

原 著

# 頸椎マニピュレーションの力学的負荷 —スラストの加速度測定による予備研究—

Dynamic load caused by cervical spinal manipulation; A pilot study by measuring acceleration of thrust on the basis of equation of motion

松田 恵造\*・黒崎 勇人\*・尾口 修平\*\*

Keizo MATSUDA

Hayato KURISAKI

Syuhei OGUCHI

森 龍生\*\*\*・竹谷内 克彰\*\*\*\*

Ryusei MORI

Yoshiaki TAKEYACHI

**要 旨:** 【目的】本研究では、頸椎に対する脊椎マニピュレーションによって発生する力を定量化することで、どの程度身体への力学的負荷が生じているのかを明らかにすることを目的とした。【方法】カイロプラクター5名(26~38歳)が互いに施術する側と施術される側となり、1人の施術者が2人に施術を行った。前腕に加速度測定器を取付けてスラスト時の前腕長軸方向の加速度を測定し、運動方程式をもとにスラストに伴う力積を求めた。【結果】測定ミスであった3回を除く7回分の計測データが得られた。スラストによって発生する力の最大値と最小値はそれぞれ1.067[N・s]、0.398[N・s]であった。【結論】頸椎に対する脊椎マニピュレーションに伴う力学的負荷を力積によって求めた。類似研究がなく、本研究の結果を他の研究結果と相対化して解釈することはできないが、従来の測定器材よりも安価で手軽に加速度を計測し、スラストの力学的負荷を定量化できることを示すことができた。

**ABSTRACT:** Objective: To explore the dynamic load of cervical spinal manipulation by measuring acceleration of thrust on the basis of equation of motion.

Methods: Cervical spinal manipulations(n=7) by chiropractors(n=5) were included in this study. Acceleration of thrust was measured using application for iPhone, Gyro-kun 3, which was attached on doctor's forearm of his contact hand, and then we calculated impulse on the basis of equation of motion.

Results: Impulse of the cervical spinal manipulation were from 0.398[N・s] to 1.067[N・s].

Conclusion: This study revealed that we could easily quantify dynamic load of spinal manipulation by measuring acceleration of thrust.

## I. はじめに

統合医療には様々な代替療法が含まれている。この代替療法が医療あるいは社会において話題として取り上げられるのは、その有効性よりもむしろ危険性であることが多い。なかでも手技療法に関しては、近年では国民生活センターが報告した、手技による健康危害の状況についての報告<sup>1)</sup>が記憶に新しい。それによると、2007年からの5年間にPIO-NET(全国消費生活情報ネットワーク・システム)に寄せられた手技による危害相談件数は825件であり、そのうちカイロプラクティックや整体など法的

資格制度のない療法によるものが366件(44.4%)であった。残る459件にマッサージが含まれているが、その中には法的な資格制度下でない「○○式マッサージ」も含まれており、それらを考慮すれば法的資格制度のない療法による危害件数は優に50%を超していると思われる。

このように、上述の報告では療法別に危害相談件数が示されてはいるものの、危害の直接的な発生要因として関与した具体的な手技内容については言及されてはいない。それぞれの療法ごと、さらには施術者個人によっても施術目的で選択される手技は異なるため、こうした療法の危険性に関してより厳密に調査するのであれば、実際に用いられ、危害の発生に関与したと思われる手技それ自体に着目する必要がある。

手技のなかでもより危険性が高いと一般的に認識

\* トリニティ・カイロプラクティック新横浜本店

\*\* スマート・カイロプラクティック銀座店

\*\*\* トリニティ・カイロプラクティック蒲田店

\*\*\*\* 東京カレッジ・オブ・カイロプラクティック

されているのは、脊椎関節に対してスラストと呼ばれる高速かつ低振幅で瞬間的な外力を加える脊椎マニピュレーションである。この脊椎マニピュレーションはカイロプラクティックをはじめ様々な療法で実践されている。その危険性については、わが国では1991年に厚生省（現厚生労働省）科学研究班によってまとめられた「脊椎原性疾患の施術に関する医学的研究」<sup>2)</sup>において「頸椎に対する急激な回旋伸展操作を加えるスラスト法は、患者の身体に損傷を加える危険が大きいので行うべきではない」と指摘されて以降、社会問題として取り沙汰されるようになった。

一方では、臨床のレベルでは腰痛をはじめとする筋骨格系症状に対する脊椎マニピュレーションの効果が実感され、特に腰痛に対する有効性は数多く報告されており<sup>3-9)</sup>、こうした事実は、脊椎マニピュレーションの危険性と有効性は「使いよう」であることを示唆していると言えよう<sup>10, 11)</sup>。

そこで本研究は、適切な使用範囲内の脊椎マニピュレーションが身体に及ぼす力学的負荷をスラストの加速度測定によって力積として算出することを目的に、まずは予備研究として以下の実験を行った。但し本件研究は、東京カレッジ・オブ・カイロプラクティック内のTCC研究倫理委員会による承認を受けて行った。

## II. 対象と方法

### 1. 対象

カイロプラクター5名（男4名、女1名、26～38歳、体重48～63kg）を計測の対象とした。対象者はすべて、世界標準のカイロプラクティック教育<sup>12)</sup>を修学したのち、カイロプラクターとして実際の臨床業務に従事している者であった。対象者は、互いに施術する側（施術者）と施術される側（患者）となり、各施術者が2名の患者役に対してそれぞれ脊椎マニピュレーションを行い、合計10回分の脊椎マニピュレーションを計測の対象とした（表1）。

表1 施術者の年齢、性別、体重および施術の対象者

施術者	年齢	性別	体重 [kg]	施術の対象者 (患者)
A	26	男	61	B, C
B	28	女	48	A, E
C	38	男	63	B, D
D	34	男	63	E, C
E	36	男	63	A, D

## 2. 方法

### 1) 用いた脊椎マニピュレーションの手技

脊椎マニピュレーションによる力学的負荷の計測対象としたのは、頸椎分節の回旋制限に対して実践される手技のなかでも一般的に使用頻度の高いCervical Break（図1）とした。施術に先立って、仰臥位となった患者の後頸部を第1～7頸椎まで静的触診および可動触診を行い、椎間関節に圧痛と可動域制限を認めた脊椎分節に対して1回だけ施術を行った。

### 2) スラストによって発生する力の定義

施術で患者に加わる力学的負荷は、スラストを含むCervical Breakの手技が患者の頸部に及ぼす力であり、それは患者の頸椎関節突起付近に接触させた施術者の直接手（CH：Contact Hand）である示指を通して加わる力とした。スラストによって発生する力F [N] は運動方程式（Equation Of Motion：EOM） $F=ma$ によって算出することが可能である。スラストに関与する施術者側の質量については、実際には体重の一部をスラストに付加して利用されることもあり、厳密にそれを設定することが難しい。そのため本研究では、施術者の前腕から手指までの質量m [kg] をスラストに関与する質量と仮定して、小川の文献<sup>13)</sup>を参考にして前腕の質量（体重の2%）と手・指の質量（体重の1%）の合計値とし

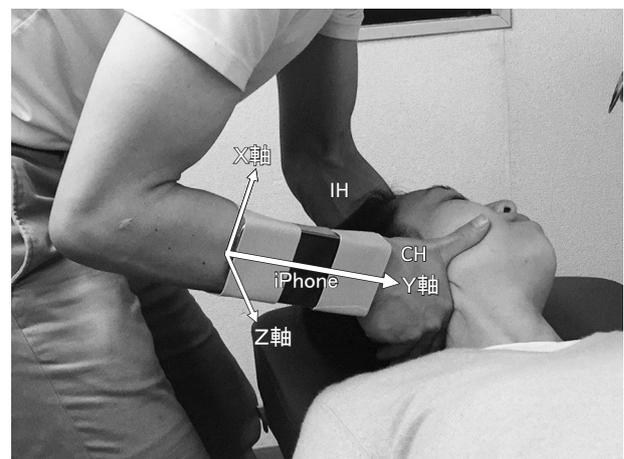


図1 頸椎マニピュレーションの代表的な手技、Cervical Break

患者を仰臥位とし、左回旋制限を示す頸椎分節に対して、頸椎を軽度屈曲、左回旋、右側屈位をとり、その分節の右関節突起に直接手（Contact Hand：CH）の示指でコンタクトする。スラストは、後方から前方、すなわちY軸方向にほぼ一致したベクトルで行う。患者の頭部を支えている術者の左手は間接手（Indifferent Hand：IH）と呼ばれる。スラストに伴う加速度は、前腕に装着したiPhoneで測定する。

た。スラストの加速度 $a$  [ $m/s^2$ ] は以下に述べる測定器材によって計測した。

### 3) スラストの加速度の測定方法

スラストの加速度の測定に用いた器材はiPhone6 (Apple社) で、3軸 (X、Y、Z) 加速度測定アプリケーション「ジャイロ君3」<sup>14)</sup> をインストールした上でこれを用いた。「ジャイロ君3」は3軸の加速度 (Acceleration)、角速度 (Rotation rate) などを0.02秒毎に連続記録することができるソフトで、CSV形式のファイルとして保存されるデータは後から解析することが可能なソフトである。

iPhoneの液晶画面の長軸を前腕長軸方向に一致させるようにして施術者の前腕に装着し、スラストを行った (図1)。スラストに伴って計測される加速度は、iPhoneの空間座標軸、すなわちX軸: iPhoneの長軸に垂直かつ画面に水平方向、Y軸: iPhoneの長軸 (Y軸) 方向、Z軸: iPhoneの長軸に垂直かつ画面に垂直 (Z軸) 方向のそれぞれの成分に分解されたデータとして記録される (図1)。実際のスラストではiPhoneは3軸方向に加速度を伴って三次元空間を移動するが、手技特性を考えれば臨牀的に最も重要なスラストのベクトルは前腕長軸 (Y軸) 方向と考えられることから、本研究ではY軸方向の加速度についてのみ検証の対象とした。また、上記理由とともに、以下に述べる力積の算出を単純化させるため、スラストは終始Y軸方向の同一直線上で行われると仮定した。

### 4) スラストの力積の算出

スラストを伴う施術は、臨床の外見上では一瞬の出来事である。しかし施術者側にとってスラストは、ごくわずかではあるが時間と振幅とを伴う力を作用させる行為であることは明らかである。したがって本研究ではスラストに伴う力学的負荷を定量化するのに、力 $F$  [N] ではなく、力の大きさ $F$  [N] とそれが働いた時間を掛け合わせたベクトル量である力積 (Impulse) [N・s] で表すこととした。

もし力 $F$ が一定であれば、それが働いた時間 $\Delta t$ との積 $F\Delta t$ で力積は与えられる。一方、実際のスラストのように力 $F$ が時間 $t$ とともに変化するような場合には、その力積は以下のように力 $F$ の時間積分で算出される。

$$\text{力積 } I = \int F dt$$

この計算式は運動方程式 $F=ma$ を代入することで以下のように書き換えることができる。

$$\text{力積 } I = \int ma(t) dt$$

そこで本研究では、スラストによって実際に加速度が急上昇する直前の時刻を $t_1$ 、最大の加速度に達した時刻を $t_2$ として、時刻 $t$  ( $t_1 \leq t \leq t_2$ ) におけるスラストの加速度 $a$  [ $m/s^2$ ] を、測定された加速度値と時刻 $t_1$ の加速度値との差で求めることとした。

以上からスラストによって発生する力積を以下の式で算出することとした。

$$\text{スラストによって発生する力積} = \int_{t_1}^{t_2} ma(t) dt = m \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt$$

本研究で使用した器材ではスラストの加速度値は0.02秒毎に測定されるため、スラストの加速度 $a$ の時間積分は、時刻 $t_1$ から $t_2$ の間での上記加速度 $a$  [ $m/s^2$ ] の総和に0.02秒を乗じた値をその近似値とみなした (図2)。スラストの加速度 $a$ の時間積分値に質量 $m$ を乗じることによって最終的に力積を求めた。

### 5) 検討の対象とする加速度データ

本研究によって得られた加速度データのなかで検討の対象として採用するか否かは、スラストの成否

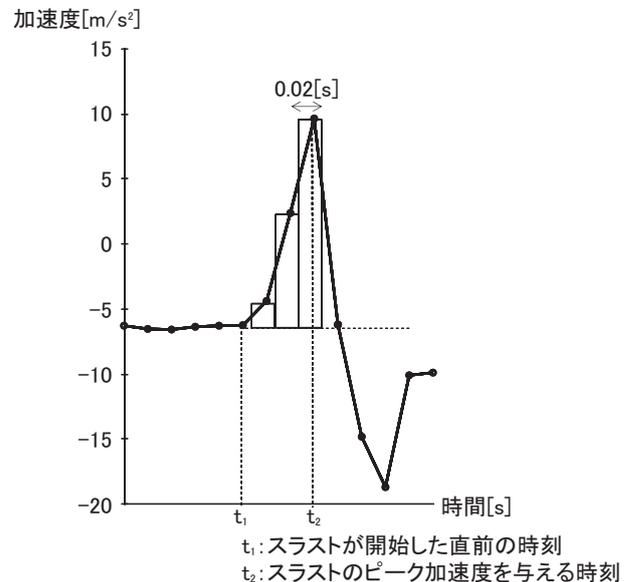


図2 スラストの加速度の求め方とその時間積分  
時刻 $t$  ( $t_1 \leq t \leq t_2$ ) におけるスラストの加速度 $a$ は、測定された加速度値とスラスト直前 (時刻 $t_1$ ) の加速度値との差として算出される。本研究で使用した器材ではスラストの加速度値は0.02秒毎に測定されるため、スラストの加速度 $a$ の時間積分は、時刻 $t_1$ から $t_2$ の間での加速度 $a$  [ $m/s^2$ ] の総和に0.02秒を乗じた値をその近似値とみなした。スラストの加速度 $a$ の時間積分値に質量 $m$ を乗じることによって最終的に力積を求めた。

によって判断した。スラストの成否の判定は、以下の3つの条件、すなわち①スラストに伴ってクラック音が発生したこと、②経時的に測定された連続的な加速度データ上、スラストに伴う加速度値の急激な増加が明らかであり、なおかつスラストの開始点がデータ上から明確に判定できたこと、③施術後に、患者が痛みや不快感などの身体的健康状態に明らかな異常が現れなかったこと、とした。

### Ⅲ. 結果

スラストに伴ってクラック音が発生しなかった3例を除く、7例のデータを検討の対象とした(表2)。スラスト開始からピークに達するまでの時間は最小0.04秒、最大0.12秒、平均0.08秒であった。この結果は、0.02秒毎というデータ記録上の限界を考慮したとしても、スラストがその定義にあるように瞬間的な外力であることは十分に示唆される結果と言える。

施術に伴う力積は最小で0.398 [N・s]、最大で1.067 [N・s]で、それぞれ加速度測定値の総和の最小値と最大値を示した施術における力積であった。

### Ⅳ. 考察

今や家庭用ゲーム機のコントローラーやスマートフォンに慣性センサーが搭載される時代となり、それを利用した簡易的な加速度測定アプリケーション「ジャイロ君3」が開発されるに至った<sup>14)</sup>。それは高齢女性の立位や歩行時の姿勢と身体機能の関連の運動学的な解析など、すでにいくつかの研究で利用されている<sup>15, 16)</sup>。本研究では、これを脊椎マニピュレ

ーションに伴うスラストに応用することで、従来の測定器材よりも安価で手軽に加速度を計測することが可能であることを示すことができた。

脊椎マニピュレーションによって発生する力学的負荷についての研究報告はあまり多くはなく、あってもそれぞれ測定方法が異なっているのが実状である。本研究では頸椎マニピュレーションに伴う力積について検証したが、他の研究報告では力に関する検証がなされている。それによれば、スラストによって発生する力は $190.3 \pm 85.5$  [N]<sup>17)</sup>、スラストを用いないモビリゼーションによる力は最小値18.8 [N]、最大値66.7 [N]<sup>18)</sup>、などと報告されている。しかしそれらは、本研究のように加速度測定器をスラストする手の前腕に装着されて測定されたデータではなく、被験者が臥床する施術台に取り付けられた測定器材による計測などであること、さらに本研究で算出した力積のデータではないことなどから、本研究結果と直接比較して解釈することはできない。

参考までに、腹臥位の被験者の背腹方向に加えられた胸椎マニピュレーションの力についての研究データを紹介しておく、その力は $364 \pm 106$  [N]<sup>19)</sup>、 $306 \pm 130$  [N]<sup>20)</sup>、などと報告されている。胸椎マニピュレーションでは、実際には施術に際して体重を利用してスラストが行われるため、結果的には頸椎マニピュレーションに比べてより強い力が加わっていることが考えられる。

本研究では力積の算出を単純化するため、スラストの前腕長軸方向、すなわちY軸方向の加速度についてのみを検証の対象とし、さらにそのスラストは終始、同一直線上で行われていると仮定した。実際のスラストは三次元空間を移動するため、厳密に力積を検証するためにはより複雑な計算過程が必要となることは明らかである。しかし、スラストの手技特性を考えれば、本研究で設定した上記の仮定はスラストの本質を大きく逸脱するものではないと考える。

加速度aの時間積分の算出では、時刻 $t_1$ から $t_2$ の間の加速度測定値の総和に0.02秒を乗じた値を加速度の積分値とみなしたが、それはあくまで近似値であり、その近似値をより正確な積分値に近づけるためには測定間隔を0.02秒よりさらに小さくしなければならない。したがって、より高性能の加速度測定器を用いて測定する必要がある。

今回検証した力積は施術者の直接手(Contact Hand)によるスラストに伴う力学的負荷であるが、

表2 加速度の測定結果およびその力積の算出結果

施術者	スラストの質量 [kg]	患者	スラスト直前の加速度 [m/s <sup>2</sup> ]	スラストのピーク加速度 [m/s <sup>2</sup> ]	スラストの時間 [s]	力積 [N・s]
A	1.83	B	-	-	-	-
		C	-2.94	7.82	0.04	0.459
B	1.44	A	-	-	-	-
		E	-	-	-	-
C	1.89	B	-6.67	5.60	0.1	0.968
		D	-6.576	9.65	0.12	1.067
D	1.89	C	-3.23	7.82	0.06	0.509
		E	-4.24	3.62	0.08	0.558
E	1.89	A	-7.20	2.20	0.1	0.839
		D	-7.45	3.09	0.06	0.398

実際には頭部を支えている間接手 (Indifferent Hand) の側からもスラストに連動して僅かながら力が作用する。そのため、本研究で算出された力積が実際に患者に加わった力学的負荷のすべてではない、ということに留意が必要である。

本研究では、脊椎マニピュレーションの危険性に関与する要因としての、施術者側のスラストという力学的負荷に関して検証を試みた。本研究の結果から、仮に脊柱マニピュレーションによる力学的負荷はそれほど大きくはないと解釈されたとしても、施術の禁忌となる病態や施術部位に対して実践されれば非常に大きな危険が伴う。そういう意味では、脊椎マニピュレーションの危険性や安全性について検証は、本研究で検証した力積といった力学的負荷に限らず、多角的に検証していかなければならないだろう。

## V. まとめ

- 1) iPhoneに搭載された慣性装置を用いることで、頸椎マニピュレーションに伴う高速低振幅のスラスト手技の加速度測定を手軽にかつ安価に行うことができた。
- 2) 測定されたスラストの加速度から、運動方程式を利用してスラストに伴う力学的負荷を力積として求めた。
- 3) 頸椎マニピュレーションに伴って患者が受ける力学的負荷はスラストがすべてではないため、その検証は今後、多角的に行われる必要がある。

## おわりに (お詫び)

本論文は、平成26年12月20～21日にパシフィコ横浜会議センターで開催された第18回日本統合医療学会の一般演題で口演発表した内容と同一ですが、脊椎マニピュレーションに伴う力の算出において単位の取り扱いに誤りが判明し、算出結果の値に誤りがありました。この場をお借りして深くお詫び申し上げます。

本論文におきましては算出法を見直し、求める力学的負荷を力から力積に変更した上で結果を提示致しましたことをここにご報告致します。

## 文献

- 1) 独立行政法人国民生活センター. <[http://www.kokusen.go.jp/pdf/n-20120802\\_1.pdf#search=PIONET+手技療法+危害](http://www.kokusen.go.jp/pdf/n-20120802_1.pdf#search=PIONET+手技療法+危害)> [Accessed 2015 Feb 28]
- 2) 三浦幸雄、他：脊椎原生疾患の施術に関する医学的研究. 平成2年度厚生科学研究、1991
- 3) Shekelle PG, et al.: The Appropriateness of Spinal Manipulation for Low-Back Pain: Project Overview and Literature Review. Santa Monica, RAND Corporation, 1991
- 4) Manga P, et al.: The Effectiveness and Cost-Effectiveness of Chiropractic Management of Low-Back Pain. Canada, Manga and Associates, 1993
- 5) Bigos S, et al.: Acute Low Back Problems in Adults. Clinical Practice Guideline No.14, Rockville, Maryland, US Department of Health and Human Services, 1994
- 6) Waddell G, et al.: Low Back Pain Evidence Review London: Royal College of General Practitioners, 1999
- 7) Airaksinen O, et al.: COST B13 Working Group on Guidelines for Chronic Low Back Pain. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. Eur Spine J. 15: S192-300, 2006
- 8) Chou R, Qaseem A, Snow V, Casey D, et al. Diagnosis and treatment of low back pain: a joint clinical practice guideline from the American College of Physicians and the American Pain Society. Ann Intern Med 147: 478-491, 2007
- 9) 日本整形外科学会、日本腰痛学会：腰痛診療ガイドライン、2012.
- 10) 竹谷内克彰：カイロプラクティックの安全性を確保するための課題～初学者に対する教育の視点から～. 日本統合医療学会誌 第7巻第1号：11-16、2014
- 11) 竹谷内克彰：ヘルシー・エイジングに役立つカイロプラクティック～複雑系思考による腰痛の認識とカイロプラクティックの意義. 医学と看護社、東京、2014
- 12) カイロプラクティックの安全性に関するガイドライン. 日本カイロプラクターズ協会、2013
- 13) 小川鑛一：イラストで学ぶ看護人間工学. 東京電機大学出版局、2008
- 14) 池田憲昭、他：iPhone/Android Appli. <<http://soul.ahs.kitasato-u.ac.jp/~iked/>> [Accessed 2015 Jun 31]
- 15) 水野公輔、他：iPod touchを用いた脊柱・骨盤の運動学的評価. 第47回日本理学療法学会

(2012) 兵庫

- 16) 水野公輔、他：スマートフォンによる地域在住女性高齢者の運動学的解析—立位・歩行時の姿勢と身体機能に関する加齢変化について—。第49回日本理学療法学会大会 (2014) 横浜
- 17) Symons B, Wuest S, Leonard T, Herzog W. Biomechanical characterization of cervical spinal manipulation in living subjects and cadavers. J Electromyogr Kinesiol. 2012; 22: 747-751.
- 18) Suzanne JS, Darren AR, Val JR. Manual forces applied during cervical mobilization. J Manipulative Physiol Ther. 2007; 30: 17-25.
- 19) Conway PJW, Herzog W, Zhang Y, Hasler EM. Forces required to cause cavitation during spinal manipulation of the thoracic spine. Clin. Biomech. 1993; 8: 210-214.
- 20) Triano JJ, Gissler T, Forgie M, Milwid D. Maturation in rate of high-velocity, low-amplitude force development. J Manipulative Physiol Ther. 2011; 34: 173-180.

▶著者略歴◀

松田 恵造

平成12年、専修大学経済学部経済学科卒業後、IT企業にてシステムエンジニアとして勤務

平成26年、東京カレッジオブカイロプラクティック卒業、ドクター・オブ・カイロプラクティック

現在、トリニティ・カイロプラクティック新横浜本店勤務

i 連絡先

〒222-0033 神奈川県横浜市港北区新横浜 3-18-6  
TSビル7F  
TRINITY CHIROPRACTIC 新横浜本店  
TEL : 045-473-1133  
E-mail : matsuda@trinity-chiro.com