

リバース型人工肩関節置換術の理学療法指針の検討と介入のための運動解析

小林 章 (PT)¹⁾²⁾, 村田健児 (PT)³⁾, 五十嵐郁弥 (PT)⁴⁾, 島村 穰 (PT)⁴⁾, 鶴岡祐治 (PT)⁴⁾, 亀田光宏 (PT)⁵⁾, 澤 雄作 (PT)⁵⁾

¹⁾ 埼玉県立大学 保健医療福祉研究科 博士後期課程

²⁾ 医療法人 親和会 訪問看護ステーション ホウエイ

³⁾ 埼玉県立大学 保健医療福祉学部 理学療法学科

⁴⁾ 社団医療法人 山手クリニック

⁵⁾ IMS グループ 春日部中央総合病院

キーワード：リバース型人工肩関節，3次元動作解析，
上肢リーチ動作

背景

本邦において 2014 年 4 月に認可されたリバース型人工肩関節置換術（以下，RSA）は従来の人工肩関節置換術（TSA）は難しかった関節リウマチ，上腕骨頭壊死，腱板断裂性関節症などの機能改善に有効であるとされる¹⁾²⁾。RSA は肩甲骨側が凸，上腕骨側が凹という本来の解剖学的な構造とは異なる置換術であるが，三角筋のレバーアームが延長するため三角筋機能が高まり，上肢の挙上が可能となる。

上肢機能は更衣動作，食事動作，洗面，入浴といった日常生活に重要な役割を果たし，歩行機能と合わせて QOL の向上に不可欠な機能である。ヒトの上肢は肩関節，肘関節，手関節だけで合計 7 自由度をもち，非常に多様な運動を行うことができる。ヒトの上肢は上腕，前腕，手部の 3 つの剛体から構成され，関節に生じる力には関節トルクの他に遠心力やコリオリ力が含まれることが知られている³⁾。これまで遠心力やコリオリ力は速度の大きな運動でなければ無視できるほど小さいとされてきたが，近年では速度の小さな運動でも運動へ影響すると指摘されている⁴⁾。Bernstein⁵⁾ は運動自由度を強調させる最も高度な段階では，遠心力やコリオリ力を全体として活用して関節運動を構造化していると指摘している。投球動作⁵⁾ において関節間に相互に働く力を効果的に用いているが，立ち上がり動作⁶⁾ においても相互に働く力を効果的に用いていることが報告されている。従って，速度の小さなリーチ動作においても相互作用力を巧みに用いた戦略が必要となる。本邦では RSA が認可されて日が浅く，長期的な関節機能については明らかになっていない。RSA はヒトが本来もつ解剖学的構造とは異なるため，長期的に上肢機能を保存するためには RSA 術後に，どのような制御を行っているのかを明らかにする必要がある。本研究の目的は RSA 術後のリハビリテーションプロトコルの文献レビュー，症例検討，3次元動作解析により，理学療法指針の検討を行うこと

である。

方法

1. 「リバース型人工肩関節置換術のリハビリテーションプロトコルの文献レビュー」

2006 ～ 2016 年までの過去 10 年間の論文を対象とし，文献検索には PubMed，CINAHL，PEDro，CENTRAL（Cochrane Central Register of Controlled Trials）の 4 つのデータベースを使用した。論文の適格基準は，1) 査読付き論文であること，2) 言語が英語であること，3) ランダム化比較試験（RCT）あるいは比較臨床試験（CCT）であること，4) 対象がリバース型人工肩関節であること，5) リハビリテーションの介入の記載があること，6) 評価指標に可動域などの臨床評価が含まれていることを条件とした。検索は，リバース型人工肩関節置換術とリハビリテーション，理学療法に関する用語を検索式として，論文を抽出した。

2. 「リバース型人工肩関節置換術の理学療法経過」

全例リバース型人工肩関節置換術を思考し，理学療法士による経過観察が可能であった症例を対象とした。基本的情報（性別，年齢，手術に至った経緯），肩関節可動域について，カルテより後方視的に調査した。尚，本報告に際し，各症例には本報告の趣旨および意義について説明し，書面にて同意を得た。

3. 「3次元動作解析装置を用いたリーチ動作解析」

1) 対象者

対象者は RSA 施行後 3 ヶ月以上経過した者 5 名（女性 4 名，男性 1 名，平均年齢 75 ± 4.2 歳；以下，RSA 群）および健常成人（男性 5 名，平均年齢 21 ± 0.9 歳；以下，対照群）とした。術後経過期間は 11.7 ± 4.9 ヶ月であり，術側は 4 名が左肩関節，1 名が右肩関節であった。

2) 運動課題と実験装置

運動課題は背もたれ，肘掛けのない椅子に端座位にて上腕下垂位，肘関節 90° の状態から「快適な速度で手を正面に伸ばす」という指示のもと，前方へ手を伸ばした。各被験者はリーチ動作を合計 10 回実施した。使用機器は 3次元動作解析装置 VICON（VICON 社製，サンプリング周波数 100 Hz）を使用し，14 mm 反射マーカを plug-in gait full body model に従い 39 個貼付した。

3) Induced Acceleration Analysis

肩関節に生じる加速度を求めるために，Induced Acceleration Analysis（以下，IAA）を用いた⁷⁾⁸⁾。IAA を用いる利点は多セグメント運動システムにおいて，該当関節によって生成されたトルクだけでなく，他の関節によって生成されたトルクの影響を定量化できることである⁷⁾。IAA は 2 つの手順（逆動力学的計算，順動力学的計算）から構成される，始めに計測したデータより算出した関節角度を用いて関節トルク（式 1）を求め，

次に算出した関節トルクから関節角加速度（式 2）の要素を求めた（詳細は補遺参照）。

$$\begin{pmatrix} \tau_1 \\ \tau_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} h_1 \\ h_2 \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} g_1 \\ g_2 \end{pmatrix} \quad (\text{式 1})$$

$$\begin{pmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{pmatrix}^{-1} \left\{ \begin{pmatrix} MUS_1 \\ MUS_2 \end{pmatrix} - \begin{pmatrix} h_1 \\ h_2 \end{pmatrix} \right\} \quad (\text{式 2})$$

M_{11} , M_{22} は有効慣性, $M_{12}(=M_{21})$ は相互慣性, h は遠心力およびコリオリ力による加速度係数, g は重力加速度である。有効慣性および総互換性は阿江⁹⁾ら, 岡田¹⁰⁾らに従い算出した。また RSA 施行後, 肩峰から上腕骨頭が平均 23 mm 延長されたと報告¹¹⁾され, 上腕長に 23 mm 加算した。

姿勢を保持するために肩関節および肘関節筋が生み出すトルクを考慮し, 肩関節・肘関節の筋により生じるトルクを $MUS = \tau - g$ とし, 以下の式により肩関節に生じた角速度を算出した。

次に肩関節屈曲運動に寄与する割合を算出した。第 2 中手骨に貼付したマーカー速度（前後）の最大値の 5% を超えた時点をリーチ動作の開始, 最大値の 5% を下回った時点をリーチ動作の終了とし, この区間の 10% 毎に寄与率を算出した（式 3）。

$$contribution = \frac{Acc_1}{|Acc_1| + |Acc_2| + |Acc_3| + |Acc_4|} \quad (\text{式 3})$$

Acc_1 , Acc_2 , Acc_3 , Acc_4 はそれぞれ肩関節 MUS, 肘関節 MUS, 肩関節速度, 肘関節速度に起因する角加速度を意味する。

4) 統計解析

各群における手先の実際の軌跡長と最短軌跡長, リーチ動作開始および終了時の関節角度, リーチ動作中の肩関節最大屈曲角速度・角加速度, 肘関節最大伸展角速度・角加速度, 寄与率に関して, F 検定を行い等分散性が仮定できる場合は対応のある t 検定, 等分散性が仮定できない場合 Welch の t 検定を実施した。

結 果

1. リバース型人工肩関節全置換術のリハビリテーションプロトコルの文献レビュー

データベース検索から, 「Reverse shoulder arthroplasty」で 654 編, 「Reverse total shoulder replacement」で 27 編, 「Reverse shoulder replacement」で 31 編, 「Reverse shoulder arthroplasty」AND 「physical therapy」20 編, 「Reverse shoulder arthroplasty」AND 「rehabilitation」で 61 編の計 793 編が抽出された。RCT または CCT ではない 758 編, 言語がドイツ語であった 3 編, 重複している論文 20 編を除く 12 編をレビューした。

結果, 評価に臨床効果が含まれていないリハビリテー

ションのプロトコルの記載がない論文が 8 編であり, 方法にリハビリテーションのプロトコルが記載されている論文は 3 編であった。すべての論文は, 手術の侵襲やコンポーネントの違いによる比較をしており, リハビリテーションのプロトコルについては同報告内では同様であったが, その記載内容は可動域運動や筋力強化を行ったなど詳細なプロトコルについて記載はなかった。

2. リバース型人工肩関節置換術の理学療法経過

術後 6 ヶ月～1 年の経過観察が可能であった症例 11 例を対象にした。うち 1 例は頸椎疾患による C5 領域の麻痺が生じたため, 解析から除外した。平均年齢は, 72.9 ± 5.4 歳, 性別は男性 4 名・女性 6 名, 術側は右 7 例・左 3 例であった。健常側の肩関節屈曲可動域は 151.5 ± 9.8 度, 肩関節外旋可動域は 51.5 ± 6.3 度であった。RSA に至った経緯は, 腱板病変が 6 例, 骨折が 3 例, その他が 1 例であった。

術後の屈曲可動域の推移は, 術後 1 ヶ月で 47.0 ± 9.0 度, 術後 3 ヶ月で 73.0 ± 27.2 度, 術後 6 ヶ月で 107.0 ± 15.5 度, 術後 1 年で 133.9 ± 8.7 度であった。外旋可動域の推移は, 術後 1 ヶ月で -1.0 ± 9.0 度, 術後 3 ヶ月で 8.0 ± 8.4 度, 術後 6 ヶ月で 19.5 ± 9.3 度, 術後 1 年で 38.9 ± 11.0 度であった。屈曲可動域の健側比は $85.6 \pm 9.7\%$, 外旋可動域の健側比は $67.6 \pm 34.3\%$ であった。

3. 三次元動作解析を用いたリーチ動作解析

1) RSA 群と対照群の運動学的違い

RSA 群の肩関節角速度は対照群と比較して最大角加速度に達するまでの時間が短く, 肘関節の伸展角速度は対照群と比較して大きなピーク値を示すが, 対照群はリーチ動作中伸展角加速度を示し続けた。肩関節角加速度は RSA 群のピーク値は小さく, また肘関節伸展角加速度はリーチ動作後半に大きなピーク値を示した。手先の実際の軌跡長と最短軌跡長は各群とも有意な差は認められなかった（いずれも, $p > 0.05$ ）。肩関節角度はリーチ動作開始時に RSA 群の方が有意に大きな値を示した（ $p < 0.01$ ）。肘関節角度はリーチ動作開始時, 終了時共に RSA 群の方が有意に大きな値を示した（いずれも, $p < 0.01$ ）。最大肩関節屈曲速度および最大肘関節伸展速度は共に有意な差を示し, いずれも RSA 群の方が大きな値を示した（いずれも, $p < 0.01$ ）。最大肩関節屈曲加速度および最大肘関節伸展加速度は共に有意な差を示し, いずれも RSA 群の方が大きな値を示した（いずれも, $p < 0.01$ ）。

2) Induced Acceleration Analysis および寄与率

IAA によって得られた結果の代表的な 1 例を図 1 に示した。肩関節筋（以下, MUS_{shoulder} ）および肘関節速度（以下, $velocity_{\text{elbow}}$ ）によって肩関節屈曲角加速度が生成され, 肘関節筋および肩関節速度は肩関節伸展角加速度が生成された。 MUS_{shoulder} および $velocity_{\text{elbow}}$

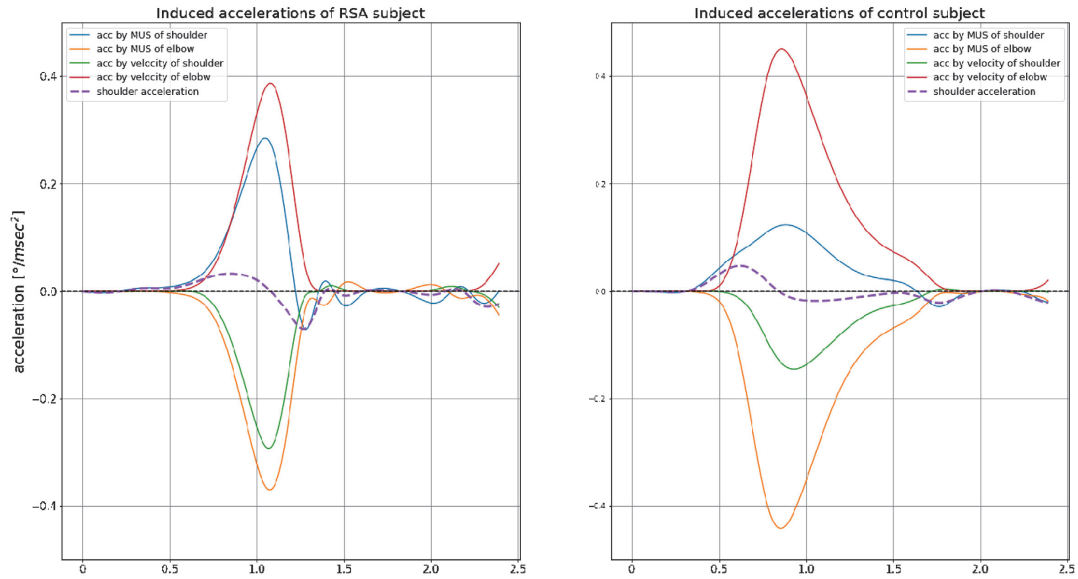


図 1 肩関節に生じた角加速度の構成要素

肩関節に生じた角加速度の 1 例（左は RSA 群，右は対照群）。青線は肩関節筋，オレンジ線は肘関節筋，緑線は肩関節角速度，赤線は肘関節角速度によって生成された肩関節角加速度を表している（正値は肩関節屈曲，負値は肩関節伸展）。紫破線は正味の肩関節角加速度を表し，上述の 4 つの角加速度の合計値となる。

elbow によって生成された最大角加速度を比較した結果，それぞれ RSA 群の方が有意に大きな値を示した（いずれ， $p<0.01$ ）。MUS_shoulder と velocity_elbow によって生成された肩関節屈曲角加速度の寄与率を 10% ごとに比較した結果（図 2），MUS_shoulder に起因する角加速度は，リーチ動作開始時は対照群の方が有意に大きな正の寄与率を示した（ $p<0.01$ ）が，20% 以降は RSA 群の方が有意に正の寄与率を示した（ $p<0.01$ ）。velocity_elbow に起因する角速度は，リーチ動作開始時は RSA 群の方が有意に正の寄与率を示し（ $p<0.01$ ），20% 以降は RSA 群の方が有意に正の寄与率を示した（ $p<0.01$ ）。

考 察

1. リバース型人工肩関節全置換術のリハビリテーションプロトコルの文献レビュー

RSA は，2014 年に新たに国内で認可された人工肩関節置換術である。RSA は肩甲骨と上腕骨頭を逆転させるというヒトの解剖学的構造から逸脱した画期的な手術法であり，従来は手術適応外であった重度の変形性肩関節症や腱板広範囲断裂患者の機能回復が可能となった。国内の RSA 手術数は年々増加しており，術後リハビリテーションの重要性が増しているが，理学療法に関する報告や解析は寡少であった。

本報告書では，RSA に関する文献レビューを実施した。結果，手術時の侵入方向やコンポーネントの検討が主であり，リハビリテーションのプロトコルについて，可動域運動や筋力強化を行ったなど詳細のプロトコルについて記載している論文は少なかった。セルフエクササイズとしての記載が多く，症例な運動の記載についても

報告は少なかった。これは，RSA の上肢挙上メカニズムに由来し，RSA の特徴は肩甲骨側を凸，上腕骨側を凹という本来のヒトの解剖学的構造とは反対の構造により，三角筋のレバーアームが増大され三角筋の作用効率が増大する。腱板広範囲断裂患者も適応条件となっており，腱板機能が残存してない症例においても，三角筋による挙上を可能にしている。故に，腱板の機能や肩関節複合体の機能改善がなくとも，三角筋の作用効率が増大によって可動域の確保が容易となり，可動域運動や筋力強化を中心とした理学療法などのリハビリテーションプロトコルの記載が少なかったことが予想される。

2. リバース型人工肩関節置換術の症例検討

今回の調査における RSA の長期成績についても，1 年時点においては屈曲可動域の健側比は $85.6 \pm 9.7\%$ ，外旋可動域の健側比は $67.6 \pm 34.3\%$ まで回復が可能であった。このデータは，先行する RSA の長期成績と類似した結果を示している。理学療法介入は，主に肩関節患者の理学療法を中心に実施している数人で週 1 回程度の理学療法介入を実施し，理学療法内容は段階的な肩関節の可動域運動や肩甲骨周囲の柔軟性や機能改善を中心にプログラムを構成している。本調査のデザインでは，どの介入が効果的であるのか，手術自体の効果であるのかを判断することは困難であったが，肩関節の挙上には肩甲骨の機能や柔軟性の重要性，代償的な胸腰椎の運動性は重要と報告されており，RSA でも同様のことと考えられる。

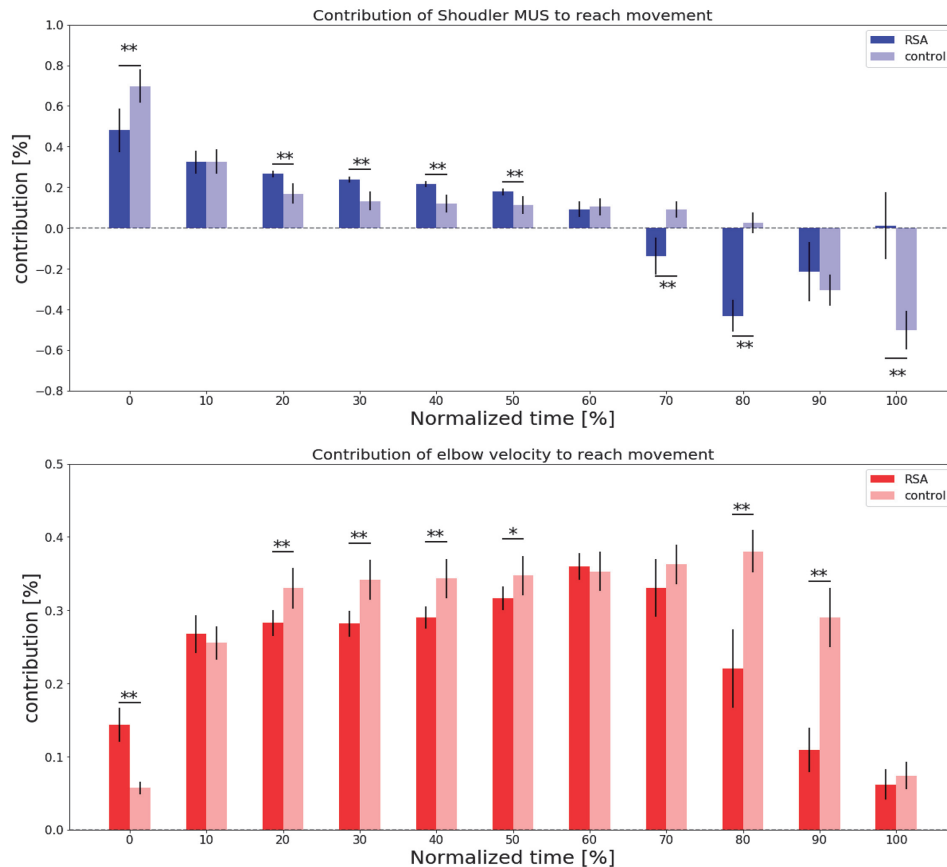


図 2 肩関節屈曲に寄与する加速度の寄与率

解析区間を第 2 中手指節に貼付したマーカの前後方向の速度より規定した。マーカの最大速度の 5% を上回った時点をリーチ動作の開始、5% を下回った時点をリーチ動作の終了とし、この解析区間を時間で正規化した。0 ~ 100% の中から 10% 毎に、肩関節屈曲角加速度を示した MUS_{shoulder} 、 $velocity_{\text{elbow}}$ の角加速度の寄与率を算出した。リーチ動作開始時、RSA 群は $velocity_{\text{elbow}}$ 、対照群は MUS_{shoulder} の寄与率がそれぞれ高値を示したが、20 ~ 50% において RSA 群は MUS_{shoulder} 、対照群は $velocity_{\text{elbow}}$ の寄与率が高い値を示した。

3. 三次元動作解析装置を用いたリーチ動作解析

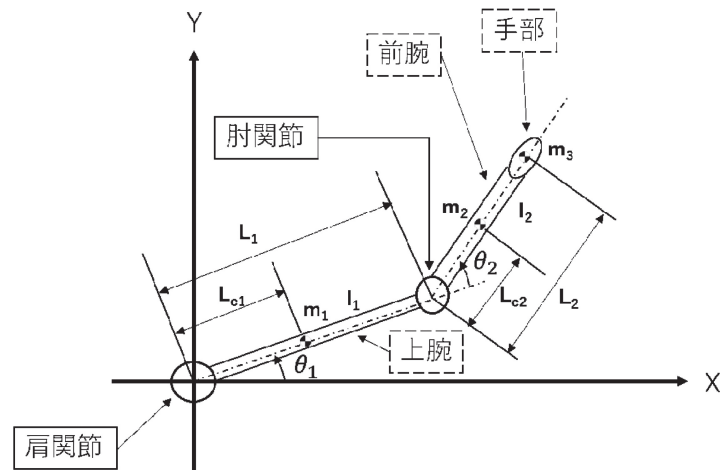
本研究では Induced acceleration analysis を用いて、肩関節に生じた角加速度を 4 つの要素に分けて分析した。肩関節角速度は①肩関節筋、②肘関節筋、③肩関節角速度、④肘関節角速度に起因した角加速度から構成される。主に①肩関節筋、④肘関節角速度により生成された角加速度が肩関節屈曲に対して正の寄与を示し、②肘関節筋、③肩関節角速度に起因する角加速度は負の寄与を示した。この中で、②、③および④は慣性力と呼ばれ、遠心力・コリオリ力によって生み出される加速度である。対照群と比較して RSA 群は、リーチ動作中は主に肩関節筋に起因する角加速度の寄与率が大きく、筋に依存したリーチ動作を行っていた。RSA 術は三角筋の作用効率が增大するため、本研究の結果は RSA 術の特徴¹⁾²⁾を反映したものと考えられる。他セグメントから生じる受動的な力は多関節である限り避けられず¹²⁾、受動的な力の制御は幼児期より環境との相互的関わりの中から学習していく¹³⁾。本研究においても対照群は慣性力の寄与率が大きく、受動的な力を効率的に利用していた。RSA 群はリーチ動作において十分に肘関節を伸

展できず、早期にその寄与率が低下するため、必要以上に肩関節筋を利用する必要があったと考えられる。従って、RSA 術の利点を最大限活かすためには、肩関節と肘関節の協調した運動が必要であると考えられる。

結 語

本報告は、文献レビュー、理学療法の経過報告、3 次元動作解析を通して、RSA について多面的に検証した。コンポーネントの位置関係から三角筋のレバーアームが延長させ三角筋機能により上肢の挙上を可能とする RSA であるが、Induced acceleration analysis によっても、肩関節筋に起因する角加速度の寄与率が大きく、筋に依存したリーチ動作を行っていた。理学療法の経過報告でも、上肢の可動性は先行研究と同様に比較的回復しているものの日常生活動作での肩関節の疲労を訴える症例を認め、その動作戦略については RSA という構造的な問題によって変化してしまっている可能性もある。国内における RSA における理学療法報告はまだ少なく、様々な視点から RSA の理学療法を検証する必要がある、今後更なる詳細な解析を進めていく。

補 遺



上肢運動力学モデルの運動方程式

上図のモデルの運動方程式は以下のように示される。

$$\tau = M\ddot{\theta} + h(\theta, \dot{\theta}) + g$$

ここで、 $\tau = (\tau_1, \tau_2)^T$, $\theta = (\theta_1, \theta_2)^T$, $M = \{M_{ij}\} (i = 1, 2)$, $h = (h_1, h_2)^T$, $g = (g_1, g_2)^T$ はそれぞれ、関節トルク、関節角度、慣性行列、コリオリ・遠心力および重力であり、各項の詳細は以下のようになる；

$$M_{11} = m_1 L_{c1}^2 + m_2 L_1^2 m_3 L_1^2 + m_2 L_{c2}^2 m_3 L_2^2 + I_1 + I_2 + 2(m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \cos \theta_2$$

$$M_{12} = m_2 L_{c2}^2 + m_3 L_2^2 + I_2 + (m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \cos \theta_2$$

$$M_{21} = M_{12}$$

$$M_{22} = m_2 L_{c2}^2 + m_3 L_2^2 + I_2$$

$$h_1 = -2(m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \dot{\theta}_1 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 - (m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2 - 2) \sin \theta_2 \dot{\theta}_2^2$$

$$h_2 = (m_2 L_1 L_{c2} + m_3 L_1 L_2) \dot{\theta}_1^2 \sin \theta_2$$

$$g_1 = (m_1 L_{c1} + m_2 L_1 + m_3 L_1) g \cos \theta_1 + (m_2 L_{c2} + m_3 L_2) g \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

$$g_2 = (m_2 L_{c2} + m_3 L_2) g \cos(\theta_1 + \theta_2)$$

g は重力加速度を表す。

文 献

- 1) Beliner J, Magdos A, *et al.*: Biomechanics of reverse total shoulder arthroplasty. J Shoulder Elbow Surg. 2015; 24: 150-160.
- 2) Postacchini R, Paoloni M, *et al.*: Kinematic analysis of reaching movements of the upper limb after total or reverse shoulder arthroplasty. J Biomech. 2015; 48: 3192-3198.
- 3) Hollerbach JM, Flash T: Dynamic interactions between limb segments during planar arm movement. Biol Cybern. 1982; 44: 67-77.
- 4) Galloway JC, Koshland GF: General coordination of shoulder, elbow and wrist dynamics during multijoint arm movements. Exp Brain Res. 2002; 142: 163-180.
- 5) Hirashima M, Ohtsuki T: Exploring the mechanism of skilled overarm throwing. Exerc Sport Sci Rev. 2008; 36: 205-211.
- 6) Fujisawa H, Takeda R, *et al.*: Contribution of Interaction Torque in the Sit-to-Stand Motion. Journal of the Society of Biomechanisms. 2010; 34(3): 240-246.
- 7) Furuya S, Altenmuller E, *et al.*: Control of multi-joint arm movements for the manipulation of touch in keystroke by expert pianists. BMC Neuroscience. 2010; 11: 82.
- 8) Anderson FC, Pandy MG: Individual muscle contributions to support in normal walking. Gait Posture. 2003; 17: 159-169.
- 9) 阿江通良, 湯 海鵬, 他: 日本人アスリートの身体部分慣性特性の推定. バイオメカニズム. 1992; 11(0): 23-33.
- 10) 岡田英孝, 阿江通良, 他: 日本人高齢者の身体部分慣性特性. バイオメカニズム. 1996; 13: 125-139.
- 11) Lädermann A, Edwards TB, *et al.*: Arm lengthening after reverse shoulder arthroplasty: a review. International Orthopaedics. 2014; 38: 991-1000.
- 12) Nagasaki H: 運動協調性と相互作用トルク. 理学療法科学. 2006; 21(1): 75-79.
- 13) Sargent B, Reinmann H, *et al.*: Infant intralimb coordination and torque production: Influence of prematurity. Infant Behavior and Development. 2017; 49: 129-140.