424 3D-造影MRAにおける屈曲部、狭窄部の描出

An Experimental Study about the Accuracy of 3D-Enhanced MRA Images

浦和市立病院 中央放射線科 ○藤田 功・三橋則行・打田隆夫・細野英雄
(Isao Fujita)・(Noriyuki Mihashi)・(Takao Uchida)・(Hideo Hosono)

日本医科大学付属病院 放射線科 土橋俊男・槇 利夫
(Toshio Tsuchihashi)・(Toshio Maki)

【はじめに】 狭窄部の描出に関し、3D-造影MRAは優れた撮影方法であると言われている。しかし、3D-造影MRAにおいて屈曲した動脈が狭窄様に描出されることがありfalse positiveの要因になることがある。今回、我々は動脈・静脈の屈曲・狭窄がどの様に描出されるかを実験的に検討した。

【方法】 使用装置：東芝製超伝導MRI 1.5T VISART-Progress 水層中に屈曲・狭窄（50%狭窄）させた直径6mmのシリコンチューブを置き、2D-TOF・3D-PC・3D-造影MRAの各シーケンスで撮像し画像を比較検討した。マグネットポンプを用い後述の各溶液を、約90cm/s（動脈程度の流速）・約30cm/s（静脈程度の流速）の一定流速で循環させて血流ファントムとし、各撮像方法で撮像した。2D-TOF・3D-PCでは、血液として、Gd-DTPA0.1mmol/l水溶液を用いた。また、3D-造影MRAにおいては、2.5mmol/l（造影後血液）を用いた。シリコンチューブ内にX線造影剤を満たしたものをX線撮影し対照とした(Fig1)。

【結果】 1. 3D-造影MRAは、他の撮像法と比較して、屈曲・狭窄の描出が最も優れていた(Fig.2.e-h)。
2. 3D-造影MRAにおいても、渦流、乱流の影響を受けることを確認できた(Fig.2.e・g)。
3. 狭窄部については、2D-TOFの流速90cm/sにおいて、狭窄部は描出されず(Fig.2.a)、2D-TOF・3D-PCでは狭窄部以降の無信号領域（post-stenotic signal loss）が認められ(Fig.2.a・c・d)、3D-造影MRA,3D-FFE/TR9/TE3ms流速90cm/s(Fig.2.g)において、渦流・乱流の影響と考えられるpost-stenotic signal lossが認められたが、3D-FFE/TR7/TE2.3ms(Fig.2.e)においては、post-stenotic signal lossはわずかであった。
4. 屈曲部については、2D-TOFでは流速90cm/s・30cm/s共に信号の不均一及び位置ずれによる、屈曲部の変形が認められ(Fig.2.a・b)、3D-PCでは信号の不均一が認められ(Fig.2.c・d)、3D-造影MRAでは、90cm/sで、わずかに信号の低下する傾向が認められた(Fig.2.e・g)。

【考察】 1. いずれの撮像方法においても屈曲部が狭窄様に描出されることはなかったが、狭窄部での渦流、乱流の影響があり、屈曲部での、信号の低下も認められた。
2. 今回用いた血流ファントムは一定流速であり、実際の血流動態とは一致しない。また流速についても、流速100cm/s以上の動脈の血流動態を再現することは難しいと考えられる。
3. 3D-造影MRAにおいて、TEを短縮することにより、渦流、乱流の影響を少なくできると考えられた。

Fig.1. ファントムのX線写真
シリコンチューブ内にX線造影剤
(イオパミロン150)を満たして撮像

Fig.2.a. 2D-TOF
流速90cm/s

Fig.2.c. 2D-PC
流速90cm/s

Fig.2.e. 3D-造影MRA
FFE/TE2.3ms
流速90cm/s

Fig.2.g. 3D-造影MRA
FFE/TE3.0ms
流速90cm/s

Fig.2.b. 2D-TOF
流速30cm/s

Fig.2.d. 2D-PC
流速30cm/s

Fig.2.f. 3D-造影MRA
FFE/TE2.3ms
流速30cm/s

Fig.2.h. 3D-造影MRA
FFE/TE3.0ms
流速30cm/s