

Title	MR Angiographyによる下歯槽動静脈の描出：顎顔面領域専用表面コイルを用いた基礎的研究
Author(s)	岡本，聡太
Journal	，（）：-
URL	<a href="http://hdl.handle.net/10130/1423">http://hdl.handle.net/10130/1423</a>
Right	

# MR Angiographyによる下歯槽動静脈の描出 - 顎顔面領域専用表面コイルを用いた基礎的研究 -

第6学年 学籍番号27 岡本聡太

## 緒 言

下歯槽動脈は顎動脈から分岐し、下顎孔より下顎骨に入り、オトガイ孔より下顎骨外に出る内径0.5～1.5mm程の動脈で、下顎骨、下顎歯、およびその周囲組織の栄養血管である<sup>1,2)</sup>。また、下歯槽静脈は下歯槽動脈に沿って走行する静脈である。下歯槽動静脈は、第五脳神経第三枝の分枝である下歯槽神経とともに下顎管内を走行する。このため、歯科臨床において下顎管の走行を把握することは、下顎智歯の抜歯術、下顎大臼歯および小臼歯相当部へのインプラントの埋入術に際して、下顎管の損傷による下歯槽動脈からの出血や下歯槽神経支配領域の知覚麻痺を回避するために必須といえる。また、下顎骨内に生じた腫瘍性病変や悪性腫瘍の診断の際にも下顎管との関係の評価することは重要である。下顎管の走行は画像検査で把握することができ、パノラマX線検査およびCTが活用されている。しかし、パノラマX線検査では下顎管の頬舌的位置を評価することはできない。症例によっては、下顎管の一部が描出されないこともある。また、CTにおいても、下顎管の一部が描出困難となる症例は少なく

ない<sup>3,4)</sup>。

磁気共鳴画像検査法(Magnetic Resonance Imaging、以下MRI)は顎関節の評価をはじめとして顎口腔領域への応用が多数報告され、CT同様、大きな役割を担っている。MRIはCTと比較して硬組織の描出に不向きとされているが、顎骨内病変に対するMRIの有用性について、いくつかの報告がある<sup>5,6,7)</sup>。MR angiography(以下MRA)は血管描出を目的としたMR撮像法で、頭蓋内血管や頸動脈の評価によく用いられている<sup>8,9)</sup>。しかし、MRAを下顎骨内の血管に応用した報告は、われわれの渉猟した範囲では見られなかった。そこで本研究は、模擬血液循環ユニットを用いてMRAによる描出可能な最小血管径および最小流速を検討し、下顎骨内の血管の描出を試みる際に必要となる基礎的データを得ることを目的とした。

## 方 法

MRAにはPhase Contrast(以下PC)法とTime of Flight(以下TOF)法の2法がある。TOF法は流速の速い血流の描出に優れ、広い範囲での撮像が可能であるが、流速の

遅い血流や撮像面に対して平行な血流に対して感度が低い。一方、PC法には特定の流速を強調できる、流速と方向を定量化できる、撮像面に平行な血流に対しても感度が高いという利点があるが、撮像時間が長い、磁場の不均一性に弱いという欠点もある。MR撮像の基本となる軸位断像を得る際には、下顎骨内の血管は撮像面とほぼ平行になることから、本研究ではPC法を使用した。PC法には2次元撮像法の2D-PC法と3次元撮像法の3D-PC法があるが、今回は2D-PC法を使用した。

#### 模擬血流ファントム

ポンプユニット(Master flex L/S Pump Drives、Cole-Parmer Instrument社、U.S.A)とシリコンチューブ(Master flex、Precision Pump Tubing、Cole-Parmer Instrument社、U.S.A)からなる模擬血液循環



Figure 1. 模擬血液循環ユニット

ユニット (Figure.1)、そしてそのシリコンチューブを2本の25mlシリンジの間に通した血流ファントムを作製した(Figure.2)。2本の25mlシリンジおよびシリコンチューブは濃度6molのCuSO<sub>4</sub>で満たした。模擬血管であるシリコンチューブには内径 4、2、1mmのものを用い、流速は10、8、6、4、2、1cm/sに設定した。

#### MRI装置および撮像方法

撮像には1.5T-MR装置(Magnetom Symphony Maestro Class、Siemens社、Erlangen、Germany)および東京歯科大学歯科放射線学講座で開発された顎顔面領域専

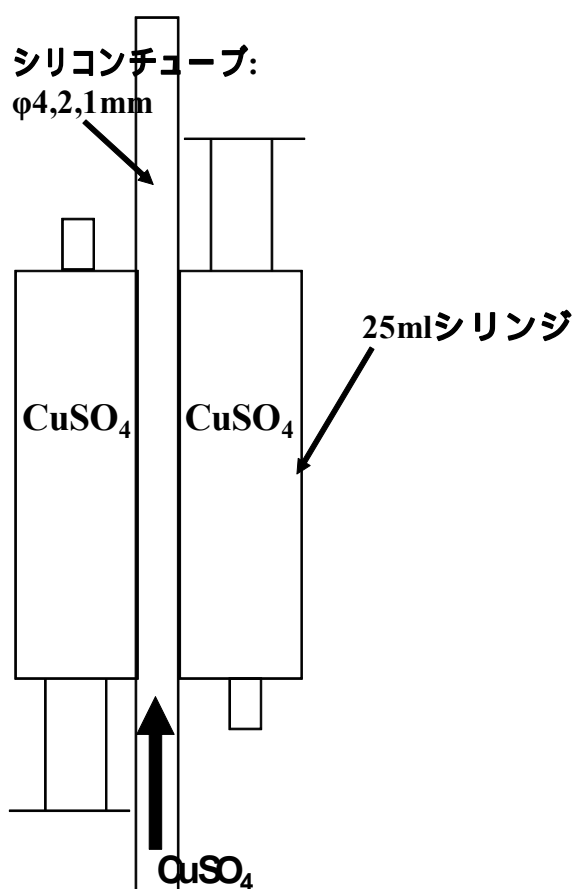


Figure 2. 模擬血流ファントム



**Figure 3.** 顎顔面領域専用4チャンネル表面コイル

用4チャンネル表面コイル(Figure 3.)を用いた。撮像条件はRepetition time/Echo time: 74-140msec/12-29msec、Flip Angle: 15°、FOV:150mm、Matrix:256 × 172、Slice thickness:3mm、3 acquisitionsとし、1撮像面のみを撮像した。PC法では撮像時に描出したい流速をVelocity encoding number (以下VENC)<sup>8,10,11,12)</sup>と呼ばれるパラメータで設定する。本研究では3軸方向(x、y、およびz方向)にVENCを設定し、その値は12、10、8、6、4、2、1 cm/sとした。チューブ内径および流速ごとにこれらのVENCで2D-PC法によるMRA撮像を3回ずつ行った。また、MRAの撮像に先立ち、通常のT2強調画像(Repetition time/Echo time:3400msec/100msec、Flip Angle:180°、FOV:150mm、Matrix:256 × 172、Slice thickness:3mm、1 acquisition)を撮像し、位置決め画像として使用した。

## MRA 画像解析方法

通常、PC法では血流の方向とその流速を反映した位相画像(Phase image)と流速の大きさのみを反映した強度画像(Magnitude image)が得られるが<sup>8,10,11,12)</sup>、本研究では強度画像を画像解析に用いた。得られた強度画像からC/N (Contrast / Noise) 比を算出した。C/N比は以下の等式より求めた<sup>13,14)</sup>。

$$C/N \text{ 比} = \frac{(SI \text{ vessel} - SI \text{ background})}{SD \text{ background}}$$

SI vesselは模擬血管上にチューブ内径×10mm(幅×長さ)の矩形関心領域(region of interest, 以下ROI)を設定して計測した信号強度、SI backgroundは模擬血管に隣接した領域に同サイズの矩形ROIを設定して計測した信号強度、SD backgroundは血流ファントム周囲の無信号領域に同サイズの矩形ROIを設定して計測した信号強度の標準偏差(Standard deviation)である。ROIは位置決め画像としたT2強調画像を参考にしてMR装置のコンソール上で設定した。同一チューブの内径、流速、VENCで得られた3つの画像それぞれについてC/N比を算出し、それらの平均値をその条件でのC/N比とした。また、強度画像をMR装置のコンソール上で観察し、模擬血管を各画像上で同定できるかを評価した。観察者2

人が2段階(同定可能、同定不能)で評価した。評価が異なる場合には相談の上、合意をもって評価結果とした。

## 結 果

すべての模擬血管の強度画像をFigure.4a-cに示す。各VENCにおける流速とC/N比の関係についてFigure.5に示す。チューブ内径 4mm においてC/N比は1.4~40.3、 2mm においては0.7 ~ 9.6、 1mm においては0.6 ~ 2.2であり、チューブ

内径の減少に伴って、C/N比が減少していく傾向が認められた。 4mmではVENCと流速が一致する場合、C/N比が最大値を示す傾向が認められたが、 2、1mmにおいてはそのような傾向は認められなかった。MRコンソール上での観察者による評価では、全てのチューブ内径においてVENCが減少するに伴い、backgroundから得られる信号強度が上昇する傾向が認められた。 4mmおよび 2mmの画像では全ての流速において模擬血管の同定が可能であったが、VENCが高

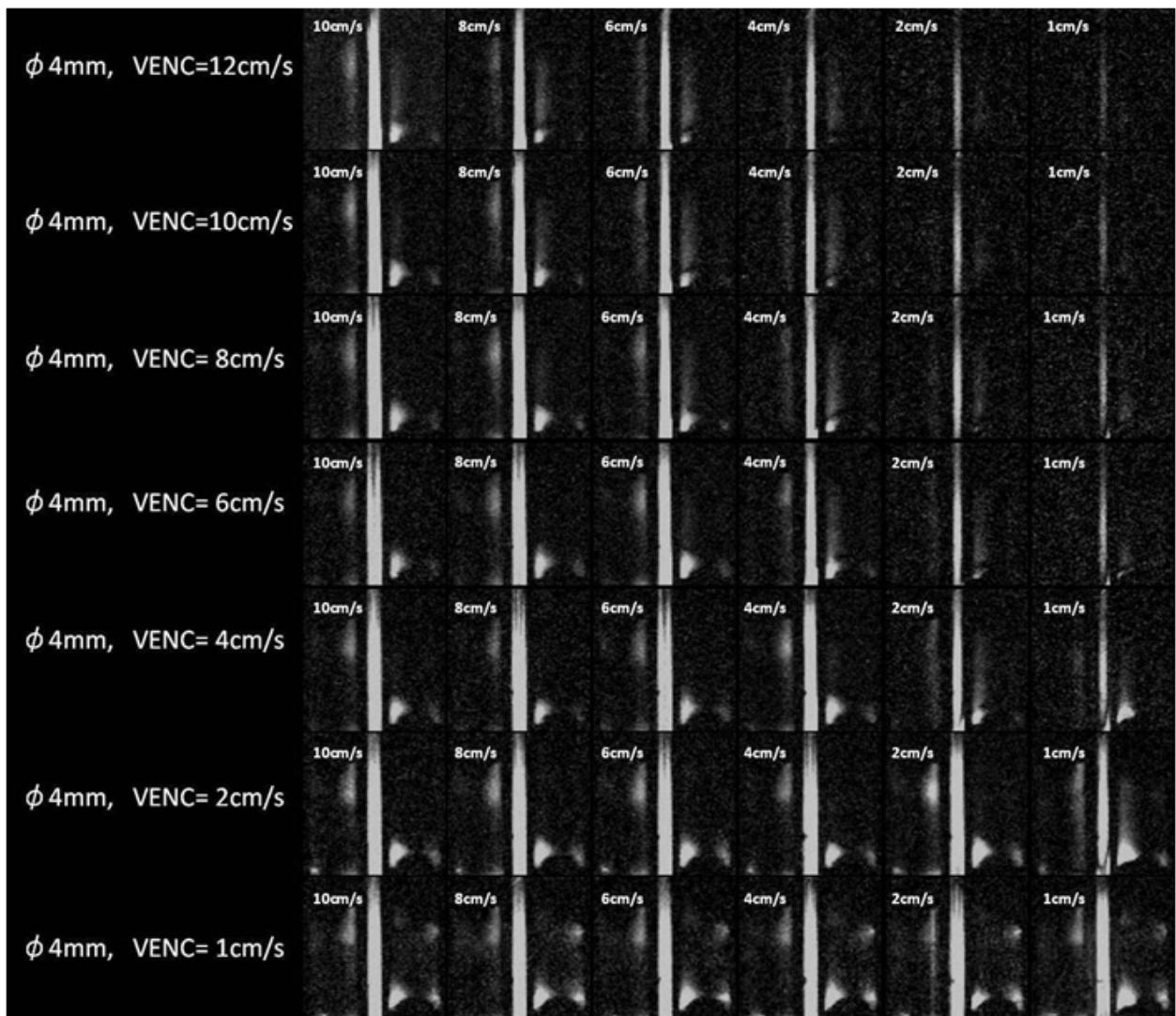


Figure 4a. 強度画像 ( 4mm )



く流速が遅い場合に模擬血管が同定しにくくなる傾向が認められた。1mm ではないずれも模擬血管の視認性は悪く、同定不能と評価された画像（VENC 12cm/s における流速 1cm/s、VENC8cm/s における流速 8cm/s、VENC4cm/s における流速 6cm/s および 4cm/s、VENC1cm/s における流速 4cm/s）が存在した。

### 考 察

PC法は原理的に、VENCの設定によって描

出可能な血管が異なる。すなわち、適切なVENCを設定するためには、目的とする血管の流速を把握しておく必要がある。このため、本研究では下顎骨内の血管の描出を試みる際に設定されると考えられる低値のVENCおよび流速である1～12cm/sで検討を行った。その結果、模擬血管のチューブ内径については内径が細くなるに従って信号強度は大きく減少し、2mmおよび1mmではVENCの設定値によってはC/N比が1以下まで低下した。これは、チューブ内径が細

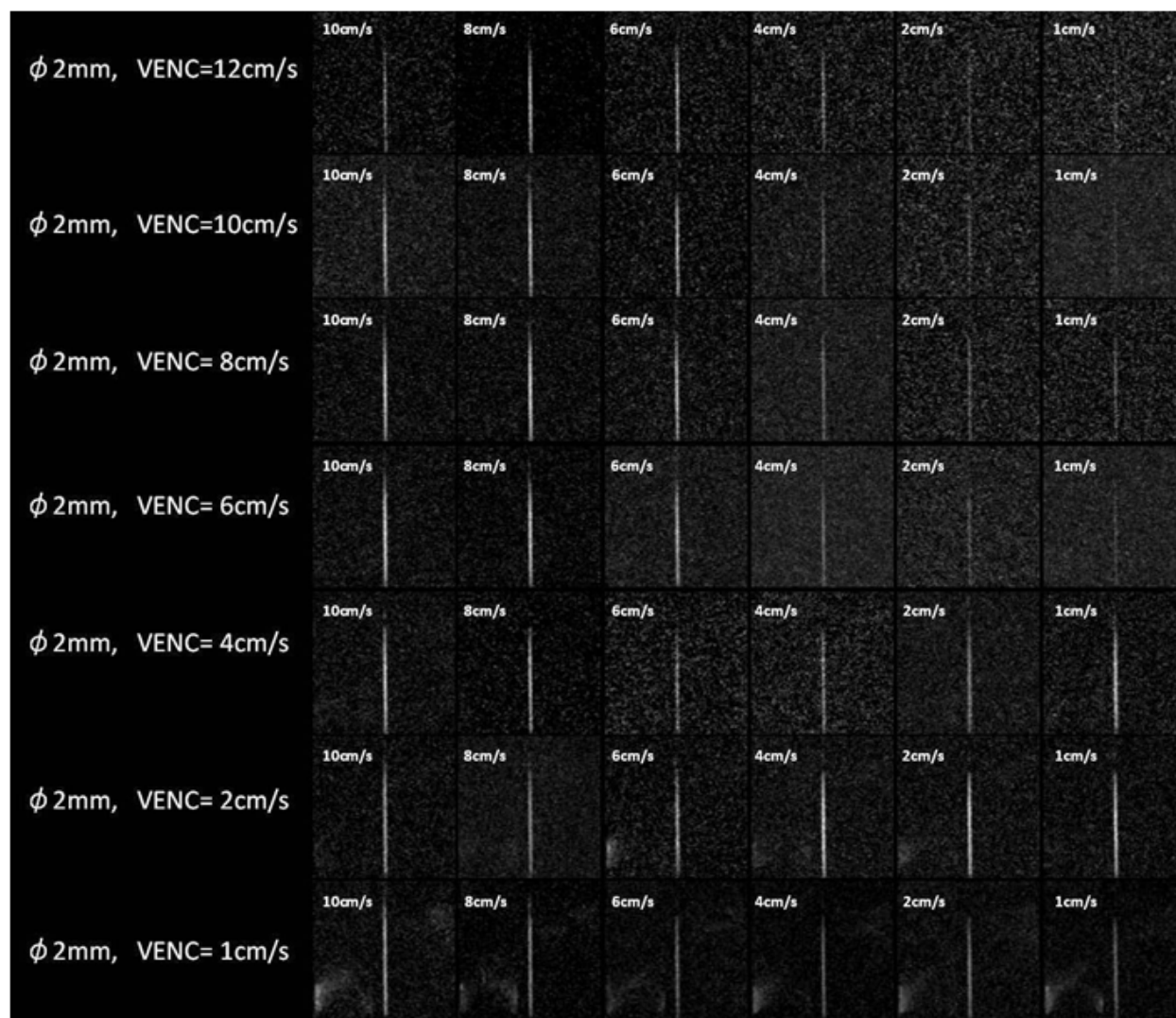


Figure 4b. 強度画像（ 2mm ）

くなると同じ流速における単位時間当たりの流量が減少するためと考えられる。しかし、1mmでもVENCの設定によっては画像上で同定できたことから、今回用いた2D-PC法では1mmのチューブが描出可能な最小血管径であると考えられた。流速に関しては、画像上で流速1cm/sまで同定可能であったが、設定したVENCが高値で流速が低値である場合には信号強度が減少し、同定がやや困難であった。1mmではいずれも模擬血管の視認性は悪く、VENCによっては

模擬血管が同定不能となった。これは前述したように、1mmでは得られる信号強度が大きく減少する上に、VENCが比較的低い値では撮像時に大きな双極磁場必要で、それによって発生する渦電流が雑音を増加させるためと考えられた<sup>13)</sup>。しかし、VENCの設定値によっては流速1cm/sも同定可能であったことから、今回用いた2D-PC法では流速1cm/sが描出可能な最小流速であると考えられた。

本研究では、模擬血流ファントムを用い

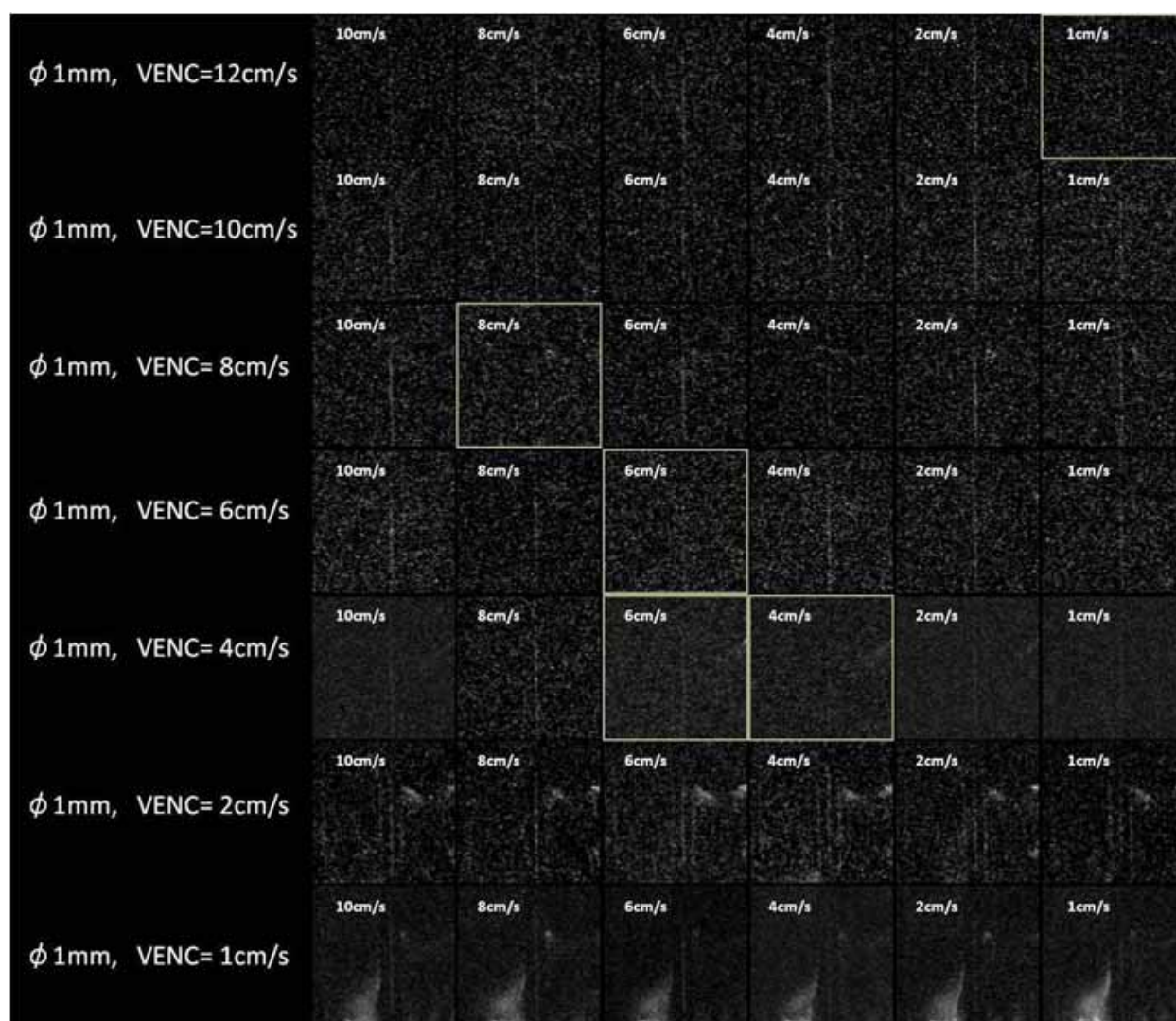


Figure 4c. 強度画像 ( 1mm )

て撮像を行ったが、下歯槽動脈は下顎骨に沿って走行する脈管であり、その走行は本研究で設定した模擬血管のように平面的ではない。そのため1撮像面の撮像ではその一部しか描出できず、複数の撮像面での撮

像が必要になる。また、本研究ではbackgroundがCuSO<sub>4</sub>を満たしたファントムであるが、生体には硬組織および軟組織が存在し、複雑な形態をしているためbackgroundからの雑音が問題になってくるだろう。以

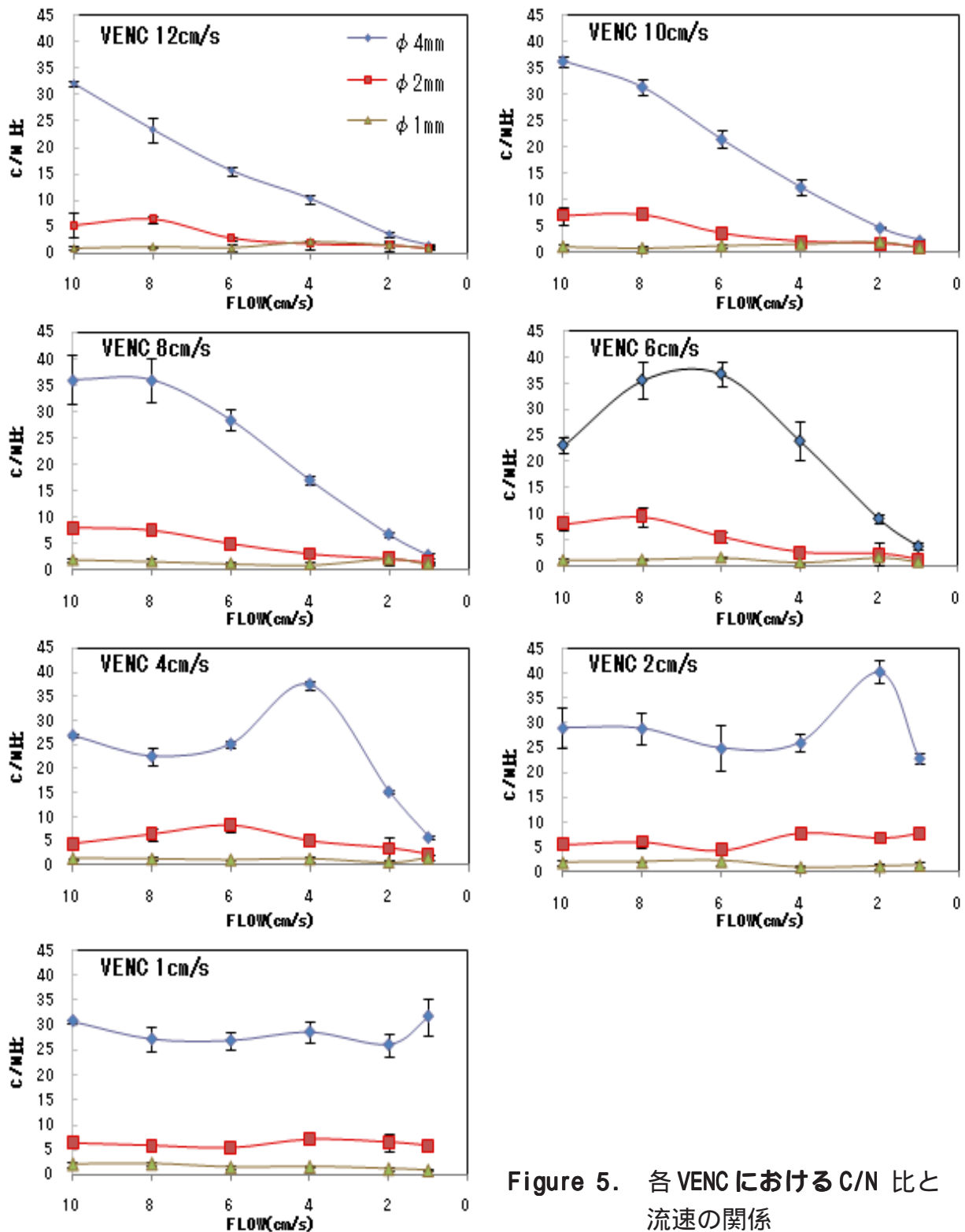


Figure 5. 各 VENC における C/N 比と流速の関係



上のことから、撮像面数および雑音抑制のための励起回数の増加による撮像時間の延長が予想される。今回の撮影時間が45秒～1分30秒 / スライス程度であることを考えると、撮像に長時間を要し、患者の負担が大きくなる可能性がある。このため、臨床では雑音特性に優れ、断層面に垂直方向の空間分解能が高い3D-PC法を用いるべきであると考えられた。一方、2D-PC法は3D-PC法に先立ち、最適なVENCを設定するための撮像として有用であると考えられた。

本研究結果から、前述の問題を改善するための撮像法のさらなる改良と数多くの臨床トライアルによって下歯槽動脈の描出が可能になると考えられた。臨床応用が可能となれば、今まで既存のモダリティでは下顎管の描出が困難であった症例についても下歯槽動脈の走行を把握でき、顎骨内腫瘤性病変や悪性腫瘍の浸潤範囲と下歯槽動脈との関係の評価できるだけでなく、顎骨中心性血管腫のようなCTや通常のMRIでは鑑別困難な疾患や栄養動脈の同定が難しい血管病変の鑑別に有用と思われる。

## 結 論

顎顔面領域専用4チャンネル表面コイルを用いた2D-PC法において、最小内径1mmおよび最小流速1cm/sの模擬血管チューブを描出することができた。この結果より、更なる撮像法の改良と数多くの臨床トライア

ルにより下歯槽動脈の描出が可能になると思われた。

## 謝 辞

稿を終えるにあたりご指導ならびにご校閲を賜りました歯科放射線学講座主任佐野 司教授に深甚なる感謝の意を表します。また、本研究に際し全般に渡りご指導ご助力いただきました同講座の坂本潤一郎助教に深く感謝の意を表します。さらに実験、論文作成に際し、ご助言いただいた西川慶一助教、実験にご協力いただいた檜垣卓生技師、ならびに実験にご協力頂いた講座関係者各位に深謝いたします。

## 参考文献

- 1) 上條雍彦 . 図説 口腔解剖学 第3版 第3巻 脈管学 . アナトーム社 . 2001 ; p.494-495 .
- 2) 北野良英、原 俊浩、井出吉信 . Micro-CTを用いた下歯槽動脈の三次元的観察 . 歯基礎誌 2002 ; 44 : 29-39 .
- 3) Imamura H, Sato H, Matsuura T, Ishikawa M, Zeze R. A comparative study of computed tomography and magnetic resonance imaging for the detection of mandibular canals and cross-sectional areas in diagnosis prior to dental implant treatment. Clin Implant Dent Relat Res 2004 ; 6 : 75-81 .
- 4) Eggers G, Rieker M, Fiebach, Kress B, Dickhaus H, and Hassfeld S. Geo-

- metric accuracy of magnetic resonance imaging of the mandibular nerve. Dentomaxillofac Radiol 2005;34:285-291.
- 5) Minami M, Kaneda T, Yamamoto H, Ozawa K, Itai Y, Ozawa M, Yoshikawa K, Sasaki Y. Ameloblastoma in the Maxillomandibular Region: MR Imaging. Radiol 1992;184:389-393.
- 6) Asaumi J, Matsuzaki H, Hisatomi M, Konouchi H, Shigehara H, Kishi K. Application of dynamic MRI to differentiating odontogenic myxoma from ameloblastoma. Eur J Radiol 2002;43:37-41.
- 7) Asaumi J, Hisatomi M, Yanagi Y, Matsuzaki H, Choi YS, Kawai N, Konouchi H, Kishi K. Assessment of ameloblastomas using MRI and dynamic contrast-enhanced MRI. Eur J Radiol 2005;56:25-30.
- 8) Applegate GR, Talagala SL, Appelegate LJ. MR angiography of the head and neck: value of two-dimensional phase-contrast projection technique. Am J Rentogenol 1992;159(2):369-74.
- 9) Demarco J.K, Huston J 3rd, Bernstein MA. Evaluation of classic 2D time-of-flight MR angiography in the depiction of severe carotid stenosis. Am J Rentogenol 2004;183(3):787-93.
- 10) 荒木 力 .MRI「再」入門 - 臨床から見た基本原理 第14章MR血管撮影 .南江堂 .1999; p.238-256.
- 11) 門間正彦 ,五十嵐隆士 ,西村克之 .MRIを用いた位相コントラスト法による血液動態の解析 .茨城県立医療大学紀要 .2003; 8:33-40.
- 12) Hashemi RH, Bradley Jr. WG, Lisanti CJ, 荒木 力監訳 .MRIの基本 パワーテキスト 基本理論から最新撮像法まで 第2版 第26章MR血管撮影 .メディカル・サイエンス・インターナショナル.2004; p.324-338.
- 13) Swan JS, Weber DM, Grist TM, Wojtowycz MM, Korosec FR, Mistretta CA. Peripheral MR angiography with variable velocity encoding. Work in progress. Radiology 2004; 184(3):813-7.
- 14) Saito K, Kotake F, Ito N, Ozuki T, Mikami R, Abe K, Shimazaki Y. Gd-EOB-DTPA Enhanced MRI for Hepatocellular Carcinoma: Quantitative Evaluation of Tumor Enhancement in Hepatobiliary Phase. Magn reson Med Sci 2005;4(1):1-9.