基礎論文

ハンガー反射
– 頭部圧迫による頭部回旋反応の条件特定と再現 –

佐藤 未知[*1*2]　松江 里佳[*1]　橋本 悠希[*3]　梶本 裕之[*1*4]

Hanger Reflex: A Head Rotational Movement Induced by a Compression to the Head
– Condition Identification and Reproduction of the Phenomenon -

Michi Sato[*1*2], Rika Matsue[*1], Yuki Hashimoto[*3] and Hiroyuki Kajimoto [*1*4]

Abstract --- When a head is equipped with a hanger made of wire sideways, and its temporal region is sandwiched by the hanger, the head rotates unexpectedly. We named the phenomenon "Hanger Reflex", and we have studied this phenomenon to understand its mechanism and to show the possibility of utilizing the phenomenon as a human interface or for rehabilitation. In this paper, we evaluated that the necessary conditions of the Hanger Reflex are compressions to temporofromtal region of the head and its counter position. We also developed an interface that can induce head rotation by Hanger Reflex, without giving pain to the user.

Keywords: Hanger, Head Rotation, Reflex

1 はじめに

ナビゲーションやリハビリテーション、運動教示などの分野において、ヒトの姿勢を制御する研究が多くなされている。しかし、身体の関節角度を直接外部から制御するには一般に大きなエネルギーを要することが問題としてあげられる[1][2]。このため目的の関節角度や方向を振動情報として触感覚に提示する手法が現実的解として用いられる事が多い[3]-[5]。これらは前述のエネルギーの問題も解決しつつウェアラブルな小型装置として実現しやすい一方で、ユーザによる情報の解釈を要し、直接的な関節角度提示と比べて解釈から行動に至るまでの時間や注意のコストが大きい。

このような背景の中、ヒトの運動を引き出す技術を用いることで、結果的に小さなエネルギーで姿勢/運動を提示するという技術が見られる[6]-[9]。これらの手法は前述のような記号化された情報ではなく、平衡感覚、身体の重心情報、牽引感覚を生ずる皮膚変形などを効率的に提示することで省エネルギーながらユーザの解釈を必要としない「運動の直接提示」を可能にしている。

本研究では以上に述べたようなヒトの知覚作用を利用した運動提示技術のひとつとして、頭部への圧迫刺激によって引き起こされる頭部回旋運動の利用を提案する。

針金製のハンガーを、側頭部を挟むような形で頭に装着すると、自身の意志とは無関係に頭が回転し横を向いてしまう(図１)。本研究ではこの現象を「ハンガー反射」と呼ぶ。ハンガー反射は家庭で簡単にできる不思議な体験として、本邦では過去数度にわたりメディアで取り上げられてきた[11][12][13]。一方で、この頭部回転メカニズムについては明らかになっていない。ハンガー反射は簡便な器具の頭部装着によって人体の運動を誘発でき、かつ実際の運動部位である頸部筋への接触を必要としない。このことから極めて簡易なヒトの姿勢制御装置としての応用が期待でき、筆者らはこれまで頭位異常疾患に対してこの反射を利用した治療装具を研究してきた[14]。

図1　ハンガー反射

ハンガー反射の応用を考えた時、これは人間の関節

[*1] 電気通信大学
[*2] 日本学術振興会
[*3] 筑波大学
[*4] 情報処理推進機構
[*1] The University of Electro-Communications
[*2] JSPS
[*3] University of Tsukuba
[*4] JST

に直接外力を加えずに運動を誘発できる現象と捉えることができ、端的には頭位の誘導による歩行ナビゲーションなどの応用が考えられる。

本論文ではハンガー反射のメカニズム解明の端緒としてその発生条件を明らかにし、応用のための基礎技術としてハンガー反射による頭部左右回旋を制御する装置の開発を目的とする。

2 ハンガー反射

ハンガー反射は、側頭部に対するハンガーの締め付けによる圧力が何らかの生理的反応への入力となり、その出力として頸部筋が活動し頭部が回転する現象であると考えられる。

過去のハンガー反射に関する実験的記録について筆者らは 2 件確認しており、おそらく最も古いものは Christensen (1991)による痙性斜頸の症状改善器具の試みである[10]。痙性斜頸とは頭位に異常をきたす疾患であり、最もよく見られる症状は頭部が左右を向いたままになる水平回旋性の症状である。Christensen は正方形のダンボールを斜頸患者の頭部にかぶせ頭部に対して回転させることで症状が改善したことを報告している(図 2)。これは実際にハンガーを用いた事例ではないが、内力を用いた(外力を用いない)頭部圧迫による頭部回旋反応を報告している点で、ハンガー反射との強い関連が疑われる。

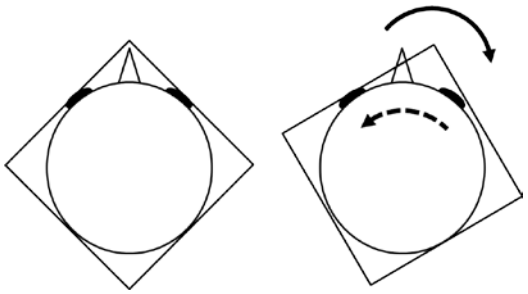

図2　Christensen(1991)の実験：ダンボールを用いてハンガー反射と似た現象を報告[10]

もう一件の報告は 1995 年に日本で放送された「探偵！ナイトスクープ」(テレビ朝日系列)における、ハンガーをかぶると頭が回ってしまう現象の紹介である[11]。本放送では大学生 51 人を対象としたハンガー反射生起実験を行い、「フックを右にした状態でハンガーをかぶり、頭部の右回転を得たのは 27 人、左回転 16 人、無反応 8 人」という結果を得ている。この放送により現象そのものは日本国内において広く知られ、その後複数のメディアに取り上げられることとなった。それらの中ではハンガー反射の原理の説明としてプラセボ[11]、痛みに対する逃避反射[12]などが挙げられたが、それらを裏付ける検証はなされていない。

3 ハンガー反射の発生条件

ハンガー反射の原理について最もよく見られる説明は「こめかみから感じる痛みから無意識に遠ざけようとするため首が回る、逃避反射運動の一種。」というものである。頭部の回旋方向は水平左右回旋の一軸であり、ハンガーを装着した際に頭部と接触するのは、ハンガーを三角形と見立てた場合の各辺三箇所である。逃避反射説を採用した場合、この三箇所に集中する圧力が引き起こす痛みが左側に発生した時には右側に頭部が回転し、痛みが右側に発生した際には左側に頭部が回転するということになる。

本章では一定の条件のもとでハンガー反射を再現し、頭部への圧力と回転の関係を検証することにより、ハンガー反射の発生条件を明らかにする。

3.1 予備実験：反射発生時の頭部への圧迫部位

ハンガー反射発生条件を調べるため、反射時に頭部へかかる圧力の部位と頭部回旋方向を調べた。図 3 に測定方法の概要を示す。被験者(女性一名)の頭部に 1.5cm 間隔の目盛をつけた位置測定用ヘッドバンドを装着したうえで、こめかみを挟み込むようにしてハンガーを装着し、頭部が回転するように装着位置を調整させた。その上で被験者の頭部とハンガーが接している部分について、ヘッドバンドによって定義された座標に沿ってフィルム状力センサ（ニッタ社製 FlexiForce）を挿入し、圧力を測定した。

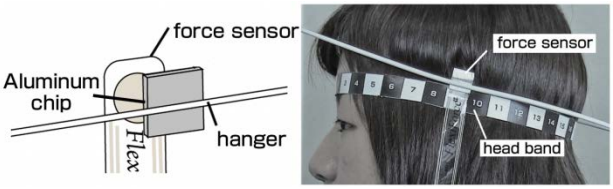

図3　ハンガー反射発生時の頭部圧力測定

今回用いたフィルム状力センサにはセンサ面全体に均一な力が加わる必要があるため、力センサの外側にアルミ板(0.5mm 厚)を貼り付け、針金からの力がセンサに均一に加わるようにした。

被験者自身から見てハンガーのフックが左側で頭部が左回転する場合・フックが右側で頭部が左回転する場合・フックが左側で頭部が右回転する場合・フックが右側で頭部が右回転する場合の 4 通りの測定条件に対して 5 回ずつ測定を行った。結果を図 4 に示す。

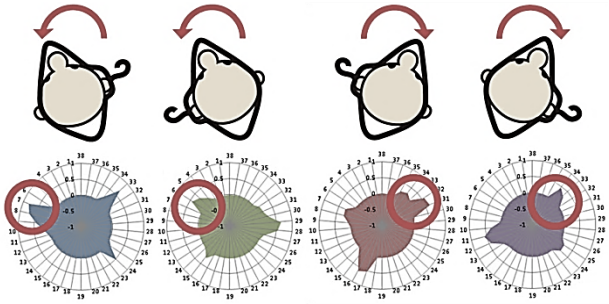

図4　ハンガー反射発生時の頭部回旋方向と頭部圧力分布

すべての条件でハンガーの各辺によって刺激される 3 点の圧力ピークが見られた。この結果から、頭部の回転方向は「側頭部に生じている圧力のピークの方向」であるとみられる。つまりハンガーの向きそのものには依存せず、頭部に対して圧迫の加わる位置が頭部回旋の左右を決定しているといえる。またこの際フック右/左回転・フック左/右回転では、最も痛みが強くなる点からの刺激を避ける方向ではなく、逆に刺激に向かう方向に頭部が回転した。

3.2 ハンガー反射の再現: 一点刺激

前節の実験によりハンガー反射は頭部への一点への局所圧迫刺激で誘発されると考えられる。これを確認するため、アクチュエータによる頭部への圧迫によって頭位を制御するウェアラブルデバイスを試作した。

制作したプロトタイプの外観・システムを図 5 に示す。ポリエチレン製のヘッドギアにギアモーターを固定し、ウォームギアの直動機構により頭部を圧迫する。ヘッドギアは市販の安全ヘルメットの内側より取り外して使用した。モータはルネサス社製 H8 マイコンで制御し、頭部接触部は直径 20mm の ABS 樹脂である。

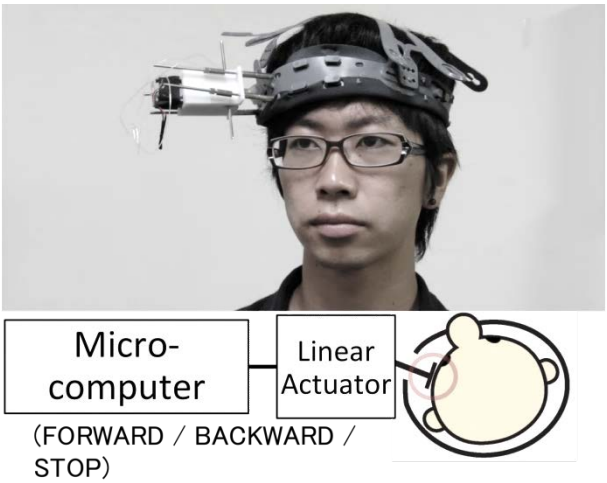

図5　一点圧迫装置

3.2.1　ハンガー反射生起実験

プロトタイプ機器によるハンガー反射誘発を 6 名(20 代、男性 3 名、女性 3 名)の被験者に試みた。ハンガー反射の発生は 4 名の被験者で確認したが、それによる頭部回旋は極めて弱く、プロトタイプ動作時においても「頭部が勝手に回るほどではないが、その状態で左右を向くと回しやすさに明確な違いを感じる。」という被験者報告がほとんどであった。また、頭部に接触する樹脂が硬質なために圧迫による頭部の痛みも多く報告された。

被験者の過半数に頭部回旋が報告されたことから本装置が何らかのハンガー反射発生条件を満たしていたことが伺えるが、前頭部側頭部一点のみへの圧迫だけでは不十分であったといえる。

3.3 ハンガー反射発生時の頭部圧力分布の測定

前節の反射発生時の圧力分布測定では被験者にハンガー反射が発生する装着方法を探索させたが、ハンガー反射の発生しない、あるいは微小に発生するような装着状態については評価しなかった。本節では反射発生に必要な圧迫部位を厳密に調べるため、ハンガー装着時の頭部圧力分布と頭部回旋角度の関係を記録した。

頭部圧力分布は次のように計測した。

1) 頭囲を一周するアレイ状力センサを用いて、一括して頭部圧力分布を得る。
2) 被験者の頭上から頭部を撮影することで、圧力分布の計測と同時に頭部の角度を得る。

計測システムを図 6 に示す。フィルム状力センサ(ニッタ社製 FlexiForce)をアレイ状に 48 個配置し、抵抗により分圧された電圧出力をボルテージ・フォロワを介して A/D ボード(Interface 社製 PCI3177)に入力する。力センサ一個の幅は 13mm なので、力センサアレイの全長は約 624mm である。

頭部角度は被験者の正中線上に白線マーカーを装着し、それを頭上に設置したカメラで撮影することによって計測した。

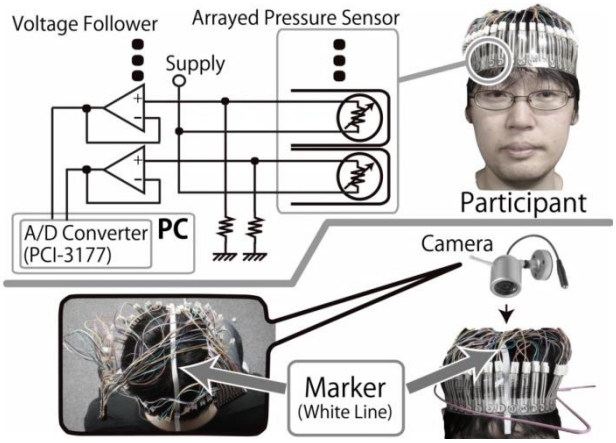

図6　一括入力式頭部圧力分布計測システム

製作した計測システムを用いて頭部圧力分布計測実

験を行った。被験者は5名（20代、男性4名、女性1名）である。まず被験者の頭囲を測定し、計測データの範囲となる力センサの数を決定した。例えばある被験者の頭囲は約510mmであり、力センサの幅39個分（507mm）におおむね相当する。よってこの被験者については 39 個の力センサによる圧力分布が得られることになる。次に圧力分布計測装置を装着した被験者にハンガーを装着させ、圧力分布および頭部角度を記録した。これを、ハンガーを頭囲表面に対して 13mm（力センサ一つの幅）ずつ回転させながら行い、図 7 のようにハンガーが一周したところで計測終了とした。

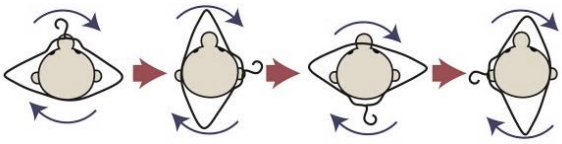

図7　ハンガーを微小回転させながら頭部を一周させ、ハンガー反射の量と圧力分布を計測

3.3.1　データの処理と結果

計測による結果は圧力分布-頭部角度のセットで得られる（図 8 ）。そして一人の計測で頭部一周分、被験者によって 39 回から 42 回分の結果が得られた。このデータはそのままでは解釈が困難であるため、以下の解析を行った。

（1）頭部一周分の結果を加算

ある i 回目の計測結果の圧力分布を$\mathbf{P_i}$とする。

$$\mathbf{P_i} = [P_{i1}, P_{i2}, P_{i3}, \ldots\ P_{iN}]$$

ただし N はセンサの個数であり被験者によって変化する。このとき頭部一周分の分布を合計すると、

$$\sum_{i=1}^{N} \mathbf{P_i}$$

となる。

（2）重み付き加算平均

次に、各状態の頭部の角度をr_iとし、頭部左右回旋それぞれについて次式のように頭部圧力分布と回旋角度の重み付き加算をとる。

$$\sum_{i=1}^{N} r_i\, \mathbf{P_i}$$

この結果は図 8 のようになる。

以上のような解析をすることで、頭部回旋に寄与する圧迫角度を効率的に抽出できる。

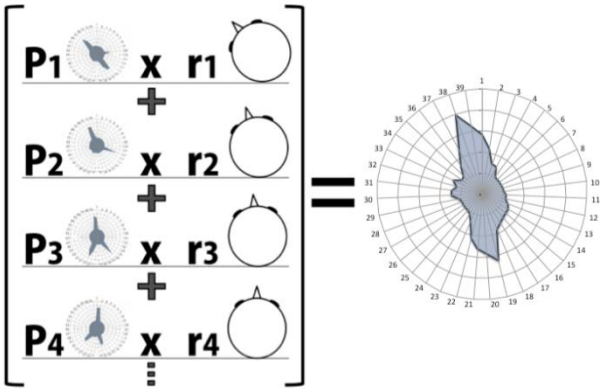

図8　ハンガー反射発生に寄与する頭部圧迫角度の解析(被験者一名左回旋について例示)

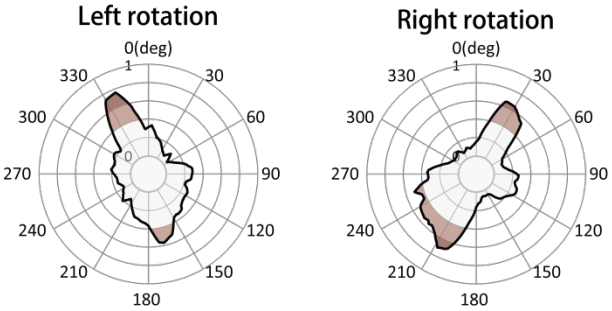

図9　解析結果: 頭部左回転では左前側頭部、右回転では右前側頭部及びそれぞれの対側後方にピークが見られる

同様の解析を全被験者について行い、平均化した結果が図 9 になる。被験者間で測定時のセンサの数が異なるが、平均化の際にはまず各被験者の結果を線形補間し 1°刻みの分布に変換したうえで前述の重み付け加算を行った。また被験者個々の頭部回旋角が異なるため、被験者ごとの最大頭部回旋角をもとにそれぞれ正規化した。この結果より、右回旋時に寄与する頭部圧迫角度は、正面を 0°としたとき 28±5°および 205±5°であった。また左回旋時では 335±10°および 165±10°であった。

図 9 レーダーチャートにおける半径方向は強度を示し、強度 1.0 は全被験者の頭部回旋寄与最大角度が一致するという意味である。結果に現れたピークは強度 0.8 付近の値も見られ、頭部形状の個人差を考慮しても非常に高い一致を示したといえる。以上より、前節では側頭部のみが反射の発生条件であると仮定したが、今回の実験によりその対側後方も条件に含まれると考えられる。

3.4 2 点ハンガー

前節の結果を確認するため、側頭部前方と後方のみを圧迫する器具を試作し、ハンガー反射の発生を確認

した。針金ハンガーを図 10 のように頭部に対して 2 点で接触するような形状に加工した。本論文ではこれを 2 点ハンガーと呼ぶ。

2 点ハンガーを用いて側頭部前方及び後方へ圧迫が加わるような形で頭部装着を試験したところ、6 名の被験者全員が右側頭部前方へ頭部圧迫が生じるようなハンガーの装着によって頭部の右回旋を生じた。左方向への圧迫でも同様であった。

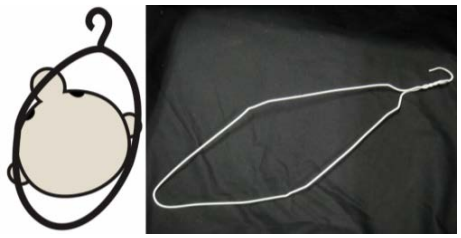

図10　2 点ハンガー

4 ハンガー反射を利用した頭部回旋装置

4.1 ハンガー反射の再現: 二点刺激

ここまでの知見を元に、ハンガー反射を再現する頭部回旋装置を製作した。装置外観・システムを図 11 に示す。装置本体は 1.7kg 程度の重量があるため上部から頭部の高さにあわせて糸で吊るされているが、回転に対しては自由な状態を維持している。

装置はまず 4 つの直動アクチュエータ(47A – LA - 100T, ツカサ電工株式会社)を用いて頭部の 4 点を圧迫できる。頭部接触部にはフィルム状力センサ(FlexiForce A201-1, ニッタ社)が組み込まれており、頭部にかかる圧力をマイクロコンピュータ(H8-3048F, ルネサス社)に伝える。

頭部接触部は棒状のベークライト(100×6×2 [mm])が固定されており、その表面は摩擦力を高めるためにゴムチューブで覆われている。接触部のサイズでは通常のハンガーに使用されている針金の剛性が高すぎたため、そのサイズでハンガーに近い弾性を示したベークライトを使用した。

頭部圧迫方法は図 12 のようにまず 4 点で頭部を圧迫する。この時、実際にアクチュエータを駆動するのは前方2点のみで、後方2点は固定されているが、反作用から前方と対向する後方接触部でも同じ力が加わる。この 4 点圧迫状態では左右両方のハンガー反射に必要な部位が圧迫されているため反射が発生しない。そして左右どちらかの圧迫子が頭部から離れ、対側も頭部に接するだけで力を加えなくなることで、ハンガー反射発生時の偏圧迫が再現される。頭部を逆回転させる際はいちど 4 点圧迫に戻した後に逆側圧迫に移行し、これにより装置と頭部の位置ずれが防止される。

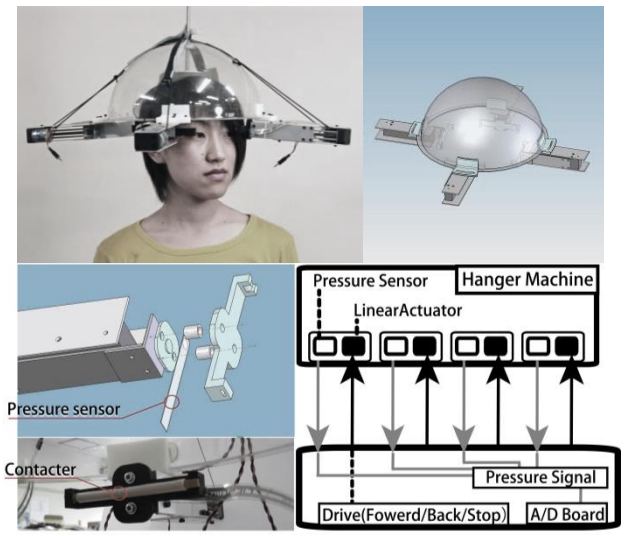

図11　頭部回旋装置外観・システム図

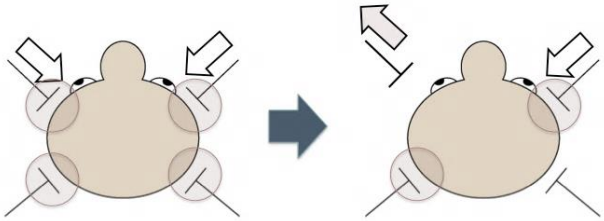

図12　4 点から 2 点に変化する頭部圧迫

4.2 無痛刺激による頭部回旋

前述の二点刺激装置を試験したところ極めて強い頭部回旋が確認された。本節では装置の頭部回旋実験とともに、無痛でのハンガー反射を検証する。

実際のハンガーにおけるハンガー反射ではしばしば頭部への痛みが報告され、ハンガー反射の原因が頭部の痛みによる逃避反射だという説はこれを根拠としている。ハンガー反射が痛みを条件として発生するならば技術応用は倫理的に困難となるが、前述の 2 点ハンガーでは頭部の痛みが報告されることはまれであった。2 点ハンガーはその形状から頭部への圧迫力が弱く、頭部回旋力も通常のハンガーと比べて弱いが、それにより痛み閾値下でのハンガー反射発生の可能性が示唆される。

以上より本節では無痛刺激によるハンガー反射を検証する。前節で製作したハンガー反射発生装置は頭部への圧力をリアルタイムに計測できるため、頭部への圧力を微調整することが可能である。検証実験ではこの頭部回旋装置による圧力制御下で無痛域でのハンガー反射発生の有無を観察した。

4.2.1 実験手順

被験者 3 名(20 代、男性 2 名、女性 1 名)について無痛域でのハンガー反射検証実験を行った。まず被験者

は座った状態で正面を向いて脱力し、頭部回旋装置を装着される。次に前述 (図 12)のようにハンガー反射を誘発する形で頭部が圧迫される。実験時、被験者は閉眼状態であった。

全被験者で以上の手続きを左右への圧迫それぞれ 3N から 9N にかけて 1N 間隔で繰り返した。1 被験者につき計 14 回の試行となり、毎試行でハンガー反射発生による頭部回旋の有無を実験者が確認し、被験者はその都度痛みの有無を回答した。

4.2.2　実験結果

実験結果を図 13 に示す。今回の実験では痛みの閾値が全被験者共通で、6N 以上で軽い痛み、5N では無痛であった。また無痛域の 5N の圧迫時に 90%の試行で頭部回旋を確認し、4N では 70%の回旋率であった。以上より本装置では 4N から 5N の範囲で無痛域での頭部回旋が観察されたことから、ハンガー反射発生には痛みを要さないことが確認された。

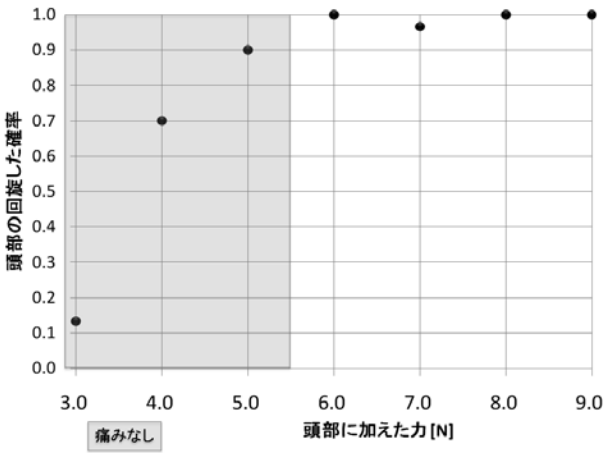

図13　実験結果：頭部に加えた力と回旋確率・痛みの有無

5 おわりに

本論文ではハンガー反射による頭部回旋のインタフェース応用を目的として、ハンガー反射発生条件の解析とハンガー反射を再現する頭部回旋装置の開発を行った。

予備実験のハンガー反射発生時の頭部圧力分布においては前側頭部で共通の圧力ピークが見られた。これを再現することでハンガー反射の発生が可能であると思われたが、プロトタイプ装置では一定の頭部回旋を認めながらも極めて弱い回旋力、頭部の痛みが問題としてあげられた。

反射発生に必要な圧迫部位を解析的手法で抽出したところ、前側頭部だけでなくその対側後方もハンガー反射に寄与しているという結果を得た。通常、針金製のハンガーは頭部に対して 3 点で接するが、これを前述 2 点に接するよう加工(2 点ハンガー)し、ハンガー反射を確認した。この知見を元に、左右両方への頭部回旋に寄与する圧迫が可能な装置を製作し、安定したハンガー反射の発生を確認した。

最後に、従来の説明ではハンガー反射が痛みに対する逃避反射とされていたが、開発したハンガー反射発生装置での圧力制御により、ハンガー反射は痛みを必要としないことを確認した。

以上より、ハンガー反射を利用して人間の頭部回旋を制御することが可能であることを示した。この外力を用いないヒトの姿勢制御の技術発展により、ナビゲーションやリハビリテーションへの応用が期待される。またその一例として本論文冒頭でも触れたとおり、筆者らは頭位異常疾患へのハンガー反射適用による症状改善効果を報告し[14]、2012 年に多施設臨床試験の一般募集を開始した[15]。今後は引き続きこのような応用研究により事例を示すとともに、ハンガー反射の基礎知見を深めていく所存である。

付記

本論文中の実験は「電気通信大学 ヒトを対象とする実験に関する倫理審査」による承認を受け実施した。

参考文献

[1] 井上, 舘, 荒井: マスタスレーブ・マニピュレータのインピーダンス制御の一方法, 日本ロボット学会誌, vol. 10, no. 4, pp. 490-500, 1992.

[2] TG. Hornby, DH. Zemon, D. Campbell: Robotic-Assisted, Body-Weight–Supported Treadmill Training in Individuals Following Motor Incomplete Spinal Cord Injury, Physical Therapy, vol. 85 no. 1, pp. 52-66, 2005.

[3] K. Tsukada, M. Yasumrua: ActiveBelt: Belt-type Wearable Tactile Display for Directional Navigation, In Proc. of UbiComp2004, pp.384-399, 2004.

[4] V. Lehtinen, A. Oulasvirta, A. Salovaara, P. Nurmi: Dynamic tactile guidance for visual search tasks. In Proc. of UIST '12, pp. 445-452, 2012.

[5] J. VD Linden, R. Johnson, J. Bird, Y. Rogers, E. Schoonderwaldt: 2011. Buzzing to play: lessons learned from an in the wild study of real-time vibrotactile feedback. In Proc. of CHI '11, pp. 533-542, 2011.

[6] M. Frey: CabBoots - Shoes with integrated Guidance System, Tangible and Embedded Interaction, 245-246, 2007.

[7] 安藤, 吉田, 前田, 渡邊: Save YourSelf !!! -前庭刺激による平衡感覚移植体験, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 12, No. 3, pp. 225-232, 2007.

[8] 財津, 稲見, 前田, 舘: 腱反射を利用した新たな運動方向提示装置の提案, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌 Vol.6 No.2, pp.99-105, 2001.

[9] Y. Kuniyasu, M. Sato, S. Fukushima, H. Kajimoto: Transmission of Forearm Motion by Tangential Deformation of the Skin, Proc. In 3rd Augmented

Human International Conference, 2012.
[10] J. E. Christensen: New treatment of spasmodic torticollis?, Lancet, Vol.338, pp.573, 1991.
[11] 松本: 探偵！ナイトスクープ アホの遺伝子, ポプラ社, pp. 287, 2005.
[12] フジテレビ・トリビア普及委員会 (編): トリビアの泉 : へぇの本 第 1 巻, 講談社, pp.11-12, 2003.
[13] 三木: 転々[映画], スタイルジャム, 2007.
[14] 旭, 林, 浜田, 佐藤, 梶本, 高嶋, 遠藤: ハンガー反射を用いた頸部ジストニア治療の試み, 機能的脳神経外科 49, pp.173-176, 2010.
[15] UMIN-CTR: ハンガー反射を利用した痙性斜頸の治療の臨床応用, 試験 ID: UMIN000007772, 2012.

(2014 年 3 月 26 日受付)

[著者紹介]

佐藤未知（学生会員）
2011 年電気通信大学大学院電気通信研究科修士課程修了。同年同大学博士課程、日本学術振興会特別研究員 DC、現在に至る。人工現実感および触覚の遠隔通信に関する研究に従事。

松江里佳（非会員）
2008 年電気通信大学電気通信学部 修了。現在 株式会社リクルートライフスタイル。

橋本悠希（正会員）
2010 年電気通信大学電気通信研究科博士課程 修了。2013 年筑波大学システム情報系助教。触覚ディスプレイの研究に従事。博士(工学)。

梶本裕之（正会員）
1998 年東京大学工学部計数工学科卒業。2003 年同大学大学院情報理工学系研究科システム情報学専攻博士課程退学。2001 年日本学術振興会特別研究員。2003 年東京大学助手。2006 年電気通信大学助教授。2007 年同准教授。触覚ディスプレイ、触覚センサ、バーチャルリアリティシステムなどの研究開発に従事。博士(情報理工学)。