
 文献紹介

 Stenosis Detection with MR Angiography and Digital Subtraction Angiography in
 Dysfunctional Hemodialysis Access Fistulas and Grafts

 機能不全の血液透析アクセス瘻孔とグラフトを対象とした MR Angiography と Digital
 Subtraction Angiography の狭窄検出

Clemence L. Froger, MD Lucien E. M. Duijm, MD, PhD Ylian S. Liem, MD, MSc Alexander
 V. Tielbeek, MD, PhD Astrid B. Donkers-van Rossum, MD, PhD Petra Douwes-Draaijer,
 MD, PhD Philippe W. M. Cuyper, MD, PhD Jaap Buth, MD, PhD Harrie C. M. van den Bosch,
 MD

Published online 10.1148/radio1.2341031859

Radiology 2005; 234:284-291

大阪市立総合医療センター 中央放射線部 福西康修

(要約)

目的: Digital Subtraction Angiography (DSA) との対比をもとに、3次元造影 magnetic resonance angiography (MRA) による機能不全の血液透析動静脈瘻孔 (AVFs) とグラフト (AVGs) の狭窄描写を前向きに評価すること。

対象と方法: 倫理上の検閲局認可と書面のインフォームド・コンセントが得られている。MR Angiography と DSA が48人の患者の51の機能不全の血液透析瘻孔 とグラフトで実行された。アクセスの血管樹がアクセスタイプ (AVF あるいは AVG) と静脈の流出の長さによって3から8の間のセグメントに分けられた。MR と DSA で得られた画像は2人の MR の放射線技術者と2人の interventional radiologist によって分析された。それぞれの分析者は、お互いの情報と他の検査の情報を知らされていない。DSA は狭窄検出の参考水準として用いられた。血液動態学的に重度な狭窄 (50%以上) 血管を含むセグメント検出での造影 MR で、感度、特異度と正診率が95%の信頼間隔 (CIs) で計算された。狭窄検出に関しては観察者間の合意を決定するために、造影 MR と DSA の線形-荷重 K

統計が算出された。

結果: 全部で282の血管のセグメントが評価された。造影 MR は3つの偽陽性狭窄と、DSA で描出された70の重度な狭窄の2つ以外のすべてを 描出した。MR による重度な狭窄の血管セグメントの検出に関する、感度、特異度、有徴、無徴正診率は、それぞれ、97% (95% CI : 90%, 99%), 99% (95% CI : 96%, 100%), 96% (95% CI : 88%, 99%), 99% (95% CI : 97%, 100%) であった。MR は5つの診断不可能な DSA セグメントの4つに重度な狭窄を検出したのに対して、DSA は4つの 診断不可能な MR セグメントに重度な狭窄を検出することはなかった。狭窄検出に関する観察者間の合意のための線形-荷重 K 統計は、MR で0.92 (95%の CI : 0.89, 0.95), DSA で0.95 (95%の CI : 0.92, 0.97) であった。

結論: MR Angiography は機能不全の血液透析アクセスの狭窄を描写可能であるが、狭窄検出の後に MR ガイド下によるアクセス部のインターベンションが不可能であることが臨床的

には短所となっている。DSA 検査で診断不可能な血管セグメントがある場合に限り、機能不全のアクセス部を対象としたMR 検査が有効と考えられる。

RSNA, 2005

(本文)

外科的に再建された動静脈瘻孔(橈骨動脈あるいは上腕動脈)と人工の動静脈ブリッジ グラフト (AVGs)は、長期の血液透析のための血管アクセスであり、確立した一般的な手段である。適切な血管アクセスの維持管理はその生命が血液透析に依存する腎不全患者にとって重要な問題である。狭窄の発生はアクセス機能不全の主要な原因である(1,2)。手術としての経皮的なインターベンションによる早期の狭窄治療の選択は、透析瘻孔とグラフト患者の生存率を増やすことが証明されている(3,4)。ブリッジグラフトの静脈吻合近位部の狭窄発生と、動静脈瘻孔(AVFs)の動静脈吻合近辺の狭窄発生は、後のアクセス血栓症の最も一般的な原因である;しかしながら、狭窄の3分の1以上がアクセスの静脈流出血管に位置している(5,6)。

いくつかの監視テクニックがアクセス狭窄現象の簡易な検出で使うことが可能である。静脈圧計測は、静脈流出路のより末梢に位置する狭窄を調べるために利用することができる。しかし動脈の流入抵抗の発生はこれらの測定で検出できない(7)。アクセス血流計測は、グラフト血栓症の危険が予測される患者には有効である。また無症状の集団に対して一定期間でカラドップラー超音波検査(US)を検査することは、ほとんどの血液透析アクセス狭窄(8,9)を検出するために使われるもう一つの方法である。カラドップラー超音波の欠点は、動脈吻合部の狭窄の過大評価、上肢静脈の流出部の非血栓性閉塞の検出での不正確さ、そして外科手術あるいは経皮的な治療に必要な血管造影マップがないことである(10)。さらに、カラドップラーUS イメージの品質はオペレーターの技能に依存する(11)。

現状では、Digital Subtraction Angiography (DSA)は解剖学的な血液透析アクセス評価のための最良の方法である。DSAは透析のために穿刺以上の侵襲度はないが、被ばくとヨード造影剤の副作用の危険性がある。後者はアレルギー反応(12)を起こすかもしれない。それとは対照的に、MR Angiography は非侵襲的であり、そしてどんな電離放射線も使用しない。一方、MR ガイド下のバルーン血管形成の実現

可能性が実験的な研究で実現の可能性が証明されただけが、MR ガイド下のアクセスインターベンションはまだ臨床的に適用可能ではない(13,14)。また、single-injection single-volume MR Angiography プロトコルが近年の研究で使われていたために、現在ではMR Angiography が、機能不全の血液透析アクセスグラフトと瘻孔の評価で、診断の価値をほとんど持っていない。これらの研究では、視野フィールドは通常吻合部周囲の部位に限定されており、中心静脈の狭窄の検出を考慮に入れていない(15,16)。

10の患者の最近の予備調査で、我々は新しい3次元造影MR Angiography テクニックを完全な血液透析アクセスの血管樹とアクセス部の狭窄を描写するために用いた。そこで、本研究の目的は、機能不全患者の血液透析瘻孔とグラフトで、DSA を比較対象とした前向きな狭窄描写のための3次元造影MR Angiography の評価である。

対象と方法

患者

血液透析アクセスが機能不全である透析部のすべての患者は現在の研究の対象と考えた。機能不全の基準は、透析での血流量低下あるいは超音波希釈法(Transonic Systems, Ithaca, NY)によって発見された流速低下(flow rate of <600 mL/min or flow decline of >25% at serial measurements in combination with an absolute flow of <1000 mL/min)(24のケース)のような、計測値の低下を含んだ。内訳:適切に血液透析アクセスにカニューレを挿入することが不可能なケース(5つのケース)、カニューレ挿入後の頻繁な長期の出血(2つのケース)、痛み(2つのケース)、静脈圧の上昇(consistently elevated venous pressures of >135-140 mm Hg at a dialyzer flow of 200 mL/min)(9つのケース)、またアクセス監視のためのスクリーニングプロトコルの一部として行った超音波で50%あるいはそれ以上の狭窄を指摘されたケース(peak systolic velocity > 310 cm/sec for AVG or > 375 cm/sec for AVF or narrowing of 50% or more at gray-scale imaging)(9つのケース)。6人の患者が禁忌を持っていたために、MR Angiography (閉所恐怖症, n = 5;ペースメーカー, n = 1)の検査から除外された、そして、2人は24時間以内にインターベンションを必要とした激しいアクセス障害があったために除外された。閉塞アクセスの患者と予備調査で記述された10の患者が同様に評価から除外された。2001年9月から2003年10月を通し

て、長期にわたる血液透析(20人の女性と28人の男性)を行っている48の患者で、51のアクセス(33の AVFs と18の AVGs)に対し、高解像度造影 MR Angiography と DSA が共に実施された。検査対象とした患者全体の平均年齢は62年(31-86歳)。女性(平均年齢, 61年; 41-82歳)と男性(平均年齢, 63年; 31-86歳)($P = 0.57$, as calculated with independent samples t test)統計学的な有意差はなかった。

対側の腕に新しいグラフトを入れた後、3人の患者が2回対象となった。MR Angiography が DSA の前に(平均:3日)17日以内に行なわれた。19のケースで、MR 検査はすでに予定されている DSA の検査予定時間の1時間前に予定することができた。この研究は病院の道徳的な検閲局によって承認された。書面のインフォームド・コンセントがすべての患者から得られた。

MR Angiography

すべての撮像には、一般に市販されている 1.5T MRI を使った(Gyroscan Intera with software release 8.1 and 9.1; Philips Medical Systems, Best, the Netherlands) with master gradients (maximum amplitude, 30 mT/m)。患者の体位は、腕をおろした状態で、シャント腕側にやや斜めの仰臥位とした。18ゲージの静脈カニューラ(Venflon; Ohmeda, Helsingborg, Sweden)がアクセスに対側の upper 前肘静脈に挿入された。正確に高分解能造影 MR Angiography を行うために血液透析アクセスに脂質マーカーを付けた後、流入流出部(鎖骨下、腋窩と上腕動脈と静脈)とシャント部位の Time-of-flight の撮像が実行された。

MR コンパチブルの注射器(Spectris MR injector; Medrad, Indianola, Pa)を使うことによって、2 mL の gadoteridol (Prohance; Bracco, Milan, Italy)と10 mL の生理的食塩水(注射レート、0.6 mL / sec)のテスト bolus インジェクションを静脈カニューラを通して注射した。テスト - ボーラスインジェクションと時間計測のテストが同時に始められた。

厚い冠状面がリアルタイムに(それぞれのイメージの獲得時間、1.5秒)映し出された。関心領域を血液透析瘻孔あるいはルーブリググラフトに設定し、計測した時間-輝度曲線の注入開始時間から最大値までの時間は、アクセスのレベルにおいてコントラスト bolus 到着時間を決定するために使われた。到達時間は造影剤注射のスタートから高分解能撮影のスタートまでの遅延時間として使用された。関心領域は著者

(H.C.M.v.d.B.)の1人によって設定され、大きさは任意のサイズとした。それは造影剤到着時間が決定されるアクセスの直径に合わせるためである。

合計39 mL の gadoteridol が、次の2つのボリュームで注入された。0.6 mL/sec: 20 mL のレートでシャント部に注入され、そして 19 mL が流入流出部位に注射された。造影剤の全体量(41 mL)は、対象とした患者の体重が70キログラム以上であったために、gadoteridol (体重の1キログラムについて0.6 mL)の最大の許可量を超えなかった。

シャント部位と流入流出部位の2つが重なり合っている3次元ボリュームデータが造影 MR Angiography テクニックで収集された。optimized elliptic centric profile order が両方のボリュームについてkスペース書き込み(contrast-enhanced timed robust angiography)のために使われた。

three-dimensional T1-weighted fast field-echo シーケンスでシャント部位を映し出すために使われるパラメータは次の通りである: repetition time msec/echo time msec, 4.1/1.34; flip angle, 20°; acquisition matrix, 432 x 346; number of sections, 120; overcontiguous section thickness, 0.55 mm; acquisition voxel size, 1.00 x 1.00 x 1.10 mm; interpolated voxel size, 0.84 x 0.84 x 0.55 mm; imaging time, 32 seconds.

流入流出管の3次元のボリュームデータを得るために使われるパラメータは次の通りである: 3.6/1.23; flip angle, 20°; acquisition matrix, 368 x 294; number of sections, 95; overcontiguous section thickness, 0.9 mm; acquisition voxel size, 1.17 x 1.17 x 1.80 mm; interpolated voxel size, 0.84 x 0.84 x 0.90 mm; imaging time, 32 seconds. MIP はリモート専用のワークステーション(Easy Vision; Philips Medical Systems)で3次元のデータセットから計算された。平均検査時間は、準備、タイミング bolus テストとポスト処理を含めて、35分であった(28-55分の範囲)。すべての MR Angiography 検査はいかなる合併症をも伴うことはなかった。

DSA テクニック

すべての アンギオは 非イオン性造影剤 iomeprol (Iomeron 350; Bracco)によって DSA システム(Multistar Time Operation Performance; Siemens Medical Engineering, Forchheim, Germany)で得られた。4F の dilator が逆行の AVF の静脈部分、あるいは AVG のうしろに挿入された。完全な静脈のイメージが造影剤(5-10 mL)の手動注入の繰り返し

して得られた。アクセスとその流入管のイメージがマニュアルコンプレッションあるいは静脈の流出部のカフの圧迫で得られた(18)。動脈の流入部が十分に描写することができなかったケースでは、静脈穿刺サイトから流入動脈にガイドワイヤを進める試みがなされた。dilator はその先端が遠位の動脈の流入部に進められた4Fのまっすぐなカテーテルと交換された。狭窄が疑われる部分の拡大イメージと斜位像を撮影した。画像形成パラメータは1024 x 1024のマトリックスで14-40センチのFOVであった。DSA 検査は、以前の DSA 検査の所見に関わっていた経験豊かな interventional radiologists(L.E.M.D. と A.V.T.)によって行なわれた。両方の interventional radiologist が AVFs と AVGs の DSA に関して10年以上の経験を持っていた、そして、彼らが DSA 検査を行なって、結果を報告したとき、彼らは造影 MR Angiography の結果を知らされなかった。インターベンションの時間を除く、患者準備とアクセス穿刺を含む平均検査時間は23分であった(15-35分の範囲)。DSA 検査では、経皮的血管形成が発見された狭窄について行なわれ、DSA で50%かそれ以上の血管内腔の開大があった。

イメージ分析

イメージ分析のために、血管樹は次のセグメント(Fig 1)に分けられた：末梢動脈の流入部(segment I)；動脈の吻合、ただし吻合両側1センチの血管を含める(segment II, in case of an AVG)；ブリッジグラフト(segment III)；静脈吻合、ただし吻合両側1センチの血管を含める(segment IV, in case of an AVG)；動静脈吻合、ただし吻合両側1センチの血管を含める(segment V, in case of an AVF)。

静脈流出部は手首から superior caval vein まで4つのセグメントに細分された(セグメント VI1:前腕, セグメント VI2:末梢の半上腕, を分けて, セグメント VI3:上腕の近位の半分(cephalic vein を含む), セグメント VI4:鎖骨下静脈と上腕静脈 と superior caval vein で構成される中心静脈の流出部)。以上のように、AVG と AVF の血管樹はそれぞれ少なくとも5つと3つのセグメントに分けられた。

最狭窄部の直径(D), 正常部の直径(n)としたとき、狭窄のパーセンテージは $(1 - [D / N]) \times 100\%$ で計算される。ワークステーションでは、電子カリパスを使うことによって、狭窄率を計測した。血管部分毎に、狭窄の程度は5段階に(1: 0% - 24%の狭窄, 2: 25% - 49%の狭窄, 3: 50% - 7

4%の狭窄, 4: 75% - 99%の狭窄, 5: 閉塞)で分類された。

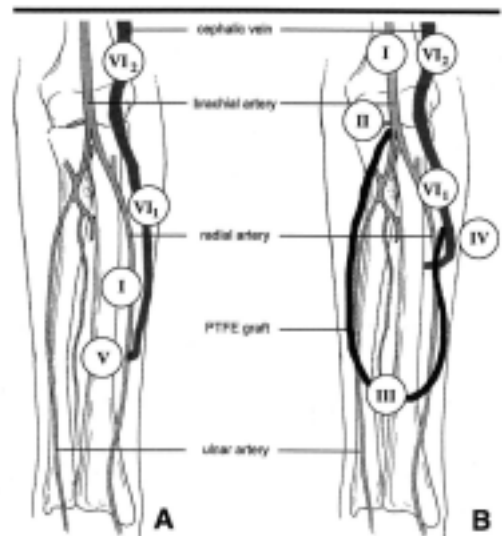


Figure 1. Schematic overview of both access types with different vascular segments. Radiocephalic AVF (A) and polytetrafluoroethylene loop graft (PTFE) (B) are shown. I = distal arterial inflow; II = arterial anastomosis, including 1 cm of vessel length on both sides of the anastomosis; III = bridge graft; IV = venous anastomosis, including 1 cm of vessel length on both sides of the anastomosis; V = arteriovenous anastomosis including 1 cm of vessel length on both sides of the anastomosis; VI = venous outflow; VI₁ = forearm; VI₂ = distal half of the upper arm.

ひとつあるいはいくつかのセグメントが 診断不可能であると思われた場合、そのイメージは放射線技術者によって診断不可能とされた。分析目的で、血管部分毎の最もひどい狭窄だけが考慮に入れられた。MR Angiography 読影者は MIP と MPR を使うことができた。またすべての原画を見ることも可能であった。狭窄率が50%を超えた場合、血液動態学的に重度であると思われた。造影 MR Angiography と DSA で得られたイメージの読影は、電子カリパスで狭窄率を計測することも含んで、それぞれ2人の MR の放射線技術者(H.C.M.v.d.B. と A.B.D.v.R.)と2人の interventional radiologists (L.E.M.D. と A.V.T.)によって行なわれた。それぞれの MR の放射線技術者がこれまでの5年間、毎年種々の血管領域の200以上の MR Angiograms の読影経験を持ち、さらに透析アクセスの MR Angiography に最近導入されたテクニックに関しても経験を持っていた。MR の放射線技術者は、単独で MR Angiograms を評価し、DSA 検査の結果は知らされなかった。意見の相違が起こった場合には、相談によってひとつの見解が出された。この評価テクニックは、同様に MR Angiography の結果は知らされないまま、2人の interventional radiologists によって DSA に関して実行された。

造影 MR Angiography で得られたイメージを DSA で得られたそれらと比較した後で、診断不可能な DSA セグメントに関して、造影 MR Angiography が 50%かそれ以上の狭窄を描写したケースに経皮的血管形成が予定された。診断不可能な DSA セグメントに関しては、超音波 - 希薄血流測定が経皮的血管形成の少し前に実施された。そして血流改善のための経皮的血管形成の実施直後に透析が行なわれた。

統計上の分析

DSA はリファレンスのスタンダードであると考えられた。重度な狭窄(50%以上)を含んでいる血管のセグメントの検出で、95%の信頼区間[CIs]を持って MR Angiography の感度、特異度、正診率と正確度が計算された(19)。さらに、血管樹を次の解剖学的に別の部位に分けると、我々は先に述べたテスト特徴を計算した: 動脈部、シャント部位と静脈部。我々は異なった部位の狭窄が互いに独立していると考えた。血管樹を3つの領域に分けるために、我々は動脈部を領域1であると考えた。AVF のシャント部位はセグメントVに類似していた。AVGs に関しては、分析のためにセグメント2, 3, あるいは4をランダムに選択した。同様に、静脈領域に関して、セグメント VI 1-4 からランダムにセグメントを選択した。2人の放射線技術者間の狭窄検出に関して観察者間の合意を決定するために、線形- 荷重 k 統計が造影 MR Angiography と DSA 両方に関してセグメントレベルで計算された(20)。分析は SAS Systems for Windows, release6.12 (SAS Institute, Cary, NC)で行なわれた。

結果

51のアクセスで、3人が手術歴を持っていた;血管内手術インターベンションがすでに16の他のアクセスで行なわれていた。自己 - 拡張型の nitinol スtentが2つの流出セグメントに留置されていた。潜在的に分析のために利用可能な291の血管のセグメントがあった。4つのセグメントが両方の観察者によってMR Angiography で 診断不可能であると思われた。3人の患者で、静脈の流出セグメントが適切に評価されることができなかった。1人は stentのアーチファクトが原因である。2人は患者の体による静脈の圧迫が原因である。1人の患者では、AVF の動静脈吻合の3次元のボリュームを構成することができなかった。DSA 観察者2人共が5つの血管セグメントを 診断不可能であると考えた。AVF の動脈流入部末梢と

動静脈吻合は1つのケースで描写されなかった。もう1つのケースでは、AVF の動静脈吻合が多方向の角度でも明瞭に映し出すことができなかった。1人の患者では、DSA 画像上で大きな擬似動脈瘤がAVF の動静脈吻合を不明瞭にした。最終的に、複数の静脈が AVG の吻合を不明瞭にした。

全部で、282の血管のセグメントが造影 MR Angiography と DSA 両方で評価することができた(AVF: segment I, n = 32; segment V, n = 29; segment VI1, n = 9; segment VI2, n = 28; segment VI3, n = 32; segment VI4, n = 33) (AVG: segment I, n = 18; segment II, n = 18; segment III, n = 18; segment IV, n = 17; segment VI1, n = 0; segment VI2, n = 14; segment VI3, n = 16; segment VI4, n = 18)。評価意見が一致した後、70の血液動態学的に重度な狭窄が DSA で識別された (AVF: segment V, n = 19; segment VI1, n = 1; segment VI2, n = 9; segment VI3, n = 10; segment VI4, n = 4) (AVG: segment II, n = 1; segment III, n = 9; segment IV, n = 14; segment VI2, n = 3) (Figs 2, 3)。

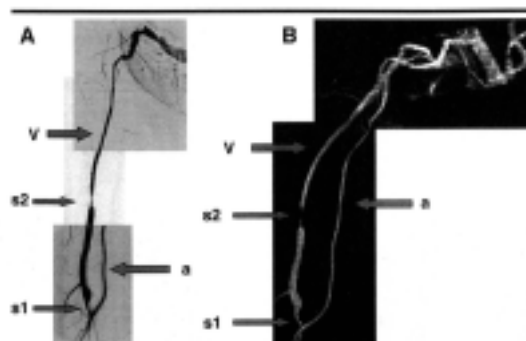


Figure 2. Semiconical images obtained with DSA (A) and three-dimensional contrast-enhanced MR angiography (B) by using a fast field-echo sequence (4.1/1.34; flip angle, 20°) show bifascioplucic fistula with two stenoses. a = artery, a1 = stenosis at the arteriovenous anastomosis, a2 = venous outflow stenosis, V = vein.

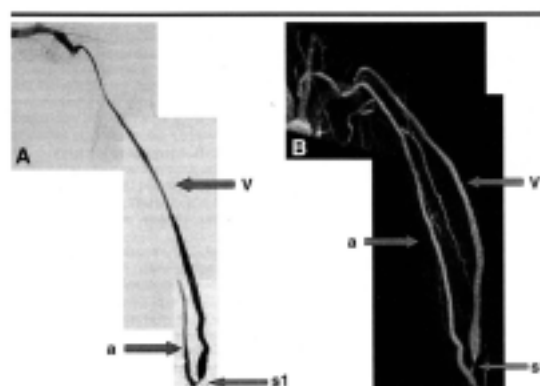


Figure 3. Semiconical images obtained with DSA (A) and three-dimensional contrast-enhanced MR angiography (B) by using a three-dimensional fast field-echo sequence (4.3/1.34; flip angle, 20°) show bifascioplucic fistula with stenosis. a = artery, a1 = stenosis at the arteriovenous anastomosis, V = vein.

造影 MR Angiography はこれらの狭窄のうちの68と3つの偽陽性狭窄(table 1)を描写した. MR Angiography でミスされた両方の狭窄が AVF の流出管に位置していたのに対して, 偽陽性狭窄は AVF と動脈の吻合の流出管と2種類の AVGs のループ根本に位置していた. 全体的に, 50%かそれ以上の狭窄を伴う血管セグメントの検出での MR Angiography の感度と特異度はそれぞれ97%(95% CI : 90%, 99%)と99%(95% CI : 96%, 100%)であった. 我々は96%(95% CI : 88%, 99%)の確かな正診率; 99%の負の正診率(95% CI : 97%, 100%); そして98%の正確度(95% CI : 96%, 99%)を見出した.

TABLE 1
Stenoses Demonstrated at Contrast-enhanced MR Angiography and DSA in 51 Hemodialysis Accesses

Stenosis at Contrast-enhanced MR Angiography (%)	Stenosis at DSA (%)					Total
	0-24	25-49	50-74	75-99	100	
Segment level data*						
0-24	286	0	0	0	0	286
25-49	0	3	2	0	0	5
50-74	0	2	42	2	0	46
75-99	0	1	14	10	0	25
100	0	0	0	0	0	0
Total	286	6	58	12	0	362
Region level data†						
0-24	186	0	0	0	0	186
25-49	0	3	1	0	0	4
50-74	0	1	21	0	0	22
75-99	0	0	10	4	0	14
100	0	0	0	0	0	0
Total	186	4	32	4	0	226

* Data are number of vascular segments.
† Data are number of regions.

造影 MR Angiography は DSA (Fig 4)で 診断不可能であると思われた4つの血管のセグメントに重度な狭窄を示したのに対して, DSA は造影 MR Angiography で評価された 診断不可能な セグメント(Fig 5)で重度な狭窄を見出せなかった. アクセス部の血流量が MR Angiography で検出された4つの狭窄の経皮的血管形成の後に 317mL / 分 ± 20から 689mL / 分 ± 31まで改善した.

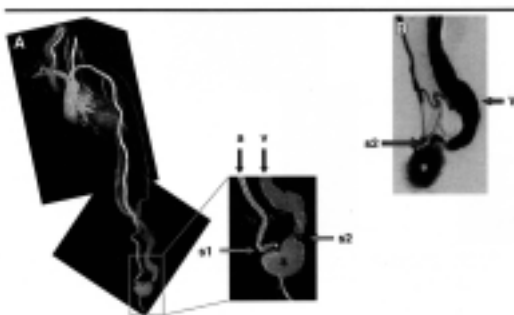


Figure 6. A, Semiconical image obtained with three-dimensional contrast-enhanced MR angiography by using a fast field echo sequence (4.1/1.34; flip angle, 20°) shows a radiopaque stent with stenosis at the stenosis assessment (a) and a potential venous outflow stenosis (v). B, Image for loop procedure (a) and stenosis assessment (a) and a potential venous outflow stenosis (v) after deployment of distal arterial inflow and anastomosis on multiple MR parameters. a = artery; v = vein.

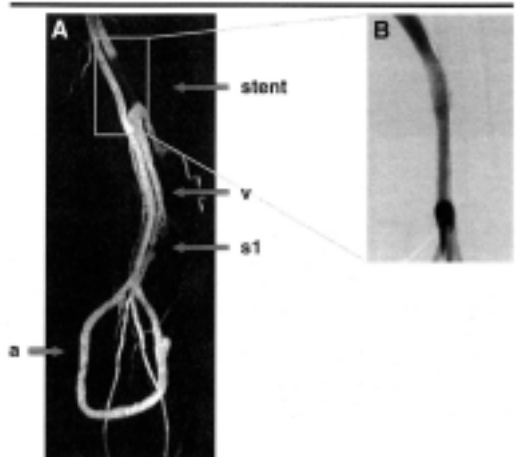


Figure 5. Semiconical images of non-diagnostic venous outflow segment. A, Loop graft with significant venous outflow stenosis (v) and signal loss at the site of self-expandable stent obtained with three-dimensional contrast-enhanced MR angiography by using a fast field echo sequence (4.1/1.34; flip angle, 20°). B, Semiconical DSA image. a = artery; v = vein.

血管樹を3つのセグメントに分けること, ランダムに領域毎に1つのセグメントを選択することは, もし必要であるなら, 153の潜在的に分析可能な部位をもたらす. DSA での4つの診断不可能な部位について, MR Angiography では3つが重度な狭窄を含んでいると考えられた.

MR Angiography において1つの 診断不可能な 領域は, DSA で重度な狭窄を見出せなかった. 残っている148の領域(table 1)を使うことによって, テスト特徴を計算した結果は, 97%(95% CI : 86%, 100%)の感度; 99%(95% CI : 95%, 100%)の特異度; 97%(95% CI : 86%, 100%)の正の正診率; 99%(95% CI : 95%, 100%)の負の正診率; そして99%(95% CI : 95%, 100%)の精度であった.

狭窄率に関する観察者間の意見の相違が造影 MR Angiography で算定された20のセグメントと DSA で算定された13のセグメントに存在した(table 2). 狭窄の検出に関しての線形- 荷重K値は造影 MR Angiography で0.92(95%の CI : 0.89, 0.95), DSA で0.95(95%の CI : 0.92, 0.97)であり, 両方の診断のモダリティともに, ほとんど完璧な合意を示していた.

TABLE 2
Interobserver Agreement for Stenosis Detection at Contrast-enhanced MR Angiography and DSA

Stenosis as Assessed by Observer 1 (%)	Stenosis as Assessed by Observer 2 (%)					Total
	0-24	25-49	50-74	75-89	100	
Contrast-enhanced MR angiography						
0-24	265	0	0	8	0	285
25-49	1	4	1	6	0	6
50-74	1	2	35	18	0	48
75-89	0	0	4	18	0	22
100	0	0	0	1	0	1
Total	267	6	40	28	0	282
DSA						
0-24	205	1	0	0	0	206
25-49	1	5	0	0	0	6
50-74	8	2	50	5	0	57
75-89	8	0	4	9	0	13
100	8	0	0	0	0	8
Total	206	8	54	14	0	282

Note.—Analysis was performed at segment level. Data are numbers of vessel segments with the particular combination of test results at contrast-enhanced MR angiography and DSA.

論議

我々の結果は高分解能の3次元造影 MR Angiography が血液透析アクセスで重度な狭窄の検出のために信頼性が高く、再現可能なツールであることを示す。非侵襲的な造影 MR Angiography は狭窄検出で高い感度をもたらした、そして観察者間の合意は素晴らしく、DSA のそれに相当した。不幸にも、重度な狭窄が2つのセグメントで造影 MR Angiography でミスされた。重度な狭窄の検出失敗は、シャント血栓症の発生をまねく可能性があるため、感度は可能な限り高くあるべきである。患者レベルデータではなく、セグメントレベルデータを使うことによって、我々はテスト特徴を計算した。患者レベルでの分析の議論は、患者を治療する決断が通常患者レベルにおいてされるということでしょう。しかし、この研究ではすでに臨床的に機能不全であった血液透析シャントが評価された。つまり、本研究では患者を治療すべきかどうかを知ることを目的としたのではなく、機能不全を起こしていた傷害がどこであるか、また MR Angiography が確かに狭窄病変を描写することができるかどうかの確認を目的とした。しかしながら、セグメントレベルに基づいている分析であるため、精度を過大に見積もるかもしれない。なぜなら隣接したセグメントでの狭窄はお互いに影響し合っているからかもしれないからである。さらに、アーチファクトを含むセグメントを考慮することは統計上の値を増やすと言われている。これらの理由で、我々は同様に血管樹を、狭窄がお互いから独立していると考えられることで、3つの領域に分けた。ある領域で狭窄の等級を決定するために、もしそれが多数のセグメントでできていたなら、我々はランダムにこの領域の1つのセグメントを選択した。領域毎に1つのセグメントを選択する場合には、DSA と MR Angiography で同じ病変を比較した。テスト特徴の計算結果は、血管樹を領域に分けて計算した場合と、セグメントレベル

で計算した場合と、それほど異なっていなかった。これは隣接したセグメントの狭窄の相互関係が取るに足りなかったことを示すが、依存の存在が完全に除外されることができないため、我々のアプローチが結果に影響を与えたかもしれないことを認める。

一連の15の機能不全のアクセスで、Planken およびその他(16)が造影 MR Angiography の感度と特異度が重度な狭窄の検出のために、それぞれ、100%と10%であったと述べた。造影 MR Angiography で検出された、狭窄過大評価による偽陽性病変の大多数は限局した空間分解能の場合に起っていた。さらに、長方形の表面コイルの使用のために、画像情報が上腕静脈の流出部について得ることができなかった。異なった MR 画像処理プロトコルの使用で、我々は ボクセルサイズの58%の縮小を達成することができた。そのことにより、もっと高い空間分解能を得ることができるようになった。直接アクセスに gadopentetate dimeglumine を注射することによって、Smits およびその他(15)が高品質のアクセスの MR イメージを得た。このアプローチは、末端静脈の穿刺が静脈の保存状態(21)を考慮した上で不可能と判断される以外は、造影剤の経静脈法より望ましいかもしれない。不幸にも、Smits およびその他(15)のアプローチの主要な欠点は完全な静脈の流出を描写することができないことであった。我々のシリーズ以外には、血液透析アクセス瘻孔とグラフトの完全な血管樹を描写する他の報告は皆無であると判断する。肘部窩へ流入する静脈の画像形成は主要な重要性を持っている。我々はすべての狭窄の37%が流出管のこの部分に位置していたことに気付いた。そしてそれは他の結果(6)と一致していた。

診断不可能な 血管のセグメントは時折 DSA に存在するかもしれない。Planken およびその他(16)が血管セグメントの4分の1が DSA で適切に評価されることができなかったことに気付いた、他方 Smits およびその他(15)がセグメントの8%が十分に描写されなかったと報告した。我々のシリーズで、セグメントの2%以下が DSA で診断不可能であると思われた。私たちの診断不可能なセグメントのパーセンテージが小さいのは、動脈の流入部が十分に描写されることができなかったとき、静脈穿刺サイトから動脈へカテーテルを進めたのに対して、Smits およびその他(15)と Planken およびその他(16)では、ただカテーテルを静脈のアクセス部分に置いたという事実によって説明されるかもしれない。DSA で検出された2つの重度な狭窄が造影 MR Angiography でミスさ

れたが、造影 MR Angiography は DSA で診断不可能であると思われたセグメントで4つの血液動態学的に重度な狭窄を検出した。これらの場合、吻合部範囲は大きい擬似動脈瘤の重なり、吻合部の分離不能、血管の強い屈曲、あるいは静脈分岐の重なるために DSA で評価されることができなかった。造影 MR Angiography では潜在的に血管の重なりの問題を解決する可能性を持つ3次元のデータセットを収集することができる。また、イメージは任意の投影角度からアクセスを描出するために再構成することができる。造影 MR Angiography で得られたイメージで指摘された4つの狭窄の吻合の経皮的血管形成インターベンションは、インターベンション後の最初の透析時に、血流が改善されていることから成功であることが分かった。従って、これらの病変は、もし経皮的血管形成が行われなかったなら、急性のアクセス血栓症をもたらす可能性の高い血液動態学的に重度な狭窄であったかもしれないのである。この調査結果は他の研究の所見と一致している。例えば、van der Linden およびその他(4)がすべての重度な狭窄が DSA で認知されるわけではないと述べている。MR Angiography では、上肢を体のそばに置いた状態で、シャント腕の側にやや斜位の仰臥位の体位であった。

このポジションは2つの血管セグメントに流出管圧縮をもたらした。このアーチファクトは、腹臥位あるいは側臥位でシャント腕を頭上に伸ばすポジションをとることでなくすることが可能であった(22)。しかしながら、このポジションは、かなり不安定で、動きアーチファクトをまねく可能性がある(23)。表面コイルを導入し、わずかな外転位置でのシャント腕のポジショニングが可能になれば、流出血管の圧排の確率を減らせるかもしれない。

造影 MR Angiography での3次元画像形成のボリュームデータ収集時の適切なポジショニングは最大の重要性を持つ。あるひとつのケースでは、3次元のボリュームデータは完全なアクセスの血管樹をカバーし切れなかった。その原因は造影剤量の限界のために、造影 MR Angiography を同じ時に繰り返すことができなかったためである。目標を限局した非造影の MR シーケンスの実施は、造影シリーズの直後に実施すれば、血管樹が完全に描写されないそれらの状況をカバーすることができるかもしれない(24)。

MR 検査と可能なインターベンションの実施時期は、血管内手術あるいは手術のいずれであっても、アクセス血栓症の増加の危険を妨げるために、できる限り短くするべきである。本

研究では、ケースの3分の1以上の例で、予定が組まれた DSA の検査のすぐ前に、MR 検査を行うことができたので、まったく DSA 検査の予定を遅らすことはなかった。我々は残っている患者でアクセス血栓症を経験することはなかった。また MR 検査によって、ハイグレードの狭窄が推測される患者の治療に遅れをもたらすことなく検出可能であることを確認した。

若干の研究者が臨床的に推測される血液透析アクセス狭窄の診断に超音波の使用を提唱している(10)。しかしながら、超音波では、流出部あるいは中心静脈の血管構造は血栓症あるいは障害の他の明白な症状がないとき、局所の狭窄に関しては、正確に評価することが難しいことがある。特に、鎖骨下静脈カニューレの挿入履歴をもつ患者では、鎖骨下の血管のアクセス狭窄の存在が疑われる(25)。同様に、この研究の目的は、血管造影法と同様のモダリティを比較することであったが、我々は診断超音波を含めなかった。

構造と透析瘻孔とグラフトの機能両方を評価するには、造影 MR angiography と MR velocity mapping の組み合わせが特にフォローアップのために有用であるかもしれない(26,27)。アクセス血流の低値が計測され、そして原因と予想される狭窄が MR Angiography によって描写されるとき、インターベンションの実施を予定する。

しかし、本研究の MR 法の限界は、MR ガイド下のアクセス部のインターベンションの欠如である。造影 MR Angiography に対する DSA の明確な利点は、もし血液動態学的に重度な狭窄が検出されたなら、すぐに調整インターベンションを行なえることである。MR ガイド下の血管内手術インターベンションのためのテクニックが臨床的に魅力的な選択肢となるためには、まださらなる発展が必要である(28)。また、血管の金属のステントの存在は、特にステンレス・スチールから作られている時、これらのオブジェクトがインターベンション後の MR 画像形成を妨げるため、もう一つの造影 MR angiography の限界ともなる(29)。我々のシリーズでは、上腕と肩領域に位置しているステントが1つのセグメントにアーチファクトをもたらした。ルーチンの MR angiography の使用は同様に MR の禁忌の存在によって妨げられるかもしれない。我々のシリーズでも、MR 関連の禁忌によって9人に1人の割合で MR Angiography が不可能となった。

結論として、高分解能の3次元造影 MR Angiography は確かに機能不全の血液透析アクセスを評価することが可能である。しかしながら、我々は MR ガイド下のインターベンションが

現状では不可能であるために、アクセス部のルーチン的な MR angiography に問題があると考えます。MR Angiography による機能不全のアクセスの評価は、DSA 検査の結果が決定的でない場合のみに制約されていると我々はアドバイスする。