

平成十七年度

電気通信大学 大学院 修士論文

# 打撃動作における 関節スティフネスの能動的な調節

電気通信大学大学院  
情報システム学研究科  
情報ネットワーク学専攻

0451009 柏手 章宏

指導教員

阪口 豊

出澤 正徳

加藤 聰彦

提出年月日

平成十八年一月三十一日

# 目次

<b>第 1 章 序章</b> .....	<b>1</b>
1.1 研究の背景と概要 .....	1
1.2 論文の構成 .....	4
<b>第 2 章 筋の同時収縮と関節のスティフネス</b> .....	<b>5</b>
2.1 筋の同時収縮 .....	5
2.1.1 筋の構造 .....	5
2.1.2 主動筋と拮抗筋の同時収縮 .....	6
2.2 スティフネス .....	7
<b>第 3 章 行動実験</b> .....	<b>10</b>
3.1 実験設定 .....	11
3.1.1 実験装置の構成 .....	11
3.1.2 表面筋電位計測 .....	12
3.1.3 三次元位置計測装置 .....	15
3.1.4 タスクの流れと種類 .....	17
3.2 実験結果 .....	19
3.2.1 腕の角度 .....	19
3.2.2 表面筋電位 .....	25
3.2.3 結果のまとめ .....	30
<b>第 4 章 数値実験</b> .....	<b>32</b>

4.1	モデル設計	32
4.2	タスク設定	36
4.3	実験結果	38
4.4	結果のまとめ	43
<b>第5章</b>	<b>考察</b>	<b>45</b>
<b>第6章</b>	<b>結論</b>	<b>52</b>
6.1	研究成果の要約	52
6.2	今後の展望	53
	<b>謝辞</b>	<b>54</b>
	<b>参考文献</b>	<b>55</b>
	<b>付録</b>	<b>57</b>
A	関節角度の時間推移 (球の質量ごとの試行を重ねたグラフ)	57
B	手首関節の角度(球の質量別の平均値)	68
C	肘関節の角度(球の質量別の平均値)	71
D	肘関節の表面筋電位(球の質量別の平均値)	74
E	手首関節の伸筋の表面筋電位 (球の質量別の平均値)	77
F	手首関節の屈筋の表面筋電位 (球の質量別の平均値)	80

# 第1章

## 序論

### 1.1 研究の背景と概要

ヒトや動物は様々な運動を巧みに遂行することができる。一方で、何の変哲もない運動でもロボットに行わせようとする、なかなか上手くいかないことが多い。我々は生後1年半ほどで歩くことができるようになるが、二足歩行するロボットは30年以上かけてやっと動歩行に到達したところである。ヒトや動物と似たような振る舞いをするロボットを作ることが難しい原因はいろいろあると考えられるが、ヒトや動物の運動制御メカニズムに対する理解不足が大きな原因であると考えられる。我々は、日常様々な動作をどのように行うべきかを特に意識せずにこなしているため、いざ何らかの動作をどのようにして行ったらよいかを他人に説明するとなると、自らがどのようにしてその動作を行っていたのかをまるで理解していないことに気付く。例えば、自転車に乗れない人に自転車の乗り方を説明しようとしても、うまく言葉で表現できない。もし、教える側に神経科学と力学に関する十分

な知識があったとしても、自転車の乗る際の身体の動かし方を数式と言葉で完全に記述することは難しいであろう。

このように、私たちは脳のどこかで歩き方や自転車の乗り方を理解しているはずであるが、それを言葉や数式で表現し他人に伝えられるほどは理解できていない。他人に伝えられないのだから、人でないロボットに伝えることが困難であるのは容易に想像できる。

ヒトや動物の運動制御のメカニズムを研究することは、理学的な知的好奇心からだけでなく、人や動物と同じような振る舞いをする機械の実現という工学的な観点からも重要であり、さらには運動失調になってしまった患者のリハビリテーションを円滑に行うという医学的な視点からも大変重要であると考えられる。

ヒトや動物が行う運動に関する問題の中で、筋の同時収縮 (cocontraction) は生理学や物理学、そしてモデルの立場から広く研究されている。

同時収縮とは、一つの関節に関して逆の働きをする伸筋と屈筋が同時に収縮することである。筋肉は収縮する方向にしか働かないため、ひとつの関節には、その関節を曲げる筋 (屈筋) と伸ばす筋 (伸筋) が対になって存在している。よって、関節を動かす際は、これらの筋のうち力を発生させたい方向に働く筋 (主導筋) のみを収縮させるのが効率的と思われるが、実際には逆方向に働く筋 (拮抗筋) も同時に収縮しながら運動する事例が広く観察される。例えば、腕を胸の前に引いた状態から肘を伸展させて腕を前に伸ばす運動をする際、肘の伸筋である上腕三頭筋が主導筋として収縮するが、同時に腕を手前

に引きつける側に肘を回転させる働きをする上腕二頭筋も同時に収縮することが多いのである。筋の出す力の一部が相殺され、エネルギーが無駄に消費されることを考えると、同時収縮には脳が身体を制御する上で、それらの損失を補う以上の何らかのメリットがあると考えられる。

同時収縮のメリットとして、関節のスティフネス(関節の固さ)の増加が指摘されている。スティフネスとは位置の変化に対する力の変化の係数のことを指すが、主動筋と拮抗筋を同時収縮することで能動的にスティフネスを増加させることができる[8]。従来、ヒトが状況に応じてどのような方略でスティフネス調節を行っているかを解明しようとするさまざまな研究が行われてきた。今までに、Hogan[1]や Gribble et al.[2]らによって、ヒトが姿勢維持やリーチングなどの位置制御の際に筋を同時収縮させて関節のスティフネスを増加させている例が報告されている。これらの研究は、いずれも自分自身の状態が問われる運動において、外乱に抗する力を高めて理想状態を維持するために関節のスティフネスを増加させていることを示している。

今まで、ヒトが同時収縮によって関節のスティフネスを増加させている可能性については、自分自身の状態を外乱から守る目的を中心に議論されてきた。

一方で、その他の効果を得るためにもスティフネスの増加は有効であると考えられるが、それらの可能性については十分に議論されていない。野球のバッティングは打撃後の

飛球の速度や方向が主な問題となるため、身体の制御は球に与える力の大きさや方向が最良となるように行われていると考えられる。このように、対象への働きの大きさ(以下、タスク成績)が問われる運動においても、タスク成績を最良とするために運動の条件に合わせて関節のスティフネスを調節することは有効であると考えられる。

そこで、本研究ではヒトがタスク成績を考慮して身体を制御している運動として手で球を打撃する動作(以下、打撃動作)を取り上げ、運動の条件に合わせて関節のスティフネスを調節するために同時収縮を行っている可能性について検討を行う。本稿では、被験者の腕の表面筋電位の計測を行った実験(以下、行動実験)、およびリンク機構を用いたシミュレーション実験(以下、数値実験)の結果から、タスク成績の向上のために同時収縮による関節のスティフネスの調節が行われている可能性について述べる。

## 1.2 論文の構成

本論文は序論と結論を含め6章で構成している。第1章の序論に続き、第2章では筋収縮と関節のスティフネスの関係について述べる。まず筋の構造について述べ、次に同時収縮について述べ、続いて筋収縮による関節のスティフネスの調節に関する先行研究について解説する。第3章では5名の被験者を対象に行った行動実験について述べる。まず初めに実験設定について述べ、次に実験結果について述べる。第4章は数値実験について述べる。数値実験では手首関節が収縮力を発生しない状態と、主動筋と拮抗筋が同レベルで収縮力を発生してトルクが打ち消しあい、関節のスティフネスが上昇している状態の二つの極端なケースを再現し、比較を行った。まず、モデルの設計について述べ、次に実験条件の設計について述べ、最後に実験結果を述べる。第5章では行動実験と数値実験の結果を踏まえた考察を述べる。最後に、第6章として研究成果のまとめと今後の展望について述べる。

## 第 2 章

# 筋の同時収縮と関節のスティフネス

### 2.1 筋の同時収縮

#### 2.1.1 筋の構造

骨格の稼動部分につき, 運動や姿勢の制御を行うための筋肉を骨格筋という. 骨格筋は自分の意思で動かすことができる随意筋であり, そうでないものは不随意筋という. 不随意筋には心筋や内臓筋などがある[5].

骨格筋は中央部の筋腹と骨に接続する腱に分かれ(図 2.1), 筋腹は中枢からの電気信号により実際に筋収縮を行う部位である[5]. 腱は弾性体であり随意的に機能することは無いが, 腱の弾性は反動をつけることでより早い動作や強い力を発揮することを可能している[6].

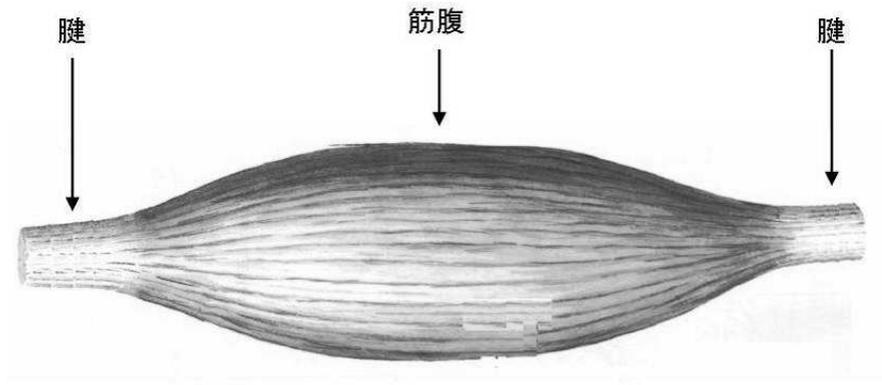


図 2.1 筋の構造 [5]

## 2.1.2 主動筋と拮抗筋の同時収縮

骨格筋は一方向にしか収縮力が働かないため、関節にはその関節を伸ばす筋(伸筋)と曲げる筋(屈筋)が対になって存在し、両者の張力の差によって関節角や関節トルクが決まる(図 2.2).

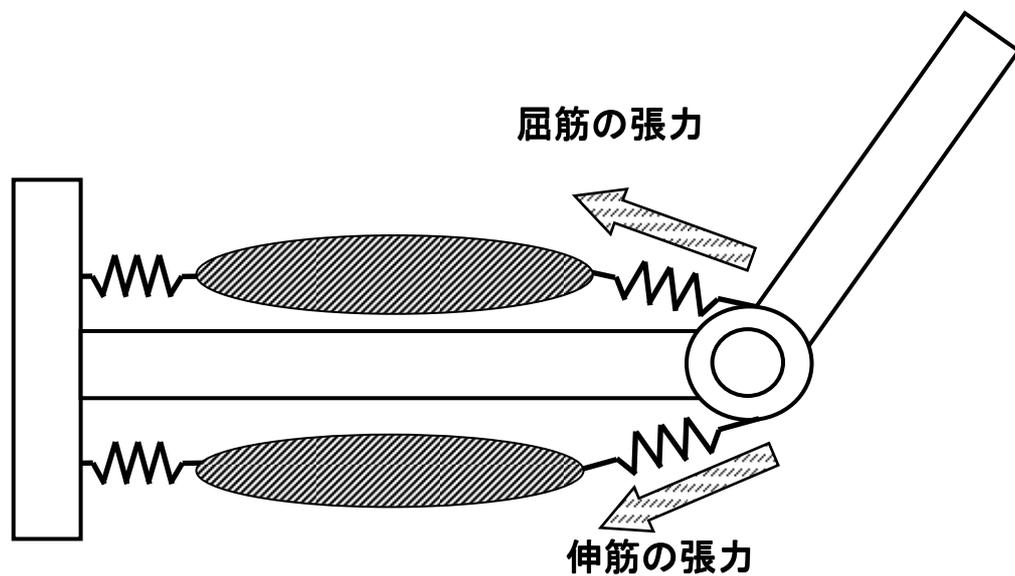


図 2.2 一对の屈筋と伸筋がついた肘関節のモデル

関節を動かす際には、力を発生させたい方向の筋(主動筋)のみを収縮することが効率的だと考えられる。しかし、実際には逆方向に収縮力を生む筋(拮抗筋)も同時に収縮するケースが多く見られる。このように、主動筋と拮抗筋が同時に収縮する現象を同時

収縮 (co-contraction) と呼ぶ.

Smith(1981)は、同時収縮は、

- ①筋張力や関節角を正確に制御するとき
- ②高速度や負荷の下で減速するとき
- ③把持するとき

に生じやすく、逆に

- ①外力と緊張力が釣り合って筋が短縮しないとき
- ②移動, 咀嚼, 呼吸といったリズムカルな運動時
- ③負荷の無い状態でのゆっくりとした運動時

に起こらないと指摘している[7].

## 2.2 スティフネス

運動を行う際の筋の制御は、関節に必要なトルクを生成するばかりでなく、運動中、静止中の関節の固さ(スティフネス)を変化させるためにも使われる[8].

スティフネスとは、位置の変化に対する力の変化を指す。筋骨格の挙動は、反射系を含めたバネ・ダンパ・マス系としてモデル化されることが多い。実際には筋骨格は複雑な特性をもっているために特性の表し方は必ずしも統一されていないが、

①スティフネス(stiffness): 関節角度の変化に対する関節のトルク変化

(バネ特性)

②ビスコシティ(viscosity): 速度変化に対する関節のトルク変化(ダンパ特性)

③マス(mass): 加速度の変化に対する関節のトルク変化(慣性)

の3つのパラメータによって表されるのが一般的であり[8], 本稿もこの定義に従う.

関節のスティフネスは, 対象とする関節の種類や状態だけでなく, 個人差, 姿勢, 摂動の大きさや種類, 相互作用する外界の特性などによって変化するが, 随意的に関節のスティフネスを上げる方法は, その関節にかかる筋の活性度を総合的に上げることである[8]. よって, 筋を同時収縮することは関節のスティフネスを上昇させ運動を行うために有効であると考えられる.

Osu(2002)らは, 運動時間やその他の条件を一定にした上で肩と肘の関節の表面筋電位と関節トルク, 関節スティフネスを計測し, 表面筋電位から関節トルクと関節スティフネスを算出することを試みている. 一つの関節について, 時刻 $t$ におけるトルク $\tau(t)$ , スティフネス $S(t)$ は, 関節に関わる筋の表面筋電位 $u_n(t)$ との間に次のような関係が成り立つとしている[9].

$$\tau(t) = c_1 u_1(t) - c_2 u_2(t) + c_3 u_3(t) - c_4 u_4(t) \quad (2.1)$$

$$S(t) = c_1 u_1(t) + c_2 u_2(t) + c_3 u_3(t) + c_4 u_4(t) \quad (2.2)$$

( $n=1,2,3,4$ .  $u_1, u_3$ : 屈筋の筋電位.  $u_2, u_4$ : 伸筋の筋電位.  $c_n$ : 定数)

式 2.1 より, 関節に発生するトルクは屈筋と伸筋の活性度の差で決まり, 式 2.2 より関節のスティフネスが屈筋と伸筋の活性度の総量で決まることが言える. つまり, 同じ関節トルクが働いている運動のようでも, 拮抗筋の働きが弱く関節スティフネスの低い「柔らかい運動」と, 主導筋と拮抗筋の同時収縮により関節スティフネスが上昇している「固い」運動とがあるといえる.

また, 実際にヒトが関節スティフネスを調節することを目的として筋を収縮させている例も報告されている. Hogan (1984) は, 筋肉の内在的なスティフネスが活性度と共に上昇することに着目し, 同時収縮は関節のスティフネスを増加させ, 姿勢を維持する際に好都合であると主張した[1].

また, Gribble et al. (2003) は, リーチング運動の際の肩と肘の筋の表面筋電位を計測し, 運動の精度を向上させるために同時収縮が用いられていることを示唆する結果を得た[2]. 彼らは, 同時収縮によって関節のスティフネスが上昇すると, インタラクショントルクや外乱に抗する作用が大きくなり, その結果運動の精度が向上すると主張している.

森田ら (2004) は, リーチング運動中の腕に予告された位置で衝撃を与え, 被験者の肩と肘の表面筋電位を計測し, 衝撃が強くなると打撃を受ける位置よりも早い地点で被験者の拮抗筋の筋電位が上昇する結果が得られた[10]. これは, 衝撃によって生じる筋

への影響を加味したスティフネスの制御が拮抗筋で行われている可能性を示唆する結果である。

このように、ヒトは主動筋と共に拮抗筋を収縮させることで関節のスティフネスを上昇させ、自身の位置制御のために外乱に抗する効果を高めている可能性が高い。

## 第3章

### 行動実験

本実験では、ヒトが対象に与えるタスク成績を問われる運動として、上肢で球を打撃する動作を取り上げ、表面筋電位計測を行った。被験者には、イスに座し利き手で 10g, 109g, 213g, 535g の 4 種の質量の発泡スチロール製の球 (直径 10cm) を叩く課題 (以下、打撃動作) を与えた。そして、この動作において主に肘と手首の制御の担い手である上腕と前腕の筋肉の表面筋電位と、肩、肘、手首、指先の三次元位置を計測した。被験者には運動の目的として、球に最大速度を与えるよう指示した。そのため、球の質量の変化により計測される表面筋電位や腕の動きの変化は、タスク成績の向上のために球の質量に合わせて腕の運動様式を変化させた結果と考えられる。



図 3.1.1 実験風景

## 3.1 実験設定

### 3.1.1 実験装置の構成

行動実験では、表面筋電位の計測装置、三次元位置計測装置、被験者がタスクを実施する作業台を用いて実験を行った。

PC は表面筋電位計測用に 1 台, 三次元位置計測装置の制御用に1台使用した。筋電位計測用 PC から三次元位置計測制御用PC へとプリンタポートを介して計測開始・終了の信号を送ることで両装置を同期して計測を行った。

### 3.1.2 表面筋電位計測

計測装置(図 3.1.2)は一对の銀塩化銀表面電極(Disposable Electrodes G210, 日本光電)を用いて表面筋電位を双極誘導し, 生体アンプ(Bioelectric Amplifier AB-621G, 日本光電)で1000倍に作動増幅した筋電信号を1000Hz, 12bitでサンプリングした。AD変換には, 12ビットD8/S16点高速FIFO内蔵高機能AD変換ボード(PCI-3153, Interface)を用いた。



図 3.1.2 表面筋電位計測装置

以下に表面筋電位の計測対象である前腕と上腕の筋を挙げる(図 3.1.3).

## ・上腕の筋

- 上腕二頭筋 (biceps brachii:BB)

**機能** 肘関節の屈曲

- 上腕三頭筋 (triceps brachii:TB)

**機能** 肘関節の伸展

## ・前腕の筋

- 橈側手根屈筋 (flexor carpi radialis:FCR)

**機能** 手首関節の屈曲の補助, 橈屈の補助

- 尺側手根屈筋 (flexor carpi ulnaris:FCU)

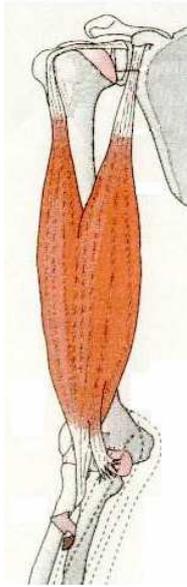
**機能** 手首関節の屈曲の補助, 手首関節の尺屈の補助

- 尺側手根伸筋 (extensor carpi ulnaris:ECU)

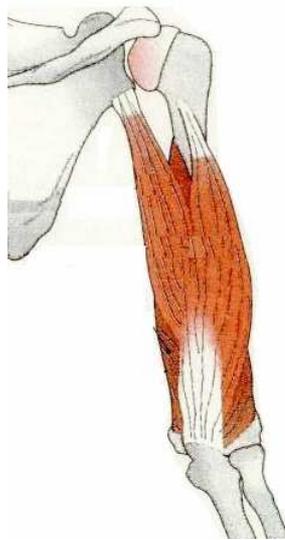
**機能** 手首関節の伸展, 尺屈の補助

ー 長橈側手根伸筋 (extensor carpi radialis longus: ECRL)

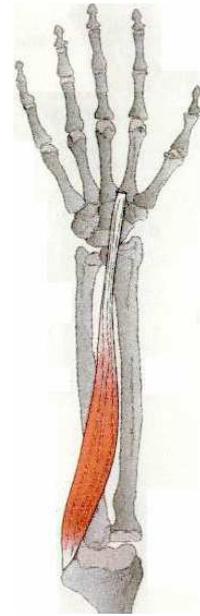
**機能** 手首関節の伸展の補助, 橈屈の補助



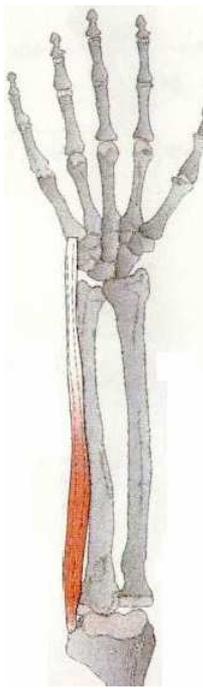
(a) 上腕二頭筋



(b) 上腕三頭筋



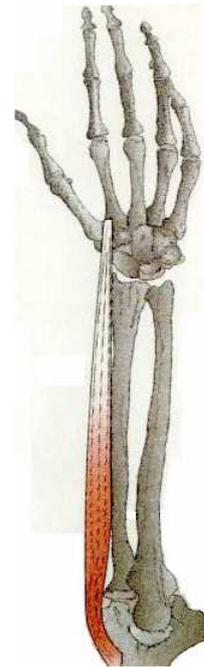
(c) 橈側手根屈筋



(d) 尺側手根屈筋



(e) 尺側手根伸筋



(f) 長橈側手根伸筋

図 3.1.3 筋電位計測を行った筋 [13]

### 3.1.3 三次元位置計測装置

腕の位置計測には, 三次元位置計測装置 (Optotrak3020, Northern Digital) を使用した. この装置は赤外線 LED マーカ (図 3.4) の三次元位置を3つの一次元 CCD センサ (図 3.5) によって計測するシステムである. 最大サンプリングレート 1200Hz, 分解能 0.01mm, RMS 精度 0.1mm で LED の位置を計測することができる (カタログ値).

本実験ではこの装置を用いて肩・肘・手首・指先に貼った LED の位置を 250Hz のレートで記録した. 合わせて球を入れるカゴに, 球の中心部にあたる位置に LED を貼り, 球の位置もこの装置で計測した.



図 3.1.4 Optotrak System (LED)



図 3.1.5 Optotrak System (CCD)

三次元位置の計測対象は以下の通りである.

肩 : 上腕骨の大結節

肘 : 上腕骨の外側上顆

手首: 前腕の豆状骨

指先: 薬指の末節骨

球: Optotrak System から見て球の中心に来る位置

肩と肘は肌に直接 LED を貼り, 手首と指先は板に貼り付けてあるグローブの上から LED を貼った.

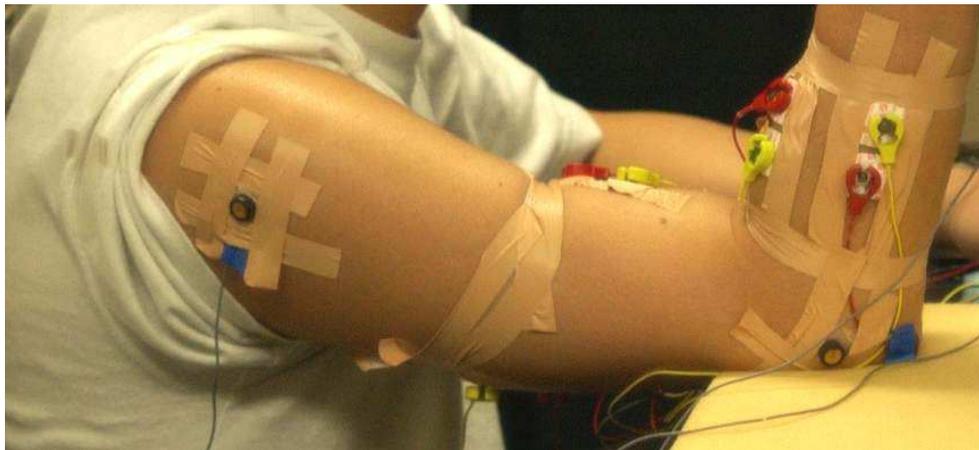


図 3.1.6 肩と肘の計測位置



図 3.1.7 手首と指先の計測位置

### 3.1.4 タスクの流れと種類

被験者がタスクを行う作業台を図 3.1.8 に示す。

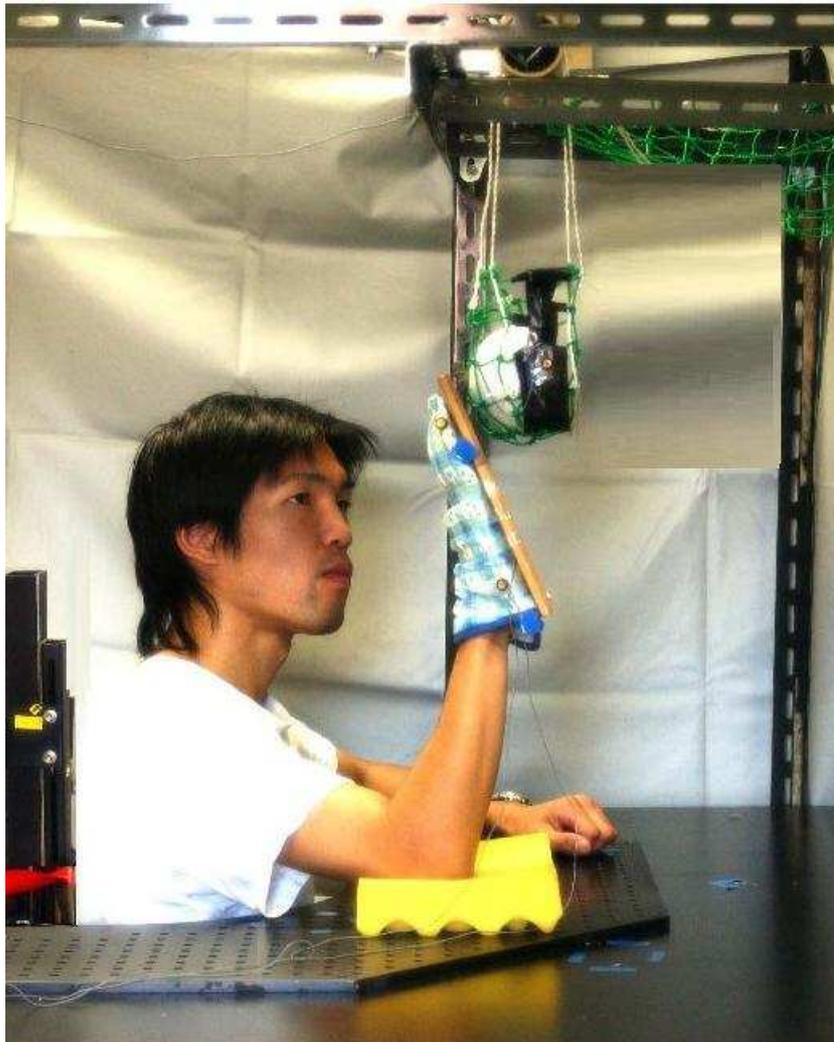


図 3.1.8 実験台(初期姿勢)

被験者は椅子に取り付けられたベルトで肩を固定された状態で作業台の前に座り、上

半身と上腕が直角になるような位置で肘と台をベルトで固定し、肘と手首の関節のみを動かして打撃動作を行う。球の位置は、被験者が肘を直角、手首を一直線に伸ばした状態の指の第二関節に来る高さで、手に触れるような奥行き位置に置いた。

タスクの流れは短いビープ音(150ms)によってコントロールされている。被験者の初期姿勢は図 3.1.8 のように、手のひらを球の手前においた姿勢でタスク開始の合図音を待つ。タスク開始の予告音(500Hz)が 1.0sec 間隔で 2 回鳴る。2 回目の予告音の 1.0sec 後にタスク開始の合図音(1000Hz)が鳴る。タスク開始の合図が聞こえると、被験者はいったん手のひらを肩まで引いて、そこから勢いをつけて球を叩く。タスク開始合図の 1.5sec 後にタスク終了の合図(1000Hz)が鳴る。被験者にはタスク開始の合図からタスク終了の合図までの 1.5sec の時間の中に打撃動作を行うよう指示した。

表面筋電位と三次元位置座標の計測は2回目の予告音が鳴った時点で開始し、タスク終了合図が鳴るまでの 2.5sec の間計測を行った。

打撃対象である球は直径 100mm の発泡スチロール製の球の中に鉛を入れて質量を変化させたものを 4 種類(10g, 109g, 213g, 535g)用意した。

被験者は打撃する球の質量を知っている状態で計測を行った。また、被験者が満足するまで、十分に練習を行ったうえで計測を開始した。

本実験では被験者 5 名の男性(24-25 歳)に対して計測を行った。計測は一人の被験者につき、各質量の球ごとに 20 回、計 80 回を行った。

## 3.2 実験結果

### 3.2.1 腕の角度

肘と手首の関節角度は、図 3.2.1 のように定める。これらは、計測した肩、肘、手首、指先の三次元位置から推定した。

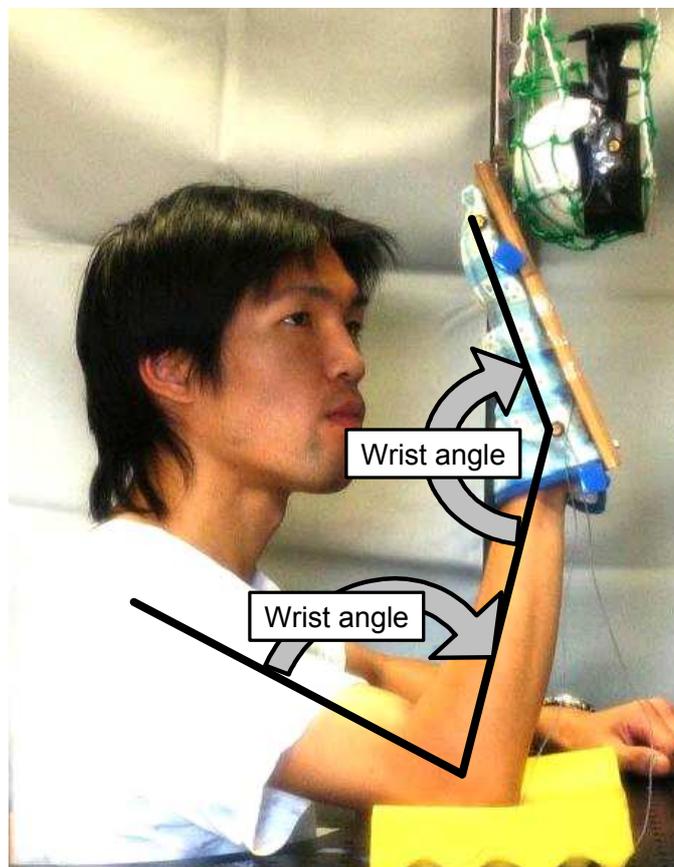


図 3.2.1 計測した三次元位置から計算した肘と手首の関節角度

図 3.2.2 は、被験者 A の 10g の条件において、肘と手首の関節角度の時間推移を、球と手が接触した時刻(以下、打撃時刻)を原点にとり、全 20 回の試行を重ねてプロットしたものである。被験者 5 名全員の全ての質量の球の試行において計測された角度の時間推移のグラフは付録 A に示す。図 3.2.2 より、10g の条件で 20 回の試行を行った結果、手首関節と肘関節の関節角度に毎回違いが生じている。被験者 A の 10g の条件で行った 20 回の試行において、打撃時刻での角度の最小値と最大値の差(以下、ばらつき幅)は、肘関節は 10.7 度、手首関節は 37.1 度であった。

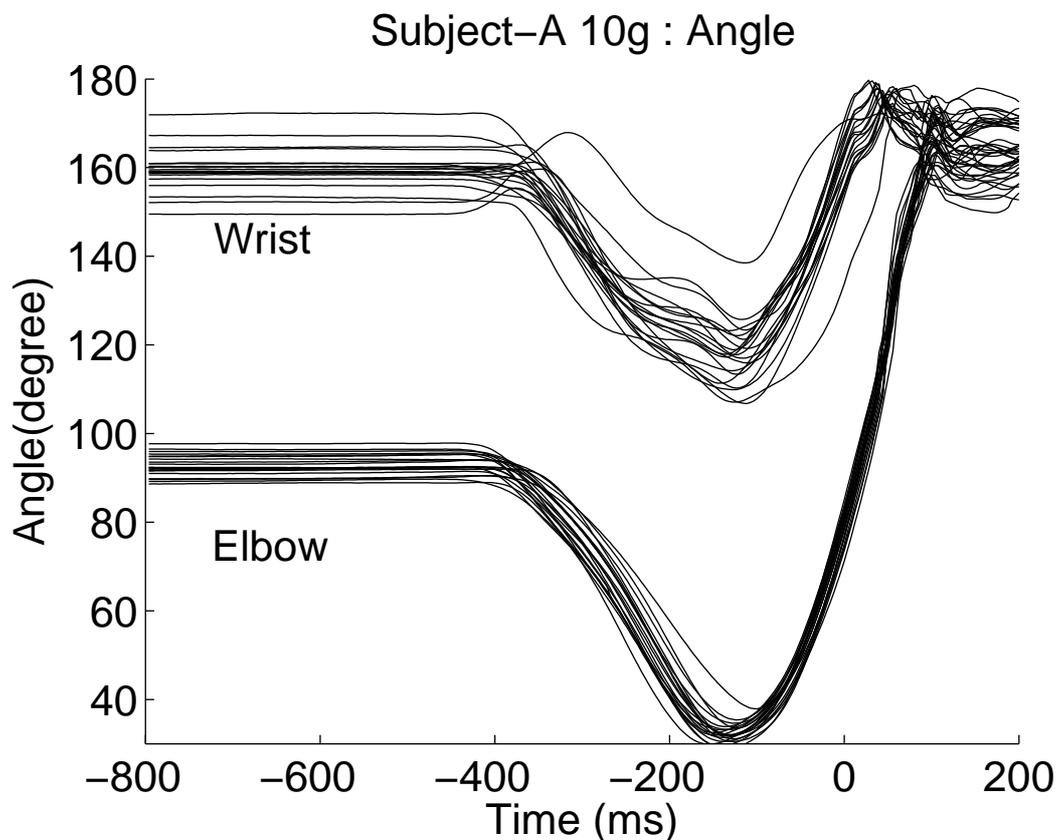


図 3.2.2 肘関節と手首関節の時間推移(被験者 A, 10g)

被験者 5 名の全条件における手首関節のばらつき幅を表 3.2.1 に、肘関節のばらつき幅を表 3.2.2 に示す。表に示された「平均」は、4 種の質量ごとに生じたばらつき幅の平均である。全ての被験者は、肘に比べ手首関節のばらつき幅が 2 倍前後生じており、被験者 A については 3 倍以上、被験者 E には 4 倍以上のばらつき幅が観察されている。

表 3.2.1 手首関節のばらつき幅 [degree]

	10g	109g	213g	535g	平均
A	37.1	17.6	22.2	58.1	33.7
B	15.0	12.3	12.7	11.9	13.0
C	27.2	28.5	35.9	19.4	19.6
D	19.7	24.3	27.0	17.6	22.2
E	27.2	26.8	29.8	22.2	26.5

表 3.2.2 肘関節のばらつき幅 [degree]

	10g	109g	213g	535g	平均

A	10.7	8.4	10.4	10.3	10.1
B	6.6	7.2	7.9	5.5	6.8
C	5.4	6.2	12.3	10.3	8.6
D	10.0	12.2	8.6	11.5	10.6
E	4.2	6.1	8.0	3.8	5.5

次に、被験者 A の手首関節と肘関節の計測結果を打撃時刻を原点にしてそろえ、球の質量ごとに平均したものを図 3.2.3, 3.2.4 に示す。また、他の被験者の計測結果は付録 B, C に示す。

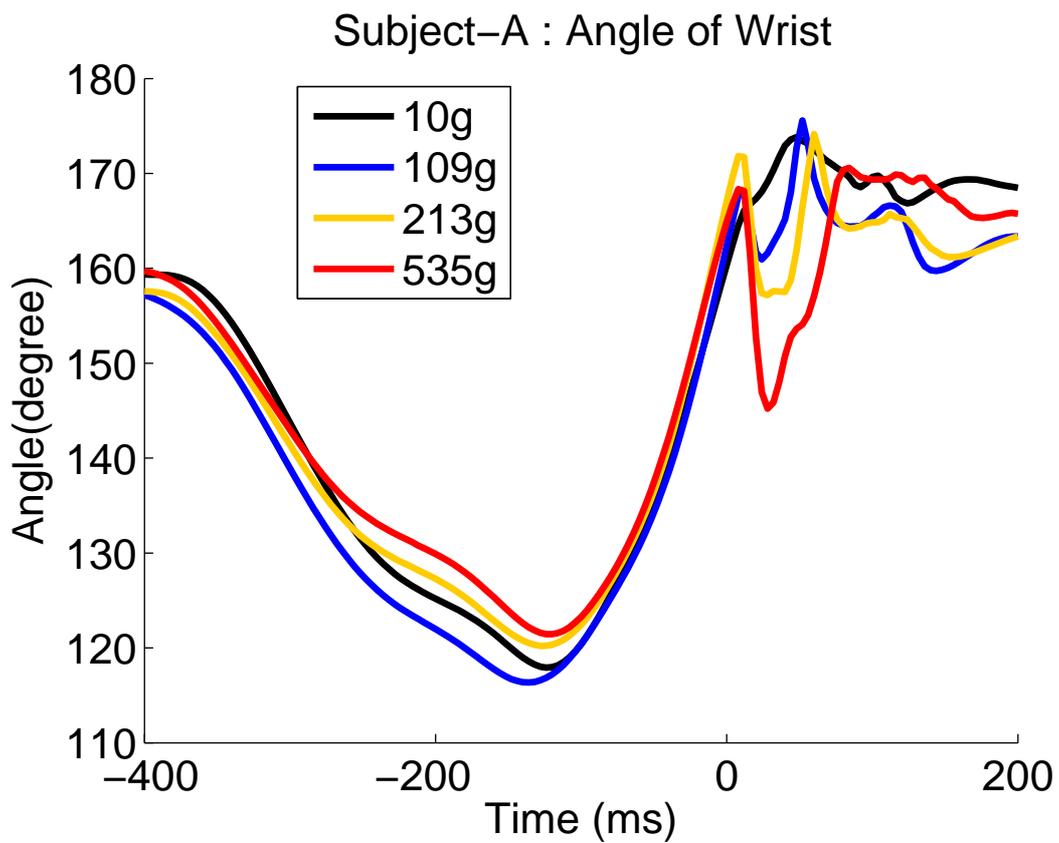


図 3.2.3 質量ごとの手首関節の平均軌道(被験者 A)

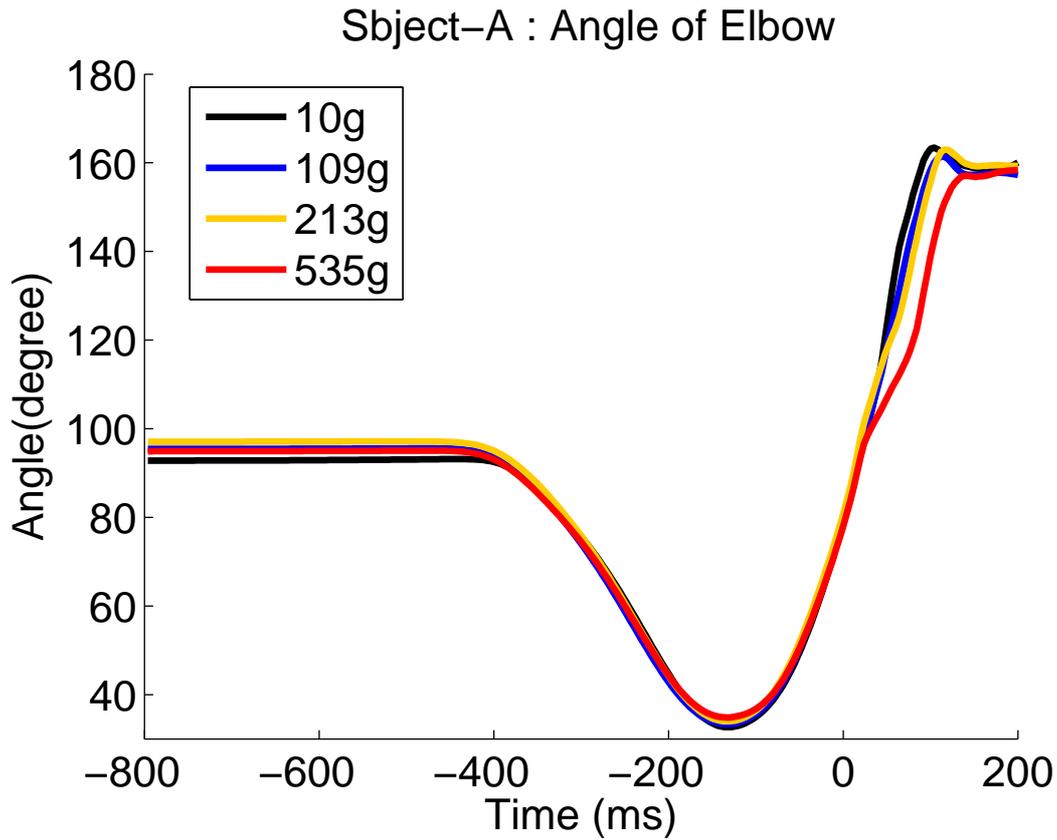


図 3.2.4 質量ごとの肘関節の平均軌道(被験者 A)

手首関節(図 3.2.3)の角度を見ると, 球の質量の増加と共に打撃時刻の値が増加している。これは, 質量の増加に依存して指先が球のある方向へ進んだ状態で球と接触していることを指す。一方で, 肘関節(図 3.2.4)の平均軌道は, 質量によらずに一定の形状を示している。

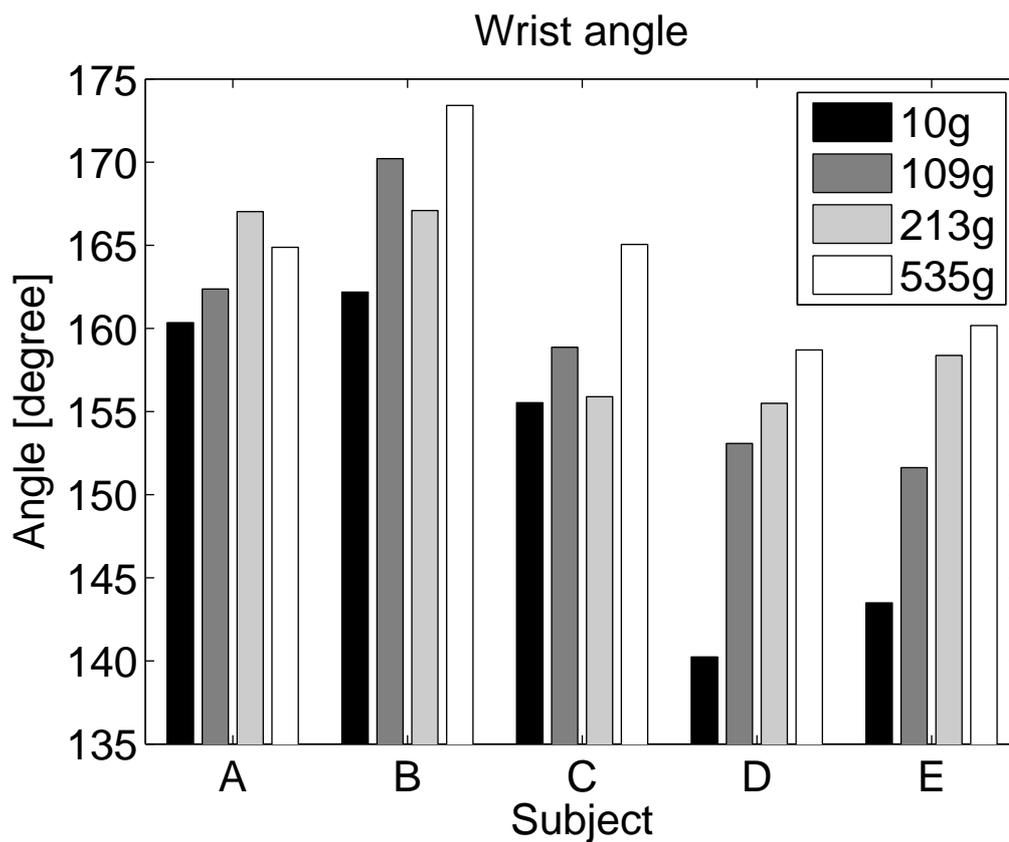


図 3.2.5 各条件の平均起動での打撃時刻での手首関節の角度

全ての被験者の打撃時刻での手首関節の角度の平均値(図 3.2.5)を見ると、5名全ての被験者について、質量の増加と共に打撃時刻での手首関節の角度が増加する傾向が見られる。分散分析の結果、被験者 B,C,D,E について、球の質量による手首関節の角度に 1%水準で有意な差があった。

### 3.2.2 表面筋電位

肘の制御の担い手である上腕三頭筋(TB)と上腕二頭筋(BB)の表面筋電位(EMG)について、被験者 A の計測結果を打撃時刻を原点にしてそろえ、球の質量ごとに平均したものを図 3.2.6 に示す。また、他の被験者の計測結果は付録 D に示す。

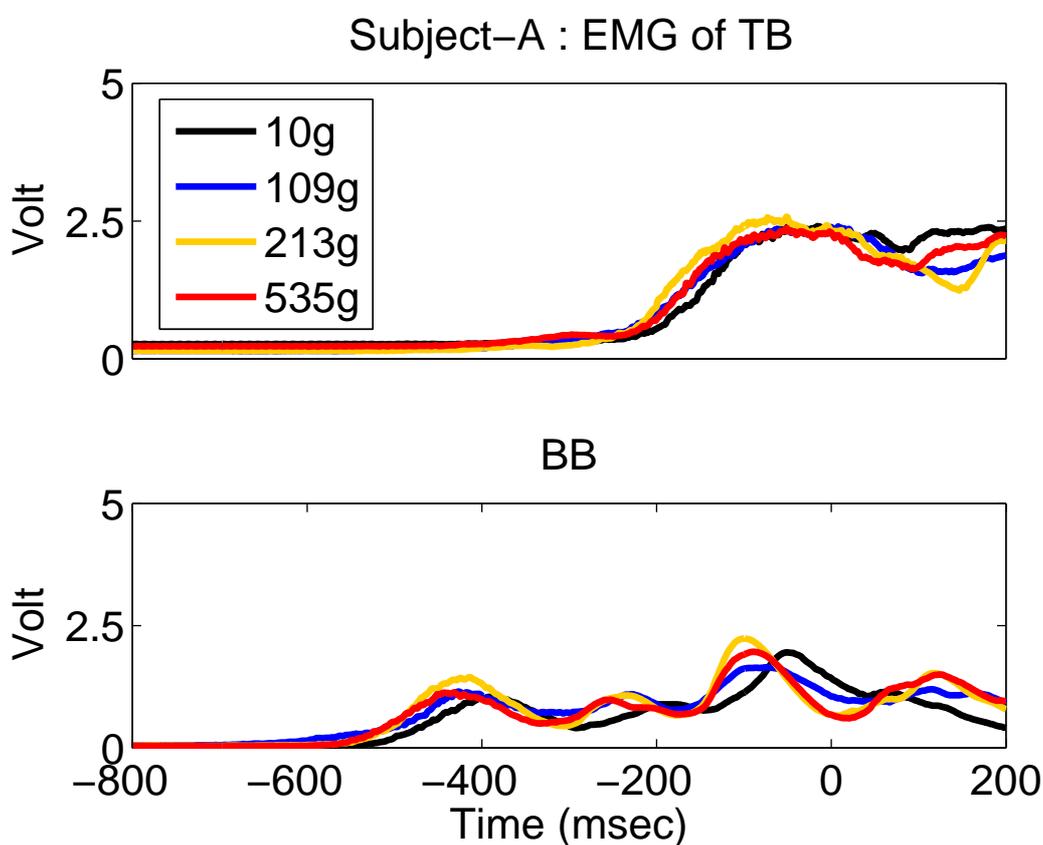


図 3.2.6 肘関節の伸筋と屈筋の表面筋電位の時間推移(被験者 A)

[ TB:上腕三頭筋, BB:上腕二頭筋 ]

被験者 A の上腕三頭筋 (TB) の表面筋電位は, 質量によらず  $-200$  msec 前後に立ち上がり,  $-150$  msec ごろから一定を保って球と接触する. すなわち, 打撃動作における主動筋となる上腕三頭筋は球の質量によらずほぼ一定の動作をしていると考えられる.

被験者5名中4名 (A, C, D, E) の上腕三頭筋の表面筋電位は, 質量によらずほぼ一定の波形を示した. 一方で, 上腕二頭筋の波形には, 被験者間に共通する条件間での質量の増加に依存した傾向は見られなかった.

次に、被験者 A の手首関節の尺側手根伸筋 (ECU) および長橈側手根伸筋 (ECRL) の表面筋電位の計測結果 (図 3.2.7) を見ると、ECU、ECRL どちらも球の質量の増加と共に打撃時刻での電位が上がるのがわかる。ECU、ECRL は打撃動作においては手首関節の拮抗筋であることから、これらの結果は質量の増加と共に打撃する方向とは逆に力を発する筋の活動度が上がることを示す。その他の被験者の計測結果については、付録 E に示す。

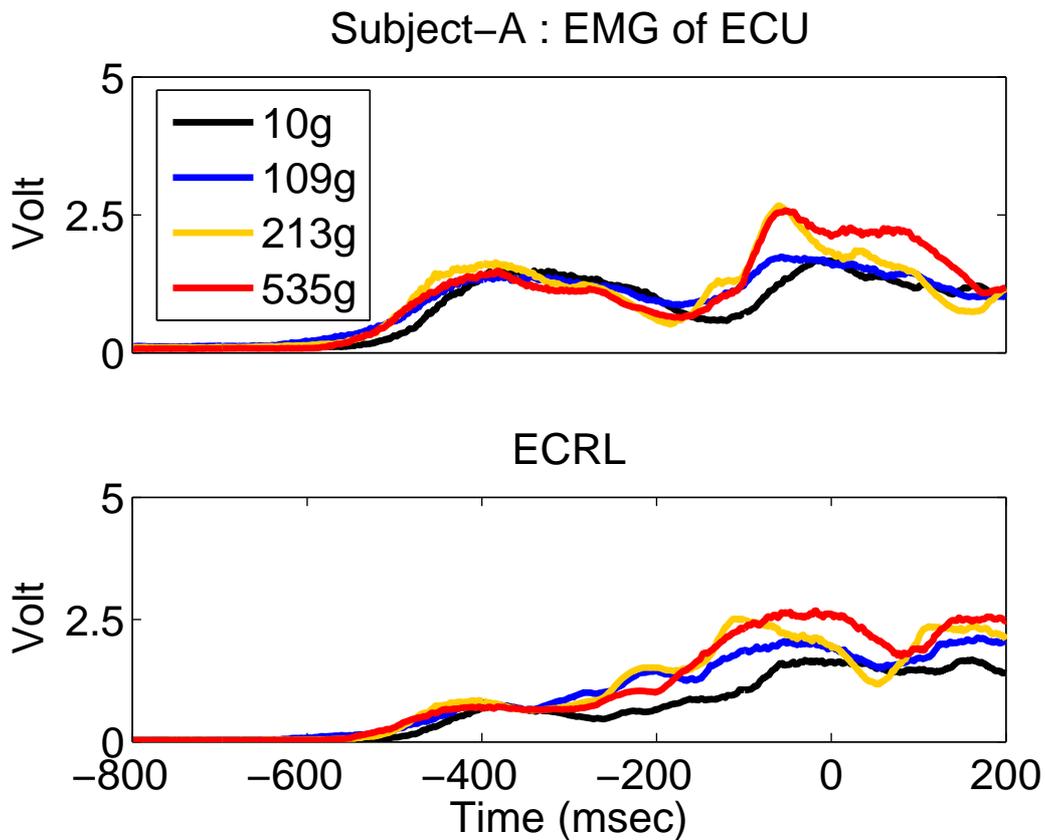


図 3.2.7 手首関節の伸筋の表面筋電位の時間推移 (被験者 A)

[ ECU:尺側手根伸筋, ECRL:長橈側手根伸筋 ]

図 3.2.8 は、全ての被験者の打撃時刻での手首関節の伸筋の筋電位を示したものである。被験者 A, C, D, E の4名の伸筋が、質量の増加と共に打撃時刻での電位が上がっている。分散分析の結果、ECUについては全ての被験者において条件間に1%水準で有意な差がみられた。また、ECRLについては被験者 A, B, C, D の4名について1%水準で有意差が確認されたことから、統計的に見ても質量の増加と共に伸筋の活動電位上昇の傾向があると言える。

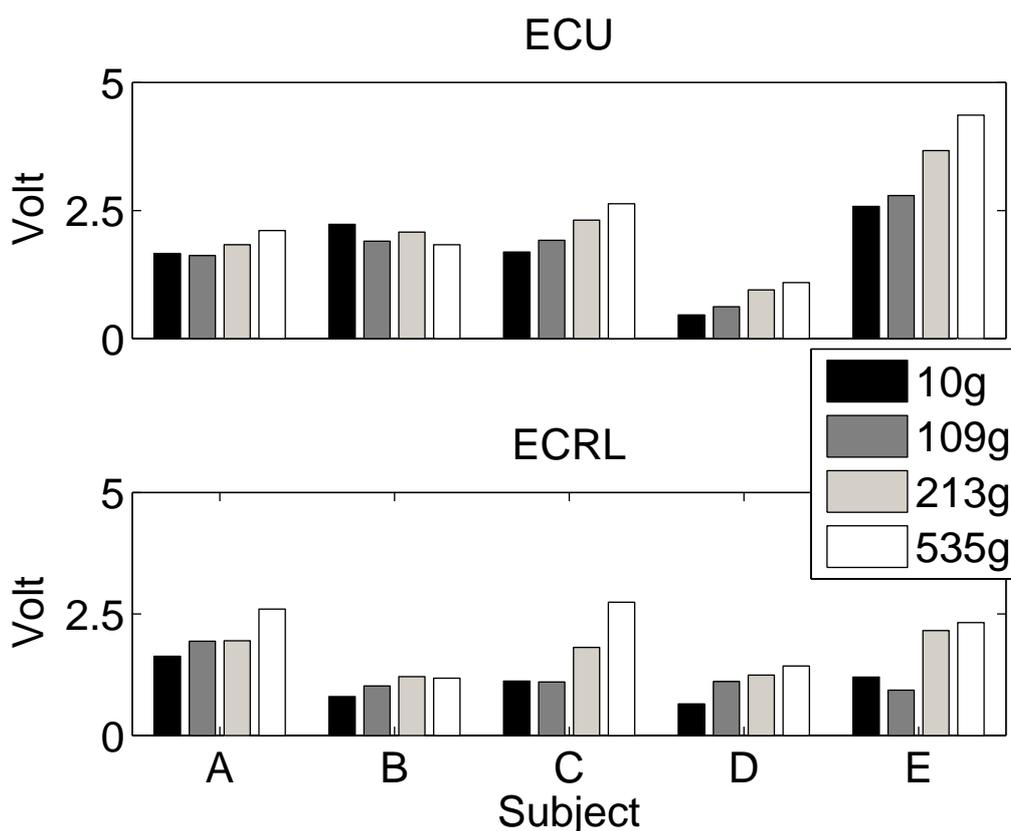


図 3.2.8 手首関節の伸筋の打撃時刻における表面筋電位

[ ECU:尺側手根伸筋, ECRL:長橈側手根伸筋 ]

一方で、手首関節の主動筋となる橈側手根屈筋 (FCR) と尺側手根伸筋 (FCU) の打撃時刻での筋電位 (図 3.2.9) については、被験者間において傾向が異なり、球の質量増加による一貫した変化は見られなかった。

被験者全員の手首関節の屈筋 (FCR, FCU) の時間推移については付録 F に示す。

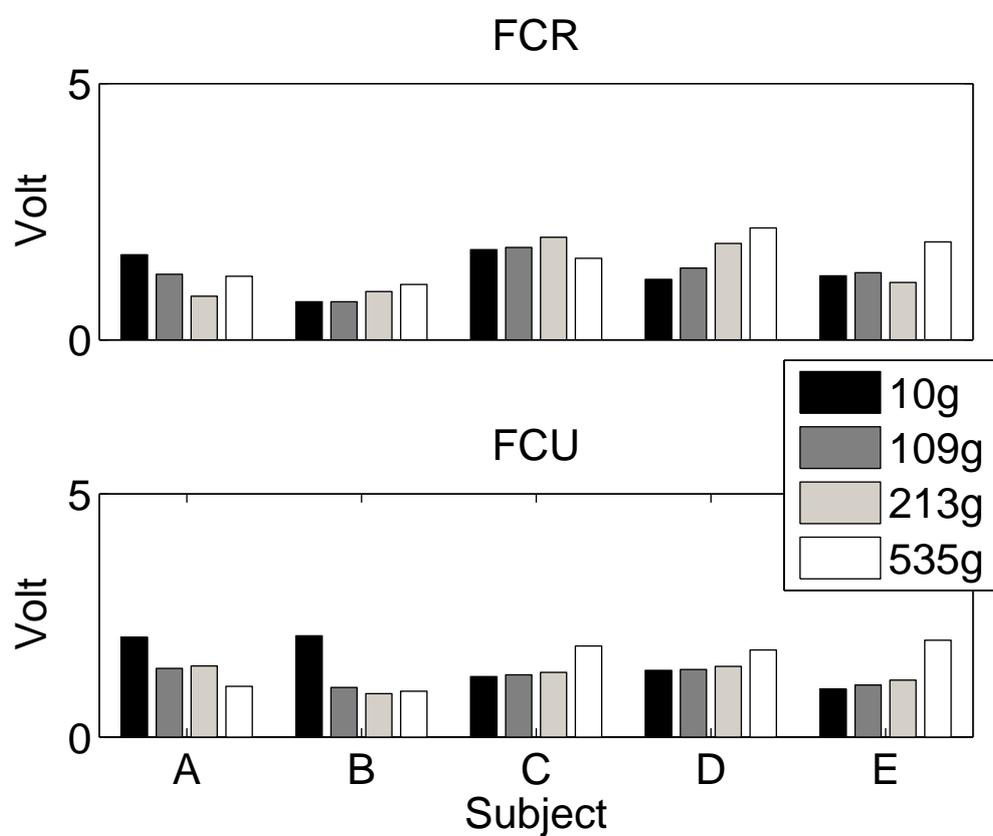


図 3.2.9 手首関節屈筋の打撃時刻における表面筋電位  
 [ FCR: 橈側手根屈筋, FCU: 尺側手根屈筋 ]

### 3.2.3 結果のまとめ

本実験では、ヒトが対象に与えるタスク成果を問われる運動において、条件に合わせて関節のスティフネスを調節している可能性について検討するため、球に最大速度を与えることを目的として球を打撃する動作を取り上げ、上肢の表面筋電位と三次元位置の計測を行った。

#### 1. 「手首関節と肘関節のばらつき幅」

腕の三次元位置から算出した手首関節と肘関節の角度は、同質量の球を用いた20回の試行の中で毎回違いが生じた。打撃時刻の関節角度の最大値と最小値の差(ばらつき幅)を手首関節と肘関節で比較すると、どの被験者についても手首関節が肘関節の2倍前後大きくなった(表 3.2.1, 表 3.2.2)。

#### 2. 「手首関節の伸筋(拮抗筋)の表面筋電位の、球の質量に依存した増加現象」

打撃時刻での手首関節の伸筋の電位(図 3.2.8)に質量増加による増加傾向が見られた。被験者らは質量の増加に依存して関節の伸筋の収縮力を強めていると推測される。ここで、手首関節の伸筋は打撃動作における拮抗筋となるため、質量増加に合わせて収縮力を強めることは、トルク発生ではなく、関節スティフネスを上昇させる効果を

生むためのものであると考えられる。すなわち、被験者らは球の質量の増加に合わせて手首関節のスティフネスを強めるために手首関節の伸筋の収縮力を強めて打撃を行っていたと考えられる。

### 3. 「打撃時刻の手首関節の角度の, 球の質量の増加に依存した上昇傾向」

打撃時刻での手首関節の角度(図 3.2.5)に質量増加による上昇傾向が見られた。これは、被験者らが質量増加に依存して指先が球の方向へ進んだ状態で打撃を行うようになることを意味する。被験者らには、質量増加に合わせて手首関節のスティフネスを強めている可能性があることから、スティフネスの上昇に合わせて、球に押されて生じる手首関節の角度の変化量を増加させる狙いがあると考えられる。

### 4. 「球の質量の変化に依存しない肘関節の制御」

肘関節角度の時間推移(図 3.2.4)を見ると、球の質量によらずほぼ一定している傾向が見られた。また、肘関節の主動筋となる上腕三頭筋の電位(図 3.2.6)も、質量によらずほぼ一定の波形を得たことから、肘関節は球の質量によらず一定に制御されていたと推測できる。

## 第4章

# 数値実験

行動実験では, 被験者らが球の質量の増加に合わせ手首関節の拮抗筋の収縮力を強めて打撃を行っている結果を得た. そこで, 球の質量の増加に合わせて手首関節のステイフネスを上昇させることの利点を探るために, リンク機構のモデルを用いて数値実験を行った.

### 4.1 モデル設計

本実験では, 上腕・前腕・手からなる腕のモデルを設計し, 打撃動作を再現した. 打撃する球の質量に依存して拮抗筋を収縮させて手首関節のステイフネスを増加させることの利点を探るため, 主動筋のみが収縮し拮抗筋が活動しない状態と, 拮抗筋を主動筋と

同レベルに活性化しトルクを打ち消し手首関節のスティフネスが高い状態の二つの極端なケースを想定しモデルを設計した。

拮抗筋の活動が働かない状態として手首にトルクモーターを用いたモデル(以下, モーターモデル, 図 4.1.1.a)を用意した. また, 拮抗筋と主動筋の収縮力が高いレベルで釣り合い手首関節のトルクが発生せず, スティフネスが上昇している状態として手首関節に回転バネを置いた(以下, バネモデル, 4.1.1.b). 両モデルの肘にはトルクモーターを置いた.

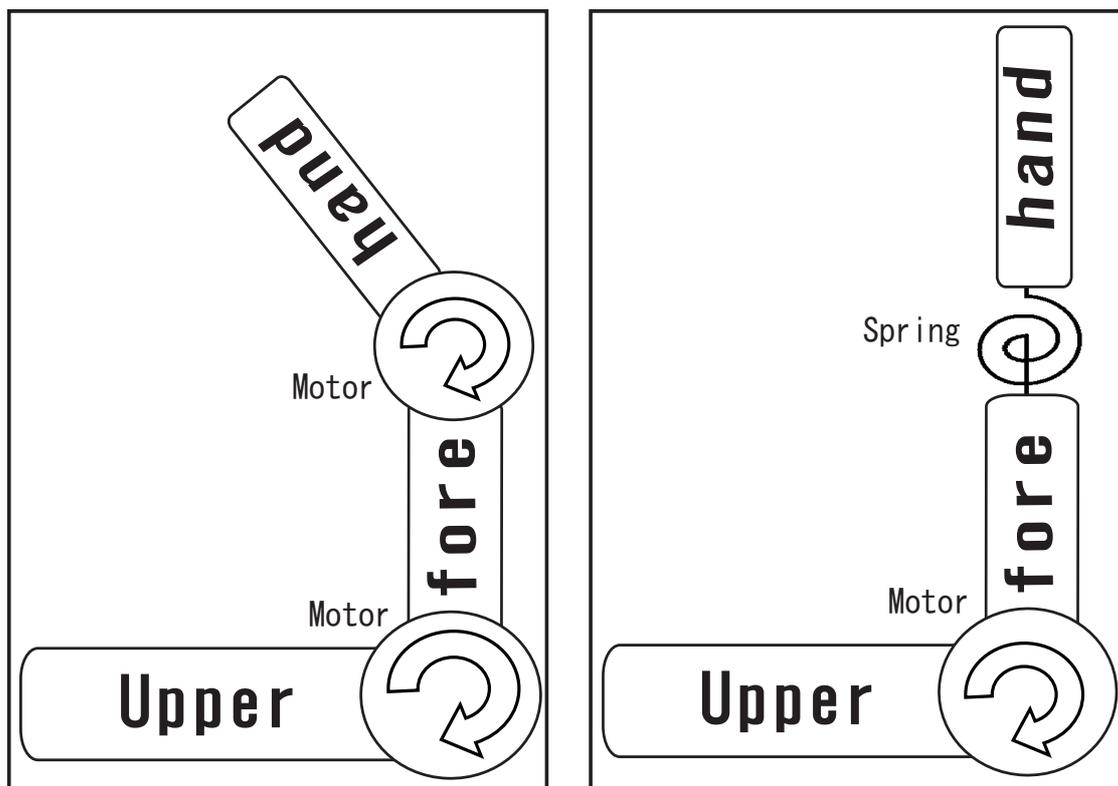


図 4.1.1 (a) モーターモデル

(b) バネモデル

上腕, 前腕と手の重量と寸法, 肘関節と手首関節の粘性係数, 手と球の反発係数は表 4.1.1 のように設定した. 重量, 寸法と粘性係数は萩原らのモデル[11]を基にした.

表 4.1.1 モデルのパラメータ

	重量 [kg]	長さ [m]	横幅 [m]	厚さ [m]
上腕	1.68	0.320	0.141	0.07
前腕	0.96	0.247	0.106	0.05
手	0.36	0.184	0.094	0.03
粘性係数 肘	1.8 N m s/rad	反発係数 手	0.7	
手首	1.0 N m s/rad	球	0.7	

図 4.1.2 にモーターに入力したトルクを示す。

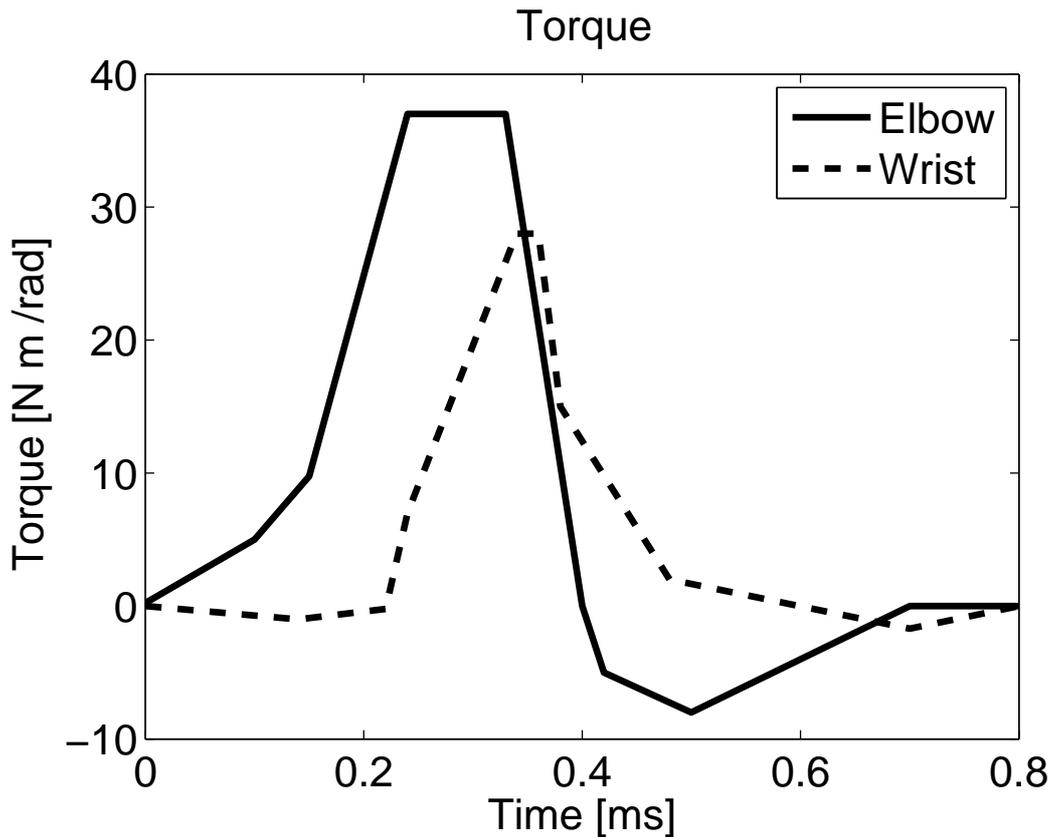


図 4.1.2 モーターに入力したトルク

モーターに入力したトルクは、被験者 A の 109g の球を用いた試行で得られた肘と手首関節の角度の平均値を入力してモデルを動かし、その時にモーターが発生しているトルクを 250Hz で算出し、簡単にするため 20Hz にダウンサンプリングしたものを入力した。

バネモデルの手首関節部のバネ乗数は 20Nm/rad とした。これは萩原ら[9]の用いたバネモデルから肘と手首関節の比を算出し(肘:手首=3:1), Latash ら(1991)が計測した肘関節のスティフネス(63Nm/rad) [10]と先の比から求めた。

## 4.2 タスク設定

作成した腕のモデルにより, 1g, 10g, 100g, 200g, 500g, 1000g の球に対して打撃動作を行った. 行動実験によって得られた筋電位や関節角度のデータから, 肘関節は球の質量によらずほぼ一定の動きをしていたと考えられるため, 肘関節のモーターには一定のトルクを入力した.

一方で, 手首関節には行動実験により観測された, 同質量の球に対する打撃の打撃時刻での手首関節の角度の最小値と最大値の差(ばらつき幅)を参考に, モーター・バネの両モデルの手首関節に, 以下のような手順で打撃時刻での手首関節の角度に 40 度前後の幅でばらつきを生じるように, 手首関節の動きを設定した.

バネモデルの回転バネの釣り合いの位置は, 手首関節の角度が 180 度になる位置を規準とし, 160 度から 200 度の範囲で 5 度おきに設定した.

モーターモデルの動きの差については, 手首関節のモーターを基本トルクから 5msec ごとに  $\pm 20$  msec まで前後させることで手首関節の動きのばらつきを再現した( $-20$  msec は肘関節に対して  $-20$  msec 手首関節の駆動が早く,  $+20$  msec は駆動が遅いことを示す). 各入力トルクにおける打撃時刻の手首関節の角度(表 4.2.1)は, 最大値  $203.3\text{deg}(-20\text{ msec})$ , 最小値  $161.4\text{deg}(+20)$ と, その差  $41.84\text{deg}$  の範囲で打撃時刻の手首関節の角度の幅(ばらつき幅)が生じた. バネモデルの打撃時刻の手首関節の

角度(表 4.2.2)は, 最大値 195.1deg(200deg), 最小値 156.7deg(160deg)で, その差 38.4deg の範囲でばらつき幅が生じた.

表 4.2.1 モーターモデルの打撃時刻の手首関節の角度

トルクのずれ[msec]	-20	-15	-10	-5	0
接触時の角度[deg]	203.3	198.1	194.6	188.9	182.3
トルクのずれ[msec]	+5	+10	+15	+20	
接触時の角度[deg]	183.0	171.3	166.5	161.4	

表 4.2.2 バネモデルの打撃時刻の手首関節の角度

バネのつりあいの位置[deg]	200	195	190	185	180
接触時の角度[deg]	195.1	190.2	185.1	180.8	175.6
バネのつりあいの位置[deg]	175	170	165	160	
接触時の角度[deg]	170.9	166.2	161.5	156.7	

## 4.3 実験結果

モーターモデル, バネモデルによる実験結果から, 両モデルが打撃によって球に与えた速度を表 4.3.1, 表 4.3.2 に示した. 表 4.3.1 の「トルクのずれ」は, 基本トルクに対する入力した手首関節のトルクのずれを示す. また, 「打撃角度」は打撃時刻の手首関節の角度を示す. 表 4.3.2 のつりあい角度は, 手首関節の回転バネのつりあいの位置の角度を示す.

表 4.3.1 球に与えた速度 [m/s](モーターモデル)

トルクのずれ [msec]	-20	-15	-10	-5	0	5	10	15	20
打撃角度 [degree]	203.3	198.1	194.6	188.9	182.4	183.0	171.3	166.5	161.4
1g	15.0	14.8	14.8	14.5	14.4	14.2	14.0	13.0	12.9
10g	14.1	13.8	13.6	13.6	12.5	12.3	12.2	12.2	11.8
100g	8.2	8.2	8.2	8.6	7.8	7.6	7.5	7.2	7.0
200g	6.3	6.4	6.5	6.6	7.0	6.6	6.8	6.7	6.6
500g	4.4	4.6	4.8	5.0	5.1	5.2	5.8	5.4	5.2
1000g	3.3	3.5	3.6	3.6	3.9	4.1	4.2	4.3	4.5

表 4.3.2 球に与えた速度 [m/s] (バネモデル)

つりあい 角度 [degree]	160	165	170	175	180	185	190	195	200
打撃角度 [degree]	156.7	161.5	166.2	170.9	175.6	180.8	185.1	190.2	195.1
1g	10.7	10.9	10.9	11.0	11.1	11.1	11.0	10.9	10.9
10g	10.0	10.2	10.3	10.5	10.5	10.6	10.5	10.4	10.4
100g	6.1	6.4	6.6	6.9	7.0	7.1	7.2	7.2	7.1
200g	5.5	5.8	5.7	5.8	5.8	5.2	5.3	5.3	5.3
500g	4.7	4.7	4.8	4.7	4.8	4.9	4.7	4.6	4.5
1000g	3.9	4.0	3.9	3.9	4.0	3.9	3.9	3.8	3.6

次に、両モデルを用いた実験結果について、手首関節の動きの差と球に与えた速度の関係を示す。横軸に打撃時刻での手首関節の角度をとり、質量ごとの最大値を 1 に正規化したものを図 4.3.1, 図 4.3.2 に示す。

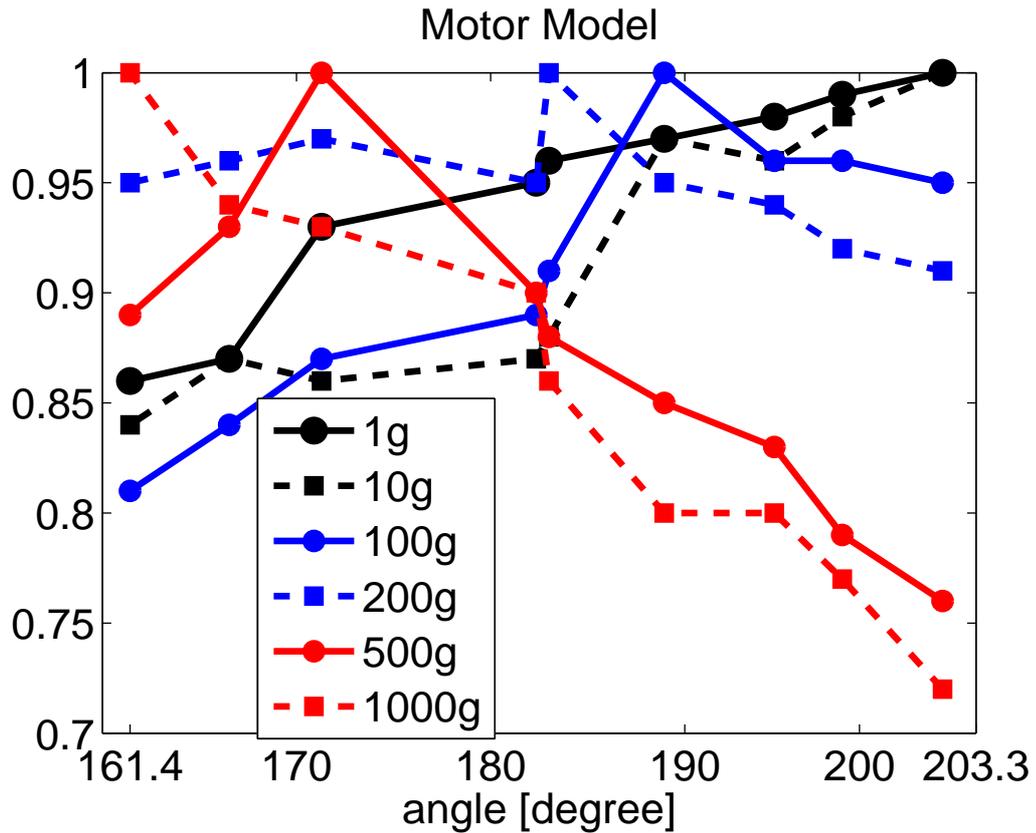


図 4.3.1 打撃時刻の手首関節の角度と球に与えた速度(モーターモデル)

図 4.3.1 より, モーターモデルは 200g 以下の 4 種の球に対する速度の最小値はどれも 0.85 以上であるが, 500g, 1000g の球に対しては最小値が 0.75 以下を取るようになり, モーターモデルは打撃時刻の手首関節の角度の変化が, 球の質量が増加するにつれて大きくなると考えられる.

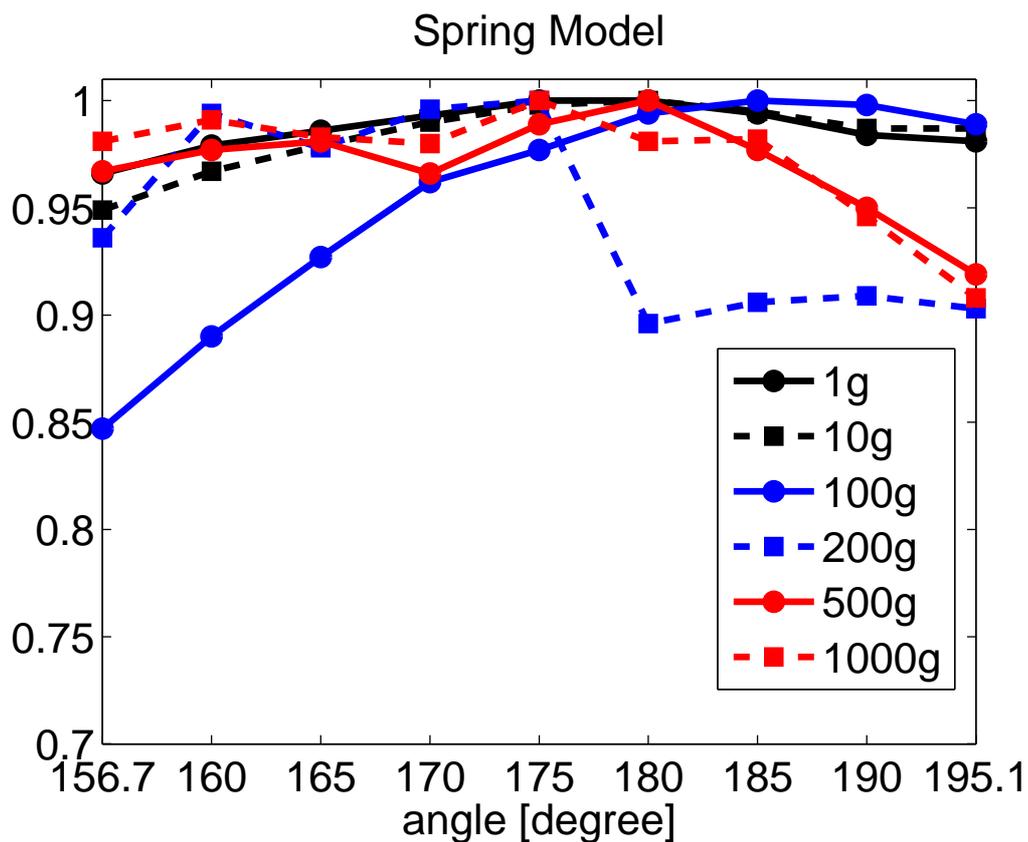


図 4.3.2 打撃時刻の手首関節の角度と球に与えた速度(バネモデル)

バネモデル(図 4.3.2)は全ての質量の球に対してモーターモデルよりも手首関節の動きの差による影響が少ないが,特に 500g, 1000g の球に対して 0.9 以上と安定し,バネモデルでは質量の増加につれて打撃時刻の手首関節の角度の違いによる影響が小さくなると言える。

次に,モーターモデルとバネモデルの条件の変化によって生じた打撃後の球の速度

の最大値と最小値(図 4.3.3)を見ると, 球に与えた速度の最大値は球の質量によらずモーターモデルの方が大きい. しかし, 両モデルの最大値の差は質量が増すごとに差が小さくなった. 具体的には, 1g の球に対するモーターモデルの最大値はバネモデルの1.35 倍となるが, 1000g では 1.12 倍となる.

また, 最小値は 200g 以下ではモーターモデルの方が大きい, 500g と 1000g の球に対してはバネモデルの方が大きくなる.

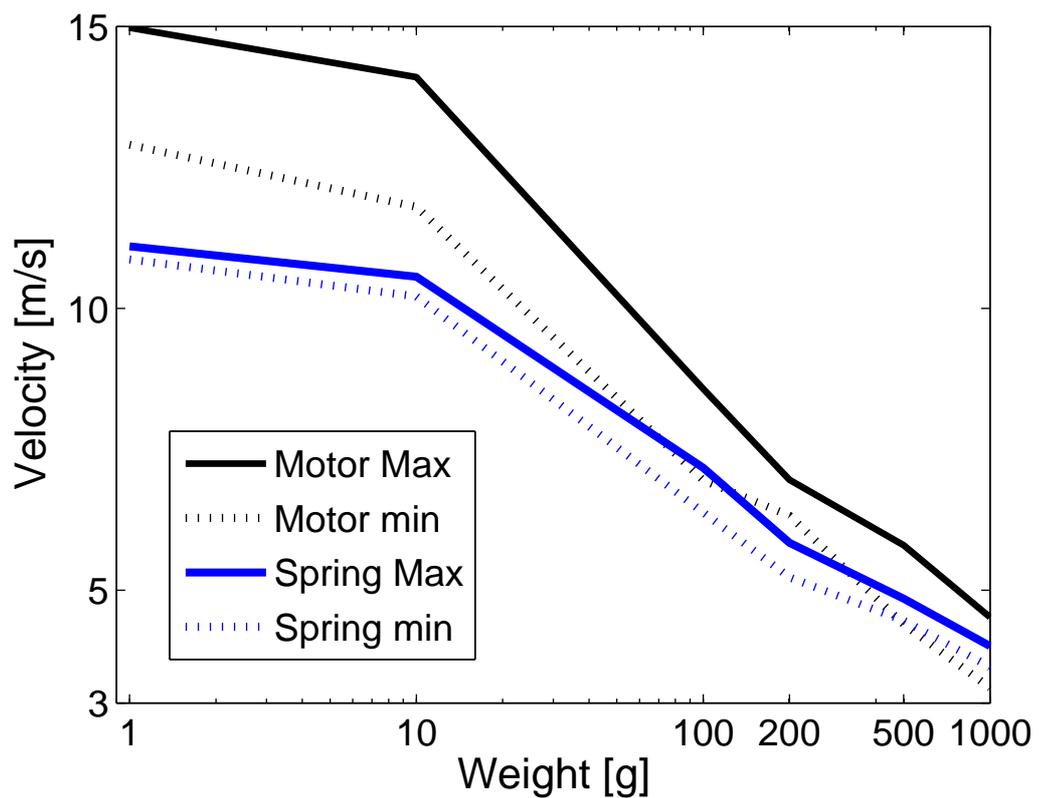


図 4.3.3 モーターモデルとバネモデル:与えた速度の最小値と最大値

## 4.4 結果のまとめ

本実験では、打撃動作において球の質量の増加に合わせ手首関節のスティフネスを上昇させることの利点を探るために、拮抗筋が収縮力を発生しない状態としてモーターモデルを、拮抗筋と主動筋の収縮力が高いレベルで釣り合い手首関節のトルクが発生せず、スティフネスが上昇している状態としてバネモデルを用い、数値実験を行った。

### 1. 「バネモデルの利点: 球に与える力のロスの軽減」

打撃時刻の手首関節の角度と球に与えた速度の関係を、モーターモデル(図 4.3.1)とバネモデル(図 4.3.2)で比較すると、モーターモデルは、200g 以下の 4 種の球に対する速度の最小値はどれも 0.85 以上であるが、500g, 1000g の球に対しては最小値が 0.75 以下を取るようになり、モーターモデルは手首関節の動きの変化による影響が、球の質量が増加するにつれて大きくなると考えられる。一方で、バネモデルはモーターモデルとは逆に、500g, 1000g の球に対して 0.9 以上と安定し、バネモデルでは質量の増加につれて手首関節の動きの変化の影響が小さくなる。以上のことから、バネモデルはモーターモデルに対して手首関節の動きのばらつきによって生じる球に与える力のロスを軽減する利点を持ち、その利点は球の質量の増加と共に強くなると考えられる。

## 2. 「モーターモデルの利点:理想フォームでの打撃により球に与える力を増加」

手首関節の動きの差によって生じる, 同質量の球に与えた速度の最大値と最小値を2つのモデルで比較すると, 最大値は球の質量によらずモーターモデルの方が大きい結果を得た. 最大速度を与えた時の手首関節の動きが理想のフォームだと考えると, 理想的なフォームで打撃を行った場合, 球の質量によらずモーターモデルの方が球に与える力は大きいと考えられる. しかし, 両モデルの最大値の差は質量が増すごとに差が小さくなり, 1gの球に対するモーターモデルの最大値はバネモデルの1.35倍となるが, 1000gでは1.12倍となった.

## 第5章

### 考察

数値実験において、理想的なフォームでの打撃を行った場合、質量によらずモータモデルはバネモデルよりも大きな速度を球に与えることができるが、両モデルの差は質量の増加と共に小さくなることがわかった。一方で、バネモデルはモータモデルに対して理想的なフォームからの実際のフォームのずれ(以下、運動のばらつき)の影響を受けにくい利点を持ち、特に質量が増加するほど与える速度の大きさが安定する結果となった。

モータモデルは手首関節の拮抗筋が活性化しない状態である。一方で、バネモデルは手首関節の拮抗筋を主動筋と同レベルに活性化し手首関節のスティフネスが上昇している状態を再現したものである。行動実験と数値実験の結果から、球に最大速度を与えることを目的とした打撃動作において手首関節のスティフネスの増減による利点は以下の通りと考えられる。

## 1. 「理想のフォームでの打撃による成果を大きくする」

拮抗筋を収縮せずに手首関節にトルクを発生することを優先して打撃を行うと、理想的なフォームで打撃を行った際に与える球の速度を大きくすることができる。これは、球の質量が小さいほど有効となる。

## 2. 「運動のばらつきによる影響を抑える」

拮抗筋を収縮させて手首関節のスティフネスを上げて打撃を行うと、運動のばらつきによる影響を抑えることができる。これは、球の質量が大きいほど有効となる。

行動実験において、被験者 4 名 (A, C, D, E) に、質量の増加と共に打撃時刻における手首の伸筋の電位 (図 5.1) が上昇していることが確認された。

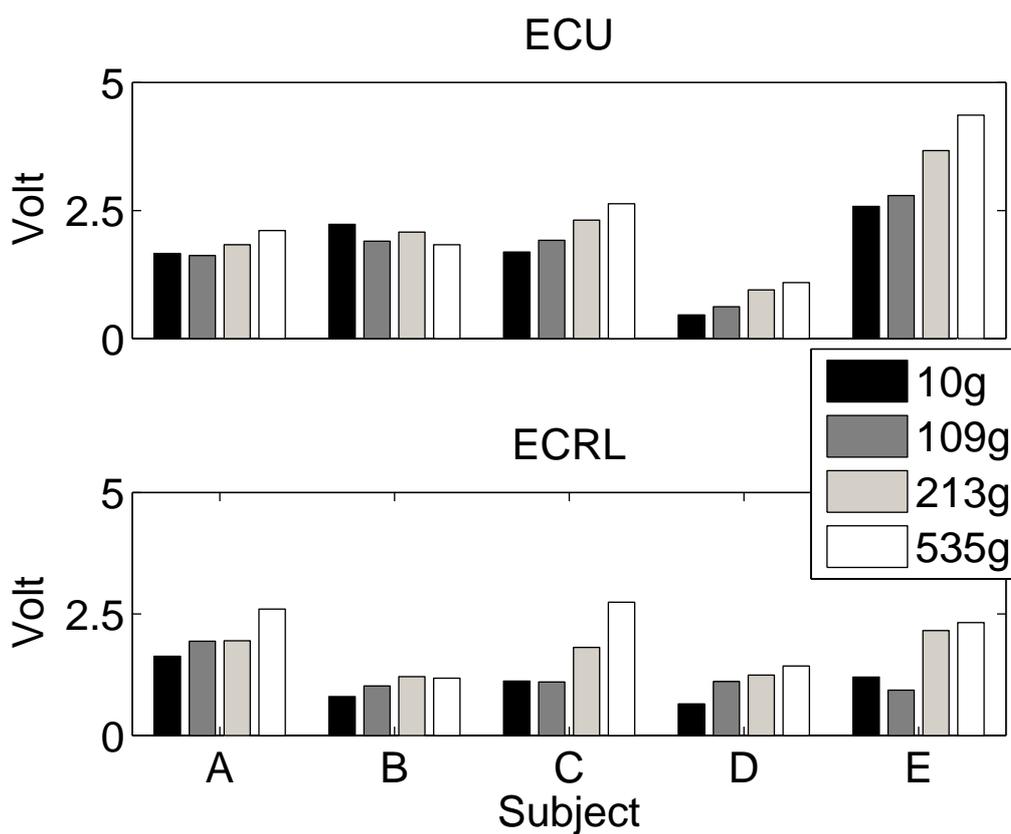


図 5.1 手首関節の伸筋の打撃時刻における表面筋電位

[ ECU: 尺側手根伸筋, ECRL: 長橈側手根伸筋 ]

被験者 4 名は, 球の質量が小さいときには, 拮抗筋の活性を抑えて理想のフォームで打撃を行った際に球に与える力を大きくすることを優先し, 質量の増加と共に拮抗筋を活性化させて運動のばらつきによる影響を抑えること効果を増して打撃を行っていたと考えられる.

ここで, 行動実験により計測された被験者 5 名の手首関節のばらつき幅(表 5.1)を見ると, 全ての条件の試行において被験者 B の値が一番小さい. 図 5.1 より, 被験者 B は手首関節の伸筋の表面筋電位に質量増加による増加傾向が見られない. これは, 被験者 B はばらつき幅が小さいため, 手首関節のスティフネスを増加して運動のばらつきによる影響を抑える効果を得る必要が無く, 質量の増加によらず理想のフォームでの打撃のタスク成績を大きくすることを優先して打撃を行っていたと推測される.

表 5.1 手関節のばらつき幅 [degree]

	10g	109g	213g	535g	平均
A	37.07	17.61	22.17	58.07	33.73
B	15.03	12.25	12.65	11.88	12.95

C	27.22	28.54	35.94	19.35	19.63
D	19.74	24.29	26.95	17.64	22.15
E	27.18	26.82	29.81	22.20	26.50

また、被験者 5 名全員に、質量増加に依存した打撃時刻での手首関節の角度の上昇が見られた(図 5.2)。手首関節の角度の上昇は、指先が前へ曲がった状態で打撃を行うことを意味する。

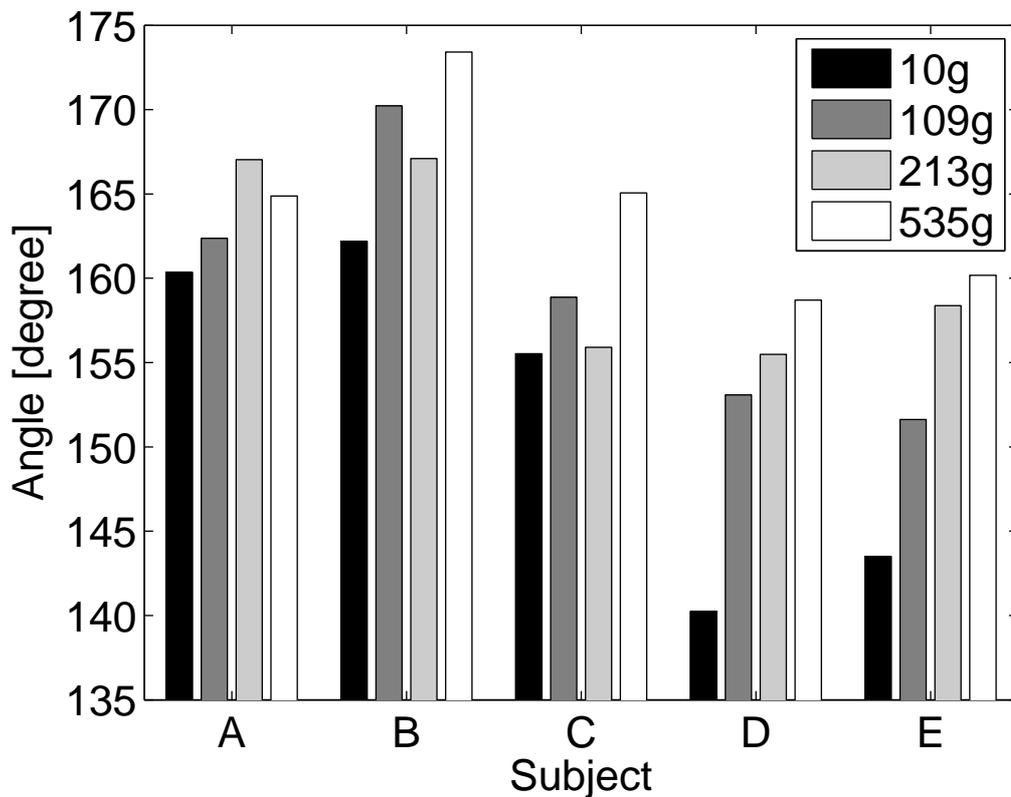


図 5.2 各条件の平均起動での打撃時刻での手首関節の角度

スティフネスは関節角度の変化によって生ずる関節のトルクの変化の大きさである。球の質量の増加によって手首関節が球に押される量が増えることから(図 5.3)、質量の大きい球に対しては打撃時刻で指先を前に曲げておくことで、球との接触による変位の量を

稼ぎ、ステイフネス要素(バネ要素)によるトルクの増加を見込んでいると推測される。

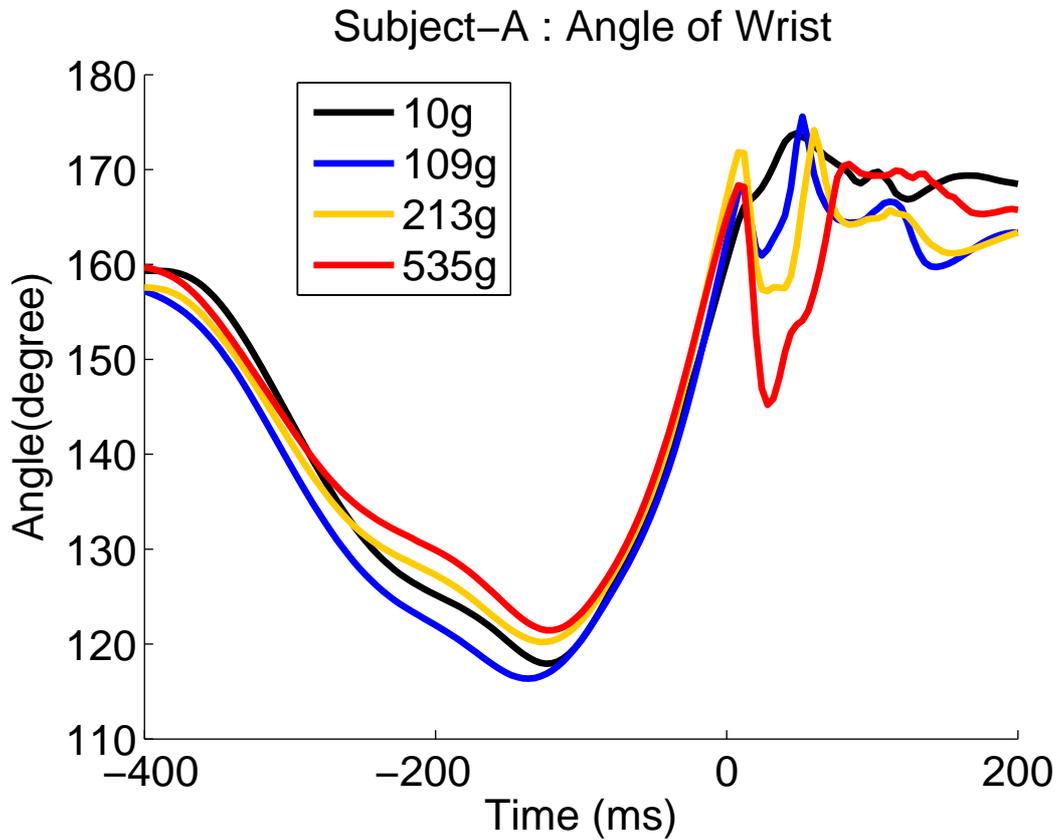


図 5.3 質量ごとの手首関節の平均軌道(被験者 A)

一方で、肘関節の時間推移は質量によらずほぼ一定であり、肘の上腕三頭筋(TB)にも質量による変化が見られなかったため、肘は質量に依存せずに動かしていたと考えられる。

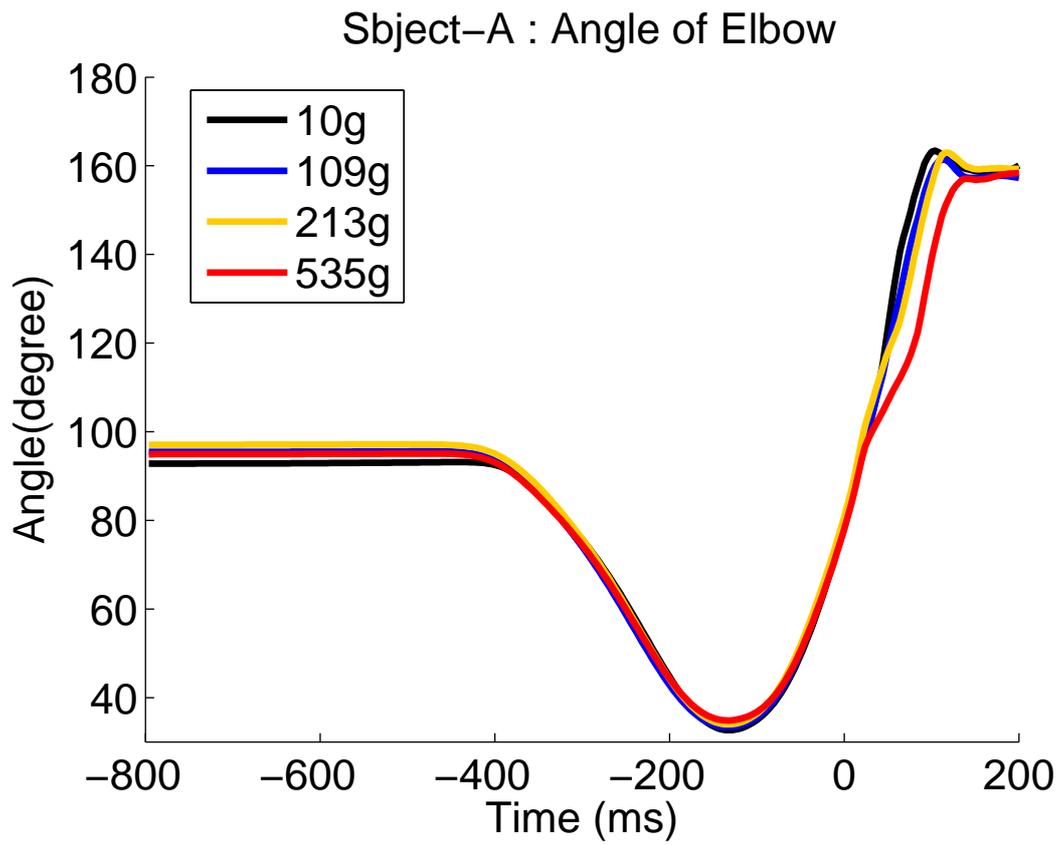


図 5.4 質量ごとの肘関節の平均軌道(被験者 A)

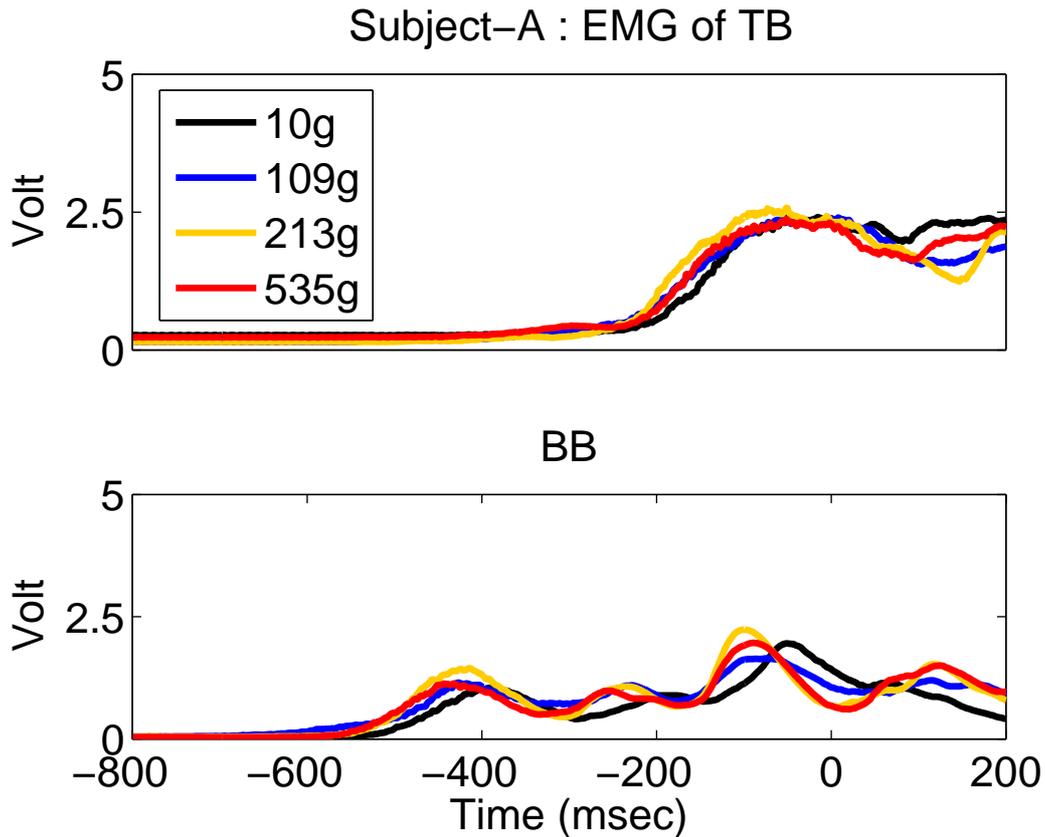


図 5.5 肘関節の伸筋と屈筋の表面筋電位の時間推移(被験者 A)

[ TB: 上腕三頭筋, BB: 上腕二頭筋 ]

これらのことから、被験者らは肘関節を球の質量によらずに動かし、手首関節は

- ① 理想のフォームで打撃を行った場合の球に与える力の大きさ
- ② 運動のばらつきによる影響

の二つのバランスを考慮して、球の質量の増加に合わせて拮抗筋の活動を増加させることで手首関節のスティフネスを調節して打撃を行っていると考えられる。

# 第6章

## 結論

### 6.1 研究成果の要約

本研究では対象への働きの大きさ(タスク成績)が問われる運動として手で球を打撃する動作を取り上げ、ヒトが運動条件に合わせて関節のスティフネスを調節している可能性について、行動実験と数値実験により議論した。

行動実験において、5名の被験者中4名に打撃動作において手首の拮抗筋となる伸筋の打撃時刻の表面筋電位に、球の質量の増加に依存した上昇が見られた。一方で、肘の上腕三頭筋の表面筋電位、肘の角度の時間推移から、肘の動きは球の質量によらず一定の動きが観察された。またばらつき幅は、どの被験者についても手首関節が肘関節の2倍前後大きくなり、肘関節よりも手首関節の動きのばらつきが大きいことがわかった。

数値実験において、手首の拮抗筋が収縮力を発生しない状態(モータモデル)と拮抗筋が主動筋と同レベルに収縮力を発生している状態(バネモデル)の極端な2つのケースについてシミュレーションを行った結果、手首関節のスティフネスを上昇させることで、手首関節の動きのばらつきにより生じる球に与える力のロスを抑えることができる結果が得られた。

以上二つの実験から、被験者らが肘関節を球の質量によらずに同様に動かし、手首関節は「理想のフォームで打撃を行った際の球に与える力の大きさ」と「運動のばらつきにより生じる力のロス」の二つを考慮して、球の質量に合わせて拮抗筋の活動を増減させることで手首関節のスティフネスを調節して打撃を行っている可能性がある結果を得た。

以上の結果より、ヒトは従来言われてきた自身の状態を外乱から保護する目的の他に、タスク成果を最大とする目的においても関節のスティフネスを調節している可能性が十分にあることが示された。

## 6.2 今後の展望

本稿において、球の質量増加に依存して手首関節のスティフネスを増加することで、手

首関節の動きのばらつきにより生じる球に与える力のロスを抑えることができるという結論に達した。今後は、これについてより深く議論するため、同被験者について初めて打撃動作を行ない運動のばらつきが大きい状態と、練習を十分につんで腕の動きのばらつきが減少した状態で計測した表面筋電位を比較を行う予定である。十分に練習をつんだ状態では、スティフネスを増加させてばらつきにより生じる力のロスを抑える必要が無くなるため、ばらつきの減少に合わせて手首の拮抗筋の活動が減少すると思われる。

また、数値実験についても、今後は筋モデルを用いて更なる検討を行っていく予定である。

# 謝辞

本研究を進めるにあたり、ご多忙の中、最後まで熱心なご指導、ご支援を賜りました阪口 豊 助教授に深く感謝するとともに、ここに厚く御礼申し上げます。出澤 正徳 教授、石田 文彦 助手、島井 博行 助手、和田 克己 氏には、本研究が緒についたおりから、終始有益な御討論および適切な御教示を賜りました。ここに、謹んで感謝の意を表します。

また、表面筋電位計測について貴重な御教示をいただいた電気通信大学 システム工学科 人間・知識システム工学講座 坂本 和義 教授、水戸 和幸 助手に深く感謝致します。

最後に、様々な激励をいただいた筆者の在籍する研究室の皆様に、いつも暖かく見守ってくれた家族に心より感謝申し上げます。

## 参考文献

- [1] Hogan, N. “Adaptive control of mechanical impedance by coactivation of antagonist muscles.” IEEE Transactions on Automatic Control **AC-29**(8), 1999
- [2] Gribble, P. L, L. I. Mullin , et al. , “Role of cocontraction in arm movement accuracy,” Journeal of Neurophysiology **89** : 2396-2405 , 2003
- [3] 村上豊. “科学する野球 打撃編,” ベースボール・マガジン社 , 1985
- [4] 村上豊. “科学する野球 投球編,” ベースボール・マガジン社 , 1984
- [5] Frank H. Netter, M. D. “ネッター医学図譜 筋骨格系 I”, 丸善株式会社, 2005
- [6] 谷本道哉, 石井直方, “使える筋肉使えない筋肉,” 山海堂, 2005
- [7] Smith, A. “The coactivaton of antagonist muscles.” Canadian Uournal of Physiology and Pharrmacology **59** : 733-747 , 1981
- [8] 甘利 俊一, 外山 敬介編, “脳科学大辞典” 朝倉書店, 2000
- [9] R. Osu, D. W. Fanklin, H. Kato, H. Gomi, K. Domen, T. Yoshioka and M. Kawato, “Short- and Long-Term Changes in Joint Co-Contraction Associated With Motor Learning as Revealed From Surface EMG” J. Neurophysiol **88** : 991-1004, 2002
- [10] 森田淳一, 木村聡貴, 西條直樹, 五味裕章, “打撃動作における上肢筋制御メカニズムに関する考察,” 電子情報通信学会技術報告, NC2003-211(2004-03) : pp.103-108, 2004
- [11] 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, Vol.**C67** : 2314-2320, 2001

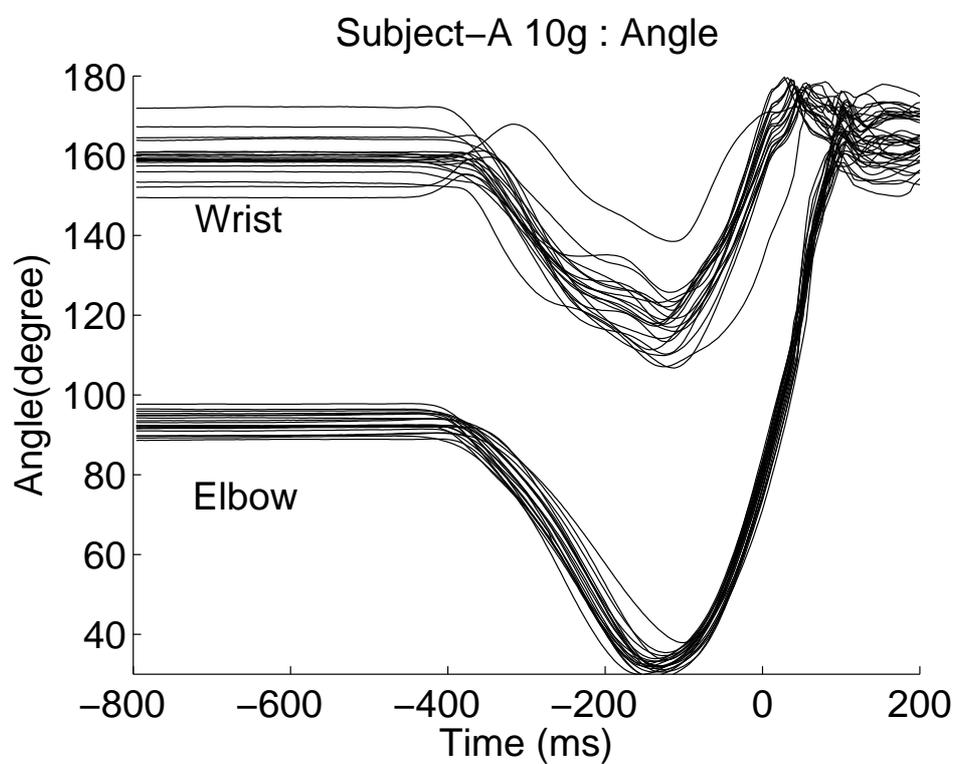
[12] Latash, M. L. and Gottlieb, G. L. , “Reconstruction of shifting elbow joint compliant characteristics during fast and slow movements, “ Neuroscience **43**(2/3) : 697-712, 1991

[13] 河合良訓, 原島広至, “肉単,” エヌ・ティー・エス, 2004

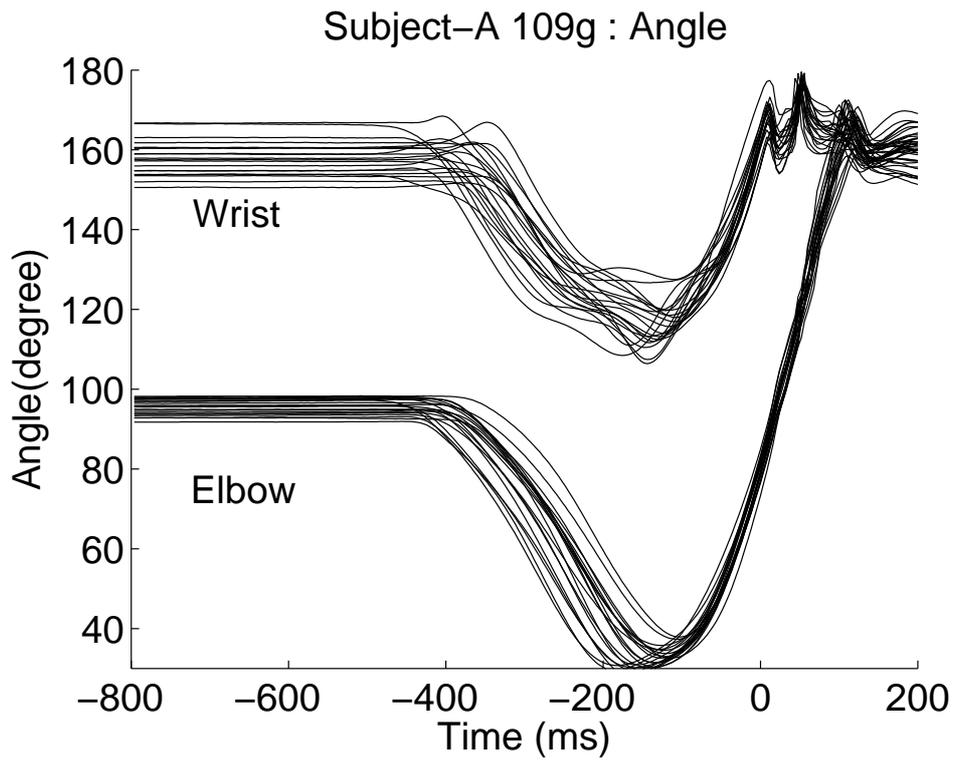
# 付録

## A 関節角度の時間推移

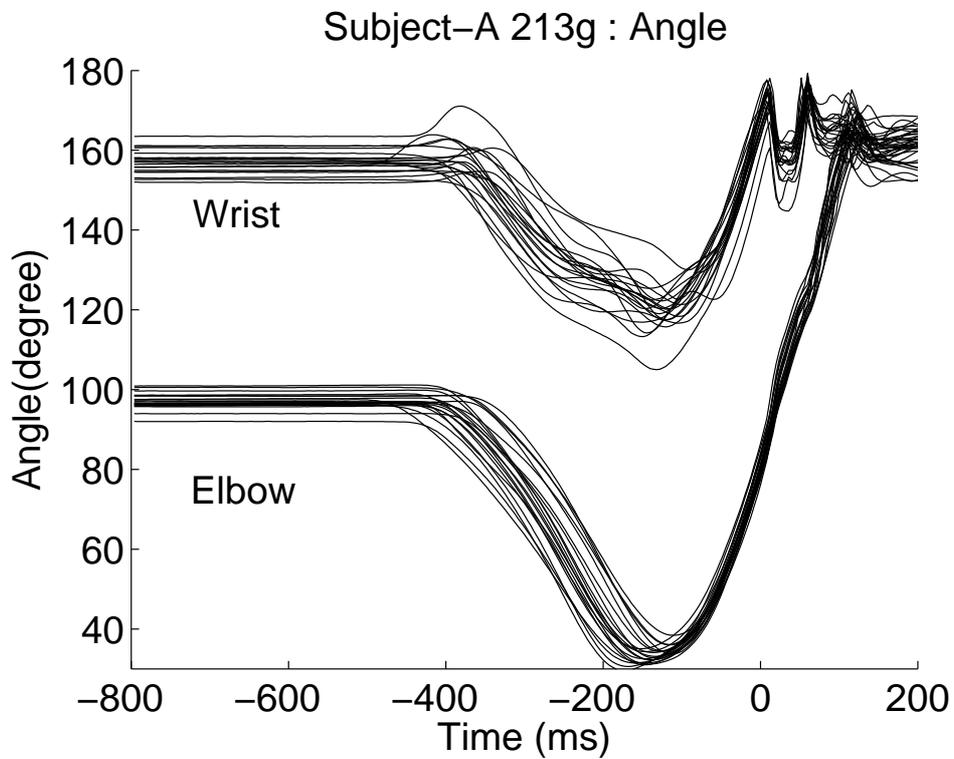
(球の質量ごとの試行を重ねたグラフ)



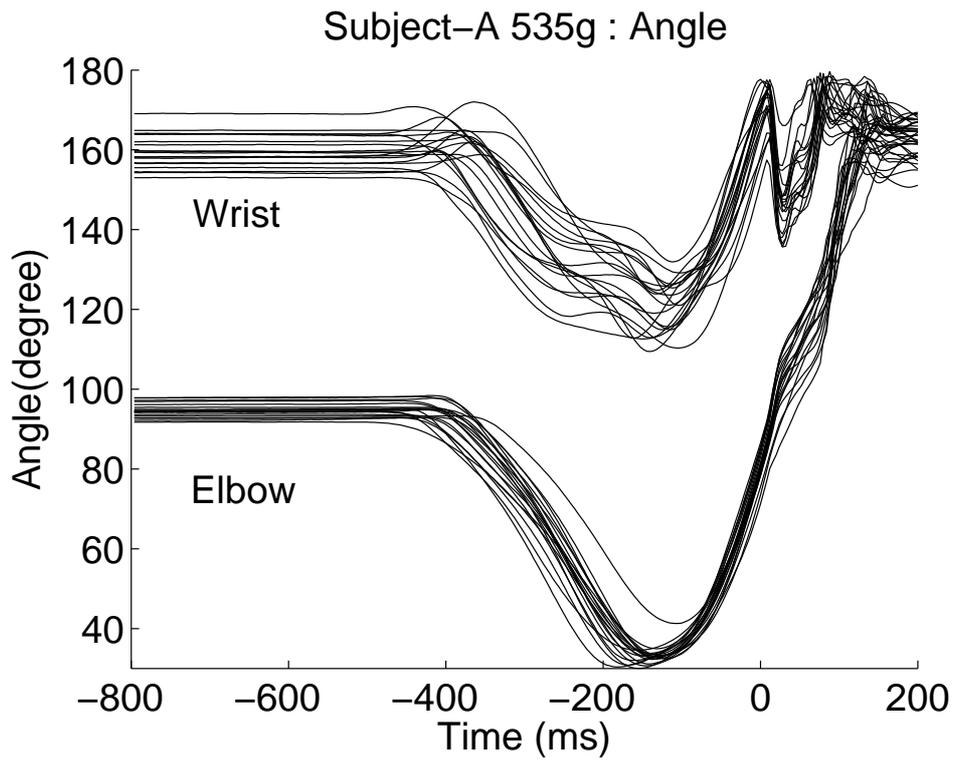
被験者 A: 関節角度の時間推移 10g



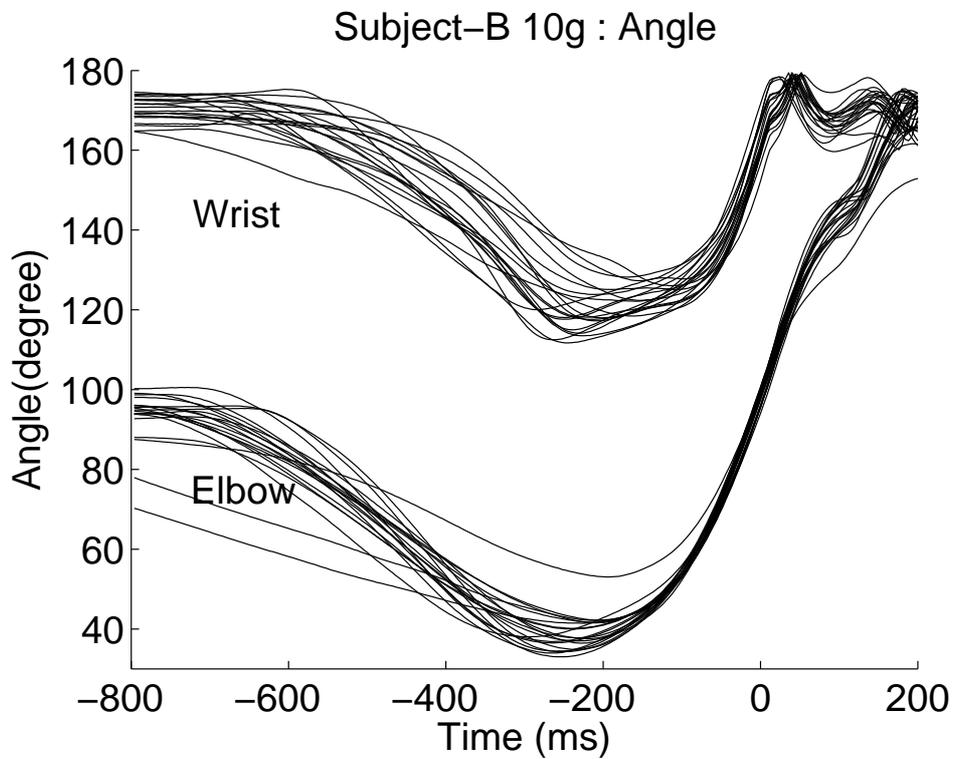
被験者 A: 関節角度の時間推移 109g



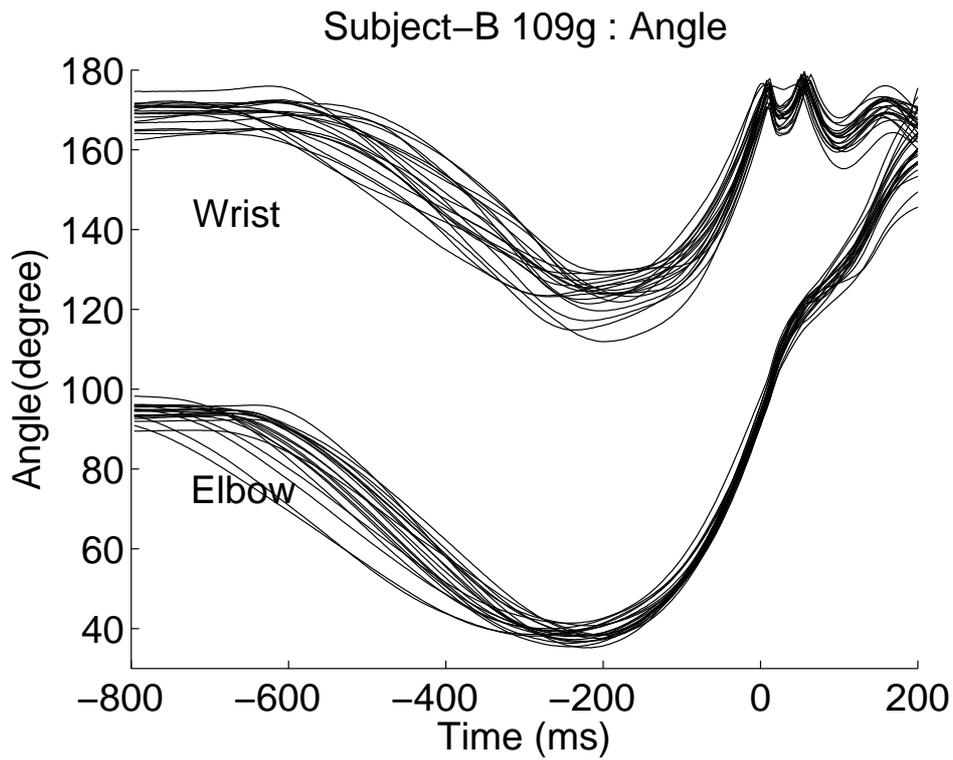
被験者 A: 関節角度の時間推移 213g



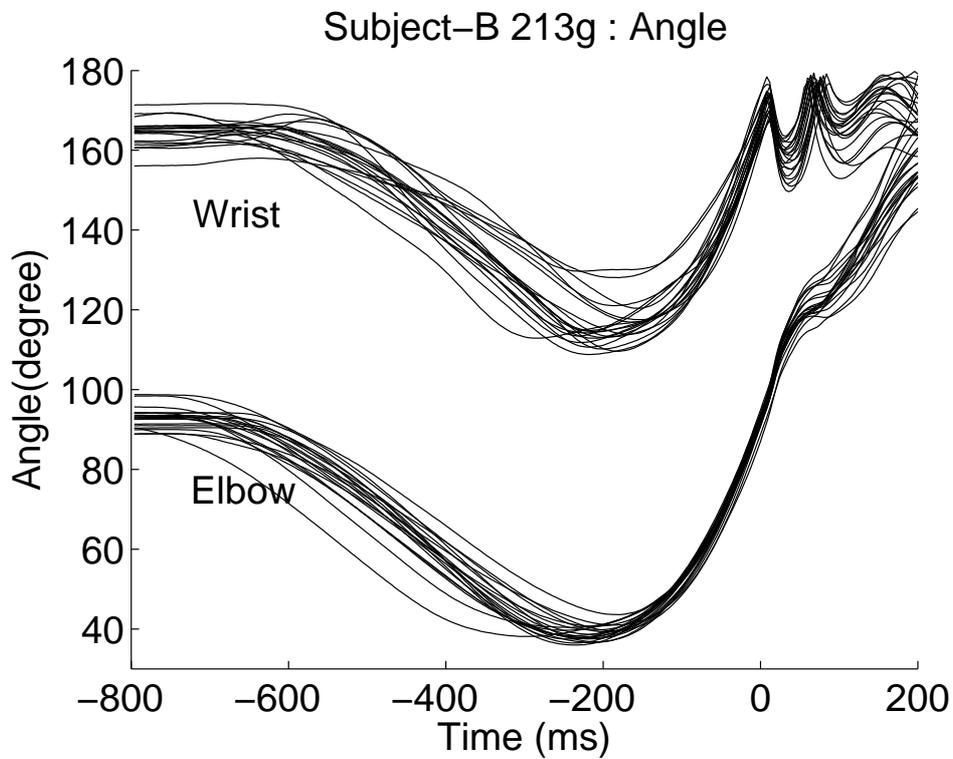
被験者 A: 関節角度の時間推移 535g



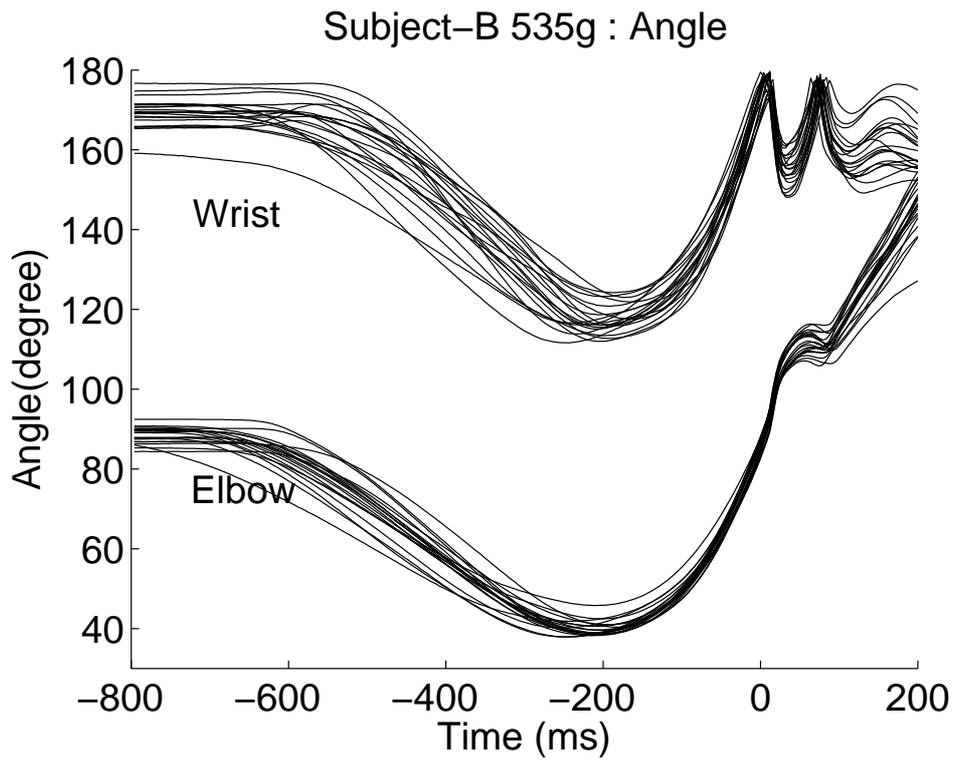
被験者 B: 関節角度の時間推移 10g



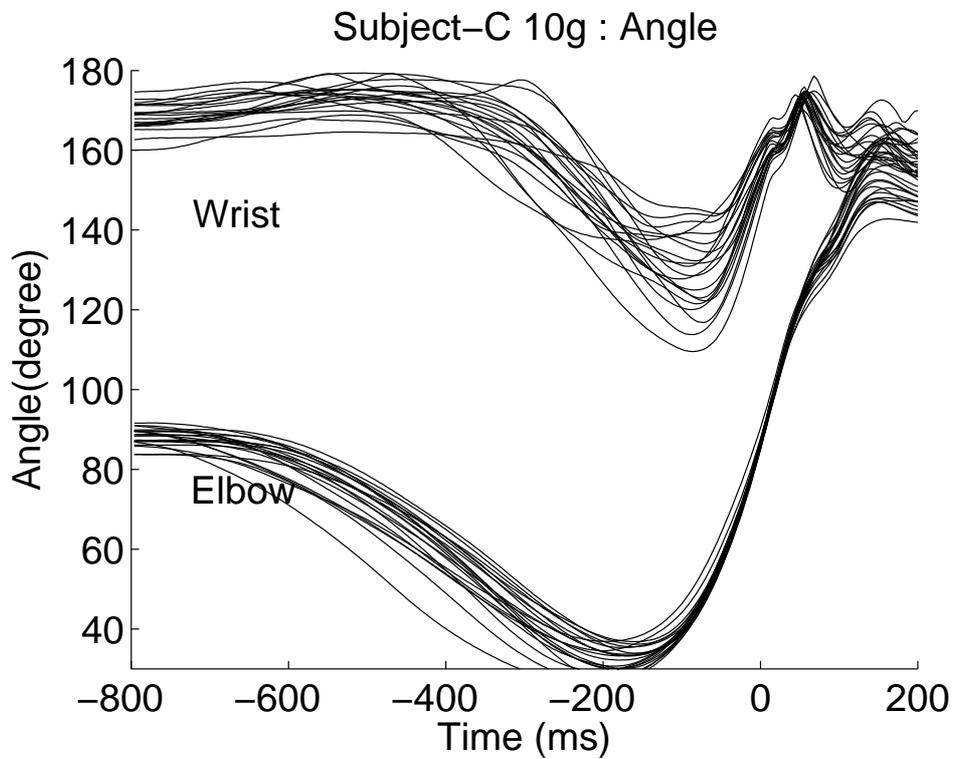
被験者 B: 関節角度の時間推移 109g



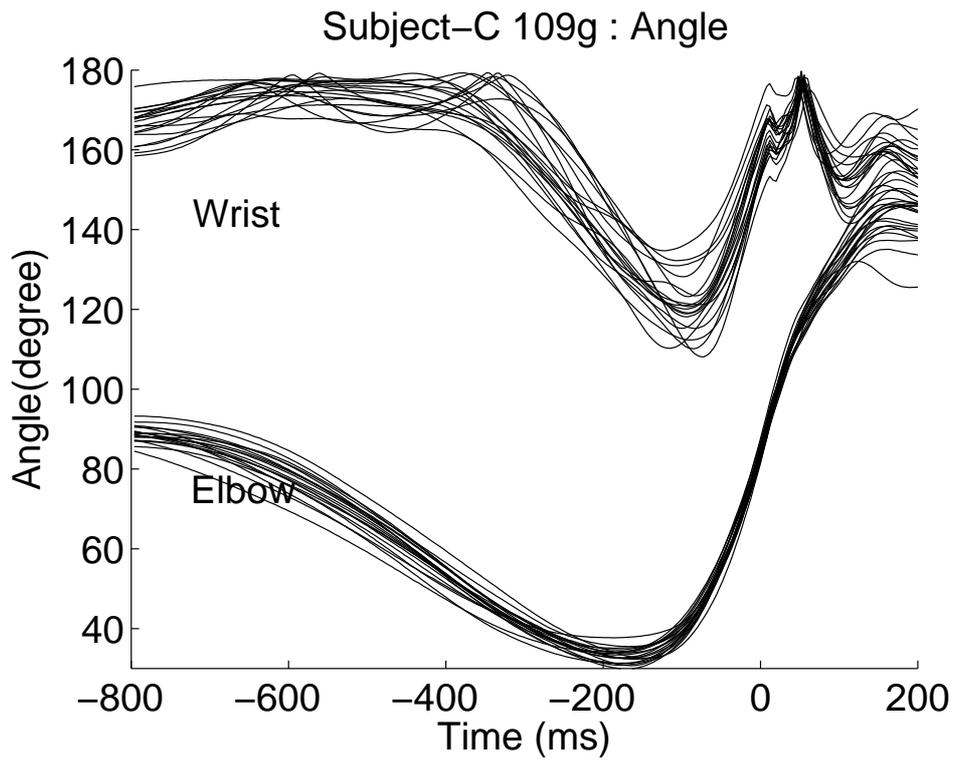
被験者 B: 関節角度の時間推移 213g



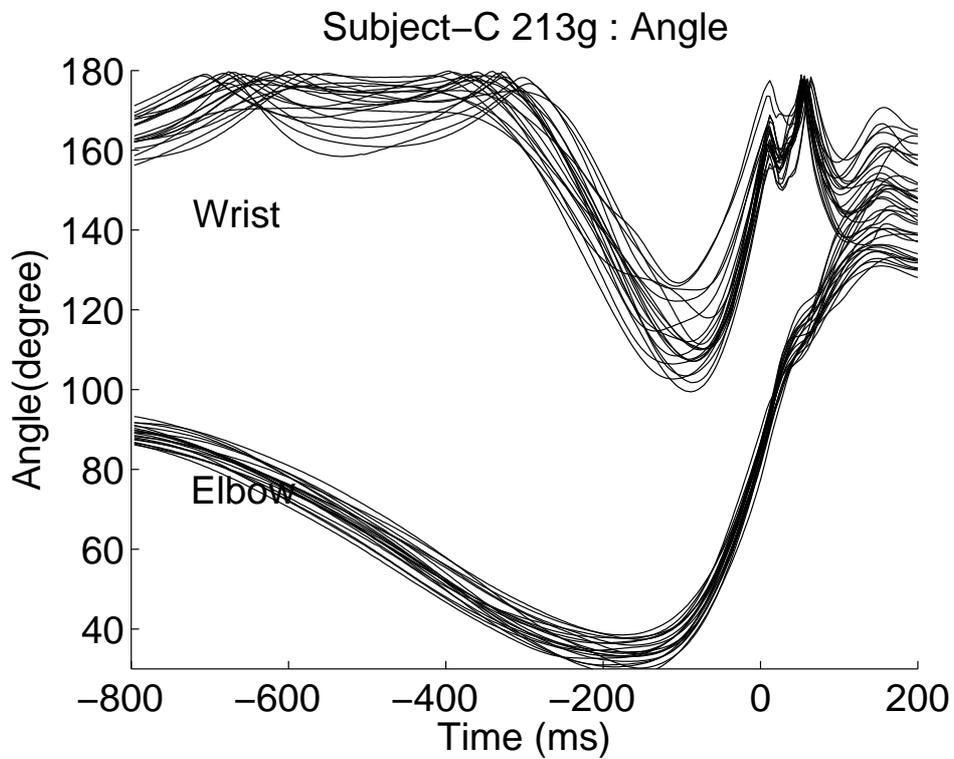
被験者 B: 関節角度の時間推移 535g



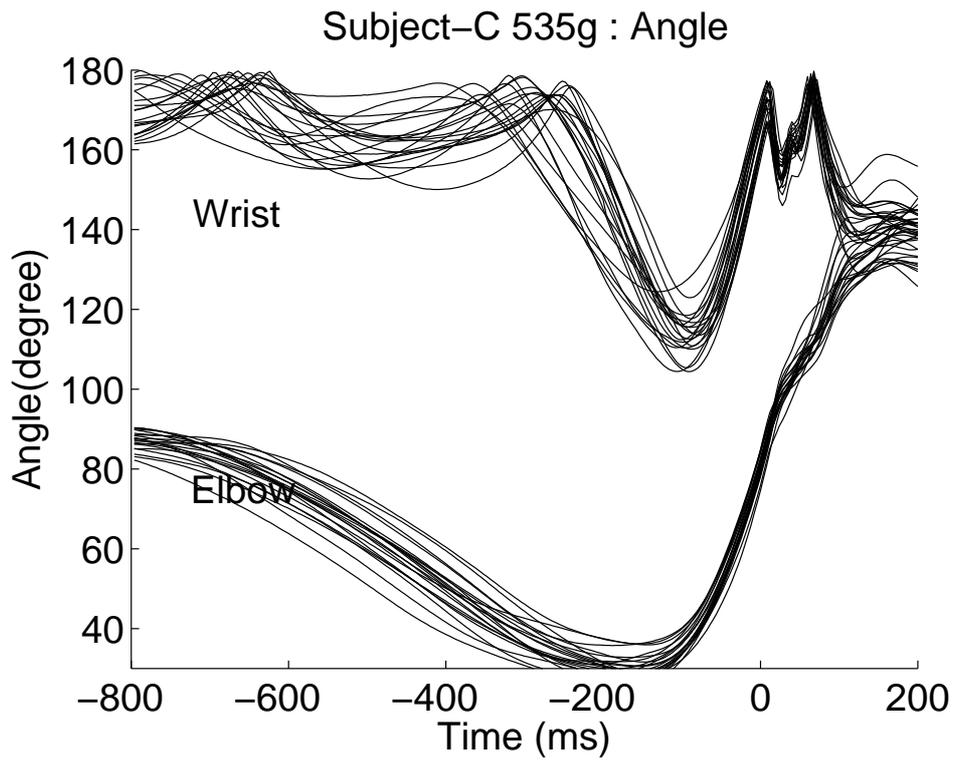
被験者 C: 関節角度の時間推移 10g



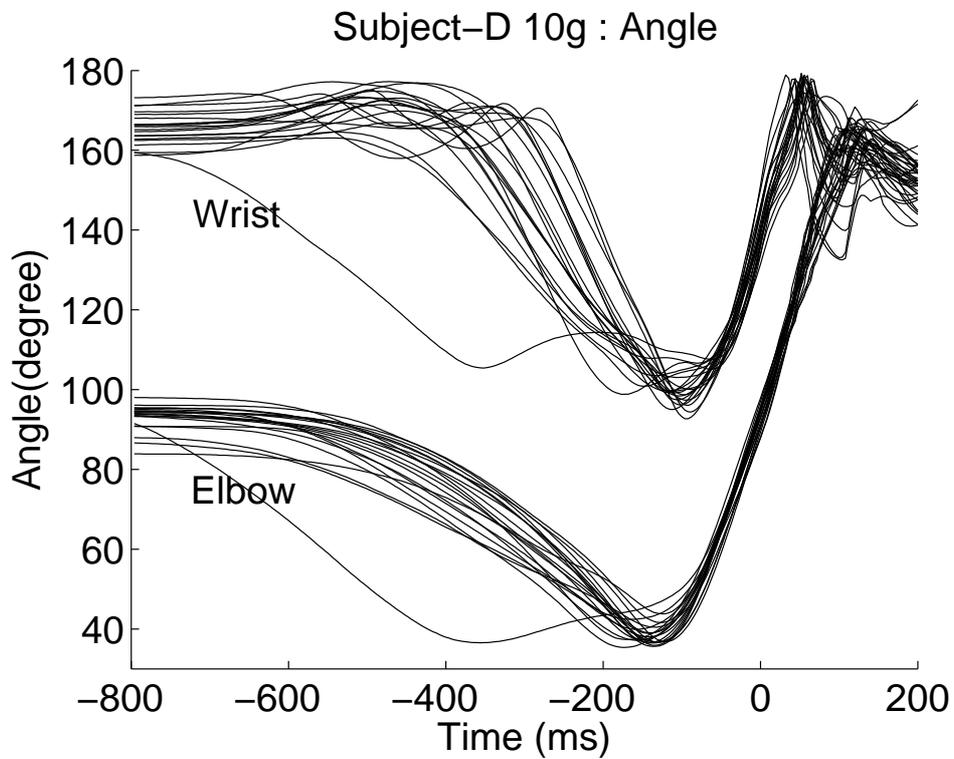
被験者 C: 関節角度の時間推移 109g



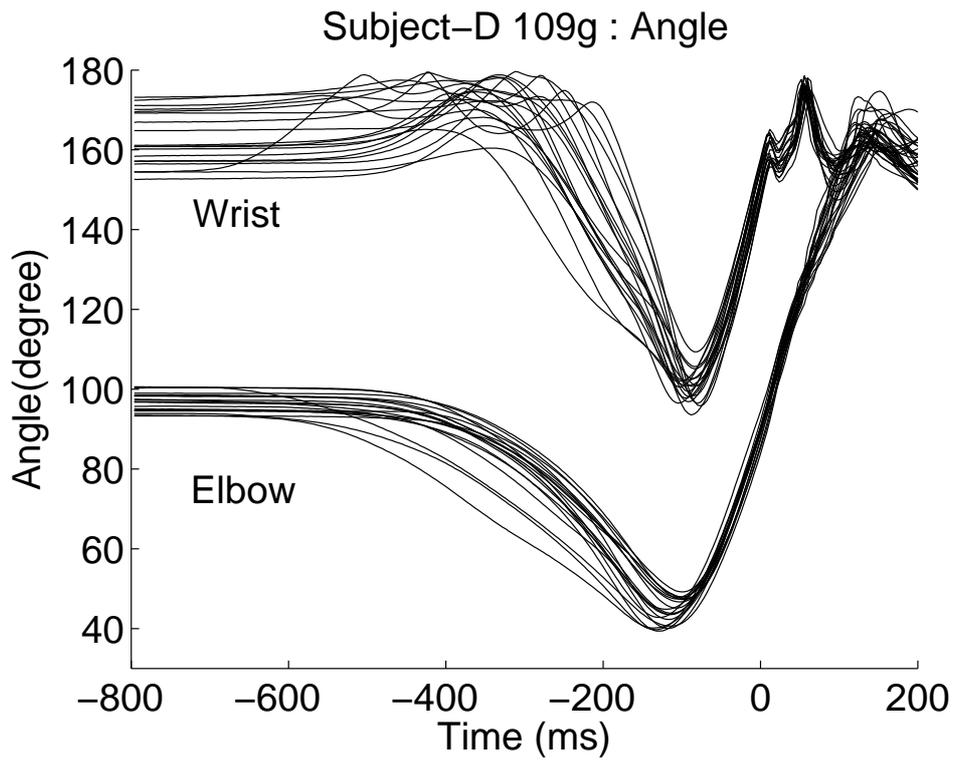
被験者 C: 関節角度の時間推移 213g



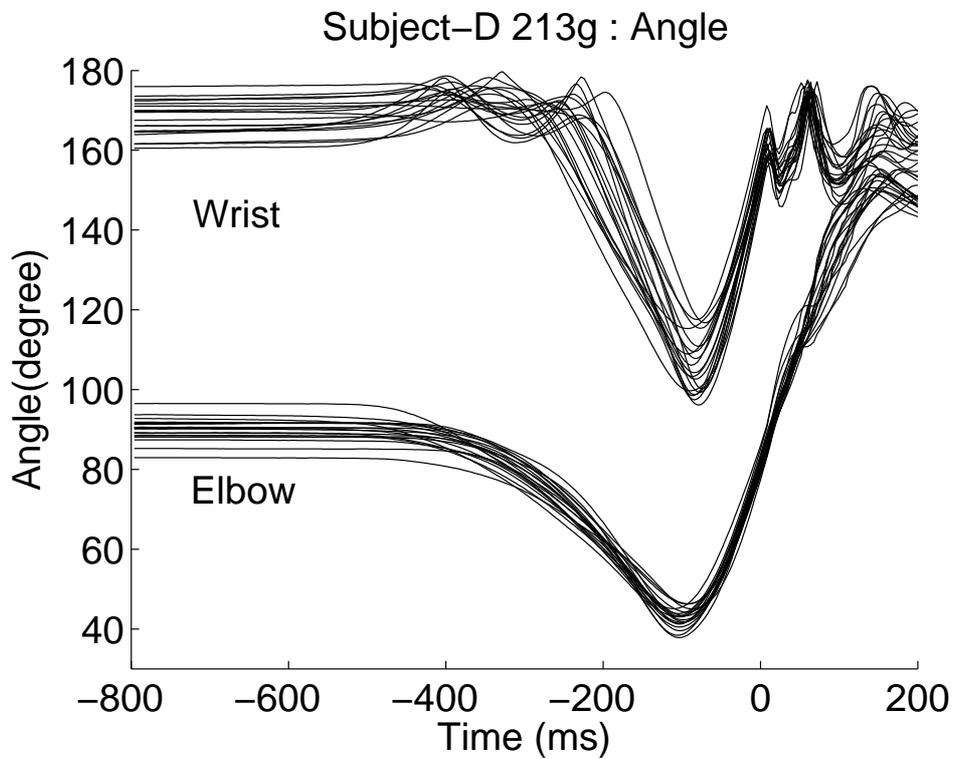
被験者 C: 関節角度の時間推移 535g



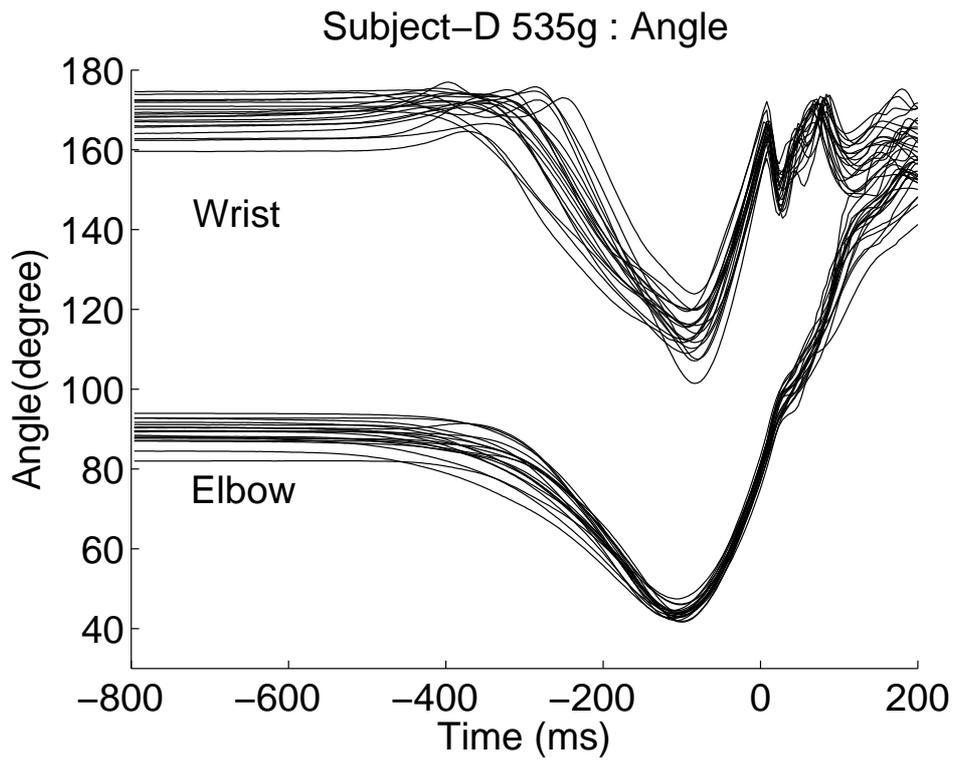
被験者 D: 関節角度の時間推移 10g



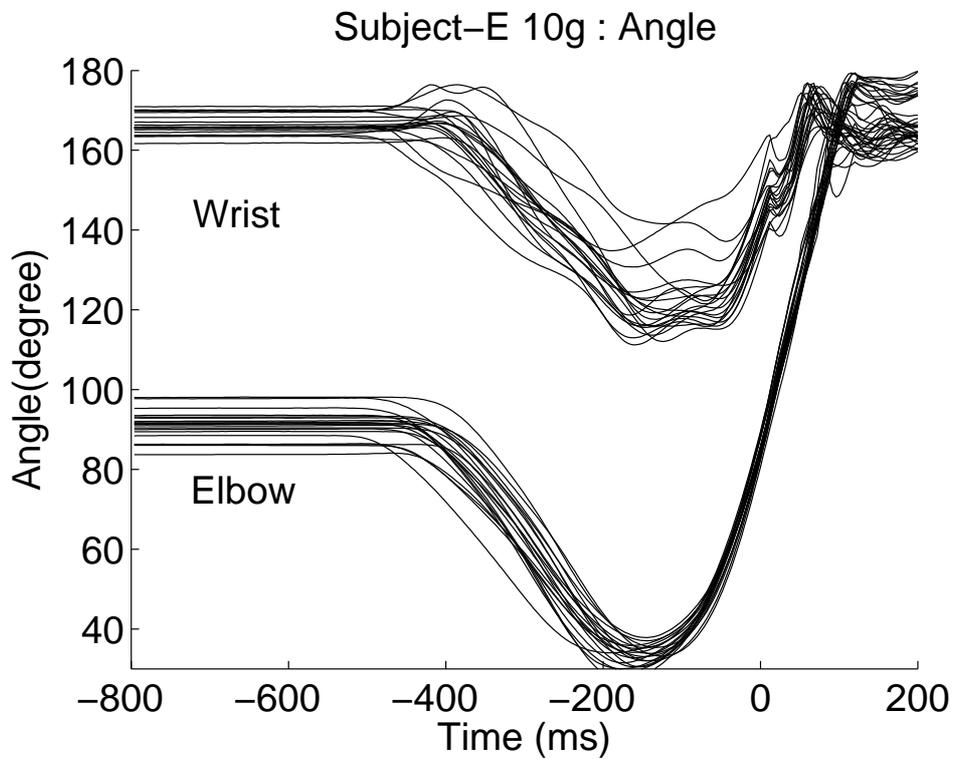
被験者 D: 関節角度の時間推移 109g



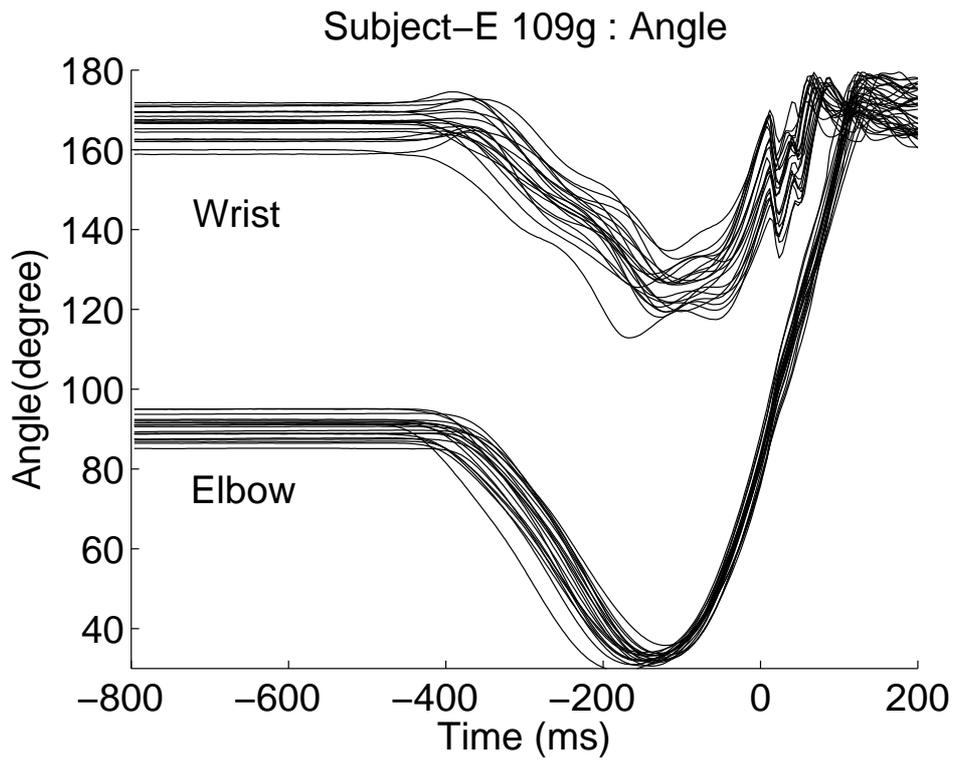
被験者 D: 関節角度の時間推移 213g



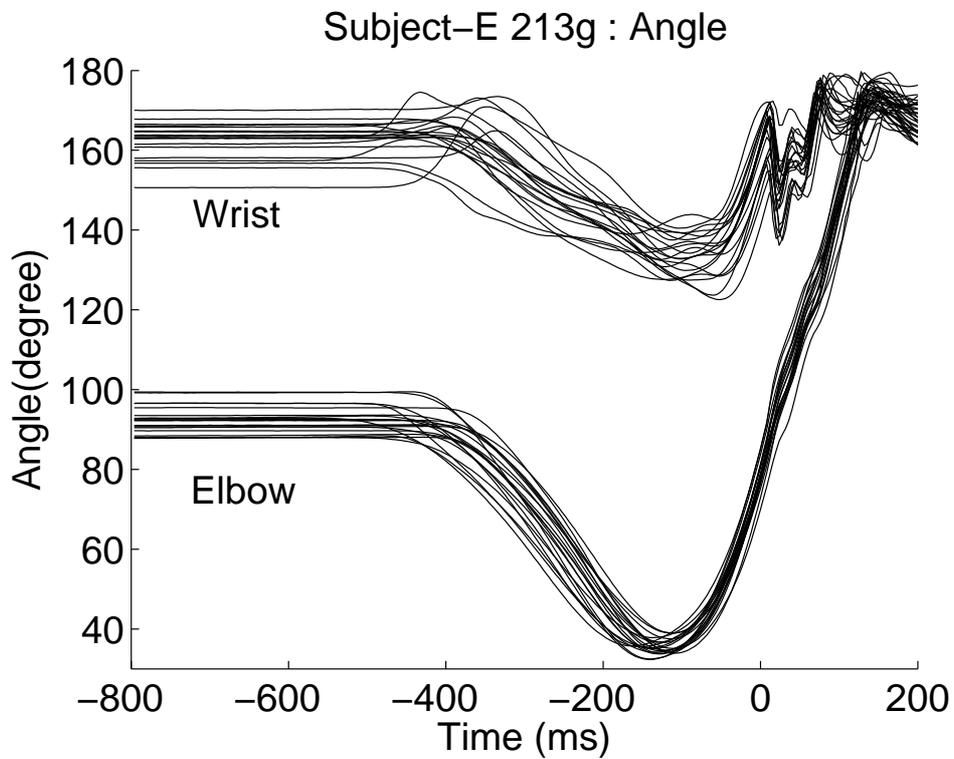
被験者 D: 関節角度の時間推移 535g



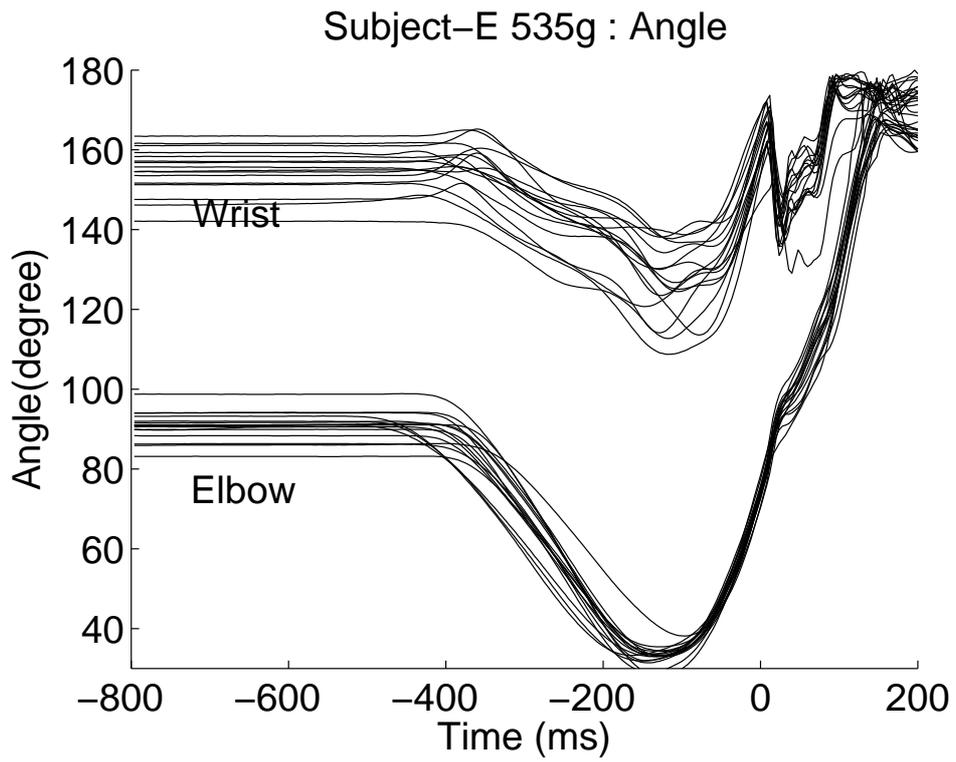
被験者 E: 関節角度の時間推移 10g



被験者 E: 関節角度の時間推移 109g

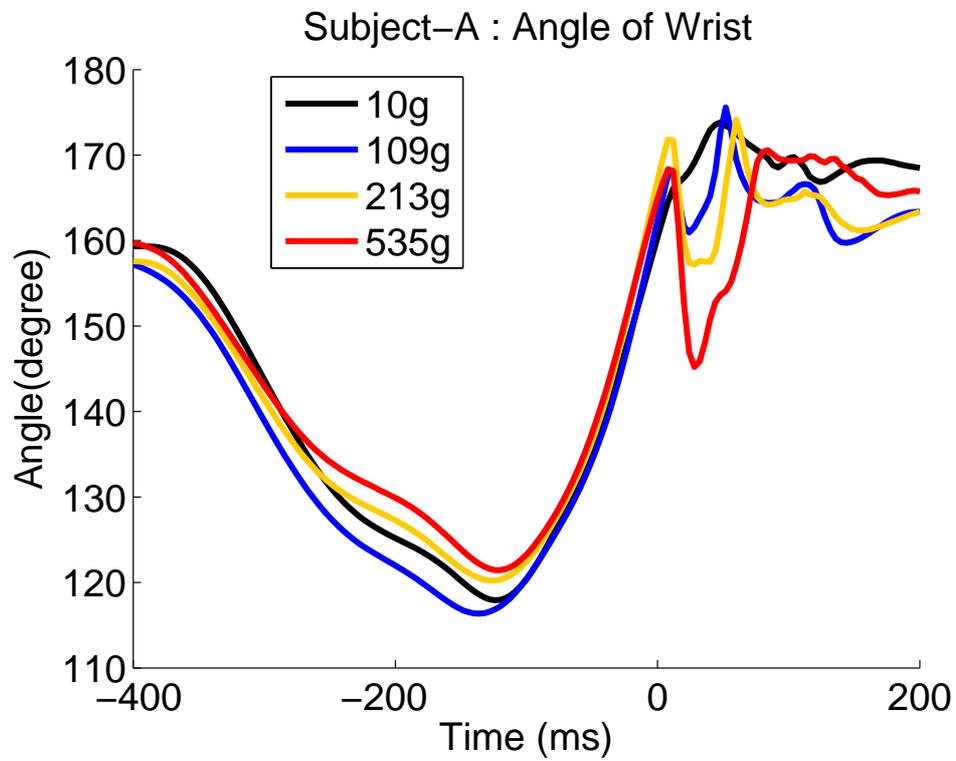


被験者 E: 関節角度の時間推移 213g

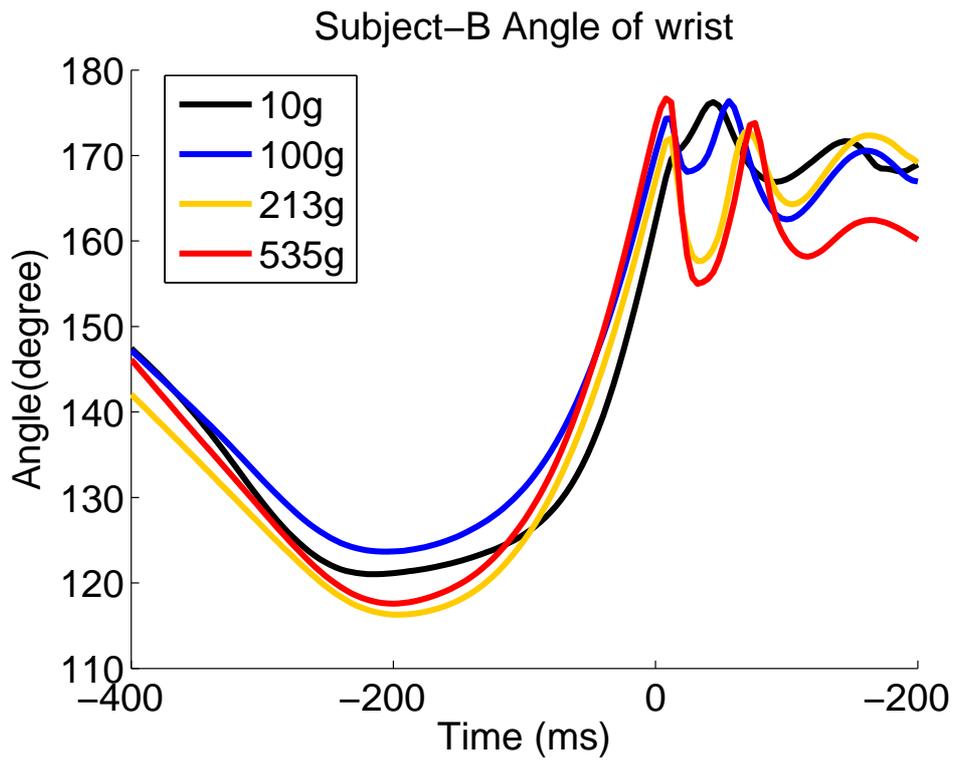


被験者 E: 関節角度の時間推移 535g

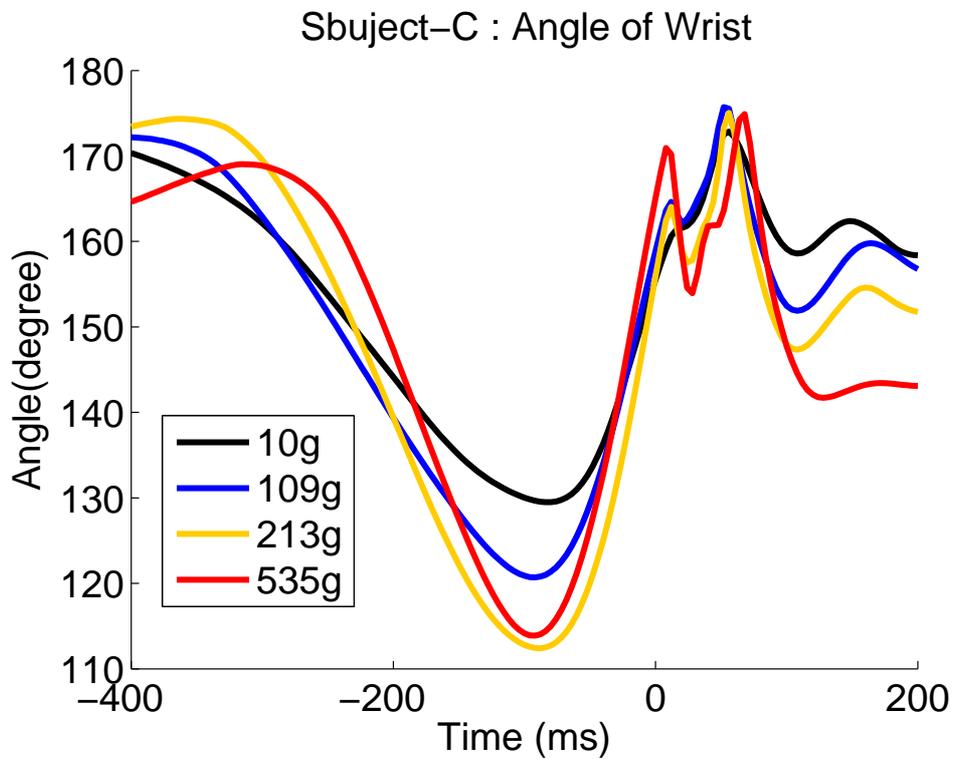
## B 手首関節の角度(球の質量別の平均値)



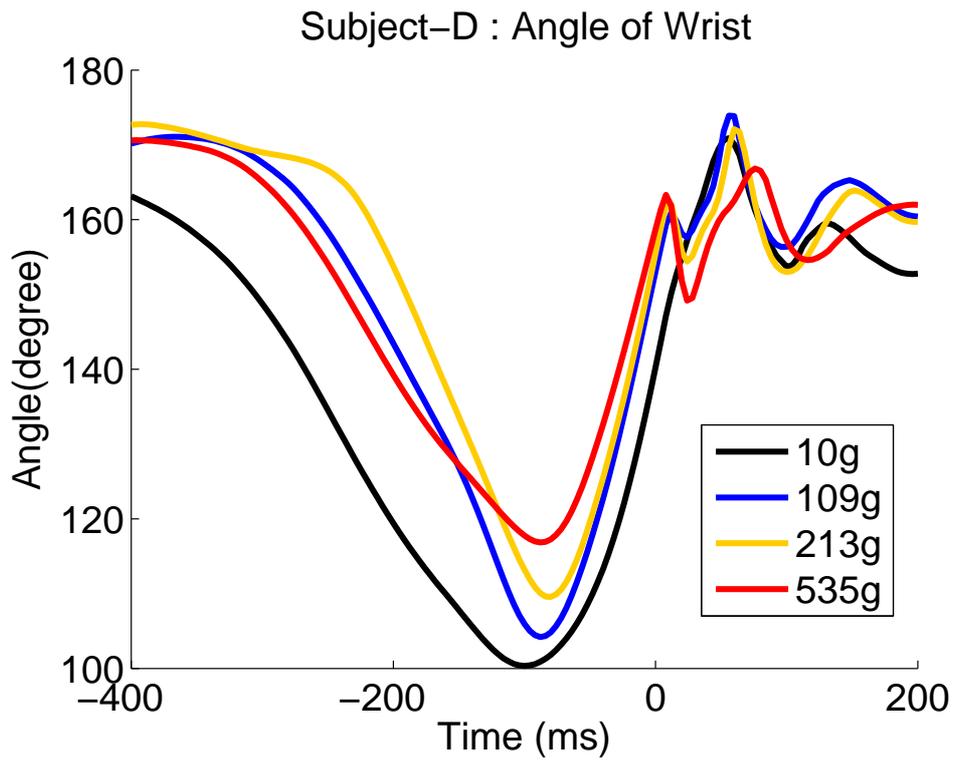
被験者 A: 手首関節角度の時間推移



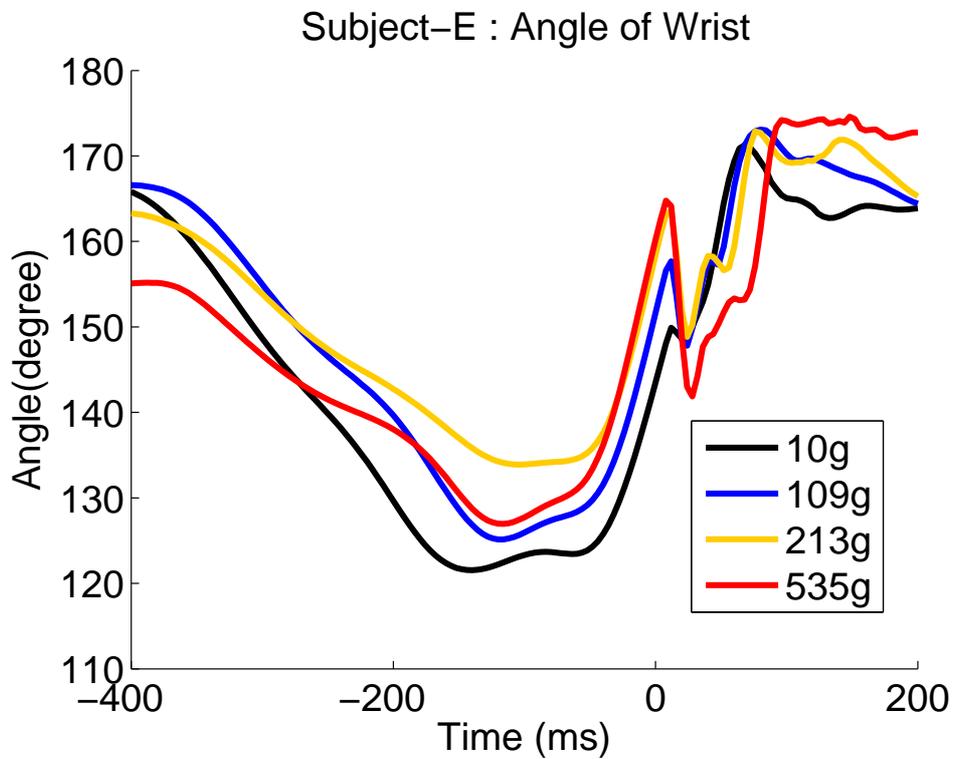
被験者 B: 手首関節角度の時間推移



被験者 C: 手首関節角度の時間推移

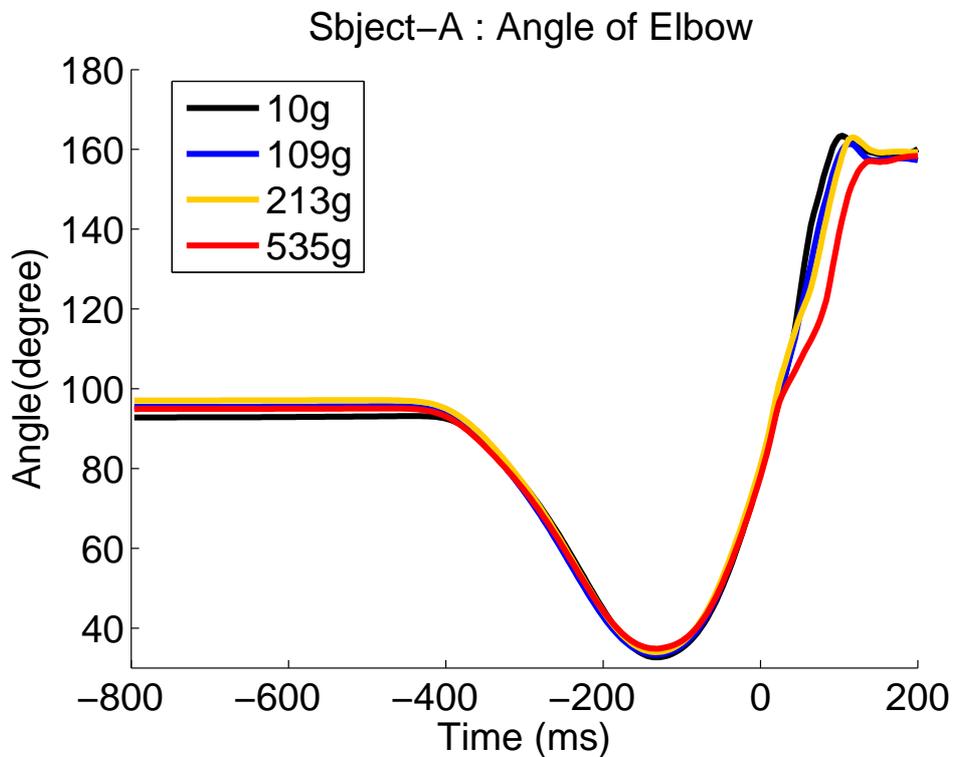


被験者 D: 手首関節角度の時間推移

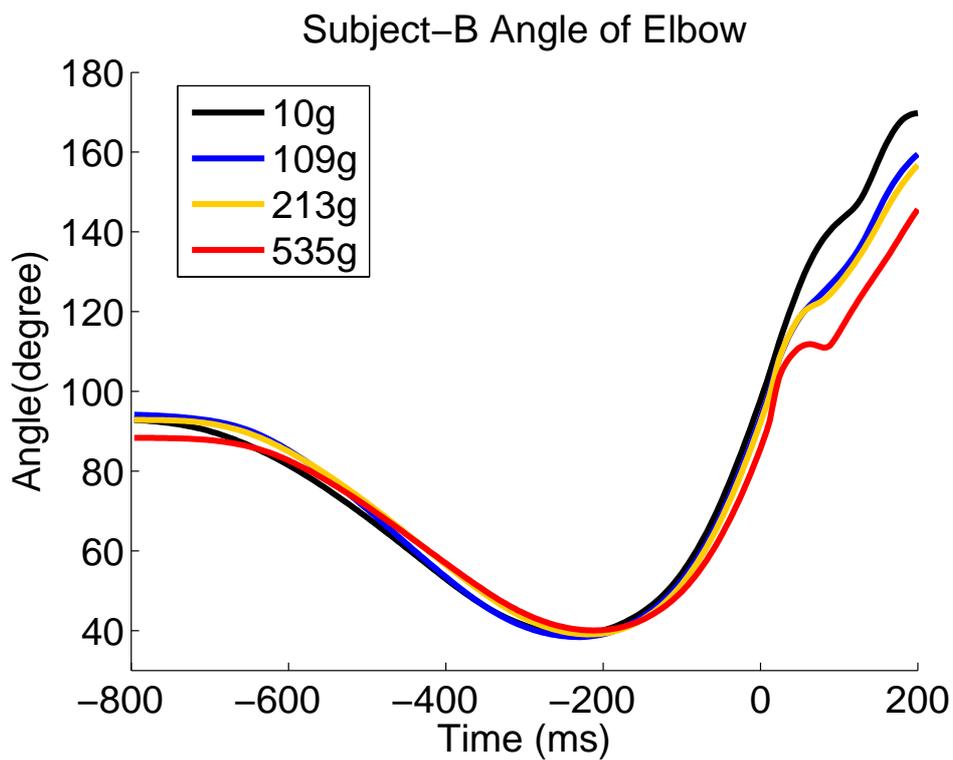


被験者 E: 手首関節角度の時間推移

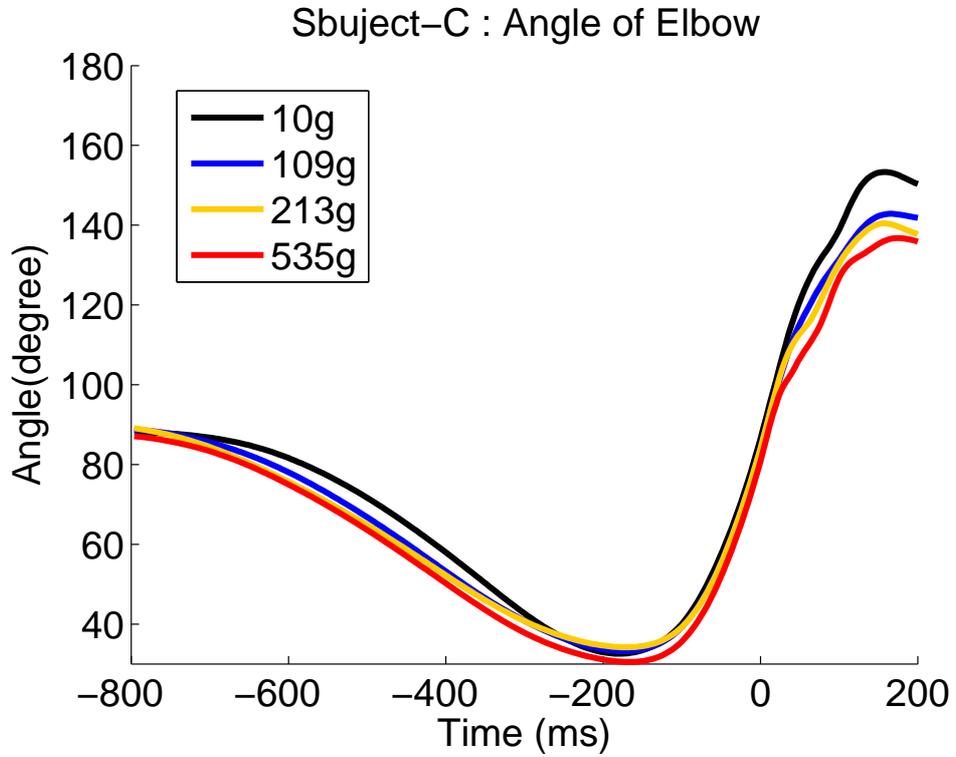
### C 肘関節の角度(球の質量別の平均値)



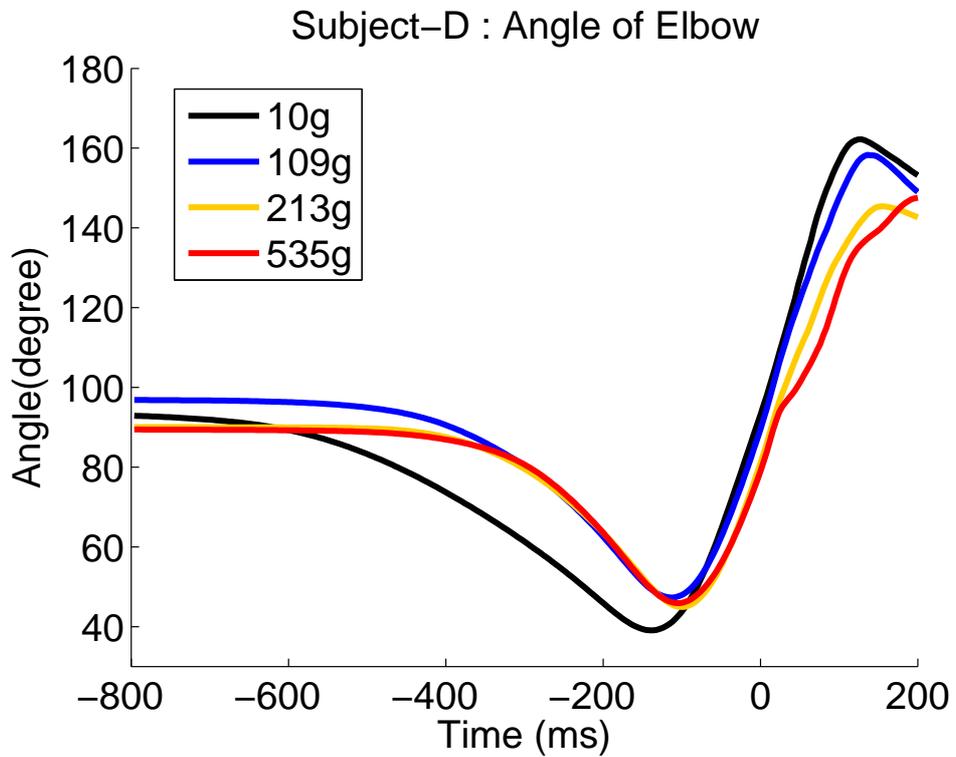
被験者 A: 肘関節角度の時間推移



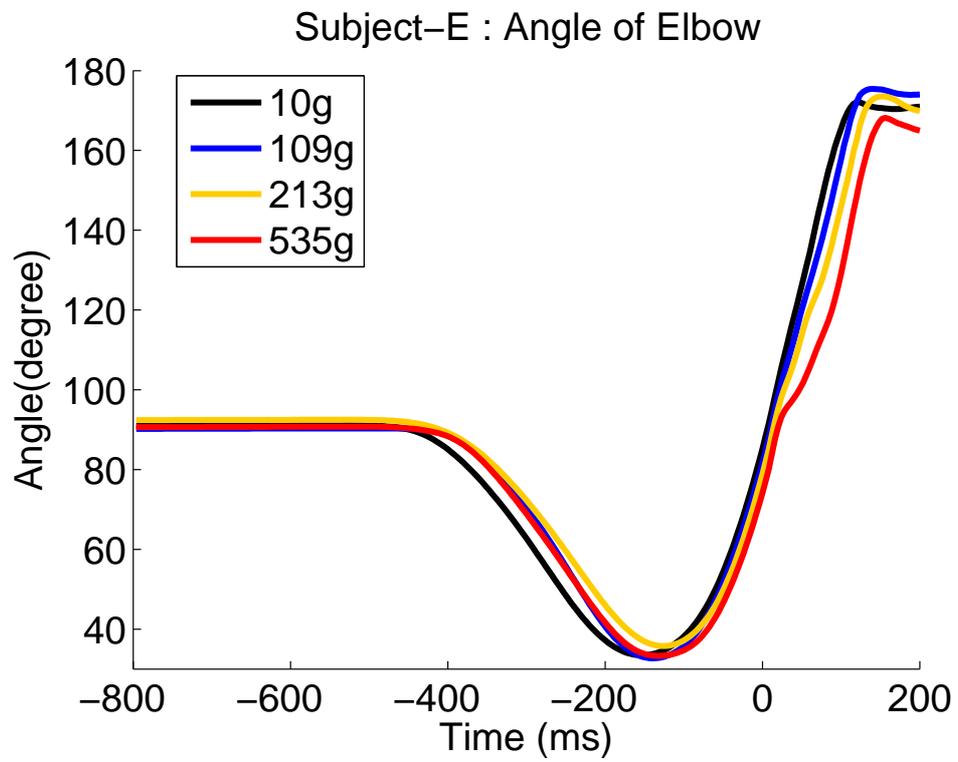
被験者 B: 肘関節角度の時間推移



被験者 C: 肘関節角度の時間推移

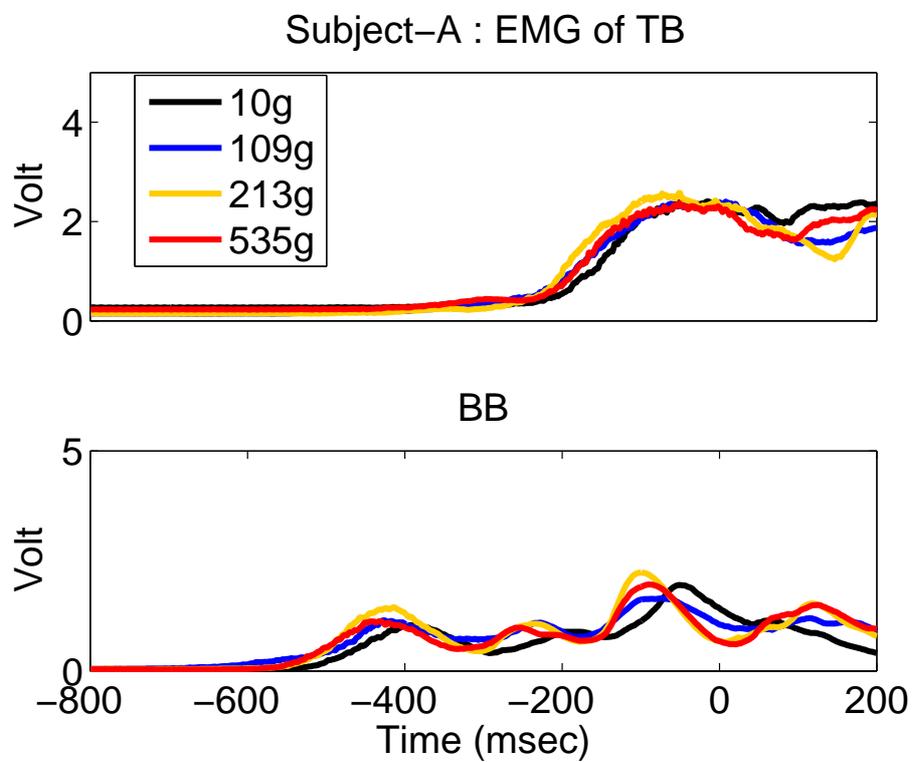


被験者 D: 肘関節角度の時間推移



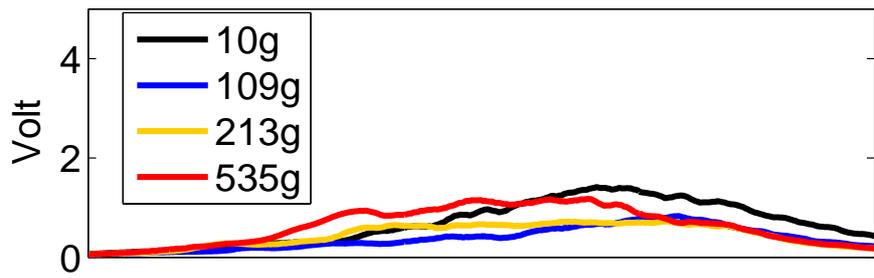
被験者 E: 肘関節角度の時間推移

## D 肘関節筋の表面筋電位(球の質量別の平均値)

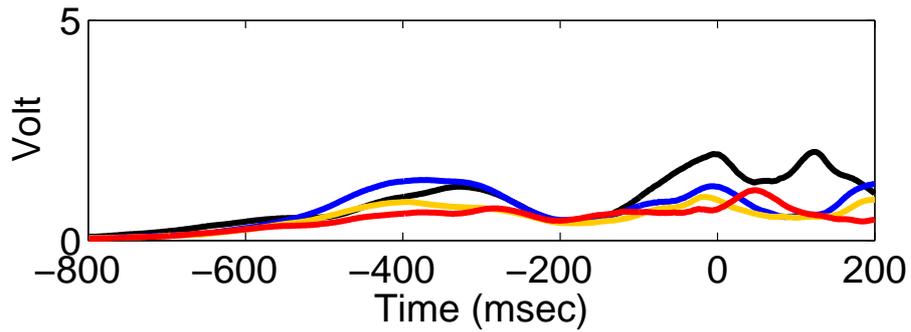


被験者 A:肘関節角度の時間推移 [ TB:上腕三頭筋, BB:上腕二頭筋 ]

Subject-B : EMG of TB

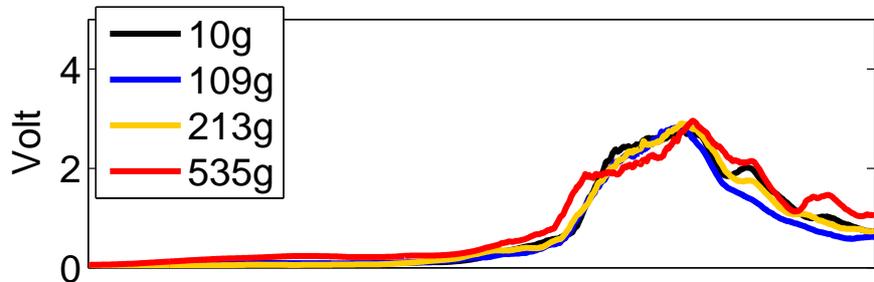


BB

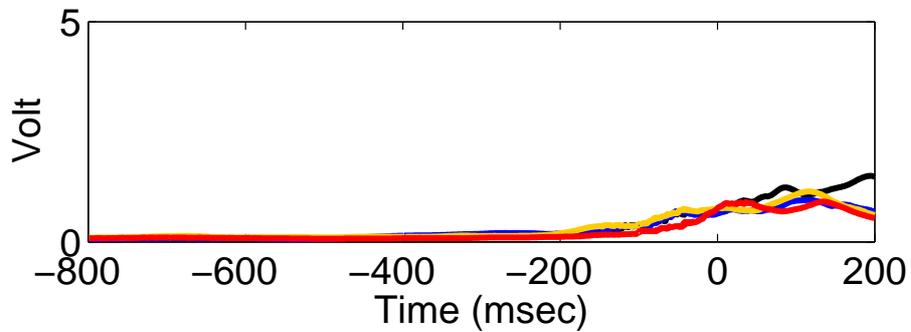


被験者 B:肘関節角度の時間推移 [ TB:上腕三頭筋, BB:上腕二頭筋 ]

Subject-C : EMG of TB

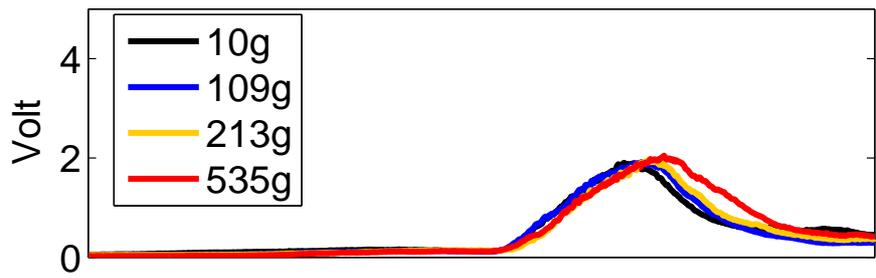


BB

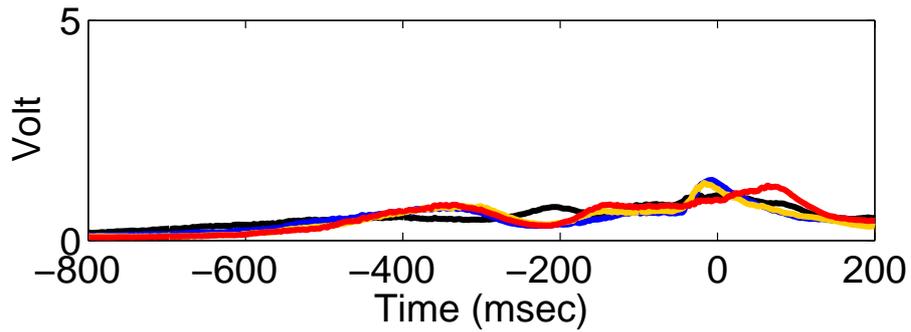


被験者 C:肘関節角度の時間推移 [ TB:上腕三頭筋, BB:上腕二頭筋 ]

### Subject-D : EMG of TB

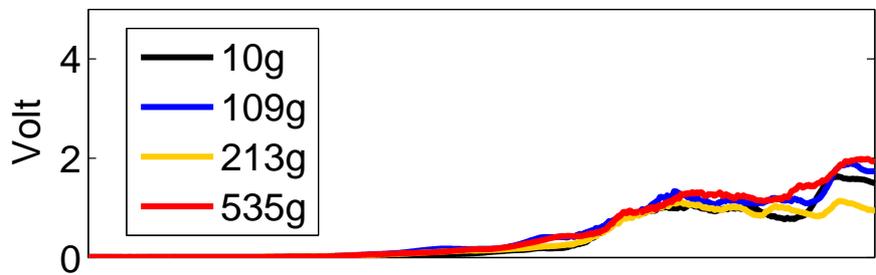


### BB

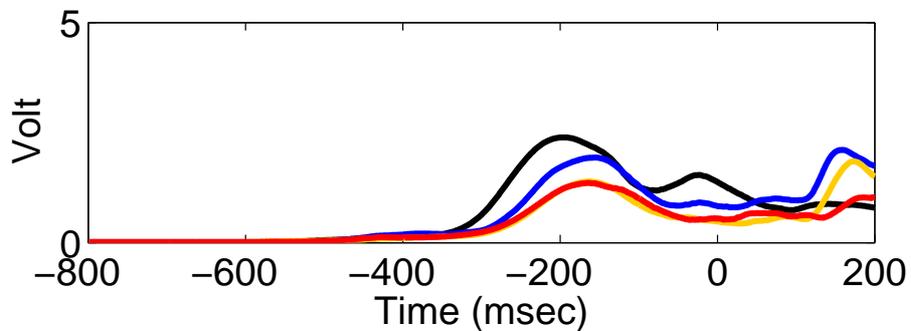


被験者 D:肘関節角度の時間推移 [ TB:上腕三頭筋, BB:上腕二頭筋 ]

### Subject-E : EMG of TB

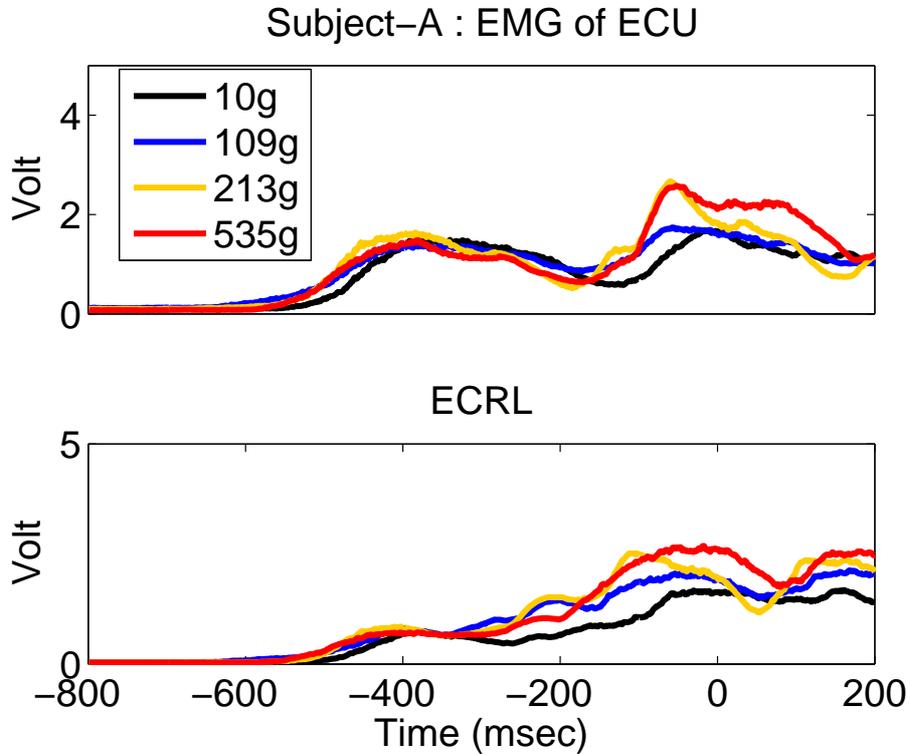


### BB

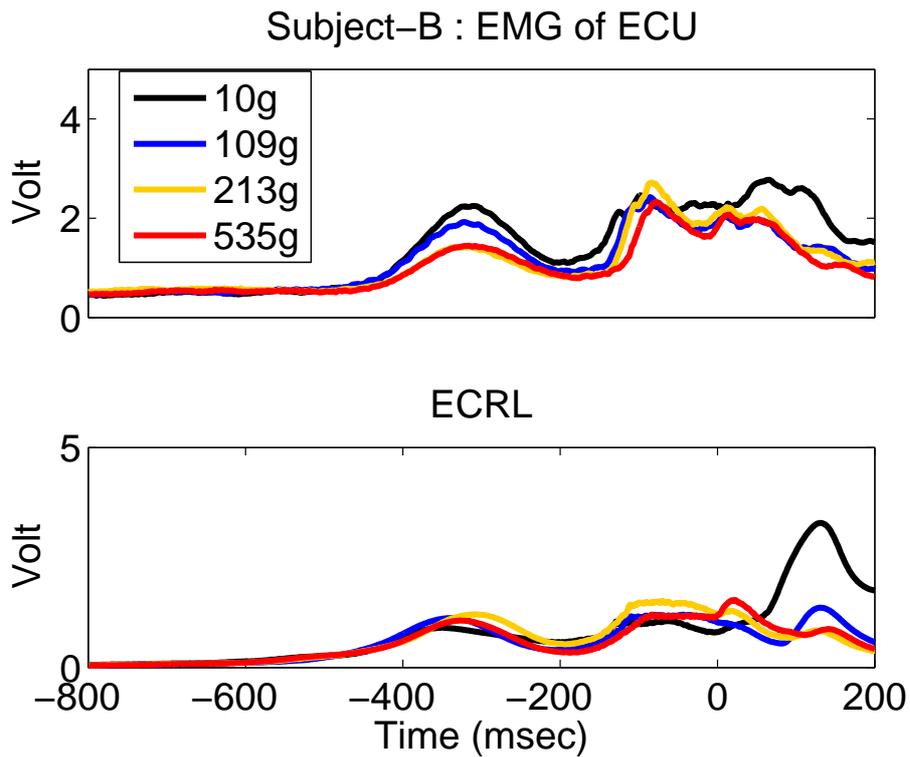


被験者 E:肘関節角度の時間推移 [ TB:上腕三頭筋, BB:上腕二頭筋 ]

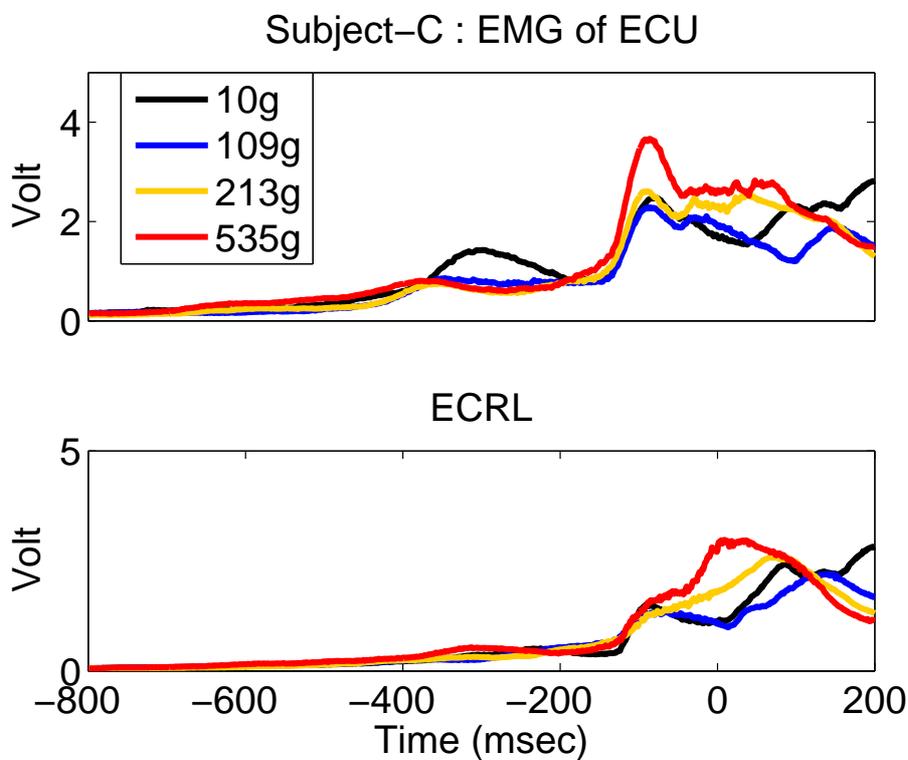
### E 手首関節の伸筋の表面筋電位(球の質量別の平均値)



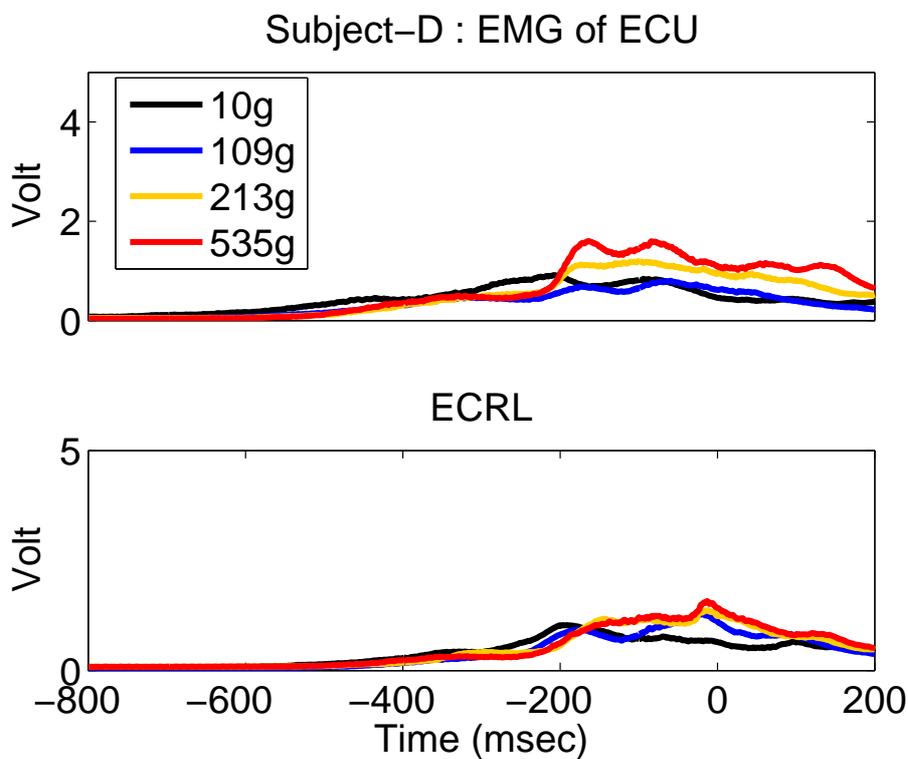
被験者 A: 手首関節角度の時間推移 [ ECU: 尺側手根伸筋, ECRL: 長橈側手根伸筋 ]



被験者 B: 手首関節角度の時間推移 [ ECU: 尺側手根伸筋, ECRL: 長橈側手根伸筋 ]

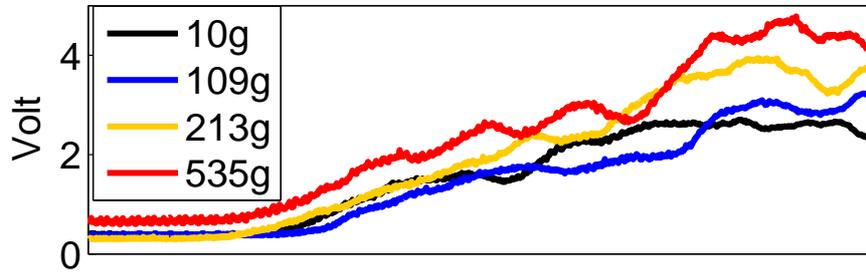


被験者 C: 手首関節角度の時間推移 [ ECU: 尺側手根伸筋, ECRL: 長橈側手根伸筋 ]

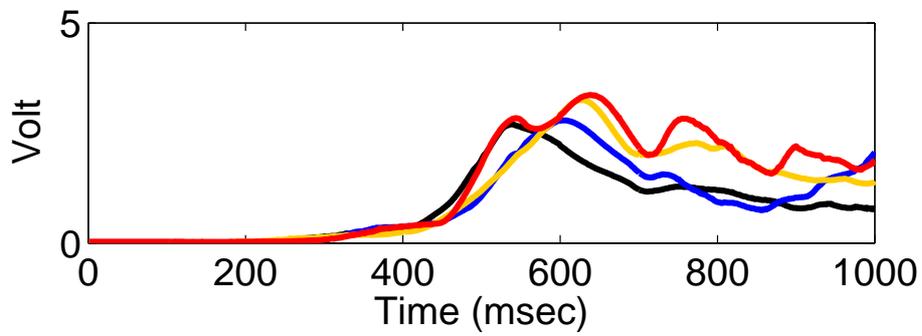


被験者 D: 手首関節角度の時間推移 [ ECU: 尺側手根伸筋, ECRL: 長橈側手根伸筋 ]

Subject-E : EMG of ECU

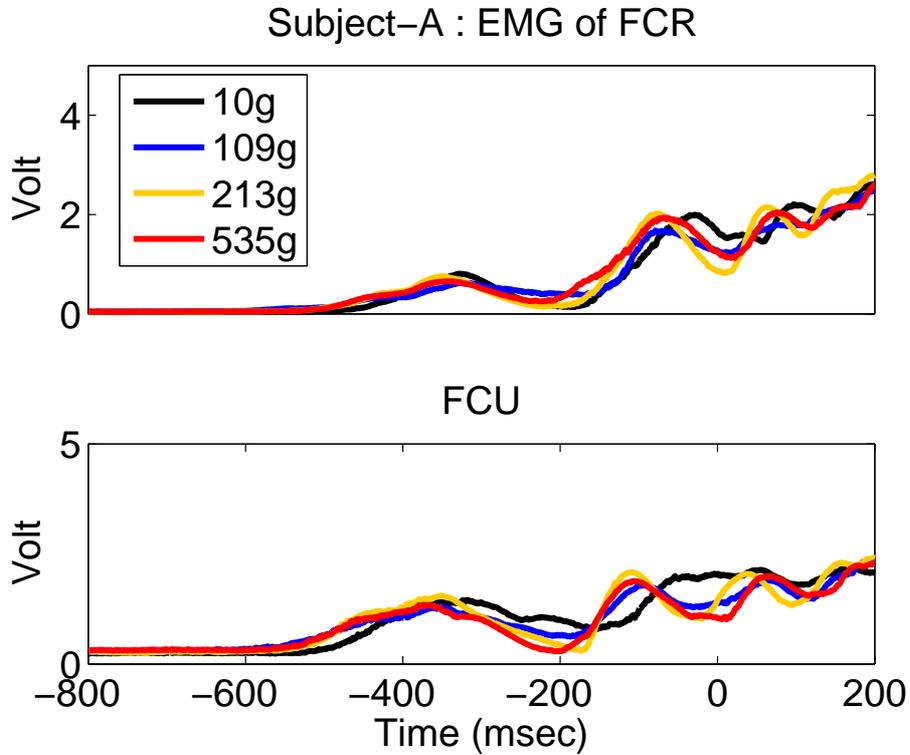


ECRL

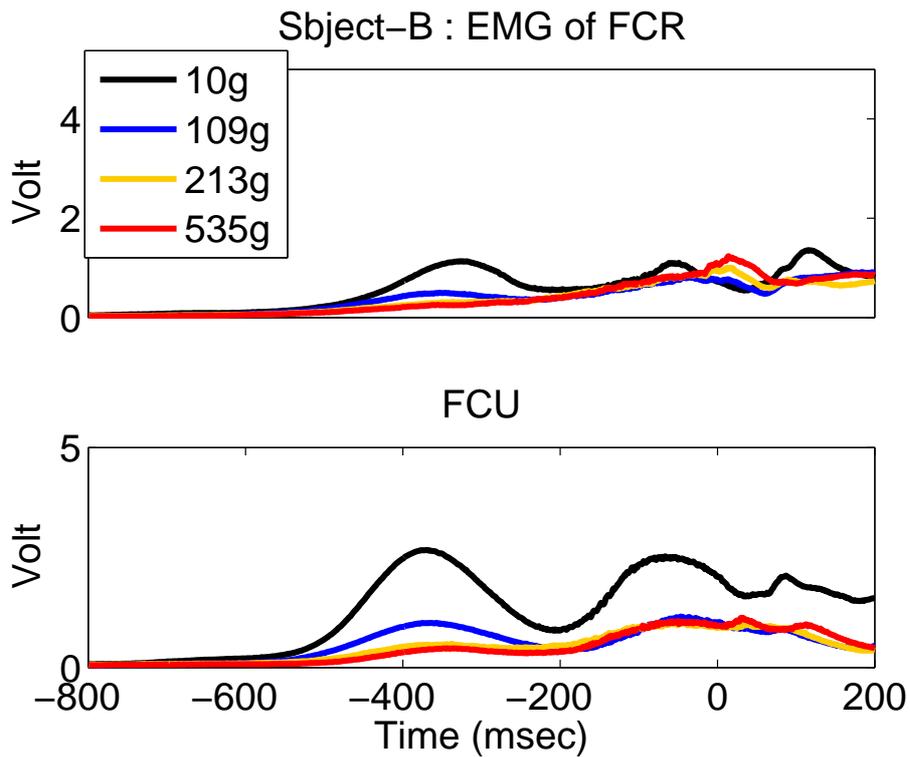


被験者 E: 手首関節角度の時間推移 [ ECU: 尺側手根伸筋, ECRL: 長橈側手根伸筋 ]

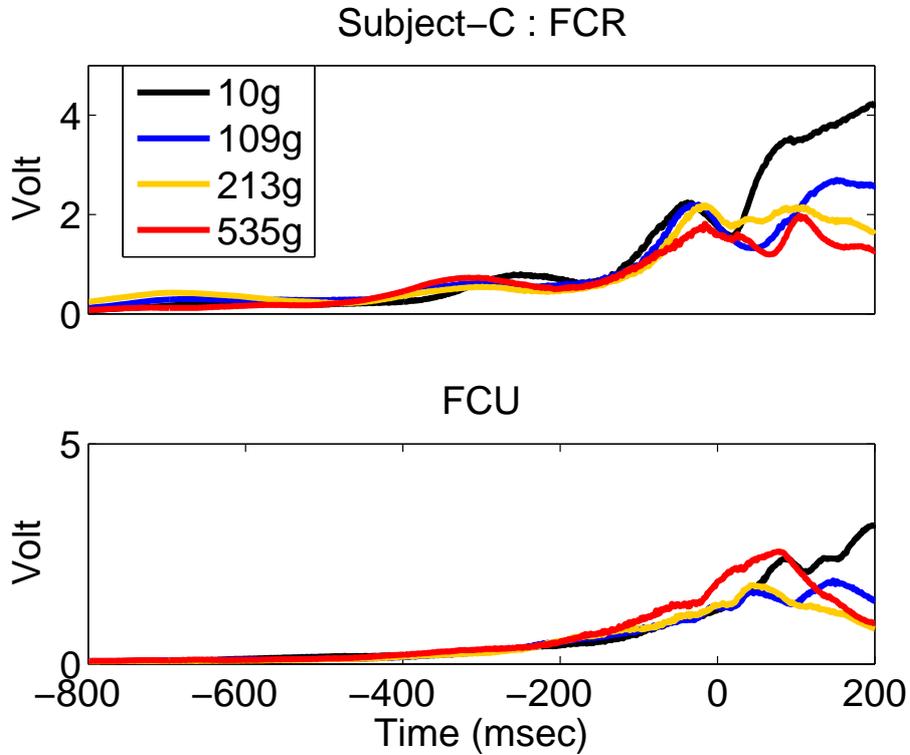
F 手首関節の屈筋の表面筋電位 (球の質量別の平均値)



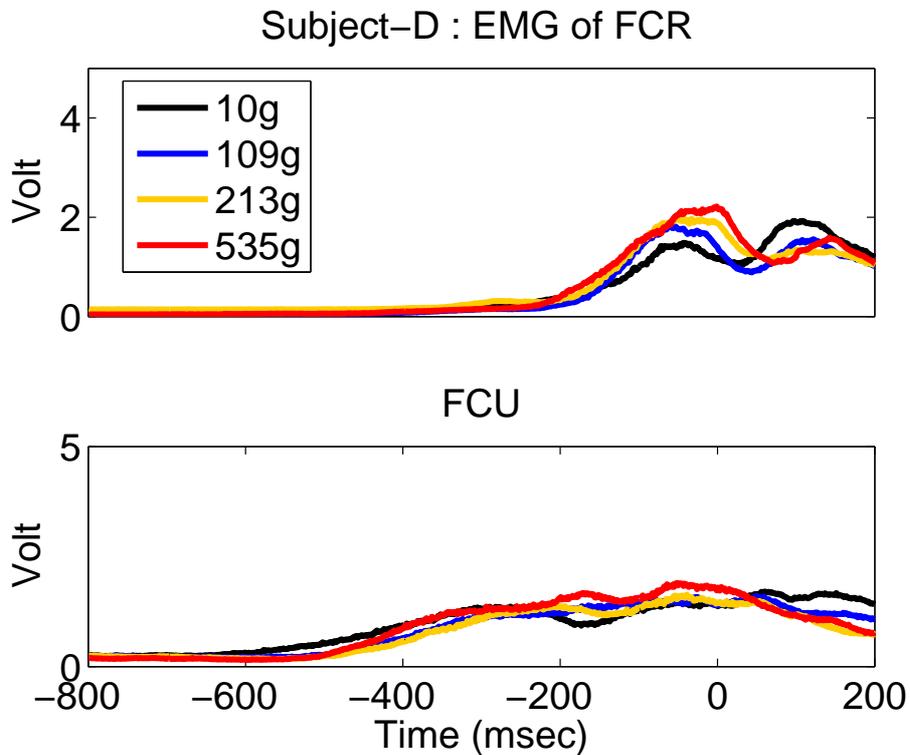
被験者 A: 肘関節角度の時間推移 [ FCR: 橈側手根屈筋, FCU: 尺側手根屈筋 ]



被験者 B: 肘関節角度の時間推移 [ FCR: 橈側手根屈筋, FCU: 尺側手根屈筋 ]

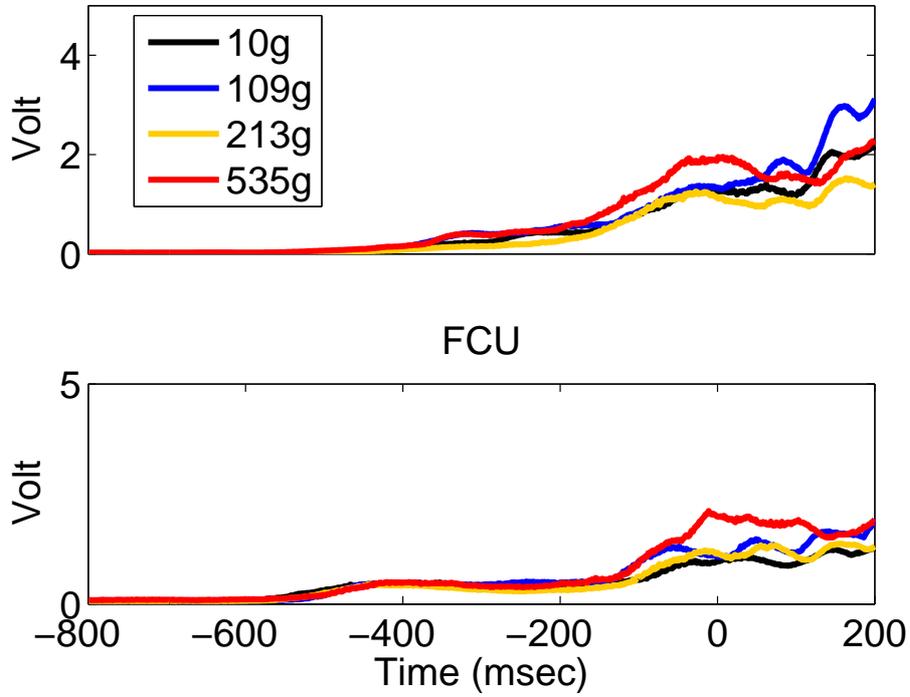


被験者 C: 肘関節角度の時間推移 [ FCR: 橈側手根屈筋, FCU: 尺側手根屈筋 ]



被験者 D: 肘関節角度の時間推移 [ FCR: 橈側手根屈筋, FCU: 尺側手根屈筋 ]

Subject-E : EMG of FCR



被験者 E:肘関節角度の時間推移 [ FCR:橈側手根屈筋, FCU:尺側手根屈筋 ]