr. Önder İ. Kılıçoğlu  
Vehbi Koç Vakfı Amerikan Hastanesi  
Örtopedi ve Travmatoloji Bölümü  
Nişantaşı, İstanbul, Türkiye