【解説】

オープン MRI 下穿刺治療ナビゲーションロボットの制御

Control of Open MRI Compatible Needle Puncture Navigation Robot

長縄明大(正会員), 佐藤生馬(非会員)*, 岡正人(非会員)**, 正宗賢(正会員)**

Akihiro Naganawa, Ikuma Sato*, Masato Oka **, and Ken Masamune**

Abstract

The surgical navigation robot is used in order to position the instrument correctly to the target disease. The development of a MRI (Magnetic Resonance Imaging) compatible navigation robot is recently started so as to utilize more rich information of the MR imaging. In this report, we discuss highly precise control of the navigation robot which is used under the MRI. This robot consists of ultrasonic motors (USM) and nonmagnetic materials. We operate the robot by using the phase difference control circuit which we developed as the driver of the USM. In a control system design, two-degrees-of-freedom control system was adopted. In addition, the MRI compatibility such as the skewness of the image and signal to noise ratio which we inspected using 0.2T (Tesla) open MRI was evaluated. From the experimental results that imaged MR images while controlling the robot, we could realize the highly precise control and suppress the influence of the noise.

Key Words

open MRI, needle puncture navigation robot, ultrasonic motor, phase difference control

1. はじめに

近年, 医療用診断装置の画像を元にしたナビゲーション情報の下で治療を行うナビゲーション手術が普及し始めており, 患部の位置や大きさと共に, 手術器具の位置や手術予定の部位を視覚的に提示している. MRI は, 血管や神経の抽出が容易であり, X 線 CT で問題となる骨の影響を受けず, 被曝の心配がないため, 術中に患部の診断結果やそれを元

にしたナビゲーション情報を提供することができる. 中でもオープン MRI は, 従来の MRI と撮像原理は同じであるが, 患者撮影用の開口部が広く設計されており, 診断のみならず, 治療に利用できる空間を確保することができる.¹⁻²⁾

そこで, 著者らは, MRI の持つナビゲーション情報を有効に活用し, 血管や神経を避けて針の刺入を行う穿刺治療において, 定量的な位置決めを行うための MRI 対応穿刺治療ナビゲーションロボットの研究開発を行っている.³⁻⁵⁾ この目的は, 術中に取得した患部の様子の MR 画像を術者にナビゲーション情報として提供し, また同時に穿刺作業の際の術者の手ぶれを防止し, より精度の高い治療を可能とするためである. MRI 対応ロボットのアクチュエータには, 著者らが開発した 6 軸穿刺ロボット以来⁶⁾, 超音波モータ(USM)が多く用いられているものの, 市販されている USM ドライバには, 3.14rad/sec(30rpm)以下の速度制御を実現できないものが多い. そのため, これが原因で目標位置近傍での高精度な位置決めは困難となっている.

本稿では, 著者らが製作した USM の位相差制御用ドライバを用いて, 穿刺治療ナビゲーションロボットの高精度制御に焦点を絞り, 0.2T オープン MRI 下における制御性能および MRI 対応性評価の結果について解説する.

2010 年 4 月 1 日受理

秋田大学大学院工学資源学研究科機械工学専攻, 〒010-8502 秋田市手形学園町 1-1

*東京大学大学院情報理工学系研究科知能機械情報学専攻, 〒113-8656 文京区本郷 7-3-1

**宇部工業高等専門学校機械工学科, 〒755-8555 宇部市常盤台 2-14-1

Akita University, 1-1 Tegata-gakuen-cho, Akita-shi 010-8502 Japan

* The University of Tokyo, 7-3-1 Hongo, Bunkyo-ku 113-8656 Japan

** Ube National College of Technology, 2-14-1 Tokiwadai, Ube-shi 755-8555 Japan

2. 穿刺治療ナビゲーションロボット

Fig. 1 に 0.2T オープン MRI 下に設置したナビゲーションロボットの写真を, Fig. 2 にロボットの構成図を示す. ナビゲーションロボットの役割は, 穿刺治療において重要である穿刺針などの医療器具の位置決め, 刺入角度の決定と器具の把持による手ぶれ補償であり, 穿刺そのものは安全のために術者が行う. ナビゲーションロボットは, 14 自由度の非磁性空気圧式パッシブアーム(Point Setter, Mitaka Kohki Corp.)により支持されており, 直動機構と回転機構の 2 自由度を有している.

治療の際には, パッシブアームにより, Fig. 2 の ARM1 先端部 B が刺入部付近に設置され, ARM2 が ARM1 に対して相対的に動作することにより, その先端部 A を最終的な穿刺方向を決定するように設置される. ARM1, ARM2 には, 先端に針をガイドするための小さな自在継手を取り付けてあり, 穿刺治療は 2 つの継手を介して行われる. ARM2 は, USM1 と直動機構を組み合わせることにより伸縮し, USM2 と回転機構を組み合わせることにより回転する. 直動機構に

Fig. 1 Needle puncture navigation robot set up in open MRI.

Fig. 2 Construct of navigation robot.

は非磁性送りねじ, 回転機構には精密減速機として非磁性型ハーモニックドライブを使用したことにより, MRI の磁場に影響を与えず高精度な位置決めが可能である. また, アーム先端部は容易に着脱可能であり, アクチュエータ部に滅菌カバーを掛けることにより, 術野の清潔を確保した機構となっている.

Table 1 に機構の大きさ, 重さなどを示す. 直動機構の送り分解能は $2.0 \times 10^{-3} \text{ mm}$, 回転機構の分解能は $1.745 \times 10^{-4} \text{ rad}$ であり, 高い精度を有している. 一方, Table 2 に使用した要素とその材質を示す. 本ロボットは MRI 下で使用するため, MR 画像に影響を与えない非磁性材の部品を選定した. また, 電磁モータは MRI ガントリ内の強磁場環境下では動作せず, 磁性体を用いたモータは MRI に引きつけられるため危険である. このため, 非磁性材で製作されている USM を選定したが, 駆動時には電流が流れ, 電磁波を放射する. MRI の共鳴周波数近傍にその電磁波が乗ると, 画像にノイズが加わるか画像が抽出されなくなるため, 電磁波対策が必要である. 電磁波シールド材は数多くあるが, MRI 環境下で使用するためには非磁性材でなくてはならない. そこで, USM のシールドには, 重ねること容易にシールド効果の増大が見込まれるアルミホイルを主に用いた. アルミホイルのシールド間に絶縁体のテープを用いて絶縁して固めることで多重に遮蔽し, 全てのシールドに多点でアースを取り付け, シールド効果を増大させた. USM のケーブルは, 銅網編組ケーブルでシールドし, ケーブル長を 10m としてドライバや PC などの制御装置をすべて MRI 室外に設置した.

Table 1 Size and resolution of the structure.

Linear joint	
Size [mm] Height×Width×Length	30×30×165
Driving range [mm]	70
Resolution of lead [mm]	2.0×10^{-3}
Weight [g]	246
Rotation joint	
Size [mm] Height×Width×Length	80×80×105
Resolution of rotation [rad]	1.745×10^{-4}
Weight [g]	440

Table 2 Elements and material of the robot.

Element	Material
Actuator and sensor	Nonmagnetic USM, Shinsei Corp. USR30E3N, Rotary encoder 2000 [ppr] (Quad edge evaluation)
Harmonic gear	Ceramic, SUS304
Plain bearing	Resin
Screw and nut	PPS
Feed screw	SUS304, Resin
Bearing	Ceramics

3. USM の速度特性

USM は、小型軽量、低速高トルクであり、作動音が小さく、停止時の保持トルクが大きいなどの特徴を有している。また、USM は、磁気作用を動作原理としていないため電磁ノイズを発生せず、また MRI の高磁場による影響を受けないため、MRI ガントリ内で使用するマニピュレータなどの電磁モータが使用できない医療福祉分野のアクチュエータとして期待されている。しかし、USM は動作原理が摩擦駆動であり、その入出力特性は本質的に非線形性を有する上、摩擦熱による温度上昇や負荷の変化により回転速度特性が大きく変動する。

USM の制御手法には、一般に振幅制御、周波数制御、位相差制御方式があるが、振幅制御方式ではある値以上の電圧を印加しなければ USM は回転しないため低速域に不感帯を生じ、また周波数制御方式では周波数の増減に対して大きなヒステリシス特性を生じることが報告されている。⁷⁻⁸⁾ このため、本研究では、位相差制御方式を採用した。製作した位相差制御回路は、シフトレジスタを用いたデジタル回路で構成しており、位相差は $-\pi/2 \sim +\pi/2$ rad の間を 128 分割して、0.0245 rad 刻みで調節できる。

Fig. 3 は、USM を位相差制御する際の印加電圧の一例を示している。(a)は位相差が 0 rad の場合、(b)は $+\pi/2$ rad の場合であり、図ではつぎの Fig. 4 で決定した駆動周波数が 51.2kHz のときの波形を示している。図(a)より、位相差が 0 rad であるため、USM に印加した 2 つの波形が重なってお

(a) Phase difference 0 rad

(b) Phase difference $+\pi/2$ rad

Fig. 3 Control signal for USM.

り、また周期が $1/51.2\text{kHz}=19.5\mu\text{s}$ であることがわかる。また、図(b)より、位相差が $+\pi/2$ rad であるため、2 つの波形が 1/4 波長、すなわち、 $4.8\mu\text{s}$ ずれていることがわかる。本研究では、このように位相差を調整することにより、USM の速度制御を行った。

2 章で述べたように、本ロボットは、ARM2 が ARM1 に対して相対的に動作することにより、最終的な穿刺方向を決定するように設置される。ARM2 は、2 つの USM により動作するため、USM を高精度に制御し、先端部を位置決めする必要がある。このため、USM の駆動周波数を決定するため位相差を $+\pi/2$ rad に固定し、駆動周波数を変化させた場合の速度特性を求めた。なお、測定は USM をナビゲーションロボットに組み込み、負荷を有する状態で行った。Fig. 4 に測定結果を示すが、以後の実験においても紙面の都合上、回転機構の結果のみを掲載する。図より、USM2 は 50.5kHz のときに最高速度を示しており、駆動周波数を増加させるほど、速度特性が劣化していく様子がわかる。この結果より、USM2 の共振周波数は約 50.5kHz と考えられるが、USM は摩擦駆動方式であるため、駆動時間が経過するとともに速度特性が劣化する。このため、駆動周波数は共振周波数より高めに設定し、51.2 kHz として以下の実験を行った。

Fig. 4 A speed characteristic for driving frequency of USM2.

Fig. 5 A speed characteristic for phase difference of USM2.

次に, Fig. 5 に位相差に対する USM の速度特性を示す. 図中の 3 本の線は, 駆動直後 0s, 駆動 60s 後, 駆動 300s 後の特性である. 図より位相差 0 rad 付近には, 位相差を変えても速度が変化しない不感帯(Dead zone)が見られる. また, 駆動時間が 60s, 300s のように経過するにつれて速度特性が低下していくことがわかる. しかし, このような不感帯の影響や速度特性の低下はフィードバック制御により補償することが可能である.

4. 制御系の構成

USM の高精度位置決め制御法については, これまで駆動原理により生じる非線形性や摩擦熱の影響, 低速域に生じる不感帯などを補償するため, 様々な手法が多く提案されてきたが, 確立された方法はない.⁷⁻¹⁰⁾ そこで本研究では, 目標値応答特性とフィードバック特性を独立して設計することができる 2 自由度制御系を採用し, フィードフォワードコントローラにより望ましい目標値応答特性を実現し, フィードバックコントローラにより非線形性や摩擦熱の影響などを補償する手法について検討を行った.

Fig. 6 に本研究で用いた条件付き 2 自由度制御系のブロック線図を示す.¹¹⁾ ここで, r は目標値, v は規範モデル $F(z)$ の出力, u は位相差制御入力, y は USM の角度を表す. また, $P_a(z)$ は実際の USM, $P(z)$ は USM のモデルの伝達関数を表す. この制御系では, 制御対象にモデル化誤差がなく ($P_a(z)=P(z)$ である場合), 外乱も存在しない場合には, 偏差 e はゼロとなる. このとき, 目標値 r から出力 y への伝達関数 $G_{yr}(z)$ は,

$$G_{yr}(z) = F(z) \quad (1)$$

となり, 目標値応答特性は規範モデル $F(z)$ の出力に一致する. 一方, 制御対象にモデル化誤差が存在する場合 ($P_a(z) \neq P(z)$ の場合) や外乱が存在する場合には, 偏差 e はゼロとならないため, このときフィードバックコントローラ $C(z)$ が動作する. したがって, 変動や外乱の影響は, フィードバックコントローラ $C(z)$ で抑制するように設計できる. この制御系が安定であるためには, $F(z)$ および $F(z)/P(z)$ が安定プロパな実有

Fig. 6 Control system of USM.

Fig. 7 USM model for precise control.

理関数, $C(z)$ が内部安定化補償器であれば良い. Fig. 7 は, USM のモデル $P(s)$ のブロック線図を示しており, 位相差制御入力 u から速度 $\dot{y}$ までの伝達関数を $G(s)$, 速度 $\dot{y}$ から角度 y までの伝達関数を $1/s$ とした. 伝達関数 $G(s)$ は, 位相差制御入力 u を 0 から $\pi/2$ rad に変化させたときの速度特性からつぎのように求めた.

$$G(s) = \frac{K}{Ts+1} \quad (2)$$

ここで, $K=42$, $T=0.00746$ s である. Fig. 6 のブロック線図中の $P(z)$ は, $P(s)$ にゼロ次ホールドを前置し, サンプリング周期 5ms で離散化して求めた. なお, Fig. 4, 5 に示すように直動機構も回転機構とほぼ同じ速度特性を有していたため, 同じ制御系を構成することができた.

フィードバックコントローラ $C(z)$ は, 次式で与えられる PID コントローラとした.

$$C(z) = K_P + \frac{K_I z^{-1}}{1-z^{-1}} + K_D(1-z^{-1}) \quad (3)$$

ここで, PID ゲインは, 試行錯誤により $K_P=3.0$, $K_I=0.5$, $K_D=1.0$ と決定した. 規範モデル $F(z)$ は, USM のモデル $P(z)$ の次数と過渡特性の立ち上がり時間を考慮し, 次式を離散化した伝達関数とした.

$$F(s) = \left(\frac{m}{s+m} \right)^2, \quad (m=2) \quad (4)$$

Fig. 8 に, USM を制御するためのハードウェア構成を示す. Fig. 6 の制御系は PC 上に実装される. USM の角度情報 y は, USM に取り付けられているロータリーエンコーダにより検出され, エンコーダ回路を介してカウンタボードから PC に取り込まれる. PC では目標値を実現するように制御演算が行われ, DIO ボードから制御に必要な位相差の指令が送られる. 位相差回路では, PC からの指令に応じた位相を選択し, 昇圧回路を介して USM を駆動する.

5. 制御実験の結果

制御実験は, Fig. 1 に示すように 0.2T オープン MRI のガントリ内にナビゲーションロボットを設置し, USM を駆動して行った. 目標値 r は, 振幅 ± 4.712 rad を周期 12s で変化する矩形波とした. Fig. 9 に実験開始直後から 72s 後までの回転機構の USM の位置決め制御の結果を示す. 図中の

Fig. 8 Hardware configuration for USM control.

点線は目標値 r を、実線は出力 y (破線の規範モデルの出力 v は出力 y に重なっている) を示している。Fig. 4 より、駆動直後 0s と駆動 60s 後では USM の速度特性が大きく異なるが、Fig. 9 より、本手法では USM の出力 y は規範モデルの出力 v に非常によく一致している様子がわかる。これは、特性変動や不感帯などの影響が、フィードバック制御により抑制されているためであるといえる。

Fig. 10 に USM2 の制御実験における駆動開始 70~72s の目標値近傍の拡大図を示す。エンコーダの分解能は 4 通倍処理を行い 2000ppr としているため、最小位置決め精度は 3.14×10^{-3} rad となるが、目標値近傍では最小分解能の

Fig. 9 Reference response characteristic of USM2.

Fig. 10 Enlargement figure for Fig. 8 (USM2).

Fig. 11 Velocity property of USM2.

精度で位置決め制御を実現できた。

この場合のロボットの位置決め精度は、つぎの通りである。直動機構は、送りねじの分解能が 0.002mm であるため、結果を省略しているが、USM の位置決め精度が 3.14×10^{-3} rad であった場合、 $1\mu\text{m}$ の精度で位置決めを実現することができた。また、回転機構は、ハーモニックドライブの減速比が 1/100 であるため、 3.14×10^{-5} rad の精度で位置決めを実現することができた。いずれの結果も、これまで報告された MRI 対応マニピュレータより、高精度な位置決め制御を実現している。

Fig. 11 に制御実験を行っている際の速度特性を示す。図より、市販ドライバでは実現できない 3.14rad/s 以下の特性を実現できていることがわかり、目標値近傍での高精度な位置決めの際にはノイズの影響が見られるものの 0rad/s になっていることがわかる。

6. MRI 対応性の評価

MRI 対応性の評価として、ロボットが MRI 画像に対して影響を与えないこと、MRI の電磁環境がロボットに対して影響を与えないことを検証する必要がある。本ロボットは、非磁性材で構成されているものの金属を用いているため、米国材料試験協会 (ASTM¹²⁾) による分類では "MR Conditional" に該当する。ここでは特に治療に直結する評価指標として、前章の制御実験を行いながらロボットの動作が MR 画像に与える影響について、画像の歪みと S/N 比により評価した。⁴⁾ 画像の歪みと S/N 比は、MR 画像の画質の評価を行うための指標の一つとしてよく用いられている。画像の歪みは MRI 評価用ファントムのみの画像とロボットの動作時に撮像した画像の差分の絶対値を求めたものを画像化し、歪みの有無により評価を行う。また、S/N 比はファントム部の信号強度とファントム周辺部のノイズの標準偏差の比によって求めることができ、この値を用いて画質の評価を行う。

受信コイルにはヘッドコイルを用い、その中に格子入り円筒型 MRI 評価用ファントムを設置した。USM の位置制御を行いながら、MR 画像は Gradient Echo 法により撮影し、各パラメータは TR/TE:600/11 ms, FOV:256 mm, スライス厚 10 mm, フリップ角: $\pi/2$ rad とした。¹³⁾

撮像は、(1)ファントムのみの場合、(2)前節の USM の駆動実験を行った場合で行い、その MR 画像の結果を Fig. 12 に示した。(1)と(2)で得られた画像から、(3)の差分画像を求めた結果、多少の画像のゆがみが生じていたものの、穿刺に使う領域であるアーム付近の画像(図の左下部分)は歪んでいなかった。また、S/N 比は(1)が 118.0, (2)が 113.6 であり、ファントムのみの場合に比べて、3.7%低下した程度であった。S/N 比の低下が数%以内程度であれば、肉眼での識別は困難であり、実用上問題にはならない結果であった。

7. おわりに

本研究では、研究開発を行っている穿刺治療ナビゲーション

Fig. 12 MR images of phantom.

ンロボットの MRI 下での高精度位置決め制御について、特に USM の高精度制御と MRI 対応性について焦点をあてて述べた。得られた結果をまとめると、以下の通りである。

- (1) 著者らが製作した位相差制御用ドライバ回路および2自由度制御方式を用いることにより、USM の出力は規範モデルの出力にほぼ一致し、センサの分解能まで高精度な位置決めを実現することができた。
- (2) MRI 対応性の評価を行ったところ、画像の歪み、S/N 比の低下は3.7%でほとんど無く、良好な結果が得られた。
本技術によって、USM の MRI 下での利用の適用拡大が図られ、より高精度な治療が実現できるものと考えている。

8. 謝辞

本研究の一部は、文部科学省科研費(#18680042)によるものである。本研究の実験に協力して頂いた秋田大学卒業生の山尾拓也氏に感謝致します。

参考文献

- (1) 伊関洋, 村垣善浩, 中村亮一, 堀智勝, 高倉公朋, 杉浦円, 谷口拓樹, 小沢紀彦, 白川洋, インテリジェントオペ室・MRI 誘導手術対応システム. MEDIX, 2003;39 巻, pp.11-17.
- (2) 最上拓児, 土肥美智子, 原田潤太, 小村和美, 高橋哲彦, 大井 証 雄, 穿刺補助器具 Interactive Scan Control を使用したオープン MRI ガイド下凍結療法. Radiology Frontier, 2002;5 巻, 1 号, pp.9-13.
- (3) Hiroaki Naganou, Hiroshi Iseki, Ken Masamune, MRI Compatible Modular Designed Robot for Interventional Navigation - Prototype Development and Evaluation -, *Lecture Notes in Computer Science (MICCAI2004)* . 2004 ;

pp.1069-1070.

- (4) 正宗賢, MRI 環境下における低侵襲手術支援システム. 日本機械学会誌, 2007;110 巻, 1058 号, pp.15-18.
- (5) 正宗賢, 稲垣貴文, 高井信治, 鈴木真, MRI 環境下手術支援用穿刺マニピュレータの開発および画像歪み計測. 日本コンピュータ外科学会誌, 2001;3 巻, 4 号, pp.273-280.
- (6) Ken Masamune, Etsuko Kobayashi1, Yoshitaka Masutani, Makoto Suzuki, Takeyoshi Dohi, Hiroshi Iseki, Kintomo Takakura, Development of an MRI-Compatible Needle Insertion Manipulator for Stereotactic Neurosurgery. *Computer Aided Surgery*, 1995;Vol. 1, No. 4, pp. 242-248.
- (7) 千住智信, 宮里裕, 上里勝美, ハイブリッド制御による超音波モータの高速・精密位置決め制御. 電気学会論文誌, 1995;115 巻 D, 11 号, pp.1333-1340.
- (8) 千住智信, 與古田寛, 上里勝美, 不感帯補償を有する超音波モータの位置制御. 電気学会論文誌, 1999;119 巻 D, 4 号, pp.494-500.
- (9) 千住智信, 宮里裕, 上里勝美, ハイブリッド制御による超音波モータの高速・精密位置決め制御. 電気学会論文誌, 1995;115 巻 D, 11 号, pp.1333-1340.
- (10) 福田耕司, 鎌野琢也, 鈴木茂行, 安野卓, 原田寛信, 周波数および位相差ニューラルネットワークを用いた超音波モータ位置サーボシステムの高精度化. 日本 AEM 学会, 1998;6 巻, 4 号, pp.350-357.
- (11) 杉江利治, 藤田政之, フィードバック制御入門. 1999; コロナ社, pp.168.
- (12) <http://www.astm.org/index.shtml>
- (13) 荒木力, 杉村和朗(編), MRI・CT 用語辞典, メディカルレビュー社. 2000.