

MR flow 測定を用いた Matas test : Real time acquisition and velocity evaluation (RACE) の応用

磯田 治夫¹, 増井 孝之¹, 高橋元一郎¹, 望月 隆男¹,
太田 敦子², 白河 豊美², 金子 昌生¹

¹浜松医科大学放射線医学教室

²シーメンス旭メディテック

はじめに

Interventional neuroradiology や手術により頸動脈を一時的または永久的に閉塞する場合、この操作による虚血に伴う合併症を予知するために Willis 動脈輪を介した側副血行路の存在を確認する必要がある。この方法として Matas test が以前より行われている¹⁾。Matas test 時に脳血管撮影²⁾, single photon emission CT (SPECT)^{2)~5)}, xenon CT⁶⁾, 脳波⁷⁾, 内頸動脈圧測定⁸⁾, ocular plethysmograph⁹⁾, 超音波カラードプラによる流速測定¹⁰⁾などがなされ、定性的あるいは定量的な評価が加えられている。Matas test の際、用手的な血管圧迫による血管閉塞ではしばしば不完全なため、より完全閉塞の得られる balloon Matas test^{9),11)~14)}も考案されている。

また、近年撮影装置およびソフトウェアの改良により MR を用いた流速測定が可能となってきた。この流速測定には time-of-flight effect を利用した presaturation bolus tracking 法¹⁵⁾ や direct bolus imaging 法¹⁶⁾, phase sift effect を利用した sensitive flow measurement

method の phase mapping 法^{17)~20)}や real time acquisition and velocity evaluation (RACE) 法^{21)~24)}が報告されている。特に RACE は流速に伴う位相の変化を一次元に投影する方法で、データ収集が約数秒で時間分解能が優れており、心電図同期は必要ないと言う利点がある^{21)~24)}。

本研究の目的は用手的な Matas test を施行した場合の対側の総頸動脈血流の変化を RACE で測定すると共に MR angiography で前交通動脈の存在の有無を調べ、Willis 動脈輪を介した側副血行路が推定できるかどうかを検討することである。

対象と方法

1) 対象

対象は正常ボランティア 5 名 (男 4 名, 女 1 名) で平均年齢は 29.6 歳 (24 歳~35 歳) であった。全例にこの検査の意義, 方法と危険性について十分に説明し, 承諾を受けた。

2) RACE のデータ収集およびデータ処理について

a) RACE とは (Fig.1) 撮影シーケンスは fast low angle shot (FLASH) タイプのグラディエ

キーワード MR flow measurement, real time acquisition and velocity evaluation (RACE), common carotid artery, Matas test, the circle of Willis

MR flow measurement of the common carotid artery using RACE

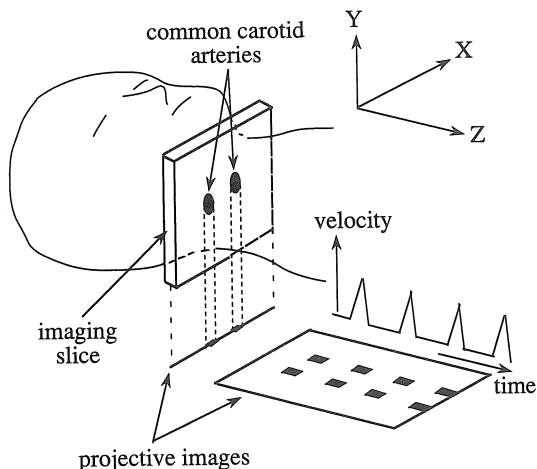


Fig.1. MR flow measurement of the common carotid artery using RACE.

The patient lies supine and the neck coil is used (X-axis : patient's right to left direction ; Y-axis : patient's dorsal to ventral direction ; Z-axis : patient's head to foot direction). The flow of the common carotid artery through the imaging slice produces a phase shift on gradient echo due to an accumulation of phase during the period when the slice selection gradient is active along the Z-axis. During signal acquisition, the first-order flow compensated readout gradient (direction of X-axis) produces frequency encoding perpendicular to the main flow direction (Y-axis). It allowed one-dimensional spatial resolution across the region of interest. The data were obtained 255 times continuously with a temporal resolution of 20 ms (a total of 5.1 seconds). These projective images show various signal intensities indicating a phase shift in proportion to flow velocity of the common carotid artery. Region of interest (ROI) is drawn over the signal intensities indicating the common carotid artery on the projective image. Flow velocities are plotted against time.

ントエコーシークエンスで読み取り方向に一次の流速補正がなされている。スピン励起時に流速補正のないスライス撰択勾配磁場をかけると撮影断面を横切る流速に位相シフトが生じる。データ収集時に、位相エンコードをせず読み取り勾配磁場のみをかけると流速の位相シフトが読み取り方向とは垂直方向に投影される^{21)~24)}。例えば頸動脈血流測定ではスライス撰択はZ軸方向になされ、読み取りはX軸方向になされるので、流速の位相変化はY軸方向に投影される

(被験者が頸椎用コイルを用いて背臥位になった時、被験者の右から左がX軸方向、背腹方向がY軸方向、頭尾方向をZ軸方向とする)(Fig.1)。これを20msの時間分解能で255回繰り返し(計5.1秒)、投影されたデータを並べると頸動脈血流に比例する位相変化を表す濃淡が画像上に示される。この画像で信号強度を測定することにより流速が得られる。

b) 装置コイル 装置は1.5Tの超電導装置(Magnetom H15, Siemens)で頸椎用コイル

1993年2月26日受理 1993年5月26日改訂

別刷請求先 〒431-31 静岡県浜松市半田町3600 浜松医科大学放射線医学教室 磯田治夫

を用いた。

c) 流速測定体位と測定準備 被験者を通常の頸椎の撮影と同様に背臥位とし、位置決めのための冠状断像を撮影した。この時の条件はSE法でパラメーターはtime of repetition (TR) = 200ms, time of echo (TE) = 15ms, flip angle (FA) = 90degrees, field of view (FOV) = 300mm, matrix = 128 × 256, slice thickness = 10mm, slice interval = 12mm, number of slices = 3, imaging time = 29sであった。これらの一枚の画像をもとに2dimensional FLASH sequenceで頸部の横断像を撮影した。撮影パラメーターはTR = 23ms, TE = 10ms, FA = 35 degrees, FOV = 220mm, matrix = 192 × 256, slice thickness = 6mm, number of slices = 25, slice interval = 7.2mm, imaging time = 2 minutes 17secondsであった。これら得られた画像で両側の総頸動脈及び内頸動脈に閉塞などの問題がないことを確認した。

d) RACEのデータ収集方法 上記で得られた25枚の横断像の中で総頸動脈と他の血管が前後方向になるべく重ならない画像 (Fig.2) を探し

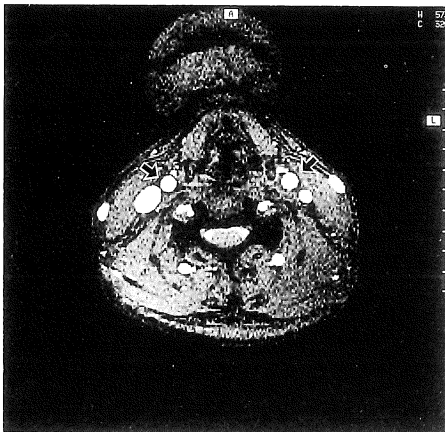


Fig.2. A transaxial image (FLASH sequence, TR = 23ms, TE = 10ms, FA = 35 degrees) in the same position as the projective image.

Arrows indicate the common carotid arteries.

た。この横断像と同一断面について負荷がない場合と一側の総頸動脈を圧迫した場合の総頸動脈血流をRACEで測定した。圧迫は総頸動脈拍動のある部位を被験者自身が対側の手で可及的に圧迫する方法で施行した。また、圧迫開始直後から測定を開始した。この測定は既述の如くFLASH sequenceで撮影パラメーターはTR = 20ms, TE = 6ms, FA = 90degrees, FOV = 220mm, slice thickness = 8mmであった。測定直前の5秒でデータ収集のpreparationがあり、続いて時間分解能20msで、255回の測定 (計5.1秒) を繰り返した。この時、位相シフト量の360度を-50~160cm/sのrangeに設定した。

e) データ処理 上記のデータ収集後、Fig.3, Fig.5の様な位相の変化を示す投影画像作成に約2分を要した。これと横断像 (Fig.2) とを比較し、総頸動脈を示す濃淡の領域にカーソルで矩形のregion of interest (ROI)を設定し、時間に対する流速のグラフ (Fig.4, Fig.6) を作成した。また、今回測定したのは血管全体であった。

f) 評価方法 総頸動脈完全閉塞が達成できたものを対象にして、総頸動脈圧迫前と圧迫中における一心拍の平均流速の変化率及び最高流速の変化率を求めた。

この時、変化率 = (Matas test中の流速) / (Matas test前の流速) とした。

また、総頸動脈完全閉塞が達成できたものとはFig.5のように圧迫側の血流を示す位相の変化が認められないものである。

3) MR angiographyのデータ収集及びデータ処理

a) データ収集方法 Willis動脈輪の側副血行路のうちcross fillingの経路として重要な役割を果たす前交通動脈の状態を調べるために頭部のMR angiographyを施行した。撮像装置は同じで頭部用コイルを用いた。被験者を通常の頭部の撮影と同様に背臥位とし、位置決めのために正中付近を含む矢状断像を撮影した。条件はSE法でパラメーターはTR = 200ms, TE = 15ms, FA = 90degrees, FOV = 300mm,

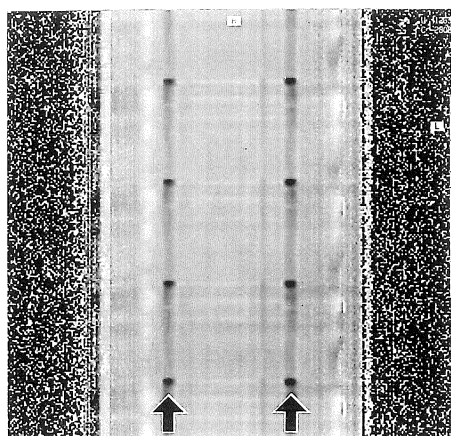


Fig.3. Projective images obtained by RACE before Matas test.

One-dimensional Fourier transformation is shown horizontally (left, patient's right ; right, Patient's left). The vertical axis represents the temporal modulation. Projective images show various signal intensities (arrows) indicating a phase shift in proportion to the flow velocity of the bilateral common carotid artery. The areas on the columns with lower signal intensities show phase shifts which indicates a higher flow velocity in the systolic phase of the cardiac cycle.

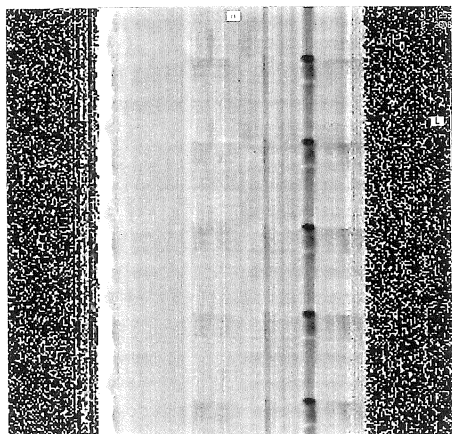


Fig.5. Projective images obtained by RACE during the right-sided Matas test.

Projective images show no phase shift for the right common carotid artery because the flow had been obstructed by manual compression.

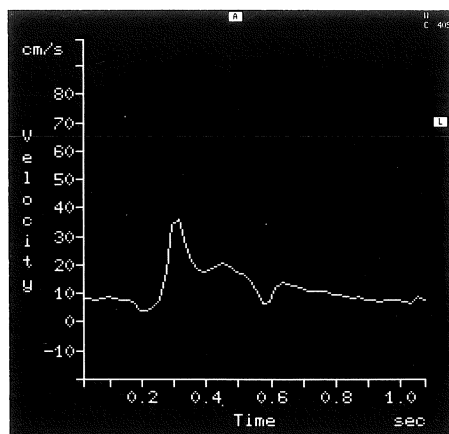


Fig.4. Left common carotid artery flow velocity against time before Matas test.

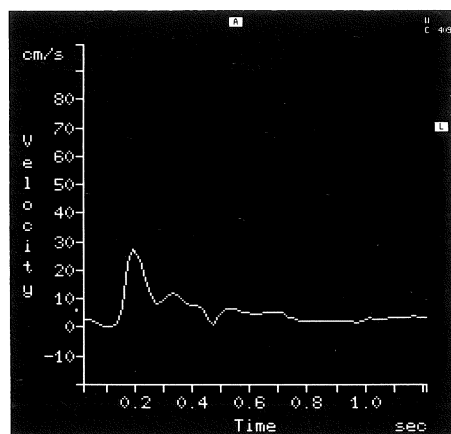


Fig.6. The left common carotid artery flow velocity against time during the right-sided Matas test.

The left common carotid artery flow velocity increased during not only the systolic phase but also during the other cardiac phases as compared to their velocities before the Matas test.

matrix=128×256, slice thickness=10mm, slice interval=15mm, number of slices=3, imaging time=29sであった。次に Willis 動脈輪を中心部付近に含むような横断の slab を設定し, MR angiography を施行した。この時 3 dimensional fast imaging with steady-state

precession (FISP) sequence を用い、撮影パラメーターは TR=40ms, TE=7ms, FA=20degrees, FOV=220mm, slab thickness=64mm, 64partitions, matrix=256×256, imaging time=10minutes 58 seconds であった。

b) データ処理方法 上記の撮影で得られた原画像を maximum intensity projection (MIP) algorithm で処理し、頭尾軸方向及び左右軸方向を中心として 6 度角度の異なる MR angiograms を 60 枚作成した。

c) 評価方法 MR angiography の原画像及び MIP により作成した MR angiograms を観察し、前交通動脈の有無を検討した。なお、得られた原画像ならびに MR angiograms で内頸動脈に閉塞などの問題のないことも確認した。

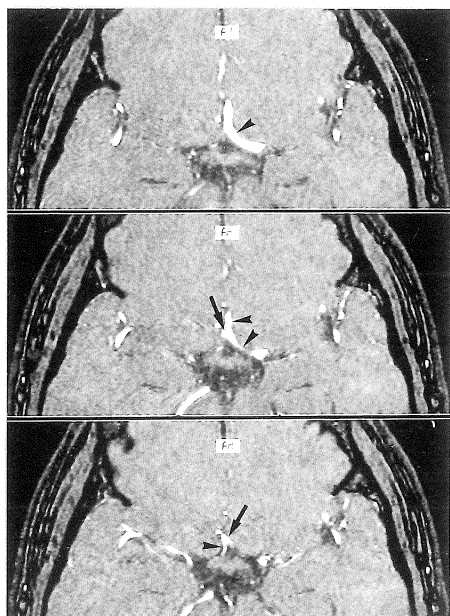


Fig.7. Original images obtained by 3-dimensional time-of-flight MR angiographic technique.

Original consecutive transaxial images show the anterior communicating artery (arrow). (arrowhead : anterior cerebral artery)

結 果

総頸動脈の完全閉塞が得られたのは 5 例 6 側であった。負荷前後の対側総頸動脈の一心拍の平均流速の変化率は 1.74 ± 0.36 (mean \pm S. D.), 最高流速の変化率は 1.17 ± 0.23 であった。血流波形の変化について、圧迫前 (Fig. 4) と比べて圧迫後 (Fig. 6) は全心時相の基線の上昇が見られた。この所見は 6 例全例に認められた。また、MR angiograms および原画像 (Fig. 7) で 5 例全例に前交通動脈が描出され、cross filling が可能な状態であることが示された。

考 察

頭蓋内及び頸部の interventional radiology 及び手術のために一次的あるいは永久的に頸動脈の閉塞が必要な場合がある。この操作による虚血に伴う合併症を予知するために Willis 動脈輪の側副血行路を評価する必要があり、Matas test 及びその変法が行われている^{1)~14)}。今迄の報告では一側内頸動脈閉塞時に閉塞前の 60~75% の血流量が側副血行路により保たれれば、安全とされている^{2),3),10),11),13)}。

本研究では MR の RACE による流速測定及び MR angiography の手法を用いて Willis 動脈輪を介した側副血行路の存在を確認できるかどうかを検討した。その結果、用手的な圧迫で一側の総頸動脈が完全閉塞できた場合は対側総頸動脈の流速は 74% 上昇した。今回の検討では Matas test 時における前交通動脈の流速や流量を評価していないが、増加した血流は Willis 動脈輪、特に前交通動脈を介して閉塞側の大脳半球に流れたと考えられる。この RACE では流量については正確に判断できないが、血管径に変化がないとすると血流量も約 74% 保たれていると推測される。従って、閉塞が良好になされれば、側副血行路による血流を推定できると思われる。この時、収縮期の最高流速に比し、全心

時相の平均流速の上昇が著しいことから収縮期以外の血流増加が平均流速上昇に関与していると推定される。

一方、一側の総頸動脈が完全閉塞できた場合に今回と異なり対側総頸動脈の流速が上昇しない時は側副血行路が全くないかあるいは椎骨動脈から後交通動脈を介する側副血行路が存在することが考えられる。Matas test により症状でない場合は後者であり、Willis 動脈輪近傍の血流動態をさらに精査する必要がある。

本研究のように Matas test 時に頸動脈及び頭蓋内の血流を超音波カラードプラで測定した報告がある¹⁰⁾。この方法は非侵襲的でしかも比較的短時間に測定できる利点がある。しかし、血管と超音波の入射する角度の微妙なずれが測定誤差に結び付くため、測定に熟練を要するという欠点がある²⁵⁾。

今回の血流測定に用いた RACE は phase sensitive flow measurement method の一つである。これは位相の変化を一次元に投影する方法でデータ収集が約数秒と短いと言う利点があり^{21)~24)}、負荷前後の血流の変化を調べるのに適している。また、他の presaturation を利用する方法や phase mapping のように心電図同期が不要で不整脈患者の血流測定もできる。さらに超音波カラードプラのように熟練を要さない。

しかし RACE の性質上、一般的に次のような留意点がある。まず、流速に伴う位相変化を1次元に投影するため、投影方向に血管が重複する場合は正確な測定ができない。特に今回の測定では総頸動脈ではなく内頸動脈のみの血流を測定したいが、実際には再現性のあるデータを収集するのは難しく、内頸動脈流速測定は断念した。また、血管以外の周囲組織の位相の混入により実際の流速よりも低く測定される可能性がある。さらに測定断面は血流と直交していないければ正確に測定できない。

今回の流速測定については以下の問題点がある。まず、測定断面は体軸に直交に選んでいるが、位相の投影方向が血流に直交していない可

能性がある。また、投影画像の中で血流を示す部位の辺縁は比較的不明瞭であり、ROI の置き方で流速に誤差の生じる可能性がある。従って、血管断面積と流速から算出される血流量はさらに不正確になるので今回の検討からは除外した。しかし、測定断面と血流との成す角度及び ROI の取り方などの問題点は、今回の検討では流速を負荷前後の変化率で評価しているので解決されると思われる。RACE の性質上、流速が過小評価されることについては、実際の流速に比例して小さくなっているのかあるいはある値だけ少ないかは検討の余地があり、単なる変化率だけでその誤差を修正できるわけではないが、変化率にすることにより誤差は小さくなると予想される。

Matas test については圧迫側の血流が完全に遮断できたかどうかを今回の検討では投影画像で確認できるという利点がある (Fig.5)。

しかし、以下のような問題点がある。総頸動脈の血流のみでは脳内の血流を表現していない可能性がある。例えば、外頸動脈や後交通動脈の関与が評価できていない。また、脳実質の血流や血流分布異常は評価できていない。さらに被験者自身が総頸動脈を完全閉塞するには限度があり、今回も5例4側で不完全閉塞であった。今後術者が患者の頸動脈を圧迫できるような open type の MR scanner で血流測定が可能になれば、この問題は解決できる。

頸動脈圧迫に伴う問題点として血圧低下、心停止などの頸動脈反射による危険性、頸動脈壁に存在する血栓やアテローム剝離による脳塞栓の危険性、圧迫解除後の急激な血流増加に伴う動脈瘤破裂の危険性¹⁰⁾などが考えられる。しかし、今回の検査では頸動脈圧迫により、異常を訴えたものはなかった。

RACE を用いた Matas test には上記のごとく幾つかの問題点があるもののその臨床応用の可能性は示された。

結 論

- 1) MR の RACE を用いた Matas test の臨床応用が可能かどうかを検討した。
- 2) 被験者の協力が得られれば、短時間に Matas test 時における対側の総頸動脈血流の変化が分かり、MR angiography で前交通動脈の有無を調べることにより、Willis 動脈輪を介した側副血行路の存在の有無が推定できた。

文 献

- 1) Matas R: Testing the efficiency of the collateral circulation as a preliminary to the occlusion of the great surgical arteries. *Ann Surg*, 53: 1-43, 1991.
- 2) Matsuda H, Higashi S, Asli IN, et al.: Evaluation of cerebral collateral circulation by Technetium-99m HM-PAO brain SPECT during Matas test: Report of three cases. *J Nucl Med*, 29: 1724-1729, 1988.
- 3) 吉田耕造, 石島 裕: Xe¹³³局所脳循環測定法を用いた新しい Matas' test. *最新医学*, 25: 1326-1331, 1970.
- 4) 笠野藤彦, 安達裕一郎, 柁山幹子, 他: 総頸動脈結紮切除, 再建症例と脳血流シンチの有用性について. *耳鼻*, 33: 299-304, 1987.
- 5) Overbeck B, Rosanowski F, Grünwald F, et al.: HMPAO-SPECT unter Karotiskompression (Matas-Test) in der Diagnostik vor zervikalen Tumoreingriffen mit möglicher Karotisbeteiligung. *Laryngo Rhino Otol*, 70: 422-425, 1991.
- 6) Erba SM, Horton JA, Latchaw RE, et al.: Balloon test occlusion of the internal carotid artery with stable xenon/CT cerebral blood flow imaging. *AJNR*, 9: 533-538, 1988.
- 7) Morioka T, Matsushima T, Fujii K, Fukui M, Hasuo K, Hisashi K: Balloon test occlusion of the internal carotid artery with monitoring of compressed spectral arrays (CSAs) of electroencephalogram. *Acta Neurochi*, 101: 29-34, 1989.
- 8) Atkinson DP, Jacobs LA, Weaver AW: Elective carotid resection for squamous cell carcinoma of the head and neck. *Am J Surg*, 148: 483-488, 1984.
- 9) Martinez SA, Oller DW, Gee W et al.: Elective carotid artery resection. *Arch Otolaryngol*, 101: 744-747, 1975.
- 10) 竹内洋介: 経頭蓋超音波カラードブラガイド下 Matas テスト-頸動脈切除. 再建術の適応決定一. *日耳鼻*, 94: 1315-1325, 1991.
- 11) 寺田友昭, 兵谷源八, 奥野 孝, 他: Balloon Matas test および Dynamic CT による内頸動脈閉塞の可否に関する検討. *脳卒中の外科*, 15: 188-193, 1987.
- 12) 中村善也, 宮本和紀, 森脇 宏, 他: Balloon Matas test 時の総頸, 内頸動脈 Wedge pressure の差について. *脳卒中の外科*, 16: 293-299, 1988.
- 13) Terada T, Nishiguchi T, Hyotani G, et al.: Assessment of risk of carotid occlusion with balloon Matas testing and dynamic computed tomography. *Acta Neurochi*, 103: 122-127, 1990.
- 14) Su CC, Watanabe T, Yoshimoto T, Ogawa A, Ichige A: Proximal clipping of dissecting intracranial vertebral aneurysm-Effect of balloon Matas test with neurophysiological monitoring. *Acta Neurochi*, 104: 59-63, 1990.
- 15) Edelman RR, Mattle HP, Kleefield J, Silver MS: Quantification of blood flow with dynamic MR imaging and presaturation bolus tracking. *Radiology*, 171: 551-556, 1989.
- 16) Tamada T, Moriyasu F, Ono S, et al.: Portal blood flow: Measurement with MR imaging. *Radiology*, 173: 639-644, 1989.
- 17) Caputo GR, Masui T, Gooding GAW, Chang JM, Higgins CB: Popliteal and tibioperoneal arteries: Feasibility of two-dimensional time-of-flight MR angiography and phase velocity mapping. *Radiology*, 182: 387-392, 1992.
- 18) Marks MP, Pelc NJ, Ross MR, Enzmann DR: 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, 1992.
- 19) Mostbeck GH, Caputo GR, Higgins CB: MR measurement of blood flow in the cardiovascular system. *AJR*, 159: 453-461, 1992.
- 20) Sommer G, Noorbehesht B, Pelc N, et al.: Normal renal blood flow measurement using phase-contrast cine magnetic resonance imaging. *Invest Radiol*, 27: 465-470, 1992.

- 21) Mueller E, Laub G, Graumann R, Loeffler W: RACE-real time acquisition and evaluation of pulsatile blood flow on a whole body MR unit. Society of Magnetic Resonance in Medicine, 7th annual meeting, Book of Abstracts: 729, 1988.
- 22) Mueller E, Finelli D, Laub G: Real time quantification of blood flow on a whole body MR unit using the RACE sequence. Society of Magnetic Resonance in Medicine, 8th annual meeting, Book of Abstracts: 894, 1989.
- 23) Kahn T, Müller E, Lewin JS, Mödder U: MR measurement of spinal CSF flow with the RACE technique. J Comput Assist Tomogr, 16: 54-61, 1992.
- 24) Masaryk TJ, Lewin JS, Laub G: Magnetic Resonance Imaging, 2nd edition, ed. by Stark DD, Bradley WG, Mosby Year Book, St. Louis, 1992. pp307-308.
- 25) Gill RW: Measurement of blood flow by ultrasound: Accuracy and sources of error. Ultrasound in Med & Biol, 11: 625-641, 1985.

Matas Test Combined with MR Flow Measurement : Application of Real Time Acquisition and Velocity Evaluation (RACE)

Haruo ISODA¹, Takayuki MASUI¹, Motoichiro TAKAHASHI¹,
Takao MOCHIZUKI¹, Atsuko OHTA², Toyomi SHIRAKAWA²,
Masao KANEKO¹

*¹Department of Radiology, Hamamatsu University School of Medicine
3600 Handa-cho, Hamamatsu 431-31*

²Siemens-Asahi Medical Technologies Ltd.

Purpose

Prior to the temporary or permanent therapeutic occlusion of the carotid artery, evaluation of the cerebral collateral circulation via the circle of Willis is necessary in order to prevent complications. The purpose of our study was to evaluate the flow velocity of the contralateral common carotid artery using Real Time Acquisition and Velocity Evaluation (RACE) before and during a Matas test and to estimate brain collateral circulation.

Subjects and Methods

Five normal subjects were studied with a 1.5T superconducting imager (Siemens, Erlangen) using a neck coil. RACE is a one-dimensional projective flow measurement technique using fast low angle shot (FLASH) without phase encoding gradient (FLASH sequence : TR=20ms, TE=6ms, FA=90 degrees, FOV=220mm, slice thickness=8mm). The total acquisition time is about 10 seconds without need for electrocardiographic synchronization. Flow velocity of the common carotid artery was evaluated using the RACE technique before and during a Matas test. The relative flow ratio of the contralateral carotid artery (flow velocity during the Matas test divided by that before the Matas test) was calculated. Additionally, using a head coil, 3 dimensional time-of-flight MR angiograms of the brain were obtained for each subject order to evaluate the anterior communicating artery.

Results and Discussion

Six out of the 10 common carotid arteries were sufficiently compressed to stop blood flow. The relative mean flow ratio was 1.74 with a standard deviation of 0.36. The anterior communicating artery was visualized in all subjects. Increased blood volume is thus thought to maintain the blood supply of a cerebral hemisphere affected by compression of the common carotid artery via the anterior communicating artery.

Conclusion

MR flow measurement using RACE before and during the Matas test seems to be a noninvasive method for evaluating cerebral collateral circulation via the circle of Willis.