- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.231 Fri, 04 Jul 2025, 04:49:03



# Caratteristiche ed utilizzo di stent: risultati di una indagine statistica decennale

Maria Barbato[1], Filomena Vecchione[1], Annamaria Nicchia[1], Raffaella Niola[2], Franco Maglione[2]

[1]UOSC di Farmacia AORN Cardarelli, Napoli
[2]UOSC di Radiologia Vascolare e Interventistica AORN Cardarelli, Napoli

**Riassunto:** L'obiettivo è quello di elaborare una serie di schede, nelle quali vengono illustrate le caratteristiche dei vari stent per PTA (angioplastica dei vasi periferici) esistenti in commercio, il loro utilizzo e comparare la durata della pervietà dopo l'impianto, in considerazione del tipo di farmaco usato per contrastarne l'occlusione.

**Parole chiave:** stent, pervietà, scheda, occlusione.

**Abstract:** *Stents analisys positioned from 1996 to 2005 at Cardarelli Hospital in Naples, Italy*.

The purpose is working on some leaflets regarding the stent's features available, their utilization and the comparison about their patency, according to the drug used to contrast the clogging.

**Key words:** stent, patency, leaflet, clogging.

## Introduzione

La procedura di stenting endovascolare, nell'ultimo decennio, ha preso sempre più spazio nel trattamento di pazienti considerati esclusivamente "chirurgici".

Il vantaggio della procedura di stenting consiste nel fornire una "impalcatura" ai vasi che tendono a collassare dopo l'angioplastica, rafforzando il concetto e l'utilizzo della stessa angioplastica.

Charles Dotter è stato colui che per primo ha descritto lo stenting endovascolare.

Lo stent di Dotter prevedeva un sistema di dilatazione coassiale[1] e consisteva in una spirale metallica di diametro fisso posizionata nell'area bersaglio con un catetere pusher. Altri Autori, successivamente, introdussero il concetto dello stent espandibile su palloncino.

Il meccanismo di base di questo tipo di stent è la simultanea espansione radiale e la deformabilità della maglia; lo stent conserva la forma e le dimensioni del pallone gonfio ed è tenuto *in situ* dall'elasticità residua delle pareti[2,3].

La procedura iniziale di uno stenting comincia, per una corretta valutazione delle lesioni vasali, da un'angiografia panoramica dell'aorta addominopelvica e degli arti inferiori con puntura dell'arteria femorale (in alcuni casi ascellare o omerale) e cateterismo con tecnica di Seldinger.

Successivamente, si passa al cateterismo selettivo del vaso[1] portatore di lesioni, per il successivo passaggio translesionale di guide speciali (idrofiliche, floppy, ricanalizzatrici), sulle quali potranno in seguito passare cateteri da PTA e stent, cioè "ponti" metallici deputati al rimodellamento vasale.

### *Biomeccanica dello stenting*

Dal momento che il posizionamento di uno stent all'interno di un vaso può essere irreversibile, è di fondamentale importanza che esso aderisca alle pareti del vaso, onde evitare una trombosi successiva.

La principale caratteristica di uno stent è quella di opporre la massima resistenza al collasso, grazie alla distribuzione del carico lungo i suoi supporti[4].

La configurazione delle maglie dello stent determina il grado di accorciamento a un determinato diametro, e il rapporto tra il diametro espanso e quello non espanso.

Un rapporto di buona espansibilità è particolarmente auspicabile per lo stenting percutaneo di grossi vasi, perché può ridurre il calibro del catetere portante.

È da tenere in considerazione, inoltre, il carico di lavoro che lo stent sopporta durante la dilatazione col palloncino, e assicurarsi che non si ecceda con la pressione di gonfiaggio.

## Materiali e metodi

### *Composizione dei materiali e caratteristiche di superficie*

Le leghe più comunemente usate nella costruzione degli stent includono 300 serie di acciaio inossidabile: in particolare, l'acciaio 304 e 317L con diverse percentuali di ferro, cromo e molibdeno; quest'ultimo aiuta a stabilizzare la struttura cristallografica e a determinare le caratteristiche fisiche. Il processo finale di elettropulitura rimuove la maggior parte degli elementi dalla superficie del metallo lasciando un'alta concentrazione di cromo;

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.231 Fri, 04 Jul 2025, 04:49:03



dopo l'esposizione all'aria e la sterilizzazione, uno strato di pochi nanometri di spessore stabilizza la superficie e previene ulteriori ossidazioni. I difetti di superficie e le tracce di elementi possono causare alterazioni proteiche e influenzare reazioni cellulari[5].

Altri materiali impiegati nella costruzione degli stent sono il titanio e il nitinolo (lega in nichel-titanio).

Il titanio è un elemento metallico ben conosciuto per la sua resistenza alla corrosione (quasi quanto il platino) e per il suo alto rapporto resistenza/peso. È leggero, duro, con una bassa densità (il 40% di quella dell'acciaio). Quando è allo stato puro è abbastanza duttile, lucido, di colore bianco metallico. Il titanio è resistente come l'acciaio ma del 45% più leggero. Il titanio viene molto impiegato in ambito medico-chirurgico; viene inoltre utilizzato come lega.

Il nitinol è, infatti, una lega nichel-titanio, un metallo a "memoria di forma" (Shape Memory Alloys, SMA's, o LMF). I materiali a *memoria di forma* rappresentano una classe di materiali metallici dalle inusuali proprietà meccaniche. In particolare, con il termine leghe a *memoria di forma* si indica un'ampia classe di leghe metalliche, scoperte abbastanza recentemente, che hanno come caratteristica principale quella di essere in grado di recuperare una forma macroscopica preimpostata per effetto del semplice cambiamento della temperatura o dello stato di sollecitazione applicato, sono cioè capaci di subire trasformazioni cristallografiche reversibili, in funzione dello stato tensionale e termico. Quando una SMA è al di sotto della sua temperatura di trasformazione può essere deformata abbastanza facilmente a causa del suo basso $\sigma$ y; se riscaldiamo però il materiale sopra la temperatura di trasformazione, subentra un cambio nella struttura cristallina che causa il ritorno alla forma originaria e sviluppa una forza notevole. In particolare, le SMA subiscono una trasformazione di fase cristallina quando vengono portate dalla loro configurazione più rigida ad alta temperatura, alla configurazione a più bassa energia e temperatura. Oltre alla caratteristica di reversibilità termica della deformazione, le LMF presentano anche altre caratteristiche, quali il comportamento superelastico, che ha moltiplicato le possibilità di impiego, e la capacità di generare elevate forze in fase di recupero della forma.

La maggior parte degli stent sono ricoperti di polietilene tereftalato (PET) e di politetrafluoroetilene (PTFE); il poliuretano (PU) è stato utilizzato solo in pochi casi.

Il PET è un polimero composto da lunghe catene di glicole e acido tereftalico: la sua buona forza di espansione deriva dall'alta dissociazione di energie dei legami covalenti delle catene del polimero. Esso possiede un'elevata energia di superficie e una conformazione delle maglie "knitted warp o weft" o "woven", cioè una tessitura disposta nello spazio in longitudinale o trasversale che rende il materiale elastico.

La risposta biologica degli impianti vascolari di PET è caratterizzata da una capsula fibrosa sulla superficie esterna del graft e da un tessuto granulomatoso con abbondante matrice intercellulare che infiltra la trama. Quando usato in vasi di piccolo diametro (inferiore a 6 mm) il PET induce un'intensa reazione cellulare che riduce il lume dello stent causandone la trombosi. Il PET, paragonato al PTFE, risulta più trombogenico, il che rappresenta uno svantaggio soprattutto in alcuni casi, come nel grafting degli aneurismi dell'aorta addominale, dal momento che la trombosi dell'aneurisma escluso è un evento di estrema importanza.

Il PTFE è composto da catene di carbonio saturate con fluoro; a causa della maggiore grandezza degli atomi di fluoro rispetto a quelli di carbonio, nonché della curva di 180° delle catene ogni 13 atomi di carbonio, la struttura finale risulta alquanto rigida e chimicamente stabile, il che spiega alcune caratteristiche di questo polimero, come il basso coefficiente di frizione, l'elevato punto di fusione e la bassa energia di superficie. Tali aspetti fisici del polimero si correlano con alcune proprietà biologiche, come la bassa trombogenicità e la modesta reazione tissutale.

I PUS, diversamente da PET e PTFE, possono essere rigidi o morbidi a seconda della loro composizione; quelli correntemente usati sono elastomeri e pertanto hanno catene polimeriche con segmenti alifatici morbidi e segmenti uretanici rigidi. Rispetto al passato, i poliuretani sono stati abbandonati per la loro bassa biodegradabilità; quelli attuali hanno una maggiore biodegradabilità. Le caratteristiche fondamentali sono la porosità del materiale, l'espansione circa 6 volte il diametro in chiusura, l'elevata energia di superficie. Relativamente alla reazione tissutale si sa poco, in considerazione del limitato uso di quest'impianto[6].

### *Eventi che si verificano dopo l'impianto di uno stent*

La reattività del metallo in contatto con il sangue circolante dipende dalle caratteristiche fisiche di superficie[7]: l'irregolarità della superficie è causa di un'elevata trombogenicità.

La carica elettrica di superficie è in genere negativa, l'esposizione all'aria può convertirla in positiva; quest'evento può rivelarsi non dannoso a causa dell'iniziale attrazione delle proteine del plasma che coprono, in pochi secondi, la superficie artificiale con uno strato di fibrinogeno spesso da 5 a 20 mm. Questo strato proteico diminuisce la trombogenicità dello stent prima dell'arrivo delle piastrine e dei globuli bianchi.

Un'altra proprietà di superficie dello stent che determina la reattività con il sangue è l'energia libera di superficie. La tensione di superficie per un solido relativamente trombo-resistente, è compresa tra 20 e 30 dyn/cm; i metalli puliti che hanno una più alta tensione di superficie risultano, pertanto, più trombogenici.

Idealmente lo stent dovrebbe essere posizionato in modo tale che la struttura metallica sia "conficcata" nelle pareti del vaso (*embedding*), lontano dalla circonferenza del lume. I canali lasciati liberi vengono riempiti con materiale trombotico che copre la superficie metallica ma non il tessuto protrudente[8].

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.231 Fri, 04 Jul 2025, 04:49:03



I supporti dello stent generalmente si ancorano al vaso se il diametro finale dello stent è 10-15% più grande del diametro del vaso interessato. Comunque, se il vaso ha un significativo riaccorciamento elastico dopo lo stenting, l'ancoraggio avviene anche se il diametro dello stent è uguale o minore del diametro del vaso.

Se lo stent non è ben posizionato, la superficie esposta causa un deposito di trombi sull'intera superficie ove è presente lo stent; in questo caso la reendotelizzazione è più lenta. Una reendotelizzazione lenta produce una neointima spessa che porta a un restringimento vasale; al contrario, una reendotelizzazione rapida esita in una neointima sottile e, pertanto, in un diametro vasale largo[8].

La formazione del trombo può essere significativamente contrastata dall'uso di anticoagulanti e antiaggreganti: da esperimenti *in vitro* si è visto che l'attività trombotica è fortemente depressa dalla combinazione di eparina, aspirina, dipiridamolo e destrano[9].

Alcuni giorni dopo lo stenting, lo strato trombotico che copre i supporti dello stent è progressivamente rimpiazzato da tessuto fibromuscolare a cominciare dai supporti stessi, con un avanzamento eccentrico[10-12].

*Stenting excursus*

Si riportano di seguito le principali caratteristiche degli stent maggiormente conosciuti e utilizzati:

*Stent non ricoperti*

Stent non ricoperti espandibili su palloncino

LONG MEDIUM PALMAZ-SCHATZ SPIRAL
- espandibile su palloncino (da montare o serrare a mano);
- maglia larga "a finestra";
- acciaio inossidabile 316L;
- spessore di parete 0.1397 mm;
- misure: short-medium-large-xlarge;
- flessibilità modesta;
- modesta compatibilità alla RM;
- non si accorcia al rilascio;
- radiopacità modesta.

Lo Spiral appare molto utile nelle lesioni lunghe e si presenta più flessibile rispetto al Palmaz classico. I nuovi Palmaz montati su pallone (Genesis), e precedentemente i Corinthian, racchiudono in sé la forza radiale del Palmaz e la maneggevolezza di un premontato.

STRECKER
- espandibile su palloncino;
- struttura tubulare con maglie lavorate con filamento di tantalio;
- flessibile (forse troppo);
- accorciamento minimo al rilascio;
- il fissaggio del pallone avviene con maniche di silicone per prevenirne la dislocazione;
- radiopacità modesta;
- biologicamente inerte;
- MR compatibile;
- forza radiale modesta;
- meccanismo over the wire.
  Attualmente molto poco utilizzato.

AVE BRIDGE STENT
- disegno a zig-zag, filo a geometria circolare, unico punto di saldatura tra i vari segmenti;
- acciaio inossidabile 316L, elettropulito;
- buona radiopacità;
- RM compatibile;
- 10% di accorciamento all'espansione;
- resistenza radiale alta;
- 4% di recoil;
- meccanismo over the wire;
- premontato su palloncino;
- markers prossimale e distale;
- pressione di rilascio 10 atmosfere, di scoppio 12;
- può passare agevolmente attraverso uno stent già impiantato (stent in stent);
- tracktability: elevata conformabilità alle pareti del vaso.

EXPRESS
- premontato su pallone;
- sufficiente radiopacità;
- markers;
- buona tracktability;
- over the wire;
- acciaio;
- RM compatibile;
- maglia zig-zag;
- non c'è accorciamento al rilascio;
- forza radiale sufficiente;
- meccanismo over the wire.

HERCULINK e OMNILINK
- espandibili su palloncino;
- sistema monorail;
- acciaio;
- flessibilità modesta;
- radiopacità modesta;
- RM compatibile;
- maglia stretta;
- accorciamento minimo al rilascio;
- forza radiale modesta.

TSUNAMI
- acciaio;
- di ultimissima generazione stent idrofilici (trade mark) di utilizzo nel trattamento delle stenosi renali;
- radiopaco;
- meccanismo over the wire;
- buona tracktability;
- RM compatibile;
- non c'è accorciamento al rilascio;
- forza radiale sufficiente;
- maglia stretta;
- montato su palloncino.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.231 Fri, 04 Jul 2025, 04:49:03



Le caratteristiche di questi sono state riassunte in Tabella 1.

Stent non ricoperti autoespandibili

SYMPHONY
- espandibile su palloncino;
- nitinolo (lega di nichel e titanio);
- poco radiopaco;
- meccanismo di rilascio "a pistola";
- maglia "a retino";
- forza radiale modesta;
- RM compatibile;
- accorciamento al rilascio minimo.

WALLSTENT EASY WALLSTENT
CAROTID WALLSTENT
- autoespandibile;
- struttura tubulare intrecciata da 12 a 20 monofilamenti di acciaio inossidabile;
- estremamente flessibile per la "libertà" che i monofilamenti hanno di ruotare "a pivot" l'uno sull'altro;
- al rilascio lo stent subisce un accorciamento minimo;
- il calibro dello stent è preferibilmente di 1-2 mm più largo del vaso bersaglio per consentire la frizione tra esso e la parete vasale e prevenire la dislocazione;
- il sistema di rilascio è coassiale, essendo la guaina interna unita a quella esterna con una membrana tubulare ondulata, invaginata (*rolling membrane*), che copre e trattiene lo stent sulla guaina interna (*Wallstent*). Una pressione idraulica di circa 4 atmosfere applicata allo spazio anulare tra i due strati della membrana ondulata, facilita il rilascio della membrana: tirando indietro quest'ultima, come un guanto alla rovescia, la protesi si apre progressivamente. Il Wallstent, al contrario dei premontati, può essere ricatturato e riposizionato se è stato solo parzialmente rilasciato: si ottiene il riposizionamento distale tirando il sistema di rilascio. L'Easy Wallstent non prevede la pressione idraulica perché non è provvisto della *rolling membrane*.

Viene molto usato nelle TIPSS per la sua estrema flessibilità.

MEMOTHERM
- autoespandibile;
- nitinolo con memoria di forma;
- non si accorcia al rilascio;
- fenomeno del "jumping" (salto avanti al rilascio);
- flessibilità moderata, basso profilo (assenza di un filamento fisso a legami incrociati);
- ottimo nelle lesioni lunghe;
- rilascio con sistema "a pistola";
- maglia tubulare;
- forza radiale sufficiente;
- meccanismo over the wire;
- RM compatibile.

ZILVER STENT
- autoespandibile;
- nitinolo;
- radiopacità sufficiente;
- RM compatibile;
- maglia larga;
- forza radiale sufficiente;
- meccanismo over the wire;
- minimo accorciamento al rilascio.

ACCULINK
- autoespandibile;
- morfologia conica per conformarsi alle stenosi dei vasi carotidei;
- maglia stretta sinusoidale;
- monorail;
- buona tracktability;
- RM compatibile;
- non c'è accorciamento al rilascio.

Tabella 1. Caratteristiche degli stent non ricoperti espandibili su palloncino.

| **Stent** | **Palmaz Schatz** | **Strecker** | **Ave bridge** | **Express** | **Herculink/ Omnilink** | **Tsunami** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Materiale** | Acciaio 316L | Tantalio | Acciaio 316L | Acciaio | Acciaio | Acciaio |
| **Flessibilità** | Modesta | Sufficiente | Sufficiente | Sufficiente | Modesta | Modesta |
| **Radiopacità** | Sufficiente | Modesta | BUONA | Sufficiente | Modesta | Sufficiente |
| **Compatibilità RM** | Modesta | Modesta | Modesta | Sì | Sì | Modesta |
| **Tipo di maglia** | Larga "a finestra" | Tubulare | Zig-zag | Zig-zag | Stretta | Stretta |
| **Accorciamento al rilascio** | No | Minimo | No | No | Minimo | No |
| **Forza radiale** | Modesta | Modesta | Buona | Sufficiente | Modesta | Sufficiente |
| **Conformabilità** | Modesta | Modesta | Buona | Sufficiente | Sufficiente | Sufficiente |
| **Sistema di introduzione** | Da montare su pallone | Con maniche di silicone over the wire | Premontato over the wire | Premontato over the wire | Premontato monorail | Premontato over the wire |

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.231 Fri, 04 Jul 2025, 04:49:03



ABSOLUTE
– nitinolo;
– autoespandibile;
– buona radiopacità;
– RM compatibile;
– maglia tubulare;
– forza radiale buona;
– meccanismo over the wire;
– non c'è accorciamento al rilascio.

Le caratteristiche di questi sono state riassunte in Tabella 2.

*Stent ricoperti o graft*

Nati dalla necessità dell'"esclusione vascolare" di aneurismi, dalla riparazione di rotture vasali in corso di PTA, dalla riparazione di fistole arterovenose, nelle lesioni steno-occlusive, per limitare l'iperplasia dell'intima nei segmenti trattati, migliorando la pervietà se comparata alla tradizionale PTA+stenting.

CRAGG ENDOPRO SYSTEM 1 O PASSAGER
– autoespandibile;
– nitinolo ricoperto con poliestere intrecciato a bassa porosità;
– memoria di forma;
– introduttore proprio: necessità di raffreddare la protesi prima del rilascio;
– abbastanza rigido;
– RM compatibile;
– maglia stretta;
– non c'è accorciamento al rilascio;
– forza radiale sufficiente;
– radiopacità modesta.

JO GRAFT
– struttura "a sandwich" con sottile strato di PTFE steso tra due stent di acciaio inossidabile 316L;
– espandibile su palloncino (da montare e "serrare" a mano);
– distensione (quattro volte la sua grandezza);
– espandibile radicalmente, rigido longitudinalmente (non si accorcia, in pratica);
– disponibile ricoperto di eparina;
– non RM compatibile;
– tipo di maglia stretta;
– forza radiale sufficiente;
– radiopacità modesta.

HEMOBHAN ENDOGRAFT
– autoespandibile;
– nitinolo configurato a "Z" ricoperto di una parete sottile di PTFE;
– ottima flessibilità, resistenza al kinking, buona durezza radiale;
– radiopacità modesta;
– RM compatibile;
– non c'è accorciamento al rilascio;
– forza radiale sufficiente;
– sistema di introduzione propria.

CORVITA ENDOLUMINAL GRAFT
– autoespandibile;
– sistema di introduzione proprio;
– struttura cilindrica di metallo (Elgiloy o Phynox monofilamento), intrecciata elicoidalmente con un angolo di circa 88° e 40% di variazioni di lunghezza, ricoperta da una struttura porosa, composta da diverse centinaia di fibre di Corethane (uretano policarbonato), ove il sangue, coagulando, sigilla la Corvita alle pareti del vaso (Palmaz ricoperto di poliuretano, in pratica);
– non è RM compatibile;
– non c'è accorciamento al rilascio;
– forza radiale sufficiente.

WALLGRAFT
– filo singolo in superlega metallica (cobalto cromo bagnato in tantalio) intrecciato secondo una configurazione a rete tubulare rivestita in PET;
– flessibile;
– elastico;

Tabella 2. Caratteristiche degli stent non ricoperti autoespandibili.

| **Stent** | **Wallstent** | **Synphony** | **Memotherm** | **Zilver** | **Acculink** | **Absolute** |
|---|---|---|---|---|---|---|
| **Materiale** | Acciaio | Nitinolo | Nitinolo | Nitinolo | Nitinolo | Nitinolo |
| **Flessibilità** | Buono | Sufficiente | Sufficiente | Buona | Buona | Buona |
| **Radiopacità** | Modesta | Modesta | Sufficiente | Sufficiente | Modesta | Buona |
| **Compatibilità RM** | Sì | Sì | Sì | Sì | Sì | Sì |
| **Tipo di maglia** | Tubulare stretta | "A retino" | Tubulare | Larga | Sinusoidale | Tubulare |
| **Forza radiale** | Buona | Modesta | Sufficiente | Sufficiente | Buona | Buona |
| **Conformabilità** | Buona | Modesta | Sufficiente | Sufficiente | Sufficiente | Buona |
| **Sistema di introduzione** | Over the wire | Meccanismo di rilascio a pistola | Over the wire | Over the wire | Mono rail | Over the wire |
| **Accorciamento al rilascio** | Modesta | Modesta | Modesta jumping | Modesta | No | No |

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.231 Fri, 04 Jul 2025, 04:49:03



– autoespandibile;
– sistema di posizionamento coassiale (la guaina esterna serve a costringere l'endoprotesi fino a quando questa viene liberata ritirando la guaina durante il posizionamento);
– gli stent di piccole dimensioni (da 6 a 12 mm) possono essere muniti di una parte interna radiopaca;
– un filo interno radiopaco indica l'estensione della porzione in PET;
– RM compatibile;
– forza radiale sufficiente;
– radiopacità sufficiente;
– meccanismo over the wire.

ADVANTA
– espandibili su palloncino (evoluzione del graft autoespandibile);
– acciaio ricoperto di PTFE;
– radiopacità buona;
– RM compatibile;
– maglia struttura multicellulare;
– non c'è accorciamento al rilascio;
– buona la forza radiale.

VIATORR e VIABIL
– graft per utilizzo nelle TIPSS (Viatorr) e nel trattamento delle ricostruzioni delle vie biliari (Viabil) in caso di patologie maligne perché rimangono pervi più a lungo rispetto a quelli non ricoperti;
– autoespanbibili;
– over the wire;
– nitinolo ricoperto di PTFE;
– radiopacità modesta;
– RM compatibili;
– tipo di maglia tubulare;
– non c'è accorciamento al rilascio;
– buona forza radiale.

Le caratteristiche di questi sono state riassunte in Tabella 3.

Discorso a parte meritano tutti gli stent per il trattamento di stenosi carotidee: Carotid Wallstent monorail (vale a dire con canale unico per guida e iniezione evitando così il disagio di guide lunghe 3 m che necessitano di doppio operatore).

Gli stent carotidei, qualunque essi siano, prevedono l'apposizione pregressa di un sistema di protezione antiembolico atto a prevenire appunto i fenomeni di embolia da rimozione di placca ateromatosa durante il posizionamento di stent.

*Casistica personale*

Nelle Figure 1 e 2 si riporta il numero degli stent impiantati nell'UOSC di Radiologia Vascolare dal 1996 al 2005 per un totale di 1308 stent.

Nella Figura 3 è stato fatto un confronto tra il numero di impianti effettuati con stent non ricoperti e graft nelle procedure di shunt porto sistemico per via transgiugulare (TIPSS).

## Risultati

La classificazione iniziale è stata improntata su due grandi classi:
– stent ricoperti o graft;
– stent non ricoperti.

I primi hanno dimostrato un maggior tempo di pervietà a distanza rispetto ai non ricoperti avendo un maggior potere anticlogging.

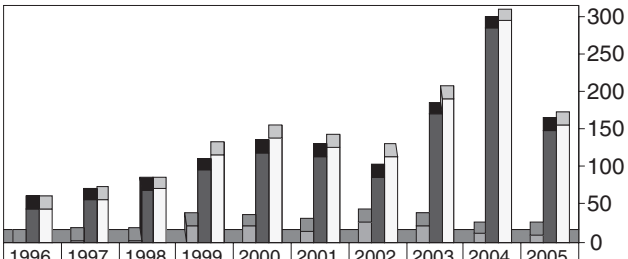
La sottoclassificazione ha considerato il tipo di maglia (stretta o larga): gli stent a maglia stretta, nell'ambito dei

Tabella 3. Caratteristiche degli stent ricoperti (graft).

| Stent | Gragg | Jo graft | Hemobhan | Corvita | Wallgraft | Advanta | Viatorr | Viabil |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| **Materiale** | Nitinolo | Acciaio | Nitinolo | Lega metallica | Superlega metallica | Acciaio | Nitinolo | Nitinolo |
| **Rivestimento** | Poliestere | PTFE | PTFE | Uretano policarbonato | PET | PTFE | PTFE | PTFE |
| **Flessibilità** | Modesta | Modesta | Sufficiente | Modesta | Modesta | Buona | Sufficiente | Sufficiente |
| **Radiopacità** | Modesta | Modesta | Modesta | Modesta | Sufficiente | Buona | Modesta | Modesta |
| **Compatibilità RM** | Sì | No | Sì | No | Sì | Sì | Sì | Sì |
| **Tipo di maglia** | Stretta | Stretta | Zig-zag | Cilindrica elicoidale | Tubulare | Struttura multicellulare | Tubulare | Tubulare |
| **Accorciamento al rilascio** | No | No | No | No | No | No | No | No |
| **Forza radiale** | Sufficiente | Sufficiente | Sufficiente | Sufficiente | Sufficiente | Buona | Buona | Buona |
| **Conformabilità** | Modesta | Modesta | Modesta | Modesta | Sufficiente | Buona | Buona | Buona |
| **Sistema di introduzione** | Proprio | Da serrare su pallone | Proprio | Proprio | Over the wire | Premontato su pallone | Over the wire | Over the wire |

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.231 Fri, 04 Jul 2025, 04:49:03






| | 1996 | 1997 | 1998 | 1999 | 2000 | 2001 | 2002 | 2003 | 2004 | 2005 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| stent ricoperti | 0 | 2 | 2 | 21 | 20 | 13 | 26 | 21 | 10 | 8 |
| stent non ricoperti | 44 | 55 | 68 | 95 | 119 | 114 | 87 | 170 | 285 | 148 |
| stent totali impiantati | 44 | 57 | 70 | 116 | 139 | 127 | 113 | 191 | 295 | 156 |

Figura 1. Casistica di impianto nell'UOSC di Radiologia Vascolare e Interventistica.

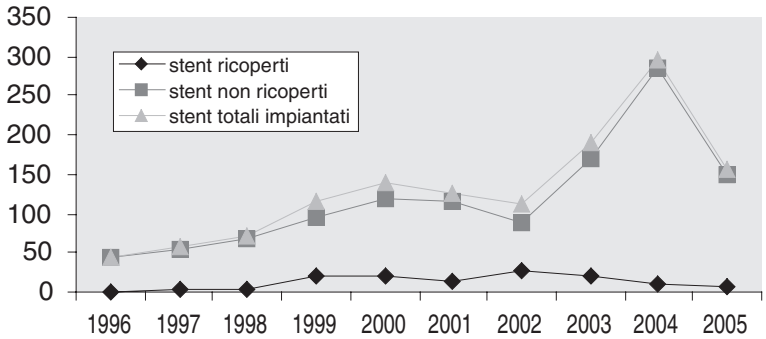
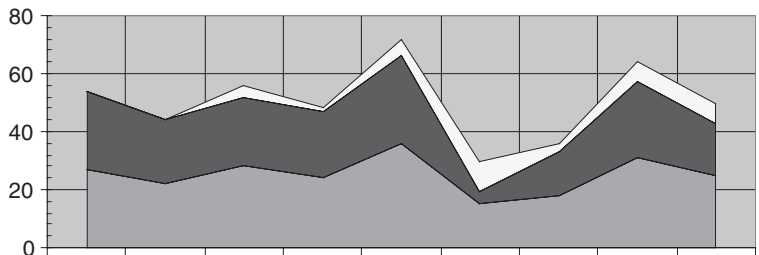



Figura 2. Casistica andamento dello stenting negli anni compresi tra il 1996 e 2005.




| | 1997 | 1998 | 1999 | 2000 | 2001 | 2002 | 2003 | 2004 | 2005 |
|---|---|---|---|---|---|---|---|---|---|
| TIPSS/graft | 0 | 0 | 4 | 1 | 6 | 11 | 3 | 7 | 7 |
| TIPSS/stent | 27 | 22 | 24 | 23 | 30 | 4 | 15 | 26 | 18 |
| TIPSS totali | 27 | 22 | 28 | 24 | 36 | 15 | 18 | 31 | 25 |

Figura 3. Andamento comparativo dell'utilizzo di stent e graft nella creazione di uno shunt porto sistemico per via transgiugulare (TIPSS).

non ricoperti, hanno mostrato minor potere di clogging rispetto a quelli a maglia larga.

L'ulteriore classificazione si è basata sul tipo di materiale: il potere anticlogging degli stent in acciaio medicale è stato pressoché sovrapponibile a quello degli stent in lega nichel-titanio.

Non ha comportato differenza l'autoespandibilità e/o il premontaggio (su pallone) di uno stent.

## Discussione e conclusioni

Dall'analisi effettuata nell'arco dei dieci anni suddescritti, si evince che la procedura di stenting, prima riservata a poche ed esclusive patologie, si è notevolmente allargata sino a essere ormai ampiamente applicata a svariate patologie/stenostruttive, di ricanalizzazione arterovenosa ed epatica.

Tutto ciò è ovviamente da attribuire anche all'affinarsi dei materiali e dei sistemi di rilascio degli stent che nel tempo sono diventati più maneggevoli e sicuri.

Gli stent di acciaio, largamente usati all'inizio sono stati affiancati e attualmente quasi sostituiti da quelli in lega nichel-titanio (nitinolo), maggiormente flessibili e pertanto più adattabili alle pareti vasali, soprattutto se molto tortuose.

Gli stent ricoperti, o *graft*, inizialmente nati per l'esclusione di comunicazioni arterovenose anomale, per riparazioni vasali ecc., per il loro elevato potere anticlogging si sono rivelati essere molto utili per la pervietà a distanza in pazienti con un'aspettativa di vita alquanto lunga, laddove uno stent non ricoperto andrebbe incontro a occlusione con successiva procedura di ricanalizzazione, il che significa discomfort per il paziente e aumento dei costi della procedura iniziale.

Anche se il graft ha un costo iniziale maggiore di uno stent, esso viene tuttavia ammortizzato dalla pervietà a distanza.

La terapia anticoagulante inizialmente, dopo l'impianto di stent o graft, e quella antiaggregante successivamente (6-12 mesi), devono essere prescritte comunque al paziente in quanto migliorano nonché allungano la pervietà di un impianto, garantendo una migliore qualità di vita al paziente.

- Copyright - Il Pensiero Scientifico Editore downloaded by IP 216.73.216.231 Fri, 04 Jul 2025, 04:49:03



I controlli possono essere efficacemente, e in maniera del tutto non invasiva, effettuati con esame ecocolor-Doppler che, oltre che valutare la pervietà, grazie allo studio dei flussi e delle turbolenze esercita valore predittivo sulle probabilità di occlusione di uno stent consentendo una terapia preventiva di ricanalizzazione tempestiva.

## Bibliografia


1. Dotter CT. Transluminally placet coil spring endoarterial tube grafts: long term patency in canine popliteal artery. Investig Radiol 1969; 4: 329-32.
2. Palmaz JC, Sibbit RR, Reuter SR, Tio FO, Rice WJ. Expandable endoluminal graft: a preliminary study. Radiology 1985; 156: 73-7.
3. Palmaz JC, Sibbitt RR, Tio FO, Reuter RS, Peters JE, Garcia F. Expandable intralumional vascular graft: a feasibility study. Surgery 1986; 99: 199-205.
4. Palmaz JC, Kopp DT, Hayashi H, et al. Normal and stenotic renal arteries: experimental balloon expandable intraluminal stenting. Radiology 1987; 164: 705-8.
5. Ratner BD, Johsson AB, Lenl TJ. Biomaterial surfaces. J Biomed Mater Res 1987; 21: 59-89.
6. Palmaz JC. Review of polymeric graft materials for endovascular applications. State of the art. JVIR 1998; 9: 7-13.
7. De Palma VA, Baier RE, Ford JW, Gott VL, Furuse A. Investigation of three-surface properties of several metals and their relationship to blood compatibility. J Biomed Mater Res 1972; 3: 37-75.
8. Palmaz JC. How to build a blood vessel. JVIR 1997; 8: 683-7.
9. Bair RE, Dutton RC. Initial events in interaction of blood with a foreign surface. J Biomed Mater Res 1969; 3: 191-206.
10. Henry M, Amor M. Percutaneous intraluminal treatment of iliac occlusion. ETCCP, Paris, 1998.
11. Link J. Efficacy of a stent graft. Radiology 1998; 206: 562.
12. Henry M, Amor M. Efficacy of a stent graft: reply. Radiology 1998; 206: 502.


Indirizzo dell'Autore:
Dott.ssa Maria Barbato
AORN "Cardarelli"
Via A. Cardarelli, 9
80131 Napoli
mariabarbato2004@libero.it