GS3-4-4

LIFE2012 2012 年 11 月 2 日–4 日 愛知 (名古屋大学)

運動機能障害を模擬する装着型ダミー：関節症による不連続な摩擦抵抗のモデルとその評価

Wearable dummy to simulate disordered motor function: Development and evaluation of a model of discontinuous frictional resistance caused by osteoarthritis

○石川俊（名古屋大学） 岡本正吾（名古屋大学） 秋山靖博（名古屋大学）
磯貝香（浜松大学・名古屋大学） 山田陽滋（名古屋大学） 原 進（名古屋大学）*
Shun ISHIKAWA, Shogo OKAMOTO, Yasuhiro AKIYAMA, Nagoya University,
Kaoru ISOGAI, Hamamatsu University and Nagoya University,
Yoji YAMADA, and Susumu HARA, Nagoya University

Abstract: Physical therapists master manual examination techniques for testing impaired motor functions and the degree of recovery. We developed a wearable robotic dummy joint to simulate disordered joint resistances for supporting physical therapists to learn such techniques. A model to simulate discontinuous joint friction resistances due to diseases such as osteoarthritis was developed. Because such resistance originates from abnormal frictions of bones and cartilages, we used a stick-slip model to simulate the resistances. The model was validated based on the introspection of physical therapists. This study concludes that a discontinuous friction model presents forces that are perceptually similar to those typically caused by damaged or roughened joint cartilages.

Key Words: Rehabilitation, Robot Dummy, Wearable Device

1. 緒言

理学療法士はリハビリテーションを行うために，徒手検査と呼ばれる技術を身に付ける必要がある．徒手検査の一例として，患者の関節を屈曲・伸展させ，手に加わる反力や関節の可動範囲，痛みなどの患者の訴えを基に，運動能力の低下の程度や回復状態を知る技術がある．運動機能障害を有する関節が生成する反力パターンは症例ごとに特徴的であるため，この技術の習熟のためには訓練者はさまざまな症例を体験する必要がある．しかし，理学療法士の養成機関ではさまざまな症例を体験する機会が少ない．さらに，実習においても資格を持たない学習者が患者に触れることは倫理的に問題視されている．そこで，理学療法士の養成を支援するため，さまざまな症例の体験を補助するダミーが必要である．

関連研究 現在までに理学療法士の養成を支援するための訓練用ロボットダミーの開発が行われてきた．Kikuchi らは関節可動域制限を模擬する際に必要となる大きい抵抗力を出力できるよう MR 流体クラッチとモータを用いてロボットの膝関節を制御した [1]．Grow らは，肘関節の痙性を模擬した二種のモデルを比較，検証した [2]．また，彼らはこれらのモデルを使ったロボットが症状を分類する訓練に有効であることを示した．以上の研究では関節を一軸性関節として自由度を減らし単純化した．しかし，人間の関節を模擬するためには関節の複雑な自由度を考慮する必要がある．Takahashi らは関節部に楕円形のカムを用いることにより上肢の伸展，屈曲に伴う前腕の伸張，短縮を模擬した [3]．

ロボットダミーの問題点 関連研究を精査するといくつかの技術的な問題に焦点があてられていることが分かる．ひとつは症状の再現性の問題である．症例ごとの複雑な反力パターンや拘縮等に伴う大きな抵抗力を呈示できる必要がある．また，ロボットダミーは人間の関節の複雑な運動軌跡を有する必要がある．例えば，人体の関節は屈曲・伸展させたとき，回旋や伸張・短縮といった運動を行う．さらに，関節の動作以外の人間らしさ，例えば外見や皮膚，患者との会話などといった実際の患者に接しているかのような演出をロボットダミーは行う必要がある．加えて，教育現場に普及させるために装置を簡略化してコストを削減することも必要である．これらの問題をすべて解決することは難しく，うまく解決している例はない．これらの問題をバランスよく解決するダミーの開発が必要である．

* This study was in part supported the Naito Research Grant.

2. 提案：装着型ダミージョイント

われわれはダミーロボットを健常者に装着する，装着型ダミージョイントを提案している [4]．**Fig. 1** は健康な学生が脱力した状態で膝関節に装着したダミージョイントの概念図を示している．このダミージョイントはモータと 2 リンクといった単純な機構ながらも人体の複雑な運動軌跡を実現することができる．ダミージョイントは人間の膝関節が有する回旋や伸張，短縮といった機構を有していないが，これらの機構学的な差はカフを通して，皮膚や衣服のずれに吸収される．また，人間の足の重さ，暖かさ，肌の感覚を体験できるという点で，実際の患者に接しているかのような演出を行うことができる．理学療法士の養成現場では，二人一組となって，一人が患者役となって症例の挙動を模擬し，一人が療法士役となって学習を行っている．ダミージョイントはそのような養成現場との親和性も高い．学習者はこのダミージョイントを用い，さまざまな体勢における徒手検査を練習できる．例えば，**Fig. 1** のように伏臥位，**Fig. 2** のように着席した状態で練習できる．

学習者は患者役の下腿を掴み，膝を屈曲，伸展させる．このとき，患者役は実際の徒手検査と同様に脱力しており自発的な運動を行わない．モータは模擬された症状とダミージョイントの動きに応じて下腿への抵抗力を生成し，膝関節の筋緊張異常や傷害を模擬する．開発したダミージョイントの試作機を **Fig. 2** に示す．

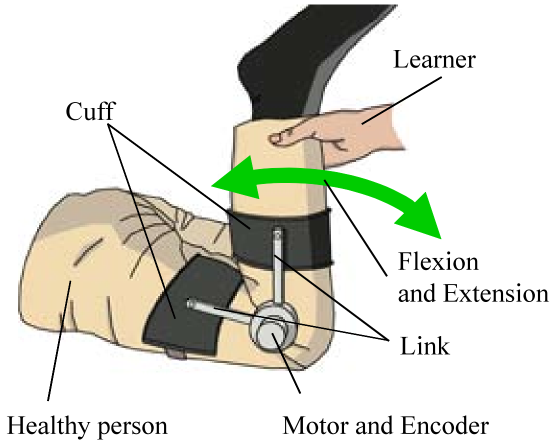

Fig. 1 Conceptual diagram of wearable dummy joint

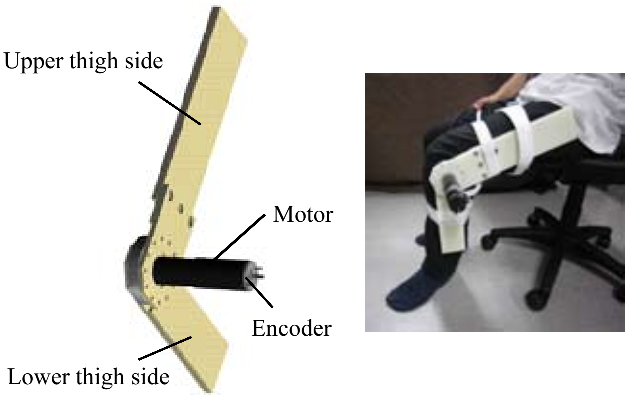

Fig. 2 Wearable dummy joint simulating motor disorder

3.　模擬呈示する症状：Crepitus

これまでにロボットダミーにより模擬されてきた症状は麻痺患者特有の痙縮，固縮，関節可動域制限，クローヌスが中心である．一方，われわれは模擬対象とする症状に crepitus を選んだ．Crepitus とは変形性関節症 (OA) などに顕著に見受けられる，関節の不連続な摩擦抵抗のことである．OA とは，関節軟骨の破壊と減少によって特徴づけられる全ての関節の慢性関節障害である．OA は男性よりも女性の方が発症しやすく，世界中で 60 歳以上の男性の約 9.6%，女性の約 18.0% が OA の症状を示している [5]．OA の評価には X 線，臨床検査，MRI，関節鏡が用いられる．これらの中で，関節鏡は適確な情報をもたらすが，初期または軽症患者の評価においては臨床検査の有用性が高い [6]．臨床検査において，理学療法士が OA を評価する項目の一 つとして crepitus の判定がある．Crepitus は，関節の稼動によって生じる聞き取れる程度の摩擦音や触知可能な振動として定義されることが多い [5]．

Crepitus を理学療法士の教育者が模擬して，学習者に体験させることは困難であり，ロボットデバイスによる模擬は症状の学習において有用である．これまでに crepitus に伴う摩擦抵抗を効果的に模擬する方法は知られていない．Crepitus は凹凸となった関節軟骨または腱が原因でありうるが，人間の複雑な関節構造に加えて，crepitus の発生メカニズムを精確にシミュレートすることは難しい．そこでわれわれはこの crepitus を不連続摩擦モデルを用いて模擬する．さらに，模擬した crepitus を理学療法士が体験・評価し，モデルの妥当性を検証する．

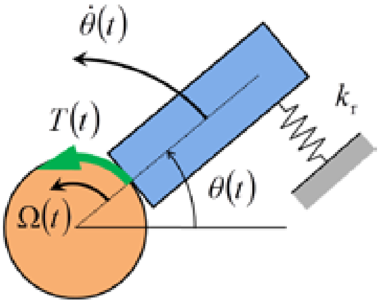

Fig. 3 Stick-slip model of rotary motion

4.　Stick-slip 現象を基にした crepitus モデル

4-1　Crepitus モデルの解析式

Crepitus は軟骨などの軟部組織が破壊されることによる骨同士の接触が原因である [5]．Crepitus は関節の不連続な摩擦であるため，われわれは stick-slip 運動の力学モデルを用いて crepitus を模擬することを提案している [4]．このモデルは中野らの平面上での 2 物体の stick-slip のモデル [7] を回転体に適用されるように改変したものである．回転軸と仮想物体の摩擦によって発生する stick-slip 現象のモデルを **Fig. 3** に示す．このモデルは角速度 $\Omega(t)$ で回転する軸と角速度 $\dot{\theta}(t)$ で回転する仮想物体から成る．仮想物体には回転ばねが取り付けてあり，仮想物体の回転角度に応じて復元トルクが生じる．また，この 2 物体には接触面で摩擦トルクが発生しており，その値を $T(t)$ とする．この $T(t)$ が理学療法士の学習者に呈示される．摩擦特性としてクーロン摩擦を仮定する．本手法で用いる変数は

J ：仮想物体の慣性モーメント $[\mathrm{kg \cdot m^2}]$
$\theta(t)$ ：仮想物体の変位 [rad]
$\dot{\theta}(t)$ ：仮想物体の角速度 [rad/s]
k_r ：回転ばね定数 [N]
$\Omega(t)$ ：軸の回転角速度 [rad/s]
$T(t)$ ：摩擦トルク [Nm]
T_k ：動摩擦トルク [Nm]
T_smax ：最大静摩擦トルク [Nm]

である．

このモデルには stick 状態と slip 状態の 2 状態が存在すると考える．stick-slip 運動の様子を模式的に表したものを **Fig. 4** に示す．

stick 状態では仮想物体と軸の速度は等しく ($\Omega(t) - \dot{\theta}(t) = 0$)，仮想物体と軸間で静摩擦トルクが発生する．

$$T(t) = k_\mathrm{r}\theta(t) \tag{1}$$

$$-T_\mathrm{smax} \leq T_\mathrm{h}(t) \leq T_\mathrm{smax} \tag{2}$$

が成立する．stick 状態ではこの $T(t)$ がダミージョイントによって学習者の手に伝わる．k_r は stick 状態の周期に影響する．また，T_smax が学習者に呈示される力の最大値である．

slip 状態では仮想物体と軸の角速度は異なる ($\Omega(t) - \dot{\theta}(t) \neq 0$)．仮想物体の角速度は軸の角速度より小さく，仮

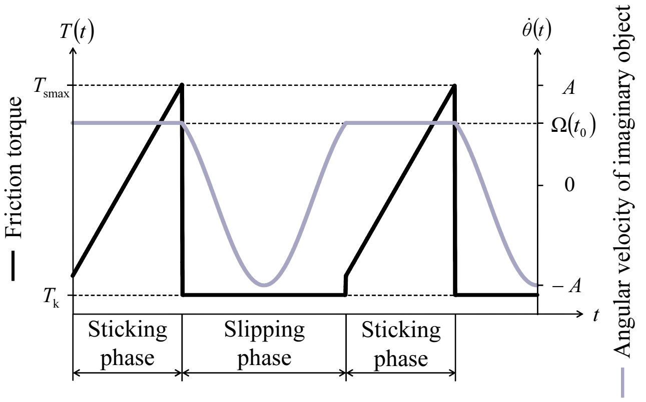

Fig. 4 Schematic diagram of stick-slip motion

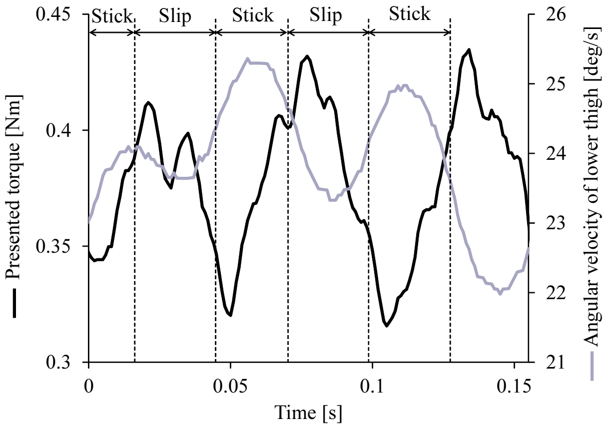

Fig. 5 Angular velocity and presented torque during simulation of crepitus

想物体と軸間で動摩擦トルクが発生し，

$$T(t) = \mathrm{sign}\left(\Omega(t) - \dot{\theta}(t)\right) \cdot T_{\mathrm{k}} \tag{3}$$

で示される．slip 状態では，この摩擦トルクがダミージョイントによって学習者に呈示される．

最大静摩擦トルクと動摩擦トルクの大きさが違うため，これら 2 状態が繰り返し遷移し，stick-slip 運動が継続的に生じる．

次にそれぞれの状態への遷移条件について説明する．stick-to-slip 遷移が発生する条件は回転ばねの復元トルクの大きさが最大静摩擦の大きさを超えることである．これは

$$J\ddot{\theta}(t) + k_{\mathrm{r}}\theta(t) \geq T_{\mathrm{smax}} \tag{4}$$

と示される．slip を開始する時刻を t_0 とすると，その時の軸の角速度は

$$\dot{\theta}(t_0) = \Omega(t_0), \tag{5}$$

時刻 t_0 のときの仮想物体の位置は

$$\theta(t_0) = (T_{\mathrm{smax}} - J\ddot{\theta}(t_0))/k_{\mathrm{r}} \tag{6}$$

となる．しかし，J と $\ddot{\theta}(t_0)$ の値は小さいため，

$$\theta(t_0) \sim T_{\mathrm{smax}}/k_{\mathrm{r}} \tag{7}$$

と近似できる．

slip-to-stick 遷移が発生する条件は slip 状態における仮想物体の角速度が軸の回転角速度に達することであり

$$\dot{\theta}(t) = \Omega(t) \tag{8}$$

と示される．slip 運動中には動摩擦トルクが軸の回転方向と同じ方向に働くため運動方程式は

$$J\ddot{\theta}(t) + k_{\mathrm{r}}\theta(t) = T_{\mathrm{k}} \tag{9}$$

となる．先ほどの slip が開始した時の初期条件 (5) と (6) を用いてこれを解くと仮想物体の角速度は

$$\begin{aligned}\dot{\theta}(t) &= -\frac{T_{\mathrm{smax}} - T_{\mathrm{k}}}{\sqrt{Jk_{\mathrm{r}}}} \sin\sqrt{\frac{k_{\mathrm{r}}}{J}}t + \Omega(t_0)\cos\sqrt{\frac{k_{\mathrm{r}}}{J}}t \\ &= A\cos\left(\sqrt{\frac{k_{\mathrm{r}}}{J}}t + \arccos\frac{\Omega(t_0)}{A}\right), \end{aligned} \tag{10}$$

$$A = \sqrt{\frac{(T_{\mathrm{smax}} - T_{\mathrm{k}})^2}{Jk_{\mathrm{r}}} + \Omega(t_0)^2}. \tag{11}$$

となる．$\dot{\theta}(t)$ が $\Omega(t_0)$ と等しくなったとき slip-to-stick 遷移が発生する．(10) によると，J に対する k_{r} の比率は slip 状態の周期に影響する．この比率が増加するにつれて slip 状態の周期が減少する．

4-2 Crepitus モデルの実装

上記で説明した crepitus のモデルを開発したダミージョイントに実装した．モデルの変数は $J = 0.01$ kg $\cdot$ m^2，$k_{\mathrm{r}} = 400$ N/rad，$T_{\mathrm{k}} = 0.2$ Nm，$T_{\mathrm{smax}} = 0.4$ Nm である．これらの変数は理学療法士の感覚と助言をもとに決定した．実際に測定した，下腿部の角速度と呈示されたトルクのグラフを **Fig. 5** に示す．呈示されたトルクは下腿部に取り付けた力センサによって計測された．stick 状態では呈示トルクが増加し，同時に角速度が減少する．反対に，slip 状態では呈示トルクが減少し，角速度が増加する．stick 状態と slip 状態間の遷移により振動摩擦抵抗を生成する．

しかしながら，**Fig. 4** に示す摩擦トルクと状態遷移の概略図と **Fig. 5** で観察されるグラフにはいくつかの相違がある．また，**Fig. 4** の角速度は仮想物体の角速度であるのに対し，**Fig. 5** の角速度はダミーの下腿の角速度であるため，双方の図の角速度は比較する量でないことに注意する必要がある．まず，**Fig. 4** では，slip 状態では，呈示トルクが動摩擦トルク T_k の値で一定であるが，**Fig. 5** では，呈示トルクの値が一定ではない．これは stick 状態から slip 状態への遷移の際にモータが急激なトルク指令変化に応答できないことが理由である．さらに，**Fig. 5** では，stick 状態間の間隔が小さく，発生力が動摩擦トルクに達する前に stick 状態が始まった．次に，状態遷移と発生力の位相が観察とモデルではわずかに異なっている．**Fig. 4** を見ると，モデルでは遷移の瞬間は摩擦トルクのピーク時である．しかしながら，**Fig. 5** では，摩擦トルクのピークが状態遷移後に発生する．この差異も，モータの応答速度の制約になる．しかし，学習者は状態遷移の間隔ではなく摩擦トルクの変化のみを知覚するために，このような状態遷移と摩擦トルクの位相のずれは，模擬された crepitus の質を悪化させることにならない．

5. 理学療法士による評価

ダミージョイントは理学療法士の教育を目的としている．ゆえにダミージョイントは訓練者が典型的とみなす症状を模擬することが好ましい．この考えを基に，二人の

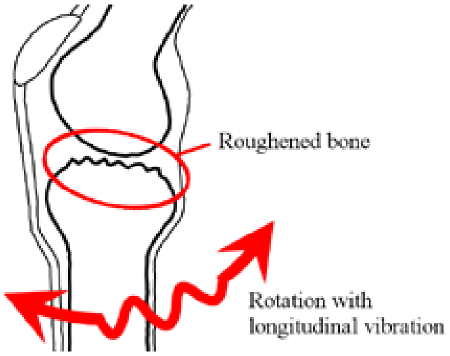

Fig. 6 Joint motion of severe knee osteoarthritis

理学療法士がダミージョイントおよび模擬された crepitus を評価した．実際の患者のデータと本モデルの抵抗力を比較するという方法もあるが，患者は大抵，crepitus に加えてさまざまな症状を併発するため，この評価方法では crepitus のみを本質的に比較することはできない．また，実際の患者からのデータには個人差がある．徒手検査の訓練のためのダミージョイントは，個々の患者の特徴を模擬することよりも，むしろ患者に共通する典型的な症状の特徴をとらえなければならない．臨床経験が豊富な理学療法士は，このような典型的な症状を理解しているため，理学療法士の評価という方法を選んだ．

理学療法士は 50 代で臨床経験が豊富であった．彼らはダミージョイントで模擬された抵抗力を体験した後，その抵抗の大きさや周期的変化が典型的な crepitus に類似していると評価した．また，一人の理学療法士はそのような感覚に加えて，人間の脚の重さ，太さ，暖かさのような感触が重要であると述べた．彼はその点でこのダミージョイントが有用であると評価した．しかし，次の 2 つの問題が指摘された．

一つ目の問題は装着型ダミージョイントが下腿部の長手方向に沿って変位しないことである．**Fig. 6** に示すように，重度の変形性膝関節症患者の骨は粗くなっており，理学療法士が膝関節を受動的に屈曲，伸展させたとき，その長手方向に沿って下腿が変位する．現在のダミージョイントの試作機ではそのような方向に変位する機構は設けていないため，この問題を解決できない．さらに，このダミージョイントを健常者が装着する限り，健常な関節が挙動しないような異常な症状は模擬できない．例えば，側副靭帯が損傷した膝関節の場合，下腿が内・外反方向へ不安定に動くが，健康な人間の下腿はそのように動かない．したがって，異常な関節運動を伴う特定の症状を模擬する場合，装着型ダミージョイントには制限があることが分かる．しかし，そのような異常な関節運動を伴わない症状の模擬においての有効性は示された．

二つ目の問題は振動触感覚の高周波成分が減衰することである．理学療法士は変形性膝関節症の患者を検査するとき，通常，患者の脛骨部分を保持する．脛骨部分の皮膚は薄く，理学療法士は骨を介して伝わる高周波成分を触知することができる．装着型ダミージョイントはカフを介して学習者に抵抗力を呈示するため，このカフにより高周波成分が減衰する．このような周波数特性の違いによる問題は装着型ダミージョイントに一意ではない．関連研究におけるロボットダミーも明らかに人間とは異なる周波数応答特性を持っており，人間とロボットの周波数応答特性の違いは，ダミーロボットに共通した問題である．

6. 結言

われわれは理学療法士養成のために，健常者がダミーロボットを装着する，装着型ダミージョイントを提案した．このダミージョイントは症状に特有な抵抗力を模擬することができる．ダミージョイントは人間の関節の複雑な運動軌跡を維持しながら，従来からモデリングされてきた症状を模擬できる．また，体の部位の重さ，暖かさ，皮膚など人間らしさが表現できることは理学療法士から高い評価が得られた．われわれは軟骨などの軟部組織が破壊されることによる骨同士の接触が原因である crepitus を模擬した．Crepitus は関節の回転における振動摩擦を有する接触によって発生する現象であるため，われわれは stick-slip 現象を基に crepitus をモデル化した．ダミージョイントに実装した crepitus モデルを体験した二名の理学療法士の内観報告から，われわれはこのモデルが典型的な crepitus に知覚的に類似している関節抵抗を呈示することが可能であると結論付ける．

参考文献

(1) T. Kikuchi, K. Oda, S. Yamaguchi, and J. Furusho, “Leg-robot with MR clutch to realize virtual spastic movements,” Journal of intelligent material systems and structures, vol. 21, pp. 1523–1529, 2010.

(2) D. I. Grow, M. Wu, M. J. Locastro, S. K. Arora, A. J. Bastian, and A. M. Okamura, “Haptic simulation of elbow joint spasticity,” IEEE symposium on haptic interfaces for virtual environments and teleoperator systems, pp. 475–476, 2008.

(3) Y. Takahashi, T. Komeda, H. Koyama, S. Yamamoto, T. Arimatsu, Y. Kawakami, K. Inoue, and Y. Ito, “Development of an upper limb patient simulator for physical therapy exercise,” Proceedings of the 2011 IEEE international conference on rehabilitation robotics, pp. 1–4, 2011.

(4) 石川俊, 岡本正吾, 秋山靖博, 磯貝香, 山田陽滋, “関節機能障害を模擬する装着型ダミージョイント: 変形性関節症による不連続な摩擦抵抗モデル,” 日本ロボット学会学術講演会, 2K3-5, 2012.

(5) D. Schiphof, “Identifying knee osteoarthritis – Classification, early recognition and imaging,” Erasmus University Rotterdam, p. 94, Ph.D. thesis, 2012.

(6) C. W. Wu, M. R. Morrell, E. Heinze, A. L. Concoff, S. J. Wollaston, E. L. Arnold, R. Singh, C. Charles, M. Louise Skovrun, J. D. FitzGerald, L. W. Moreland, and K. C. Kalunian, “Validation of american college of rheumatology classification criteria for knee oateoarthritis using arthroscopically defined cartilage damage scores,” Seminars in arthritis and rheumatism, pp. 197–201, 2005.

(7) 中野健, 菊池康人, “クーロン摩擦モデルに基づく Stick-Slip 運動の発生条件式 (第 1 報) –発生条件式の定式化と近似–,” トライボロジスト, 第 51 巻, 第 2 号, pp. 131–139, 2006.