

平成 28 年度 修 士 論 文

浮上質量法の応用による
ヒトの手の衝撃応答特性評価

指導教員 藤井雄作 教授

群馬大学大学院理工学府 理工学専攻

電子情報・数理教育プログラム

齊藤 匠吾

目次

第 1 章	序論	
1.1	研究背景と目的	1
1.2	浮上質量法	4
1.3	レーザードップラー速度計	5
1.4	Zero-crossing Fitting Method (ZFM)	8
第 2 章	浮上質量法を用いた実験方法	
2.1	実験装置	11
2.2	データ解析方法	15
第 3 章	浮上質量法を用いたヒトの手の衝撃応答特性	
3.1	実験条件①：リラックス状態の応答特性評価	19
3.2	実験条件②：力を入れた状態の応答特性評価	22
3.3	実験条件③：ブロックを受け止めようとする状態の応答特性評価	25
3.4	実験条件④：目を閉じた状態の応答特性評価	28
3.5	不確かさ評価－浮上質量法を用いたヒトの手の応答特性－	31
3.6	本実験の考察	34
第 4 章	ドロップボール実験による実験方法	
4.1	実験目的と実験方法	36
4.2	実験結果の解析	42
4.3	実験条件Ⅰ：手首まで支持台に乗せた時の応答特性評価	44
4.4	実験条件Ⅱ：手のひらまで支持台に乗せた時の応答特性評価	46
4.5	実験条件Ⅲ：目を閉じた状態の応答特性評価	49
4.6	不確かさ評価	52
第 5 章	結論	

謝辞 57

参考文献 58

付録 本研究で得られた全データ 60

第1章 序論

1.1 研究背景と目的

近年、ロボット産業の発展により、ロボットは機械工学や制御工学、電子工学など幅広い分野で活躍しており、日本は世界の中で最も多くのロボットを作り、使用しているロボット大国である[1]。また、ロボットアームは産業用を中心に生産性の向上や品質の安定化を目的として発展し、将来的には医療や福祉、看護の分野での活躍が期待されている。近年では多くの先進国が少子高齢化社会になりつつあり、日本は先進国の中で高齢化が進んでいる国である。少子高齢化社会に向けて介護ロボット、介護に用いられる家庭用ロボットアーム技術への期待は高く、実用化が推進されている。徐々にではあるが、介護ロボットの開発、生産、販売をする企業が産官学連携ベンチャーという形で創設されるなど私たちにとって介護ロボットが身近なものとなってきている。介護ロボットや家庭用ロボットアームは介護事業者および、家族として介護を行っている方に対して、介護負担を軽減する効果が見込める。しかし、安全性や技術性での課題は未だ多くあり、研究開発および実用化が思うように進んでいない。その中でも、一番の課題は安全性であると言われており、また、日本では、介護ロボットの開発支援に最も力を注いでいるが、介護分野においては高齢者や要介護者が主な対象だけにリスクも高いと言われている[2]。

ヒトとロボットはより身近なものとなってきており、介護ロボット、家庭用ロボットアームは今後、安全性の高いものが必要とされる。本来、ヒトが生活している環境下でもロボットが動作中に人間と接触することは避けなければならない。しかしながら、現在の技術ではロボットが全ての可能性を予想し、人間と衝突せずに目的の動作を遂行することは困難である。このことから、ロボ

ットが動作中に人間と衝突し、傷害を与えることを防ぐため、ロボットアームは衝撃を緩和する構造を持つことが理想である。本研究室では、ロボットが人間に衝突した場合に、衝突の衝撃を緩和するロボットアームの構造として竹刀に注目し、竹刀の衝突応答特性の評価を行った。その結果、竹刀は打撃時の衝撃力を低減するような構造をしており、衝撃吸収に優れていることがわかった[2, 3].

一方で、ロボットやロボットアームなどヒトと接する人工物を開発するにあたり、その触感をヒトの肌に近づけるニーズが高まっている。ヒトと接するロボットの人間親和性を高めたり、ヒトと同様な把持・操り動作を実現したりするためにはロボットの皮膚をヒトと同様にする必要があると考えられるためである。ロボットをヒトの肌に近づけることによって、表面形状によるぬれ性を制御できることや、摩擦特性などが大きくなることで機械的な腕よりも安全性が高まると言われている[4].

ロボットアームの衝撃応答をヒトの手と同じものに近づけるためには、ヒトの手の応答特性の評価を行う必要があるが、そのためには、高精度な力の測定をすることが重要となる。当研究室では浮上質量法(Levitation Mass Method : LMM)と呼ばれる高精度な力の測定方法を提案している。浮上質量法とは、剛体を静圧空気直動軸受で浮上支持し、光波干渉計を用いて質量の慣性力を高精度に測定する、力の発生・計測方法である。浮上質量法に関して詳しい説明は次節で述べる。浮上質量法を用いて、ヒトの手の衝撃応答特性を高精度に測定、評価を行う。浮上支持した剛体の速度に比例する光のドップラーシフトした周波数を光検出器により電気信号として読み取り、これを周波数カウンタにより測定する。その周波数から剛体の速度、加速度、剛体に働く力を求める。剛体をヒトの手に衝突させることにより、剛体と手の間に働く力、剛体の動きから

ヒトの手の性質を評価し、またヒトの手の関節の動きや反射など応答特性を検証する。

また、浮上質量法の考え方を応用したドロップボール実験による衝撃応答特性評価も行う。詳しい目的は第 5 章で述べるが、ヒトの手の応答特性評価において、ドロップボール実験はヒトの肌の性質や関節の動きを評価することと共に、ロボットアームの安全性を高めるために、地震などにより、上から物が降ってきて衝突することを想定した実験となっている。ドロップボール実験による評価は、落下距離を固定させることによってほぼ同等の力を与え続けることができるので、実験の再現性が高いことがわかっている。

1.2 浮上質量法

浮上質量法(Levitation Mass Method) とは質量 M の剛体を浮上支持し，剛体に作用する力を剛体の慣性力として高精度に測定する，動的な力の計測方法である．浮上質量法の概略図を Fig. 1 に示す．物体を浮上支持する方法はいくつか存在するが，本研究室では静圧空気軸受を用いている．浮上質量法で用いられている静圧空気軸受は，外部のコンプレッサーによって圧縮された空気によってできるエアフィルムで可動部を浮上支持する．これにより可動部に生じる摩擦力を 10^{-4} [N]程度 の非常に小さなものにできる[5]．実際に測る力の大きさはそれよりも非常に大きいので，この摩擦力は無視できるといえる．

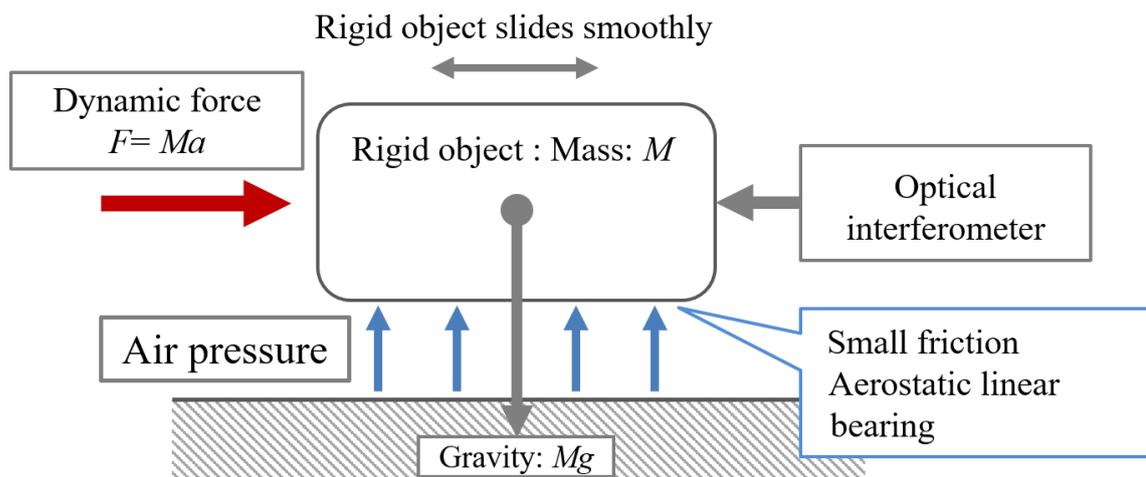
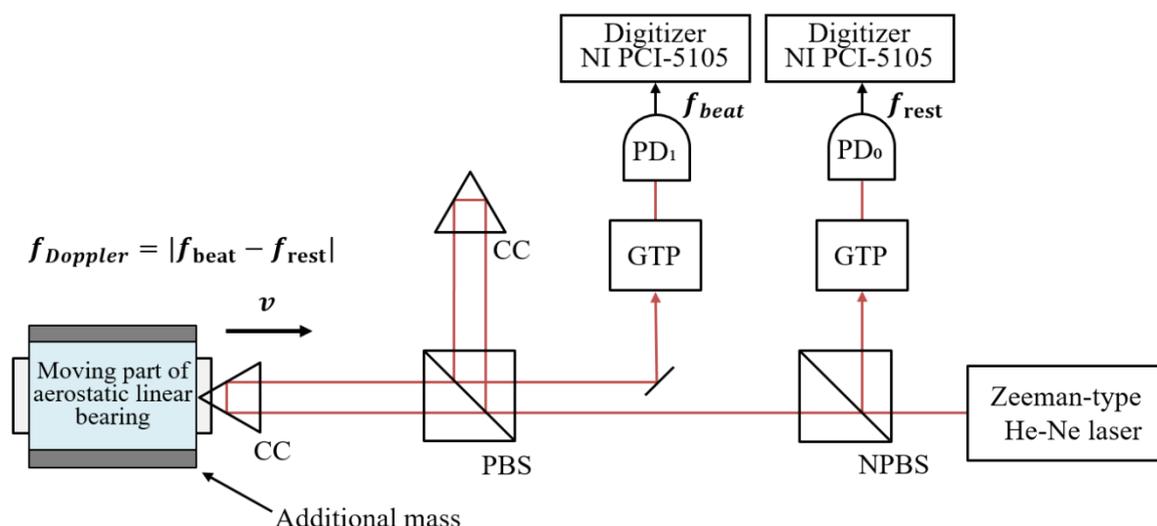


Fig. 1 浮上質量法の概略図

光波干渉計において物体に当たった信号光のドップラーシフト周波数を測定し，物体の速度 v を求める．速度を時間微分，時間積分することで物体の加速度 a や，位置 x を求めることができる．また，ニュートンの運動方程式 $F = Ma$ を用いることで，物体の加速度 a と慣性質量 M の積からその物体にかかる動的な力 F を求めることができる．これらは線形補間により全ての時間軸が一致するため，動的な運動に関する数々のデータを高精度に求めることができる．

1.3 レーザードップラー速度計

レーザードップラー速度計とは、光波干渉計を用いた高精度な速度の測定法である。レーザードップラー速度計は浮上質量法において、浮上支持された剛体の速度変化の測定に用いられる。レーザードップラー速度計の概略図を Fig. 2 に示す。被測定物からの反射光に対して、わずかに周波数の異なる光を干渉させ、ビート信号を検出するヘテロダイン干渉法を用いる。通常、光の周波数は検出できないが、ヘテロダイン干渉法を用いることにより、光の強度、位相、周波数変化を間接的に求めることができる。



(PBS = Polarizing Beam Splitter, NPBS = Non-Polarizing Beam Splitter,

CC = Cube Corner prism, GTP = Glan-Thompson Prism, PD = Photo Diode.)

Fig. 2 レーザードップラー速度計の概略図

実験で使用する光波干渉計は、マイケルソン型干渉計の装置を一部変更したもので、可動部の動きを測定するためにコーナーキューブプリズム(CC)を用いている。これにより、入射光と平行に反射光が戻るようになる。光源には、ゼーマンタイプの二周波レーザーを用いることが想定されている。これ

は、二つの異なる周波数を持つ直交偏光のレーザー光を出力し、この二つのレーザーはまず無偏光ビームスプリッタ(Non-Polarizing Beam Splitter: NPBS)により、分光される。分光されたレーザー光のうち 1 つはグラン・トムソンプリズム(Glan-Thompson Prism: GTP)を通して方位 45°に偏光され干渉する。その干渉した光の強度をフォトダイオード(Photo Diode: PD)で検出し電圧信号に変換し、デジタイザによって f_{rest} として測定する。NPBS で分光されたもう一つのレーザー光は偏光ビームスプリッタ(Polar Beam Splitter: PBS)により、信号光と参照光に分けられる。信号光は可動部に取り付けられた CC によって、また、参照光は固定された CC によって、それぞれ反射され、再び PBS に入射する。可動部が動いている場合、ドップラーシフトが起きるため、信号光の周波数は変化する。その後、GTP によって、信号光と参照光の偏光角 45°に合わせる。それによって、信号光と参照光が干渉し合い、その干渉した光の強度をフォトダイオード PD によって電圧信号に変換し、デジタイザによって測定、記憶される。参照光がドップラーシフトした信号光と干渉するとき、周波数の差によりビートが発生する。

二つの直光偏光の振幅を U_1 , U_2 , 周波数を f_1 , f_2 , 位相を φ_1 , φ_2 , 変位を x とすると時刻 t での二つのレーザー光の電界は

$$E_1(x, t) = U_1(x) \exp \{i[2\pi f_1(x)t + \varphi_1(x)]\} \quad (1)$$

$$E_2(x, t) = U_2(x) \exp \{i[2\pi f_2(x)t + \varphi_2(x)]\} \quad (2)$$

と表せる。二つの光を検出器上で重ね合わせると、光の強度は以下で表せる。

$$\begin{aligned} I(x, t) &= |E_1(x, t) + E_2(x, t)|^2 \\ &= U_1^2(x) + U_2^2 + U_1(x)U_2(x) \cos\{2\pi[f_1(x) - f_2(x)]t + [\varphi_1(x) - \varphi_2(x)]\} \end{aligned} \quad (3)$$

式(3)より、PD 上で $|f_1 - f_2|$ [Hz]のビートが生じることがわかる。ドップラーシフトした信号光と参照光の差周波数をビート周波数と f_{beat} 呼び、可動部が

止まっているときの信号光，つまりドップラーシフトしていないときの信号光と参照光との差周波数を基準周波数 f_{rest} と呼ぶことにする．基準周波数 f_{rest} を基準にしてビート周波数 f_{beat} がどのように変化したか，つまり基準周波数とビート周波数の差 f_{Doppler} から，物体の速度に比例した周波数のシフト量が決まる． f_{Doppler} から可動部の速度 v を求め，その他のデータを求めることができる．

1.4 Zero-crossing Fitting Method (ZFM)

Zero-crossing Fitting Method (ZFM)とは、デジタイザによって記録され、保存された電気信号のデータから周波数を得るための方法である、Fig.3 に ZFM による電圧波形から周波数を求める概要図を示す。

まず、デジタイザによって記録した全ての電圧値の中から電圧が負から正に移る点(値がゼロとなる点)を検出する。この点が存在しないときは電圧値がゼロとなるような点を挟む前後2点から線形補間を行うことで、電圧値がゼロとなる線を通る点をゼロクロス点とする。Fig.4 にゼロクロス点の概要図を示す。次に、ゼロクロス時刻を求める。ゼロクロス時刻というのは、上記で示したゼロクロス点の時刻のことである。

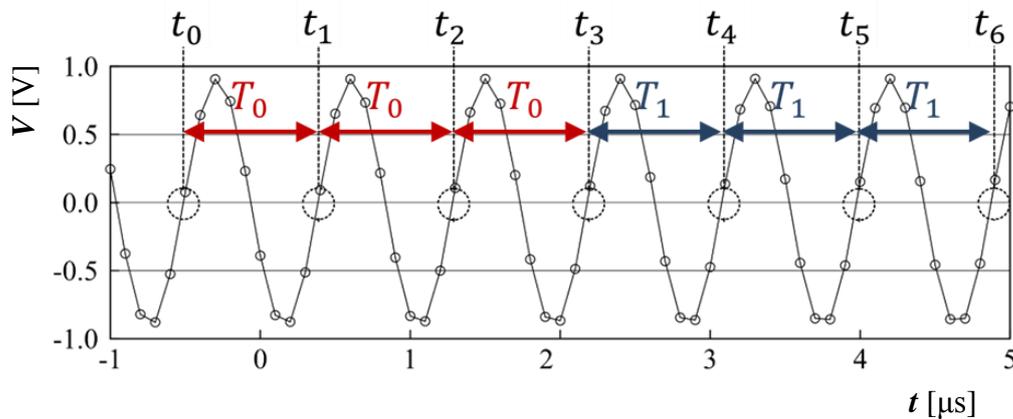


Fig. 3 ZFM による周波数を算出するための概要図($N = 4$)

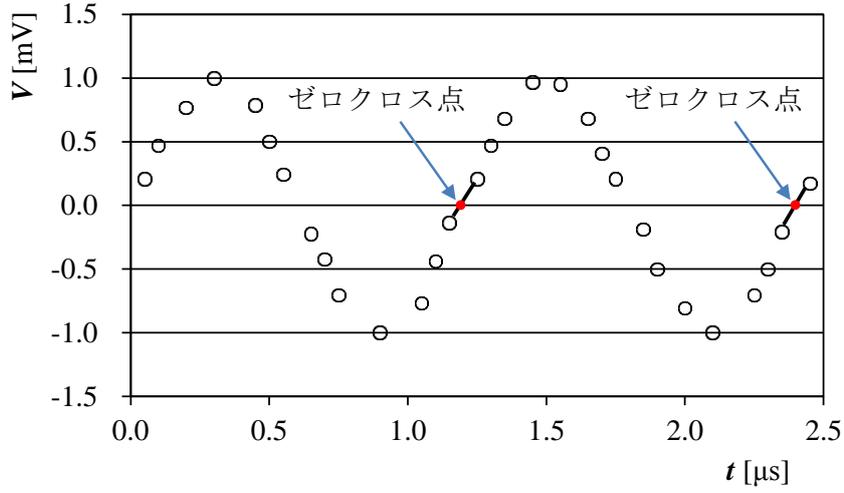


Fig. 4 ZFM におけるゼロクロス点の概要図

ゼロクロス時刻を求めたら、任意に定めた一定のゼロクロス点の個数である N 個ごとに 1 つの数列として、番号 j ($j = 0, 1, 2, \dots$) を割り当てる。その数列中の i 番目のゼロクロス時刻を t_i ($i = 0, 1, 2, \dots, N-1$) とする。 j 番目の数列中で各々の時間間隔 $t_i - t_{i-1}$ が一定で T_j であるとし、またその数列が始まった時の時刻を P_j とすると、実際の時刻 t_i との差の二乗和は式(4)のようになる。

$$C_j(T_j, P_j) = \sum_{i=0}^{N-1} [t_{i+j(N-1)} - (iT_j + P_j)]^2 \quad (4)$$

C_j を最小二乗法を用いて最小にする。このときの T_j 及び P_j はそれぞれ式(5)、(6)のようになることが一般に良く知られている。

$$T_j = \frac{N \sum_{i=0}^{N-1} i t_{i+j(N-1)} - \sum_{i=0}^{N-1} i \sum_{i=0}^{N-1} t_{i+j(N-1)}}{N \sum_{i=0}^{N-1} i^2 - \left(\sum_{i=0}^{N-1} i \right)^2} \quad (5)$$

$$P_j = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} i^2 \sum_{i=0}^{N-1} t_{i+j(N-1)} - \sum_{i=0}^{N-1} i t_{i+j(N-1)} \sum_{i=0}^{N-1} i}{N \sum_{i=0}^{N-1} i^2 - \left(\sum_{i=0}^{N-1} i \right)^2} \quad (6)$$

この T_j 及び P_j を用いて j 番目の数列の中心時刻 t_j を求めると、式(7)のようになる。

$$t_j = \left(\frac{N-1}{2} \right) T_j + P_j \quad (7)$$

また、この時の周波数 f_j は T_j の逆数より求められ、式(8)のように書ける。

$$f_j = \frac{1}{T_j} \quad (8)$$

このようにして時刻 t_j のときの周波数 f_j を求めることが可能となる。なお、ここで求められる周波数 f_j は、3節で示した、信号光と参照光の差周波数であるビート周波数 f_{beat} と可動部が静止状態にある時の基準周波数 f_{rest} を用いて求める。

第2章 浮上質量法を用いた実験方法

2.1 実験装置

本実験で用いた実験装置の模式図を以下に示す。本実験装置は空気軸受と、マイケルソン型ヘテロダイン光波干渉計で構成されており、可動部が動いた時の干渉信号の差周波数により速度や変位などを間接的に求めている。

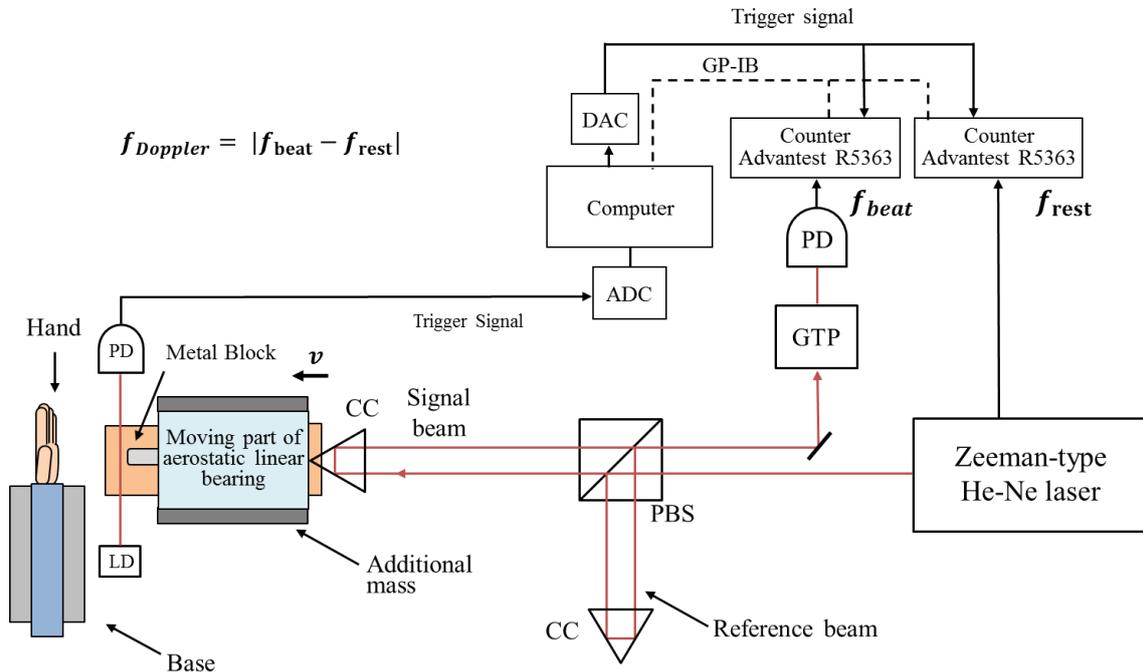


Fig. 5 実験装置図

(PBS = Polarizing beam splitter, CC = Cube corner prism, GTP = Glan-Thompson prism, PD = Photo diode, LD = Laser diode, ADC = Analog-to-digital Converter, DAC = Digital-to-analog converter.)

空気軸受には、セラミックス製の静圧空気直動軸受 (Air-Slide VAPB510AY ; TOTO 社製) を用いている。軸受にはコンプレッサーにより 0.4 [MPa]の圧縮空気が供給され、送り込んだ圧縮空気により、軸受の可動部とガイドウェイの間

に空気膜が形成されている。可動部は浮上支持されており、完全な非接触状態であるので前章で示した通り可動部に作用する摩擦力の影響を衝撃力と比較して無視できる程度に抑えることができる。浮上支持された可動部の先端には金属製の衝突用ブロック(Metal block)と、後端にはコーナーキューブプリズム(CC)が取り付けられている。ブロックと CC を含む可動部全体の質量は 2.737 [kg]である。

次に、光波干渉計について説明する。光源にはゼーマンタイプ 2 周波 He-Ne レーザーを用いている。レーザーの差周波数 f_{rest} は光源から直接出力される電圧信号を周波数カウンタ(R5363: ADVANTEST 社製)を用いて読み取り、測定される。出射された 2 つの直交偏光を持つレーザー光は、偏光ビームスプリッタ(PBS)により信号光と参照光に分けられる。信号光は可動部に取り付けられた CC で反射し、再び PBS に入射する。参照光は固定された CC で反射され PBS に戻る。戻ってきた 2 つの信号は GTP で偏光され PD で電圧信号として変換される。検出された信号光と参照光の差周波数をビート周波数 f_{beat} とする。検出されたビート周波数を周波数カウンタで測定する。測定に使用された 2 台の周波数カウンタは、手の前に設置されている半導体レーザーから PD に入射する光が遮られた瞬間に同時に測定が開始されるように設定してある。これは、光が遮られた時に、AD コンバーターからコンピュータを通して、トリガー信号に変換した後、DA コンバーターを通して、周波数カウンタにトリガーが掛かる光スイッチ計測システムを組んだことにより実現している。

測定時には、可動部に手動で初速を与え、衝突用のブロックをヒトの手に衝突させる。本実験で被験者の手のひらには印をつけておき衝突させる箇所を同一にした。今回の実験ではヒトの肌の応答特性を調べるとともに、ヒトの反射や関節の動きを調べるために以下に示す条件で実験を行う。

実験条件

- ①：手に力を入れず，リラックスした状態(Relax-state)
- ②：手に力を入れた状態(Steady-state)
- ③：衝突するブロックを受け止めようとする(Catch-state)
- ④：目を閉じた状態(Blind-state)

実験条件①は，手に力を入れず，リラックスした状態での応答特性を測る．手のひらの中心に衝突させるので，手を伸ばすための多少の力が入っているが，それ以上の力を入れず，リラックスした状態で衝突を行った．実験条件①の実験結果を実験条件の基準とし，実験条件②～④と比較を行う．次に，実験条件②は，手に力を入れた状態での応答特性を測る．②は手のひらの中心に力を込めるように置いておき，衝突を行う．これらの条件では，衝突用のブロックを受け止めようとも返そうともせず，腕を支持台(Base)の上に置いておき，衝突させる．次に，実験条件③は，衝突用ブロックを意識的に受け止めようとする．力を入れて止めるのではなく，手首の動きによってブロックを受け止めようとしたものである．最後に，実験条件④は，目を閉じた状態での応答特性を測る．こちらは①と同様に，手はリラックスした状態で置いておくものとする．実験条件①～④を各 5 回，計 20 回の応答特性を計測した．

また，腕を乗せる支持台は高さが可変式であり，腕を支持台に置き，手のひらを衝突用ブロックと垂直にした．支持台の写真を Fig. 6 に示す．また，衝突付近の実験装置を Fig. 7 に示す，

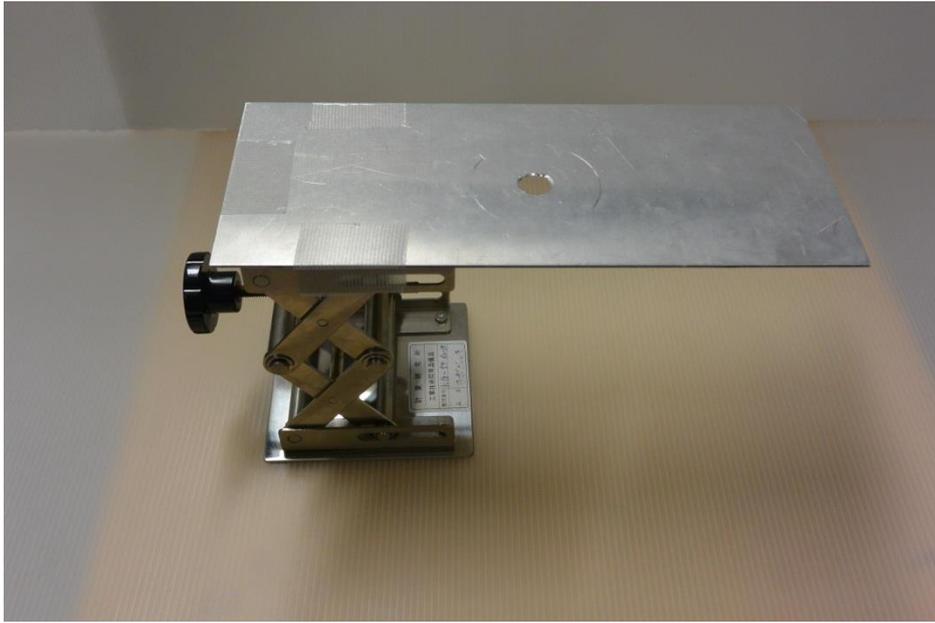


Fig. 6 実験に使用した支持台

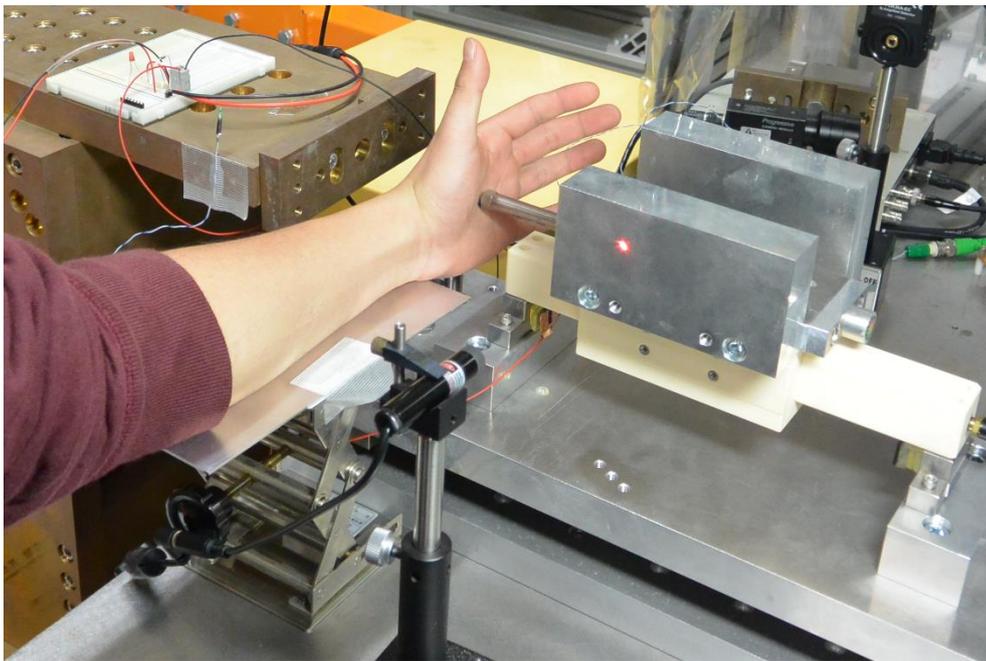


Fig. 7 衝突付近の実験装置の写真

2.2 データ解析方法

物体を衝突させた際の、光波干渉計から得られたデータの解析方法について述べる。

光波干渉計によって測定したビート周波数 f_{beat} と中心周波数 f_{rest} から、可動部の速度や位置、加速度、慣性力を求めることができる。可動部の速度 v は光波干渉計の信号光のドップラーシフト周波数 f_{Doppler} から測定され、次式で表される。

$$v = \lambda_{\text{air}}(f_{\text{Doppler}}) \quad (9)$$

$$f_{\text{Doppler}} = -(f_{\text{beat}} - f_{\text{rest}}) \quad (10)$$

次に、速度 v の時間微分、時間積分によって加速度 a 、変位 x をそれぞれ求めることができる。

$$a = dv/dt \quad (11)$$

$$x = \int v dt \quad (12)$$

可動部の慣性力 F は、その物体の慣性質量 M と加速度 a の積により求められる。

$$F = Ma \quad (13)$$

Fig. 8 に干渉計より得られた f_{beat} と f_{rest} の値を示す。また、Fig. 9 に差周波数により計算した可動部の速度を示す。

今回、He-Ne レーザーの波長 $\lambda_{\text{air}} = 6.33 \times 10^{-7}$ [m] とし、最初に初速を与えた方向と反対方向を正の速度としている。

$$x = \int v dt$$

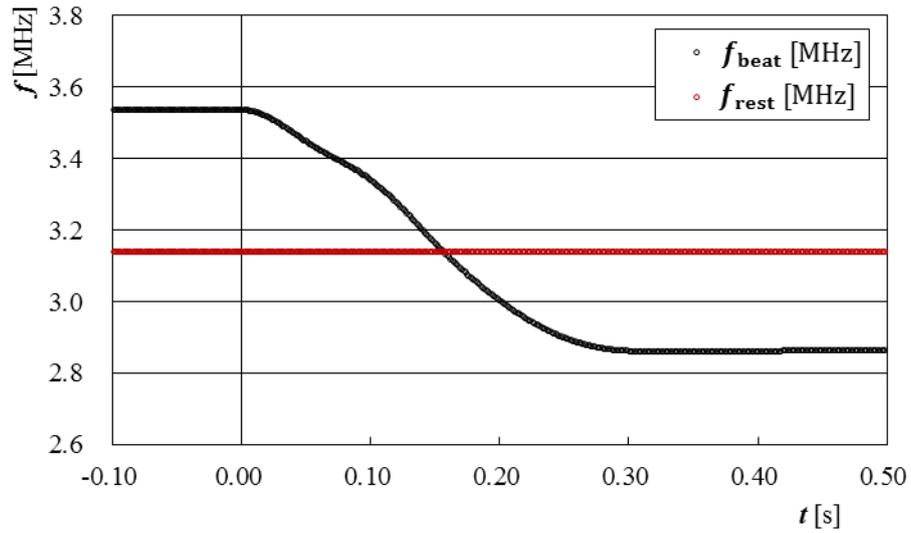


Fig. 8 干渉計により得られた周波数

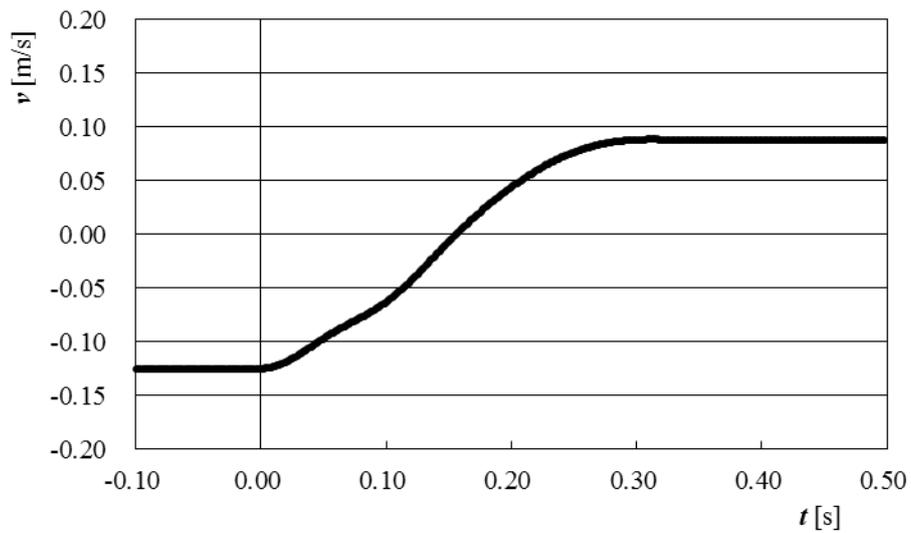


Fig. 9 可動部の速度

Fig. 10 に速度 v [m/s] を時間微分して求めた加速度 a [m/s²], Fig. 11 に速度 v [m/s] を時間積分して求めた変位 x [m] を示す. また, Fig. 12 に加速度 a [m/s²] に質量 M [kg] を掛け合わせて計算した慣性力 F [N] を示す.

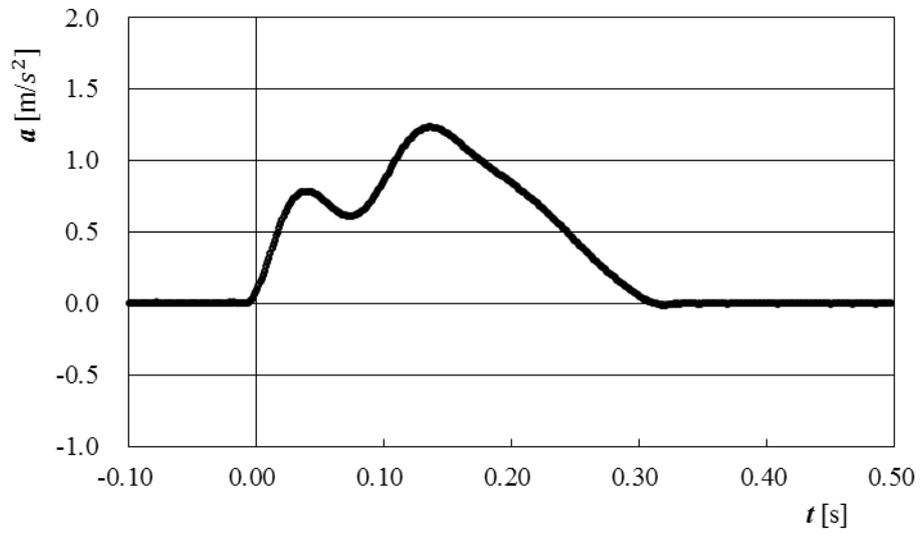


Fig. 10 速度の時間微分により計算した加速度

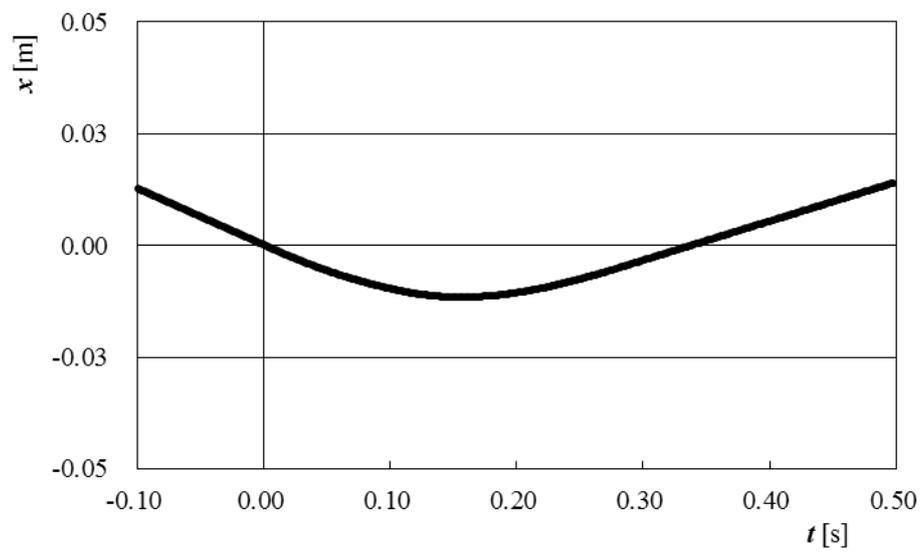


Fig. 11 速度の時間微積分により計算した変位

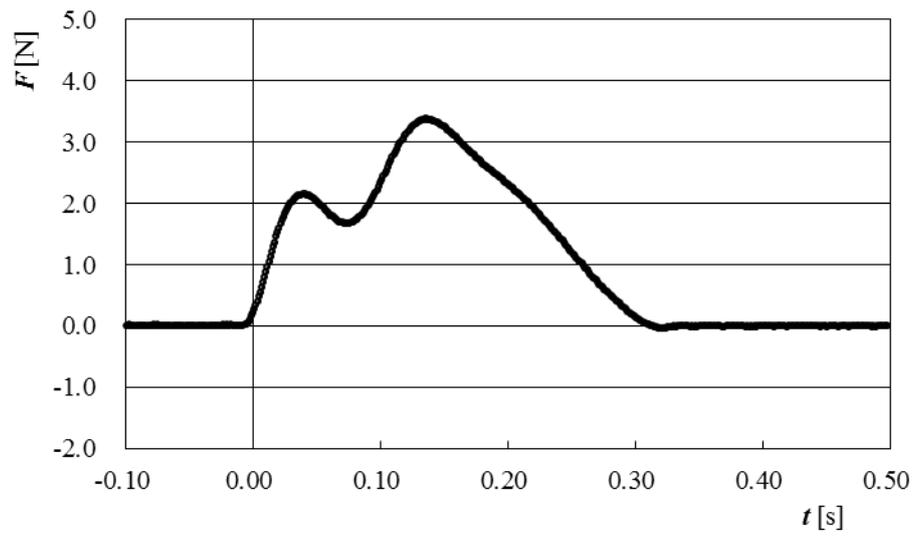


Fig. 12 加速度に質量を掛け合わせて計算した慣性力

第3章 浮上質量法を用いたヒトの手の衝撃応答特性

3.1 実験条件①：リラックス状態の応答特性評価

初めに、前章で示した、実験条件①：リラックス状態での実験結果を実験条件の基準とし、実験条件②～④と比較を行う、実験条件①での衝突1回目の時間に対する力の実験結果を Fig. 13、変位に対する力の変化を Fig. 14、速度に対する力の変化を Fig. 15 に示す。

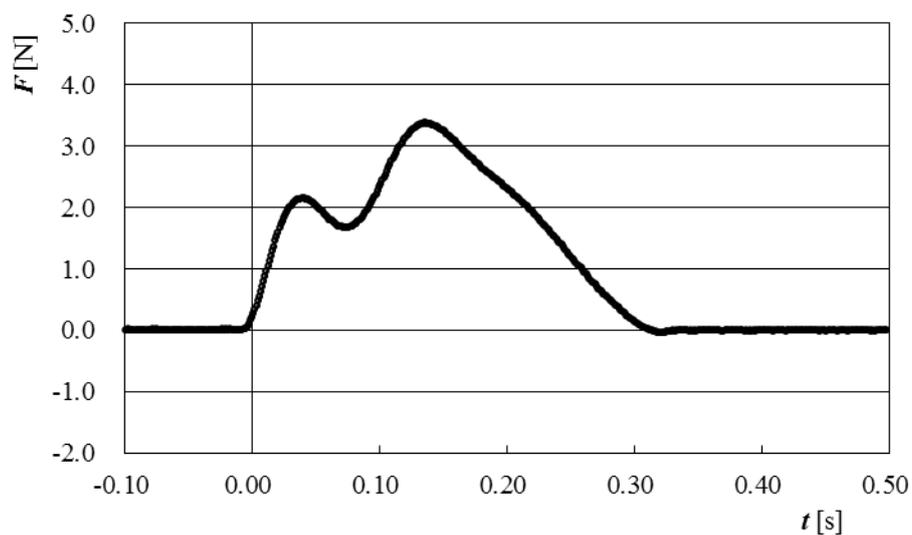


Fig. 13 実験条件①：リラックス状態での時間に対する力の変化

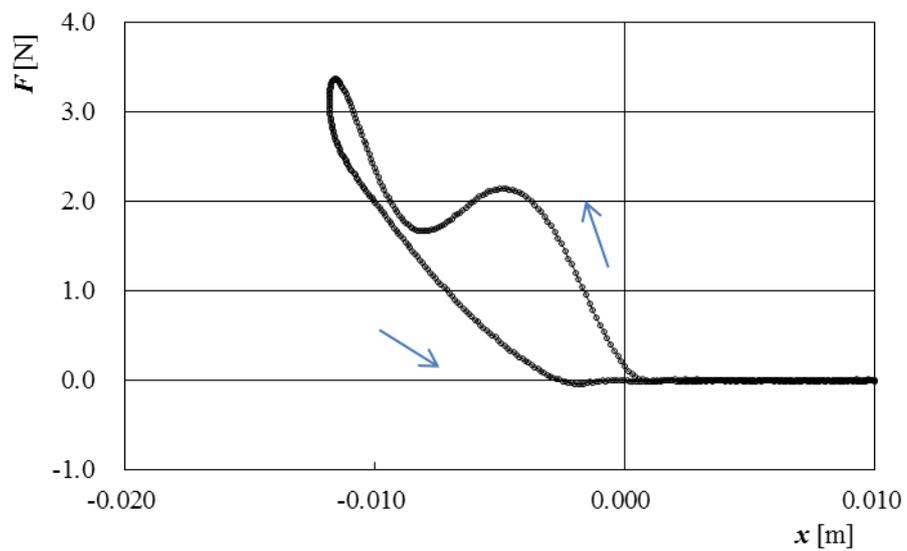


Fig. 14 実験条件①：リラックス状態での変位に対する力の変化

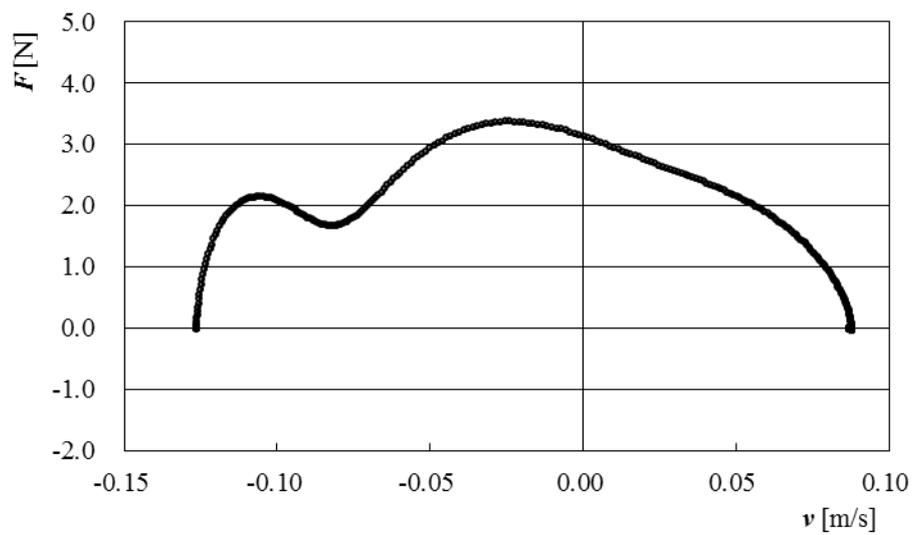


Fig. 15 実験条件①：リラックス状態での速度に対する力の変化

また、Fig. 16 に実験条件①での時間に対する力の変化の 5 回の結果を重ねたものを示す。

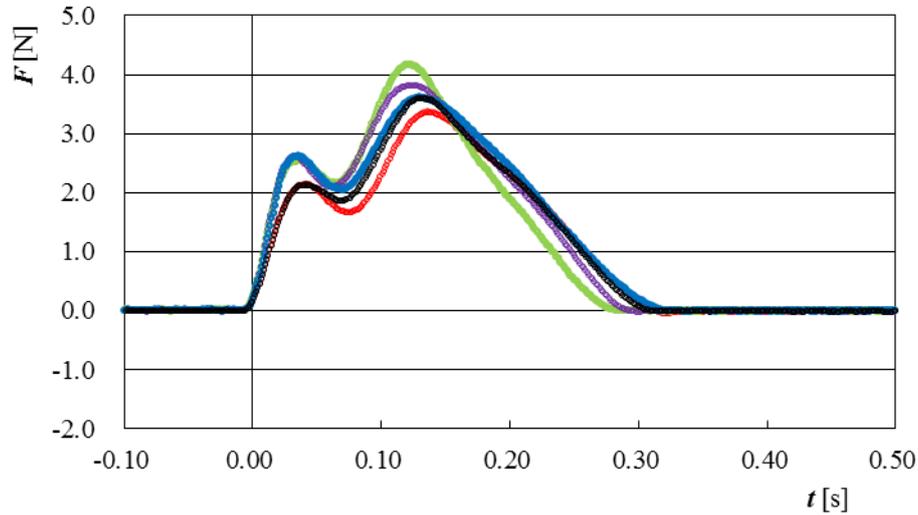


Fig. 16 実験条件①における 5 回の実験結果

Fig. 13 より、力の最大値は約 3.4 [N]であったが、0.04 [s]付近で一度衝突力 F が減少し、0.08 [s]付近で再び大きくなっている。Fig. 14, Fig. 15 より、変位は、力の最大値に到達するまで負の向きに戻っておらず、速度に対しても力の最大値に到達するまで速度は落ちていないことから、ヒトの反射による押し返す力が瞬間的に働いたと考えられる。

Fig. 16 より 5 回の実験結果の衝突時間は平均約 0.3 [s]であった。衝撃力の最大値は約 4.2 [N]で、最小値は約 3.3 [N]であった。5 回の実験結果のうち、すべて力の山が 2 つあった。

3.2 実験条件：②力を入れた状態の応答特性評価

実験条件①：リラックスした状態を **Relax-state**，実験条件②：力を入れた状態を **Steady-state** とし，データを示す．各 5 回の中で，初速が 0.12 [m/s] に近いものを比較した．Fig. 17 に実験条件②力を入れた状態の時間に対する力の変化を示す．

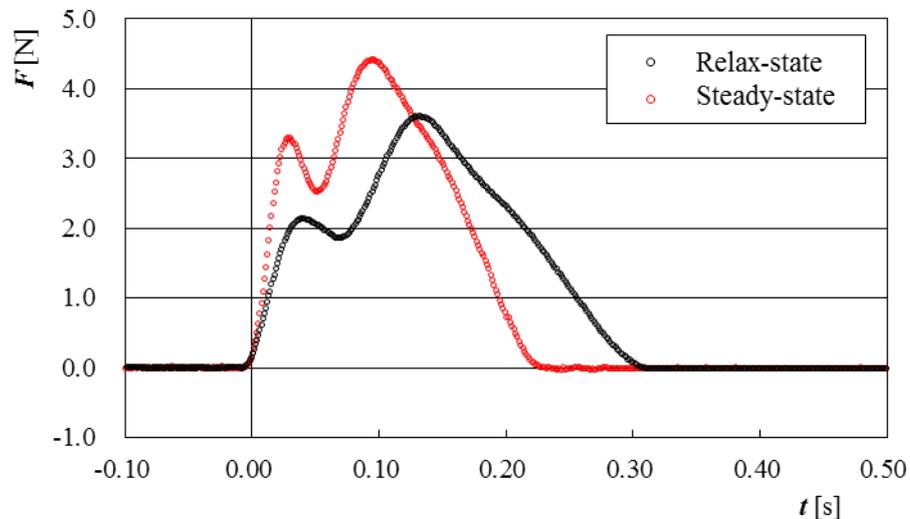


Fig. 17 力を入れた状態における時間に対する力の変化

Fig. 17 より，**Relax-state** に対し，**Steady-state** の力の最大値は約 0.8 [N] ほど大きいことがわかる．また，**Steady-state** のほうが軸受と手の接触している時間が約 0.08 [s] 短いことがわかる．力を入れた時のほうが，衝突時間は短い，力の最大値は大きくなることがわかる．

次に力を入れた状態における可動部の速度に対する力の変化を Fig. 18，変位に対する力の変化を Fig. 19 に示す．

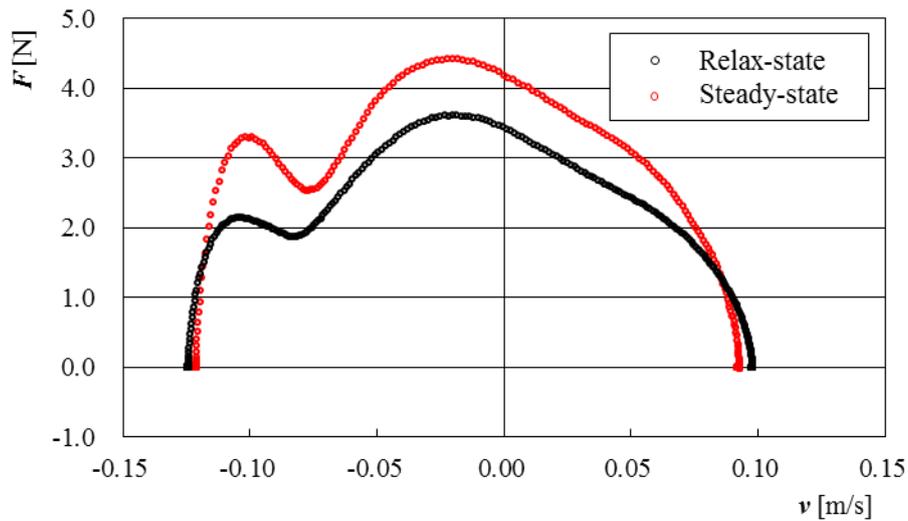


Fig. 18 力を入れた状態における速度に対する力の変化

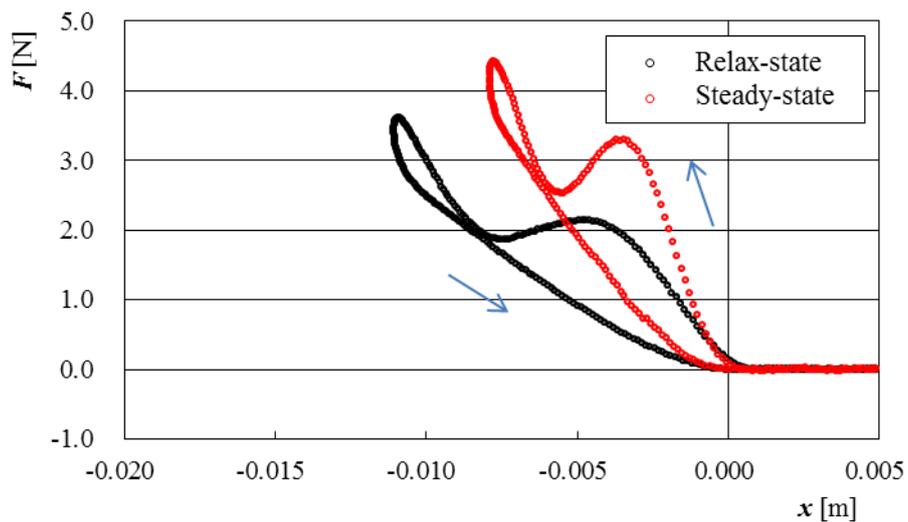


Fig. 19 力を入れた状態における変位に対する力の変化

Fig. 18 より, 軸受が手から離れた際の速度は Relax-state は約 0.10 [m/s]であり, Steady-state は約 0.09 [m/s]である. 可動部の初速は Relax-state, Steady-state ともに約 0.12 [m/s]であり, どちらも非弾性衝突であることがわかる.

Fig. 19 より, Relax-state に比べ Steady-state のほうが曲線の傾き (ばね定数) が鋭く, 強硬であることがわかる. Relax-state と Steady-state の変位の差は約 0.003 [m]である. この差は Relax-state に比べ, Steady-state は力を入れているので手が

固くなっているため、衝撃が加わった際、変位が **Steady-state** のほうが小さくなっているということが考えられる。変位に対する力の変化において、往路と復路の差が測定物によるエネルギー吸収量となるので、**Relax-state** のほうがエネルギー吸収量が少しだが大きいように見える。作用・反作用の法則により、可動部からヒトの手に作用する力は $-\mathbf{F}$ で表すことができる。可動部によって行われた仕事 \mathbf{W} は、次式で表すことができる。

$$\mathbf{W} = \int (-\mathbf{F}) dx \quad (14)$$

式(14)より、可動部によって行われた仕事 \mathbf{W} は **Relax-state** が約 0.079 [J] であり、**Steady-state** が約 0.071 [J] であった。

3.3 実験条件③：ブロックを受け止めようとする状態の応答特性評

価

実験条件①：リラックスした状態を **Relax-state**，実験条件③：衝突用ブロック受け止めようとする状態を **Catch-state** とし，データを示す．各 5 回の中で，初速が 0.13 [m/s] に近いものを比較した．Fig. 18 に実験条件③受け止めようとする状態の時間に対する力の変化を示す．

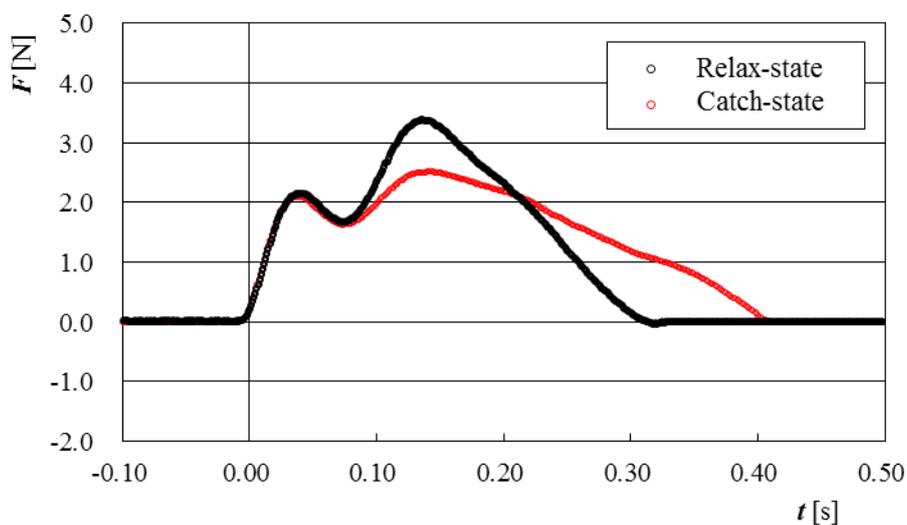


Fig. 18 受け止める状態における時間に対する力の変化

Fig. 18 より，**Relax-state** に対し，**Catch-state** の力の最大値は約 0.8 [N] ほど小さいことがわかる．また，**Catch-state** のほうが軸受と手の接触している時間が約 0.1 [s] 長いことがわかる．受け止める時のほうが，衝突時間は長い，力の最大値は小さくなることがわかる．

次に受け止める状態における可動部の速度に対する力の変化を Fig. 19，変位に対する力の変化を Fig. 20 に示す．

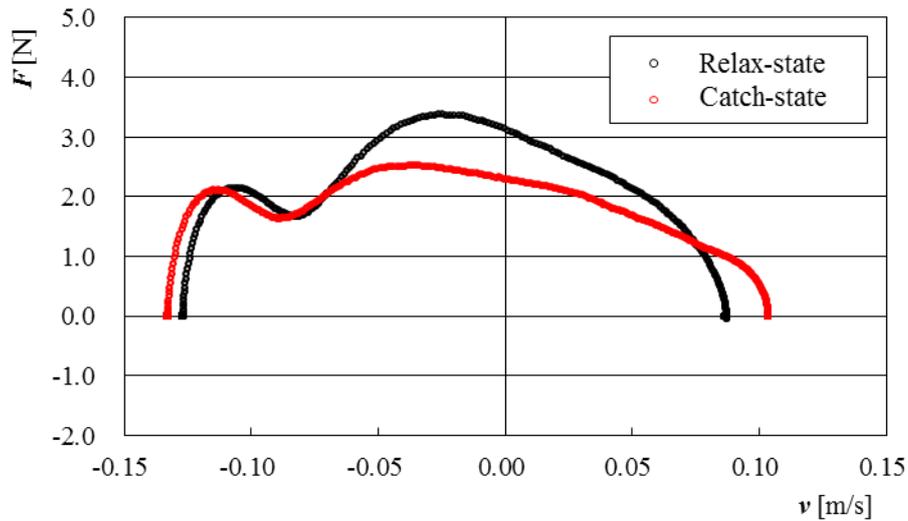


Fig. 19 受け止める状態における速度に対する力の変化

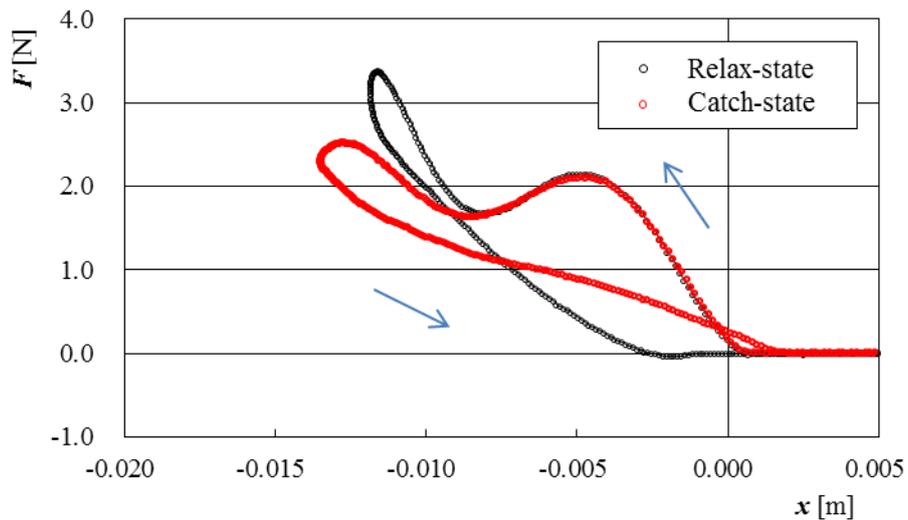


Fig. 20 受け止める状態における変位に対する力の変化

Fig. 19 より, 軸受が手から離れた際の速度は Relax-state は約 0.08 [m/s]であり, Catch-state は約 0.11 [m/s]である. 可動部の初速は Relax-state, Catch-state とともに約 0.13 [m/s]であり, どちらも非弾性衝突であることがわかる.

Fig. 20 より, Relax-state に比べ Catch-state のほうが曲線の傾き (ばね定数) が低く, 柔軟であることがわかる. Relax-state と Catch-state の変位の差は約 0.002 [m]である. この差は, Relax-state に比べ, Catch-state は受け止めようとしてい

るので手首の動きによるもので，衝撃が加わった際，変位が **Catch-state** のほうが大きくなっているという要因が考えられる．**Relax-state** のほうがエネルギー吸収量が少しだが大きいように見える．式(14)より，可動部によって行われた仕事 **W** は **Relax-state** が約 0.083 [J]であり，**Catch-state** が約 0.065 [J]であった．

3.4 実験条件④：目を閉じた状態の応答特性評価

実験条件①：リラックスした状態を **Relax-state**，実験条件④：目を閉じた状態を **Blind-state** とし，データを示す．各 5 回の中で，初速が 0.13 [m/s] のものを比較した．Fig. 21 に実験条件④目を閉じた状態の時間に対する力の変化を示す．

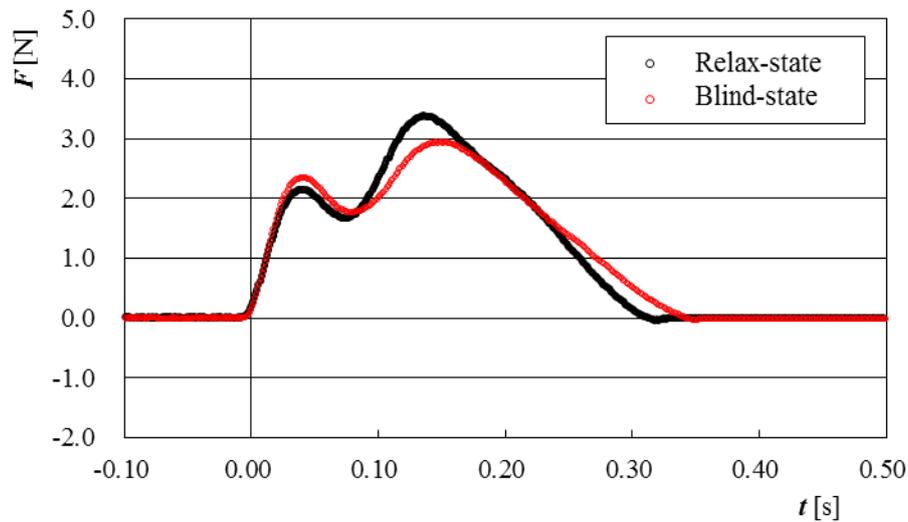


Fig. 21 目を閉じた状態における時間に対する力の変化

Fig. 21 より，**Relax-state** に対し，**Blind-state** の力の最大値は約 0.3 [N] ほど小さいことがわかる．また，**Blind-state** のほうが軸受と手の接触している時間が約 0.03 [s] 長いことがわかる．目を閉じた状態の測定によりヒトの手に軸受が衝突した際，ヒトの反射による作用が働くと考える．

次に目を閉じた状態における可動部の速度に対する力の変化を Fig. 22，変位に対する力の変化を Fig. 23 に示す．

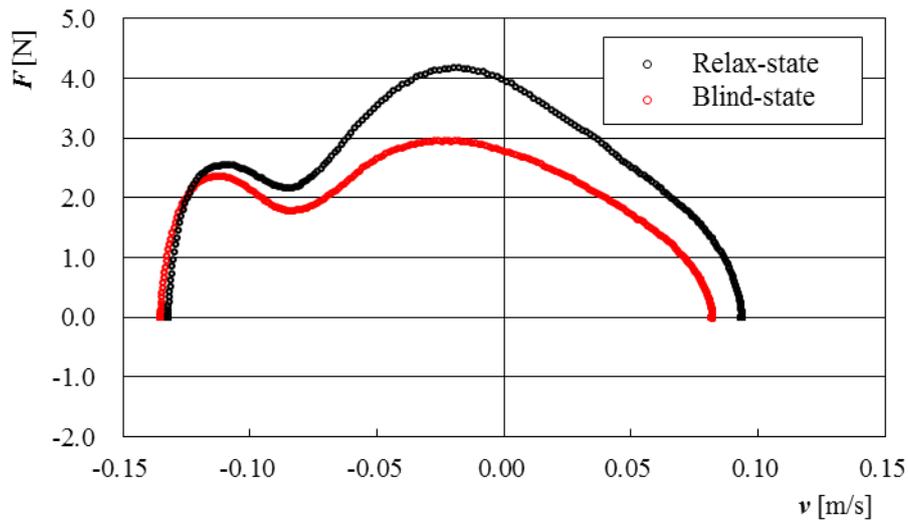


Fig. 22 目を閉じた状態における速度に対する力の変化

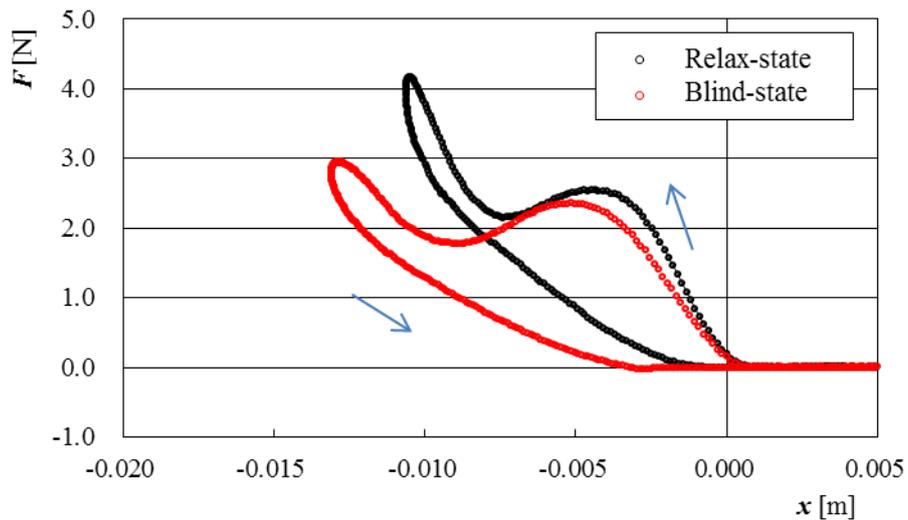


Fig. 23 目を閉じた状態における変位に対する力の変化

Fig. 22 より, 軸受が手から離れた際の速度は Relax-state は約 0.08 [m/s]であり, Blind-state は約 0.09 [m/s] った. 可動部の初速は Relax-state, Blind-state とともに約 0.13 [m/s] であり, どちらも非弾性衝突であることがわかる.

Fig. 23 より, Relax-state に比べ Blind-state のほうが曲線の傾き (ばね定数) が低く, 柔軟であることがわかる. Relax-state と Blind-state の変位の差は約 0.003 [m] である. この差は, Relax-state に比べ, Blind-state はヒトの反射による手首の動

きによるもので、衝撃が加わった際、変位が **Blind-state** のほうが大きくなっているという要因が考えられる。変位に対する力の変化において、往路と復路の差が測定物によるエネルギー吸収量となるので、**Blind-state** のほうがエネルギー吸収量が大きいように見える。式(14)より、可動部によって行われた仕事 W は **Relax-state** が約 0.082 [J]であり、**Blind-state** が約 0.078 [J]であった。

3.5 不確かさ評価—浮上質量法を用いたヒトの手の応答特性—

本実験において、可動部に作用する慣性力を $\mathbf{F}_{\text{inertial}}$ とすると $\mathbf{F}_{\text{inertial}}$ は、材料から可動部に作用する $\mathbf{F}_{\text{material}}$ と可動部に作用する摩擦などの外力 $\mathbf{F}_{\text{external}}$ の和で表される。

$$\mathbf{F}_{\text{inertial}} = \mathbf{F}_{\text{material}} + \mathbf{F}_{\text{external}} \quad (15)$$

本実験において、試料(ヒトの手)から可動部に作用する力 $\mathbf{F}_{\text{material}}$ の不確かさ評価が必要であり、 $\mathbf{F}_{\text{material}}$ の不確かさは、慣性力 $\mathbf{F}_{\text{inertial}}$ と外力 $\mathbf{F}_{\text{external}}$ の不確かさの合成である。よって、本実験の力測定の不確かさ構成要素は次の 2 つの要素となる。

- 可動部に作用する慣性力($\mathbf{F}_{\text{inertial}}$)の不確かさ。
- 可動部に作用する外力($\mathbf{F}_{\text{external}}$)の不確かさ。

まず初めに、可動部に作用する慣性力($\mathbf{F}_{\text{inertial}}$)の不確かさ評価を示す。

$\mathbf{F}_{\text{material}}$ の不確かさを構成する要素として以下の 3 つが考えられる。

[U.1]周波数カウンタにおける不確かさ: u_1

[U.2]光軸あわせにおける不確かさ: u_2

[U.3]質量における不確かさ: u_3

[U.1] 周波数カウンタに起因する不確かさ

平均サンプリング間隔約 $\Delta t = 1.5$ [ms]の周波数カウンタ R5363 における周波数測定の標準不確かさはカタログ値より $u_f = 10$ [Hz]と見積もられる。 λ_{air} は約 6.33×10^{-7} [m]である。ここで、 f_{beat} の不確かさを u_{f1} 、 f_{rest} の不確かさを u_{f2} とすると、関係式より速度の不確かさ u_v は

$$u_v = -\lambda_{\text{air}} (u_{f1} - u_{f2}) / 2 \quad (16)$$

ここで周波数測定の標準不確かさは u_f であり、 u_{f1} と u_{f2} は同じレーザーから射

出されているため、それぞれ u_f と同程度の不確かさである。よって u_v は

$$u_v = -\lambda_{\text{air}} \sqrt{2} u_f / 2 \quad (17)$$

と表せられる。式(15)にそれぞれ値を代入すると、可動部速度の不確かさは約 $4.5 \times 10^{-6} [\text{ms}^{-1}]$ と換算される。

次に可動部速度の不確かさを用いて、可動部加速度の不確かさ u_a は

$$u_a = u_v / \Delta t \quad (18)$$

と表され、式(16)より、可動部加速度の不確かさ約 $4.2 \times 10^{-3} [\text{ms}^{-2}]$ と換算される。

可動部加速度の不確かさと可動部質量 ($M = 2.737 [\text{kg}]$) から力の不確かさは

$$u_l = M u_a \quad (19)$$

と表され、可動部に作用する力の不確かさ u_l に換算すると約 $12 \times 10^{-3} [\text{N}]$ に相当する。

[U.2] 光軸のアライメントのずれに起因する不確かさ

光軸合わせにおける最大の誤差要因はレーザーの光軸とスライダの可動軸との角度のずれである。2つの軸が θ だけ傾いているとすれば、そのときの誤差 (Δv) はアッベの原理より

$$u_2 = (1 - \cos\theta) \quad (20)$$

と表される。光軸のずれが $1 [\text{mrad}]$ とすると、 θ が十分小さいとき、 $\cos\theta$ は、

$$\cos\theta \approx 1 - \frac{1}{2} \theta^2 \quad (21)$$

と近似できる。よって u_2 は約 $5 \times 10^{-5} [\%]$ の不確かさが算出でき、無視できる。

[U.3] 質量測定に起因する不確かさ

可動部質量の標準不確かさは使用した電子天秤によって決定され、カタログ値より $u_M = 0.01 [\text{g}]$ である。質量に起因する力の不確かさは $F = M a$ より

$$\mathbf{u}_3 = \mathbf{u}_M \mathbf{a} \quad (22)$$

と表される．よって式(20)より，本実験の力の最大値(5.1 [N])のとき，質量に起因する力の不確かさ \mathbf{u}_3 は 1.0×10^{-4} [N]に対応し，無視できる．

可動部に作用する外力($\mathbf{F}_{\text{external}}$)の不確かさを4章2節に示す．軸受を支持している10 [μm]の空気膜が破れていないと仮定すると，軸受内部に作用する動摩擦力が不確かさ要因と考えられる．可動部に作用する外力の不確かさ $\mathbf{u}\mathbf{F}_{\text{df}}$ は

$$\mathbf{u}\mathbf{F}_{\text{df}} = \mathbf{A}\mathbf{v} \quad (23)$$

と表され，空気軸受の摩擦特性は，

$$\mathbf{A} = 3.6 \times 10^{-2} \text{ [Nm}^{-1}\text{s]} \quad (24)$$

と算出される[10]．式(21)に式(22)の値と本実験での最大速度である約0.2 [ms⁻¹]の速度を代入すると，可動部に作用する外力の不確かさ $\mathbf{u}\mathbf{F}_{\text{df}}$ は約 7.2×10^{-3} [N]と算出される．動摩擦による影響は小さいので，無視できる．

上記に述べた4.1，4.2の不確かさ要素から，本実験における合成標準不確かさ U は

$$U = \sqrt{\mathbf{u}_1^2 + \mathbf{u}_2^2 + \mathbf{u}_3^2 + \mathbf{u}\mathbf{F}_{\text{df}}^2} \quad (25)$$

と表され，式(23)に値を代入すると，本実験における合成標準不確かさは約0.014 [N]と算出される．これは，本実験で可動部に作用した力の最大値(約5.1 [N])の約0.27 [%]に相当する．

3.6 本実験の考察

介護ロボットや家庭用ロボットアームの安全性を高めるために、ロボットの衝撃応答をヒトの手と同じものに近づけるためには、ヒトの手の応答特性の評価を行う必要があり、そのためには、高精度な力の測定をすることが重要となる。当研究室で提案している力の測定手法である浮上質量法を用いて、ヒトの手の衝撃応答特性評価を行った。浮上質量法を用いた本実験では、関節の動きや、ヒトの反射を評価するために実験条件を以下の 4 つに設定し、測定を行った。

実験条件

- ①：手に力を入れず、リラックスした状態(Relax-state)
- ②：手に力を入れた状態(Steady-state)
- ③：衝突するブロックを受け止めようとする(Catch-state)
- ④：目を閉じた状態(Blind-state)

実験結果より、浮上質量法を用いた実験では、衝突させる手の力の入れ方によって、衝突力が変化することがわかる。変位に対する力の結果より、曲線の傾き（ばね定数）が鋭く、肌質が硬化していることがわかる。また、往路と復路の差が測定物によるエネルギー吸収量となるのでエネルギー吸収量はリラックス状態の方が大きかった。

次に、手首の関節の動きによるブロックを受け止めようとする衝突では、うまくとれなかったデータもあり、力の立ち上がり方も様々であった。エネルギー吸収量は、リラックス状態の方が大きかった。

また、被験者の目を閉じて衝突を行う測定では、エネルギー吸収量が目を閉じているときのほうが大きかった。また、衝突力も小さく、目を閉じていること以外の実験条件は同一であり、目を閉じていることにより作用する力はヒト

の反射による動きだと考えられる，ヒトの反射による動きはロボットアームにうまく適応できたら安全性に繋がると思われる． 浮上質量法を用いた実験によるヒトの手の応答特性評価では，ヒトの関節の動きによる評価が難しかったため，浮上質量法の考え方を応用したドロップボール実験で特性評価を行う．

第4章 ドロップボール実験による実験方法

4.1 実験目的と実験方法

本実験では、ヒトの手の応答特性評価において、ヒトの肌の性質や関節の動きを評価し、ロボットアームの安全性をより高めるため、地震などによる上から降ってくる物と衝突することを想定した実験とする。ドロップボール実験による測定では、球体の落下距離を一定にすることによって、衝突させる材料に同一の力を与えることができる。ヒトの肌の落下物に対する衝撃応答特性を高精度に測定する方法として、動的な力を高精度に求めることができる浮上質量法の応用であるドロップボール実験が適用可能か検証する。そして、そのことから浮上質量法の幅広い分野での利用の可能性を示す。

今回の実験では、第2章の浮上質量法による実験条件②ブロックを意識的に手首の動きで受け止めようとする応答特性において、評価しにくかったヒトの手首の関節の動きによる作用、また、ヒトの反射による衝撃吸収を評価することを目的とし、ドロップボール実験によるヒトの手の応答特性評価が有効であるか検証も含め、測定を行う。Fig. 24 に本実験で用いた実験装置の模式図を示す。

今回の実験は、浮上質量法(LMM)を応用したものであるため、装置の構成要素の多くは第1章3節で説明しているものと同じである。今回の実験では、浮上質量法における軸受にあたる部分が、Fig. 25, Fig. 26 に示されるようなコーナーキューブプリズム(CC)が埋め込まれたステンレス球体に変更されている。なお、Fig. 25 は実験で用いられた球体の写真であり、Fig. 26 はその図面である。

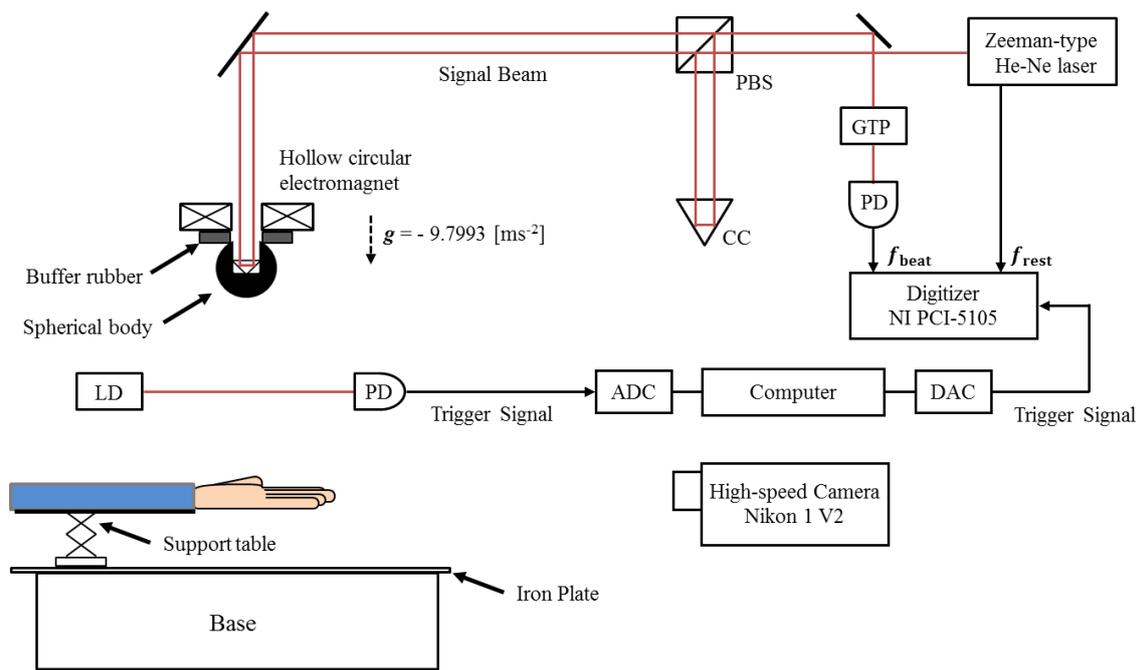


Fig. 24 ドロップボール実験装置図

(PBS = Polarizing beam splitter, CC = Cube corner prism, GTP = Gland-Thompson prism, PD = Photo diode, LD = Laser diode ADC = Analog-to-digital Converter, DAC = Digital-to-analog converter.)



Fig. 25 実験で用いた球体の写真

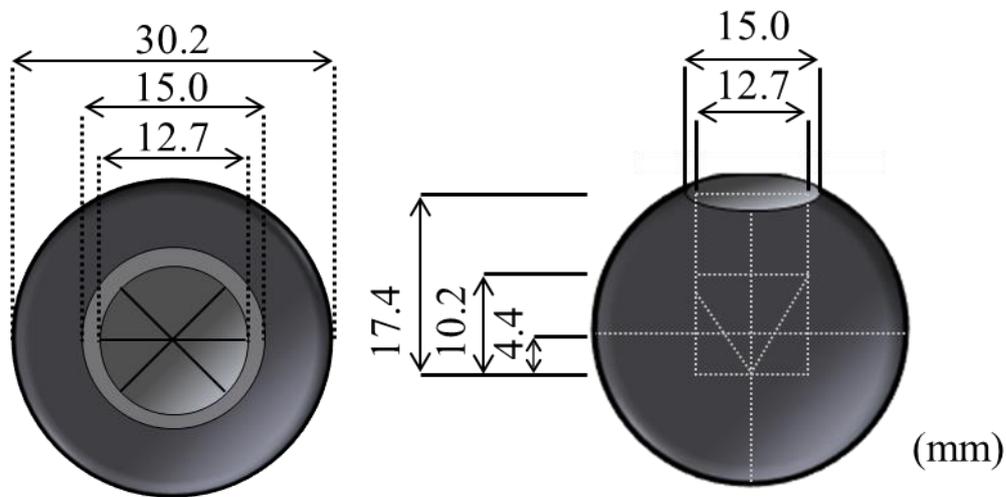


Fig. 26 実験で用いた球体の図面

この球体は SUS440 のステンレス鋼でできた直径 30.2 mm の球体に直径 12.7 mm の CC を埋め込むための穴を空け，その穴に CC を埋め込み接着したものである．また，このステンレス球には焼き入れ処理が施されている．この球体全体の重心と埋め込まれた CC の光心は一致するように設計されていて，落下中の球体の姿勢のずれが実験結果に大きく影響することの無いようになっている．この球体全体の質量 M は 93.88 g である．

光波干渉計の構成の多くは浮上質量法による実験のときと同様であり，2 周波レーザーの差周波数である基準周波数 f_{rest} を光源から直接とっている．今回の実験では，周波数カウンタではなくデジタイザ(NI PCI-5105 製)によって電圧信号をデジタル信号として記憶し，コンピュータに保存する．光源から出射された 2 つの直交偏光を持つレーザー光は PBS により信号光と参照光に分けられる．参照光は定盤上の固定された CC で反射され PBS に戻る．信号光は落下させるステンレス球体に埋め込まれた CC によって反射される．戻ってきた 2 つの信号は GTP で偏光され PD で電圧信号として変換される．検出された信号光と参照光の差周波数をビート周波数 f_{beat} とする．

この実験において，デジタイザは PD で検出される電気信号を 8 ビットの分解

能で、また、 30 Ms^{-1} のサンプルレートで、連続して16Mサンプルだけ計測する。

球体は、中空の電磁石によって固定されている。この電磁石は手動で電源を操作することができ、実験開始時に手動でその電源を切ることで球体が落下するようになっている。落下開始直後の衝撃を和らげるために、電磁石側には緩衝用のゴムが球体と接する部分に取り付けられている。球体は落下中に Laser Diode(LD)と PD によって構成される光スイッチの光を遮る。遮られたという情報は ADC を経由してコンピュータに伝えられ、DAC を介してデジタイザに入力される。この球体は光スイッチを遮った後、重力によりヒトの手に落下する。信号光は球体に埋め込まれた CC に入射するようになっている。すべての物理量は鉛直上向きを正としている。次に、デジタイザによって保存された信号を当研究室で使用している周波数解析方法 ZFM によって周波数を計算する。ZFM に関する詳しい説明は第 1 章 4 節で説明されている。

今回の実験では、高速カメラは Nikon 製 1 V2 が用いられていて、球体がヒトの手に衝突する様子を動画で撮影した。撮影された動画は、測定された力と比較して、衝突の様子を確認することに用いられた。電磁石からベースまでの高さを 28.0cm とし、腕を乗せる支持台の高さが 12.9 [cm]、ボールの高さ 3.0 [cm] なので落下距離は 12.1 [cm]で実験をおこなった。支持台は 2 章 1 節で説明した支持台を用いた。

今回の実験では、ヒトの反射や、手首の関節の動きによる衝撃吸収などを評価するため、実験条件を以下のようにし、応答特性を測った。

実験条件

- I : 手首まで支持台に乗せる(Put-wrist)
- II : 手のひらを支持台に乗せる(Put-hand)
- III : 目を閉じた状態(Closed-eye)

実験条件Ⅰは、ヒトの手のひらと球体が同じ箇所衝突するように、手のひらの中心に印をつけ、球体を電磁石とつける前のレーザーと印を合わせた。手は指を丸めずに伸ばし、指と指が離れないくらいの力で、腕を支持台の上に置いておく。支持台の上に腕を置くとき、ここでは手首までを乗せ応答特性を測る。実験条件Ⅰを、条件の基準とし、実験条件Ⅱ、Ⅲと比較を行う。次に、実験条件Ⅱは、支持台の上に腕を置くとき、手のひらまで乗せ応答特性を測る。こちらも条件Ⅰと同様に、手を伸ばして衝突させる。Fig. 27 に実験条件Ⅰの衝突付近の写真、Fig.28 に実験条件Ⅱの衝突付近の写真を示す。球体が手のひらに衝突して、手から転がっても球体が傷つかないようにクッション材をしいている。最後に、実験条件Ⅲは、目を閉じた状態での応答特性を測る。条件Ⅲは、目を閉じる以外はⅠと同様に応答特性を測る。実験条件Ⅰ～Ⅲを各 5 回、計 15 回の応答特性を計測した。



Fig. 27 実験条件Ⅰの衝突付近の写真



Fig. 28 実験条件Ⅱの衝突付近の写真

4.2 実験結果の解析

実験結果の解析手順は、2章2節で示した手順と同様に解析を行う。実験によって得られた周波数 f_{beat} 及び f_{rest} を用いて、式(9)より球体の速度 v 、速度の時間積分により変位 x 、速度の時間微分より加速度 a を求める。Fig. 29 に実験により得られたデータを示す。

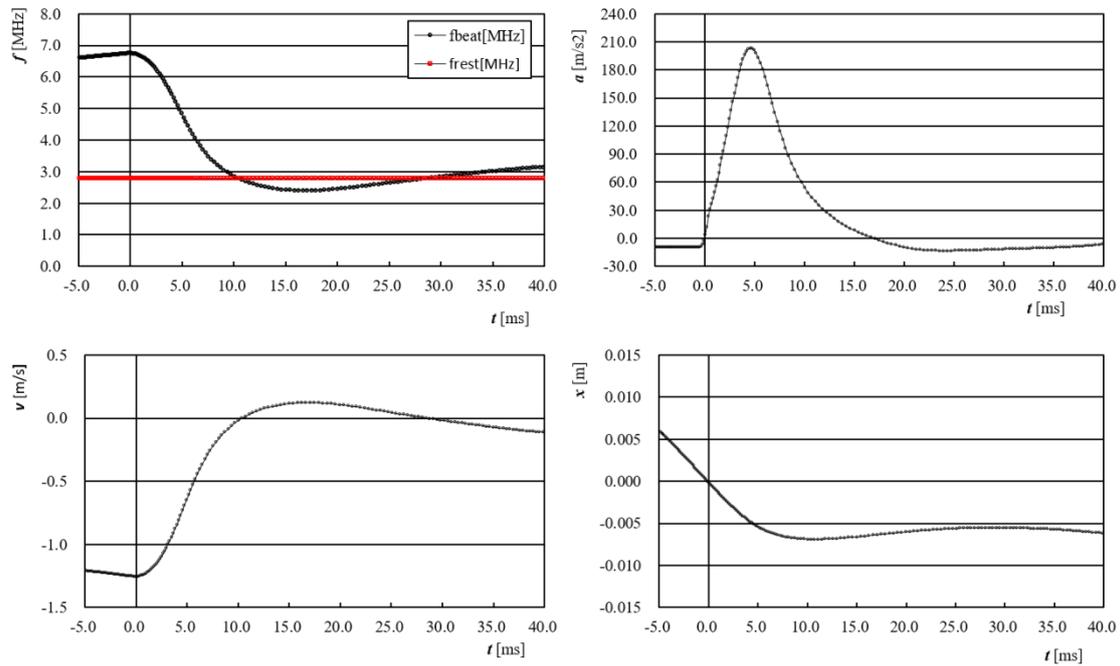


Fig. 29 ドロップボール実験によって得られたデータ

そして、ここで加速度 a と質量 M を掛け合わせたものである球体が受けるすべての力を F_{mass} とすると、空気抵抗や電磁石からの磁力のような力をすべて無視できると仮定すると、すべての力 F_{mass} は、次式のように重力による力 $-Mg$ と、ヒトの手と衝突することによる球体が受ける力 F で構成されていると考えられる。

$$F_{\text{mass}} = -Mg + F \quad (24)$$

この式(24)を変形すると、

$$F = F_{\text{mass}} + Mg \quad (25)$$

となり，ヒトの手と衝突することによる球体が受ける力 F を求めることができる．この時，もしも空気抵抗などの力が無視できないほど大きいならば，ここで定義した F はそれらの力を含んでいることになる．なお，ここで計算されたすべての物理量は， F が最初に検出された点を時刻 $t = 0$ [ms] としている．Fig. 30 に球体が受けるすべての力 F_{mass} ，Fig. 31 にヒトの手と衝突することによる球体が受ける力 F を示す．

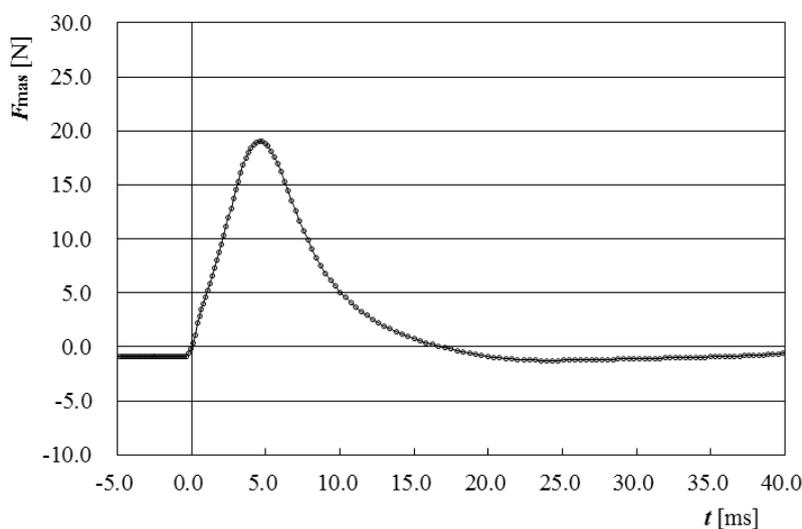


Fig. 30 球体が受けるすべての力

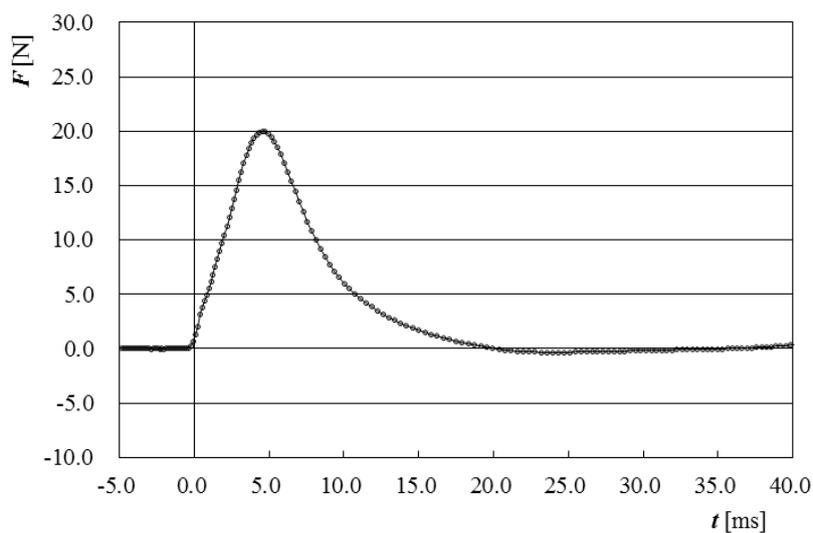


Fig. 31 ヒトの手と衝突することによる球体が受ける力

4.3 実験条件 I : 手首まで支持台に乗せた時の応答特性評価

初めに、前章で示した、実験条件 I : 手首まで支持台に乗せた時の実験結果を示す。時間に対する力の実験結果を Fig. 32 に示す。Fig. 32 より、力の最大値は、約 20 [N]であった。ヒトの手と衝突後、球体が傾き、球体に埋め込まれた CC から反射するレーザー光が遮られてしまったため、40.0 [ms]以降ノイズが発生する。今回示したデータは衝突後すぐは球体が傾かず、比較的きれいにとれたデータである。本論文の最後にすべての実験結果を示すが、途中で光が遮られてしまったデータは、光が遮られるまでのデータで応答特性評価を行う。

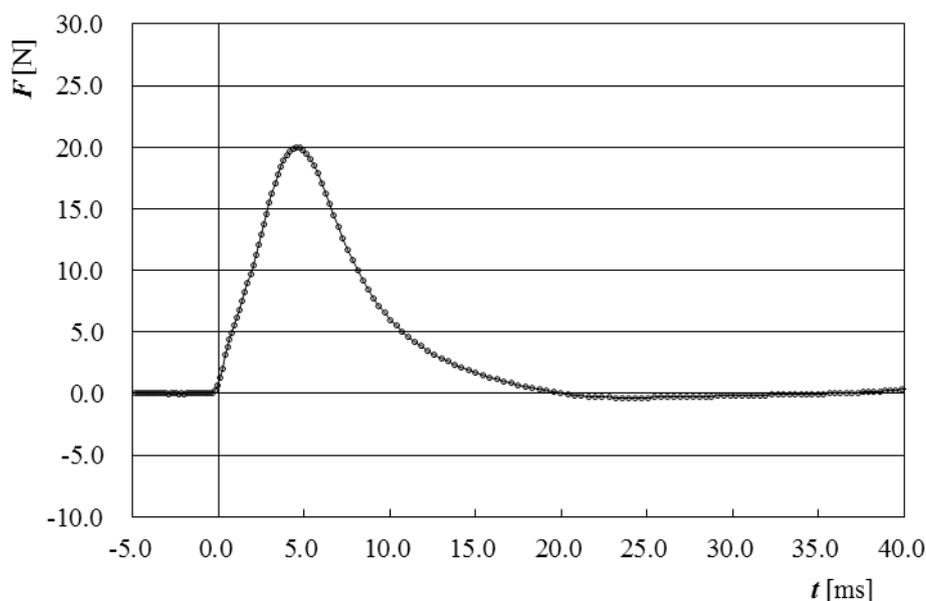


Fig. 32 実験条件 I における時間に対する力の変化

また、実験条件 I における 5 回分の測定を重ねた結果を Fig. 33 に示す。時刻 10 [ms]以降、多くのデータで光が遮られてしまいノイズが発生しているのがわかる。力の最大値は約 20~23 [N]であった。実験の再現性が高いと言われているドロップボール実験であるが、ヒトの手との衝突実験においては、非弾性衝突であるため、ノイズがでる時間など様々であった。手の固さが力の入れ具合に

よって変化してしまい、一定にするのが難しいことからだと考えられる。

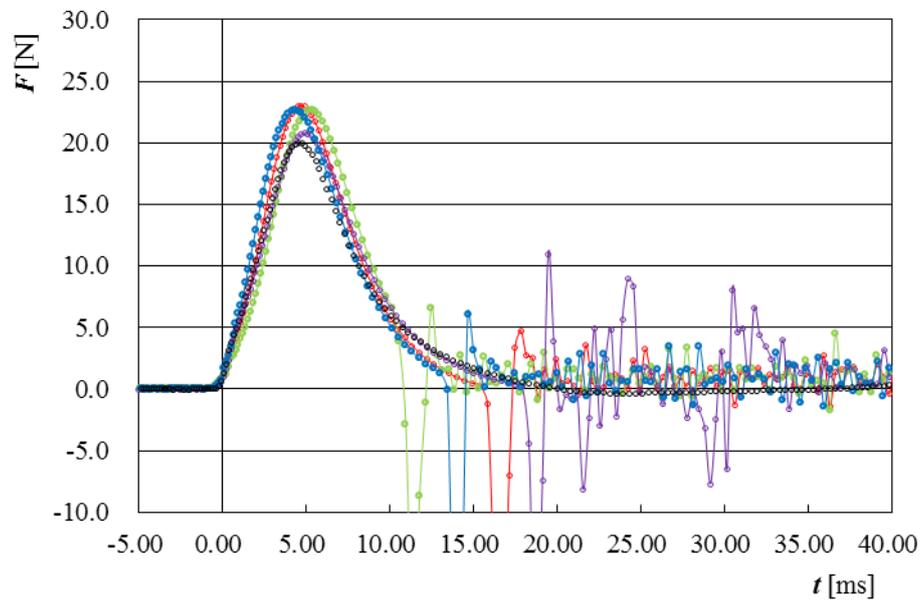


Fig. 33 実験条件 I : 5 回の実験結果

4.4 実験条件Ⅱ：手のひらまで支持台に乗せた時の応答特性評価

実験条件Ⅰを Put-wrist, 実験条件Ⅱ：手のひらまで支持台に乗せた時を Put-hand とし, データを示す. 各 5 回の中で初速が 1.3 [m/s] のものを比較した. 近いものを比較した. Fig. 34 に実験条件Ⅱの時間に対する力の変化を示す.

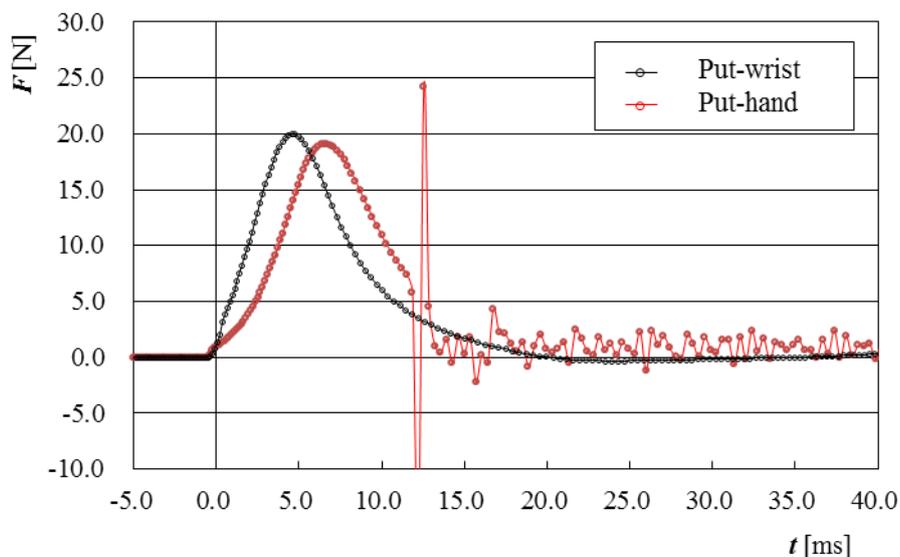


Fig. 34 実験条件Ⅱにおける時間に対する力の変化

条件Ⅱでは 球体が傾いてしまうのが早く, 力が 0 [N] になる前にノイズが発生していることがわかる. これは, 支持台に手に乗せた時, 手の厚みの差で少し手が傾いてしまうため球体が早く傾いてしまったと考えられる. そのため, 光が抜けてしまうまでのデータで, 考察をおこなう. 次に, 実験条件Ⅱにおける速度に対する力の変化を Fig. 35, 変位に対する力の変化を Fig. 36 に示す.

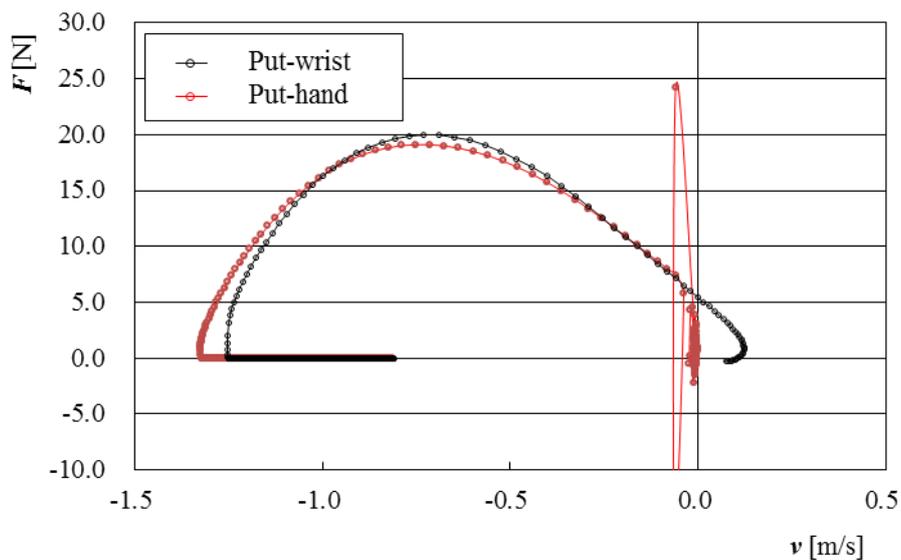


Fig. 35 実験条件Ⅱにおける速度に対する力の変化

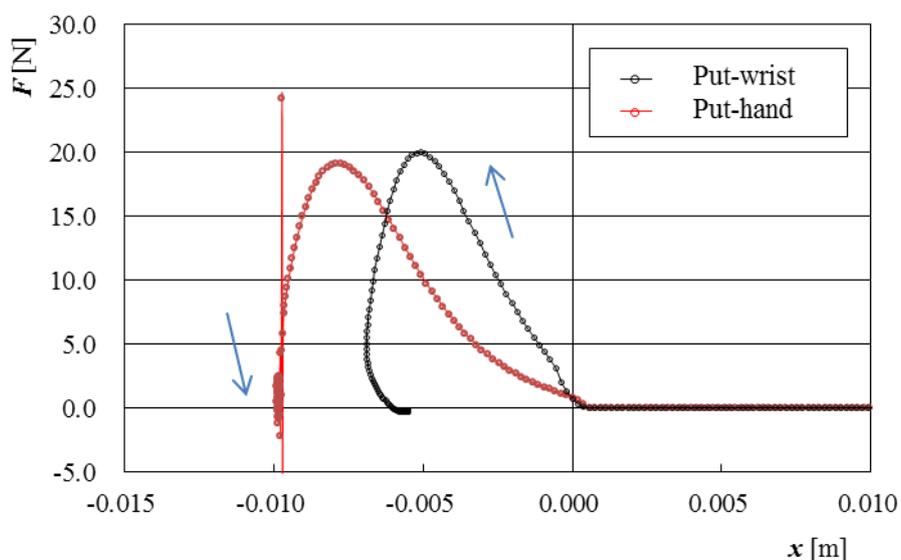


Fig. 36 実験条件Ⅱにおける変位に対する力の変化

Fig. 35 より、Put-hand は速度が 0 [m/s]になる前に球体がレーザーから抜けてしまっている。力の最大値はほぼ同じであるのに対して、初速が約 0.1 [m/s]の差があることがわかる。どちらも非弾性衝突であることはわかる。Fig. 36 より、手のひらまで支持台に置いていたときの方が曲線の傾き（ばね定数）が低く、柔軟であった。往路と復路の差が測定物によるエネルギー吸収量となるので、エ

エネルギー吸収量は，式(14)より，球体により行われた仕事 W は，抜けてしまうところまでのデータで計算すると，Put-wrist が約 0.27 [J]であり，Put-hand が約 0.38 [J]であった．

4.5 実験条件Ⅲ：目を閉じた状態の応答特性評価

実験条件Ⅰを Put-wrist, 実験条件Ⅲ：目を閉じて衝突させた時を Closed-eye とし, データを示す. 各 5 回の中で力の初速が 1.25 [m/s]近いものを比較した.

Fig. 34 に実験条件Ⅱの時間に対する力の変化を示す.

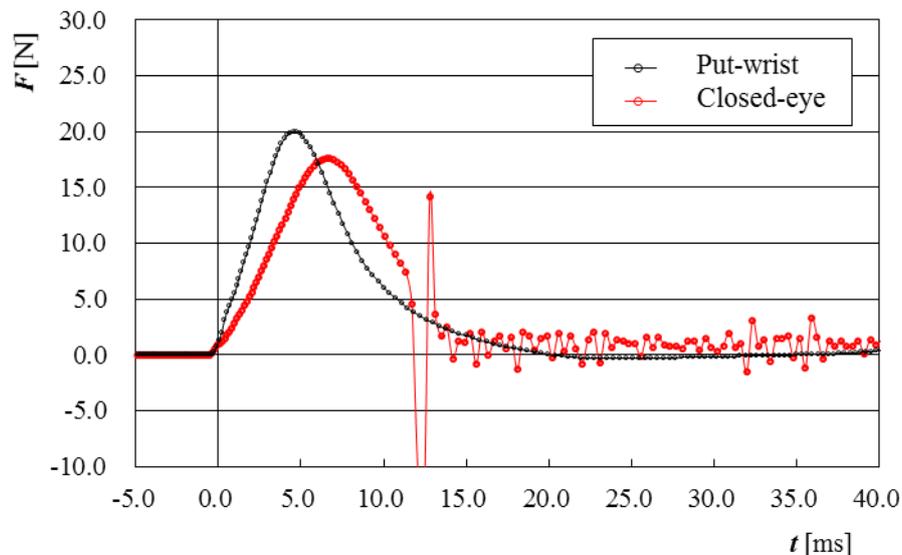


Fig. 37 実験条件Ⅲにおける時間に対する力の変化

Fig. 37 より, Put-wrist に対し, Closed-eye の力の最大値は約 3.0 [N] 小さかった. 条件Ⅲでは, 実験条件Ⅰと, 目を閉じてること以外の実験条件は同一なので, ヒトの反射による動きが影響がしているのではないかと考えられる. 次に, 実験条件Ⅲにおける速度に対する力の変化を Fig. 38, 変位に対する力の変化を Fig. 39 に示す.

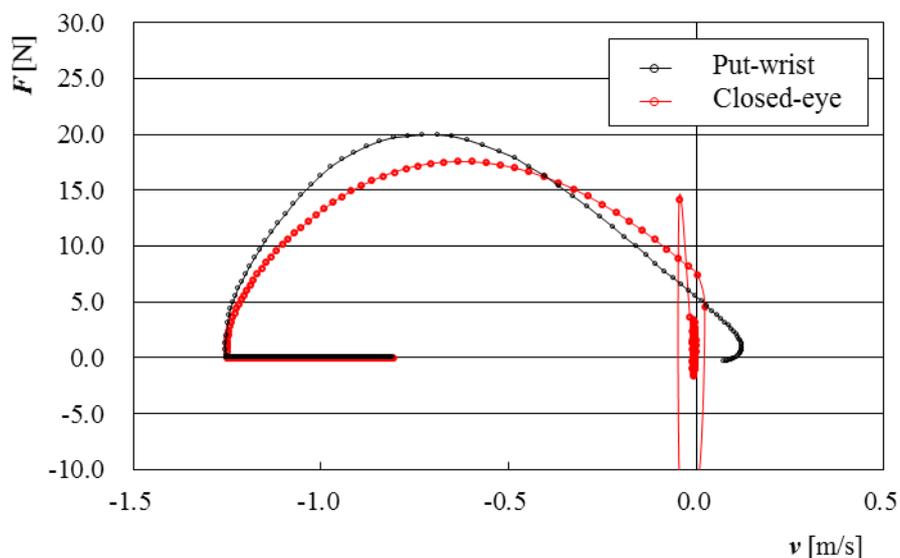


Fig. 38 実験条件Ⅲにおける速度に対する力の変化

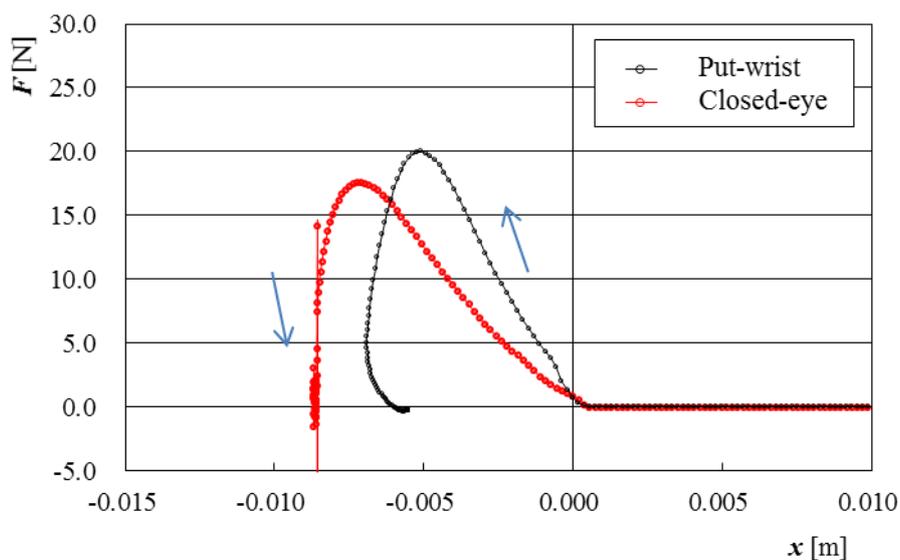


Fig. 39 実験条件Ⅲにおける変位に対する力の変化

Fig.38 より, Put-wrist は速度が 0 [m/s]になる前に球体がレーザーから抜けてしまっている. 初速はほぼ同じであることに対して, 初速が約 0.1 [m/s]の差があることがわかる. どちらも非弾性衝突である. Fig. 36 より, 曲線の傾き (ばね定数) は目を閉じたときのほうが低く, 柔軟であった. エネルギー吸収量はほぼ変わらないように思える. 式(14)より, 球体により行われた仕事 W は抜けてしまう

までのデータでは Put-wrist が約 0.27 [J] であり, Closed-eye が約 0.28 [J] であった.

4.6 不確かさ評価

今回の実験において、球体とヒトの手の衝撃によって球体を受ける力 F を求めるにあたって、不確かさの原因は以下のようなものが考えられる。

[U.1] 光学アライメント

光源の光学アライメントの不確かさ θ が実験結果に及ぼす相対的な不確かさ u_θ は次式に示すようなアッペの原理の第二誤差に従う。

$$u_\theta = 1 - \cos\theta \approx 1 - \left(1 - \frac{1}{2}\theta^2\right) = \frac{1}{2}\theta^2 \quad (\text{if } \theta \rightarrow 0) \quad (26)$$

ただし、今回の実験での θ はレーザーの仕様より $\theta = 1 \times 10^{-3}$ [rad] である。以上より、光源の光学アライメントの不確かさ θ が実験結果に及ぼす相対的な不確かさは 5×10^{-5} [%] である。

[U.2] 質量の測定

今回、球体全体の質量を測定するのに用いた電子天秤の不確かさは、電子天秤の仕様より 0.01 g である。これは球体全体の質量に対しておよそ 0.01 % である。この不確かさは力に換算すると、実験結果における力の最大値は約 20 [N] では 2 [mN] に相当する。

[U.3] 重力加速度

重力加速度は国土地理院のデータを用い[16,17]、その値 $g = 9.799$ [m/s²] の推定にあたり、不確かさは 0.01 % である。

[U.4] 光学系のノイズ

[U.5] ZFM による周波数推定

[U.6] 周波数からの数値計算

[U.1]、[U.2]、及び[U.3]による不確かさは非常に微小なものであり、実験結果に及ぼす影響はすべて無視できるといえる。[U.4]、[U.5]、及び[U.6]は複合

的な不確かさの原因であり，これらによる不確かさを個別に算出するのは困難である．しかし，これらの原因による不確かさをすべてまとめたものは，球体の自由落下中と本実験との衝突中で変わらないと考えられる．よって，自由落下中の不確かさを調べることで，本実験の衝突中の不確かさを推定することが可能である．自由落下中のヒトの手との接触直前から $x=10$ [mm]までの間の F の平均値と標準偏差の全 5 回の実験の平均値は，それぞれ 2.2 [mN]，8.5 [mN] となった．これらの二乗和平方根はおよそ 8.97 [mN] となり，これが[U.4]，[U.5]，及び[U.6]の不確かさの総合的な値と考えられる．

以上の考察により，[U.1]から[U.6]までの不確かさの原因のうち，[U.1]，[U.2]，及び[U.3]は十分に小さいといえるので，[U.4]，[U.5]，及び[U.6]がこの実験の不確かさとして支配的である．よって，この実験において球体がヒトの手から受ける衝撃力 F の不確かさは 8.97 [mN]であるといえる．また，この値は実験における衝突力の最大値は約 20 [N]であり，約 0.05 %に相当する．

この実験ではヒトの手による球体にかかる力を算出するにあたり，空気抵抗 F_{air} を無視できるとした．この実験中に球体にかかる空気抵抗 F_{air} について述べる．今回の実験において，速度を -1.5 [m/s]とし，球体の抗力係数 $C_D = 0.5$ を用いると，空気抵抗 F_{air} は 0.5 [mN]となる．これは不確かさとしては十分小さいといえる．

第5章 結論

ヒトと接するロボットの人間親和性や安全性を高め、ヒトと同様な把持・操り動作を実現したりするためには、ロボットの皮膚をヒトと同様にする必要があり、本研究室で提案している浮上質量法を用いてヒトの手の応答特性を測り、ヒトの手の関節の動きや反射などの特性評価を行った。また、浮上質量法の考え方を応用したドロップボール実験によるヒトの手の衝撃応答特性評価も行った。今回の浮上質量法を用いた実験では、関節の動きや、ヒトの反射を評価するために実験条件を以下の4つに設定し、測定を行った。

実験条件

- ①：手に力を入れず、リラックスした状態(Relax-state)
- ②：手に力を入れた状態(Steady-state)
- ③：衝突するブロックを受け止めようとする(Catch-state)
- ④：目を閉じた状態(Blind-state)

浮上質量法を用いた実験では、ブロックと衝突させる手の力の入れ方によって、衝突力が変化することがわかった。変位に対する力の結果より、曲線の傾き（ばね定数）が鋭く、肌質が硬化していることがわかる。また、往路と復路の差が測定物によるエネルギー吸収量となるのでエネルギー吸収量はリラックス状態の方が大きかった。

また、手首の関節の動きによるブロックを受け止めようとする衝突では、うまくとれなかったデータもあり、力の立ち上がり方も様々であった。エネルギー吸収量は、リラックス状態の方が大きく、関節による動きが作用したとは思えなかった。

また、被験者の目を閉じて衝突を行う測定では、エネルギー吸収量が目を閉じているときのほうが大きかった。目を閉じていること以外の実験条件は同一

であり、目を閉じていることにより作用する力はヒトの反射による働きだと考えられる。例えば、ヒトとロボットの衝突時に、反射のような働きがロボットの内部で発生することができれば、衝突時に働く力を緩和し、安全性に繋がると思われる。さらに研究を続けていき、反射による作用を知ることができれば、今後のロボットアームの発展に貢献できるのではないかと思われる。

浮上質量法を用いた実験によるヒトの手の応答特性評価では、ヒトの関節の動きによる評価が難しかったため、浮上質量法の考え方を応用したドロップボール実験でも評価を行った。鉛直自由落下であるドロップボール実験のほうがヒトの手首の固定方法が容易であったため、ドロップボール実験によるヒトの手の応答特性評価が行えるか検証を行った。こちらの実験においても、実験条件を以下のように3つ設定し、測定を行った。

実験条件

- I：手首まで支持台に乗せる(Put-wrist)
- II：手のひらを支持台に乗せる(Put-hand)
- III：目を閉じた状態(Closed-eye)

支持台に腕に乗せる時に手首までを乗せた測定と、支持台の上に手のひらまで乗せた測定では、球体が手のひらに衝突後すぐに、球体に埋め込まれているCCにレーザー光が入らなくなってしまい、データが取れているところまでの評価になってしまい、エネルギー吸収量は手首の関節の動きによるもので軽減されず、関係性を見出すことはできなかった。手首の固定方法を変えることや、球体の落下距離を変えて実験を行うことで原因の解明に近づくのではないか。

ドロップボール実験による目を閉じた状態での測定では、目を閉じた時のほうが、エネルギー吸収量がわずかに大きかったので、こちらも浮上質量法の実験と同様に、ヒトの反射による動きは衝突力の緩和に繋がると考えられる。

今後の展望としては、浮上質量法による実験では、被験者を様々な人で行ったり、衝突させる速度を細かく変えて測定を行い、多くのデータでヒトの手の特性評価を行えたらいいと思える。ドロップボール実験では、球体が衝突後、すぐに転がらないように球体の動きを妨げないが、球体も転がりにくい装置を足せば、衝突後のデータが安定し、評価を行いやすいと考えられる。

謝辞

本研究をまとめるにあたり、あたたかい励まし、的確なご指導、ご鞭撻を賜りました、群馬大学大学院理工学府教員の藤井雄作教授、田北啓洋助教に深く感謝致します。

また、ご指導を賜りました群馬大学大学院理工学府教員の山口誉夫教授に深く感謝致します。

また、浮上質量法を用いた実験で、共同実験させていただきました山口研究室の周東さん、小泉さん、そして、実験を行うに際し、金子くん、川村くんを初めとした藤井研究室の多くのみなさんによる多くの協力をいただきました、これらの方々、また、本研究に関わって頂いたすべての方々に深く感謝致します。ありがとうございました。

参考文献

- [1]向殿政男, “ロボット技術の変遷と将来”, 品質を超えた「安全」をつくれ, 日本のものづくり 2.0, pp.59-96, 2008.
- [2]小林賢一, “過去の「失敗」から学ぶ ロボットビジネスの課題と可能性”,
〈<https://www.projectdesign.jp/201501/robotbiz/001791.php>〉
- [2]北畑考基, “竹刀の衝撃吸収特性の評価～ホームロボットの構造体への応用をめざして～”, 平成 26 年度群馬大学大学院修士論文
- [3]小島亮祐, “竹刀の衝撃緩和特性の評価～ホームロボットの構造への適用を目指して～”, 平成 27 年度群馬大学大学院修士論文
- [4]白土寛和, “肌質感を呈する人工皮膚の開発 (皮膚の表面凹凸パターンと弾性構造の模倣に基づく肌質感の実現と評価)”, 日本機械学会論文集 73 巻 726 号
- [5]K. Kitabata, H. Iwashita, A. Takita, M. Djamal, N. Pornsuwancharoen and Y. Fujii, “Frictional characteristics measurement of a ceramic aerostatic linear bearing”, Key Engineering Materials, Vol.643, pp.167-172, 2015.
- [6]Y. Fujii, “The Levitation Mass Method: A Precision Mass and Force Measurement Technique”, International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, Vol. 9, No. 3, pp. 46-50, 2008.
- [7]Y. Fujii, “Frictional characteristics of an aerostatic linear bearing”, Tribol. Int, Vol 39, No. 9, pp. 888-896, 2006
- [8]Y. Fujii, “Method for evaluating material viscoelasticity”, Review of Scientific Instruments, Vol. 75, No. 1, pp. 119-123, 2004.
- [9]Y. Fujii, “Impact force measurement using an inertial mass and a digitizer”, Measurement Science and Technology, Vol. 17, No. 4, pp. 863-868, 2006.

- [10]Y. Fujii, “Method for generating and measuring the micro-Newton level forces”,
Mechanical Systems and Signal Processing, Vol. 20, No. 6, pp. 1362-1371, 2006.
- [11]Y. Fujii, “Method of Evaluating the Force Controllability of the Human Finger”,
IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, Vol. 55, No. 4, pp. 1235-1241,
2006.
- [12]Y. Fujii, “Toward Establishing Dynamic Calibration Method for Force
Transducers”,
IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2006.
- [13]Y. Fujii, T. Yamaguchi “Measurement of force acting on a moving part of a
pneumatic linear bearing”, Review of Scientific Instruments, Vol. 74, No. 6, pp.
1362-1371, 2006.
- [14]Y. Fujii, “Microforce materials tester”, Review of Scientific Instruments, Vol.76,
No.6, pp. 065111 1-7, 2005.
- [15]R. Araki, A. Takita, T. Ishima, H. Kawashima, N. Pornsuwancharoen,
S. Punthawanunt, E. Carcasona. and Y. Fujii “Impact force measurement of a spherical
body dropping onto a water surface”, Rev.Sci.Instrum, Vol.85, 075108, 2014.
- [16]新木亮祐, “水面に落下する鋼球の衝撃応答特性測定法の提案”, 平成27年
度群馬大学大学院修士論文
- [17] 国土地理院, “重力”, <vldb.gsi.go.jp/sokuchi/gravity/>
- [18] 国土地理院, “日本重力基準網1975の設定”, 測地学会誌, 第22巻, 第2号, pp.
65-76, 1976.

付録 本研究で得られた全データ

浮上質量法による実験で得られたデータ

本論文の浮上質量法によるヒトの手の応答特性評価で得られたデータを示す。

第3章に示した、実験条件①～④の時間に対する力を Fig. 40～47 に示す。

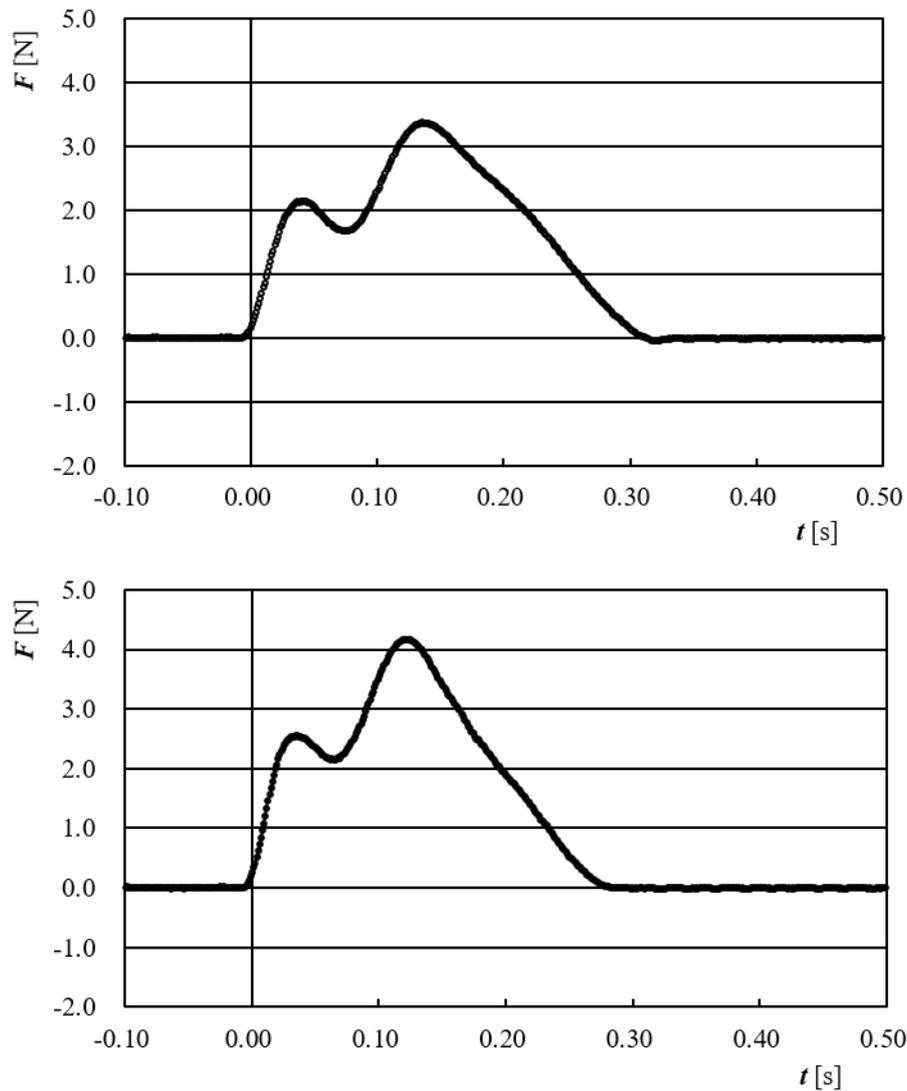


Fig. 40 条件①：時間に対する力の変化(上：1回目，下：2回目)

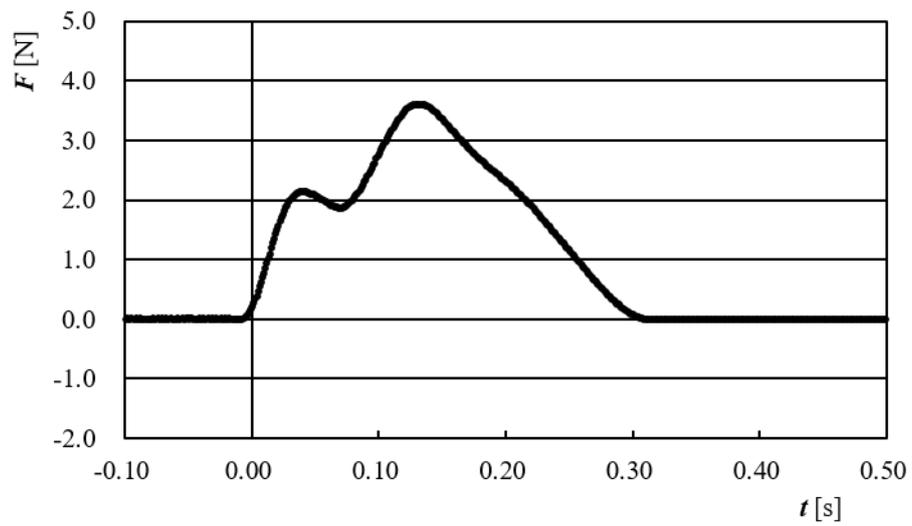
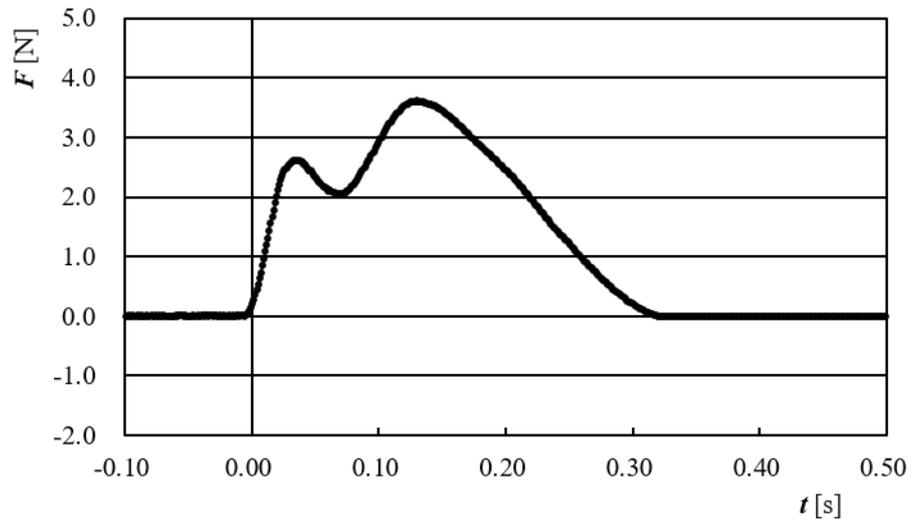
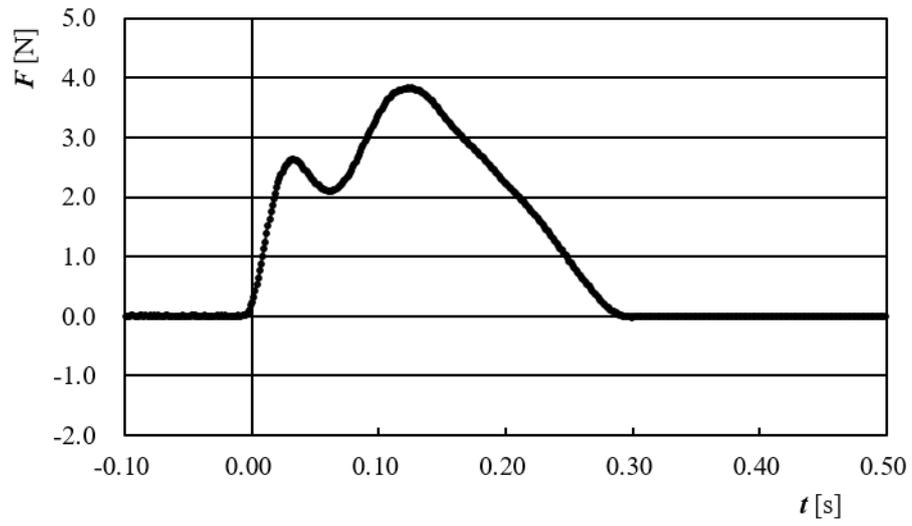


Fig. 41 条件①：時間に対する力の変化(上：3回目，中：4回目，下：5回目)

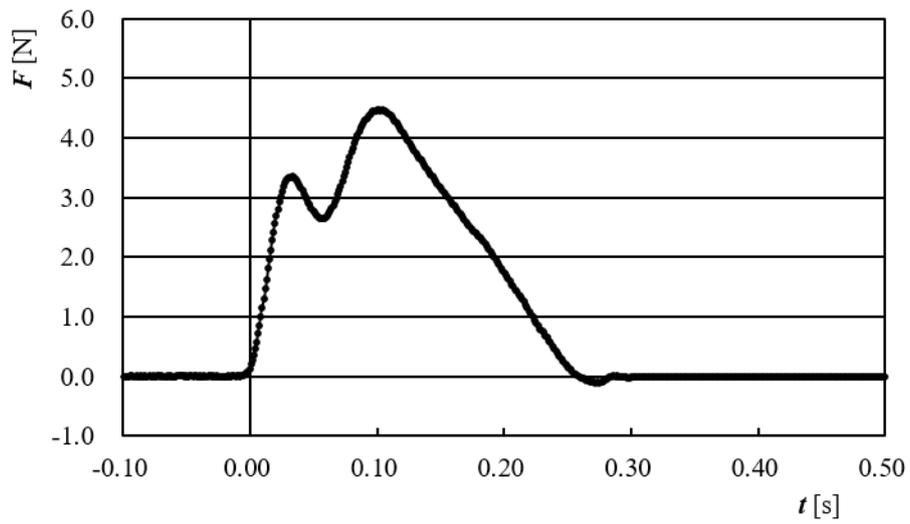
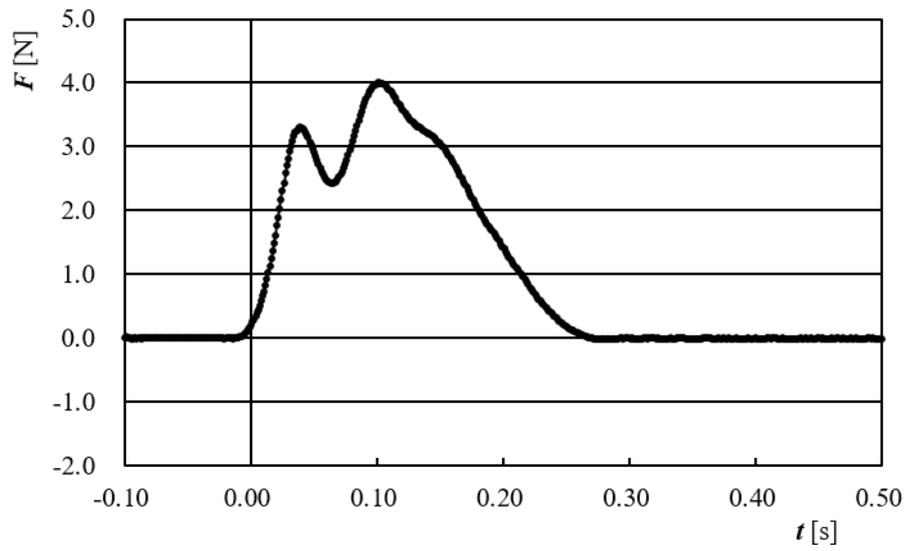


Fig. 42 条件②：時間に対する力の変化(上：1回目，下：2回目)

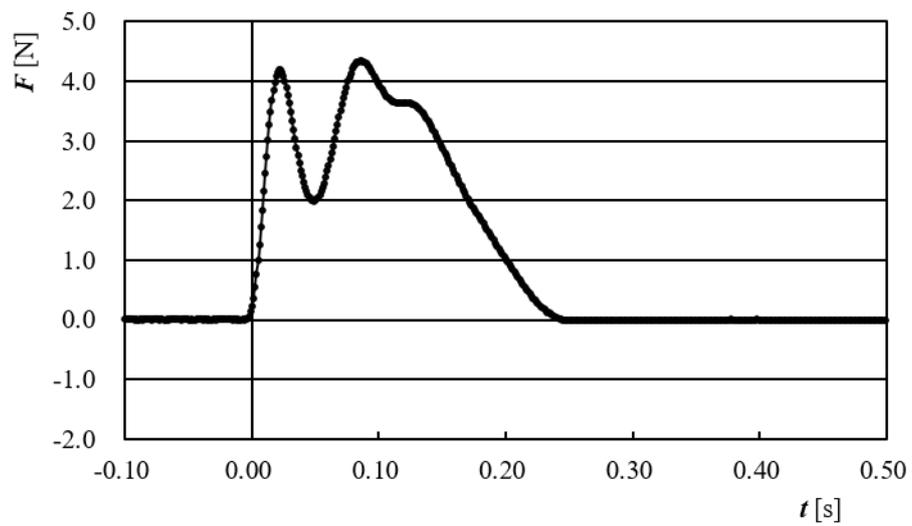
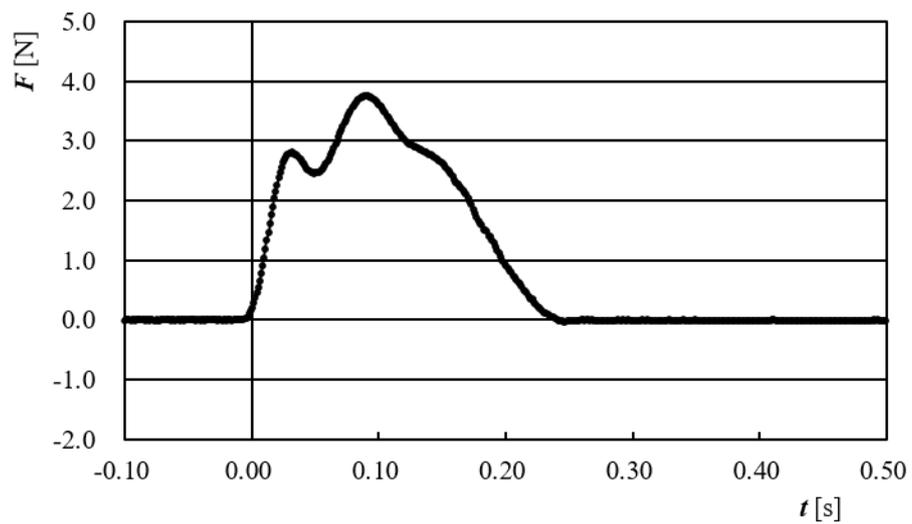
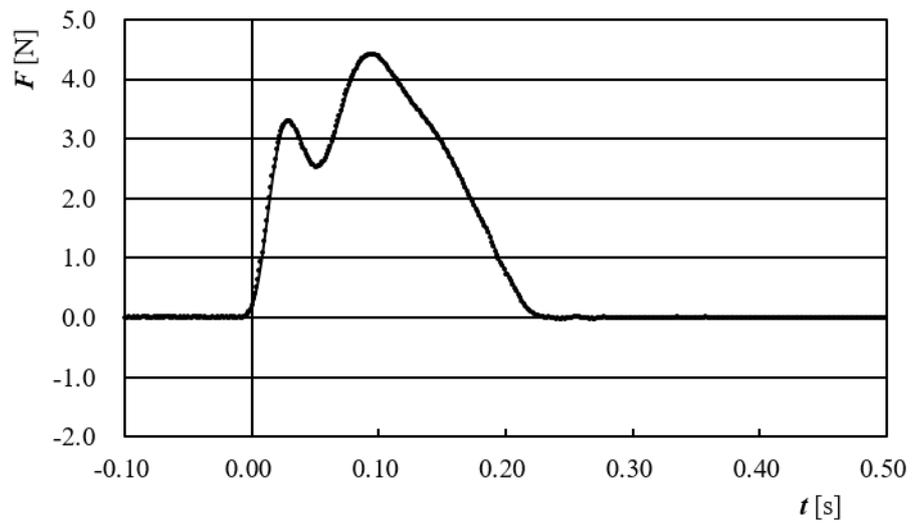


Fig. 43 条件②：時間に対する力の変化(上：3回目，中：4回目，下：5回目)

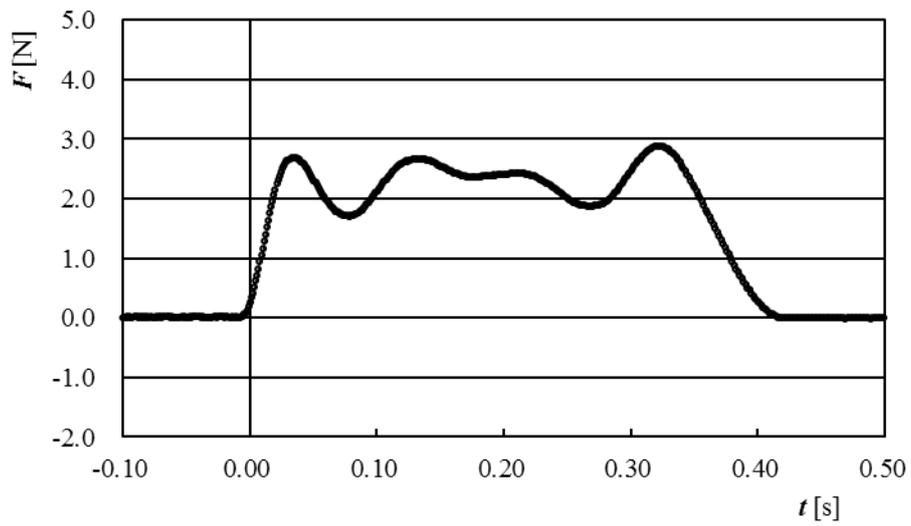
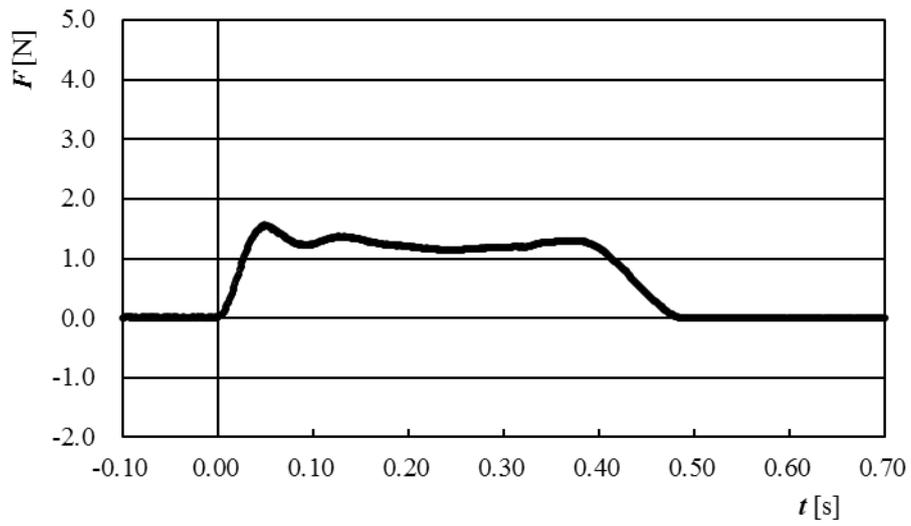


Fig. 44 条件③：時間に対する力の変化(上：1回目，下：2回目)

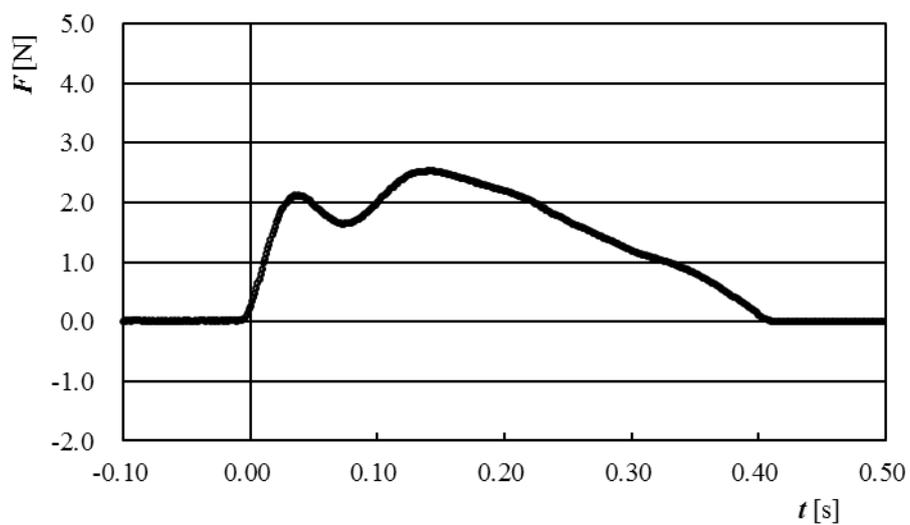
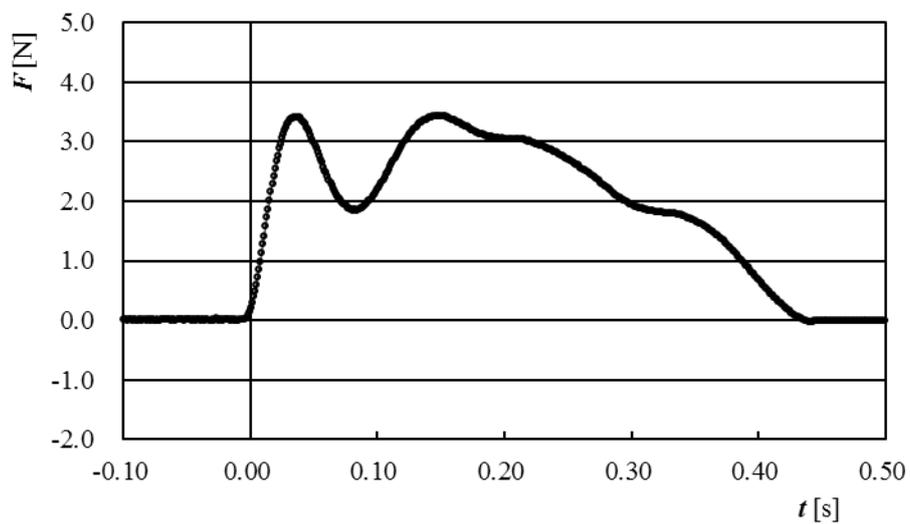
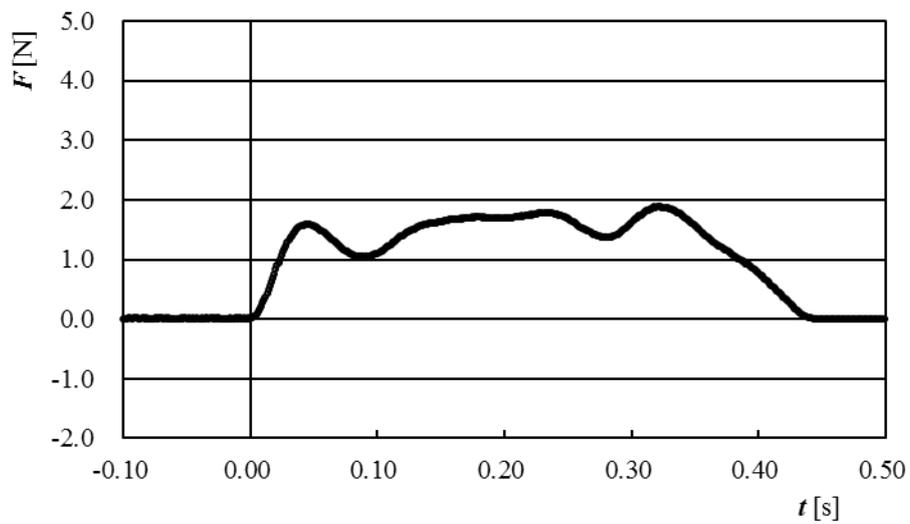


Fig. 45 条件③：時間に対する力の変化(上：3回目，中：4回目，下：5回目)

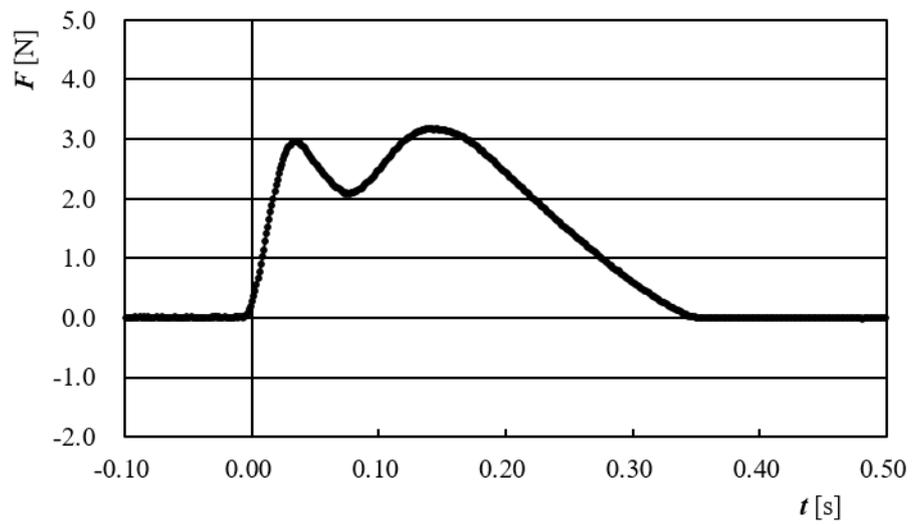
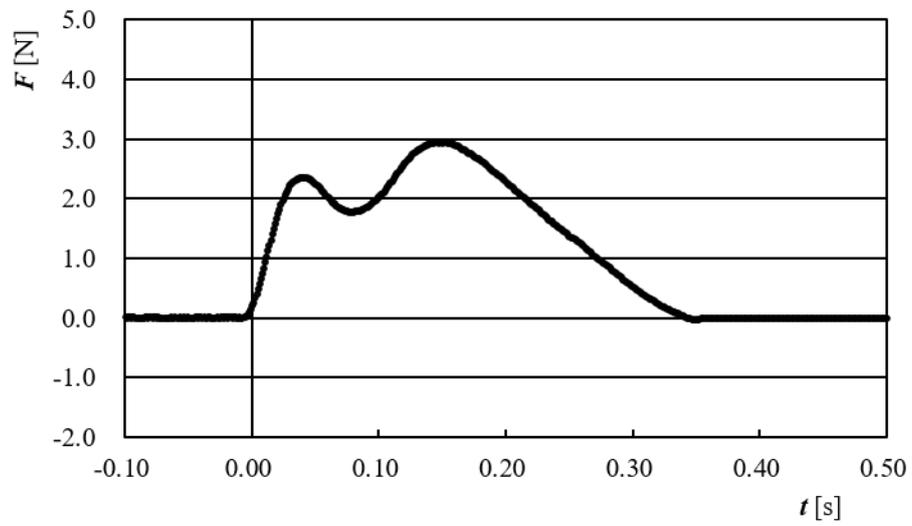


Fig. 46 条件④：時間に対する力の変化(上：1回目，下：2回目)

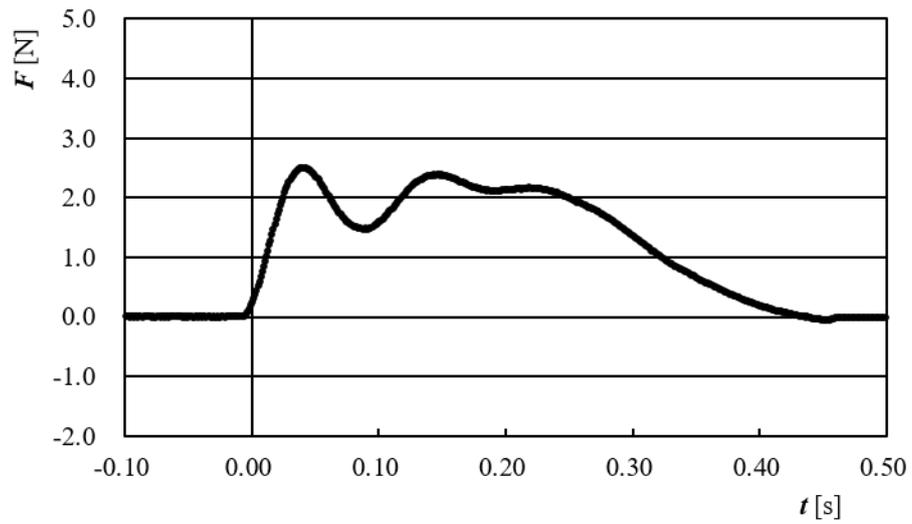
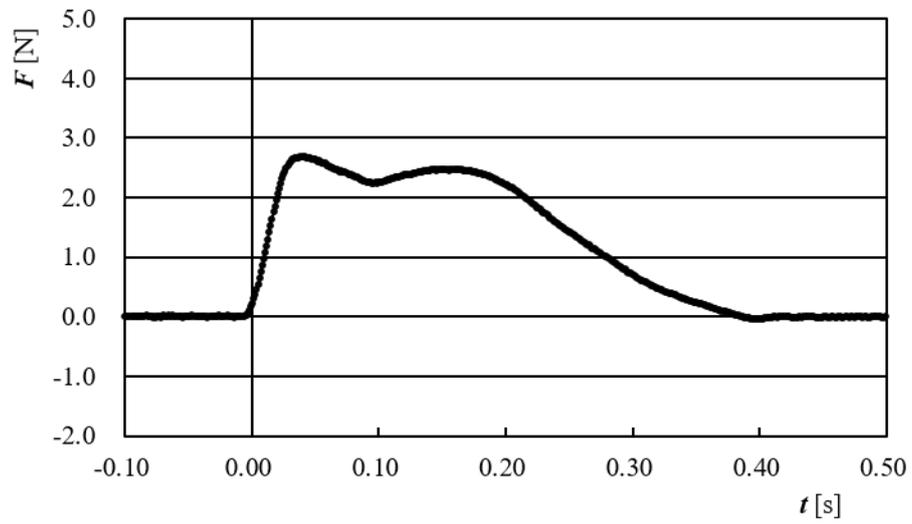
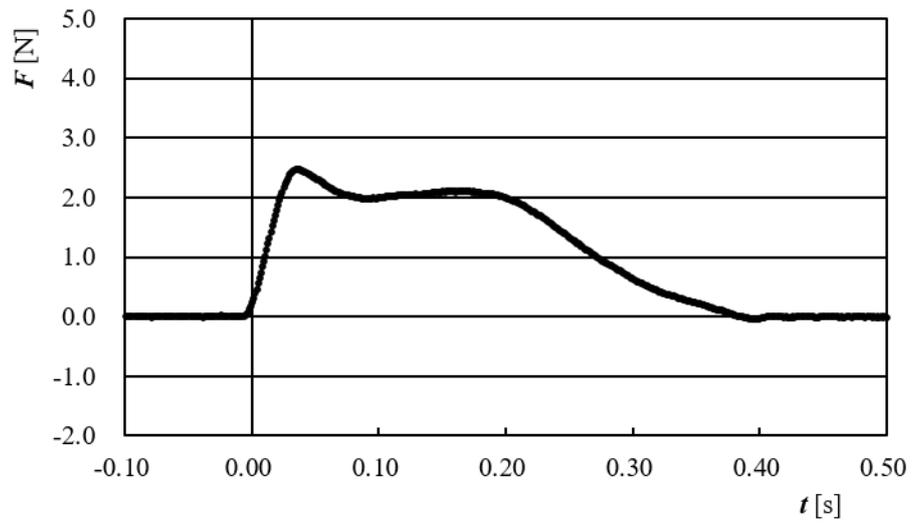


Fig. 47 条件④：時間に対する力の変化(上：3回目，中：4回目，下：5回目)

ドロップボール実験で得られたデータ

本論文のドロップボール実験によるヒトの手の応答特性評価で得られたデータを示す。第6章に示した、実験条件 I ~ III の時間に対する力を Fig. 48~53 に示す。

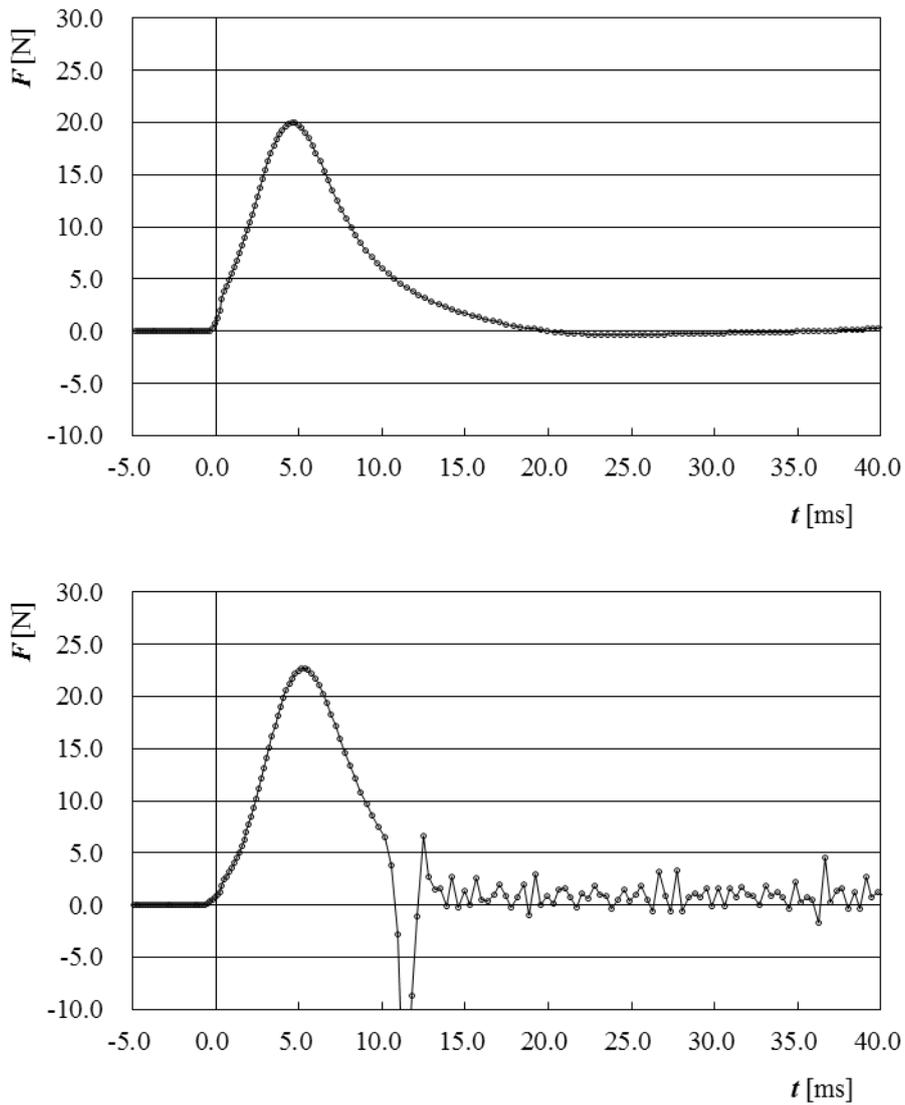


Fig. 48 条件 I : 時間に対する力の変化(上 : 1 回目, 下 : 2 回目)

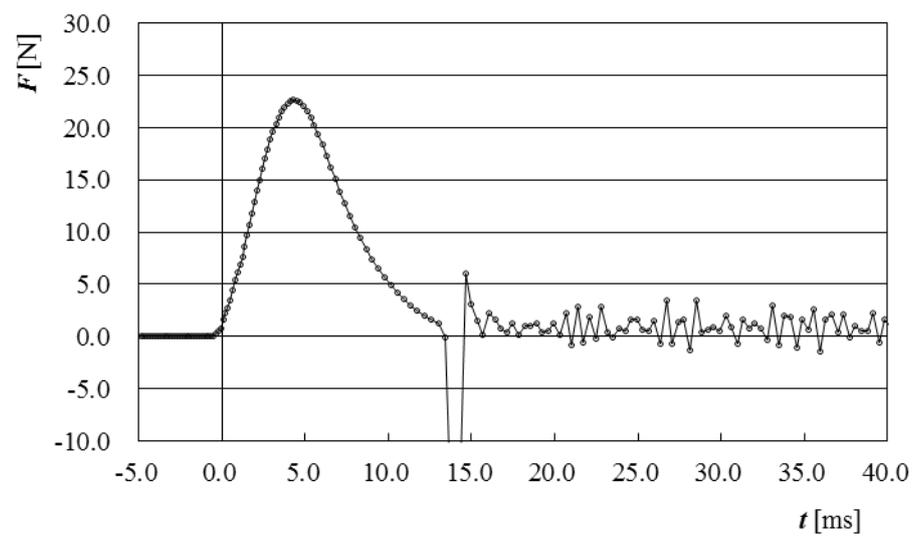
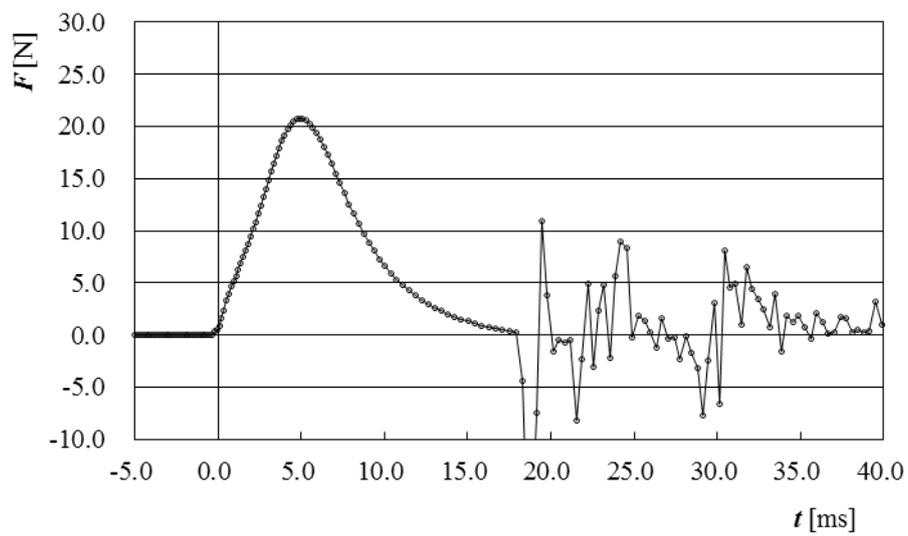
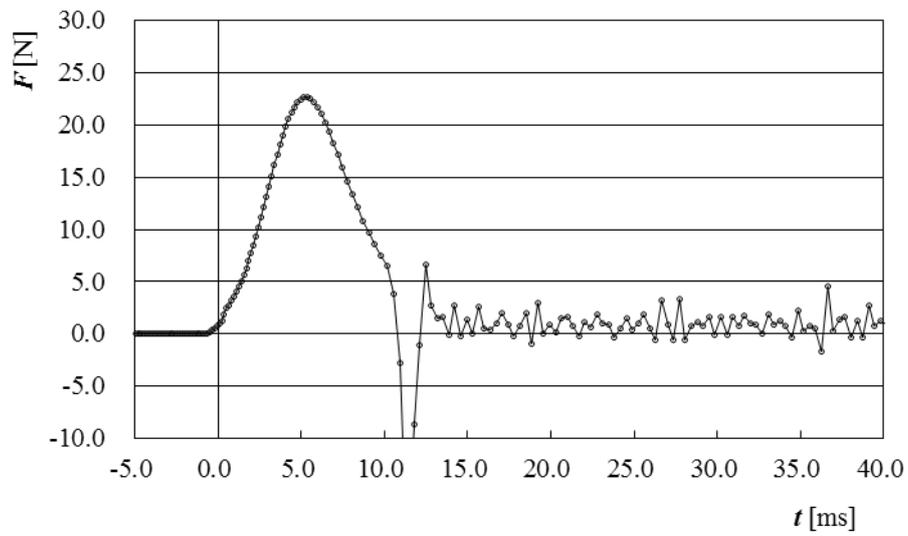


Fig. 49 条件 I : 時間に対する力の変化(上 : 3 回目, 中 : 4 回目, 下 : 5 回目)

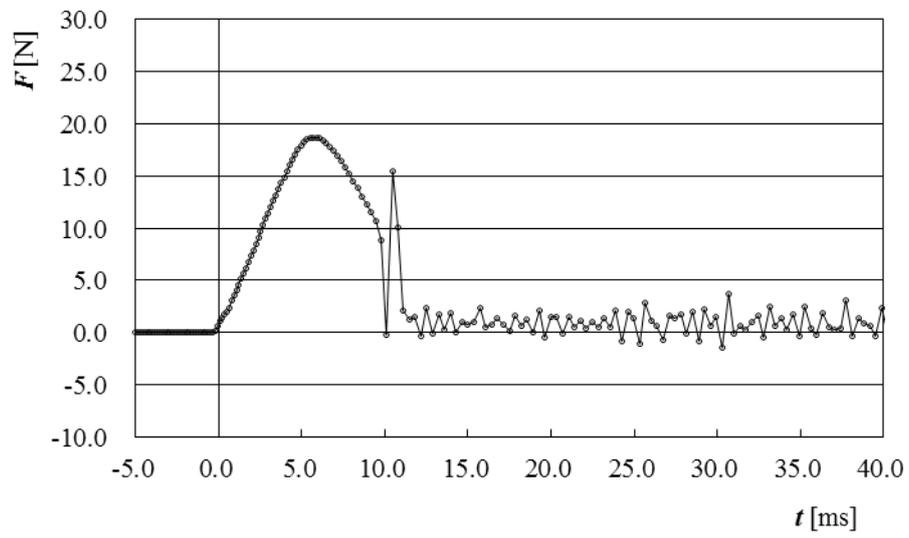
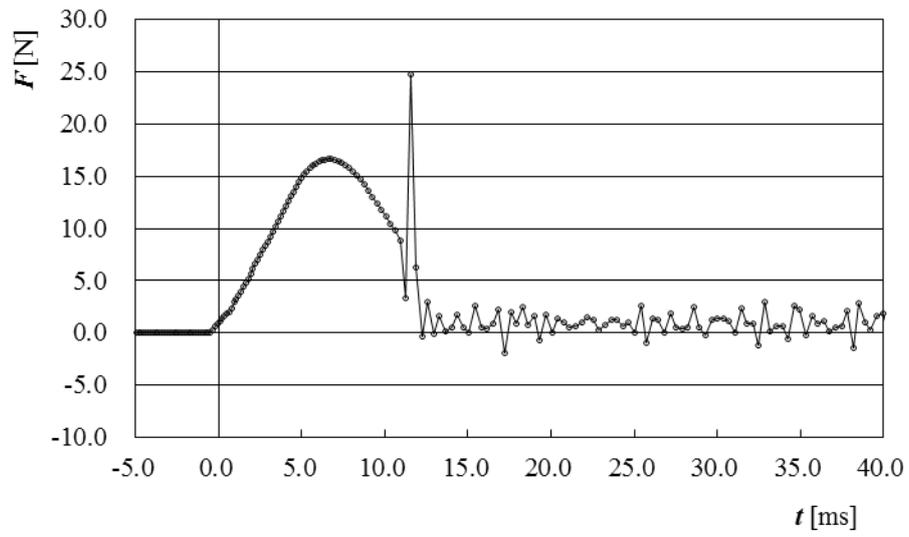


Fig. 50 条件Ⅱ：時間に対する力の変化(上：1回目，下：2回目)

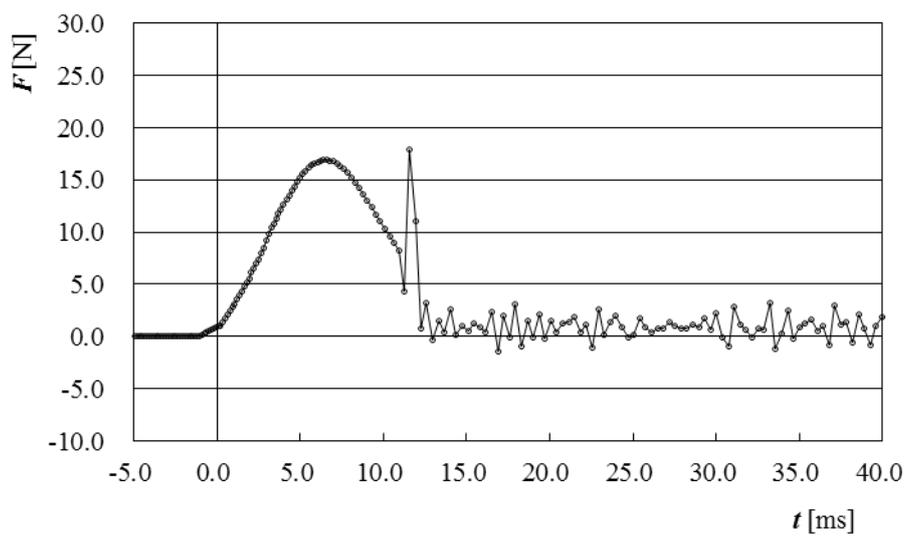
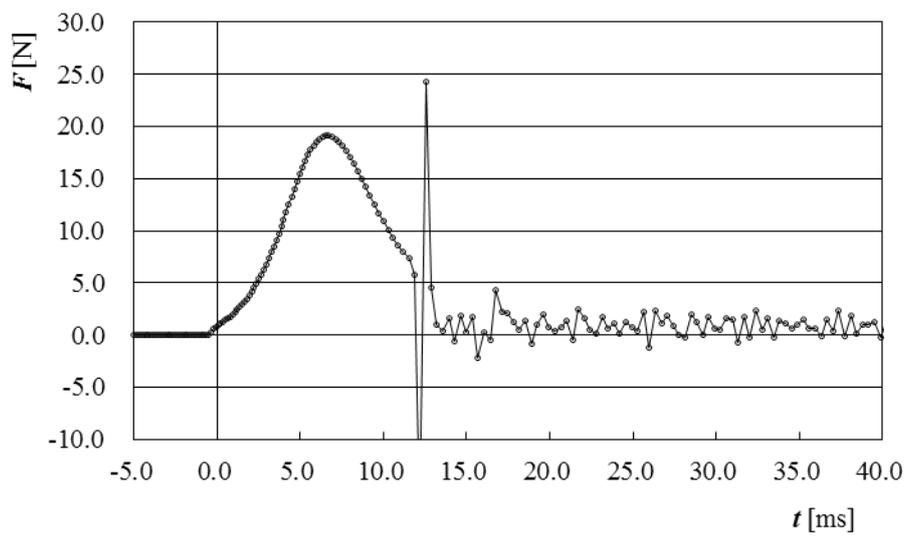
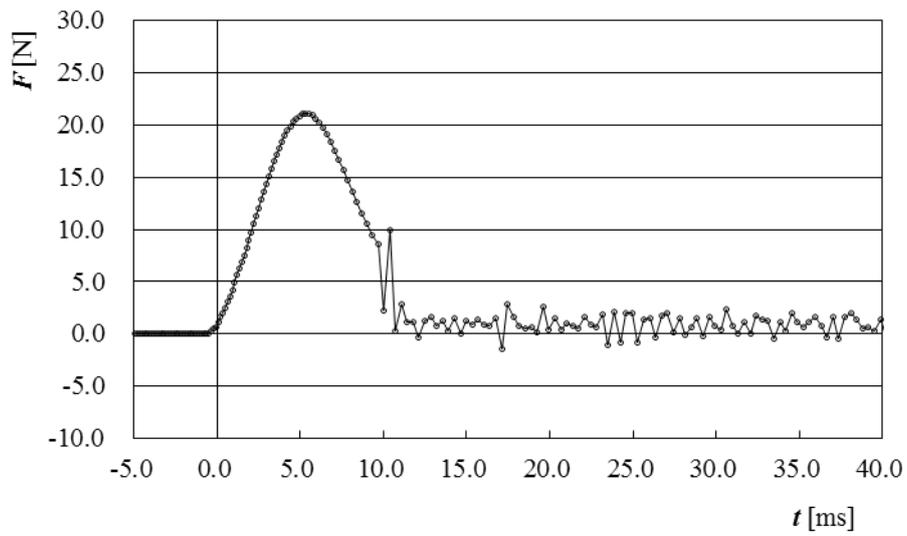


Fig. 51 条件Ⅱ：時間に対する力の変化(上：3回目，中：4回目，下：5回目)

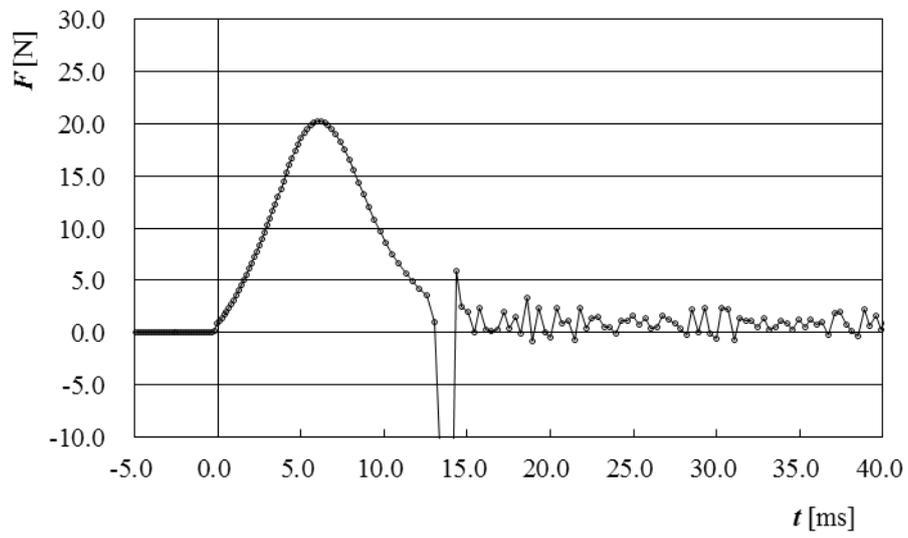
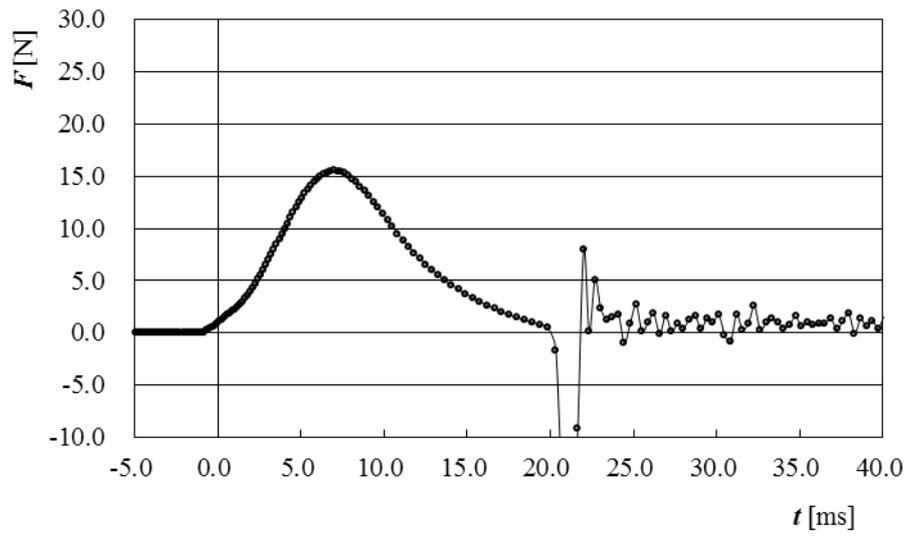


Fig. 52 条件Ⅲ：時間に対する力の変化(上：1回目，下：2回目)

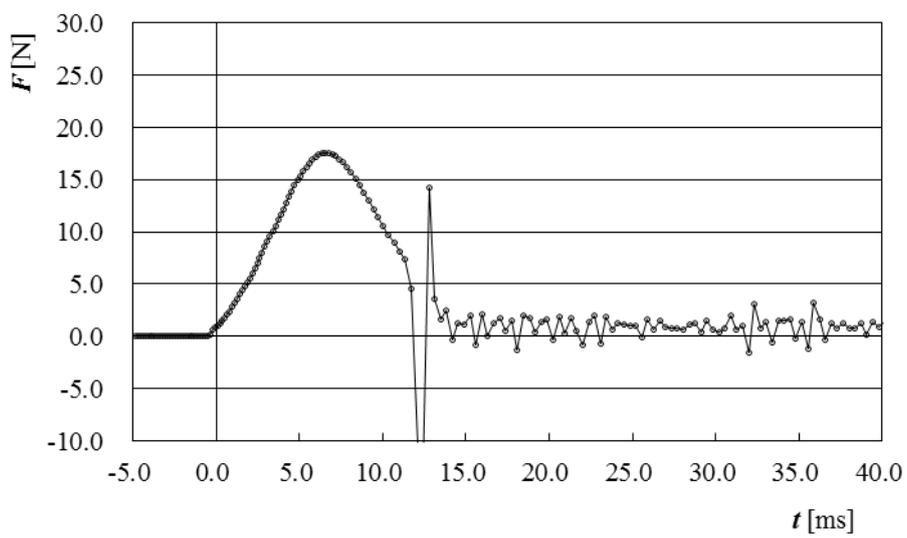
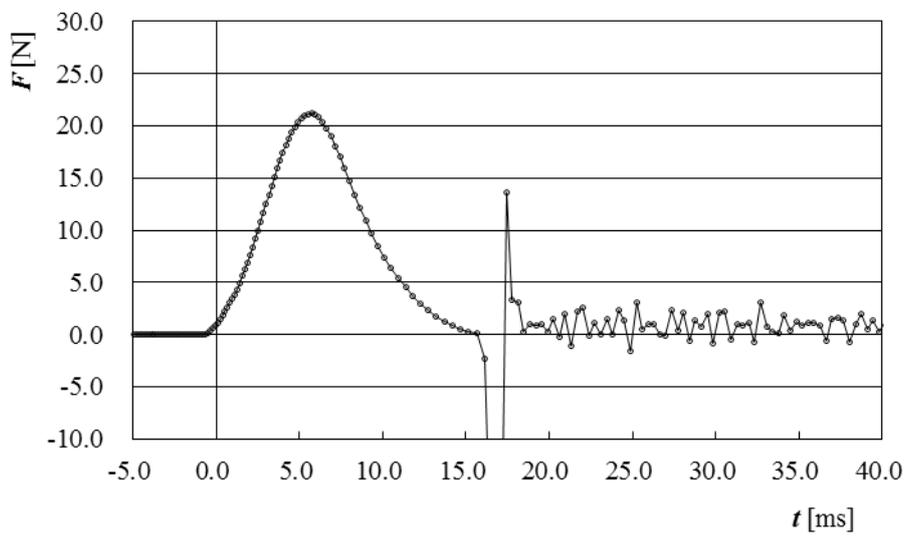
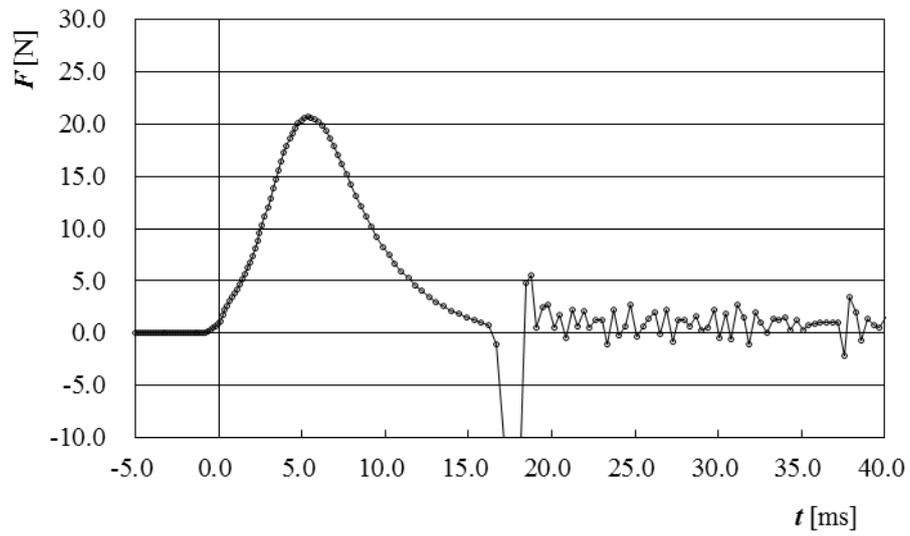


Fig. 51 条件Ⅲ：時間に対する力の変化(上：3回目，中：4回目，下：5回目)