

関節リウマチのリハビリ動作計測と慣性を考慮したMP関節のバネ要素によるモデル化

Measurement of Rehabilitation and Modeling of MP Joint by Spring Element in Consideration of inertia for Rheumatoid Arthritis.

○ 北野敬祐 (同志社大院) 辻内伸好 (同志社大) 伊藤彰人 (同志社大)

Keisuke KITANO, Doshisha University
Nobutaka TSUJIUCHI, Doshisha University
Akihito ITO, Doshisha University

Abstract: Rheumatoid arthritis (RA) patients in Japan are about eight hundred thousand. 80-90% of RA patients develop to the hands and wrist. When developing these, causing the dislocation and deformation of the finger. As treatment for subluxation due to RA, there is a rehabilitation by hand therapy, but therapist is not enough. Therefore a device for rehabilitation of thumb MP joint subluxation has been developed. To improve the device, it is necessary to clear the dynamics of hand therapy. Therefore, the authors tried to measurement two kind of rehabilitation by using motion capture and contact force sensor, and we will try develop the simulation function model for curative effect evaluations of hand therapy for RA. To develop simulation model, we think method of modeling of joint in rehabilitation and estimating the model parameters using measured data and inertia data from skeleton model scaling per subject in SIMM.

Key Words: Biomechanics, Rehabilitation, Measurement, Modeling

1. 緒言

日本国内には約80万人の関節リウマチ患者がおり⁽¹⁾, その80-90%が手指に発症している⁽²⁾. 関節リウマチは免疫系の異常による関節炎から, 手指変形などの機能障害を引き起こす疾患である. 現在根本的な治療法はなく, 緩和治療が行われている. ハンドセラピーによるリハビリテーションは最も低リスクの治療法であるが, 継続的な施術を必要とする. しかし, 患者の通院困難(身体的, 金銭的)やセラピストの人手不足といった問題があった. そのため, 自宅でも可能な中手指節(MP)関節亜脱臼用リハビリテーション装置の開発が考案された⁽³⁾. この開発に当たり, ハンドセラピーをバイオメカニクス的な視点から, その力学を解析することが必要となった. そこで, 本研究ではハンドセラピーをモーションキャプチャーと指先力センサで計測し, その計測値から関節のリハビリモデルを考案する. 今回は, 「SIMM」より推定した指の慣性パラメータを用いる.

2. 関節リウマチによる亜脱臼およびそのリハビリ

2-1 関節リウマチ⁽⁴⁾

関節リウマチは, 最終的に関節の軟骨を破壊し, 腱を侵食し, 断裂させ, 隣接する神経を圧迫し, 関節自体を脱臼させて侵食するという特徴を持った疾患である. 関節リウマチではMP関節と手関節が早期に侵され, 掌側亜脱臼や指の脱臼を伴う尺側偏位が手のリウマチ性変形の典型である. 現在症状を緩和させる治療法として薬物療法, 手術療法, ハンドセラピーによるリハビリテーションがある.

2-2 母指MP関節掌側亜脱臼におけるハンドセラピー

亜脱臼とは骨の摺動面の一部接触している状態の脱臼を指し, この状態のリハビリは骨軸がずれている基節骨のMP関節を背側に押し上げ, 正常な位置に戻す動作である. 基節骨を押し上げる前に遠位側に牽引する場合もある.

3. リハビリ動作計測

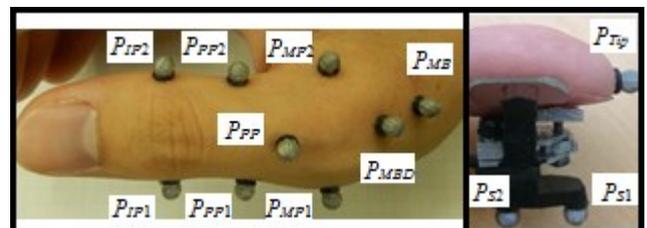
3-1 計測装置および計測環境

Eagle Digital Real Time System (MotionAnalysis 製) を使

用したモーションキャプチャーにより, リハビリ時の被験者の指動作やセラピストの作用力方向を計測した. この時のカメラは8台, 反射マーカは4[mm]のものを12個使用した. また, セラピストが被験者に与える作用力の大きさを指先接触力センサ(テック技販製)^(5,6)を使用し, 計測した. このセンサは指先の指腹に力が与えられたとき, 指先が爪に対して平行方向に変形することを利用し, 両側のひずみゲージにより接触力(法線力)を推定し出力する装置である. 本装置は計測前に専用の較正器とソフトウェアによるキャリブレーションを要する.

3-2 反射マーカ位置

モーションキャプチャーにより指動作を計測するために, 反射マーカを被験者およびセラピストの指に貼付した. 貼付には水溶性の化粧のりを使用した. 被験者の右手母指には図1(a)の通り9個のマーカを配置した. マーカはそれぞれ中手骨軸上の背側に2個(P_{MB} , P_{MBD}), 基節骨上の背側に1個(P_{PP}), 中手骨のMP関節側, 基節骨の中程, 指節間(IP)関節の両側に2個ずつ(P_{MP1} , P_{MP2} , P_{PP1} , P_{PP2} ,



(a) Subject (b) Therapist

Fig. 1 Position of markers.



(a) Stop (b) Traction (c) Push (d) Return

Fig. 2 Rehabilitation.

P_{IP1} , P_{IP2}) 配置した. セラピストには図 1(b)のように指先に 1 個 (P_{Tip}), センサ上に 2 個 (P_{S1} , P_{S2}) 配置した. この時, 直線 $P_{S1}P_{S2}$ が末節骨軸に平行, かつ P_{S2} が指腹中心の真上になるように配置した.

3-3 計測方法および計測条件

本計測では図 2 のようにリハビリ動作を停止動作(a), 牽引動作(b), 押し動作(c), 戻し動作(d)の 4 動作に分けた. 計測は牽引ありのリハビリとして(a)3[s]-(b)3[s]-(c)3[s]-(d)3[s], 牽引なしとして(a)6[s]-(c)3[s]-(d)3[s]のサイクルを 5 回 1 試行 (60[s]) として 2 試行行った. 全計測ともに被験者の中手骨を固定し, 実験者の右手母指, 示指で被験者の IP 関節を固定し, 基節骨下部に実験者の左手示指を添えた状態から計測開始した. これら 2 種の動作を健常者 10 名 (男性 9 名, 女性 1 名, 21-24 歳) に対して行い, 上述の装置にてサンプリングレート 200[Hz]で計測した. ただし, 本研究のリハビリはセラピスト (資格者) の代わりに, 医師の指導を受けた学生 (資格なし, 実験者) が模擬したものである. また, 本実験内容は同志社大学の「人を対象とする研究」の倫理審査通過後, 各被験者から同意を受けた上実施している.

3-4 被験者の指モデル

計測したマーカ位置より, 指モデルを作成する. 基節骨軸を算出するために, 各マーカから 4 点算出する. まず, 図 3(a)のように 2 点 (P_{IPC} , P_{MPC}) は IP, MP 関節の両側のマーカ (P_{IP1} , P_{IP2} , P_{MP1} , P_{MP2}) の中点として算出した. このとき, $t=0$ での 2 点間長さを基節骨長 L_1 とした. 次に, 基節骨軸のずれを検出する P_{PPC} を算出する. この点は初期位置のみ P_{PP1} , P_{PP2} の中点として算出し, 動作中の位置は図 3(b)のように $t=0$ での P_{PP} からのベクトル V_1 をリハビリ動作時の基節骨の押し上げ角度 θ 分回転させたベクトル V_2 を用いて算出した.

$$P_{PPC} = P_{PP} + V_2, \quad (V_2 = RV_1) \quad (1)$$

ここで, R は回転行列である. 図上では二次元的表現であるが, $t=0$ でのベクトル $P_{IPC}P_{PP}$ と $t=t$ でのベクトル $P_{IPC}P_{PP}$ からなる平面の法線ベクトルを回転軸として回転

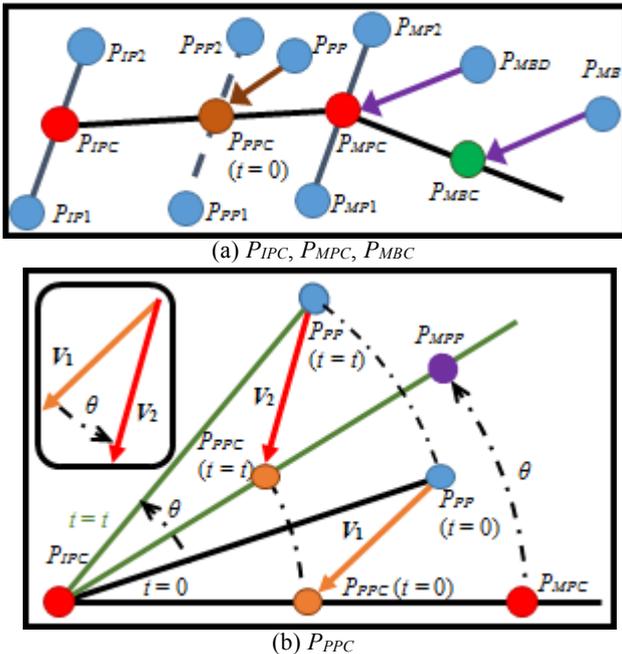


Fig. 3 Calculate link model.

させた三次元計算を行っている. この計算法により, 押し方向に生じる皮膚のずれの影響を低減した. 残り 1 点はベクトル $P_{IPC}P_{PPC}$ の単位ベクトルに基節骨長 L_1 をかけたベクトル分, 点 P_{IPC} から移動した点として算出した.

$$P_{MPC} = P_{IPP} + L_1(P_{IPC}P_{PPC}/|P_{IPC}P_{PPC}|) \quad (2)$$

さらに, 中手骨軸を算出するために, P_{MBC} を P_{MBC} からベクトル $P_{MBC}P_{MPC}$ 分移動した点として算出した. これにより, 線分 $P_{IPC}P_{MPP}$ が基節骨軸, 直線 $P_{MPC}P_{MBC}$ が中手骨軸, P_{IPC} , P_{MPC} が関節中心, 直線 $P_{IP1}P_{IP2}$, $P_{MP1}P_{MP2}$ が関節軸 (屈曲/伸展) として算出できる.

3-5 作用力ベクトルおよび作用点

計測したマーカ位置より, 作用力方向および, 作用点を算出する. まず, 力が指腹に対し垂直に作用していると仮定した. このため, P_{Tip} を通り, 直線 $P_{S1}P_{S2}$ に平行な直線上かつ直線 $P_{S2}P_C$ が直線 $P_{S1}P_{S2}$ に垂直になる点として作用点 P_C を算出した. このときの, $P_{S2}P_C$ が作用力方向であり, この単位ベクトルと力センサ出力の積として作用力ベクトルを算出した.

3-6 計測結果

計測結果 (Subject A の牽引なし, $t=20[s]$ を図 4 に示した. 計測結果より, 被験者によって, 作用力のベクトルやその押し上げられる量などが異なっていることが明らかになった. そのため, ハンドセラピーの力学を理解するには被験者ごとの関節状態を表す必要が生じた. また, 後述 4-4 の筋骨格モデルへの入力において, P_{MP2} にずれが生じる可能性が見られたため, 初期値の IP 関節軸と MP 関節軸は平行であると仮定し, 図 5 のように回転行列を作成し, 補正を行った. そのため, 3-4 の指モデルなどは補正後の P_{MP2} を使用した.

4. リハビリ動作時の MP 関節のモデル化

4-1 関節モデル

本研究では, 被験者の関節状態を表す指標として関節のモデル化を考えた. リハビリ動作では, 基節骨に力を加え押し上げた後, 元の位置に戻ろうとする作用があるため, 関節には復元力が存在する. そこで, 本研究ではバネ要素により復元力を再現するリハビリ関節モデルを構築した. モデルは図 6 のように, 一端を MP 関節中心 (P_{IPC}), もう

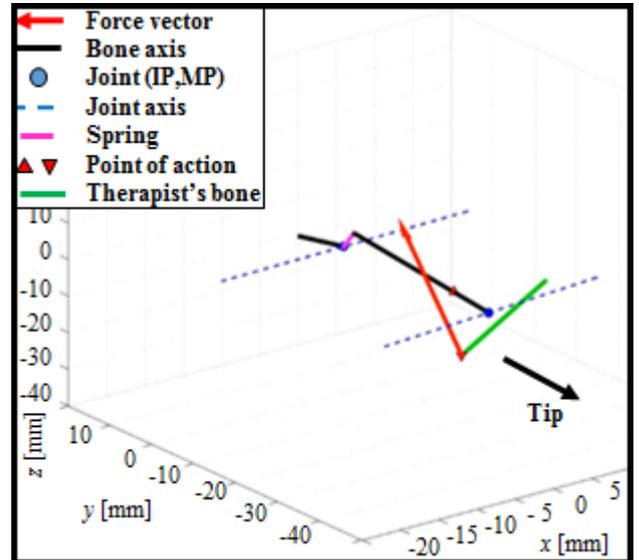


Fig. 4 Measurement result (Subject A, $t=20[s]$).

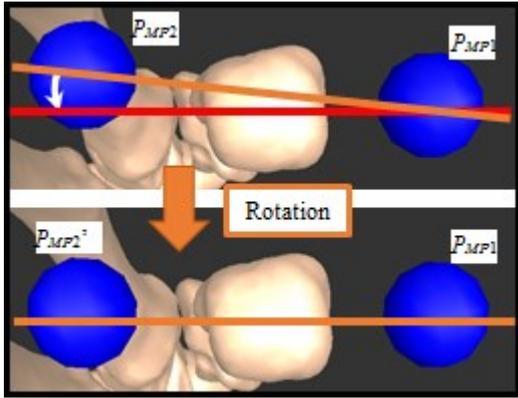


Fig. 5 Correction of MP joint axis.

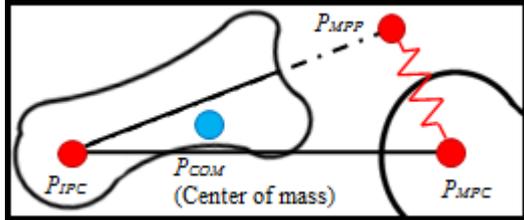


Fig. 6 One spring model in rehabilitation.

一端を基節骨端 (P_{MPP}) に接続した自然長 0 のバネで構成されている. このバネのバネ定数を関節の状態を表すパラメータとして考え, 計測値を用いて, 運動方程式を基に算出した. この時の慣性パラメータは筋骨格モデリング・解析システム「SIMM」を用いて, 各被験者でスケールした骨格モデルより算出した.

4-2 運動方程式

関節のリハビリ動作を運動方程式で表すにあたり, 図 7 のように基節骨上に固定された座標系を用いた. 原点は IP 関節中心, x 軸は機側方向, y 軸は基節骨軸近位方向, z 軸は背側方向とした. 現在計測ができていない牽引力の影響をなくするために, 運動方程式は IP 関節回りの回転に関して作成した. また, 「SIMM」より取得した基節骨の重心位置は接続されている筋肉などの質量も考慮されたものであるため, 基節骨軸 (y 軸) よりも $-z$ 方向にずれる. これを考慮するために, 方程式の力のモーメントは回転中心 (原点) と重心位置を結ぶ直線に対して, 働く方向を決定した. 以上の条件の下, 作成した運動方程式は以下の通りである.

$$I\dot{\omega} + \omega \times L = N \tag{3}$$

ここで, I は「SIMM」の座標系から今回の座標系に変換した慣性テンソルであり, ω は角速度ベクトル, L は角運動量 (今回は $L=I\omega$ とした), N は力のモーメントである. N は慣性項, バネの復元力項, セラピストの作用力項からなっており, (3)式の x (屈曲/伸展軸) 成分について整理し,

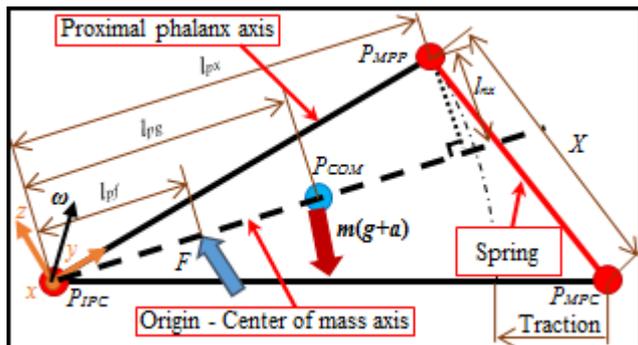


Fig. 7 Geometrical figure of one spring model.

次のように表した.

$$(I\dot{\omega})_x + (\omega \times L)_x - l_{pf}F_n + l_{pg}m(g+a) = -k(l_{mx}X_p + l_{px}X_n) \tag{4}$$

ここで, l は図 7 に示した各部へのモーメントアーム, F は作用力, m は基節骨質量 (周辺の組織を含む), g は重力加速度, a は座標系の加速度, X はバネの伸びである. また, 添え字 x はそれぞれの x 成分を示し, 添え字 p, n はそれぞれ, 原点-重心軸に対して平行方向と垂直方向の成分を示している. ただし, (4)式の力のモーメントの符号に関しては, 状況により反転する. (4)式を $Y=kX+B$ (B は方程式に含められなかった項) と考え, グラフにプロットしたものを図 8, 9 (a)が牽引なし, (b)が牽引あり) に示した. 図より, 幅やずれた値は見られるもののその傾きはほとんど等しいと考えられる. そこで, 最小自乗法により, 直線で近似することにより, バネ定数 k の算出を行った.

4-3 バネ定数の算出結果

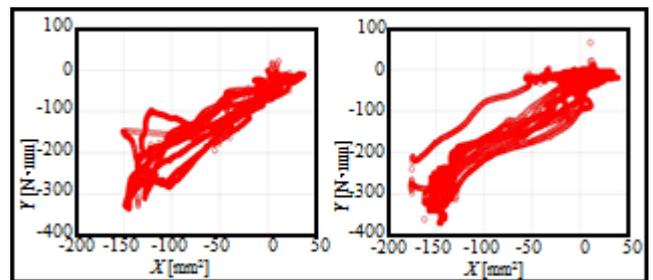
被験者 2 人のバネ定数を表 1, 2 に示した. ここで, 被験者 1 人の 1 試行分以外は $R^2>0.7$ であった. 1 試行目と 2 試行目の R^2 値から重み付けをして 1 つにまとめ, 牽引あり, 牽引なしでの各被験者のバネ定数を次式で算出した.

$$\bar{k} = \frac{R_1}{R_1 + R_2} k_1 + \frac{R_2}{R_1 + R_2} k_2 \tag{5}$$

ここで, 添え字 1, 2 は試行回数の番号を示し, 算出した値を表 3 に示した. バネ定数は各被験者で異なる数値を示している. しかし, 牽引ありと牽引なし間でも差が生じている被験者も多く, これは牽引の影響をバネ要素のモデルでは表現できないためであると考えられる. そのため, 今後の研究においては関節におけるダンパーや摩擦項を考慮したモデル構築が必要となる. ただし, 牽引あり, 牽引なしのみで見た場合, その硬さの順序は近いので, 硬さを表すパラメータとして用いることが可能であると考えられる.

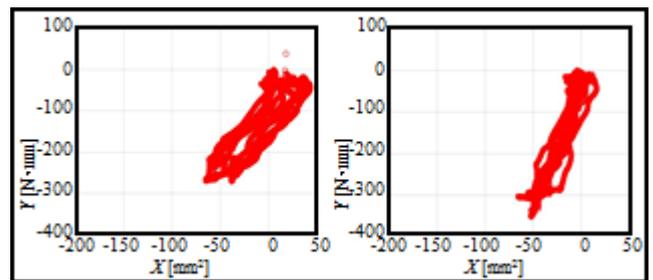
4-4 筋骨格モデルへの導入

「SIMM」の筋骨格モデルに関節のリハビリモデルを導入することで, MP 関節の自由度を 6 自由度に拡張した.



(a) No traction (b) Traction

Fig. 8 Data plot for Subject A.



(a) No traction (b) Traction

Fig. 9 Data plot for Subject E.

Table 1 Subject A's data from least squares method.

Type	Trial	k	B	R ²
No traction	1	1.58	-38.8	0.91
	2	1.59	-31.9	0.95
Traction	1	1.71	-26.5	0.91
	2	1.79	-12.3	0.92

Table 2 Subject E's data from least squares method.

Type	Trial	k	B	R ²
No traction	1	2.64	-84.4	0.71
	2	2.70	-36.7	0.77
Traction	1	5.64	-32.8	0.85
	2	3.97	-97.5	0.88

Table 3 Spring constant per subject.

Subject	Spring constant [N/mm]	
	No traction	Traction
A	1.59	1.75
B	0.73	1.04
C	0.84	0.85
D	1.42	1.54
E	2.67	4.79
F	1.55	1.96
G	1.71	2.57
H	1.64	2.49
I	1.22	1.84
J	1.23	1.21

また、被験者ごとに異なるバネ定数を入力することにより、被験者の関節状態にあったシミュレーションが可能になる。図 10 は SIMM に関節モデルおよびモーションデータを入力した様子であり、図 11 は逆力学計算により算出した MP 関節の関節モーメントである。今後の研究ではモデル改良や筋骨格モデル上でのシミュレーションを行うことにより、ハンドセラピーの力学を解明する。

5 結言

本研究では以下の結論が得られた。

- (1) ハンドセラピーを計測し、指モデルおよび作用ベクトルを算出し、3次元空間上での再構築を行った。
- (2) リハビリ動作中における関節の動きをバネ要素でモデル化し、そのバネ定数は被験者ごとに異なる値を示し、関節の硬さの指標として用いることができる。

謝辞

本研究は、挑戦的萌芽研究費（課題番号「26630081」）の助成を受けたものである。

また、本研究のリハビリ動作に関しては、京都府立医科大学の徳永大作准教授にご指導をいただきました。心より感謝します。

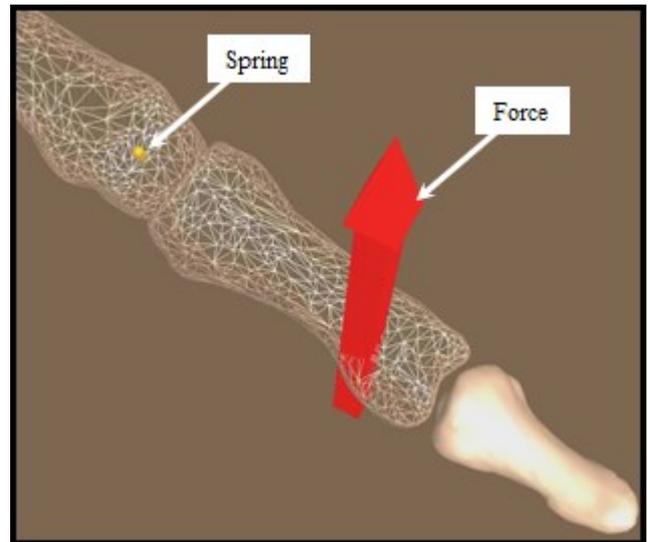
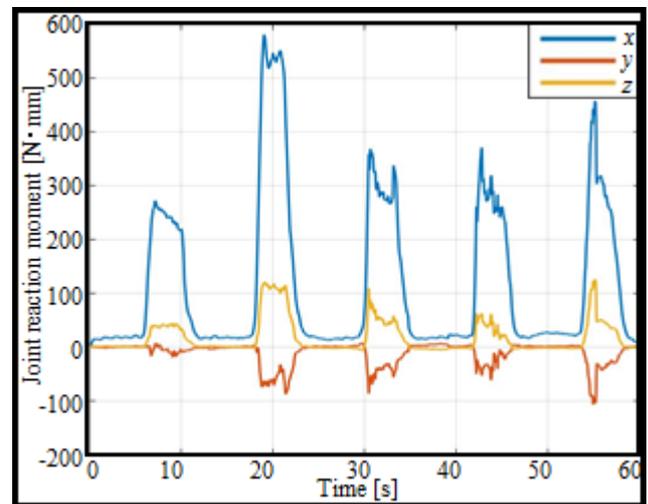
Fig. 10 Rehabilitation in SIMM (Subject A, $t = 20[s]$).

Fig. 11 Joint reaction moment in MP joint.

参考文献

- (1) 厚生科学審議会疾病対策部会、リウマチ・アレルギー対策委員会、“リウマチ・アレルギー対策委員会報告書,” 2011, <http://www.mhlw.go.jp/stf/shingi/2r9852000001nes4-att/2r9852000001newa.pdf>, (2014年7月30日).
- (2) A. V. O'Brien, P. Jones, R. Mullis, et al, “Conservative hand therapy treatment in rheumatoid arthritis – a randomized controlled trial,” *Rheumatology*, Vol. 45, pp. 577-583, 2006.
- (3) 中村悟, 徳永大作, 小田良, “低圧駆動型空気圧アクチュエータを用いたRAにおけるMP関節掌側亜脱臼矯正装具の開発,” *Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, Vol. 49, pp. S282, 2012.
- (4) 藤井克之, “キャンベル整形外科手術書,” エルゼビア・ジャパン, pp. 305-306, 2005.
- (5) M. Nakatani, K. Shiojima, S. Kinoshita, et al, “Wearable Contact Force Sensor System Based on Fingerpad Deformation,” *World Haptics Conference (WHC)*, 2011 IEEE, pp. 323-328, 2011.
- (6) 中谷正史, 川副智行, “触感の感性評価ツール: ウェアラブル触動作センサHapLog,” *日本ロボット学会誌*, Vol. 30, No.5, pp. 499-501, 2012.