

手の筋骨格モデルを用いたデジタルハンドによる物体把持力の推定に関する研究

北海道大学 ○清水 康友, 金井 理, 伊達 宏昭, 白土 博樹, 神島 保, 荻子 仁泰

要 旨

本研究では、デジタルハンドを用いた製品設計における仮想エルゴノミック評価を行う為の、製品の把持や操作の為の手指の力を推定する事を目的とした、指の筋骨格の生体力学モデルを構築し、筋、関節作用力を導出する手法の提案を行っている。本報告では、既報で報告した非線形最適化手法に加えて、指の生体力学モデル構造の改良を行い、製品把持時の筋、関節作用力の推定精度の向上を行ったので、その結果を報告する。

1. はじめに

情報機器・工具・容器など人間に把持される製品では、エルゴノミクスに配慮したデザインが、付加価値や競争力向上に効果的である。しかし現在、把持しやすさ等の評価は官能検査で行われ、客観性、定量性に乏しく実施コストも大きい。そこで、手の3次元モデル(デジタルハンド)により製品CADモデルの把持姿勢を推定し、「把持しやすさ」を定量評価出来る仮想エルゴノミクス評価技術が提案されている[1]。しかし、この研究でも、把持しやすさや把持時の疲労に深い関係を持つと思われる、把持時の手指の発揮力や、筋腱の発揮力は評価されていなかった。そこで本研究では、デジタルハンドによる「把持しやすさ」の推定精度向上の為、指の筋骨格を表す生体力学モデルを導入し、このモデルに基づき製品把持時の手指発揮力と筋腱力を推定する事を目的とする。既報[2]では、指の生体力学モデルを導入し、非線形最適化問題により筋腱力を推定する手法を提案した。本報では、指の筋骨格構造を改良し、製品把持時の筋腱力の推定精度の向上を試みたので報告する。

2. 指の生体力学モデルの改良

2.1. 提案手法の概要と問題点

既報[2]で提案したデジタルハンドにおける筋腱力導出手法の概要を図1に示す。デジタルハンドと製品を用いて生成された把持姿勢[3]の関節角度、指発揮力を入力定数とし、指関節の力とモーメントのつり合い式と、指の筋腱機構の制約条件式を満たす、筋腱力、関節作用力の変数値を、筋力応力の二乗総和を最小化する様に非線形最適化問題を解く事で導出した。しかし、過去の実験結果と比較した所、つまみ姿勢では指の筋腱力値が妥当に推定出来たが、把持姿勢では一部の筋腱力値が過去の結果と一致せず、モデルの近似精度が十分とは言えなかった。そこで本報告では以下の改良を行い、その精度向上を試みた。

2.2. 指の筋腱機構における制約条件の変更

本報では既報[2]と同様に、四指の筋腱ネットワークの接続に基づき、伸筋機構の筋腱張力のつり合いの制約条件式を表現する。但し、本報では、伸筋機構を文献[4][5]の見解を基に、図2(右)の様な、末端伸筋腱部分の等式制約を不等式制約に変え、また、伸筋機構をより精密に表現する為条件式内の筋腱力変数を増加させた、制約条件式(1)を設定した。母指の伸筋機構も文献[6][7]を基に、図3(右)に示す様な、等式制約を不等式制約に変更し、制約条件式(2)を設定した。

$$\begin{cases} F_{TE} \leq F_{UB} + F_{RB}, F_{RB} \leq F_{RI} / 6 + 2F_{LU} / 3 + F_{LE} / 6 \\ F_{UB} \leq F_{LI} / 3 + F_{LE} / 6, F_{ES} \leq F_{LI} / 3 + F_{RI} / 6 + F_{LU} / 3 + F_{LE} / 6 \end{cases} \quad (1)$$

$$F_{TE} \leq F_{EPL} + F_{ADP} + F_{APB} + F_{FPB} \quad (2)$$

2.3. 最適化による筋腱力変数の変更

既報[2]の筋骨格モデルにおける四指の屈筋腱 FDP.FDS の発揮力は、下腕の筋腱から力が伝達される際に、指の筋腱が一様に収縮するモデルとして、単一の筋腱力変数で表していた。これに対し提案モデルでは、文献[8]のモデルに基づき、これらの筋腱は力の伝達時に指関節毎に収縮し、指骨毎に不均一な力を作用すると考え、FDP.FDS 筋腱力変数を指骨毎に定義するモデル(FDP_{MP}~FDP_{DIP}, FDS_{MP}, FDS_{PIP})に変更した(図2(左))。この変更に伴い、目的関数となる筋力応力の二乗総和の最小化式(3)における F_{FDP}, F_{FDS} を、文献[9]で示された各指骨の力の発揮割合の補正係数の重み付き和を取る形式に変更した(式(4)、示指の例)。

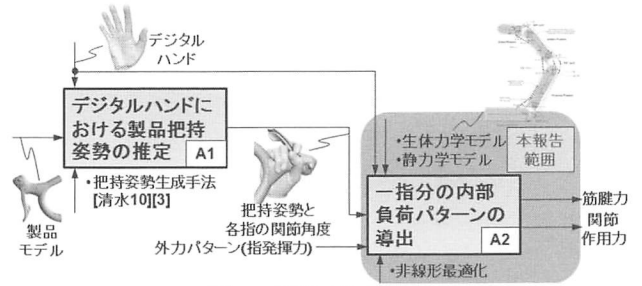


図1 提案手法の概要

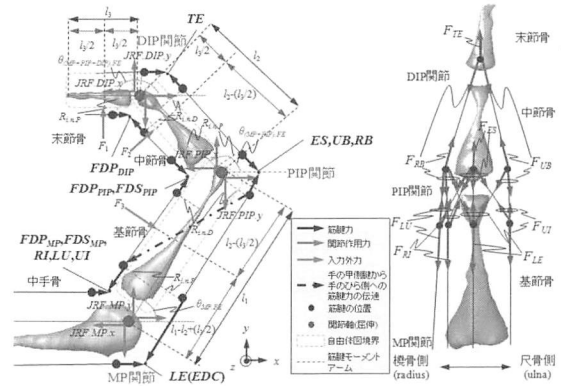


図2 (左)矢状平面における一指分の筋骨格モデル(四指) (右)横断面における伸筋機構の構造(四指)

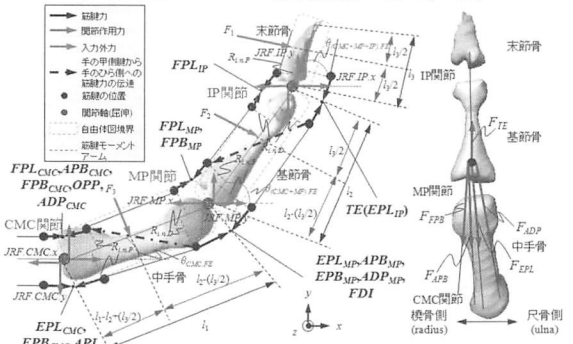


図3 (左)矢状平面における一指分の筋骨格モデル(母指) (右)横断面における伸筋機構の構造(母指)

$$\text{minimize}_{F, J} \sum_{j \in J} \left(\frac{F_j}{PCSA_j} \right)^2 \quad \left(T_f = \{UI, RI, LU, LE, FDS, FDP, RB, UB, ES, TE\} \right) \quad (3)$$

$$\begin{aligned} F_{FDP} &= \beta_{MP}^{index} F_{FDP_{MP}} + \beta_{PIP}^{index} F_{FDP_{PIP}} + \beta_{DIP}^{index} F_{FDP_{DIP}} \\ F_{FDS} &= \beta_{MP}^{index} F_{FDS_{MP}} + \beta_{PIP}^{index} F_{FDS_{PIP}} \end{aligned} \quad (4)$$

同様に母指も図3(左)に示す筋腱モデルの変数定義の変更を行い、文献[10][11]を基にした各指骨の力の発揮割合の補正係数の重み付き和を取り(式(6))、目的関数の最小化(式(5))を行う。

$$\text{minimize}_{F, J} \sum_{j \in J} \left(\frac{F_j}{PCSA_j} \right)^2 \quad \left(T_f = \{FPL, EPL, ADP, EPB, FPB, APB, APL, OPP, FDI, TE\} \right) \quad (5)$$

$$\begin{aligned} F_K &= \beta_{CMC}^{thumb} F_{K_{CMC}} + \beta_{MP}^{thumb} F_{K_{MP}} + \beta_{IP}^{thumb} F_{K_{IP}} \quad (K \in \{FPL, EPL\}) \\ F_{K'} &= \beta_{CMC}^{thumb} F_{K'_{CMC}} + \beta_{MP}^{thumb} F_{K'_{MP}} \quad (K' \in \{ADP, EPB, FPB, APB, APL\}) \end{aligned} \quad (6)$$

これら以外は既報[2]と同様のモデル化を行い、これを非線形最適化ソルバーNLOpt[12]により解く事で筋腱力、関節作用力の導出を行った。

3. モデルの精度検証

3.1. 検証を行う姿勢の定義

検証を行う姿勢として既報[2]同様、示指と母指のつまみ姿勢と、円筒把持姿勢をデジタルハンドで再現する。つまみ姿勢は図4に示すような、示指のMP関節を45deg、PIP関節を35deg屈曲させ、母指を示指の先端部に接触する位置まで移動させた姿勢とし、両指の末節骨に外力を $F_1=1\sim 15N$ 加えた。円筒把持姿勢は図5に示すような、直径20~60mmの円筒を用いて、デジタルハンドと円筒の接触面積が最大になるように最適化した姿勢を把持姿勢とし、四指は末節骨に $F_1=15N$ 、中節骨に $F_2=5N$ 、基節骨に $F_3=10N$ 、母指は末節骨に $F_1=5N$ 、基節骨に $F_2=15N$ 、中手骨に $F_3=10N$ の外力を加えた。この時の筋腱力、関節作用力を求め、過去の文献の実験結果と比較し検証を行った。

3.2. つまみ姿勢での筋腱力、関節作用力の精度検証

つまみ姿勢における、外力を1~15Nまで変化させた時の示指のFDP、FDS筋腱力の変化を図4に、外力を $F_1=10N$ 加えた時の示指、母指の各筋腱力の計算結果を表1,2に示す。示指の結果は従来モデル同様、FDP筋腱力がFDS筋腱力を上回る屈筋腱の傾向が近似されており、更に、骨間筋腱力(RI,UI)や関節作用力が、従来モデルよりも過去のシミュレーション結果に良く合致している。母指の結果では、EPL,APB,APL筋腱力で力が発揮される結果が得られ、より過去の実験結果に近づいた。

3.3. 円筒把持姿勢での筋腱力、関節作用力の精度検証

円筒把持姿勢における、円筒直径に対する示指の筋腱力総和の変化を図5に、直径35mm円筒把持姿勢時の示指、母指の各筋腱力の計算結果を表3,4に示す。提案モデルでは35mm直径円筒で筋腱力総和が最小となり、文献[11][13]の実験結果からも妥当な結果と考えられる。また、示指の筋腱力は、骨間筋腱力や関節作用力が小さめの値を示したが、屈筋腱では、FDP筋腱力がFDS筋腱力の値を大幅に上回り、前報とは異なり過去の実験結果の傾向を近似出来ている。一方、母指の筋腱力では、EPL,EPB,FDI筋腱力はゼロとなっているが、文献[15]では、これらは補助的な筋腱であり、姿勢の安定化のために必要な筋腱ではあるがFPL,ADP等の屈筋腱、内・外転筋腱に比べて発揮力は相対的に小さいという実験結果が得られており、本結果と一致している。更に、APB,APL,OPP筋腱が発揮される結果が得られていることから、より実験結果[15]に近づいている。一方で、図5の直径45mm以上円筒で筋腱力総和が横ばいの結果を示しており、これは文献[13]の結果や、文献[11]で報告されている把持力低下に基づく筋腱力の増加と一致しない。これは、提案モデルでは一指毎に独立した筋腱力の最適化を実行しているからであると推定される。今後、手首関節運動の影響を考慮した、下腕の筋腱力の最適化手法を構築する必要がある。

参考文献

- [1] 遠藤, 他: 「デジタルハンドとプロダクトモデルとの統合によるエルゴノミック評価システムの開発(第2報)」, 精密工学会誌 75(4), pp.548-553, (2009).
- [2] 清水, 他: 「デジタルハンドにおける操作力推定の為の指の生体力学モデルの構築」, 精密工学会春季会議論文集, pp.107-108, (2011).
- [3] Y. Shimizu et al.: "Constructing MRI-based 3D Precise Human Hand Models for Product Ergonomic Assessments", Proceedings of 2010 Asian Conference on Design and Digital Engineering, pp.612-619, (2010).
- [4] J. Castang et al.: 「関節・運動器の機能解剖」, 協同医書出版社, (1986).
- [5] N. Brook et al.: "A biomechanical model of index finger dynamics", Medical engineering physics 15, pp.54-63, (1995).
- [6] F. J. Valero-Cuevas et al.: "Towards a realistic biomechanical model of the thumb: the choice of kinematic description may be more critical than the solution method or the variability/uncertainty of musculoskeletal parameters", Journal of biomechanics 36, pp.1019-1030, (2003).
- [7] F. P. Kendall et al.: "Muscles: testing and function, 3rd Edition", Williams & Wilkins, Baltimore, (1983).
- [8] W. Tsang et al.: "Helping Hand: An Anatomically Accurate Inverse Dynamics Solution for Unconstrained Hand Motion", Eurographics / ACM SIGGRAPH Symposium on Computer Animation, pp.1-10, (2005).
- [9] Y. K. Kong et al.: "Optimal cylindrical handle diameter for grip force tasks", International journal of industrial ergonomics 35, pp.495-507, (2005).
- [10] L. R. Enders et al.: "Phalanx force magnitude and trajectory deviation increased during power grip with an increased coefficient of friction at the hand-object interface", Journal of biomechanics 44, pp.1447-1453, (2011).
- [11] 高野, 他: 「手の把握動作に関する生体力学解析」, 日本機械学会論文集 (C編) 62(603), pp.4257-4263, (1996).
- [12] NLopt, <http://ab-initio.mit.edu/nlopt>

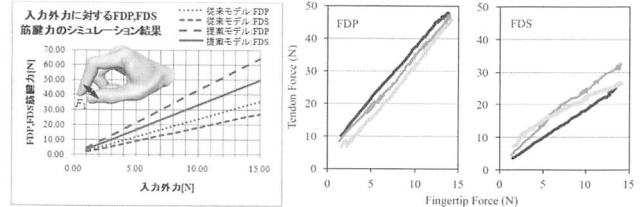


図4 示指のつまみ姿勢における外力に対するFDP, FDS筋腱力の変化。(左)従来モデル[2]と提案モデル, (右)文献[12]の結果

表1 示指のつまみ姿勢における各筋腱力 [筋腱力/外力]($F_1=10N$)

示指:つまみ姿勢	FDP	FDS	LE	RI	UI	LU	MP関節作用力	PIP関節作用力	DIP関節作用力
提案モデル	4.33	3.37	0.00	0.83	1.11	0.03	8.02	2.57	2.57
従来モデル[2]	2.37	1.81	0.00	4.97	4.93	0.95	14.48	4.30	2.57
過去のシミュレーション結果									
Fowler et al.(2000)	2.80	1.20							8.00
An et al.(1985)	2.53-3.14	0.32-1.32		0.0-1.61	0.62-1.17	0.0-1.17	4.0-4.6	4.8-5.8	3.0-4.6
Weightman & Amis(1982)	2.70	1.70	0.00	0.75	0.25	0.10	4.80	4.60	3.10
Smith et al.(1964)	3.80	2.50	0.00	0.90	0.90	0.30	7.50		
Fok(2010)	3.00	1.30	0.00	15.00	17.00	0.55	35.00	4.00	3.00
過去の実験結果									
Kursa et al.(2005)	2.4±0.7	1.5±1.0							
Dennerlein et al.(1997)			3.48						
Schuidt et al.(1992)	7.92	1.73							

表2 母指のつまみ姿勢における各筋腱力 [筋腱力/外力]($F_1=10N$)

母指:つまみ姿勢	FPL	EPL	ADP	FDI	EPB	APB	APL	OPP	CMC関節作用力	MP関節作用力	PIP関節作用力	DIP関節作用力
提案モデル	3.22	0.44	0.91	0.30	0.22	1.41	0.50	0.51	0.45	11.82	10.93	1.22
従来モデル[2]	3.64	0.00	0.57	0.53	6.55	3.13	0.00	0.00	0.23	12.50	12.72	3.02
過去のシミュレーション結果												
Guariento et al.(1994)	6.78	0.01	0.00	0.00	7.17	4.85	0.57	0.75	0.00	18.85	18.17	6.54
Cooney et al.(1977)※	2.28-3.52		1.13-2.36			1.12-2.86	0.90-1.37	1.64-3.44	1.12-2.86	6.69-13.74	4.94-9.92	4.46-3.69
Schuidt et al.(1992)	3.60											
Cooney et al.(1985)※	0.07-0.60	0.05-0.38	0.27-2.82	0.15-1.56	0.05-0.13	0.07-0.74	0.05-0.21	0.08-0.26	0.07-0.74			

※FDP=OPPLとして算出

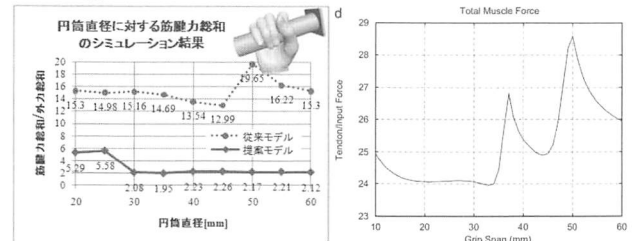


図5 示指の円筒直径に対する筋腱力総和の変化。(左)従来モデル[2]と提案モデル, (右)文献[13]の結果

表3 示指の円筒把持姿勢における各筋腱力 [筋腱力/外力](直径:35mm)

示指:円筒把持姿勢	FDP	FDS	LE	RI	UI	LU	MP関節作用力	PIP関節作用力	DIP関節作用力
提案モデル	1.76	0.10	0.00	0.05	0.03	0.00	3.20	3.13	0.95
従来モデル[2]	0.81	2.63	0.00	7.52	3.06	0.65	14.06	3.19	0.95
過去のシミュレーション結果									
An et al.(1985)	3.17-3.47	1.51-2.14		0.10-1.19	0.00-0.49	0.00-0.91	3.2-3.7	4.5-5.3	2.8-3.4
Chao et al.(1976)	2.77	2.53	0.00	5.62	5.85	4.29	12.68	4.35	3.10
Fok(2010)	1.70	2.00	0.00	9.00	10.90	0.30	22.40	2.80	1.50
過去の実験結果									
Schuidt et al.(1992)	4.00	0.60							

表4 母指の円筒把持姿勢における各筋腱力 [筋腱力/外力](直径:35mm)

母指:円筒把持姿勢	FPL	EPL	ADP	FDI	EPB	FPB	APB	APL	OPP	CMC関節作用力	MP関節作用力	PIP関節作用力	DIP関節作用力
提案モデル	0.84	0.00	1.19	0.00	0.00	1.69	1.69	0.54	1.80	10.94	3.33	0.42	
従来モデル[2]	3.75	0.00	2.03	0.00	1.29	0.79	0.00	0.00	0.00	3.93	4.33	0.39	
過去のシミュレーション結果													
Guariento et al.(1994)	0.00	0.17	3.43	0.86	1.59	0.00	0.00	0.00	7.83	12.92	4.91	1.14	
Cooney et al.(1977)※	1.50-3.43		2.39-3.06			0.93-2.62	2.49-3.80	53-57	0.93-2.62	5.9-16.56	15.7-34	1.62-2.40	
Schuidt et al.(1992)	1.90												
Cooney et al.(1985)※	0.04-0.29	0.03-0.71	0.02-1.27	0.07-0.42	0.02-0.07	0.13-0.89	0.07-0.16	0.07-0.21	0.13-0.89				

※FDP=OPPLとして算出

表5 図5中の記号の定義

筋腱	骨	筋	関節	力	角度	位置			
FDP	深指屈筋	LU	中手骨	EPB	母指伸筋	CMC	手根中手骨間	$\theta_{CMC-10-12}$	基節, 末節骨軸角
FDS	浅指屈筋	LE	長伸筋	FPB	母指伸筋	IP	指関節	$\theta_{CMC-10-12}$	(母指)
FDP	深指伸筋	ES	中央伸筋	APB	母指外転筋	PCSA ₁	指関節	$\theta_{IP-1,2}$	CMC関節屈曲角度
EIP	示指伸筋	TE	末節伸筋	APL	長母指外転筋	$F_{x, y, z}$	骨目録の生理学的筋横断面積	$\theta_{IP-1,2}$	骨目録モーメントアーム
EDQ	小指伸筋	RB	尺骨側伸筋	OPP	母指対立筋	$M_{x, y, z}$	筋伸, 筋運動軸直交距離	$\theta_{IP-1,2}$	筋伸, 筋運動軸直交距離
ADQ	小指外転筋	AB	尺骨側伸筋	FDI	第一掌骨伸筋	$R_{x, y, z}$	筋運動モーメント	$\theta_{IP-1,2}$	筋運動モーメント
RI	骨間筋	RI	長母指伸筋	PIP	近位指関節	θ_{PIP}	骨目録の生理学的筋横断面積	θ_{PIP}	近位, 遠位指関節上骨目録モーメントアーム
UI	骨間筋	UI	長母指伸筋	DIP	遠位指関節	θ_{DIP}	骨目録の生理学的筋横断面積	θ_{DIP}	近位, 遠位指関節上骨目録モーメントアーム

- [13] K. Kursa et al.: "In vivo forces generated by finger flexor muscles do not depend on the rate of fingertip loading during an isometric task", Journal of biomechanics 38, pp.2288-2293, (2005).
- [14] K. S. Fok et al.: "Development of a finger biomechanical model and its considerations", Journal of biomechanics 43, pp.701-713, (2010).
- [15] W. P. Cooney III et al.: "Electromyographic analysis of the thumb: a study of isometric forces in pinch and grasp", Journal of Hand Surgery 10A, pp.202-210, (1985).