

目的

Arterial Spin Labeling (ASL)は、頸動脈から頭部に流入する血流をMR装置を用いて磁氣的に「ラベル」付けし、造影剤に頼らない擬似的トレーサーとして用いることで頭部Perfusionを画像化する手法として知られている。近年の臨床研究においては脳梗塞^[1]や脳腫瘍^[2]などでASLを用いた疾患の可視化や診断における有意性が報告されているものの、ASL撮像から得られる結果は定量的な分析が難しく、また必要とされるスキャン時間が比較的長いため、一般臨床においては未だにその広範な普及が難しいとされている。

ASLの安定した技術評価を行い、臨床現場での有用性を確立するためにはまず、Cerebral Perfusionをできるだけヒトに近い形で、かつ簡易的に模擬できるファントムの開発および利用が不可欠である。そこで技術革新のために必要とされるperfusion phantomの試作および改良を行ない、その結果を3D Pulsed Continuous ASL (3D PCASL)を用いて評価した。



方法

本実験はGregory R. Leeらにより2002年に報告されたモデル^[3]や、第41回日本磁気共鳴医学会大会で発表したPerfusion Phantomプロトタイプ(P-2-098)をもとに新たにデザインの変更および加工を行なったものである。下部図1が示すように全体をアクリルもしくは樹脂で加工された円柱形ファントム(内径80mm)はPerfusion Chamber(内部の長

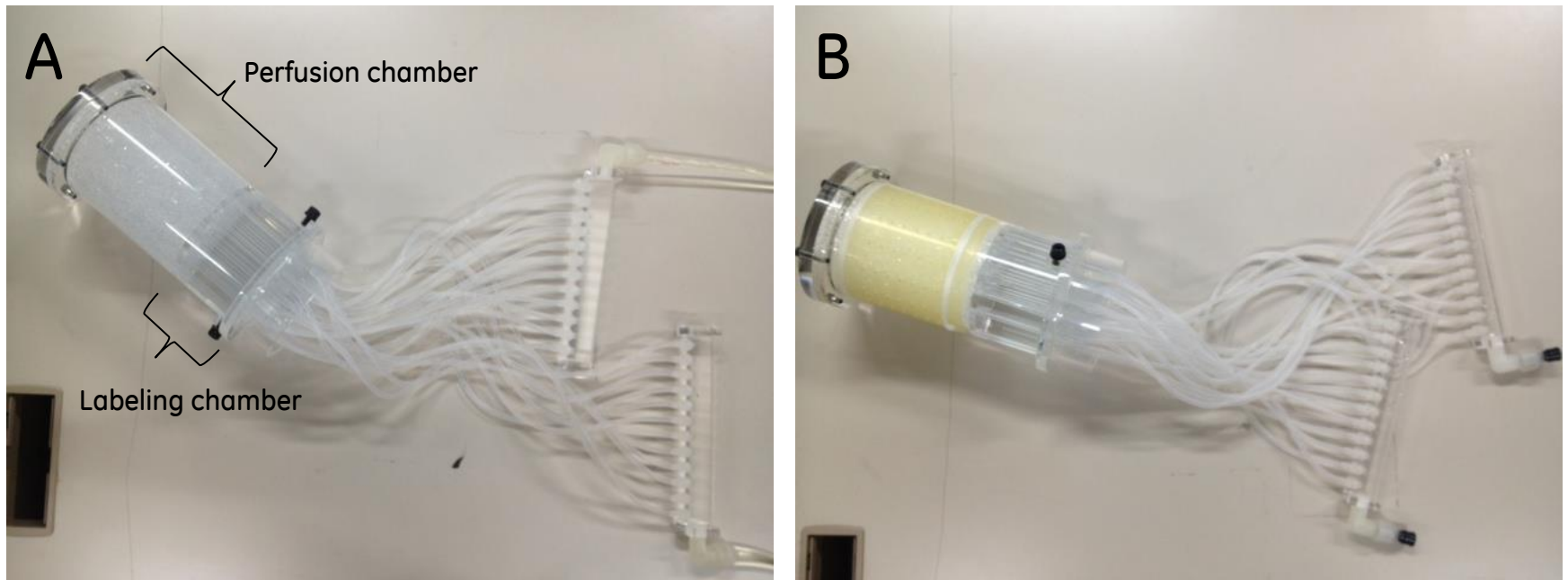


図1: (A) 固いアクリル製のケースで覆われている Solid Model と、(B) アクリル壁に穴が開けられておりその周りをゴム膜で覆っているElastic Model の両Perfusion Phantom外観。その他仕様(パイプの数、太さ、パイプに開けられた穴の数等)はすべて同じ作りである。

さ100mm)とLabeling Chamber(内部の長さ50mm)のふたつに仕切られている。それぞれのChamberを通り抜ける形で24本のアクリルパイプ(内径2mm)が等間隔に配置されており、12本(右図2の赤丸)はポンプから流入する水、残りの12本(右図2の黒丸)はファントムから排出される水を通る仕組みである。

Labeling Chamber内は水で満たされており、Perfusion Chamber部分のアクリルパイプにのみ直径0.4mmの穴が1パイプあたり

18個あけられている。(図2の赤線が示す) またPerfusion Chamber内はアクリル製のビーズ(直径約3mm)で埋められており、その隙間をパイプの穴から染み出した水が浸透する構造となっている。Solid Model(図1A)は固いアクリル壁で作られているが、Elastic Model(図1B)の壁一面にはおよそ100個ほどの穴(直径1.6mm)が開けられており、それを完全に密閉し覆う形でおおよそ1t程度の圧力に耐えられる弾性を持つゴム膜が巻かれている。

このような構造で準備されたSolid ModelおよびElastic Modelの2つのファントムは、拍動や流入時の圧力を任意設定できる送水ポンプ(フヨー株式会社)に接続されて使わ

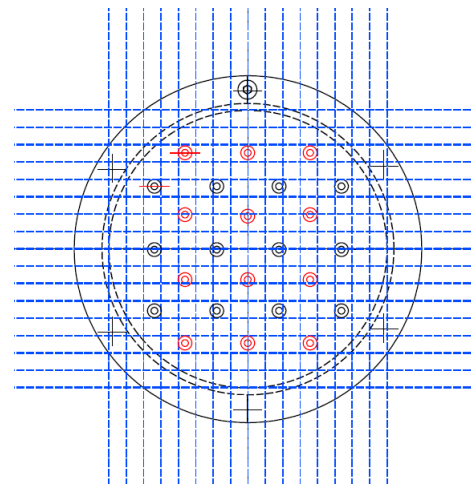


図2: アクリルパイプの配置図。
赤色は流入パイプ、黒色は排出パイプを示す。

れた。送水ポンプの設定はヒトに近いものにするため60bpmのバルブクリック(拍動の再現)と0.01-0.02mPaの水圧(76-150mmHgに相当)に固定した。まずはじめに1.5T MRI装置 (SIGNA HDxt, GE Healthcare) を用いて3D Time Of Flight (TOF)画像を撮り、送水ポンプから押し出される水の循環を確認した後、Phase Contrast (PC)画像を用いて各Chamberを通過するパイプ内の水流速を計測した。その際INとOUTの12本それぞれの断面をROI選択し、6つの異なるスライス上でMean \pm SD (n =12) を求めた。次にASL撮像時の汎用性を確認するため、3D PCASLを用いてPerfusion画像の撮像を行なった。その際Labeling Chamberの領域のみをラベル付けに用い、Perfusion Chamber内で19枚のスライスを撮像した。またASLスキャンは5つの異なるPost Labeling Delay (PLD = 1000, 1500, 2000, 2500および3000ms)を用いて行なわれ、円柱ファントムのPerfusion Chamber内断面を測定面積として信号強度を計測した。最後にインフォームドコンセントを取得したボランティア3名から得た3D PCASL画像の信号強度を、上述のファントムデータと比較した。ボランティアはファントム同様、5つの異なるPLDを用いて撮像され、Axial断面内をROI選択して信号強度を測定した。これら撮像パラメターの詳細は末尾に記載した。

結果と考察

準備されたファントム2体はそれぞれ前述の送水ポンプに接続され、水の拍動付循環が確認された状態で撮像した3D TOF画像が下の図3である。Solid Model, Elastic Modelともに12本のパイプの中を水が通り、ファントムのPerfusion Chamber内に浸透していることが確認できた。なおElastic Modelはアクリル壁に開けられた穴からポンプによって送り

込まれた水が染み出している様子も見られた。次にポンプを稼働させた状態でPC画像を撮像し、各パイプ内の流速を測定してグラフにしたものが図4である。Solid ModelとElastic Modelは異なる流速の変化を示したが、いずれもスライス#2からスライス#3 (Labeling ChamberからPerfusion Chamberにさしかかるあたり)にかけて最大流速(約50cm/s)を観測し、Perfusion Chamber内ではファントムの端にかけて緩や

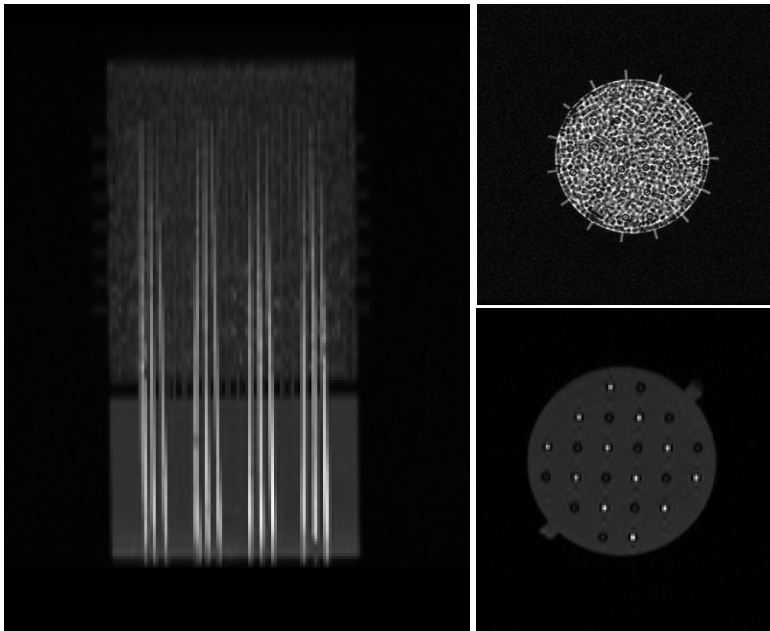


図3: 3D TOF画像によりパイプ内への水の流入および排出が確認された、Elastic Modelの例

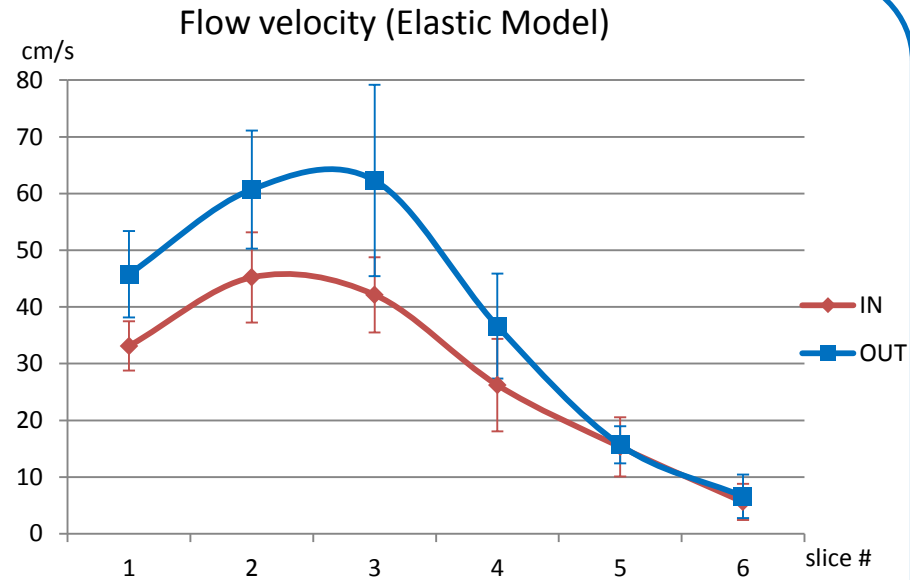
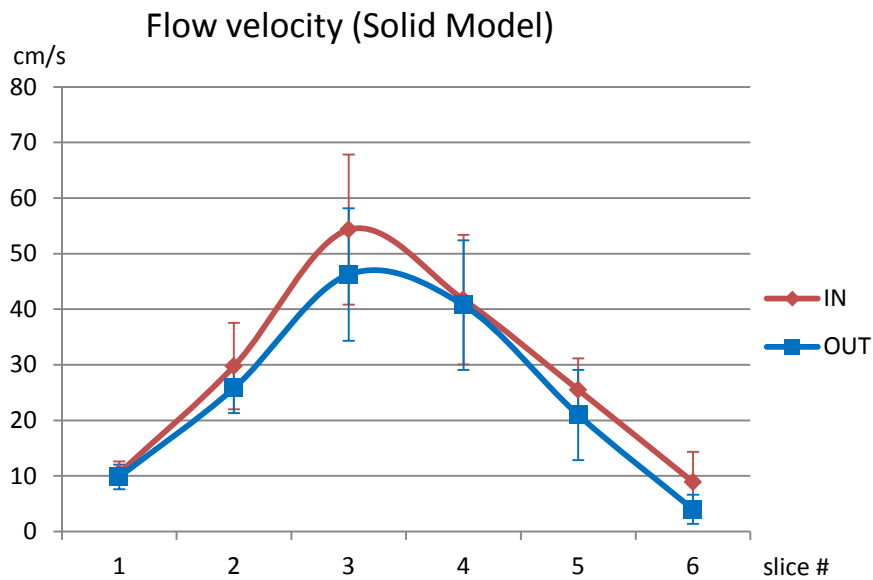
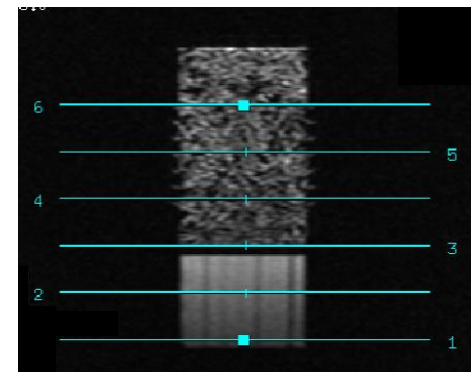


図4: PC画像に基づき計測されたアクリルパイプ内のFlow velocity Mean \pm SD (n = 12) 計測に用いたスライス#1 - #6は右図の位置で撮像された。



かに流速が低下していることが分かった。Solid Modelは流入パイプ・排出パイプともに比較的近似した水流であることが分

かったが、Elastic Modelはゴム膜によって水が押し戻されることにより水流が複雑に変化する影響か、流入パイプと排出パイプ内の流速に違いが見られた。

続いて両ファントムを用いて3D PCASL画像を図5(左)の位置で撮像し、19枚のスライス上で断面ROI内の信号強度を計測した。このうち極端に信号強度の低いスライス#1

とスライス#19を除いたMean valueにExponential Curve fittingをおこなったものが図5グラフの黒線である。図5にあるASL画像の例からも見て取れるように、Solid Model、Elastic Model共にPLDが長くなるほど、Labeling Chamber通過時にラベル付けされた水

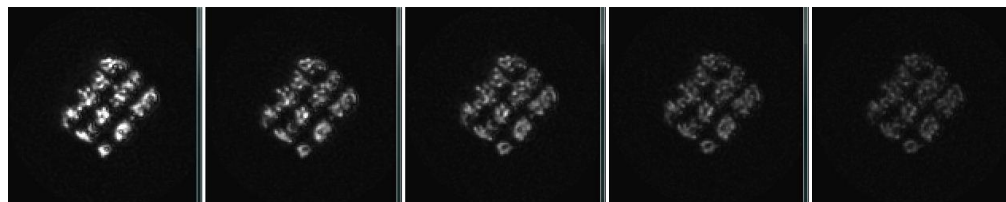
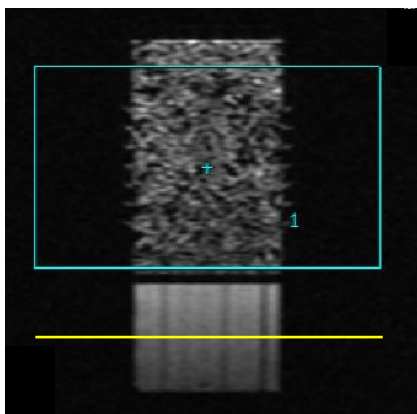
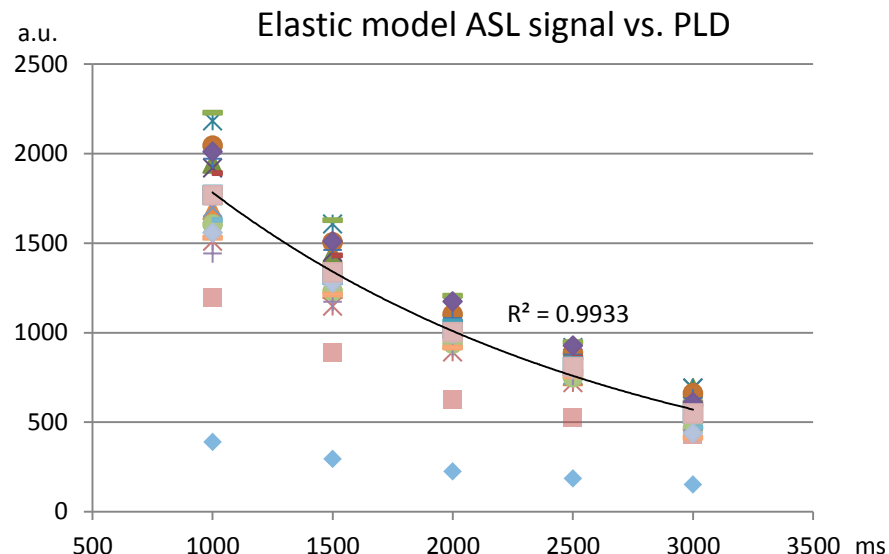
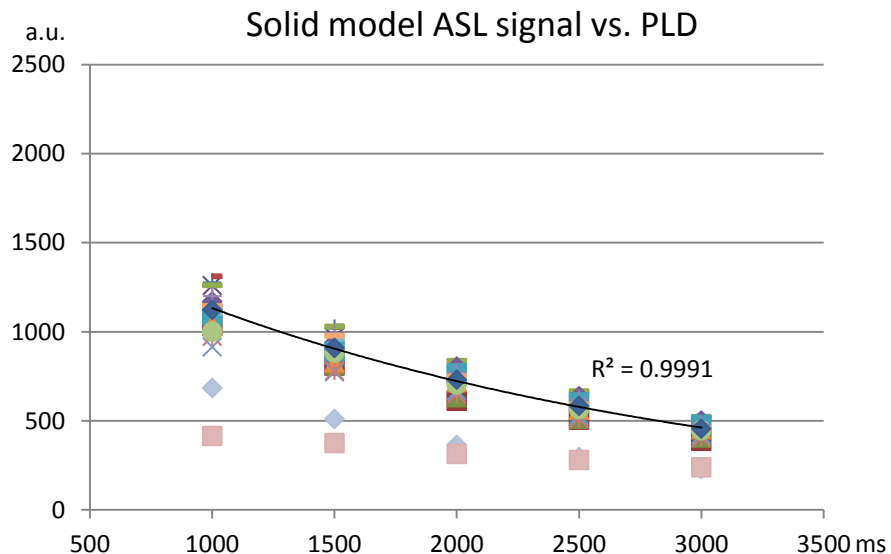


図5: 左図は3DPCASL撮像位置。水色の枠は3D撮像ボリュームを示し、黄線はラベリングの位置を表す。左図の位置で撮像された3DASL画像19枚を使い、断面のROIから信号強度をプロットしたものが上部グラフ。そのうち端のスライス2枚(#1と#19)を除いたデータにExponential Curveを用いて傾向をしめした。下図はElastic Model Slice #10からとられたASL画像の例。

がより多く排出されてしまうために信号強度が低下するという傾向のASL信号変化を見せたが、Elastic ModelはPLDが短いときにSolid Modelより強い信号強度を示した。またAxial断面上は、流入パイプ12本を中心に均一に水が浸透している様子がすべてのライスで確認された。PC画像から得た流速の変化と照らし合わせてみると、Elastic Modelはより水の流入・排出に勢いがあるものの、水流自体は複雑になっているため、

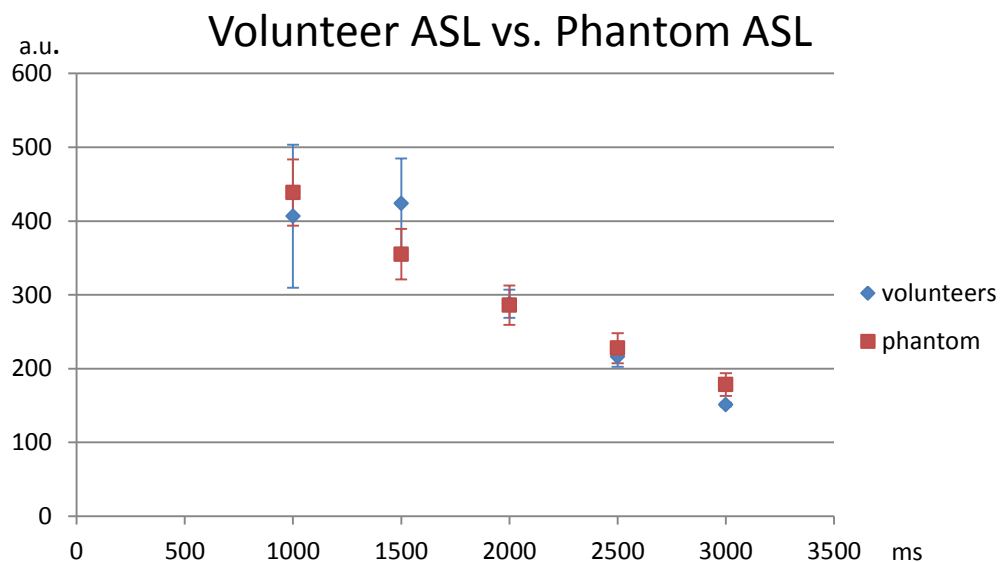
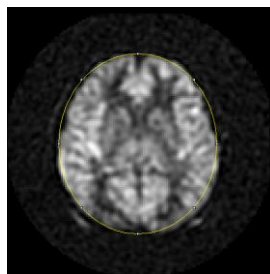


図6: ボランティア(n=3)のASL信号強度(青)とElastic ModelファントムのASL信号強度(赤)を比較したグラフ。ファントムの信号強度はスケール調整されたもの。右の画像はヒトのASL画像上でROI選択をした例。白質・灰白質等区別せず、組織全体を選択領域とした。



ラベル付けされた水がより多く、もしくは長くPerfusion Chamber内にとどまっている可能性が考えられる。

最後に3例のボランティアから得たASLデータのMean±SDと、Elastic Modelのファントムから得た同スライス上のMean±SDを比較したグラフが左の図6である。ファントムに比べてボランティアデ

一々はPLDが短いとき ($PLD \leq 1500ms$) に個人差による信号強度のばらつきがみられたが、PLDが長くなる ($PLD \geq 2000ms$) と個々の計測結果は近似する傾向がみられ、また全体として今回作製したElastic ModelのPerfusion Phantomはヒトの信号強度の変化と非常に近い結果を示すことがわかった。

結論

ヒトのCerebral Perfusionを模擬するファントムの作成を試みた。3D TOF画像によりSolid Model、Elastic Model共にスムーズで均一な水の循環を確認し、PC画像を元にパイプ内の流速を測定した。3D PCASL画像は同スライス上のPerfusionが均一に分散されていることを示し、PLDに応じてASLの信号強度が変化することも分かった。特にElastic Modelにおいては、ヒトのASL信号強度の変化と近似していることが今回の実験で明らかになり、また繰り返し実験をおこなう中でも安定して再現性のある結果を出すことが分かり、今回試作したファントムの研究・技術開発における有用性を示すものとなった。

謝辞

本研究は新エネルギー・産業技術総合開発機構(NEDO)の委託事業「IT融合による新社会システムの開発・実証プロジェクト」の一部として実施された。

また、本研究にあたり試作・加工にご協力いただいたフヨー株式会社(西東京市)・佐藤宗邦様に厚く御礼申し上げます。

Imaging Parameter

3D TOF: TR = 21 ms, TE = 3.1 ms, FA = 20 degrees, BW = 15.63 kHz, FOV = 24 cm, Thickness = 2.3 mm, Overlap = 16, Per slab = 80, Projection = 37, Freq x Phase = 256 x 256, NEX = 1, Phase FOV = 0.7

PC: TR = 18.0 ms, FA = 45 degrees, BW = 15.63 kHz, FOV = 20 cm, Thickness = 5.0 mm, Spacing = 23 mm, Freq x Phase = 256 x 256, NEX = 4, Phase FOV = 1.0, # of slices = 6

3D PCASL: BW = 62.50 kHz, FOV = 16 cm, Thickness = 5 mm, # of slices = 23, Points x Arms = 1024 x 10, NEX = 3

参考文献

- [1] Zaharchuk, G. “Arterial Spin Label Imaging of Acute Ischemic Stroke and Transient Ischemic Attack” NEUROIMAGING CLINICS OF NORTH AMERICA (2011)
- [2] Yoo, R.E. et al. “Tumor blood flow from arterial spin labeling perfusion MRI: A key parameter in distinguishing high-grade gliomas from primary cerebral lymphomas, and in predicting genetic biomarkers in high-grade gliomas” JOURNAL OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING (2013)
- [3] Lee, G. R. et al. “A phantom for quantitative spin tagging perfusion measurements” PROCEEDINGS OF INTERNATIONAL SOCIETY OF MAGNETIC RESONANCE IN MEDICINE 10 (2002)

本発表の内容に関連する 利益相反事項は

あります

企業・団体等の名称

GE Healthcare Japan（社員）

本資料は

GEヘルスケアジャパン株式会社様

からご提供いただきました。

フヨー株式会社