

手首関節用のリハビリロボットの開発

黄 現松^{*1} 矢崎 侑真^{*2} 鳴海 早久来^{*1} 辛 徳^{*3}

Development of a Rehabilitation Robot for Wrist Joint

XianSong Huang^{*1} Yuma Yazaki^{*2} Sakura Narumi^{*1} Duk Shin^{*3}

So far, there has been a rehabilitation system device that investigates motor characteristics during circular tracking movements of the human wrist. However, this device only uses potentiometers and does not use any motors. As a result, only the motion trajectory can be measured. When the patients hold the machine for analyzing muscle activity, there will be crosstalk noise that in the finger myoelectric signal. In addition, this device can only the function of measuring the motion trajectory can be realized but the rehabilitation training cannot be realized. In order to solve the above problems and to ensure the basis of rehabilitation training. Increase the entertainment of training, alleviate the shortage of human resources, and develop better and more effective device. We developed a rehabilitation device that can return a reaction force of 2 degrees of freedom (DOF) using a brushless motor by introducing robot technology and simulated safety.

1. 序論

交通事故や脳卒中などの後遺症により関節を動かせない拘縮が起きる。拘縮とは皮膚や筋肉、靱帯、腱などが関節周囲組織の器質的変化や脳病変により関節が動きにくくなり関節可動域が制限された状態のことである。また、重症化すると関節が固くなって元に戻らなくなり身体を動かすことが難しく別の病につながる可能性もある。その前に、拘縮の予防や改善をするためにリハビリテーション（以下、リハビリと略す）を行うことが重要である。

関節の拘縮予防や軽度の拘縮改善には、理学療法士や作業療法士によるリハビリが行われる。このリハビリは、主に関節を動かし可動域の維持や拡大を目標とした関節可動域訓練であり、患者の状態を把握しながら継続的に行う必要がある。しかし、療法士が1日1人の患者にリハビリを行う時間は限られており、十分に受けられない。また、療法士や介助者の人数が患者数に対して不足しており、療法士や介助者の負担も懸念されている。

寛ら(2010)はパーキンソン病や脳卒中患者の手首ステップ追跡運動を定量的に評価するリハビリシステムを開発した[1]。手首運動と目標ターゲットとの時空間的な関係の分析を行った。Leeら(2012)は極座標に基づく3つの制御パラメータを抽出した[2]。円運動性能の評価としてのR誤差、位置制御精度の評価としての θ (シータ)誤差、速度制御の精度を表す Ω (オメガ)誤差である。これらのパラメータをもとに、Leeら(2015)は小脳患者において3種類の目標速度と目標の見え方を変えて、運動制御特性を定量的な評価方法を提案した[3]。しかし、従来の測定装置はモータを利用してはならず、ポテンシオメータだけで

軌道のみ測定された。又は、ハンドルを握ると筋活動の分析の際に指の筋電信号のクロストーク(crosstalk)ノイズが出ていること、運動軌道を測定するだけではリハビリ訓練を行うことができないこと、構造的に金属材料のフレームが重いこと装置の慣性が感じられることが問題点として挙げられる。

そこで、本研究は位置計測だけではなく、ブラシレスモータを使用し、2自由度(Degree of freedom)の反力を返すことができるリハビリ装置の設計を目的にする。さらに、上記の問題を解決するため、図1のようにハンドル部分はFusion360を用いて再設計し、慣性を感じる可動部分はUVレジン樹脂材を使って製作した。

2. 手首の可動域と患者の特徴

2.1 人の手首可動域

手首の各曲げ動作を、掌屈(Volar flexion)、背屈(Dorsal flexion)、尺屈(Ulnar flexion)、橈屈(Radial flexion)と表記する[2]。図2に手首の動作を示す。左に動かすことを外転、右に動かすことを内転、上に動かすことを伸展、下に動かすことを掌屈という。この4つの動きを組み合わせることで円運動が可能になる。表1に手首の可動域を示す。屈曲は0~80度、伸展は0~70度、内転は0~30度、外転0~20度まで動かすことができる。

2.2 患者手首運動の特徴

運動障害者の中で、パーキンソン病など脳病変関連患者の手首運動の特徴は主に①静止時振戦、②筋固縮(筋強剛)、③緩慢(無動・寡動)、④姿勢反射障害の4つがあげられる

^{*1} 東京工芸大学 工学研究科 電子情報工学専攻 ^{*2} 東京工芸大学 工学部 工学科 機械コース

^{*3} 東京工芸大学 工学部 工学科 機械コース教授

[3].

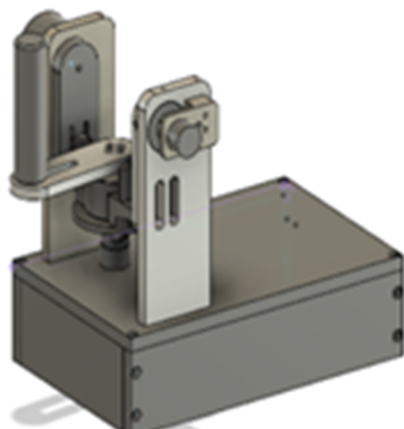


図 1(a) ハンドルタイプリハビリロボット装置

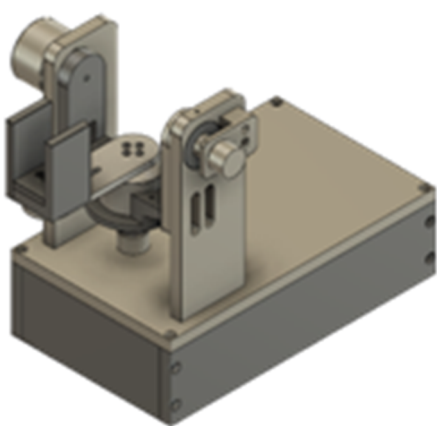


図 1(b) 挟むタイプリハビリロボット装置

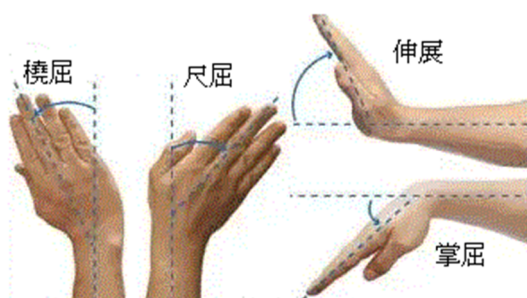


図 2 健康者の手首可動域

表 1 手首の可動域

手首	可動域
掌屈 (屈曲)	0～80度
背屈 (伸展)	0～70度
尺屈 (内転)	0～30度
桡屈 (外転)	0～20度

振戦とは、筋肉が収縮して、不随的に震える現象の事である。パーキンソン病では、身体の力を抜いた安静時に現れる震える症状(安静時振戦)が特徴的である。筋固縮(筋強剛)とは、腕や足、体幹の筋肉が強ばって固くなり、リラ

ックスできずスムーズに動かすことが困難になる症状である。提案する手首のリハビリシステムはこの二つの改善を目的とする。

3. リハビリロボットの設計

3.1 全体の説明

本研究では FUSION 360 ソフトを使用して手首関節用リハビリロボットの設計を行った。各軸にはポテンショメータ (JT22-120, Nidec 社) とブラシレス DC モータ (GBM4114, Rectimer 社) がそれぞれジンバル (gimbal) 構造で装着された。手首関節中心がジンバル中心の上に来るように設計した。加えて、D-H 法を使用し、それによりフォワードキネマティクスを計算することが簡単になる。また、人によって、手の長さが違うため、図 3 のように、モータ部を上下、ハンドル部を前後にスライド調整できるように設計した。また、本研究のリハビリロボットのハンドル可動域は高齢の患者の手首を守るために 0～30 度までの範囲に制限して設計を行った。

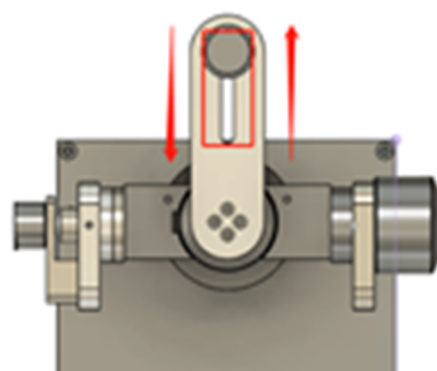
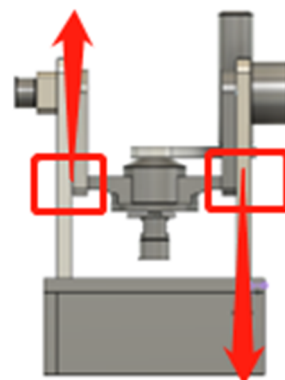


図 3 スライド調整

3.2 重要パーツの設計

提案する手首リハビリロボットは手の重さを耐える固定部の金属パーツと手首の可動部の UV レジンパーツで構成される。

患者に悪影響を及ぼすことを防ぐため、可動部の手を挟む着脱式の固定は 2 つバネを用いたスプリング機能で固定を行った。手の太さと長さにより、自由に調整可能となる。図 4 に示すように、各患者の異なる手首の回転角度を考慮

に入れて、前後にスライド調整できる構造となる。

締めやすさ、取り外しやすさと安定性を考慮し、可動部のポテンショメータの固定は六角ナットを使用した。また、ブラシレス DC モータの軸を下の穴ではポテンショメータの軸が入るようし、M3 のイモネジを締めた場合にイモネジが穴から飛び出さないぐらいの幅で設計を行った。両側に上下にスライド調整できるようにした。

固定部のポテンショメータを固定するところは手の重さや固定の仕方を使用しているときの負荷でポテンショメータの軸が折れてしまうことや歪んでしまうことが考えられるため、その軸に負荷が余り加わらないように、モータ中心とポテンショメータの中心が同一直線上になるよう設計を行った。

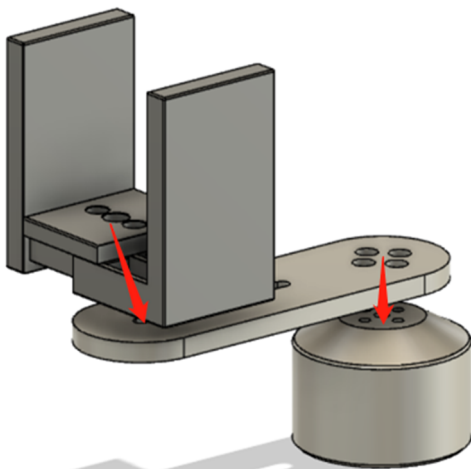


図4 挟む着脱式の組み立て

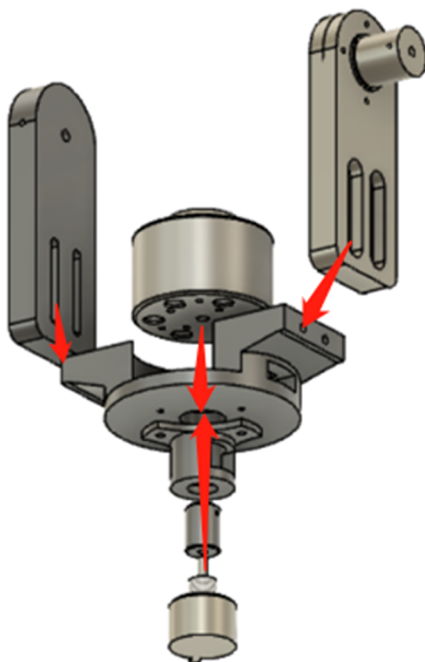


図5 可動部中心の組み立て

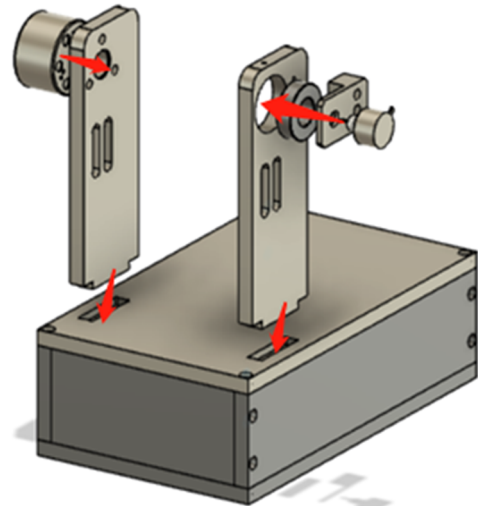


図6 固定部の組み立て

4. リハビリロボットの製作

4.1 金属パーツの加工

板状の材料はCNCを用いた機械で削り、部品を作成した。削り終わったら板から部品を切り出し、切り取った箇所のヤスリ掛けを行って形を整えた後に面取りを行った。円柱状の材料は旋盤で徐々に削っていき、部品を作成し、ねじを通す穴をフライス盤で穴をあけた。ねじを締める穴をフライス盤で穴を開けた後に、ねじ切りを使用した。最後に、サンドブラストで表面処理を行った。

図7の1はボックスの上部である。2、3は柱である。4は軸である。5～8はボックスの側面である。

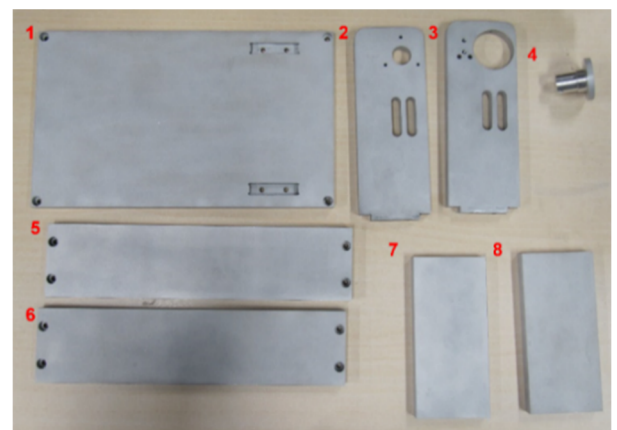


図7 金属パーツ

4.2 3Dプリンターによるパーツ製作

リハビリロボットの慣性を減少するため、動く部分はUVで固める樹脂の材料を選択し、3Dプリンタ(Jupiter, ELEGOO社)で作成した。印刷したものはレジンを液が付いているのでIPA(イソプロピルアルコール)を使用して洗浄を行った。その後、UVライト当てて硬化させた。ねじを通す穴をフライス盤で穴をあけた。ねじを締める穴は小さく設計しているためドリルを使用して穴をあけた後に、ねじ

切りを使用した。

図 8 の 1~3 は手の固定部である。4 はポテンショメータ固定部である。5 はモータ固定部である。6 は軸の固定部である。7 は荷重を考慮したポテンショメータ固定部である。8 は手の固定部の位置決めを行う固定部である。9 と 10 は可動軸である。

実際に完成したリハビリロボットを図 9 に示す。

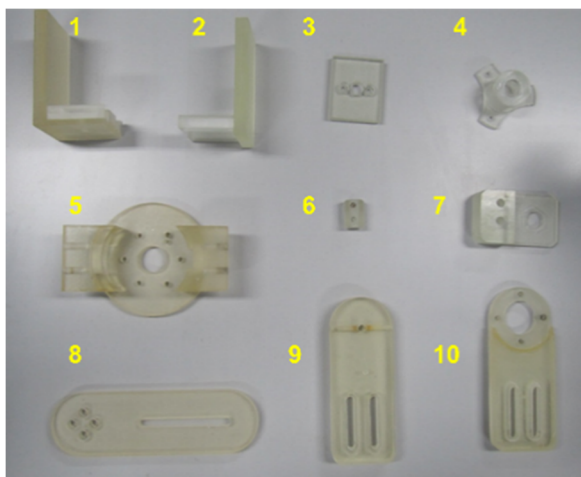


図 8 印刷した部品

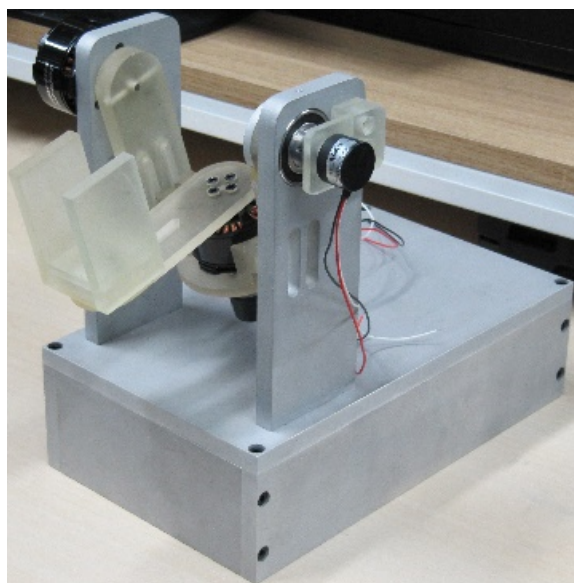


図 9 完成品

5. 安全性のシミュレーション

今回使った 3DCAD ソフトを用いてなるべく同じ材質で安全率、応力、変位、ひずみの静的解析シミュレーションを行った。シミュレーションにて表 2 のように各パーツの材質を設定した。

表 2 各部品の材質

部品名	マテリアル
手の固定部 3 パーツ	ABS プラスチック
ポテンショメータ固定部	ABS プラスチック
モータ固定部	ABS プラスチック
軸の固定部	ABS プラスチック
可動軸×2	ABS プラスチック
手の固定部	ABS プラスチック
ボックス	Aluminum High Strength Alloy
柱×2	Aluminum High Strength Alloy
軸の固定部	Aluminum High Strength Alloy
ペアリング小	ステンレス鋼 AISI 304
ペアリング大	ステンレス鋼 AISI 304
軸×2	ステンレス鋼 AISI 304
ポテンショメータ×2	ステンレス鋼 AISI 304
モータ×2	Steel Standard Structural

前腕の重さ(約 2kg)の 20 N の負荷を青い矢印方向に与えたときの静的解析結果を図 10 に示す。図 10 のように 20N の荷重を加えた場合の各数値は、安全率は 2.3、応力 3.105MPa、変位 0.004447mm、ひずみ 1.522E-04 となった。

手の重さ(約 900g)の 10N の負荷を青い矢印方向に与えたときの静的解析結果を図 11 に示す。図 11 のように 20N の荷重を加えた場合の各数値は、安全率 3.481、応力 44.27MPa、変位 2.161mm、ひずみ 0.003767 となった。

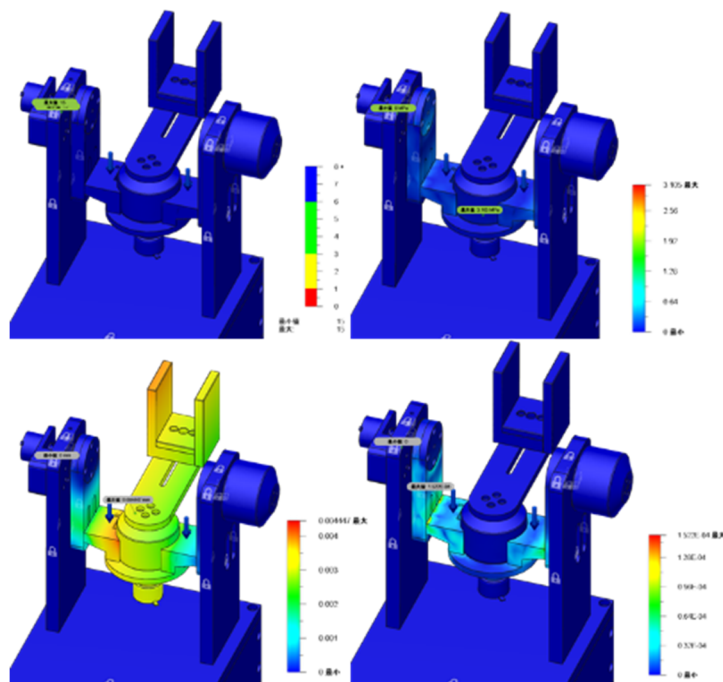


図 10 荷重 20N 静的解析の結果
(左上：安全率，右上：応力，左下：変位，右下：ひずみ)

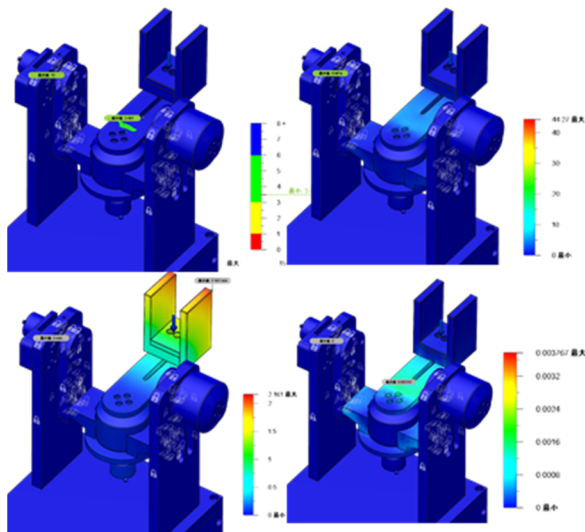


図 11 荷重 10N 静的解析の結果
(左上：安全率，右上：応力，左下：変位，右下：ひずみ)

6. 結論

本研究では、手首関節のリハビリを目的とし、Fusion360 を用いてリハビリロボットの設計を行った。製作では、光造形の 3D プリンターで UV ライトを当てると硬化するレジンを使用して製作したモノと CNC を用いた切削機械で金属の板状のモノを加工して製作した。その後、リハビリロボットの組み立てを行い、前後左右の可動域の確認と駆動確認を行った。

今後は実際の患者に対する臨床応用を目指し、リハビリゲームで手首の訓練方法および改善効果を定量的に評価する方法について検討する必要がある。

参考文献

- 1) 寛慎治, 李鍾昊, 鏡原康裕: ニューロリハビリテーションのための新しい定量的運動指令評価システム, BRAIN and NERVE 62(2), p3-4(2010)
- 2) Lee, J., Kagamihara, Y., Tomatsu, S. et al. The Functional Role of the Cerebellum in Visually Guided Tracking Movement. Cerebellum 11, 426-433 (2012).
<https://doi.org/10.1007/s12311-012-0370-x>
- 3) Lee J, Kagamihara Y, Kakei S (2015) A New Method for Functional Evaluation of Motor Commands in Patients with Cerebellar Ataxia. PLoS ONE 10(7): e0132983.
<https://doi.org/10.1371/journal.pone.0132983>
- 4) 門田真人, 高橋隆, 正塚越秀行, 正北川能: 面状柔軟アクチュエータによる手首動作支援, 第 2 報: 可動域拡大のための検討, 日本機械学会 [No.10 -8] Dynamics and Design Conference 2010 CD-ROM 論文集, p3(2010)
- 5) 久永欣哉, 高橋信雄: パーキンソン病のリハビリテーション, Jpn J Rehabil Med VOL. 49 NO. 10, p739(2012)