

手先位置と上肢肢位範囲の関係：手先位置制御型訓練装置を用いたリハビリテーションへの応用を目指した数理的検討

吉田 直樹^{*,**,†}・白銀 暁^{*,†}・井野 秀一^{***}・伊福部 達^{***}

Relationship between Hand Positions and the Corresponding Ranges of Arm Posture: a Computational Study for Application to Rehabilitation Using Exercise Devices to Control Hand Position

Naoki YOSHIDA^{*,**,†} Satoshi SHIROGANE^{*,†} Shuichi INO^{***} Tohru IFUKUBE^{***}

Abstract Relationship between hand positions (HPs) and the corresponding ranges of arm posture (RAPs) was studied computationally for application to rehabilitation using exercise devices which, such as a kind of robot-aided exercise machine, require users to control their HP in 3-dimensional space. A method to calculate the RAP for a HP using a concept of redundant degrees of freedom with a model of upper extremity was shown. The RAPs for 224 HPs sampled from the entire reachable area were obtained by the method. After several RAPs for some example HPs were shown, general characteristics of the joints over all the HPs were investigated using the “allowance ratio” (AR) as an index of controllability of joint. The AR was defined as the ratio of allowable range of a joint for a HP to the full range of the joint. The AR of each joint was calculated for every HP, and the frequent distributions of ARs for all joints were shown. ARs of wrist and forearm (supination/pronation) for most of HPs were over 90%, which suggested these joints might not be controlled. In contrast, ARs of shoulder azimuth and elbow for most of HPs were under 30%. These joints could be controlled better. ARs of both shoulder elevation and rotation were distributed rather widely, but the peaks were in different area; 10–30% for elevation and 80–90% for rotation. These results suggested that at least one degree of freedom of shoulder might be hard to be controlled. Several relationships between HPs and joints were investigated, including those between elbow and shoulder-hand distance, elevation and height of HP, and shoulder azimuth and HP azimuth. Some of the relationships were shown as approximate expressions. The method and results would be useful to design future rehabilitation with the exercise devices.

Keywords: hand position, arm posture, inverse kinematics, robot aided rehabilitation, upper extremity.

1. はじめに

本研究は、対象者の手先位置を制御する（あるいは対象

者に手先位置を制御させる）訓練装置を用いた上肢リハビリテーションへの応用を目指して、3次元空間における手先位置とそれを実現するための肢位範囲との関係を、上肢の数理モデルを用いて計算によって調べたものである。想定する訓練装置の代表例として、3次元手先位置制御型のリハビリテーションロボット（以下、リハロボット）があげられる。まず、このタイプのリハロボットについて説明する。

ロボット技術をリハビリテーション訓練に応用する研究は様々な場所で進んでいる（例えば総説[1, 2]参照）。手指の運動を除く上肢運動に限っても、MIT-Manus[3, 4], MIME[5, 6], ARM-guide[7]など様々なタイプのリハロボットが作られ、一部は実際に臨床で評価・治療のために用いられている。

上肢訓練用の場合、座位で、体幹をベルトなどで背もたれに固定し、上肢を動かすものが多い。上肢の運動は、特

2007年3月29日受付, 2007年5月30日改訂, 2007年10月23日再改訂

Received March 29, 2007; revised May 30, 2007, October 23, 2007.

* リハビリテーション科学総合研究所

Institute of Rehabilitation Science, Tokuyukai medical corporation

** 東京大学大学院工学系研究科

Department of Advanced Interdisciplinary Studies, Graduate School of Engineering, The University of Tokyo

*** 東京大学先端科学技術研究センター

Research Center for Advanced Science and Technology, The University of Tokyo

† 関西リハビリテーション病院

Kansai Rehabilitation Hospital

定の軸周りの運動や、直線あるいは水平面内や垂直面内に拘束された運動を行わせるものが多いが、3次元空間運動を行わせるものも作られている[8-10]。ヒトとロボットの接点について見ると、手部・手関節・前腕を固定するカフを介して接触するものが多いが、それに加えて上腕部にも接点をもつタイプ[11]や、手部のみと接触があるタイプ[12, 13]などがある。本研究で応用を想定するのは、手部のみと接触があり、手先位置を3次元空間内で制御するタイプの訓練装置である（手先の「位置」のみでなく「方向」も制御するタイプのものは対象としない）。

このタイプの装置は、3次元空間内でのリーチングや手先移動などの訓練を直接的に行えることや、利用者の拘束が少ない（上腕や前腕の拘束が無い）などの利点が考えられる。その反面、上肢を構成する個々の関節や体節を直接制御することはできない。しかし、手先の位置や手先での力は個々の関節の運動やトルクの結果おこるものなので、手先と各関節の関係を調べて理解することによって、このタイプの装置も個々の関節の訓練に応用できる可能性がある。実際、関節可動域訓練や筋力増強訓練も目的とするリハビリ用のソフトウェア開発も試みられている[14]。また、訓練の目的が手先位置の制御にある場合でも、それによって各関節の動きがどのように誘導され、あるいは制限されるのかを知ることは非常に重要である。この点を把握しないと、例えば、健全な部位のみで代償して手先のタスクを遂行することで障害部位の改善が進まなかったり、逆に障害のある関節に予想外の負荷をかけたり、というケースが起こる可能性がある。

そこで、本研究では、手先の位置と、それを実現するための上肢の各関節角度の範囲の関係を調べた。手先と関節の関係は、力やトルクのような動力学的な関係と、位置や角度のような運動学的な関係がある。本研究で扱ったのは、後者に相当する。リハビリの場合には、対象者と接触して力のやりとりがあるので、前者の関係ももちろん重要であるが、関節可動域訓練などを考える場合には、後者の関係を十分に考慮しなければならない。さらに、利用者との機械的な接触を持たず、手先位置情報のみを利用する訓練用ゲームなどを想定するならば、運動学的な関係は特に重要度が高い。

体幹を基準にした上腕・前腕・手部の位置関係を上肢の肢位と呼ぶことにすれば、上肢の各関節角度を決めることは上肢の肢位を決めることと等価である。このため、以下では、ある手先位置を実現するための「各関節の取り得る角度範囲」のことを単に「肢位範囲」と呼ぶこともある。

本研究は、特定の機器を対象にしたものではなく、3次元の手先位置を制御するタイプの訓練装置の一般的な特性を対象にしている。現実の機器には、機器（ロボットアームなど）の可動範囲や手先とロボットの接触部位の機構などのハードウェア的制限、そしてモニタ画面などのイン

ターフェイスや運動課題などによるソフトウェア的制限要素も考えられる。しかし、本研究ではそれらの制限は考慮せず、手先と肢位との一般的な関係を扱った。このため、ここで得られた知見は、特定の装置を用いた訓練に限らず、手先位置を利用する上肢訓練一般にも応用可能であると考えられる。

2. 方 法

3次元空間での手先位置は、3個の変数で特定できるので、自由度数は3である。それに対して、後で述べるように、上肢の関節の自由度は少なくとも7つある。従って、一般には手先の位置を決めても肢位は一意には決まらず、異なる肢位で同じ手先位置を実現することができる。すなわち、手先と肢位は1対1の対応ではなく、1つの手先位置に対して特定の肢位範囲が対応する。本研究では、手先位置を決めたときの肢位の範囲（各関節の取り得る角度の範囲）の大小に着目する。

本論文では、以下のように用語を定義して用いる（付録1参照）。

- ・許容角度：特定の手先位置を実現するために特定の関節が取り得る角度。
- ・許容範囲：許容角度の最大値と最小値の差。
- ・（許容角度の）中間値：許容角度の最大値と最小値の中間点。
- ・許容率：関節可動域に対する許容範囲の比。
- ・許容肢位：全ての関節の角度がそれぞれの許容角度の範囲内にある肢位。

ある手先位置に対するある関節の許容範囲が小さい場合には、手先をその位置に配置することで、その関節角度を許容角度の中間値程度の大きさに制御できることを意味する。逆に、許容範囲が大きい場合は、その手先位置ではその関節の角度は対象者の自由に任され、訓練装置からは制御できないことを意味する。本研究では、リーチ可能な手先位置範囲の全域にわたって、各関節の許容角度を求め、関節ごとの傾向を分析した。許容角度は、以下に述べる手順で計算によって求めた。

- ・ステップ1：上肢のモデル化（2・1節）
- ・ステップ2：冗長自由度（角度）の抽出（2・2, 2・3節）
- ・ステップ3：リーチ可能範囲から1つの手先位置を選択
- ・ステップ4：冗長自由度の角度を変化させて、その手先位置を実現するための上腕・前腕・手部の配置の範囲を求める（2・4節）
- ・ステップ5：ステップ4で求めた配置のうち、関節可動域を越えるもの（2・5, 2・6節）、実現不可能な肢位（2・7節）などを削除
- ・ステップ6：実現可能な肢位範囲から、各関節の許容角度を求める。

ステップ 4~6 (3.1 節に結果例) を手先位置を変えて繰り返す, リーチ可能範囲を網羅する。

2.1 上肢関節のモデルと座標系

上肢 (右腕) を図 1 のような計 7 自由度の関節をもつリンクとしてモデル化した。カッコ内の 2 文字は, 関節名称の略称として, θ_{az} (azimuth の角度) のように用いる。図 1 のように上肢を垂直に垂らした肢位を基本肢位として, このときの各関節の角度を 0° とした。この肢位において, 手掌面は内側 (体幹側) を向いているものとする。解剖学的肢位のように手掌面を前面に向けた肢位としないのは, 前腕の回内・回外中間位において角度を 0° とするためである。

外部空間 (あるいは体幹) に固定した直交座標系の x, y, z 軸の方向はそれぞれ右方, 前方, 上方とし, 原点を肩関節においた。ある軸まわりの回転に関して, その軸に対する右ネジの向きを回転の正の向きとした。

肩関節は 1 自由度の関節を 3 つ直列にしたもの, 手関節は 2 つ直列にしたものでモデル化した。肩関節の角度 (自由度) は, 近位 (体幹に近い方) から順に方位角 (azimuth), 仰角 (elevation), 回旋角 (rotation) と呼ぶことにする。医学領域でよく用いられる屈曲・伸展, 内転・外転, 水平内転・水平屈曲などの用語は, 基本面と呼ばれる特定の面からはずれた肢位を指す場合には統一された定義がなく誤解を招きやすいので, ここではあえてそれらと異なる用語を用いることにした。基本肢位において, 方位角と回旋角は z 軸周り, 仰角は x 軸まわりの角度を指す。これは z-y-

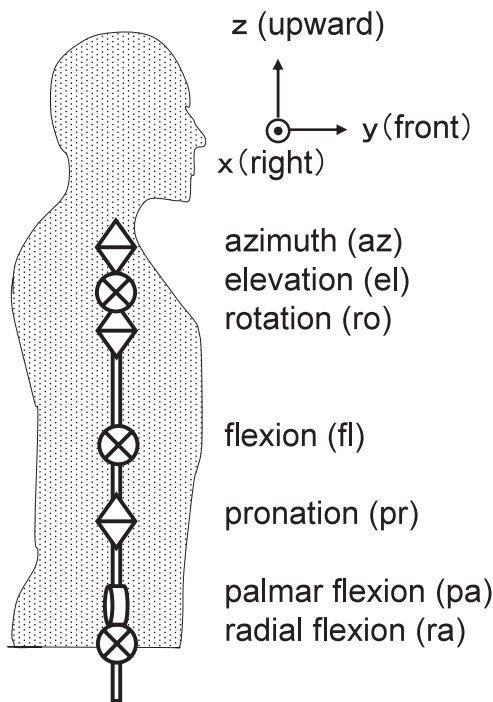


図 1 上肢関節のモデル, 角度名称 (略号), 座標系
Fig. 1 The model of the arm joints, the names of the joints (abbreviations), and the coordinates.

z の回転順序のオイラー角表現に相当する。肘の屈曲は x 軸まわり, 前腕の回内は z 軸まわり, 手関節は掌屈が y 軸まわり橈屈が x 軸まわりの回転とした。

2.2 与えられた手先位置を実現する肢位の範囲の求め方

上肢の関節角度ベクトル Θ と体節長が与えられれば, 手先位置ベクトル H は一意に決まる。体節長は一定なので, H は Θ の関数として次式のように表せる (付録 2 参照)。

$H = H(\Theta)$ (1)

しかし, 与えられた手先位置を実現する肢位を求める場合, 式 (1) を解析的に解く方法は非常に困難である。適当な 1 つの解 (肢位) が必要な場合には, 最適化条件を加えたり探索的な方法を利用する方法が工夫されている [15, 16]。ロボットの制御やコンピュータグラフィクスなどの分野ではこのような方法で「1 つの解」を求めるだけで十分な場合が多いであろうが, 本研究においては「解の範囲」を知る必要があるため, これらの方法をそのまま用いるのはむずかしい。そこで, 我々は以下に述べる方法を考案し, 肢位範囲を求めた。

3 自由度の手先位置を 7 自由度の肢位で決定する問題において, 4 つの冗長自由度 (RDOF: redundant degree of freedom) がある。肢位決定におけるこの 4 つの (独立した) 冗長自由度を抽出することができれば, 式 (1) における 7 次元変数 (関節角度ベクトル Θ) を扱うかわりにその 4 つの自由度を操作することによって, 肢位範囲を求めることができる。この方法で, まずは関節可動域などを考慮せずに幾何学的に可能な肢位範囲を求め, その中から, 関節可動域を超える肢位や体幹を腕が貫通する肢位などを削除することによって, 実現可能な肢位範囲を決定した (図 2)。

2.3 抽出した 4 つの冗長自由度

冗長自由度として, 以下に述べる互いに独立した 4 つの角度を抽出した。それぞれを RDOF1, 2, 3, 4 と呼ぶことにする。

- (1) RDOF1: $\angle HSE$ (四角形 SEWH の内角のうちの 1 つ)

はじめに, 図 3(a) のように肩 (S) 肘 (E) 手関節 (W) 手先 (H) が同一平面内に存在する肢位を考える。S は原点にあり, H の位置は与えられているものとする。この条件を満たす肢位は一般的には無数にある。その中から 1 つの肢位を選ぶ問題は, 辺の長さが決められた四角形 SEWH において, 1 つの四角形を選ぶ問題と等価であり, 四角形のどれか 1 つの内角の大きさを決めれば肢位は一意に決まる。この内角の大きさは冗長自由度の 1 つとみなせる。4 つの内角のどれを選んで良いが, 以下の計算では $\angle HSE$ を用いた。なお, SH と EW が交差して SEWH が四角形にならない配置もありえるが, このケースは下に述べる RDOF3 でカバーされる。

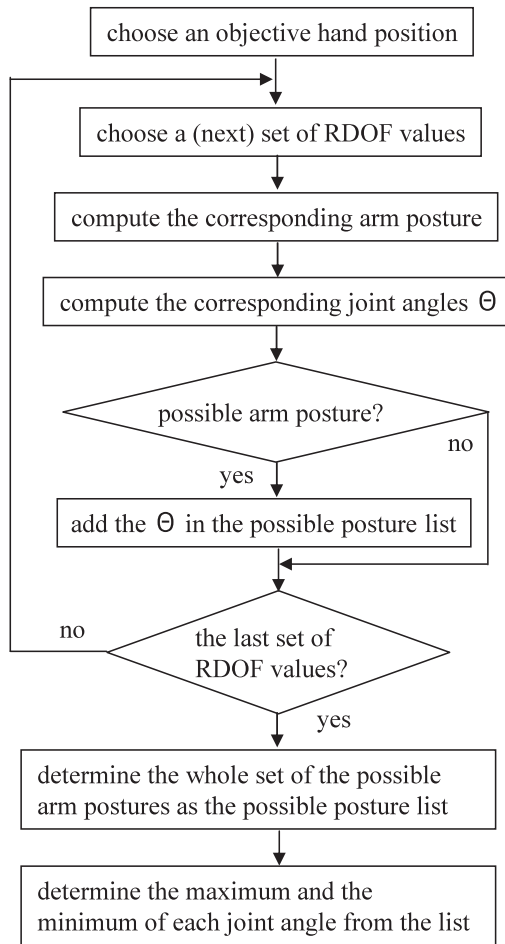


図2 1つの手先位置に対する解析の流れ

Fig. 2 Flow chart for the analysis on a sample hand position.

(2) RDOF2: 軸 SH についての SEWH の回転

図3(b)に示すように、上で決定した四角形 SEWH を SH を軸として回転させても、手先の位置は変わらない (4 点が同一平面上にない場合でも同様)。この回転角度も冗長自由度の1つとみなせる。

(3) RDOF3: 軸 EH についての EWH の回転

図3(c)に示すように、ある手先位置を実現する肢位について、EWH の部分を EH を軸として回転させても、手先の位置は変わらない。この回転角度も冗長自由度の1つとみなせる。

(4) RDOF4: 軸 EW まわりの EW の回転(前腕の回内・回外)

図3(d)示す3つの肢位では、前腕以遠の関節角度はそれぞれ異なる (上段図は $[\theta_{pr} \theta_{pa} \theta_{ra}] = [90 -30 0]$, 中段図は $[0 0 30]$, 下段図は $[-90 30 0]$)。しかし直線 EW と WH の関係は同一である。このように、ある手先位置を実現する肢位において、手先位置 (および S, W, E の位置) を変えずに回内・掌屈・橈屈の角度の組み合わせを変えることができる。回内のみ回転では、EW の方向は不変であるが WH の方向は変わる。WH の方向を任意に変化させるためには掌屈と橈屈の2自由度が必要である。このた

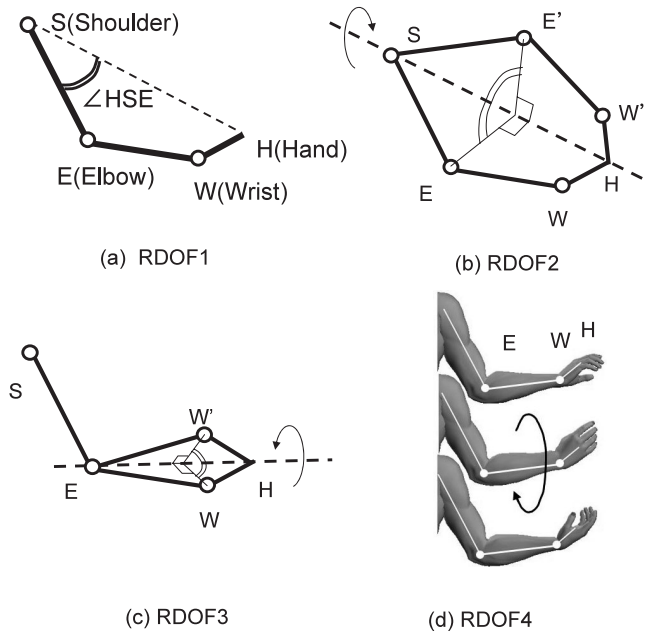


図3 4つの冗長自由度

Fig. 3 Four redundant degrees of freedom. (a)RDOF1: $\angle HSE$, (b)RDOF2: rotation angle of SEWH around SH-axis, (c)RDOF3: rotation angle of EWH around EH-axis, (d)RDOF4: angle of pronation.

め、手先位置を保つための冗長自由度は回内・掌屈・橈屈のなかで1自由度分である。以下の計算では、回内の角度を冗長自由度として扱う。

2.4 与えられた手先位置を実現する肢位範囲 (幾何学的に可能な肢位範囲のスティックピクチャ表現)

与えられた手先位置 H を実現するための SEWH の配置は、RDOF1, 2, 3 の角度を決めると、次の手順で求まる。はじめに、SH を含む鉛直面において、その面内で SH を RDOF1 の角度回転させた方向を上腕長軸方向とし、仮の肘の位置 E' を決定する。次に、同じ鉛直面内において、あらかじめ与えられた前腕 (EW) と手部 (WH) の長さから、仮の手関節の位置 W' を決定する。SE'W'H を、SH を軸まわりに RDOF2 の角度分回転させ、肘の位置 E と新たな仮の手関節位置 W'' を決定する。EH を軸に EW''H を RDOF3 の角度分回転させ、W を決定する。

このように求められた SEWH は、(例えば図5(a)のような) スティックピクチャとして表現することができる。RDOF1, 2, 3 の値をそれぞれの自由度の範囲全域にわたって変化させると、SEWH の配置の範囲が求まる。なお、関節可動域や上肢と体幹の接触などを考慮しない場合、RDOF1 の範囲は、SEWH が四角形となり得る範囲の角度となり (それは SE, EW, WH, SH の長さで決まる)、RDOF2, 3, 4 の範囲は $0 \sim 360^\circ$ (あるいは $-180^\circ \sim 180^\circ$ などの表記も可能) までになる。この範囲 (幾何学的に可能な肢位範囲) は図4のようなスティックピクチャとして表現できる。

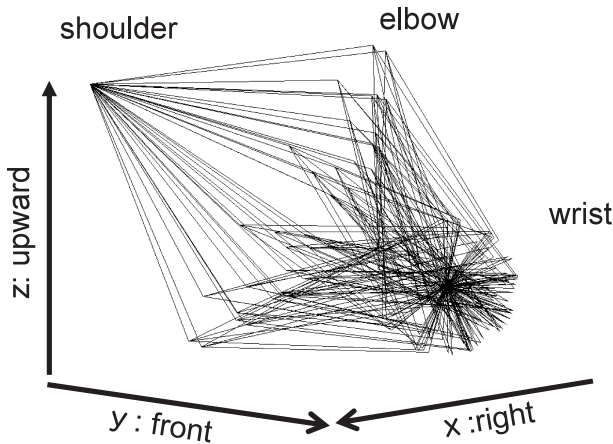


図 4 ある手先位置を実現するための幾何学的に可能な肢位範囲を表すスティックピクチャ

Fig. 4 Stick pictures showing the geometrically possible postural range for a hand position.

2・5 スティックピクチャで表現された肢位の関節角度の計算

ヒトが取り得る肢位範囲を求めるためには、前節で求めた「幾何学的に可能な肢位範囲」のうち、全ての関節角度が対象者の関節可動域内にある肢位のみを選別する必要がある。スティックピクチャ的な肢位表現から、次に述べる方法で各関節の角度を算出した。

以下では、上腕、前腕、手部に固定された座標系の x, y, z 方向の単位ベクトルをそれぞれ (U_x, U_y, U_z) , (F_x, F_y, F_z) , (H_x, H_y, H_z) で表現し、これらのベクトルの要素は $U_x = (U_x^x, U_x^y, U_x^z)$ のように表現する。なお、前腕の方向は、回内の回転部位より遠位の部分で決めるものとする。特にことわりがない場合は、ベクトルの要素は外部空間(または体幹)に固定された座標系によるものとする。基本肢位においては、それぞれの体節の xyz 方向は外部空間の xyz 方向と一致しているものとする。スティックピクチャにおける各体節の長軸方向(「スティック」の方向)は、それぞれ U_z, F_z, H_z の方向と同じである。 U_x と U_y は、 $U_x = U_z \times F_z$, $U_y = U_z \times U_x$ で求まる。なお、以下で用いる $\text{atan2}(Y, X)$ は、 $\sin(\theta) = Y/\sqrt{X^2+Y^2}$ かつ $\cos(\theta) = X/\sqrt{X^2+Y^2}$ となる θ ($-\pi < \theta \leq \pi$) を返す関数(4象限逆正接)とする。

(1) 肩関節角度

肩関節の3自由度分の回転行列と、回転後の上腕の方向ベクトルの関係は、次式で表せる。

$$R_z(\theta_{az})R_x(\theta_{el})R_z(\theta_{ro}) = \begin{pmatrix} c(az)c(ro) - c(el)s(az)s(ro) & & & \\ s(az)c(ro) + c(az)c(el)s(ro) & & & \\ s(el)s(ro) & & & \\ -c(az)s(ro) - c(el)s(az)c(ro) & s(az)s(el) & & \\ -s(az)s(ro) + c(az)c(el)c(ro) & -c(az)s(el) & & \\ c(ro)s(el) & c(el) & & \end{pmatrix}$$

$$= (U_x, U_y, U_z) \tag{2}$$

ここで、 $R_i(\theta)$ は i 軸まわりの角度 θ の回転のための回転行列を表し(付録2参照)、 $c(ro)$ や $s(az)$ はそれぞれ $\cos \theta_{ro}$ や $\sin \theta_{az}$ を意味する省略表記である。上式を用いると、肩関節の各角度は次のように計算できる。

$$\theta_{az} = \text{atan2}(U_z^x, -U_z^y) \tag{3}$$

$$\theta_{el} = \text{atan2}(-U_z^x/\sin \theta_{az}, U_z^z) \tag{4a}$$

$$\theta_{el} = \text{atan2}(U_z^y/\cos \theta_{az}, U_z^z) \tag{4b}$$

$$\theta_{ro} = \text{atan2}(U_x^z, U_y^z) \tag{5}$$

θ_{el} は式(4a)と(4b)のどちらでも計算できる。計算精度をあげるために、 $\sin^2 \theta_{az} > \cos^2 \theta_{az}$ のときには(4a)を、他は(4b)を用いた。

なお、一般に、オイラー角では肢位と角度は1対1に対応せず、1つの肢位に対して2組の角度が対応する。本研究で用いた肩関節の角度の定義では、 $(\theta_{az}, \theta_{el}, \theta_{ro})$ と $(\theta_{az} \pm \pi, -\theta_{el}, \theta_{ro} \pm \pi)$ は同じ肢位になる。また、上腕が垂直になる肢位($\theta_{el} = 0^\circ$ または $\theta_{el} = 180^\circ$)は、 θ_{az} と θ_{ro} の回転軸方向が同じになる特異肢位であり、この2つの角度が決定できない。しかし、後述するように本研究で採用したEnginら[17]の肩のモデルでは $180 > \theta_{el} > 0$ である。このため、1つの肢位には1組の角度が対応し、特異肢位になることもない。

(2) 肘関節

肘関節の角度は U_z と F_z のなす角度であり、次式で計算された。

$$\theta_{el} = \cos^{-1}(U_z \cdot F_z) \tag{6}$$

(3) 前腕と手関節

RDOF4の定義の部分で説明したように、 $\theta_{pr}, \theta_{pa}, \theta_{ra}$ の角度はスティックピクチャからは決定できない。まずRDOF4としての θ_{pr} を任意の値に決め、それを用いて、以下のように θ_{pa} と θ_{ra} を算出した。

肘関節の回転軸方向でもある U_x を、 F_z 軸まわりに θ_{pr} 回転させて F_x が得られる。 F_y は $F_z \times F_x$ で得られる。 H_z は手部の長軸方向として求まるが、 H_x と H_y はスティックピクチャからは決定できない(このため、肩関節の角度を求めたものと同じ手法は使えない)。 F_z を手関節の2自由度分回転させると H_z と一致するので、

$$H_z = R_y(\theta_{pa})R_x(\theta_{ra})F_z \tag{7}$$

となる。右辺の計算を簡単にするために、 F_z と H_z を前腕固定座標系で表す(外部座標系の表記と区別するために「'」をつける)。 F_z' は当然 $(0, 0, 1)^T$ であり、 H_z' の各要素は前腕の各方向ベクトルとの内積をとれば良いので、上式は

$$H_z' = (F_x \cdot H_z, F_y \cdot H_z, F_z \cdot H_z)^T = R_y(\theta_{pa})R_x(\theta_{ra})F_z' = (\sin \theta_{pa} \cos \theta_{ra}, -\sin \theta_{ra}, \cos \theta_{pa} \cos \theta_{ra})^T \tag{8}$$

となる。この関係を用いると手関節の角度は次式で求まる。

$$\theta_{pa} = \text{atan2}(\mathbf{F}_x \cdot \mathbf{H}_z, \mathbf{F}_z \cdot \mathbf{H}_z) \quad (9)$$

$$\theta_{ra} = \text{atan2}(-\mathbf{F}_y \cdot \mathbf{H}_z, (\mathbf{F}_x \cdot \mathbf{H}_z) / \sin \theta_{pa}) \quad (10a)$$

$$\theta_{ra} = \text{atan2}(-\mathbf{F}_y \cdot \mathbf{H}_z, (\mathbf{F}_z \cdot \mathbf{H}_z) / \cos \theta_{pa}) \quad (10b)$$

θ_{ra} は式 (10a) と (10b) のどちらでも計算できる。計算精度をあげるために、 $\sin^2 \theta_{az} > \cos^2 \theta_{az}$ のときには (10a) を、他は (10b) を用いた。

なお、式 (9) から $(\theta_{pa}, \theta_{ra})$ と $(\theta_{pa} \pm \pi, -\theta_{ra} \pm \pi)$ は同肢位になるが、以後の計算では、規定された関節可動域内にある肢位のみが採用された。

2・6 計算に用いた肢節長と関節可動域

上に述べた方法で数値計算を行うためには、対象者の体節長と関節可動域の数値が必要である。もし特定の対象者に対する肢位範囲を得たい場合にはその対象者の体節長と可動域を用いれば良い。本研究では文献[17-20]を参考に一般的な(健常)対象者を想定して次のパラメータを用いて計算した(付録3参照)。

- ・上腕長 l_u : 0.29 (m)
- ・前腕長 l_f : 0.23
- ・手部長 l_h : 0.07
- ・肩方位角 θ_{az} : [-173, 32] (deg)
- ・肩仰角 θ_{el} : [20, 163]
- ・肩回旋角 θ_{ro} : [-22, 159]
- ・肘屈曲角 θ_{fl} : [0, 140]
- ・前腕回内角 θ_{pr} : [-90, 90]
- ・手掌屈角 θ_{pa} : [-80, 85]
- ・手撓屈角 θ_{ra} : [-50, 30]

手部長は一般的には橈骨茎状突起などから中指指尖までの長さとすることが多いが、上記の値はその半分程度である。しかしヒトにおける手先位置制御の場合の「手先」とは必ずしも指を伸ばした状態での指先のことではない。ここではハンドルを握って訓練機器を使用するような状況に合わせて、手関節からハンドル部分までの長さを想定して手部長とした。

肩の方位角・仰角・回旋角は、本来3自由度の肩関節を便宜的に1自由度ごとに分けたものである。それぞれの運動は独立して行えるが、各可動域は相互に干渉しあう(例えば、方位角によって仰角や回旋角の可動範囲は変化する)。Engin と Chen[17]は、健常者の計測結果から上腕長軸の取り得る方向の範囲をしめす多項式モデルを作成した。これを用いると、肩の方位角と仰角の可動域とその相互依存性を計算できる。Wang ら[20]は、Engin らの結果をふまえて、方位角と仰角から回旋角の可動域を計算する多項式モデルを、健常者の計測結果から作成した。本研究では、この2つのモデルを採用し、上で述べた座標系に変換して肩関節が可動域の範囲内にあるかどうかを判定した。上記の肩関節の可動域は、モデルの範囲内で取り得る最大と最小の角度を示した。肩回旋角の最大値と最小値の差は181°になる。しかし、上腕長軸方向を変えない(すな

わち方位角と仰角を変えない) 純粋な回旋の可動域は、Wang らのモデルでは最大157°、最小94°、平均131°と計算されている。下で述べる許容率の計算においてはこの可動範囲として181°ではなく157°を用いる。

なお、肩の「水平内転・水平外転」は基本肢位から90°外転した肢位を0°とすることが多いが、今回のモデルの「方位角」では90°屈曲した肢位が0°になるので、両者は90°ずれている点に注意を要する。また、肩回旋角も0°の肢位の決め方により角度表記が異なる点に注意されたい。

2・7 幾何学的に成り立つ肢位からモデルでの実現可能肢位の選択

2・4節で示した幾何学的に成り立つ肢位範囲から、2・5節で求めた関節可動域から外れる肢位は除外した。さらに、肩関節を通る前額面(x-z面)のうち肩関節より左方の部分($x \leq 0, y = 0$)に上肢の体節の長軸が触れるか交わる場合には、上肢が体幹や頭部を貫通する肢位、あるいはリハビリ訓練において不自然な肢位とみなして、これらの肢位も除外した。

3. 結 果

3・1 1つの手先位置に対する許容肢位範囲の計算例

1つの手先位置のサンプル ($[x, y, z] = [-0.2, 0.3, -0.2]$ m) に対して、上に述べた方法で可能肢位範囲を求めた。説明のために、RDOF1, 2, 3として適当な一組の値を決めて、与えられた手先位置を実現する肢位のひとつをスティックピクチャで表現すると、図5(a)のようになる。このスティックピクチャに対応する上肢の各関節角度を、2・5節の方法で求めると図5(c)になる。スティックピクチャ

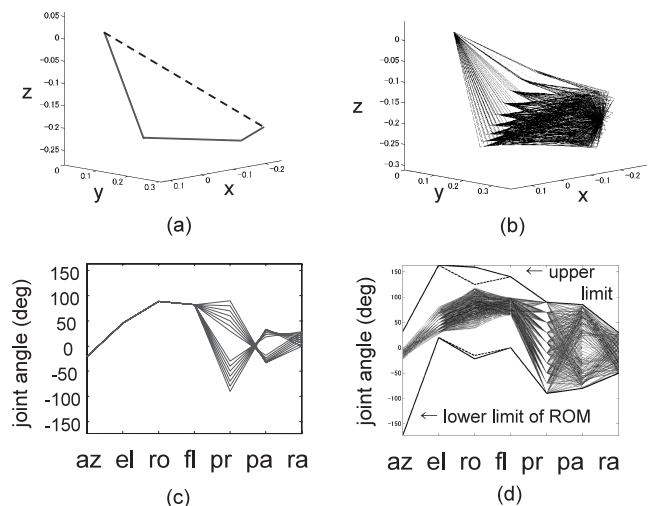


図5 任意の一つの手先位置に対する肢位範囲の計算結果
 Fig. 5 Calculation results about the postural range for a given hand position. (a) An example posture for a hand position, (b) The postural range for the hand position shown in (a), (c) The joint angles for the posture shown in (a), (d) The joint angles for the postures shown in (b).

では, RDOF4 の角度 (前腕の回内角) が決まらないので, 前腕と手関節の角度は1つではなく, ある範囲が対応する.

RDOF 1, 2, 3 をそれぞれ 2°, 10°, 30° 刻みで変化させて, 与えられた手先位置を実現する肢位範囲をスティックピクチャで表現したものが図 5(b) である. それに対応して, さらに RDOF4 の変化 (20° 刻み) も含めて関節角度を計算したものが図 5(d) である. 同じ肢位に対応する関節角度を線で結んである. 図中の太線はそれぞれの関節の可動域の上限と下限を示している. なお, 肩回旋角に対する可動域は, 2・5 節であげた値を実線で示した. しかし, 上で述べた肩の関節可動域の相互依存性のために, この肢位で取り得る上腕長軸方向の範囲における回旋の最大最小値は, 実線の値より狭い. この範囲は点線で示した.

このようなグラフから, この手先位置を実現する関節角度範囲 (肢位範囲) と許容率を知ることができる. この手先位置においては, 前腕回内角・手掌屈角・手橈屈角は関節可動域内のどの角度をとることもできるが, 肩方位角・肘屈曲角ではある限定された範囲の角度しか取れず, 仰角と回旋角は両者の中間的な制限を受けていることがわかる. 仮に, 回旋以外の関節可動域が今回用いたものと同じで, 回内角のみにある程度の運動制限のある訓練対象者がいたとする. この対象者にこの手先位置を取らせようとした場合, 運動制限の程度にかかわらずこの手先位置を取ることが可能である. 本人が意図的に行わない限り, 本人の回内角の可動域を広げるような運動は誘導されにくい. これに対して, 肘の屈曲角度範囲は限定的なので, この範囲の肘の運動を促したい対象者には適当な手先位置として利用可能と考えられる.

3・2 手先位置の動きに対する許容肢位範囲とその変化の例

手先位置の動きに対する可能肢位範囲の変化をみるために, 手先を前後または左右に動かした場合の計算を行った. 前後移動では, 前記の手先位置 ($[x, y, z] = [-0.2, 0.3, -0.2]m$) から y 座標のみを $[0.01, 0.1, 0.15, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5]$ と変化させて (約 50 cm の移動に相当) 同様の計算を行った. 左右移動では, x 座標のみを -0.4 から $0.4 m$ まで $0.1 m$ きざみで変化させて (80 cm の移動に相当) 同様の計算を行った.

前後移動の結果を図 6 に, 左右移動の結果を図 7 に示す. 可能肢位範囲における各関節の最大値と最小値の手先位置変化に伴いどのように変化するかを示している. 各グラフの縦軸の範囲は, その関節の可動域に合わせてある.

これらの結果は次のようなことを示している. この運動範囲においては, 前腕回内角・手掌屈角・手橈屈角は関節可動域の全域にわたっている. すなわち, この範囲の手先位置の制御によってこの 3 つの自由度の制御を行うことはできない. 肩の内旋角は, 手先の前後移動において手先が前方にある場合には広い範囲を取り得るが, 体幹の近くに

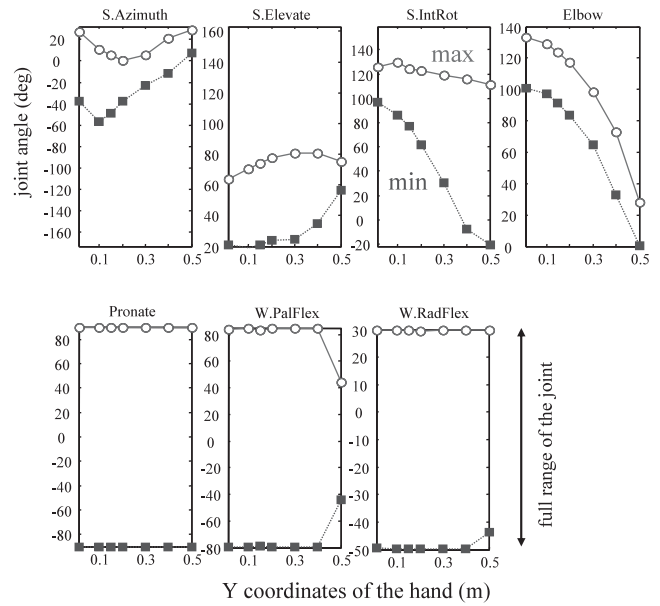


図 6 手先の前後移動 (50 cm) 時の各関節の取り得る角度範囲の例

Fig. 6 The change of the joint angle ranges for a back-and-forth hand motion of 50 cm. The range of the vertical axis of each graph was adjusted to the range of each joint.

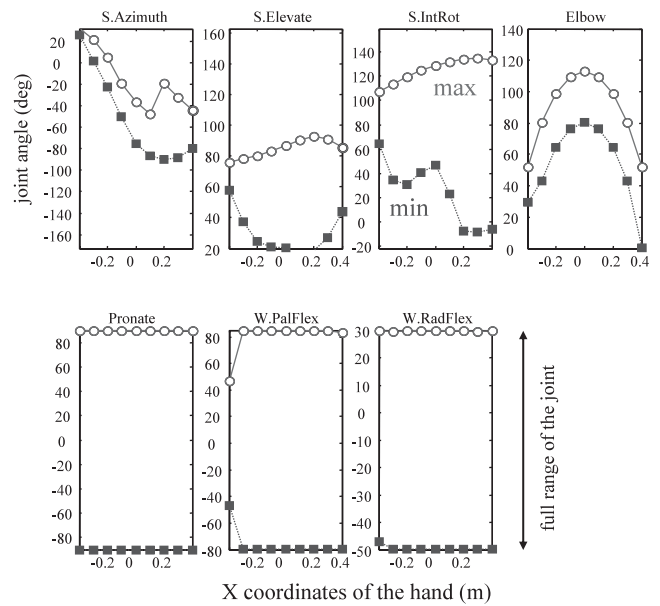


図 7 手先の左右移動 (90 cm) 時の各関節の取り得る角度範囲の例

Fig. 7 The change of the joint angle ranges for a right-and-left hand motion of 90 cm.

ある場合には内旋位に限定されている. もし, 手先を制御して肩関節を内旋させたい場合には, 体幹近くに手先を持ってゆくという方法があり得ることがわかる. これらの関節自由度に対して, 肘関節は前後移動の場合でも左右移動の場合でも比較的狭い範囲 (30°~40° 程度) に限定され, かつ, その限定範囲が手先位置に応じて変化している. 手先位置をこの範囲で動かすことによって, 肘関節の角度が

ある程度制御できることがわかる。肩の方位角と仰角は、前後移動に関しては手先が前方にあるときは比較的範囲が狭く、体幹近くにあるときは範囲が広い。左右移動の場合には、ある程度限定された範囲を持ち、それが手先位置に

応じて変化している。方位角や仰角が特定範囲内にある肢位を取らせる場合には、ここで示したようなグラフから手先位置を選択することができる。一方で、肩方位角のように範囲が比較的限定される手先位置とそうでない手先位置がある場合、可能範囲が限定されない手先位置を選ぶことによって、あえてこの関節自由度を制御の対象から外すこともできる。この方向の運動がある範囲をこえると過負荷になったり痛みがでるようなケースでの利用価値がある。

3.3 リーチ可能な全手先位置に対する可能肢位範囲

到達可能な手先位置全体に関して、それぞれの関節自由度の可能肢位範囲の傾向を調べた。計算に用いた手先位置を図8に示す。上肢長（上腕長，前腕長，手部長の和）を長さ1とし，右肩を中心とする半径1の球体内に，x, y 方向は間隔 0.2, z 方向は間隔 0.3 の格子点を設定し，このうちリハビリ訓練で通常使用されないと考えられる体の左後方を除いた部分の計 276 点について計算した。計算の結果，このうち 52 点は設定した関節可動域内では実現不能な位置であることがわかり，残りの 224 点について可能な肢位範囲を得た。手先位置には z 座標の小さいものから図8に示す順序で 1~276 までの番号が付けられている。

それぞれの手先位置について，各関節の取り得る範囲を示したものが図9である。許容角度の最大値と最小値を縦線で結んである。横軸は手先位置の番号を示す。図6と7ではある特定の手先の動きに関する可能肢位範囲の変化を

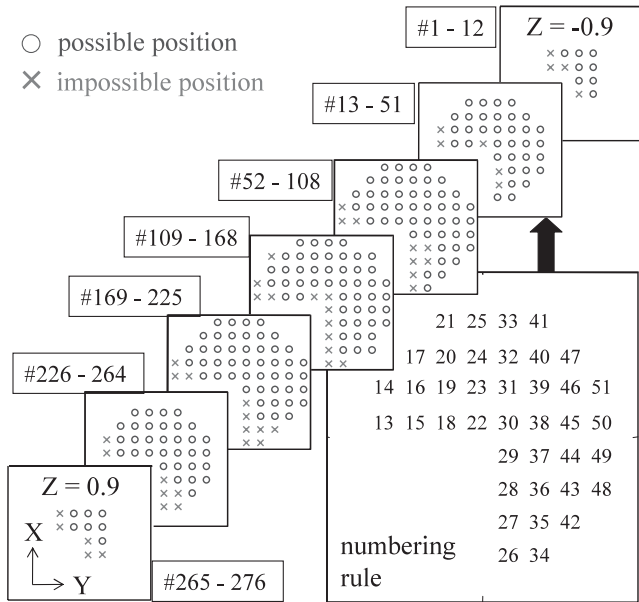


図8 チェック対象の全手先位置とその番号
 Fig. 8 All the sampled hand positions and the position numbers of them. The length of each side of a square is twice as long as the arm length.

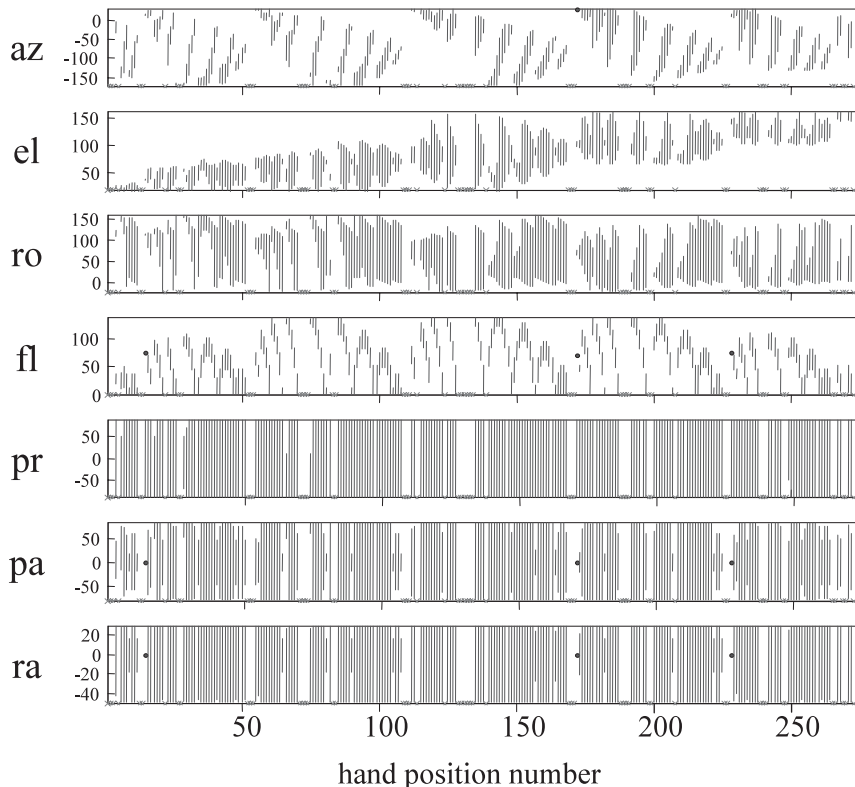


図9 手先位置ごとの各関節の取り得る角度範囲
 Fig. 9 The angle ranges of each joint for all the sampled hand positions. A hand position number corresponds to that in Fig. 8. An X-mark shows an impossible hand position.

表 1 各自由度の許容率別の手先位置数の頻度分布 (カッコ内はパーセンテージ)
Table 1 The frequency distribution of the number of hand positions classed by allowance ratio for each joint. The numbers in parentheses show percentage.

allowance rate (%)	0-10	10-20	20-30	30-40	40-50	50-60	60-70	70-80	80-90	90-100	sum
azimuth	38 (17.0)	75 (33.5)	48 (21.4)	34 (15.2)	17 (7.6)	4 (1.8)	6 (2.7)	2 (0.9)	0 (0.0)	0 (0.0)	224 (100)
elevation	36 (16.1)	44 (19.6)	44 (19.6)	29 (12.9)	25 (11.2)	23 (10.3)	11 (4.9)	7 (3.1)	2 (0.9)	3 (1.3)	224 (100)
rotation	11 (4.9)	12 (5.4)	20 (8.9)	19 (8.5)	13 (5.8)	10 (4.5)	11 (4.9)	13 (5.8)	53 (23.7)	62 (27.7)	224 (100)
flextion	18 (8.0)	23 (10.3)	153 (68.3)	30 (13.4)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	224 (100)
pronation	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	2 (0.9)	1 (0.4)	3 (1.3)	1 (0.4)	217 (96.9)	224 (100)
palmar flex.	3 (1.3)	1 (0.4)	16 (7.1)	2 (0.9)	2 (0.9)	13 (5.8)	3 (1.3)	19 (8.5)	6 (2.7)	159 (71.0)	224 (100)
radial flex.	3 (1.3)	0 (0.0)	0 (0.0)	0 (0.0)	12 (5.4)	1 (0.4)	2 (0.9)	0 (0.0)	1 (0.4)	205 (91.5)	224 (100)

示したが、図 9 に示す結果を用いると、対象範囲内の任意の手先位置 (あるいはその動き) に対する可能肢位範囲を知ることができる。

許容率別の手先位置数を関節自由度別に集計したもの (許容率別の手先位置数の頻度分布) が表 1 である。この表から、手先位置制御型訓練装置によって、それぞれの自由度の運動がどの程度規定されるかの、全体的な傾向を見ることができる。

前腕以遠の 3 つの自由度 (回内・掌屈・橈屈) は、許容率の大きい区分に分布が偏っている。特に回内角では、ほぼ全ての手先位置で許容率が 90% 以上であり、それ以外の 7 点も全て許容率 50% 以上である。この結果から、手先位置制御型の装置では基本的にこの自由度を制御できないことがわかる。掌屈と橈屈も、手先位置制御による関節角度制御ができない場合が多いと言える。

反対に、肩方位角と肘屈曲角は、許容率の小さい区分に分布が偏っている。特に肘屈曲角は全ての手先位置で許容率が 40% 未満であり、さらに全手先位置の 87% では許容率は 30% 未満である。肩方位角も許容率の分布のピークは 10~20% の範囲であり、87% の手先位置が許容率 40% 未満である。これらの自由度は、手先位置制御型の装置で良く規定できることがわかる。

残りの仰角と回旋角の分布は許容率の全範囲にわたっている。仰角では 80% の手先位置が許容率 50% 以下に分布しており、許容率の小さい方に分布が偏っている。それに対して、回旋角では手先位置の 51% が許容率 80% 以上に分布しており、許容率の大きい方に分布が偏っている。

3・4 手先位置と関節角度の関係

個々の手先位置における各関節の取り得る角度範囲は、図 8 と 9 から知ることができる。一方で、手先位置制御型

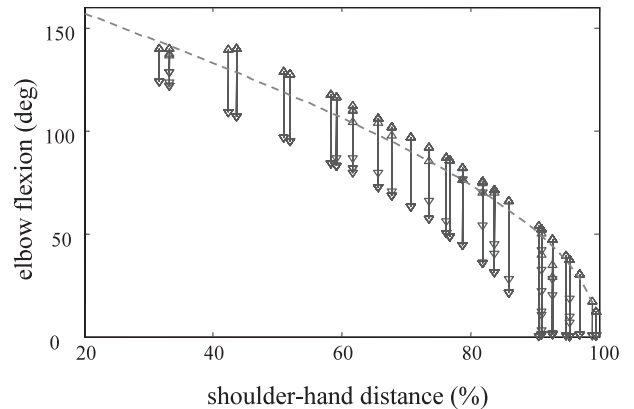


図 10 肘関節の許容角度と肩・手先間距離
Fig. 10 The relationship between shoulder-hand distance and allowance range of elbow flexion.

の装置による訓練を計画する際には、手先位置によって許容率の大小が大きく変わる自由度の場合には「手先位置と許容率の全体的な傾向」、全体に許容率が小さい自由度に関しては「手先位置と許容角度の全体的な傾向」、というような情報がもれば有用である。

手先位置と角度の関係は、式 (1)、関節可動域、体幹との接触状況で決まる複雑な関係ではあるが、図 9 からは少なくとも特定の自由度に関しては手先位置と角度の間に簡単な関係があることが伺われる。ここでは、比較的簡単な関係が伺われるものから順に、その関係について検証する。なお、回内角は手先位置に依存していないので、以下の検討からははずした。

3・4・1 肘屈曲角度と肩手先間距離

各手先位置に対応する肘関節の許容角度と、それぞれの手先位置から肩までの距離の関係をグラフにしたものが図 10 である。肩と手先間の距離は、上肢長を 100% として示されている (以下

同じ). 上向きの三角が最大角度, 下向きが最小角度を示し, 両者が実線で結ばれている.

図のように, 肩手先間距離と肘関節許容角度は明らかに関係があるので, 肘関節は肩手先間距離である程度規定できることがわかる. 仮に, 手関節は基本肢位のまま, すなわち肘・手関節・手先 (EWH) が一直線上にあるとした場合は, SE, EH (EWH), SH は三角形をなすので, SH の長さが決まれば肘屈曲角は次式で決まる.

$$\theta_h = \pi - \cos^{-1}\{(SE^2 + EH^2 - SH^2) / (2SE \cdot EH)\} \quad (11)$$

図中の破線は, この式によって計算される肘屈曲角を示す. これは逆キネマティクス計算から求められた許容角度範囲の変化とおおむね一致するので, 肘屈曲角の目安として使うことができる. なお, 一般には EWH は直線にならないので, θ_h は式 (11) の値より小さくなる.

3.4.2 肩仰角

1) 角度範囲 肩の仰角の取り得る範囲は, RDOF2 (軸 SH まわりの回転) に影響をうける. 上腕が SH に対してなす角度が大きいときは SH まわりの回転による仰角の変化は大きくなる. また, 上腕の SH に対する角度は, SH の長さに影響をうける. 従って, 仰角の取り得る範囲は, SH の長さに影響されることが予想できる. 図 11(a) は, SH の長さと仰角の許容率の関係を表すグラフである. 上肢が体幹に当たるかどうかで仰角は制限をうける. 手先が体幹に近いときには, 上肢が体幹に当たるケースが増えると予想される. その影響をみるために, 手先の Y 座標別に図中の記号を変えてある. 手先が体から離れているときには, SH が大きいほど仰角の範囲が狭い傾向があることがわかる.

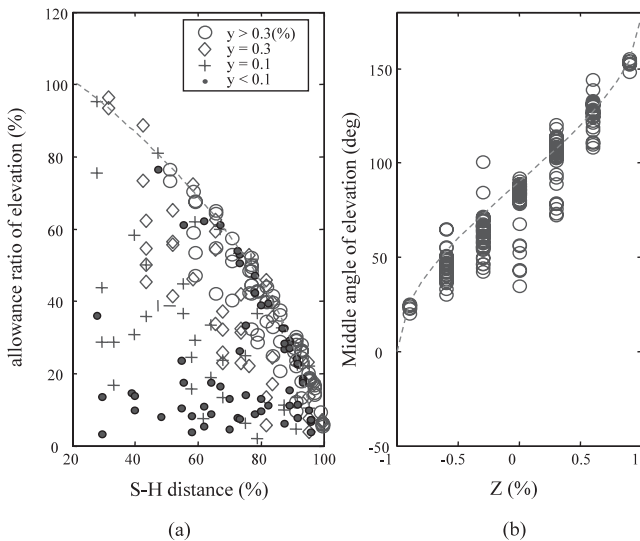


図 11 仰角とそれに影響を与えるパラメータとの関係
Fig. 11 Parameters affecting elevation angle. (a) The relationship between allowance ratio of elevation and shoulder-hand distance, (b) The relationship between intermediate value of allowance angle of elevation and Z coordinates.

肘・手関節・手先 (EWH) が一直線上にある場合は, SH の長さが決まれば $\angle HSE$ は次式で決まる.

$$\angle HSE = \cos^{-1}\{(SE^2 + SH^2 - EH^2) / (2SE \cdot SH)\} \quad (12)$$

関節可動域による制限や上肢と体幹の衝突が無い場合は, 仰角取り得る範囲は $\angle HSE$ の 2 倍になる. 上式で求めた $\angle HSE$ の値の 2 倍を仰角の可動域に対する割合 (%) で表したものを図 11(a) 中に点線で示した. 許容率の上限が上式の 2 倍と同程度であることがわかる.

2) 中間値 手先位置が上方にあるほど, 仰角は大きくなる

ことが予想できる. 各手先位置における仰角許容角度の中間値と手先の z 座標 (上下方向の位置座標) の関係を図 11(b) に示す. 座標は上肢長に対する比率 (%) で表示した. 中間値の範囲は, z 座標に関係していることがわかる. 上肢各体節の長軸が直線上に並ぶ肢位においては, 上肢長で正規化された手先の z 座標から仰角は次式で決まる.

$$\theta_{ei} = \pi - \cos^{-1}(z) \quad (13)$$

図 11(b) の点線はこの式による計算値である. 仰角の中間値はおおむねこの式による値の前後にあることがわかる.

3.4.3 肩方位角

1) 角度範囲 方位角の許容率も仰角と同様に RDOF2 に影響をうけるので, 仰角と同様の原理で方位角も SH の長さに影響をうける. ただし, 仰角が上腕長軸と z 軸のなす角度であるのに対して, 方位角は, 上腕長軸を水平面に投影したものと y 軸のなす角度である. それを考慮して, 各手先位置での SH を水平面に投影した長さと, 方位角の許容率の関係を示したものが図 12(a) である.

上肢の各体節長軸が直線上に並ぶ場合, SH が与えられ

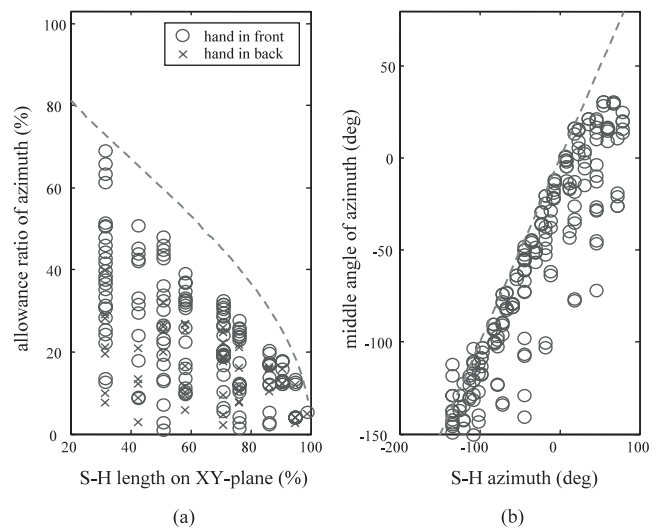


図 12 方位角とそれに影響を与えるパラメータとの関係
Fig. 12 Parameters affecting azimuth angle. (a) The relationship between allowance ratio of azimuth and shoulder-hand distance, (b) The relationship between intermediate value of allowance angle of azimuth and shoulder-hand azimuth.

たときの∠HSE は式 (12) で決まる. 手先が肩の高さの水平面上にある場合には, 関節可動域や上肢と体節の衝突などによる制限がなければ, 方位角の取り得る範囲は∠HSE の2倍になる. なお, 手先の高さが肩の高さから離れると, 水平面に投影した∠HSE は実際の∠HSE より小さくなる.

図 12(a)中の「×」で表した手先が体の後ろに位置するとき(手先位置の y 座標が 0 以下のとき)は, 取り得る範囲は小さい場合が多い.

2) 中間値 SH を水平面に投影したものと y 軸のなす角度を SH の方位角と呼ぶことにする. この角度に対する肩の方位角の中間値を図 12(b)に示す. 図中の点線は傾き 1 で切片 0 の直線であり, この直線上では SH の方位角と肩の方位角が等しい. 多くの手先位置での中間値がこの直線の周囲あるいは下に位置している. 中間値が直線の上にくるのは, 手先が体の真後ろに近いときだけである. 直線の下側は, 例えば手先が体の前方にあるときに肘が手先よりも外側(右側)にある場合に相当する.

3.4.4 肩回旋角 回旋角の許容率については, 簡単な近似モデルは見つからなかったが, 手先位置との明らかな関係がみられた. 図 13 に全ての手先位置毎の回旋角の許容範囲(許容角度の最大値と最小値の差)を示す. 前面左方や体に近い部分ではそれ以外の部分に比べて許容範囲が小さい傾向がわかる.

3.4.5 手関節(掌屈角・橈屈角) 橈屈角の許容率が 40%以下の手先位置は 15, 172, 228 番の 3 点のみであり, 今回の計算で用いた RDOF の角度変化の刻み幅においてはこの 3 点では 0 度のみが可能な角度であった. この 3 点は掌屈角においても同様に 0 度のみが可能な角度であった. これらの手先位置は前腕と手部を一直線にのばす必要があるということを意味する. 掌屈角では, 許容率 30%未満の手先位置はこの他に 17 点あった. そのうち 13 点では中間値が 0 であり, 残りの 4 点は 67° から 72° の間にあった.

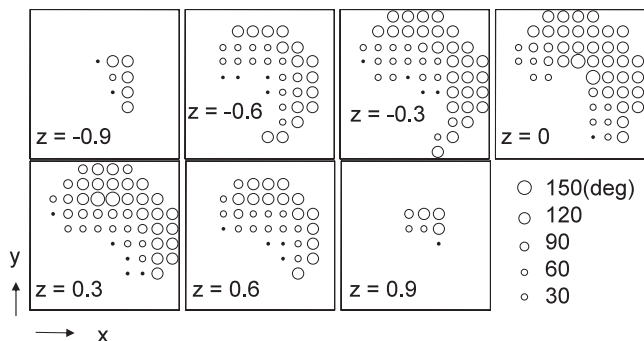


図 13 手先位置ごとの肩回旋許容範囲

Fig. 13 The allowance range of shoulder rotation for each hand position. The location of a circle shows hand position and the diameter of a circle shows allowance range. The length of each side of a square is twice as long as the arm length.

4. 考 察

4.1 方法についての検討

本研究では, 肢位範囲を調べるのにヒトの実測ではなくコンピュータによる計算を用いた. ヒトを被験者とした場合, ある手先位置を実現する 1 つの肢位を決めるのは容易ではあっても, 許容肢位の範囲を漏れなく調べるのは, 上肢の自由度が大きいため簡単ではない(被験者が「あらゆる可能な肢位」を実演するよう努めたとしても, それ以外の肢位の存在の余地が残る). また, それを全範囲の手先位置に対して行う場合には, 被験者の疲労などの問題もあり更に困難である. 一方, 関節の可動域は個人差が大きいため, 特定の被験者に対する計測結果を他のケースにどのように応用するかという問題も残る.

本研究では, 関節角度などは標準的なもののみを用いたが, ここで整理された方法を用いれば, 関節可動域のパラメータを変えることによって, 関節運動に障害を持つ対象者のシミュレーションへの応用は容易だと考えられる(ただし, 肩関節の角度計測は臨床で通常用いられている方法では不十分であり, 本研究で採用したモデル[17, 20]のように自由度間の相互依存性に考慮する必要はある).

ここで用いた関節可動域や体節長は, 障害を持たない対象者の標準的な値を参考にして決められている. どれか 1 つの関節自由度のみに障害をもつ対象者について考える場合は, 対象者の障害のある自由度の可動域が許容角度範囲内にある手先位置は, その対象者でも実現可能と判断できる. ただし, 1 つの自由度の可動域が変化すると, 他の自由度の許容範囲も変化することには注意が必要である. 従って, 2 つ以上の自由度に制限がある場合には, 個々の自由度の許容角度をみるだけでは, 手先位置が実現可能かどうかは判断できない. それを判断するためには, 肢位と角度の対応を示す図 5(d)のような情報が必要である.

本研究では, 肩複合体を 3 自由度の 1 つの関節として扱った. 肩甲骨の動きなどを考慮したモデルにすれば, より精度の高いシミュレーションが可能になるだろう. ただし, 冗長自由度数が格段に増えることや臨床応用に関して対象者の肩甲骨の計測などの点に困難な部分があるだろう.

4.2 結果についての検討

図 6 と 7 では, 特定の手先の動きのシミュレーション例をあげたが, 図 9 に示した全手先範囲に対する許容角度と図 8 に示した手先位置番号を用いれば, 任意の手先の動きをシミュレーションすることが可能である. ただし, 個々の手先に対する結果をつなげたものと, 実際に手先が「動く」場合の結果は必ずしも同一とは限らないことには注意を要する. 肩関節を例にあげれば, 基本肢位からスタートした場合, 内旋位のままでは十分外転(方位角 90 度方向での仰角の増加)をさせることはできないが, いったん外旋

位にして十分外転したあとであれば、内旋位にもどすことができる。このように、関節の可動域が経路に依存する場合、それを考慮する必要がある。

4・3 訓練装置への応用についての検討

本研究で想定する手先位置制御型の訓練装置では、手先の「位置」のみを制御し、「方向」には制限を加えない。実際に、訓練対象者と訓練装置の接点の「握り」の部分（ロボットアームの場合、ロボットの「手関節」に見える部分）は、方向制限が無い機構（ジンバル構造など）が用いられる場合がある[12]。ロボットの「手関節」の方向がフリーであることから、訓練対象者の「手関節」は制御されず[21]、肩と肘が制御されるようなイメージを持ちやすいかもしれない。しかし、実際には手関節以外のどの関節も直接制御されるわけではないので、本研究のような検証が必要である。本研究の結果、前腕以遠の自由度は、制御を受けにくいことが実際に示された（ただし一部の手先位置では例外もある）(表 1)。逆に、肩に関しても常に全ての自由度を制御できるわけではない、という結果は重要である。本研究の結果では、特に肩の回旋角では許容率の大きな手先位置が多いことがわかった。例えば上肢リハビリテーションの対象として一般的な脳血管障害による片麻痺の場合、屈筋優位の肢位[22]による運動制限を防ぐ必要がある[23]ので、肩の外旋は重要な訓練課題になる。もし、回旋の許容率が大きい、あるいは許容角度が内旋位よりの手先位置ばかりが要求される課題を設定してしまうと、外旋の動きが誘導されない恐れが大きい。

許容率の小さい手先位置は、訓練課題の設定に際して特定の関節の特定の動きを誘導したい場合などに有用だろう。一方で、許容率の大きな部分にも次のような有用性が考えられる。例えば、障害のために運動に際して痛みの起こりやすい関節、過度の運動を制限したい関節がある場合、その関節の許容率が大きくなる手先位置を選ぶと、その関節に過負荷がかかりにくくなるだろう。許容率の大きな部分は機械の「あそび」のような役割が期待できる。

本研究の結果は、訓練装置の可動範囲を設計する際にも有用であろう。例えば、訓練の目的が机上動作に限定されるなら、装置の可動範囲もそれに合わせて決めやすい。しかし、訓練の最終的な目的が更衣や洗体動作の改善なども含む場合には、必要な関節可動域（特に肩関節）の訓練を行うためにははるかに広い手先範囲が必要になる。どの程度の範囲が必要かを定めるために、本研究の結果が活用できると考えられる。

本研究では標準的な関節可動域をもつ対象者についてしか検討していないが、今後、関節可動域制限を持つ場合について拡張することが、関節運動訓練への応用には重要だろう。

許容角度の計算は、精度良く行おうとすると計算量が多くなるが、3・4節で示したように簡易なモデルでもある程

度の目安になる。訓練用のタスクを対象者や目的にあわせて自動調整するプログラムを作成するような場合にも、簡易モデルで十分というケースもあり得るだろう。

謝辞 本研究の一部は NEDO 平成 14 産業技術研究助成事業から支援を受けた。

文 献

1. Riener R, Nef T, Colombo G: Robot-aided neurorehabilitation of the upper extremities. *Medical & biological engineering & computing*. **43** (1): 2-10, 2005.
2. Hidler J, Nichols D, Pelliccio M, Brady K: Advances in the understanding and treatment of stroke impairment using robotic devices. *Topics in stroke rehabilitation*. **12** (2): 22-35, 2005.
3. Aisen ML, Krebs HI, Hogan N, McDowell F, Volpe BT: The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Archives of neurology*. **54** (4): 443-446, 1997.
4. Krebs HI, Hogan N, Aisen ML, Volpe BT: Robot-aided neurorehabilitation. *IEEE Trans Rehabil Eng*. **6** (1): 75-87, 1998.
5. Lum PS, Burgar CG, Kenney DE, Van der Loos HF: Quantification of force abnormalities during passive and active-assisted upper-limb reaching movements in post-stroke hemiparesis. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. **46** (6): 652-662, 1999.
6. Burgar CG, Lum PS, Shor PC, Machiel Van der Loos HF: Development of robots for rehabilitation therapy: the Palo Alto VA/Stanford experience. *Journal of rehabilitation research and development*. **37** (6): 663-673, 2000.
7. Reinkensmeyer DJ, Dewald JP, Rymer WZ: Guidance-based quantification of arm impairment following brain injury: a pilot study. *IEEE Trans Rehabil Eng*. **7** (1): 1-11, 1999.
8. Lum PS, Burgar CG, Shor PC, Majmundar M, Van der Loos M: Robot-assisted movement training compared with conventional therapy techniques for the rehabilitation of upper-limb motor function after stroke. *Archives of physical medicine and rehabilitation*. **83** (7): 952-959, 2002.
9. Furusho J, Koyanagi K, Nakanishi K, Ryu U, Takenaka S, Inoue A, Domen K, Miyakoshi K: Development of a 3-D Rehabilitation System for Upper Limbs Using ER Actuators in a Nedo Project. *International Journal of Modern Physics B*. **19** (07-09): 1591-1597, 2005.
10. Loureiro RCV, Collin CF, Harwin WS: Robot aided therapy: challenges ahead for upper limb stroke rehabilitation. *Proc 5th Intl Conf Disability, Virtual Reality & Assoc Tech*: 33-39, 2004.
11. Nef T, Mihelj M, Colombo G, Riener R: ARMin — Robot for Rehabilitation of the Upper Extremities. *Proceedings of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation* 3152-3157, 2006.
12. 古莊純次, 小柳健一, 片岡次郎, 笠 潮, 井上昭夫, 竹中重和: 三次元上肢リハビリ訓練システムの開発—第 1 報: ER アクチュエータを用いた機構およびシステム全体の開発—. *日本ロボット学会誌*. **23** (5): 123-130, 2005.
13. Liu J, Cramer S, Reinkensmeyer D: Learning to perform a new movement with robotic assistance: comparison of haptic guidance and visual demonstration. *J Neuroengi-*

neering Rehabil. **3**: 20, 2006.

14. 小柳健一, 古荘純次, 片岡次郎, 笠 潮, 竹中重和, 井上昭夫: 三次元上肢リハビリ訓練システムの開発—第 2 報: 運動療法のためのソフトウェアの開発—. 日本ロボット学会誌, **23** (8): 1011-1018, 2005.
15. 増田良介, 小金澤鋼一, 甲斐義弘: ロボットアームの逆運動学. 新しいロボット工学 昭晃堂, 東京, 48-67, 2006.
16. 高野政晴: ロボットアームの逆運動学. 詳説ロボットの運動学. オーム社, 東京, 49-85, 2004.
17. Engin AE, Chen SM: Statistical data base for the biomechanical properties of the human shoulder complex-I: Kinematics of the shoulder complex. Journal of biomechanical engineering, **108** (3): 215-221, 1986.
18. 独立行政法人製品評価技術基盤機構: 人間特性データベース. <http://www.tech.nite.go.jp/human/index.html> [March 16, 2007].
19. 日本リハビリテーション医学会: 関節可動域ならびに測定法. リハビリテーション医学, **32** (4): 207-217, 1995.
20. Wang X, Maurin M, Mazet F, De Castro Maia N, Voinot K, Verriest JP, Fayet M: Three-dimensional modelling of the motion range of axial rotation of the upper arm. J Biomech, **31** (10): 899-908, 1998.
21. 宮越浩一, 道免和久, 小山哲男, 古荘純次, 小柳健一: 脳卒中片麻痺患者に対する上肢機能訓練装置の使用経験. リハビリテーション医学, **43** (6): 347-352, 2006.
22. 水野美邦: 運動麻痺と歩行障害. 田崎義昭, 吉田充男編. 神経病学第 3 版. 医学書院, 東京, 109-123, 1993.
23. 森山早苗: 脳卒中と頭部外傷. 金子翼編. 作業療法学全書(改訂第 2 版) 第 4 巻作業治療学 1 [身体障害]. 共同医書, 東京, 55-93, 1999.

付録 1: 許容角度・許容範囲・中間値・許容率・許容肢位

表題の用語については, 本文第 2 章で説明したが, より厳密には以下のような定式化も可能である.

(1) 許容角度

任意の位置ベクトル H^* が与えられたとき, もし $\theta_i = \alpha(\theta_i)$ は i 番目の関節自由度の角度) の条件下で手先位置 H を H^* に一致させることが可能なら, α は手先位置 H^* に対する関節 i の許容角度である. この許容角度 $\alpha(i, H^*)$ を集合として定式化するならば, 次式のように書けるだろう.

$$\{\alpha \mid \exists \theta [\theta(\theta) = \alpha \wedge H^* = H(\theta) \wedge \theta \in P]\}$$

ここで, $\theta(\theta)$ は関節角度ベクトル θ の要素 θ_i の値, $H(\theta)$ は θ に対応する手先位置 (付録 2 参照), P は実現可能な肢位に対応する θ の集合である (実現可能肢位であるための条件は 2.7 節参照).

(2) 許容範囲

手先位置 H^* に対する関節 i の角度の許容角度 $\alpha(i, H^*)$ の最小値を $\alpha^{\min}(i, H^*)$, 最大値を $\alpha^{\max}(i, H^*)$ とすれば, 許容範囲は両者の差として次式で表せる.

$$\alpha^{\max}(i, H^*) - \alpha^{\min}(i, H^*)$$

(3) 中間値

手先位置 H^* に対する関節 i の角度の「許容角度の中間値」(あるいは単に「中間値」とも呼ぶ) は, 次式で表せる.

$$(\alpha^{\min}(i, H^*) + \alpha^{\max}(i, H^*)) / 2$$

(4) 許容率

関節 i の可動域 (range of motion) が最小値 θ^{\min} から最大値 θ^{\max} までのとき, 手先位置 H^* に対する関節 i の許容率は次式で表せる.

$$(\alpha^{\max}(i, H^*) - \alpha^{\min}(i, H^*)) / (\theta_i^{\max} - \theta_i^{\min})$$

(5) 許容肢位

手先位置 H^* に対する許容肢位は, $H^* = H(\theta)$ を満たす θ で規定される上肢肢位のうち, 実現可能な肢位 (2.7 節参照) のことである. 許容肢位に対応する θ を定式化するなら, 次式のようになる.

$$\{\theta \mid H^* = H(\theta) \wedge \theta \in P\}$$

付録 2: 関節角度と手先位置の関係

本論文で用いた上肢モデルにおいて, 式 (1) に示した手先位置ベクトル H と関節角度ベクトル $\theta \equiv [\theta_{az}, \theta_{el}, \theta_{ro}, \theta_h, \theta_{pr}, \theta_{pa}, \theta_{ra}]^T$ の関係は, 具体的には, 次式で表すことができる.

$$H(\theta) = R_z(\theta_{az}) R_x(\theta_{el}) R_z(\theta_{ro}) [L_u + R_x(\theta_h) R_z(\theta_{pr}) \{L_f + R_y(\theta_{pa}) R_x(\theta_{ra}) L_h\}]$$

ここで, L_u, L_f, L_h は基本肢位における上腕・前腕・手部の近位端から遠位端に向かうベクトルを表し, それぞれの体節の長さを l_u, l_f, l_h とすれば, $L_u = [0, 0, l_u]^T, L_f = [0, 0, l_f]^T, L_h = [0, 0, l_h]^T$ となる. $R_x(\theta), R_y(\theta), R_z(\theta)$ はそれぞれ x, y, z 軸まわりの角度 θ の回転を表す回転行列であり,

$$R_x(\theta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ 0 & \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{pmatrix},$$

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & 0 & \sin(\theta) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(\theta) & 0 & \cos(\theta) \end{pmatrix},$$

$$R_z(\theta) = \begin{pmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) & 0 \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

である.

付録 3: 関節可動域の参考値

本文 2.6 節に書いたように, 本研究の上肢モデルの肩関節 3 自由度分の可動域は, Engin ら [17] のモデルと Wang ら [20] のモデルを用いて, 各自由度間の相互干渉も考慮して計算している. それ以外の部位の可動域は, 文献 [18, 19] に示された値を参考にして決めた. その具体的な値を以下に示す. a) は文献 [18] の実測値の平均と標準偏差, b) は文献 [19] の「参考可動域角度」, c) は文献 [19] に参考値として示された 5 つの文献の値の平均値と標準偏差である (単位は全て「度」).

- ・肘屈曲角: a) $[-6.0 \pm 11.0, 139.8 \pm 9.2]$, b) $[-5, 145]$, c) $[-0.8 \pm 1.8, 146.2 \pm 6.5]$

- ・前腕回内角：a) 該当値なし, b) $[-90, 90]$, c) $[-85.6 \pm 5.9, 74.4 \pm 14.3]$
- ・手掌屈角：a) $[-77.1 \pm 11.6, 84.1 \pm 13.2]$, b) $[-70, 90]$, c) $[-73.0 \pm 12.0, 76.5 \pm 7.9]$
- ・手橈屈角：a) $[-50.6 \pm 10.6, 31.9 \pm 10.5]$, b) $[-55, 25]$, c) $[-32.5 \pm 5.0, 18.8 \pm 2.5]$

吉田 直樹 (ヨシダ ナオキ)

1994年慶應義塾大学大学院修士課程修了。2007年東京大学大学院博士課程修了。1994年北海道大学医療短大助手(後に講師), 2003年茨城県立医療大学助教授, 2004年ペンシルバニア州立大学研究員, 2005年リハビリテーション科学総合研究所主任研究員, 現在に至る。博士(工学)。作業療法やリハビリテーション工学の研究と臨床に従事。

バイオメカニズム学会などの会員。



白銀 暁 (シロガネ サトシ)

2000年室蘭工業大学工学部卒業, 2005年札幌医科大学大学院博士課程修了。理学療法士として勤務後, 2003年北海道千歳リハビリテーション学院講師。2005年リハビリテーション科学総合研究所研究員, 現在に至る。博士(理学療法)。理学療法やリハビリ工学領域の研究と臨床に従事。

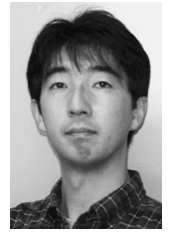
日本義肢装具学会, ヒューマンインターフェース学会, 日本バーチャルリアリティ学会などの会員。



井野 秀一 (イノ シュウイチ)

1993年北海道大学大学院工学研究科博士課程修了。同年同学電子科学研究所助手, 1995年同講師, 2003年東京大学先端科学技術研究センター助教授, 現在, 准教授。博士(工学)。福祉工学やバーチャルリアリティなどの人間支援システムに関する生体工学的研究に従事。

電子情報通信学会, 日本機械学会, 日本バーチャルリアリティ学会, バイオメカニズム学会, IEEEなどの会員。



伊福部 達 (イフクベ トオル)

1971年北海道大学大学院工学研究科修士課程修了。同年同学応用電気研究所助手, 1977年同助教授, 1984年スタンフォード大学客員助教授。1989年北海道大学電子研究所教授, 2002年東京大学先端科学技術研究センター教授, 現在に至る。工学博士。福祉工学の開拓と産業応用の研究に従事。

IEEE, 電子情報通信学会, 日本音響学会, 日本バーチャルリアリティ学会などの会員。

