



Motion-Less VR の研究 : バーチャル腕における肘関節の粘弾性変化に対する ユーザの適応能力の調査

Research on Motion-Less VR :
Study on Adaptability to Virtual Arm with Different Viscoelasticity in Elbow Joint

小山千皓¹⁾, 望月典樹²⁾, 中村壮亮²⁾

Chihiro KOYAMA, Noriki MOCHIZUKI, and Sosuke NAKAMURA

1) 法政大学 理工学研究科 (〒 184-0002 東京都小金井市梶野町 3-7-2, chihiro.koyama.2b@stu.hosei.ac.jp)

2) 法政大学 理工学部 (〒 184-0002 東京都小金井市梶野町 3-7-2, hge@stu.hosei.ac.jp)

概要: リアル身体での運動を必要としない身体没入型 VR システム「Motion-Less VR」では, 身体固定状態での関節発揮トルクを入力とした動力学によりバーチャル身体の運動が実現される. このとき動力学モデルの関節には運動の安定化や可動域表現のために粘弾性が付与されるが, これを変更した際の影響について先行研究では言及されていない. 本研究では初期検討として, 多様な粘弾性に対するユーザの適応能力の調査を行った.

キーワード: Motion-Less VR, 関節, 粘弾性特性, 運動学習

1. はじめに

従来の VR システムでは, リアル身体における運動をそのままバーチャル身体の運動に反映させるため, バーチャル身体の動作はリアル身体で実行可能なものに限定されてしまう. これに対してリアル身体を運動させることなく, バーチャル身体での自由な運動を実現する身体没入型 VR システムとして「Motion-Less VR」という概念を著者ら [1][2] は提案している.

Motion-Less VR では, リアル身体の固定状態において, 運動を実行しようとした際に生じる関節発揮トルクを入力とし, 順動力学に基づく計算によって関節角度を導出している. そして導出された関節角度をバーチャル身体に反映することによって, バーチャル身体における運動を実現している.

このとき, 使用した動力学モデルの関節に対して, 運動の安定性, 効率化, および関節可動域の表現のために, 人体を模擬する形で粘弾性特性が付与されている. 粘弾性特性は関節周りの筋や腱, 靭帯および関節包といった組織に起因しており, これらの組織は個人によって異なるため, 粘弾性特性についても一人ひとり異なっている.

ここで先行研究では, 粘弾性特性をユーザではない第三者のものに設定していたにもかかわらず, ユーザは意図通りにバーチャル身体を運動させることが可能であった. また, 現在の VR において, ユーザ自身と異なる骨格や体形のアバターを用いることが一般であり, Motion-Less VR においても同様となることが期待される. このことから, 本

研究では粘弾性特性を多様に変更した場合においても, その動力学モデルに対してユーザは適応可能であるかについて調査を行う.

2. 関節

生物は関節発揮トルクにより, 身体の屈曲および伸展といった運動を行っている. また, 脱力した際には関節周りに発生している弾性力がつり合う姿勢 (つり合いの姿勢) へと推移する.

リアル身体の関節における弾性特性は, 筋や腱, 靭帯などの弾性特性の総合であり, 運動の効率化や関節可動域の制限を行っている. また粘性特性は, 軟骨や関節包に含まれる関節液などによる粘性特性の総合であり, 運動を安定させる働きを持っている [3]. 一般的にこれらの特性は, 筋肉量や身体の柔らかさによって個人差があり, さらに年齢による軟骨の摩耗や関節液の減少によっても変化する.

関節における運動方程式は慣性トルク T_J [Nm], 粘性トルク T_C [Nm], 弾性トルク T_K [Nm], および出力トルク T [Nm] を用いて次式のように表される.

$$T_J + T_C + T_K = T \quad (1)$$

本論文における慣性トルク T_J は可動部位である前腕を円錐台に近似し, 前腕長 L [m], 肘周りの半径 r_e [m], 手首周りの半径 r_w [m] および関節の角加速度 $\ddot{\theta}$ [rad/s²] を用いて次式により導出される.

$$T_J = \frac{L}{4} \frac{r_e^2 + 2r_e r_w + 3r_w^2}{r_e^2 + r_e r_w + r_w^2} \ddot{\theta} \quad (2)$$

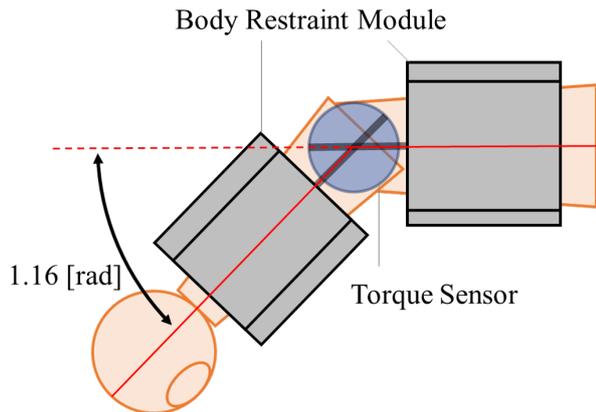


図 1: Model of Experimental Device

また、人体関節における粘弾性特性は関節角度 θ [rad] および角速度 $\dot{\theta}$ [rad/s] を用いて、一般に次式のように表される [4].

$$T_C = c\dot{\theta} \quad (3)$$

$$T_K = k_1 e^{-k_2(\theta - k_3)} - k_4 e^{-k_5(k_6 - \theta)} \quad (4)$$

粘性トルクは係数 c の大きさによって強さが決定する。 $k_1 - k_6$ は弾性トルク係数であり、 k_3 および k_6 は弾性トルクが急激に大きくなる関節角度を表しており、関節可動域に直結する係数である。また、 k_1 および k_4 は k_3 と k_6 によって決まった関節可動域付近での弾性特性の大きさを表す。そして、 k_2 および k_5 は弾性特性の非線形性を表す係数である [3].

ここで式 (4) より、弾性トルクが 0 となるつり合いの姿勢における θ_n [rad] を導出すると式 (5) のようになるため、弾性トルクの各係数はつり合いの姿勢に影響を与えることが分かる。

$$\theta_n = \frac{k_2 k_3 + k_5 k_6 - \ln(k_5 k_6)}{k_2 + k_5} \quad (5)$$

3. 基礎実験

異なる粘弾性特性を反映させた動力学モデルに対するユーザの適応能力を調査するため、本論文では基礎実験として、関節可動域に関する弾性トルクの係数を変更し、その動力学モデルにおいて屈曲方向に対する目標追従タスクを行った。

3.1 実験システム

本調査の基礎実験のために図 1 に示す装置を用いた。右上腕および右前腕を挟みこみ、右肘関節の角度を本実験のバーチャル身体におけるつり合いの姿勢 $\theta_n = 1.16$ [rad] において固定した。そして、この右上肢固定状態で右肘関節周りの関節発揮トルクをトルクセンサを用いて取得し、バーチャル身体の運動へ反映した。また、Roll ら [5] による研究を参考にリアル身体のゴルフ腱器官への振動刺激によって、バーチャル身体の運動に合わせた運動感覚の提示も行った。ここで、上腕二頭筋および上腕三頭筋の肘関節周りの腱に対するそれぞれの振動周波数 f_B [Hz]、 f_T [Hz] は、バーチャル

表 1: Base Coefficients of Viscoelastic Torque

k_1	k_2	k_3	k_4	k_5	k_6	c
1.00	3.96	0.70	1.00	3.14	1.73	0.80

身体上腕の角速度 ω [deg/s] に応じて次式の通りに設定した。

$$f_B = \begin{cases} 0 & (0 < \omega) \\ 29.6\sqrt{|\omega|} & (-11.4 \leq \omega \leq 0) \\ 100 & (\omega < -11.4) \end{cases} \quad (6)$$

$$f_T = \begin{cases} 0 & (\omega < 0) \\ 4.8\omega & (0 \leq \omega \leq 20.8) \\ 100 & (20.8 < \omega) \end{cases} \quad (7)$$

映像の生成はゲームエンジンである Unity を用い、HMD を用いてユーザに視覚提示を行った。

本実験におけるベースとなる弾性および粘性トルクの係数は、荻原ら [6] が測定により導出、および定めた値を用いた (表 1)。これらの係数のうち、本実験では関節可動域を表す k_6 の変更を行った。また式 (5) より、 k_6 のみの変更を行った場合はつり合いの姿勢に対しても変化が生じることが分かる。そこでつり合いの姿勢の変化による適応能力への影響を取り払うため、 k_3 の変更も同時に行った。変更後の係数 k'_6 、および k'_3 は変化量 α を用いて次式のように導出された。

$$k'_6 = k_6 + \alpha \quad (8)$$

$$k'_3 = k_3 - \frac{k_5}{k_2} \alpha \quad (9)$$

変化量 α が負に大きいほど関節の可動域が狭くなり、正に大きいほど関節の可動域が広がる。

3.2 実験タスクと結果

バーチャル身体の腕先を、バーチャル空間上に表示した目標に追従させるタスクにおいて、弾性特性を変更した動力学モデルに対するユーザの適応能力の調査を行った。このときの目標は肘関節を伸ばした姿勢を 0[rad] とし、つり合いの姿勢 (初期位置、1.16[rad]) から 1.68[rad] まで 0.14[rad/s] の角速度で肘関節を中心に回転させた。また、目標が 1.68[rad] まで達した後、その姿勢において 5[s] 静止させた。そして、係数 k_6 の変化量 α を $-\pi/6$ [rad] から $\pi/6$ [rad] まで $\pi/18$ [rad] 間隔で用意し、肘関節の可動域を変化させる形で弾性特性の変化変更を行った。ここで、各変化量 α はランダムで 1 回ずつ用い、1 つの変化量に対する目標追従タスクの試行回数は 10 回とした。

各変化量 α に対する目標追従タスクの結果の一例を図 2 に示す。図 2 より、変化量が 0[rad] であった場合は 1 試行目から目標追従ができており、試行回数による変化は見られなかった。これに対し、変化量が $-\pi/6$ [rad] および $\pi/6$ [rad] の場合は 1 試行目では目標追従が不十分であったが、5 試行目および 10 試行目では目標追従ができていたことが分か

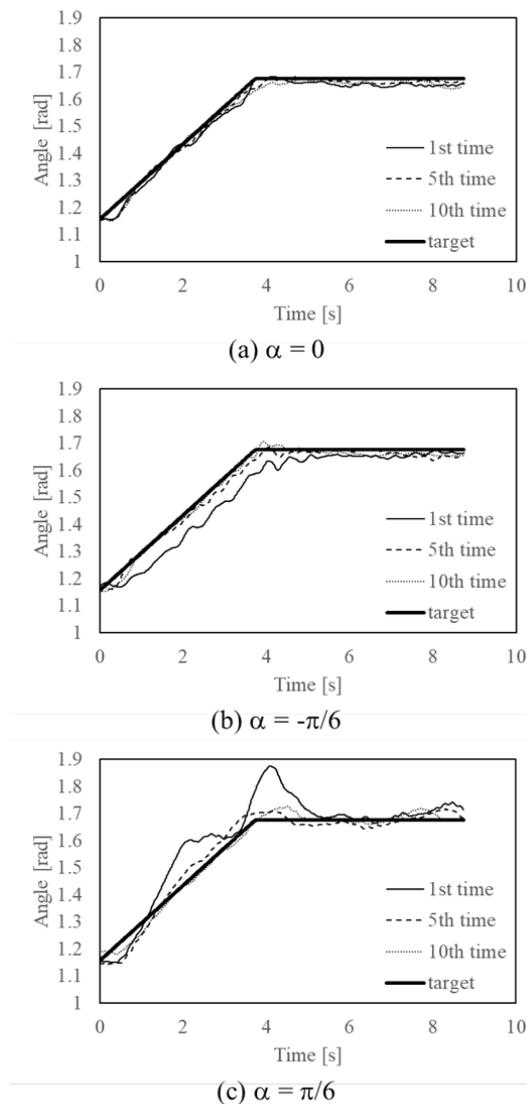


図 2: Example of measured data

る。また、各変化量に対する目標追従タスクの結果より、変化量が大きくなるに従って 1 試行目における目標からのずれが大きくなっていったが、いずれの変化量においても 5 試行目以降では目標追従ができていた。このことから、粘弾性の異なる動力学モデルに対してユーザが適応能力を有している可能性が示唆された。

4. おわりに

本論文では Motion-Less VR における粘弾性特性の異なる動力学モデルに対するユーザの適応能力を調べるために、関節可動域に影響を与える弾性パラメータを様々な値に変更し、それぞれにおける実験タスクの学習速度を測定することで、適応能力の基礎的な調査を行った。異なる粘弾性特性における目標追従タスクを用いた動力学モデルの学習の結果、学習による目標追従の改善が見られたことにより、粘弾性の異なる動力学モデルに対してユーザが適応能力を有している可能性が示唆された。

今後は残りの粘弾性トルクの係数も変更した際の動力学モデルに対する、ユーザの適応能力に関する調査を行うとともに、学習後の被験者に対して視覚提示をなくした状態における目標追従タスクを行い、学習効果を評価する必要がある。また、厳密な調査を行うためにタスク等の精査、および統計学的な調査も行う必要がある。

参考文献

- [1] 望月典樹, 中村壮亮, “Motion-Less VR: リアル身体の運動を必要としない全身没入型 VR インタフェース”, 日本バーチャルリアリティ学会第 24 回大会論文集, pp.6B-09, 2019.
- [2] N.Mochizuki, S.Nakamura, “Development of Immersive VR Interface of Finger Motion without Restriction of Real Environment”, The 2019 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS 2019), WePS2.69, 2019.
- [3] 青木 慶, 山崎 信寿, “直立 2 足歩行における関節受動抵抗の意義”, バイオメカニズム, Vol.14, pp.59-68, 1998.
- [4] D.T.Davy, and M.L.Audu, “A DYNAMIC OPTIMIZATION TECHNIQUE FOR PREDICTING MUSCLE FORCES IN THE SWING PHASE OF GAIT”, J.Biomechanics, Vol.20, No.2, pp.187-201, 1987.
- [5] J.P.Roll, and J.P.Vedel, “Kinaesthetic Role of Muscle Afferents in Man, Studied by Tendon Vibration and Microneurography”, Exp Brain Res, Vol.47, pp.177-190, 1982.
- [6] 荻原 直道, 山崎 信寿, “身体の構造制約に基づく自然な上肢リーチング動作の生成”, 日本機械学会論文集 C 編, Vol.67, pp.216-222, 2001.