

指腹への先行刺激による把持力調整機能の促進

岡本 正吾^{*1}, Michael Wiertlewski^{*2}, and Vincent Hayward^{*3}

Anticipatory vibrotactile cueing to finger pad facilitates grip force adjustment

Shogo OKAMOTO^{*1}, Michael WIERTLEWSKI^{*2} and Vincent HAYWARD^{*3}

^{*1}Department of Mechanical Science and Engineering, Nagoya University, Japan

^{*2}Department of Mechanical Engineering, Northwestern University, USA

^{*3}ISIR, Université Pierre et Marie Curie, France

Human grip forces are automatically adjusted upon occurrence of an external disturbance experienced by an object that is held by a thumb and index finger. We investigated some of the cues that may be used by the brain to perform rapid grip restabilization. To this end we ask subjects to grip and hold an instrumented and actuated parallelepiped-shaped handle between the index finger and the thumb. Under computer control, the handle could be jerked from the still grip and could independently provided vibration of 250 or 100 Hz to the gripping fingers. We found that the latency of the motor corrective action was 139 ms on average, but when a vibrotactile stimulation was applied 50 ms before the application of the pulling force, the latency was reduced on average to 117 ms. The average latency of the conscious response to the vibrotactile stimuli was 230 ms, suggesting that vibrotactile stimulation was capable of influencing the reflex action.

Key Words: 振動触刺激, 皮膚変形, ハプティクス

1. 緒 言

われわれが手で物を操るとき、その把持力は自動的に、ほとんど無意識に調整されることが知られている。把持されている物体の負荷に、即効的な外乱が生じたとき、この調整が機能する⁽¹⁾。荷重時には、滑りを防ぐべく、把持は安定状態へ導かれ、除荷重時には、過剰な把持力を避けるべく、把持力は緩和される。すなわち、把持力調整は、把持に関する安全と経済性を両立するために人に備わった機能である。

このような機能の実現には、ヒトの運動器官および皮膚中の機械受容器が、脊髄上反射および脊髄反射の運動感覚ループに関与していると考えられる。中でも、皮膚中の機械受容器は重要な役割を担っている。例えば、指に局所的な麻酔を施すことで、把持力調整機能は著しく阻害される^{(2)~(4)}。また、その場合、把持力は必要最小限なそれを上回り、これは皮膚感覚が制限されたことによる、把持戦略の修正であろうとされている^{(5)~(6)}。さらに、物体に摂動が生じたとき、指腹への振動触刺激によって、把持力が増加したとの報告もある⁽⁷⁾。これらの知見は、皮膚刺激からの予見的信号の

提供により、把持力調整が機能することを示している。このような触覚信号を基にした把持力決定はロボット研究者らの関心も集めており、工学的に応用されてきた^{(8)~(12)}。

把持力調整では、把持された物体への荷重が増加し始めてから、把持力の変化までには少なくとも 70 ms 程度の遅延が存在する^{(1)~(3)}。この値は、荷重の条件によって 170 ms 程度まで変化する⁽¹³⁾。われわれは、より安定的な把持につなげるためのヒューマン・インタフェースの設計という観点で、把持力調整に着目する。これまでに、荷重増加中に指腹に加えられる刺激の効果が調べられており^{(7)~(14)}、これが把持力をより増加させる結果につながるということがわかっている。一方で、本論文でのわれわれの主題は、指腹への刺激が、把持力調整の遅延を縮めることができるかどうかである。これを調査するため、本研究の実験では、指腹を変形させる荷重の増加に先だてて、指腹に刺激を加える。また、荷重時に生じる指腹全体の変形を観察し、その結果を踏まえて、触覚刺激と把持力調整の時間的關係について議論を行う。

2. 実験装置および方法

2.1 実験装置 図 1 に、実験装置を示す。装置の主要素は把持ハンドルであり、実験の参加者らはこ

^{*1} 名古屋市 千種区 名古屋大学 工学研究科 機械理工学専攻

^{*2} Northwestern University, Department of Mechanical Engineering, Evanston, USA

^{*3} UPMC Univ. Paris 06, Institut des Systèmes Intelligents et de Robotique, Paris, France

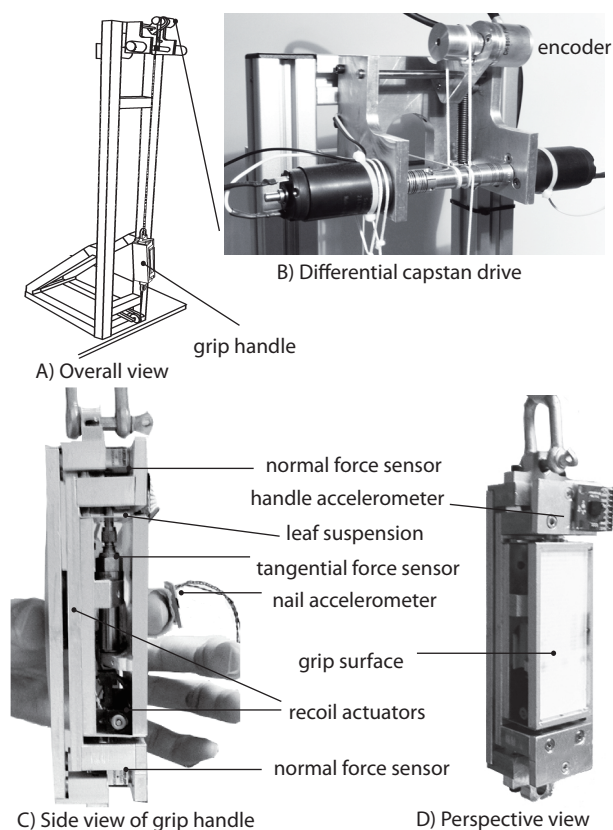


Fig. 1 Apparatus including an instrumented grip handle and a pulling mechanism. A: Overall view. B: Differential capstan drive with two motors. C: Side view of the grip handle. D: Perspective view of the grip handle.

れを示指と拇指によって支持した。ハンドルは直列接続された2台のDCモータ(2642W012CR, Faulhaber)によって、カプスタン機構を介して上下に駆動した。テンショナーをカプスタン機構と切り離すことにより、テンションによる損失を抑えながら大きなトルクを伝達することを可能としており⁽¹⁵⁾、実験に用いたシステムでは、20 Nの定常トルクに対し、損失は0.1 N以下に抑えることができた。ハンドルの位置は、テンショナーに取り付けられた無負荷のプーリーと同軸のポテンシオメータ(Baumer, BTIV 24S 16.24K, resolution: 0.0146 mm)によって計測した。モータへの指令およびデータ計測は、DAQカード(PCI-6221, National Instruments)により10 kHzのサンプリング周期で行った。

把持ハンドルには、次の要領で3台の高感度ロードセルを搭載した。2台のロードセル(X-axis: 9313AA1, Kistler)を、ハンドルを構成する2枚の板の両端に挟まれるように配置し、これによって把持面の法線方向に加わる把持力を計測した。示指と把持面の相互作

用力の接線成分を計測するために、示指と接する板には、板バネを介して、もう1台のロードセル(Z-axis: 9217A, Kistler)を搭載した。把持面の指腹と接する部分には、サンドペーパーによって平らに仕上げた樹脂面をはめ込んだ。

ハンドルに荷重が加わった際の、指腹全体の変形を計測するため、2台の小型加速度計を用いた。1台(MMA7260QT, Freescale Semiconductor, nominal bandwidth: 350 Hz)は、ハンドル自体の加速度を計測し、もう1台(ADXL300, Analog Devices, nominal bandwidth: 1600 Hz)は、示指爪部の加速度を計測した。両加速度計の差分を一階積分することで示指全体の変形率を、二階積分することで変形を推定した。高精度で示指変形の計測を行うため、積分区間は、示指と板に滑りが生じるまでの十分短い時間とした。全滑りが生じた場合は、積分値が過度に大きくなるため、これを容易に検出可能である。

リコイル型のアクチュエータ(Haptuator Mark 2, Mr. Berrezag Amir)を2台用いて、ハンドルを加振した。アクチュエータは、その振動方向がロードセルが感応する方向と直交するように配置し、計測への干渉を抑えた。

2.2 実験課題および刺激 著者らを除く5名のボランティアが、実験に参加した。実験中、参加者らはピンクノイズが流れるヘッドフォンを装着し、振動アクチュエータから発生する音を遮断した。参加者は着席し、拇指と示指で把持ハンドルを保持した。このとき、力を抜き、重力に抗してハンドルを保持するために自然で十分な力を発するように指示した。参加者らには全試行に対して、“ハンドルを落とさぬように保持すること”、さらに“振動に対して可能な限り早く把持力で応答する”ことを指示した。毎試行ごとに、参加者はハンドルを一度手放し、リラックスするように努めた。

実験の一試行では、ランダムな待ち時間(2-5 s)の後に、DCモータにインパルス指令が送られ、把持ハンドルは上方向に加速した。その結果、図2に示す例のように、参加者の指への荷重は急激に増加した。この相互作用力の変化は、手腕およびカプスタン機構のダイナミクスの結果であるため、試行間でばらつくが、ピーク値はおおよそ5 Nであり、これはモータに指令が送られた時点から平均130 ms後に観察された。したがって、荷重の平均増加率は38.5 N/sであった。試験刺激の中には、拇指および示指に振動触刺激が加えられるものがあり、この振動の大きさは、指腹がハンドルの面に接触する位置において、おおよそ $\pm 10 \text{ m/s}^2$ と

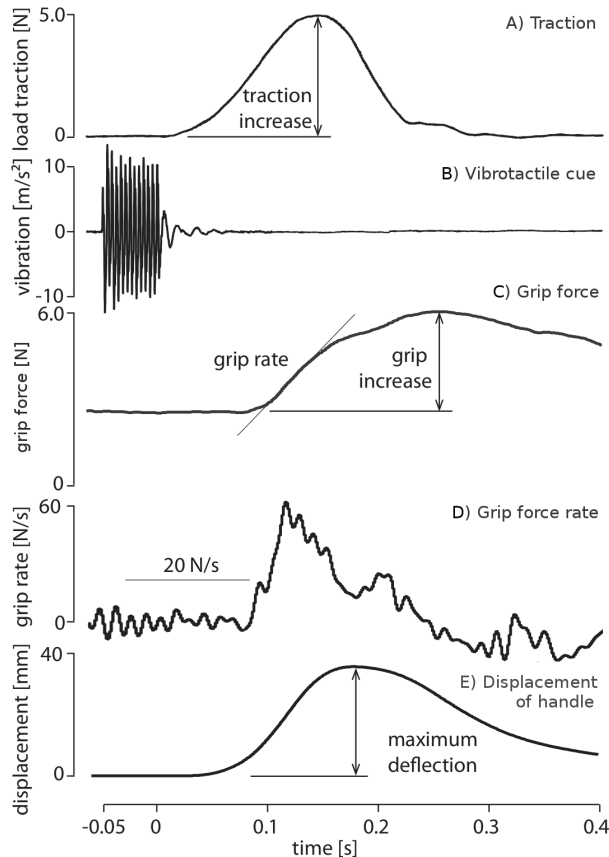


Fig. 2 Time course of the loading stimulus, vibrotactile stimulus, motor response and net grip handle displacement. A: Traction loading force component reaching a maximum, typically at 130 ms after the torque command to the motors. B: Vibrotactile stimulus. C and D: grip force response and rate. E: Net displacement of the grip handle, reaching a maximum at a different time from the load due to complex biomechanical dynamics coupled to the inertial dynamics of the motor/handle subsystem.

した。

2.3 刺激の条件 荷重および振動刺激の条件が異なる, 4種類の刺激を用いた。参加者らはあらかじめ, 数分間の練習時間中に, これらの刺激を体験した。実験本番では, それぞれの刺激を10回ずつ含む, 40試行をランダムな順で実施した。

荷重のみ (条件 1). ハンドルの荷重が急に増加する条件であり, 振動触刺激は用いられなかった。

振動 (250 Hz) のみ (条件 2). 周波数 250 Hz の振動触刺激が与えられる条件であり, 荷重の変化は加えなかった。この条件の狙いは, 参加者らの振動触刺激に対する随意的な反応時間の測定である。

荷重と振動 (250 Hz) (条件 3). 周波数 250 Hz の振動触刺激と, 荷重変化の両方が加えられる条件であった。振動触刺激は, 荷重変化の始まる 50 ms 前に呈示された。この条件の狙いは, 把持力調整への先行触刺激の効果を観察することである。

荷重と振動 (100 Hz) (条件 4). この条件は, 振動周波数が 100 Hz であるという点を除き, 先の条件 3 と同じである。狙いは, 250 Hz 程度の周波数に特に感度の高いパチニ小体の寄与を考え, 振動周波数によって, 把持力調整に何らかの影響が生じるかどうかを調査することである。

振動のみ (条件 5). 以上の条件 1-4 の試行の後に, 再び, 振動刺激に対する随意的な反応時間を見積もるため, 条件 2 を 10 回追試した。この追試では, 参加者らは振動触刺激のみが呈示されることをあらかじめ知らされており, それに対して可能な限り早く応答するように指示されていた。狙いは, 条件 2 よりもさらに統制された条件下で, 振動触刺激に対する随意的な反応時間を得ることである。

2.4 データ解析 実験からは, 複数種類のデータが取得され, 図 2 にこれらの経時変化の例を示す。図には, 把持ハンドルへの荷重 (A) および把持力応答 (C), ハンドルの変位 (E) などが示されている。荷重指令が $t = 0$ に開始されたとして, 典型的にはおよそ 100 ms 後に把持力調整の始まりが観察された。これらのデータを用いて, 各試行から 3 種のパラメータを同定した。各パラメータとも, 各刺激条件での 10 試行中の最大値と最小値は除去し, 残りの値から統計量を算出した。

遅延: 条件 1 と 3, 4 においては, 荷重の開始に対する把持力調整の遅延は, 荷重変動を生じさせるモータへの指令と把持力変動の両者の開始の時間差として定義した。条件 2 と 5 においては, 遅延は, 振動触刺激の終了時から, 把持力が増加し始めるまでの時間とした。条件 3 と 4 では, 振動触刺激の終了時と, 荷重増加の開始は同時刻であった。このようにして, いずれの条件においても共通の時間基準で, 遅延を比較することを可能とした。把持力増加の開始点を特定するために, 把持力データに対し, カットオフ周波数 100 Hz の FFT フィルタを適用した後, 一回微分を計算した。微分値の例を図 2 の上から 4 段目に示す。増加の開始点は, 閾値を 20 N/s として決定した。この値は, ノイズレベルのおよそ 2-3 倍である。いくつかの試行については, 把持力の変化率がこの閾値に達しなかったが, これらの試行は, 本論文の統計から除外した。

Table 1 Averages and standard deviations of three parameters among all participants. 'ld' and 'vib' indicate load and vibrotactile cue, respectively.

		Latency [ms]	Grip increase [N]	Disp. handle [mm]
Condition	1 (ld only)	139 ± 30	8.76 ± 4.21	32.4 ± 17.0
	2 (vib only)	229 ± 97	—	—
	3 (ld + vib)	116 ± 23	9.91 ± 4.55	32.0 ± 15.0
	4 (ld + vib)	117 ± 24	10.5 ± 4.88	30.5 ± 13.8
	5 (vib only)	172 ± 55	—	—

把持力増加量: 把持力の増加量は、試行中の把持力の最大値と、荷重が開始される前、もしくは振動触刺激が終了する前 100 ms 間の平均値との差として定義した。把持力にも、上述と同様にフィルタを摘要した。把持力増加量は、荷重の摂動の条件に依存することが知られており、把持力調整を特徴づける重要なパラメータとして先の研究でも用いられてきた。また、把持力は把持の安定性に直接関与する量でもある。

ハンドル移動量: ハンドルの移動量は、荷重増加後のハンドルの最高位置と、荷重増加前 100 ms 間の位置の平均値との差とした。ハンドルの位置は、フィルタを用いず、エンコーダの出力から直接計算した。このパラメータは、把持力調整の成否を評価する上で、重要である。ハンドル移動量がより小さければ、摂動に対してより上手く対応できたことを意味する。

3. 実験結果

3.1 把持力調整の遅延 図3の上段と、表1に全試行の遅延の平均値と標準偏差を刺激条件ごとに示す。図の下段には、参加者ごとの各試行の遅延を示す。把持力増加の遅延は、振動のみの条件（条件2）において顕著に大きかった。この条件において、遅延の平均値は 229 ms であり、この値は、振動触刺激の開始時からの遅延として換算すると 279 ms となる。次に、荷重のみの条件（条件1, 平均値: 139 ms）が大きく、荷重と振動の条件（条件3と4, 平均値: 116, 117 ms）がそれに続いた。条件3と4における遅延の差はほとんど無かった。

パラメトリックな多重検定の一手法である Tukey テストでは、条件2と他の条件との間に差が確認された（条件1-2: $q(3, 145) = 7.22, p < 0.01$, 条件2-3: $q(3, 145) = 9.34, p < 0.01$, 条件2-4: $q(3, 145) = 9.23, p < 0.01$ ）。さらに、条件間に t -test を適用したところ、条件1と3 ($t(73) = 3.89, p < 0.001$, two-tailed) および条件1と4 ($t(73) = 3.59, p < 0.001$, two-tailed) にも差が見られた。図3（下段）に示されるように、こ

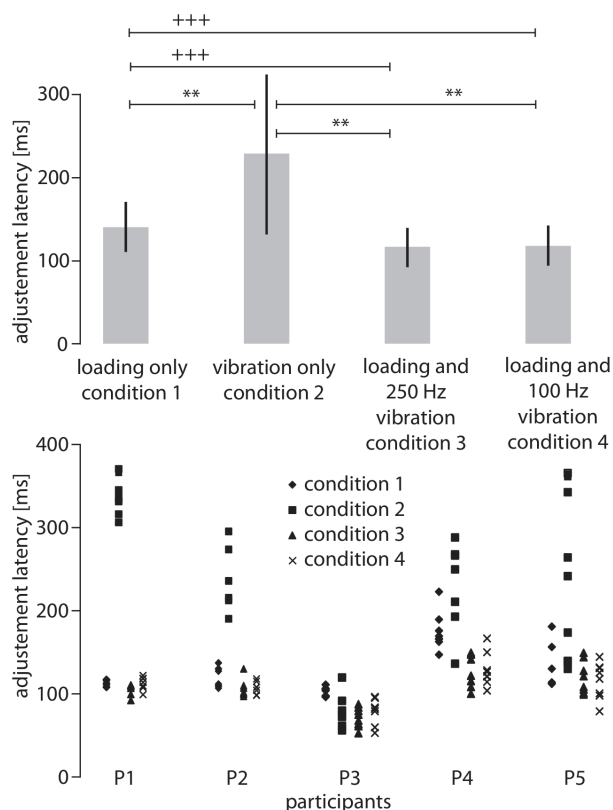


Fig. 3 Latency between pulling force and grip force adjustment. Averages and standard deviations among trials. Top) Entire trials. Bottom) By participants P1–P5. Dots correspond to conditions 1–4 from left to right for individuals. **: $p < 0.01$ by Tukey test. +++: $p < 0.001$ by t -test.

れらの傾向は全ての参加者に見られた。P3に関して、条件2の遅延は、条件1のそれよりも小さいように見えるが、これは保守的な図示であり、条件1と2を比較する際は、条件2に 50 ms を加える必要があることに留意する。

3.2 把持力増加 図4（上段）と表1に、各条件での把持力の増加値の平均と標準偏差を示す。比較に際して、振動のみの条件（条件2）は除去した。結論として、把持力の増加に関しては、条件間で統計的に有意な差は見られなかった。弱い傾向として、先行する振動触刺激が把持力の増加につながる（条件1と、条件3と4を比較）ように見える。荷重の変動のみの条件（条件1）では、把持力増加が小さく、振動触刺激がある条件（条件3と4）では、把持力増加は幾分大きかった。しかしながら、3名の参加者（P1–P3）にはこの傾向が見られたものの、残る2名ではその限りではなく、先行する触刺激が把持力増加量に影響を与えるという結論に至るものではない。

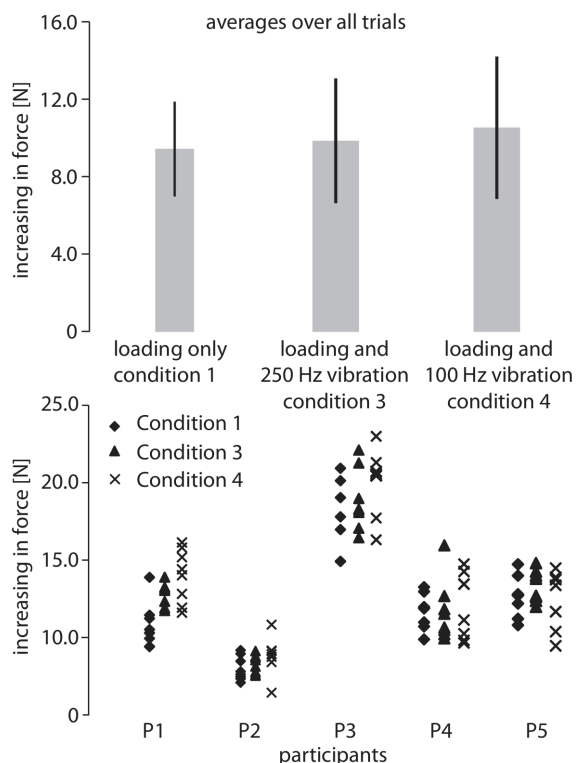


Fig. 4 Increase in grip force. Averages and standard deviations among trials. No statistically significant differences were exhibited among conditions.

3.3 ハンドル移動量 表 1 に、各条件でのハンドル移動量の平均と標準偏差を示す。これらの値は条件間でばらつかなかった。

3.4 参加者一名の詳細な経時変化の例 図 5 に P5 の参加者から観察された、把持力および把持力変化率、ハンドルの変位の経時変化を示す。いずれの値も、それぞれの条件での試行間の平均である。平均化に際しては、時間およびそれぞれの量はおのおのの原点を基準として参照している。

図の上段に示されるように、この参加者の場合、250 Hz の先行触刺激と荷重変動の両方を加えた条件 (条件 3) において、最も把持力が増加した。続いて、荷重変動のみの条件 (条件 1) と 100 Hz の振動と荷重変動の両方が加えられた条件 (条件 4) での把持力増加量が大きかった。

図の上段および中段を見ると、把持力調整の遅延は、先行触刺激と荷重変動の両方がある条件 (条件 3 と 4) で最も小さかった。そして、振動のみの条件 (条件 1) の遅延が最も大きかった。

ハンドル移動量は (図の下段)、参加者間で統一された傾向はなかったが、この参加者においては、条件 4 でのハンドル移動量が最も大きかった。また、条件

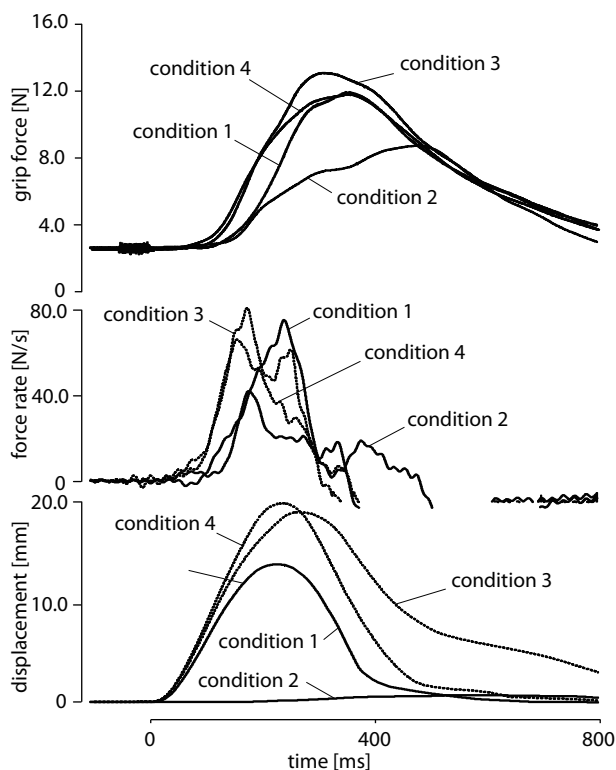


Fig. 5 Average results of one participant. Top) Grip force. Middle) Derivative of grip force. Bottom) Position of the grip handle. Condition 1 is load stimulus only. Condition 2 is vibrotactile stimulus only. Condition 3 is load + vibrotactile stimuli (250 Hz). Condition 4 is load + vibrotactile stimuli (100 Hz).

3 でのハンドル移動量も大きいことから、この参加者には、先行触刺激の効果があった可能性がある。

3.5 指腹全体の変形 把持ハンドルと示指の爪に取り付けられた 2 台の加速度計の差分から、ハンドルと指腹の相互作用について興味深い事象が観察された。図 6 の上段は、3 名の参加者について、指腹変形の加速度、つまり 2 台の加速度計の差分を示している。どのプロットも、荷重のみの条件 (条件 1) における 10 試行の平均であり、200 Hz のローパス・フィルタを適用している。

図の中段は、加速度の差分を二階積分することによって得られた、指腹全体の変形の経時変化である。積分時間が短いとしても、加速度計のドリフトの影響が避けられないことに留意すべきであるが、3 名のデータから、大きな個人差があることがうかがえる。この 3 名のデータは、参加者 5 名の中から、特徴の際立ったものを選んだものである。ハンドルへの荷重と、指腹の変形量は単純な線形関係になく、観察されたものは生体の機械システムと、神経システムの複合的な応

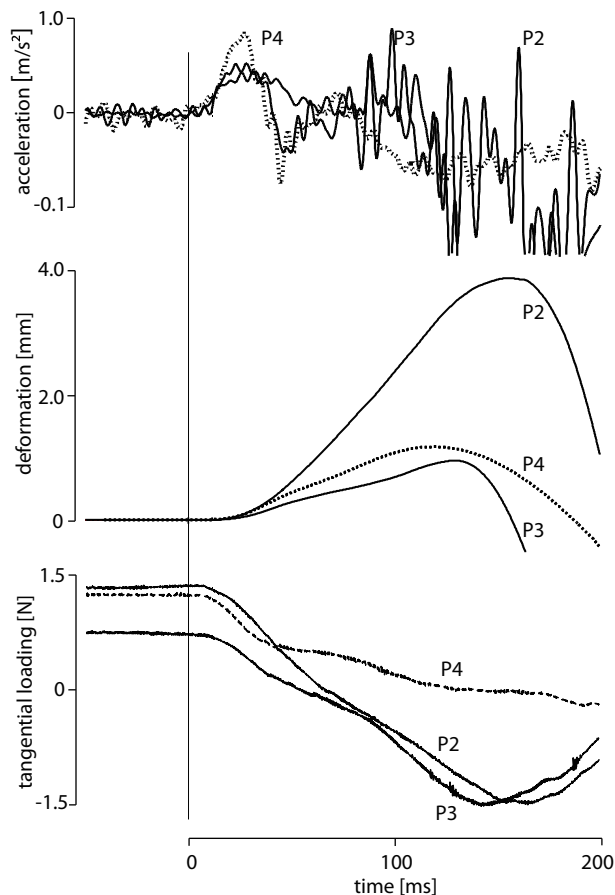


Fig. 6 Finger pads' deformations and their tangential forces. Top) Acceleration of the deformations. Middle) Displacements. Bottom) Tangential forces.

答であることが示唆される。

応答の初期段階に目を向けることとして、荷重指令の開始のおよそ 15 ms 後に、指腹の変形が始まる。この初期段階での指腹の変形量およびその加速度は、参加者間にほとんどばらつきがない。加速度は荷重開始のおよそ 30 ms 後に最大値に達する。その後の指腹変形は、参加者によって大きく異なる。同様に、指腹に加わるせん断方向の荷重についても、初めの 30 ms 間は個人差がほとんどなく、その後は大きな差異が観察された。

以上のことから推察されることは、荷重の変動が開始された直後のダイナミクスは、指腹皮膚組織が支配的である。その後は、個人差の著しい神経応答および筋骨格系がこの指腹変形とせん断荷重のダイナミクスに影響している。例えば、指腹の変形量は荷重開始直後には、参加者間に大きな差がないが、その後は大きく異なり、ある参加者の変形量は最大でおよそ 4 mm に達し、別の参加者のそれは高々 1 mm であった。こ

のような変形量の違いにつながるもう一つの原因は、参加者らの把持力である。指腹組織のインピーダンスは、把持力の主要成分である法線方向の荷重に影響されることが知られている⁽¹⁶⁾⁽¹⁷⁾。すなわち、それぞれの参加者について、摂動前後の把持力の変化が、指腹組織のインピーダンス特性に影響し得る。把持力の変化は、P2 と P3, P4 のそれぞれで、[基線 → 最大増加量] = [3.3 → 2.8], [3.8 → 15.7], [5.3 → 8.3] N であった。P2 の把持力の増加量が最も小さく、指腹の変形量は最も大きかった。P3 の把持力の増加量は最も大きく、指腹の変形量は最も小さかった。このように、把持力が指腹変形のダイナミクスの一要因であることがうかがえる。

4. 討論および結論

本研究の実験では、摂動的な荷重変化に対する把持力調整の遅延は、平均で 139 ± 30 ms (条件 1) であった。ここでの遅延の定義はいささか保守的であり、摂動に対する本来の神経応答の遅延はさらに小さいはずである。遅延の定義に違いがあるとしても、本研究での遅延の値は、先の研究で報告された値⁽¹⁾⁽³⁾⁽¹³⁾と矛盾しない。また、摂動の条件によって、遅延は広いレンジ (70–170 ms) で変化することが知られている。

平均遅延 139 ms に対して、50 ms の先行触刺激は、把持力調整の遅延を 23 ms 縮め得た。この値を、触刺激に対する随意的な応答時間である 229 ± 97 ms (条件 2) もしくは 172 ± 55 ms (条件 5) と比較すると、先行刺激によって参加者の応答が早くなったことは、先行刺激に対する随意的応答の結果ではなく、むしろ先行刺激そのものが把持力調整に影響したとの結論に至る。

Mrotek らは、機械受容器の予備的な活動が把持力調整に寄与する可能性を指摘している⁽¹⁸⁾。彼らは、姿勢を維持した状態で物体が把持されているとき、物体を持ち上げながら把持しているときの、把持力調整を比較した。その結果、後者の条件の方が遅延が小さかったとしている。物体を持ち上げる過程では慣性力の効果によって、物体を把持する指により大きな荷重が加わり、手腕の姿勢が維持されているときよりも、皮膚の受容器活動が高い状態になる。われわれの実験では、摂動が加わる直前に、皮膚中の機械受容器を振動触刺激によって刺激した。その結果、把持力調整の遅延が小さくなった。このことは、Mrotek らの報告と関係している可能性がある。

また、振動触刺激の周波数が異なる二条件について、結果の差はほとんど見られなかった。しかしながら、実験に用いられた振動刺激は加速度が大きかったため、

その周波数の違いが刺激される受容器クラスの選択に確実につながったとは言えない。したがって、本研究の結果は、皮膚中の機械受容器のクラスと把持力調整の関係について何らかの結論に結びつくものではない。

最後に、われわれは摂動的荷重に対する指腹全体の変形を推定した。興味深いことに、摂動開始直後の30 ms程度は、指腹変形の挙動に大きな個人差はなかった。一方で、その後の挙動には大きな個人差があり、これは同じ感覚入力を与えられたとしても、把持力調整機能もしくは戦略には個人差があることをうかがわせる。

謝 辞

本研究の遂行に当たり、助言と助力を賜ったことについて、Alexander Terekhov 博士, Sheng-Chao Wong, Rafał Pijewski, Mark Farrington 氏らに感謝する。また、本研究は、JSPS 組織的な若手研究者等海外派遣プログラムおよび KAKENHI Shitsukan (25135717), European Research Council, Advanced Grant PATCH, agreement No. 247300 の支援を受けた。

参 考 文 献

- (1) R. S. Johansson and G. Westling, "Roles of glabrous skin receptors and sensorimotor memory in automatic control of precision grip when lifting rougher or more slippery objects," *Experimental Brain Research*, vol. 56, pp. 550–564, 1984.
- (2) R. S. Johansson, C. Häger, and L. Bäckström, "Somatosensory control of precision grip during unpredictable pulling loads. III. Impairments during digital anaesthesia," *Experimental Brain Research*, vol. 89, pp. 204–213, 1992.
- (3) K. J. Cole and J. H. Abbs, "Grip force adjustments evoked by load force perturbations of a grasped object," *Journal of Neurophysiology*, vol. 60, no. 4, pp. 1513–1522, 1988.
- (4) A.-S. Augurelle, A. M. Smith, T. Lejeune, and J.-L. Thonnard, "Importance of cutaneous feedback in maintaining a secure grip during manipulation of hand-held objects," *Journal of Neurophysiology*, vol. 89, no. 2, pp. 665–671, 2003.
- (5) J. R. Flanagan and A. M. Wing, "The role of internal models in motion planning and control: Evidence from grip force adjustments during movements of hand-held loads," *Journal of Neuroscience*, vol. 17, no. 4, pp. 1519–1528, 1997.
- (6) D. A. Nowak, J. Hermsdörfer, G. S. J. Philipp, L. M., and N. Mai, "The effects of digital anaesthesia on predictive grip force adjustments during vertical movements of a grasped object," *European Journal of Neuroscience*, vol. 14, pp. 756–762, 2001.
- (7) M. Nakamoto, M. Konyo, T. Maeno, and S. Tadokoro, "Reflective grasp force control of humans induced by distributed vibration stimuli on finger skin with ICPF actuators," *Proceedings of IEEE International conference on robotics and automation*, pp. 3899–3904, 2006.
- (8) M. R. Tremblay and M. R. Cutkosky, "Estimation of friction using incipient slip sensing during a manipulation task," *Proceedings of the 1993 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, vol. 1, pp. 429–434, 1993.
- (9) Y. Yamada, H. Morita, and Y. Umetani, "Vibrotactile sensor generating impulsive signals for distinguishing only slipping states," *Proceedings of the 1999 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pp. 844–850, 1999.
- (10) T. Maeno, S. Hiromitsu, and T. Kawai, "Control of grasping force by detecting sticwslip distribution at the curved surface of an elastic finger," *Proceedings of IEEE International conference on robotics and automation*, pp. 3895–3900, 2000.
- (11) J. Ueda, A. Ikeda, and T. Ogasawara, "Grip-force control of an elastic object by vision-based slip-margin feedback during the incipient slip," *IEEE Transactions on Robotics*, vol. 21, no. 6, pp. 1139–1147, 2005.
- (12) P. J. Kyberd, M. Evans, and S. Winkel, "An intelligent anthropomorphic hand, with automatic grasp," *Robotica*, vol. 16, no. 5, pp. 531–536, 1998.
- (13) R. S. Johansson, C. Häger, and R. Riso, "Somatosensory control of precision grip during unpredictable pulling loads. II. Changes in load force rate," *Experimental Brain Research*, vol. 89, pp. 192–203, 1992.
- (14) T. Sakurai, M. Konyo, S. Okamoto, and S. Tadokoro, "Research of conditions of stimulus for inducing grasping force control reflex," *Proceedings of the 2000 IEEE/SICE International Symposium on System Integration*, pp. 408–413, 2010.
- (15) V. Hayward, P. Gregorio, O. Astley, S. Greenish, M. Doyon, L. Lessard, J. McDougall, I. Sinclair, S. Boelen, X. Chen, J.-P. Demers, J. Poulin, I. Benguigui, N. Almey, B. Makuc, and X. Zhang, "Freedom-7: A high fidelity seven axis haptic device with application to surgical training," in *Experimental Robotics V*, ser. Lecture Notes in Control and Information Science, A. Casals and A. T. de Almeida, Eds., vol. 232. Springer Verlag, 1998, pp. 445–456.
- (16) N. Nakazawa, R. Ikeura, and H. Inooka, "Characteristics of human fingertips in the shearing direction," *Biological Cybernetics*, vol. 82, pp. 207–214, 2000.
- (17) Q. Wang and V. Hayward, "In vivo biomechanics of the fingerpad skin under local tangential traction," *Journal of Biomechanics*, vol. 40, no. 4, pp. 851–860, 2007.
- (18) L. A. Mrotek, B. A. Hart, P. K. Schot, and L. Fennigkoh, "Grip responses to object load perturbations are stimulus and phase sensitive," *Experimental Brain Research*, vol. 155, pp. 413–420, 2004.