

# PROTEZELE PERETELUI ABDOMINAL ANTERIOR: ALEGERE DIFICILĂ

## PROTHESES OF THE FORE-ABDOMINAL WALL: DIFFICULT CHOICE

### Rezumat

Reparația defectelor structurale ale peretelui abdominal anterior prin interpoziția protezelor sintetice este actuală și chiar indispensabilă în cazul unor evenenții. Actualmente, pe piață, există o varietate mare de plase sintetice fapt ce implică o alegere dificilă a lor. Acest articol face o referire generală asupra diferitor materiale protetice, ținând cont de datele de literatură, în scopul formării unei viziuni mai precise despre avantajele și inconvenientelor acestora.

Gheorghe POPA

*dr. în medicină, Catedra Chirurgie Generală și  
Semiologie, USMF „N. Testemițanu”*

### Summary

Redressing the structural flaws of the fore-abdominal wall through an interposition of synthetic protheses is actual and even indispensable in case of some eventries.

Nowadays, on the market, there is a large variety of synthetic nets and this implies a difficult choice of them. This article makes a general reference to different prothetic materials, taking into account literature data, with an aim to form a more precise vision about their advantages and inconveniences.

### Introducere

Necesitatea de a ranforșa peretele abdominal cu material alogen pare a fi cunoscută încă de egiptenii din antichitate care utilizau foi de papirus în acest scop, ce poate ar fi un prototip al „plaselor” noastre moderne. Eșecurile chirurgilor în curele herniare, prin închiderea simplă a defectului, i-au tentat de a utiliza grilaje metalice: argint de Witzel în 1889, aluminiu de Busse în 1901 și multe alte metale inclusiv și oțelul inoxidabil (Toilinox) în 1940. Cu regret aceste proteze erau prea rigide și greu suportate de bolnavi, prea inerte din punct de vedere biologic, nu provocau nici o reacție permițând incorporarea lor tisulară și favorizând astfel migrația lor. Ulterior au fost utilizate numeroase materiale sintetice cu succese nesigure și reacții redutabile. În anii 50, datorită progresului în industria chimică, vor apare proteze sintetice ca alcoolii de polivinil (Ivalon), poliethilenele, polipropilenul (Prolen®, Marlex®, Surgipro®), polimerii de fluor (PTFE, Teflon®), poliamidul (nylon®, Crinoplaque®) și, în sfârșit, poliesterii saturați (Mersilene®, Dacron®) care se vor impune treptat până a cunoaște progresul actual. Atitudinea de nesiguranță a chirurgilor față de utilizarea plaselor sintetice treptat, a făcut loc atitudinii inverse, favorizată și de succesele chirurgiei laparoscopice. Actualmente, pe piață apar tot mai multe proteze sintetice, punând chirurgii în fața unei alegeri dificile, fiindcă calitatea și inconvenientele fiecărei proteze nu sunt dovedite și adesea chiar necunoscute. Numeroase lucrări experimentale sunt interesate mai mult de calitățile mecanice, decât de cele ce ar viza toleranța biologică a acestor proteze [5,9,13,16]. Vom încerca să facem o analiză vizavi de protezele sintetice utilizate actualmente ținând cont de compoziția lor, caracteristicile mecanice, comportamentul lor „in situ” cu reacțiile induse și complicațiile lor respective.

Caracteristicile protezelor sintetice. Caracteristica unei

bune proteze a fost dată mult timp în urmă de Cumberland și Scales [17]: chimic inertă, să nu provoace reacții alergice și inflamatorii, noncancerigenă, capabilă să reziste contracțiilor mecanice, sterilizabilă, fără alterație de structură fizică în mediu biologic, ușor fabricabilă. Primele proteze sintetice aveau o rețea de nylon (Crinoplaque®). Alterarea progresivă a acestui material „in situ” a provocat abandonul său în favoarea altor materiale protetice. Actualmente există patru tipuri de proteze care diferă prin compoziția lor chimică și tipul de împletire. Poliesterul, polipropilenul și politetrafluoroetenul care sunt nonresorbabile, iar poliglactina și acidul poliglicolic care sunt resorbabile [13,7,14,19]. Mersilene® și Dacron® sunt două forme mai bine cunoscute ale poliesterului. Mersilene® a fost descoperit în 1954 și constă din mai multe filamente împletite, constituind un fir și apoi tricostat, în timp ce Dacron® este un monofilament împletit și apoi tricostat. Fileul din poliester este fin, suplu, lejer și permeabil. Polipropilenul sub formă de Marlex® a apărut în 1959. Se cunosc în special trei forme: Marlex®, Prolen® și Surgipro®. Polipropilenul are o rețea macroporoasă mai rigidă ca la poliester. Marlex® reprezintă un monofilament țesut, în timp ce Prolen® este țesut din două fire, iar Surgipro® din trei. Cu cât mai multe fire, cu atât fileul este mai suplu și mai flexibil. Politetrafluoroetenul (PTFE) inițial utilizat sub formă de un grilaj multifilament (Teflon®), a fost rapid abandonat din cauza apariției multiplelor complicații. A fost răspândit în anii 70 sub o formă modificată (Gore-tex®). PTFE este pe larg utilizat în chirurgia vasculară. Fileul lui este foarte suplu și atât de microporos, încât este asimilat mai mult cu un plasture decât cu un fileu. Vicryl® (poliglactina) și Dexon® (acidul poliglicolic) și-au făcut apariția la începutul anilor 80 și sunt unicele proteze resorbabile. Resorbția completă a unei proteze din Vicryl se produce în timp de 30 zile. Procesul de

resorbție al Dexonului decurge mai lent și durează 90 zile [15]. Aceste proteze sunt suplă, dar mai puțin extensibile ca cele din poliester. Fiind foarte promițătoare la început, ele au un dezavantaj substanțial: rezistența inițială mecanică ce o conferă peretelui abdominal slăbit nu este de lungă durată. Țesutul cicatricial ce substituie plasa, după resorbția sa, degenerază și nu este de o calitate bună care ar garanta o soliditate parietală durabilă [15,2]. Actualmente aceste proteze nu sunt utilizate decât într-un mediu septic sau pentru a preveni o eviscerație.

Comportamentul „in situ”. Diverse proteze au un comportament in situ dependent de compoziția lor chimică, dar și de felul cum sunt „împletite”. Plasa cu structură micro- sau macroporoasă va avea o integrare tisulară diferită [5,2]. Toleranța și rezistența. Rolul unei proteze nonresorbabile nu este de a substitui peretele, ci mai curând de a contribui la reconstrucția sa. Diverse teste de laborator au demonstrat ca rezistența mecanică a materialelor protetice mai des utilizate, la alungire sau la spargere, nu diferă semnificativ între ele și este net superioară peretelui abdominal [16]. In situ, zonele slabe sunt cele care înconjoară punctele de fixare ale protezei care devin vulnerabile, în timp ce țesutul cicatricial pe care este amplasată proteza rezistă. Comportamentul unui material alojen în contact cu țesutul viu a fost bine studiat de mulți autori printre care se numără și savantul Arnaud (sfârșitul anilor 70) [5,3]. Inițial are loc o reacție inflamatoare acută, exudativă ulterior celulară care debutează în a treia zi postoperatorie și constă în apariția celulelor polimorfonucleare și a macrofagilor. Începând cu a zecea zi post-operatorie, aceste celule sunt substituite cu fibroblaști, activitatea cărora se va intensifica treptat, producând colagenul, până la colonizarea completă a protezei și integrarea ei în circa 4-6 săptămâni. Așa dar, există o perioadă critică între a 7-ea - 15 - ea zi, până când reacția fibroplastică nu este atât de intensă. Mai ales în această perioadă stabilitatea protezei trebuie să fie asigurată de punctele de fixație. O reacție inflamatoare mică este reflecția unei toleranțe biologice, în timp ce o activitate fibroblastică intensă mărturisește o bună rezistență prin crearea unui țesut cicatricial de o bună calitate. Riscul de infectare a protezei este proporțional reacției inflamatorii locale. Proteza ideală este considerată cea, proteză care provoacă o reacție inflamatoare minimă și o activitate fibroblastică intensă. Durata reacției inflamatorii diferă de la autor la autor: după unii ea dispare în câteva săptămâni [13], conform altor autori – persistă câteva luni [19,10]. Această reacție depinde nu numai de materialele utilizate, ci și de porozitatea acestora. Într-un studiu experimental realizat pe iepuri Rath [16], comparând Dacron®, Prolen®, Vicryl®, și Vicryl-Dacron®, a constatat că toleranța la Dacron® este mai bună decât cea la Prolen®, în timp ce pereții ranforșați cu Prolen® sunt mai rezistenți. Această experiență a fost confirmată și de Klinge [9], care a înregistrat o reacție inflamatoare acută mai scurtă pentru Mersilene® decât pentru Prolen®, dar în schimb cantitatea de colagen și orientarea sa în raport cu fibrele fileului era mai puțin favorabilă pentru Mersilene® [12,18]. Calitatea incorporării fileului în țesuturi depinde de porozitatea sa, textura și de localizarea in vivo. Diametrul optim al porilor este considerat a fi de 75-100 micrometri. Un exemplu tipic de proteză microporoasă, care nu va fi niciodată incorporată este PTFE [2]. Așa dar un fileu din polipropilen se va incorpora, iar unul din PTFE preferențial se va încapsula [5]. Textura puțin aspră a fibrelor de Marlex® va induce o reacția fibroblastică mai pronunțată, favorizând

incorporarea protezei. Plasarea cea mai favorabilă a protezei, care ar permite o integrare mai bună, este considerată cea dintre spațiile musculare și spațiul pre-peritoneal [16]. Spațiul pre-aponevrotic este cel, unde, infiltrația fibroplastică va fi foarte slabă, compromițând astfel rezistența fileului pe termen lung.

Rezistența la infecție. Riscul survenirii unei infecții de proteză nonresorbabilă este legat de reacția inflamatoare pe care aceasta o induce, de capacitatea de apărare imunitară a organismului și de comportamentul bacteriilor [3]. Toate corpurile străine induc o liză tisulară prin inflamația ce o provoacă, favorizând acțiunea bacteriilor. Mai mult, leucocitele pierd din capacitatea lor bactericidă, venind în contact cu proteza [8]. În fine, bacteriile măsoară circa 1 micrometru în diametru, în timp ce celulele polimorfonucleare – 100-150 micrometri. Fileurile microporoase permit trecerea numai a bacteriilor, dar nu și a tuturor formelor leucocitare [8]. În realitate nici o proteză existentă actualmente pe piață nu poate rezista la o infecție activă și, deci, ea nu poate fi utilizată în mediu septic. În toate cazurile infecția unei proteze survine precoce, deoarece un fileu colonizat de țesut cicatricial nu este accesibil bacteriilor [7].

Aderențele și complicațiile lor. Proteza incorporată în țesuturi provoacă o intensă reacție inflamatoare ce duce ulterior la formarea unei fibroze de bună calitate, asigurând în felul acesta o soliditate parietală. Aceasta va induce formarea de aderențe cu țesuturile adiacente, fapt care ar sta la originea unor eventuale fistule intestinale [14,19]. Această problemă a fost bine studiată pe animale și, în mod deosebit atunci, când proteza vine în contact direct cu visceralele. Țesuturile de o manieră identică reacționează la materialele protetice de aceeași textură [14,2,4]. Implantarea tisulară a PTFE antrenează o reacție inflamatoare mai slabă și se formează mai puține aderențe, în timp ce protezele țesute generează numeroase aderențe [7]. Unii autori au încercat fileuri combinate compuse din material nonresorbabil acoperit cu material resorbabil, care ar veni în contact direct cu visceralele. De exemplu Dacron®-poliglactina, poliester-colagen sau polipropilen-poliglactina. Aceste combinații au menirea de a preveni formarea intensă de aderențe și respectiv riscul formării unor eventuale fistule [7]. În opinia altor autori nu este atât de important cantitatea de aderențe, dar mai curând calitatea lor, să fie mai flaxe [9,16,20]. Datele din literatură vizavi de această problemă sunt atât de contradictorii, încât nu se poate concluda.

Alegerea protezei. Alegerea unei proteze pentru restaurarea peretelui abdominal pare a fi destul de dificilă. Care proteză este mai rezistentă și mai bine tolerată, care prezintă mai puține riscuri de complicații infecțioase, de formare a aderențelor, a fistulelor? La ora actuală nu există un răspuns evident. Pentru a găsi un răspuns este necesar de studiat comportamentul acestor materiale in vivo, in vitro pe animale și ulterior pe oameni. Cu regret, aceste studii sunt deseori contradictorii și, mai ales, dificil comparabile. Protezele sintetice sunt clasificate în patru grupe (Amid) [1], în raport cu tipul materialului, diametrul porilor și dacă fileul este mono sau multifilament. O proteză ideală trebuie să fi flexibilă și să faciliteze trecerea macrofagilor \ leucocitelor. Se consideră că diametrul porilor trebuie să fi puțin superior de 75 micrometri, pentru a facilita această trecere. Trebuie de menționat totodată că diametrul mediu al leucocitelor este de 9-15 micrometri, iar cel al macrofagilor de 16-20 micrometri [6]. Pentru protezele multifilament spațiul intermediar este foarte important a fi luat în considerație,

deoarece el este inferior de 10 micrometri. Prin astfel de materiale este posibilă numai trecerea bacteriilor mici (1 micrometru), dar nu și a leucocitelor ceea ce sporește riscul de infectare [6]. Sunt unele puncte de tangență cu care mai mulți autori sunt de acord. PTFE suscită o reacție inflamatorie de o intensitate mică, având ca consecință o integrare tisulară mai slabă. Riscul de deplasare și de migrație chiar și pe termen lung, este mare. Aceasta este o proteză de evitat în chirurgia parietală. Totuși, unii autori o preferă în cazul plasării ei în contact direct cu viscerele, fiindcă se formează mai puține aderențe. Polipropilenul provoacă o reacție inflamatorie mai intensă ca poliesterul, este mai puțin tolerat, dar mai solid pe termen lung. El este mai agresiv în contact cu intestinul și poate fi responsabil de fistule digestive. Această problemă există însă și pentru poliester. Pentru a diminua reacția inflamatorie, utilizând cu toate acestea o proteză nonresorbabilă, au fost propuse proteze combinate: de exemplu polipropilenul (nonresorbabil) cu poliglactina (resorbabilă) (Vypro®). Unii autori consideră că aceasta ar fi o soluție bună pentru a minimaliza unele reacții, alții, dimpotrivă, nu atestă schimbări semnificative [11]. Poliesterul este mai fin și mai suplu ca polipropilenul. Manopera cu poliesterul în eventrațiile mari este mai facilă, el se adaptează mai bine la țesuturi și este mai bine tolerat. Însă suplețea sa face dificilă utilizarea lui în chirurgia celioscopică. O altă controversă este „îngustarea” fileului. În realitate fileul nu se îngustează, ci are loc o micșorare de dimensiuni ale protezei legată de reabilitarea celulară, care, prin retracție cicatriceală, duce la o pierdere în suprafață. Această pierdere este de ordinul 25-30% pentru fileurile actualmente utilizate [12, 18].

### Concluzii

La întrebarea „Ce proteză de ales?” nu există un răspuns univoc. Finalmente diferite proteze recomandate sunt echivalente în calitate și inconveniente [7]. Sunt totuși câteva momente incontestabile: Pierderea în suprafață a protezei implică utilizarea unor fileuri de dimensiuni mari, pentru a asigura un bun rezultat pe termen lung. Reacția inflamatorie constantă (cu excepția PTFE) trebuie să ne pună în gardă în cazul implantării materialelor protetice. Din prudență, este preferabil de inserat o proteză într-un spațiu, unde ea nu vine în contact direct cu viscerele, fiind în același timp corect incorporată. Locul ideal pentru plasare rămâne la moment spațiul pre-peritoneal sau retro-muscular în eventrațiile mari. Actualmente, chirurgii au la dispoziție o varietate impresionantă de diferite modele de proteze, însă avantajele și inconveniente ale acestora nu sunt atât de evidente, pe cât ne-am putea imagina.

### Bibliografie

1. AMID PK. Classification of hernia surgery. *Hernia* 1997 ; 1 : 15-21.
2. AMID PK, SHULMAN AG, LICHTENSTEIN IL, HAKAKHA M. Biomaterials for abdominal wall hernia surgery and principles of their applications. *Langenbecks Arch Chir* 1994 ; 379 : 168-71.
3. ARNAUD JP, ELOY R, ADLOFF M, et al. Critical evaluation of prosthetic materials in repair of abdominal wall hernias. New criteria of tolerance and resistance. *Am J Surg* 1977 ; 133 : 338-45.
4. BELLON JM, CONTRERAS LA, PASCUAL G, et al. Neoperitoneal formation after implantation of various biomaterials for the repair of abdominal wall defects in rabbits. *Eur J Surg* 1999 ; 165 : 145-50.
5. BELLON JM, BUJAN J, CONTRERAS L, et al. Integration of biomaterials implanted into abdominal wall : Process of scar formation and macrophage response. *Biomaterials* 1995 ; 16 : 381-87.
6. BRUN U, BORDENAVE L, LEFEBVRE F. Physical and biological characteristics of the main biomaterials used in the pelvic surgery. *Biomed Mater Eng* 1992 ; 2 : 203-25.
7. CHAMPETIER J, RUSSIER Y, ZATTARIA A, et al. Les prothèses synthétiques dans la chirurgie réparatrice de la paroi abdominale (hernies de l'aine exceptées). Caractéristiques, comportement in situ et applications. *J Chir* 2003 ; 129 : 375-83.
8. DOUGHERTY SH. Pathobiology of infection in prosthetic devices. *Rev Infect Dis* 1988 ; 10 : 1102-117.
9. KLINGE U, KLOSTERHALFEN B, CONZE J, SCHUMPELICK V, et al. Modified mesh for hernia repair that is adapted to the physiology of the abdominal wall. *Eur J Surg* 1998 ; 164 : 951-60.
10. KLINGE U, KLOSTERHALFEN B, MULLER M, SCHUMPELICK V. Foreign body reaction to meshes used for the repair of abdominal wall hernias. *Eur J Surg* 1999 ; 165 : 665-73.
11. KLOSTERHALFEN B, KLINGE U, HENZE U, et al. Morphologische Korrelation der funktionellen Bauchwandmechanik nach Mesh-Implantation. *Langenbecks Arch Chir* 1997 ; 382 : 87-94.
12. LEBER GE, GARB JL, ALEXANDER AI, et al. Long-term complications associated with prosthetic repair of incisional hernias. *Arch Surg* 1998 ; 133 : 378-82.
13. MORI N, TAKANO K, MIYAKET, et al. A comparison of prosthetic materials used to repair abdominal wall defects. *Pediatr Surg Int* 2001 ; 13 : 487-90.
14. MORRIS-STIFF GJ, HUGHES LE. The outcome of nonabsorbable mesh placed within the abdominal cavity : Literature review and clinical experience. *J Am Coll Surg* 1998 ; 186 : 352-67.
15. MARMON LM, VINOUCUR CD, WEINTRAUB WH, et al. Evaluation of absorbable polyglycolic acid mesh as a wound support. *J Pediatr Surg* 1985 ; 20 : 737-42.
16. RATH AM, ZHANG J, AMOUROUX J, CHEVREL JP. Les prothèses pariétales abdominales. Etude biomécanique et histologique. *Chirurgie* 2002 ; 121 : 253-65.
17. SCALES JT. Tissue reactions to synthetic materials. *Proc Roy Soc Med* 1953 ; 46 : 647-652.
18. STOPPA R. Letter to the editor. *Arch Surg* 1998 ; 133 : 1254-255.
19. SCHUMPELICK V, KLINGE U, WELTY G, KLOSTERHALFEN B. Meshes in der Bauchwand. *Chirurg* 1999 ; 70 : 876-87.
20. VRIJLAND WW, BONTHUIS F, STEYERBERG EW, et al. Peritoneal adhesions to prosthetic materials. Choice of mesh for incisional hernia repair. *Surg Endosc* 2000 ; 14 : 960-63