

Gefäßmedizin Zeitschrift für

Bildgebende Diagnostik • Gefäßbiologie • Gefäßchirurgie •
Hämostaseologie • Konservative und endovaskuläre Therapie •
Lymphologie • Neurologie • Phlebologie

Pseudoaneurysma bei gedeckter anastomosenferner Spontanruptur eines femoro-poplitealen ePTFE-P3-Bypasses

Pfabe FP

Zeitschrift für Gefäßmedizin 2015;

12 (2), 9-14

Homepage:

www.kup.at/gefaessmedizin

Online-Datenbank
mit Autoren-
und Stichwortsuche

**Offizielles Organ der
Österreichischen Gesellschaft
für Phlebologie und
dermatologische Angiologie**



**Offizielles Organ des Österreichischen
Verbandes für Gefäßmedizin**



**Offizielles Organ der
Österreichischen Gesellschaft für
Internistische Angiologie (ÖGIA)**



Indexed in EMBASE/COMPENDEX/GEOBASE/SCOPUS

SITZ GUT, TUT GUT!

EINFACH SCHLUSS MIT
HÄMORRHOIDALLEIDEN!

EASY-TO-USE
AKUT
THERAPIE

✓ Einfache Einnahme

✓ Auf eine Akut-Therapie abgestimmt

✓ Wirkt gezielt von innen



Eine Innovation von Dioscomb®, **Österreichs Nr. 1** bei Venenpräparaten*

*IQVIA Hinausverkauf aus der Apotheke in Einheiten YTD April 2026

Fachkurzinformation: Bezeichnung des Arzneimittels: Dioscomb® 1000 mg Filmtabletten; **Qualitative und quantitative Zusammensetzung:** 1 Filmtablette enthält 1000 mg mikronisierte Flavonoide, bestehend aus 900 mg Diosmin und 100 mg anderen Flavonoiden, dargestellt als Hesperidin. Sonstige Bestandteile: Tablettenkern: Magnesiumstearat, Talkum, Maisstärke, Gelatine, mikrokristalline Zellulose (Typ 102). Filmüberzug: Eisenoxid rot (E172), Eisenoxid gelb (E172), Macrogol 3350, partiell hydrolysiertes Poly(vinylalkohol) (E1203), Titandioxid (E171), Talkum (E553b), Maltodextrin, Guargalactomannan (E412), Hypromellose (E464), mittelkettige Triglyzeride. **Anwendungsgebiete:** Dioscomb ist bei Erwachsenen angezeigt zur: Behandlung von chronischer Veneninsuffizienz der unteren Extremitäten bei folgenden funktionellen Symptomen: schwere Beine und Schwellungen, Schmerzen, nächtliche Krämpfe der unteren Extremitäten. Symptomatische Behandlung von akuten Hämorrhoidalbeschwerden. **Gegenanzeigen:** Überempfindlichkeit gegen den Wirkstoff oder einen der in Abschnitt 6.1 genannten sonstigen Bestandteile. **Pharmakotherapeutische Gruppe:** Kapillarstabilisierende Mittel; Bioflavonoide, Diosmin, Kombinationen. ATC-Code: C05CA53. **Inhaber der Zulassung:** ExtractumPharma zrt. H-1044 Budapest, Megyeri út 64. Ungarn. **Zulassungsnummer:** 141737 **Verschreibungspflicht/Apothekenpflicht:** Rezeptfrei, apothekenpflichtig. **Stand der Information:** 07/2024; **Weitere Angaben zu Warnhinweisen und Vorsichtsmaßnahmen für die Anwendung, Wechselwirkungen mit anderen Arzneimitteln und sonstigen Wechselwirkungen, Schwangerschaft, Stillzeit und Nebenwirkungen sind der veröffentlichten Fachinformation zu entnehmen.** Über Wirkung und mögliche unerwünschte Wirkungen dieses Arzneimittels informieren Gebrauchsinformation, Arzt oder Apotheker.

ERWO
P H A R M A

Pseudoaneurysma bei gedeckter anastomosen- ferner Spontanruptur eines femoro-poplitealen ePTFE-P3-Bypasses

F.-P. Pfabe

Kurzfassung: In der Gefäßchirurgie werden neben der bevorzugt verwendeten autologen Vene alloplastische Kunststoff-Prothesen als Gefäßersatz implantiert. Komplikationen, die häufiger bei Kunststoff-Bypassen auftreten, sind der Bypass-Verschluss, die Protheseninfektion und das Anastomosenaneurysma. Die anastomosenferne, gedeckte Ruptur eines ePTFE-Bypasses stellt eine Rarität dar. Wechselwirkungen zwischen Implantat und Wirtsorganismus, Herstellungsfehler und eine unsachgemäße Handhabung intraoperativ führen ebenso zu einer Degradation und Destruktion der Ultrastruktur wie fortschreitende Veränderungen der Nativgefäße sowie biomechanische und hämodynamische Belastungen. Neben offen-chirurgischen Verfahren stellt das endovaskuläre Vorgehen, insbesondere im

Notfall und als Bridging-Therapie, eine Behandlungsalternative dar.

Schlüsselwörter: alloplastischer Gefäßersatz, ePTFE, anastomosenferne, gedeckte Spontanruptur, Degradation, gecoverter Stent

Abstract: Pseudoaneurysm at a Covered, Nonanastomotic Spontaneous Rupture Site in a Femoro-Popliteal PTFE-P3-Graft. In vascular surgery alloplastic prostheses are implanted as an alternative to autologous vein grafting, which is preferably used. Complications which occur more frequently after implantation of alloplastic grafts are bypass occlusion, graft infection and aneurysms of the anastomoses. Non-

anastomotic, covered rupture and pseudo-aneurysm of an ePTFE bypass is a rarity. Interactions between graft and host organism, structural defects of the graft fabric or improper handling intraoperatively may lead to degradation and destruction of the graft-ultrastructure as well as progressive degenerative modifications in native vessels or biomechanical and hemodynamic stress may do. In addition to open surgical management, the endovascular approach provides, especially in an emergency and as a bridging therapy, a treatment alternative. **Z Gefäßmed 2015; 12 (2): 9–14.**

Key words: alloplastic bypass, ePTFE- graft, covered nonanastomotic spontaneous rupture, degradation, covered stent

■ Einleitung

Neben der autologen Vene ist seit mehr als 60 Jahren das alloplastische Kunststoffimplantat der wichtigste Gefäßersatz der peripheren Bypasschirurgie.

Aufgrund der fehlenden biologischen Anpassungsfunktion und der Degradation durch die Inkorporationsreaktion sowie hämodynamische und biomechanische Belastungen ist der alloplastische Gefäßersatz im Langzeitverlauf (Spätergebnisse) der autologen Vene unterlegen.

Im Langzeitverlauf treten Komplikationen überwiegend im Bereich der Bypass-Anastomose auf (Anastomosenaneurysma, Bypass-Ausriss, Protheseninfektion und -verschluss), eine gedeckte, anastomosenferne Spontanruptur ist dagegen äußerst selten.

■ Falldarstellung

Anamnese, Klinik, Aufnahmebefund

Vier Jahre nach femoro-poplitealer Bypass-Anlage auf das P3-Segment rechts stellte sich ein 57-jähriger Patient in der gefäßchirurgischen Ambulanz mit Schmerzen im rechten Oberschenkel vor, die 5 Tage zuvor plötzlich eingesetzt hatten. Neben einer drastischen Verkürzung der schmerzfreien Gehstrecke bemerkte der Patient eine umschriebene Schwellung im proximalen rechten Oberschenkel.

Anamnestisch lagen eine CAVK und PAVK vom Mehretagen-Typ vor. Neben einer TEA 3/2010 bei symptomatischer Karotisstenose rechts (TIA 4/2009) erfolgte 4/2010 die Anlage eines aorto-bi-iliakalen Bypasses (Dacron 16 × 8 mm), 9/2010 die Anlage eines femoro-poplitealen P2-Bypasses (ePTFE, 8 mm) links und 10/2010 eine femoro-popliteale P3-Bypassanlage (ePTFE, 8 mm) rechts. Aufgrund eines drohenden Bypass-Verschlusses bei fortgeschrittenen Veränderungen der Unterschenkel-Arterien erfolgte 12/2013 eine Angioplastie infragenaal links.

Der rechte proximale Oberschenkel des 57-jährigen Patienten wies eine medial gelegene, moderat pulsatile Erhabenheit auf, wobei Hautkolorit und -temperatur in diesem Bereich normal waren (Abb. 1). Ein Hämatom, Prellmarken oder anderweitige Zeichen eines vorausgegangenen Traumas fanden sich nicht. Es bestand kein Anhalt für ein systemisches oder lokal entzündliches Geschehen. Die Leistenpulse waren beidseits palpabel, Fußpulse links abgeschwächt, rechts nicht palpabel.



Abbildung 1: Lokalbefund mit umschriebener Schwellung (Pfeile) des proximalen Oberschenkels rechts bei Aneurysma spurium nach gedeckter Bypass-Ruptur.

Eingelangt und angenommen am 20. November 2014; Pre-Publishing Online am 30. März 2015

Aus dem Asklepios Klinikum Uckermark

Korrespondenzadresse: Dr. med. Frank-Peter Pfabe, Asklepios Klinikum Uckermark GmbH, Klinik für Gefäßmedizin, D-16303 Schwedt, Auguststraße 23; E-Mail: f.pfabe@asklepios.com

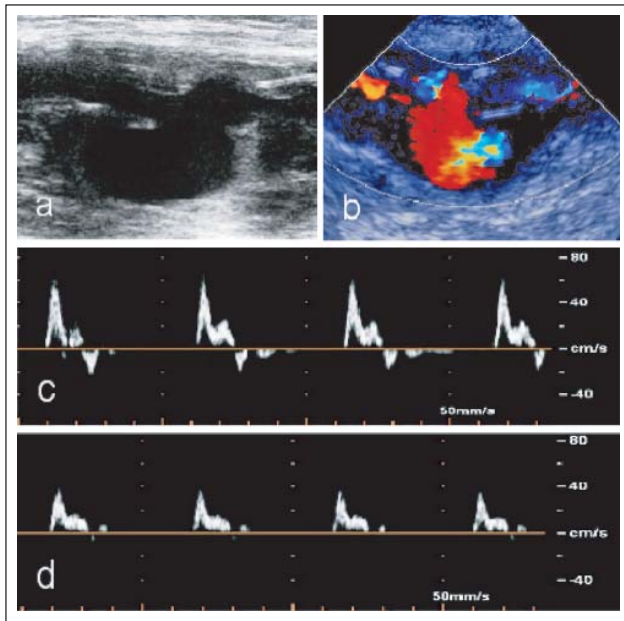


Abbildung 2: Duplexsonographische Diagnostik. (a): Bypass-Ruptur mit Dehiszenz der Rupturränder im B-Mode (Pfeil); (b): Pseudoaneurysma nach gedeckter Bypass-Ruptur im Color-Mode; (c): PW-Dopplersignal proximal der Ruptur; (d): PW-Dopplersignal distal des pulsierenden Hämatoms.

Laborwerte bei Aufnahme (Normwerte in Klammern)

Bei Aufnahme waren bis auf eine geringe Eosinophilie von 47 Gpt/l (0–0,45), eine leichte Erhöhung des C-reaktiven Proteins von 8,3 mg/l (< 5,0) und eine Hyperurikämie von 497 µmol/l (200–417) die übrigen Parameter im Normbereich.

Funktionelle und bildgebende Diagnostik

Bei einer schmerzfreien Gehstrecke von 50 m unter modifizierten Laufbandbedingungen (1,7 km/h, Steigung 12 %) gelang duplexsonographisch der Nachweis eines Aneurysmas spurium im anastomosenfernen, proximalen Segment des femoro-poplitealen Bypasses rechts. Bei semizirkulärer Bypass-Ruptur war eine Kontinuitätsunterbrechung durch Dehiszenz der Rupturränder von 10 mm nachweisbar. Ansonsten unauffällige ePTFE-Prothesenstruktur (Doppellamelle) ohne sonographische Zeichen einer Protheseninfektion.

Das abgekapselte, 20 × 30 mm dimensionierte, semizirkuläre Hämatom wies bei Teilthrombosierung ein durchströmtes Lumen von 16 × 21 mm auf.

Das PW-Dopplersignal des femoro-poplitealen ePTFE-Bypasses war proximal der Ruptur doppelgipfelig und biphasisch, die maximale systolische Vorflusgeschwindigkeit betrug 70 cm/s. Distal war der biphasische Charakter des PW-Dopplersignals nahezu aufgehoben und die Flussgeschwindigkeit mit 40 cm/s reduziert (Abb. 2).

Zur Beurteilung der Gesamtsituation der peripheren Perfusion und zur Therapieplanung führten wir eine kontrastmittelverstärkte CT-Angiographie durch. Neben der anastomosenfernen Bypass-Ruptur 11 cm distal der rechten proximalen Anastomose wurden reguläre Anastomosenverhältnisse und die Intaktheit der übrigen Bypässe beschrieben. Rupturnah fand sich ein periprothetisches Hämatom, keine Luft einschüsse,

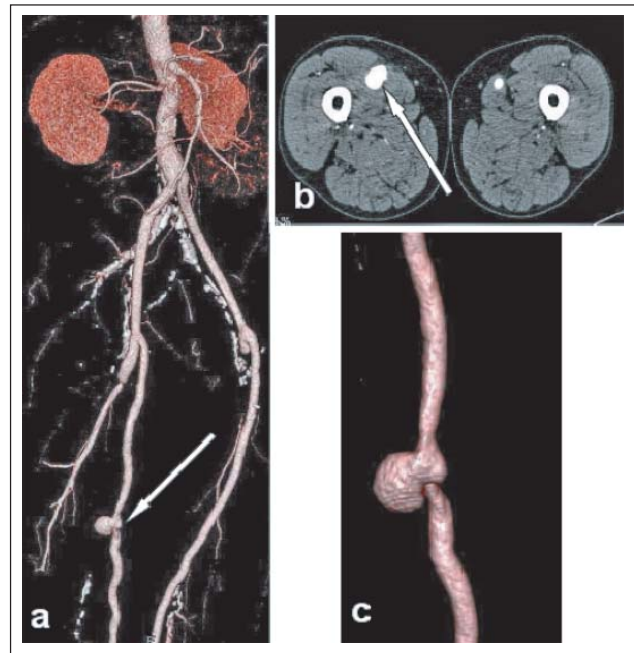


Abbildung 3: Kontrastmittelverstärkte CT-Angiographie. (a): Übersicht nach mehrfacher gefäßchirurgischer Rekonstruktion aorto-bi-pro-fundal und beidseits femoro-popliteal („volume rendering technique“, VRT), anastomosenferne, gedeckte Bypass-Ruptur mit Pseudoaneurysma rechts (Pfeil); (b): kontrastmittelverstärkte CT-Angiographie (Transversal-Schnitt) des pulsierenden Hämatoms rechts (Pfeil); (c): Aneurysma spurium nach semizirkulärer gedeckter Bypass-Ruptur rechts (VRT).

kein Hinweis für eine Protheseninfektion (Abb. 3). Die Perfusion im rechten Unterschenkel war durch ausgeprägte Veränderungen aller drei Unterschenkelarterien charakterisiert.

Therapie und Verlauf

Bei fehlenden Infektions- und Kompressionszeichen favorisierten wir unter Berücksichtigung des Patientenwunsches eine interventionelle Behandlung als Bridging-Therapie, um dann im Intervall einen Teilaustausch der Prothese vorzunehmen.

Nach kranio-kaudaler Bypass-Punktion rechts erfolgte durch Kontrastmittelgabe die Visualisierung der rupturbedingten pathologischen Bypass-Hämodynamik. Diese war durch eine eindrucksvolle Kreiselströmung, ein Stase- und ein Milking-Phänomen im Pseudoaneurysma charakterisiert.

Erst nach kompletter Kontrastierung des Aneurysmas spurium war mit einer Verzögerung von 3–4 s eine identische Kontrastierung des postaneurysmatischen Bypass-Segmentes zu verzeichnen (Abb. 4).

Die Ausschaltung des Pseudoaneurysmas erfolgte durch Implantation eines gecoverten, ballonexpandierbaren Stents (Advanta V12, 9/59 mm), der mit 9 atm implantiert und mit einem Ballon 10/40 mm „oversized“ wurde. Der Kontrastmittel-Fluss im distalen Bypass-Segment war nach Stentimplantation weiterhin pulsatil und leicht verzögert (Abb. 5).

Postprozedural war die schmerzfreie Gehstrecke unbegrenzt. Der ABI wurde rechts mit 0,79 und links mit 0,76 bestimmt. Duplexsonographisch erfolgte der Nachweis einer optimalen Stententfaltung und effektiven Aneurysmaausschaltung. Eine

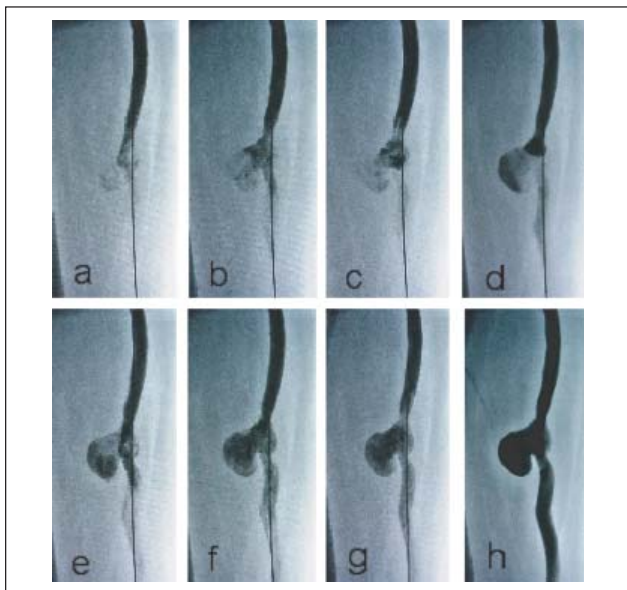


Abbildung 4a-h: Sequenzielle, angiographische Darstellung der pathologischen Bypass-Hämodynamik mit verzögerter Kontrastierung des postaneurysmatischen Bypass-Segments. Die Abbildungen a-h visualisieren einen Zeitabschnitt von 4 Sekunden. Darstellung der Kreiselströmung, des Milking-Phänomens und der Stase im Aneurysmasack.

duale Thrombozytenaggregation mit Clopidogrel 75 mg und ASS 100 mg jeweils 1 × 1 /d wurde für 3 Monate verordnet.

Die vereinbarte ambulante Kontrolle wurde vom Patienten nicht wahrgenommen. 5 Monate später Wiedervorstellung in der Notaufnahme mit Schmerzen im rechten Oberschenkel, ohne dass ein pulsatiler Tumor oder ein Hämatom nachweisbar waren.

Bildgebend wurde eine Stentfraktur Typ III des gecoverten Stents diagnostiziert. An gleicher Stelle wie zuvor war erneut ein Pseudoaneurysma von 12 mm Durchmesser nachweisbar (Abb. 6).

Funktionsaufnahmen des Oberschenkels bei 80° Beugung im Hüftgelenk bewiesen eine extreme mechanische Belastung des Stentabschnitts oberhalb der Frakturzone (Dehnung, Beugung und Torquierung), während der distale Stentbereich keine wesentlichen Formveränderungen aufwies (Abb. 7).

Trotz mehrfachen Kinkings des proximalen Bypass-Segments konnte mittels intraarterieller Druckmessung eine hämodynamische Relevanz mit Abfall des Perfusionsdrucks unterhalb der Frakturzone ausgeschlossen werden.

Die funktionsabhängigen Verlaufs- und Formveränderungen des Bypasses bzw. des Stents ließen sich nur damit erklären, dass es am Übergang vom epifaszial zum subfaszial verlaufenden Bypass-Segment zu enormen biomechanischen Belastungen kam, die auf eine unterschiedliche Fixierung der Bypass-Abschnitte im umgebenden Gewebe zurückzuführen sind. Letztendlich führte dies zu einer Materialermüdung sowohl des Bypasses als auch des gecoverten Stents.

Es erfolgte der Bypass-Teilaustausch durch Interposition einer ringverstärkten ePTFE-Prothese (8 mm) mittels End-zu-

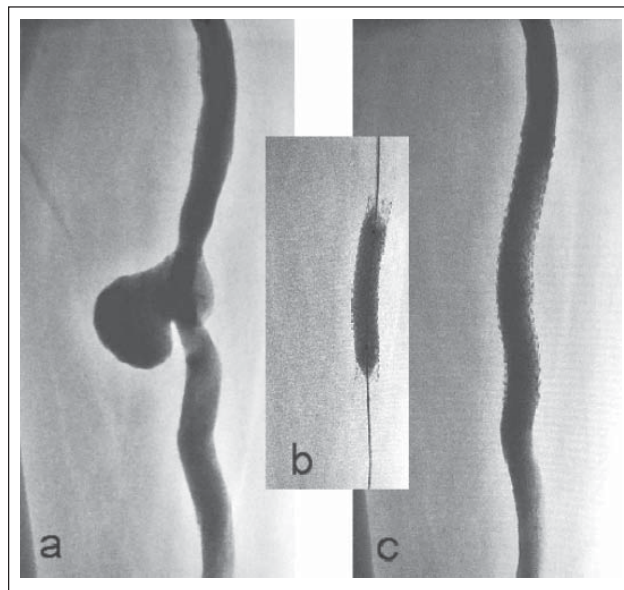


Abbildung 5: (a): Angiographische Darstellung des Aneurysmas spurium nach Bypass-Ruptur; (b): Nachdilatation des gecoverten Stents mit einem Ballon 10/40 mm; (c): Abschluss-Angiographie nach Implantation eines gecoverten Stents (9/59 mm).

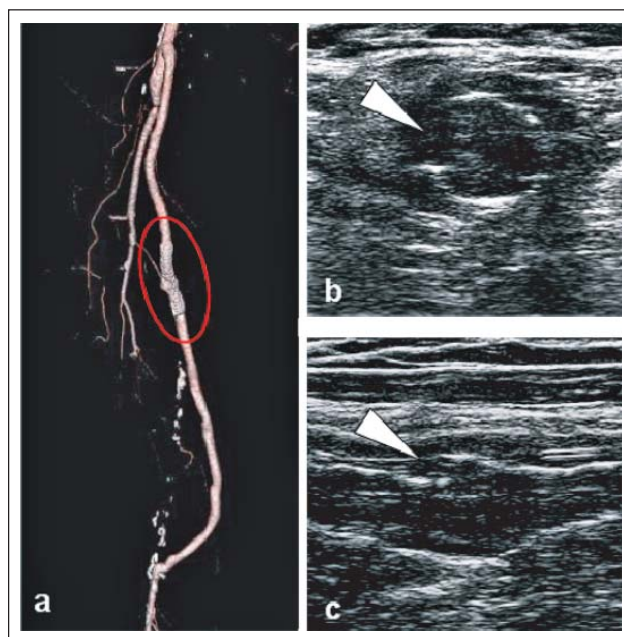


Abbildung 6: Pseudoaneurysma bei Stentfraktur Typ III in der bildgebenden Diagnostik. (a): Kontrastmittelverstärkte CT-Angiographie (VRT); (b): sonographische Darstellung der Stentfraktur Typ III im B-Mode (Querschnitt) mit Visualisierung der Kontinuitätsunterbrechung des Stents (weißer Pfeil), links lateral thrombosiertes Pseudoaneurysma; (c): sonographische Darstellung (Längsschnitt) der Stentfraktur Typ III (weißer Pfeil).

End-Anastomose. Auf eine Resektion des rupturierten Bypass-Segments wurde aufgrund der ausgeprägten periprothetischen Verwachsungen verzichtet.

■ Diskussion

In den Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie (DGG) wird die Verwendung einer körpereigenen Vene bei kritischer Ischämie oder Claudicatio intermittens (Verschlussprozesse der Oberschenkelarterien vom Typ TASC C

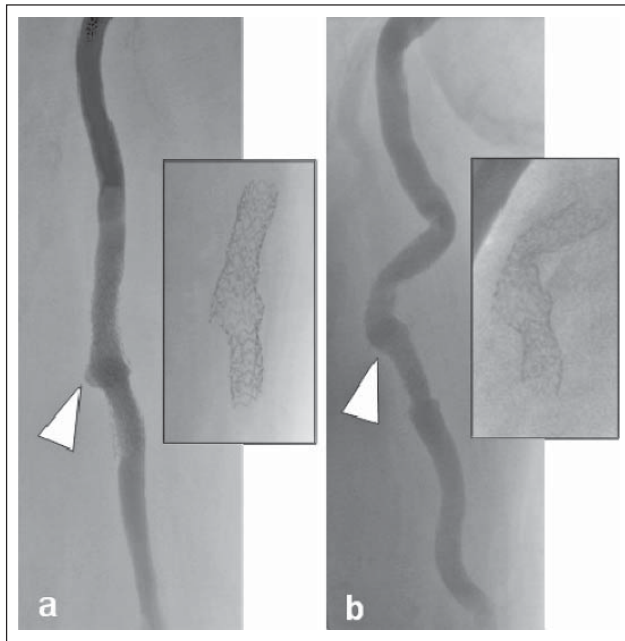


Abbildung 7: Angiographische Darstellung des Bypass-Verlaufs und der Stentarchitektur. (a): Bei Streckung des Oberschenkels, 12-mm-Pseudoaneurysma nach Stentfraktur Typ III (siehe weißer Pfeil), Destruktion der Stentarchitektur (kleines Bild); (b): angiographische Darstellung der Verlaufsveränderungen des Bypasses bei Oberschenkel-Beugung von 80° im Hüftgelenk, Pseudoaneurysma am Übergang zum bindegewebig fixierten Bypass-Segment (weißer Pfeil), korrespondierende Veränderung der Stentarchitektur (kleines Bild).

und TASC D) zur Revaskularisation empfohlen (Empfehlungsgrad A), da die Anwendung künstlicher Implantate der wichtigste Risikofaktor für einen Bypass-Verschluss darstellt, der bei alloplastischem Material häufig mit einem Kompartmentsyndrom oder einer Major-Amputation einhergeht [1–3].

Grundlage des alloplastischen Gefäßersatzes sind polymere Kunststoffe wie Polyethylenterephthalat (PET), Polytetrafluorethylen (PTFE) und Polyurethan (PUR).

Gestrickte oder gewebte PET-Gefäßprothesen (Dacron) kommen insbesondere bei großen und mittleren Gefäßen zum Einsatz. Zur Verbesserung der Formstabilität sind sie in Falten gelegt und können ringverstärkt sein.

Ihre Ultrastruktur ist durch Faserbündel mit einem Durchmesser von 80–100 µm sowie geflochtene oder gewebte Knoten von 200–500 µm Größe charakterisiert. Dacron-Gefäßprothesen sind flexibler als PTFE-Prothesen und werden mit unterschiedlichen Beschichtungen versehen (Gelatine, Kollagen, Silber, Heparin, Karbon oder Fluoropolymer).

PTFE-Implantate (Teflon) werden als Textil und in expandierter Form (ePTFE) mit und ohne Ringverstärkung bei mittleren und kleinen Gefäßen verwendet. Der gestrickte oder gewebte Polyester kann mit oder ohne Kollagen bzw. Gelatine beschichtet sein [1]. Aufgrund seiner hydrophoben Eigenschaften ist ein „pre-clotting“ nicht erforderlich.

Im Vergleich zu Dacron ist die Mikrostruktur aus Filamenten (1 µm) und Knoten (2,5–40 µm) filigraner. Die länglichen Knoten verlaufen zirkulär zum Gefäßlumen, die Filamen-

te, die die Knoten miteinander verbinden, dagegen parallel. Die Einheilungsphase alloplastischer Prothesen ist durch eine Früh-, eine Organisations- und eine Spätphase charakterisiert [4–6].

Eine 2008 von Roll et al. [7] veröffentlichte Meta-Analyse von 9 randomisierten, kontrollierten Trials (1999–2008) erbrachte keinen Unterschied im Vergleich von Dacron- und PTFE-Prothesen hinsichtlich primärer und sekundärer Offenheitsrate.

Schweiger et al. [8] wiesen diesbezüglich jedoch kritisch darauf hin, dass die sekundäre Offenheitsrate nur selten mit der Häufigkeit von Revisionen und Folgeeingriffen in Studien verglichen wird.

Die Auseinandersetzung des Körpers mit dem Implantat (Inkorporationsreaktion) führt an der Zell-Kunststoff-Kontaktzone durch oxidative und hydrolytische Reaktionen zu Degradation und Destruktion der Ultrastruktur des Polymers und beeinflusst somit den Prothesenumbau, der entscheidend den klinischen Langzeitverlauf, die Komplikationsrate und die Bypass-Offenheit bestimmt [4, 5].

Neben einem thrombotischen Verschluss des Bypasses (Stagnationsthrumbose) sind das Anastomosenaneurysma, degenerative Veränderungen der vor- und nachgeschalteten Nativegefäße und die Bypassinfektion die häufigsten Verlaufskomplikationen nach alloplastischem Gefäßersatz [8, 9]. Veränderungen, die der Arteriosklerose vergleichbar sind und zum Prothesenumbau führen, werden am äußeren und inneren Mantel des Implantats beobachtet [5].

Weitere Faktoren, die eine Degradation des alloplastischen Gefäßersatzes bewirken, sind hämodynamische und biomechanische Belastungen des Bypass-Materials sowie die Fremdkörperreaktion (Monozyten-Makrophagen-System) [4].

Während Sofortverschlüsse (bis 48 Stunden postoperativ) auf operationstechnische Probleme, Thrombosen und Embolien zurückzuführen sind, beruhen Frühverschlüsse alloplastischer Bypässe (3 Tage bis 1 Jahr postoperativ) hauptsächlich auf einer neointimalen Hyperplasie im distalen Anastomosenbereich. Spätverschlüsse (nach 1 Jahr auftretend) werden dagegen durch ein Fortschreiten der allgemeinen Arteriosklerose der Nativegefäße, eine myointimale Hyperplasie, Materialdegeneration und septische Thrombosen durch Protheseninfektion hervorgerufen [10]. Im Vergleich zum Venenbypass spielen anatomische Ursachen beim Verschluss des alloplastischen Gefäßersatzes eine untergeordnete Rolle.

Die im Anastomosenbereich nachweisbare intimale Hyperplasie (pseudointimale zelluläre Proliferation) ist durch ein überschießendes Wachstum und eine Migration von glatten Muskelzellen sowie eine gesteigerte Synthese der extrazellulären Matrix charakterisiert. Ursache dieser Prozesse sind das Operationstrauma sowie veränderte Flusseigenschaften im Anastomosenbereich, die zu strömungsbedingten Belastungen der Intima führen („confluence mismatch“) [4, 5, 10].

Veränderungen der Hämodynamik, insbesondere im Bereich der distalen End-zu-Seit-Anastomose des alloplastischen Ge-

fäßersatzes sind durch ein „compliance mismatch“ (unterschiedliches Dehnungsverhalten von Wirtsarterie und Bypass), ein tubuläres „mismatch“ (reduzierte pulsatile Elastizität mit fehlender Speicherung der kinetischen Energie) und ein anastomotisches „mismatch“ (Impedanzänderung im Anastomosenbereich) charakterisiert [11–14].

Mit der Entwicklung interventioneller und endovaskulärer Techniken wird bei einem Fortschreiten der Arteriosklerose der alloplastische Gefäßersatz immer häufiger zum Punktionort und/oder zum Zielgefäß einer Intervention. Implantat-Manipulationen dieser Art können ebenfalls zu einer mechanischen Wandschädigung und potenziellen Komplikationen im weiteren Verlauf führen [4].

Im Rahmen des Wundverschlusses kommt es im Punktionsbereich zu einer Infiltration der Gefäßprothese mit Fremdkörper-Riesenzellen. Diese leiten Abbauprozesse in der Prothesenwand ein, die wiederum zu einer lokalen Störung der Materialintegrität und einem Verlust der Materialeigenschaften führen können [4].

Des Weiteren muss darauf verwiesen werden, dass eine Punktion des alloplastischen Materials mit einer erheblichen Gefahr einer Protheseninfektion einhergeht, sodass engmaschige duplexsonographische Kontrollen nach Bypass-Punktion erforderlich sind.

Bis 2001 waren nach einer Recherche von Lang et al. weniger als 20 Fälle über anastomosenferne Pseudoaneurysmen bei ePTFE-Prothesen publiziert [15–18].

Geiger und Krempin konnten nachweisen, dass bereits nach 6 Monaten eine Auseinanderdrängung von Fibrillen beobachtet werden kann, die Fibrillen in ihrer Kontinuität unterbrochen sind und nach einem Jahr Teilrupturen der Fibrillen auftreten, die nach mehreren Jahren auch an den Knötchen nachweisbar sind [19].

Es ist davon auszugehen, dass an allen Gefäßprothesen degenerative Veränderungen ablaufen, ohne dass dies mit einer Ruptur zwangsläufig einhergehen muss. Beweise für eine Biodegeneration liegen bisher nicht vor, auch wenn bekannt ist, dass ePTFE-Partikel von Makrophagen phagozytiert werden, wie Lang et al. berichteten [15].

Andere Autoren sehen einen Zusammenhang zwischen der geringeren Compliance von ePTFE-Prothesen und dem Auftreten von anastomosenfernen Komplikationen aufgrund der daraus resultierenden stärkeren biomechanischen Belastung des alloplastischen Materials. Dafür spricht auch die Tatsache, dass selbst an ringverstärkten ePTFE-Prothesen anastomosenferne Rupturen beobachtet und beschrieben wurden [20–22].

In der dargestellten Kasuistik handelte es sich initial um eine gedeckte anastomosenferne Spontanruptur eines femoropoplitealen ePTFE-Bypasses vier Jahre nach Implantation. Da diesem Ereignis kein Trauma vorausging und Zeichen einer Protheseninfektion sowohl klinisch als auch laborchemisch fehlten, musste von einer umschriebenen Material-Degeneration und Degradation anderer Ursache ausgegangen werden.

Einen Klemmschaden sahen wir unter Berücksichtigung der Lokalisation (11 cm distal der proximalen Anastomose) als unwahrscheinlich an, sodass neben herstellungs-, lagerungs- und sterilisationsbedingter Materialschädigung alternativ ein übermäßiger Zug ebenso in Betracht gezogen werden musste, wie eine unsachgemäße Handhabung des Implantats intraoperativ.

Auch wenn somit vieles spekulativ blieb, musste von einem multifaktoriellen Schädigungsmuster ausgegangen werden, sodass eine hämodynamisch bedingte Degeneration potenziell ebenso berücksichtigt werden musste wie eine mögliche Materialerschöpfung durch eine prolongierte Inkorporationsreaktion. Einige Autoren beschrieben eine Abnahme der Reißfestigkeit von Dacron-Prothesen nach 10 Jahren um 32 % [15, 24].

Warum, wie in diesem Fall, sich eine Bypass-Ruptur als pulsatile Hämatom (gedeckte Ruptur) manifestieren kann, wird mit einer Reorganisation des periprothetischen Gewebes im Rahmen der Inkorporationsreaktion erklärt, die eine diffuse Blutung (freie Ruptur) in das umliegende Gewebe verhindert [15]. Eine Bypass-Ruptur kann aber nicht nur als pulsatile Tumor oder Weichteileinblutung imponieren, sondern auch als Claudicatio intermittens oder periphere Embolie durch Thrombus-Verschleppung aus dem Pseudoaneurysma.

Im Gegensatz zur peripheren Ischämie bei diffuser Einblutung in das periprothetische Gewebe ist bei einem Aneurysma spurium infolge einer Bypass-Ruptur nicht der Blutverlust, sondern die veränderte Hämodynamik für auftretende Beschwerden verantwortlich. Durch die Querschnittszunahme im aneurysmatischen Bereich kommt es zu einer verlangsamten Blutströmung (Kreiselströmung) mit Verlust des kinetischen Strömungsdrucks, was sich klinisch als Claudicatio manifestieren kann oder zu einer Verschlechterung einer bereits bestehenden Gehstreckenverkürzung führt. Die Abnahme der systolischen Vorflusgeschwindigkeit im distalen Bypass-Segment werteten wir als Zeichen einer drohenden Bypass-Dysfunktion. Sandmann und Kremer verwiesen 1983 in diesem Zusammenhang bereits auf die Tatsache, dass die Grenzwertgeschwindigkeit, bei der mit einem Verschluss eines Gefäßersatzes zu rechnen ist, bei autologen Venen deutlich niedriger liegt als bei alloplastischen Prothesen [23].

Während das traditionell-chirurgische Vorgehen bei infektiösen und langstreckigen Veränderungen des alloplastischen Bypass-Materials alternativlos ist, kann ein endovaskuläres Verfahren zumindest eine Alternative in Notfallsituationen darstellen oder als kurzzeitiges Bridging bei nicht-infektiösen Rupturen angewandt werden.

Dieser Fall unterstreicht die Notwendigkeit einer engmaschigen gefäßmedizinischen Nachsorge von Patienten mit Gefäßersatz auch Jahre nach Bypassimplantation. Die Duplexsonographie ist nicht nur die bildgebende Methode der Wahl zur Erfassung von Verlaufskomplikationen nach infrainguinalem, alloplastischem Gefäßersatz, sondern kann durch Bestimmung der Flussgeschwindigkeit einen drohenden Bypass-Verschluss rechtzeitig vorhersagen.

■ Relevanz für die Praxis

Eine anastomosenferne Ruptur als Komplikation nach infrainguinalem alloplastischen Gefäßersatz stellt eine Rarität dar. Es können Zeichen einer diffusen periprothetischen Einblutung (freie Ruptur) oder ein pulsatile Hämatom (gedeckte Ruptur) beobachtet werden. Ebenso kann eine Claudicatio intermittens auftreten oder eine bereits bestehende sich verstärken. Diagnostisch ist die Duplexsonographie die bildgebende Methode der Wahl. Endovaskuläre Techniken haben bei anastomosenferner Bypass-Ruptur ihren Platz in der Notfallbehandlung und als Bridging-Therapie.

Aufgrund des permanenten Prothesenumbaus durch die Inkorporationsreaktion sowie hämodynamische und biomechanische Belastungen des alloplastischen Gefäßersatzes ist ein kontinuierliches, lebenslanges Follow-up der Patienten erforderlich. Punktionen alloplastischer Prothesen sind prinzipiell zu vermeiden und sollten nur in Ausnahmefällen erfolgen.

■ Interessenkonflikt

Der korrespondierende Autor gibt an, dass kein Interessenkonflikt vorliegt.

Literatur:

1. Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Gefäßchirurgie (vasculäre und endovasculäre Chirurgie) (DGG). Leitlinie Erkrankungen der Oberschenkelarterien. http://www.gefaesschirurgie.de/fileadmin/webistes/dgg/download/LL_pAVK_Oberschenkelarterien_2011.pdf
2. TASC Working Group. Management of peripheral arterial disease (PAD) Transatlantic Inter-Society Consensus (TASC). Eur J Vasc Endovasc Surg 2000; 19: 51–244.
3. Jackson MR, Belott TP, Dickason T, et al. The consequences of a failed femoropopliteal bypass grafting: comparison of saphenous vein and PTFE grafts. J Vasc Surg 2000; 32: 498–505.
4. Hagemeyer TP. Aneurysmen von Gefäßprothesen – Morphologie und Pathogenese. Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin einer Hohen Medizinischen Fakultät der Ruhr-Universität Bochum, 2002. <http://www-brs.uni-bochum.de/netahtml/HSS/Diss/HagemeyerThomasPablo/diss.pdf>
5. Hildebrand A. Neointima und Neendothel in Gefäßprothesen, Untersuchungsbefunde von Dacron- und Teflon-Prothesen. Inaugural-Dissertation zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin einer Hohen Medizinischen Fakultät der Ruhr-Universität Bochum, 2001. <http://www-brs.uni-bochum.de/netahtml/HSS/Diss/HildebrandAnnette/diss.pdf>
6. Müller KM, Dasbach G. The Pathology of Vascular Grafts. In: Berry C (ed). Current Topics in Pathology. Vol 86. Springer Verlag, Berlin, Heidelberg, 1994.
7. Röll S, Müller-Nordhorn J, Keil T, Scholz H, et al. Dacron vs. PTFE as bypass materials in peripheral vascular surgery-systematic review and meta-analysis. BMC Surgery 2008; 8: 22.
8. Schweiger H, Hofmann J, Bernard P, Binder F, Wolfrich F. Folgeeingriffe nach P1-Bypass im Stadium II. Gefäßchirurgie 2006; 11: 423–8.
9. Devine C, McCollum C. Heparin-bonded Dacron or polytetrafluoroethylene for femoropopliteal bypass: Five-year results of a prospective randomized multicenter clinical trial. J Vasc Surg 2004; 40: 924–31.
10. Neumayer C, Panhofer P, Nanobashvili J, Polteauer P. Therapie des Femoralisverschlusses: Indikation, Technik und Ergebnisse aus Sicht des Gefäßchirurgen. Z Gefäßmed 2005; 2: 4–11.
11. Kipper B. Der femoropopliteale P1-Bypass mittels Fluoropassiv-Erfahrungen mit einem neuen alloplastischen Gefäßersatz. Inaugural-Dissertation zur Erlangung der Doktorwürde der Medizinischen Fakultät der Bayerischen Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg, 2003. <http://opus.bibliothek.uni-wuerzburg.de/frontdoor/index/index/docId/626>
12. Abbott WM, Megemann J. Effect of compliance-mismatch upon vascular graft patency. J Vasc Surg 1987; 5: 376–82.
13. Adili F, Reichert V, Schmidt-Rixen T. Die Bedeutung der Vorspannung Compliance biologischer und synthetischer Gefäßprothesen. In: Maurer PC, von Somogyi S (Hrsg). Gefäßchirurgie im Fortschritt. Blackwell-Verlag, Berlin, 1995.
14. Chervu A, Moore WS. An overview of intimal hyperplasia. Surg Gynec Obstetrics 1990; 171: 433–43.
15. Lang G, Storck M, Örend KH, Schmitz-Rixen T, Sunder-Plassmann L. Zweimalige gedeckte Ruptur eines anastomosenfernen Falschaneurysmas nach femoropoplitealem Bypass. Chirurg 2001; 72: 606–9.
16. Mohr LL, Smith LL. Polytetrafluoroethylene graft aneurysms: a report of five aneurysms. Arch Surg 1980; 115: 1467–70.
17. Campbell CD, Brooks DH, Webster MW, Bondi RP, et al. Aneurysm formation in expanded polytetrafluoroethylene prostheses. Surgery 1976; 79: 491–3.
18. Roberts AK, Johnson N. Aneurysm formation in an expanded microporous polytetrafluoroethylene graft. Arch Surg 1978; 113: 211–3.
19. Geiger G, Krempien B. Strukturanalyse von expanded Polytetrafluoräthylen-Prothesen nach Langzeitimplantation beim Menschen. Angio 1988; 10: 169–78.
20. Geiger G. Deterioration of PTFE-protheses wall. A SEM study. J Cardiovasc Surg 1991; 2: 660–3.
21. Akiyama K, Hirota J, Shiina Y, Ohkado A, et al. Thrombotic obstruction of a reinforced ringed expanded polytetrafluoroethylene graft caused by formation of a pseudoaneurysm at a nonanastomotic site: report of a case. Surg Today 1996; 26: 936–9.
22. Piazza D, Ameli FM, von Schroeder HP, Lossing A. Nonanastomotic pseudoaneurysm of expanded polytetrafluoroethylene axillofemoral bypass graft. J Vasc Surg 1993; 17: 777–9.
23. Sandmann W, Kremer K. Materialprobleme in der Gefäßchirurgie. Gefäßchirurgie 1983; 54: 433–43.
24. Riepe G, Loos J, Imig H, Schroder A, et al. Long-term in vivo alterations of polyester vascular grafts in humans. Eur J Vasc Endovasc Surg 1997; 13: 540–8.

Alle Links zuletzt gesehen: 28.1.2015.

Mitteilungen aus der Redaktion

Besuchen Sie unsere Rubrik

☒ Medizintechnik-Produkte



Neues CRT-D Implantat
Intica 7 HF-T QP von Biotronik



Artis pheno
Siemens Healthcare Diagnostics GmbH



Philips Azurion:
Innovative Bildgebungslösung

Aspirator 3
Labotect GmbH



InControl 1050
Labotect GmbH

e-Journal-Abo

Beziehen Sie die elektronischen Ausgaben dieser Zeitschrift hier.

Die Lieferung umfasst 4–5 Ausgaben pro Jahr zzgl. allfälliger Sonderhefte.

Unsere e-Journale stehen als PDF-Datei zur Verfügung und sind auf den meisten der marktüblichen e-Book-Readern, Tablets sowie auf iPad funktionsfähig.

☒ Bestellung e-Journal-Abo

Haftungsausschluss

Die in unseren Webseiten publizierten Informationen richten sich **ausschließlich an geprüfte und autorisierte medizinische Berufsgruppen** und entbinden nicht von der ärztlichen Sorgfaltspflicht sowie von einer ausführlichen Patientenaufklärung über therapeutische Optionen und deren Wirkungen bzw. Nebenwirkungen. Die entsprechenden Angaben werden von den Autoren mit der größten Sorgfalt recherchiert und zusammengestellt. Die angegebenen Dosierungen sind im Einzelfall anhand der Fachinformationen zu überprüfen. Weder die Autoren, noch die tragenden Gesellschaften noch der Verlag übernehmen irgendwelche Haftungsansprüche.

Bitte beachten Sie auch diese Seiten:

Impressum

Disclaimers & Copyright

Datenschutzerklärung