

Comparison of Image Distortion between Three Magnetic Resonance Imaging Systems of Different Magnetic Field Strengths for Use in Stereotactic Irradiation of Brain

メタデータ	言語: jpn 出版者: 公開日: 2017-10-03 キーワード (Ja): キーワード (En): 作成者: メールアドレス: 所属:
URL	http://hdl.handle.net/2297/36502

論文和文タイトル :

静磁場強度の異なる3機種を用いた脳定位放射線治療計画のためのMRI画像の
歪み比較

English Title :

Comparison of image distortion between three magnetic resonance
imaging systems of different magnetic field strengths for use in
stereotactic irradiation of brain.

武村 哲浩¹⁾, 笹本 耕平²⁾, 仲村 香織³⁾, 黒田 辰憲⁴⁾, 小路 佐織⁵⁾,
松浦 幸広⁵⁾, 松下 達彦⁶⁾

1. 金沢大学 医薬保健研究域保健学系
2. 福井大学医学部附属病院 放射線部
3. 大野中央病院
4. 金沢医科大学病院 中央放射線部
5. 金沢大学附属病院 放射線部
6. 京都大学大学院医学研究科放射線医学講座

1. Faculty of Health Sciences, Institute of Medical, Pharmaceutical and

Health Sciences, Kanazawa University

2. University of Fukui Hospital, Department of Radiology.

3. **Ohno Central Hospital**

4. Radiology center, Kanazawa Medical University Hospital

5. Radiology Division, Kanazawa University Hospital

6. Department of Diagnostic Imaging and Nuclear Medicine, Graduate School of Medicine, Kyoto University

Keywords:

Image distortion, Magnetic resonance imaging, Stereotactic irradiation, frameless system

区分コード: 923 放射線治療装置および放射線治療の画像管理

要約

フレームレスの脳定位放射線照射の治療計画用に撮像される Magnetic resonance imaging (MRI)画像を、静磁場強度の異なる 0.4T, 1.5T, 3T の MRI 装置により撮像しその画像の幾何学的精度を測定する。ラジオサージェリー治療計画 MRI 画像位置精度検証ファントム(QNA-01, QualitA)を用いて 0.4T MRI(APERTO Eterna, HITACHI), 1.5T MRI(Signa HDxt, GE), 3T MRI(Signa HDx 3.0T, GE)で撮像した。撮像は臨床で使用されている 1.5T MRI のシーケンス(3D-SPGR)を基準に 0.4T, 3T では同等のシーケンスにした。また、基準として CT 装置(Aquilion L/B, TOSHIBA)でも撮影した。結果では、頭尾方向の誤差が左右、前後方向の誤差と比較して最も大きく、かつ原点から離れるに従い大きくなり、0.4T MRI で最大 1.7 mm, 1.5T MRI で 4.0 mm, 3T MRI で 2.8 mm であった。また誤差は直線的に変化しない場合もあり、単純な補正では補正しきれない。幾何学的精度のみの評価では 0.4T MRI が最も良い結果となったが、画質や撮像時間など総合的な判断が必要である。

Abstract

In this paper, we evaluated image distortion of three magnetic resonance imaging (MRI) systems, which have the magnetic field strength of 0.4T, 1.5T and 3T, for stereotactic irradiation of brain. A quality assurance phantom for MRI image distortion in radiosurgery was used for this measurement of image distortion. Images were obtained from a 0.4T MRI (APERTO Eterna, HITACHI), a 1.5T (Signa HDxt, GE healthcare) and 3T MRI (Signa HDx 3.0T, GE healthcare) systems. Imaging sequences for 0.4T and 3T MRI was based on the sequence of 1.5T MRI which performs for a stereotactic irradiation in clinical. The same phantom was scanned by a CT system (Aquilion L/B, TOSHIBA) as a standard. As a result, mean errors of the Z direction was the worst of all directions in all results. The mean error of the Z direction for 1.5T MRI at -110 mm of the axial planes had the largest error of 4.0 mm. The maximum errors for the 0.4T MRI and 3T MRI were 1.7 mm and 2.8 mm, respectively. The errors in a plane were not uniform and also do not have linearity, so that simple distortion correction by using outside markers may not work. The 0.4T MRI had the smallest image distortion of the three MRIs. However, other

things such as image noise, contrast and study duration should be evaluated for the MRI systems for frameless stereotactic irradiation.

緒言

転移性脳腫瘍に適応される定位放射線照射(stereotactic irradiation: STI)では,組織コントラストが優れ,脳内の腫瘍進展範囲が明瞭な magnetic resonance imaging (MRI)画像が computed tomography (CT)画像とともに定位放射線治療計画のために取得される.脳に対する STI では MRI 画像を CT 画像に重ね合わせ治療範囲が決定される. STI は数 cm 以下の腫瘍に対して放射線を集中させ高線量を与える治療方法であり,照射回数が 1 回で治療が完遂される stereotactic radiosurgery (SRS)と複数回に分割照射される stereotactic radiotherapy (SRT)に分類される.

STIでは,小さな標的に1回から数回の照射で集中して線量を与えるため,その照射位置精度は高いものが求められる.脳に対する STI では頭部を高精度に固定するための STI 用頭部フレームが用いられる場合があるが,その固定精度は 1 mm 以下とされる. またシェルおよびバイトブロックを用いた非侵襲的な脱着式固定具でも 2 mm 以下とされている. 同様に直線加速器による照射中心の精度も 1 mm 以下とされており¹⁾,また,それらを含めた機械的な総合精度は, Hartmann らの報告²⁾や Tsai らの報告³⁾では 1 mm とされ,それらを実現するには個々の要素で 0.5 mm 以下にすることが理想とされる⁴⁾. American Association of Physicists in Medicine の Task Group 42 report 54⁵⁾では機械的な

精度とともに CT の解像度(スライス厚 1 mm)による標的位置の不確かさを 1.7 mm としており,機械的精度および標的位置の不確かさを含めた実現可能な位置の不確かさを 2.4 mm としている. 標的位置の精度は Tsai らの報告³⁾でも示されており,そこでは 1.1 ± 0.5 mm とされている.

1 回の照射で終了する脳の SRS では MRI 撮像の際に,画像の歪みを考慮して補正用マーカの付いた STI 用頭部フレームを装着し撮像される.このようなフレームを用いた場合の精度は,1990 年代に評価された結果では,0.5T および 1.5T の装置で 2 mm 以上の誤差が測定された⁶⁾が,近年の 1.5T の装置では計測物の形状により異なるが平均で 1 mm 以下誤差となったとの報告⁷⁾や画像の Z 方向は 1.6-1.9 mm の誤差ではあるが,Y 方向では 1 mm 以下の誤差となっている⁸⁾.

最近の 3T 高磁場 MRI 装置においても,SRS での使用を想定した精度検証がなされ,Watanabe ら⁹⁾により,シーケンスによって誤差が異なり 1.3 mm から 2.0 mm となり,1.5T 装置との比較においても 1.5T が 0.6 mm の誤差であったのに対して 3T 装置では 1.5 mm と報告された. しかし,Zhang ら¹⁰⁾による歪みの少ない画像を得るためのプロトコルでは同様に 1.5T 装置との比較がなされ,結果として 1.5T 装置と差が無く 0.6 mm 以下の平均誤差が報告された.また,より臨床的な評価では 1.5T 装置と 3T 装置での MRI 画像を用いて標的範囲およ

びその標的範囲によって決まるアイソセンターの差を求めた結果では、それぞれ 0.67 mm および 0.33 mm の平均誤差と報告された¹¹⁾。

マーカー付フレームによる方法ではマーカーによる補正により精度の高い MRI 画像が得られるが、複数回の照射となる SRT では、そのような歪み補正が可能となるマーカー等が付いたフレームを使用せずシェルやバイトブロックなどを使用したフレームレスシステムが採用される。フレームレスシステムでは通常の頭部撮像のようにヘッドコイルを用いてフレーム無しで撮像されるため、体外マーカー等は無く歪みの補正が行えない。そのため MRI 画像の歪みが画像重ね合わせの結果に反映され、治療の標的となる腫瘍範囲の設定精度に影響することになる。故に、フレームレスシステムを採用した際、脳の STI に用いる MRI 撮像での歪みを把握しておく必要がある。

現在、脳の STI のためには診断で普及している 1.5T MRI が用いられる場合が多いと考えるが、近年ではより静磁場強度の高い 3T MRI が普及し始めている。また高磁場 MRI だけでなく永久磁石を用いた低磁場オープン型 MRI 装置も被験者の体位自由度が高いことから STI 用の MRI としての選択肢として挙げることができる。そこで本研究では、静磁場強度の異なる 3 台の MRI 装置を用いて、フレームレスシステムにおける当院での脳 STI 用 MRI 撮像シーケンスを基準とした画像の歪みを測定する。

方法

歪み測定のためにラジオサージェリー治療計画 MRI 画像位置精度検証ファントム(QNA-01, QualitA, 以下,検証用ファントム)を用いた.この検証用ファントムは内部に縦横 20 mm 間隔の格子となっている面が足側から 10 mm 間隔に 6 枚, その後 20 mm 間隔で 4 枚並び,格子面間隔が 20 mm に切り替わるあたりから頭側は半円球をしている円柱型ファントムである(Fig. 1). ファントム内部は空洞であり水道水を注入して使用した.

幾何学的位置の基準となる CT 画像を取得するため,検証ファントムを治療計画用 16 列 multidetector-row CT (Aquilion L/B,TOSHIBA)を用いて 120 kV, 100 mA, 再構成スライス厚 1 mm (コリメータ幅 16 mm), スタック処理無しにてヘリカルではない通常スキャンで撮影した. その際,ファントム内の足側から 3 枚目の格子面の中心(円柱の中心)をファントム座標中心とし,治療計画用のレーザーを基準にラインを引き,以後の MRI 撮像の位置合わせに用いた.

使用した MRI 装置は,オープン型 0.4T MRI 装置(APERTO Eterna, HITACHI), 1.5T MRI 装置(Signa HDxt, GE ヘルスケア・ジャパン), および 3.0T MRI 装置(Signa HDx 3.0T, GE ヘルスケア・ジャパン) で撮像を行った. 使用したヘッドコイルは 0.4T MRI は Head QD, 1.5T MRI では HDNV Head, 3T MRI で

は HD NV Array を使用した。

撮像シーケンスは脳に対する STI の際に本院で撮像されている 1.5T MRI のシーケンス(3 dimensional spoiled gradient recalled acquisition in the steady state: 3D-SPGR)を基準に,主にエコーシーケンス,エコー収集方法,マトリックスサイズを同等にしたシーケンスで撮像した(Table 1)。ただし,0.4T MRI では,全く同等のシーケンスではノイズ信号比が悪く,計測するには適さない画像となったため,field of view (FOV)を調整し 26 cm とした。

Table 1

得られた検証ファントムの格子面が写った画像から,格子の格子交点の座標を計測した。座標軸の向きは,左右方向(X 方向)が画像に向かって右側(仰向け患者の左手)に向かって正,上下方向(Y 方向)が下に向かって正, 頭尾方向が足側に向かって正とした(Fig.1)。格子は幅があるため,格子交点の左上角と右下角の座標を取りその中点を交点の座標とした(Fig. 1)。格子交点の座標は手動計測によるバラツキを考慮して 1 つの格子交点につき日を変えて 3 回測定しその平均とした。

MRI 撮影のためヘッドコイル内に検証用ファントムを設置した際,CT 撮影と

比べ僅かな回転が起こりえる。測定した MRI 画像での格子交点座標は、原点を通る水平および垂直の格子線の傾きを平均し頭尾方向(Z軸)中心の回転補正を式 1 により行った。また同様に円柱中心にある格子交点座標から左右方向(X 軸)を中心とした回転および前後方向(Y 軸)を中心とした回転を式 2 により補正した。

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x_i \\ y_i \end{pmatrix} \dots (1)$$

$$\begin{pmatrix} z \\ \text{x or y} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos\theta & -\sin\theta \\ \sin\theta & \cos\theta \end{pmatrix} \begin{pmatrix} z_i \\ \text{x}_i \text{ or } \text{y}_i \end{pmatrix} \dots (2)$$

ここで、x, y, z は補正後の座標、x_i, y_i, z_i は補正前の座標、θ は補正すべき角度である。

CT 画像および MRI 画像ともにファントムに設定したファントム座標中心を測定座標の原点とした。その上で CT 画像での格子交点座標を基準とし MRI 画像の格子交点座標のズレを誤差として計算し、全ての格子交点について求めた。

得られた格子交点の誤差は axial, sagittal, coronal 各方向で設計上同一平面となる格子交点より平均誤差を求めた(Fig.2)。

Fig. 1, Fig.2

結果

Fig.3a-c には、ファントム設計上、同一 axial 面内にある格子交点の平均誤差

を X,Y,Z 方向個別に示した結果である。どの装置でも Z 方向の誤差が最も大きく、各装置で値の大きさの違いはあるが、原点を含む面(0 mm の位置)から離れるに従い誤差が大きくなった。axial 面の Z 方向の平均誤差の最大変位はいずれも-110 mm の面で 0.4T MRI で+1.7 mm, 1.5T MRI で+4.0 mm, 3T MRI で+2.8 mm であった。X,Y 方向の平均誤差は最大の変位で、X 方向では 0.4T MRI,1.5T MRI,3TMRI それぞれ+0.7 mm, +0.9 mm, +0.3 mm であり、Y 方向では 0.4T MRI が +0.6 mm, 1.5T MRI が -0.2 mm, 3T MRI が+0.6 mm といずれも 1 mm を超えなかった。

Fig. 3d-i は Fig. 3a-c と同様にそれぞれ sagittal, coronal 面内の平均誤差の結果を表している。sagittal 面内, coronal 面内それぞれの X,Y 方向の平均誤差は、各 MRI における最大の変位で 0.4T MRI は sagittal(-80 mm の位置) Y 方向の-0.5mm が最大であり、1.5T MRI が coronal(-60mm の位置)の X 方向で +0.4 mm, 3T MRI では sagittal(-60 mm の位置)の Y 方向で-0.4 mm であった。対して Z 方向の平均誤差では、sagittal 面内, coronal 面内どちらにおいても 0.4T MRI が最も誤差が小さく最大でも sagittal の+1.3 mm であった。1.5T MRI は最も誤差が大きく、最大は sagittal(80 mm の位置)での+3.7 mm であった。3T MRI は coronal(-80 mm の位置)で+1.8 mm が最大であった。まとめると、axial, sagittal, coronal の面内平均誤差はいずれの平面も X 方向,Y 方

向の平均誤差の最大変位が 1 mm を超えず, Z 方向の平均誤差が 1.0 mm から 4.0 mm の範囲となった.

1.5T MRI の sagittal および coronal の Z 方向の誤差では,原点を含む面の平均誤差よりファントム辺縁に近い面の平均誤差が大きく,画像としては中心部分が頭側にふくらんだ形状になった. 0.4T MRI および 3T MRI では Z 方向の誤差には傾きが見られる. 3T MRI では画像に向かって右上が,他の部分より Z 方向に短くなっており, 0.4T では右下が同様に他の部分より Z 方向に短くなった.

Fig. 3

考察

全体的には 0.4T MRI が最も誤差が小さく,最大でも axial の Z 方向で約 +1.7 mm であり, 1.5T MRI の+4.0 mm, 3T MRI の+2.8 mm と比較し最も幾何学的精度が良い結果となった. 0.4T MRI は傾斜磁場強度が 1.5T MRI の 57 mT/m と比べ 22 mT/m と小さく,歪みを生む渦電流の発生において有利である. 逆に 1.5T MRI と 3T MRI では, 3T MRI の傾斜磁場強度は 50 mT/m であり大きな違いは無いが, 3T MRI では磁場不均一对策として, 高次の不均一性の補正を可能にするハイオーダーシムが装備されている. そのため 1.5T MRI の方が大

きな誤差となった可能性がある。しかしながら、このような結果になった要因を明確にするにはより詳細に検討が必要である。

幾何学的精度としては 0.4T MRI が最も良い結果となり、幾何学的精度に関しては 0.4T MRI が STI に最も適していると言える。しかし、使用したシーケンスの撮像時間は 0.4T MRI で 21 分であり、1.5T MRI や 3T MRI の 13 分と比較し倍近い時間がかかるため、臨床現場では時間的制約も考慮する必要がある。またもし撮像時間が許容できたとしても、今回評価はしていないコントラストやノイズなどの画質については高磁場の MRI 装置の方が有利である^{12,13)}。本研究は歪みのみの評価であり、これだけで 0.4T MRI が STI に用いる最適な MRI 装置とは言えず、画質を含めた総合的な判断が必要である。また、逆に、3T MRI は現在使用している 1.5T MRI より高い幾何学的精度を示したため、STI に対する 3T MRI の使用可能性が示唆された。

使用したシーケンスは、gradient echo(GR)系のシーケンスであり、一般に磁化率の変化の影響を受けやすく、また、傾斜磁場の高速なスイッチングを行うため渦電流に関しても spin echo(SE)系のシーケンスよりも影響が出やすいとされている。そのため、使用するシーケンスを SE 系のシーケンスにすることで幾何学的誤差を小さくできる可能性がある。実際に Zhang らの報告¹⁰⁾では GR 系のシーケンスと SE 系のシーケンスが比べられ、3T 装置でそれぞれの誤差が GR

系 0.5 mm と SE 系 0.4 mm となり SE 系のシーケンスが幾何学的精度の良い傾向にあった。また, Watanabe らの報告⁹⁾にあるように, GR 系のシーケンスでもシーケンスにより誤差が異なると報告があるため, 自施設で使用するシーケンスで歪みを評価する必要がある。

全体として X, Y, Z 方向それぞれの誤差の傾向は, X, Y 方向の誤差は全て 1.0 mm 未満であり, 全てのグラフにおいて Z 方向の値が最も大きくなった。axial 面での結果ではどの装置でも 0 から離れるにしたがい正の誤差となっており, 足側に小さくなる方向に誤差が出ていた。CT 画像と MRI 画像の重ね合わせが治療計画時に使われるとすると絶対的な誤差値よりも相対的な誤差が問題となる。どこを基準に CT と MRI を重ね合わせるかにもよるが, 脳底部周辺を基準に重ね合わせた場合, 頭頂部では 0.4T MRI で 1.7 mm, 1.5T MRI で 4.0 mm, 3T MRI で 2.8 mm の誤差が出ることになる。重ね合わせの基準が腫瘍周辺としても, 複数個の転移性脳腫瘍に照射することは良くあることであり, そのような場合, 一箇所の腫瘍を基準に重ね合わせだけでは同様な誤差を生む場合がある。また, 画像自体は, 特に頭頂部では Z 方向に小さく表現されているため, たとえ腫瘍周辺で画像を重ね合わせたとしても腫瘍範囲に誤差が出る。例えば, 一般的な脳 STI の適応上限である 30 mm の腫瘍が頭頂部にあり, 1.5T MRI では, -110 mm の位置で +4.0 mm, -80 mm の位置で約 +3.0 mm の誤差となりそ

の差の 1.0 mm が腫瘍周辺で合わせたとしても腫瘍輪郭の誤差として生じる可能性がある。ガイドライン¹⁴⁾に示される診断精度は 1.0 mm 以下とされているが、上記試算による 1.0 mm の誤差は、MRI 画像の歪みのみの誤差であり、本来はこれに元々の診断(腫瘍範囲同定)のバラツキが加わるためガイドラインの値を上回る可能性がある。そのため、MRI 画像の歪みの影響を planning target volume 設定時のマージン(PTV マージン)に加えることが必要である。またそのためにも使用する MRI 装置、撮像シーケンスでの歪み程度と特徴を把握しておくことは重要である。

sagittal, coronal の結果では辺縁部と中心部分で誤差が等しくないことが示された。1.5T MRI の結果では、画像として格子面中心が足側に膨らんでいるように表示され、0.4T MRI や 3T MRI ではそれぞれ画像の右下もしくは右上がより誤差が正の方向に大きくなっている。このことは、STI 治療対象者を撮影する際に、CT および MRI 両方で確認できるマーカーをコイル内に配置しそれを基準に補正しようとしてもマーカー周辺とマーカーから離れた頭蓋中心部で誤差が生じることとなる。そのため歪みの 3 次元的な特徴を把握しておく必要がある。

3 回の手動測定によるバラツキは 3 回の測定のうちで X,Y 方向では 1 pixel, Z 方向では 1 スライス異なる測定が 1 度ある程度であり、各格子交点の測定された座標の標準偏差は、最大値で X,Y 方向が ± 0.27 mm, Z 方向が ± 0.57 mm であ

った。特に Z 方向の誤差平均値はこれら最大の標準偏差値よりも大きく手動測定バラツキが結果へ与える影響は小さい。

結論

脳に対するフレームレス STI の治療計画に使用する MRI 画像として、静磁場強度の異なる 3 台の MRI 装置についてそれぞれの画像の幾何学的精度を検証した結果、全ての装置で Z 方向の誤差が X, Y 方向の誤差と比較しより大きくなった。axial 面での Z 方向の誤差は原点から離れるほど大きくなり 0.4T MRI で最大 1.7 mm, 1.5T MRI で 4.0 mm, 3T MRI で 2.8 mm であり 0.4T MRI が最も歪みが小さくなった。

1.5T MRI の結果に顕著なように、誤差量は比例変化しないため、単純に体外マーカーを用いての補正では補正しきれない場合もあるため、今回の検討のように被写体内部の全体的な歪みについて把握しておく必要がある

使用した 3 台の MRI 装置では 0.4T MRI が最も誤差が小さくなったが、今回評価したのは幾何学的精度のみであり、画像のノイズやコントラストおよび撮像時間など総合的に判断されるべきである。またフレームレス STI に MRI 画像をもちいる際には、使用する MRI 画像の歪みの傾向を把握しておくことが重要である。

参考文献

- 1) 定位放射線照射のための線量標準測定法—STIの線量とQA—. 通商産業
研究社, 東京, 2001:7-18.
- 2) Hartmann, G. H., Bauer-Kirpes, B., Serago, C. F. & Lorenz, W. J.
Precision and accuracy of stereotactic convergent beam irradiations
from a linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*
1994;28(2):481:4811
- 3) Tsai, J. S. *et al.* Quality assurance in stereotactic radiosurgery using
a standard linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.*
1991;21(3):737-748.
- 4) 國枝悦夫,北川五十雄.定位照射の精度管理. 定位照射 -その技術と臨床-.
医療科学社, 東京, 2001:109-113.
- 5) Chairman, M. C. S. *et al.* AAPM REPORT NO.54 13 STEREOTACTIC
RADIOSURGERY Report of Task Group 42 Radiation Therapy

Committee. the American Association of Physicists in Medicine by the American Institute of Physics. 1995; 6-8.

- 6) Kondziolka, D. *et al.* A comparison between magnetic resonance imaging and computed tomography for stereotactic coordinate determination. *Neurosurgery*. 1992;30(3):402–407.
- 7) Bednarz, G., Downes, M. B., Corn, B. W., Curran, W. J. & Goldman, H. W. Evaluation of the spatial accuracy of magnetic resonance imaging-based stereotactic target localization for gamma knife radiosurgery of functional disorders. *Neurosurgery*. 2001;48(5):1092–1099.
- 8) Yu, C., Apuzzo, M. L., Zee, C. S. & Petrovich, Z. A phantom study of the geometric accuracy of computed tomographic and magnetic resonance imaging stereotactic localization with the Leksell stereotactic system. *Neurosurgery*. 1999;45(5):1156–1163.

- 9) Watanabe, Y., Lee, C. K. & Gerbi, B. J. Geometrical accuracy of a 3-tesla magnetic resonance imaging unit in Gamma Knife surgery. *J Neurosurg.* 2006;105 Suppl:190-193.
- 10) Zhang, B. *et al.* Development of a geometrically accurate imaging protocol at 3 Tesla MRI for stereotactic radiosurgery treatment planning. *Phys Med Biol.* 2010;55(22):6601–6615.
- 11) MacFadden, D. *et al.* Clinical evaluation of stereotactic target localization using 3-Tesla MRI for radiosurgery planning. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010;76(5):1472–1479.
- 12) Frayne, R., Goodyear, B. G., Dickhoff, P., Lauzon, M. L. & Sevick, R. J. Magnetic resonance imaging at 3.0 Tesla: challenges and advantages in clinical neurological imaging. *Invest Radiol.* 2003;38(7):385–402.
- 13) Fushimi, Y. *et al.* Gray matter-white matter contrast on spin-echo T1-weighted images at 3 T and 1.5 T: a quantitative comparison study. *Eur Radiol.* 2007;17(11):2921–2925.

- 14) 日本放射線科専門医会・医会. 定位放射線治療の品質管理 -頭部-, 2008
放射線治療計画ガイドライン. メディカル教育研究社, 埼玉, 2008:12-
14.

図表の説明

Table 1 Imaging sequence with MRI systems

Fig. 1 Structure of quality assurance phantom for stereotactic irradiation and the coordinate system

Fig. 2 mean errors of measurement points in axial, sagittal, coronal plans.

Fig. 3 Results of mean error of X,Y and Z directions. Mean errors of coordinates of intersections in an axial plane are shown in the image a)-c), mean errors in a sagittal plane shown in the image d)-f), in a coronal plane in the image g-i.

Table 1 MRI 撮像シーケンス

Fig. 1 脳定位放射線照射検証用ファントムの構造と座標系

Fig. 2 axial, sagittal, coronal 面内平均誤差

Fig. 3 X, Y, Z 方向別の平均誤差の結果. グラフ a-c は各 MRI 装置同一 axial 面にある格子交点の誤差を平均した結果であり, グラフ d-f は sagittal 面, g-i は coronal 面の平均誤差である.

	0.4T MRI	1.5T MRI	3T MRI
Sequence name	3D-RSSG *	3D-SPGR **	3D-SPGR **
Repetition time (ms)	30	12.3	11.5
Echo time (ms)	12	5.4	5.3
Inversion time (ms)	-	450	450
Flip angle (deg)	20	20	20
Slice thickness (mm)	1.0	1.0	1.0
Matrix	512 × 512	512 × 512	512 × 512
Field of view (mm)	260	240	240
Acquisition time (min)	21.28	12.8	12.27
Number of average	1	1	1

*3D-RSSG: 3 dimensional radio frequency spoiled steady-state gradient rewind acquisition

** 3D-SPGR: 3 dimensional spoiled gradient recalled acquisition in the steady state

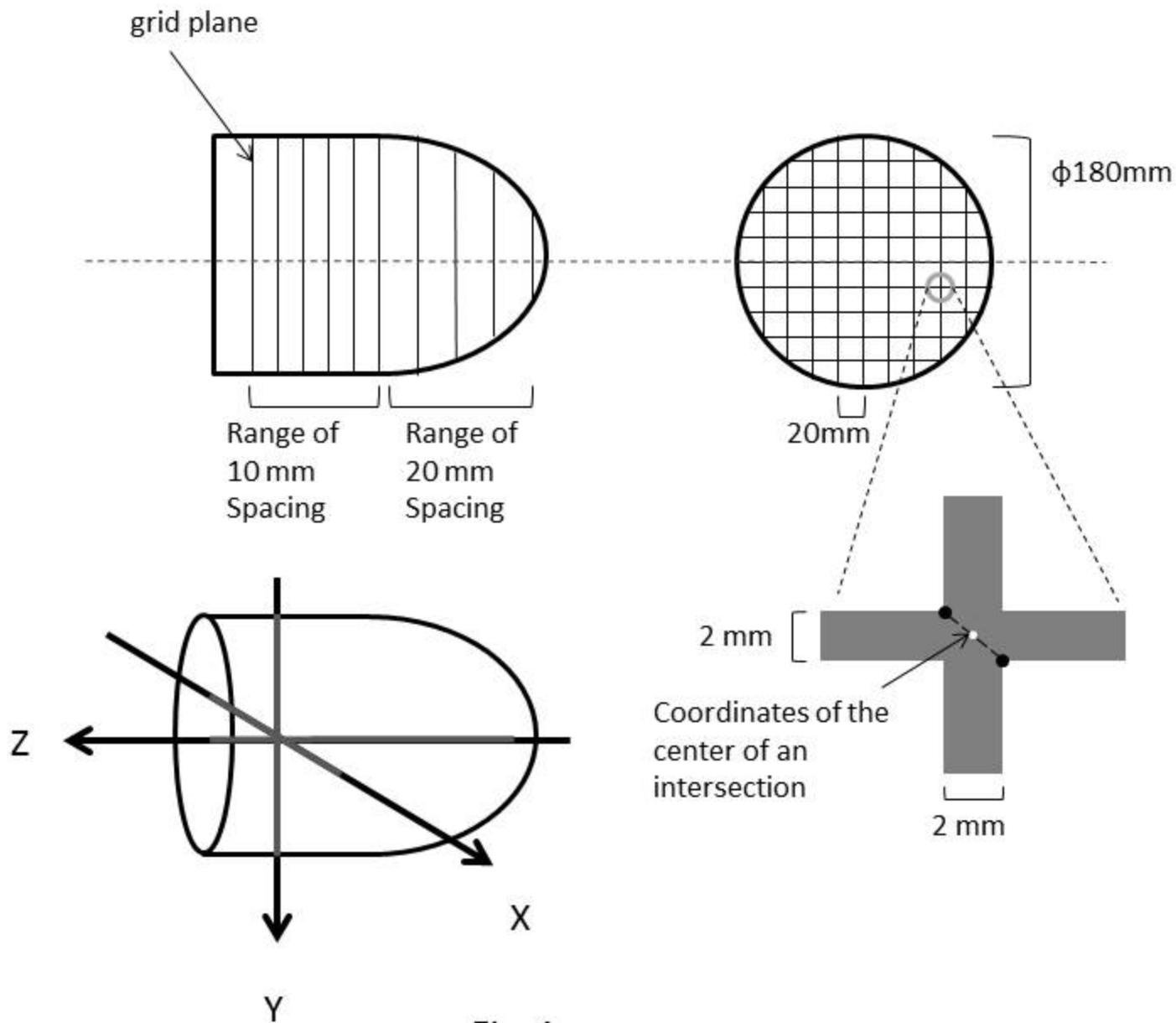
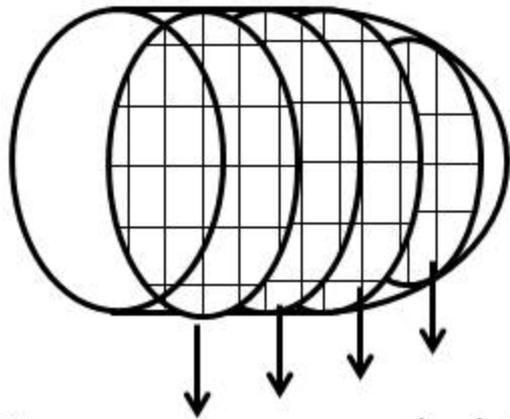
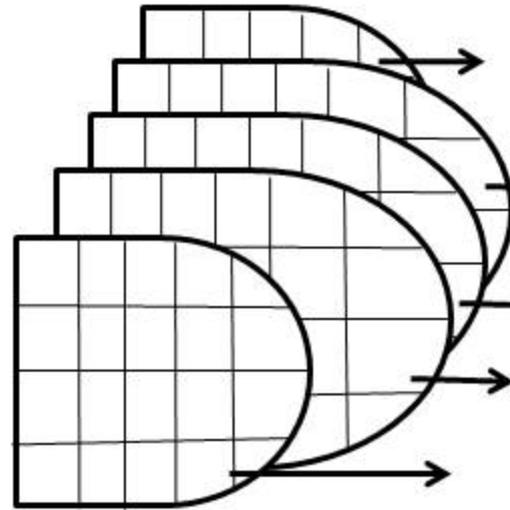


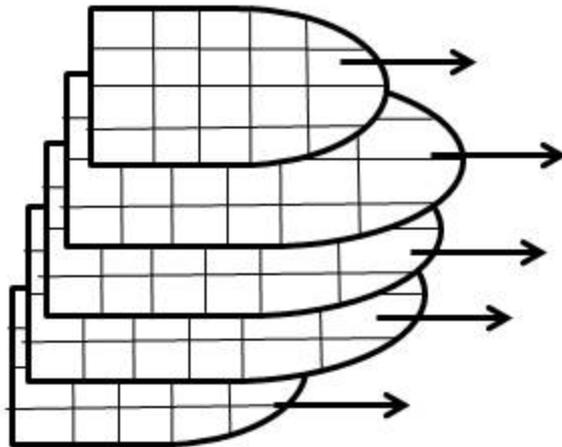
Fig. 1



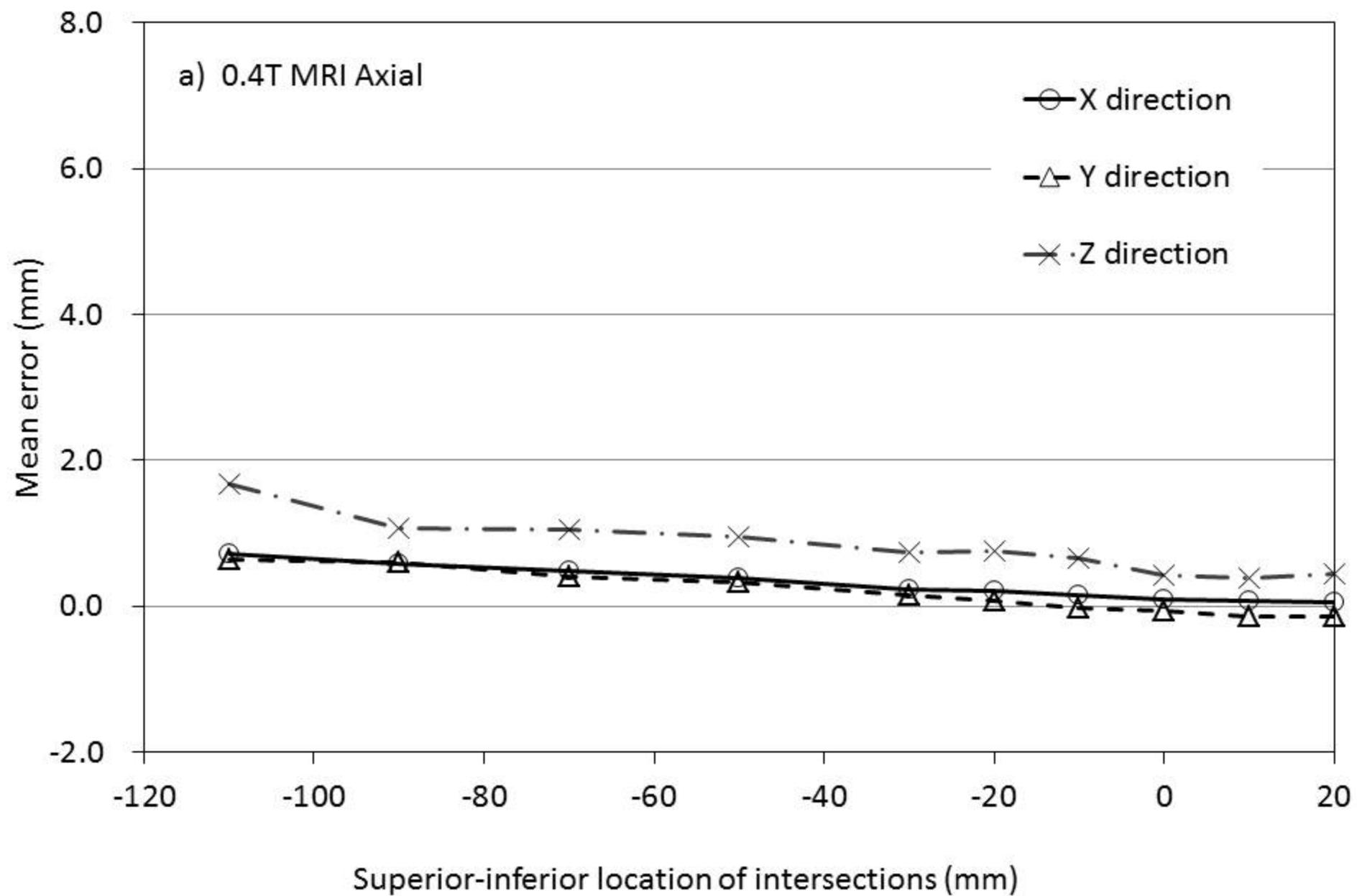
A mean error was calculated from errors in each axial plan

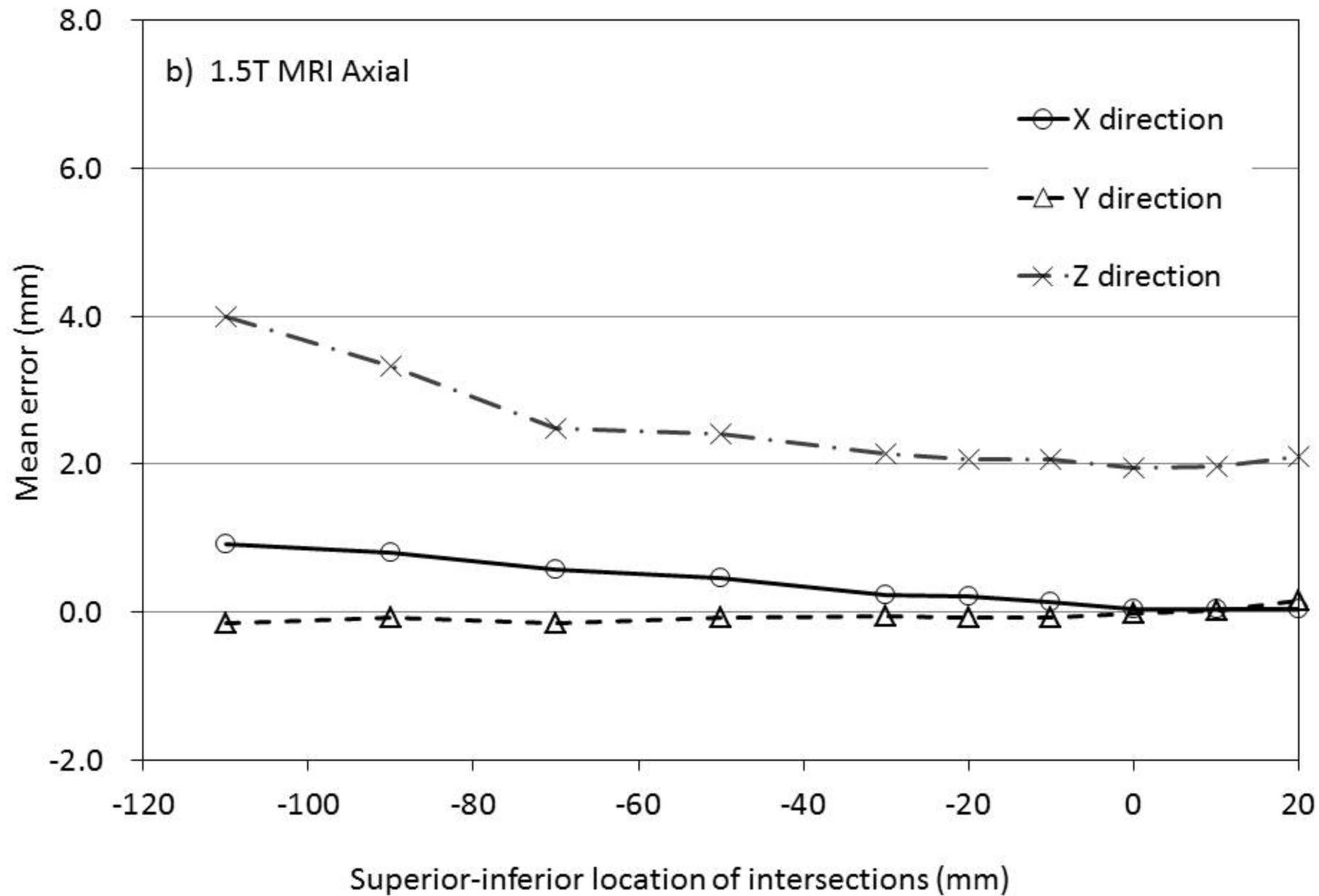


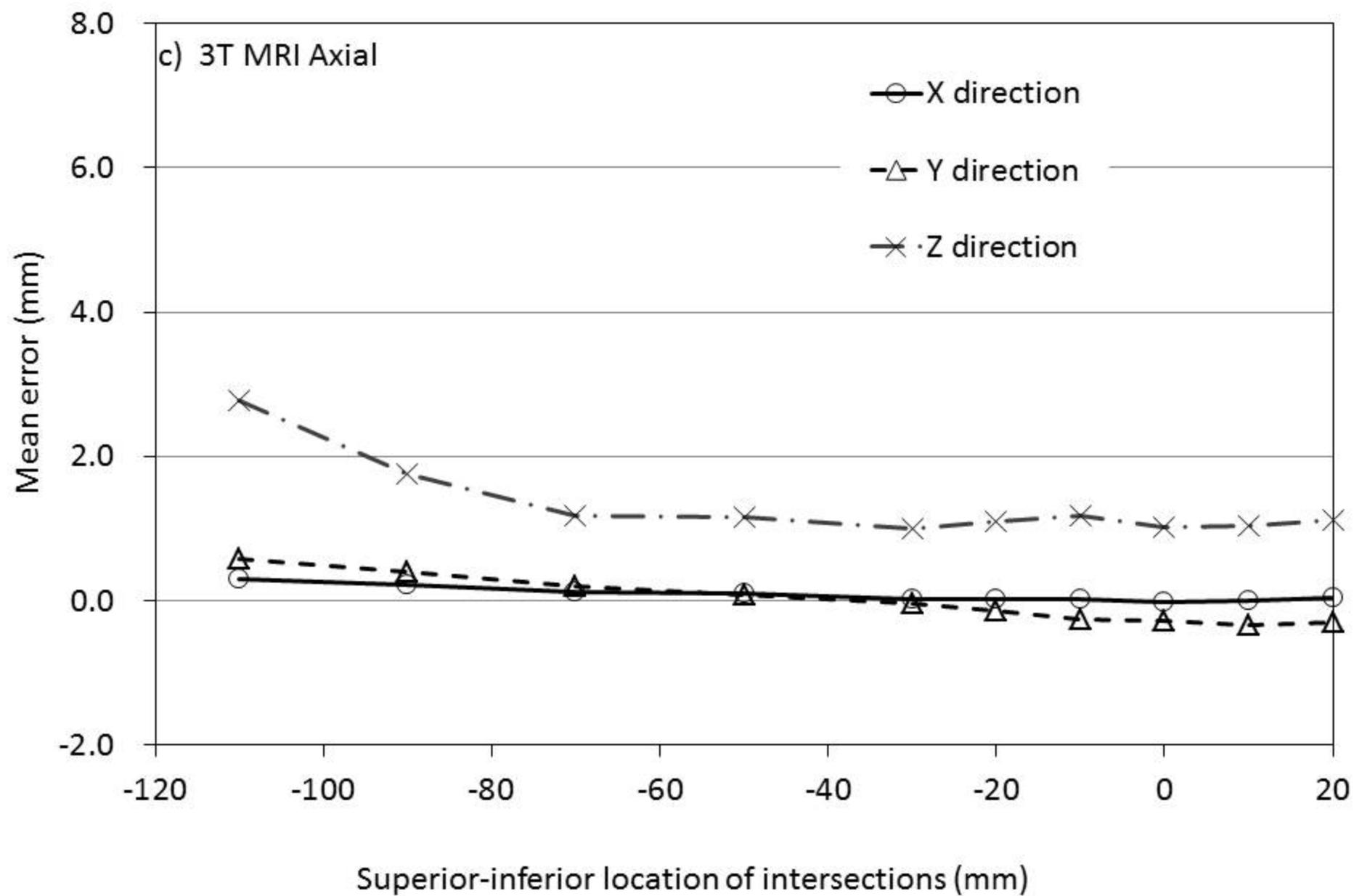
A mean error was calculated from errors in each sagittal plan



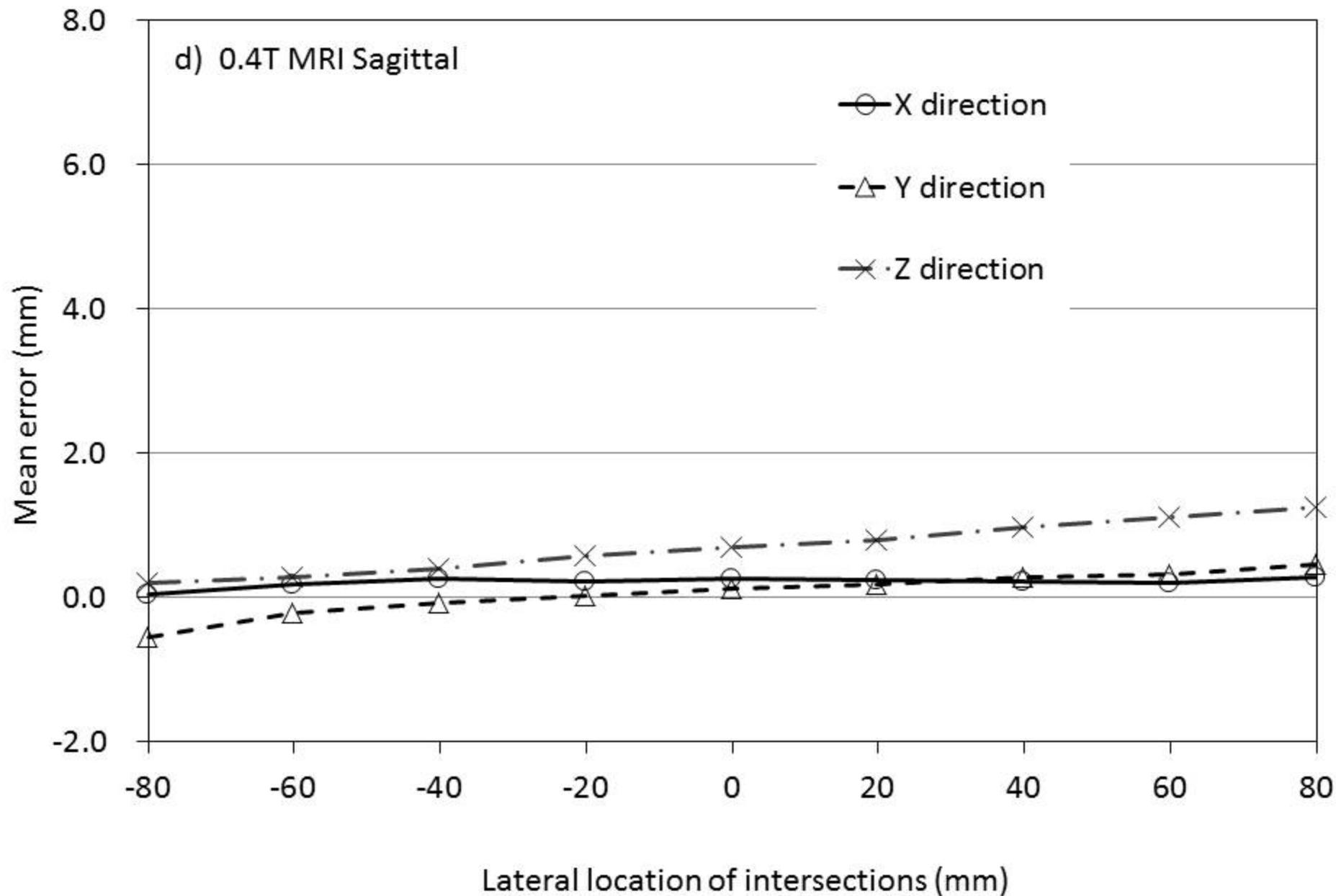
A mean error was calculated from errors in each coronal plan



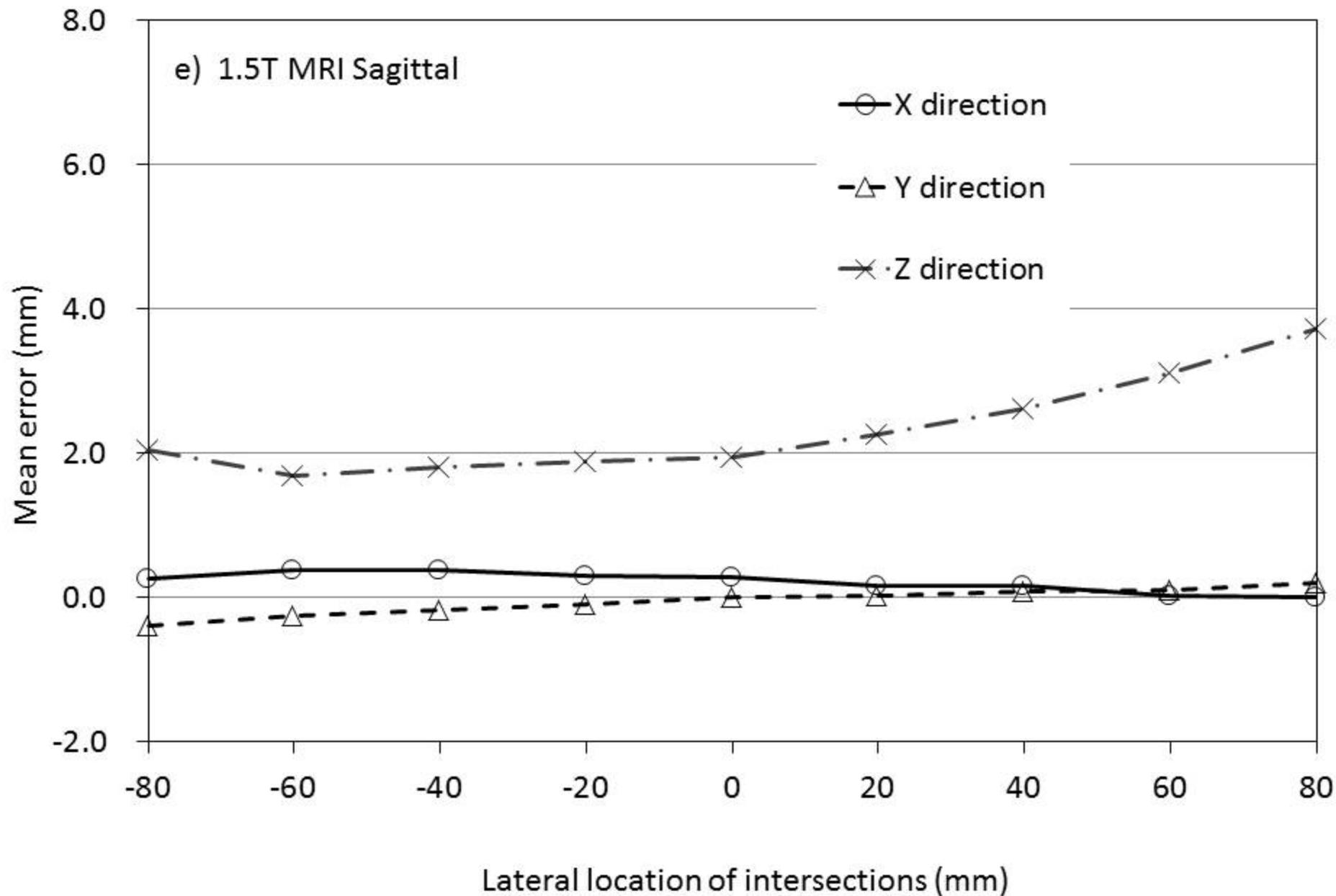




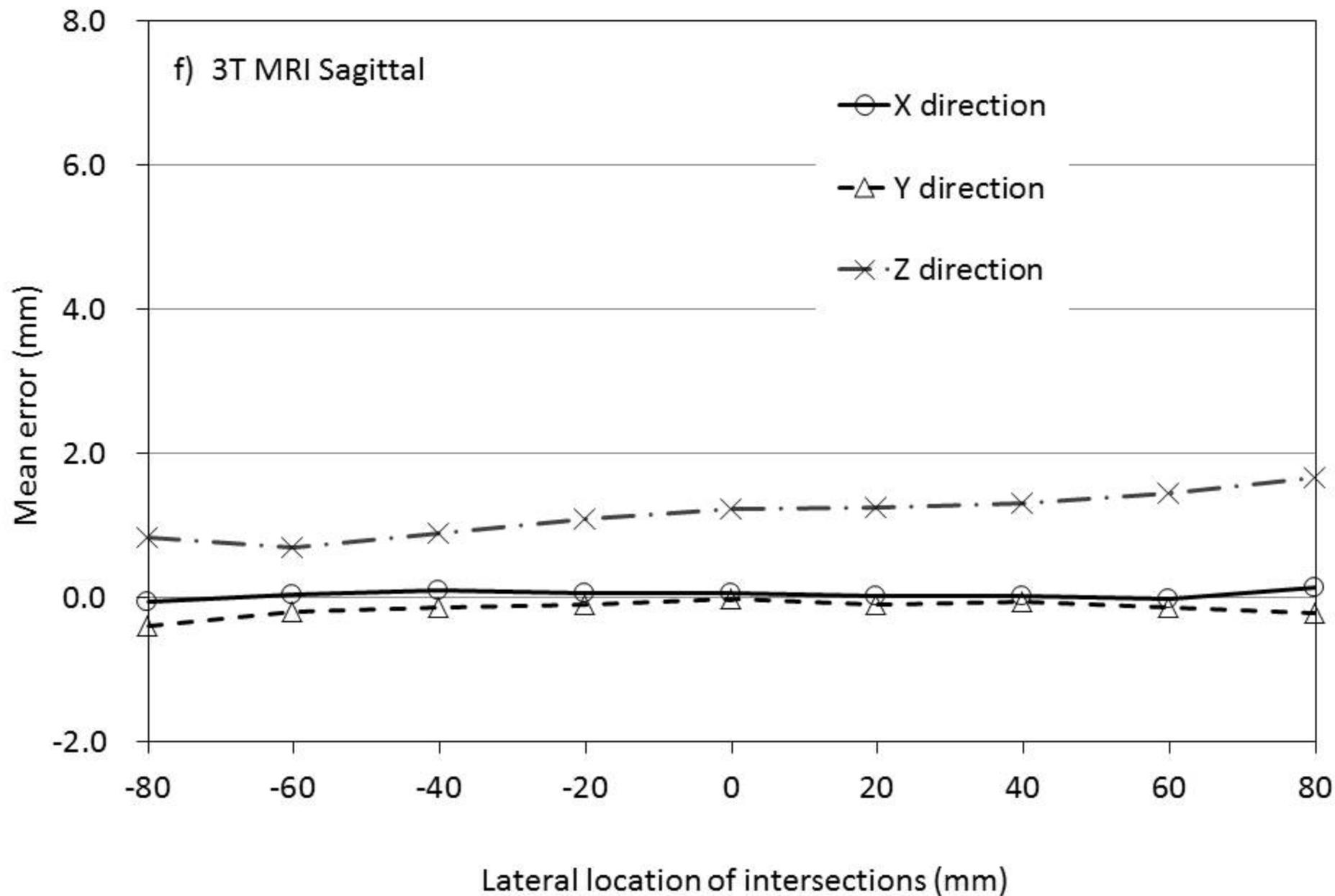
d) 0.4T MRI Sagittal



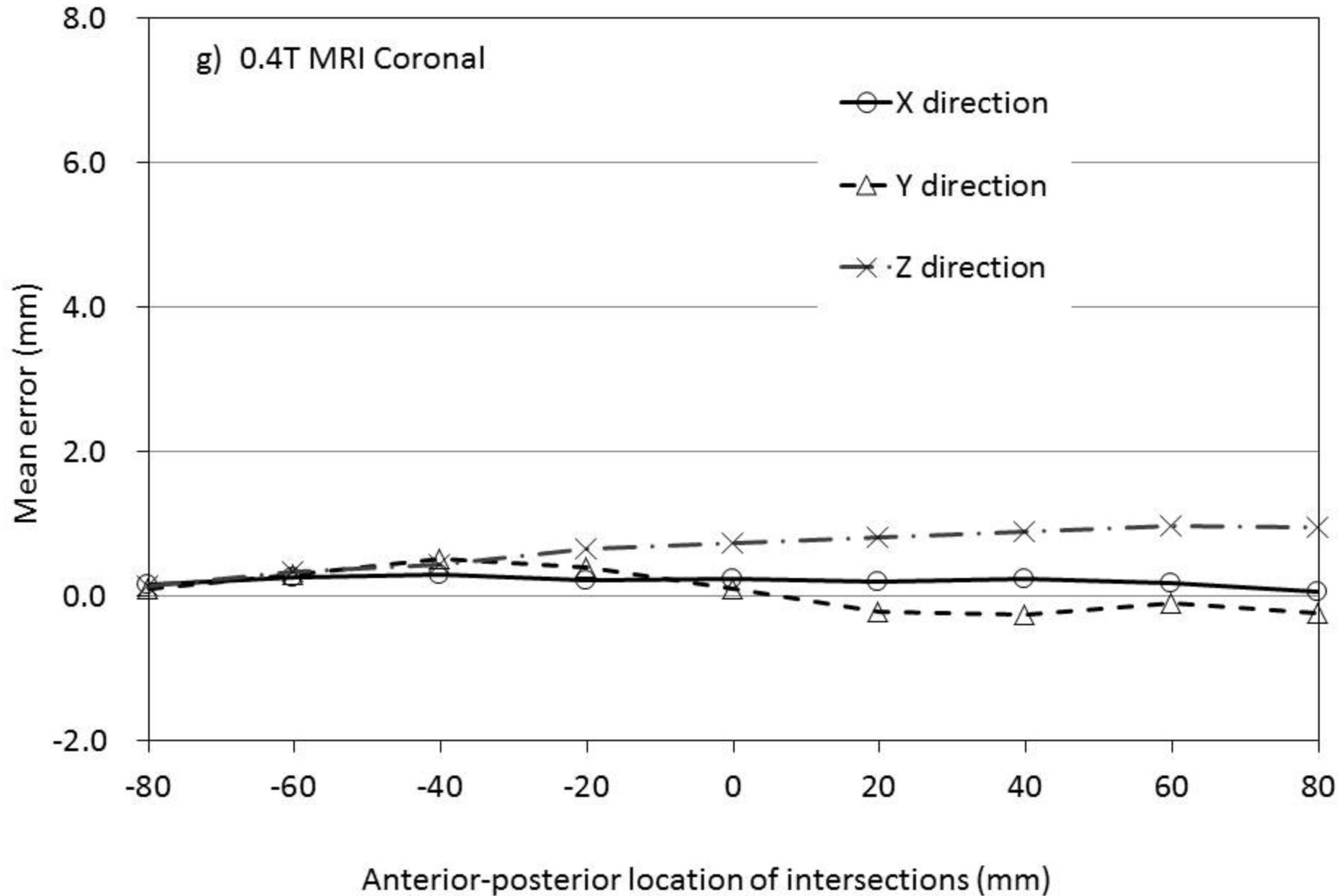
e) 1.5T MRI Sagittal



f) 3T MRI Sagittal



g) 0.4T MRI Coronal



h) 1.5T MRI Coronal

