719 筋力作用を考慮した人間の頸部曲げ特性に関する研究

The Human Neck Bending Characteristics Under Different Muscle Conditions

○ 矢島 拓人 (東工大院) 正 小野 古志郎 (日自研)
正 宇治橋 貞幸 (東工大)

Takuto YAJIMA, Tokyo Institute of Technology, 2-12-1, Oh-okayama, Meguro-ku, Tokyo
Koshiro ONO, Japan Automobile Research Institute
Sadayuki UJIHASHI, Tokyo Institute of Technology

Experiments were conducted on pulling head of human volunteers quasi-statically and influence which neck muscle activity responses have on neck bending characteristics was investigated. Experiments were conducted on impacting head of human volunteers and the human neck bending characteristics under different muscle conditions were quantified and analyzed. In this experiments especially, the head was modeled with a rigid body and the neck was modeled with beam, and the neck muscles were modeled with the springs, and the relation of the rotation angle and the moment of the Occipital Condyle joint were quantified as the neck bending characteristics.

Key Words: Neck Muscle, Bending Characteristics, Volunteer Test, OC Joint, Modeling

A1. 緒言

頸部傷害軽減対策において、特に自動車衝突試験で用いられているダミーの開発では、衝突時の人体挙動を模擬するために、生体忠実性の向上が必要となっている。しかし、ダミー頸部には、靱帯や椎間板および筋肉群との複合的な特性が十分に反映されていない。そこで、本研究では、頸部筋作用の違いによる頭部の屈曲／伸展時における頸部曲げ特性を明らかにすることを目的として、志願者実験を行い、頸部上端に対する頭部回転角 θ_T と OC 関節に作用するモーメント M_{OC} の関係について考察した。

A2. 志願者による準静的頭部牽引実験と頭部衝撃実験

実験は、頸部傷害の既往性のない健康成人男性 4 名に実験の目的や方法について説明し、同意を得た上で行った。実験は Fig. A1 に示す装置を製作して行った。牽引実験は、被験者の胸部を固定し、頭部の 2 ヶ所に固定したマジックファスナーに連結したワイヤを被験者自らがハンドルで引くことにより頭部に荷重を加えて行った。衝撃実験では、頭部、頸部を支持し、被験者の額部および頸部に巻き付けたマジックファスナーに連結したワイヤに、重さ 3kg の落錘を高さ 0.1m からガイドに沿って自由落下させ、バネを介して頭部に衝撃を荷重させた。

荷重はワイヤの途中に連結したロードセルにより計測し、外観挙動は、高速度ビデオカメラを用い、被験者に取り付けたマーカーの挙動を追跡することにより解析した。また、頸部筋作用の違いを明らかにするために、屈曲筋である胸鎖乳突筋(SCM)、伸展筋である傍脊柱筋(PVM)に表面電極を貼り、活動電位を計測した。

M_{OC} は、頭部を剛体、頸部をはり、頭部と頸部が OC 関節で結合しているモデルを仮定し、各実験について運動方程式を立てて求めた。

A3. 伸展時の頸部曲げ特性

(1) 前方牽引による伸展時の頸部曲げ特性

頸部曲げ剛性 EI が一定となり、力の釣り合いが保たれた状態で牽引した際の θ_T と M_{OC} の関係を Fig. A2 に示す。このときの伸展筋である PVM の筋活動応答は一定となっており、この牽引によって頸部筋作用が一定の状態で頭部が伸

展方向に回転している。したがって、Fig. A2 は頸部筋作用が一定である状態の頸部曲げ特性を示しており、その特性は、 θ_T の増加とともに M_{OC} が負に増加する傾向となった。

(2) 頸部後方衝撃による伸展時の頸部曲げ特性

頸部後方衝撃における θ_T と M_{OC+EXT} の関係を Fig. A3 に示す。 θ_T と M_{OC+EXT} の関係は、非緊張／緊張状態に関係なく、 θ_T の増加とともに M_{OC+EXT} が負に増加する傾向となった。非緊張状態と緊張状態では、 M_{OC+EXT} が -8Nm 付近から異なる挙動となった。この点は、頸部筋の活動開始点に相当していることから、この点以降の挙動の違い (Fig. A3) は、頸部筋の能動作用によって発生しているものと考えられる。また、緊張状態での M_{OC+EXT} の値は非緊張状態での同じ頭部回転角に対する M_{OC+EXT} よりも大きくなった。これは頸部が緊張することにより、頸部筋の活動が大きくなり、 M_{OC+EXT} がその分だけ大きくなったものと考えられる。

Fig. A1 Experimental apparatus

Fig. A2 Relation between θ_T and M_{OC} (Pulling Forward) Fig. A3 Relation between θ_T and M_{OC+EXT} (Rearward Forehead)

1. 緒言

自動車事故における頸部傷害の発生は、事故の発生件数の増加とともに年々増え続ける傾向にある。頸部傷害は他の傷害部位と比べ後遺症を引き起こしやすい部位として関心が高く、頸部傷害の軽減対策が急務となっている。特に自動車衝突試験で用いられているダミーの開発では、衝突時の人体挙動を模擬するために、生体忠実性の向上が重要となっている。しかし、ダミー頸部には、頭蓋底と頸椎上部との連結部に相当する後頭頸関節（OC関節）回り、あるいは頸椎椎体ごとの関節回りに存在する靱帯や椎間板および筋肉群との複合的な特性が十分に反映されていない⁽¹⁾。そこで、本研究では、頸部筋作用の違いによる頭部の屈曲／伸展時における頸部曲げ特性を明らかにすることを目的として、志願者実験を行い、頸部上端に対する頭部回転角 θ_T とOC関節に作用するモーメント M_{OC} の関係について考察した。

2. 志願者による準静的頭部牽引および頭部衝撃実験

2.1 準静的頭部牽引実験

頸部の筋活動応答が定常状態での頸部曲げ特性を明らかにするために、準静的頭部牽引実験を行った。準静的に頭部を平行に前方へ牽引する実験（前方牽引）、準静的に頭部を平行に後方へ牽引する実験（後方牽引）の2つの実験を行った。前方牽引は、頭部が頸部に対して相対的に伸展方向に回転したときの特性を明らかにすることを目的としており、後方牽引は、頭部が頸部に対して相対的に屈曲方向に回転したときの特性を明らかにすることを目的としている。

2.1.1 頭部牽引装置

Fig. 1 に頭部牽引装置（前方牽引）の概要図を示した。この装置は、被験者の頭部の2ヶ所にマスクを用いて固定したマジックファスナーに連結した直径1mmのスチールワイヤを被験者自らがハンドルで引くことにより頭部に荷重を加える構造となっている。被験者を剛なシートに着座させた。このとき、前方牽引では、被験者に負担がかからないような自然な姿勢（頸部はほぼ鉛直）となるようにシートバックの傾きを70度に設定した。後方牽引では、体幹が後方へ移動しないように90度に設定した。なお、前方牽引では、胸部に板を当てて体幹を拘束し、体幹の動きを極力小さくすることとした。また、頭部の牽引荷重、外観挙動、頸部筋の活動電位を計測した。これらの計測データの同期は、被験者の保持しているハンドルに接触トリガスイッチを設け、被験者が指を接触させることにより生じる電圧変化によって行った。

Fig. 1 Head pulling apparatus (Pulling Forward)

2.1.2 計測方法

(1) 頭部牽引荷重の計測

牽引荷重は、ワイヤの途中に連結したひずみゲージ式のロードセル(KYOWA LUR-A-1kNSA1)により計測した。サンプリング周波数は10kHzとした。出力は、ストレンアンプで増幅し、A/Dコンバータを介し、パーソナル・コンピュータ(PC)に取り込んだ。

(2) 外観挙動の計測

被験者の頭部と頸部の外観挙動を撮影するために、1000 frame/sの撮影性能をもつ高速度ビデオカメラ(MEMORECAMNAC Inc)を用いた。準静的頭部牽引実験では、フレームスピードを30 frame/sに下げて撮影した。その画像を解析ソフトImage Expressを用いて、被験者に取り付けたマーカーの挙動を自動追跡することで外観挙動を解析した。

Fig. 2 に示すように、頭部に作用する荷重の作用点、被験者の第1胸椎(T1)、肩峰点、頭部の絶対座標系に対する回転角を求めるために、耳穴および顎部にマーカーを貼り付けた。また、OC関節の変位を求めるために、単純X線撮影画像(Fig. 3)をもとに求めたOC関節の位置にマーカーを貼り付けた。

Fig. 2 Position of markers

Fig. 3 X-ray image

(3) 頸部筋の活動電位の計測

被験者の胸鎖乳突筋(SCM: Sternocleidomastoid Muscles)、傍脊柱筋(PVM: Paravertebral Muscles)の筋活動電位を計測した。Fig. 4 に示すように、筋肉の体表上に2つの表面電極を貼り付けて計測した。

SCMは頸部を斜めに走る強力な筋で、左右の両側筋が同時に作用すると、頭部を前下方に引く作用をもつ。また、PVMは背部の筋肉であり、頸部を伸展させる作用をもつ。

Fig. 4 Measurement of neck muscles action potential

2.1.3 被験者の選定

頸部傷害の既往性のない健康成人男性4人を被験者に選定した。Table 1に各被験者の年齢、体格データを示す。被験者に実験の目的や方法について説明し、理解させた上で同意を得て実験を行った。

Table 1 Features of subjects

ID	Age	Height [cm]	Weight [kg]	Head mass [kg]	Moment of inertia [10 ⁻² kg*m ²]
HU	24	181	67	4.28	2.21
KT	24	174	61	4.07	2.10
TY1	22	170	63	4.14	2.14
YM	24	172	64	4.17	2.15

2.1.4 実験条件

被験者には、頭部および頸部を緊張させないように指示し、また、頭部が平行に移動するように練習してもらい、Fig. 5に示すように前方牽引と後方牽引それぞれ3回の実験を行った。初期姿勢は、Fig. 2に示すようにOC関節に貼ったマーカ―と肩峰点に貼ったマーカ―が鉛直線上にくるようにした。頭部は、耳穴中心と眼下下縁を結ぶフランクフルトラインが座面に対して水平になるようにした。

Fig. 5 Pulling direction

2.2 頭部衝撃実験

頭部に衝撃が加わった際の頸部筋作用の違いによる頸部曲げ特性を明らかにするために、頭部に直接衝撃を加える実験（頭部衝撃実験）を行った。また、この実験では頭部の正中面に対して前後方向の頸部筋作用の影響を検討するため、次の2種類の実験を実施することとした。1) 頭部を頸部に対して相対的に屈曲方向へ回転させるため後頭部を支持し、頸部後方に衝撃を加える実験（頸部後方衝撃）。2) 頭部を頸部に対して相対的に伸展方向へ回転させるため頸部を支持し、頸部後方に衝撃を加える実験（頸部後方衝撃）。

頸部後方衝撃は頭部が相対的に屈曲する。これは後方牽引に対応している。頸部後方衝撃は頭部が相対的に伸展する。これは前方牽引に対応している。

被験者は準静的頭部牽引実験と同じ健康成人男性4人とした。

2.2.1 衝撃負荷装置

志願者実験では被験者の安全性の確保が不可欠であり、被験者が損傷を被る高レベルの衝撃荷重を負荷することは不可能である。そこで予備実験を行い、被験者の安全性が確保できるレベルの衝撃を設定することとした。

衝撃負荷装置（頸部後方衝撃）は、2.1.1項に述べた準静的な頭部牽引装置を応用したもので、その概要図をFig. 6に示した。被験者をシートバック角度70度の剛体シートに着座させた。頸部後方衝撃では後頭部に巻き付けたマジックファスナーに連結したスチールワイヤの先端を固定して支持した。また、頸部後方衝撃では頸部に巻き付けたマジックファスナーに連結したスチールワイヤの先端を固定して支持した。衝撃は、被験者の頭部および頸部に巻き付けたマジックファスナーに連結した直径1mmのスチールワイヤに、重さ3kgの落錘を高さ0.1mからガイドに沿って自由落下させ、バネを介して負荷した。このときの衝撃荷重、支持荷重、外観挙動および頸部筋の活動電位を計測した。これらの計測データの同期は、落錘に接触トリガースイッチを設け、落錘がバネに接触したときに生じる電圧変化を利用して行った。

Fig. 6 Impact load apparatus(Rearward Forehead)

2.2.2 計測方法

(1) 衝撃荷重、支持荷重、外観挙動、頸部筋の活動電位は2.1.2項と同様に計測した。

(2) 頭部の角加速度計測

被験者を用いた実験においては、身体に直接計測装置を固定することは困難である。そこで、Fig. 7に示すように、治具を被験者の額部と口部で固定し、その治具上に加速度計を接着させることにより頭部の角加速度計測を行うこととした。治具の上部はマジックファスナーにより被験者の額部に巻き付け、治具の下部は歯科用レジンをを用いて被験者ごとに型取りした歯型を介して口部に固定した。治具の取り付け角度は、フランクフルトラインに対して垂直になるように設定した。また、治具の上下に2個の立方体を取り付け、その立方体の2面にX、Z軸の単軸加速度計(Endevco 7264A 20G)を貼り付け、上部、下部で計4個の加速度計を使用した。なお、上部と下部の加速度計の間隔は130mmとなるように設定した。

Frankfurt Line

Fig. 7 Measurement of head angle acceleration

2.2.3 実験条件

実験については、Fig. 8 に示すように頸部後方衝撃と頸部前方衝撃のそれぞれの衝撃部位に対して行った。また、頸部の筋作用については、被験者が頸部を緊張させていない状態（非緊張状態）の場合と、被験者の意志で頸部を緊張させた状態（緊張状態）の場合の2つの条件を設定し、それぞれ1回の実験を行った。初期姿勢は、準静的頭部牽引実験での姿勢と同じとした。頸部後方衝撃では後頭部を支持し頸部後方に衝撃を加え、頸部前方衝撃では頸部を支持し頸部前方に衝撃を加えた。

Fig. 8 Direction of impact load and support load

2.3 OC 関節に作用するモーメントの解析方法

2.3.1 頭部および頸部のモデル化

人間の頸部曲げ特性を明らかにするために、Fig. 9 に示すように、頭部を質量 m_H 、重心まわりの慣性モーメント I_H の剛体、頸部を長さ l 、曲げ剛性 EI のはり、頸部前後の筋肉を頭部と頸部に結合しているバネとモデル化し、頭部と頸部がOC関節で結合していると仮定した。

絶対座標系を Fig. 9 のように設定し、頸部長さ l はOC関節とT1のZ方向の距離と定義し、これを Fig. 3 に示す単純X線撮影画像から求めた。

幾何学的に推定された頭部質量 m_H および頭部重心まわりの慣性モーメント I_H は、体重 m_{body} [kg]を変数として(1)式、(2)式で表される⁽²⁾。

$$m_H = 0.0002 \cdot m_{body} + 0.0081 \cdot m_{body} + 2.8352 \quad [\text{kg}] \quad \dots\dots\dots (1)$$

$$I_H = 0.0001 \cdot m_{body} + 0.006 \cdot m_{body} + 1.3603 \quad [\times 10^{-2} \text{kg} \cdot \text{m}^2] \quad \dots\dots\dots (2)$$

Fig. 9 Modeling of head and neck

2.3.2 準静的頭部牽引実験における

OC 関節に作用するモーメントの解析方法

準静的頭部牽引実験では、頭部の運動を剛体運動、頸部の変形をはりの変形と仮定することにより、頭部を平行に牽引したときの頸部上部に対する頭部回転角およびOC関節に作用するモーメントを求めた。

前方牽引において、Fig. 10 に示すように、頭部の2ヶ所に作用する荷重を F_1 , F_2 、そして F_1 , F_2 それぞれの作用点とOC関節のZ方向の距離をそれぞれ Z_1 , Z_2 、また、T1に対するOC関節のX方向の相対変位を x_{OC} 、OC関節に作用するモーメントを M_{OC} とした。

M_{OC} は、頭部が力の釣り合いを保ちながら回転せず平行に前方へ牽引されるものとして、運動方程式を立てて求めた式(3)より算出した。

$$M_{OC} = F_1 Z_1 - F_2 Z_2 \quad \dots\dots\dots (3)$$

Fig. 10 Pulling Forward

なお、後方牽引については、 F_1 , F_2 が逆向きに作用することとなり、同様に算出できる。

2.3.3 頭部衝撃実験における

OC 関節に作用するモーメントの解析方法

頭部衝撃実験においては、頭部を剛体と仮定し、治具を介して取り付けした4個の加速度計の計測値から頭部重心の角加速度を求めた。そして、頭部の運動を2次元剛体運動とし、その時の回転運動の方程式からOC関節に作用するモーメントを求めた。

頸部後方衝撃では、Fig. 11 に示すように、頭部に作用する衝撃荷重を F_1 、支持荷重を F_2 として、 F_1 , F_2 それぞれの作用点とOC関節のZ方向の距離をそれぞれ Z_1 , Z_2 、OC関節に作用するモーメントを M_{OC+EXT} 、OC関節まわりの慣性モーメントを I_{OC} 、頭部角加速度を $\ddot{\theta}_H$ とした。

Fig. 11 Rearward Forehead

M_{OC+EXT} は、剛体の回転運動方程式より求めた式(4)より算出した。

$$M_{OC+EXT} = I_{OC} \ddot{\theta}_H - F_1 Z_1 - F_2 Z_2 \dots \dots \dots (4)$$

なお、頸部後方衝撃においては、衝撃荷重と支持荷重の位置が変わるのみで、同様に求められる。

2.4 筋電図からの筋活動応答の抽出方法

胸鎖乳突筋(SCM)および傍脊柱筋(PVM)の筋活動電位を計測し、得られた筋電図から筋の活動応答を調べるために筋電原波形を加工処理した。計測で得られた筋活動電位の原波形(Fig. 11(a))では、一般に500Hz以上の高周波成分は、皮下組織を通過する際に減衰が著しいため、正確な筋活動電位波形を反映していない。また、低周波成分は、10Hz前後で動作時の雑音が多く入っているため、それらの領域成分を取り除く必要がある⁽³⁾。そこで、帯域通過フィルタを用いて、低周波遮断を20Hz、高周波遮断を500Hzにして原波形をフィルタ処理した(Fig. 11(b))。これらの原波形から、頸部筋の活動の有無やその強さ、活動の開始時刻や持続時間を評価するための指標であるARV(Average Rectified Value)を算出した。フィルタ処理後の原波形の振幅の絶対値を求め(整流化)(Fig. 11(c))、得られた整流波に低周波通過フィルタをかけて平滑化した(Fig. 11(d))。筋活動電位の平滑化には、通常4~20Hzの低周波通過フィルタが用いられる⁽⁴⁾。準静的頸部牽引実験では4Hz、頸部衝撃実験では12Hzの低周波通過フィルタを用いて平滑化した。

Fig. 11 Extraction method of muscle activity responses

3. 頸部筋作用の違いによる頸部曲げ特性

3.1 前方牽引による伸展時の頸部曲げ特性

前方牽引における θ_T と M_{OC} の関係をFig. 12に示す。 M_{OC} は、牽引開始時に増加していき、ある時点から減少していく傾向が見られた。牽引開始時に M_{OC} が増加するのは、このとき力の釣り合いが保たれた状態で牽引していないためと考えられる。頸部曲げ剛性 EI が、牽引開始時に一定ではない(Fig. 13)ことから解析方法でのはりの理論が成り立っていないことが分かる。頸部曲げ剛性 EI が一定になり始めたところで、力の釣り合いが保たれた状態になると考えられる。さらに頭部が変位すると、頭部は相対的に伸展しているためOC関節には屈曲方向にモーメントが作用し始めると考えられる。頸部筋の活動応答はおおよそ一定であり、頸部筋の作用は、これ以降等しいので、 M_{OC} が減少していくと考えられる。そこで、Fig. 14に頸部曲げ剛性 EI が一定となり、力の釣り合いが保たれた状態の θ_T と M_{OC} の関係を示す。

このときの伸展筋であるPVMの活動応答は、Fig. 15に示すように一定となっており、この牽引によって頸部筋作用が一定の状態でも頭部が伸展方向に回転しているといえる。したがって、Fig. 14は頸部筋作用が一定である状態の頸部曲げ特性を示しており、その特性は、 θ_T の増加とともに M_{OC} が負に増加する傾向となった。

Fig. 12 Relation between θ_T and M_{OC} Fig. 13 Neck flexural rigidity EI Fig. 14 Relation between θ_T and M_{OC} at constant EI

Fig. 15 Activity response of neck muscle(PVM)

3.2 頸部後方衝撃による伸展時の頸部曲げ特性

頸部後方衝撃における θ_T と M_{OC+EXT} の関係を Fig. 16 に示した。 θ_T の増加とともに M_{OC+EXT} が負に増加する傾向となった。非緊張状態と緊張状態では、 M_{OC+EXT} が途中から異なる挙動となった。この挙動が異なり始める点は、頸部筋の活動開始点に相当しており (Fig. 17)、この点以降の挙動の違いは、頸部筋の能動作用によって発生しているものと考えられる。

衝撃が持続している間、同じ θ_T でも非緊張状態よりも緊張状態の方が M_{OC+EXT} が大きくなった。これは、頸部を硬直させたことにより、頸部筋の能動作用が大きくなったためと考えられる。緊張状態での θ_T と M_{OC+EXT} の関係は、頸部を硬直させたことによる筋の能動作用が含まれた頸部曲げ特性を示し、非緊張状態での θ_T と M_{OC+EXT} の関係は、頸部を硬直させなかったため、頸部筋の能動作用は含まれず、受動作用が含まれた頸部曲げ特性を示すと考えられる。

Fig. 16 Relation between θ_T and M_{OC+EXT}

Fig. 17 Activity response of neck muscle(SCM)

4. 結論

本研究では、頸部筋作用の違いによる頭部の屈曲/伸展時における頸部曲げ特性を明らかにするために、志願者による準静的頭部牽引実験および頭部衝撃実験を行った。頸部の屈曲筋や伸展筋の活動が定常状態での頸部曲げ特性を明らかにするために、準静的頭部牽引実験を実施した。また、これら屈曲筋や伸展筋の活動応答を明確にして頸部筋の作用の違いによる頸部曲げ特性を明らかにするために頭部衝撃実験を実施した。頸部曲げ特性を表す指標として、頸部上部に対する頭部回転角 θ_T と OC 関節に作用するモーメント M_{OC} の関係について考察し、頸部筋作用の違いによる頸部曲げ特性を明らかにした。以下に本研究で得られた結果を示す。

- ・ 頭部を剛体、頸部をはり、頸部筋をバネとモデル化することにより、頸部上部に対する頭部回転角 θ_T と OC 関節に作用するモーメント M_{OC} を算出した。そして、頸部曲げ剛性が一定となることにより、 θ_T と M_{OC} の関係を頸部曲げ特性として表現することができた。
- ・ 準静的頭部牽引実験において、頸部筋の活動応答が小さく、また一定の状態であり、頸部筋の活動が定常状態での頸部曲げ特性が得られた。その特性は、 θ_T の増加とともに M_{OC} が負に増加する傾向となった。
- ・ 頭部衝撃実験では、非緊張状態において、頸部を硬直させないことにより、頸部筋の能動作用は含まれず、受動作用が含まれた頸部曲げ特性が得られた。緊張状態において、頸部を硬直させたことにより、能動作用が含まれた頸部曲げ特性が得られた。その特性は、非緊張状態、緊張状態ともに頸部後方衝撃では、 θ_T が負に増加するとともに M_{OC+EXT} が増加する傾向となり、頸部後方衝撃では、 θ_T の増加とともに M_{OC+EXT} が負に増加する傾向となった。

以下に今後の課題を述べる。

- ・ 準静的頭部牽引実験では、単純 X 線撮影画像をもとに求めた被験者の OC 関節の位置にマーカーを貼り付け、外観挙動から OC 関節の変位を求めた。しかし、より正確に OC 関節の変位を求めるために、人体内部の頸椎挙動を撮影し、頸椎挙動を解析して求めることが必要と考えられる。

文 献

- (1) Koshiro Ono, Koji Kaneoka, Shinichiro Hattori, Sadayuki Ujihashi, Cervical Vertebral Motions and Biomechanical Responses to Direct Loading of Human Head, IRCOBI, (2002)
- (2) Becker E, Willams G, An Experimentally Validated 3-D Internal Tracking Package for Application in Biodynamic Research, SAE Paper No.751173, 19th Stapp Car Crash International Conference, (1975)
- (3) 内山靖, 小林武, 間瀬教史, 計測法入門: 計り方, 計の意味, 協同医書出版社, (2001), 41
- (4) 増田正, 口伝 表面筋電図篇, バイオメカニズム学会誌, Vol.25, No.2, (2001), 88-89