

7 筋固縮定量評価装置の開発

戸田 皓貴, 村林 ヒロト

1. 緒言

パーキンソン病の四大症状の一つである筋固縮は、関節を他動的に曲げる際に筋肉がこわばり、診察者側が抵抗を感じる現象である。パーキンソン病の重症度の評価には、UPDRS（パーキンソン病統一スケール）が用いられる。この判断は現在医師の主観的判断によって行われており、医師の主観によって判断を行うという性質から、全ての医師が同様の判断をすることは困難であると考えられる。

そこで、本研究では筋固縮の症状を客観的かつ定量的に評価することが可能な装置の開発を目的とする⁽¹⁾。

2. 昨年度までの研究

モーターによる回転運動を肘関節に与え、前腕を垂直方向に揺動させている。肘関節を置いている回転部の軸には角度センサが取り付けられており、これによって角度の時間変化を測定する。またトルクの測定はトルクメータを用いて測定する。これらの装置によりトルク、角度を求め、被験者の筋固縮の状態を測定する⁽²⁾。

3. 実験装置の変更点

図 1.2 に部品を製作、組み直したものを示す。今年度は上記の問題点を解決、のちに実験を行うことも考慮した。より臨床実験を意識した装置を製作するために、昨年度の装置をベースとし、擬似腕や肘置きを再製作する必要があった。回転中心を肘と合わせるために肘置きを再設計した。装置の強度不足や電源装置等の取り付け位置を改善した。

昨年度までの擬似腕はボルト・ナットのみで固定している簡易的なものだったため、より人の腕に近いものを製作した。重心や重量を高齢者の平均値に近づけ、バネを用いることで抵抗トルクを与えた。

実際に患者の腕を乗せて測定することを想定して、カバーの安全性を高めた

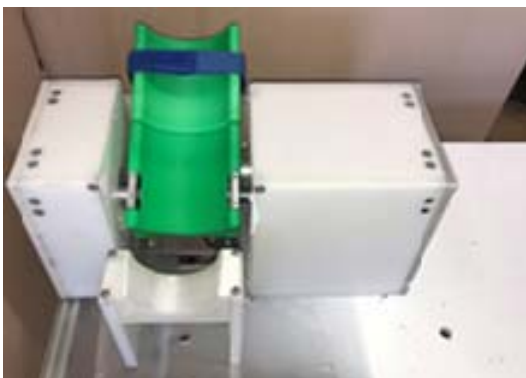


Fig. 1 Experimental Apparatus



Fig. 2 Dummy Arm

4. 実験方法

本装置に被験者の代わりに擬似腕を取り付け、揺動運動させる。プログラムによってモータを制御し、正弦波状の角速度を装置に与える。測定時間は 20 秒、4 秒間で 1 往復し、計 5 往復させる。サンプリングタイムは 100 [msec]、揺動角は 64 [deg]としてデータ収集を行った。比例ゲイン、積分ゲイン、微分ゲインの各定数の値はカット&トライ方式で最適値を求めた。

4-1 バネ定数 バネ定数を求めるため、予備実験として擬似腕を立て、地面に対して水平に揺動運動させた。運動方程式は式(1)のように表される。

$$k\theta = \tau \dots\dots\dots (1)$$

この式をバネ定数 K について考えると

$$k = \frac{\tau}{\theta} \dots\dots\dots (2)$$

と変形できる。水平方向に揺動した場合、トルクは重力の影響を受けずに値を取るため、測定されたトルクを角度で割ることでバネ定数が求められる。求めた値は表 1 に示す。

4-2 慣性モーメントとバネ定数の同時推定 揺動部を揺動させ入力トルクと出力角度を測定し、そのデータを MATLAB によって慣性モーメントと減衰係数を推定する。推定計算の概要を次に示す。人体関節を剛体リンクモデルと仮定し、慣性モーメントを I 、バネ定数を K 、トルクを τ とし、この装置について運動方程式を求めると

$$I \frac{d^2\theta}{dt^2} + K\theta = \tau \dots\dots\dots (3)$$

となる。ここでこの系の伝達関数を としたとき

$$G(s) = \frac{\theta(s)}{\tau(s)} = \frac{1}{Is^2 + K} \dots\dots\dots (4)$$

となる。次に図 2 に示す左既約分解表現の構造を利用する。 $N_0(s), U(s), V(s), D_0, D_0^{-1}(s)$ が安定プロパであれば、 R の入出力 x, z はシステムの入出力 u, y から計算できる。このとき

$$\left. \begin{aligned} x(s) &= V(s)u + U(s)y \\ z(s) &= D_0(s)y - N_0(s)u \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (5)$$

である。このとき

$$D_0 = \frac{Is^2 + K}{(Ts + 1)^2} \dots\dots\dots (6)$$

$$N_0 = \frac{1}{(Ts + 1)^2} \dots\dots\dots (7)$$

$$V=0 \dots\dots\dots (8)$$

である. I の同定は

$$U_I = \frac{s^2}{(Ts+1)^2} \dots\dots\dots (9)$$

である. K の同定は

$$U_D = \frac{1}{(Ts+1)^2} \dots\dots\dots (10)$$

である. よって

$$\left. \begin{aligned} x(s) &= U(s)y \\ z(s) &= D_0(s)y - N_0(s)u \end{aligned} \right\} \dots\dots\dots (11)$$

また, 時間領域で考えると

$$z(t) = Rx(t) \dots\dots\dots (12)$$

最小 2 乗誤差により,

$$J = \int_0^T \{z(t) - Rx(t)\}^2 dt \dots\dots\dots (13)$$

J が最小になる条件を極大極小の計算より,

$$\frac{\partial J}{\partial R} = 0 \dots\dots\dots (14)$$

よって,

$$R = \frac{\int_0^t x(t)z(t)dt}{\int_0^t x^2(t)dt} \dots\dots\dots (15)$$

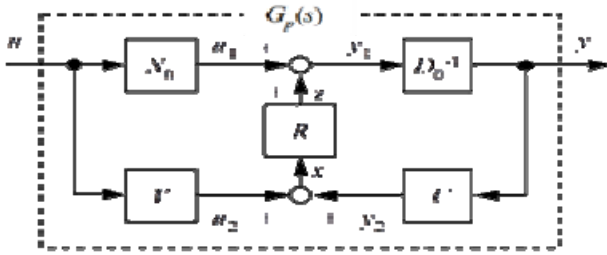


Fig.3 Left-Comprime Factorization-Based Description of G_p

である. 慣性モーメントとバネ定数を交互に推定して基準システムのパラメータを更新する. 各値の変化の差が十分に小さくなるまで計算を繰り返し, 収束値とした.

5.実験結果及び考察

図 3 に角度センサ, トルクメータの検出結果の一例を示す. この図 3 ではトルクメータの値はローパスフィルタをかけている. この値を各計算にかけてバネ定数を導く.

表 1 に各方法で算出したバネ定数の推定平均を示す.

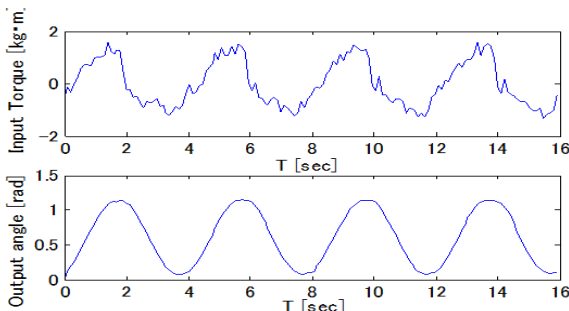


Fig.4 Example of output and input

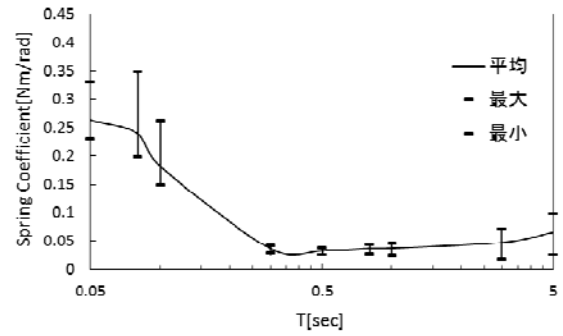


Fig.5 Men Spring Coefficient

Table.1 Experiment Result

	MATLAB による バネ定数の推定	水平揺動による バネ定数の推定
男	0.0439 (T=0.5)	0.551
女	0.0359 (T=0.5)	0.387

誤差が生じた原因としては主に以下のような原因であると考えられる. 1 つ目には, 測定時には重力がかかっているはずだが MATLAB では重力を考慮していなかった. 2 つ目には, サンプリングタイムが粗いため既約分解できる範囲が狭い. これは配線処理を行うことで改善できると思われる. 3 つ目には運動方程式と実験装置との整合性が低い可能性がある. これは角度センサの角度 0 と装置の中立の角度をあわせることで解決すると思われる.

自由設計パラメータ T の値を対称システムの角周波数付近に時定数 $1/T$ を設定すると推定精度は向上することが分かっており, 文献より実験回数が少なくても信頼性が高いといえる⁽³⁾. 本実験では, 周期 4 sec, 周波数 0.25Hz, 角周波数は

$$\omega = 2\pi f = \frac{\pi}{2} = \frac{1}{T} \dots\dots\dots (16)$$

である. 時定数の逆数は

$$T = \frac{\pi}{2} = 0.63662 \dots\dots\dots (17)$$

である. 図 5 から本実験においても $T=0.64$ 付近の推定値のばらつきが少ないことがわかる.

6.結言

本研究では昨年度製作した装置をベースに改良を加え, カバーの再製作や電源装置の収納スペースの確保等を行った. また擬腕の改良により, より患者を想定した実験を行うことができた.

運動方程式による抵抗トルクの値と MATLAB によるバネ定数の推定はどちらが正しいとは言えないが 2 つの方法で推定することが出来た.

文 献

- (1) 二橋裕斗, 筋固縮定量評価装置の開発, 八戸高専(2015)
- (2) 田端宗尚, 小川真一, 筋固縮定量評価装置の開発, 八戸高専(2016)
- (3) 大日方五郎, 黒沢忠輝, 川合忠雄, 事前情報を活用する物理パラメータの同定方法(2004)03-0701