

MAGNETOM Flash

The Magazine of MR 翻訳版

SIEMENS

Clinical

心血管 MRI の最新動向
- Update 2010

How-I-do-it

低容量造影剤を用いた
MR アンギオグラフィ

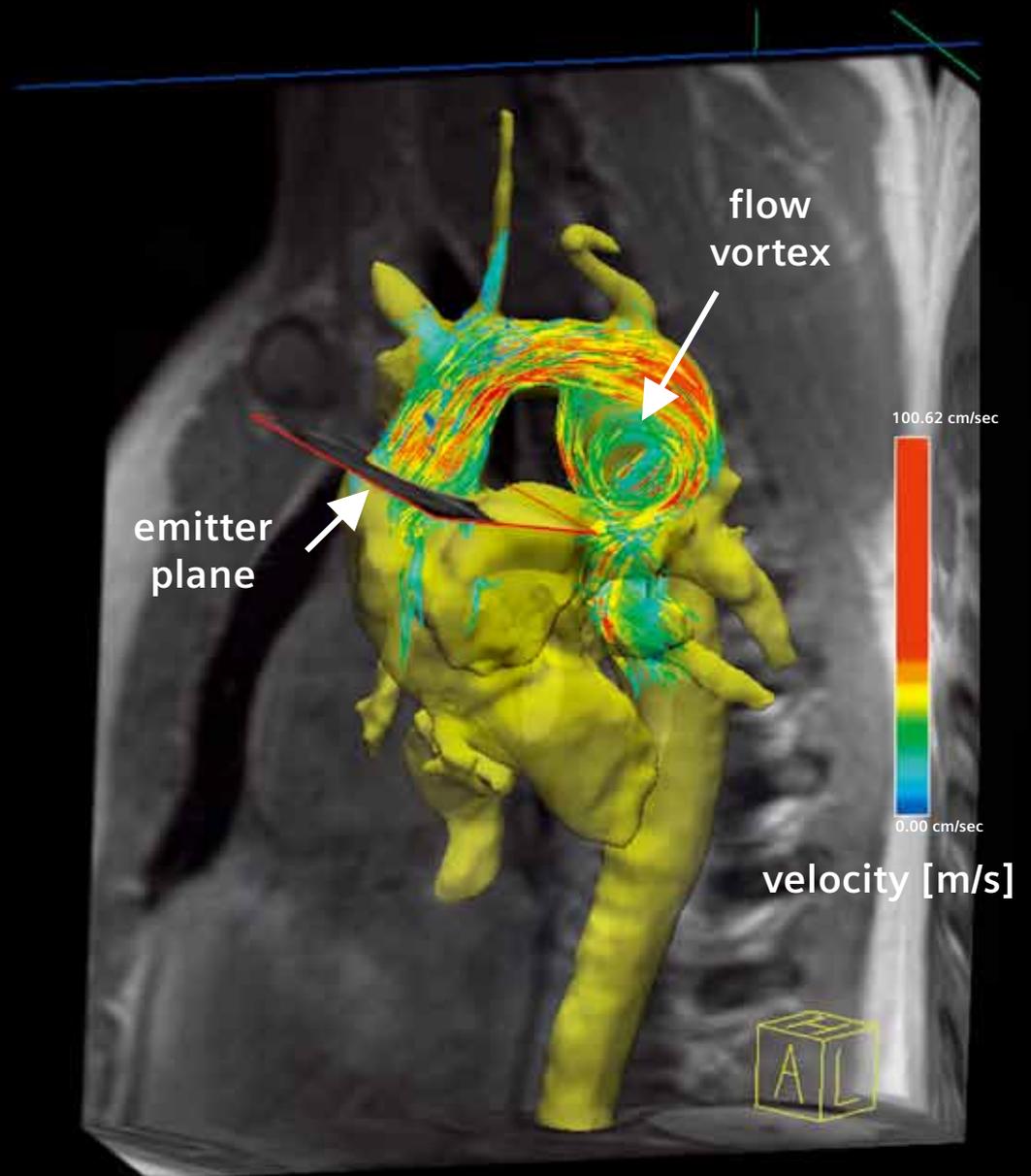
Technical Report

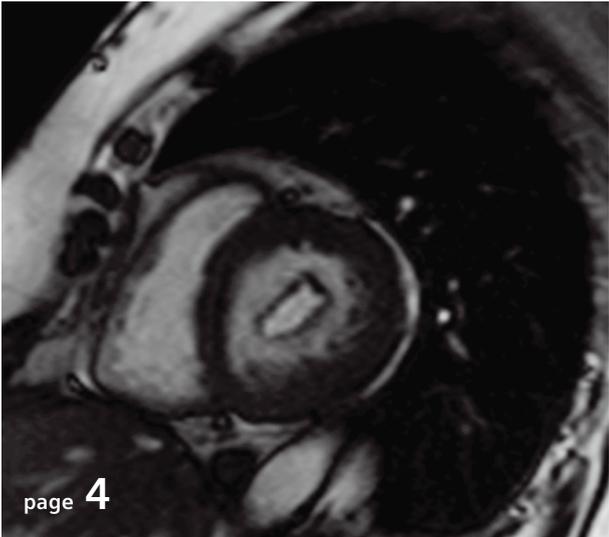
3T MR 装置にて TWIST シーケンスを用いた
ダイナミック造影 MRA の描出能の検討と臨床応用

3T MRI を用いた SPACE 法による
頸動脈プラークイメージング

Clinical

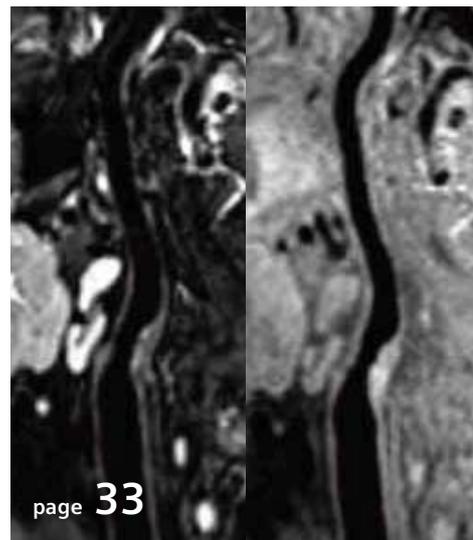
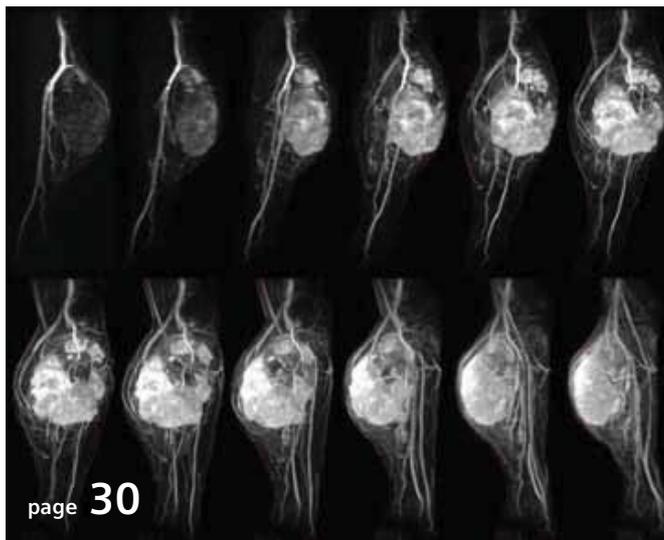
4D Flow MR イメージング





Further clinical information





Clinical Cardiovascular MRI

4 心血管 MRI の最新動向 - Update 2010

How I do it

18 低容量造影剤を用いた MR アンギオグラフィ

Technical Report

30 3T MR 装置にて TWIST シーケンスを用いた ダイナミック造影 MRA の描出能の検討と臨床 応用

33 3T MRI を用いた SPACE 法による 頸動脈プラークイメージング

Clinical Cardiovascular MRI

36 4D Flow MR イメージング

MAGNETOM Flash に記載されている情報は、説明のみを目的としたものであり、読者が医療活動の指示として利用することを目的とするものではありません。本情報を読んだ医療関係者の皆様におかれましては、個々の患者の処置を行なう際、自らの学習、訓練および専門知識を活用しなければならないという点をご了承ください。本資料はこのような責務に置き換わるものではなく、シーメンスはそれらに関連する目的で本資料が使用されることを意図していません。MAGNETOM Flash の中に記載されている薬物および用量は、薬物の使用および適応に関する認可ラベルに従っています。治療に当たる医師は、使用に関連して処方された薬物および用量を含む、患者の診断および治療に対して一切の責任を負います。MR システムを操作する場合は、常に取扱説明書の内容を厳密に順守する必要があります。技術データの出典は、対応するデータシートです。

心血管MRIの最新動向 - Update 2010

Florian von Knobelsdorff-Brenkenhoff, M.D.; Jeanette Schulz-Menger, M.D.

ベルリン大学シャリテ・キャンパス実験・臨床研究センター(ドイツ・ベルリン) およびベルリンHELIOS病院循環器・腎臓内科(ドイツ・ベルリン)



MAGNETOM FlashのCMR特集号 (#36、2007英語版)
は www.siemens.com/magnetom-world でご覧いただけます。このサイトの左上にあるInternational Versionを選択すると新しいページが開きますので、そこでPublicationsのMAGNETOM Flashを選択してください。

の評価(例: 嚢胞性線維症)を目的とする思春期の受診例が増えつつある。小児患者の研究は、高速でロバストなCMRプロトコルと信頼できる後処理および読影機能が必要であることを示している。最後に、正常値を当てはめる場合は必ず、自身の施設と同じCMRプロトコルを用いて得られた値かどうかを考慮する必要があることを強調しておく。

はじめに

2007年に発行しましたMAGNETOM Flash #36: 心血管磁気共鳴イメージング(CMR)特集号は心臓病学の臨床および研究におけるユニークで貴重なイメージング・ツールとして多くの需要がある。ごく最近では、大規模な国際学会が技術的展望を提供しているCMRについて述べた専門家による最新の統一見解を発行した[1]。さらに、世界中で等しくハイレベルの診断を行えるように、CMRのトレーニング、プロトコル、検査、レポートを標準化する試みが発表されている[2, 3, 4]。また、約11,000件のCMR検査を記録したドイツCMR登録(German CMR registry)は、CMRによって得られる情報が患者の管理に強い影響を及ぼすことを明確に示した[5]。CMRによる予後推定についてのデータも次々と発表されている[6]。多くの新技術が臨床ルーチンに組み込まれており、さらに多くのアイデアが臨床に応用されつつある(前臨床段階にある)。2007年以降のCMRにおける各種分野の全トピックを扱う

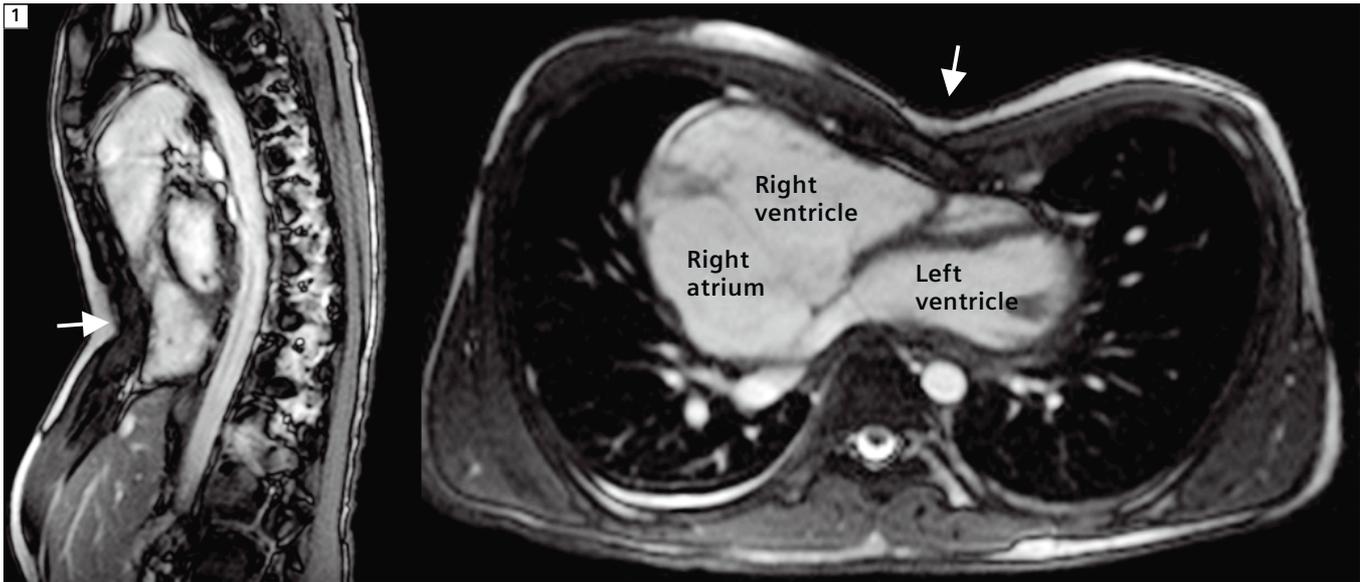
ことは本稿の範囲を超える(最近発表された優れた論評[7]を推奨する)。その代わりに、いくつかの重要なテーマや研究の概略を紹介し、今後数年間でCMRの重要性をますます高める可能性がある魅力的な将来動向にも触れる。

心腔の定量評価に関する最新情報

心室機能評価および定量化についてはMAGNETOM Flash #36の発行から大きな変化はないが、近年、新たな正常値が詳しく報告されている。特に、小児CMRへの関心が高まり、その必要性が増しているにもかかわらず、小児の正常値は不足していた。2009年にはBuechelらが小児50例の左室および右室パラメータを発表した[8]。Sarikouchらは、114例の健康な幼児・思春期の被検者において、身長および体表面積で標準化すると性差があることを示した[9]。我々の経験では、超音波検査が成功しないことが多いため、胸部外科手術(例: 漏斗胸の手術)や右室

虚血性心疾患に関する最新情報 CMR 負荷検査

CMR負荷検査は、アデノシン注入時のファースト・パスの灌流解析もドブタミン注入時の壁運動異常の解析も臨床ルーチンに組み込まれており、現在では非常に正確な方法として受け入れられている(灌流イメージングに関する最新文献[10]も参照)。現在のイメージング・テクニックとプロトコルは、Markus JochimsらとAndrea AraiがMAGNETOM Flash #36に発表したものと大差はない。しかしその後、診断性能および予後予測に関する重要なデータが発表されている。Nandalurらは2007年に大規模メタアナリシスの結果を発表した。対象は灌流イメージング1,516例および壁運動異常のイメージング754例で、臨床例に対する冠動脈狭窄の検出感度/特異度はそれぞれ91%/81%および83%/86%であった[11]。さらに、2008年にはSchwitterらがCMR負荷灌流イメージングをSPECT(単一光子放出コンピューター断層撮影)負荷灌流



1 21歳男性、重度漏斗胸の選択的修復術前のCMRを実施。CMRで漏斗胸(白色矢印)を認め、さらに右心肥大および三尖弁逸脱による重度の三尖弁閉鎖不全を新たに検出した。三尖弁修復術および胸骨挙上術を同時に実施した。

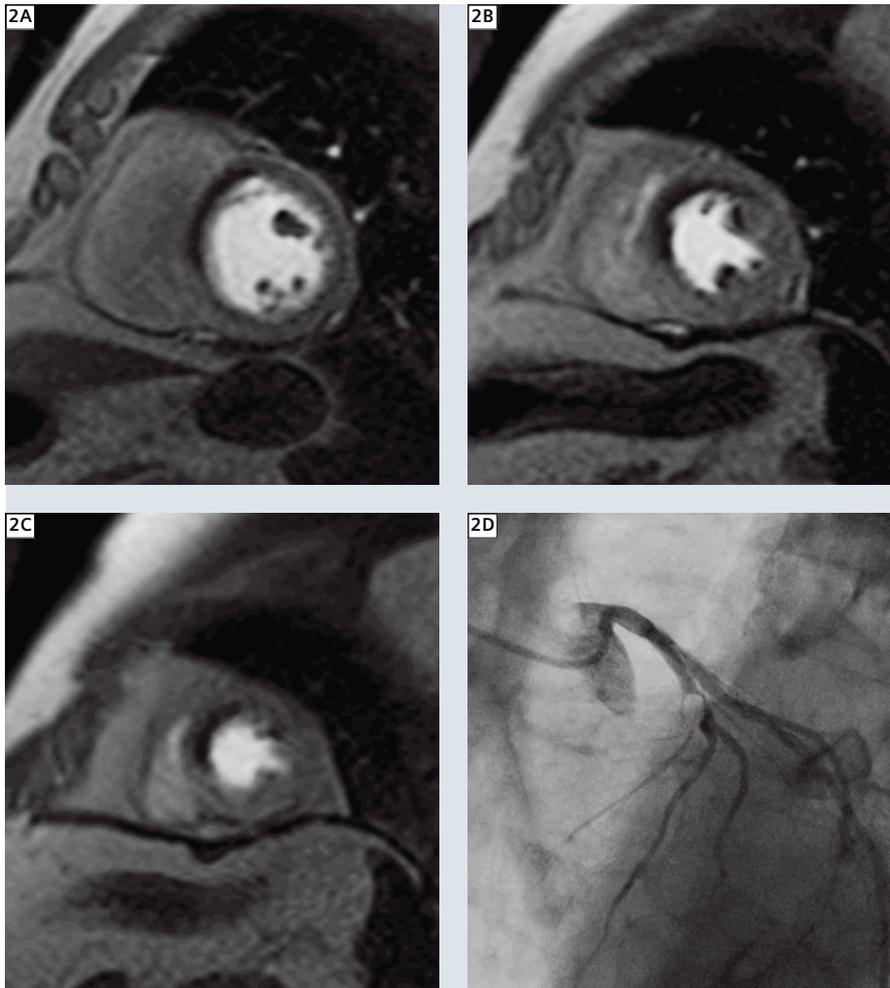
イメージングと比較した初の多施設・多企業による研究(MR-IMPACT Study)の結果を発表した。この重要な研究は、侵襲的な冠動脈造影で評価された50%以上の冠動脈狭窄の検出精度について、CMRがSPECTと同等かそれ以上であることを示した[12]。CMR負荷灌流イメージングに関しては、ほとんどの研究が冠動脈バイパス術を受けた患者を除外している。心筋灌流が複雑になることや、造影剤の通過する距離がバイパスグラフトと生来の血管で異なることから、心筋コントラスト動態が変化する可能性があるためである。近年では2件の大規模研究によって、外科的血管再建術を受けた患者の負荷灌流CMRでも、冠動脈バイパス術を受けていない患者群に関する報告に比べて感度は低下するが、重度狭窄の検出および局在診断の精度は良好であることが示された[13, 14]。CMR負荷検査による予後推定に関してはJahnkeらが、負荷CMR(アデノシン負荷およびドブタミン負荷の両方)の結果が正常な患者の3年無病生存率が99.2%で、異常例では83.5%であると報告した。単変量解析によって、CMRによる虚血の同定がイベントの予測因子になる(ハザード比12.5)ことを示した[15]。負荷灌流イメージングに遅延ガドリニウム造影(late gadolinium enhancement;LGE)

イメージングを追加すると、虚血症状を有する患者のリスク層別化がさらに改善される。Steelらは、灌流障害または心筋瘢痕があるといういずれの場合も心臓死または急性心筋梗塞の危険が3倍以上高くなり、心筋梗塞の既往歴がなく負荷CMR陰性の患者ではLGE陽性で死亡または心筋梗塞の危険が11倍以上高くなることを示した[16]。CMR負荷検査は非常に安全な方法であるとみなすことができる。ドイツCMR登録の3,474件の負荷検査(アデノシン負荷およびドブタミン負荷)のうち、重度有害事象(死亡、蘇生実施、その他CMRスキャン後に1夜以上の入院・監視を必要としたCMR手技に関連する事象)の発生は5例のみ(0.14%)であった。これはドブタミン負荷心エコー(最近の報告[17]では生命にかかわる可能性のある合併症の発生率は0.2%)のような、他の負荷イメージング法と同レベルである。CMR負荷検査において、真の灌流欠損とdark-rimアーチファクトの識別は依然として困難なことがある。デューク大学チームが提案したような読影アルゴリズム[18]を用いるほかに、正しい診断を容易に行うための今後の解決策となりうるのが新しい高速・高空間分解能のイメージング・テクニックを用いる方法で、3Tのような高い静磁場強度(B_0)に

向かう可能性もある[19, 20]。したがって、今後の技術革新がCMR負荷検査の診断精度をさらに改善し、臨床ルーチンへの普及を推進するものと期待される。

急性心筋梗塞のCMR

CMRは急性心筋梗塞においても重要な役割を果たすようになった。近年では急性冠症候群[21]および心筋梗塞全般[22]におけるCMRの能力をまとめた文献が発表されている。CMRでは標準的な撮像面の全17個の左室セグメントについて高い血液-組織コントラストで梗塞壁の運動異常を示すほかに、T2およびT1強調イメージングを用いて急性心筋梗塞時の組織変化に関する新たな情報を得ることができる。T1強調イメージングでは、ガドリニウム造影剤静注後の遅延造影像で可逆性の組織傷害を描出する。その原理およびイメージング・テクニック(segmented inversion recovery TurboFlash)は、現在でもIgor KlemがMAGNETOM Flash #36に報告したものと大差はない。このテクニックは一般に口バストで非常に正確であり、急性・慢性のいずれの梗塞でも検出が観察者に左右されない方法であるとみなされており、このことは近年の大規模多施設研究で確認されている[23]。T2強調イメージングについては近年、Abdel-Aty

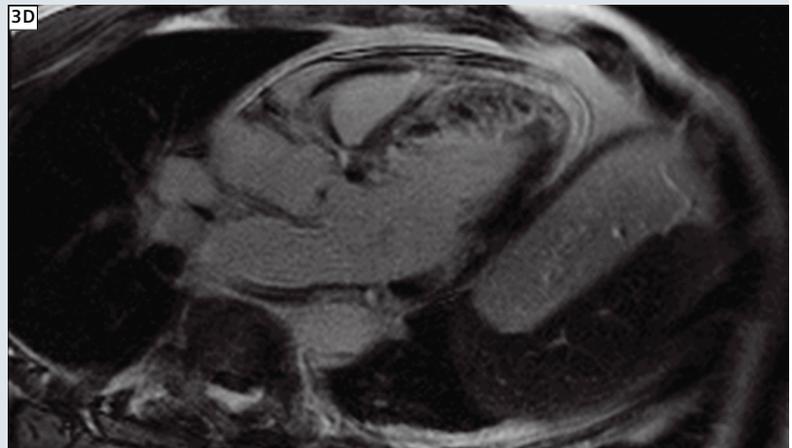
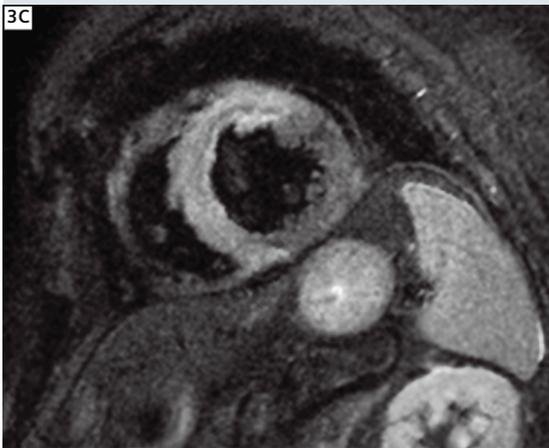
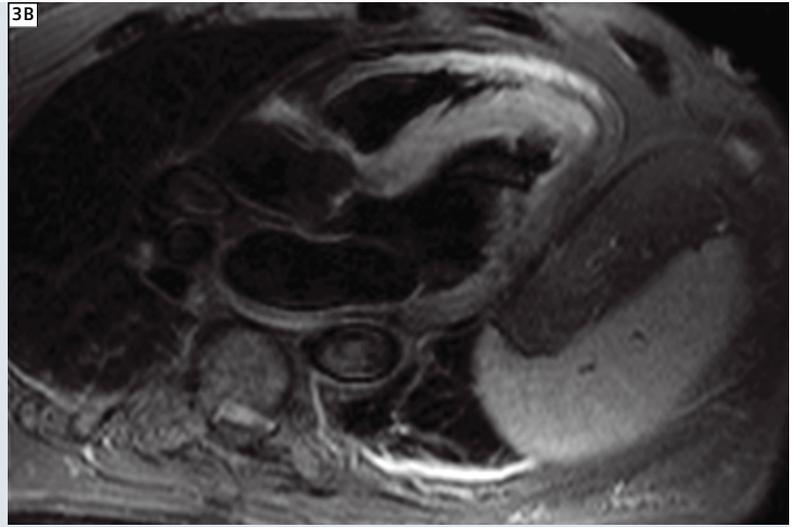
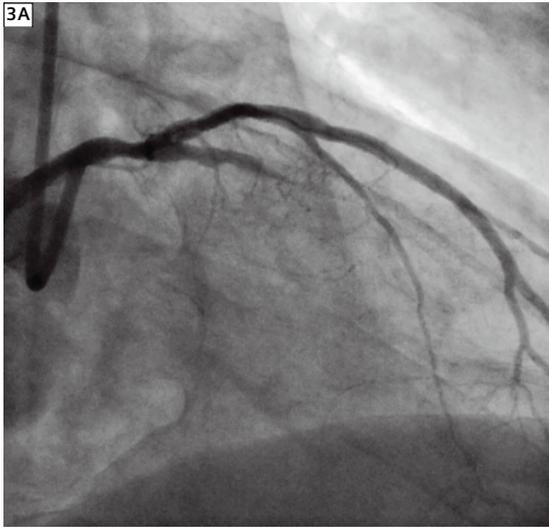


2A-D 59歳男性、主訴は軽労働後の呼吸困難および胸痛。アデノシン負荷灌流CMRで主に心室中隔に灌流障害を認めた(2A~C)。冠動脈造影で左冠動脈前下行枝の重度狭窄が判明し(2D)、ステント留置により治療した。

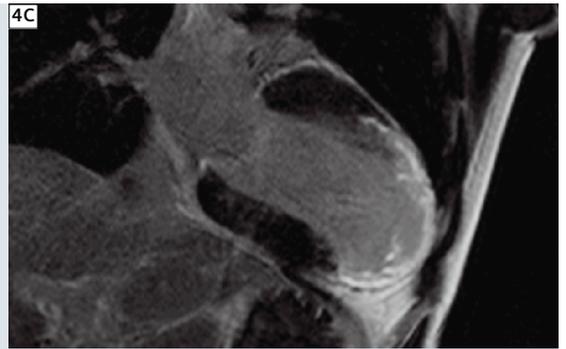
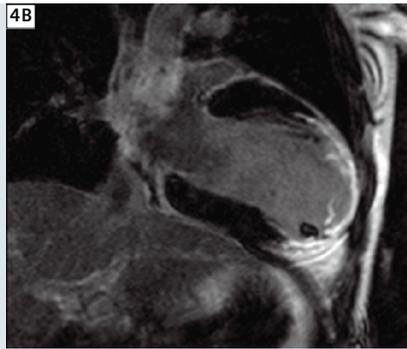
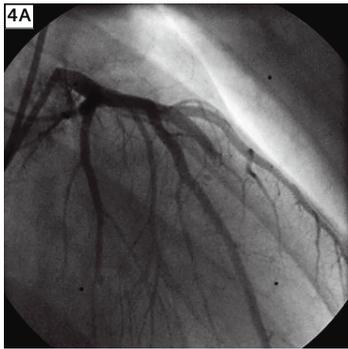
らが動物モデルにおいて、浮腫のT2強調イメージングによって非可逆性の傷害を発症する前に急性虚血性心筋細胞傷害を検出できるというエビデンスを示した[24]。T2強調画像の高信号領域が心筋梗塞時の危険(虚血)領域(area at risk)を表す。T2強調像とLGEを組み合わせると、可逆性および非可逆性の両方の心筋傷害を非常に高い感度および特異度で検出できるという、CMR独自の可能性が出てくる。そうすると、臨床上的意思決定および研究における重要なパラメータとして、血行再建術後にサルベージされた領域を定量

化することができる[25]。Franconeらはこれらのテクニックを用い、初回の経皮的冠動脈インターベンションを受けたST上昇型心筋梗塞(STEMI)患者において、再灌流までの時間によって可逆性および非可逆性の心筋傷害の範囲が決まることを示した。特に、冠動脈閉塞から再灌流までの時間が90分を超えると、サルベージされる心筋が大幅に減少した[26]。Eitelらは[27]、area at riskから梗塞領域を減算してarea at riskで除算する、いわゆる心筋サルベージ・インデックスが急性STEMI患者の再灌流後のアウトカム予測因子

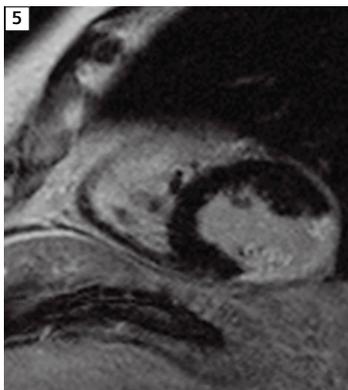
になることを示した。T2強調イメージングはN-STEMI(非STEMI)患者においても予後に関する情報をもたらすと思われる。Ramanらの研究では、浮腫を有する患者はそうではない患者に比べて6か月以内の心血管イベントまたは死亡の危険が高くなることが示された[28]。T2強調イメージングは心筋出血の存在を評価する方法としても採用されており、心筋出血は高信号の浮腫に囲まれた低信号域として視認できる。Ganameらの研究では、初期の梗塞サイズにかかわらず、心筋出血が4か月後の有害な左室リモデリングの独立した予測因子になっていた[29]。微小血管閉塞は高信号LGE領域に囲まれた低信号域またはガドリニウム注入1~2分後の早期に造影される領域として視認でき、好ましくない心臓リモデリングおよび予後のマーカーになることが判明した。Nijveldtらは血行再建術を受けた急性心筋梗塞の患者において、微小血管閉塞の有無がTIMI flow gradeやmyocardial blush gradeなどの分類、ST回復、さらにはCMRによる梗塞サイズおよび壁深達度の評価結果よりも強力な、全体および局所の機能回復の予測因子になることを示した[30]。また、救急患者におけるCMRの有用性を調べた研究もある。急性胸痛を訴えて救急部門を受診した患者では、冠動脈造影を実施すべきかどうかの判断にT2強調イメージングが役立つと思われる[31]。最後に、主訴は急性冠症候群であるが心臓カテーテル検査では冠動脈が正常な患者で、CMRはその基礎疾患を同定するのに有用な手段であることが実証されている[22]。このような患者の割合は少なくなく、最大で初回診断がSTEMIの患者の10%、急性冠症候群患者の32%を占める。CMRは正しい診断を行うのに役立つ。典型的な可逆性の壁運動異常を示しLGEを伴わない、たこつぼ心筋症もあれば、典型的な心外膜下および壁内のLGE病変を伴う心筋炎もあり、心筋梗塞に該当するLGE病変を認め、自然に血栓が溶解した可能性を示す場合もある[32, 33]。



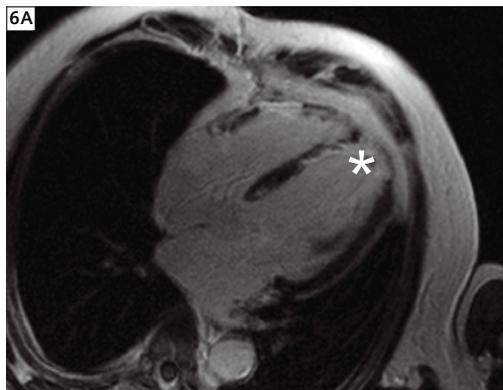
3A-E 67歳男性、冠動脈疾患の既往歴あり、主訴は急性胸痛。3年前に左前下行枝、縁枝、右冠動脈にステント留置。冠動脈造影で左前下行枝の閉塞を伴う遅発性ステント血栓が判明し(3A)、緊急経皮的冠動脈インターベンションにより治療した。2日後にCMRを実施したところ、これに一致する壁運動異常がSSFPシネ画像で示され、T2強調画像で限局性浮腫および壁肥厚(3B~C)、造影T1強調画像で微小血管閉塞を伴うLGEを認めた(3D~E)。



4A-C 27歳男性、大動脈弁心内膜炎に伴う重度の塞栓性心筋梗塞の5年後に当院受診。LGE二腔像で前壁および心尖部の通壁性瘢痕形成と心尖部血栓を認めた。経口抗凝固薬2か月使用で血栓が消失した。



5 69歳男性、慢性心筋梗塞および中等度の僧帽弁閉鎖不全。LGEイメージングで側壁の通壁性梗塞および中隔(inferoseptal)乳頭筋の完全瘢痕化を認めた。



6A-B 70歳男性、前壁・後壁梗塞の虚血性心筋症でCMRを実施。LGEイメージングで右室自由壁(矢印)を含む広範囲の心筋瘢痕化を認めた。さらに、左室内に血栓(*)が視認できる。



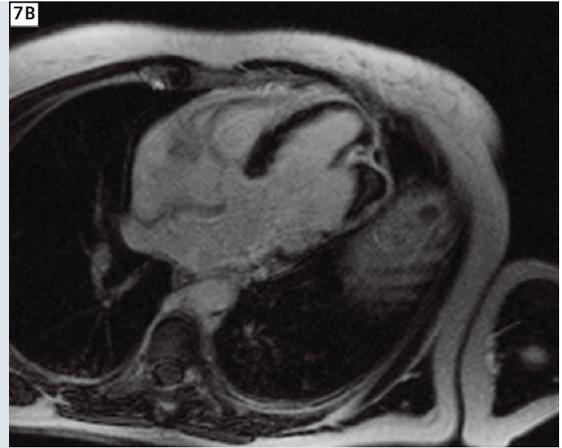
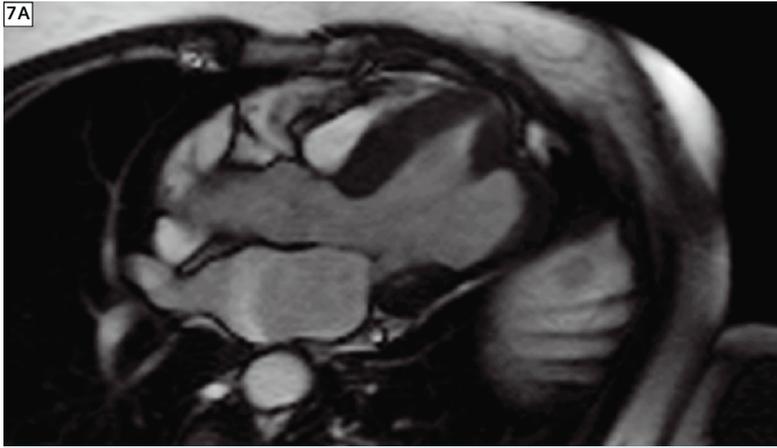
慢性心筋梗塞のCMR

慢性心筋梗塞のCMRでは、主にLGEイメージング・シーケンスが重要視される。CMRでLGEの通壁性を評価して虚血性疾患における機能回復を予測する方法は、広い範囲でドプタミン負荷心エコーや核医学に取って代わっており、臨床のゴールド・スタンダードとして受け入れられるようになっている[34]。LGEによる梗塞サイズの定量化は再現性が高いことから、心筋梗塞の各種治療法を比較する臨床試験において有用な代替(サロゲート)エンドポイントになる[22, 35]。

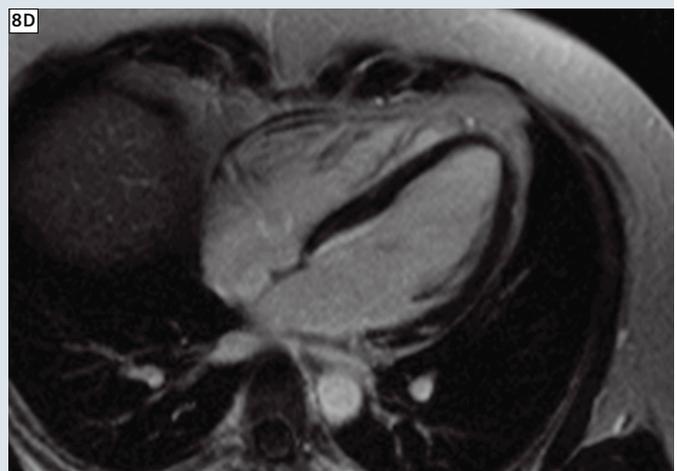
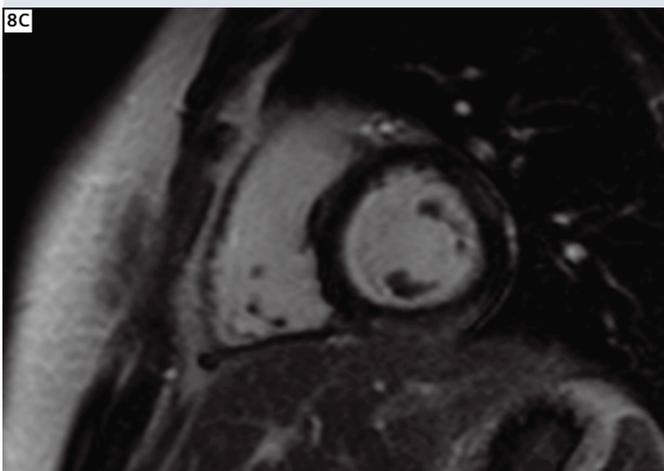
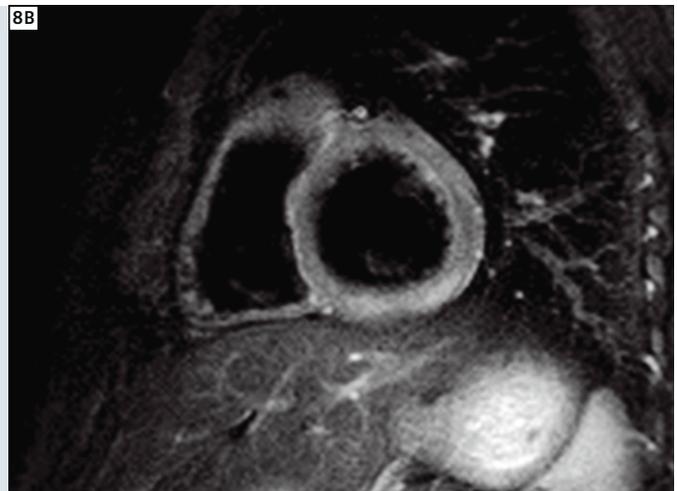
LGEによる心筋瘢痕の検出が死亡率の上昇に関連していることは、すでに2006年にKwongらが報告しており、心筋梗塞による瘢痕がわずかでもであると(左室のわずか約1%でも)、重大な心イベントのリスクが6倍近く高くなった

[36, 37]。瘢痕が多いほど重大な心臓関連有害事象のリスクが高く、Kwonらは重度の駆出率低下を伴う虚血性心筋症の患者において、LGE CMRで描出される心筋瘢痕の範囲が広いほど死亡率が高くなることを明らかにした[38]。さらに、LGEの構成が心筋梗塞後の心室不整脈の発生率および全体的な予後に影響を及ぼすと思われる。RoesらはICD植え込み前の虚血性心筋症患者の造影CMRを行い、梗塞の中心部、全体の大きさ、グレー・ゾーンを決定した。グレー・ゾーンは生存・非生存心筋細胞の混在領域で、梗塞の全体から中心部を減算して算出する。梗塞組織の不均一性の指標とみなされ、ICD療法後の特発性心室不整脈(心臓突然死のサロゲートとして)の予測因子として、他の臨床

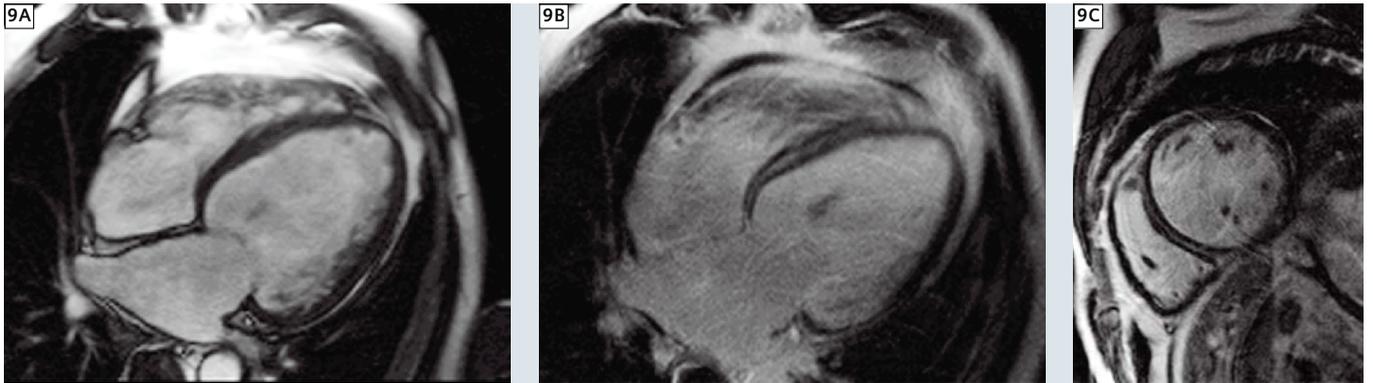
検査およびCMR変数の中で最強である[39]。Schmidtらがプログラム電気刺激に対する感受性の増強に関して同様の結果を報告している[40]。また、梗塞領域内に位置する乳頭筋が心室不整脈を引き起こす可能性がある。Bogunらは不均一なガドリニウム取り込みが乳頭筋起源の不整脈の予測因子になりうると報告した[41]。このように、LGEイメージングは心筋梗塞後のリスク層別化を改善し、予防的ICD植え込みのメリットが大きい患者を同定するのに役立つ可能性がある。最後に、LGEによる乳頭筋梗塞の検出は重度の左室リモデリングおよび機能性僧帽弁閉鎖不全と密接な関連があり[42]、これは外科的治療を行うかどうかの判断に影響する可能性がある。



7A-B 65歳女性、主訴は胸痛。2年前に強い胸痛を初発し、以後は労働時に繰り返し発症。CMRで大きな下側壁瘤を認めた(7A)。LGEイメージング(7B)は瘤内の血栓性物質を描出したが、SSFPは(7A)それほど明瞭ではなかった。



8A-D 23歳、主訴は重度の胸痛および全誘導のST上昇、ただし冠動脈疾患のリスクファクターなし。直ちにCMRを実施し、急性心筋炎の典型パターンを認めた。8Aは拡張末期SSFP短軸像、8Bは脂肪抑制併用T2強調短軸像、8Cは造影後期短軸像、8Dは遅延造影四腔像。



9A-C 51歳男性、主訴は軽労動時の呼吸困難。CMRで著しい左室拡大が判明し、SSFP画像(9A)で重度の収縮機能低下を認めた。遅延造影像(9B、9C)で拡張型心筋症を示す心室中隔壁内の線維化を認めた。

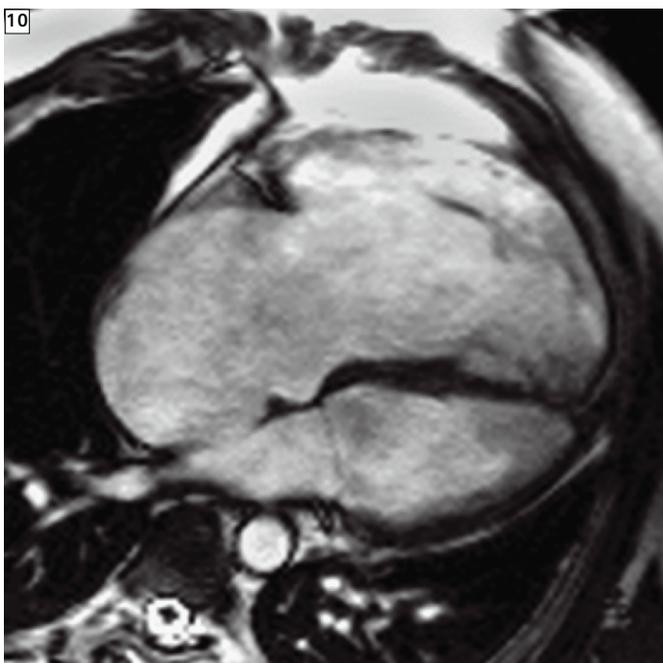
非虚血性心疾患に関する最新情報

心筋症 (cardiomyopathy;CMP) は心不全の症例の中でかなりの割合を占めるが、その診断、治療、管理はいずれも依然として課題が残っている。CMRは心不全患者を総合的に評価することができ、心筋の解剖、局所および全体の機能、バイアビリティを評価するためのゴールド・スタンダードのイメージング・テクニックである [43]。心筋傷害を鑑別できる独自の能力があり、予後推定に有用であると期待される。したがって、CMRおよび非虚血性

CMPに関してかなりの数の文献(過去2年間で約600件)が発表されている。ここで紹介するのはほんの少数でしかない。LGEイメージングは虚血性心疾患において確立された方法であり、CMPの評価において果たす役割が増しつつある。疾患の進行には広範囲の線維化が重要な役割を果たすことが(病態)生理学的によく知られているが、LGEイメージングはその固有の特性から限局性の線維化しか描出しない。Flettらは近年、造影剤を注入

して平衡を達成するequilibrium approachで広範囲の線維化を定量化するという、新たな興味深い取り組みを紹介した [44]。急性心筋傷害を疑うさまざまな臨床状況において、T2強調画像は診断および予後に関する有用な追加情報をもたらす。近年、Matthias Friedrichが詳細な報告を行った [45]。特に、T2強調画像と造影CMRの組み合わせによって可逆性と非可逆性の傷害を鑑別できるというのがCMR独自の際立った能力である。このような総合的なアプローチの効果は心筋炎でも見られた [46]。この総合的なアプローチに基づき、CMRによる心筋炎評価の統一基準(Lake Louise Criteria)が2009年に発表された [47]。Churg-Strauss症候群やエリテマトーデス、心移植後など、さまざまな炎症性疾患や状況においてCMRを用いて心筋傷害を検出することができた [48-50]。さらに、CMRと心内膜心筋生検の組み合わせが正常冠動脈を有するトロポニン陽性患者の診断に相乗効果を生むという初の研究結果もある [51]。

拡張型心筋症はよく見られる心不全の原因の1つである。CMRとPET(陽電子放射断層撮影)を組み合わせた総合的な非侵襲イメージングが新たな病態生理学的知見をもたらす可能性がある [52]。Hombachらは拡張型心筋症患者において、CMRによって算出した心係数および右室拡張末期容積係数が、

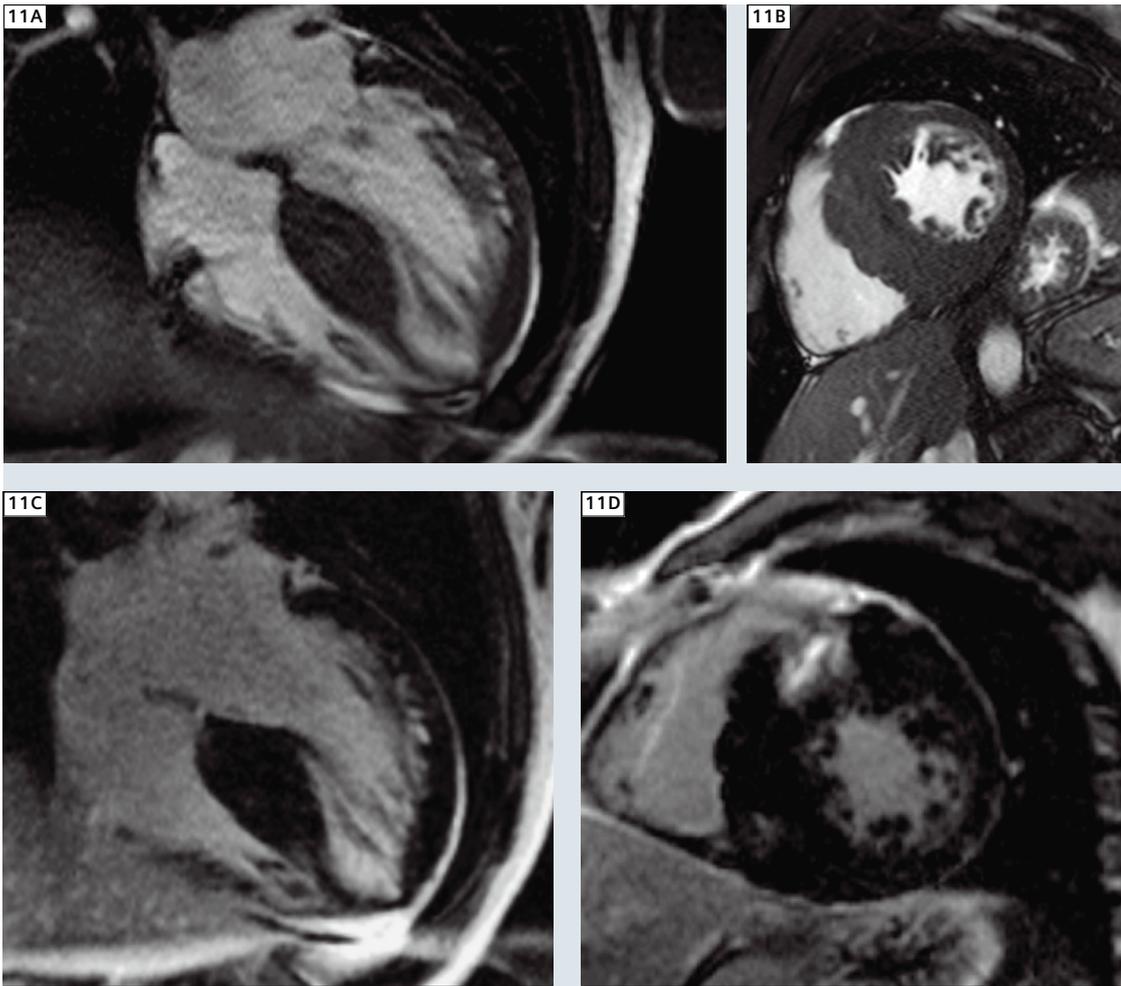


10 45歳男性、心エコーで右室拡大を認めためARVCを疑いCMRを実施した。CMRで右心肥大を確認した。興味深いことに、3D評価ではARVCの診断基準を満たしていなかった。右心肥大の理由は三尖弁逸脱による著しい三尖弁閉鎖不全であった(四腔像、拡張末期、SSFP)。

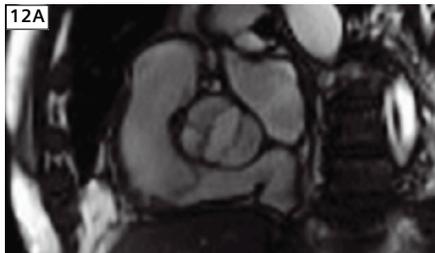
通常の体表面ECG上のQRS延長および糖尿病に加えて心臓死の予測因子になることを報告した。この所見はシネ・ベースの右室定量化の効果を強調するものである [53]。右室の3次元定量化も、2010年に発行された不整脈原性右室心筋症 (ARVC) の診断ガイドラインで明確に定義された新基準である [54]。ただし、CMRによる組織性状診断はガイドラインに含まれなかった。それでも、癒痕関連の右室起源の心室頻拍と長期アウトカムとの関連を調べた各種の研究が発表されており [55]、近年 Peter Kellman [56] が述べたように、脂肪信号抑制を併用したロバストなLGEシーケンスの必要性が強調されている。表現型に関する系統的レビューは心筋症の理解を深め、親族にも早期診断への道を開くであろう [57]。

肥大型心筋症 (HCM) に焦点を当てて、CMRによる左室肥大の鑑別について論じた文献は多い。HCM患者では無症状のうちからLGEが見られることはよく知られている。しかし、そのような限局性の所見は動脈性高血圧や大動脈狭窄、Fabry病のような、他の型の左室肥大や正常冠動脈を有する患者でも見られる [58]。アミロイドーシスによる左室心筋重量の増加を伴う患者では、LGEのパターンが異なることが示されている。そのため、ガドリニウム動態が心臓のアミロイド沈着の重症度を反映していると思われる [59]。HCMに関しては、Rubinsteinらが遺伝子陽性HCM患者ではLGEの出現率が高くなることを示し、さらにLGEと不整脈サロゲートの間に強い関連があることを明らかにした [60]。LGEの存在と死亡率との相関を示した研究

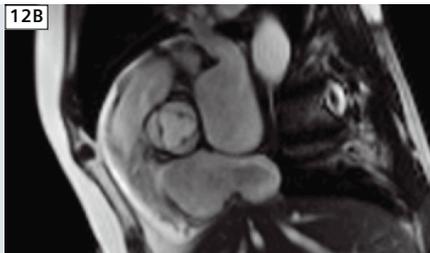
もいくつかある [61]。O'Hanlonらは近年、LGEを伴うHCM患者は心不全の発症が原因で死亡率が高くなることを報告した [62]。しかし、今のところLGEと心臓突然死に関するデータは矛盾している。この重要な問題は近い将来、欧州CMR登録 (EuroCMR registry) に組み込まれているプロジェクト [63] などの進行中および計画中の多施設試験によって明らかにされるであろう。HCMの全般的なリスク層別化とLGEに関して、Barry J. Maronによる現状の優れたレビューは一読の価値がある [64]。最後に、CMRは従来の2次元心エコーでは壁厚が過小評価される左室肥大の領域を同定するので、HCMでは (特に家族スクリーニングにおいては) シネCMRのみでも有用である [65]。



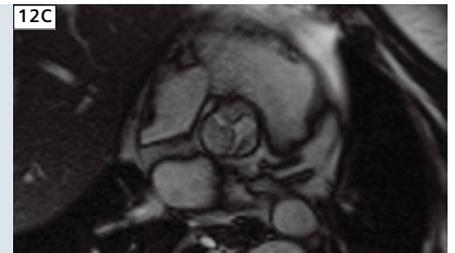
11 45歳、無症状の患者。ルーチンECGでI、II、aVL、V3-V6のT波逆転を認めた。心エコーで中隔肥大が判明した。CMRで最大壁厚は30 mm、LGE陽性。肥大型閉塞性心筋症と診断した。24時間ECGで非持続性心室頻拍を認めた。最終的にICDを植え込んだ。11AはSSFP四腔像、11BはSSFP短軸像、11CはLGE四腔像、11Dは前壁中隔LGEを示す短軸像。



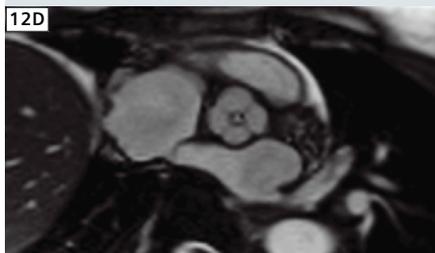
12A 大動脈二尖弁 (収縮期 SSFP シネ)



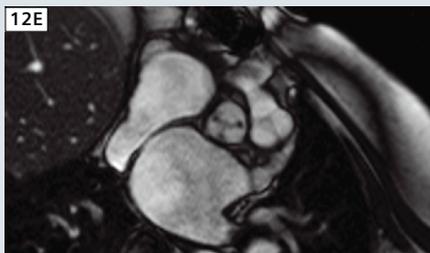
12B 結節 (Noduli arantii) の隆起を伴う大動脈三尖弁 (収縮期 SSFP シネ)



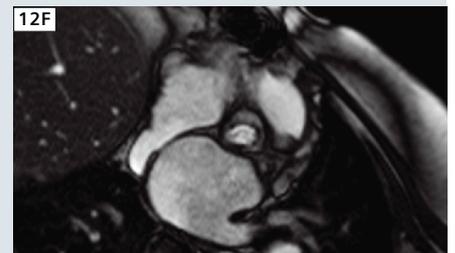
12C 軽度大動脈狭窄 (収縮期 SSFP シネ)



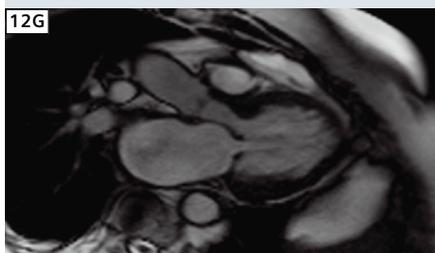
12D 中央部に逆流を認める大動脈四尖弁 (拡張期 SSFP シネ)



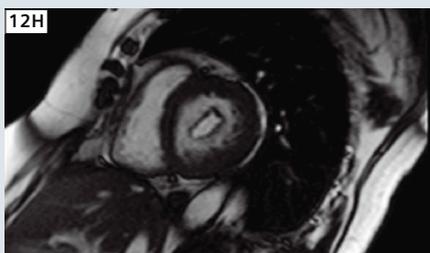
12E 生体弁による大動脈弁置換後 (拡張期 SSFP シネ)



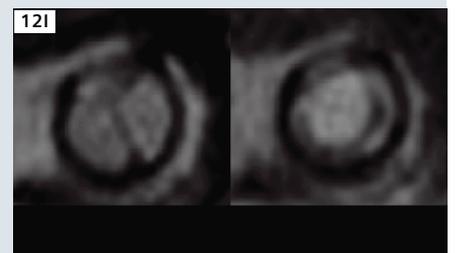
12F 生体弁による大動脈弁置換後 (収縮期 SSFP シネ)



12G 中等度の僧帽弁狭窄 (拡張期 SSFP シネ)



12H 中等度の僧帽弁狭窄 (拡張期短軸像)



12I 生体弁による僧帽弁置換後 (収縮期および拡張期 SSFP シネ)

心臓弁膜症に関する最新情報

CMRによる心臓弁膜症の評価の基本は、Brett CowanらがMAGNETOM Flash #36です。すでに述べているように、シネ・イメージングによる心臓弁の描出と位相コントラスト法による血流測定である。近年、Cawleyらがこの件に関する論評を発表した [66]。ほかにも重要な側面がいくつかある。Rudolphらは、大動脈狭窄による左室肥大を有する患者の62%に左室心筋の限局性のLGEが見られることを明らかにした。Weidemannらは、CMRで重度の心筋線維症を認めた大動脈狭窄

の患者は、心筋線維症が軽度か皆無の患者に比べて大動脈弁置換術後のNYHA心機能分類クラスの改善度が低く、死亡率が高いことを報告した [67]。Azevedoらは大動脈弁置換術を受けた大動脈狭窄および大動脈弁閉鎖不全の患者について同様の結果を報告した [68]。このように、LGE CMRは大動脈弁疾患のリスク層別化と最適な手術タイミング決定のための斬新なツールとなる可能性がある。僧帽弁については、ChanらがCMRを用いた僧帽弁閉鎖不全の評価方法

に関する貴重な文献を発表した [69]。HanらはCMRが心エコーと同じ基準で僧帽弁逸脱を同定できることを報告し、ある被検者群において乳頭筋に及ぶ心筋線維症が複雑な心室不整脈に関連していることを明らかにした [70]。LGEで評価した後乳頭筋の癒痕化の重症度は、僧帽弁修復術が奏効するかどうかに影響すると思われる。そのため、FlynnらはCMRによる術前癒痕評価が僧帽弁修復術の最適な術式を決定するのに役立つ可能性がある」と提案している [71]。さらに、僧帽

弁疾患の治療においてはカテーテル・インターベンションの利用が増えており、近年 van Mieghemらが概説したように、満足な結果を達成するには複雑な僧帽弁の解剖を正確に描出することが極めて重要である。CMRはその準備の一環とみなされている[72]。生体弁による大動脈弁または僧帽弁置換術後の弁機能評価においては、我々のグループが近年示したようにCMRの精度は経胸壁・経食道心エコーと同等である[73, 74]。しかし、位相コントラスト・シーケンスを用いて弁疾患を評価する場合は、著しいバックグラウンド・エラーが発生しやすい点を考慮に入れるべきである。Gatehouseらは多施設・多企業研究により、レトロスペクティブECGゲートによる息止めthrough-plane位相コントラスト撮像では速度のオフセット誤差が大きく、場合によっては心拍出量の計算誤差が約5%、シャント測定誤差が最大10%になることを示した[75]。このような誤差をなくすには、誤差の少ないマグネットのアイソセンターで測定を行うのが望ましい。現在、各メーカーが技術の改善や補正アルゴリズムの開発に取り組んでいる。

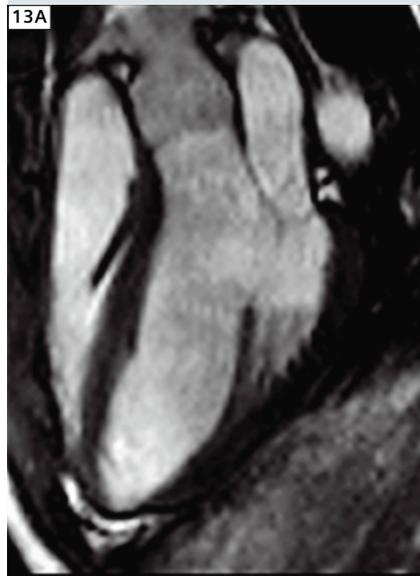
CMRの今後の動向

今、描いている将来像は、明日にはルーチンになる可能性がある。CMRは非常に活発な研究分野であり、現在も多くの新しいハードウェアやソフトウェア、臨床アプリケーションが研究されている。以下の例はCMRに関する最新情報のほんの一部である。

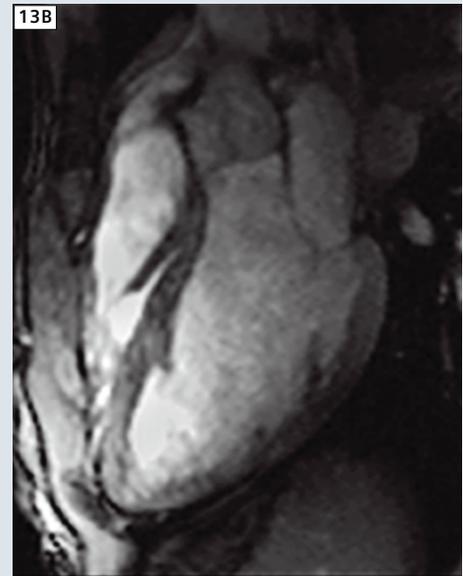
7T*のCMR

磁場強度を高くすると、信号ノイズ比およびコントラスト・ノイズ比が向上するというメリットがある。空間分解能および時間分解能の向上とイメージング・テクニックの高速化が期待できるということである。しかし、磁場強度が高くなると、スキャナ内の磁場均一性を十分に高めることなど、技術的な課題も大幅に

1.5 T, SSFP, 7 mm slice thickness



7T, FGRE, 4 mm slice thickness



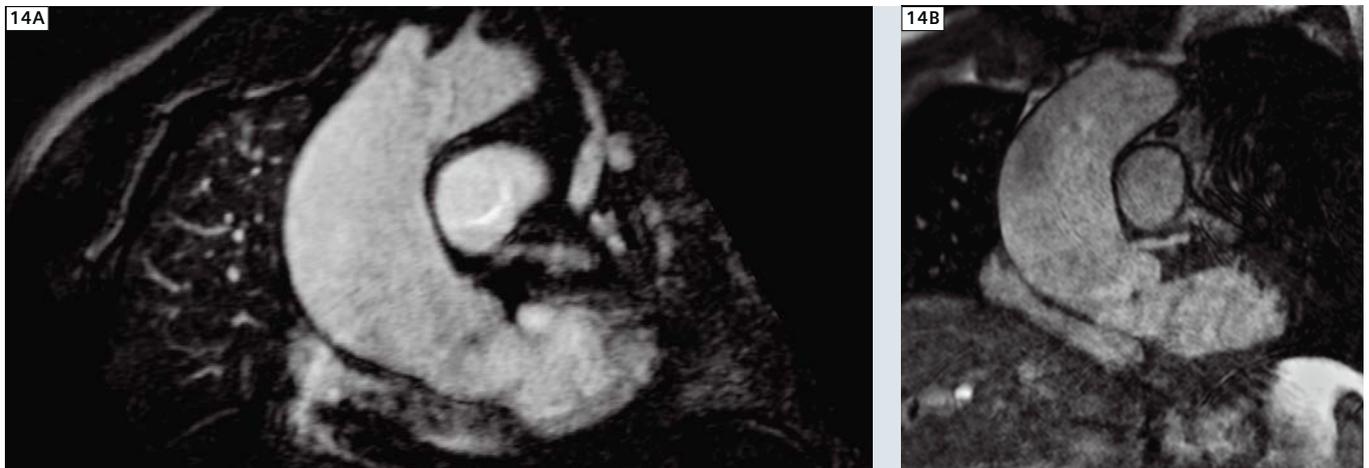
13 ゴールド・スタンダードの1.5T SSFPシネ・イメージングを用いた三腔像と、7Tで4エレメント・コイルと心音トリガリングを併用した高速グラディエントエコー(FGRE)シネ・イメージングによる三腔像。7Tにおいて、空間分解能が高く満足な組織・血液コントラストのシネ・イメージングが可能であることを示している。これらの画像を含めた7TのCMR研究全体は、ベルリン大学シャルテ・キャンパスのCMRワーキング・グループとMax-Delbrueckセンターのベルリン超高磁場施設(B.U.F.F.、所長 Prof. Thoralf Niendorf)との緊密な協力のもとで実現した。

増える。したがって、超高磁場(現在は7T)のヒト心臓イメージングは依然として実験的なものであり、新たな技術的ソリューションを求めたり、新たなソフトウェアおよびハードウェア・コンポーネントを開発したりするには物理学者と医師の緊密な協力が必要である。それでも、7TにおけるCMRの滑り出しは好調である。シネ・イメージングおよび心腔の定量化をロバストで正確に実現することができ、初めての画像では非常に薄いスライス厚にもかかわらず血液・組織コントラストが優れており、7TのCMRは病態生理学的プロセスに関する新たな知見をもたらす見込みが高い[76-78]。

3TのBOLD

Blood Oxygen Level Dependent (BOLD) イメージングは明らかに磁場強度が高いほど有利である(原理:組織中のオキシヘモグロビン増加とデオキシヘモグロビン減少によってT2*値またはT2値が長くなり、それに応じてT2*またはT2強調画像で信号が増強される)。負荷BOLDイメージングは1.5Tでは一般に非実用的であるが、3Tでは十分な画質と診断精度で冠動脈疾患を検出できると思われる[79-81]。この有望な方法は今後さらなる技術開発によって発展する可能性があり、BOLDの利用によって上述のT1およびT2強調画像を補う組織マーカーが登場する可能性もある。

※国内薬事未承認品



14 69歳男性、経胸壁心エコーで大動脈拡張を検出し、胸部大動脈の評価のためCMRを実施した。CMRシネ・イメージングで二尖大動脈弁を同定した。造影3Dアンギオグラフィ(14A)では典型的なValsalva洞・大動脈管接合部の陰影が減少し、最大直径は57 mmであった。空間分解能 $1.3 \times 1.3 \times 1.5 \text{ mm}^3$ 、撮像時間7分5秒のナビゲーター法による非造影3D SSFPアンギオグラフィでも同様の画質で大動脈が描出され、幾何学的測定結果も同等であった(14B)。左冠動脈を明瞭に視認できる。心血管外科手術を実施した。

非造影3Dアンギオグラフィ

造影剤を用いた冠動脈の描出は腎性全身性線維症のリスクや事前静脈穿刺が必要で、かつ費用が高いことなどを勘案し、非造影の3次元(3D)アンギオグラフィによる描出が望ましい。ECGトリガ併用のナビゲーター法の3D SSFPシーケンスによる非造影アンギオグラフィは、初期の臨床試験でゴールド・スタンダードである造影3D MRアンギオグラフィの診断精度を達成できると考えられており、近い将来に臨床ルーチンに組み込まれる可能性がある[82]。

4Dフロー・イメージング

時間分解3D位相コントラスト・フロー・イメージングは、血流の速度および方向の画像化と壁面剪断応力のような血行動態パラメータの定量化を行える新技術として(特にドイツ・フライブルクのMichael Marklのグループによって)研究・紹介されている[83]。このアプリケーションは大動脈弁疾患および大動脈疾患における乱流と病理学的機序を理解する上で、さらには先天性心疾患の術前・

術後の複雑な血流を描出する上で大いに役立つ可能性がある[84]。今のところ、4Dフロー・イメージングの画像化も定量化も専用ソフトウェアを用いた複雑な後処理が必要である。しかし、最適なワークフローを備えた市販のプラットフォームによって、このような解析が診療に組み込まれつつある。

エラストグラフィ

拡張機能障害の定量化は現在の心臓病学における主な課題の1つである。ゴールド・スタンダードとして受け入れられているのは侵襲的な圧-容積曲線の定量化である。しかし、この複雑で費用のかかる方法は臨床ルーチンでは一般的ではない。そのため、心臓の弾性および収縮性を定量化できる非侵襲的手技が必要とされている。近年、Elgetiら[85]がブタにCMRエラストグラフィを応用して左室圧と比較した初期の結果を発表した。結果は有望で、CMRを用いて心臓の圧-容積機能を非侵襲的に評価できる可能性を示している。

結語

過去数年間で心腔の定量化、虚血性・非虚血性疾患、心臓弁膜症に関する重要なCMR研究が多数発表された。本稿で取り上げた内容はCMRの広い範囲で行われている集約的な研究のほんの一部にすぎない。それでも、臨床ルーチンおよび研究手段の双方においてCMRの重要性が増していることをはっきりと示している。特に、予後に関するデータをもたらす研究がますます増えている。それらのデータはCMRの新たなアプリケーションやテクニックに関する臨床試験とともに、CMRが他のイメージング・モダリティを補って独自の形態学的情報や心血管機能に関する情報をもたらす非常に重要なイメージング・ツールとして普及するのに役立つであろう。

References

- 1 Hundley WG, Bluemke DA, Finn JP, Flamm SD, Fogel MA, Friedrich MG, Ho VB, Jerosch-Herold M, Kramer CM, Manning WJ, Patel M, Pohost GM, Stillman AE, White RD, Woodard PK. ACCF/ACR/AHA/NASCI/SCMR 2010 expert consensus document on cardiovascular magnetic resonance: a report of the American College of Cardiology Foundation Task Force on Expert Consensus Documents. *Circulation* 2010;121:2462-2508.
- 2 Kim RJ, de Roos A, Fleck E, Higgins CB, Pohost GM, Prince M, Manning WJ. Guidelines for training in Cardiovascular Magnetic Resonance (CMR). *J Cardiovasc Magn Reson* 2007;9:3-4.
- 3 Kramer CM, Barkhausen J, Flamm SD, Kim RJ, Nagel E. Standardized cardiovascular magnetic resonance imaging (CMR) protocols, society for cardiovascular magnetic resonance: board of trustees task force on standardized protocols. *J Cardiovasc Magn Reson* 2008;10:35.
- 4 Hundley WG, Bluemke D, Bogaert JG, Friedrich MG, Higgins CB, Lawson MA, McConnell MV, Raman SV, van Rossum AC, Flamm S, Kramer CM, Nagel E, Neubauer S. Society for Cardiovascular Magnetic Resonance guidelines for reporting cardiovascular magnetic resonance examinations. *J Cardiovasc Magn Reson* 2009;11:5.
- 5 Bruder O, Schneider S, Nothnagel D, Dill T, Hombach V, Schulz-Menger J, Nagel E, Lombardi M, van Rossum AC, Wagner A, Schwitter J, Senges J, Sabin GV, Sechtem U, Mahrholdt H. EuroCMR (European Cardiovascular Magnetic Resonance) registry: results of the German pilot phase. *Journal of the American College of Cardiology* 2009;54:1457-1466.
- 6 Flett AS, Westwood MA, Davies LC, Mathur A, Moon JC. The prognostic implications of cardiovascular magnetic resonance. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009;2:243-250.
- 7 Pennell DJ. Cardiovascular magnetic resonance. *Circulation* 2010;121:692-705.
- 8 Buechel EV, Kaiser T, Jackson C, Schmitz A, Kellenberger CJ. Normal right- and left ventricular volumes and myocardial mass in children measured by steady state free precession cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2009;11:19.
- 9 Sarikouch S, Peters B, Gutberlet M, Leismann B, Kelter-Kloepping A, Koerperich H, Kuehne T, Beerbaum P. Sex-specific pediatric percentiles for ventricular size and mass as reference values for cardiac MRI: assessment by steady-state free-precession and phase-contrast MRI flow. *Circ Cardiovasc Imaging* 2010;3:65-76.
- 10 Gerber BL, Raman SV, Nayak K, Epstein FH, Ferreira P, Axel L, Kraitchman DL. Myocardial first-pass perfusion cardiovascular magnetic resonance: history, theory, and current state of the art. *J Cardiovasc Magn Reson* 2008;10:18.
- 11 Nandalur KR, Dwamena BA, Choudhri AF, Nandalur MR, Carlos RC. Diagnostic performance of stress cardiac magnetic resonance imaging in the detection of coronary artery disease: a meta-analysis. *Journal of the American College of Cardiology* 2007;50:1343-1353.
- 12 Schwitter J, Wacker CM, van Rossum AC, Lombardi M, Al-Saadi N, Ahlstrom H, Dill T, Larsson HB, Flamm SD, Marquardt M, Johansson L. MR-IMPACT: comparison of perfusion-cardiac magnetic resonance with single-photon emission computed tomography for the detection of coronary artery disease in a multicentre, multivendor, randomized trial. *European heart journal* 2008;29:480-489.
- 13 Klein C, Nagel E, Gebker R, Kelle S, Schnackenburg B, Graf K, Dreyse S, Fleck E. Magnetic resonance adenosine perfusion imaging in patients after coronary artery bypass graft surgery. *Jacc* 2009;2:437-445.
- 14 Bernhardt P, Spiess J, Levenson B, Pilz G, Hoffing B, Hombach V, Strohm O. Combined assessment of myocardial perfusion and late gadolinium enhancement in patients after percutaneous coronary intervention or bypass grafts: a multicenter study of an integrated cardiovascular magnetic resonance protocol. *Jacc* 2009;2:1292-1300.
- 15 Jahnke C, Nagel E, Gebker R, Kokocinski T, Kelle S, Manka R, Fleck E, Paetsch I. Prognostic value of cardiac magnetic resonance stress tests: adenosine stress perfusion and dobutamine stress wall motion imaging. *Circulation* 2007;115:1769-1776.
- 16 Steel K, Broderick R, Gandla V, Larose E, Resnic F, Jerosch-Herold M, Brown KA, Kwong RY. Complementary prognostic values of stress myocardial perfusion and late gadolinium enhancement imaging by cardiac magnetic resonance in patients with known or suspected coronary artery disease. *Circulation* 2009;120:1390-1400.
- 17 Geleijnse ML, Krenning BJ, Nemes A, van Dalen BM, Soliman OI, Ten Cate FJ, Schinkel AF, Boersma E, Simoons ML. Incidence, pathophysiology, and treatment of complications during dobutamine-atropine stress echocardiography. *Circulation* 2010;121:1756-1767.
- 18 Klem I, Heitner JF, Shah DJ, Sketch MH, Jr., Behar V, Weinsaft J, Cawley P, Parker M, Elliott M, Judd RM, Kim RJ. Improved detection of coronary artery disease by stress perfusion cardiovascular magnetic resonance with the use of delayed enhancement infarction imaging. *Journal of the American College of Cardiology* 2006;47:1630-1638.
- 19 Plein S, Schwitter J, Suerder D, Greenwood JP, Boesiger P, Kozerke S. k-Space and time sensitivity encoding-accelerated myocardial perfusion MR imaging at 3.0 T: comparison with 1.5 T. *Radiology* 2008;249:493-500.
- 20 Cheng AS, Pegg TJ, Karamitsos TD, Searle N, Jerosch-Herold M, Choudhury RP, Banning AP, Neubauer S, Robson MD, Selvanayagam JB. Cardiovascular magnetic resonance perfusion imaging at 3-tesla for the detection of coronary artery disease: a comparison with 1.5-tesla. *Journal of the American College of Cardiology* 2007;49:2440-2449.
- 21 Lockie T, Nagel E, Redwood S, Plein S. Use of cardiovascular magnetic resonance imaging in acute coronary syndromes. *Circulation* 2009;119:1671-1681.
- 22 Kim HW, Farzaneh-Far A, Kim RJ. Cardiovascular magnetic resonance in patients with myocardial infarction: current and emerging applications. *Journal of the American College of Cardiology* 2009;55:1-16.
- 23 Kim RJ, Albert TS, Wible JH, Elliott MD, Allen JC, Lee JC, Parker M, Napoli A, Judd RM. Performance of delayed-enhancement magnetic resonance imaging with gadoversetamide contrast for the detection and assessment of myocardial infarction: an international, multicenter, double-blinded, randomized trial. *Circulation* 2008;117:629-637.
- 24 Abdel-Aty H, Cocker M, Meek C, Tyberg JV, Friedrich MG. Edema as a very early marker for acute myocardial ischemia: a cardiovascular magnetic resonance study. *Journal of the American College of Cardiology* 2009;53:1194-1201.
- 25 Friedrich MG, Abdel-Aty H, Taylor A, Schulz-Menger J, Messroghli D, Dietz R. The salvaged area at risk in reperfused acute myocardial infarction as visualized by cardiovascular magnetic resonance. *Journal of the American College of Cardiology* 2008;51:1581-1587.
- 26 Francone M, Bucciarelli-Ducci C, Carbone I, Canali E, Scardala R, Calabrese FA, Sardella G, Mancone M, Catalano C, Fedele F, Passariello R, Bogaert J, Agati L. Impact of primary coronary angioplasty delay on myocardial salvage, infarct size, and microvascular damage in patients with ST-segment elevation myocardial infarction: insight from cardiovascular magnetic resonance. *Journal of the American College of Cardiology* 2009;54:2145-2153.
- 27 Eitel I, Desch S, Fuernau G, Hildebrand L, Gutberlet M, Schuler G, Thiele H. Prognostic significance and determinants of myocardial salvage assessed by cardiovascular magnetic resonance in acute reperfused myocardial infarction. *Journal of the American College of Cardiology* 2010;55:2470-2479.
- 28 Raman SV, Simonetti OP, Winner MW, 3rd, Dickerson JA, He X, Mazzaferri EL, Jr., Ambrosio G. Cardiac magnetic resonance with edema imaging identifies myocardium at risk and predicts worse outcome in patients with non-ST-segment elevation acute coronary syndrome. *Journal of the American College of Cardiology* 2010;55:2480-2488.

- 29 Ganame J, Messalli G, Dymarkowski S, Rademakers FE, Desmet W, Van de Werf F, Bogaert J. Impact of myocardial haemorrhage on left ventricular function and remodelling in patients with reperfused acute myocardial infarction. *European heart journal* 2009;30:1440-1449.
- 30 Nijveldt R, Beek AM, Hirsch A, Stoel MG, Hofman MB, Umans VA, Algra PR, Twisk JW, van Rossum AC. Functional recovery after acute myocardial infarction: comparison between angiography, electrocardiography, and cardiovascular magnetic resonance measures of microvascular injury. *Journal of the American College of Cardiology* 2008;52:181-189.
- 31 Cury RC, Shash K, Nagurney JT, Rosito G, Shapiro MD, Nomura CH, Abbara S, Bamberg F, Ferencik M, Schmidt EJ, Brown DF, Hoffmann U, Brady TJ. Cardiac magnetic resonance with T2-weighted imaging improves detection of patients with acute coronary syndrome in the emergency department. *Circulation* 2008;118:837-844.
- 32 Eitel I, Behrendt F, Schindler K, Kivelitz D, Gutberlet M, Schuler G, Thiele H. Differential diagnosis of suspected apical ballooning syndrome using contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *European heart journal* 2008;29:2651-2659.
- 33 Assomull RG, Lyne JC, Keenan N, Gulati A, Bunce NH, Davies SW, Pennell DJ, Prasad SK. The role of cardiovascular magnetic resonance in patients presenting with chest pain, raised troponin, and unobstructed coronary arteries. *European heart journal* 2007;28:1242-1249.
- 34 Morton G, Schuster A, Perera D, Nagel E. Cardiac magnetic resonance imaging to guide complex revascularization in stable coronary artery disease. *European heart journal* 2010.
- 35 Thiele H, Kappell MJ, Conradi S, Niebauer J, Hambrecht R, Schuler G. Reproducibility of chronic and acute infarct size measurement by delayed enhancement-magnetic resonance imaging. *Journal of the American College of Cardiology* 2006;47:1641-1645.
- 36 Kwong RY, Chan AK, Brown KA, Chan CW, Reynolds HG, Tsang S, Davis RB. Impact of unrecognized myocardial scar detected by cardiac magnetic resonance imaging on event-free survival in patients presenting with signs or symptoms of coronary artery disease. *Circulation* 2006;113:2733-2743.
- 37 Kwong RY, Sattar H, Wu H, Vorobiof G, Gandla V, Steel K, Siu S, Brown KA. Incidence and prognostic implication of unrecognized myocardial scar characterized by cardiac magnetic resonance in diabetic patients without clinical evidence of myocardial infarction. *Circulation* 2008;118:1011-1020.
- 38 Kwon DH, Halley CM, Carrigan TP, Zysek V, Popovic ZB, Setser R, Schoenhagen P, Starling RC, Flamm SD, Desai MY. Extent of left ventricular scar predicts outcomes in ischemic cardiomyopathy patients with significantly reduced systolic function: a delayed hyperenhancement cardiac magnetic resonance study. *Jacc* 2009;2:34-44.
- 39 Roes SD, Borleffs CJ, van der Geest RJ, Westenberg JJ, Marsan NA, Kaandorp TA, Reiber JH, Zeppenfeld K, Lamb HJ, de Roos A, Schalij MJ, Bax JJ. Infarct tissue heterogeneity assessed with contrast-enhanced MRI predicts spontaneous ventricular arrhythmia in patients with ischemic cardiomyopathy and implantable cardioverter-defibrillator. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009;2:183-190.
- 40 Schmidt A, Azevedo CF, Cheng A, Gupta SN, Bluemke DA, Foo TK, Gerstenblith G, Weiss RG, Marban E, Tomaselli GF, Lima JA, Wu KC. Infarct tissue heterogeneity by magnetic resonance imaging identifies enhanced cardiac arrhythmia susceptibility in patients with left ventricular dysfunction. *Circulation* 2007;115:2006-2014.
- 41 Bogun F, Desjardins B, Crawford T, Good E, Jongnarangsin K, Oral H, Chugh A, Pelosi F, Morady F. Post-infarction ventricular arrhythmias originating in papillary muscles. *Journal of the American College of Cardiology* 2008;51:1794-1802.
- 42 Okayama S, Uemura S, Soeda T, Onoue K, Somekawa S, Ishigami KI, Watanabe M, Nakajima T, Fujimoto S, Saito Y. Clinical significance of papillary muscle late enhancement detected via cardiac magnetic resonance imaging in patients with single old myocardial infarction. *International journal of cardiology* 2010.
- 43 Karamitsos TD, Francis JM, Myerson S, Selvanayagam JB, Neubauer S. The role of cardiovascular magnetic resonance imaging in heart failure. *Journal of the American College of Cardiology* 2009;54:1407-1424.
- 44 Flett AS, Hayward MP, Ashworth MT, Hansen MS, Taylor AM, Elliott PM, McGregor C, Moon JC. Equilibrium contrast cardiovascular magnetic resonance for the measurement of diffuse myocardial fibrosis: preliminary validation in humans. *Circulation* 2010;122:138-144.
- 45 Friedrich MG. Myocardial edema – a new clinical entity? *Nat Rev Cardiol* 2010;7:292-296.
- 46 Zagrosek A, Abdel-Aty H, Boye P, Wassmuth R, Messroghli D, Utz W, Rudolph A, Bohl S, Dietz R, Schulz-Menger J. Cardiac magnetic resonance monitors reversible and irreversible myocardial injury in myocarditis. *J Am Coll Cardiol* 2009;2:131-138.
- 47 Friedrich MG, Sechtem U, Schulz-Menger J, Holmvang G, Alakija P, Cooper LT, White JA, Abdel-Aty H, Gutberlet M, Prasad S, Aletras A, Laissy JP, Paterson I, Filipchuk NG, Kumar A, Pauschinger M, Liu P. Cardiovascular magnetic resonance in myocarditis: A JACC White Paper. *Journal of the American College of Cardiology* 2009;53:1475-1487.
- 48 Wassmuth R, Gobel U, Natusch A, Schneider W, Kettritz R, Dietz R, Luft FC, Schulz-Menger J. Cardiovascular magnetic resonance imaging detects cardiac involvement in Churg-Strauss syndrome. *J Card Fail* 2008;14:856-860.
- 49 Abdel-Aty H, Siegle N, Natusch A, Gromnica-Ihle E, Wassmuth R, Dietz R, Schulz-Menger J. Myocardial tissue characterization in systemic lupus erythematosus: value of a comprehensive cardiovascular magnetic resonance approach. *Lupus* 2008;17:561-567.
- 50 Taylor AJ, Vaddadi G, Pfluger H, Butler M, Bergin P, Leet A, Richardson M, Cherayath J, Iles L, Kaye DM. Diagnostic performance of multi-sequential cardiac magnetic resonance imaging in acute cardiac allograft rejection. *Eur J Heart Fail* 2010; 12:45-51.
- 51 Baccouche H, Mahrholdt H, Meinhardt G, Merher R, Voehringer M, Hill S, Klingel K, Kandolf R, Sechtem U, Yilmaz A. Diagnostic synergy of non-invasive cardiovascular magnetic resonance and invasive endomyocardial biopsy in troponin-positive patients without coronary artery disease. *European heart journal* 2009;30:2869-2879.
- 52 Masci PG, Marinelli M, Piacenti M, Lorenzoni V, Positano V, Lombardi M, L'Abbate A, Neglia D. Myocardial structural, perfusion, and metabolic correlates of left bundle branch block mechanical derangement in patients with dilated cardiomyopathy: a tagged cardiac magnetic resonance and positron emission tomography study. *Circ Cardiovasc Imaging* 2010;3:482-490.
- 53 Hombach V, Merkle N, Torzewski J, Kraus JM, Kunze M, Zimmermann O, Kestler HA, Wöhrle J. Electrocardiographic and cardiac magnetic resonance imaging parameters as predictors of a worse outcome in patients with idiopathic dilated cardiomyopathy. *European heart journal* 2009;30:2011-2018.
- 54 Marcus FI, McKenna WJ, Sherrill D, Basso C, Bauce B, Bluemke DA, Calkins H, Corrado D, Cox MG, Daubert JP, Fontaine G, Gear K, Hauer R, Nava A, Picard MH, Protonotarios N, Saffitz JE, Sanborn DM, Steinberg JS, Tandri H, Thiene G, Towbin JA, Tsatsopoulou A, Wichter T, Zareba W. Diagnosis of arrhythmogenic right ventricular cardiomyopathy/dysplasia: proposed modification of the task force criteria. *Circulation* 2010;121:1533-1541.
- 55 Wijnmaalen AP, Schalij MJ, Bootsma M, Kies P, A DER, Putter H, Bax JJ, Zeppenfeld K. Patients with scar-related right ventricular tachycardia: determinants of long-term outcome. *J Cardiovasc Electrophysiol* 2009;20:1119-1127.
- 56 Kellman P, Hernandez D, Arai AE. Myocardial Fat Imaging. *Curr Cardiovasc Imaging Rep* 2010;3:83-91.
- 57 Dalal D, Tandri H, Judge DP, Amat N, Macedo R, Jain R, Tichnell C, Daly A, James C, Russell SD, Abraham T, Bluemke DA, Calkins H. Morphologic variants of familial arrhythmogenic right ventricular dysplasia/cardiomyopathy: a genetics-magnetic resonance imaging correlation study. *Journal of the American College of Cardiology* 2009;53:1289-1299.
- 58 Rudolph A, Abdel-Aty H, Bohl S, Boye P, Zagrosek A, Dietz R, Schulz-Menger J. Noninvasive detection of fibrosis applying contrast-enhanced cardiac magnetic resonance in different forms of left ventricular hypertrophy relation to remodeling. *Journal of the American College of Cardiology* 2009;53:284-291.
- 59 Maceira AM, Prasad SK, Hawkins PN, Roughton M, Pennell DJ. Cardiovascular magnetic resonance and prognosis in cardiac amyloidosis. *J Cardiovasc Magn Reson* 2008;10:54.

- 60 Rubinshtein R, Glockner JF, Ommen SR, Araoz PA, Ackerman MJ, Sorajja P, Bos JM, Tajik AJ, Valeti US, Nishimura RA, Gersh BJ. Characteristics and clinical significance of late gadolinium enhancement by contrast-enhanced magnetic resonance imaging in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *Circ Heart Fail* 2010;3:51-58.
- 61 Bruder O, Wagner A, Jensen CJ, Schneider S, Ong P, Kispert EM, Nassenstein K, Schlosser T, Sabin GV, Sechtem U, Mahrholdt H. Myocardial scar visualized by cardiovascular magnetic resonance imaging predicts major adverse events in patients with hypertrophic cardiomyopathy. *Journal of the American College of Cardiology* 2010;56:875-887.
- 62 O'Hanlon R, Grasso A, Roughton M, Moon JC, Clark S, Wage R, Webb J, Kulkarni M, Dawson D, Sulaiibeekh L, Chandrasekaran B, Bucciarelli-Ducci C, Pasquale F, Cowie MR, McKenna WJ, Sheppard MN, Elliott PM, Pennell DJ, Prasad SK. Prognostic significance of myocardial fibrosis in hypertrophic cardiomyopathy. *Journal of the American College of Cardiology* 2010;56:867-874.
- 63 Wagner A, Bruder O, Schneider S, Nothnagel D, Buser P, Pons-Lado G, Dill T, Hombach V, Lombardi M, van Rossum AC, Schwitter J, Senges J, Sabin GV, Sechtem U, Mahrholdt H, Nagel E. Current variables, definitions and endpoints of the European cardiovascular magnetic resonance registry. *J Cardiovasc Magn Reson* 2009; 11:43.
- 64 Maron BJ. Contemporary insights and strategies for risk stratification and prevention of sudden death in hypertrophic cardiomyopathy. *Circulation* 2010;121:445-456.
- 65 Maron MS, Lesser JR, Maron BJ. Management implications of massive left ventricular hypertrophy in hypertrophic cardiomyopathy significantly underestimated by echocardiography but identified by cardiovascular magnetic resonance. *The American journal of cardiology* 2010;105:1842-1843.
- 66 Cawley PJ, Maki JH, Otto CM. Cardiovascular magnetic resonance imaging for valvular heart disease: technique and validation. *Circulation* 2009;119:468-478.
- 67 Weidemann F, Herrmann S, Stork S, Niemann M, Frantz S, Lange V, Beer M, Gattenlohner S, Voelker W, Ertl G, Strotmann JM. Impact of myocardial fibrosis in patients with symptomatic severe aortic stenosis. *Circulation* 2009;120:577-584.
- 68 Azevedo CF, Nigri M, Higuchi ML, Pomerantzeff PM, Spina GS, Sampaio RO, Tarasoutchi F, Grinberg M, Rochitte CE. Prognostic significance of myocardial fibrosis quantification by histopathology and magnetic resonance imaging in patients with severe aortic valve disease. *Journal of the American College of Cardiology* 2010;56:278-287.
- 69 Chan KM, Wage R, Symmonds K, Rahman-Haley S, Mohiaddin RH, Firmin DN, Pepper JR, Pennell DJ, Kilner PJ. Towards comprehensive assessment of mitral regurgitation using cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2008;10:61.
- 70 Han Y, Peters DC, Salton CJ, Bzymek D, Nezafat R, Goddu B, Kissinger KV, Zimetbaum PJ, Manning WJ, Yeon SB. Cardiovascular magnetic resonance characterization of mitral valve prolapse. *Jacc* 2008;1:294-303.
- 71 Flynn M, Curtin R, Nowicki ER, Rajeswaran J, Flamm SD, Blackstone EH, Mihaljevic T. Regional wall motion abnormalities and scarring in severe functional ischemic mitral regurgitation: A pilot cardiovascular magnetic resonance imaging study. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* 2009;137:1063-1070 e1062.
- 72 Van Mieghem NM, Piazza N, Anderson RH, Tzikas A, Nieman K, De Laat LE, McGhie JS, Geleijnse ML, Feldman T, Serruys PW, de Jaegere PP. Anatomy of the Mitral Valvular Complex and Its Implications for Transcatheter Interventions for Mitral Regurgitation. *Journal of the American College of Cardiology* 2010;56:617-626.
- 73 von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Rudolph A, Wassmuth R, Bohl S, Buschmann EE, Abdel-Aty H, Dietz R, Schulz-Menger J. Feasibility of cardiovascular magnetic resonance to assess the orifice area of aortic bioprostheses. *Circ Cardiovasc Imaging* 2009;2:397-404, 392 p following 404.
- 74 von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Rudolph A, Wassmuth R, Schulz-Menger J. Assessment of mitral bioprostheses using cardiovascular magnetic resonance. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010;12:36.
- 75 Gatehouse PD, Rolf MP, Graves MJ, Hofman MB, Totman J, Werner B, Quest RA, Liu Y, von Spiczak J, Dieringer M, Firmin DN, van Rossum A, Lombardi M, Schwitter J, Schulz-Menger J, Kilner PJ. Flow measurement by cardiovascular magnetic resonance: a multi-centre multi-vendor study of background phase offset errors that can compromise the accuracy of derived regurgitant or shunt flow measurements. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010;12:5.
- 76 Niendorf T, Sodickson DK, Krombach GA, Schulz-Menger J. Toward cardiovascular MRI at 7 T: clinical needs, technical solutions and research promises. *European radiology* 2010.
- 77 Snyder CJ, DelaBarre L, Metzger GJ, van de Moorlele PF, Akgun C, Ugurbil K, Vaughan JT. Initial results of cardiac imaging at 7 Tesla. *Magn Reson Med* 2009;61:517-524.
- 78 von Knobelsdorff-Brenkenhoff F, Frauenrath T, Prothmann M, Dieringer MA, Hezel F, Renz W, Kretschel K, Niendorf T, Schulz-Menger J. Cardiac chamber quantification using magnetic resonance imaging at 7 Tesla-a pilot study. *European radiology* 2010.
- 79 Jahnke C, Gebker R, Manka R, Schnackenburg B, Fleck E, Paetsch I. Navigator-gated 3D blood oxygen level-dependent CMR at 3.0-T for detection of stress-induced myocardial ischemic reactions. *Jacc* 2010;3:375-384.
- 80 Karamitsos TD, Leccisotti L, Arnold JR, Recio-Mayoral A, Bhamra-Ariza P, Howells RK, Searle N, Robson MD, Rimoldi OE, Camici PG, Neubauer S, Selvanayagam JB. Relationship between regional myocardial oxygenation and perfusion in patients with coronary artery disease: insights from cardiovascular magnetic resonance and positron emission tomography. *Circ Cardiovasc Imaging* 2010;3:32-40.
- 81 Vohringer M, Flewitt JA, Green JD, Dharmakumar R, Wang J, Jr., Tyberg JV, Friedrich MG. Oxygenation-sensitive CMR for assessing vasodilator-induced changes of myocardial oxygenation. *J Cardiovasc Magn Reson* 2010;12:20.
- 82 Krishnam MS, Tomasian A, Malik S, Deshpande V, Laub G, Ruehm SG. Image quality and diagnostic accuracy of unenhanced SSFP MR angiography compared with conventional contrast-enhanced MR angiography for the assessment of thoracic aortic diseases. *European radiology* 2010;20:1311-1320.
- 83 Frydrychowicz A, Berger A, Russe MF, Stalder AF, Harloff A, Dittrich S, Hennig J, Langer M, Markl M. Time-resolved magnetic resonance angiography and flow-sensitive 4-dimensional magnetic resonance imaging at 3 Tesla for blood flow and wall shear stress analysis. *The Journal of thoracic and cardiovascular surgery* 2008;136:400-407.
- 84 Markl M, Geiger J, Kilner PJ, Foll D, Stiller B, Beyersdorf F, Arnold R, Frydrychowicz A. Time-resolved three-dimensional magnetic resonance velocity mapping of cardiovascular flow paths in volunteers and patients with Fontan circulation. *Eur J Cardiothorac Surg* 2010.
- 85 Elgeti T, Laule M, Kaufels N, Schnorr J, Hamm B, Samani A, Braun J, Sack I. Cardiac MR elastography: comparison with left ventricular pressure measurement. *J Cardiovasc Magn Reson* 2009; 11:44.

Contact

Jeanette Schulz-Menger, M.D.
 Experimental and Clinical Research Center
 Medical University Berlin
 Charité Campus Buch
 and
 HELIOS Krankenhaus Berlin-Buch
 Dept. of Cardiology and Nephrology
 Schwanebecker Chaussee. 50
 D-13125 Berlin
 Germany
jeanette.schulz-menger@charite.de

低容量造影剤を用いたMRアンギオグラフィ

Roya Saleh, M.D.¹; Paul Finn, M.D.¹; Yutaka Natsuaki, Ph.D.²; Gerhard Laub, Ph.D.²

¹カリフォルニア大学ロサンゼルス校 (UCLA) 放射線医学部門 (米国ロサンゼルス)

²シーメンスヘルスケア・ウェストコーストチーム MR 研究開発部門 (米国ロサンゼルス)

はじめに

造影MRアンギオグラフィ (ceMRA) は非常に有用な診断ツールとして確立された手法であり、世界中においても、ルーチン検査や追加アプリケーションとして採用されている。頸部、胸部、腹部、末梢循環血管のceMRAにはガドリニウムDTPA造影剤が多く用いられている。正しい撮像タイミングとテクニックを用いれば、わずか1回の息止めでサブミリメートルの高い空間分解能MRAを施行することができる。

近年、臨床において腎性全身性繊維症 (Nephrogenic Systemic Fibrosis : NSF) が広く懸念されるようになり、造影剤の安全な利用と用量に関心が集まっている。NSFの症状は1997年に初めて報告されたが [1]、ガドリニウム (Gd) ベースの造影剤との関連

は2006年になってようやく指摘された [2]。Gd ベースの造影剤がNSFを誘発する機序は依然として推測の域を出ないが、NSF患者には腎機能障害が共通して見られることが知られており、大部分は末期腎不全を伴う患者である。腎機能が正常であれば、細胞外液性造影剤は注入後24時間以内に90%が腎臓を経由して排泄される。しかし、重度の腎機能障害を有する患者 (透析を受けていない患者) では、腎機能の程度に応じて、造影剤の80%を排泄するのに要する時間が最長で7日に延びる可能性がある [3]。腎クリアランスは指数関数的なプロセスであり、注入量が多いほど腎臓からの排泄が速く、血中濃度が一定の閾値を下回るまでの所要時間が長くなる。細胞外液性造影剤の排泄速度定数は腎機能

障害の程度に比例して低下する。したがって、腎機能障害患者は腎臓が正常な患者に比べてGd排泄が困難になる。ハイリスク患者ではGd用量を減らすことでリスクが低減し、NSF患者の大部分では高用量のGd投与 (反復投与も多い) が行われていたと説明されている [4-6]。AbujudehらはNSF患者36例を対象にした最近の研究で、腎機能障害患者のGd投与後のNSF発症には用量依存性および時間依存性があることを示した [7]。欧米の学術団体や政府機関は、腎機能障害患者に対しては最小有効量のGdを用いることを推奨している。

重度腎機能障害患者に対し差し迫って血管撮像が必要とされる場合、造影剤をまったく使用せずに行うことも可能で (非造影MRA)、

表1: MRアンギオグラフィ用Gd造影剤の希釈率

	1.5 T			3 T		
	Undiluted contrast volume	Added Saline	Final solution conc.	Undiluted contrast volume	Added Saline	Final solution conc.
Single station MRA (Head & Neck, Chest and Renals)	20 cc	20 cc	50%	10 cc	30 cc	25%
Multi station (Lower Extremity MRA)	30 cc	30 cc	50%	20 cc	40 cc	33%

表2：1.5Tおよび3.0TのMRアンギオグラフィの各領域別造影剤注入方法

	Methods of MRA	Injection #	Solution vol. (diluted Gd)	Saline flush	Injection rate
Head and Neck MRA	Isotropic Dynamic MRA (Sag & Cor)	1	6 cc	20 cc	3 ccls
	Static MRA	2	34 cc	20 cc	2 ccls
Chest MRA	3D Timing bolus	1	2 cc	20 cc	2 ccls
	Dynamic MRA	2	6 cc	20 cc	3 ccls
	Static MRA	3	32 cc	20 cc	2 ccls
Renal MRA*	3D Timing bolus	1	2 cc	20 cc	2 ccls
	Dynamic MRA	2	6 cc	20 cc	3 ccls
	Static MRA	3	32 cc	20 cc	2 ccls
Multi Station (Lower Extremity MRA)	3D Timing bolus MRA (Calves)	1	3 cc	20 cc	1.2 ccls
	3D Timing bolus MRA (Abdomen)	2	3 cc	20 cc	1.2 ccls
	Static MRA (Calves)	3	24 cc	20 cc	1.2 ccls
	Static MRA (Abdomen and thighs)	4	30 cc	20 cc	1.2 ccls

*For renal MRA at 3.0 T, solution is made of 15 cc contrast and 25 cc saline (37.5% relative Gd conc.) with iPAT x 4.

多くの優れた非造影MRAテクニックを用いた有用性が報告されている(例: syngo NATIVE TrueFISP [8, 9], syngo NATIVE SPACE, Time-Of-Flight [10], 3D SSFP [11-13])。しかし、いずれの非造影MRAテクニックも血流の影響を受けやすく、そのためceMRAに比べてロバストネスが低く、実用性が低くなることが多い。また、非造影MRAテクニックは複数の動脈相および静脈相のデータ収集が必要なので、スキャン時間が長くなる。

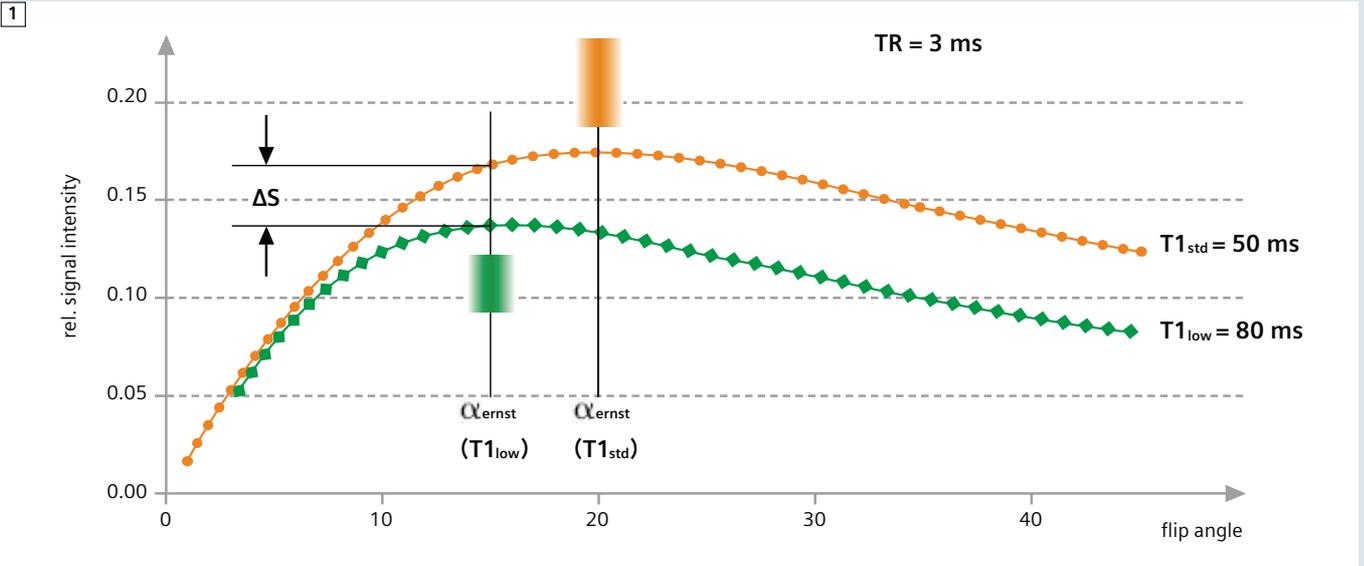
非造影MRAに代わる方法の1つが、Gd用量を減らすことである。ceMRAシーケンスを最適化して造影タイミングとk空間のデータ収集を調整することにより、造影剤用量を大幅に減らすことができる。さらに、3Tでは従来の1.5Tの造影剤用量に比べて低減が可能である。syngo TWISTを用いた時間分解3D MRAは2 ml未満のGdで行うことができ、加えて、高空間分解能の3D頸動脈イメージングは8 ml以下で確実に行うことができる。我々が低用量のceMRAを行う場合はGd造影剤(製剤)原液を投与時に希釈しており、4倍に希釈することもある(表1、表2)。その理由は、(希釈した)Gd造影剤の注入時間およびタイミングは、同量の(希釈していない)Gd造影剤原液を用いた場合に等しいからである。その

結果、希釈液ではGdの最高血管内濃度は低くなるが、その到達タイミングはオリジナルのプロトコルと同じである。したがって、造影曲線の形状および持続時間は同等である。

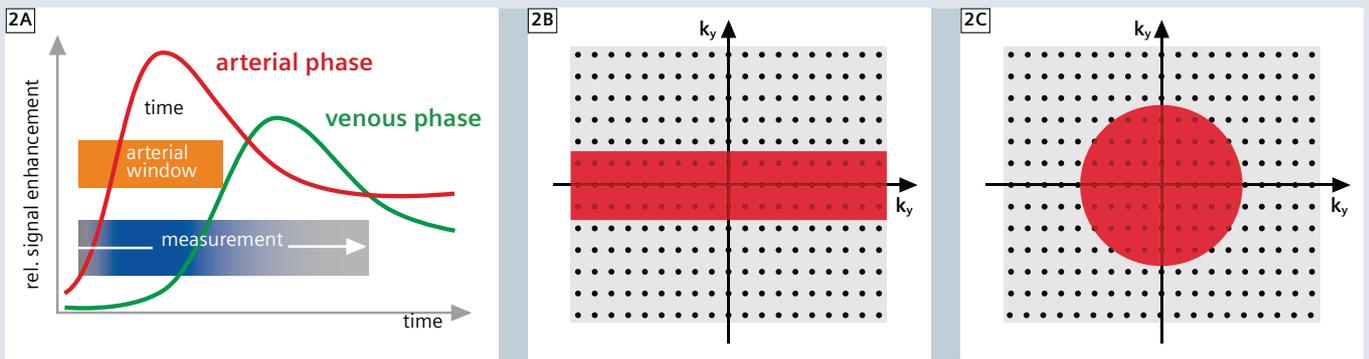
背景およびテクニック

画質および血管コントラストは造影剤の用量や関心領域を通過するタイミングに影響される。高用量ほど血液のT1が短くなり、血管の描出能が高くなる(ただし、その効果は造影剤用量と線形な関係ではない)。以前MR用造影剤はいかなる状況でも安全であると考えられていたため、しばしば高用量(2倍量または3倍量)の造影剤が用いられた。たとえば体重70kgの患者では、Gd-DTPA 0.2 mmol/kgの倍用量の造影剤製剤30mlに相当し、0.3mmol/kgの三倍用量が約45 mlに相当する。しかし、一般に用いられる用量の数分の1でも高画質のMRアンギオ像を生成することができる[14-16]。低用量ceMRAを行うには、いくつかのイメージング法がある。それらの共通の目標は、低用量で最高の画質を得るために、造影剤注入とk空間をカバーするタイミングを適切に調整することである。低用量ceMRAは1.5Tでも3Tでも行うことができる。用量低減による血管の信号低下は3Tのほう

が目立たない。3Tは1.5Tに比べて本質的に血液-組織間の信号差が大きいので、低用量ceMRAは特に3Tで良好な結果が得られる。Gd静注後の最高血中濃度は注入速度によって決まり、最高濃度の持続時間(プラトー)は注入時間によって決まる。最高血中濃度が高く持続時間が長い場合は、注入速度が速く、注入時間が長いことを意味する。この両方の条件が満たされるのは、注入量(注入速度と注入時間の積)が大きい場合のみである。まず、最初の考え方としては、3D撮像の期間全体にわたって血中濃度を一定にするのが望ましいが、高い血液-組織コントラストを得るための最も重要な部分はk空間中心のデータ収集であり、中心部分で最高Gd濃度に達するべきであるというのが一般的な認識である。しかし、k空間の残りの部分も無関係ではなく、データ収集中にGd濃度が大きく変化すれば一種の画像のぼけ、あるいは“k空間フィルタリング”によるぼけが発生する。注入量を減らして同じ速度で注入すれば、ボース通過時間の短縮に合わせて撮像時間を短縮することができる。短いTRと短いTEの撮像条件を用いると、造影剤が対象血管を通過するのに合わせてダイナミックにデータを収集することができる。実際、syngo TWIST



1 標準濃度では血液のT1時間が約50msに短縮される。その場合TRが3msのグラディエントエコー・シーケンスの最適なフリップ角(エルンスト角)は約20°である。実際にはSARの制限から、特に3Tではフリップ角を小さくする必要がある。一方で造影剤濃度を下げればT1時間が長くなり(80ms)エルンスト角が小さくなるため、SARの制限が大きくなることはない。実際、全体的な造影剤濃度の低下を考えれば、許容範囲内のわずかな信号強度の低下でしかない。



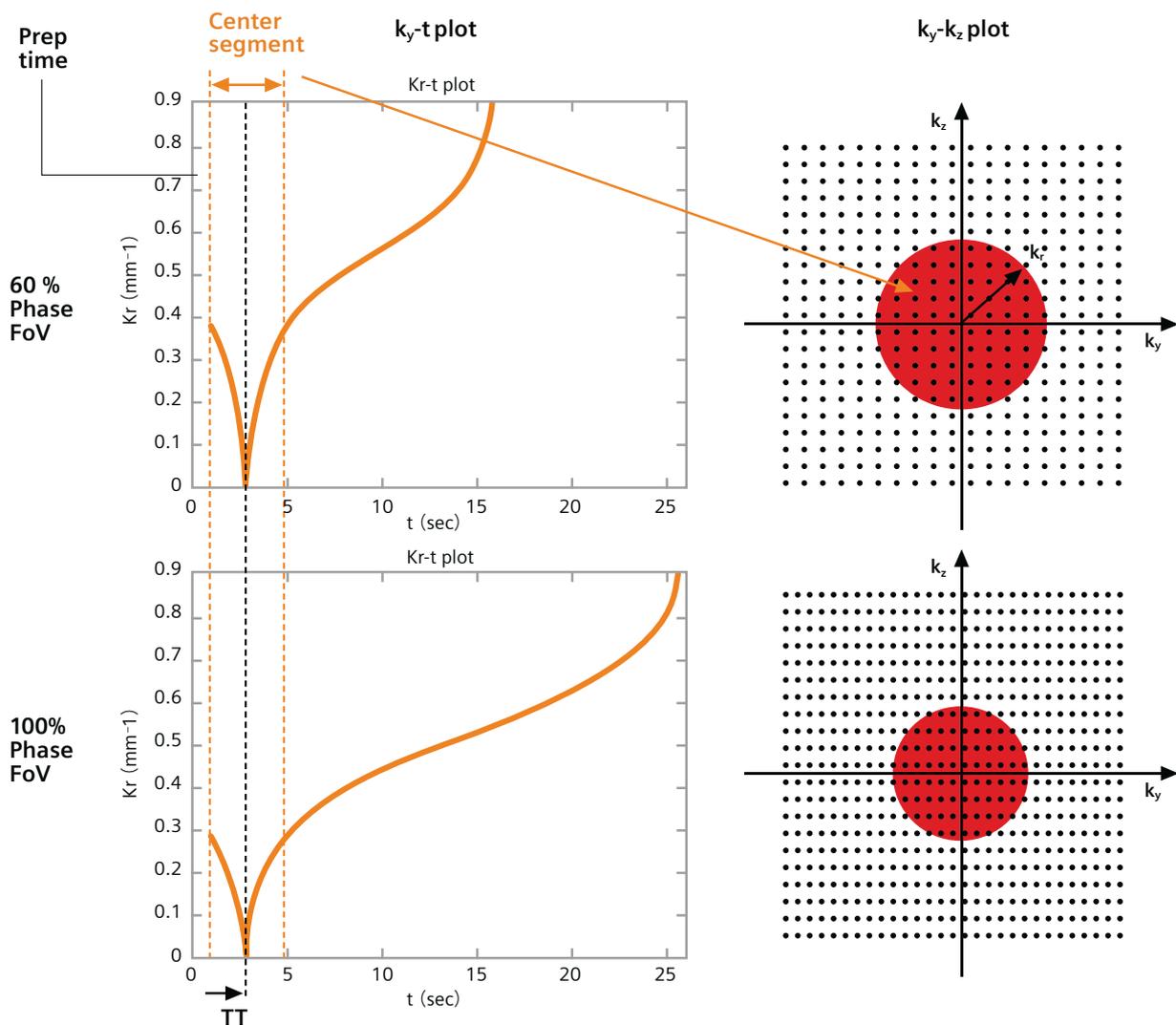
2 ボーラス注入後の典型的な動静脈の造影動態。動脈が造影されてから静脈が造影されるまでの時間(arterial window)は通常、ceMRAに必要な収集時間のほんの一部にすぎない(図を参照)。k空間のデータ収集にはリニア法(2B)やフレキシブル・セントリック法(2C)など各種の方法がある。位相エンコードの順序に応じてarterial windowがk空間上でカバーする範囲が異なり、フレキシブル・セントリック法はk空間を等方的にカバーするので低用量ceMRAに適している。

のような高い時間分解を有した撮像シーケンスは、撮像時間が短く低用量ceMRA撮像に適している。ただし、これには高い傾斜磁場性能と非常に短いTRが必須である。あるいは、撮像時間を短縮できなければ、少量の造影剤を希釈して量を増やせばボーラス通過時間を延長することができる。図1に示すように、造影剤濃度が低くなると血液のT1短縮効果が小さくなり、信号強度が低下する。しかし、3Tでは1.5Tに比べてRF出力が大きくなり大部分

のプロトコルでSARの制限を受けやすくなるため、一般に最大信号が期待されるエルンスト角よりフリップ角を小さく設定せざるを得ない。この場合はやや長めのT1時間になる低濃度造影剤を用いることがあるが、T1時間が長いほどエルンスト角は小さくなるので、高濃度の場合と比べた信号低下は最小に抑えられる。そのため特に3Tでは、希釈造影剤を用いた低用量ceMRAが非常に有効である。1.5TではRF出力がかなり低く、3Tに比べて大きな

フリップ角と高濃度の造影剤が併用される。いずれの場合も、データ収集を造影剤通過のタイミングに合わせるよう考慮する必要がある。低用量ceMRAを行う際は、ボーラス到着とk空間をカバーするタイミングを慎重に調整することが特に重要である(図2A)。図2Bは通常のリニア法、図2Cはセントリック法によるk空間のカバーを示す。目的の造影相(例えば図2Aのarterial window領域に対応する k_y - k_z 空間を図2Cに示す)を撮像するには、 k_y - k_z

3



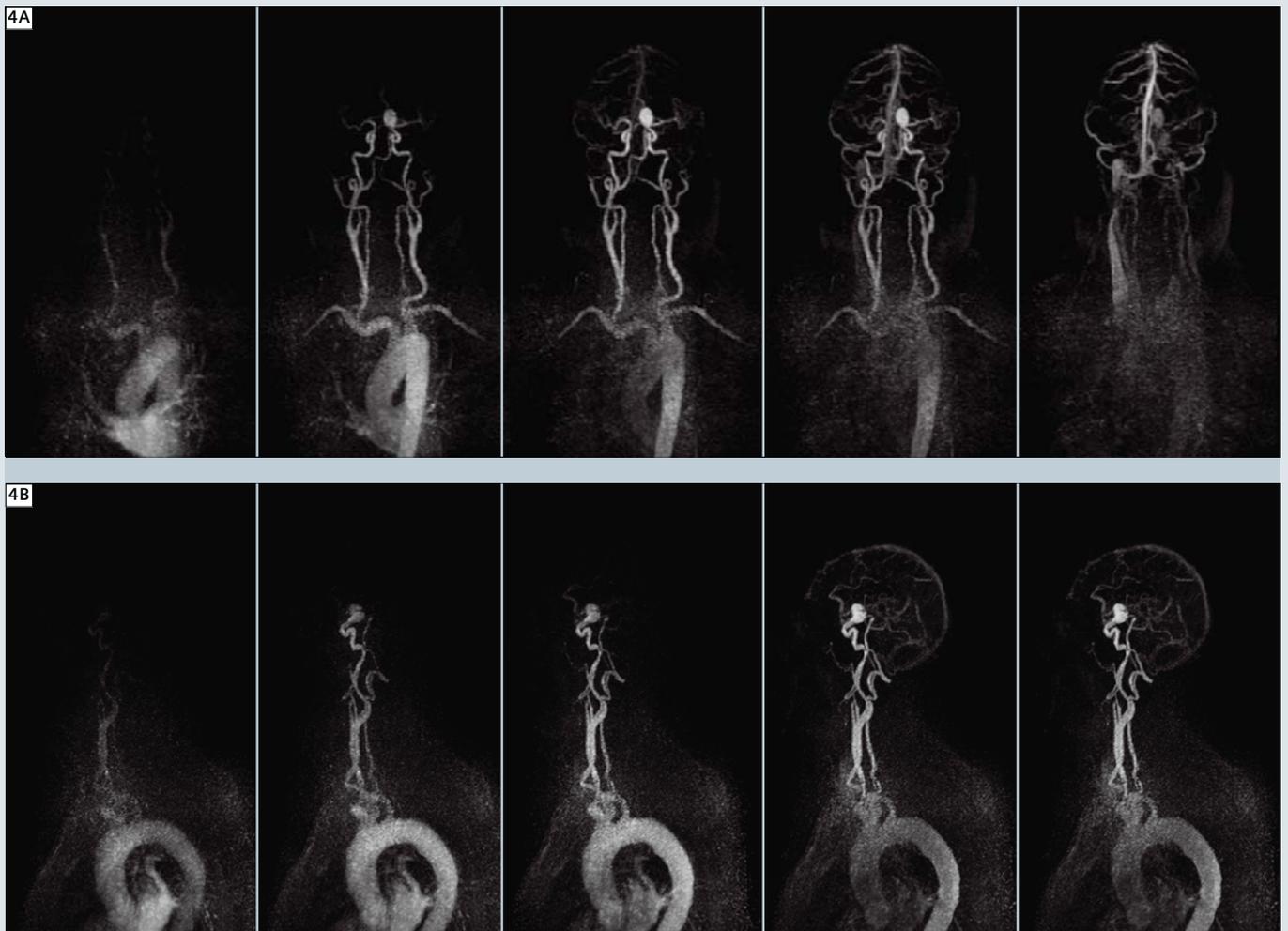
3 遅延セントリック・リオーダリング法による中心部の位相エンコードサンプリング方法を示す図。60% phase FoV(上段)と100% phase FoV(下段)のスパイラル・セントリック・リオーダリングの k_r - t プロットと、それに対応する k_y - k_z プロットを示す。Time-to-center (TTC) はいずれのFoVで等しく3秒である。シーケンス(製品およびWIP)には確実に磁化を定常状態にするため1秒のプリバレーション時間(prepare time)を組み込んでいる。中心セグメントの収集時間は(TTC-prepare time)×2に相当し、この図の例では4秒である。

空間全体に等方的にカバーできるセントリック法で良好な結果が得られる。

テスト・ボーラスを用いるceMRAでは、 k 空間中心のデータ収集時間を遅延するのが望ましい。セントリック・リオーダリング法では $k_r=0$ とする k ポイントはユーザーが中心収集時間(time-to-center;TTC)を設定した後にデータ収集されるように、 k 空間の各ポイントの収集順序を変更する。まず k 空間の中心セグメントの端から $k_r=0$ に向かってデータを収集し、再び

外側に向かい中心セグメント全体を収集する。次に、中心セグメントの外側の領域を収集し k 空間全体のデータセットが完成する。図3に、この遅延セントリック・リオーダリングの詳細を示す。重要な注意点として、TTCはイメージング・プロトコルの他の幾何学的パラメータとは無関係である。例えば、図3に示すように、撮像視野(FoV)を60% phase FoVから100% phase FoVに拡大してもTTCは不変である。その代わりに、 k 空間の中心セグメントのサイズ

(面積)が減少する。ただし、中心セグメント内のサンプリング・ポイント数は実際のFoVに関係なく同じである。同様に、他のパラメータ(例:位相およびスライス分解能、スライス枚数)を変更しても、選択したTTCの値は不変である。これには実用上の重要な意味があり、プロトコル中の幾何学的パラメータに左右されことなく、図2に示すように中心セグメントをarterial windowに合わせることができる。



4 未破裂の左前脈絡叢動脈瘤を有する81歳女性のダイナミックMRAおよび静止像を示す。Aは断冠状断像、Bは矢状断像のMIP像を示す。Gd造影剤1.5cc(6ccに希釈)を注入し1.6秒毎に等方ボクセルで収集。得られた3Dデータから自動(pre-set)で再構成される(TR/TE:2.03/0.83ms、FA 13°、GRAPPA×6)。

表3: ceMRAの臨床応用例

Head and Neck	Chest	Abdominal
<ul style="list-style-type: none"> ■ Atherosclerosis ■ Aneurysm ■ AV Fistula ■ AVM ■ Vasculitis ■ Pre- and Post-Surgical assessment of tumor 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Assessment of thoracic aorta for atherosclerosis, coarctation, aneurysm, dissection and extravasation ■ Pulmonary HTN ■ Pulmonary AVM ■ Congenital heart diseases ■ Pulmonary perfusion ■ Lung tumors ■ Pulmonary venous mapping ■ Pulmonary embolism 	<ul style="list-style-type: none"> ■ Assessment of abdominal aorta and all its branches, coarctation, aneurysm, dissection and extravasation ■ Aneurysm ■ AV Fistula ■ AVM ■ FMD ■ Pre- and Post-Surgical assessment of tumor ■ Vasculitis ■ Vascular graft



4C 高空間分解能MRA像から再構成したボリューム・レンダリング像。造影剤8.5cc(34ccに希釈)を注入してファースト・パスのdynamic MRDSAを撮像した (TR/TE: 2.61/1.16ms, FA 15°)。

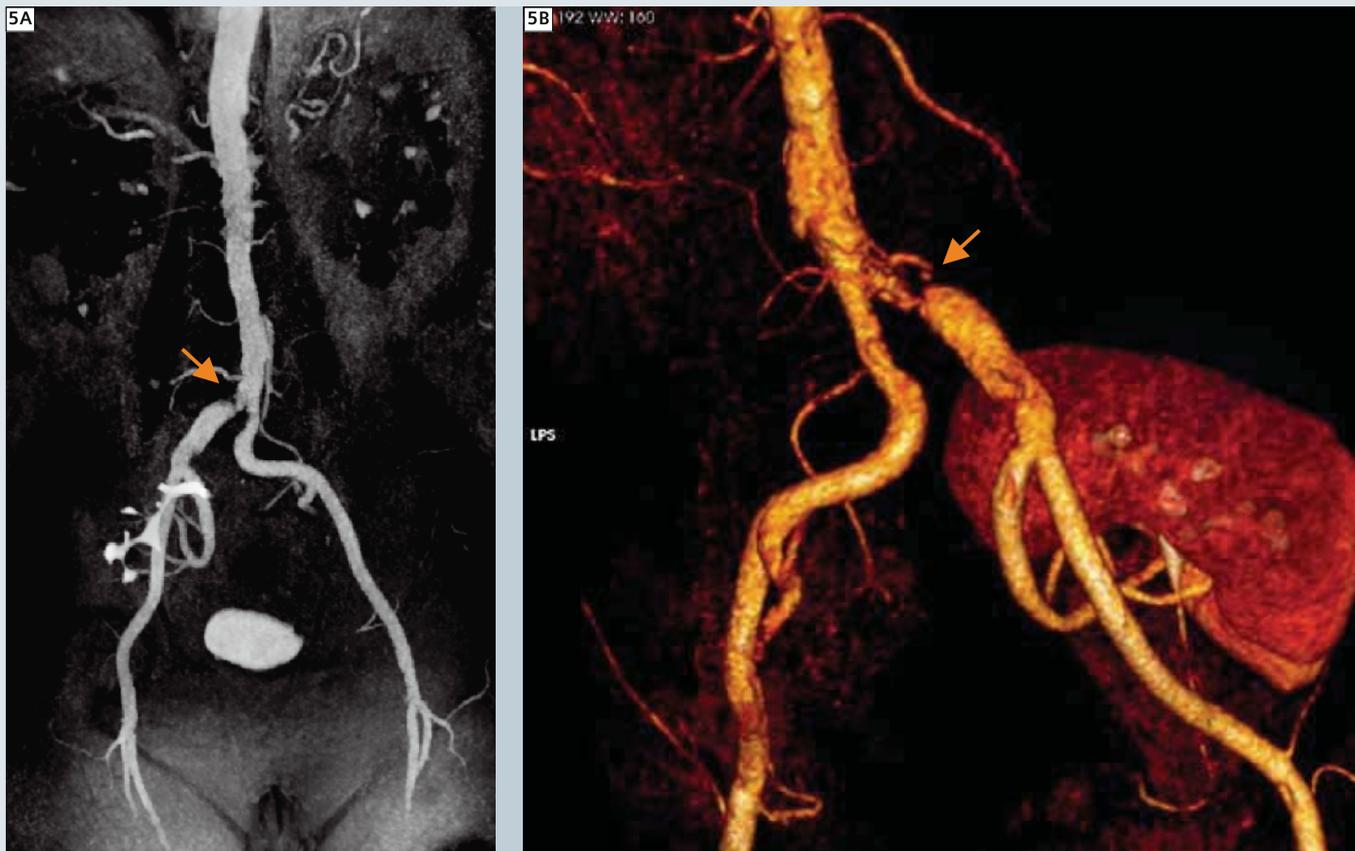
プロトコル

現在、ceMRAの実施方法は施設ごとに異なっている。使用シーケンスやパラメータが異なり、造影剤の量や濃度、注入や撮像のタイミングもさまざまである。成功の鍵は、造影剤による信号増強が最大になるタイミングでk空間の中心部のデータを適切にカバーすることである。我々はさまざまな方法を試みており、さまざまな血管領域への低用量ceMRAの臨床応用(表3)において、以下の方法で成功を収めている。

頭頸部領域における低用量ceMRA

前述のように、必ずsyngo TWISTおよびGd約1mlを用いてテスト・ボース法による撮像を行う。図4に、体重65kgの患者の頭頸部ceMRAを示す。高空間分解能ceMRAでは、8.5mlのGd原液(Magnevist)*を生理食塩液25.5mlで希釈した34mlのボース溶液を使用し、2ml/sで注入する。したがって、注入時間は15秒である。一般に、ほぼ等方的な分解能(ボクセル・サイズ=0.8mm×0.7mm×0.8mm)で、128パーティションを23秒で

撮像する。頭頸部神経血管用コイルを用い、通常はFoVを450mm×270mmとする。この広いFoVは大動脈弓部、大血管の起始部、頸動脈、頭蓋内血管系を1回の注入で完全にカバーする。撮像にはパラレル・イメージング(iPAT GRAPPA=4)を用いる。息止めを行うと胸郭上部および大動脈弓部の呼吸による動きが最小に抑えられ、最良の結果が得られる。



5 “移植腎動脈の偽狭窄”: 移植腎患者における高血圧およびドブラ波形異常を認める76歳男性の高空間分解能MRAから再構成したfull MIP像(A)およびボリューム・レンダリング像(B)。撮像は3Tで行い、Gd造影剤16mlを生理食塩液34mlで希釈して注入した。右総腸骨動脈に限局性の重度狭窄と狭窄後拡張(矢印)を認める。移植腎動脈は正常である。TR/TE 2.8/1.6ms、FA 17°、GRAPPA×4。

腎臓領域における低用量ceMRA

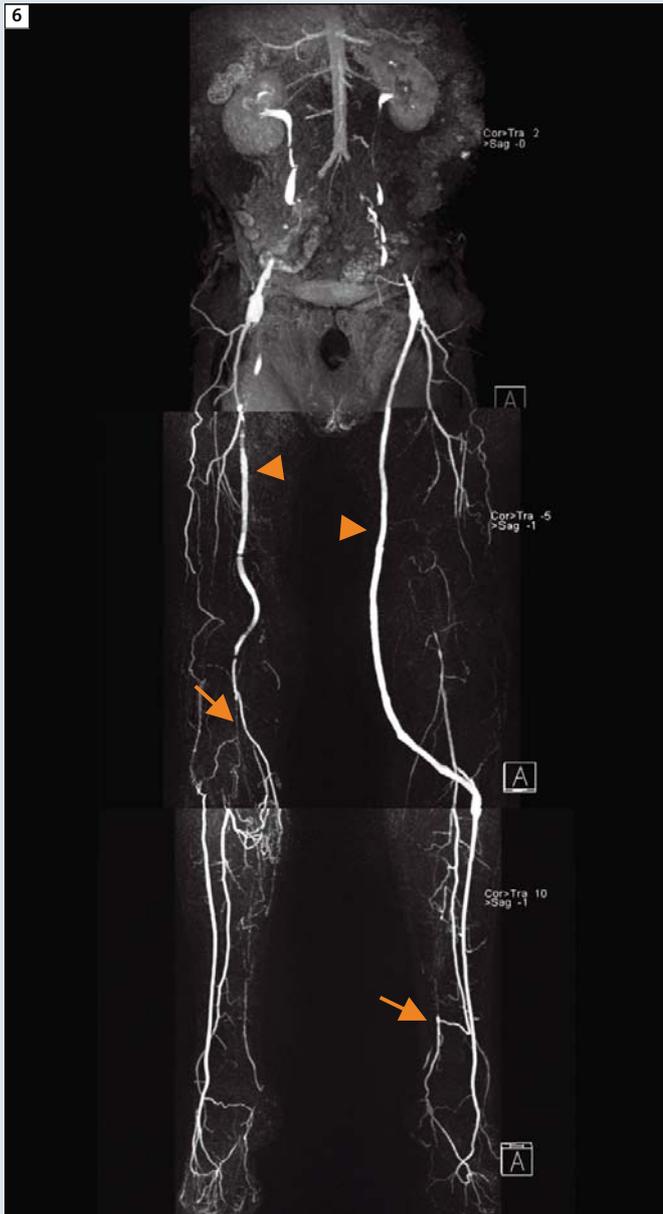
3.0Tにおける腎臓の高空間分解能ceMRAでは、一般に約10mlのGd原液を生理食塩液30mlで希釈して用いる。図5に示す腎臓のceMRAはパラレルイメージング・ファクター:4で撮像しているので、やや高用量の造影剤を用いている。一般に、ほぼ等方的な分解能(ボクセル・サイズ=0.9mm×0.8mm×0.9mm、FoV=500mm×300mm)の128パーティションを、撮像時間:21秒でパラレルイメージング(iPAT GRAPPA=3)を併用して撮像する。腹部のモーション・アーチファクトを最小に抑えるために、スキャンの際には息止めが必須である。

末梢血管における低用量ceMRA

末梢血管の低用量ceMRAでは、一般にボクセル・サイズが0.9mm×0.8mm×0.9mmの128パーティションを、スキャン時間26秒

でパラレルイメージング(iPAT GRAPPA=4)を用いて撮像する。末梢血管のMRAはシングル・インジェクション法で行うことが多いが、UCLAではデュアル・インジェクション法が第一選択になっている。1回目の造影剤注入で下腿部を撮像し、2回目の注入で腹部および大腿部を撮像する。この方法では血管通過時間にかかわらず、下腿部において静脈の混入がない純粋な動脈相が確実に得られる。患者ポジションはフィート・ファーストとする。3ステーションのデュアル・インジェクション・プロトコルを用い、まず下腿部を撮像し、その後骨盤部および大腿部を撮像する。各ステーションのFoVは500mmとし、患者の体軸にそって全長1,350mmをカバーする。一般に、腹部と大腿部のステーションは10cmオーバーラップ、大腿部と下腿部のステーションは5cmオーバーラップとする。腹部

-骨盤部ステーションは息止めにより下腹部の動きを最小に抑える。表1および表2に、我々がシングル・ステーションおよびマルチ・ステーション撮像において一般に使用する造影剤の量を示す。造影剤の到達が左右の下腿部で非対称になる可能性があることを見越して(ASOなどの血管疾患がある場合に起こりうる)、下腿部の撮像については同部位を連続3回続けて撮像し、大腿部の撮像については連続2回続けてことにしている。下腿部および大腿部については、背景の静止組織の信号を除去するために、造影前画像をマスクとして用いて造影後MRA画像から減算する。腹部領域での背景抑制のための減算はあまり良好な結果は得られず有用性は低い。図6および図7に、3Tにおける末梢血管の低用量ceMRAの臨床例を示す。



6 広範囲に及ぶ重度の末梢血管疾患を有する64歳男性に対する低用量3step-MRDSから再構成したfull MIP像。両側大腿膝窩動脈バイパス（矢頭）、両側総腸骨動脈ステント、両側外腸骨動脈ステント、右近位大腿膝窩動脈グラフト閉塞に対するステントグラフト留置あり。

膝関節より上の右膝窩動脈（大腿部の矢印）に広範囲狭窄があり、膝関節部で閉塞している。左膝窩動脈は細小で広く開存している。右脛骨腓骨動脈幹は閉塞し、左右腓骨動脈から側副血行路が形成され、遠位後脛骨動脈（足関節の直上）に移行している。左右腓骨動脈は近位および下腿中央部で閉塞している。撮像は3Tで行い、下腿部撮像にGd造影剤7ml（溶液量21ml）、大腿部および腹部撮像にGd造影剤11ml（溶液量33ml）のデュアル・インジェクション・プロトコルを用いた。シーケンス・パラメータ（TR/TEおよびFA）は腹部が2.53/0.95msおよび13°、大腿部が3.85/1.2msおよび36°、下腿部が3.13/1.16msおよび17°。



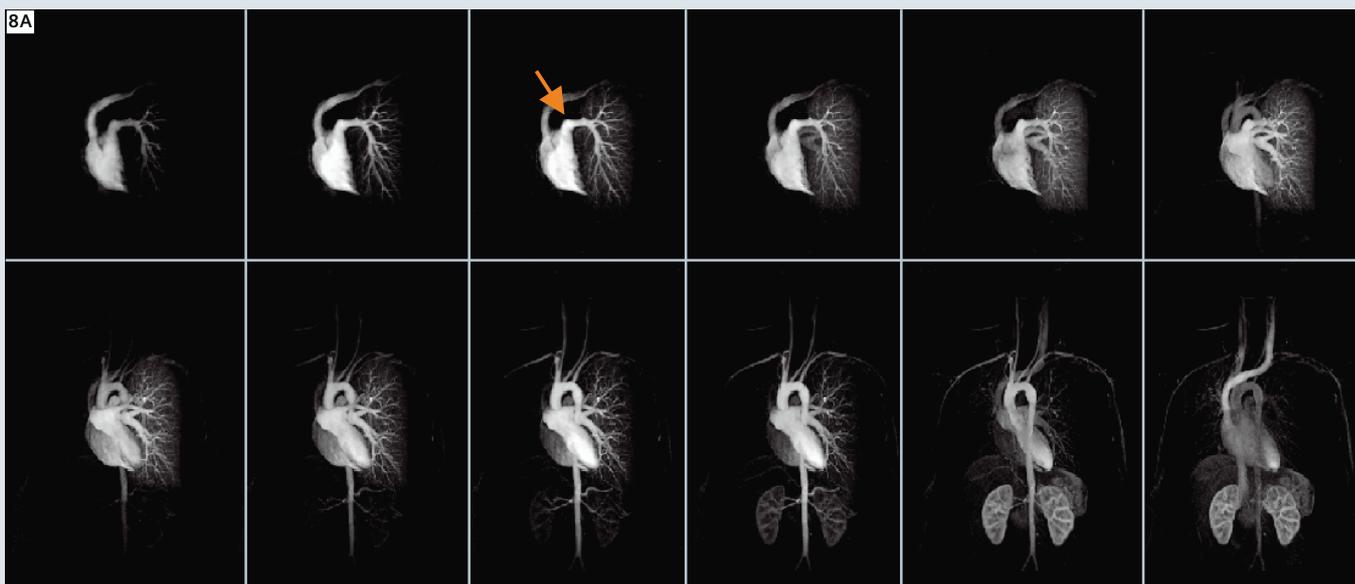
7 3Tを用いた両側下肢の跛行を有する69歳男性に対する低用量・高空間分解能（静止像）MRAから再構成したfull MIP像。下腿部にGd造影剤7ml（21mlに希釈）、腹部～大腿部にGd造影剤11ml（33mlに希釈）のデュアル・インジェクション・プロトコルを用いた。シーケンス・パラメータ（TR/TEおよびFA）は腹部が2.53/0.95msおよび13°、大腿部が3.74/1.34msおよび36°、下腿部が3.13/1.16msおよび17°。広範囲の側副血行路形成および大腿深動脈の重度狭窄多発を伴う両側の長いSFA閉塞を認める。また、両側の下腿部の開存血管は1枝で後脛骨動脈が開存している。

胸部領域の低用量 ceMRA

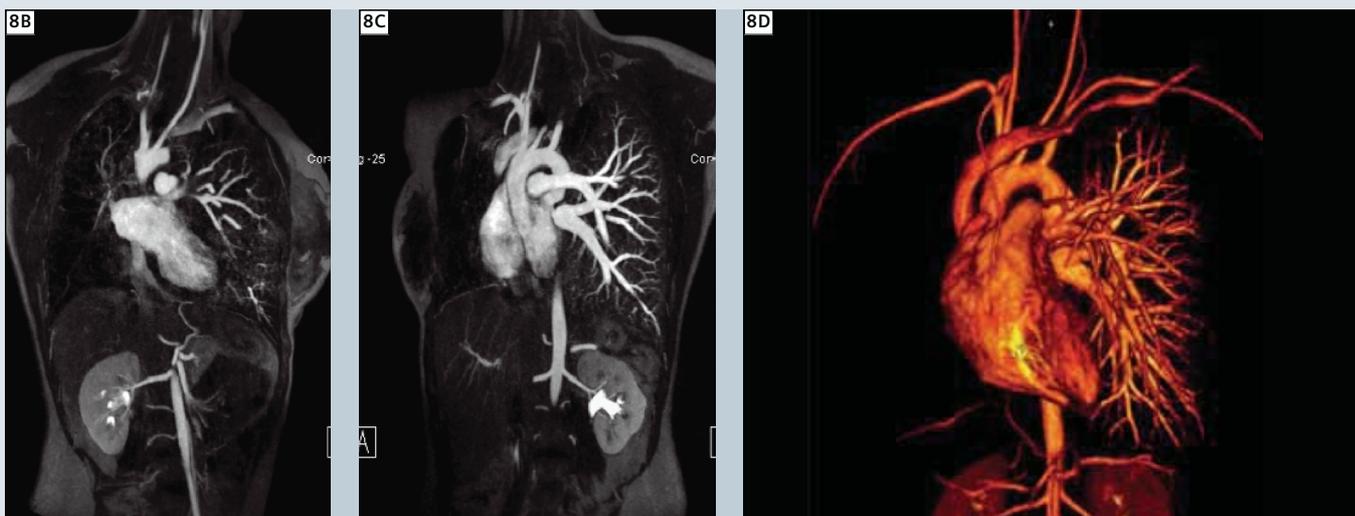
胸部 ceMRA 検査の大部分は、先天性心疾患を有する成人患者が多いことや一般に心機能評価と組み合わせるため 1.5T で行う。図 8A～D に、右肺動脈閉鎖および右肺低形成異常を有する患者の胸部 ceMRA を示す。一般に、syngo TWIST および Gd 造影剤

1ml を用いて矢状断面のテスト・ボラス法による撮像を行う。次に、Gd 造影剤 3ml を速度 3ml/sec で注入し、syngo TWIST シーケンスを用いて冠状断面の高時間分解能撮像を行う。高空間分解能 ceMRA では、16ml の Gd 造影剤 (Magnevist)* を同量の

生理食塩液で希釈して 50% 溶液を生成し、2ml/s で注入する。約 20 秒の息止めで撮像を行う。



8A 右肺低形成および右肺動脈閉鎖を有する 18 歳女性の 1.5T MAGNETOM Avanto によるダイナミック MRA (矢印は左肺動脈を示す)。下横隔動脈および気管支動脈が右肺実質を灌流している。Gd 造影剤 6.0ml (12ml に希釈) を用いて撮像した。TR/TE は 2.45/0.92ms、FA 25°。



8B-D 上図の患者に対する Gd 造影剤 14 cc 注入による高空間分解能 MRA 静止像から再構成した thin MIP 像の左前斜位 (B) および右前斜位 (C) とボリューム・レンダリング像 (D)。右肺動脈が完全に欠落している。TR/TE は 2.28/0.95ms、FA 30°。

小児体幹部領域のceMRA

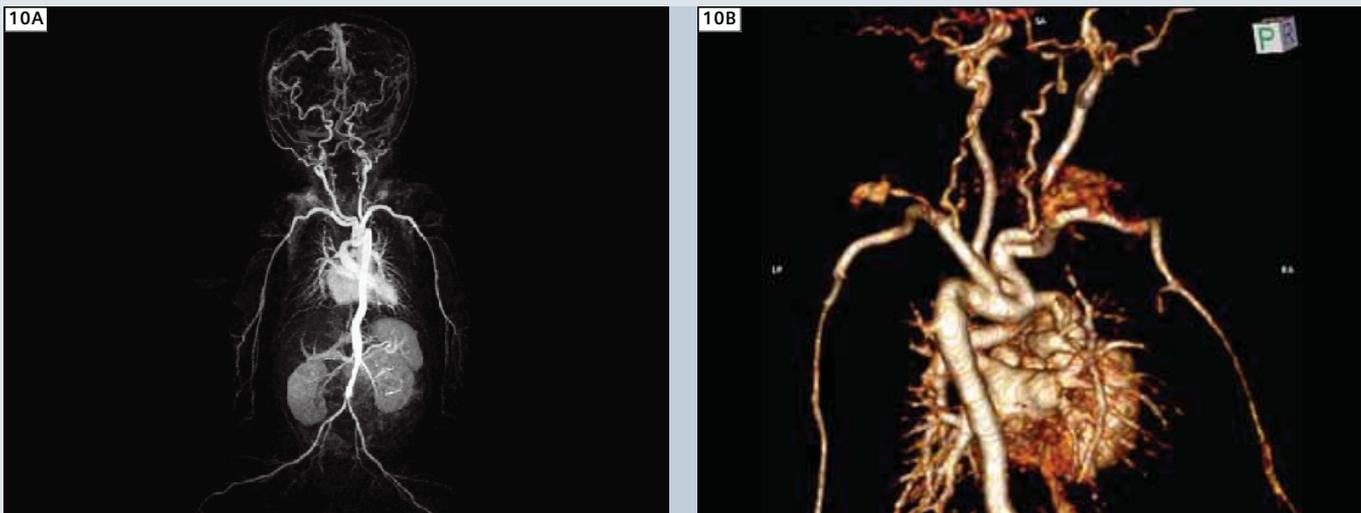
小児ceMRAは1.5Tおよび3Tの両方のシステムを用いて全身麻酔下で行う。図9は、1.5Tで撮像した動脈管開存症を有する生後1日の乳児のceMRA画像で、Gd造影剤1.25mlを生理食塩液4.75mlで希釈して撮像した。図10は、3Tで撮像した幼児型

大動脈縮窄症を有する生後2日の乳児のceMRA画像で、Gd造影剤1.25ccを生理食塩液4.75mlで希釈して撮像した。造影剤の使用量は非常に少ないが、それでも成人の基準では“低用量”ではない。これらの特殊例では、成人用の注入器で非常に少量の

造影剤を注入するという実用上の課題があり、そのため希釈した場合でも注入量を最適化するのが困難であった。この欠点は小児専用の少量の注入器およびチューブ類があれば対処できる。



9 生後1日の女児の高空間分解能MRAから再構成したfull MIP像(A)、partial MIP像(B)、ボリューム・レンダリング像(C)。撮像は1.5Tで行い、Gd造影剤1.25 mlを生理食塩液4.75 mlで希釈して注入した。上行大動脈および大動脈弓部の背側の走行に異常あり。ボリューム・レンダリング像で大きな動脈管開存(6.5 mm)を認める。TR/TEは2.96/1.7 ms、FA 30°、GRAPPA×3。



10 生後2日の男児の高空間分解能MRAから再構成したfull MIP像(A)およびボリューム・レンダリング像(B)。撮像は3Tで行い、Gd造影剤1.25 mlを生理食塩液4.75 mlで希釈して注入した。広範囲の大動脈弓部および遠位上行大動脈の低形成(幼児型大動脈縮窄)を認める。TR/TEは3.02/1.17 ms、FA 20°、GRAPPA×4。

画像表示

データ収集に加えて、画像処理および表示方法も非常に重要である。血管のコントラストおよび信号ノイズ比 (SNR) が低い場合は、選択した一部の薄いスライスから10～20mmのpartial MIPを生成するthin-MIP (thin maximum-intensity-projection) が有利である。この方法は背景組織信号を最小に抑えて血管のコントラストを高めるもので、さまざまな脈管構造において優れた結果が得られている。

References

- 1 Cowper, S.E., et al., Scleromyxoedema-like cutaneous diseases in renal-dialysis patients. *Lancet*, 2000. 356(9234): p. 1000-1.
- 2 Grobner, T., Gadolinium – a specific trigger for the development of nephrogenic fibrosing dermopathy and nephrogenic systemic fibrosis? *Nephrol Dial Transplant*, 2006. 21 (4): p. 1104-8.
- 3 Morcos, S.K., H.S. Thomsen, and J.A. Webb, Dialysis and contrast media. *Eur Radiol*, 2002. 12 (12): p. 3026-30.
- 4 Kribben, A., et al., Nephrogenic systemic fibrosis: pathogenesis, diagnosis, and therapy. *J Am Coll Cardiol*, 2009. 53(18): p. 1621-8.
- 5 van der Molen, A.J., Nephrogenic systemic fibrosis and the role of gadolinium contrast media. *J Med Imaging Radiat Oncol*, 2008. 52 (4): p. 339-50.
- 6 Othersen, J.B., et al., Nephrogenic systemic fibrosis after exposure to gadolinium in patients with renal failure. *Nephrol Dial Transplant*, 2007. 22(11): p. 3179-85.
- 7 Abujudeh, H.H., et al., Nephrogenic Systemic Fibrosis after Gadopentetate Dimeglumine Exposure: Case Series of 36 Patients. *Radiology*, 2009.
- 8 Liu, X., et al., Renal transplant: nonenhanced renal MR angiography with magnetization-prepared steady-state free precession. *Radiology*, 2009. 251 (2): p. 535-42.
- 9 Robert R. Edelman, I.K., Renate Jeretic, Xiaming Bi (Spring 2009) Non-Contrast Renal MR Angiography, a case study. *CMRS e-Vision*.

まとめ

低用量 ceMRA はルーチンの臨床診療で行うことができ、優れた結果を得ることができる。最も大幅な用量低減が可能なのは3Tで、用量低減による血管の信号低下は十分に許容範囲内である。30ml以上ではなく10ml未満の造影剤を用いる低用量 ceMRA は、造影剤原液を希釈して注入速度は変更しないという方法で行われる。

謝辞

検査の実施に関して Sergio Godinez、Francine Cobla、Glenn Nyborg 各氏に謝意を表す。

※ Magnevist は、バイエル・シエーリング・ファーマ社の登録商標です。

Contact

Prof. J. Paul Finn, M.D.
The David Geffen School
of Medicine at UCLA
Chief, Diagnostic
Cardiovascular Imaging Section
Director, Magnetic Resonance Research
Los Angeles, CA
USA
pfinn@mednet.ucla.edu

- 10 Du, Y.P., et al., Multi-echo acquisition of MR angiography and venography of the brain at 3 Tesla. *J Magn Reson Imaging*, 2009. 30 (2): p. 449-54.
- 11 Francois, C.J., et al., Unenhanced MR angiography of the thoracic aorta: initial clinical evaluation. *AJR Am J Roentgenol*, 2008. 190 (4): p. 902-6.
- 12 Francois, C.J., et al., Pulmonary vein imaging with unenhanced three-dimensional balanced steady-state free precession MR angiography: initial clinical evaluation. *Radiology*, 2009. 250 (3): p. 932-9.
- 13 Wyttenbach, R., et al., Renal artery assessment with nonenhanced steady-state free precession versus contrast-enhanced MR angiography. *Radiology*, 2007. 245 (1): p. 186-95.
- 14 Habibi, R., et al., High-spatial-resolution lower extremity MR angiography at 3.0 T: contrast agent dose comparison study. *Radiology*, 2008. 248 (2): p. 680-92.
- 15 Lohan, D.G., et al., Ultra-low-dose, time-resolved contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the carotid arteries at 3.0 tesla. *Invest Radiol*, 2009. 44 (4): p. 207-17.
- 16 Tomasian, A., et al., Supraaortic arteries: contrast material dose reduction at 3.0-T high-spatial-resolution MR angiography-feasibility study. *Radiology*, 2008. 249 (3): p. 980-90.

「MAGNETOM World Summit 7」講演内容のご紹介

MAGNETOM World Summitとは、全世界からシーメンスのMRユーザーが集うユーザーズミーティングです。会場講演の内容を弊社ホームページでご覧いただけます。

URL: www.siemens.co.jp/healthcare/MR

Jens Vogel-Clausen

Johns Hopkins University, Baltimore, MD, USA

Imaging the heart – MRI compared to US and MI, and Heart perfusion – when should I stress the heart?



Russell Bull

The Royal Bournemouth and Christchurch Hospital
Bournemouth, UK

Increasing productivity with the Cardiac Dot Engine



Jeanette Schulz-Menger

Charité Berlin, Berlin, Germany

Imaging of the young heart, and MRI in case of myocarditis and cardiomyopathies



Li Kun-Cheng

Xianwu Hospital, Beijing, China

Coronary MRA at 3T



Jürgen Hennig

University Hospital Freiburg, Freiburg, Germany

Future trends in cardiac imaging



Henrik Michaely

University Medical Center Mannheim, Mannheim, Germany

Low dose and large field-of-view MR angiography



James C. Carr

Northwestern Memorial Hospital, Chicago, IL, USA

Non-contrast enhanced MR angiography – when contrast matters



3T MR装置にてTWISTシーケンスを用いた ダイナミック造影MRAの描出能の検討と臨床応用

川真田 実¹、打越 将人²、熊谷 洋司¹、立石 宗一郎¹、宮崎 将平¹、堀之内 隆¹、酒井 美緒¹、中西 克之¹

¹大阪府立成人病センター

²シーメンス・ジャパン株式会社

はじめに

現在、広く用いられているMRアンギオグラフィ(MRA)は、血液が撮像断面内に流入することで血流の信号強度が増強されるinflow効果を利用した3次元time of flight (3D-TOF) MRAが代表的である。3D-TOF MRAは優れた空間分解能を持っているため、速度の速い頭部や頸部などの動脈血流の描出をはじめ多くの部位にて臨床利用されている。しかし、スラブ内のスピニングが飽和する事による末梢血管の信号が低下、血管走行の異常な屈曲や変形により乱流が発生しその部分が欠損画像として描出される事が問題として挙げられる。このため非造影MRAでは腫瘍を支配する血流動態を細部まで忠実に描出する事は困難である。血管壁の形状や血流動態の把握には、血流方向による信号の低下や乱流の影響がない、ガドリニウム造影剤によるT1短縮効果を利用したMR digital subtraction angiography (MRDSA) が有用である。従来までのMRDSAは、時間分解能と空間分解能はトレードオフの関係にあった。しかし、Time-resolved angiography With Interleaved Stochastic Trajectory

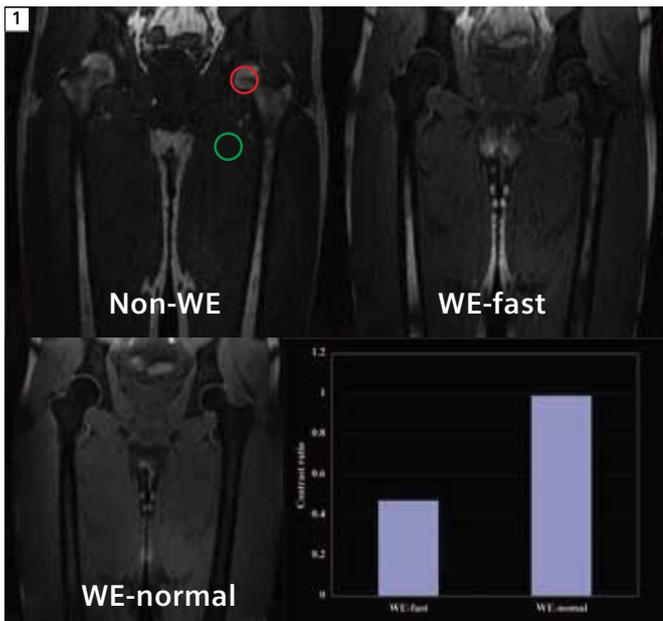
(TWIST) シーケンスではパーシャルフーリエ、パラレルイメージングといった撮像技術の進歩や、k-space 充填方法、収集したエコー信号の分配方法 (echo sharing) に改良を加える事で、高時間分解能、高空間分解能なMRDSAの撮像が可能となった。さらには、選択的水励起パルス (Water Excitation: WE) を付加することで脂肪抑制画像での収集が可能となった。MRDSAは撮影部位の血流速度やパラメータにより画質の変化があり、目的ごとに適切なパラメータの設定を行う必要がある。本稿ではWEを用いたTWISTシーケンスの基礎的な検討を行い、臨床適応例として下肢の動脈血管について紹介する。

方法

本稿ではMR検査装置として3Tスキャナ (MAGNETOM Trio, A Tim System)を用い、受信コイルとして6エレメントのフェーズドアレイコイル (Body Matrix) とスパイン・コイル (3リング、3クラスター)を組み合わせを行った。選択的水励起パルスの評価を行うために、健常ボランティアに対し骨盤部から大腿部の

撮像を行った。撮像プロトコルは、TR/TE: 5.23 ms / 2.52 ms, Flip Angle: 25, FoV: 250 mm, Slice thickness: 1.5 mm, Slub: 25, Matrix size: 384, Parallel Imaging: Grappa PAT3, Recon mode: Forward share, Central Region A: 20, Sampling density B: 20とした。大腿骨頭部と周辺筋肉の組織間コントラスト比を用いて、選択的水励起パルス1-1 (WE-fast)と1-2-1 (WE-normal)について検討を行った。

次にA値とB値の検討を行うために模擬血管を想定した7mm径のテフロン製チューブに希釈したガドペンテト酸ジメグルミン注射液を蒸留水で希釈した試料 (2mmol/l) を注入しながら撮像した。試料の注入にはMR対応自動注入器を用いた。撮像プロトコルはWE-normalを用いて、上記の撮像条件にてA値を10, 20, 30、B値を10, 20, 30, 40, 50と変化させて撮像した。得られた画像から時間分解能と血管描出能についての検討を行った。上記検討結果から得られた撮像プロトコルにて臨床適応した。



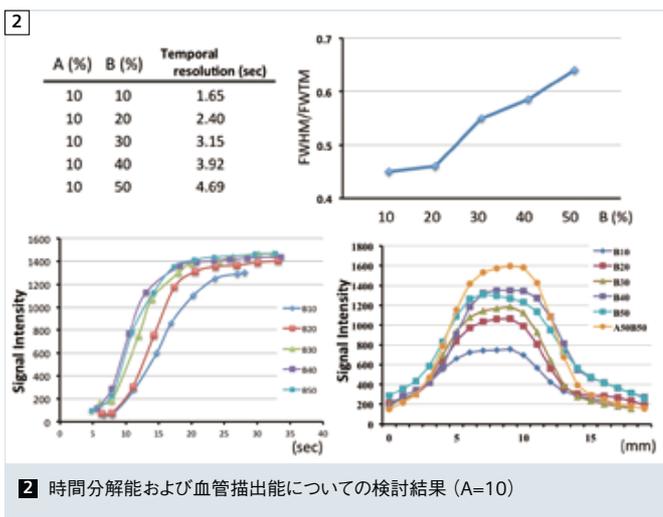
1 脂肪抑制効果 (WE) についての検討

結果

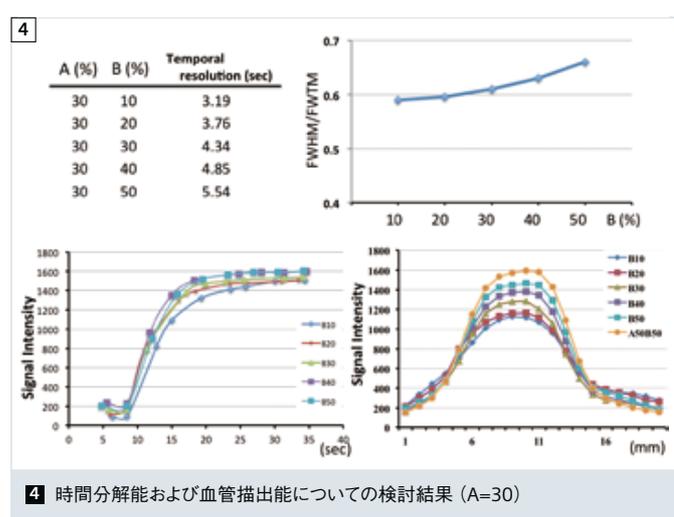
WE-fastとWE-normalを印可させた画像、設定ROI、結果グラフを図1に示す。コントラスト比を用いて評価した結果、組織間コントラストはWE-normalの方が高値となりWE-fastに比べ良好な脂肪抑制効果を認めた。

時間分解能と血管描出能を評価する為に撮像時間、信号強度、プロファイルカーブ、FWHM/FWTMを用いた。結果グラフを図2～4に示す。A=10ではB=10, 20, 30が3秒以内の間隔にて撮像できた。しかし、B=10, 20の時は信号強度とプロファイルカーブが低い値を示し、B=10, 20, 30の時は半値幅比が低い値を示した。A=20ではB=10, 20が3秒以内の間隔にて撮像できた。しかし、B=10の時の信号強度とプロファイルカーブは低い値を示した。半値幅比についてはほぼ変わらない結果が得られた。A=30では全て3秒以上の撮像間隔となってしまった。B=10の信号強度では立ち上がりの部分にて他の値と比べ低い値となった。

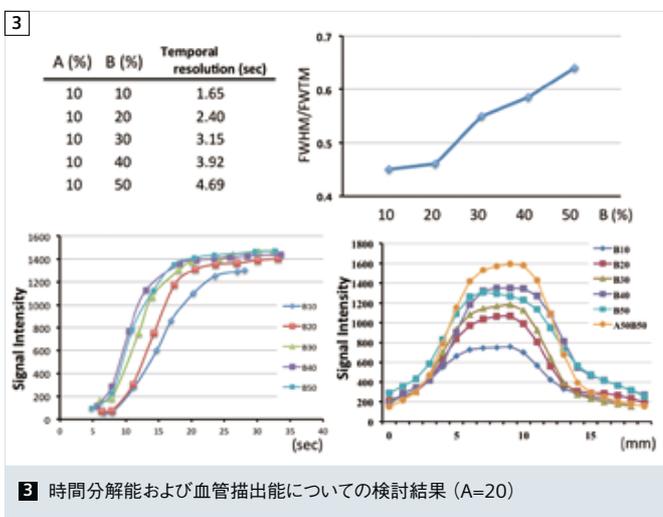
WE-normalを印可しA=20, B=20にて臨床適応 (骨外性骨肉腫) した結果、良好な画像を得る事ができた (図5～6)。



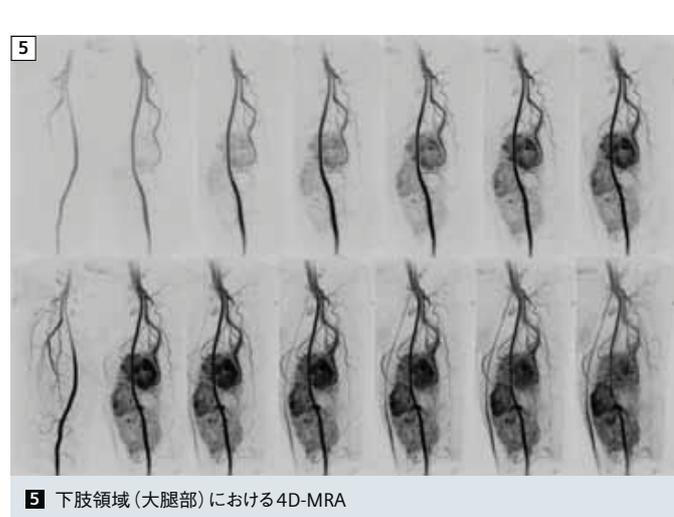
2 時間分解能および血管描出能についての検討結果 (A=10)



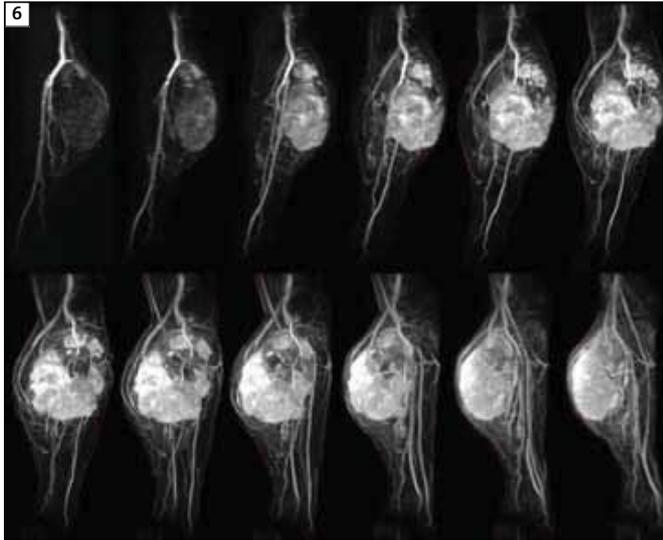
4 時間分解能および血管描出能についての検討結果 (A=30)



3 時間分解能および血管描出能についての検討結果 (A=20)



5 下肢領域 (大腿部) における4D-MRA

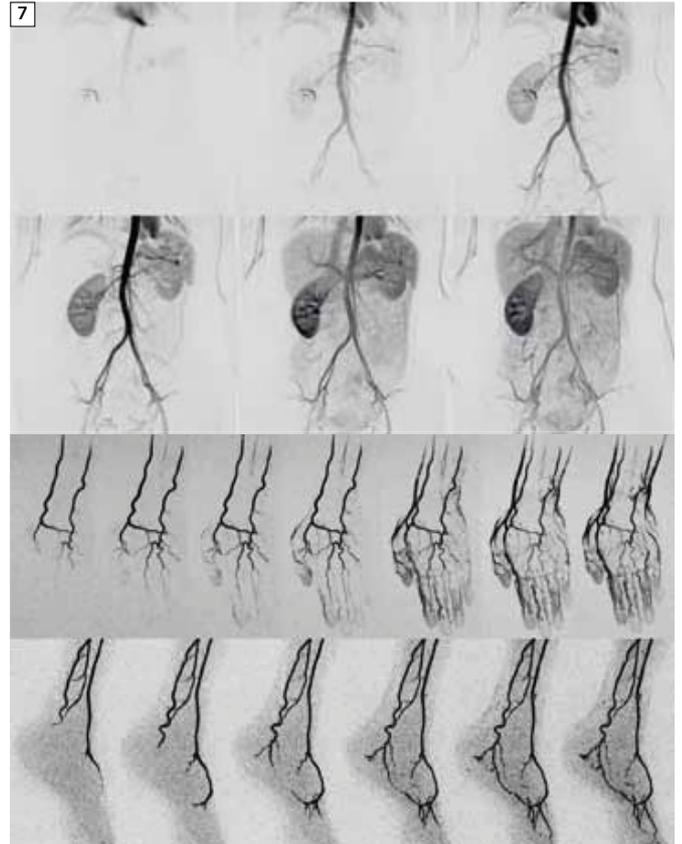


6 下肢領域(大腿部)における多断面MIP像

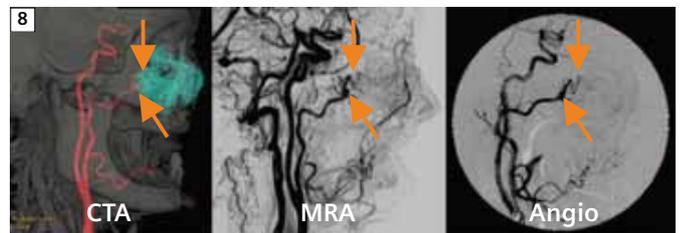
考察

本稿で紹介したTWIST法は広い有効視野を持っており、test injection法を組み合わせる事で呼吸同期が必要な胸部から腹部領域でも応用可能であるため、全ての血管領域に適応する事ができる(図7)。またWEを組み合わせ得られた画像はサブトラクションする必要がない為にミスレジストレーションを防ぐ事ができ、容易にMIP画像を得る事ができる。さらには、経時的にMIP画像を収集できるため4D撮像が可能な撮像法といえる。さらに、CT検査や血管撮影検査にて得られる画像と同等の画像を得る事ができる(図8)。こういった経緯から当院における腫瘍の診断検査はダイナミック造影MRAを選択している。その他の使用法としては外科的手術におけるシミュレーションや血管塞栓術や血管内治療における適否を見極め、ロードマップとして用いる事が可能である(図9)。さらに、定量的な検討など今後の開発も期待される。

近年、腎性全身性繊維症(Nephrogenic Systemic Fibrosis: NSF)の問題から非侵襲性であり、かつ経済性といった観点から心電図同期3D-FSE差分法を用いた非造影MRA検査が注目されている。スクリーニング検査としての役割は非常に大きく、正常例の除外目的の検査としては非常に有用性の高い検査である。しかし、腫瘍の画像診断において重要なのは、腫瘍や血管の形態的診断はもちろん血流動態さらには腫瘍への流入血管についての評価であるので、TWISTシーケンスを用いたダイナミック造影MRAは有用だと考えている。



7 他領域における4D-MRA



8 他モダリティとの比較



9 血管内治療前の検査にて狭窄を指摘された事例

3T MRIを用いたSPACE法による 頸動脈プラークイメージング

浦田 哲弥¹、打越 将人²

¹製鉄記念広畑病院 放射線科

²シーメンス・ジャパン株式会社

はじめに

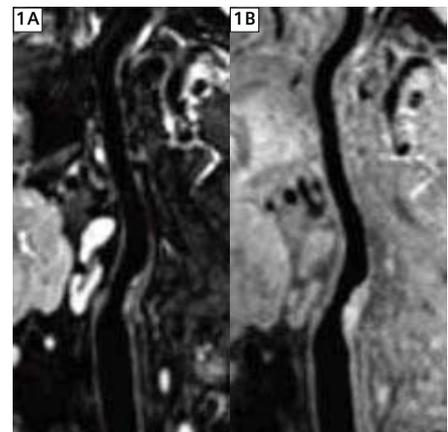
頸動脈狭窄症は脳梗塞発症の重要な病態とされ、頸動脈の狭窄率に加えプラークの性状を正確に評価することが重要である。頸動脈プラークは、脂質、出血、線維など様々な成分から構成されるため正確に評価するには高い組織コントラストが必要となりMRIにおける頸動脈プラークイメージングへの期待が高まっている。

頸動脈プラークイメージングにおいて、動脈壁の評価には、血管内腔の信号を抑制するDark-Blood法、線維性被膜の評価には、TOF (time of flight) 法によるMRアンギオグラフィの原画像が用いられている。動脈壁の評価に用いるDark-Blood法には心電図同期を用いた撮像法が一般的であり撮像時間の長さ、スライス枚数の少なさ、Dark-Blood効果の低下および組織コントラストへの影響

等多くの問題点がある。そこで今回、高速SE系の3D撮像シーケンスで強いFlow voidによりDark-Blood効果が得られるSPACE (sampling perfection with application optimized contrasts using different flip angle evolutions) 法を用いた頸動脈プラークイメージングについての検討を述べる。

シーケンスについて

SPACE法は、高速SE系の3D撮像シーケンスで、組織のT1、T2値に応じてflip amplitudeを経時的に変化させるvfl(variable flip angle)を用いている。このため高いターボファクターを用いても高い組織コントラストを得ることができる。また、vflによるフリップ角の変調により血流の位相のばらつきが大きくなるため強いFlow void効果が得られる特長がある(図1)¹⁾。



1 A: 脂肪抑制 T2-var SPACE、B: 脂肪抑制 pd-var SPACE
(A) (B) ともに強いFlow void効果により動脈壁やプラークが明瞭に描出されている。

sequence	TR (ms)	TE (ms)	FA (deg)	matrix	FoV (cm)	slice	slice thickness (mm)	ELT	scan time
2D-TSE-T1W1	1RR	11	180	320*320	15*15	1	4	5	2:38*slice
2D-TSE-T2W1	2RR	86	180	320*320	15*15	1	4	15	1:45*slice
pd-var SPACE	500	26	variable	256*256	23*23	88	0.9	41	5:06
T2-var SPACE	2000	86	variable	256*256	23*23	88	0.9	151	5:06

表1: 撮像条件
従来法は心電図同期を用い1sliceでの撮像のため広範囲撮像には長時間を要する。SPACE法では薄いsliceで広範囲を短時間で撮像可能である。

case	plaque tissue			signal ratio		
	tissue	hemorrhage	2D-TSE-T1W1	2D-TSE-T2W1	pd-var SPACE	T ₂ -var SPACE
1	lipid rich plaque		0.98	3.96	0.96	3.06
2	lipid rich plaque	+	1.01	2.01	1.12	2.08
3	fibrous plaque	+	1.45	3.78	1.31	3.3
4	lipid rich plaque	+	2.59	2.42	2.27	2.16
5	fibrous plaque		0.73	1.52	1.11	1.75

表2: 信号強度比
各撮像法でほぼ同等の信号強度比を示しておりSPACE法によりプラークの性状評価は可能であると考ええる。

頸動脈プラーク性状評価法

プラークの性状評価について頸動脈内膜剥離術 (CEA) により摘出したプラークを病理組織像よりfibrousおよびlipid rich plaqueに分類し心電図同期併用2D-TSE法 (従来法) およびSPACE法において近傍の胸鎖乳突筋との信号強度比を求め比較を行った (表1、2)。また、病理組織像と各撮像法による画像との比較も行った。(図2)

検討結果

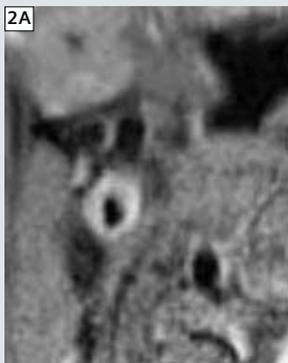
今回、検討を行った全ての症例において強いFlow void効果が得られ、動脈壁およびプラークの良好な描出が広範囲にわたって可能であった。信号強度比の比較において従来法とほぼ同等の結果となった。出血を含むプラークにおいては高値を示す傾向であった。また、プラークの性状が違っても信号強度比にオーバーラップがみられた。

病理組織像との比較において得られた病理所見とSPACE法での信号強度の描出はこれまでの報告と同様の結果となった²⁾。

考察

頸動脈狭窄症において様々な治療法の判断は狭窄率のみで行われているのが現状であるが³⁾、不安定プラークの破綻に伴い合併症を起こす危険性があるため、その性状を正確に評価することが重要となってきている。現在、主流の心電図同期を用いた方法では、プラークのコントラストやflow void効果が安定せず画像の信頼性に問題がある。また、プラーク性状および長軸方向への広がり把握するためには数多くの撮像断面や枚数が必要となり検査時間が長時間に及ぶ。今回、これらの欠点を解決するために頸動脈プラークイメージングにおけるSPACE法の有用性について検討を行った。

SPACE法は、RFAの連続的な変化および長いDuration timeにより血流の位相分散が大きくなり血管内の信号が抑制されると考える。この効果により心電図同期を用いることなく簡便に血管内腔の信号を抑制することが可能であるためTRを一定にすることができ、症例ごとの撮像時間の延長および組織コントラストの変化を解消することができる。臨床画像での信号強度比の比較において両法ともほぼ同等の結果となったためSPACE法のプラークイメージングへの応用は可能と考える。しかし、プラークの性状が違っても信号強度比にオーバーラップがみられるため、これらを分離するコントラストを得ることが重要であるが、線維成分主体であっても粥腫内に微細な出血があれば信号強度比は高くなると思われるため注意が必要である。また、従来法は心電図同期を用いているためTRの変化に伴う信号強度比の差が表れると予想されるが今回は同等の値であった。



症例
病理組織像より線維性被膜に覆われた軽度の粥種内出血を認めるfibrous plaqueであった。各撮像法においてほぼ同等の画像所見が得られSPACE法では長軸方向の病変の把握が可能である。

2A 従来法 (ECG併用 脂肪抑制 2DTSE T1W Axial image)

2B 脂肪抑制 pd-var SPACE MPR Axial image

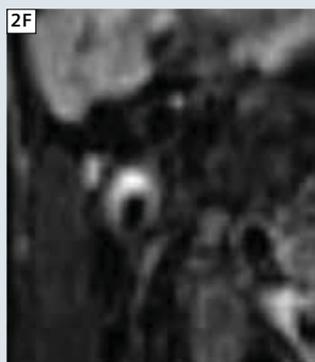
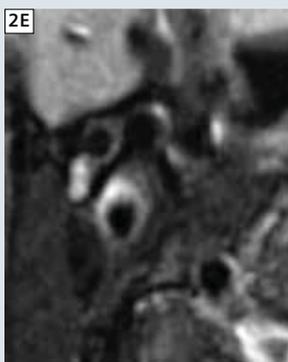
2C 脂肪抑制 pd var SPACE original sagittal image

2D Masson's trichrome stain

2E 従来法 (ECG併用 脂肪抑制 2DTSE T21W Axial image)

2F 脂肪抑制 T2-var SPACE MPR Axial image

2G 脂肪抑制 T2-var SPACE original sagittal image



頸動脈プラークイメージングでのSPACE法の検討において、多彩なプラーク性状の評価および広範囲撮像が可能であると思われるため、頸動脈狭窄症や虚血性脳血管障害の既往者のスクリーニングおよび精密検査を簡便に短時間で行う事が可能であると考えられる。今後の課題として、プラーク性状(線維、脂質、出血成分)を厳密に分離できるコントラストが得られるパラメータ設定および微細な構造を

分離できる空間分解能の向上を含め更に症例数を増やし検討を進める必要がある。

結語

SPACE法を用いた頸動脈プラークイメージングは、従来法で問題であった心電図同期による組織コントラストの変動や撮像時間の延長などの問題点を回避し、頸動脈プラークの性状および範囲を短時間で評価することが

可能であるため、頸動脈プラーク診断において有用な撮像法になりえると考えられる。

References

- 1 Mihai G, Chung YC, Merchant A et al: T1-weighted-SPACE dark blood whole body magnetic resonance angiography (DB-WBMRA): initial experience. J Magn Reson Imaging 31:502-509,2010
- 2 Yuan C, Mitsumori LM, Beach KW et al: Carotid atherosclerotic plaque: noninvasive MR characterization and identification of vulnerable lesions. Radiology 221:285-299,2001
- 3 脳卒中ガイドライン 2009.

4D Flow MR イメージング

Alex Barker; Jelena Bock; Ramona Lorenz; Michael Markl

フライブルク大学病院放射線医学・医学物理学部門 (ドイツ・フライブルク)

はじめに

磁気共鳴イメージング (MRI) は非侵襲的で非常に正確な心血管の解剖学的画像を得ることができる。また、MR固有の動きに対する感度の高さを利用して、位相コントラスト (PC) MR アンギオグラフィや血流の定量化を行うことができる [1-3]。

従来、血流のMRイメージングは各スライスを2次元 (2D) で解析する方法を用いて行われている [4]。一方、3D撮像法では等方的に高い分解能を得ることができ、複雑な血流パターンの経時変化を3Dボリュームで測定・表示することができる。これに関連して、3方向の速度エンコーディングを行うECG同期のflow-sensitive 3D MRI (flow-sensitive 4D MRI、4D Flow MRI、time-resolved 3D velocity mapping、4D PC-MRIとも呼ぶ) を用いると、検査対象の血管領域 (大動脈、脳動脈、頸動脈など) における全体および局所の血流特性を検出・表示することができる [5, 6]。このような特性 (空間3方向、血流速度3方向、時間) を持つデータセットにより、検査対象の血管全体にわたって詳細で定量

的な血流パラメータおよび血管壁パラメータを得るというflow-sensitive 4D MRIの可能性となる。近年、flow-sensitive 4D-MRIを用いて、正常・異常例の複雑な血流パターンの詳細な描出を行っている多くの研究が発表されている [7-12]。

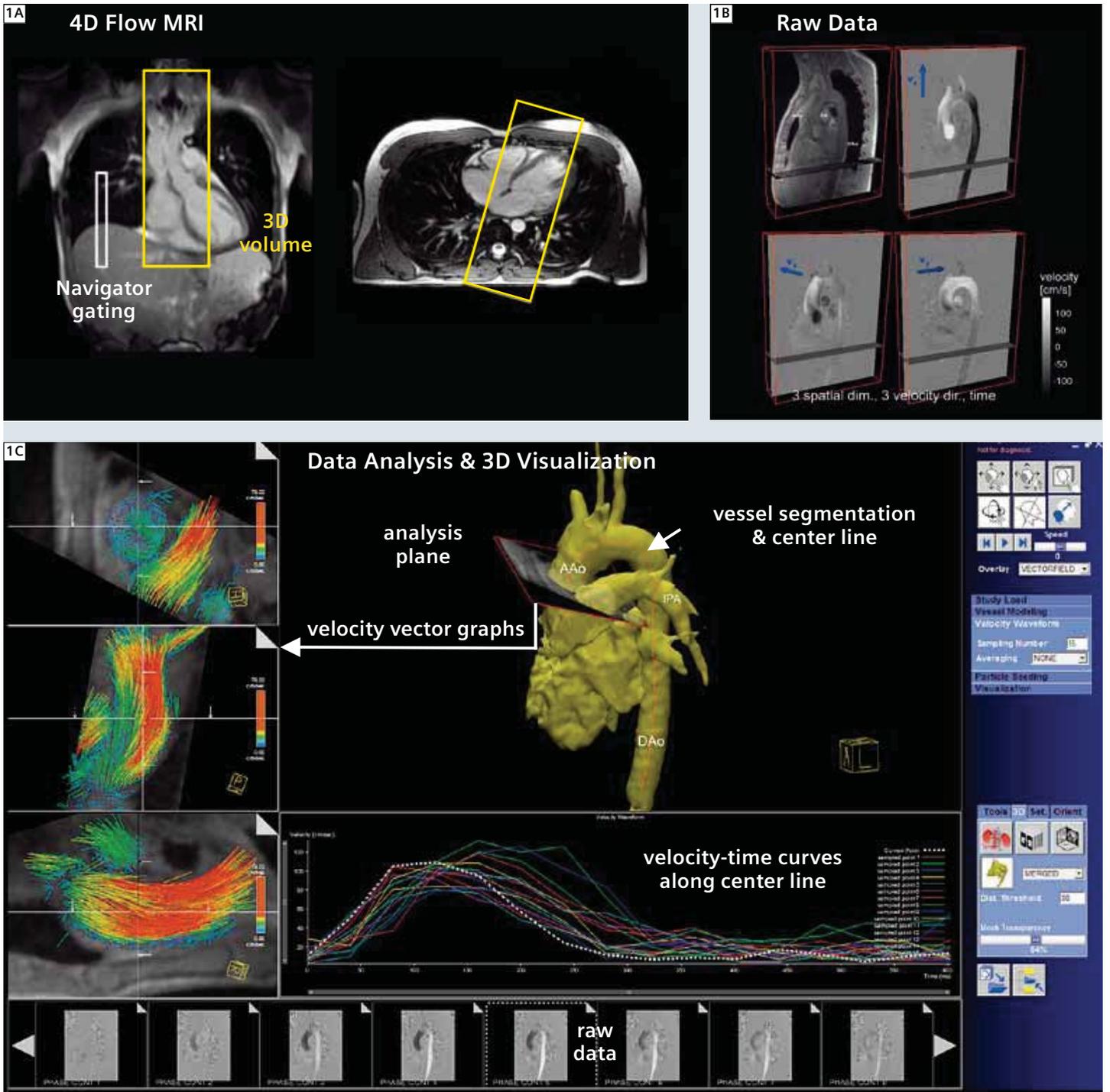
過去数年間で、flow-sensitive 4D MRイメージングはルーチンの臨床MRを用い、無理のないスキャン時間で総合的な血流情報を確実に収集できるレベルまで系統的に改善された。しかし、その後の3Dボリューム内の複雑な3方向の血流解析・表示には依然として時間がかかり、高度なデータ処理ツールや3D表示ツールが必要とされている。

本稿ではドイツ・シーメンス社とフライブルク大学病院医学物理学部門が共同開発したプロトタイプ of 4D Flow データ解析ソフトウェア*の初期経験を報告する。MRイメージングとデータ解析の概要について簡単に述べた後、人体のさまざまな血管領域へのflow-sensitive 4D MRIの応用例を紹介する。

4D Flow MR イメージング

現在の位相コントラストMRイメージングは、3Dの形態学的情報と3方向の血流速度の経時変化データを同時に収集することができる。収集データ量が大きいため、収集タイミングは心臓および呼吸による動きと効率的に同期することが前提となる。したがって、撮像はECG同期の高速グラジエントエコー・シーケンスでTE=2.4 ms、TR=5.7 ms程度の短いエコー時間および繰り返し時間を用いる。胸部および腹部への応用では、呼吸によるアーチファクトを回避するためにナビゲーター・ゲーティングによる呼吸同期法を追加する必要がある。近年、多くの方法論的な改善 (パラレル・イメージング、高効率の適応型呼吸追跡法など) によって、10~20分程度の無理のないスキャン時間でflow-sensitive 4D MRI データを収集できるようになっている。最終的な総スキャン時間は患者の心拍数や呼吸追跡法の効率に左右される。表1に、さまざまな心血管領域に必要とされる空間的・時間的代表的な撮像パラメータを示す。

* 開発中 (Works in Progress) の製品であり、今後の販売は未定。



1 胸部大動脈におけるflow-sensitive 4D MRIのデータ収集および解析の概略図。A: 4D Flow撮像では胸部大動脈全体を覆うようにサジタル・オプリークに撮像領域を設定する。データ収集は心周期同期(ECGゲーティング)、自由呼吸下で肺・肝臓境界面のナビゲーター・ゲーティングによる適応型の呼吸追跡法を用いて行う。B: 4D Flow生データ。再構成直後のマグニチュード画像(左上)と3個の速度エンコード位相差画像(v_x , v_y , v_z)。これらの画像は、収集した3Dボリューム内の、収縮期のある一時点におけるサジタル・オプリーク・スライスを表す。各速度画像は各エンコード方向の定量的な速度成分を表し、グレースケール値は速度および方向を表す。C: 4D Flowデータ解析プロトタイプ。同じ胸部大動脈の3D血流表示を図2に示す。AAo: 上行大動脈、DAo: 下行大動脈、IPA: 左肺動脈。

表1: 各血管領域におけるflow-sensitive 4D MRIの代表的なスキャン・パラメータ。流速感度 (velocity sensitivity) とは、折り返しアーチファクト (velocity aliasing) なしで測定可能な最大血流速度のことをいう。

application	spatial resolution	temporal resolution	navigator gating	velocity sensitivity
aorta & pulmonary artery	2.2 mm ³	40 ms	lung-liver interface	100–150 cm/s
carotid arteries	1.2 mm ³	45–50 ms	–	100 cm/s
intracranial arteries	1 mm ³	45–50 ms	–	80 cm/s
portal venous system	2.1 mm ³	45 ms	spleen-liver interface	50 cm/s
iliac & femoral arteries	2 mm ³	40 ms	–	80–100 cm/s

4D Flow 解析および3D表示

Flow-sensitive 4D MRIでは3Dボリューム内の各ボクセルについて、心周期の各測定時点で解剖学的情報と3方向の速度情報を収集する。4Dというデータ特性から、検査対象の血管系内で検査面を事前に選択しておく必要はなく、データ・ボリューム内の任意の場所で血流を定量化することができる。

この新しい4D Flow解析ソフトウェアは、データ収集の直後に簡単明瞭で時間効率の高い血流特性解析が行うことを目的に開発された、スキャン後に4D Flowデータをソフトウェアに直接読み込むことができ、ソフトウェアは3Dの解剖学的表示および血流表示を行うのに必要となる基本的なツールボックスを備えている。これには、閾値処理とセグメント化の組み合わせによる血管の3Dボリュームレンダリングや、半自動または対話形式で2D解析面を

設定する各種オプション、血管センターラインの自動計算などが含まれる。解析面は手動でサイズや角度を変更することができ、局所的な血流速度をベクトル場として表示したり、センターラインにそった速度-時間曲線を表示したりすることができる。

現在、以下のようなデータ解析機能および3D表示機能が組み込まれている:

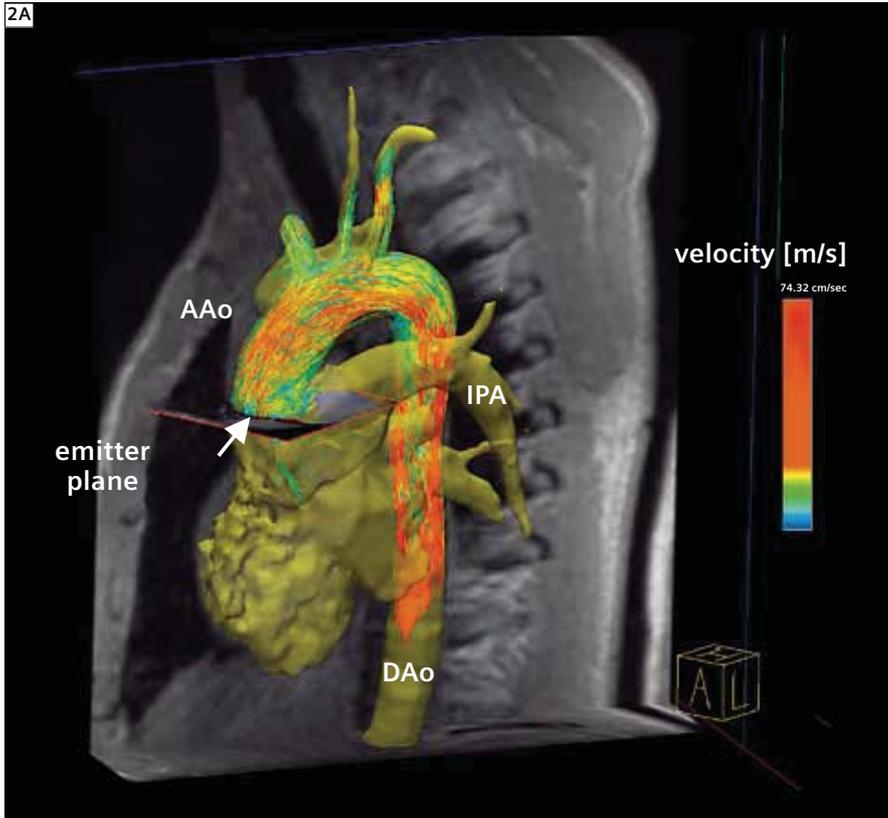
- 4D Flow rawデータの直接読み込みおよびデータベース保存
- 血管内腔の閾値処理とセグメント化の組み合わせによる血管の幾何学・解剖学的特徴の3D表示
- インタラクティブな3Dデータ操作および4D (3D+時間) 表示
- “ワンクリック” のインタラクティブな解析面設定およびセンターライン計算

- 血管センターラインの長手方向にそった解析面における平均速度-時間曲線の計算

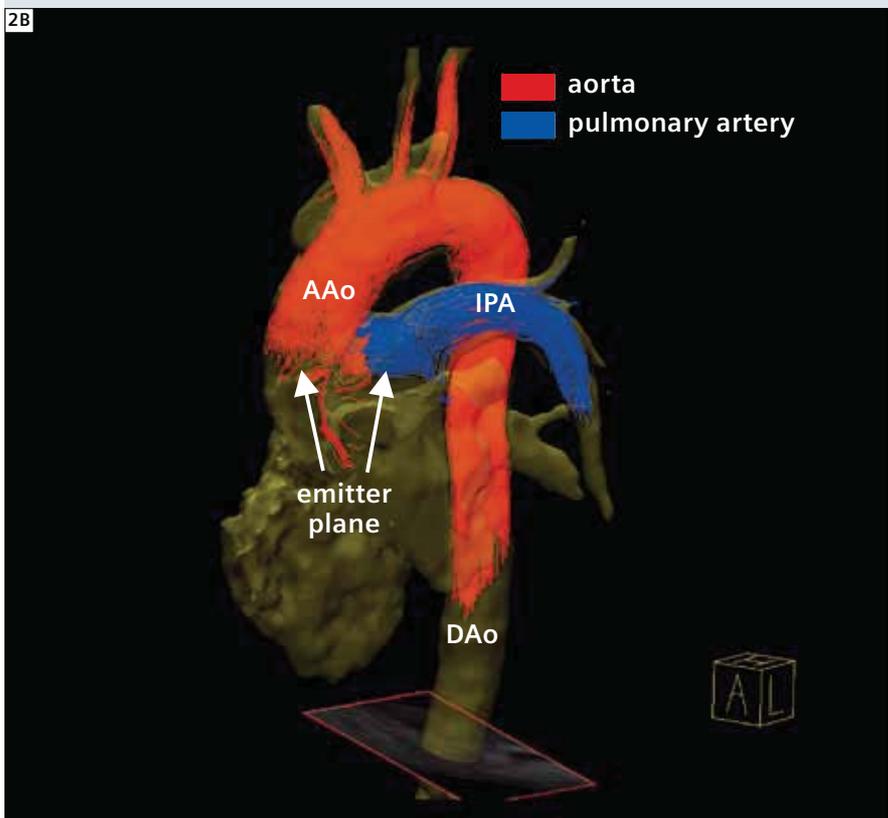
- 自由に選択できる複数のエミッター面 (流点放出面) ・場所を起点とする時間分解3Dパスラインを用いた血流表示 (局所的な絶対血流速度または血管の起点に応じた色分けを含む)

- ベクトル・グラフまたはカラー・オーバーレイによる2次元の血流表示

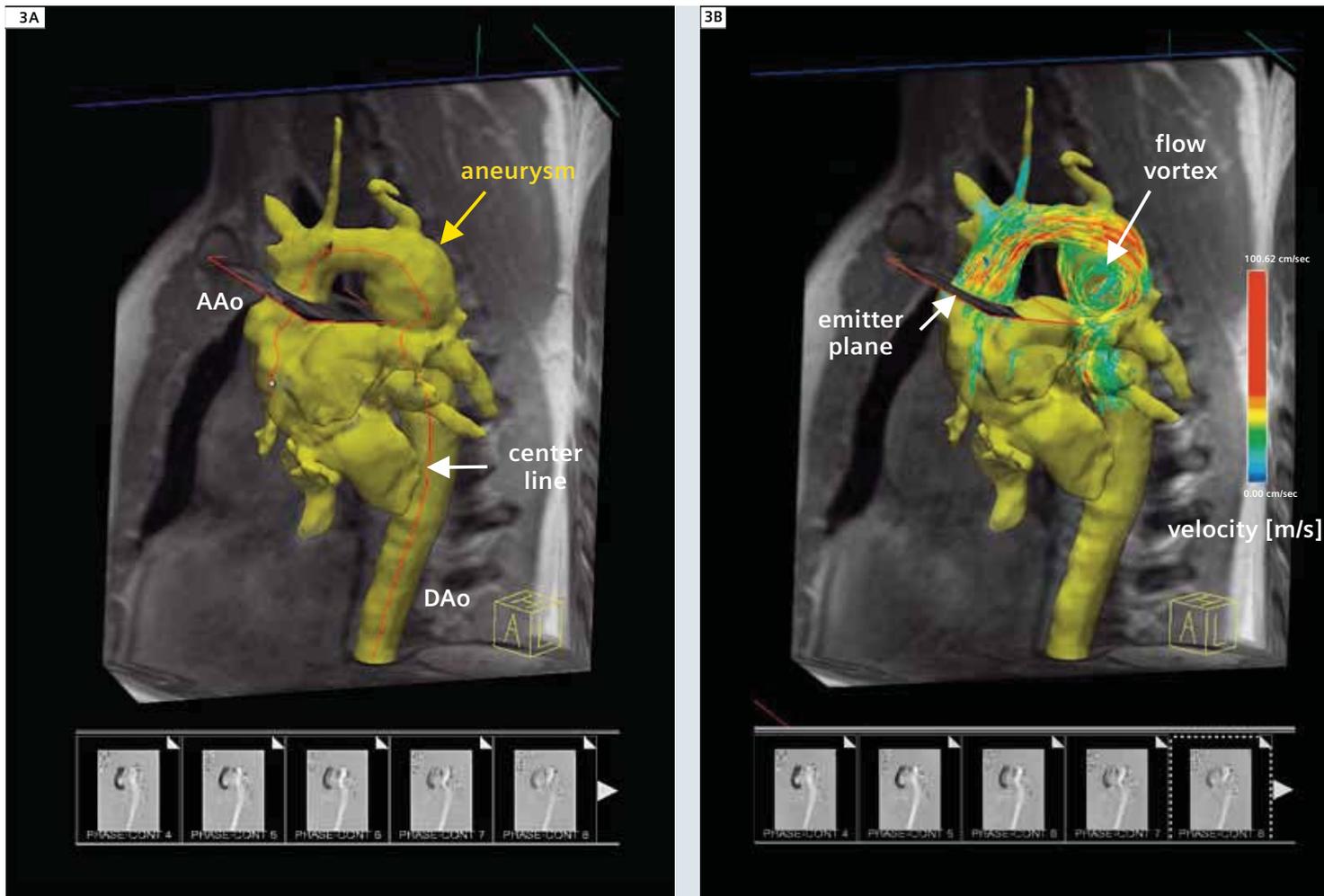
図1に、胸部大動脈の代表的な4D Flowデータ収集・解析の概要を示す。図1Cには、4D Flowプロトタイプとrawデータ、血管の幾何学的特徴、血管センターライン、インタラクティブに配置した解析面、速度-時間曲線を表示・評価するためのさまざまな機能を示す。図2に、時間分解3Dパスラインを用いた3D血流表示結果を示す。



2A 最大収縮期の正常な胸部大動脈の時間分解3Dパスライン。A: すべてのトレースは上行大動脈および近位下行大動脈(図には示されていない)の2個のエミッター面(流点放出面)を起点とする。色分けは局所的な絶対血流速度を反映している。



2B 3Dパスラインによる大動脈・肺動脈系の血流の描出。トレースの起点に応じた色分け(赤色=大動脈、青色=肺動脈)によって大動脈と肺動脈の血流路を明瞭に区別することができ、複雑な血流パターンや起点の異なる血流の混在を把握するのに役立つ。AAo: 上行大動脈、DAo: 下行大動脈、IPA: 左肺動脈。



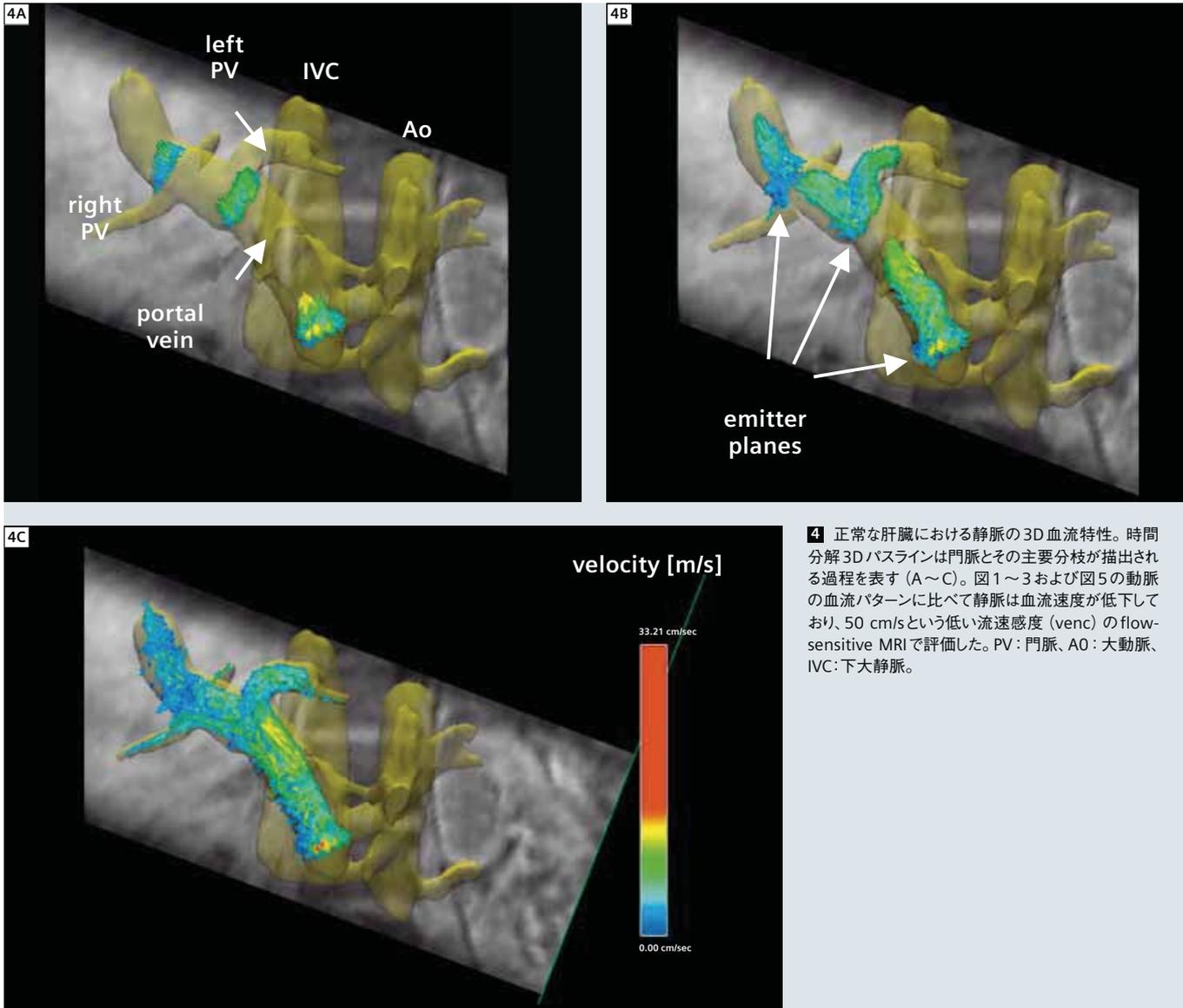
3 大動脈弓部低形成および近位下行大動脈瘤（黄色矢印、直径=4.2 cm）を有する患者の胸部大動脈の3D血流パターン形成。セグメント化された大動脈内腔の3Dパスラインが動脈瘤外壁にそった流速増加と動脈瘤内の顕著な渦流形成を明瞭に表している。渦流のような血流パターンの検出や流速増加域の同定が行えると、血流異常を伴い血管壁に加わる剪断応力が変化している領域を同定するのに役立つ可能性がある。血管壁に好ましくない剪断応力が加わると、血管内皮機能が変化して血管リモデリングのリスクがある領域を形成する可能性があることが発表されている。したがって、このような血流パターンの同定は、以前は評価不可能であった疾患の進行や動脈瘤・解離などの続発症の発症を示すマーカーとして役立つ可能性がある。AAo: 上行大動脈、DAo: 下行大動脈。

応用例

以下にさまざまな血管領域への応用例を紹介し、血流動態の総合的評価におけるプロトタイプの新4D Flow解析ソフトウェアの有用性について説明する。図3に、血管の幾何学的特徴と3D血流パターンの表示を組み合わせた結果を示す。胸部大動脈瘤内の血流パターンの変化と顕著な渦流が明瞭に示されている。図4の正常な肝臓に流入する

門脈血流の動態では、門脈とその分枝が遅れて描出されている。図5に、内頸動脈に中等度狭窄を有する患者の頸動脈分岐部における血流動態の解析環境を示す。留意点として、全例においてflow-sensitive 4D MRIデータは基礎となる真の血流速度ベクトル場の経時変化を反映しており、ゆえに図1および図5の血管センターラインにそった速度-時間

曲線のように血流速度を定量化することができる。図3～5のキャプションで各応用例を詳しく説明している。現在の4D Flowプロトタイプは4D Flowデータを評価するための新しい、時間効率の高いツールであり、さまざまな血管領域における動静脈の血流動態を解析できる可能性があることを実証した。この試作第1号のソフト

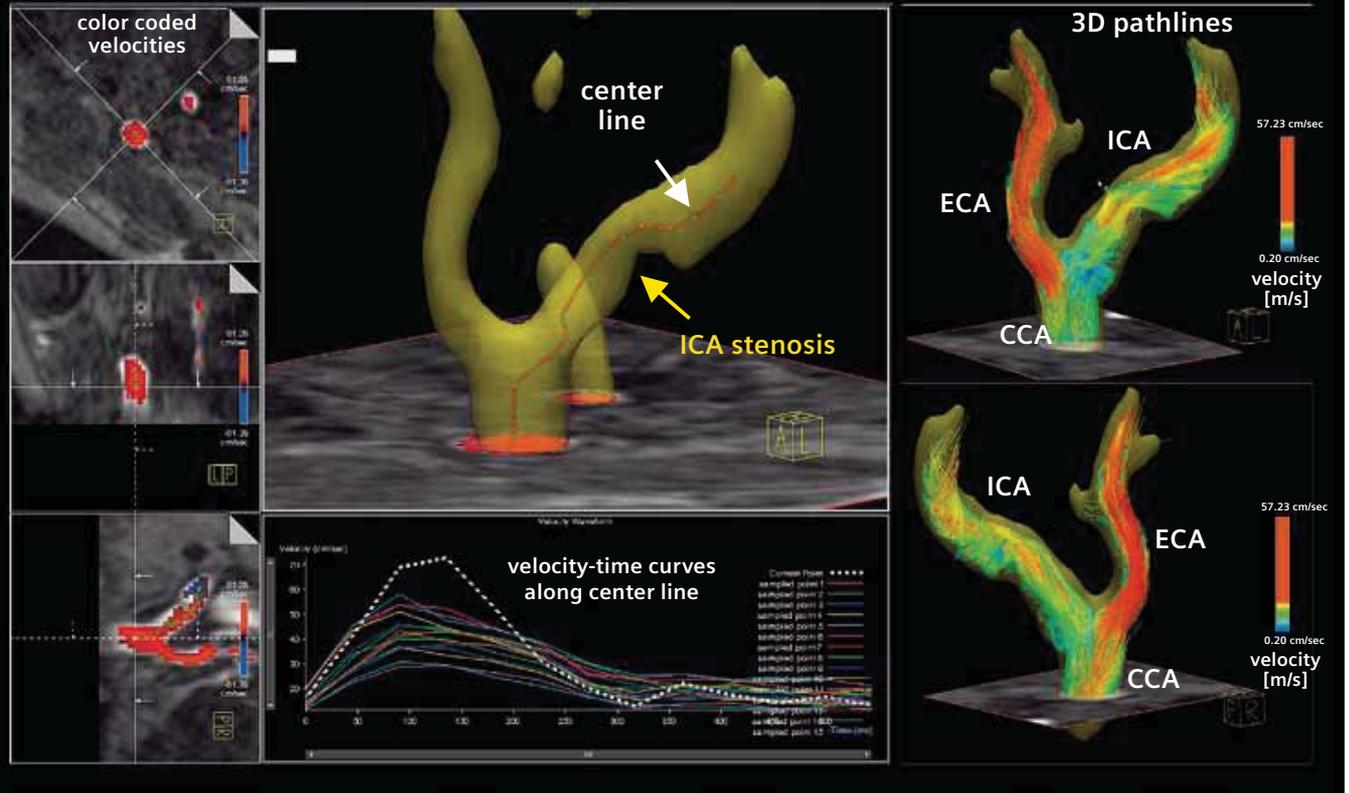


4 正常な肝臓における静脈の3D血流特性。時間分解3Dパスラインは門脈とその主要分枝が描出される過程を表す(A~C)。図1~3および図5の動脈の血流パターンに比べて静脈は血流速度が低下しており、50 cm/sという低い流速感度 (venc) の flow-sensitive MRIで評価した。PV: 門脈、AO: 大動脈、IVC: 下大静脈。

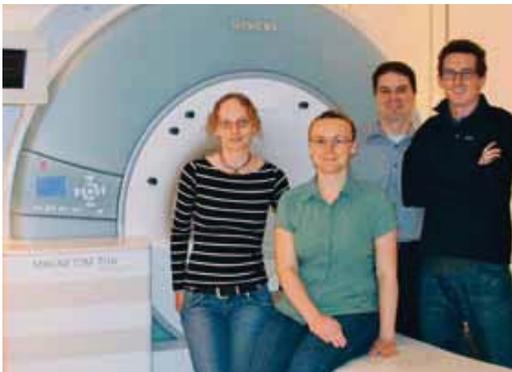
ウェアの今後の改良点としては、渦電流および折り返し (velocity aliasing) の補正アルゴリズムの組み込みや、レポート機能およびプレゼンテーション機能の改善などがある。さらに、血流パラメータ (収縮期最高血流速度、逆流率など) および派生パラメータ (壁面剪断応力、圧力差) のフレキシブルな定量化についても改善を行えば、4D Flow データに含まれる

構造および機能に関する情報を総合的に評価できるようになるであろう。以上をまとめると、この新しいプロトタイプの4D Flow 解析法は血流動態を効率的に評価するための重要な第一歩であり、このテクニックを臨床ワークフローに応用するための基盤を与えるものである。複数の施設でさらなるソフトウェアの追加および試験を行えば、重要な

臨床応用の確認も含めて flow-sensitive 4D MRI が臨床的により広く受け入れられるようになり、今後の開発の効率が上がるチャンスが生まれるであろう。



5 内頸動脈 (ICA) の中等度 (40%) 狭窄を有する患者の頸動脈分岐部の3D血流特性の描出。4D Flow データから得た3D PC-MRAを用いた閾値処理とその後の血管セグメント化によって、頸動脈分岐部の幾何学的特徴を描出されている。総頸動脈 (CCA) から内頸動脈に至るセンターラインを設定し、センターラインにそった平面の流速速度-時間曲線を算出した。時間分解バスラインを用いた3D血流表示によって、狭窄部を通るまっすぐな血流と狭窄後拡張の領域内に強いせん状の血流があることがわかる。ECA=外頸動脈。



左から右へ: Ramona Lorenz, Jelena Bock, Michael Markl, Alex Barker 各氏。

Contact

PD. Dr. Michael Markl
Department of Radiology, Medical Physics
University Hospital Freiburg, Germany
Phone: +49 761 270 3832
Fax: +49 761 270 3831
michael.markl@uniklinik-freiburg.de

References

- 1 Firmin DN, Nayler GL, Kilner PJ, Longmore DB. The application of phase shifts in NMR for flow measurement. *Magn Reson Med* 1990; 14 (2):230-241.
- 2 Dumoulin CL. Phase contrast MR angiography techniques. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1995;3 (3):399-411.
- 3 Bock J, Frydrychowicz A, Stalder AF, Bley TA, Burkhardt H, Hennig J, Markl M. 4D phase contrast MRI at 3 T: effect of standard and blood-pool contrast agents on SNR, PC-MRA, and blood flow visualization. *Magn Reson Med* 2010;63 (2):330-338.
- 4 Pelc NJ, Herfkens RJ, Shimakawa A, Enzmann DR. Phase contrast cine magnetic resonance imaging. *Magn Reson Q* 1991;7 (4):229-254.
- 5 Wigstrom L, Sjoqvist L, Wranné B. Temporally resolved 3D phase-contrast imaging. *Magn Reson Med* 1996;36 (5):800-803.
- 6 Markl M, Harloff A, Bley TA, Zaitsev M, Jung B, Weigang E, Langer M, Hennig J, Frydrychowicz A. Time-resolved 3D MR velocity mapping at 3T: improved navigator-gated assessment of vascular anatomy and blood flow. *J Magn Reson Imaging* 2007;25 (4):824-831.
- 7 Frydrychowicz A, Winterer JT, Zaitsev M, Jung B, Hennig J, Langer M, Markl M. Visualization of iliac and proximal femoral artery hemodynamics using time-resolved 3D phase contrast MRI at 3T. *J Magn Reson Imaging* 2007;25 (5):1085-1092.
- 8 Wetzel S, Meckel S, Frydrychowicz A, Bonati L, Radue EW, Scheffler K, Hennig J, Markl M. In vivo assessment and visualization of intracranial arterial hemodynamics with flow-sensitized 4D MR imaging at 3T. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007;28 (3):433-438.
- 9 Harloff A, Albrecht F, Spreer J, Stalder AF, Bock J, Frydrychowicz A, Schollhorn J, Hetzel A, Schumacher M, Hennig J, Markl M. 3D blood flow characteristics in the carotid artery bifurcation assessed by flow-sensitive 4D MRI at 3T. *Magn Reson Med* 2009;61 (1):65-74.
- 10 Uribe S, Beerbaum P, Sorensen TS, Rasmussen A, Razavi R, Schaeffter T. Four-dimensional (4D) flow of the whole heart and great vessels using real-time respiratory self-gating. *Magn Reson Med* 2009;62 (4):984-992.
- 11 Hope MD, Hope TA, Meadows AK, Ordovas KG, Urbania TH, Alley MT, Higgins CB. Bicuspid aortic valve: four-dimensional MR evaluation of ascending aortic systolic flow patterns. *Radiology* 2010;255 (1):53-61.
- 12 Stankovic Z, Frydrychowicz A, Csatari Z, Panther E, Deibert P, Euringer W, Kreisel W, Russe M, Bauer S, Langer M, Markl M. MR-based visualization and quantification of three-dimensional flow characteristics in the portal venous system. *J Magn Reson Imaging* 2010;32 (2):466-475.

Customer Magazines

弊社では、下記の情報発信誌をご用意しております。ご興味ございましたら、弊社担当営業、もしくは弊社 HPまでお問い合わせください。



MAGNETOM Flash
vol.02 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.03 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.04 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.05 (日本語版)



MAGNETOM Flash
vol.42 (英語版)



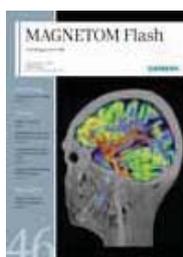
MAGNETOM Flash
vol.43 (英語版)



MAGNETOM Flash
vol.44 (英語版)



MAGNETOM Flash
vol.45 (英語版)



MAGNETOM Flash
vol.46 (英語版)



MAGNETOM Flash
vol.47 (英語版)



MAGNETOM Flash
vol.48 (英語版)



Siemens Future vol.21

シーメンス・ジャパン株式会社

〒141-8644

東京都品川区東五反田3-20-14

高輪パークタワー

本冊子に関するお問い合わせは、
下記電話番号をお願いいたします。
TEL 0120-041-387

仕様は予告なく変更する場合がありますのでご了承願います。
なお、本カタログにはオプションが含まれています。
詳しくは担当営業におたずねください。

K-874 (1203IPA3K)

www.siemens.co.jp/healthcare/