

## 腓腹筋トラクトグラフィにおける描出エラー： 横断像と矢状断像の比較

青木孝子<sup>1,2</sup>, 堀内 彰<sup>3</sup>, 板垣琢磨<sup>4</sup>, 藤堂幸宏<sup>1</sup>,  
俵 紀行<sup>1</sup>, 奥脇 透<sup>1</sup>, 新津 守<sup>2</sup>

<sup>1</sup>国立スポーツ科学センタースポーツ医学研究部

<sup>2</sup>首都大学東京大学院人間健康科学研究科 <sup>4</sup>同健康福祉学部放射線学科

<sup>3</sup>荏原病院放射線科

### はじめに

骨格筋における拡散強調画像を用いた線維追跡法は、筋構造の描出<sup>1,2)</sup>や定量評価<sup>3)~8)</sup>に用いられている。先行研究では、運動前後での比較など、運動生理学の分野で多く報告されており、とりわけ拡散における固有パラメータを用いた研究<sup>3)~8)</sup>が主体である。筋損傷は筋腱移行部で発生する頻度が高いが<sup>9)</sup>、筋腱移行部における筋損傷の定量評価を目的とした線維追跡法による研究は、ほとんど行われていない。その理由として、骨格筋に用いられている線維追跡法は、主に単一テンソルアルゴリズムで、アルゴリズムに起因する描出エラー<sup>10)</sup>が問題となっているためと考えられる。単一テンソルアルゴリズムは、筋腱移行部のように、一つのボクセル内に複数方向の線維が存在する構造では、一方向のテンソル表示しかできないため描出エラーが生じ、描出が解剖学的構造と一致せず精度が低下する。描出エラーを解決し、トラクトグラフィの描出精度<sup>11)</sup>を向上させることは、固有パラメータを用いた定量評価を行う際の精度も向上すると考えた。描出エラーの解決法として、単一テンソルアルゴリズムの特性か

ら、描出エラーが発生しにくい描出方向があるのではないかと考え、撮像断面による下腿筋トラクトグラフィの描出能改善について検討した。

### 対象と方法

当施設倫理委員会で承認され、本研究の主旨を説明し同意の得られた健常成人ボランティア、10名（男性6名；20~28歳、女性4名；20~46歳）の右下腿の筋、腓腹筋内側頭（*medialis gastrocnemii*: MG）、腓腹筋外側頭（*lateralis gastrocnemii*: LG）を対象とした。

全身用MRI装置(Magnetom Symphony 1.5T, Siemens社製)を使用し、SE-EPI (spin echo echo planar imaging) 拡散強調画像法を用い、MPG (motion probing gradient) 印加軸6軸で、下腿の横断および矢状断を撮像した。パラレルイメージング併用可能な6チャンネル体幹部用フェーズドアレイコイルを用い、Fig. 1に示すようにセッティングした。撮像パラメータは、SNR (signal-to-noise ratio)、歪の影響を考慮し、FOV (field of view)、バンド幅、TE値、加算回数、 $b$ 値を決定した<sup>12)</sup> (Table 1)。6チャンネル体幹部用フェーズドアレイコイル

キーワード diffusion tensor tractography, slice orientation, skeletal muscle, tracking error, muscle fiber



Fig. 1. Settings of the subject's leg  
 a) The calf is elevated and the ankle is inclined internally.  
 b) The coil is placed on the middle of the calf and contralateral leg is put on the coil.

を用いて拡散強調像を撮像し、下腿横断面のSNRを測定した。

使用装置の座標軸は、左右方向が $x$ 軸、前後方向が $y$ 軸、頭尾方向が $z$ 軸方向で、左・後・頭方向が正で表示される。横断と矢状断では、MPG印加軸方向が異なり、Feet Firstで撮像した下腿の横断は $(x, y, z)$ 、矢状断は $(y, -z, x)$ となる。アルゴリズムに関係なく矢状断で撮像したトラクトグラフィの描出能が向上するかを確認するため、トラクトグラフィの作成には、アルゴリズムの異なる二つの拡散テンソル解析ソフト、dTV2<sup>13)</sup>とTrackVis<sup>14)</sup>を使用した。dTV2で用いるMPG Fileは頭部用に設定されていたため、下腿用に横断と矢状断をそれぞれ設定変更して用いた。

dTV2の終了条件はLength (steps) = 160, FA < 0.14, S0 < 60とし、TrackVisの終了条件はMask thresholdをAuto, Angle threshold 45° (デフォルト)とした。横断、矢状断とも横断面像を用いてROIを設定し、終了条件をすべての対象で同一条件とした。

### 腓腹筋トラクトグラフィの比較評価

横断と矢状断の腓腹筋トラクトグラフィを作

Table 1. Scanning Parameter of MRI

	Body array coil
TR ± TE (ms)	5000/71
b value (s/mm <sup>2</sup> )	300
BW (Hz/pixel)	1502
FOV (mm)	250
matrix	128*128
SL-thick (mm)	5
SL-gap (%)	0
Voxel size (mm)	2×2×5
average	8
Scan time	4'47"
parallel imaging	+
EPI factor	2

成し、下記の項目①～⑥について加点方式で比較評価した。評価用シートにはMGとLGの開き角、筋停止部の位置、腱膜部位を記入した画像を追加し、評価基準について評価者にあらかじめ説明を行った (Fig. 2)。

羽状角は作成したトラクトグラフィのMGとLGの開き角を計測した。

- ①羽状構造の描出が認められる。
- ②羽状角 (MG) が22°～24°である<sup>15)</sup>。
- ③腱膜が描出されている。
- ④腓腹筋のほぼ全長が描出されている。

2009年7月21日受理 2009年11月19日改訂

別刷請求先 〒115-0056 東京都北区西が丘3-15-1 国立スポーツ科学センタースポーツ医学研究部 青木孝子

撮像断面によるトラクトグラフィ描出能の比較

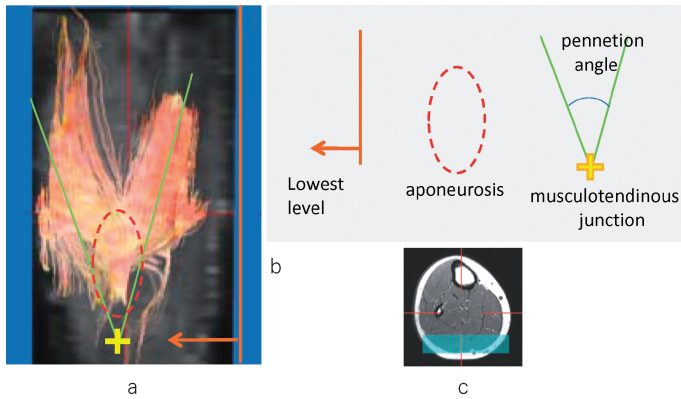


Fig. 2. Evaluation method  
 a) muscle tractography  
 b) symbol for lowest level, aponeurosis, mean pennation angle  
 c) ROI for muscle tractography  
 For reference, the symbols are given in the muscle tractography.

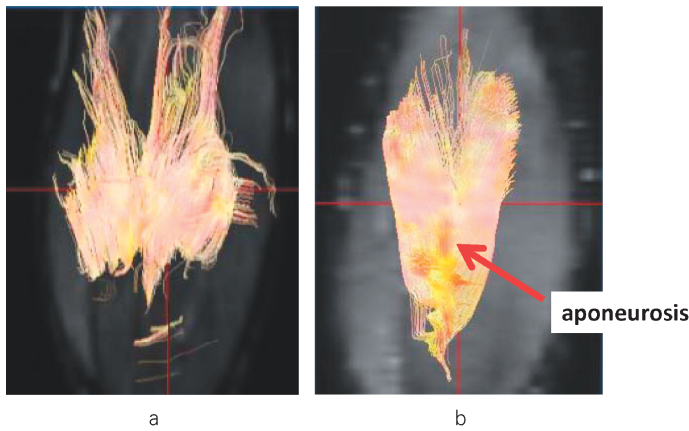


Fig. 3. Muscle tractography of the gastrocnemius muscle  
 a) from the transverse scan, b) from the sagittal scan  
 Whole length of the gastrocnemius muscle, including musculotendinous junction and pennating fibers are demonstrated in the tractography from the sagittal scan (b).

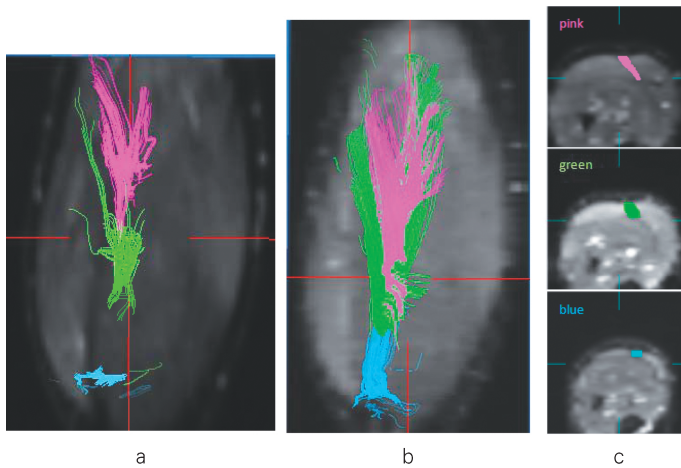


Fig. 4. Muscle tractography with ROI setting at gastrocnemius aponeurosis  
 a) from the transverse scan b) from the sagittal scan c) seed ROI at the different levels  
 Gastrocnemius aponeurosis with musculotendinous junction is readily demarcated in the tractography from the sagittal scan with three different ROI settings.

⑤アルゴリズムの異なる二つの拡散テンソル解析ソフトで描出が同様である。

⑥MG, LG の FA (fractional anisotropy) が、各々文献値<sup>8)</sup>の標準偏差を含めた範囲に一致している。

①～⑤は各2点、⑥については差があるのかを確認するため、MG, LG と一致した場合に2点、どちらか一方のみ一致した場合は1点加点とし、12点満点とした。評価者5名で60点満点とし、マン・ホイットニーのU検定による有意差検定を行った。

### 結 果

SNR (signal-to-noise ratio) 測定

6チャンネル体幹部用フェーズドアレイコイルを用いた下腿のSNRは差分法<sup>16)</sup>で26.04であった。

腓腹筋トラクトグラフィの比較評価

横断と矢状断の腓腹筋トラクトグラフィをFig. 3に示す。横断では筋腹のみが描出され、矢状断では腱膜(矢印)と筋腱移行部が描出された。Fig. 4は、Fig. 3と同一画像の腱膜に、関心領域を設定したトラクトグラフィである。矢状断では、すべての関心領域で腱膜と筋腱移行部が描出された。項目①、③～⑤による評価では各評価者において、横断より矢状断のトラクトグラフィで点数が高かった(Fig. 5)。羽状角の平均値は横断が $19.44 \pm 4.48$ 、矢状断が $20.56 \pm 4.49$ で差はないが、 $22^\circ \sim 24^\circ$ に該当したのは横断1名、矢状断は3名であった。矢状断のFA平均値はMG, LGとも文献値と一致した(Table 2)。また、アルゴリズムの異なる拡散テンソル解析ソフト、dTV2とTrack-Visの比較では、横断、矢状断とも同様の描出を示し、矢状断撮像によるトラクトグラフィの描出能向上が、dTV2の特性でないことが示された。マン・ホイットニーのU検定において、矢状断で撮像したトラクトグラフィの描出能が有意であった( $P < 0.02$ )。

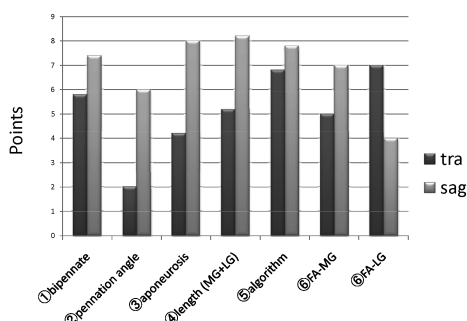


Fig. 5. Evaluation results  
Total points of five valuator showed by the percentage.

Table 2. FA and Value

FA	tra	sag	Documents value <sup>8)</sup>
GM	$0.31 \pm 0.05$	$0.32 \pm 0.10$	$0.30 \pm 0.03$
LG	$0.32 \pm 0.05$	$0.32 \pm 0.05$	$0.33 \pm 0.03$

### 考 察

筋のT<sub>2</sub>値特性からSE-EPI法によるTE値の設定は75ms以下とし<sup>17)</sup>、可能な限り腓腹筋のT<sub>2</sub>値(40~50ms)<sup>18)</sup>以下で使用方法が望ましい。使用装置のSE-EPI法による設定可能最短TE値は四肢用局所コイル95msであるため、71msである体幹部用フェーズドアレイコイルを選択した。

今回の結果から、SNRは30前後が上限と考える。その理由として、まず撮像パラメータの設定において、加算回数を増加するとSNRが向上することは知られているが、被験者による基礎実験において、加算回数15回以上で位相のずれが目立ち、加算回数10回以上ではSNRの向上はほとんど見られなかった。

次にb値の設定において、b値とSNRは相反する関係にあり、低b値ほどSNRは高い。骨格筋の解剖学的構造に着目すると、生理学的特徴から骨格筋は白筋と赤筋に分類され、赤筋

に比べ白筋は酸素をあまり必要としないため毛細血管は少なく<sup>18)</sup>、安静時は灌流の影響が小さいと考える。頭部では灌流の影響を受けるため、 $b$  値は  $1000 \text{ s/mm}^2$  以上で撮像されるが<sup>19)</sup>、腓腹筋は白筋が豊富なため低  $b$  値を用いることが可能であり、 $300 \text{ s/mm}^2$  を用いた。これにより SNR が低い骨格筋において上限はあるものの SNR を確保し、撮像時間を 5 分程度とすることができた。

描出エラー (tracking error) の観点から、矢状断撮像による描出能が有意な理由として腓腹筋は解剖学的構造が、羽状構造で腱膜から斜め方向に線維が走行しており、一定の方向に線維方向がそろっている比較的単純な構造である。単一テンソルアルゴリズムは、ボクセル内のテンソルの主軸方向に対してのみ追跡を行い、ベクトルの連続性を基にしている。Chou MC ら<sup>20)</sup>は、線維交差部および分岐部の描出能を向上させる方法として、線維追跡における方向変化ステップを大きくする、と報告していることから、非等方性ボクセルを選択した。非等方性ボクセルでは、等方性ボクセルに比べ、よりベクトルが強調されて分解能が高くなると考えられる。スライス内の腓腹筋の構造は平面的であり、線維方向が矢状断で面内にとらえられ

ているためスライス面内の分解能は高く、描出エラーが生じにくいと考えられる (Fig. 6)。横断撮像ではスライス面内の線維走行が低分解能になり、筋腱移行部で見られるように、確率的に追跡できない場合が生じ、線維方向が短くなると考えられる (Fig. 7c)。Fig. 3a では筋腹のみで筋腱移行部は描出されておらず、Fig. 4a に示す筋腱移行部の描出は断片的で連続性がなく、描出エラーが生じたと考えられる。一方、矢状断では Fig. 6b に示すように線維方向は単一方向であるため描出エラーは起こりづらく、Fig. 3b, Fig. 4b に示すように、筋腱移行部が腱膜の筋線維起始部から筋腹まで彗状にスムーズに描出されたと考える。羽状角について、今回得られた GM と LG の開き角は超音波画像を用いた文献値<sup>15)</sup>よりやや低値であったが、平均値に差が見られなかったように、筋腹における描出エラー (Fig. 7b) は少ないと言える。FA についても同様で、横断、矢状断とも文献値とよく一致した。

トラクトグラフィは解剖学的構造に近いほど描出能が高く、矢状断では解剖学的構造に対応した筋線維の走行方向と筋線維起始部が描出されており、従来の横断では筋線維の走行方向や腱膜からの筋線維起始部が描出されにくかった。

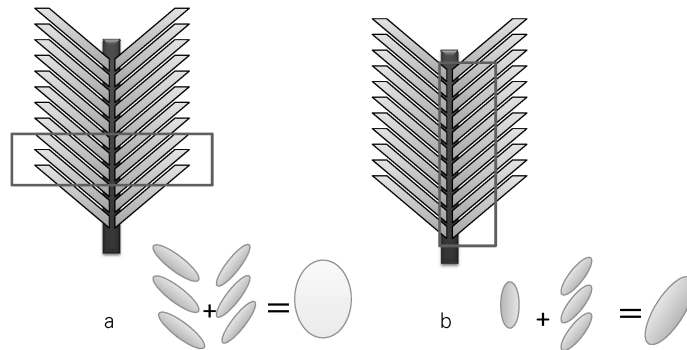


Fig. 6. Scan direction and tensor trajectory at bipennate muscle

a) from the transvers scan b) from the sagittal scan

Compared to the transverse scan, the resultant tensor trajectory can indicate more precise muscle fiber direction by using the sagittal scan.

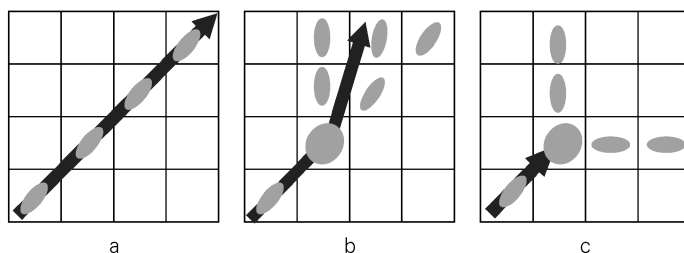


Fig. 7. Fibrous chiasm trajectory  
 a) normal tracking b) incorrect tracking c) no tracking

今回、拡散強調画像による定量評価が期待される筋損傷の好発部位は筋腱移行部に多く、筋腱移行部の描出能向上は定量評価を可能にすると考えられる。

### 結 語

本研究では、単一テンソルアルゴリズムによる線維追跡において、描出エラーの観点から撮像断面の変更によるトラクトグラフィの描出能改善について、横断と矢状断の比較評価による検討を行った。結果として、単一テンソルアルゴリズムを用いた腓腹筋トラクトグラフィの描出能は、矢状断撮像することにより、向上することを示した。

### 謝 辞

本論文を書くにあたり、ご意見・ご指導を頂いた東京大学放射線科 阿部修先生、島根大学医学部放射線医学講座 内田幸司先生、Siemens社 瀧澤 修氏、マッシュュー・ニールセン氏に深く感謝いたします。

### 文 献

- 1) Lansdown DA, Ding Z, Wadington M, Hornberger JL, Damon BM : Quantitative diffusion tensor MRI-based fiber tracking of human skeletal muscle. J Appl Physiol 2007 ; 103 : 673-681
- 2) Budzik JF, Le Thuc V, Demondion X, Morel M, Chechin D, Cotten A : *In vivo* MR tractography of thigh muscles using diffusion imaging : initial result. Eur Radiol 2007 ; 17 : 3079-3085
- 3) Zaraiskaya T, Kumbhare D, Noseworthy MD : Diffusion tensor imaging in evaluation of human skeletal muscle injury. J Magn Reson Imaging 2006 ; 24 : 402-408
- 4) Galbán CJ, Maderwald S, Uffmann K, de Greiff A, Ladd ME : Diffusive sensitivity to muscle architecture : a magnetic resonance diffusion tensor imaging study of the human calf. Eur J Appl Physiol 2004 ; 93 : 253-262
- 5) Hatakenaka M, Matsuo Y, Setoguchi T, Yabuuchi H, Okafuji T, Kamitani T, Nishikawa K, Honda H : Alteration of proton diffusivity associated with passive muscle extension and contraction. J Magn Reson Imaging 2008 ; 27 : 932-937
- 6) Galbán CJ, Maderwald S, Uffmann K, Ladd ME : A diffusion tensor imaging analysis of gender differences in water diffusivity within human skeletal muscle. NMR Biomed 2005 ; 18 : 489-498
- 7) Sinha U, Yao L : *In vivo* diffusion tensor imaging of human calf muscle. J Magn Reson Imaging 2002 ; 15 : 87-95
- 8) Sinha S, Sinha U, Edgerton VR : *In vivo* diffusion tensor imaging of the human calf muscle. J Magn Reson Imaging 2006 ; 24 : 182-190
- 9) 奥脇 透 : 肉離れのMRIと臨床. 臨床画像 2008 ; 24 : 897-907
- 10) 増谷佳孝, 青木茂樹, 阿部 修, 大友 邦 : MR 拡散テンソル画像における交叉部を除外し

- た線維方向ベクトル場の再構成による新しい線維追跡法. *Med Imag Tech* 2004 ; 22 : 243-249
- 11) Heemskerk AM, Sinha TK, Wilson KJ, Ding Z, Damon BM : Quantitative assessment of DTI-based muscle fiber tracking and optimal tracking parameters. *Magn Reson Med* 2009 ; 61 : 467-472
  - 12) 青木孝子, 堀内 彰, 奥脇 透, 新津 守 : 骨格筋 tractography におけるパラメータの最適化. 第 36 回放射線技術学会秋季学術大会 (軽井沢 2008.10) 一般研究発表予稿集 p1071
  - 13) 「dTV2」は東京大学医学部附属病院放射線科画像情報処理・解析研究室において開発された MR 拡散テンソル解析ソフトウェアである.
  - 14) TrackVis is a software tool that can visualize and analyze fiber track data from diffusion MR imaging (DTI/DSI/HARDI/Q-Ball) tractography. Ruopeng Wang, Van J. Wedeen, Athinoula A. Martinos Center for Biomedical Imaging Department of Radiology, Massachusetts General Hospital.
  - 15) 久保啓太郎, 東香寿美, 金久博昭, 久野譜也, 福永哲夫 : 加齢に伴う筋厚, 羽状角および筋束長の変化. *体力科学* 2003 ; 52 : 119-126
  - 16) 小倉明夫, 宮地利明, 小林正人, 今井 広, 清水幸三, 土橋俊男, 土井 司, 町田好男 : 臨床 MR 画像における SNR 測定法に関する考察. *日放技学誌* 2007 ; 63 : 1099-1104
  - 17) Tawara N, Itoh A : Effects of MR image noise on estimation of short T<sub>2</sub> values from T<sub>2</sub>-weighted image series. *Magn Reson Med Sci* 2007 ; 6 : 187-197
  - 18) 堂本時夫, 西原貞光, 梶間敏男, 加藤洋司, 島田美鈴, 青井聡美, 妹尾美紀, 小山 矩 : MRI による下腿筋と脂肪分布の特徴. *広島県立保健福祉大学誌人間と科学* 2003 ; 3 : 17-25
  - 19) Meyer JR, Gutierrez A, Mock B, Hebron D, Prager JM, Gorey MT, Homer D : High-b-value diffusion-weighted MR imaging of suspected brain infarction. *AJNR Am J Neuroradiol* 2000 ; 21 : 1780-1782
  - 20) Chou MC, Wu ML, Chen CY, Wang CY, Huang TY, Liu YJ, Juan CJ, Chung HW : Tensor deflection (TEND) tractography with adaptive sub-voxel stepping. *J Magn Reson Imaging* 2006 ; 24 : 451-458

## Tracking Errors in Tractography of the Gastrocnemius Muscle: A Comparison between the Transverse and Sagittal Planes

Takako AOKI<sup>1,2</sup>, Akira HORIUCHI<sup>3</sup>, Takuma ITAGAKI<sup>4</sup>,  
Yukihiro TOHDOH<sup>1</sup>, Noriyuki TAWARA<sup>1</sup>, Toru OKUWAKI<sup>1</sup>,  
Mamoru NIITSU<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Department of Sports Medicine, Japan Institute of Sports Sciences  
3-15-1 Nishigaoka, Kita-ku, Tokyo 115-0056*

<sup>2</sup>*Department of Radiological Science, Graduate School of Human Health Science, and <sup>4</sup>Faculty of  
Health Science, Tokyo Metropolitan University*

<sup>3</sup>*Tokyo Metropolitan Health and Medical Treatment Corporation, Ebara Hospital*

In scans taken in conventional direction, tracking errors may occur when using a streamline-based algorithm for the tractography of the gastrocnemius muscle. To solve errors in tracking, we applied tractography to the musculotendinous junction and performed fiber tracking on the gastrocnemius muscle of 10 healthy subjects with their written informed consent. We employed a spin-echo diffusion tensor imaging (SE-DTI) sequence with 6-direction diffusion gradient sensitization and acquired DTI images at 1.5 tesla using a body array coil with parallel imaging. We compared tractography obtained in the transverse and sagittal planes using anatomical reference and found that the gastrocnemius muscle and musculotendinous junction were significantly better visualized on sagittal scans and in 3 regions of interest. We utilized Mann-Whitney U-test to determine significant differences between rates of concordance ( $P < 0.05$ ). It will be necessary to improve the signal-to-noise ratio and reduce echo time (TE) and distortion. The  $T_2$  value of skeletal muscle is around 50 ms, and TE should be as short as possible. A streamline-based algorithm is based on the continuity of a vector. It is easy to take running of the muscle fiber in sagittal scan. Therefore, tracking error is hard to occur.

In conclusion, sagittal scanning may be one way to eliminate tracking errors in the tractography of the gastrocnemius muscle. Tracking errors were smaller with sagittal scans than transverse scans, and sagittal scans allow better fiber tracking.