



Title	MRAを用いた顎動脈描出方法の検討
Author(s)	中谷, 温紀
Citation	大阪大学, 2000, 博士論文
Version Type	VoR
URL	https://doi.org/10.11501/3169319
rights	
Note	

The University of Osaka Institutional Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

The University of Osaka

学位論文

MRA を用いた顎動脈描出方法の検討

大阪大学歯学部歯科放射線学

中谷 温紀

緒言

近年、DSA（Digital Subtraction Angiography；デジタル血管造影法）や MRA（Magnetic Resonance Angiography）による血管描出能が急速に向上し、医科領域、特に脳外科領域では、血管の走行の把握、動脈瘤の検知、血管狭窄・血管閉塞症・動静脈奇形など血管性病変のスクリーニングや経過観察など日常臨床の場で適用が増加している^{1~3)}。口腔・顎顔面・頭頸部領域で、血管描出の対象となり得るものの一つとして外頸動脈が挙げられるが、その多くの分枝の中でも特に顎動脈や顔面動脈、舌動脈は、口腔外科・頭頸部外科領域の手術時に重要な血管である。その中でも顎動脈は、解剖学的に破格が少なくなく⁴⁾、その走向や分布を把握することは、頭頸部外科・口腔外科手術時の術前診査において重要である⁵⁾。また、移植後の血管交通状態の確認、上顎洞癌の化学療法時の術前診査、鼻出血再発防止の診断などにおいても、顎動脈の把握が必要となる^{6~9)}。

血管系は 3 次元的な線状構造を有しており、これを描出する方法として、X 線検査に造影剤を併用した造影 X 線撮影法と、MRI（Magnetic Resonance Imaging）を用いて非侵襲的に血管系の形態を画像化する MRA がある¹⁰⁾。造影 X 線検査の中では、DSA が最も一般的に使用され、臨床実績と描出能の高さからその結果は血管診断のゴールドスタンダードともなっており精密検査を目的として用いられている¹¹⁾。しかし、得られる画像は 2 次元で奥行きが無く、撮影時に選択された一方向に限定さ

れ、立体的に観察することは出来ない。さらに、X 線被曝と造影剤注入による侵襲性に関して改善の余地はなく、造影剤禁忌の患者では検査自体が不可能である¹²⁾。

また、DSA は造影剤と周囲組織との X 線吸収の差を対比するため、撮影時に対象となる部位の造影剤が高濃度となるように注入のタイミングを見計る必要があり、場合によってはカテーテルを挿入することもあるため¹³⁾、経験豊かな手技者の協力が不可欠である。以上のような理由から DSA は、スクリーニングを目的とした臨床使用には不適切であると考えられる。

一方の MRA は DSA と比較して臨床実績が少なく、描出能が劣るとの見方もあるが¹⁴⁾、撮像技術と装置の進歩により描出能は日増しに改善されてきた^{15~17)}。この MRA は X 線被曝を伴わず、造影剤不使用での撮像も可能であり、経験に基づく撮影技術や造影剤注入のための特殊な手技を要しないことから、臨床的にスクリーニングに最適であると考えられる。また、MIP 法 (Maximum Intensity Projection 法；最大輝度投影法) を使用すれば撮像後に任意の角度から観察することが可能で、画像診断ワークステーションで処理をすれば 3 次元表示も可能である¹⁸⁾。

MRA の撮像方法には、磁場の影響を受けていないプロトンの流入効果を利用した TOF (Time of Flight；時間飛行) 法と、流血中のプロトンの位相変化を用いる PC (Phase Contrast；位相コントラスト) 法がある¹⁹⁾。TOF 法は比較的短い時間での撮像が可能であるため、画像データが撮像中の体動の影響を受けにくく²⁰⁾、飽和領域を調整す

ることにより、動静脈を選択的に描出することも、同時に描出することも可能である。しかし、血流が遅い場合には撮像時のパルスにより血液が飽和されてしまい、描出ができないという欠点がある。一方、PC 法はコントラストが位相差に由来するため、理論的に流れを全て画像化することが可能であり、遅い流れの描出にも適している。また、TOF 法の MIP 画像では脂肪組織と血流共に高信号であるのために、部位によっては血管の観察が妨げられる場合もあるのに対し、PC 法では脂肪は静止組織であるために位相変化は生ぜず、この問題点を回避できることも特徴である²¹⁾。

しかし原理上、4 つのデータセットを取得した後、サブトラクションを行わなければならないため、撮像時間が通常の撮像の 4 倍必要となる。このため画像データが、長時間の撮像中の体動によって大きく影響されるという欠点がある。

データ収集と画像構成の観点から、MRA は 2D (2Dimensional ; 2 次元) 撮像法と脳底動脈の MRA で最も一般的に利用されている 3D (3Dimensional ; 3 次元) 撮像法に分けられる。2D 法は対象を分割して 2 次元平面での撮像を繰り返す手法であり、3D 法と比較すると空間分解能に劣るが、撮像時間は短いことが利点である²²⁾。一方、3D 法は観察対象を一度に撮像する手法で、対象を分割しないために体動によるアーチファクトが生じにくく、複雑な血管走向の描出が可能で、撮像後に任意の方向からの観察が可能となるが、2D 法と比較して撮像時間が長くなることが欠点である²³⁾。

前述したように、MRA を用いて顎動脈を描出することは、臨床上非常に有用であ

ると考えられるが、顎動脈を含む外顎動脈の描出に関しての論文は皆無であり、いまだ最適撮像シーケンスに関するコンセンサスが得られていないのが現状である。

そこで本研究では、造影剤を用いない MRA を外顎動脈の分枝である顎動脈に適用し、その描出のための最適撮像シーケンスを探索することを研究目的とした。

材料と方法

撮像は 1.5 テスラ超伝導型 MR スキャナ Signa Horizon (GE 社製、Milwaukee) を使用し、送信・受信には頭頸部用 QD (直交型) コイルを用いた。データは画像診断ワークステーションである Advantage Workstation (Ver.3.1、GE 社製、Milwaukee) にオンライン転送して、画像処理を行った。

各シーケンスの信号強度に関係する主なパラメータは、FA (Flip Angle ; フリップ角) と TR (Repetition Time ; 繰り返し時間) の 2 つで、これらを変化させて以下の項目について検討した²⁴⁾。その他の条件として、TE (Echo Time ; エコー時間) を最短の 5 ms とし、FOV (Field of View ; 撮像視野) は 24×18cm に統一した。スライス厚さは、2D 撮像法の場合には 1.5mm でスライス枚数を 60 枚とし、3D 撮像法の場合にはスラブを 90mm として実効スライス厚さを 1.5mm とした。マトリックス数は 256×192 に統一し、ピクセルサイズを 0.94×0.94 mm とした。また、撮像断面を冠状断とした。

画像の評価について

- ・ SN 比 (Signal/Noise ; 信号雑音比) を用いた客観的評価について

原画像で、対象血管のピクセル輝度の平均値をバックグラウンドのピクセル輝度の標準偏差値で除して SN 比を算出し、客観的評価を行った。

- ・ MIP 画像における顎動脈の描出能の主観的評価について

画像診断ワークステーション上で再構築した MIP 画像を任意の視点から観測し、顎動脈の分枝の明瞭度、周囲組織の抑制の程度、顎動脈と外頸動脈の分岐状態によって、よく見える（3 点）、見える（2 点）、見えにくい（1 点）、全く見えない（0 点）、の 4 つに分類した²⁵⁾。なお、周囲組織の抑制の程度の判定では、周囲組織が抑制されていても顎動脈自体が検知できなければ、スコアを 0 点としてカウントした。

1. TOF 法の検討

2D TOF 法では、健常ボランティア 20 名（年齢 19 歳～36 歳、平均年齢 26.2 歳、男女比 1.5 : 1）を対象とした。TR を 17 ms とし、FA を 15° から 90° まで 15° 間隔で変化させて、SN 比、視覚的評価について検討した²⁶⁾。

3D TOF 法では、2D TOF 法における 20 名のうちの 5 名（年齢 24 歳～28 歳、平均年齢 26.7 歳、男女比 1.5 : 1）を対象とした。FA を 20° と固定し、TR を 20 ms から 60 ms まで 10 ms 間隔で変化させて、SN 比、視覚的評価について検討した。

2. PC 法の検討

3D PC 法では VENC（velocity encoding；流速エンコーディング）値の入力が必須

であるため²⁷⁾、あらかじめシネモードの 2D PC 法で対象血管の血流速度変化を経時的に検討した^{28~32)}。

1) 2D PC 法を用いた血流速度の測定について

健常ボランティア 5 名（年齢 19 歳～36 歳、平均年齢 26.2 歳、男女比 1.5 : 1）

を対象とし、外頸動脈の分枝である顎動脈、顔面動脈、舌動脈の血流速度の測定を行った。

まず、2D グラジエントエコー法で、TR と FA を変化させて各血管の断面を撮像し、SN 比を計算した。次に、最も高い SN 比となった TR と FA の組合せを用いて、2D PC 法のシネモードで流速測定を行った。本測定に関しては、被験者の右手第 2 指でパルスメーターを用いて脈を測り、心電同期モードを併用した。

2) 3D PC 法について

健常ボランティア 20 名（年齢 19 歳～36 歳、平均年齢 26.2 歳、男女比 1.5 : 1）

を対象とし、1) で得られたデータから VENC 値を算出し、これを利用した。なお、撮像時間は臨床での使用を考慮して 10 分間を最長限度とし、これを超えないパラメータとするために TR を 30 ms に固定し、FA を 5° から 10° 間隔で変化させて 45° まで検討した。

3. 2D TOF 法、3D TOF 法と 3D PC 法の比較

すべてのスキャンに参加した 5 名のボランティアにおいて、各シーケンスにおける MIP 画像の評価を行った。

結果

1. TOF 法の検討について

2D TOF 法で、FA を 15° から 75° まで変化させた時、顎動脈、顔面動脈、舌動脈ともに、FA の増加に伴い SN 比が増加した。ただし、FA を 90° にすると FA が 60° の時とほぼ同じ SN 比となった。すなわち、顎動脈のみならず顔面動脈・舌動脈でも FA が 75° の時、SN 比は最大となった。また、FA 75° と FA 60° 間および FA 75° と FA 90° 間で有意差 ($p < 0.01$) が認められたが (図 1)、FA 60° と FA 90° 間で有意差は認められなかった。

MIP 画像の視覚的評価の結果を表 1 に、MIP 画像の視覚的評価の 1 例を図 2 に示す。末梢分枝の描出能についても FA が 75° の時、最もスコアが高く、次いで 60° 、 90° の順となり、FA が 15° 、 30° では、末梢の分枝の検知は全く困難であった。周囲組織の抑制により顎動脈概形が明瞭化するが、その程度は、FA の増加に伴いスコアが高くなった。しかし、FA が 90° では顎動脈概形の検知が困難な例があったため、FA が 75° の時にその値は最大となった。顎動脈の基部と外顎動脈の関係については FA が 45° から 90° の間で、ほぼ同程度に確認できたが、FA が 15° 、 30° では確認が困難であった。以上 3 種類の評価の合計では、FA が 75° の時、最も高い値となり、次いで 60° 、 90° 、 45° 、 30° 、 15° の順となった。この撮像時間に関しては、FA の値に関わらず 2 分 34 秒であった。

3D TOF 法では、TR を 20 ms から 60 ms まで変化させ顎動脈の SN 比を算出した。

TR の増加に伴い SN 比は増加し、TR が 60 ms の時、SN 比は最大となった。TR 40 ms、TR 50 ms 間および TR 50 ms、TR 60 ms 間で有意差 ($p < 0.05$) が認められた (図 3)。

MIP 画像の視覚的評価の結果を表 2 に示し、MIP 画像の視覚的評価の 1 例を図 4 に示した。顎動脈の末梢分枝の描出については、TR が 20 ms から 50 ms の間では検知不可であり、TR が 60 ms となって、辛うじて分枝の一つである深側頭動脈の基部が 1 例に確認されるに過ぎなかった。周囲組織の抑制の程度については、TR に関わらず、周囲組織の信号に阻害され、顎動脈の概形が明確に確認されることはなく、顎動脈自体が検知できない場合が大部分を占めた。顎動脈の基部と外顎動脈の関係については TR が 20 ms から 40 ms の間では確認できず、TR が 50 ms、60 ms になって辛うじて確認できる例があった。以上のように、3 種類の評価の合計は、TR が 50 ms、60 ms の場合のみでスコアがついたものの様に極めて低い値となり、SN 比に基づく評価でみられた TR の値による差は生じなかった。撮像時間は、この 3D TOF の場合、TR に比例するため、TR を 20 ms~60 ms とすると、4 分 9 秒~9 分 17 秒となった。

2D TOF 法と 3D TOF 法の最適化した条件下での SN 比の平均値を比較すると、各々 38.2 ± 2.58 と 22.6 ± 3.21 であり、2D TOF 法の SN 比が明らかに高く、有意差 ($p < 0.01$) が認められた。視覚的評価についても、図 5 にて両者の典型的な 1 例で示すように、

末梢分枝の描出能、周囲組織の抑制の程度、顎動脈と外頸脈の分岐状態に関する全ての評価で 3D TOF 法に対する 2D TOF 法の優位性が明らかとなった。撮像時間に関しても、2D TOF 法の 2 分 30 秒に対して、3 TOF 法では 9 分 17 秒を要し、3D TOF 法に対する 2D TOF 法の優位性が示された。

2. PC 法の検討

1) 2D PC 法を用いた血流速度の測定について

図 6 に典型的な 1 例で示すように 1 心拍をほぼ等間隔に 16 分割し、血流速度を経時的に測定した結果、2D PC 法での 5 人の被験者では、顎動脈、顔面動脈、舌動脈の流速はいずれも 20cm/秒未満であった (表 3)。

2) 3D PC 法について

上記の結果より、3D PC 法で、VENC 値を 20cm/秒に設定し FA を 5° から 45° まで変化させた時、FA 5° から FA 15° 間で SN 比は増加し、FA 15° から FA 45° 間で 減少した。すなわち、FA が 15° の時に SN 比は最大となった。FA 5° 、FA 15° 間での有意差 ($p < 0.05$) と、FA 5° 、FA 25° 間および FA 15° 、FA 25° 間での有意差 ($p < 0.01$) が認められた (図 7)。

MIP 画像の視覚的評価の結果を表 4 に示し、MIP 画像の視覚的評価の 1 例を図 8 に示す。3D PC 法による視覚的スコアリングに関しては、FA 5° と FA 15°

の周囲組織の抑制の程度は、ではほぼ同じであった。末梢の描出能と外頸動脈からの分岐状態については、FA15° が勝っており、合計点についても全パラメータ中、最高点であった。これらの合計点は FA 15° から角度の増加に伴って減少した。撮像時間は FA の値に関わらず 9 分 13 秒であった。

3.2D TOF 法、3D TOF 法と PC 法の比較

前述のように 2D TOF 法は、3D TOF 法よりも SN 比を用いた評価、視覚的評価ともに優れていた。2D TOF 法で最適撮像シーケンスである FA を 75° に設定した場合と 3D PC 法で FA を 15° に設定した場合は場合を比較すると、各々の SN 比の平均値は、 38.2 ± 2.58 と 11.7 ± 0.89 となり、2D TOF 法の SN 比が明らかに高く、有意差 ($p < 0.01$) が認められた。MIP 画像の視覚的評価の 1 例を図 9 に示す。MIP 画像上での視覚的評価では、末梢分枝の描出能は 3D PC 法に対して 2D TOF 法が優れており、周囲組織の抑制の程度は 3D PC 法で高いスコアとなった。頸動脈と外頸動脈との分岐状態は両法とも同程度に観察できた。合計点はやや 2D TOF 法で高いスコアとなった。

時間分解能に関して、3D PC 法では 9 分 13 秒を要し、2 分 34 秒を要する 2D TOF 法と較べて、概ね 3.5 倍の撮像時間であった。

考察

本研究では、撮像装置に 1.5 テスラ超伝導型 MR スキャナ Signa Horizon を使用した。撮像時間を短縮するために装置に求められる条件として、高い傾斜磁場を得ることと、その傾斜強度に達するまでの時間を可及的に短くすることが挙げられる。その指標は最大磁場強度を要した時間で除した値で表され、これはスルーレイトと定義されている³³⁾。本装置は、一般に供給されている MR スキャナの中で最大のスルーレイトを有するもので、鋭い磁場強度の変化が可能で高い磁場の均一性を有する。これらにより、短い TR ならびに TE の設定が可能で操作時間の大幅な短縮と良好な T1 強調画像が得られるようになった。また、受信コイルに頭頸部用 QD コイルを使用した、これは後の臨床応用を考え、頭頸部領域で一般的に使用されているもの選択した。

頸部ならびに顔面における MRA 撮像時には、嚥下・呼吸などの運動のためにアーチファクトが生じ画質が低下する^{34~35)}。撮像時間の短縮は、これらの運動による画質の劣化を防ぐために非常に重要であると考えられる。このため、撮像時間を最長でも 10 分とした。

また、躯幹部の血管の走向が体軸方向に沿っているのに対して、顎顔面領域に分布する血管の走向は概ね体軸方向に垂直であるので、可及的に強い信号を得られるよう撮像断面を冠状断に設定した。

今回の研究の結果、顎動脈描出のために主観的にも客観的にも最も優れた撮像シーケンスはパラメータである FA を 75° 、TR を 17 ms (最小値)、TE を 5 ms (最小値) に設定した 2D TOF 法であることが明らかになった。

2D TOF 法で得られた画像の主観的評価に関して、MIP 画像上の評価は FA を 60° 、 75° 、 90° とした場合に、顎動脈の分枝の明瞭度、周囲組織の抑制の程度、顎動脈と外顎動脈の分岐状態に関して良好な成績を収めた。特に、顎動脈の分枝の明瞭度では FA を 75° にした場合に最も高いスコアが得られた。また客観的評価として用いた信号強度の比較でも FA を 75° にした場合に最も高い値が得られた。一般に FA を大きく設定すると、得られる信号は大きくなる反面、血液が急速に飽和するために、対象とする血流の状態に応じて適切な値を設定することが必要となる。今回の結果より、顎動脈の描出のためには 2D TOF 法では FA を 75° に設定することが、最も望ましいとが考えられた。

撮像時間に関しては、頸部ならびに顔面における MRA 撮像時には、嚥下・呼吸などの運動のためアーチファクトが生じ画質が低下する。これらの運動による画質の劣化を防ぐためには撮像時間の短縮が効果的であると考えられている。2D TOF 法の TR は、in-Flow 効果を大きくし静止組織とのコントラストを増強するため最短 (17 ms) とし、TE も、位相分散による信号消失を最小限におさせるために最短 (5 ms) とした。この結果撮像時間は 2 分 34 秒となったが、これは通常の画像診断の撮像時

間と大きな差異はなく、臨床に十分適用可能と考えた。本研究においては、協力性の高いボランティアを対象としたため、体動によると考えられる画質の低下はほとんど問題とならなかった。しかし、実際の臨床使応用を考慮すると、患者の負担軽減の目的のみならず、診断で有効なレベルの画質を確保するためにも、可及的に短い撮像時間は不可欠であり、さらなる短縮が望まれる。

周囲組織の抑制に関しては、3D PC 法では 2 種類のデータを差分して動的状態にある血流のみを画像化するため、周囲組織は完全に抑制される。一方 2D TOF 法では、飽和パルスを用いて飽和させた静止組織中に流入する不飽和血流を画像化するため、完全に飽和されていない静止組織中からの信号もわずかに検出され、血管周囲の解剖学的構造は多少なりとも画像化される³⁶⁾。これは、临床上はむしろ利点と言え、周囲静止組織が多少とも確認できることは、血管との解剖学的位置関係を把握するうえで必要であると考えられる。

PC 法は、移動スピンと静止スピンの位相の差を白黒のコントラストとして得るものである。よって、スピンの速く移動すれば位相の変化も大きくなり、画像上でコントラストが大きくなる。しかし、例えば $+270^{\circ}$ と -90° の位相変化は区別不可能で $\pm 180^{\circ}$ 以下の場合に位相コントラストは最大となり、位相がこれ以上ずれても、かえってコントラストが小さくなる。この移動スピンの速度境界は VENC 値と呼ばれている。PC 法では、撮像対象となる血管の最高流速よりやや大きい VENC 値を設

定するが、この VENC 値をあらかじめ知る必要があり、本研究ではまず 2D PC 法を用いて VENC 値を決定した³⁷⁾。その結果、外頸動脈から分岐直後の顎動脈の血流速度は、本研究では 20cm/秒以下程度であること判明した。顎動脈の流速についての報告はないが、この理由は、分枝の血管径が小さいために測定が困難であるうえ、医科領域での臨床意義が明確でなく、内頸動脈や外頸動脈などの血管における測定にとどまっていたこと、及び MR 装置性能の限界が原因であったことが考えられた。流速情報は PC 法での MRA 撮像時に必須であり、今回は対象血管を顎動脈などに限定し測定した。今後、歯科領域での外頸動脈の分枝の臨床上的重要性を考慮すると、その他の外頸動脈の分枝に関しても可及的に流速情報を明らかにすることが望ましいと考えられた。

3D PC 法では 2D TOF 法で得られたものと同程度の画質にするにはほぼ 3.5 倍の 9 分 13 秒の撮像時間を要するため、現時点では臨床応用レベルに達していないと考えられた。今後さらなるスルーレイトの向上により、TR が短縮できれば 3D PC 法の使用を考慮すべきとも思われた。また、バックグラウンドとなる周囲の静止組織は完全に抑制され無信号となり、良好なコントラストの血管像が得られるが、診断の際の便宜性を考慮するとむしろ上述の理由で必ずしも周囲組織の完全抑制は望ましいものではないと考えられた。

3D TOF 法では、直方体の撮像領域全体に磁場をかけるために、撮像領域外から流

入したプロトンは高い信号強度を呈したが、撮像領域の深部に進むに従って、信号強度は減少していた。すなわち、撮像領域を直方体とすると、直方体の表面に近い部位では血管が描出されていたが、中央では無信号となっていた。3D TOF 法は、対象が限定され小さい場合には適切とも考えられるが、顎動脈の末梢までを描出することにおいては不適切と考えられた³⁸⁾。撮像時間は TR によって変化し、4 分 9 秒から 9 分 17 秒となった。

さらに、血管の描出能に関して、装置の性能限界が描出限界に反映されており³⁹⁾ 今後の課題と考えられる。当施設の装置では、理論上は 2D TOF 法では 1.5mm 以上、3D PC 法では 0.7mm 以上の血管を検知することが出来る。顎動脈の分枝描出で最末端部分まで描出されなかった理由として、これら分枝の血管径が 0.7mm 以下であったためと考えられた⁴⁰⁾。

最近になって、造影 MRA と呼ばれる造影剤を使用した MRA の使用の報告がある^{41~44)}。MRI の造影剤として広く用いられているガドリニウムは⁴⁵⁾、位相に影響を与えないので 3D PC 法と組み合わせると良好な画像が得られるとの報告もある。しかし、本研究では侵襲のない撮像方法における最適撮像シーケンスの探求を目的としたので、造影剤の注入による検討を行わなかった。今後、他領域での有用性が確立されれば、造影 MRA の顎動脈への応用も試みたい。

結語

以上の結果より、非侵襲的な方法としての MRA を用いた顎動脈の描出において、FA を 75° とした 2D TOF 法を臨床使用の標準撮影法とするのが適切と考えられた。以後本法を口腔外科手術の術前診断に応用し、臨床的評価を得たいと考える。

文献

- 1) 中田 力, 青樹 毅, 宝金清博, 隅田昌之, 糸川房夫, 魚住 徹, 飛騨一利, 松沢 等 (1997) : 脳脊髄 MRA 基礎と臨床-流れの画像化. (中田 力, 宝金清博 訳) : .1 版, 中外医学社, 東京, 平成 9.
- 2) 三木 均, 濱本 研 (1993) : MR Angiography. 日独医報, 37, 589-599, 平成 5.
- 3) Jacobs, A., Lanfermann, H., Neveling, M., Szelies, B., Schroder, R. and Heiss, W.D. (1997) : MRI- and MRA-guided therapy of carotid and vertebral artery dissections. J Neurol Sci, 147, 27-34.
- 4) 上条雍彦 (1999) : 口腔解剖学第3巻 脈管学. 1 版, アナトーム社, 東京, 485-510, 昭和 58.
- 5) Van Hoe, L., De Jaegere, T., Bosmans, H., Stockx, L., Vanbeckevoort, D., Oyen, R., Fagard, R. and Marchal, G. (2000) : Breath-hold contrast-enhanced three-dimensional MR angiography of the abdomen: time-resolved imaging versus single-phase imaging. Radiology, 214, 149-156.
- 6) Lee, Y.Y., Dimery, I.W., Van Tassel, P., De Pena, C., Blacklock, J.B. and Goepfert, H. (1989) : Superselective intra-arterial chemotherapy of advanced paranasal sinus tumors. Arch Otolaryngol Head Neck Surg, 115, 503-511.
- 7) McDonald, T.J. (1987) : Nosebleed in children. Background and techniques to stop the

- flow. *Postgrad Med*, **81**, 217-224.
- 8) Platzbecker, H. and Kohler, K. (1991) : Embolization in the head and neck region. *Acta Radiol Suppl*, **377**, 25-26.
- 9) Pritikin, J.B., Caldarelli, D.D. and Panje, W.R. (1998) : Endoscopic ligation of the internal maxillary artery for treatment of intractable posterior epistaxis. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, **107**, 85-91.
- 10) Knopp, M.V., Floemer, F., Schoenberg, S.O., von Tengg-Kobligk, H., Bock, M. and van Kaick, G. (1999) : Non-invasive assessment of renal artery stenosis: current concepts and future directions in magnetic resonance angiography. *J Comput Assist Tomogr*, **23**, 111-117.
- 11) Laub, G.A. and Kaiser, W.A. (1988) : MR angiography with gradient motion refocusing. *J Comput Assist Tomogr*, **12**, 377-382.
- 12) Handelsman, H. (1994) : Magnetic resonance angiography: vascular and flow imaging. *Health Technol Assess (Rockv)*, **3**, 1-20.
- 13) Greval, R.S., Goyal, S.C. and Sofat, J.R. (1993) : Intra-arterial chemotherapy in the management of advanced maxillary sinus cancer. *Indian J Med Sci*, **47**, 173-176.
- 14) Scarabino, T., Carriero, A., Giannatempo, G.M., Marano, R., De Matthaeis, P., Bonomo, L. and Salvolini, U. (1999) : Contrast-enhanced MR angiography (CE MRA) in the study of

- the carotid stenosis: comparison with digital subtraction angiography (DSA). J Neuroradiol, 26, 87-91.
- 15) Okumura, A., Watanabe, Y., Dohke, M., Ishimori, T., Amoh, Y., Oda, K. and Dodo, Y. (1999) : Contrast-enhanced three-dimensional MR portography. Radiographics, 19, 973-987.
- 16) 町田好男 (1997) : 血管イメージング技術の進歩－MRI－.日独医報, 731-737, 平成 9.
- 17) Dumoulin, C.L. and Hart, H.R., Jr. (1986) : Magnetic resonance angiography in the head and neck. Acta Radiol Suppl, 369, 17-20.
- 18) 村上裕二, 佐藤昇樹, 滝沢貴昭, 宮本 勉, 真子浩明, 妹尾忠久 (1991) : わかりやすい MR アンギオグラフィ 基礎から臨床まで. (太田浩右訳). 1 版, 日本アクセルシュプリンガー出版株式会社, 東京, 39-41, 平成 3.
- 19) 生嶋一朗, 興梠征典, 高橋睦正 (1997) : MR アンジオグラフィーによる頭頸部の低侵襲的血管イメージング.41, 758-773, 平成 9.
- 20) Graves, M.J. (1997) : Magnetic resonance angiography. Br J Radiol, 70, 6-28.
- 21) 荒木 力 (1999) : MRI「再」入門 臨床からみた基本原理. 1 版, 南江堂, 東京, 251-256, 平成 11.

- 22) D.Elster, A. (1996) : 血流現象と MRA ; MRI「超」講義. (荒木 力訳). 1 版, 医学書院 MYW, 東京, 146-169, 平成 8.
- 23) NessAiver, M. (1998) : 画質 ; 原理からわかる MRI. (押尾晃一, 百島祐貴訳). 1 版, 医学書院, 東京, 平成 10.
- 24) Rubin, Gd, Herfkens, Rj, Pelc, Nj, Foo, Tk, Napel, Shimakawa, Steiner, Rm, Bergin and Cj (1994) : Single breath-hold pulmonary magnetic resonance angiography. Optimization and comparison of three imaging strategies. Invest Radiol, **29**, 766-792.
- 25) De, Cobelli, Vanzulli, Sironi, Mellone, Angeli, Venturini, Garancini, Mp, Quartagno, Bianchi, Del and Maschio (1997) : Renal artery stenosis: evaluation with breath-hold, three-dimensional, dynamic, gadolinium-enhanced versus three-dimensional, phase-contrast MR angiography. Radiology, **205**, 689-695.
- 26) Keller, P.J., Drayer, B.P., Fram, E.K., Williams, K.D., Dumoulin, C.L. and Souza, S.P. (1989) : MR angiography with two-dimensional acquisition and three-dimensional display. Work in progress. Radiology, **173**, 527-532.
- 27) 池田 憲, 畑中延行, 木下真男, 桑島 章 (1998) : 脳静脈性血管腫の検索に slow velocity-encoding phase contrast MRA が有用であった 1 例-velocity encode 設定の重要性-脳神経, **58**, 549-462, 平成 10.
- 28) Marks, M.P., Pelc, N.J., Ross, M.R. and Enzmann, D.R. (1992) : Determination of

- cerebral blood flow with a phase-contrast cine MR imaging technique: evaluation of normal subjects and patients with arteriovenous malformations. *Radiology*, **182**, 467-476.
- 29) 中野覚, 加藤勤, 脇丸孝二, 森泰胤, 影山純一, 日野一郎, 佐藤功, 大川元臣
(1998) : MRI Phase-Contrast 法による門脈血流測定. *NIPPON ACTA RADIOLOGICA*,
58, 489-496, 平成 10.
- 30) Debatin, J.F., Ting, R.H., Wegmuller, H., Sommer, F.G., Fredrickson, J.O., Brosnan, T.J.,
Bowman, B.S., Myers, B.D., Herfkens, R.J. and Pelc, N.J. (1994) : Renal artery blood flow:
quantitation with phase-contrast MR imaging with and without breath holding. *Radiology*,
190, 371-378,
- 31) Enzmann, D.R., Marks, M.P. and Pelc, N.J. (1993) : Comparison of cerebral artery blood
flow measurements with gated cine and ungated phase-contrast techniques. *J Magn Reson
Imaging*, **3**, 705-712.
- 32) Lee, Vs, Rofsky, Nm, Ton, At, Johnson, Krinsky, Ga, Weinreb and Jc (1999) :
Angiotensin-converting enzyme inhibitor-enhanced phase-contrast MR imaging to measure
renal artery velocity waveforms in patients with suspected renovascular hypertension. *AJR
Am J Roentgenol*, **174**, 499-508.
- 33) Hashemi, R.h., William G.bradley, J. (1998) : MRI の基本 パワーテキスト. (荒
木力訳). 1 版, 医学書院 MYW, 東京, 111-125, 平成 10.

- 34) Gierada, D.S., Curtin, J.J., Erickson, S.J., Prost, R.W., Strandt, J.A. and Goodman, L.R. (1997) : Fast gradient echo magnetic resonance imaging of the normal diaphragm. *J Thorac Imaging*, **12**, 70-74.
- 35) Jordan, J.E., Pelc, N.J. and Enzmann, D.R. (1994) : Velocity and flow quantitation in the superior sagittal sinus with ungated and cine (gated) phase-contrast MR imaging. *J Magn Reson Imaging*, **4**, 25-28.
- 36) Jeffrey, S.R. (1994) : MAGNETEC RESONANCE ANGIOGRAPHY OF THE HEAD AND NECK. (Jeffrey, S.R., editor) ed.2, Mosby Year Book Inc., St. Louis, 13-40.
- 37) Huston, J.d. and Ehman, R.L. (1993) : Comparison of time-of-flight and phase-contrast MR neuroangiographic techniques. *Radiographics*, **13**, 5-19.
- 38) Levy, R.A. and Prince, M.R. (1996) : Arterial-phase three-dimensional contrast-enhanced MR angiography of the carotid arteries. *AJR Am J Roentgenol*, **167**, 211-215.
- 39) Cloft, H.J., Murphy, K.J., Prince, M.R. and Brunberg, J.A. (1996) : 3D gadolinium-enhanced MR angiography of the carotid arteries. *Magn Reson Imaging*, **14**, 593-600.
- 40) Debatin, Jf, Hany and Tf (1998) : MR-based assessment of vascular morphology and function. *Eur Radiol*, **8**, 528-539.
- 41) Fain, Sb, Riederer, Sj, Bernstein, Ma, Huston and rd (1999) : Theoretical limits of spatial resolution in elliptical-centric contrast-enhanced 3D-MRA. *Magn Reson Med*, **42**, 1106-

1116.

- 42) 高原太郎, 大淵真男, 黒木一典, 栗原泰之, 高橋光幸, 徳田政道, 中島泰雄, 石川徹 (1998): ここまで来た躯幹部 MRI-3 次元造影 MR angiography-.画像診断, **18**, 59-74, 平成 10.
- 43) Alley, M.T., Shifrin, R.Y., Pelc, N.J. and Herfkens, R.J. (1998) : Ultrafast contrast-enhanced three-dimensional MR angiography: Radiographics, **18**, 273-285.
- 44) Sadni, M., Collignon, J., Dondelinger, R.F. and De Greef, D. (1997) : Safety and efficacy of contrast-enhanced MRI in the brain, head and neck: gadodiamide injection versus gadopentate dimeglumine. J Belge Radiol, **80**, 225-228.
- 45) Obuchi, M., Takahara, T., Takahashi, M., Kurihara, Y., Mori, T., Wakana, M., Denbou, M., Honda, M., Takizawa, K., Matsuoka, S., Hayashi, T. and Kuniyasu, Y. (1999) : Time-resolved three-dimensional contrast-enhanced MR angiography of the carotid artery. Nippon Igaku Hoshasen Gakkai Zasshi, **59**, 200-202.

謝辞

稿を終えるにあたり、本研究の機会を与えて頂き、御指導と御校閲を賜りました大阪大学歯学部歯科放射線学講座、古川惣平教授ならびに淵端 孟名誉教授に心から謝意を表します。また、貴重な御助言と御指導を頂いた明治鍼灸大学 MR センター（主任：田中忠蔵教授）の皆様に深謝いたします。さらに、本研究課題を進めるにあたり、終始御懇切なる御指導と御教示を頂いた大阪大学歯学部歯科放射線学講座、村上秀明助教授に深く感謝いたします。

最後に本研究を進めるにあたり、特別の御配慮を頂いた大阪大学歯学部歯科放射線学講座教室員各位ならびに被験者諸氏に深く御礼申し上げます。

図の説明

図 1 2D TOF 法での FA と信号雑音比の関係 (n=20)

冠状断の原画像にて得られた信号強度より算出した顔面動脈、顎動脈、舌動脈での各信号雑音比の平均値。縦軸に各信号雑音比、横軸に FA を示す。バーは標準偏差を示す。いずれの動脈においても、FA の増加に伴い、信号雑音比は漸次増加して 75° で最大となり、90° で若干の減少となった。

図 2 2D TOF 法での FA による MIP 画像の変化の一例

視覚的評価に用いた MIP 画像左側面観の一例。FA 75° の画像に白の矢頭にて顎動脈を示す。この例でのスコアリングは、顎動脈の分枝の明瞭度に関して 3 点、周囲組織は十分抑制されているので 3 点、顎動脈と外顎動脈の分岐状態はやや不明瞭であり 2 点とした。

図 3 3D TOF 法での TR と信号雑音比の関係 (n=5)

冠状断の原画像にて得られた信号強度より算出した顎動脈での信号雑音比の平均値。縦軸に各信号雑音比、横軸に TR を示し、バーは標準偏差を示す。TR 20 ms、TR 40 ms の間ではほとんど変化がなく、TR が 40 ms、60 ms 間で増加した。すなわち TR が 60 ms の時最大値となった。

図 4 3D TOF 法での TR による MIP 画像の変化の一例

視覚的評価に用いた、MIP 画像左側面観の一例。この例でのスコアリングは、

顎動脈の分枝の明瞭度に関しては部分的にも検知できないため 0 点、周囲組織の抑制が不十分で顎動脈が検知できないため 0 点、顎動脈と外顎動脈の分岐状態は辛うじて確認できる程度であり 1 点とした。

図 5 2D TOF 法と 3D TOF 法での MIP 画像による比較の一例

FA を 75° に設定した 2D TOF 法の画像に白の矢頭にて顎動脈を示す。3D TOF 法でも TR を 60 ms に設定し、最適化を図ったが、顎動脈の分枝の明瞭度、周囲組織の抑制、顎動脈と外顎動脈の分岐状態全てにおいて 2D TOF 法が優れている。

図 6 顎動脈、顔面動脈、舌動脈での血流速度の一例

シネモード 2D PC 法にて 1 心拍間に等間隔で 16 回流速を測定し得られた 5 例中、典型的な一例の顎動脈、顔面動脈、舌動脈の各流速。縦軸に血流速度 (cm/s) を示し、横軸に経過時間を示す。この例では、1 心拍に要した時間が 556 ms であったため、測定間隔は概ね 37 ms となっている。5 人の被験者全てにおいて、顎動脈および顔面動脈、舌動脈の各流速の最大値は 20 cm/s 未満であった。

図 7 3D PC 法での FA と信号雑音比の関係 (n=20)

冠状断の原画像にて得られた信号強度より算出した顎動脈での信号雑音比の平均値。縦軸に各信号雑音比、横軸に FA を示し、バーは標準偏差を示す。FA 5° 、FA 15° 間でわずかに増加し、FA 15° 、FA 45° 間では減少した。

図 8 3D PC 法での FA による MIP 画像の変化の一例

FA が 5° から 15° の時に視覚的評価が高く、その中でも FA が 15° の時がもっともスコアリングの値が高かった。

図 9 2D TOF 法と 3D PC 法での MIP 画像による比較の一例

最適条件として、TR を最短の 17 ms、FA を 75° に設定した 2D TOF 法の MIP 画像と TR を 30 ms、FA を 15° に設定した 3D PC の MIP 画像の典型的な一例。

表の説明

表 1 2D TOF による MIP 画像の視覚的評価のスコアリング (n=20)

2D TOF 法での 20 人の被験者の各評価基準のスコアリングおよび、その合計点。

FA が 75° の時に最も高い値となった。

表 2 3D TOF 法による MIP 画像の視覚的評価のスコアリング (n=5)

3D TOF 法での 5 人の被験者の各評価基準のスコアリングおよび、その合計点。

TR が 50 ms と 60 ms でのみ、極めて低い値がついた。

表 3 2D PC 法による流速の最大値 (n=5)

2D PC 法での 5 人の被験者の顔面動脈、顎動脈、舌動脈の流速を測定し得られ

た、最大値。いずれの動脈の流速も、20 cm/s 未満であった。

表 4 3D PC 法による MIP 画像の視覚的評価のスコアリング (n=20)

3D PC 法での 20 人の被験者の各評価基準のスコアリングおよび、その合計点。

FA が 15° の時に最も高い値となった。

信号雑音比

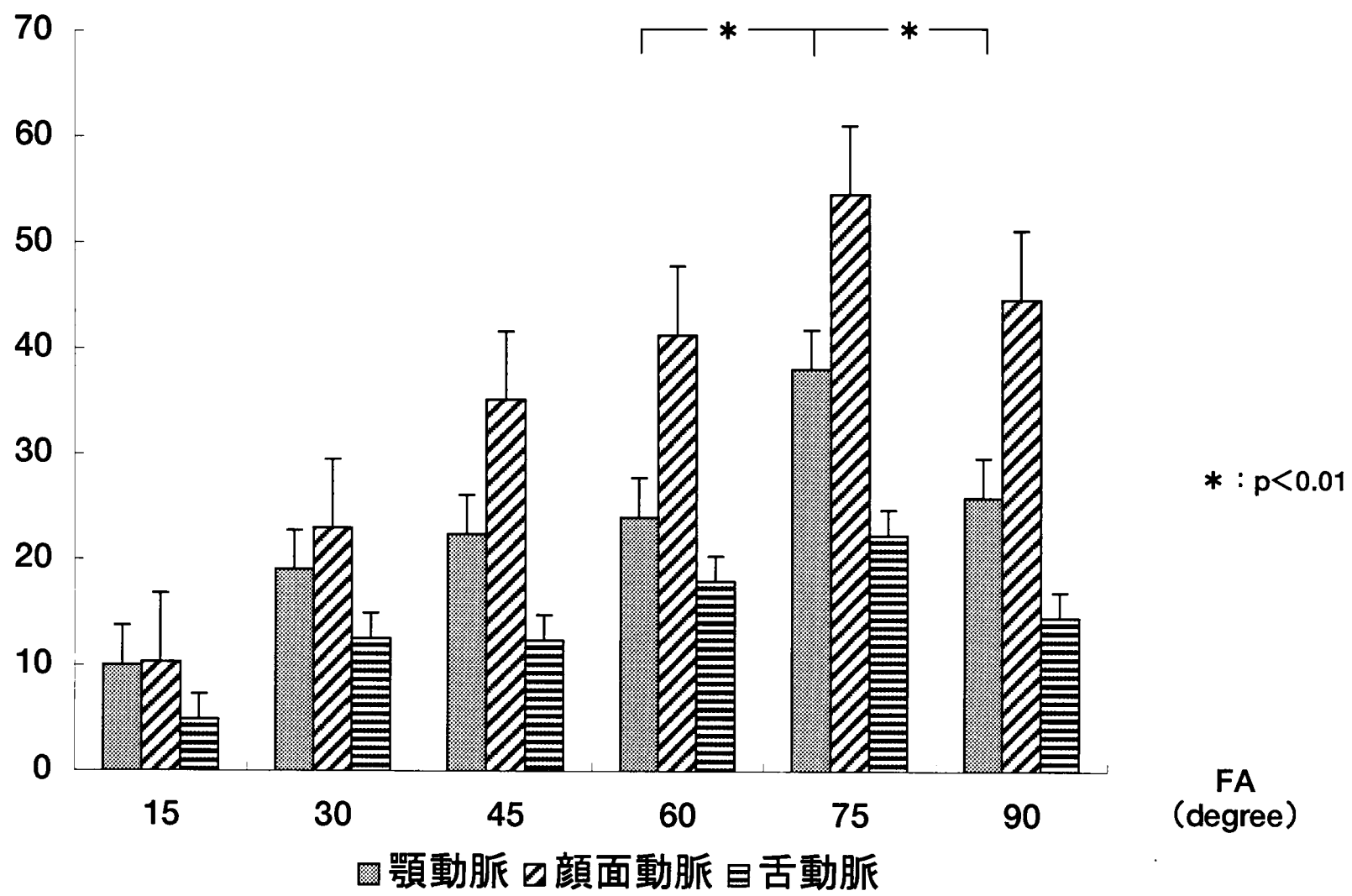


図1 2D TOF法でのFAと信号雑音比の関係 (n=20)

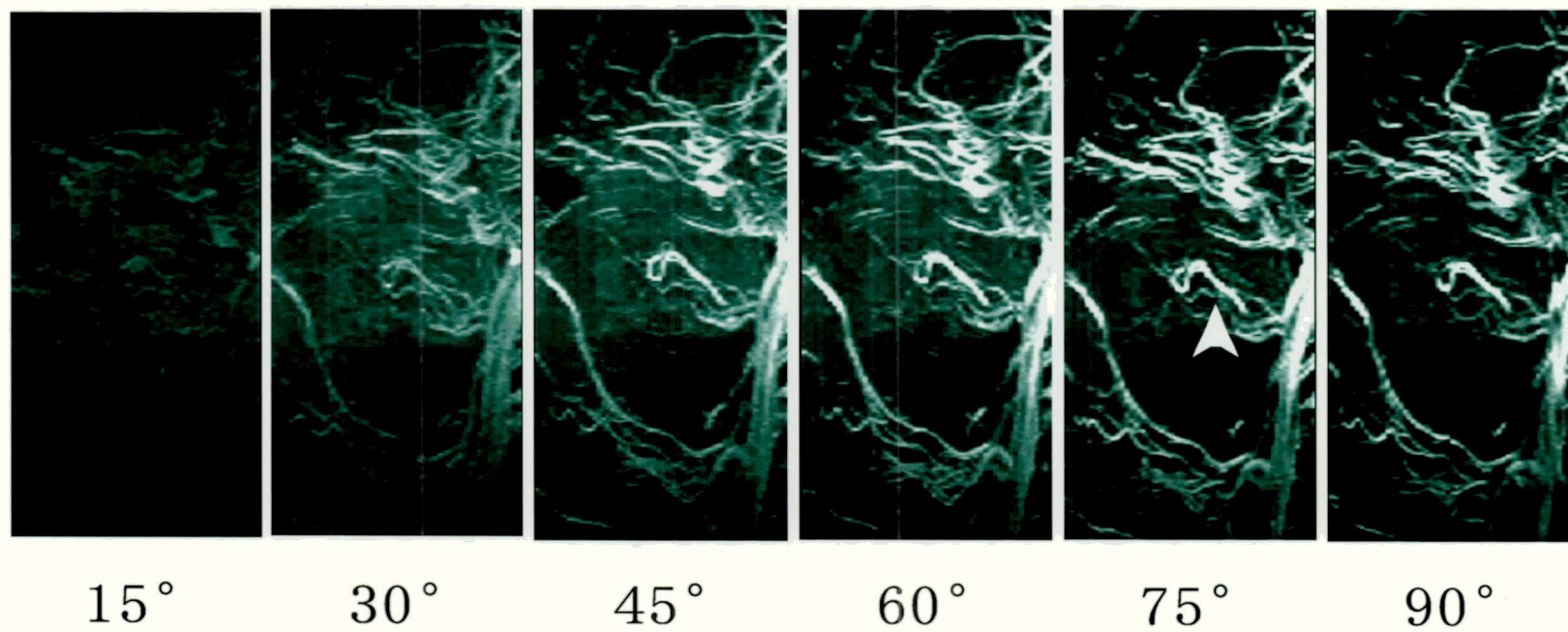


図2 2D TOF法でのFAによるMIP画像の変化の一例

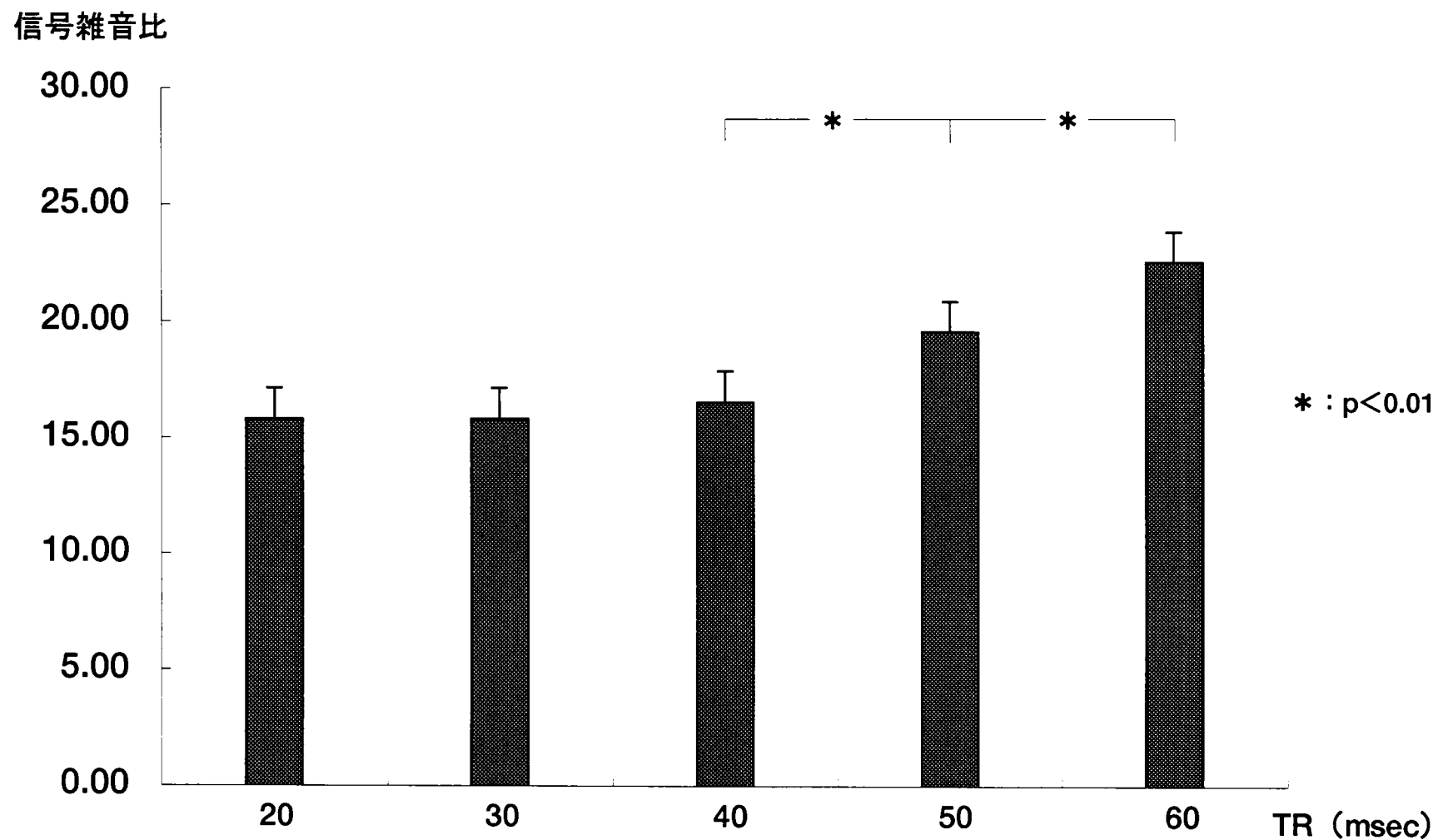


図3 3D TOF法でのTRと信号雑音比の関係 (n=5)

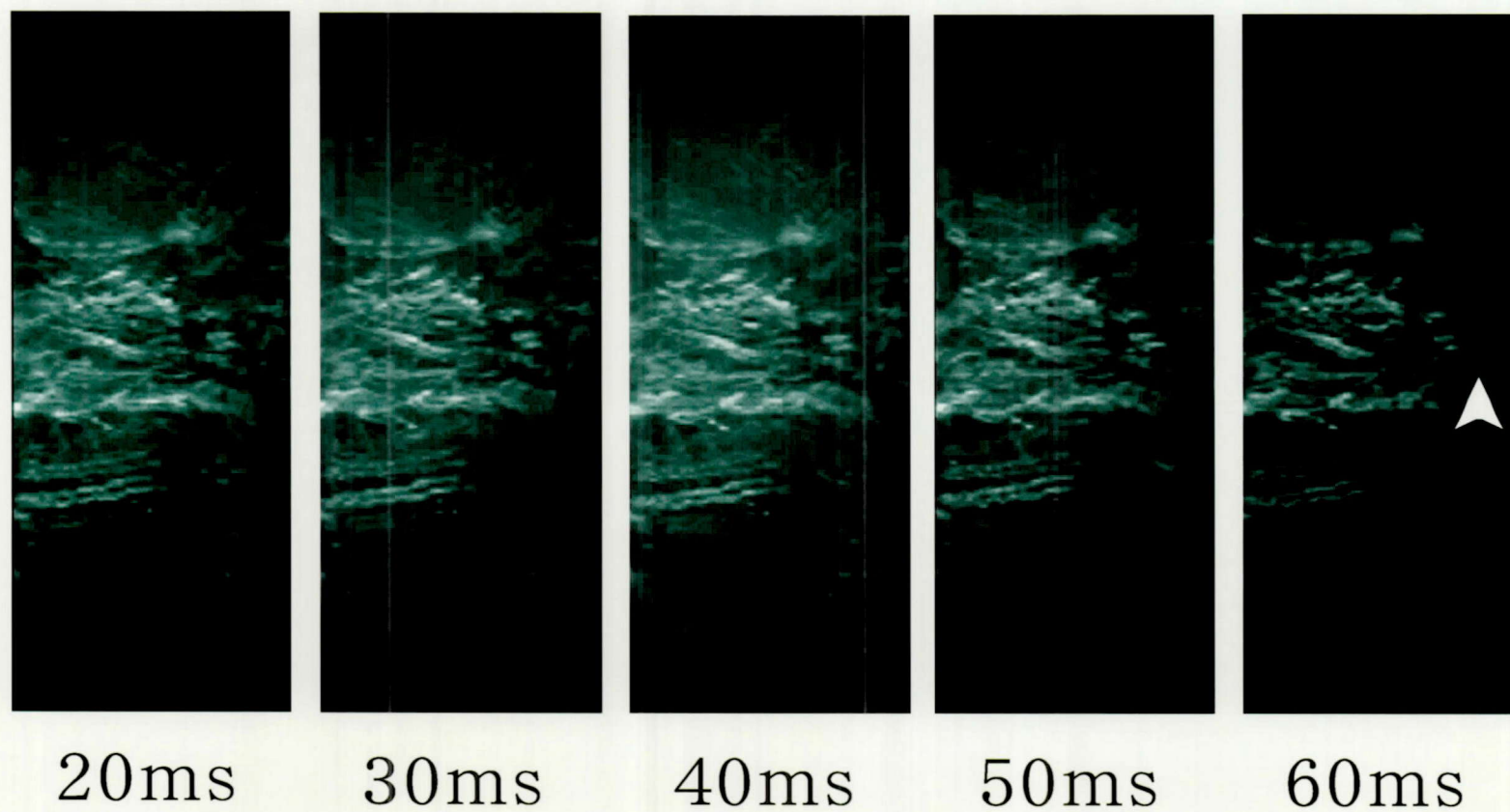
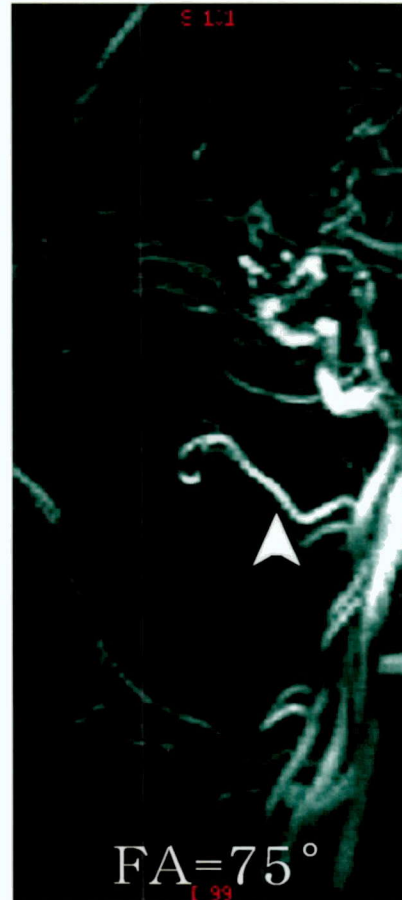


図4 3D TOF法でのTRによるMIP画像の変化の一例

2D TOF法



3D TOF法



図5 2D TOF法と3D TOF法でのMIP画像による比較の一例

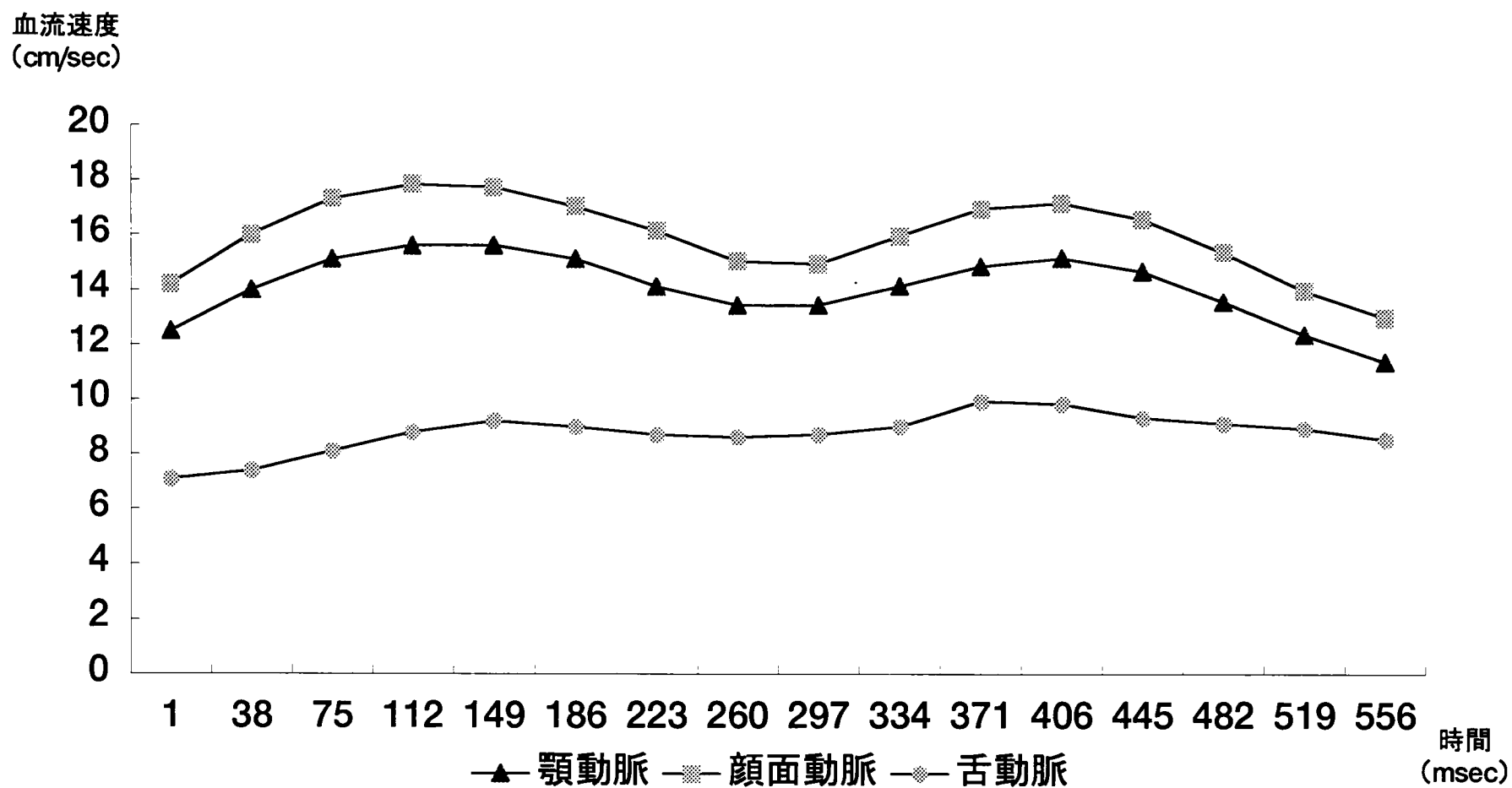


図6 顎動脈、顔面動脈、舌動脈での血流速度の1例

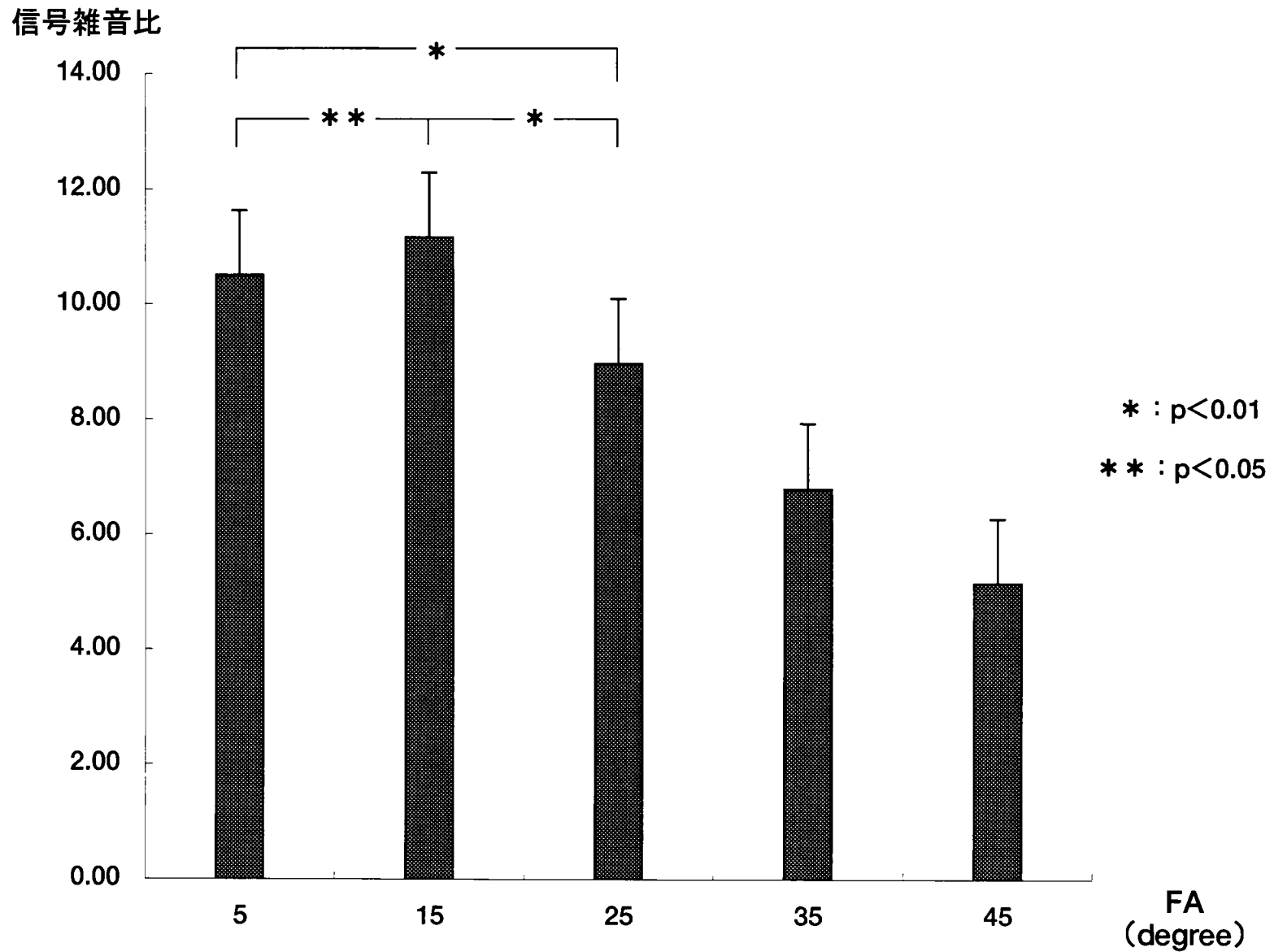


図7 3D PC法でのFAと信号雑音比の関係 (n=20)

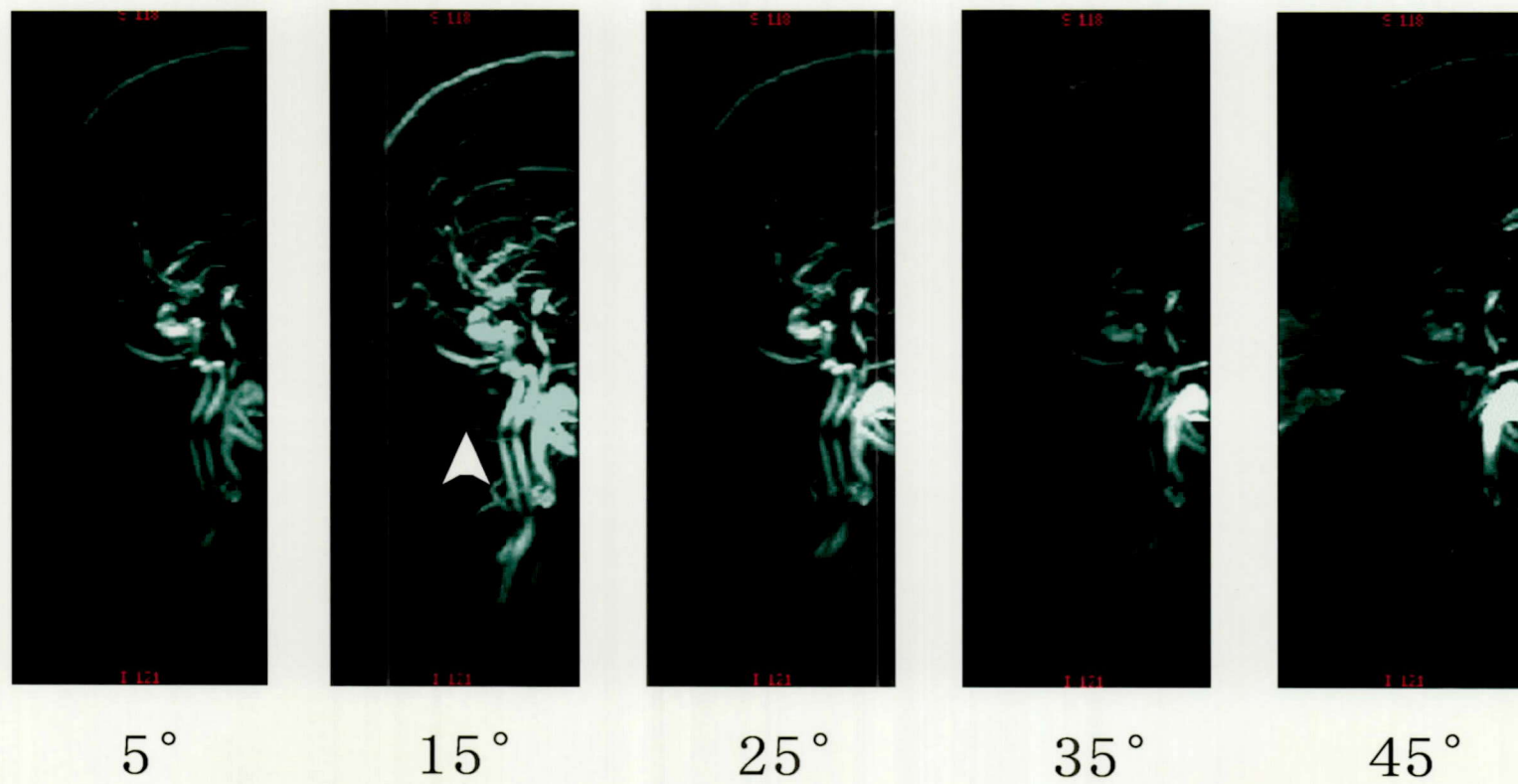
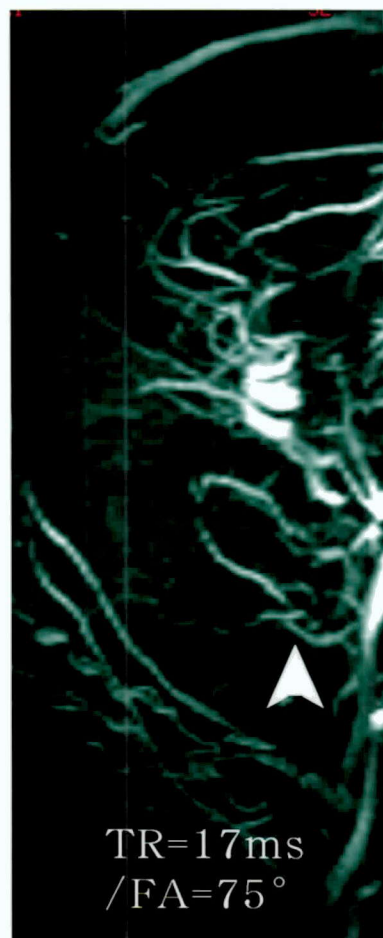


図8 3D PC法でのFAによるMIP画像の変化の一例

2D TOF法



3D PC法

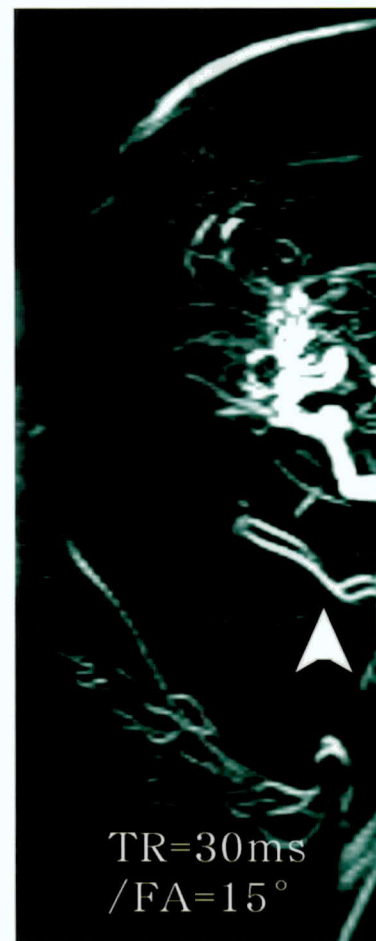


図9 2D TOF法と3D PC法でのMIP画像による比較の一例

パラメータ	末梢の分枝の 描出能	周囲組織の 抑制の程度	顎動脈と外顎動脈の 分岐状態	合計点
2D TOF法				
FA=15°	0.8	0.6	0.9	2.3
30°	1.6	1.4	1.8	4.7
45°	2.0	1.9	2.3	6.1
60°	2.5	2.1	2.3	6.9
75°	2.8	2.5	2.4	7.6
90°	2.4	2.3	2.2	6.8

表1 2D TOF法による MIP画像の視覚的評価のスコアリング (n=20)

パラメータ	末梢の分枝の 描出能	周囲組織の 抑制の程度	顎動脈と外頸動脈の 分岐状態	合計点
3D TOF法				
TR=20 msec	0.0	0.0	0.0	0.0
30 msec	0.0	0.0	0.0	0.0
40 msec	0.0	0.0	0.0	0.0
50 msec	0.0	0.0	0.2	0.2
60 msec	0.2	0.0	0.2	0.4

表2 3D TOF法によるMIP画像の視覚的評価のスコアリング (n=5)

被験者番号	顎動脈 (cm/sec)	顔面動脈 (cm/sec)	舌動脈 (cm/sec)
2D PC法			
1	13.7	18.2	8.9
2	14.2	18.1	9.2
3	11.1	16.9	7.0
4	10.1	16.2	7.2
5	9.8	15.8	4.1
平均値±標準偏差	11.78±2.05	17.04±1.09	7.28±2.03

表3 2D PC法による流速の最大値 (n=5)

パラメータ	末梢の分枝の 描出能	周囲組織の 抑制の程度	顎動脈と外顎動脈の 分岐状態	合計点
3D PC法				
FA=5°	1.4	3.0	2.1	6.4
15°	1.6	3.0	2.4	7.0
25°	1.3	2.7	1.8	5.8
35°	0.1	0.3	0.3	0.7
45°	0.0	0.2	0.1	0.3

表4 3D PC法による MIP画像の視覚的評価のスコアリング (n=20)