

T.C.
Çalışma ve Sosyal Güvenlik Bakanlığı
Sosyal Sigortalar Kurumu Başkanlığı
Sağlık İşleri Genel Müdürlüğü
Göztepe Eğitim Hastanesi
Üroloji Kliniği
Klinik Şefi: Doç. Dr. Reşit Tokuç.

**IN VIVO TAVŞAN MODELİNDE STRES İNKONTİNANS CERRAHİSİNDE
KULLANILAN FARKLI SLİNG MATERYALLERİNİN DOKU REAKSİYONU
VE MESH-DOKU TUTUNMA KAPASİTELERİ İLE AYRILMA GÜCÜNÜN
KARŞILAŞTIRILMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Murat Tolga Gülpınar

İstanbul-2004

ÖNSÖZ

Hastanemiz başhekimisi Sn. Prof. Dr. Hasan Erbil'e,

Kliniğimizde bana sağladığı bilimsel çalışma ortamı, teknik olanaklar ve sürekli desteği ile

eğitimimde büyük emekleri olan değerli hocam Sn. Doç. Dr. Reşit Tokuç'a ,

İhtisasım süresince eğitimime katkıda bulunan Şef yardımcımız Sn. Op.Dr. Ali İhsan İlhan'a,

Rotasyonlarım esnasında bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım Sn. Doç. Dr. Melek Çelik'e,

Sn. Doç. Dr. Hilmi Çiftçi'ye, Sn. Doç. Dr. Faik Çelik'e ve Sn. Op. Dr. Haydar Yalman'a,

Geniş cerrahi deneyimlerini ve hayat tecrübelerini sabırla bana aktaran değerli ağabeylerim

Sn. Op. Dr. Oktay Eraltan, Sn Op. Dr. Erol Peltekoğlu, Sn. Op. Dr. Ziya Ünlüsoy, Sn. Op. Dr.

Osman Fatih Ural, Sn. Op. Dr. Ömer Faruk Memiş, Sn. Op. Dr. Erem Kaan Başok, Sn. Op.

Dr. Necmettin Atsü, Sn. Op. Dr. Cenk Gürbüz' e ,

Tez çalışmamın ilk gününden itibaren hep yanımda olan, bilgi ve deneyimlerini benden

esirgemeyen, deney hayvanları üzerinde çalışmanın tüm zorluklarını birlikte paylaştığımız

sevgili ağabeyim Sn. Op. Dr. Asif Yıldırım'a,

Birlikte eğitim yaptığımız sevgili asistan arkadaşlarıma,

Uyum içinde çalıştığımız servis ve ameliyathane hemşirelerine ve yardımcı sağlık

personeline,

Bu günlere gelmemde en büyük pay sahipleri canım anneme ve babama, çok şeyler

paylaştığım biricik kardeşime,

Hayat arkadaşşıma, canım eşim Nildan'a ve onlara ait vakitlerden çalarak çalışmalarımı

yaptığım, yaşantıma anlam katan çocuklarım Emir, Melike Ve Ömer'e

Sonsuz teşekkürler ederim.

İÇİNDEKİLER

GİRİŞ ve AMAÇ.....	1
GENEL BİLGİLER	
a.Tanımlama.....	2
b.Prevalans.....	2
c.Fonksiyonel Anatomi.....	2
d.Stres İnkontinansta Kullanılan Cerrahi Yöntemlerin Tarihçesi.....	5
e.Çalışmada Kullanılan Polipropilen Mesh Materyallerinin Makroskopik ve Mikroskopik Görüntüleri.....	9
f.Sling Materyallerinin Klasifikasyonu.....	12
g.Sling Materyallerinin Avantaj ve Dezavantajlarının Kıyaslanması.....	13
MATERYAL VE YÖNTEM.....	14
BULGULAR	
a.Makroskopik Analiz.....	18
b.Mikroskopik Analiz.....	18
c.Mesh-Doku Ayrılma Kuvvetlerinin Ölçümü.....	20
TARTIŞMA.....	24
SONUÇ.....	29
KAYNAKLAR.....	30

I.GİRİŞ-AMAÇ

Stres üriner inkontinans cerrahisinde kullanılan subüretal sling prosedürleri önceleri sadece tip III veya intrensek sfinkter yetmezliği hastalarında kullanılırken, günümüzde her tipte stres üriner inkontinans vakasında ilk tercih edilen operasyon haline gelmiştir. Sling operasyonlarında gerek poliglaktin, polipropilen, polietilen gibi sentetik, gerekse fasya lata, dura mater, rektus fasyası gibi biyolojik materyaller kullanılabilir. Bu materyallerin tümü benzer başarı oranlarına sahiptir ancak materyallerin temin edilmesinde, maliyetlerinde ve operatif risk oranlarında farklılıklar vardır. İdeal bir sling materyalinde aranan özellikler inert olma (biocompatibility), mekanik streslere rezistansın yüksek olması, yerleştirildikten sonra stabilitesini koruma ve yüksek doku tutunma kabiliyeti, infeksiyon ve enkrustasyonlara dirençli olma, sterilite, doku sıvıları ile karşılaştığında fizik yapının bozulmaması, karsinojenik olmama, insan dokusunda oluşturabileceği allerji, hipersensitivite ,yabancı cisim reaksiyonu, inflamatuvar yanıtın minimum seviyede olması şeklinde sıralanabilir. Üroloji pratiğinde en sık kullanılan polipropilen meshler ince ya da kalın fiber çaplı, monofilamanlı ya da multifilamanlı, sık ya da gevşek örgülü olabilir ve bu faktörlerin her biri immün reaksiyonları, lokal doku reaksiyonlarını etkileyebilir, farklı doku tutunma kuvvetleri oluşturabilir.

Biz de bu çalışmamızda dört farklı polipropilen mesh materyallerinin [transvaginal tension free tape (TVT), suprapubic arc (SPARC), intravaginal sling (IVS) ve Cerrahi mesh (Galmesh)] doku tutunma kapasitelerini, ayrıca her birinin ve kadaverik fasya lata'nın oluşturduğu doku reaksiyonlarını in vivo tavşan modelinde karşılaştırdık. Bu konuda yapılmış bir insan histopatolojik çalışması olmadığından hayvan çalışması ile en doğru sling materyali seçimine katkıda bulunmayı amaçladık.

II.GENEL BİLGİLER

a. Tanımlama

Stres üriner inkontinans detrüsör kontraksiyonu olmaksızın ani intraabdominal basınç artışını takiben intravezikal basıncın üretral kapanma basıncını aşması sonucu istemsiz idrar kaçırma olarak tanımlanabilir.

b. Prevalans

Ülkemizde 2000 yılında Işıkoğlu ve arkadaşlarınca yapılmış bir prevalans çalışmasında premenapozal kadın popülasyonunda %21.6, postmenapozal kadın popülasyonunun da ise %50 oranında stres üriner inkontinans tanımlanmıştır.

c. Fonksiyonel Anatomi

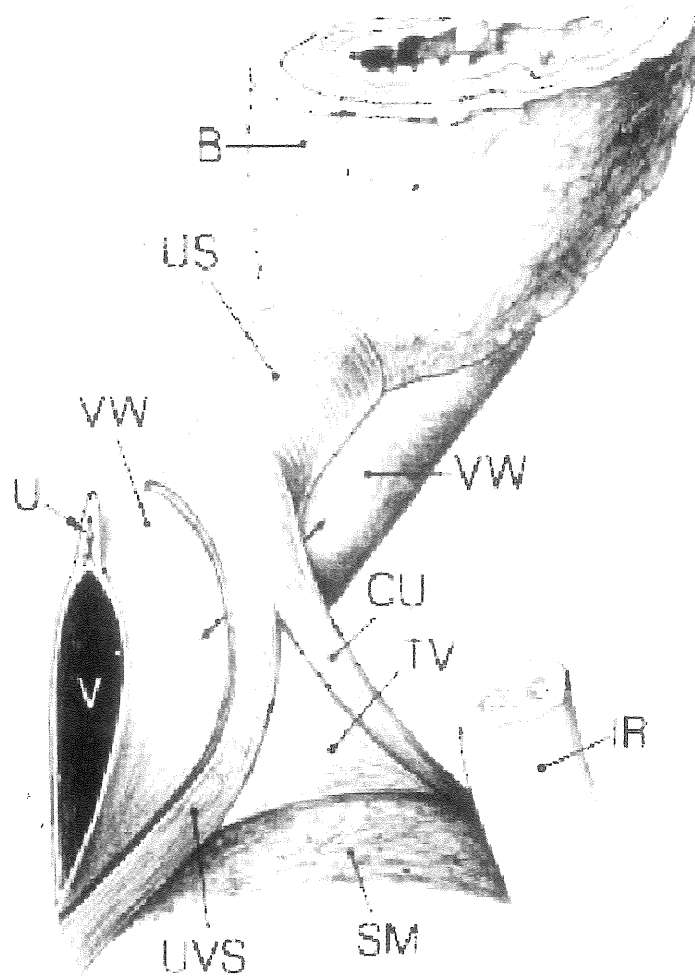
Günümüzde kontinans mekanizmasının fonksiyonel anatomisine ait bilgi eksikliği kontinansa ait cevaplanamamış soruların önündeki en büyük engeli teşkil etmektedir. Bu bölümde kadın pelvisinin fonksiyonel anatomisi bilinen yönleriyle özetlenmiştir. Kadınlar gerek üretral sfinkterik adale yapılarının erkeklere oranla doğuştan zayıflığı, gerekse doğumsal travmalar ve endokrin değişiklikler gibi nedenlerle daha çok stres inkontinans sorunu yaşamaktadırlar. Stres anında kontinansın sağlanması, mesane boynu ve üretranın anatomik desteğine, ayrıca ekstrensek sfinkterin sağlam olmasına bağlıdır. Mesane boynu ve üretranın anatomik desteğini oluşturan yapılar, levator ani kasları ve fasyaları, arkus tendineus, endopelvik fasya ve vajen ön duvarını içermektedir. Levator kasları ve fasyaları pelvik diyaframı oluştururlar. Endopelvik fasya ise vajinayı sararak arkus tendineusa tutturun bir levator fasya uzantısıdır. Arkus tendineus önde pubise, arkada spina iskiadikaya tutunan, üretranın her iki lateralinde seyreden tensil bir dokudur. Levator ani kasları pubokoksigeus, iliokoksigeus ve iskiokoksigeus olmak üzere 3 kas gurubundan oluşur. İskiokoksigeus kası ürogenital

hiatusun sürekli tonusunda sorumludur ve rektumu bir hamak şeklinde asar. Iliokoksigeus kası ise her iki arkus tendineus arasında bir hamak oluşturarak pelvis içerisindeki organları taşır. Levator kasları üretranın pelvis dışına seyrini ürogenital hiatus vasıtasıyla sağlarlar. Levator ani kasları bu fonksiyonlarıyla pelvik ligamanlar ve fasyaların yükünü önemli oranda paylaşırlar. Pelvis içerisindeki organlar endopelvik ve perivezikal fasyanın bazı kalınlaşmaları ile tutulur ve desteklenirler. Puboüretal ligaman erkekteki puboprostatik ligamanın analogu olup kollajen liflerden oluşan bir ağ üzerine yerleşmiş kolinerjik liflerle inervasyonu sağlanan düz adale yapısından oluşur. Ana vazifesi stres anında üretranın stabilitesini sağlamaktır. Bu stabiliteyi puboüretal adale ile birlikte oluştururlar. Üretranın pelvis içerisindeki asıl desteğini ise yine levator fasyaya ait bir oluşum olan üretropelvik ligaman sağlar. Üretropelvik ligaman iki yapaktan oluşur, vajinal taraftaki kısmı periüretal fasya, abdominal taraftaki kısmı endopelvik fasya olarak adlandırılır. Her iki yaprak vasıtasıyla mesane boynu ve proksimal üretra arkus tendineusa asılır. Üretropelvik ligamanın düz kas içeriği kolinerjik liflerle inerve olduğundan miksiyon anında üretal pozisyonun ayarlanmasında rolü olduğu düşünülmektedir. Mesanenin posterior desteği ise vezikopelvik fasya tarafından sağlanır. Vezikopelvik fasya da iki tabakadan oluşur. Abdominal taraftaki tabakası endopelvik, vajinal taraftaki tabakası perivezikal fasya olarak adlandırılır. (vezikopelvik fasyanın mesane ile vajen arasındaki kısmı ürojinekolojik literatürde puboservikal fasya olarak adlandırılır).

Levator ani kasları ve endopelvik fasya idrar tutma ve pelvik destek sağlama noktasında birbirleriyle koordineli çalışırlar. Stres anında batin içi organlar pelvise doğru itilirler ve üretrayı endopelvik fasya ile levator ani kaslarına yaslarlar. Aynı anda kasılan levator kasları pelvik tabanı kraniale kaldırarak üretal kapanmaya yardımcı

olurlar. Bu mekanizmanın stres tipte idrar kaçırmanın patofizyolojisinde çok önemli bir rol oynadığı düşünülmektedir.¹

Kadın üretrası ortalama 4-5 cm uzunluğunda ve 8-9 mm çapındadır, çizgili ve düz kas, submukoza ve mukoza katmanlarından oluşur. Proksimal üretrada en dışta bulunan detrusör lifleri üretra uzunluğunun %15'i boyunca seyrederek. Hemen detrusör liflerinin bitiminde rhabdosfinkter başlar ve üretranın distal 1/3'üne kadar devam eder. Üretranın proksimalden distale doğru %54-76 uzunluğunda ise ürogenital diyaframın çizgili kasları kompresör üretra ve üretrovajinal sfinkter yer alır ve eksternal üretral sfinkter olarak adlandırılır (Resim 1).



Resim 1: Çizgili ürogenital sfinkter adalesi üretral sfinkter (US), kompresör üretra (CU), üretrovajinal sfinkter (UVS), mesane (B), iskiopubik ramus (IR), düz kas (SM), transvers vajinal adale (TV), üretra (U), vajen (V), vajen duvarı (VW) ile temsil edilmiştir.

Üretranın submukozası kadında üretral koaptasyonu sağlayan ve üretral kapanma basıncının yaklaşık %30 unu oluşturan zengin bir vasküler ağa sahiptir. Bu vasküler yapı kadının östrojen seviyesi ile doğrudan ilişkilidir. Postmenapozal ya da östrojen eksikliği yaşayan kadınlarda bu vasküler yapıda atrofi ve koaptasyonda azalma izlenir. Mesane boynu ve uretral düz kas yapısının kontinansa katkısının olup olmadığı bugün için bilinmemektedir. Mesanenin dolum fazında idrar kontinansına pasif olarak katıldığı ya da miksiyon esnasında üretrayı kısaltarak boşaltımı kolaylaştırdığı yönünde teoriler öne sürülmektedir.

d. Stres İnkontinansa Kullanılan Cerrahi Yöntemlerin Tarihçesi

Stres inkontinansa yönelik cerrahi girişimler yüzyılı aşkın bir süredir uygulanmaktadır. Bu yöntemler beş ana başlık altında sınıflandırılabilir.

1. Retropubik askı ameliyatları
2. Transvajinal iğne suspansiyonu ameliyatları
3. Pubovajinal sling ameliyatları
4. Periüretral enjeksiyon ameliyatları
5. Artifisyel sfinkter ameliyatları

Retropubik askı ameliyatları anatomik inkontinanslı hastalarda mesane boynu ve proksimal üretrayı stabil hale getirme amacıyla uygulanmaktadır. Abdominal leak point pressure > 90 cmH₂O, üretra kapanma basıncı > 20 cmH₂O olan, üretral hiperbilitesi gözlenen, istirahat halinde mesane boynunun kapandığı tespit edilen, daha önce antiinkontinans cerrahisi geçirmemiş, obez olmayan, başka bir nedenle abdominal girişim planlanan (histerektomi gibi) hastalarda tercih edilen bir operasyon gurubudur. Dört ana başlık altında incelenebilirler.

- a. Marshall-Marchetti-Krantz ameliyatı: 1949 yılında Marshall ve arkadaşlarınca tanımlanan bu teknikte üretra ve periüretral vajinal duvarın pubik kemiğin periostuna fiksasyonu amaçlanır.
- b. Burch Kolposuspansiyon ameliyatı: 1961 yılında Burch, MMK ameliyatının sistoselleri ortadan kaldıramaması temelinden yola çıkarak, küçük ve orta dereceli sistosellerin de onarılabildiği bu retropubik suspansiyon ameliyatını tarifledi. Bu teknikte mesane boynundan başlayan suturler pubik kemik yerine Cooper ligamanına tespit edilirler.
- c. Richardson Paravajinal Tamir ameliyatı: 1976 yılında Richardson lateral endopelvik defekler sonucu oluşan sistosellerin tamiri ile inkontinansın düzeltilebileceğini öne sürdü. 1986 yılında ise Turner-Warwick vajinoobturator shelf tamiri adını verdiği tekniğini geliştirdi. Bu teknikte de amaç puboservikal fasyanın arcus tendineusa fiksasyonudur.
- d. Laparoskopik Retropubik Askı ameliyatları: 1991 yılında Vancaille ve Schuessler ilk kez MMK operasyonunu laparoskopik olarak gerçekleştirerek bir ilke imza attılar. Bu tarihten sonra hem Burch hem de paravajinal tamir ameliyatları laparoskopik olarak yapılmaya başlandı.

Transvajinal iğne ile mesane boynu suspansiyonu ameliyatları, 1959' da Pereyranın tel suturler kullanması ile başladı. Kullanılan suture ve graft materyalleri, suturlerin sayısı ve yerleri, taşıyıcı iğneler, periüretral diseksiyonun genişliğinde yapılan varyasyonlarla hızla çeşitlendi. Stamey 1973 yılında endoskopik iğne suspansiyonunu tanımladı. Bu teknik askı ameliyatlarına üç yenilik katmıştır. Bunlar, suturlerin mesaneden geçip geçmediğinin endoskopik kontrolü, suture kesmesinin önüne geçmek için dakron tüplerin kullanılması ve suturlerin taşınması için Stamey iğnesinin kullanılmasıdır. 1981 yılında Raz , Pereyra tekniğini vajen ön duvarına ters U insizyonu ile geniş ekspojuz sağlanması

ve endopelvik fasya perfore edilerek üretröpelvik ligaman ve veziköpelvik fasyadan geçilen suturlerin suprapubik alandan parmak klavuzluğunda indirilen iğne ile taşınmasını tarifleyerek tekrar modifiye etmiştir. Gittes ve Loughlin 1987 yılında başka bir modifikasyonu tariflemiştir. Bu teknikte vajinal bir insizyon yapılmaksızın vajinal duvar ve paraüretal dokudan geçen helisiyal suturler bir askı iğnesi vasıtasıyla suprapubik alana çıkartılıp tespit edilir.²

Periüretal enjeksiyon ameliyatları, proksimal üretradaki submukozal dokunun enjekte edilen madde ile artırılarak mukozal koaptasyonun ve dolayısıyla üretal kapanma basıncının artırılması prensibine dayanır. Bu tekniğe dair ilk rapor Murless tarafından 1938 yılında sodyum morrhuate kullanımına aittir. Quackels 1955' te parafin enjeksiyonunu, Sachse 1963'te dondren enjeksiyonunu yayınladı. 1973 yılında Berg politetraforetileni kullandı. DeLustro ve arkadaşları 1991' de glüteraldehit cross-linked bovine collagen kullanımını bildirdiler. Görüldüğü gibi enjeksiyon amaçlı birçok sentetik materyal kullanılabilir. Ayrıca otolog kan ürünleri(Appell 1994) ve yağ dokusu (Gonzales 1989) bu amaçla kullanılabilir.³

Artifisyonel üriner sfinkter ameliyatları kadın hastalarda sıklıkla uygulanan bir yöntem değildir.

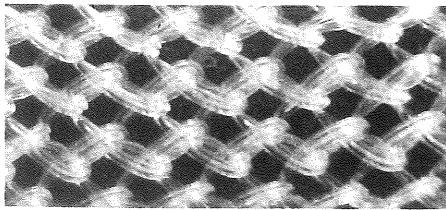
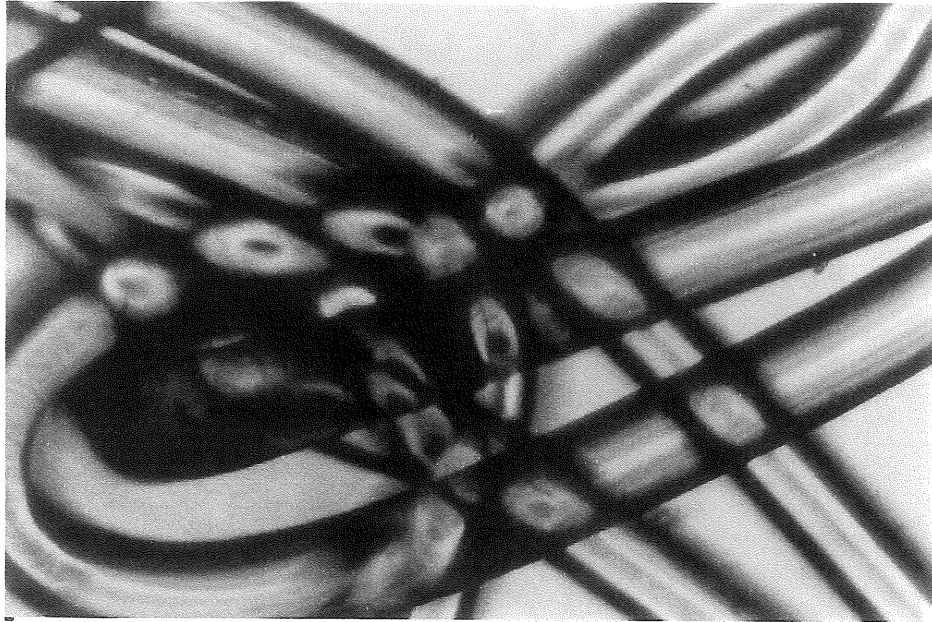
Pubovajinal sling ameliyatları özellikle intrensek sfinkter yetmezliği olan stres inkontinanslarda kullanılan, ancak tip I ve II inkontinansda da tercih edilme sıklığı giderek artan bir operasyon tipidir. Subüretal prosedürler yüzyılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır. İlk kez 1888' de Schultze tarafından tanımlanmıştır.⁴ Von Giordano 1907 de gracilis adalesini, Goebel pyramidal adeleyi kullanarak ilk slingleri gerçekleştirdiler.⁵ İlk fasyal sling 1933 te Price tarafından tanımlandı.⁶ 1940 lı yıllarda bir ürolog olan Millen ve bir jinekolog olan Aldridge rektus fasyasının sling olarak kullanımını geliştirdiler.⁷ McGuire bu prosedüre ait oldukça geniş bir seriyi yayınlayarak bu konseptin ürolojide popularize

olmasını sağladı.⁸ 1970 lere kadar stres üriner inkontinans için standart operasyon tekniği anterior kolporafi idi. Ancak bu dönemde anterior kolporafinin stres üriner inkontinansın en azından bazı formları için yetersiz bir tedavi olduğunu bildiren erken sonuçlar ileri sürüldü. Aldrige ve Jeffcoate 1950 li yıllarda, anterior kolporafiden daha fazlası gerektiğinde slinglerin kullanılması gerektiğini ileri sürdüler. Millen ve Read nörojenik ya da genital prolapsusla ilişkili inkontinanslarda slinglerin kontrendike olduğunu düşünüyorlardı. 1970' lere gelindiğinde ise birçok araştırmacı, iyi desteklenmiş üretralarla sonuçlanan operasyonlardan sonra, birbirlerinden bağımsız olarak stres üriner inkontinansın üretral hipermobile olmaksızın da meydana gelebileceğini tasdik ettiler. 1974 te Robertson zayıf kapanma ile karakterize olan stove pipe (soba borusu) üretrayı tanımladı. 1962 de Gren, 1970 de Hodgkinson iyi destekli üretraların yükselen abdominal basınç ile kaçırabildiklerini radyolojik olarak tespit ettiler. McGuire 1981 de daha önce stres inkontinans nedeniyle cerrahi geçirmemiş 414 kadın ile 234 cerrahi girişim sonrası persistan stres inkontinanslı kadının ürodinamik ve radyografik bulgularını yayınladı. Bu çalışmada daha önce birden fazla cerrahi müdahale görmüş kadınların %75 inde tip III stres inkontinans olduğu ve tip III stres üriner inkontinansın operatif başarısızlık ile ilişkili olduğu ileri sürüldü. 1989 da Raz vajinal wall sling tekniğini tarifledi. Bu teknikte orta hatta oluşturulan bir vagen flebi hamak amacı ile kullanılır. 1996 yılında Ulmsten ve arkadaşları midüretral kontinans mekanizmasına odaklanan tension free vaginal tape tekniğini geliştirdiler. Bu teknik kolay uygulanabilir olması, öğrenme eğrisinin kısa olması, lokal anestezi ile uygulamaya olanak tanınması, kısa operatif süre ve düşük morbidite-yüksek başarı oranları ile kısa sürede popülerize olarak yaygın bir kullanım alanına sahip oldu.⁹ Sentetik materyallerin kullanımı önce abdominal duvar rekonstrüksiyonları ve herni cerrahisinde, sonra vasküler cerrahide ve ardından diğer dallarda oldu. Geçen yüzyılın sonlarına doğru Almanya'da ilk kez silver mesh kullanıldı, 1903'te ise Amerika Birleşik

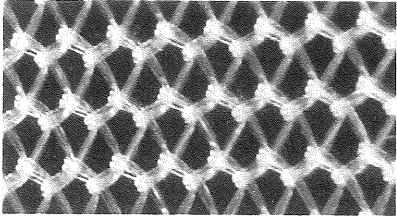
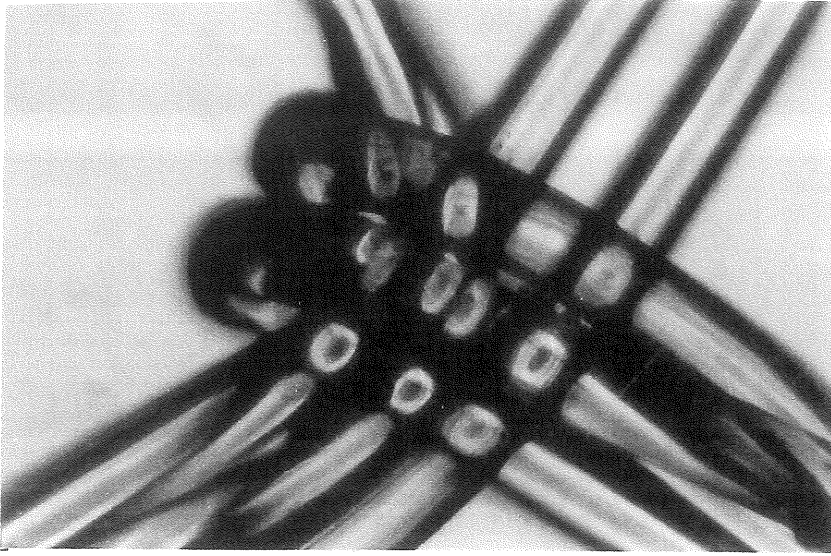
Devletleri bu maddeyi benimsedi. Ancak doku sıvıları ile temas ettiğinde korode olduğunun saptanması üzerine 1940 larda yerini inert metal tantalyuma bıraktı. 1950'lerde Tantalyumun tekrarlayan fleksiyon hareketleri sonrasında fragmante olduğu anlaşıldı. 1960'larda ince barsak fistülü, ciltte ve peritonda ülserasyon ve erozyon gibi ciddi komplikasyonları bildirildi. 1960'ların başlarında abdominal duvar onarımında kullanılmak üzere sentetik polimerler keşfedildi. Geçmişten günümüze marlex, mersilen, teflon, silastik, naylon, politetrafloretillen, polipropilen, poliglaktin, polipropilen+poliglaktin gibi birçok sentetik materyaller; kadaverik fasya lata ve dura mater gibi allogreftler ve domuz ince barsak mukozası, dermisi gibi xenogreftler sling cerrahisinde kullanılmışlardır. ^{10, 11}

e. Çalışmada kullanılan polipropilen mesh materyallerinin makroskopik ve mikroskopik görüntüleri:

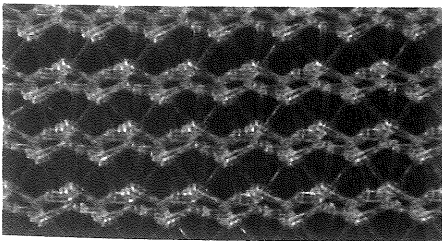
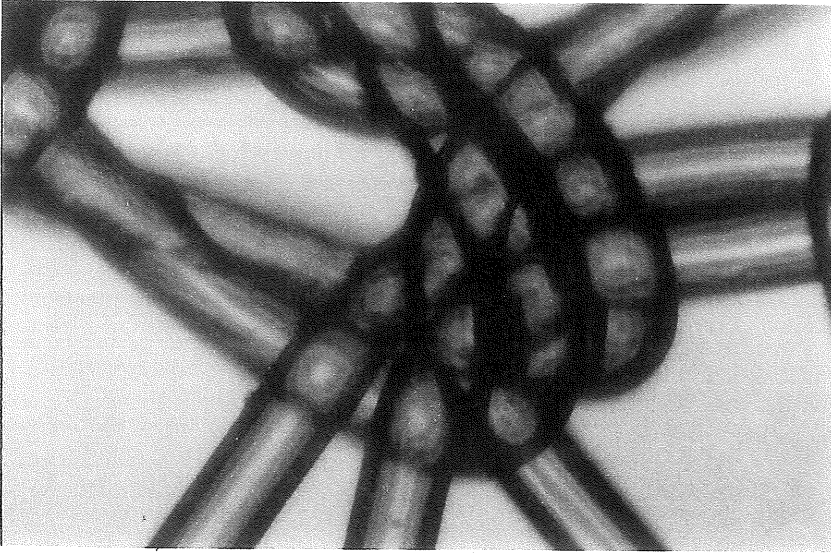
SPARC'ın örgü yapısı



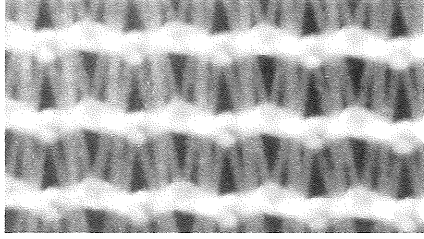
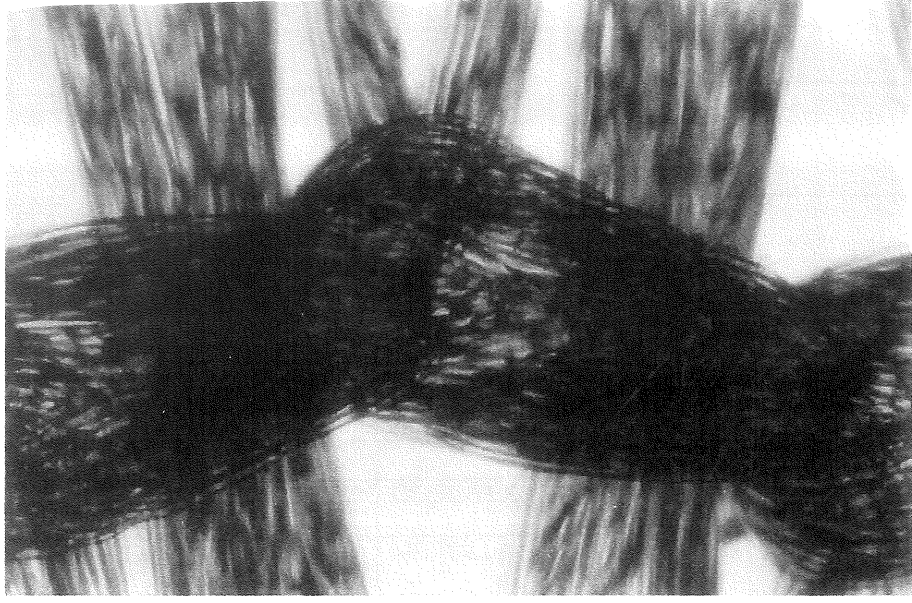
TVT'nin örgü yapısı



Cerrahi mesh'in örgü yapısı



IVS'in örgü yapısı



f.Sling materyallerinin klasifikasyonu

Sling materyallerinin klasifikasyonu tablo 1'de belirtilmiştir.

TIP	İÇERİK	TİCARİ İSMİ	FLAMAN TİPİ	POR ÇAPI
SENTETİK				MİCRO <75µm MACRO >75µm
TİP I	POLİPROPİLEN POLİPROPİLEN/POLİGLAKTİN POLİGLAKTİN	PROLENE MARLEX ATRIUM VYPRO VICRYL	MONOFLAMAN MONOFLAMAN MONOFLAMAN MONOFLAMAN/MULTİFLAMAN MULTİFLAMAN	MACRO MACRO MACRO MACRO MACRO
TİP II	EXPANDED PTFE	GORE-TEX	MULTİFLAMAN	MİCRO
TİP III	POLİETİLEN	MERSİLEN	MULTİFLAMAN	MİCRO/MACRO
TİP IV	POLİPROPİLEN SHEET	CELLGARD	MONOFLAMAN	SUBMİCRO
BIYOLOJİK				
XENOGRAFT	DOMUZ İNCE BARSAĞI SIĞIR PERİKARDI	SIS PELVİCOL		
ALLOGRAFT	DURA MATER FASYA LATA			
OTOLOG	REKTUS SHEET FASYA LATA VAJEN MUKOZASI			

Tablo-1: Sling materyallerinin klasifikasyonu

g. Sling materyallerinin avantaj ve dezavantajlarının kıyaslanması

Sling materyallerinin avantaj ve dezavantajları tablo 2'de belirtilmiştir.¹²

MATERYAL	AVANTAJ	DEZAVANTAJ
SENTETİK	BASİT CERRAHİ TEKNİK TEORİK OLARAK ENFEKSİYÖZ HASTALIK TRANSMİSYONU RİSKİ YOK	EROZYON ENFEKSİYON MALİYET
OTOLOG	UZUN DÖNEM TAKİP SONUÇLARI MEVCUT SENTETİK MATERYALLERE GÖRE DÜŞÜK ENFEKSİYON RİSKİ DÜŞÜK MALİYET	AĞRI PERİOP. MORBİDİTE KONAKÇI FAKTÖR
ALLOGRAFT	BASİT CERRAHİ TEKNİK SENTETİK MATERYALLERE GÖRE DÜŞÜK ENFEKSİYON RİSKİ	EROZYON TRANSMİSYON RİSKİ MALİYET KONAKÇI FAKTÖR
XENOGRAFT	BASİT CERRAHİ TEKNİK SENTETİK MATERYALLERE GÖRE DÜŞÜK ENFEKSİYON RİSKİ	EROZYON TRANSMİSYON RİSKİ MALİYET

Tablo-2: Sling materyallerinin avantajları ve dezavantajları

III. MATERYAL VE YÖNTEM

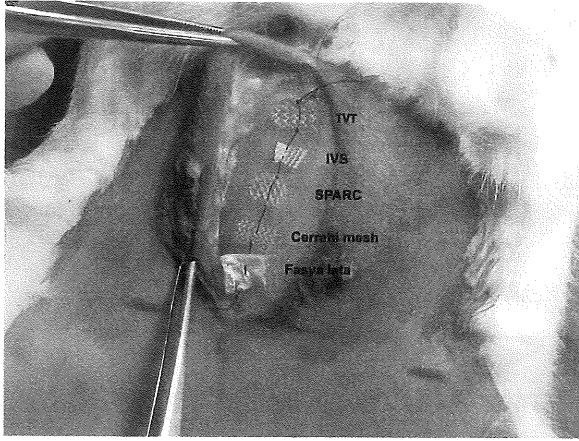
Bu çalışma Marmara Üniversitesi Tıp Fakültesi Deney Hayvanı Etik Kurulu'ndan onay alındıktan sonra Marmara Üniversitesi Deneysel Araştırma ve Hayvan Laboratuvarı'nda gerçekleştirilmiştir. Yirmi adet erişkin, 2000-3000 gram ağırlığında, dişi, beyaz Yeni Zelanda tavşanı cerrahi girişimden on gün önce çevre koşullarına uyumları amaçlanarak laboratuvar koşullarında karantina altına alındı. Çalışmamızda kullanılan materyallerin ticari isimleri ve lot numaraları tablo 3'te belirtilmiştir.

TVT	TVT DEVICE, LOT 970171
SPARC	AMS, SPARC SLING SYSTEM, LOT 342533017
IVS	TYCO HEALTHCARE, LOT 0302038-13
CERRAHİ MESH	GALMESH, GALLINI MEDICAL DEVICE, LOTM2139
KADAVERİK FASYA LATA	TUTOGEN MEDICAL GmbH, TUTOPLAST® FASCIA LATA, LOT K7404

Tablo-3: Ticari isim ve lot numaraları tablosu

Yirmi yeni Zelanda tavşanından beşer tavşan içeren dört grup oluşturuldu; Grup 1 (2. gün), grup 2 (7. gün), grup 3 (15. gün) ve grup 4 (30. gün). Anestezi 50 mg/kg ketamin ile 5 mg/kg xylazin karışımının intramusküler uygulanmasıyla sağlandı. 50 mg/kg sefaperazon ile profilaksi uygulanmasını takiben tavşanların karın ve uyluk bölgeleri traş edildi (Resim 2).

Resim 2: Tavşanların operasyona hazırlık aşaması



Resim 3: doku reaksiyonu için sling materyallerinin yerleştirilmesi

Antiseptik koşullar altında tavşanların anterior abdominal adalelerini tanımlayabilecek şekilde, orta hattan insizyon yapıldı. 0,5x1 cm'lik TVT, IVS, SPARC, Fasya lata ve cerrahi mesh'ten parçalar oluşturularak bu parçalar bir şablon dahilinde 4/0 poliglaktin suturelerle adaleye tespit edilerek, cilt ve ciltaltı dokular 3/0 cat gut suture ile dikildi (Resim 3).

Daha sonra her iki alt ekstremitenin medial yüzlerine 1,5 cm uzunluğunda dört adet subfasyal tünel oluşturuldu (Resim 4).

Resim 4: subfasial tünel oluşturulması



Oluşturulan bu tünellere yine bir şablon dahilinde polipropilen meshler yerleştirilerek 4/0 poliglaktin sutur ile tek bir noktadan migrasyonu engellemek amacıyla tespit edildi, fasya ile cilt 3/0 cat gut ile dikildi. İnsizyona povidone-iodine uygulanarak denekler rehabilitasyona alındı.

İkinci günde grup 1, 7.günde grup 2, 15.günde grup 3 ve 30. günde grup 4 yeniden anestezi verilerek, abdominal bölgeye yerleştirilen beş farklı sling materyali etrafındaki doku ile birlikte çıkarılarak %10 formaldehit solüsyonu ile fixe edilip parafine gömüldüler. Aynı zamanda, uyluk bölgesindeki tünellere yerleştirilen meshlerin tespit suturleri kesilerek distal uçları klemp vasıtasıyla tutulup dokudan ayrılıncaya kadar ağırlık uygulanarak mesh-doku ayrılma kuvvetleri ölçüldü. Bu işlem sırasında her bir materyalin fasya'dan ayrılmasına yol açan ağırlık, gram basamağında ölçülerek kaydedildi.

Parafine gömülen parçalar 5 µm kesitler alınarak hematoxilen&eoziin boyası ile boyanıp, sling materyali ile doku arasındaki reaksiyonlar ve histolojik değişiklikler ışık mikroskopisi altında değerlendirildi. İnflamatuvar yanıt ve yumuşak doku reaksiyonunun morfometrik değerlendirmesi kantitatif hücre analizi ile yapıldı.

Kantitatif Hücre Analiz Skalası:

Polimorf nüveli lökosit infiltrasyonu:

- Grade 0: yok
- Grade 1: dağınık PMN lök.
- Grade 2: küçük abse odakları
- Grade 3: yoğun PMN lök. infiltrasyonu, nükleer kırıntılar.

Fibrozis:

- Grade 0: yok
- Grade 1: hafif-orta derece
- Grade 2: orta-belirgin derecede

Kas infiltrasyonu:

- Grade 0: yok
- Grade 1: kas infiltrasyonu <%20
- Grade 2: kas infiltrasyonu >%20

İstatiksel analizler için Statistical Package for Social Sciences (SPSS-11.5) yazılımı kullanıldı. Gruplar arasındaki istatistiksel anlamlılık Kruskal-Wallis testi ve Mann-Whitney testi ile değerlendirildi.

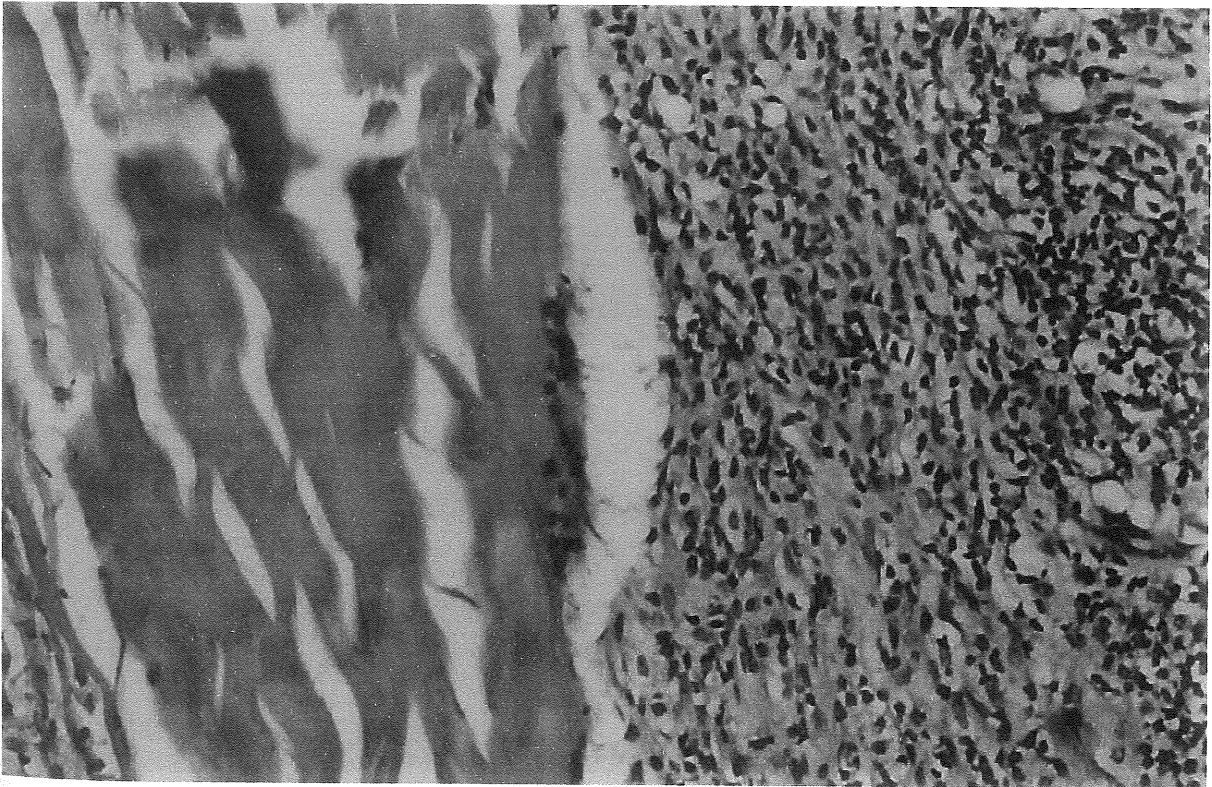
IV. BULGULAR

a. Makroskopik analiz:

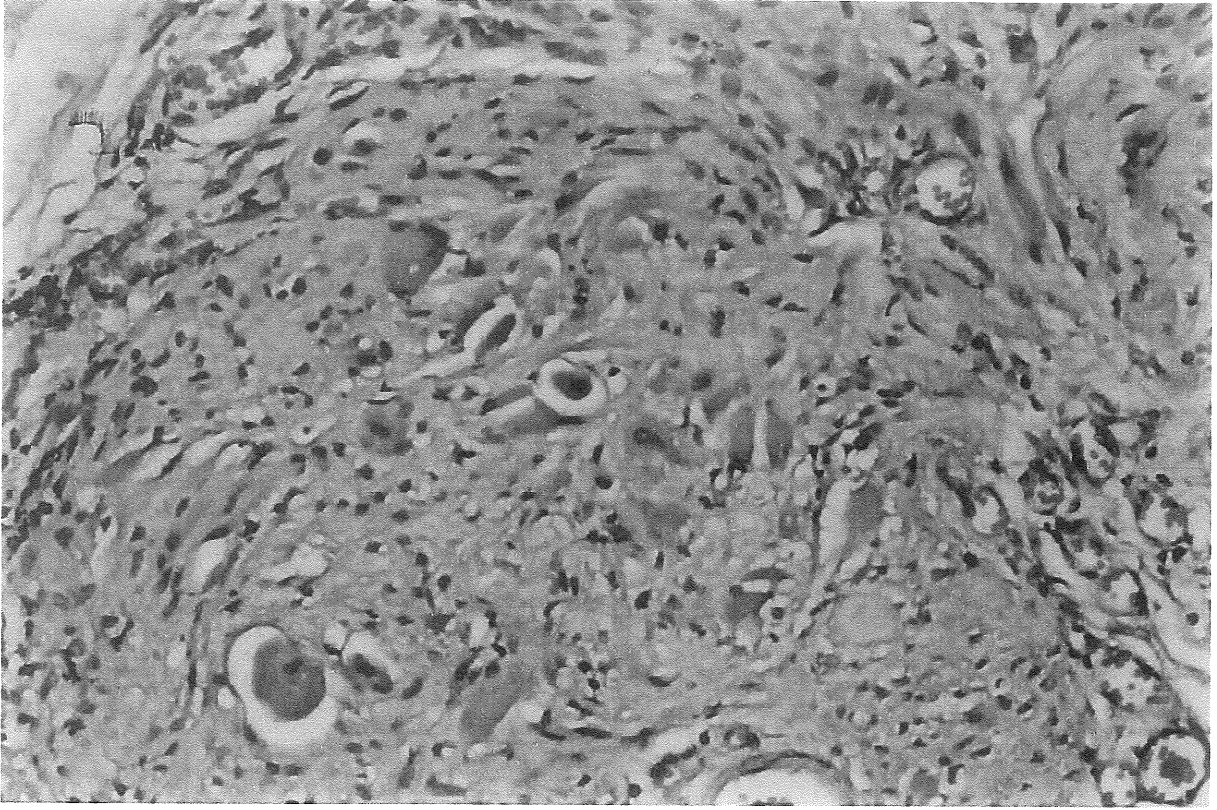
Hiçbir denekte protez rejeksiyonu ya da enfeksiyonu izlenmedi, subkutanöz seroma gelişmedi. Implantasyon sonrası 15. günde tüm deneklerin abdominal adeleleriyle mesh materyali arasında temel adhezyon formasyonunun olduğu görüldü. IVS mesh filaman yapısı diğer 3 mesh'ten farklılık göstermektedir. Tüm gruplarda fasya lata dahil protez-doku ayrımı yapılabilmekteydi.

b. Mikroskopik analiz:

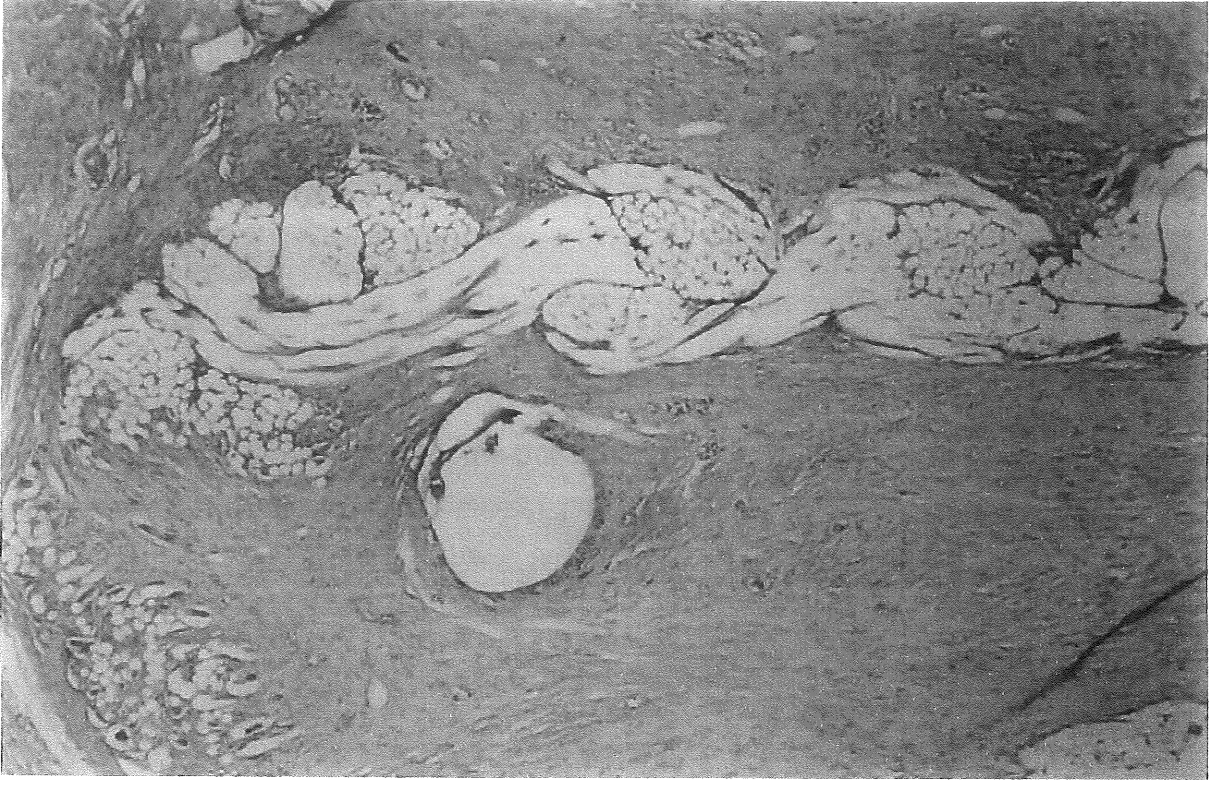
Mikroskopik analizin tümü aynı patolog tarafından, örneklerin orijini belirtilmeden incelendi. Işık mikroskopisi, implantasyondan sonraki ikinci ve yedinci günlerde mesh fiberleri arasında akut inflamasyonla karakterize uniform doku reaksiyonunu ortaya koydu. Selüler infiltrasyon, bu safhada predominant olarak polimorf granulositlerden (PMN) oluşuyordu (Resim 6).



Resim 6: Kadaverik fasya lata çevresinde PMN lökosit infiltrasyonu



Resim 7: Kas infiltrasyonu



Resim 8: Mesh çevresinde fibrotik reaksiyon

Onbeşinci ve otuzuncu günlerdeki incelemelerde tüm materyallerde predominan reaksiyonun fibrozis, kas infiltrasyonu olduğu ve fasya lata haricinde hiçbir örnekte akut inflamasyon olmadığı ortaya konuldu (Resim 7, 8).

c. Mesh-doku ayrılma kuvvetlerinin ölçümü:

Dört farklı mesh materyalinin ikinci, yedinci, onbeşinci ve otuzuncu günlerdeki doku-mesh ayrılma kuvvetleri tabloda listelenmiştir. Ortalama ayrılma kuvvetleri ikinci günde TVT de 291,6 gr / IVS te 92,8 gr / SPARC ta 178,4 gr / cerrahi polipropilen mesh te 188,4 gr, yedinci günde TVT de 840,0 gr / IVS te 280,0 gr / SPARC ta 860,0 gr / cerrahi polipropilen mesh te 510,0 gr, onbeşinci günde TVT de 1930,0 gr / IVS te 1070,0 gr / SPARC ta 1390,0 gr / cerrahi polipropilen mesh te 1290,0 gr, otuzuncu günde TVTde 2390,0 gr / IVS te 1510,0 gr / SPARC ta 2160,0 gr / cerrahi polipropilen mesh te 1850,0 gr olarak ölçüldü (Tablo 2, Grafik 1).

Mesh-doku tutunma kuvvetleri istatistiksel olarak değerlendirildiğinde TVT-İVS arasında 2., 7., 15. ve 30. günlerde istatistiksel fark mevcuttur ($p < 0,05$). Bu fark özellikle en çok önem arzeden 2. günde, ve ayrıca 15.-30. günlerde daha da anlamlıdır ($p < 0,01$). İVS-SPARC arasında 7. ve 30. günlerde; SPARC-Cerrahi mesh arasında ise 6. günde istatistiksel fark saptanmıştır ($p < 0,05$) (Tablo 3).

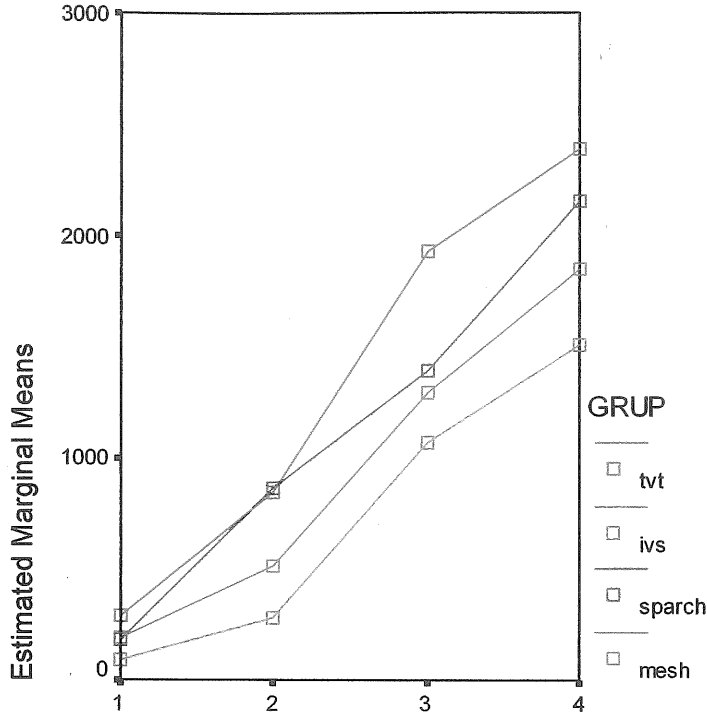
Tablo 2: Mesh'lerin ortalama mesh-doku tutunma güçleri.

GRUP	FACTOR 1	Mean	Std. Error	95% Confidence Interval	
				Lower Bound	Upper Bound
tvT	2. gün	291,600	32,677	222,328	360,872
	7. gün	840,000	81,317	667,615	1012,385
	15. gün	1930,000	176,953	1554,876	2305,124
	30. gün	2390,000	130,192	2114,005	2665,995
ivs	2. gün	92,800	32,677	23,528	162,072
	7. gün	280,000	81,317	107,615	452,385
	15. gün	1070,000	176,953	694,876	1445,124
	30. gün	1510,000	130,192	1234,005	1785,995
sparc	2. gün	178,400	32,677	109,128	247,672
	7. gün	860,000	81,317	687,615	1032,385
	15. gün	1390,000	176,953	1014,876	1765,124
	30. gün	2160,000	130,192	1884,005	2435,995
mesh	2. gün	188,400	32,677	119,128	257,672
	7. gün	510,000	81,317	337,615	682,385
	15. gün	1290,000	176,953	914,876	1665,124
	30. gün	1850,000	130,192	1574,005	2125,995

Tablo 3: Mesh'lerin ortalama mesh-doku tutunma güçleri. (mesh'in fasyadan ayrılması için uygulanması gereken gram cinsinden ağırlık miktarları)

GRUP	2.GÜN	7.GÜN	15.GÜN	30.GÜN
TVT	291,6	840,0	1930,0	2390,0
İVS	92,8	280,0	1070,0	1510,0
SPARC	178,4	860,0	1390,0	2160,0
MESH	188,4	510,0	1290,0	1850,0

Grafik 1: mesh'lerin mesh-doku tutunma güçleri



Tablo 4: Sling materyallerinin mesh-doku tutunma kuvvetleri arasındaki istatistiksel değerlendirmeler

TVT-IVS

	2. gün	7. gün	15. gün	30. gün
Mann-Whitney U	,000	,500	,000	,000
Wilcoxon W	15,000	15,500	15,000	15,000
Z	-2,611	-2,538	-2,619	-2,611
Asymp. Sig. (2-tailed)	,009	,011	,009	,009
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,008(a)	,008(a)	,008(a)	,008(a)

a Not corrected for ties.

b Grouping Variable: GRUP

TVT-SPARC

	2. gün	7. gün	15. gün	30. gün
Mann-Whitney U	4,000	11,000	3,000	7,000
Wilcoxon W	19,000	26,000	18,000	22,000
Z	-1,776	-,317	-2,015	-1,156
Asymp. Sig. (2-tailed)	,076	,751	,044	,248
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,095(a)	,841(a)	,056(a)	,310(a)

a Not corrected for ties.

b Grouping Variable: GRUP

TVT-Cerrahi mesh

	2. gün	7. gün	15. gün	30. gün
Mann-Whitney U	4,000	4,000	4,000	3,000
Wilcoxon W	19,000	19,000	19,000	18,000
Z	-1,776	-1,786	-1,781	-1,984
Asymp. Sig. (2-tailed)	,076	,074	,075	,047
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,095(a)	,095(a)	,095(a)	,056(a)

a Not corrected for ties.
b Grouping Variable: GRUP

IVS-SPARC

	2. gün	7. gün	15. gün	30. gün
Mann-Whitney U	5,000	,000	5,000	,000
Wilcoxon W	20,000	15,000	20,000	15,000
Z	-1,567	-2,627	-1,571	-2,611
Asymp. Sig. (2-tailed)	,117	,009	,116	,009
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,151(a)	,008(a)	,151(a)	,008(a)

a Not corrected for ties.
b Grouping Variable: GRUP

SPARC-Cerrahi mesh

	2. gün	7. gün	15. gün	30. gün
Mann-Whitney U	11,500	,000	8,000	6,500
Wilcoxon W	26,500	15,000	23,000	21,500
Z	-,210	-2,619	-,943	-1,257
Asymp. Sig. (2-tailed)	,834	,009	,346	,209
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,841(a)	,008(a)	,421(a)	,222(a)

a Not corrected for ties.
b Grouping Variable: GRUP

IVS-Cerrahi mesh

	2. gün	7. gün	15. gün	30. gün
Mann-Whitney U	2,000	4,000	7,000	4,000
Wilcoxon W	17,000	19,000	22,000	19,000
Z	-2,193	-1,809	-1,156	-1,786
Asymp. Sig. (2-tailed)	,028	,070	,248	,074
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,032(a)	,095(a)	,310(a)	,095(a)

a Not corrected for ties.
b Grouping Variable: GRUP

V. TARTIŞMA

Subüretal sling prosedürleri günümüzde stres üriner inkontinans cerrahisinde yaygın olarak kullanılmakta ve en iyi uzun dönem sonuçlarını vermektedir. Bu prosedürlerde kullanılmak üzere otolog fasyalardan allogreft fasyalara, xenograft ürünlerden sentetik meshlere kadar birçok ürün tavsiye edilmektedir. Bahsedilen ürünlerin hepsinde benzer başarı oranları bildirilmektedir ancak maliyetleri, uygulamaya ait riskleri ve temin edilebilirlikleri farklı oranlardadır.

İdeal sling materyali inert, mekanik etkilere karşı rezistan, implantasyon sonrası stabilitesini koruyan, doku sıvılarıyla temas sonrası fizik yapısını koruyabilen, yüksek doku tutunma kapasitesine sahip, enfeksiyonlara-enkrustasyonlara dirençli, nonkarsinojen, nonallerjik, minimum doku reaksiyonu oluşturan ve steril olan materyaldir. Ancak günümüzde, bahsedilen ideal karakterleri karşılayan bir materyal mevcut değildir. Yabancı maddelerin insan vücudunda kullanımı biyokompatibilite ve enfeksiyon-erozyon gibi potansiyel problemlerin artmasına neden olurlar.¹³ Ürolojik cerrahi pratiğinde yaygın olarak kullanılan polipropilen meshler farklı flaman çaplarına, mono veya multiflaman fiberlere, farklı ağırlıklara sahip olabilir ve uygulandıkları dokularda farklı reaksiyonlara yol açabilirler. Mesh materyalinin por çapı ve örgü yapısı protezin fleksibilitesini, fibroblast infiltrasyonunu, lökosit pasajını ve mekanik tutunmayı etkiler. Kullanılan mesh'in por çapının 75 µm dan büyük olması makrofaj (ortalama çapları 16-20 µm) ve lökositlerin (ortalama çapları 9-15 µm) migrasyonunu kolaylaştırarak enfeksiyon riskini azaltır. Por çapına ek olarak, multiflaman grafitlerde flamanlar arası yarıkların genişliği de önemlidir. Bu genişlik 10 µm dan küçük olduğunda küçük bakterilerin pasajına imkan tanırken lökositleri engelleyerek enfeksiyon riskini artırır.¹⁴ Materyaller bu açıdan değerlendirildiğinde tip I sentetik materyaller teorik olarak daha az enfeksiyon riski taşımaktadırlar. Daha önce yapılan hayvan çalışmaları implante edilen sentetik mesh

materyallerinin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerine göre değişik oranlarda inflamatuvar reaksiyona yol açtığını gösterdi.¹⁵ İnflamatuvar reaksiyon implantasyonun yol açtığı travmaya karşı doğal bir yanıttır ve materyale karşı doku reaksiyonu iyileşme prosesi boyunca sürer. Bu yanıt inflamatuvar hücreler vasıtasıyla gerçekleşir. İnflamatuvar hücreler ile daha çok nötrofiller, makrofajlar, özellikle konnektif doku formu olan fibroblastlar kastedilmektedir.¹⁶ Bizim çalışmamızda da 2. gün ve 7. günde akut inflamatuvar değişiklikler, 15. gün ve 30. günde ise fasya lata dışındakilerde fibrotik değişiklikler daha yoğun izlenirken, fasya lata da ise akut enflamatuvar reaksiyonlar 30. günde halen sebat etmekteydi.

Mesh-doku reaksiyonu, toplam altı hafta süren dört evreden oluşur. Stabilite ve tutunma kuvveti oluşumu için kritik periyot ilk hafta ya da onuncu güne kadardır. Bu periyotta kapiller proliferasyon, granüler doku formasyonu ve giant cell yoğunlaşmasını içeren inflamatuvar yanıt gerçekleşir. Histiositler ikinci hafta içinde gözlenmeye başlar. Dördüncü haftaya gelindiğinde artık akut infamasyona rastlanmaz, altıncı haftada ise predominant yapı fibröz dokudur.¹⁷ Polipropilen meshler uzun dönem stabilite vaat etmekte ancak poliglaktin meshlerle kıyaslandıklarında daha fazla konnektif doku reaksiyonuna yol açmaktadırlar.¹⁸ Bazı araştırmacılar daha az polipropilen içeren, poliglaktin eklenmiş, geniş porlu meshlerin ciddi enflamasyonu engellediğini ileri sürmüşlerdir.¹⁹ Silva ve arkadaşları rat modelinde polipropilen meshlerin maxillofasial travmada kullanımını ve doku reaksiyonlarını araştırdıkları çalışmalarında inflamatuvar reaksiyonun otuzuncu günde implante edilen mesh etrafında fibröz bir tabaka formasyonundan sonra anlamlı derecede azaldığını öne sürmüşlerdir.²⁰ Dora ve arkadaşlarının polipropilen mesh, domuz dermisi, domuz incebarsak submukozası, olog fasya ve kadaverik fasya latanın biomekanik özelliklerinin zaman içindeki değişimini inceledikleri çalışmalarında polipropilen mesh'in dayanıklılığının çevre dokuyla etkileştikçe

arttığını ve kadaverik fasya, domuz dermisi ve ince barsak submukozasının ise dayanıklılığının zaman içinde azaldığını saptadılar.²¹ Mesh-doku ayrılma ölçümlerinde süre arttıkça, tutunma gücünün de arttığı saptandı (Grafik 1).

Fasyal allograftlerin antijenik oldukları bilinmektedir. Bu gerçek ortopedik literatürde çok iyi dokümente edilmiştir. Fasyal greftlerin antijeniteleri deep-freezing, freeze-drying gibi teknikler ile giderilmeye çalışılmaktadır, ancak hiçbir zaman tamamen yok edilememektedir. Konakçının donor allogreftte immun reaksiyonu klinikte çok nadir görülen bir durum olmakla birlikte, bazı çalışmalarda greft rejeksiyonları bildirilmiştir.²² Eliot, solvent-dehidrate kadaverik fasya lata kullandığı çalışmasında 15 aylık takip sonucunda fasya degradasyonuna ait hiçbir bulguya rastlamadığını ve başarı oranının %92 olduğunu rapor etmiştir.²³

Dondurulmuş-kurutulmuş fasya lata sling uygulanan ve re-opere edilen olgularda re-operasyon sırasında alınan dokuların histo-patolojik analizinde disorganize yapılanma, greft dejenerasyonu ve fasya lata'nın tamamen kaybı bildirilmiştir.²⁴ Çalışmamızda 30. günde dahi solvent-dehidrate kadaverik fasya lata'nın yoğun fibrotik ve akut inflamatuvar reaksiyonla beraber makroskopik yapısında değişme olmaksızın devamlılık gösterdiğini saptadık.

Dr. Raz hazır kitler kullanılmadıkça prolen mesh'lerin oldukça ucuz bir seçenek olduğunu söylemektedir. Ayrıca prolen meshler uzun dönem dayanıklılıkları, her zaman ve koşulda temin edilebilirlikleri ve minimal komplikasyonları ile üroloji pratiğinde geniş yer bulmuşlardır.²⁵

Transvajinal askı tekniklerinin çoğunda askı suturleri rektus kasının ön fasyası üzerine fiske edilmekteydi. Ancak rektus fasyası mobil olduğundan bu hareketlilik askı suturlerinin vajinal uçtan dokuyu yırtarak yukarı doğru çekilmesine yol açabilir. İşte bu görüşten yola çıkılarak askı suturlerinin kemiğe tespit edildiği teknikler, yani bone

anchoring metodları tarif edilmiştir. 1997 yılında Nativ ve arkadaşları tarafından In-Tac kemik tespit sistemi tanımlanmış ve bu yöntemle yazarlar bir yıllık başarı oranını %82 bulmuşlardır. Vesica sisteminde ise (Leach ve Appell 1996) küçük bir matkap yardımıyla pubis simfizi üzerine tespit edilen vidalar kullanılmaktadır. Her ne kadar Appell'in serisinde bir yıl için %94 gibi bir kür oranı verilmişse de diğer birçok çalışmada kür oranı %5-43 arasında bildirilmiştir. Ayrıca birçok çalışmada ciddi oranlarda pelvik ağrı, granulom oluşması, osteomyelit ve hatta bir çalışmada vidaların yerinden kaydığı tespit edilmesi gibi komplikasyonların bildirilmesi ve pahalı oluşları fiksasyonsuz tekniklerin arayışını doğurmuştur.

1996 yılında Petros ve Ulmsten, midüretal kontinans mekanizmasına odaklanan tansiyonsuz üretropeksi tekniğini geliştirdiler. Tansiyonsuz, fiksasyonsuz ve mesane boynunu eleve etmeden, sadece midüretal kompleksi destekleyerek miksiyon esnasında mesane boynunun rahat hareket etmesine olanak verdiler. Böylece idrar retansiyonu ve obstrüksiyon riski de azalmış oldu. Bu teknik, polipropilen mesh'in üzerinde oluşan kollajen skar dokusunun puboüretal ligamentin oluşturduğu üretal desteği simule etmesi temeline dayanmaktadır.^{26 27} Bu tekniğin polipropilen mesh'in örgü yapısı sayesinde fiksasyonsuz ve tansiyonsuz uygulanabilmesi, kısa zaman içinde yaygınlaşmasını sağladı. Takip eden yıllarda değişik örgü yapılarında farklı polipropilen mesh'ler kullanıma sunuldu. Per-operatif ve post-operatif erken dönemde mesh'lerin doku-tutunma gücünü belirleyen faktörler örgü yapısı, filaman özelliği ve pore çaplarıdır. Geç dönemde ise materyallerin doku oluşturdukları reaksiyonlar doku-tutunma gücünü etkilemektedir. Tüm bu özelliklerin cerrahi başarıyı da etkilediğini düşünmekteyiz.

TVT'nin tutunma kapasitesinin en iyi olduğu, IVS in bu dört materyal içinde dördüncü sırada olduğu saptanmıştır. SPARC ve cerrahi mesh, TVT ile benzer sonuçlar vermiştir.

Özellikle erken dönemde IVS'in doku tutunma gücünün diğer materyallere göre düşük olması, IVS'in fiksasyonlu güncel modifikasyonlarının uygulanmasını gerektirmektedir.

IVS'in multiflaman yapısı ile diğer polipropilen meshlerden farklı olmasına rağmen doku reaksiyonu açısından bir farklılığa yol açmadığı görülmüştür. Cerrahi polipropilen mesh diğer hazır polipropilen mesh kitlerine (TVT, SPARC) benzer mesh-doku reaksiyonu oluşturmaktadır ve eşdeğer doku tutunma gücüne sahiptir. Bu özelliği ile cerrahi polipropilen mesh diğerlerine göre daha ucuz olup, ülkemiz koşullarında ekonomik şartlar da göz önüne alındığında hazır kitlere alternatif olarak kullanılabilir.

Bilindiği kadarıyla farklı polipropilen mesh materyallerinin mesh-doku tutunma kuvveti üzerine yapılmış bir çalışma bulunmamaktadır. Meshlerin oluşturduğu histopatolojik değişikliklerin insan üzerinde çalışılmasının etik olmadığını düşündüğümüz için, tavşan üzerinde oluşturduğumuz bu modelin en doğru seçimin yapılmasına katkıda bulunacağını düşündük.

Uygulanan beş farklı mesh materyalinin hepsi benzer doku reaksiyonları oluşturmuşlardır. Yalnız kadaverik fasya latada otuzuncu günde akut inflamatuvar reaksiyonun perifasyal fibrozis ile beraber devam ettiği görülmüş ve durumun persistan antijeniteden kaynaklanabileceği düşünülmüştür. Solvent-dehidrate kadaverik fasya lata'nın, dondurulmuş-kurutulmuş fasya lata ile ilgili literatürde bildirilen verilerin aksine 30. günde dahi kalıcılığını koruduğu ve degrade olmadığı saptandı. Allograft fasya lata materyali, polipropilen meshlerle karşılaştırıldığında daha fazla doku reaksiyonu ile daha kalıcı fiksasyon sağlamakta, ancak çıkartılması gerektiğinde cerrahisi daha güç olabilmektedir.

VI. SONUÇ

1.Fiksasyonsuz teknikler açısından değerlendirildiğinde TVT erken dönemde en iyi tutunma kuvvetini sağlamaktadır.

2.Hazır kit ile verilmediği için çok daha ucuza maledilebilen cerrahi polipropilen mesh, istenilen ölçülerde kesildiğinde sling amaçlı kullanılarak hazır kitlerle benzer sonuçlar alınabilir.

3.IVS, diğer polipropilen materyallere göre yetersiz doku tutunma kuvveti sağladığından, güncel fiksasyonlu modifikasyonlarının kullanılması gerekir.

4.Solvent dehidrate kadaverik fasya lata, etkin ve kalıcı bir sling materyali olarak güvenle kullanılabilir.

KAYNAKLAR:

- ¹ Tarcan T. Kadın pelvik anatomisi. TUYK Sınavı Hazırlık Kursu Ders Notları Kitabı 2004. Sf 425-427.
- ² Webster G, Khoury J. Retropubic suspension surgery for female sphincteric incontinence. Campbell's Urol 7th ed p:1095-1102.
- ³ Appell R. Periürethral injection therapy. . Campbell's Urol 7th ed p:1109-1120.
- ⁴ Barret D, Wein AJ. Voiding dysfunction.diagnosis, classification and management. In Gillenwater YJ,Grayhack JT, Howards ST, Duckett JW eds Adult and Pediatric Urology. Chicago: Year Book Medical, 1987:863-962.
- ⁵ Goebell R. Zur operation besierigung der angeborenen incontinentia vesical. Urol Gynac Z 1910:187.
- ⁶ Price PB. Incontinence of urine and feces. Arch Surg 1933;26:1043.
- ⁷ Millen T. Stres incontinence in women. In Millen TE ed. Retropubic Urinary Surgery. Baltimore: Williams Wilkins, 1947: 184-93.
- ⁸ Kassardjian Z.G. Sling procedures for urinary incontinence in women. 2004 BJU Int I 93, 665-670.
- ⁹ McGuire E, O'connell H. Pubovaginal sligs. . Campbell's Urol 7th ed p:1103-1108.
- ¹⁰ Koçak T. Stres inkontinansın cerrahi ve girişimsel tedavisi. . TUYK Sınavı Hazırlık Kursu Ders Notları Kitabı 2004. Sf 440-442.
- ¹¹ Bauer JJ, Salky BA, Gelernt IM. Repair of large abdominal wall defects with expanded PTFE. Ann Surg 1987;206: 765-9.
- ¹² Colin Birch, Michelle Fynes. The role of synthetic and biological prostheses in reconstructive pelvic floor surgery. Current Opinion in Obstet Gynecol 2002 14;527-535.

-
- ¹³ Banklead C. Allografts vs. Mesh: experts debate their pros, cons. *Urology Times* 2004; Feb 15: v32 i3.
- ¹⁴ Brun JL, Bordenave L, Lebevre F, et al. Physical and biological characteristics of the main biomaterials used in pelvic surgery. *Biomed Mater Eng* 1992; 2:203-225.
- ¹⁵ Klinge U, Klosterhalfen B, Conze J. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *Eur J Surg* 1998; 164: 951-60.
- ¹⁶ Morehead JM, Holt RG. Soft-tissue response to synthetic biomaterials. *Otolaryngol. Clin. North Am.* 1994, 27: 195-201.
- ¹⁷ Banklead C. Allografts vs. Mesh: experts debate their pros, cons. *Urology Times* 2004; Feb 15: v32 i3.
- ¹⁸ Tyrell J, Silberman H, Chandrasoma P. Absorbable versus permanent mesh in abdominal operations. *Surg Gynecol Obstet* 1989; 168: 227-32.
- ¹⁹ Klosterhalfen B, Klinge U, Henze U. Morphologic correlation of functional abdominal wall mechanics after mesh implantation. *Langenbecks Arch Chir* 1997; 382 : 87-94.
- ²⁰ Paula E Silva E, Rosa EL, Barbosa SV. Tissue reactions of polypropylene mesh used in maxillofacial trauma. *Braz Dent J.* 2001; 12 (2): 121-125.
- ²¹ Dora C, Dimarco D, Zobitz M, Eliot D. Time depended variations in biomechanical properties of cadaveric fascia, porcine dermis, porcine small intestine submucosa, polipropilen mesh and autologous fascia in the rabbit model: implications for sling surgery. *Journal of Urology* 2004. Vol. 171, 1970-1973, May 2004.
- ²² Pinkowski JL, Reiman PR, Chen SL. Human lymphocyte reaction to freeze -dried allograft and xenograft ligamentous tissue. *Am J Sports Med* 1989;17:595-600.
- ²³ Eliot DS, Bone TB. Is fascia lata allograft material trustworthy for pubovaginal sling repair? *Urology* 2000;56:772-6.

²⁴ Fitzgerald M.P., Mollenhauer J. and Brubaker L. Failure of Allograft suburethral sling. *BJU int*, 84: 785; 1999.

²⁵ Banklead C. Allografts vs. Mesh: experts debate their pros, cons. *Urology Times* 2004; Feb 15: v32 i3.

²⁶ Ulmsten U, Petros P. Intravaginal slingplasti(IVS). An ambulatory surgical procedure for treatment of female urinary incontinence. *Scand J Urol Nephrol* 1995; 29: 75-82.

²⁷ Falconer C, Ekman-Ordeberg G, Malmstorm A, Ulmsten u. Clinical outcome and changes in connective tissue metabolism after intravaginal slingplasty in stres incontinent women. *Int Urogynecol J Pelvic Flor Dysfunct* 1996; 7: 133-7.