

Title: 高齢者の立位制御モデル

Running head: 高齢者の立位制御モデル

Authors: 政二 慶^{1,2}, Albert H. Vette^{1,2}, and Milos R. Popović²

¹ Rehabilitation Engineering Laboratory,
Institute of Biomaterials and Biomedical Engineering, University of Toronto
164 College Street, Toronto, ON, M5S 3G9, Canada

² Rehabilitation Engineering Laboratory,
Lyndhurst Centre, Toronto Rehabilitation Institute
520 Sutherland Drive, Toronto, ON, M4G 3V9, Canada

Correspondence to:
Kei Masani PhD
Rehabilitation Engineering Laboratory,
Lyndhurst Centre,
Toronto Rehabilitation Institute
520 Sutherland Drive, Toronto,
Ontario, Canada, M4G 3V9
Phone: +1-416-597-3422 ext 6213
Fax: +1-416-425-9923
E-mail: k.masani@utoronto.ca

はじめに

加齢に伴い平衡機能は減退し、高齢者に於ける転倒頻発の一因となる。平衡機能減退を評価する方法として、静止立位時の身体動揺が頻用される。静止立位時の身体動揺は基礎的な平衡機能を反映し、身体動揺増大もしくは速度増大が平衡機能減退を示すと考えられている。しかしながら、平衡機能のどのような生理的变化がこうした変化を生み出しているのかは明らかではなく、さらなる研究が必要である。本稿では、静止立位時の身体制御機構をモデル化し、制御機構がどのように変わると観察されるような高齢者の身体動揺が生じるかを検討する。

身体動揺の評価

静止立位時の身体動揺は、床反力計により測られる足圧中心動揺 (COP) を用いて評価されることが多い。COP は身体重心 (COM) の動揺と強く関連するものの、同一ではない。静止立位時の身体を 1 リンクの倒立振子で近似する (Gage et al. 2004) と、倒立振子の運動方程式は $I\ddot{\theta} = mgh \sin \theta + T \approx mgh\theta + T$ と表され、ここで I は倒立振子の慣性モーメント、 θ は身体重心変位、 m は身体質量、 h は重心高、 g は重力加速度、そして T は足関節トルクである (c.f., Winter et al. 1998; 政二と阿部, 2005)。COM の挙動を表す θ はトルク T によって制御され、トルク T は神経中枢系により制御される筋収縮および足関節周りの粘弾性により供給される。ここで、COP 変位と足関節トルクの間には $T \approx mgu$ が成り立つ (u は足関節を基点とした COP 変位)。従って、COP は身体重心変位項と加速度項の和であり (Masani et al. 2007)、またトルクと比例する変数である。一般に COP の動揺においては、身体重心変位項の貢献度が大きいので、COP 変位の定量値と COM 変位の定量値は相関すると予想される。

COP は様々な評価変数で定量化される (c.f., Prieto et al. 1996)。COP の評価変数は大きく分けると、1) 変位の定量値 (動揺の標準偏差、最大振幅、平面上の面積など)、2) 変位の周波数の定量値 (平均周波数、95% 周波数、周波数範囲など)、3) 1 階微分値の定量値 (動揺速度、軌跡長など) に分類される。COP 変位の定量値には年齢による差が顕著ではない (e.g., Prieto et al., 1996; Masani et al., 2007; 政二ら, 2004) が、高齢者では速い周波数成分が顕著

に多く、従って動揺速度（COP の 1 階微分系列の平均振幅に相当する。以降 MCOPV と表記する）や周波数定量値が顕著に異なる（Prieto et al., 1996; 政二ら, 2004）。

静止立位中の COM（ここでは水平面に投射した際の重心位置を指す）は 3 次元動作解析（Winter et al. 1998）、レーザー変位計（Masani et al. 2003; 政二 2001）、床反力計（Lafond et al. 2004）などを用いて測定評価される。COM 変位の定量値は、COP と同様、年齢による差が顕著ではない（Masani et al. 2007）。しかし COM 加速度（ACC と表記する）の定量値は、年齢による顕著な差を示す（Masani et al. 2007）。

高齢者の身体動揺の特徴

図 1 は高齢者と若齢者の COM、COP、ACC 時系列の例である。COM の揺れ幅には大きな差がないが、速い揺れに違いが見られる。この特徴は ACC の大きな差となって顕著に表れている。COP でもやはり速い成分が顕著に異なっている。図 2 に、高齢者 22 名（ 66.3 ± 5.1 歳）、若齢者 24 名（ 27.4 ± 4.6 歳）について、各評価変数を定量的にまとめた。定性的違いを反映し、COM と COP の標準偏差（SD COM および SD COP）は両群で差がないが、ACC の標準偏差（SD ACC）や MCOPV には顕著な差がある。

足関節伸筋筋活動は身体動揺と相関し、筋活動が身体動揺に時間先行する（Gatev et al. 1999; Masani et al. 2003; 政二ら 2005）。この先行時間は立位制御のストラテジーに依存しており、身体重心速度をより重視した制御ストラテジーが、観察されるような非常に長い先行時間を生み出すことがわかっている（Masani et al. 2003, 2006a; 政二ら 2005）¹。また先行時間が長い被検者ほど SD COM が小さく、身体重心速度を重視した制御ストラテジーは身体をよりよく制御することが示唆されている（Masani et al. 2005, 2006c; 政二ら 2005; Vette et al. 2007）。今回この先行時間（TS、図 2 左下）にも注目したが、高齢者と若齢者で顕著な差は認められなかった。

¹相互相関関数を用いて算出される筋電図と身体動揺の時間ずれは非常に有用な変数ではあるが、フィードバック系において相互相関関数を算出することには数学的な問題があることが指摘されている（van der Kooij et al. 2005）。ただし個体間でノイズの特徴が大幅に異なることを前提とするなら、この変数も十分に有用である。

表1は、各評価変数間の相関行列である。ここでは両群をまとめて相関を計算したが、両群別であっても結果は同様であった。COMとCOPは上述の通り相関することが予想され、実際、両群のSDに強い相関が見られた。MCOPVはSD ACCと強く相関した。これは足関節トルクが身体重心速度情報を多く使って制御されていると仮定すると上手く説明できる。つまり、MCOPVは足関節トルクの微分系列の平均振幅に相当するので、もし足関節トルクが身体重心速度情報を多く使って制御されていると、MCOPVは身体重心速度の微分系列すなわち加速度を反映することとなるからである。従って、MCOPVとSD ACCの強い相関は、制御系が身体重心速度情報を強く反映していることを支持するといえる。TSとSD COMの強い相関は、上述の通りである。

以上、実験データで高齢者と若齢者の身体動揺の特徴を示した。またこれらの変数には力学的、生理学的理由から相関が強い組み合わせがあることも示した。次項ではこれらを説明するモデルを紹介する。

高齢者の立位制御モデル

線形制御器が静止立位制御系をよく近似することが知られている (Peterka 2000, 2002, 2003; Loram and Lakie 2002; Masani et al. 2003; Maurer and Peterka 2005)。図3左は現在我々が用いている立位制御モデルである (政二 2007; Masani et al. 2006b, Submitted)。Peterka (2002, 2003) らと同様に2つの線形制御器を用いているが、彼らのモデルとの大きな相違点は、簡単のためPIDではなくPD制御器を用いていること²、制御器出力が足関節トルクに直接伝えられるのではなく、神経-筋系を備えていることである。この神経-筋系は、非常に大きな伝達遅延を生み出すため、限られた制御ストラテジーの制御器のみしか身体を安定化させられないことがわかっている。

制御器は、神経系制御器と機械的制御器の2つを備え、共にPD制御器である。前者は中枢

²PD制御はProportional-Derivative制御の略で、目標値に対する誤差に比例した成分とその微分に比例した成分を制御信号として出力する。比例成分のゲインを比例ゲイン、微分成分のゲインを微分ゲインと呼び、以下では K_p と K が比例ゲイン、 K_d が微分ゲインである。PID制御はProportional-Integral-Derivative制御の略で、PD制御に誤差の積分に比例した成分が加わる。I要素がないと目標値が0でない場合にオフセットが出てしまうが、今回のシミュレーションでは簡便のため目標値を0としているので、PD制御でも結果は同じである。

神経系による制御を模し、後者は足関節まわりの粘弾性を模している。粘性は小さいことが実験的にわかっており (Loram and Lakie 2002)、本研究ではこれを 5Nms/rad に固定した。従って機械的制御器の変数は弾性 (K) のみである。まずこの神経-筋系を含んでも全体を安定化しうる神経系比例ゲイン (Kp)、神経系微分ゲイン (Kd) および K の組み合わせを、ナイキスト基準およびゲイン余有-1.5dB、位相余有 20deg をもって判別した (詳細は政二 2007; Masani et al. Submitted)。図 3 右に、この結果を示した。これらのゲインセットは、倒立振子を安定に制御でき、かつ異常な振動などの振る舞いを生じない (余有条件による) 制御器を表す。このゲインセットの組み合わせを、健常者の立位制御系の、存在しうる制御ストラテジーの全体を示していると考えられることにする。

これらの組み合わせを用いたモデル全てについて、静止立位身体動揺のシミュレーションを行った。神経系制御器の出力に運動指令の誤差を模したノイズ (正規乱数に時定数 0.2 s の一次ローパスフィルターを適用した) を加えて身体動揺をシミュレートした。ノイズ振幅を一定にしても、ゲインの組み合わせの相違により、倒立振子の振る舞いに差が生じる (図 4)。図 4 左の時系列は、身体重心変位、トルク共に速い成分が顕著であり、これは身体角加速度で比べるとより顕著である。すべてのゲインセットを用いたシミュレーション結果に対して、実験データと同様の定量的評価を行った。ただし、COM は身体重心角変位と、COP は足関節トルクと、それぞれほぼ等価であるので、実験データの COM の代わりに角変位を、COP の代わりに足関節トルクを、ACC の代わりに角加速度を、MCOPV の代わりに足関節トルクの一階微分系列平均振幅 (Mean dTQ) を計算した。高齢者と若齢者の差異を最も鋭敏に反映するのは、MCOPV であったので (表 1)、これに相当する Mean dTQ を用いて、全体を 2 群に分割した。すなわち、Mean dTQ で順列づけて大きな方半分を Large 群 (高齢者モデル)、小さな方を Small 群 (若齢者モデル) (ともに n=35) とした。図 5 に各評価変数を両群で比較した。p 値でみて群間の差が最も顕著に見られたのは、角加速度と Mean dTQ であった³。シミュレートされた足関節トルクは角変位と角速度項の和であるので、Mean dTQ は角加速度の影響を強く受けると考え

³p 値はどれも低いですが、乱数シードが同一で非常に均質なシミュレーションであること、かつ Mean dTQ によりオーバーラップなく分けていることを勘案し、ここでは有意水準をより厳しく 0.1 % と考えることにする。

られる。すなわち、Mean dTQ を用いて群分けしたことは、角加速度を用いて群分けしたこととほぼ同等であり、両変数に明確な差異が認められたと説明できる。このとき角変位およびトルクの差異を見てみると、角加速度および Mean dTQ に比べると差が顕著ではない。すなわち両群は速度の遅い成分の大きさには差が顕著でなく、速い成分に差が顕著である群分けになっていることがわかる。また TS は実験データと同様、群間の差が顕著ではなかった。

表 2 に各変数間の相関行列を示す。実験データと同様、ここでは両群をまとめて相関を計算したが、両群別であっても結果は同様であった。表 1 と 2 を比較すると、強い相関が見られた変数の組み合わせが実験データと一致していることがわかる。すなわち、角変位と足関節トルク、角加速度と Mean dTQ が強い正相関を示し、TS と角変位および足関節トルクが強い負相関を示した。上述の通りシミュレートされた足関節トルクは角変位と角速度項の和であり、角変位と足関節トルクの標準偏差に強い相関は、静止立位では角変位のパワーが大きいことで説明できる。角加速度と Mean dTQ の強い正相関は、前段の説明の通りである。TS と角変位および足関節トルクとの非常に強い負相関は興味深く、長い先行時間を生み出す制御ストラテジーをもった神経系制御器が身体動揺を減らすことに強く関係していることを示す。

以上の通り、この 2 群は立位評価変数の特徴を良く模しており（表 1 と 2）、また若齢者と高齢者の立位の差を良く模している（図 2 と図 5）。どのようなゲインセットがこの差を生み出すのだろうか。両群のゲインを比較してみると（図 6）、弾性 K は両群で差がないが、 K_p および K_d には顕著な差があることがわかった。すなわち、高齢者群に相当する Large 群は、Small 群に比べて K_p が大きく K_d が小さな制御系であることがわかった。この結果は、加齢により変位情報をより重視した制御ストラテジーに変化することを示唆している。

モデルの神経制御器は、あくまでも中枢神経系の活動を簡単に模したものである。当然、このような単純な仕組みが中枢神経系に存在するわけではない。例えば本稿のモデルは単純なフィードバック制御系であるが、立位制御にも上肢運動制御と同様な小脳の関与による予測的な制御の可能性が指摘されており（van der Kooij 1999, 2001; Morasso et al. 1999）、フィードバック制御系だけでは説明しきれないかもしれない。どのような生理機構がモデルの神経制御器に相

当するかは今後の研究課題であるが、このモデル研究で最も重要なことは、単純なフィードバック制御系が実験データに非常に良く合うことであり、これにより神経系の制御ストラテジーを定量的に示せることであることを強調したい。神経系の制御ストラテジーを定量化でき、これが加齢変化を捉えるのであれば、高齢者の平衡機能をよりよく評価できるはずである。本稿の結果は、モデルが加齢変化を捉える可能性が十分あることを示している。ただし本稿の結果は実験的に制御機構を同定したわけではなく、モデルからの予測を示したのみであり、今後、実験的に制御機構を同定する必要がある。制御系の同定には身体に機械的外乱を与える必要があるが (Peterka 2002)、高齢者あるいは神経疾患には外乱を与えた立位は困難な課題になりうる。そこで現在我々は静止立位課題のみでより簡便に制御系の同定をできる方法を開発中であり (Vette et al. In press)、今後順次報告してゆきたい。

おわりに

本稿では、立位制御系を簡単なモデルで表し、高齢者の制御モデルを探った。その結果、高齢者はより身体重心位置情報を重視した制御を行い、若齢者はより身体重心速度情報を重視した制御を行っていることが示唆された。どのような生理機構の変化が、この制御ストラテジーの変化をもたらしたのかは今後の研究課題である。しかし、単に身体動揺の大小評価のみではなく制御系が変化していることを定量的に示せることは、それ自体が意義深いだろう。これまでの足圧中心動揺検査は、身体動揺が大きいこと、あるいは速いことが悪いことであり、加齢による平衡機能の低下を示すのであろうと経験的に考えられていたのみである。制御ストラテジーの変化を調べることで、加齢による平衡機能低下の評価をより適確に行え、トレーニング効果のより適確な評価も行えるであろう。

謝辞

本研究は Canadian Institutes of Health Research, Canada; Natural Sciences and Engineering Research Council of Canada, Canada; Canadian Found for Innovation, Canada; Ontario Inno-

vation Trust, Canada; Defence Research and Development Canada, Toronto Branch, Canada
からの支援を受けて実施されました。

参考文献

- Gage WH, Winter DA, Frank JS, Adkin AL (2004): Kinematic and kinetic validity of the inverted pendulum model in quiet standing. *Gait Posture* 19: 124-132
- Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M (1999): Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol* 514 :915-928
- Lafond D, Duarte M, Prince F (2004): Comparison of three methods to estimate the center of mass during balance assessment. *J Biomech* 37(9):1421-1426
- Loram ID, Lakie M (2002): Human balancing of an inverted pendulum: position control by small, ballistic-like, throw and catch movements. *J Physiol* 540:1111-1124
- Loram ID, Lakie M (2002): Direct measurement of human ankle stiffness during quiet standing: the intrinsic mechanical stiffness is insufficient for stability. *J Physiol* 545(Pt 3):1041-1053
- 政二 慶 (2001): レーザ変位計を用いた微小な動作の解析. *体育の科学* 51(8): 598-602
- Masani K, Popovic MR, Nakazawa K, Kouzaki M, Nozaki D (2003): Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *J Neurophysiol* 90(6): 3774-3782
- 政二 慶, 神崎素樹, 白澤葉月, 久野譜也, 金久博昭, 福永哲夫 (2004): 測定変量の定常性と再現性の観点から見た重心動揺指標の検討. *バイオメカニクス研究* 8 (3): 150-162
- 政二 慶, 阿部匡樹 (2005): バイオメカニクス的手法を用いた静止立位制御機構の解析. *バイオメカニクス研究* 9(1): 10-17
- Masani K, Vette AH, Abe MO, Nakazawa K, Popovic MR (2005): Smaller sway during quiet stance attributes to effective use of body velocity. *Proceedings of XXth Congress of the International Society of Biomechanics and 29th Annual Meeting of the American Society of Biomechanics*, p.494
- Masani K, Vette AH, Popovic MR (2006a): Controlling balance during quiet standing:

proportional and derivative controller generates preceding motor command to body sway position observed in experiments. *Gait Posture* 23: 164-172

Masani K, Vette H, Abe MO, A. Morris, Nakazawa K, Popovic MR (2006b): The influence of the musculoskeletal system on the control mechanism of quiet standing. *J Biomech* 39 (Suppl 1): S197

Masani K, Vette H, Abe MO, Nakazawa K, Popovic MR (2006c): Derivative gain in the neural controller accounts for the temporal relationship between body sway and muscle activity. *J Biomech* 39 (Suppl 1): S508

Masani K, Vette AH, Kouzaki M, Kanehisa H, Fukunaga T, Popovic MR (2007): Larger center of pressure minus center of gravity in the elderly induces larger body acceleration during quiet standing. *Neurosci Lett* 422: 202-206

政二 慶, 河島 則天, Vette AH, Popovic MR (2007): 身体運動と筋腱複合体の構造的機能的特性 (4) 筋トルク生成過程で生じる伝達遅れが静止立位制御に及ぼす影響. *バイオメカニクス研究* 11(2): 159-166

Masani K, Vette AH, Kawashima N, Popovic MR (Submitted): Neuro-musculo-skeletal torque generation process has a large destabilizing effect on the control mechanism of quiet standing.

Maurer C, Peterka RJ (2005): A new interpretation of spontaneous sway measures based on a simple model of human postural control. *J Neurophysiol* 93(1):189-200

Morasso PG, Baratto L, Capra R, Spada G (1999): Internal models in the control of posture. *Neural Networks* 12:1173-1180

Peterka RJ (2003): Simplifying the complexities of maintaining balance. *IEEE Eng Med Biol Mag* 22: 63-68

Peterka RJ (2000): Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis. *Biol Cybern* 82(4):335-343

Peterka RJ (2002): Sensorimotor integration in human postural control. *J Neurophysiol* 88(3):1097-1118

Prieto TE, Myklebust JB, Hoffmann RG, Lovett EG (1996): Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Trans Biomed Eng* 43(9):956-966

van der Kooij H, Jacobs R, Koopman B, Grootenboer H (1999): A multisensory integration model of human stance control. *Biol Cybern* 80(5):299-308

van der Kooij H, Jacobs R, Koopman B, van der Helm F (2001): An adaptive model of sensory integration in a dynamic environment applied to human stance control. *Biol Cybern* 84(2):103-115

van der Kooij H, van Asseldonk E, van der Helm FC (2005): Comparison of different methods to identify and quantify balance control. *Journal of neuroscience methods* 145(1-2):175-203

Vette AH, Masani K, Popovic MR (In press): Neural-mechanical feedback control scheme can generate physiological ankle torque fluctuation during quiet standing: A comparative analysis of contributing torque components. *Proc of the 2008 IEEE Multi-conference on Systems and Control*.

Vette AH, Masani K, Popovic MR (2007): Implementation of a physiologically identified PD feedback controller for regulating the active ankle torque during quiet stance. *IEEE Trans Neural Sys Rehabil Eng* 15:235-243.

Winter DA, Patla AE, Prince F, Ishac M and Gielo-Perczak K (1998): Stiffness control of balance in quiet standing. *J Neurophysiol* 80:1211-1221

表 1: 身体動揺評価変数間の相関行列

各略字はそれぞれ身体重心変位の標準偏差 (SD COM)、足圧中心動揺の標準偏差 (SD COP)、身体重心加速度変動の標準偏差 (SD ACC)、足圧中心動揺の動揺速度 (MCOPV)、筋活動の身体重心変位に対する先行時間 (TS) を表す。

	SD COM	SD COP	SD ACC	MCOPV	TS
SD COM	1.000	-	-	-	-
SD COP	0.895	1.000	-	-	-
SD ACC	0.170	0.342	1.000	-	-
MCOPV	0.051	0.321	0.822	1.000	-
TS	-0.636	-0.640	-0.075	-0.080	1.000

表 2: シミュレーションにより得られた身体動揺評価変数間の相関行列

各略字はそれぞれ身体重心角変位の標準偏差 (SD Angle)、足関節トルク変動の標準偏差 (SD Torque)、身体重心角加速度の標準偏差 (SD Ang ACC)、足関節トルクの一階微分系列平均振幅 (Mean dTQ)、運動指令の身体重心変位に対する先行時間 (TS) を表す。

	SD Angle	SD Torque	SD Ang ACC	Mean dTQ	TS
SD Angle	1.000	-	-	-	-
SD Torque	0.982	1.000	-	-	-
SD Ang ACC	-0.141	0.042	1.000	-	-
Mean dTQ	0.326	0.496	0.879	1.000	-
TS	-0.860	-0.900	-0.079	-0.512	1.000

Figure Legends

図 1 高齢者（左）と若齢者（右）の静止立位時における身体動揺

上から、身体重心変位（COM）、足圧中心動揺（COP）、身体重心加速度（ACC）を表す。

図 2 高齢者と若齢者の身体動揺各評価変数の比較

各略字はそれぞれ身体重心変位の標準偏差（SD COM）、足圧中心動揺の標準偏差（SD COP）、身体重心加速度変動の標準偏差（SD ACC）、足圧中心動揺の動揺速度（MCOPV）、筋活動の身体重心変位に対する先行時間（TS）を表す。 p 値は両群平均値の差についての t 検定結果を表す。

図 3 立位制御系のモデル（左）とシミュレーションに用いたゲインセット（右）

左：立位制御系モデルは、神経系制御器（Neural Controller）、粘弾性（Mechanical Controller）、神経-筋系（NMS）、身体に相当する倒立振子（Body）、伝達時間遅れ（ τ ）から成る。太点線で囲まれた領域を安定性解析に用いた。右：各ゲインは、神経系比例ゲイン（ K_p ）、神経系微分ゲイン（ K_d ）、弾性（ K ）、粘性（ $B=5 \text{ Nms/rad}$ ）を表す。安定性解析で安定と判定されたゲインセットを 3 次元プロットした（右下）。この 3 次元プロットを K_p - K_d 面（左上）、 K_p - K 面（右上）、 K_d - K 面（左下）に投射した図も付した。

図 4 シミュレーションで得られた Large 群（高齢者相当）と Small 群（若齢者相当）の身体動揺

上から、身体重心角変位、足関節トルク変動、身体重心角加速度（Ang ACC）を表す。

図 5 シミュレーションで得られた Large 群（高齢者相当）と Small 群（若齢者相当）の身体動揺各評価変数の比較

各略字はそれぞれ身体重心角変位の標準偏差（SD Angle）、足関節トルク変動の標準偏差（SD

Torque)、身体重心角加速度の標準偏差 (SD Ang ACC)、足関節トルクの一階微分系列平均振幅 (Mean dTQ)、運動指令の身体重心変位に対する先行時間 (TS) を表す。 p 値は両群平均値の差についての t 検定結果を表す。

図 6 シミュレーションで得られた Large 群 (高齢者相当) と Small 群 (若齢者相当) のゲインセットの比較

左上: 神経系比例ゲイン (K_p)、右上: 神経系微分ゲイン (K_d)、左下: 弾性 (K) のそれぞれを Large 群と Small 群について示した。 p 値は両群平均値の差についての t 検定結果を表す。

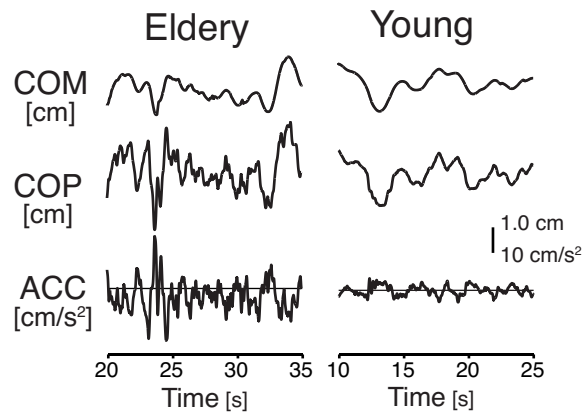


图 1:

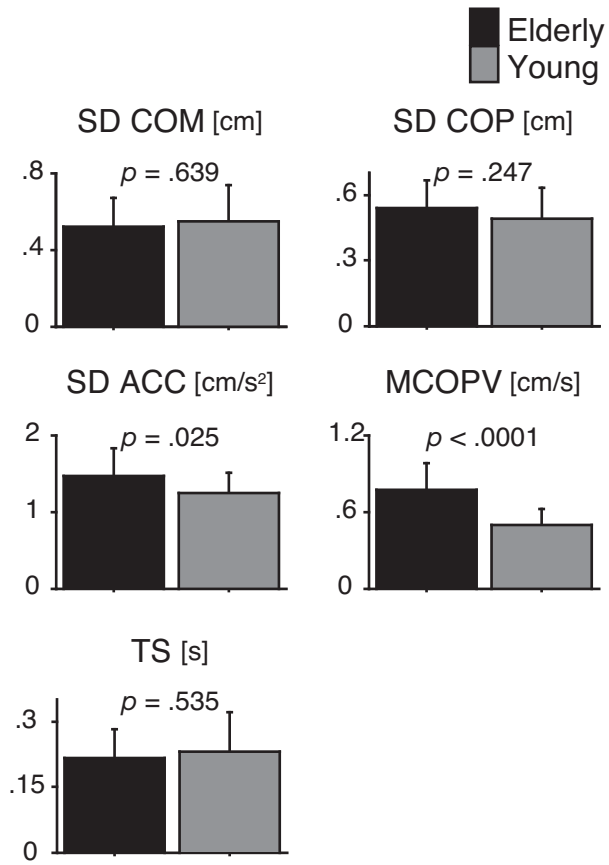


图 2:

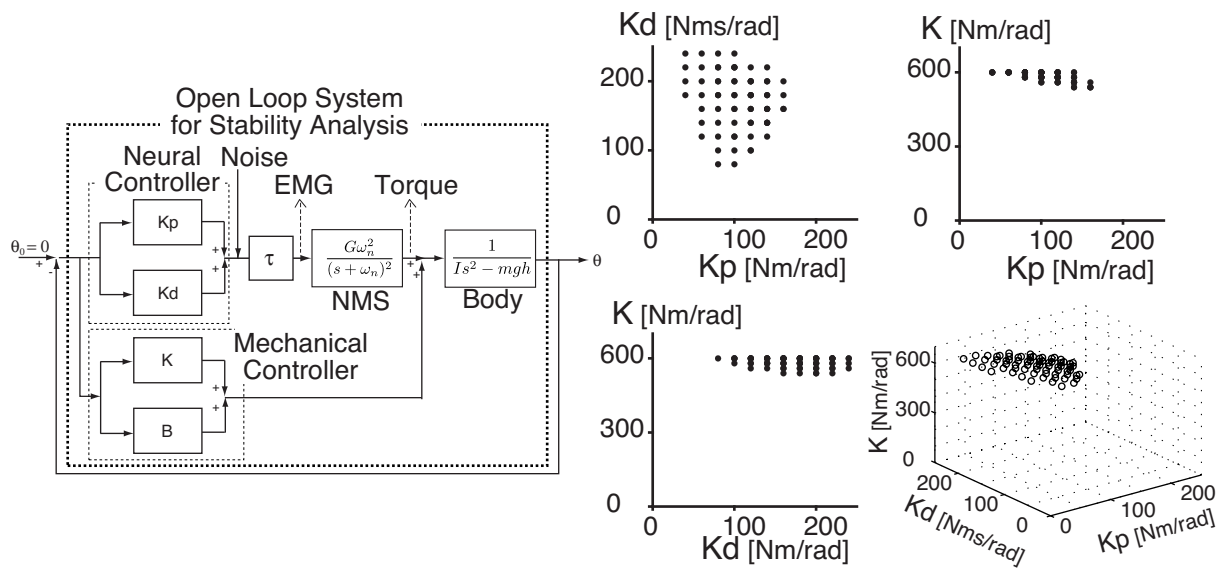
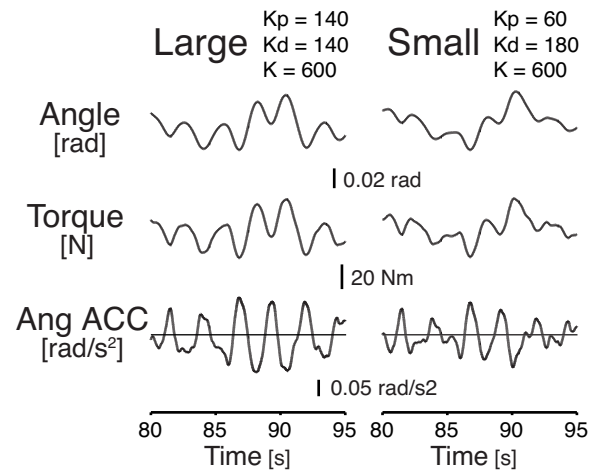
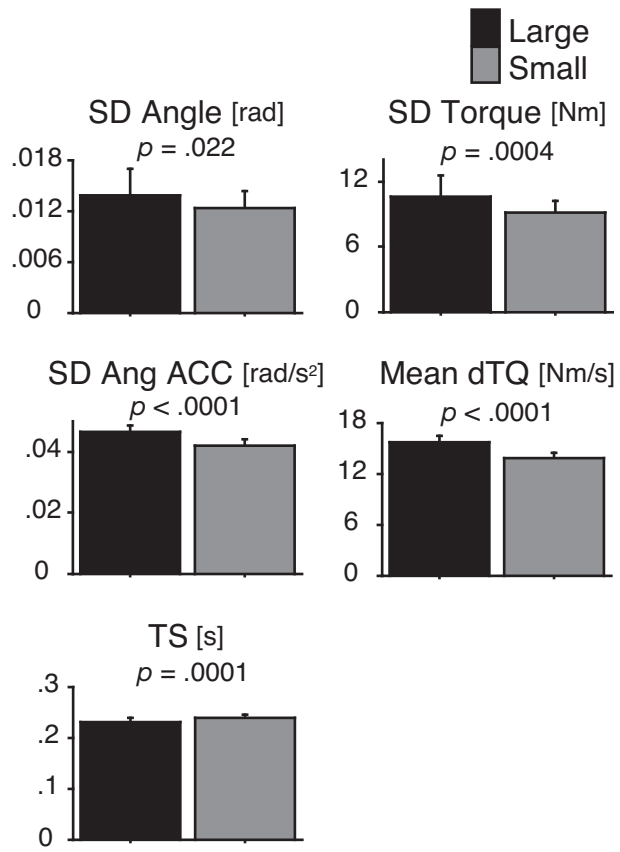


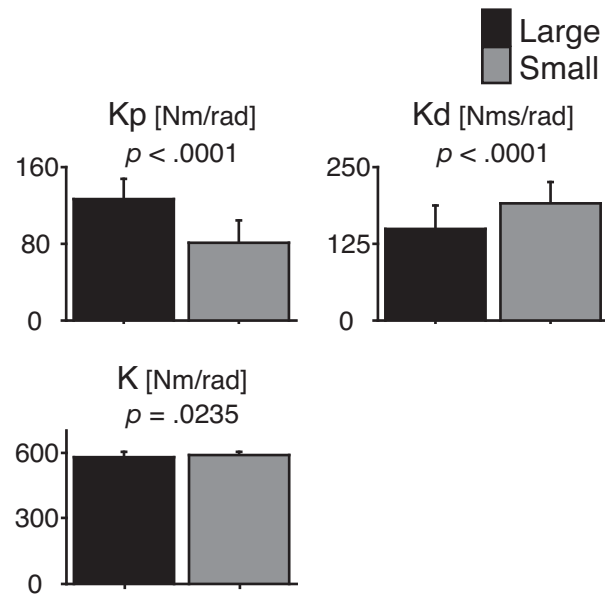
图 3:



⊗ 4:



☒ 5:



⊗ 6: