股関節マイクロ牽引法が脊柱可動域に及ぼす影響*
ーマイクロ牽引法の有用性　第３報ー

The Effect of Hip Micro Traction on the Range of Motion of the Spine
－ The Efficacy of Micro Traction Part 3－

中川達雄*1／中川貴雄*1／佐藤憲三*2／大木琢也*1
Tatsuo NAKAGAWA, Takao NAKAGAWA, Kenzo SATO, Takuya OHGI

■要旨
目的：本研究は、股関節に対して微小な牽引を加える治療法である、「股関節マイクロ牽引法」の効果の検証として、牽引力の違いがSLR角度と脊柱可動域に与える影響について検討した。対象：健常成人21名（年齢21.5±1.2歳）とし、無牽引の対照群（７名）、１kg群（７名）、および10kg群（７名）の３群に分けた。方法：牽引は自動間欠牽引装置を用い20秒間行った。評価は、SLR角度、SLR角度測定時に手掌にかかる圧力（伸張強度）、脊柱可動域の変化とした。測定は牽引の前・後でおこなった。結果：SLR角度と伸張強度の変化値においては、他牽引と比較し、１kg群で有意な増加が認められた。脊柱においては、１kg群において安静立位による胸椎の後弯角度が有意に減少し、10kg群において腰椎の前弯角度が有意に増加した。また胸椎屈曲可動域と腰椎屈曲可動域については、１kg群において有意に増加した。結語：股関節マイクロ牽引法を行う場合、下肢末梢方向への異なる牽引力の違いが、SLR角度と脊柱可動域に与える影響について検討したところ、SLR角度、伸張強度および脊柱可動域の改善は、１kg牽引のような微小な牽引が効果的であることが示唆された。
◇キーワード：マイクロ牽引法、脊柱可動域、SLR角度、股関節、関節可動域

■Abstract
Purpose : To investigate the effect of hip micro traction on SLR angle and range of motion of the spine. Methods : The subjects (male, n=21) were recruited for this study. Each subject underwent three kinds of traction :1) non- traction 2) 1kg traction 3) 10kg traction. Each traction was carried out for 20sec, using the automatic traction system. The subjects were evaluated with measurements of SLR angle, stretching strength, and range of motion of spine before and after the application of traction. Results : SLR angles and stretching strength in the 1kg group increased significantly compared with the other two groups. Thoracic kyphosis diminish significantly in the1kg group, lumber lordosis increased significantly in the10kg group, and thoracic and lumber flexion increased significantly in the1kg group. Conclusion : The result of this study suggests that traction as low as 1kg micro traction was more effective in improving SLR angle ,stretching strength and range of motion of the spine.
◇ *Keyword : Micro traction, Range of motion of the spine, SLR angle, Hip joint, Range of motion*

1. 緒言

臨床上、股関節の可動域制限は、腰痛や股関節障害などに伴い、よく見られる所見である[1-3]。またそれらに対する治療は、モービリゼーションやストレッチなど様々な徒手療法が用いられている。

Deyoら[4]は、腰痛の原因の85％がX線画像の結果等では異常がみられない「非特異的腰痛」であると報告した。このような現状の中で、非特異的腰痛は、診断名としては、腰痛症や坐骨神経痛と診断されていることがあり[5]、適切な治療を受けることができていない腰痛患者は、多数いることが示唆される。また超高齢社会を迎え、総務省の2012年９月15日現在の推計では65歳以上の高齢者は、前年比3.4％（102万人）増の3074万人で、総人口に占める割合は、0.8ポイント上昇の24.1％と過去最高となっている。

これらの社会背景の中で、高齢者も含め刺激に敏感な患者は今後も増加傾向にあると考えられる。

本研究で用いるマイクロ牽引法とは、従来、広く行われている通常の牽引法とは異なり、「患者が牽引されているということを自覚しない程度の微小な牽引力を用いて、神経学検査、整形学検査、画像診断などでは解明できない関節の痛み、運動異常などの関節症状を治療する方法」である。この牽引法の名称は、明治国際医療大学保健医療学部教授の中川

＊日本カイロプラクティック徒手医学会第14回学術大会（平成24年９月）にて一部発表
＊１　明治国際医療大学　保健医療学部　応用柔道整復学Ⅰ教室（〒629-0392　京都府南丹市日吉町）
＊２　中川カイロプラクティックオフィス（〒530-0041　大阪市北区天神橋２丁目５-21　ヤマヤビル３階）

貴雄が通常の牽引法と区別するために命名したものであり、35年以上臨床で応用している治療法の一つである（図１）。

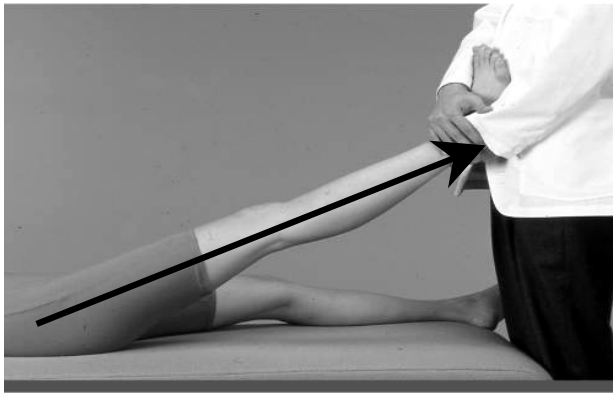

図１　股関節マイクロ牽引法

整形外科やリハビリ、接骨院で用いられる牽引装置を使った牽引は、一般に、頸椎牽引では７kg～20kg程度、腰椎牽引で体重の１／３～１／２の程度の力で行われる。施行時間は20分～30分間程である[6]。

それに対して、この「マイクロ牽引法」は、患者によって多少異なるが、１kg程度の力で行う。施行時間は10秒～20秒間である。

牽引療法は、その効果判定については、はっきりした基準はなく、主に患者の自覚的な症状に依存しているのが現状である。

我々の臨床では、一般に行われている強い力での牽引よりも、「マイクロ牽引法」のように、患者が牽引されていることをほとんど感じない程度のソフトな牽引の方が、可動域制限改善により高い効果があることを経験している。

国安らは、頸椎牽引で、５kg、10kg、15kg牽引の中で、頚部傍脊柱筋の皮膚血流量の変化から、５kg牽引が効果的であったと報告している[7]。これは軽度な牽引の方が重量の重い牽引よりも治療効果が大きいということを示唆している。

また金原らは、腰椎の間欠牽引を高牽引力（体重の50％）と低牽引力（体重の20％）で施行し、腰椎分節可動性において、低牽引力では可動性が増加し、高牽引力では、可動性が減少することを報告した[8]。

このマイクロ牽引法に関する我々の先行研究において、股関節マイクロ牽引を自動間欠牽引装置を用いて、牽引を定量的に施行できるシステムを作成した。そしてそのシステムを用い、異なる牽引力（０kg、１kg、５kg、10kg）で牽引を施行し、その効果の違いを、股関節可動域（SLR角度）と可動域エンドフィールで評価した。結果は、他群と比較し、１kg牽引群で有意な可動域の増加が認められ、エンドフィールでは改善傾向がみられた[9]。

また同様のシステムを用い、股関節マイクロ牽引法を異なる牽引力（０kg、１kg、10kg）で施行し、１kgの牽引力が股関節可動域（SLR角度）と体幹前屈動作（FFD）の改善効果が高いことが明らかとなった[10]。体幹前屈動作の改善のメカニズムとしては、股関節SLR角度の増加に加え、脊柱のアライメントの改善や脊柱可動域の増加が考えられる。

そこで今回は、脊柱（胸椎・腰椎）のアライメントと可動域を計測し、股関節マイクロ牽引法の牽引強度の違いが、それらの変化に与える影響について検討したので報告する。

2. 対象と方法

健常男性21名（age：21.5±1.2yr　mean±SD）を対象とした。対象者は下肢や腰部に傷害をもたない者とした。また牽引強度は、封筒法により無作為に割り付け、介入刺激を行わない群（以下：対照群）、下肢末梢方向に１kgの牽引強度で牽引を施行する群（以下：１kg群）、10kgの牽引強度で牽引を施行する群（以下：10kg群）の３群に分けた。

測定項目はSLR角度と脊柱可動域（胸椎・腰椎）、とした。SLR角度計測は、同一検者が行い、傾斜計デュアラーIQ（日本メディックス製）と、定位置から写真撮影を行い、基本軸移動軸に線を引き分

度器で計測した（図２）。基本軸は体幹とベッドに平行な線、移動軸は大転子と大腿骨外顆の中心を結ぶ線とし、大転子と大腿骨外顆にシールを貼ることにより移動軸のズレを防いだ。またSLR角度を測る際、筋力測定器パワートラックⅡ（日本メディックス製）を用い、他動的に加えた圧を客観的に評価し、下肢の重力による修飾を避けるために検者の手掌にかかった圧をHalbertsmaら[11]の方法を用い、下肢の抵抗力を伸張強度（Nm）として求めた。

牽引は、それぞれの牽引強度を定量的に施行するために、自動間欠牽引装置オルソトラックOL－1100（OG技研社製）を用い、それぞれの対象者の両股関節を左右別々に末梢方向へ牽引を行った（図３）。被験者は牽引ベッド上で背臥位となり右下肢を傾斜台にのせ、股関節30°屈曲位に保持させた。牽引は下腿末梢端に下肢牽引装具を装着し、徒手によるマイクロ牽引法と同様の方法で、股関節を内旋・外旋中間位で20秒間、末梢長軸方向に牽引を行った。

牽引を行う前に、徒手による感覚と牽引装置による感覚に差が無いことを確認した後、牽引を施行した。もし感覚に差があった場合は、固定をやり直し、感覚に差が無いことを再度確認した後、牽引を施行した。

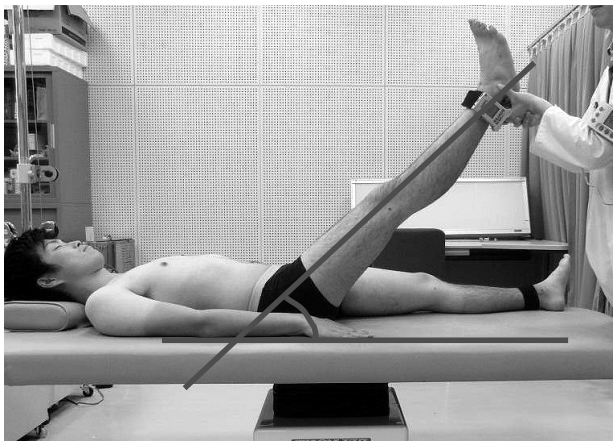

図２　SLR角度測定方法

図３　自動間欠牽引装置オルソトラックOL－1100

図４　スパイナルマウス

評価は、SLR角度、SLR角度測定時に手掌にかかる圧力（伸張強度）、脊柱アライメントと脊柱可動域の変化とした。測定は牽引の前後で行った。

脊柱可動域測定にはスパイナルマウス（Idiag社製）を使用した（図４）。測定方法はスパイナルマウスの測定条件に従い、被験者を立位と前屈位の静止状態でスパイナルマウスを棘突起にあて第１胸椎（Ｔ１）から第１仙骨（Ｓ１）まで移動させる。測定原理は、３軸センサーにより、位置を三次元に捉え、上下の棘突起間を結んだ線に対する垂線を考え、隣接する２本の垂線が互いになす角度をスパイナルマウスが自動計測し、さらに立位中間位の胸腰椎の矢

状面弯曲角、すなわち胸椎後弯角、腰椎後弯角を算出するものである。胸椎後弯角はＴ１からT12、腰椎前弯角はT12からＳ１までの隣接する椎体が成す角の合計値であり、後弯角は（＋）、前弯角は（－）で表示した。傾斜線と脊椎の前屈位データから脊椎ならびに椎間可動域も測定した。傾斜線は、Ｔｈ１とＳ１を結ぶ線である。脊椎および、椎間可動域において、前屈は、膝関節を伸展位の状態での体幹の最大前屈位とした。前屈可動域は中間位と前屈位の傾斜角の差で計算し、表示される。先行研究により、X線測定との整合性が確認されている装置である。

統計処理は、二元配置分散分析後、多重比較検定を行った（IBM SPSS 19 J for Windows）。

3. 結　果

SLR角度、伸張強度は左右の平均値を使用した。SLR角度の牽引後の変化値においては、１kg群が対照群と10kg群と比較し、有意に増加した（P＜0.01）（図５）。伸張強度の牽引後の変化値においては、１kg群が対照群と10kg群と比較し、有意に増加した（P＜0.01）（図６）。

脊柱においては、牽引後、１kg群において安静立位による胸椎の後弯角度が減少し（図７）、10kg群において腰椎の前弯角度が有意に増加した（図８）。前屈位での腰椎屈曲角においては、１kg群で有意に増加した（図９）。腰椎屈曲可動域については、１kg群において有意に増加した（P＜0. 05）（図10）。

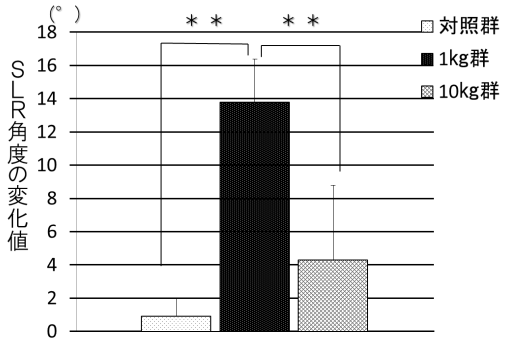

図５　牽引後のSLR角度の変化値
平均±標準偏差、各群７名、＊：p＜0.05、＊＊：p＜0.01

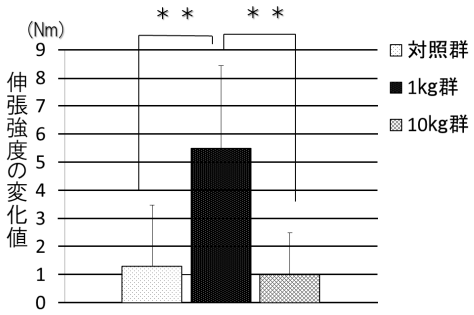

図６　牽引後の伸張強度の変化値
平均±標準偏差、各群７名、＊：p＜0.05、＊＊：p＜0.01

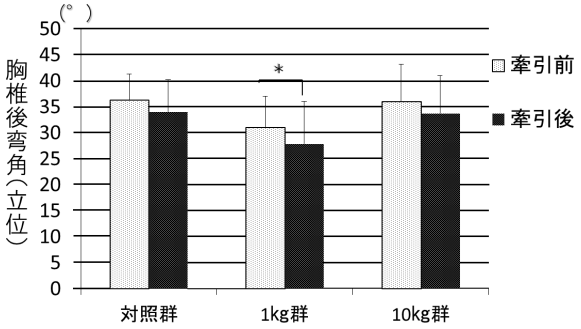

図７　安静立位での胸椎後弯角の変化（牽引前後）
平均±標準偏差、各群７名、＊：p＜0.05、＊＊：p＜0.01

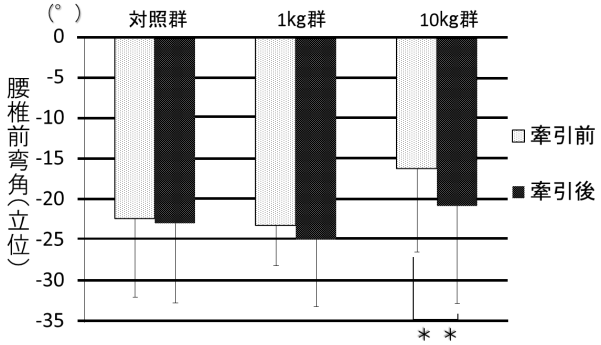

図８　安静立位での腰椎前弯角の変化（牽引前後）
平均±標準偏差、各群７名、＊：p＜0.05、＊＊：p＜0.01

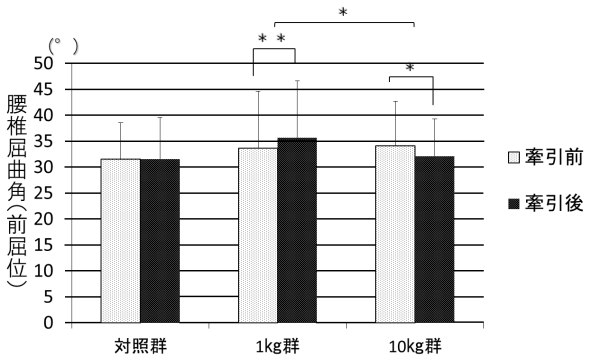

図９　前屈位での腰椎屈曲角の変化（牽引前後）
平均±標準偏差、各群７名、＊：p＜0.05、＊＊：p＜0.01

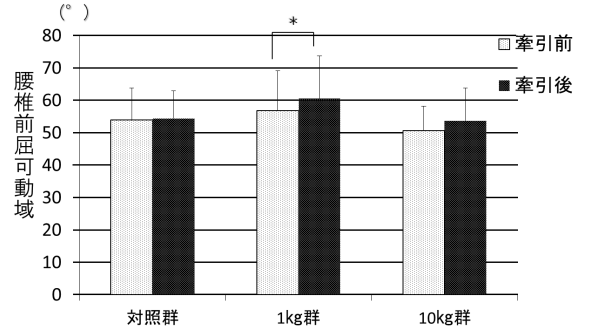

図10：腰椎屈曲可動域の変化（牽引前後）
平均±標準偏差、各群７名、＊：p＜0.05、＊＊：p＜0.01

4. 考　察

本研究では、SLR角度と同様に、柔軟性の評価としてよく用いられる体幹前屈可動域（脊柱可動域）において、股関節マイクロ牽引の牽引強度の違いが、それらの変化に与える影響について検討を行った。

その結果、牽引前後の評価では、SLR角度は、牽引後、１kg群で13.8°の上昇を示し、対照群と10kg群と比較し、１kg群が有意に増加した。この結果は、我々の先行研究[9、10]と同様の結果であり、１kg群のような低牽引力が10kg群のような高牽引力と比較し、改善効果が高いことが明らかとなった。

SLR角度測定時の手掌にかかった抵抗圧である伸張強度は、本研究では、Halbertsmaら[11]の方法によって下肢の重力による修飾をさけて検査者の手掌にかかった圧をもとに筋に与える伸張強度を客観的に測定した。桑原ら[12]の報告では、10秒×５セットのSLRストレッチ後、SLR角度の有意な増加と、伸張強度の有意な増加を認めている。本研究においても、伸張強度は牽引後、対照群と10kg群と比較し１kg群において有意に増加した。伸張強度は痛みによる筋収縮を誘発しない疼痛閾値直前の伸張強度を測定した。筋の柔軟性の獲得には、脊髄神経機構の抑制性の反射を利用した筋緊張状態からの解放と、伸張負荷に適応して結合組織が変形し、組織そのものの柔軟性が高まることが指摘されている[13]。これらのことから、１kg群のような低牽引力の牽引によって得られた　SLR角度の増強効果は、牽引によって疼痛閾値が上昇し、耐えうる伸張強度が増したことによりSLR角度の増加が得られたと考えられる。

脊柱については、脊椎には可動性がありX線を用いたものでは、Bernhardtら[14]の４～29歳を対象とした研究で胸椎後弯角36°（範囲９～53°）、腰椎前弯角44°（14～69°）、スパイナルマウスを用いては、宝亀ら[15]が19～65歳の健常男女を対象に男女別に測定し、胸椎後弯角は男性39.8°、女性33.8°、腰椎前弯角は男性23.7°、女性27.5°と報告している。スパイナルマウスを用いた研究と本研究の測定値は、近似の値を示している。

牽引後の安静立位姿勢では、１kg群において胸椎後弯の減少がみられ、10kg群において腰椎前弯の増加がみられた。これは１kg群で胸椎後弯による背中の丸みが少なくなり、10kg群では腰椎の前弯増加、つまり腰椎の反りが大きくなることを示唆している。この理由としては、微少な牽引力では、牽引による防御反応が少なくリラックスした状態で牽引が作用し、ハムストリングから脊柱起立筋等の弛緩が得られたことにより、胸椎のアライメントが改善したこ

とが考えられる。10kg群では、１kg群と比較し、牽引強度が強いため、牽引時に防御的な力が入り、腸腰筋、ハムストリング、脊柱起立筋等に筋緊張が及び、腰椎の前弯が増加したことが考えられる。

牽引後の屈曲可動域については、腰椎において、１kg群で有意に増加した。この理由としても、安静立位姿勢と同様に、防御的な緊張を抑制することができる微少な牽引が、脊柱起立筋等に効果的な弛緩作用を及ぼし、それによって胸腰椎の屈曲可動域が増加したことが考えられる。

今回の股関節マイクロ牽引と脊柱の関連に関して、アナトミートレイン[16]の中で述べられている浅後線という連結が考えられる。アナトミートレインとは、頭から足まで、また中心部から末梢までを結合しながら人体を蛇行する、骨と筋膜の結合であり、また安定性と運動に必要な重力と筋力の構成を統合する連結のことである。ハムストリングは坐骨結節の後面に付き、同じようにハムストリングの筋膜線維の一部は仙結節靭帯、そして仙骨に続く。この浅後線は前方運動（屈曲）を制限し、機能異常では過度の後方運動（伸展）を引き起こす。つまりこの大腿後面の弛緩が脊柱起立筋等の弛緩に連結し、脊柱可動域の改善に関与していることが考えられる。

また１kg群のような低牽引による改善の要因の一つとして考えられるのは、股関節周囲筋等に起こる伸張反射である。筋の伸張反射に関しては、ストレッチの方法により、その違いが明らかにされている[17-19]。ストレッチには、反動をつけながら筋を伸張するバリスティックストレッチ法と、ゆっくりと静的に筋を伸張するスタティックストレッチ法がある。

バリスティックストレッチ法は筋紡錘の感受性を高め、筋の最大伸張位の限界点に達して伸張反射が亢進し[17-19]、伸張筋の十分な弛緩が得られないため伸張効果が低いと述べられていることが多い[20]。

スタティックストレッチ法は、伸張中のEMGから伸張反射を抑制して弛緩させる効果が他の方法に比べて顕著で、筋の柔軟性を高めることが確認されている[21]。

股関節マイクロ牽引法は、ゆっくりと静的に股関節周囲筋を伸張する点や、１kg牽引の８割の被験者は、牽引されていることをほとんど感じていないと答えていることから、スタティックストレッチと類似している点が多いと考えられる。このことから１kgの牽引力では、伸張反射を最小限に抑制することができるのではないかと考えられる。その状況下で長軸方向に股関節を牽引することによって、より効果的にハムストリング等の股関節周囲筋、周囲靱帯、関節包などをストレッチできたと考えられる。10kg牽引では、すべての被験者は強めの牽引感覚を感じたと答えていることから、牽引による筋の伸張反射も大きくなり、改善効果が１kg牽引よりも低かったと考えられる。また牽引の施行時間に関しては、本研究では20秒である。これは牽引装置を用いる一般的な牽引方法と比べるとはるかに短い。田中ら[22]は他動的SLRストレッチを10秒と30秒の伸張時間で、それぞれ５回繰り返し、ストレッチを行ったところ、ストレッチの時間が長いほど筋放電量が高くなり、防御的スパズムを誘発させることを示唆した。つまり、20分～30分という一般的な牽引時間と比べて、今回行った牽引時間は20秒である。この短い牽引時間が、軟部組織等の防御的スパズムの誘発を抑えるために、有効であった可能性が考えられる。

以上のことより、１kg牽引のように患者が牽引されていることをほとんど感じない程度のソフトな力、そして施行時間が20秒と短い施行時間の牽引法である「股関節マイクロ牽引」が股関節可動域（SLR角度）と、脊柱のアライメントと可動域の改善に有効であることが示唆された。また我々の先行研究[10]による股関節マイクロ牽引の体幹前屈動作の改善のメカニズムは、股関節可動域（SLR角度）の増加に加え、胸腰椎のアライメントの改善とそれに伴う

胸腰椎の屈曲可動域の増加であることが考えられた。これによって股関節可動域に問題のある患者や腰痛により脊柱のアライメントの不整や可動域が制限されている患者、またスポーツのコンディショニング、その他、体幹の柔軟性の低下や股関節可動域制限に伴う症状に対して、また胸腰椎の屈曲可動域の制限に対する治療法としても股関節マイクロ牽引が効果的であることが考えられる。加えて、この股関節マイクロ牽引法は、患者が牽引されていることをほとんど感じない１kg程度のソフトな力を用い、施行時間が20秒と短いため、刺激に敏感な患者や現在増加の一途をたどっている高齢者に対して負担が少なく、かつ優しく安全な治療法であると考えられる。そして徒手療法の臨床の基本である「最小の力で、最大の効果を上げる」ことのできる理想的な治療法の一つであると考える。

今後の課題としては、本研究で用いた股関節マイクロ牽引法について、１kg牽引のような低牽引と10kg牽引のような高牽引が生理学的に及ぼす作用機転の違いについては、証明できていない。しかし、その効果判定を行うことで、臨床推論過程における多くの情報を収集でき、それにより将来、治療方法の定型化と神経生理学的反応も明らかになると考えられる。今後もこのマイクロ牽引の様々な検証を行い、社会に発信し、「牽引療法には、強い牽引力が必要である」という概念を変えることができるよう、研究を続けていきたい。

5. まとめ

(a) 臨床において徒手で施行している股関節マイクロ牽引法を、牽引装置を用いて再現することで、牽引力を定量的に設定した。

(b) SLR角度と伸張強度の変化値においては、他牽引と比較し、１kg群で有意に増加した。

(c) 股関節マイクロ牽引法が脊柱アライメントと脊柱可動域に及ぼす影響について検討し、牽引前と比較し、１kg群において安静立位による胸椎の後弯角度が有意に減少し、10kg群において腰椎の前弯角度が有意に増加した。

前屈位での腰椎屈曲角においては、１kg群で有意に増加した。

腰椎屈曲可動域については、１kg群において有意に増加した。

6. 謝辞

本研究を遂行するにあたり、ご協力していただいた学生被験者の皆様に深く感謝いたします。

参考文献

1）吉田徹, 見松健太郎. 急性腰痛（ぎっくり腰）に対する治療90－90牽引療法を中心に. MBOrthop. 18, 2005, p.37-45.
2）佐藤奈津子. SLRを応用した腰痛治療の評価法. 日本カイロプラクティック徒手医学会誌. 2006, vol.7, p.35-38.
3）小田桂吾. 高校ラグビー選手の柔軟性と腰痛の関連性について. 日本臨床スポーツ医学誌. 2002, vol.10(3), p.519-523.
4）Deyo, RA.; Rainville, J.; Kent, DL. What can the history and physical examination tell us about low back pain. 1992, JAMA. 286(6), p.760-765.
5）紺野慎一. あなたの腰痛が治りにくい本当の理由. すばる舎, 2012, p.41-42.
6）鳥巣岳彦, 中村利孝, 内田　淳正, 国分　正一, 松野　丈夫. 標準整形外科学. 第9版, 医学書院, 2005, p.781.
7）国安勝司, 古我知成. 頸椎間歇牽引が頚部組織血流量と表面筋電図に及ぼす影響. 川崎医療福祉学会誌. 2007, vol.17, p.129-133.
8）金原一宏, 菅原仁, 坂口光晴, 中川　仁, 太箸俊宏. 腰椎分節可動性に及ぼす腰椎間歇牽引療法の効果―高牽引力と低牽引力による比較から―日本物理療法学会会誌. 2004, 11, p.29-34.
9）中川達雄, 佐藤憲三, 角谷和幸, 中川貴雄. 股関節マイクロ牽引法が関節可動域に及ぼす影響. 日本カイロプラクティック徒手医学会誌. 2011, vol.12, p.52-57.
10）中川達雄, 佐藤憲三, 中川貴雄. 股関節マイクロ牽引法が体幹の前屈可動域に及ぼす影響. 日本カイロプラクティック徒手医学会誌. 2012, vol.13, p.43-49.
11）Halbertsma, JP.; Mulder, I.; Goeken, LN.; Eisma, WH. Repeated passive stretching. Acute effect on the passive muscle and extensibility of short hamstrings. Arch Phys Med Rehabil. 1997, 80, p.407-414.
12）桑原拓也, 饗場和美, 豊岡浩介, 山路雄彦, 渡辺秀吉. 反復性他動ストレッチングのハムストリング伸張に及ぼす効果. 北関東医学, 2008, 58, p.159-166.
13）岡田真平, 木村貞治, 武藤芳照. ストレッチングの生理. 理学療法, 2000, 17, p.427-428.
14）Bernhardt, M.; Bridwell, KH. Segmental Analysis of the Sagittal Plane Alignment ofthe Normal Thoracic and Lumbar Spines and Thoracolumbar Junction. Spine. 1989, 14, p.717-721.
15）宝亀登, 里見和彦. スパイナルマウスによる日本人健常成人の姿勢分析. 東日本整形外科・災害外科学会誌, 16(2), 2004, p.293-297.
16）Myers, Thomas W（松下松雄訳）. アナトミー・トレイン. 医学書院, 2009, p.36-68.
17）Beaulieu, JE. Developing a stretching program. Phys Sports Med. 1981, 9, p.59-69.
18）Ciullo, JV.; Zarins, B. Biomechanics of the musculotendinous unit:Relation to athletic performance and injury. Clin Sports Med. 1983, 2(1), p.71-86.
19）小柳磨毅, 山田保隆, 河村廣幸, 武岡　健次. ストレッチングと筋力増強訓練. PTジャーナル. 1995, 29, p.12-15.
20）Sady, SP. et al. Flexibility training; Ballistic, static or proprioceptive neuromuscular facilitation. Arch Phys Med Rehabil, 1982, 63, p.261-263.
21）Moore, MA.; Hutton, RS. Electomyographic investigation of muscle stretching techniques.Med sci Sport Exerc. 1980, 12, p.322-399.
22）田中　敦, 寺西利生. 他動的ストレッチングの施行時間について. 理学療法. 1994, 21, p.350.