

LA SCELTA DEGLI IMPIANTI PROSTETICI A RETE*

STEVEN S. TROSTLE, DVM, MS

EBERHARD ROSIN, DVM, PhD

University of Wisconsin

Riassunto

Nell'ambito della chirurgia ricostruttiva dei tessuti molli, è possibile disporre di impianti protesici a rete sia di tipo riassorbibile che non riassorbibile. La scelta del prodotto più appropriato per il singolo paziente impone la conoscenza delle proprietà fisiche delle protesi a rete, fra cui composizione, porosità, resistenza e rigidità. I materiali utilizzati per produrre le reti chirurgiche comprendono polipropilene, politetrafluoroetilene espanso, polietilene tereftalato, acido poliglicolico, polyglactin 910 e plastica. Le complicazioni postoperatorie derivanti dall'uso di un impianto a rete possono essere ridotte scegliendo il materiale appropriato e applicandolo correttamente. Impianti a rete riassorbibili e non sono stati applicati con successo su tessuti contaminati.

Summary

Both absorbable and nonabsorbable prosthetic surgical mesh implants are available for use in reconstructive soft tissue surgery. To select the best mesh for the patient surgeons must understand the material properties of prosthetic mesh, including composition, porosity, strength, and stiffness. Prosthetic materials used to manufacture surgical mesh include polypropylene, expanded polytetrafluoroethylene, polyethylene terephthalate, polyglycolic acid, polyglactin 910, and plastic. Postsurgical complications associated with mesh implants can be diminished by proper selection and application. Absorbable and nonabsorbable mesh implants have been placed successfully in contaminated tissues.

Per produrre gli impianti protesici a rete destinati alla riparazione dei deficit di tessuti molli si adoperano diversi materiali sintetici. Per scegliere ed utilizzare l'impianto più appropriato al singolo soggetto, è necessario conoscere i vantaggi e i limiti dei vari materiali sintetici impiegati per produrre le reti chirurgiche, fra cui proprietà fisiche di base, caratteristiche e costi, tecnica di impianto e possibili complicazioni.

PROPRIETÀ MATERIALI DELLE PROTESI A RETE

Per proprietà materiali si intendono le caratteristiche fisiche da cui dipendono le prestazioni meccaniche del composto utilizzato¹ (vedi il riquadro). I materiali adoperati per produrre le reti chirurgiche devono rispondere a

certi requisiti, quali (1) essere chimicamente inerti, ipoallergenici e non cancerogeni; (2) tollerare la sterilizzazione con calore; (3) resistere al deterioramento nei liquidi organici e (4) sopportare le sollecitazioni meccaniche.^{2,3} Le proprietà fisiche clinicamente significative delle protesi chirurgiche a rete comprendono composizione, porosità, robustezza e rigidità.

La composizione indica il tipo di filo presente nell'impianto e il processo necessario per inserirlo. La protesi a rete viene prodotta lavorando a maglia o tessendo i fili all'interno di una trama piana. I prodotti di tessitura si ottengono intrecciando più fili sia nel senso della lunghezza che della larghezza¹, mentre quelli a maglia si producono ingranando le anse di un singolo filo.¹

I prodotti a maglia comprendono due direzioni note come *trama* e *costa*. La prima è costituita da una fila di anse estensibili lungo la larghezza del tessuto.¹ La costa è una colonna di anse estese in lunghezza che conferisce resistenza al materiale.¹ Il velluto a coste è un tessuto dotato di questo tipo di composizione con i rilievi nella direzione delle coste che garantiscono la robustezza del pro-

*Da "The Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian" Vol. 16, n. 9, settembre 1994. Con l'autorizzazione dell'Editore.

Termini e definizioni relativi alle proprietà fisiche dei materiali protesici^{1,4}

Prodotti orditi	si ottengono intrecciando i fili sia nel senso della lunghezza che della larghezza
Prodotti lavorati a maglia	si ottengono ingranando fra loro le anse di un singolo filo
Trama	fila di anse che occupa la larghezza del prodotto e che ne garantisce l'estensibilità
Costa	fila di anse disposta sulla lunghezza del prodotto e che ne garantisce la robustezza
Calibro	numero di elementi formanti l'ansa su una data lunghezza
Denaro	peso in grammi di 9000 metri di filamento lineare
Porosità	rapporto fra volume di aria o vuoto nel prodotto e volume totale del prodotto stesso
Resistenza alla tensione	forza applicata in direzione monoassiale al prodotto in grado di determinarne la deformazione meccanica
Resistenza alla lacerazione	forza applicata ortogonalmente a una sezione del prodotto in grado di determinarne la deformazione meccanica
Rigidità di flessione	capacità del materiale di sopportare la flessione sotto il proprio peso
Resistenza all'increspatura	capacità del materiale di ritornare allo stato iniziale dopo essere stato compresso su se stesso

dotto. Le parti piane del velluto sono disposte nella direzione della trama e rendono la struttura elastica.

I materiali protesici sono anisotropi; sono caratterizzati da proprietà meccaniche variabili a seconda della direzione.⁴ I prodotti a maglia o tessuti possono anche essere definiti in base al calibro come per la classificazione dei fili metallici. Il calibro indica il numero di elementi formanti le anse in una data lunghezza. Con l'aumentare del calibro, aumenta la densità del prodotto.¹ La composizione del tessuto è espressa in *denari* o in *misurazione della densità lineare*. Il denaro rappresenta il numero di grammi per 9000 metri di filato lineare.⁴

La porosità del materiale indica la percentuale di aria o di vuoto presente in rapporto al volume totale⁴ ed è inversamente proporzionale al fattore di imballaggio, che rappresenta il rapporto fra la densità del prodotto e la densità della fibra.⁵ La porosità è determinata dal diametro e dal numero dei pori e dalla posizione interfilamentosa o extrafilamentosa degli stessi ed è importante per la robustezza a lungo termine della cicatrice; infatti, nei pori presenti negli innesti protesici è consentita la crescita di tessuto fibroso connettivo. I capillari e il tessuto connettivo invadono rapidamente le reti con pori di dimensioni comprese fra 50 e 200 micrometri e la crescita è ottimale con pori fra 90 e 100 micrometri.^{6,7} In presenza di pori di diametro inferiore, è consentita la penetrazione dei capillari, ma la crescita dei fibroblasti è ridotta.⁸

La robustezza dei materiali protesici è un aspetto importante che occorre considerare nella scelta della rete chirurgica. La resistenza elastica (di rottura) e di lacerazione dei materiali vengono comunemente testate in vitro⁵ e in vivo dopo avere infiltrato il materiale con tessuto connettivo.⁹⁻¹² La resistenza elastica (misurata in chilogrammi) è la forza che, applicata in direzione monoassiale al prodotto, consente di indurvi una deformazione meccanica.⁴ La resistenza di lacerazione è la forza (espressa in libbre

per pollice quadrato [psi = *pounds per square inch*] o in kg/cm²) che, applicata ortogonalmente su una sezione piana del prodotto, conduce allo stesso risultato.⁴ Nei materiali anisotropi, la resistenza elastica varia in base alla direzione, mentre la resistenza di lacerazione è relativamente costante. Quest'ultima simula con maggiore precisione le forze agenti in vivo.⁵

La durezza di un tessuto ne misura la pieghevolezza e l'estensibilità. Per quantificare tale parametro, sono stati utilizzati due test standard, la rigidità di flessione e la resistenza all'increspamento. La prima è la capacità di un materiale di sopportare la flessione sotto il proprio peso, mentre la seconda è la capacità del materiale di ritornare allo stato iniziale dopo essere stato ripiegato.⁵ È meno probabile che un materiale rigido si pieghi quando viene adoperato per chiudere deficit ampi a carico di tessuti molli^{5,13}; tuttavia, i materiali non pieghevoli possono produrre erosioni tissutali.¹⁴ Le increspature nei materiali a rete possono provocare squilibri nella distribuzione delle forze con conseguente indebolimento prematuro e cedimento della rete o dell'interfaccia fra questa e il tessuto,⁵ inoltre, possono favorire la formazione di aderenze e accrescere il rischio di sviluppo di una *borsa*, conseguente all'accumulo di liquido fra il tessuto e l'impianto.¹⁵ I prodotti di tessitura generalmente sono più rigidi di quelli a maglia.

TIPI DI IMPIANTI PROSTETICI A RETE

I materiali comunemente adoperati per produrre le protesi a rete sono polipropilene, politetrafluoroetilene espanso, polietilene tereftalato, polyglactin, acido poliglicolico e plastica.¹⁶⁻¹⁸ Le proprietà fisiche e le indicazioni per l'uso di questi materiali sono elencati nella Tabella 1.

Tabella 1
Proprietà fisiche e indicazioni per l'uso degli impianti protesici a rete

PROPRIETÀ FISICHE					
<i>Tipo di impianto</i>	<i>Composizione</i>	<i>Porosità</i>	<i>Resistenza</i>	<i>Rigidità</i>	<i>Commenti e indicazioni</i>
Polipropilene	Non riassorbibile, monofilamento lavorato a maglia	Moderata; dimensione dei pori da 200 a 800 µ; porosità compresa fra 28% e 32%	Elevata (250 psi)	Rigido	Inerte; utilizzato per la ricostruzione delle pareti addominale e toracica oltre che nella riparazione di tendini e legamenti
Politetrafluoroetilene espanso	Non riassorbibile; espanso per estrusione; di spessore variabile (da 0,4 a 2,0 mm)	Bassa; dimensione dei pori pari a 25 µ; porosità compresa fra 32% e 36%	Moderata (da 70 a 110 psi)	Molto pieghevole	Tensione superficiale bassa; idrofobo; utilizzato per innesti vascolari, ustioni, riparazione di tendini e legamenti ed erniorrafie addominali
Polietilene tereftalato	Ordito non riassorbibile, monofilamento lavorato a maglia	Moderata; dimensione dei pori da 80 a 1100 µ; porosità compresa fra 51% e 56%; pori inter- ed extrafilamentosi	Elevata (70 psi)	Moderatamente piegabile	Risposta infiammatoria pronunciata; utilizzato per erniorrafie addominali; il materiale ordito viene utilizzato per le protesi vascolari
Plastica	Ordito, non riassorbibile	Moderata	Elevata	Rigido	Utilizzato per erniorrafie addominali e inguinali
Polyglactin 910	Multifilamento riassorbibile	Elevata; pori inter- ed extrafilamentosi	Moderata	Estremamente pieghevole	Utilizzato per riparazione e rinforzo temporanei di incisioni, come tampone di organi e fasciatura pelvica
Acido poliglicolico	Tessuto monofilamento riassorbibile lavorato a maglia	Elevata; pori inter- ed extrafilamentosi	Moderata	Estremamente pieghevole	Utilizzato per ricostruzioni esofagee e rinforzo di anastomosi del colon

Polipropilene

Le reti in polipropilene vengono commercializzate con il nome di Marlex® (Bard Vascular Systems, Billerica, MA) e Prolene® (Ethicon, Somerville, NJ). Questo tipo di rete è un ordito lavorato a maglia con monofilamenti in polipropilene non riassorbibile. L'ordito a maglia e la struttura monofilamento danno origine a pori di dimensioni variabili da 200 a 800 µ con porosità relativa compresa fra il 28% e il 32%.¹⁹ Il polipropilene viene invaso rapidamente da capillari e fibroblasti che nell'arco di quattro - sei settimane formano un letto di granulazione profondo da tre a quattro millimetri.²⁰ Il polipropilene, che rappresenta il materiale più resistente comunemente adoperato per produrre reti chirurgiche, è dotato di forza elastica compresa fra 35 kg e 75 kg e di resistenza alla lacerazione pari a 250 psi grazie alla configurazione fisica del monofilamento e alla struttura chimica e densità lineare del filo in polipropilene.^{9-11,21,22}

Le reti in polipropilene, benché ampiamente utilizzate, possono arrecare danni ai tessuti. Nei pazienti umani è stata segnalata la formazione di tragitti fistolosi,²³ aderenze,^{12,24} fistole intestinali²⁵ oltre alla migrazione e/o estrusione¹⁴ della rete. Il Prolene®, prodotto con polipropilene monofilamento lavorato a maglie meno serrate rispetto al Marlex®, fornisce un prodotto più flessibile rispetto a quest'ultimo e riduce le probabilità di danni a carico dei tessuti circostanti.²² Il polipropilene è stato utilizzato in diversi tipi di intervento chirurgico sui tessuti molli, quali riduzione di ernie in pazienti umani,²⁶⁻²⁸ cavalli,²⁹ cani²⁰ e gatti³⁰; chiusura a cerniera per il trattamento di fistole peritoneali aperte,³¹⁻³³ ritardata chiusura di ferite addominali,^{34,35} toracoplastica nell'uomo³⁶ e nel cane^{37,38} (Fig. 1) e realizzazione di protesi tendinee e legamentose.^{39,40}

Politetrafluoroetilene espanso

Il politetrafluoroetilene espanso (PTFE) è un materiale unico non riassorbibile recentemente introdotto in commercio come rete chirurgica (Gore-Tex®-W.L. Gore e Associates, Elkton, MD; IMPRA®, Tempe, AZ). Il politetrafluoroetilene viene prodotto per estrusione, un processo che tende il polimero e contemporaneamente lo spinge sotto pressione attraverso il foro di uno stampo.⁴ Poiché questo materiale viene estruso piuttosto che lavorato a maglia o tessuto, il diametro dei suoi pori sarà ridotto (da 20 a 25 µ).⁴¹ Le protesi in PTFE vengono infiltrate da singole fibre collagene sottili invece che da quelle spiraliformi che crescono nelle reti in polipropilene.¹⁰ La delicata infiltrazione cellulare che si verifica nel politetrafluoroetilene comporta lo sviluppo di un processo riparativo più elastico. Data la maggiore vicinanza fra rete e tessuto, risulteranno meno intense le forze che solitamente provocano il cedimento dell'impianto a livello dell'interfaccia fra le due superfici. Utilizzando protesi in PTFE per il riempimento di deficit di tessuti molli sotto tensione, Law consiglia di sovrapporre ampiamente la rete al tessuto. Il PTFE è dotato di una resistenza alla lacerazione pari a 70 psi.⁴¹

Le reti in PTFE possiedono bassa tensione superficiale, sono pieghevoli, facili da maneggiare, scarsamente estensibili e estremamente idrofobe.⁴¹ Queste caratteristiche riducono l'incidenza di aderenze e dei fenomeni di tromboembolismo.²¹ Il politetrafluoroetilene è stato utilizzato con successo nelle ricostruzioni della parete addominale sia in presenza di tessuto sano¹⁰⁻¹² che contaminato^{21,22} e rappresenta il materiale sintetico più diffuso per le riparazioni protesiche vascolari.⁴² Il PTFE è stato anche adope-

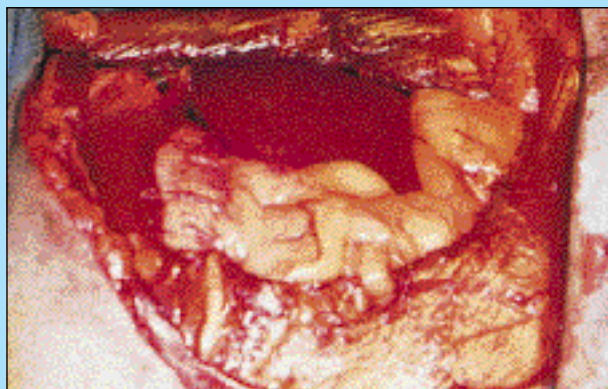


Figura 1A



Figura 1B

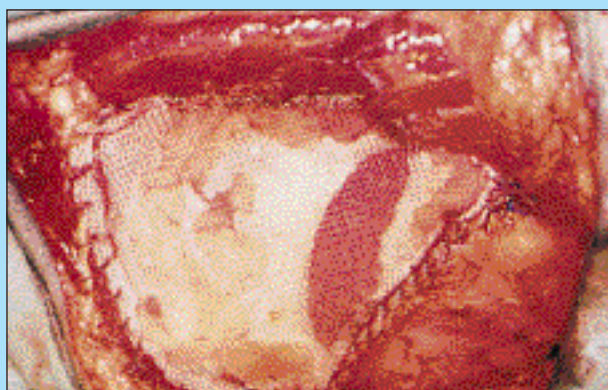


Figura 1C

FIGURA 1 - (A) Liposarcoma canino localizzato nel tratto caudodorsale del torace e dell'addome di un cane, in corrispondenza della 12^a-13^a costola. **(B)** La neoplasia asportata, circondata da un tratto di tessuto normale. **(C)** La ricostruzione del difetto dei tessuti molli con una rete in polipropilene.

rato come bendaggio nelle vittime di ustioni⁴³ e come imbottitura di ingessature nei pazienti in età pediatrica,⁴⁴ oltre che nelle protesi di tendini e legamenti.⁴⁵ Il costo di questo materiale ne limita l'uso nella chirurgia veterinaria.

Polietilene tereftalato

Il polietilene tereftalato (PT) è un materiale non riassorbibile composto da un ordito a maglia in multifilamenti in poliestere intrecciati, commercializzato come

Mersilene® (Ethicon, Somerville, NJ) e LARS™ (Large Area Reconstruction Support [Meadox Medical, Oakland, NJ]). Le dimensioni dei pori variano fra 80 µ e 1120 µ, con porosità relativa compresa fra 51% e 56%.¹⁹ La variazione del diametro dei pori è dovuta alla struttura multifilamento da cui derivano pori inter- ed extrafilamentosi. Questo materiale è dotato di moderata pieghevolezza, scarsissima estensibilità ed elevata resistenza alla tensione e alla lacerazione, seconda soltanto al polipropilene, rispetto al quale causa una maggiore infiammazione.¹⁵

Le reti LARS™ vengono prodotte in 30 denari con resistenza alla lacerazione pari a 75 psi. Il Mersilene® è disponibile soltanto fra 40 e 70 denari ed è dotato di resistenza alla lacerazione pari al LARS™. Il polietilene tereftalato è stato adoperato nei pazienti umani per gli interventi di ernioplastica addominale.⁴⁶⁻⁴⁸ Per le protesi vascolari sono disponibili prodotti in PT a tessitura serrata.⁴²

Plastica

Il Proxplast® (Goshen Laboratories, Goshen, NY) è un materiale protesico ordito in plastica monofilamento, non riassorbibile, che si utilizza principalmente nella chirurgia dei grossi animali per la riparazione delle ernie della parete addominale nel cavallo e nel bovino.¹³ Questo materiale viene anche impiegato nell'equino per il trattamento della peritonite conseguente a fistole peritoneali aperte.⁴⁹ Il Proxplast® è un ordito rigido, non estensibile che si ritira del 10% se posto in autoclave ed è il materiale meno costoso fra quelli descritti nel presente lavoro.

Polyglactin 910 e acido poliglicolico

Il polyglactin 910 (Vicryl® - Ethicon, Somerville, NJ) e l'acido poliglicolico (Dexon® - Davis & Geck, Wayne, NJ) sono gli unici materiali protesici riassorbibili attualmente disponibili per la produzione di reti chirurgiche. Entrambi vengono utilizzati per produrre reti multifilamento ordite o lavorate a maglie con diametro dei pori variabile e diversi gradi di porosità. Sono materiali estremamente flessibili, dotati di scarsa estensibilità, che vengono degradati per idrolisi. In generale, nell'arco di trenta giorni, entrambi i materiali vengono idrolizzati al 50% ed entro il 75° giorno, l'idrolisi ha raggiunto il 90%.¹⁸ Invece, come dimostrano i test eseguiti in modelli addominali di ratto, il tasso di riassorbimento del polyglactin 910 varia maggiormente ed è più rapido di quello dell'acido poliglicolico.¹² La resistenza alla tensione di entrambi i materiali rimane invariata nell'arco dei primi 10 giorni, mentre entro il 14° giorno viene persa in percentuale pari al 50% ed entro il 21° viene persa fino al 70%.¹⁸

I materiali sintetici riassorbibili non devono essere impiegati quando sia richiesta una resistenza protratta alla tensione. Quando la maggior parte della rete sia stata idrolizzata, l'infiltrazione di tessuto fibroso è insufficiente per sopportare i tessuti in tensione.⁹⁻¹² Al contrario, le reti riassorbibili sono utili a scopo temporaneo, prima di revisioni e in caso di riparazioni primarie ritardate, oltre che nei casi in cui la resistenza alla tensione non rivesta alcuna importanza. Le reti riassorbibili sono state adoperate in pazienti umani per realizzare tamponi viscerali a livello di

rene,⁵⁰ fegato⁵¹ e milza⁵² in seguito a traumi e/o escissioni chirurgiche parziali. Le reti riassorbibili sono state utilizzate per realizzare un bendaggio pelvico nei pazienti umani sottoposti a radioterapia per prevenire l'insorgere di enteropatie associate alle radiazioni.⁵³⁻⁵⁵ Le altre applicazioni delle reti riassorbibili comprendono la ricostruzione esofagea sperimentale nel suino⁵⁶ ed il rinforzo di anastomosi del colon.⁵⁷

Vengono prodotti tre diversi tipi di impianto a rete in acido poliglicolico. Il tipo 2 è rappresentato da un intreccio a maglie aperte (330 denari), 14-gauge, elastico, con resistenza alla lacerazione pari a 9,9 kg/cm². Questo tipo viene utilizzato per la riparazione temporanea di incisioni e per procedure di bendaggio pelvico. Il tipo 4 è una maglia stretta (62 denari), 28-gauge, con resistenza alla lacerazione pari a 3,6 kg/cm² e viene utilizzato per tamponi viscerali. Il tipo 8 è una rete a maglia stretta (110 denari), non elastica, dotata di resistenza alla lacerazione pari a 16,5 kg/cm² che viene utilizzata per riparazioni e/o rinforzi temporanei di incisioni, ricostruzione del pavimento pelvico, plastiche rettali e riparazioni pericardiche temporanee.

Il polyglactin 910 è disponibile in due tipi. Il tipo 9 è un prodotto a maglia utilizzato in chirurgia ricostruttiva; il tipo 12 è un ordito utilizzato per tamponi viscerali.

PRINCIPI DI APPLICAZIONE

Nell'applicare le protesi a rete, occorre rammentare la natura anisotropa di tali materiali. La direzione della trama è responsabile dell'estensibilità, mentre la direzione della costa determina la robustezza; pertanto, la rete deve essere applicata orientando le coste parallelamente alle linee di tensione.⁵ I margini orlati si possono sfilacciare dopo avere tagliato la rete per adattarla al deficit tissutale. Per evitare tale inconveniente, le reti in polipropilene e quelle in plastica possono essere tagliate servendosi di un elettrocoagulatorio. In caso di margini non orlati, questi devono essere arrotondati e suturati affinché la rete non si sfrangi o si disfi.

Se la rete viene sottoposta a tensione, i margini devono essere suturati in modo da sovrapporre un centimetro di tessuto.^{26,35} Quando non vi sia alcuna tensione, i punti di sutura possono essere collocati a sei millimetri di distanza dal margine della rete. Affinché quest'ultima risulti allineata in modo appropriato è possibile sfruttare i punti già applicati e per completare la fissazione dell'innesto al tessuto si può utilizzare una sutura semplice a punti staccati oppure a una sutura continua.

COMPLICAZIONI POSTOPERATORIE

Se la riparazione realizzata con la rete chirurgica fallisce, si verifica sempre una separazione a livello di interfaccia protesi-tessuto.⁵⁸ Le proprietà fisiche del materiale sintetico e dei tessuti differiscono notevolmente e questo comporta variazioni improvvise delle forze biomeccaniche agenti a livello della zona di contatto fra le due superfici.⁵⁹ Le complicazioni più frequenti associate agli impianti protesici sono le infezioni⁶⁰ (che possono essere potenziate dal materiale stesso) e le aderenze.²⁴ La comparsa di traggiti fistolosi, erosioni intestinali ed estrusioni è associata ai materiali protesici rigidi.¹⁴

Le protesi a rete spesso vengono utilizzate per riparare deficit a carico di tessuti contaminati da batteri. La quantità di batteri coltivabili da una protesi in PFTE era minore di quella derivante da una rete in polipropilene dopo che entrambe erano state impiantate in ferite addominali contaminate²¹; tuttavia, a quattro settimane dall'impianto, la prima risultava significativamente più debole rispetto alla seconda (per quanto riguarda la resistenza alla tensione a livello dell'interfaccia fra rete e tessuto).²¹ Le caratteristiche fisiche del PTFE e del polipropilene spiegano le diverse risposte di questi materiali al tessuto contaminato.²¹ I microrganismi riescono ad attraversare i pori di diametro maggiore delle reti in polipropilene raggiungendo la cavità peritoneale da cui vengono rimossi. Al contrario, i pori più piccoli degli impianti in PTFE formano una barriera fisica semiocclusiva che trattiene i batteri, benché il basso valore di tensione superficiale del materiale riduca al minimo l'adesione di questi ultimi.

Le reti protesiche riassorbibili sono state impiantate con successo in tessuti addominali contaminati,⁶¹ durante interventi chirurgici coloretali^{62,63} e in soggetti con traumatismi renali⁶⁴ e splenici.^{50,52} Questo tipo di rete invece non deve essere utilizzato per la chiusura permanente di incisioni addominali contaminate, dove può avere funzione temporanea in attesa della chiusura primaria ritardata.⁶¹

La formazione di aderenze si può verificare sulla superficie peritoneale di qualsiasi rete protesica, soprattutto in presenza di infezioni.^{22,24} Le reti in polipropilene inducono lo sviluppo delle aderenze addominali più numerose e di maggiore densità,²⁴ mentre quelle formate dalle reti in PFTE sono meno dense.²¹ Anche il polyglactin 910 e l'acido poliglicolico favoriscono la formazione di aderenze intraddominali. Quelle prodotte dalle reti in polyglactin 910 si sono ridotte nell'arco di 8 settimane dall'impianto in seguito al riassorbimento del materiale, mentre le aderenze formate dalle reti in acido poliglicolico non sono diminuite.²¹

La superficie peritoneale delle reti in PFTE viene ricoperta da uno strato continuo di cellule mesoteliali, mentre ciò non accade per le reti in polipropilene o acido poliglicolico.²¹ Law ed Ellis suggeriscono che la formazione delle aderenze sia inversamente proporzionale al numero di cellule mesoteliali presenti sulla superficie peritoneale della rete. La composizione chimica di certi polimeri utilizzati per produrre gli impianti a rete può inibire o ritardare la stratificazione di tali elementi cellulari che potrebbe essere dovuta alla presenza di un processo infiammatorio. L'attività fibrinolitica peritoneale è suddivisa equamente fra le cellule degli strati mesoteliale e submesoteliale. Le cellule mesoteliali raramente ricoprono i materiali a rete utilizzati nei tessuti infetti e questo può spiegare la maggiore densità delle aderenze che si formano sull'impianto in questi soggetti.²¹

Note sugli autori

Il Dr. Trostle e il Dr. Rosin, quest'ultimo Diplomate dell'American College of Veterinary Surgeons, sono affiliati al Department of Surgical Sciences, School of Veterinary Medicine, University of Wisconsin, Madison, Wisconsin.

Bibliografia

1. Beck SR (ed): Textile Terms and Definitions, ed 8. Manchester, England, The Textile Terms and Definitions Committee, 1986.
2. Cumberland VH: A preliminary report on the use of prefabricated nylon weave in the repair of ventral hernia. *Med J Aust* 1:143-144, 1952.
3. Scales JT: Discussion on metals and synthetic materials in relationship to tissues. Tissue reaction to synthetic materials. *Proc R Soc Med* 46:647-652, 1953.
4. American Society of Testing Materials: Annual Book of ASTM Standards: Textiles, Yarns, Fabrics, General Test Methods. Philadelphia, American Society of Testing Materials, 1987.
5. Chu CC, Welch L: Characterization of morphologic and mechanical properties of surgical mesh fabrics. *J Biomed Mater Res* 18:903-916, 1985.
6. Bobyn JD, Wilson GJ, MacGregor DC, et al: Effect of pore size on peel strength attachment of fibrous tissue to porous-surfaced implants. *J Biomed Mater Res* 16: 571-584, 1982.
7. Chvapil M, Holusa R, Kliment K, et al: Some chemical and biological characteristics of a new collagen-polymer compound material. *J Biomed Mater Res* 3:315-322, 1969.
8. Taylor DF, Smith FB: Porous methacrylate as an implant material. *J Biomed Mater Res* 6:467-475, 1972.
9. Lamb JP, Vitale T, Kaminiski DL: Comparative evaluation of synthetic meshes used for abdominal wall replacement. *Surgery* 93:643-648, 1982.
10. Law NW: A comparison of polypropylene mesh, expanded polytetrafluoroethylene patch, and polyglycolic acid mesh in the repair of experimental abdominal wall defects. *Acta Chir Scand* 156:759-762, 1990.
11. Murphy JL, Freeman JB, Dinne PG: Comparison of Marlex® and Gore-Tex® to repair abdominal wall defects in the rat. *Can J Surg* 32:244-247, 1989.
12. Tyrell J, Silberman H, Chandrasoma P, et al: Absorbable versus permanent mesh in abdominal operations. *Surg Gynecol Obstet* 168:227-232, 1989.
13. Tulleners EP, Fretz PB: Prosthetic repair of large abdominal wall defects in horses and food animals. *J Am Vet Med Assoc* 182:258-262, 1983.
14. Schneider R, Herrington JL, Granda AM: Marlex® mesh in repair of diaphragmatic defect later eroding into the distal oesophagus and stomach. *Am Surg* 45:337-339, 1970.
15. Smith RS: The use of prosthetic materials in repair of hernias. *Surg Clin North Am* 51:1387-1389, 1971.
16. Berlinger SD: Biomaterials in hernia repair, in Nyhus LM, Condon RE (eds): *Hernia*, ed 3. Philadelphia, JB Lippincott Co, 1989, pp 541-545.
17. Devlin HB: Principles in hernia surgery, in *Management of Abdominal Hernias*. Boston, Butterworth, 1988, pp 45-55.
18. Law NW: Suture and prosthetic materials. *Probl Gen Surg* 6:220-234, 1989.
19. Pourdeyhi B: Porosity of surgical mesh fabrics: New technology. *J Biomed Mater Res* 23:145-152, 1989.
20. Usher FC, Gannon JP: Marlex® mesh, a new plastic mesh for replacing tissue defects. *Arch Surg* 76:131-137, 1958.
21. Law NW, Ellis H: A comparison of polypropylene mesh and expanded polytetrafluoroethylene patch for the repair of contaminated abdominal wall defects: An experimental study. *Surgery* 105:652-655, 1991.
22. Brown GL, Richardson D, Malangoni MA, et al: Comparison of prosthetic materials for abdominal wall reconstruction in the presence of contamination and infection. *Ann Surg* 201:705-711, 1985.
23. Schmitt HJ, Grinnan LB: Use of Marlex mesh in infected abdominal wall wounds. *Am J Surg* 113:825-828, 1967.
24. Law NW, Ellis H: Adhesion formation and peritoneal healing on prosthetic mesh materials. *Clin Mater* 3:95-101, 1988.
25. Stone HH, Fabian TC, Turkleson ML, Jurkiewicz MJ: Management of full thickness losses of the abdominal wall due to infection. *Ann Surg* 193:612-618, 1981.
26. Molloy RG, Moran KT, Waldron RP, et al: Massive incisional hernia: Abdominal wall replacement with Marlex® mesh. *Br J Surg* 78:242-244, 1991.
27. Lichtenstein IL, Shulman AG, Amid PK, Montllor MM: Tension free hernioplasty. *Am J Surg* 157:188-193, 1989.
28. Schein M, Saadia R, Jamieson JR, Decker GAG: The "sandwich technique" in the management of the open abdomen. *Br J Surg* 73:369-370, 1986.
29. Johnson JH: Use of polypropylene mesh as a prosthetic material for abdominal hernias in horses. *JAVMA* 155:1589-1594, 1969.
30. Fox SM, Woody BJ, Bright RM, Hammond D: Reconstruction of tissue defects with Marlex® mesh. *Compend Contin Educ Pract Vet* 10(8):897-904, 1988.
31. Bose SM, Kalra M, Sandhu NPS: Open management of septic abdomen by Marlex® mesh zipper. *Aust N Z J Surg* 61: 385-388, 1991.
32. Garcia-Sabrido JL, Tallado JM, Chrisou NV, et al: Treatment of severe intra-abdominal sepsis and/or necrotic foci by an "open abdomen" approach. *Arch Surg* 123:152-156, 1988.
33. Walsh GL, Hedderich G, Wexlewr MJ, Meakins JL: The open abdomen—The Marlex® mesh zipper technique: A method of managing intraperitoneal infection. *Surg Clin North Am* 68:250, 1988.
34. Fielding GA, Lewandowski R, Askew AR, Wall D: Stapled Marlex® mesh abdominal closure for repeat laparotomy in pancreatic disease. *Aust N Z J Surg* 57:767-770, 1987.
35. Fry DE, Osler T: Abdominal wall considerations and complications in reoperative surgery. *Surg Clin North Am* 71:1-11, 1991.
36. McCormack PM: Use of prosthetic materials in chest wall reconstruction. *Surg Clin North Am* 69:965-976, 1989.
37. Bright RM: Reconstruction of thoracic wall defects using Marlex® mesh. *JAAHA* 17:415-420, 1981.
38. Ellison GW, Trotter GW, Lumb WV: Reconstructive thoracoplasty using spinal fixation plates and polypropylene mesh. *JAAHA* 17:613-616, 1981.
39. Hosey G, Kowalchick E, Tesoro D, et al: Comparison of the mechanical and histologic properties of Achilles tendons in New Zealand white rabbits secondarily repaired with Marlex® mesh. *J Foot Surg* 30:214-233, 1991.
40. Robello GT, Aron DN, Foutz TL, Rowland GN: Replacement of the medial collateral ligament with polypropylene mesh or a polyester suture. *Vet Surg* 21:467-474, 1992.
41. Boyce B: Physical characteristics of expanded polytetrafluoroethylene grafts, in Stanley JC (ed): *Biologic and Synthetic Vascular Prostheses*. New York, Grune & Stratton, 1982, pp 553-561.
42. Thomas JH, Pierce GE, Iliopoulos JI, Hemreck AS: Vascular graft selection. *Surg Clin North Am* 68:865-874, 1988.
43. Terrill PJ, Kedwards SM, Lawrence JC: The use of GoreTex® bags for hand burns. *Burns* 17:161-165, 1991.
44. Kruse RW, Fracchia M, Boos M, et al: Gore-Tex® fabric as a cast underliner in children. *J Pediatr Orthop* 11:786-787, 1991.
45. Bolton CW, Buchman WC: The Gore-Tex® expanded polytetrafluoroethylene prosthetic ligament. *Clin Orthop* 196:202-213, 1985.
46. Stoppa RE, Rives JL, Warlaumont CR, et al: The use of Dacron® in the repair of hernias of the groin. *Surg Clin North Am* 64:269-286, 1984.
47. Markham NI, Salaman JR: Use of Mersilene® mesh and a zip in the management of severe intra-abdominal sepsis. *J R Coll Surg Edinb* 36:60, 1991.
48. Wantz GE: Incisional hernioplasty with Mersilene. *Surg Gynecol Obstet* 172:129-137, 1991.
49. Chase JP, Beard WL, Bertone AL: The effects of open peritoneal drainage in horses with experimentally induced peritonitis. *Proc Equine Colic Res Symp*:53, 1991.
50. White RA, Ramos SA, Delaney HM: Renorrhaphy using knitted polyglycolic acid mesh. *J Trauma* 27:689-690, 1987.
51. Pretre R, Mentha G, Rohner A: Use of resorbable mesh graft to obtain haemostasis from the cut surface of the liver after hepatic resection. *Br J Surg* 78:361-362, 1991.
52. Rogers FB, Baumgartner NE, Robin AP, Barret JA: Absorbable mesh splenorrhaphy for severe splenic injuries: Functional studies in an animal model and additional patient series. *J Trauma* 31:200-204, 1991.
53. Dasmahapatra KS, Swaminathan AP: The use of a biodegradable mesh to prevent radiation-associated small bowel injury. *Arch Surg* 126:366-369, 1991.
54. Devereux DF, O'Connell MO, Spain DA, Robertson FM: Peritoneal leukocyte response following placement of polyglycolic acid intestinal sling in patients with rectal carcinoma. *Dis Colon Rectum* 34:670-674, 1991.
55. Trimbo JB, Snijders-Keilholz T, Peters AAW: Feasibility of the application of a resorbable polyglycolic-acid mesh (Dexon® mesh) to prevent complications of radiotherapy following gynaecological surgery. *Eur J Surg* 157:281-284, 1991.
56. Purushotham AD, Carachi R, Gorham SD, et al: Use of a collagen coated vicryl tube in the reconstruction of the porcine esophagus. *Eur J Pediatr Surg* 1:80-84, 1991.
57. Henne-Burns D, Kreischer HP, Schmiegelow P, Kremer B: Reinforcement of colon anastomosis with polyglycolic acid mesh: An experimental study. *Eur Surg Res* 22:224-230, 1990.
58. Larson GM, Vandertoll DJ: Approaches to repair of ventral hernia and full-thickness losses of the abdominal wall. *Surg Clin North Am* 62:335-350, 1984.
59. Aragona J, Parson JR, Alexander H, Weiss AB: Soft tissue attachment of filamentous carbon-absorbable polymer tendon and ligament replacement. *Clin Orthop* 160:268-278, 1981.
60. Harrison JH: Teflon® weave for replacing tissue defects. *Surg Gynecol Obstet* 104:584-590, 1957.
61. Dayton MT, Buchele BA, Shirazi SS, Hunt LB: Use of absorbable mesh to repair contaminated abdominal wall defects. *Arch Surg* 121:954-960, 1986.
62. Arndt M, Pirscher W: Absorbable mesh in the treatment of rectal prolapse. *Int J Colorectal Dis* 3:141-143, 1988.
63. Brismar Bo, Akerlund JE: Polyglycolic acid (Dexon®) mesh for packing to control intra-abdominal bleeding. *Acta Chir Scand* 155:3, 1989.
64. Delany HM, Rudavsky AZ, Lan S: Preliminary clinical experience with the use of absorbable mesh splenorrhaphy. *J Trauma* 25:909-913, 1985.