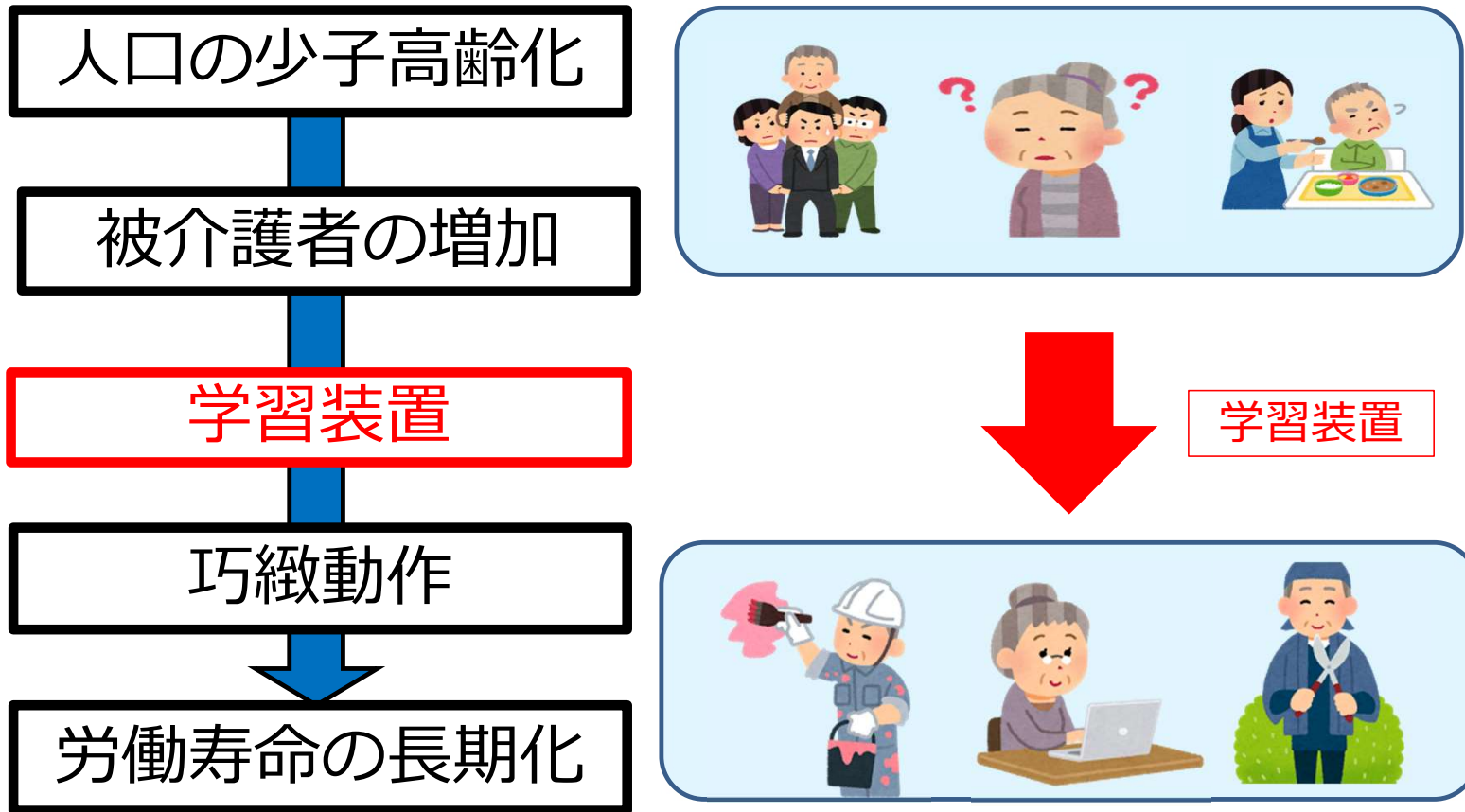


複合束ワイヤによる柔軟で安全な 手指動作支援技術

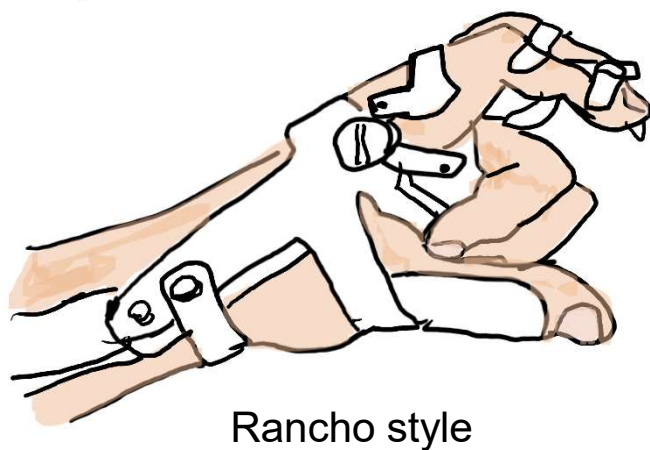
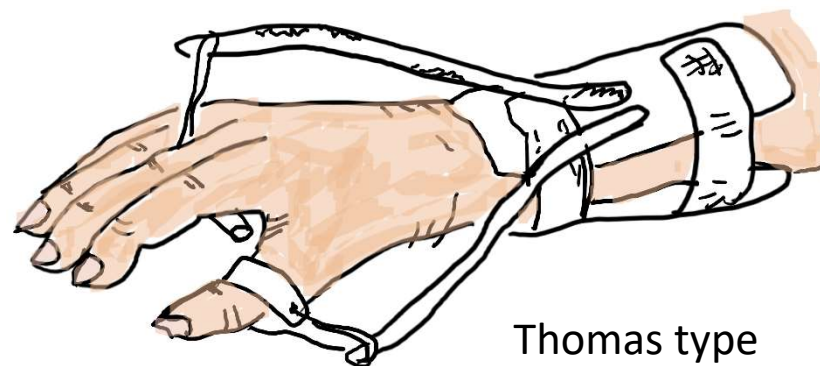
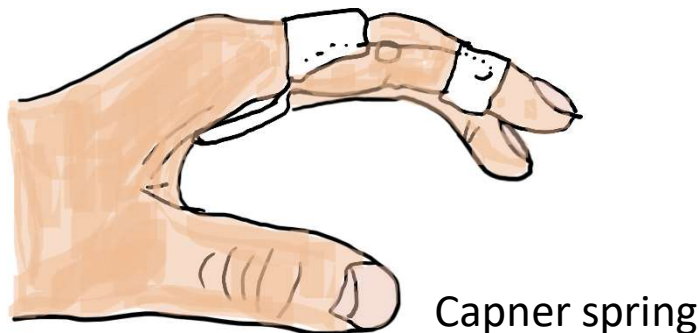
宇都宮大学 基盤工学科
助教 中林 正隆

高齢者・片麻痺への運動治療の必要性



スプリントによる固定安静化/矯正療法

作業療法士は、上肢の外傷やその後の二次障害である筋や神経の障害に対してスプリント（副子：添え木のような意味）と呼ばれる治療用の補助具を作成



[目的]

- (1) 障害のある部分を固定して安静化, 関節変形を予防
- (2) 関節動作の矯正

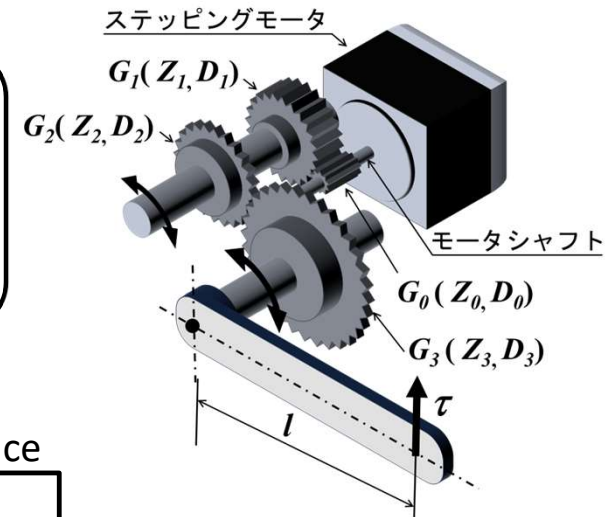
日常生活に支障がないように可動部を作成、目的に合わせて細かい調整を行う。

例)カペナスプリント

コイルバネによって指節間関節に持続的な伸展矯正を加える。矯正中も手指関節が可動可能。

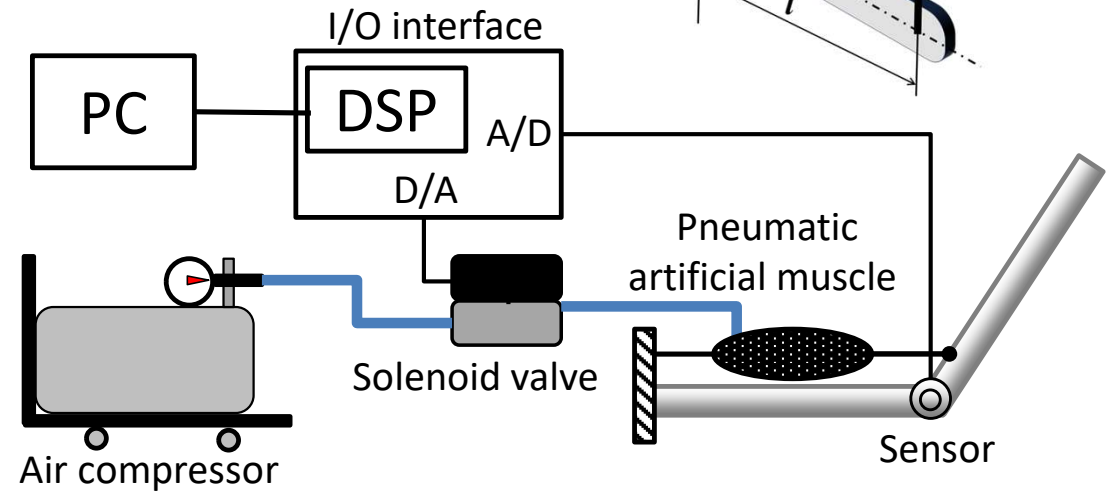
リハビリテーションや手の二次的侵害の回避、 残存握力の補助

- 指の大きさに対応可能な広い作業空間を確保した動作支援装置：複数の機構を組み合わせ高度な運動性を実現
- 空気圧人工筋を用いた握力増強システム：力センサや位置センサを用いた制御系を構築



先行研究の課題

- 装置の肥大化 → **在宅医療**への適用が困難
- 制御系の煩雑化 → **電気的問題**に対する脆弱性
- 被覆量が過大 → **感覚神経**への刺激が不足



(1) 電子センサを用いたフィードバック制御

- ・リンク機構に直接動力伝達
- ・ワイヤケーブルとプーリを介した間接的動力伝達
 - ➡ ワイヤ-プーリ方式は機構が肥大化

電子センサ(カセンサまたは 角度センサ)

➡ 漏電によるシステム障害, 埃によるセンサの不具合

(2) 弾性素材を用いた駆動系

- ・空気圧人工筋による動力伝達方式 ➡ コンプレッサによる重量過多
- ・スライドスプリング方式 ➡ 電子センサの問題
- ・単一ワイヤ押引駆動方式 ➡ 実用レベルの出力が困難

[アシスト機能の安全性の強化]

➡ 関節への過剰な動作支援力を
機械的に回避する構造

[片麻痺・高齢者への神経リハ]

指尖部の受容器感覚から脳神経機能の活性化

➡ 指尖部の露出を極力維持

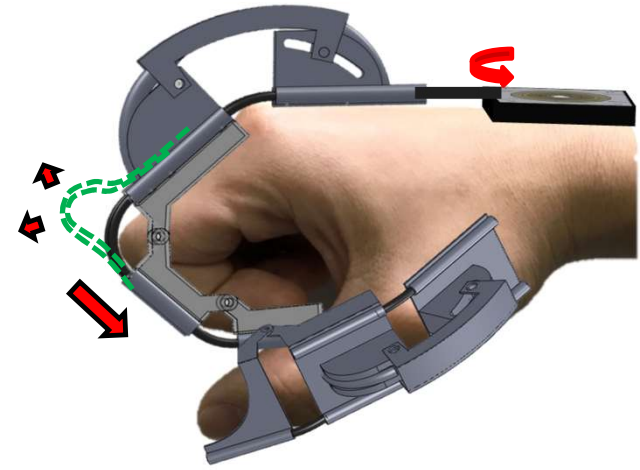
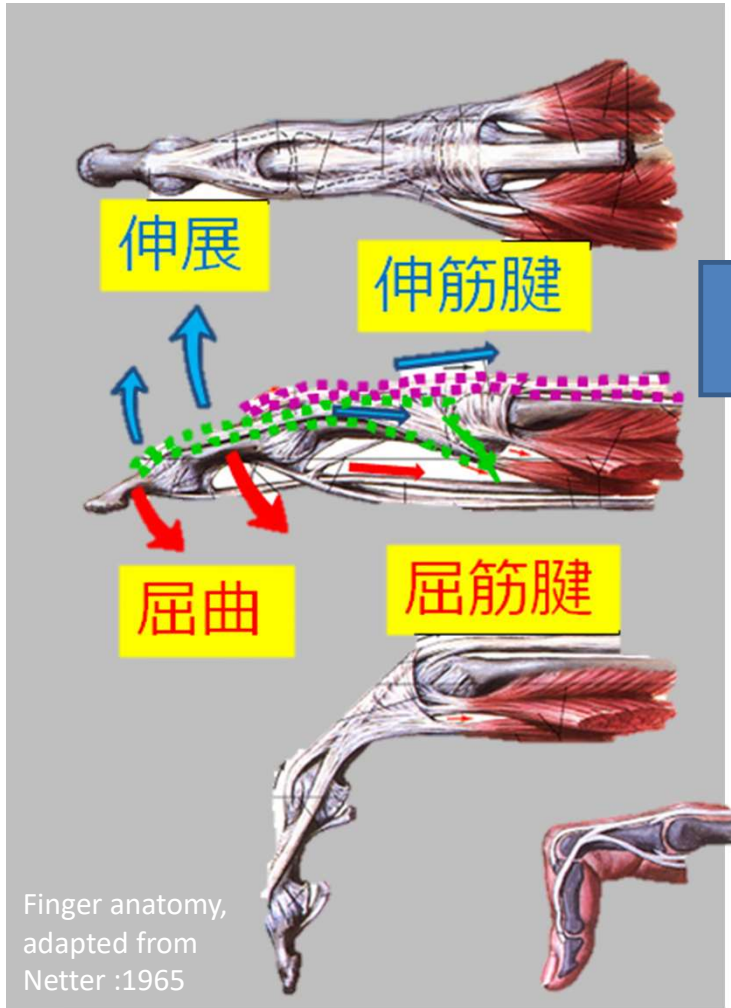


関節の安全性及び指先部感覚器を考慮した
良好な指運動支援システム

本願の特徴

手指構造を規範とする関節運動支援機構

弾性ケーブルの押引駆動を用いた手指関節動作支援機構



関節に対する過剰な動作支援力

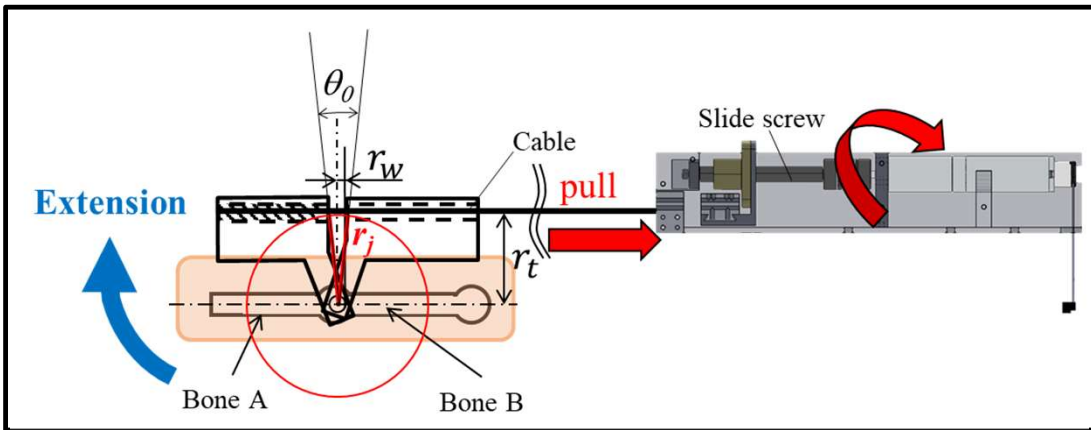
弾性ケーブルの座屈

過剰な動作支援トルクを回避

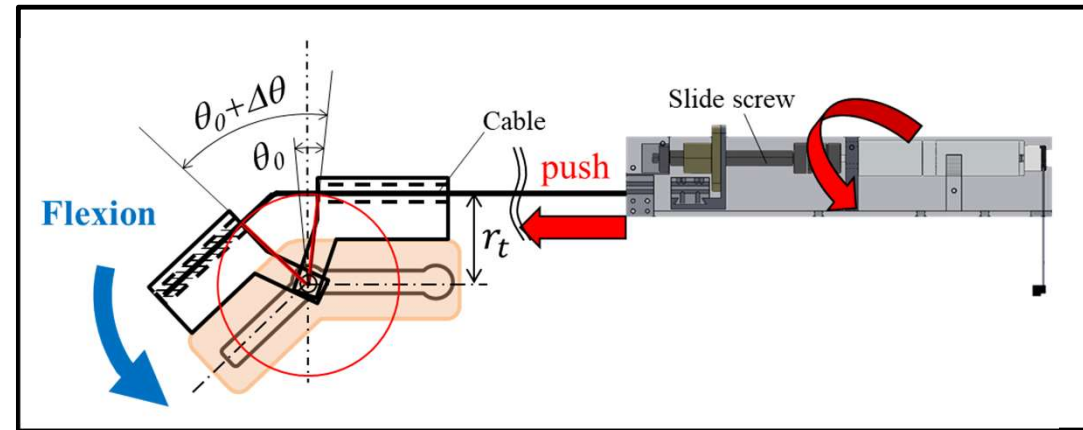
本願の特徴

アシスト機構：基本動作原理

伸展時



屈曲時



- 機構間距離 r_w
- ケーブル骨軸間距離 r_t
- 関節回転半径 r_j
- 押出長さ ΔL

関節回転半径

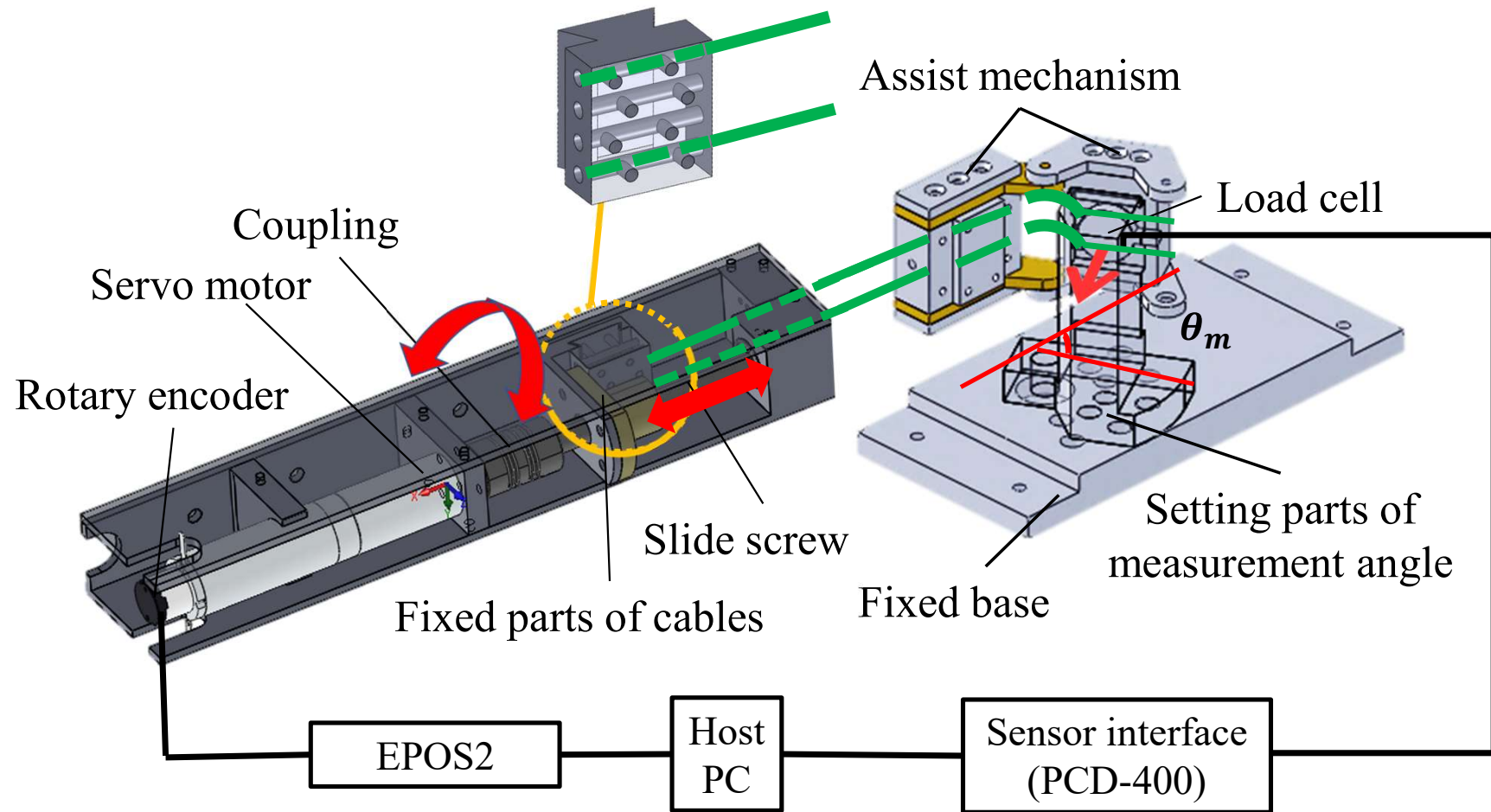
$$r_j = \sqrt{r_w^2 + r_t^2}$$

関節回転角度

$$\Delta\theta = \frac{\Delta L}{r_j}$$

本技術の構成

静関節トルク計測装置

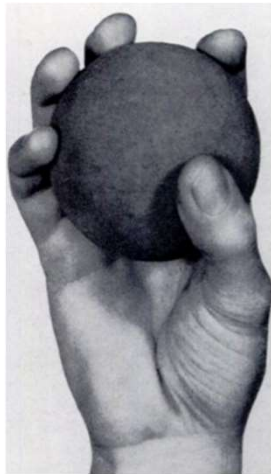


指関節角度

把持対象物体¹⁾により指関節角度が変化

➡ 動作支援時の関節角度 θ_m による
関節トルク特性の評価が必要

➡ $\theta_m = 0 \sim 90^\circ$ で実験



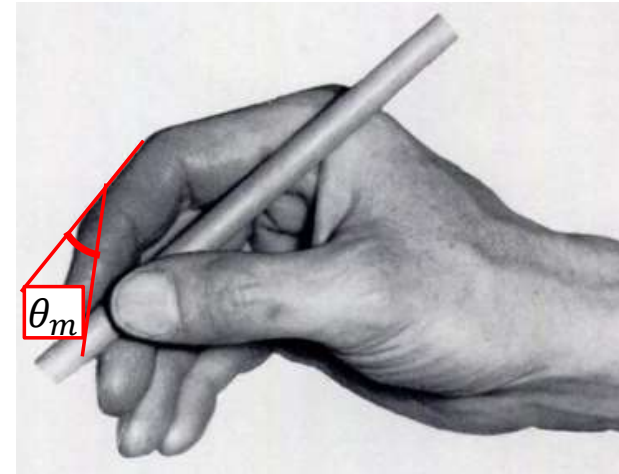
Precision grip



Power grip



Coal hammer grip

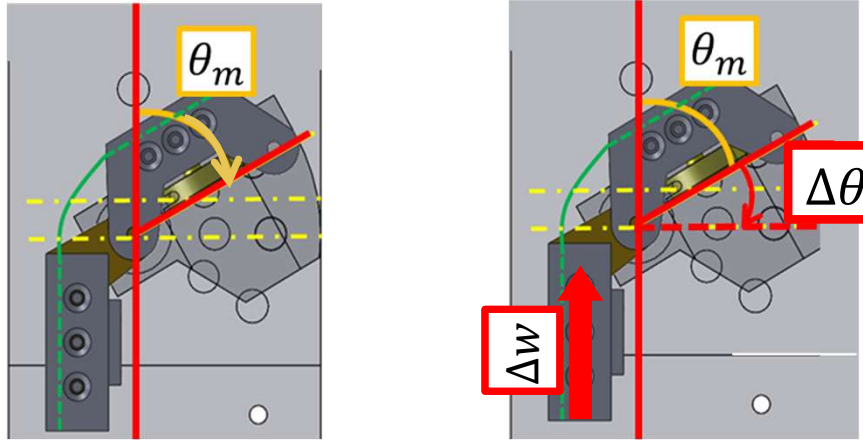


Wooden rod held in writing position

1) J.R.Napier, The Journal of Bone and Joint Surgery, Vol.38, No.4, pp.902-913

実施例

測定関節角度

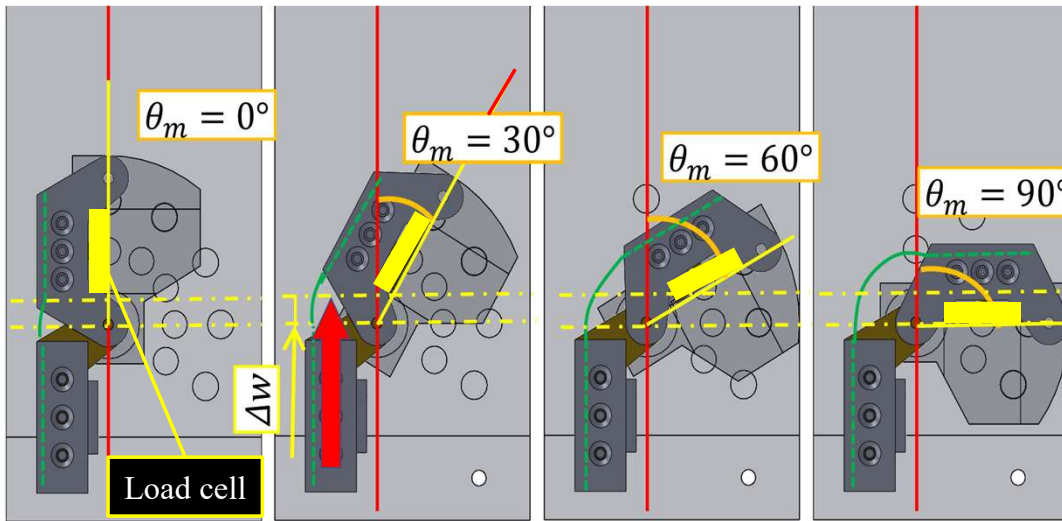


関節動作角度 θ

$$\theta = \theta_m + \Delta\theta(t)$$

関節角度変化量 $\Delta\theta$

$$\Delta\theta = \theta \left| \sin \frac{2\pi t}{T} \right|$$



ワイヤ押込量振幅 L

$$L = r_j \frac{\pi}{180} \theta$$

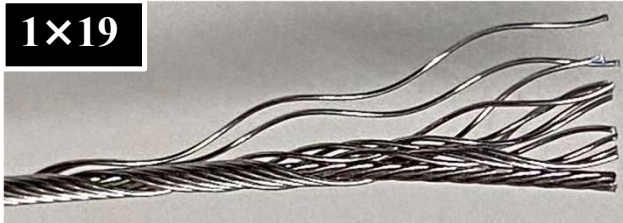
(r_j : 関節回転半径)

ワイヤ駆動波形 $\Delta w(t)$

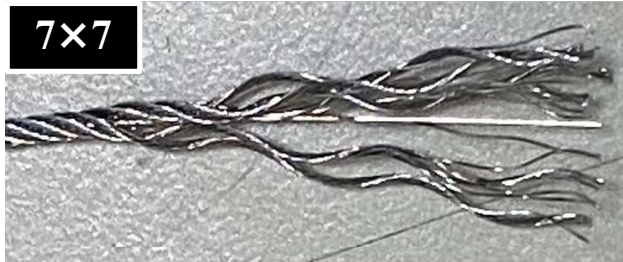
$$\Delta w(t) = L \left| \sin \frac{2\pi t}{T} \right|$$

実験条件: 単関節モデルにおける静関節トルク測定

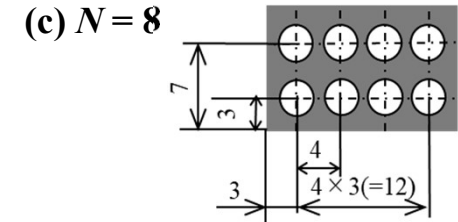
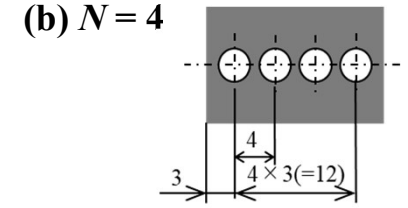
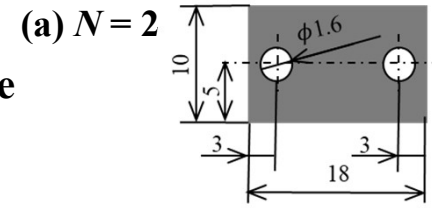
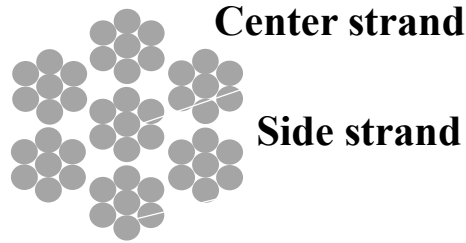
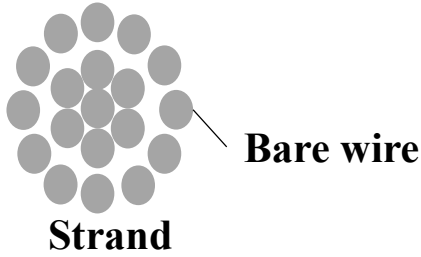
実施例



1×19



7×7

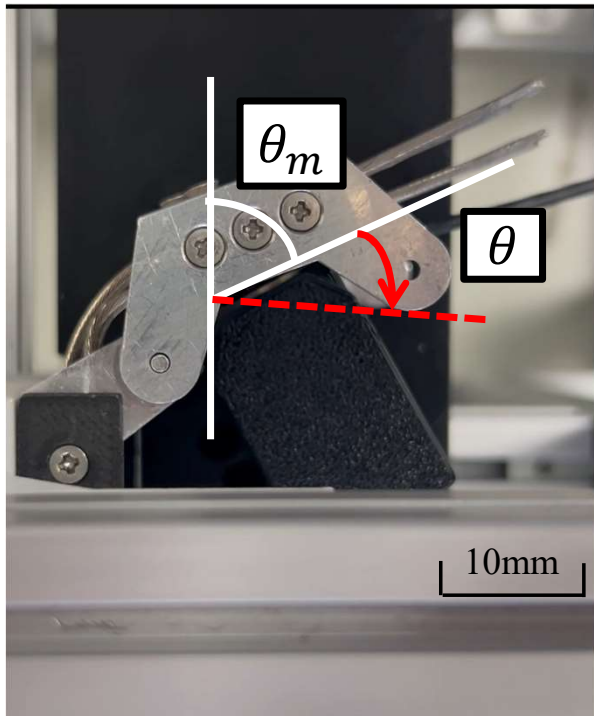


Rope Structure	Diameter ϕD (mm)	Material	Cycle T(s)	Rotation angle θ (°)	Number of cable N	Joint angle (°)
1×19 (Type A)	1.0	SUS304	3	40	2, 4, 8	0, 30, 60, 90
	0.85					
	0.63					
	0.4					
7×7 (Type B)	1.0					
	0.8					
	0.63					

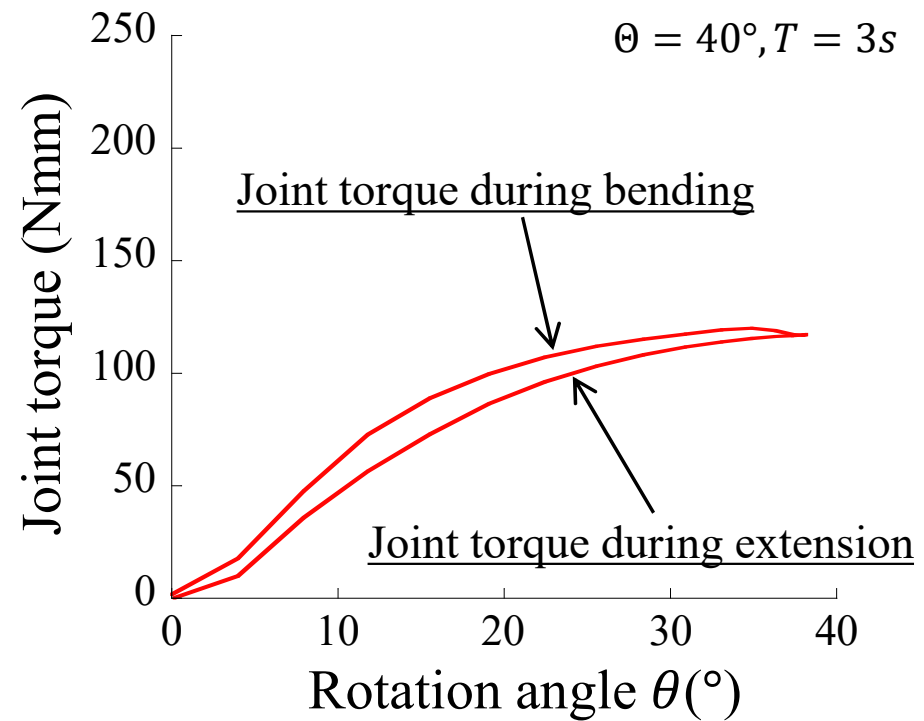
関節動作角度 - 静関節トルクカーブ



ワイヤロープ構成, 径, 本数, 配置でトルク特性を評価

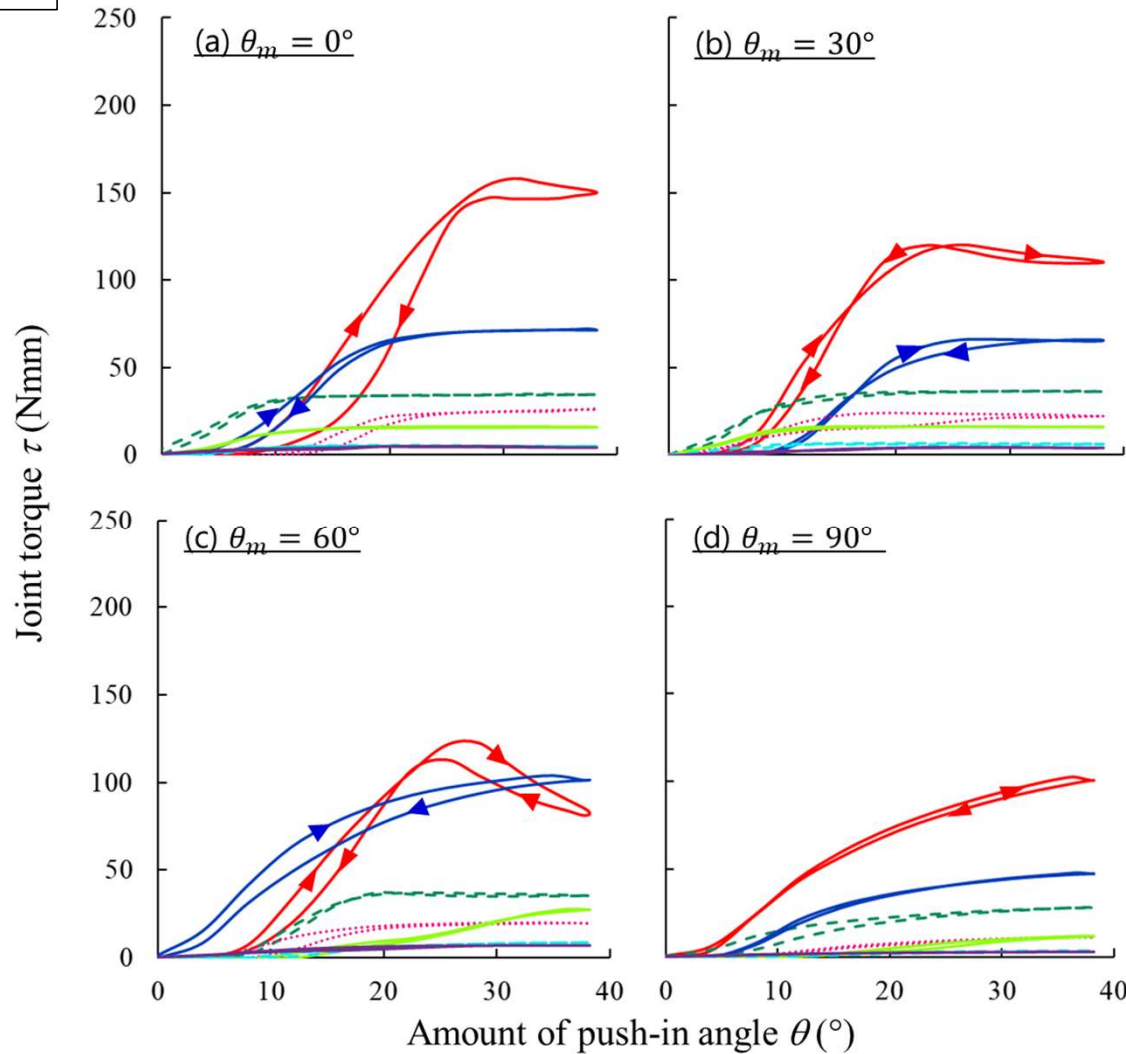


ケーブル本数: $N = 8$
測定関節角度: $\theta_m = 60^\circ$

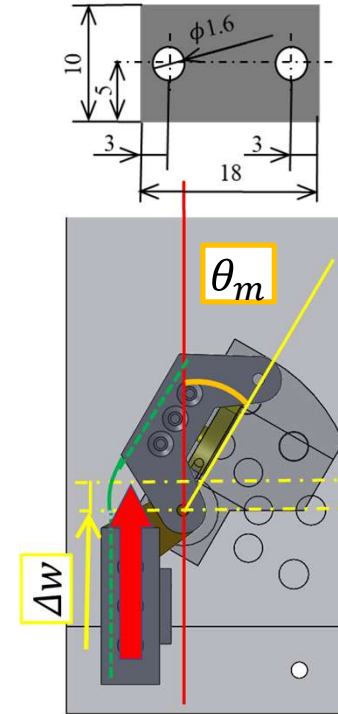


実施例

実験結果：静関節トルクの変化 ($N = 2$)

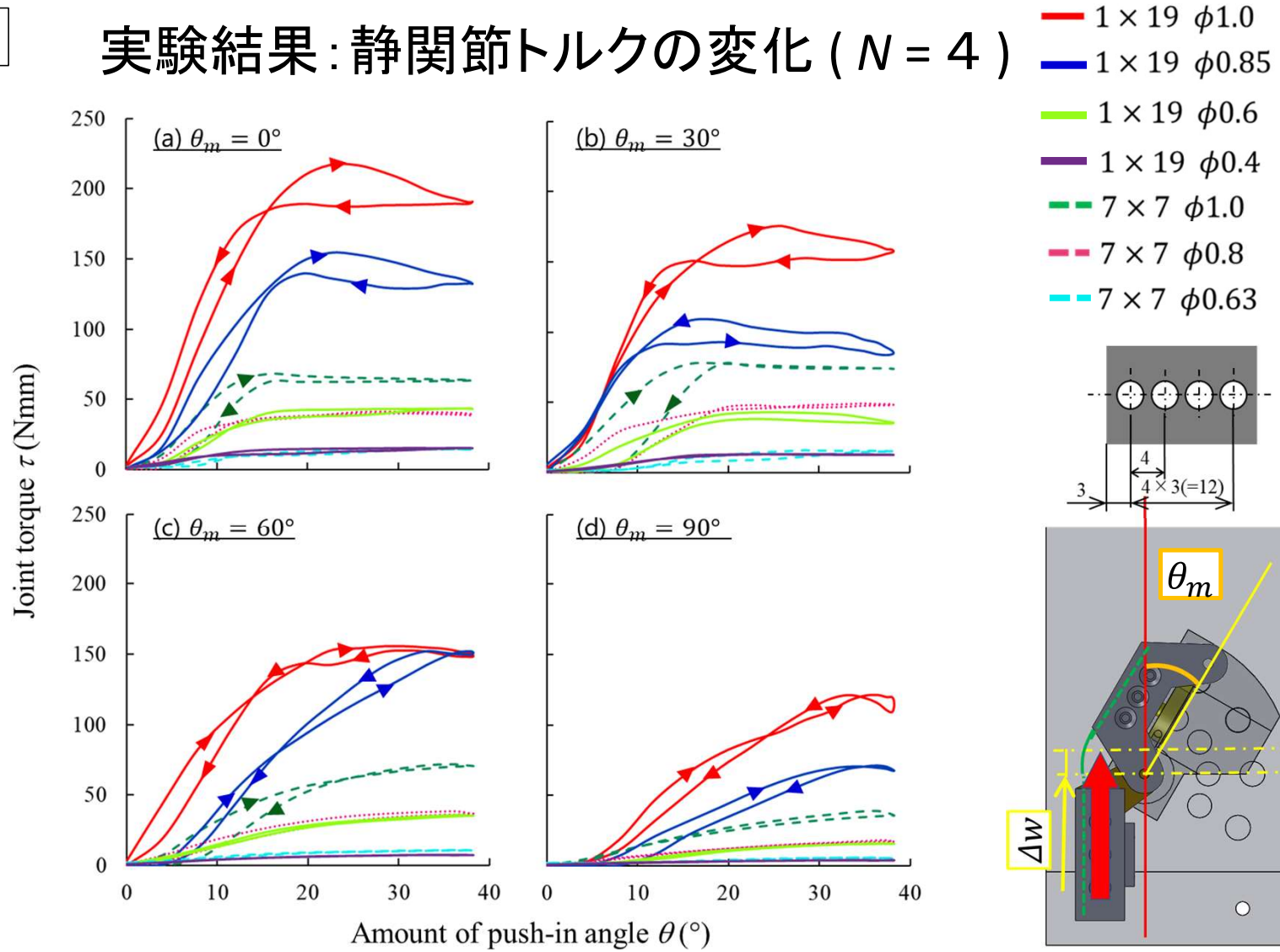


- 1 × 19 $\phi 1.0$
- 1 × 19 $\phi 0.85$
- 1 × 19 $\phi 0.6$
- 1 × 19 $\phi 0.4$
- - 7 × 7 $\phi 1.0$
- - 7 × 7 $\phi 0.8$
- - 7 × 7 $\phi 0.63$



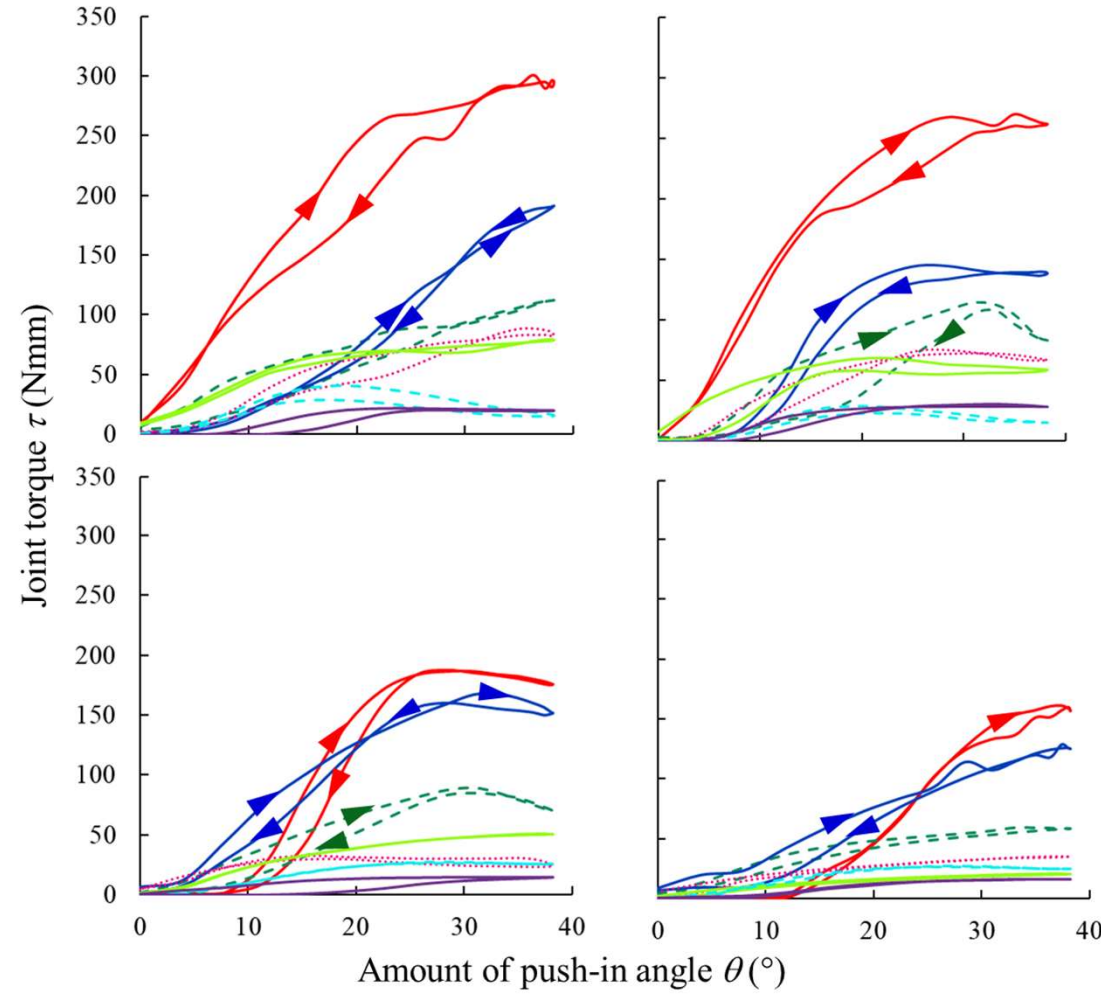
実施例

実験結果：静関節トルクの変化 ($N = 4$)

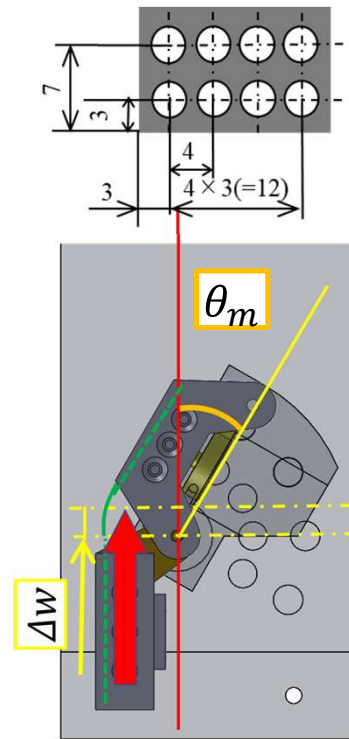


実施例

実験結果：静関節トルクの変化 ($N = 8$)



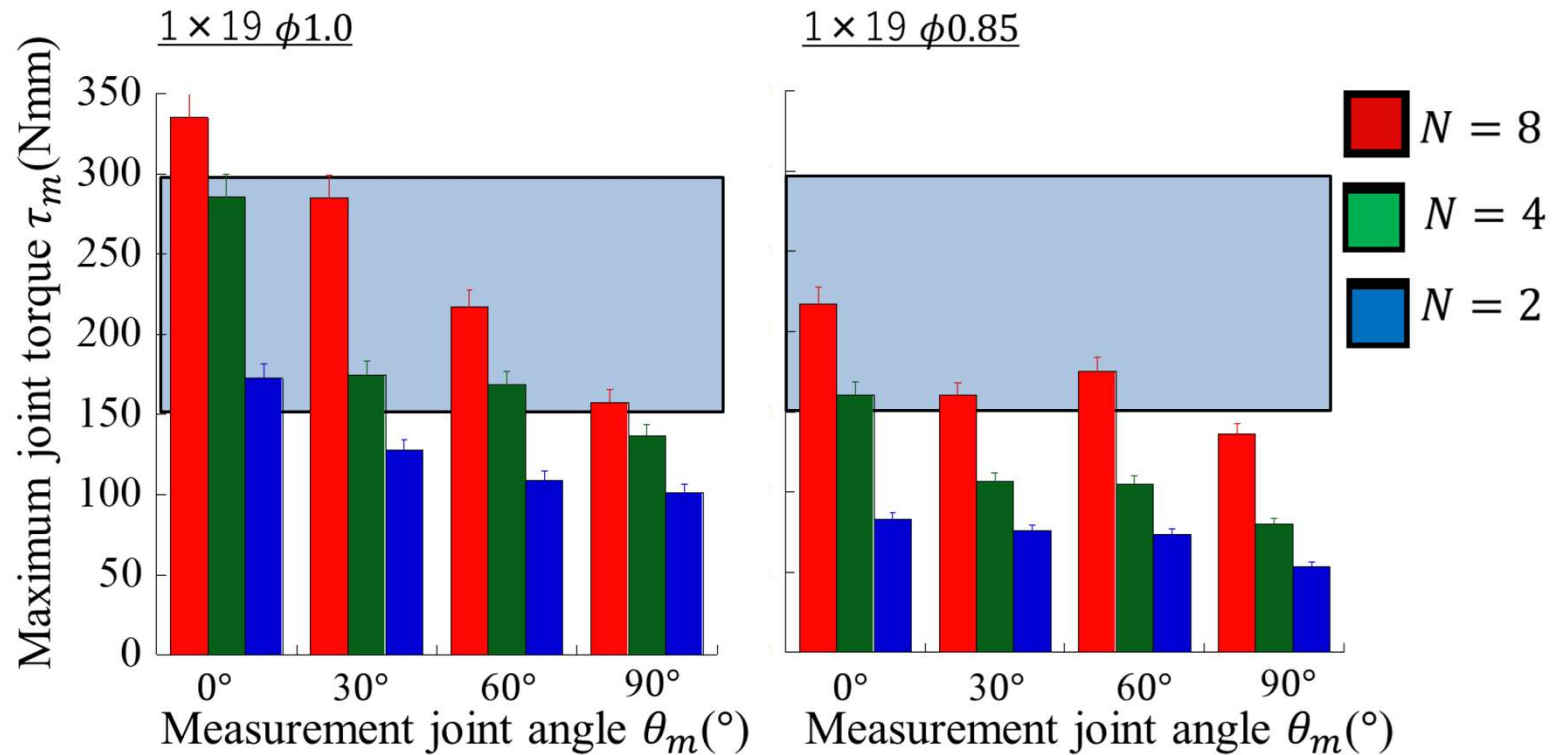
- 1 × 19 $\phi 1.0$
- 1 × 19 $\phi 0.85$
- 1 × 19 $\phi 0.6$
- 1 × 19 $\phi 0.4$
- - - 7 × 7 $\phi 1.0$
- - - 7 × 7 $\phi 0.8$
- - - 7 × 7 $\phi 0.63$



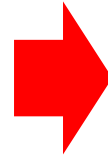
Joint torque τ (Nmm)

実施例

実験結果：最大支援トルクの特徴評価 ($N = 8$)



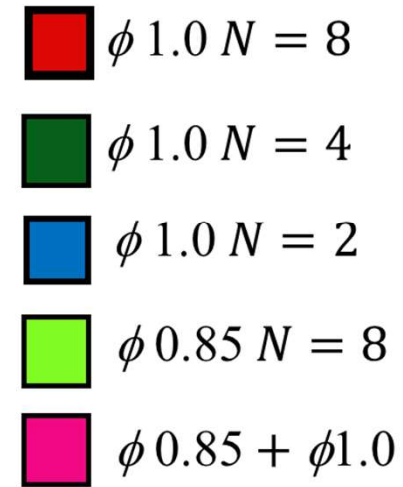
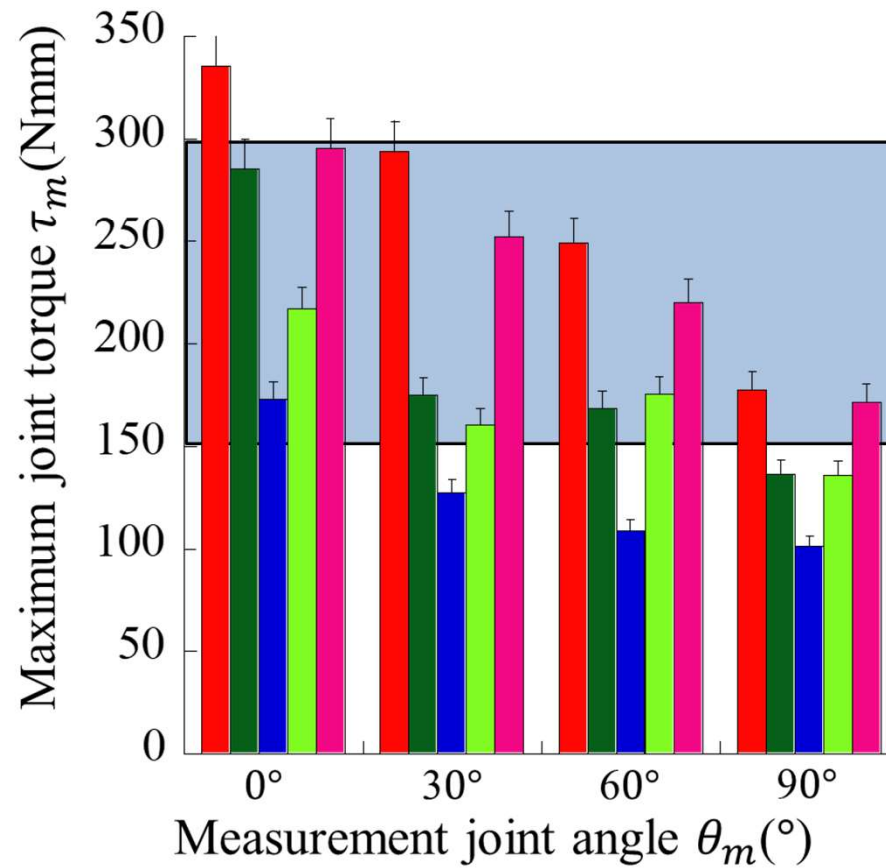
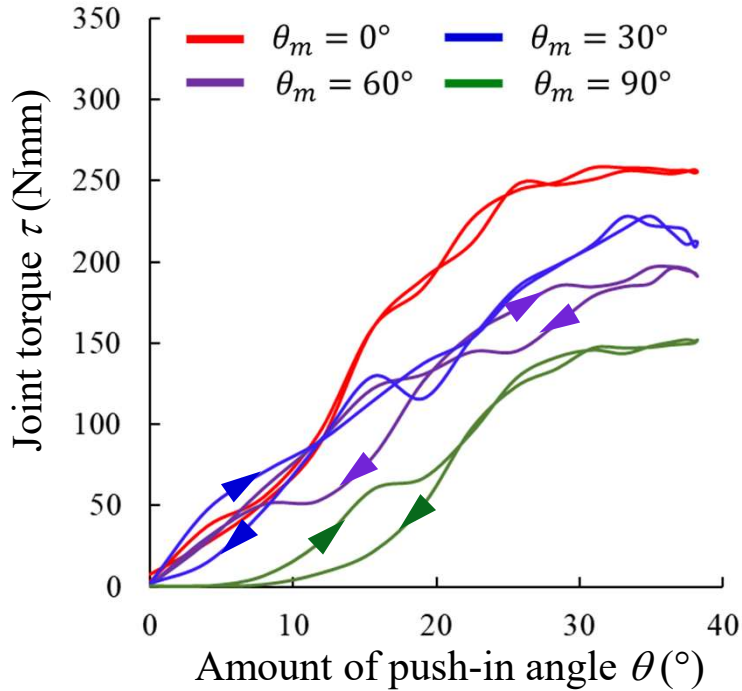
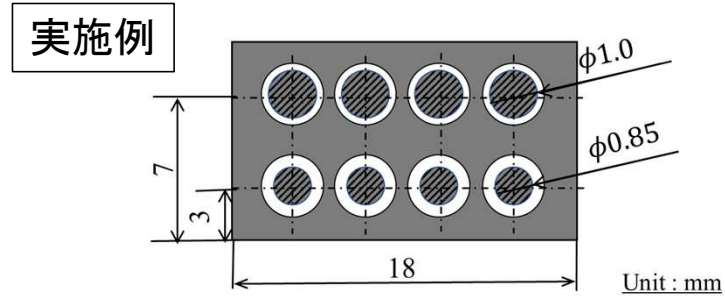
関節の安全¹⁾を考慮した
実用関節トルク範囲
約 150 – 300 Nmm



すべての θ_m で実用関節トルク範囲となる
ケーブルは得られなかった

1) Ueki, S.; Kawasaki, H.; et al. Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics. 2012. 17(1). p.136–146.

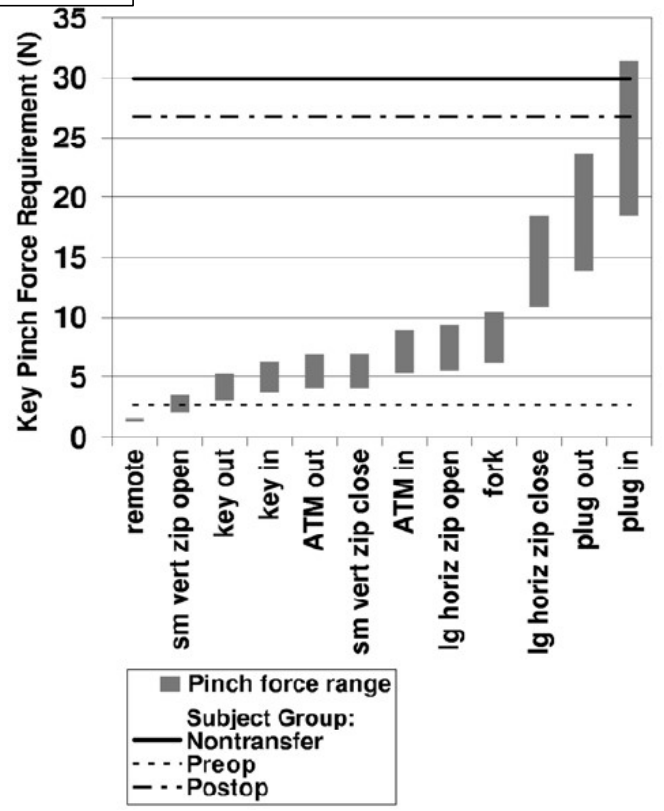
実験結果: $N = 8$ ($\phi 0.85 + \phi 1.0$)



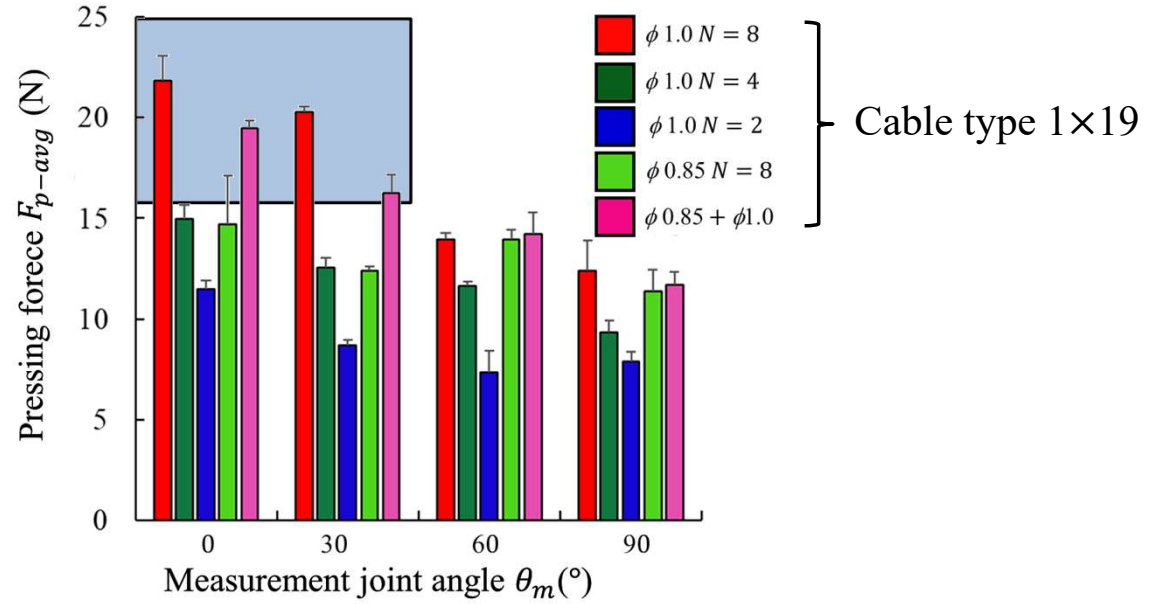
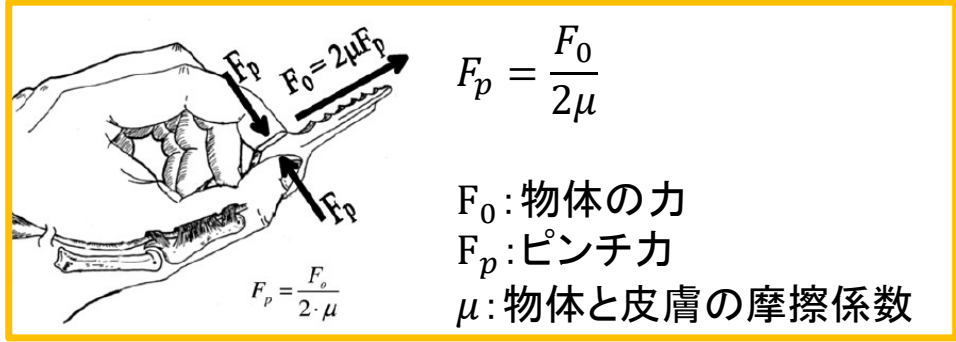
すべての θ_m で**实用可能トルク範囲**(150 - 300 Nmm)を満たした

日常生活動作(ADL)への適用可能性 - ピンチ力 -

実施例



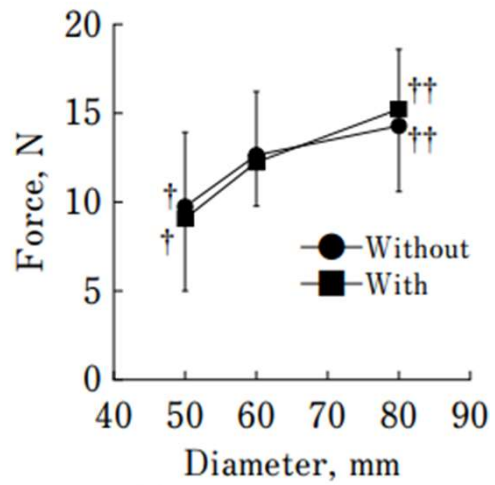
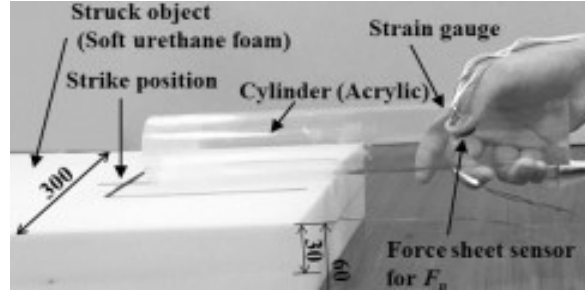
N Smaby, Journal of Rehabilitation Research & Development, Vol.41, No 2, pp.215-224



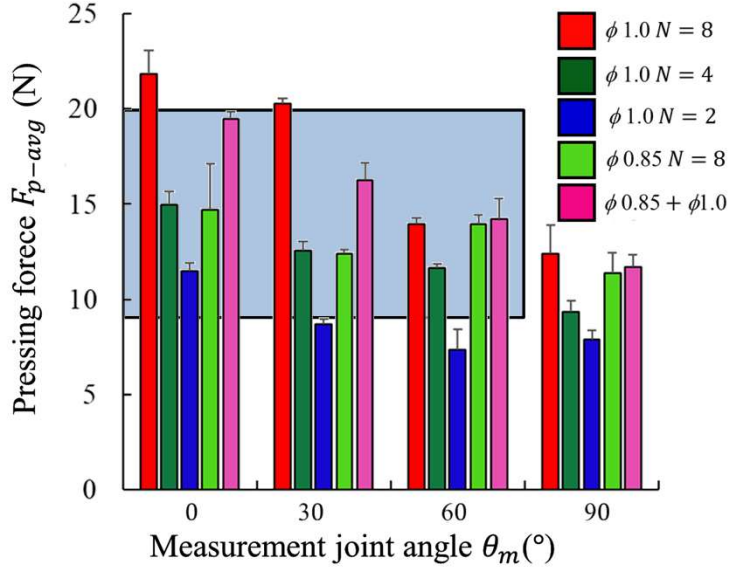
ケーブルタイプ $1 \times 19 N = 8(\phi 0.85 + \phi 1.0)$ で 日常生活動作に必要なピンチ力 が得られた

日常生活動作(ADL)への適用可能性 - 円柱把持叩打 -

実施例



中林ら, 人間工学,
Vol.56, No.5,
pp.170-180



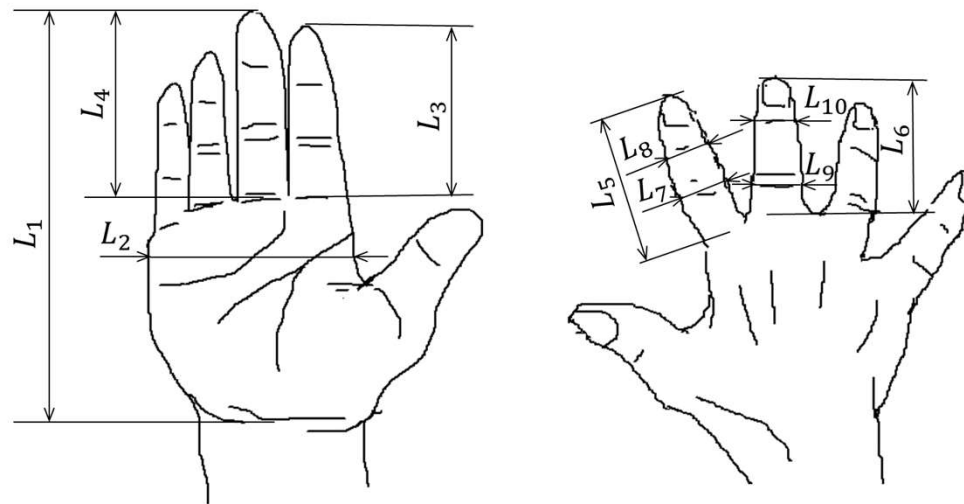
ケーブルタイプ $1 \times 19 \phi 1.0, N = 8(\phi 0.85 + \phi 1.0)$ で 円筒把持叩打動作に必要な押し付け力が得られた

実施例

ヒト手に実装するための機構の設計変数

Site	Length[mm]
L_1	193.21
L_2	90.00
L_3	76.24
L_4	84.88
L_5	92.17
L_6	104.42
L_7	18.82
L_8	16.19
L_9	19.67
L_{10}	16.70

手指寸法定義：産業技術総合研究所(AIST)
対象：成人男性1名(年齢23歳、身長179cm、体重68kg)



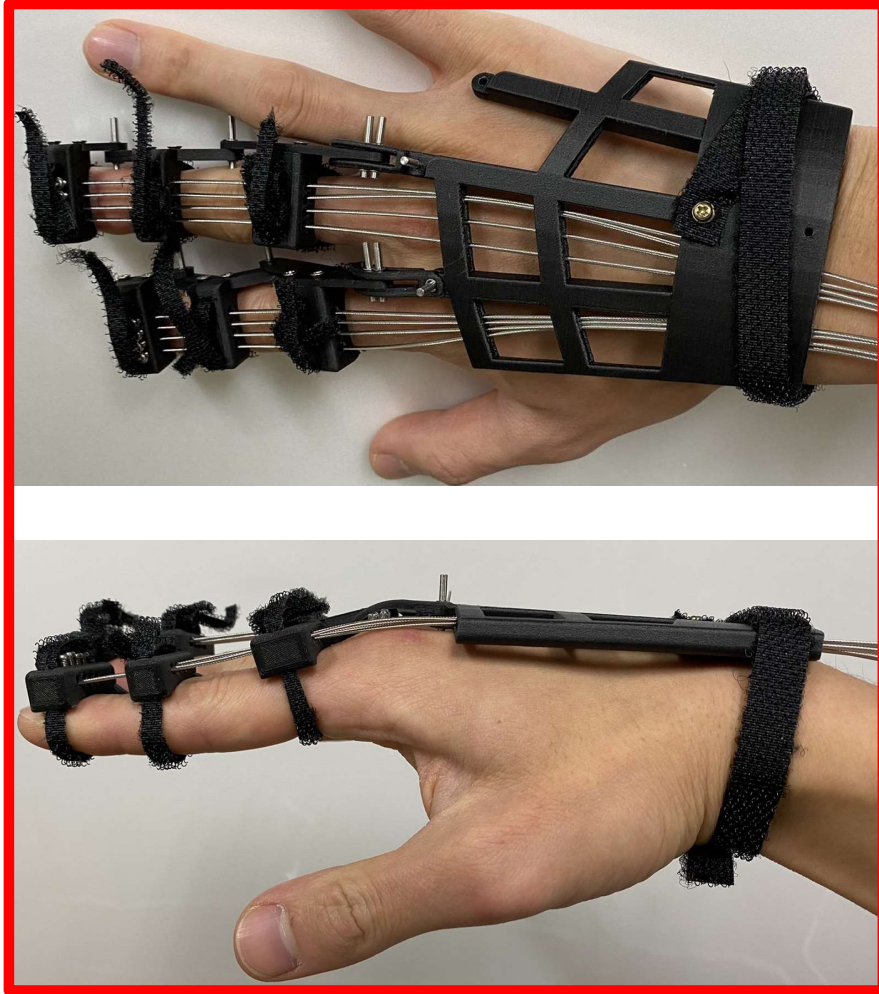
Hand dimension definition

河内まき子, 2012 : AIST日本人の手の寸法データ. <https://www.airc.aist.go.jp/dhrt/hand/index.html>

試作機構(初期)の装着性について

実施例

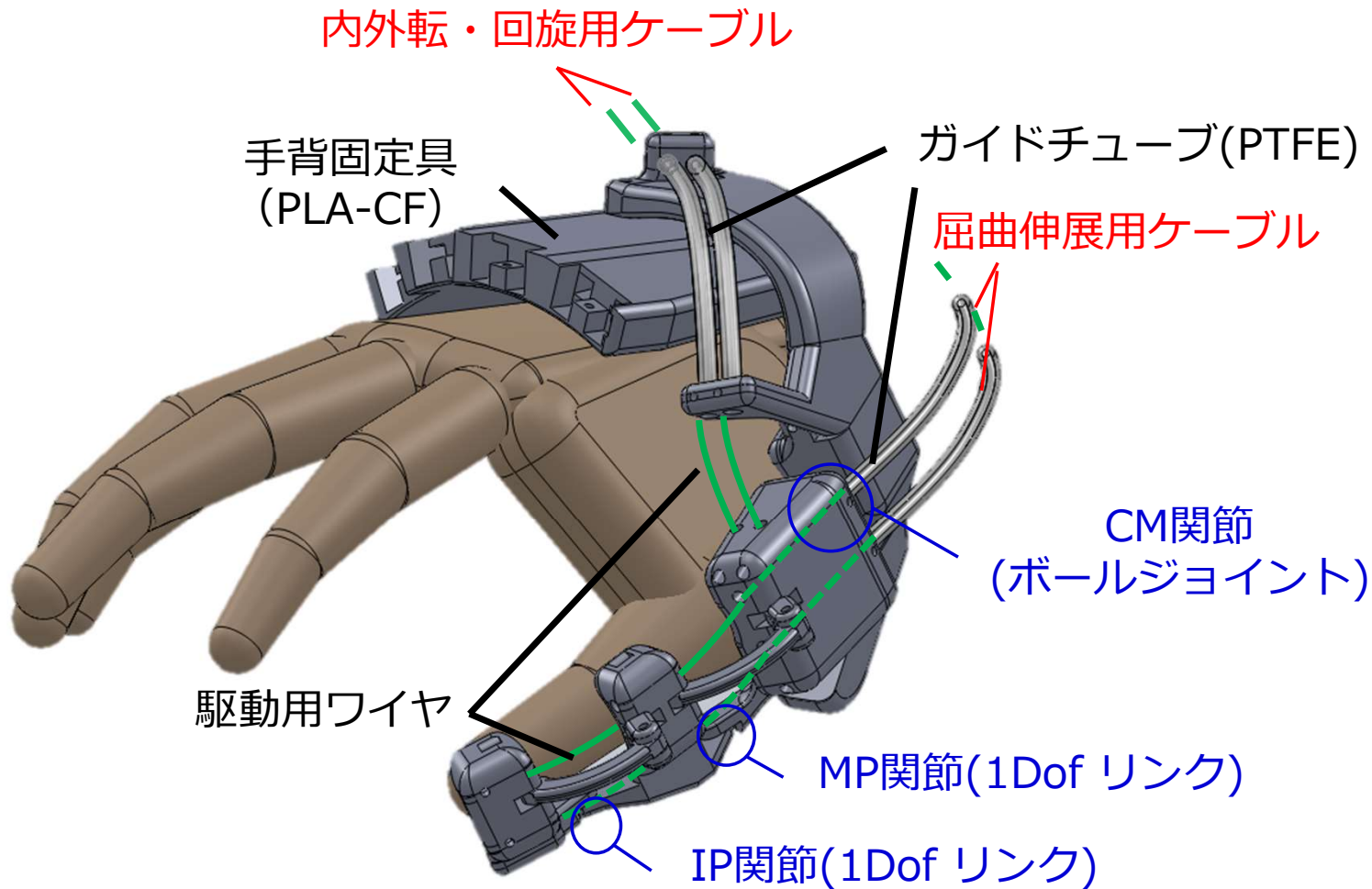
伸展時



屈曲時



試作機構の改良-母指関節動作支援



＜機構煩雑化の解消＞

駆動用ケーブル数 $N = 8$

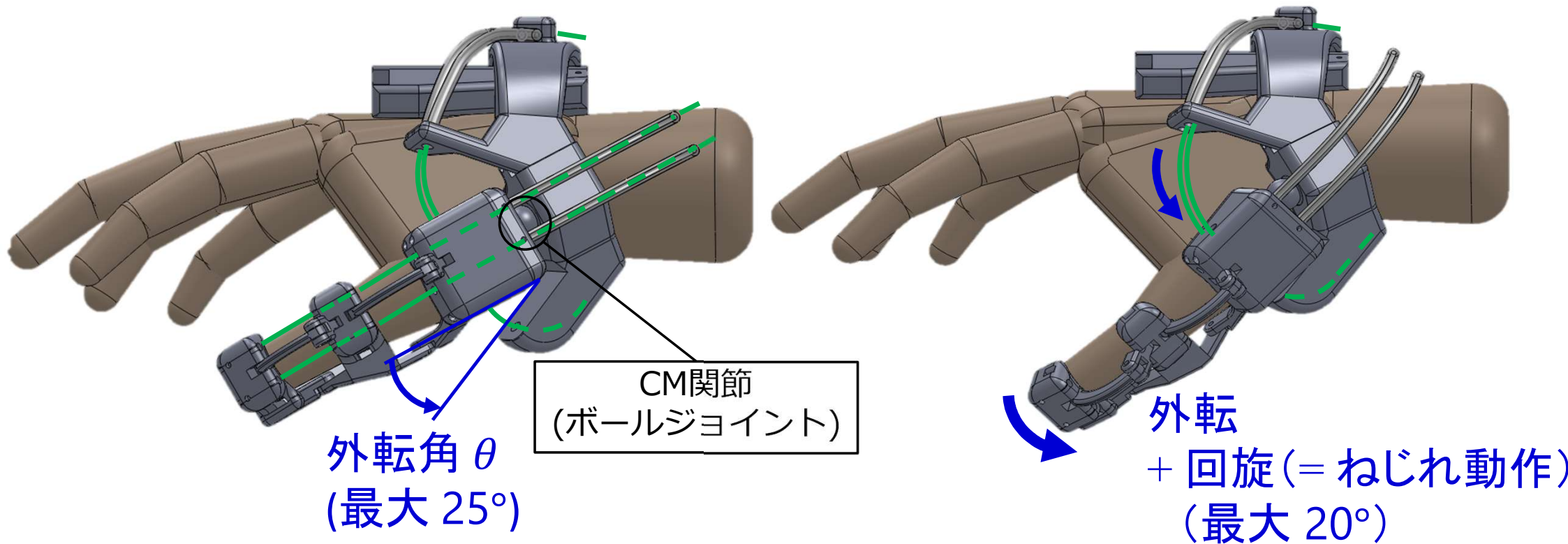
- ・機構の煩雑化
- ・メンテナンス性の低下

駆動用ワイヤの再検討
(材質・構造)

駆動用ケーブル数を必要
に応じて低減(例: $N = 2$)

※ 5指動作支援機構の設計段階で
装着部の重量は 200g程度

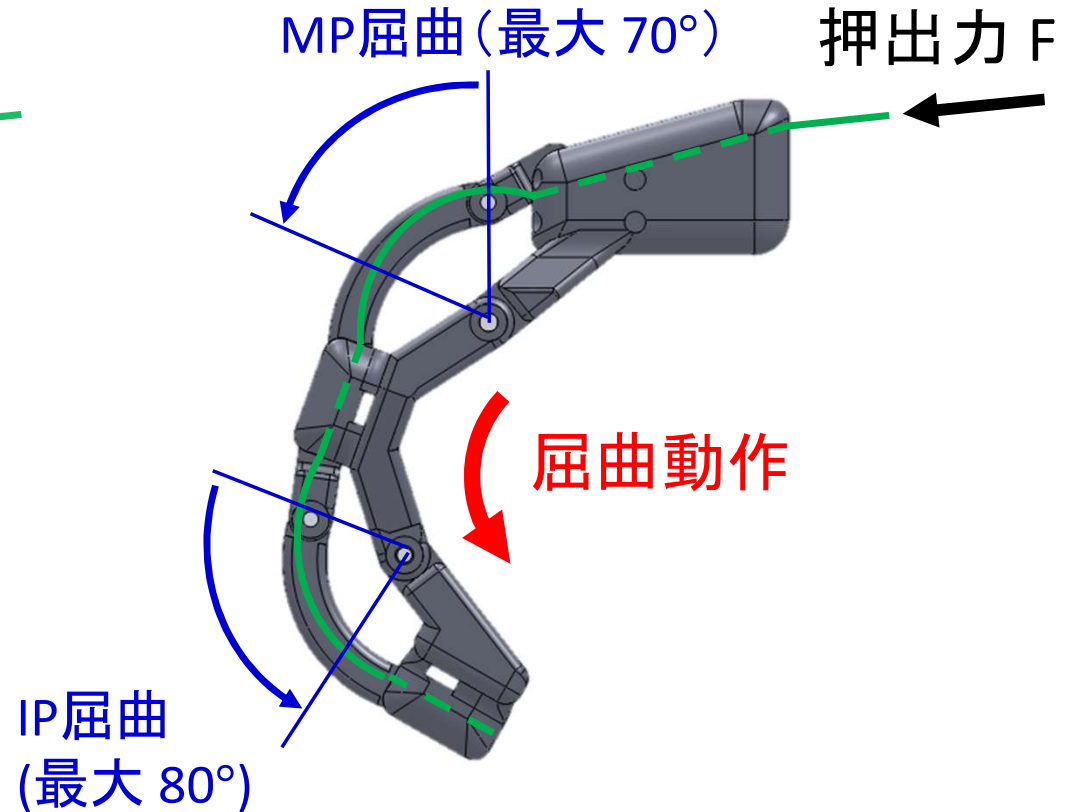
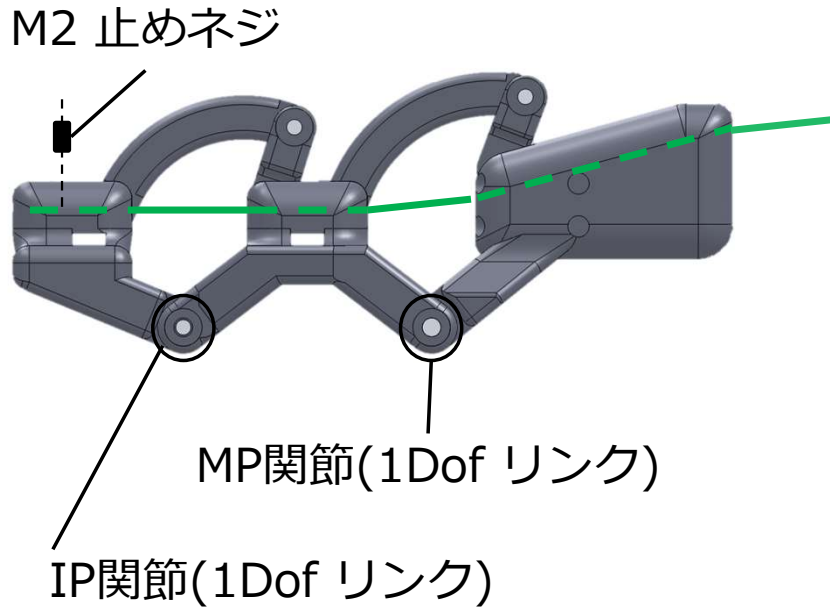
試作機構の改良-母指関節動作支援



解剖学的な最大外転角度，回旋角度を実現できる機構を設計

実施例

試作機構の改良-母指関節動作支援



解剖学的な最大屈曲角度を実現できる機構を設計

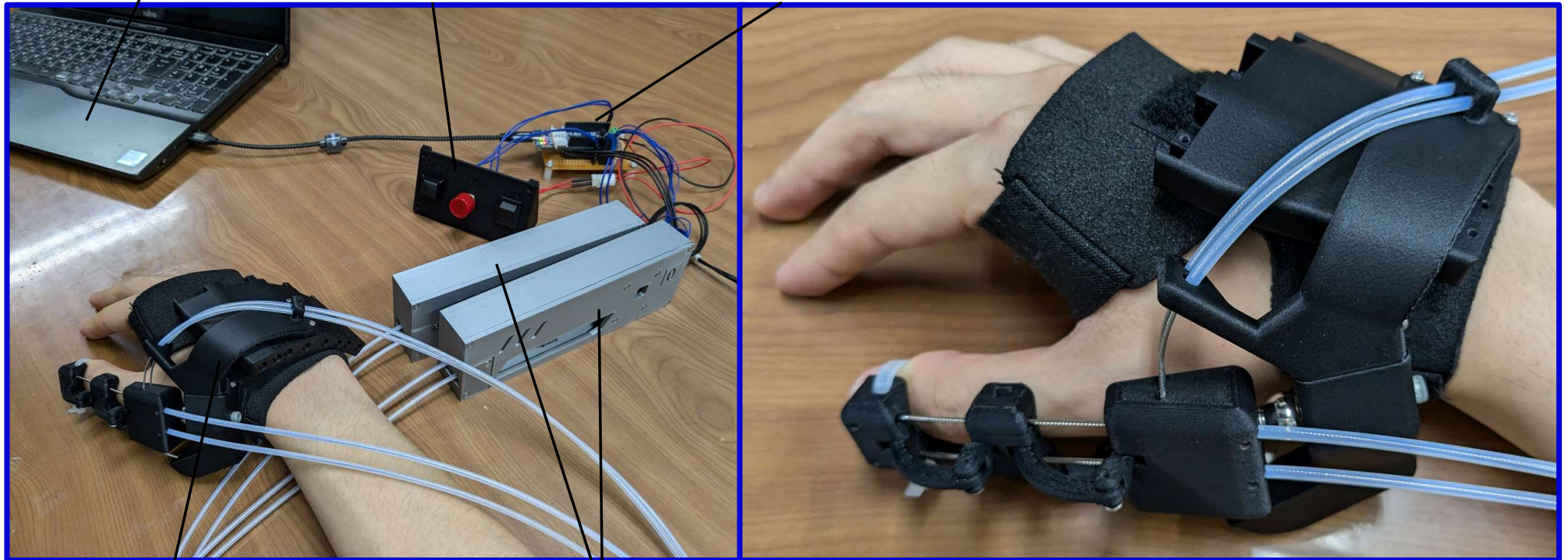
母指関節動作支援機構の実装

実施例

制御用PC

電源及び緊急停止
スイッチ

制御ボード
(OpenRB-150)



母指支援機構

滑りねじ機構 (動力装置)

新技術の特徴・従来技術との比較

- ・弾性ワイヤの複合束を用いた押引動作でリンクに動力を伝達し、日常生活動作レベルの動作支援力を実現
- ・複合束が屈曲することで過剰な動作支援力を分散させ、機械的な安全性を確保
- ・弾性ケーブルの複合束の組合わせを変更することで、動作支援力の最大値を調整可能、小型化も容易
- ・従来技術のモータ直接駆動やワイヤ駆動は構造が複雑化、空気圧方式も重要に難点があったが、本機構は比較的単純かつ軽量の構造で 実用レベルの動作支援トルクを実現

想定される用途

産業上の利用分野

医療福祉機器分野, 義肢装具分野, 産業用ロボット分野

[考えられる用途]

- ・リハビリテーションおよび介護支援デバイスの駆動機構
- ・義手や義指関節の動作伝達部
- ・適度な力で締め付け可能なソフトマニピュレータ

実用化に向けた課題

[駆動用ケーブル(ワイヤおよびガイドチューブ)の検討]

- 最低限必要なワイヤ数に対応可能なワイヤ径・構造の検討, 動作伝達性能の評価
- 駆動用ワイヤの動力伝達を安定化可能な柔軟性をもつガイドチューブの検討, 性能評価

[実際の医療機関における臨床]

- 理学/作業療法士の運動治療時の動作の記録と, 装置への動作の反映, 自律治療システムの実現
- リハビリテーションセンターでの臨床における治療効果の検証

企業への期待

[実用化に向けた長期運用のための製造技術協力]

(1) 駆動用ワイヤの開発技術

安定した駆動用ワイヤの提供, Push-abilityの高い動力伝達性能を実現したワイヤ製造

(2) ワイヤガイドチューブの高性能化

柔軟かつ剛性バランスのとれたガイドチューブの製造

(3) 高剛性かつ軽量な3Dプリンタ用フィラメント

現行の装具材質PLA-CF (ポリ乳酸+カーボンファイバー)より, 高剛性かつ軽量なフィラメント素材の提案

本技術に関する知的財産権

- 発明の名称: 手脂動作支援機構
- 出願番号: 特願2022-178750(出願中)
- 出願人: 国立大学法人宇都宮大
- 発明者: 中林正隆、福井宏昌、木澤颯太(宇都宮大学)

お問い合わせ先

宇都宮大学

地域創生推進機構 社会共創促進センター

TEL : 028-649-5502

FAX : 028-649-5497

e-mail uu.cpssc@cc.utsunomiya-u.ac.jp