

2022 年度 修士論文

人体衝撃実験及び数値解析による
アメリカンフットボールにおける
頭部傷害へ頸部筋力が及ぼす影響の評価

指導教員 泉 聡志 教授

東京大学大学院工学系研究科機械工学専攻

修士課程 37-216218

永 長 敬 弘

人体衝撃実験及び数値解析によるアメリカンフットボールにおける頭部傷害へ頸部筋力が及ぼす影響の評価

永長 敬弘 指導教員: 泉 聡志 教授

Keywords : Impact Biomechanics, Head Injury, Human Body Model, Finite Element Analysis, Sports Safety

1 研究背景

アメリカンフットボール (AF) では頭部外傷による死亡事故や深刻な後遺症が残る事例が発生しており、競技の安全性が問題視されてきた^{[1][2]}。そうした背景から AF では頭部傷害を予防するためにヘルメット性能の向上や、ルール改正に加え、頸部筋力の強化が強調されてきた。しかしながら、頸部筋力強化による頭部傷害予防メカニズムは完全に解明されていない。

人体に衝撃が加わった際の人体の力学的反応を解明する研究はインパクトバイオメカニクスと呼ばれ、インパクトバイオメカニクスでは、ボランティア試験、屍体試験、人体衝突ダミー試験、人体有限要素 (FE) モデルなどを用いる数値解析等の手法が用いられる。

そこで、本研究は人体 FE モデルを用いて AF における頸部筋力が頭部傷害へ及ぼす影響を評価することとした。本研究では、まず最初に AF 競技動作 (Hit 動作) 時の身体挙動測定及び頭部キネマティクス測定を行い、AF 頭部衝突時の人体力学応答について考察を行った。その考察をもとに、人体頭頸部 FE モデルの作成、頸部筋力モデリングを行い、AF 頭部衝突 FE 解析モデルの構築に取り組んだ。

2 AF 頭部衝突時の頭部衝撃測定

2.1 実験手法

大学 AF 選手 10 名を対象に Hit 動作 (相手選手に向かって身体の正面から体当たりをする AF 競技動作、図 2-1) 中に発生する頭部衝突時の Receiver 側選手の頭部キネマティクスデータをマウスガード型 6DoF センサにより測定した。データは頭部局所座標系で出力され、 x 軸負方向の並進及び y 軸周りに正方向の回転運動が Receiver 側選手頭部の主運動方向となる。また、Hit 動作時の動画像から OpenPose^[3] を用いて Receiver 側選手の骨盤部変位と体幹部回転角度を測定した。本実験では、Hitter 側選手と Receiver 側選手の組み合わせを変えて計 30 ケースについて測定を行った。

2.2 測定結果

図 2-2 に本研究で分析対象とした 7 ケースの頭部衝突時における Receiver 側選手の x 軸方向頭部重心加速度 a_x 及び y 軸周りの頭部重心角速度 ω_y の時刻歴変化を示す。の測定結果より a_x のピーク値は平均で頭部衝突後 7.1 msec に -157.9 m/sec^2 、 ω_y のピーク値は頭部衝突後 42.3 msec で 7.6 rad/sec となった。ケースごとの測定結果の比較より ω_y は Receiver 側選手の身構え方、ヘルメットの衝突位置、Hitter 側選手の動作などの複合的要因により時刻歴変化が異なる特徴を示すことが分かった。このことから、適切な介入により頭部傷害発生リスクを減少させる方向に頭部キネマ

ティクスを変化させることができると示唆される。

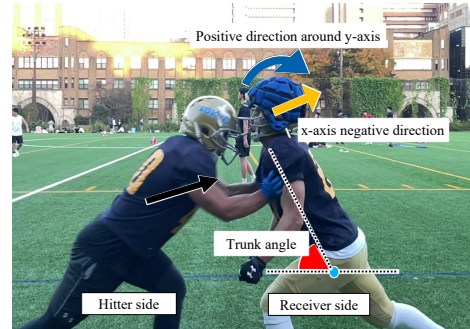


Figure. 2-1. Hit motion.

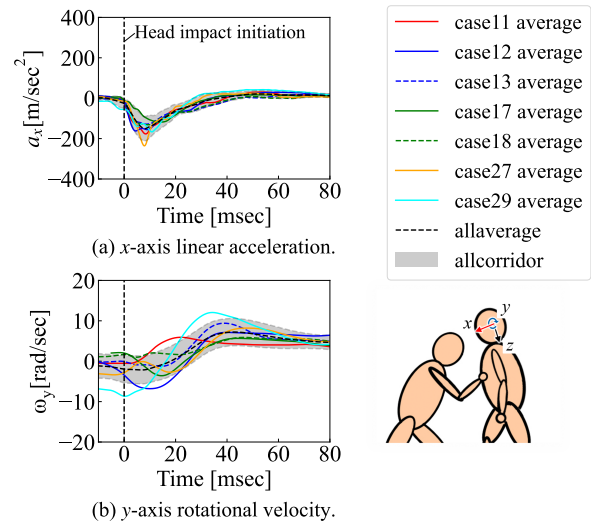


Figure. 2-2. The head kinematics time history data.

3 AF 用人体頭頸部モデルの作成

AF 頭部衝突 FE 解析モデルを構築するために、自動車乗員安全評価用人体 FE モデル THUMS^[4] より人体頭頸部及び体幹部のみを取り出した人体頭頸部 FE モデルを作成した。また、作成した頭頸部 FE モデルにおいて頭部の剛体化及び、接触定義の変更、完全積分要素への変更により陰解法計算が可能なモデルに改善し、長時間スケールでの適用性を向上させた。

4 頸部筋力モデリングと妥当性確認

頸部筋力の頭部傷害予防効果を評価するあたり、頭頸部 FE モデルにおいて AF 競技者の頸部特性を再現できる頸部モデリングについて検討を行った。

4.1 頭頸部 FE モデル頸部屈曲筋力の評価

3章で作成した頭頸部 FE モデルが有する頸部屈曲筋力が AF 選手の頸部筋力として妥当であるかと確認するために頸部屈曲筋力算出解析を行った。頭頸部 FE モデルの体幹部を完全拘束、前額部を頸部伸展屈曲方向のみ変位拘束し、筋活性度 (ALM) を頸部屈曲主動筋群は 100.0%, 頸部屈曲協力筋群は 71.4% まで上昇させた。この解析より得られた前額拘束部に生じる拘束力を頭頸部モデルが有する頸部筋力として評価を行った。この解析において頸部筋断面積 (PSCA) を既定値の 1.0, 1.5, 2.0 倍として頸部屈曲筋力を算出した結果、各筋断面積での頸部屈曲最大筋力はそれぞれ 88, 131, 172 N となった。また、大学 AF 選手 9 名及び一般男性 3 名を対象に頸部筋力測定を行った結果、頸部屈曲最大筋力は AF 選手群で 176.2 ± 38.4 N, 一般人男性群で 95.8 ± 17.7 N となった。以上より、本研究では筋断面積が既定値の 1.0 倍の場合を一般男性の頸部筋力を表現するモデル、筋断面積が既定値の 2.0 倍の場合を AF 選手の頸部筋力を表現するモデルとした。

4.2 予備緊張状態の筋活性度バランス推定

AF 頭部衝突 FE モデルを構築するにあたり、頭部衝突直前における頸部筋活性状態を再現する必要がある。本研究では、頸部屈曲主動筋群の筋活性度を最大 20.0, 50.0% とした場合に頸部中間位姿勢を保持できる頸部伸展筋群の筋活性度を求めた (表 4-1)。

Table. 4-1. ALM balance.

PCSA	ALM		
	Flexor agonist	Flexor synergis	Extensor
×1.0	20.0 %	14.3 %	6.4 %
×1.0	50.0 %	35.7 %	14.6 %
×2.0	20.0 %	14.3 %	5.8 %
×2.0	50.0 %	35.7 %	14.1 %

5 AF 頭部衝突 FE 解析モデルの構築

5.1 AF 頭部衝突 FE 解析モデル概要

図 6-1 は 2 章で実施した頭部衝撃測定実験を再現する解析モデルである。4 章で頸部モデリングについて検討した人体頭頸部 FE モデル (図 6-1 右側) 及び人体衝突ダミー Hybrid III FE モデル (図 6-1 左側) に、それぞれヘルメット FE モデルを装着し、Hitter モデルに初速度を与えて衝突解析を行った。Receiver モデルは体幹部の下方に回転ジョイントを作成し、体幹部は回転ジョイントを中心に回転する境界条件とした。また、Hitter モデルには、初速度を全体座標系 x 軸方向に 2.0 m/sec, z 軸方向に 0.30 m/sec, 体幹部に一定荷重を x 軸方向に 1.50 kN, z 軸方向に 0.75 kN 与えた。

5.2 頸部筋力が頭部キネマティクスに及ぼす影響

構築した AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいて、4.2 節で推定した頸部筋断面積と筋活性度バランスを与えて解析を行い、頸部筋力が頭部キネマティクスへ及ぼす影響を評

価した。解析結果を図 6-2 に示す。筋断面積及び筋活性度の違いによる a_x の時刻歴変化に大きな違いは見られなかったが、 ω_y では頸部筋出力が大きい条件ほど、頭部衝突後 10–40 msec において ω_y の変動量が減少する傾向が見られ、脳内に生じる最大主ひずみ値は小さくなった。すなわち、頸部筋力の強化は脳内に生じるひずみを減少させ、脳傷害の発生リスクを低減させることが示唆された。

6 結論と今後の展望

AF 頭部衝突 FE 解析により頸部筋力強化は ω_y の変動量を減少させ、脳傷害の発生リスクを低減させることが示唆された。ただし、本研究で構築した FE 解析モデルでは a_x 時刻歴変化の再現性に課題があるなど、さらなる改善が必要である。より生体忠実性の高いモデルとするためには、FE モデルの体幹部以下をマルチボディモデルと連成解析を行うなど身体挙動の再現性を高めることが重要である。

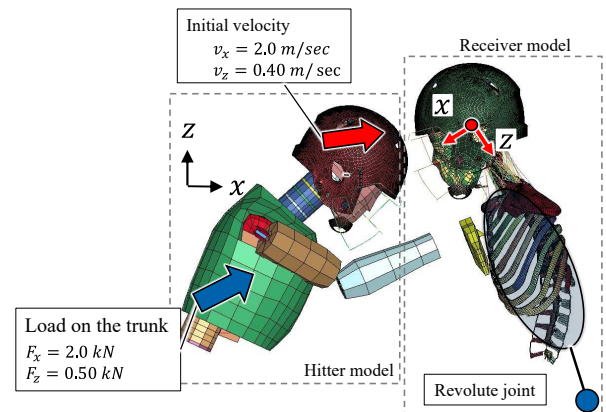


Figure. 6-1. AF head impact FE analysis model.

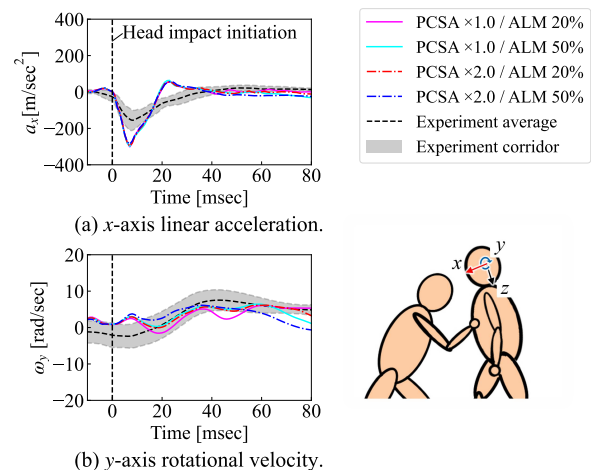


Figure. 6-2. Head kinematics data from the FE analysis.

参考文献

- [1] Randall Dick, et al. *Journal of athletic training*, Vol. 42, No. 2, p. 221, 2007.
- [2] 福田崇. 日本アスレティックトレーニング学会誌, Vol. 6, No. 1, pp. 3–13, 2020.
- [3] Zhe Cao, et al. In *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, pp. 7291–7299, 2017.
- [4] Masami Iwamoto, et al. In *Proceedings of the international IR-COBI Conference*, pp. 18–20, 2002.

目次

目次	3
図目次	5
表目次	8
第 1 章 研究背景	9
1.1 AF における頭部傷害問題	9
1.2 インパクトバイオメカニクス	9
1.3 研究手法の検討	9
1.4 人体 FE モデル THUMS	10
1.5 既存の人体 FE モデルの課題	11
1.6 FE モデルの構築手法と妥当性確認手法の検討	11
1.7 研究の目的と手法	14
1.8 本論文の構成	14
第 2 章 AF 頭部衝突時の頭部衝撃測定実験	16
2.1 実験概要	16
2.2 ビデオモーションキャプチャシステムによる身体挙動測定結果	19
2.3 身体挙動測定結果の考察	22
2.4 マウスガード型 6DoF センサによる頭部キネマティクス測定結果	23
2.5 頭部キネマティクス測定結果の考察	27
2.6 体幹部挙動が頭部キネマティクスに影響を及ぼす可能性の考察	28
第 3 章 AF 頭部傷害評価用人体頭頸部 FE モデルの作成	31
3.1 人体頭頸部 FE モデル	31
3.2 陰解法計算が可能な FE モデルへの拡張	35
第 4 章 頸部筋力モデリングと妥当性確認	37
4.1 Hill 型筋肉モデル	37
4.2 頭頸部 FE モデルにおけるアメフト競技者を想定した頸部筋断面積の決定	38
4.3 頸部屈曲最大筋力算出値の妥当性確認	39
4.4 予備緊張状態の筋活性度バランス推定	43
4.5 筋活性度バランス推定結果の妥当性確認	45
第 5 章 AF 頭部衝突 FE 解析モデルの構築	48
5.1 人体衝突ダミー Hybrid III FE モデル	48
5.2 AF 競技用ヘルメット FE モデルの装着	49

5.3	AF 頭部衝突解析モデル	54
5.4	予備緊張条件の妥当性を示す FE 解析	58
5.5	筋断面積及び筋活動度が頭部キネマティクスに与える影響の FE 解析	63
5.6	AF 頭部衝突解析 FE モデルの課題	68
第 6 章 結論と今後の展望		69
参考文献		70
Appendix A AF 頭部衝撃測定実験		72
Appendix B 最大頸部筋力測定実験		77
Appendix C FE モデルの詳細		87
Appendix D 頭部傷害評価		99
Appendix E 倫理審査		102

图目录

Figure 1-1	The classification of research methods in impact biomechanics.	10
Figure 1-2	Human body finite element model THUMS	11
Figure 1-3	The pictures of hit motion.	13
Figure 1-4	Flowchart of this thesis.	15
Figure 2-1	The result image of posture detection by OpenPose.	19
Figure 2-2	Mouthguard type 6DoF sensor Vector Mouthguard.	20
Figure 2-3	The head local coordinate system.	20
Figure 2-4	The time history data of physical behavior measurement with OpenPose in case 17.	21
Figure 2-5	The time history data of physical behavior measurement with OpenPose averaged for each case.	22
Figure 2-6	The time history of head kinematics data measured in case 13.	25
Figure 2-7	The time history of head kinematics data measured in the valid cases.	26
Figure 2-8	The moment of head impact.	29
Figure 2-9	Average time history data of head kinematics measured in case 12 and case 13.	30
Figure 3-1	Head and neck FE model.	32
Figure 3-2	Head FE model.	32
Figure 3-3	torso FE model.	33
Figure 3-4	The origin and stop of each cervical flexor agonist muscles.	34
Figure 3-5	The origin and stop of each cervical flexor synergist muscles.	35
Figure 3-6	The origin and stop of each cervical extensor muscles.	35
Figure 4-1	The analysis model for estimating maximum cervical flexion muscle strength.	39
Figure 4-2	The time history of muscle activation level.	40
Figure 4-3	The time history of the constraint force applied to the forehead constrained part of the head-neck FE model.	40
Figure 4-4	The plot of maximal isometric cervical muscular strength.	41
Figure 4-5	The time history of muscle activation level of the antagonist, synergist, antagonist muscles.	44
Figure 4-6	The time history of the constraint force applied to the forehead constrained part of the head-neck FE model.	44
Figure 4-7	The conceptual image of the method for determining cervical bending characteristics.	45
Figure 4-8	The analysis model for evaluating the bending characteristics of head-neck model.	46

Figure 4-9	The time history result of translational and rotational displacements of the head center of gravity from the analysis estimating cervical bending characteristics.	47
Figure 4-10	The analysis result of cervical bending characteristics.	47
Figure 5-1	Hybrid III upper body FE model.	49
Figure 5-2	The procedure for creating a reduced head surface FE model.	50
Figure 5-3	The analysis model of helmet FE model fitting.	51
Figure 5-4	The time history result of kinetic energy, internal energy, and total energy from helmet fitting analysis.	52
Figure 5-5	The deformation result of helmet FE model inside foam with cutting in the coronal section.	53
Figure 5-6	The deformation result of helmet FE model inside foam with cutting in the sagittal section.	53
Figure 5-7	The damping curve for revolute joint.	55
Figure 5-8	The evaluation points on the helmet for initial position determination.	56
Figure 5-9	The AF head impact FE analysis model.	57
Figure 5-10	Comparison of time history data of <i>x</i> -axis hip displacement and torso rotation angle.	60
Figure 5-11	The time history of the head kinematic data from the AF head impact FE analysis.	61
Figure 5-12	The time history of muscle activation level from PID control condition and constant ALM condition.	62
Figure 5-13	Comparison of time history data of <i>x</i> -axis hip displacement and torso rotation angle.	64
Figure 5-14	The part of maximal principal strain.	65
Figure 5-15	The time history of the head kinematic data from the AF head impact FE analysis.	67
Figure 5-16	The time history of contact forces between helmets.	68
Figure A-1	The schematic diagram of the Vector Mouthguard data recording system.	72
Figure B-1	Cervical length.	78
Figure B-2	Hand-held dynamometer.	78
Figure B-3	The device for measuring the cervical muscle strength.	79
Figure B-4	The posture when measuring cervical muscle strength.	80
Figure B-5	The plot of maximal isometric cervical muscular strength.	83
Figure B-6	The correlation between maximum isometric cervical muscle strength and cervical circumference.	83
Figure B-7	The posture when measuring cervical muscle strength by MMT.	84

Figure B-8	The plot of maximal isometric cervical muscular strength obtained by MMT.	85
Figure C-1	Definition of body parts and joints.	90
Figure C-2	The local coordinate system of head and torso.	90
Figure C-3	The muscle model of beam element with Hill-type muscle model. . . .	94
Figure C-4	Normalized contractile muscle tension-muscle stretch ratio relationship.	95
Figure C-5	Normalized contractile muscle tension-muscle contractile velocity ratio relationship.	95
Figure C-6	Normalized passive muscle tension-muscle stretch ratio relationship. . .	96
Figure C-7	Hybrid III finite element model.	97
Figure C-8	Finite element model of 2016 Riddell Revolution Speed Classic. The model has 141,007 nodes and 100,144 solid elements, 46,870 shell elements, and 366 beam elements.	98
Figure D-1	The injury risk function related to skull fractures.	100
Figure D-2	The injury risk function related to brain injury.	101

表目次

Table 2-1	Head injury criterion values and their risk of injury occurrence calculated from each trial of case 13 and their average.	24
Table 3-1	The mass and inertia properties for the head FE model.	33
Table 3-2	The mass and inertia properties for the torso FE model.	33
Table 4-1	The analysis condition for estimating maximum cervical flexion muscle strength.	39
Table 4-2	The average of maximal isometric cervical muscle strength per group. .	41
Table 4-3	The estimation result of muscle activation level balance.	45
Table 4-4	The analysis condition for evaluating the bending characteristics of head-neck model.	46
Table 5-1	The analysis condition table of helmet FE model fitting.	51
Table 5-2	The FE analysis condition evaluating the effect of PCSA and ALM on head kinematics.	56
Table 5-3	The FE analysis condition evaluating the effect of PCSA and ALM on head kinematics.	58
Table 5-4	The FE analysis condition evaluating the effect of PCSA and ALM on head kinematics.	63
Table 5-5	The maximum ω_y , the time of maximum ω_y and the brain injury criterion values obtained from FE analysis and measurement experiments.	65
Table A-1	The sensor specs of Vector Mouthguard.	73
Table A-2	The list of subjects data for AF head impact measurement.	74
Table A-3	The list of combinations of hitter side player and receiver side player. .	75
Table A-4	Relative height of the receiver's helmet to the hitter's helmet at the head impact initiation.	76
Table B-1	The list of subjects data for maximal isometric cervical muscle strength measurement.	81
Table B-2	The result of maximal isometric cervical muscle strength.	81
Table B-3	The result of IMCS / weight.	82
Table B-4	The mean values and their standard deviations of the cervical muscle strength obtained from the 10 times cervical muscle strength measurements conducted at different dates and times for each subject.	86
Table C-1	The names and groups of the 23 muscle models included in the head-neck FE model.	88
Table C-2	The percentage contribution of neck joint.	93
Table D-1	The example of abbreviated injury scale	99

第 1 章 研究背景

1.1 AF における頭部傷害問題

アメリカンフットボール（American football, AF）は激しい衝突を醍醐味の一つとするスポーツ競技であり、AF の発祥地である米国では圧倒的な人気を誇っている^[1]。その一方、米国において AF 競技中に発生する外傷性脳損傷の件数は年間で 10 万件にのぼると報告^[2]や、スポーツ競技中の脳震盪の発生件数は全スポーツで最多であるという調査結果も報告されている^[3]。また、競技中に発生した脳損傷を起因とする死亡事故や繰り返しの脳震盪による記憶傷害等の後遺症が残る事例が多数報告されるなど、競技の安全性が問題視されてきた^{[1][4]}。そうした背景から AF では頭部傷害を予防するためにヘルメット性能の向上、ルール改正に加え、頸部筋力の強化^[5]が強調されてきた。

頸部筋力と脳震盪の関係については、Collins ら^[6]の研究により、脳震盪を受傷した競技者群では頸部筋力が弱い傾向が見られたと報告されている。一方、mihalik ら^[7]が行った生体実験では、頸部筋力強さによる頭部キネマティクスの減少は認められなかったという報告もあり、頸部筋力強化が頭部傷害の予防にどの程度有効であるかは明らかになっていない。そこで、本研究では AF 競技中に発生する頭部衝突において頸部筋力が頭部傷害へ及ぼす影響について検討することとした。

1.2 インパクトバイオメカニクス

人体に衝撃が加わった際、人体がどのような反応をし、傷害が発生するかを理解する研究はインパクトバイオメカニクスと呼ばれる。インパクトバイオメカニクスでは、衝撃が生じた際の人体の力学的応答や傷害メカニズムを解明するために、ボランティア試験、屍体試験、動物試験、人体衝突ダミー試験、数値解析モデルによる計算等の手法が用いられる。これらの研究手法の分類を図 1-1 に示す。各手法にはそれぞれメリット・デメリットがある。例えば、ボランティア試験は最も生体忠実性の高い手法と言えるが、倫理的制約から人体に傷害が発生するような衝撃が加わった場合の評価は不可能である。一方、人体数値解析モデルによる手法であれば、傷害が発生するような衝撃下での評価も可能であるが、数値解析モデルが十分な生体忠実性を有しているのかという課題が残る。

1.3 研究手法の検討

本研究では、AF 競技時の頭部衝突において頸部筋力が頭部傷害へ及ぼす影響を検討するにあたりには人体有限要素（finite element, FE）モデルによる評価が有効であると考えた。その理由として、FE 解析による手法では傷害が発生するような高負荷な衝撃における傷害評価が可能であること、頸部筋力以外の因子を排除して評価が行えること、生体に忠実な議論が可能であることが上げられる。また、他の研究手法としてボランティア試験による手法も考えられるが、頭部傷害が発生するような衝撃下における頸部筋力の頭部傷害予防効果を議論することができない上、生体を対象とするため個体差など様々な要因が結果に影響し議論が複雑にな

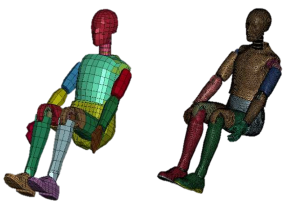
	Experimental method	Mathematical method
Human body	• Ethically impossible to evaluate with high intensity impact • Volunteer experiment with low intensity impact • Cadaver experiment	• Finite element model (THUMS) • Musculoskeletal model (AnyBody) • Multibody model (MADYMO) 
Crash dummy	• Human crash dummy (Hybrid III) 	• Finite element model (Hybrid III FE model) 

Figure. 1-1. The classification of research methods in impact biomechanics.

る。また、人体衝突ダミーによる試験も人体衝突ダミーの頸部構造が実人体と異なることから頸部筋力の効果を生体忠実に議論することは難しい。さらに、他の人体数値解析モデルによる評価手法も有効であると考えられるが、頭部傷害の発生メカニズム（特に脳傷害の発生メカニズム）は複雑であるため、頭部傷害評価には脳のモデルや詳細な頭部形状まで再現された FE モデルで最も有効であるとする。したがって、本研究では人体 FE モデルを用いて頸部筋力のが頭部傷害に及ぼす影響について評価することとした。

1.4 人体 FE モデル THUMS

人体の FE モデルの代表例としてトヨタ自動車と豊田中央研究所が共同開発した Total HUMAN Model for Safety (THUMS) ^[8] がある (図 1-2)。THUMS は自動車乗員の安全評価を目的として作成された人体 FE モデルである。CT スキャンのデータなどを用いて実際の人体を忠実に再現するように作成されており、脳や筋肉などの内部組織も再現されている。また、2019 年に作成された THUMS ver.6 では筋力発揮による効果も検討できるようになっており、PID 制御に基づいた姿勢制御機能が実装されている。この FE モデルは陽解法で計算を行うことが想定されたモデルとなっている。THUMS の詳細については Appendix C.1 に示す。

本研究では、THUMS を AF 競技者を想定した人体 FE モデルに拡張し、頸部筋力が頭部傷害に及ぼす影響を評価できる AF 頭部衝突の FE 解析モデルを構築することとした。

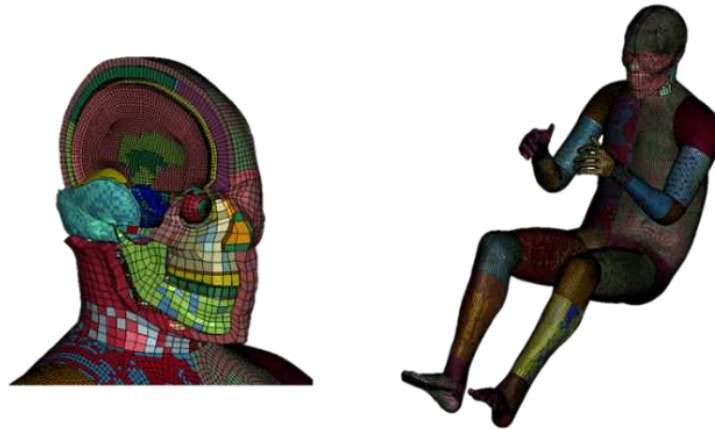


Figure. 1-2. Human body finite element model THUMS. The model in this figure is THUMS ver6. The model was created to faithfully reproduce the actual human body using data from CT scans.

1.5 既存の人体 FE モデルの課題

自動車乗員の安全評価を目的に作成された THUMS を AF 競技における頭部傷害評価に用いるにあたり 2 点の課題が挙げられる。1 点目は、自動車事故よりも長い時間スケールの現象を扱えるモデルが必要となることである。AF 競技中の衝突は自動車事故に比べてゆっくりな現象となる。そのため、人体が衝突に備えて行う筋肉の予備的収縮や衝突時の筋力発揮による身体挙動が傷害に及ぼす影響がより大きくなり無視できなくなる。したがって、身体挙動による影響も考慮できる長時間スケールに対応した FE モデルが必要となる。2 点目は、THUMS を AF 頭部傷害評価に適応した場合においてもその人体 FE モデルが実人体の力学的応答を十分に再現できていること（生体忠実性）を保障する必要があることである。THUMS は自動車乗員を想定した FE モデルとなっているため、AF 頭部衝突時における頸部筋力が頭部傷害へ及ぼす影響を有限要素法（finite element method, FEM）を用いて評価するには AF 頭部衝突を想定したモデリングにする必要がある。また、そのモデリングが妥当な力学的応答を示すことを確認する必要がある。

1.6 FE モデルの構築手法と妥当性確認手法の検討

AF 頭部衝突時における頸部筋力が頭部傷害へ及ぼす影響を FEM を用いて評価するには、AF 競技者として妥当な人体 FE モデルを作成する必要がある。本研究では頸部筋力強化の効果を検討するにあたり、人体 FE モデルを AF 頭部衝突時における頸部筋力状態を再現したモデルとする必要がある。そこで、本研究では頸部筋力強さと筋活性度の 2 点に着目して AF 頭部衝突時における頸部筋力状態の再現を目指すこととした。

まず、1 点目として、人体 FE モデルが有する頸部筋力強さを AF 競技者を想定した筋力とすることとした。AF 選手を対象に頸部筋力を測定した研究^[9]と非 AF 競技者を対象に頸部筋力を測定した研究^[10]では、AF 競技者は非 AF 競技者に比べて有意に大きな頸部筋力を有する

ことが分かっている。そのため、本研究では人体 FE モデルの頸部筋力を AF 競技者を想定した頸部筋力と同等となるようにパラメータの修正を行う。西村ら^[9]の研究を始め、AF 競技を対象とした頸部筋力測定結果の報告は多数なされているが、それらの測定結果は測定集団や測定手法によって結果が大きく異なることや徒手抵抗法による頸部筋力測定は人体 FE モデルにおいて同等な頸部筋力を得ることが難しいことなどから、人体 FE モデルの頸部筋力妥当性確認に有効な測定結果を先行研究から得ることは困難である。よって、本研究では人体 FE モデルの頸部筋力妥当性確認を目的とした頸部筋力測定実験を行い、AF 競技者を想定した頸部筋力を有する人体 FE モデルを作成する。

また、2 点目として、AF 頭部衝突時の FE 解析を行うにあたり衝突時の筋活性度状態の再現に取り組む。本研究では、頸部中間位姿勢を保持できる頸部筋肉モデルの筋活性度バランスを求め、算出した筋活性度バランスを一定値として頸部筋肉モデルに与え、頭部衝突時の筋活性状態を再現することとした。ここで、各筋肉モデルの筋活性度をどの程度の値にするかという問題が生じる。一般に筋活性度の測定に用いられる筋電計による手法では筋活性度が測定できるのは表層の筋肉のみであり、筋活性度値そのものも最大筋電位の定め方に依存するため実験的に衝突時の筋活性度を定めることは難しい。そこで、本研究では頸部屈曲筋群の筋活性度が、頭部衝突時の筋活性度として妥当な範囲内であると考えられる 20% 及び 50% となる場合の筋活性度バランスを用いることとした。

さらに、AF 頭部衝突時の FE 解析モデルを構築するにあたり、妥当性を確認する必要がある。一般にインパクトバイオメカニクス研究において人体数値解析モデルの妥当性確認を行う際にはボランティア試験や屍体試験の結果との比較が行われるが、倫理的制約から十分な実験データが得られないという課題がある。しかしながら、本研究が対象とする AF では競技の特性上、競技中に頭部衝突が生じる。通常のスポーツ競技範囲を超越しない限りでは、競技中の身体データを測定することは倫理上問題はない。そこで、普段の AF 競技内で発生する頭部衝突を対象として頭部衝突時の人体力学応答を測定し、FE モデルの妥当性確認を行うことを検討した。本研究では、人体の力学的応答の指標として身体挙動と頭部キネマティクスについて測定を実施することとした。

これまで、AF 競技内で発生する頭部衝突を対象に身体挙動及び頭部キネマティクスを測定する研究は多数なされてきた。現状では、身体挙動及び頭部キネマティクスの両指標を一システム内で正確に測定する測定技術は開発されておらず、身体挙動についてはモーションキャプチャ (Motion capture, Mocap)、頭部キネマティクスについてはヘルメット内部に直線加速度センサを埋め込む HITS システム^[11]やマウスガード型 6Dof センサなどが用いられるのが一般的である。Mocap による身体挙動測定では正確な測定を行うためには身体にマーカーをつける必要があることなどから、AF 頭部衝突時における身体挙動測定と頭部キネマティクス測定を同時に行った研究は少ない。また、AF 競技中の頭部キネマティクス測定結果については Crisco ら^[11]や、福田ら^[12]の研究で報告されているが、頭部キネマティクスデータの最大値を用いて評価していないことや、頭部衝突方向が多様であり FE モデルの妥当性確認には適していない。

したがって、新たに AF 頭部衝突時解析モデルの妥当性確認を目的とした AF 頭部衝突時の身体挙動測定及び頭部キネマティクス測定を実施する必要がある。本研究では、Hit と呼ばれる AF 競技動作（図 1-3）中の身体挙動及び頭部キネマティクスを評価することとした。Hit 動作とは AF において相手選手に向かって身体の正面からヘルメットと両手の 3 点で衝突する動作である。Hit 動作は衝突方向が一定で身体挙動は主に矢状面上での動きとなるため、他の頭部衝突動作と比べて再現モデルの構築が容易である。また、矢状面内での運動に限って議論できるため FE モデルの妥当性確認が行いやすい動作であると言えることから、Hit 動作の身体挙動測定及び本研究では Hit 動作を再現する AF 頭部衝突解析モデルを構築し、妥当性確認を行うこととした。

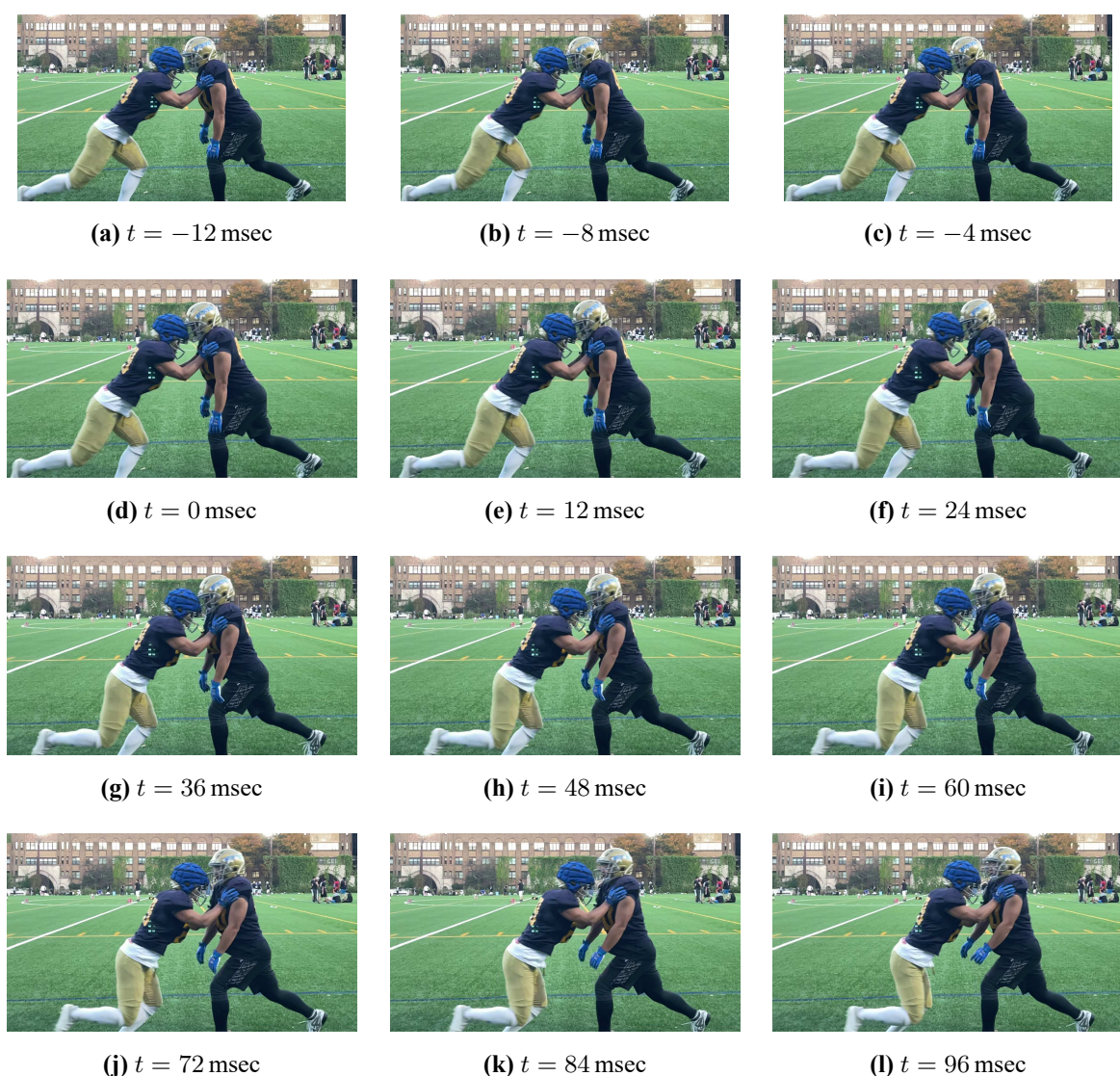


Figure. 1-3. The pictures of hit motion. Hit is a football action that a football player attacks the opponent player from the front of the body. $t = 0$ msec is the head impact initiation time.

1.7 研究の目的と手法

本研究の目的は AF 頭部衝突動作時における人体力学応答の測定結果を妥当性確認に用いて、AF 頭部衝突 FE 解析モデルを構築し、頸部筋力が頭部傷害に及ぼす影響を評価することである。

本研究では、AF 競技動作（Hit 動作）の時の身体挙動測定及び頭部キネマティクス測定実験を行い、測定結果の考察を行うとともに、測定結果を構築する FE 解析モデルの妥当性確認に用いる。また、人体頭頸部 FE モデルとして THUMS より頭頸部の FE モデルを抽出し、AF 競技者を想定した頸部筋力パラメータを設定する。最後に、Hit 動作時の AF 頭部衝突を再現する FE 解析モデルを構築し、構築した FE 解析モデルを用いて頸部筋力が頭部傷害に及ぼす影響について評価を行う。

1.8 本論文の構成

第 1 章では、本研究の背景及び目的について述べた。

第 2 章では、本研究で FEM による再現モデルの構築を目指す Hit 動作の身体挙動測定及び頭部キネマティクス測定実験について説明する。ここでは、ビデオモーションキャプチャシステム（Video motion capture system, VMocap）による Hit 動作時の身体挙動測定結果と、マウスガード型 6DoF センサによる頭部衝突時の頭部キネマティクス測定結果を示す。また、第 5 章で AF 頭部衝突 FE モデルを構築するにあたり、モデリングにおいて考慮すべき点を考察する。

第 3 章では、第 5 章の AF 頭部衝突 FE 解析モデルで用いる人体頭頸部 FE モデルについて説明する。また、人体 FE モデルを長時間スケールに対応したモデルとするために、陰解法計算が可能な人体頭頸部 FE モデルへの改善を行う。

第 4 章では、第 3 章で作成する人体頭頸部 FE モデルの頸部筋力が AF 競技者の頸部筋力と同等となるように頸部筋肉モデルのパラメータを設定する。また、AF 頭部衝突時における頸部筋の筋活性状態を再現するために、頸部筋力中間位姿勢を維持できる筋活性度バランスの算出を行う。

第 5 章では、第 2 章で得られる身体挙動及び頭部キネマティクスの測定結果をもとに、AF 競技中の頭部衝突を再現する FE 解析モデルを構築する。AF 頭部衝突 FE 解析モデルの構築では、第 3 章及び第 4 章で AF 頭部衝突時の競技者を想定して頸部筋肉モデルのパラメータを定めた人体 FE モデルを適用する。また、構築した解析モデルにおいて、頸部筋力の筋活性条件を変化させ、頸部筋力が頭部傷害へ及ぼす影響を考察する。

第 6 章では、本研究の結論と今後の展望について述べる。

図 1-4 に本論文のフローチャートを示す。

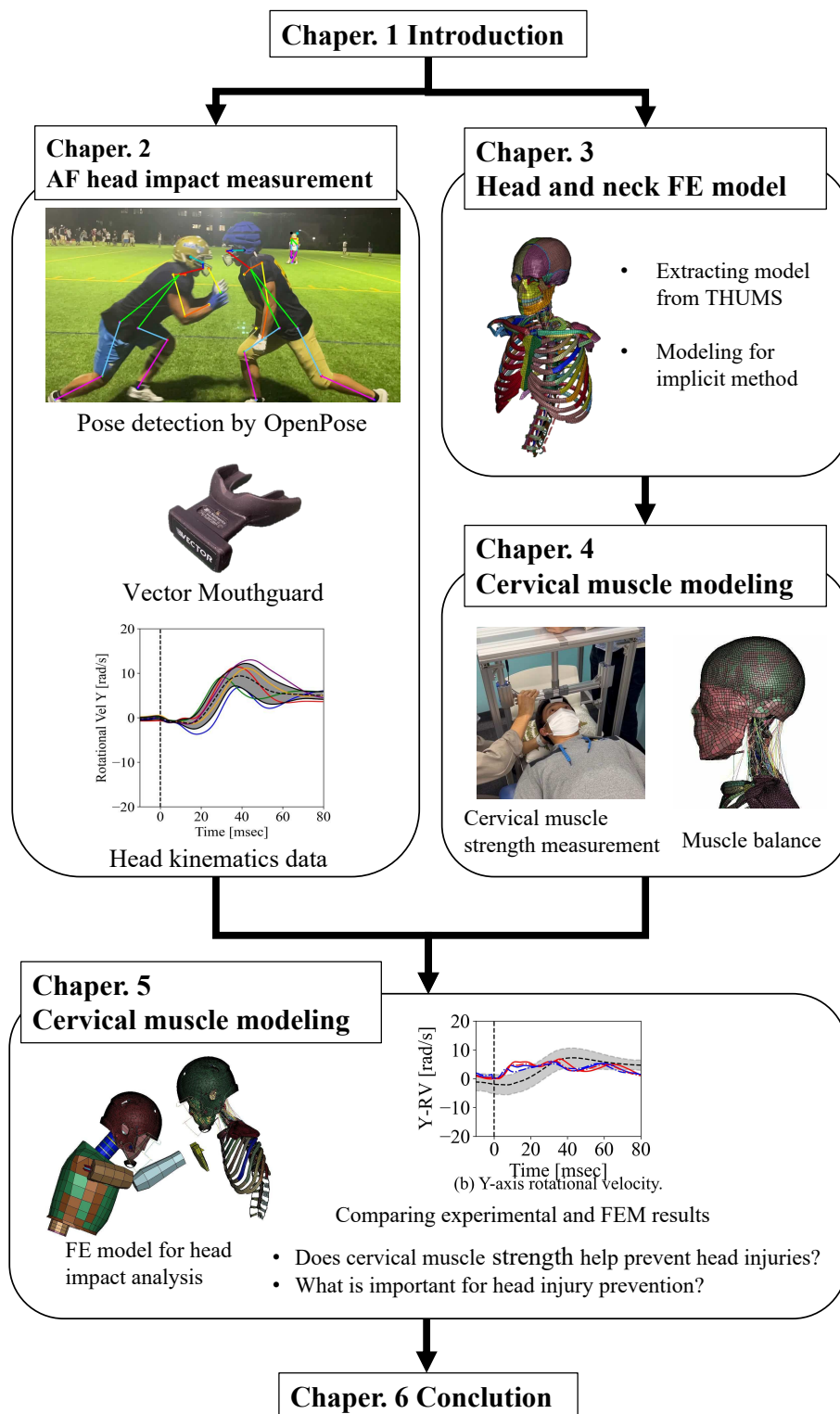


Figure. 1-4. Flowchart of this thesis.

第 2 章 AF 頭部衝突時の頭部衝撃測定実験

本研究では FEM により AF 競技中の頭部衝突を再現するにあたり、AF 頭部衝突時の身体挙動及び頭部キネマティクスを測定するボランティア実験を行い、AF 頭部衝突時の人体の力学的応答について考察を行った。本章では、そのボランティア実験の手法と結果、その考察を示す。本ボランティア実験で測定対象とした AF 頭部衝突場面は Hit 動作と呼ばれる AF 競技のルーティン動作に生じる頭部衝突である。本研究では、Hit 動作時の動画像をもとに VMocap による身体挙動測定とマウスガード型 6DoF センサによる頭部キネマティクス測定を実施した。

本実験の測定対象者は、大学 AF チームのメンバー 9 名で、2 名の測定対象者がペアとなり Hit 動作を実施した。VMocap による身体挙動測定の結果では、Hit 動作時に受け手側選手の骨盤部は頭部衝突後約 80 msec において平均で 81.4 ± 41.3 mm 後方に変位する結果となった。また、受け手側選手体幹部の伸展方向の回転角度は頭部衝突後約 80 msec において 14–19 deg の範囲となることが分かった。

また、マウスガード型 6DoF センサによる測定結果では、頭部重心直線加速度は被験者によらず同様な時刻歴変化を示し、三成分で最もピークの絶対値が大きかった x 軸方向頭部重心直線加速度 a_x は頭部衝突後約 5 msec で -150 m/sec^2 というピーク値になった。また、 y 軸方向頭部重心角速度 ω_y は頭部衝突後 30–40 msec 後においてピーク値約 10 rad/sec となる傾向を示した。

身体挙動及び頭部キネマティクスの測定結果より、受け手側選手の頭部重心直線加速度及び頭部重心角速度は頭部衝突から 80 msec 以内にピークを迎えていることから Hit 動作において頭部傷害が発生するリスクが高いのは頭部衝突後 80 msec 間であると言える。また、その区間において受け手側選手の骨盤部は平均で約 80 mm 後方に移動し、体幹部は平均で 14–19 deg 伸展方向に回転しており、これらの体幹部挙動は頭部挙動に影響を与え得ると言える。さらに、Hit 動作において Hit を行う側の手掌部が受け手側胸部に衝突するタイミングにより頭部キネマティクスの時刻歴変化に差が生じたことから、体幹部挙動は頭部挙動に影響を与え得ると言え、FEM により AF 頭部衝突を再現する際にも体幹部及び骨盤部の挙動の再現性は重要であると言える。

詳細については以下に示す。

2.1 実験概要

本節では、本研究で実施した Hit 動作時の身体挙動及び頭部キネマティクス測定実験の概要について述べる。なお、本実験は東京大学大学院工学系研究科研究倫理委員会より承認を得た上で実施した（受付番号：KE22-10，研究課題：「マウスガード型加速度センサによるアメリカンフットボール競技中の頭部運動データ計測」）。

2.1.1 測定動作

本実験の測定動作は Hit と呼ばれる AF 競技のルーティン動作である。Hit 動作は AF 練習時に 2 名の選手がペアを組み、Hit を行う側（Hitter 側）と Hit を受ける側（Receiver 側）に分か

れて行われる（図 1-3）。Hit 動作では、Hitter 側選手は両手を Receiver 側選手の胸元に、ヘルメットを Receiver 側選手のヘルメットに当てるように衝突する。この際、頭頸部傷害予防の観点から Hitter 側選手の両手が Receiver 側選手の胸元に当たった直後、もしくは、同時にヘルメット同士が衝突することが推奨されている。Hit 動作は AF の試合時には相手選手の動きを止め、進路を防ぐために行われる。

2.1.2 測定条件

本実験では、通常の AF 練習時と同様に 2 名の測定対象者がペアを組み、Hit 動作を行った。その際、2 名の測定対象者は各々の歯形に合うように成形したマウスガード型 6DoF センサ Vector Mouthguard（2.1.5 に詳細を示す。）を装着した。Hit 動作を行う際は通常の競技練習時と同等の強度で普段通り行うように指示したのみであり、それ以外の指示は与えなかった。本実験では、Hitter 側選手及び Receiver 側選手、日時の組み合わせを変更しながら、合計 30 通りの組み合わせに対して測定を行った。測定を行った Hitter 側選手と Receiver 側選手の組み合わせについては、Appendix A.2 表 A-3 に示す。それぞれの組み合わせに対して少なくとも 5 回の試行（Hit 動作）を行った。また、実験時には測定対象者の側方より動画撮影を行った。動画のフレームレートは case 1-3 が 36 fps、case 4-30 が 240 fps であった。図 1-3 に case 13 の実験時の Hit 動作の様子を示す。

2.1.3 測定対象者

本実験の測定対象者は、関東大学 AF 連盟 1 部リーグに所属する大学 AF チームのメンバー 9 名である。9 名の測定対象者全体の平均身長、平均体重、平均年齢はそれぞれ 176.4 ± 5.0 cm、 82.8 ± 5.9 kg、 22.0 ± 1.8 歳であった。各測定対象者の身長、体重、年齢、ポジション、AF 競技歴は Appendix A.1 表 A-2 に示す。測定対象者の AF 競技歴は 4 年以上の選手が 5 名、2 年弱の選手が 1 名、半年の選手が 3 名で、いずれの測定対象者も AF 競技特有の測定動作をルーティン動作として十分習得しており、安全に実施できる競技レベルにあった。

2.1.4 ビデオモーションキャプチャシステムによる身体挙動測定手法

本実験では姿勢推定アルゴリズム OpenPose^[13] を用いて Hit 動作の側方動画から身体挙動測定を行った。OpenPose による骨格検出結果の一例を図 2-1 に示す。本実験の動画では測定対象者がヘルメットを装着しており、頸部より上の身体部位に対する骨格検知は困難であったが、体幹部に関しては身体挙動測定を行うに十分な精度で骨格が検出できた。そこで、本実験では OpenPose の骨格検出結果より、Receiver 側選手について、頭部衝突開始時の骨盤部位置に対する頭部衝突後の骨盤部変位、及び、頭部衝突開始時の体幹部角度に対する頭部衝突後の体幹部伸展方向回転角を算出した。頭部衝突開始時の骨盤部位置と体幹部角度は測定対象者の違いや各試行ごとに Receiver 側選手が構える位置や、姿勢が異なることなどから各動画ごとに異なる。そのため、本実験では頭部衝突開始時の骨盤部位置及び体幹部角度に対する変位及び回転角で評価することとした。また、骨盤部位置、および、体幹部角度を算出する際、Hit 動作中の 2 名の選手の動きは動画面内方向の動きが支配的であり、奥行き方向の動きは無視

できると仮定した。以下に、各推定値の算出手順を示す。

まず、各動画像ごとに 1 ピクセルあたりの長さを求めた。本研究では、ヘルメットの長さ（図 2-1 の Hitter 側ヘルメット上に矢印で示した長さ）が 300 mm であるとし、その動画像における 1 ピクセルあたりの長さを求めた。いずれの動画像も 1 ピクセルあたりの長さは 1.4–2.1 mm の範囲内であった。

次に、骨盤部の変位を OpenPose による骨格検出結果から算出した。OpenPose では、keypoint と呼ばれる人体の主要な関節に相当する位置が最大 18 か所推定される。本研究では、OpenPose によって推定された keypoint のうち R_Hip、および、L_Hip のピクセル位置（図 2-1b）を取得し、その 2 点を結ぶ線分の中点を骨盤部のピクセル位置とした。この新たに求めた中点を Hip と呼ぶこととする。各動画像ごとに、各フレームにおける Hip のピクセル位置を算出し、頭部衝突開始時フレームにおける Hip のピクセル位置を原点とし、各フレームごとの Hip 相対ピクセル位置を求めた。以上の手順で得られた各フレームにおける Hip の相対ピクセル位置に対して、上記で算出した 1 ピクセルあたりの長さを乗ずることで、各フレームにおける骨盤部変位とした。座標系は図 2-1 に示す向きで、動画像において水平右向きが x 軸方向、鉛直上向きが y 軸方向である。

また、体幹部の回転角は OpenPose によって推定された keypoint のうち Neck と上記で求めた Hip のピクセル位置から算出した。各フレームごとに Neck のピクセル位置と Hip のピクセル位置を通る直線の傾きを求め、その直線と動画像の x 軸負の方向がなす角度を体幹部角度として算出した。頭部衝突開始時フレームにおける体幹部角度に対する各フレームにおける体幹部の相対角度を体幹部の回転角と定義した。

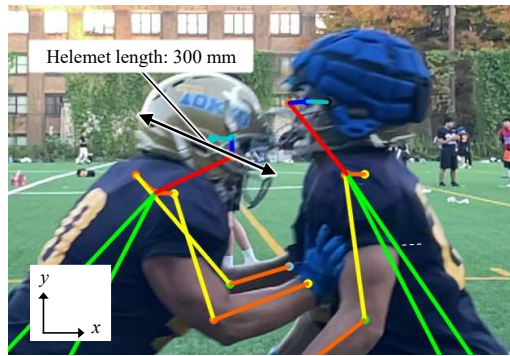
ただし、OpenPose による自動骨格検出では、各フレームにおいて Neck、R_Hip、および、L_Hip の keypoint が必ずしも検出できるわけではない。上記の算出過程において検出できていない keypoint が存在する場合は、連続した動画像の前後のフレームより線形補間することにより欠損値を補った。

2.1.5 頭部キネマティクス測定手法

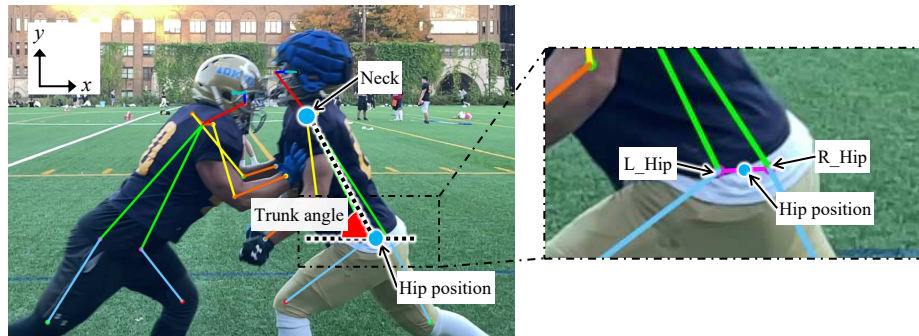
本研究では、AF 競技中の頭部衝突時における頭部キネマティクスを測定するにあたり、マウスガード型 6DoF センサ Vector Mouthguard (Athelete intelligence, 図 2-2) を用いた。本センサを口腔内に装着した状態で AF 競技を行うと、頭部衝突を自動検知して頭部キネマティクスデータ（頭部重心直線加速度、頭部重心角速度、頭部重心角加速度）が記録されるシステムになっている。頭部キネマティクスデータは図 2-2b に示す座標系を基準に出力される。本実験では、9 名の測定対象者に対して一人につき 1 つの Vector Mouthguard を用意し、各々の口腔内形状に合うように成形した上で Hit 動作時に着用するように指示した。Vector Mouthguard 着用時の様子を図 2-2c に示す。Vector Mouthguard の詳細な仕様は Appendix A.1 に記述する。

2.1.6 頭部キネマティクスに基づく頭部傷害評価

頭部傷害評価において、人体の向きや姿勢によって頭部キネマティクスの値が変わることを避けるため、人体姿勢によらない座標系で頭部キネマティクスを評価する必要がある。本論文



(a) Helmet size.



(b) Hip position and Torso angle.

Figure. 2-1. The result image of posture detection by OpenPose.

では、図 2-3 に示す頭部局所座標系で頭部キネマティクスを評価する．頭部局所座標系の原点は頭部重心であり，頭部重心に対して前側方向が x 軸正方向，右側方向が y 軸正方向，下側方向が z 軸正方向である．頭部局所座標系は，頭部の並進運動及び回転運動に伴って時間変化する．本論文では，すべての頭部キネマティクスデータについて図 2-3 に示す頭部局所座標系での値で評価する．以下，特に断りがない限りは頭部キネマティクス指標の軸方向は頭部局所座標の軸方向である．

また，頭部キネマティクスデータから頭部傷害の発生リスクを予測する頭部傷害評価指標が提案されている．本研究では，頭部重心直線加速度から算出される Head Injury Criterion (HIC) 及び頭部重心角速度から算出される Brain Injury Criterion (BrIC) を頭部傷害評価指標として用いる．HIC は頭蓋骨骨折の発生リスク，BrIC はびまん性軸索損傷のような外傷性脳損傷の発生リスクとの相関が強い．頭部傷害評価に関する知見についての詳細は Appendix D に示す．

2.2 ビデオモーションキャプチャシステムによる身体挙動測定結果

本研究では case 11, 12, 13, 17, 18, 27, 28 の 7 ケースについて OpenPose を用いた身体挙動測定を行った．これらのケースは，測定時の動作を撮影した動画像のフレームレートが 240 fps であり，かつ，同ケース内で Vector Mouthguard による頭部キネマティクスデータが

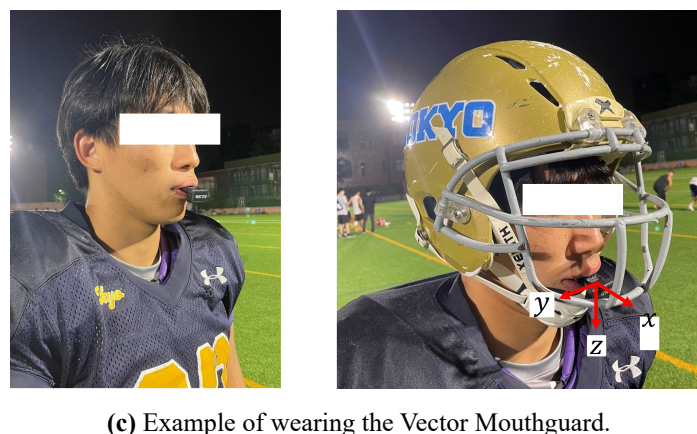
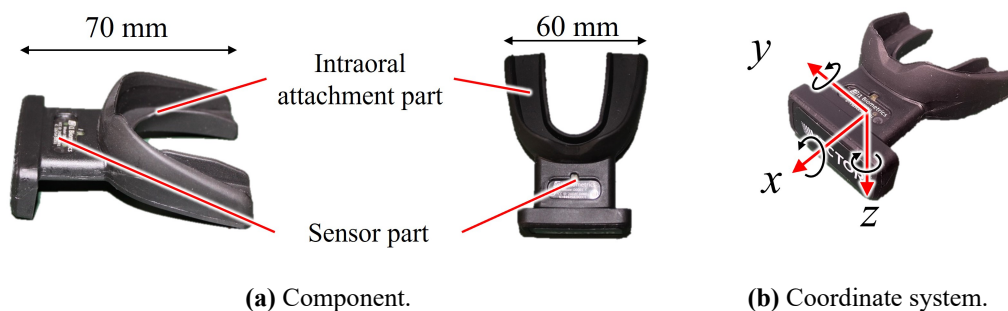


Figure. 2-2. Vector Mouthguard (Athlete Intelligence). This device is equipped with 6DoF sensor which can measure the head linear acceleration, rotational velocity and rotational acceleration. All head kinematic data are output based on the coordinate system shown in the figure (c). When this sensor is placed in the mouth, the sensor part protrudes outside the mouth.

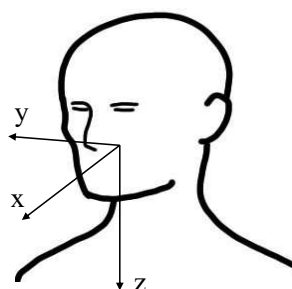


Figure. 2-3. The head local coordinate system. The x-axis is positive in the forward direction, the y-axis is positive in the right direction, and the z-axis is positive in the downward direction.

5 回以上測定できており，それらのデータに再現性が確認できたケースである．以下，この 7 ケースを valid ケースと呼ぶこととする．

図 2-4 に OpenPose によって得られた各ケースでの身体挙動測定結果の一例として，case 17 における頭部衝突直後から 80 msec 間の Receiver 側選手の骨盤部 x 軸方向変位，骨盤部 y 軸方向変位，体幹部角度及び体幹部回転角の時刻歴変化を示す．また，各指標について，各ケース

の全試行平均時刻歴変化とその標準偏差を算出し、平均とコリドー（平均 $\pm$ 標準偏差の範囲）として示している。ここで、各指標の横軸は時間を表しており、時刻 $t = 0 \text{ msec}$ は頭部衝突が発生した時刻としている。以降、特に断りがない限りは時刻 $t = 0 \text{ msec}$ は頭部衝突が発生した時刻とする。また、骨盤部 x 軸方向変位が正の値となるのは Receiver 側選手の身体が背面方向（後方）に移動する場合であり、骨盤部 y 軸方向変位が正の値となるのは Receiver 側選手の身体が鉛直上向き方向（上方）に移動する場合である。また、体幹部回転角は正方向が体幹部伸展方向である。

case 17 では、時刻 $t = 80 \text{ msec}$ において骨盤部 x 軸方向変位が $93.3 \pm 14.6 \text{ mm}$ 、骨盤部の y 軸方向変位が $16.0 \pm 8.31 \text{ mm}$ 、体幹部角度が $72.8 \pm 3.3 \text{ deg}$ 、体幹部の回転角度が $11.6 \pm 1.9 \text{ deg}$ となった。

また、図 2-5 に図 2-4 と同様に測定した身体挙動に関する各指標について、各ケースの平均時刻歴変化と valid ケースの全試行について平均化した各指標の時刻歴変化及びそのコリドーを示す。時刻 $t = 80 \text{ msec}$ での全試行を平均した骨盤部 x 軸方向変位は $81.4 \pm 41.3 \text{ mm}$ となり、骨盤部 y 軸方向変位は $13.3 \pm 33.9 \text{ mm}$ となった。時刻 $t = 80 \text{ msec}$ で体幹部の回転角度が $14\text{--}19 \text{ deg}$ の範囲となることが分かった。時刻 $t = 80 \text{ msec}$ での全試行を平均した体幹部の回転角度は $16.4 \pm 1.9 \text{ deg}$ となった。

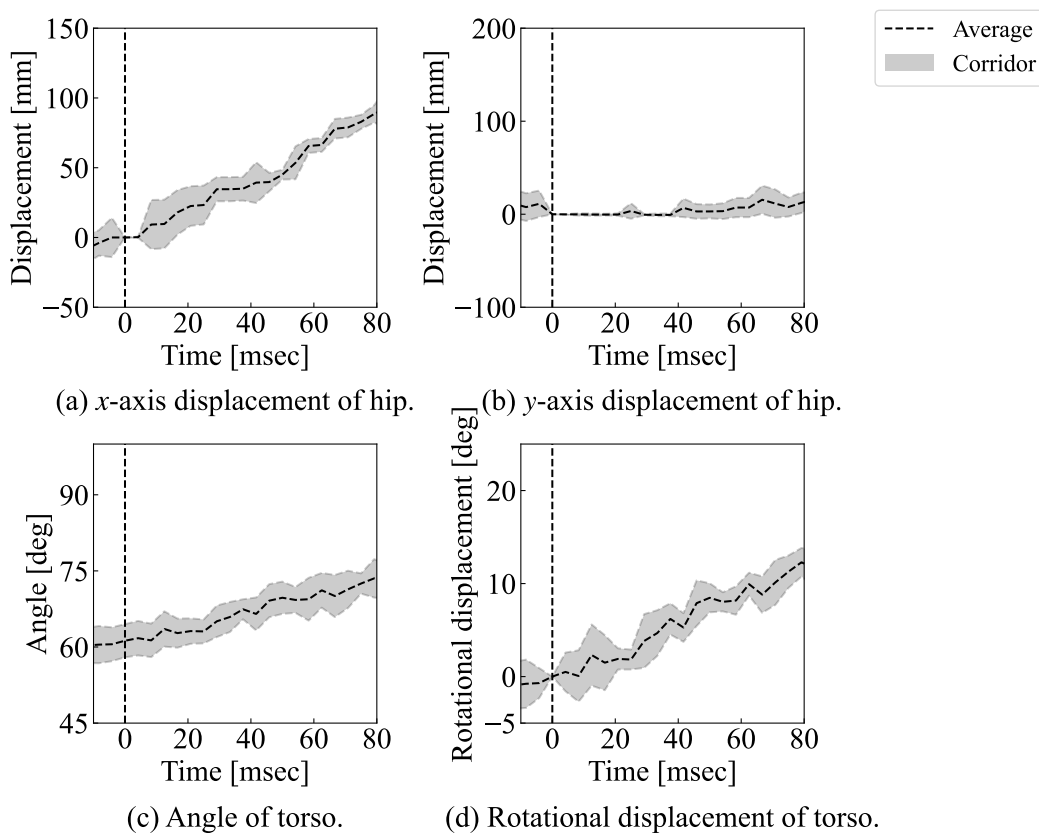


Figure. 2-4. The time history data of physical behavior measurement with OpenPose in case 17.

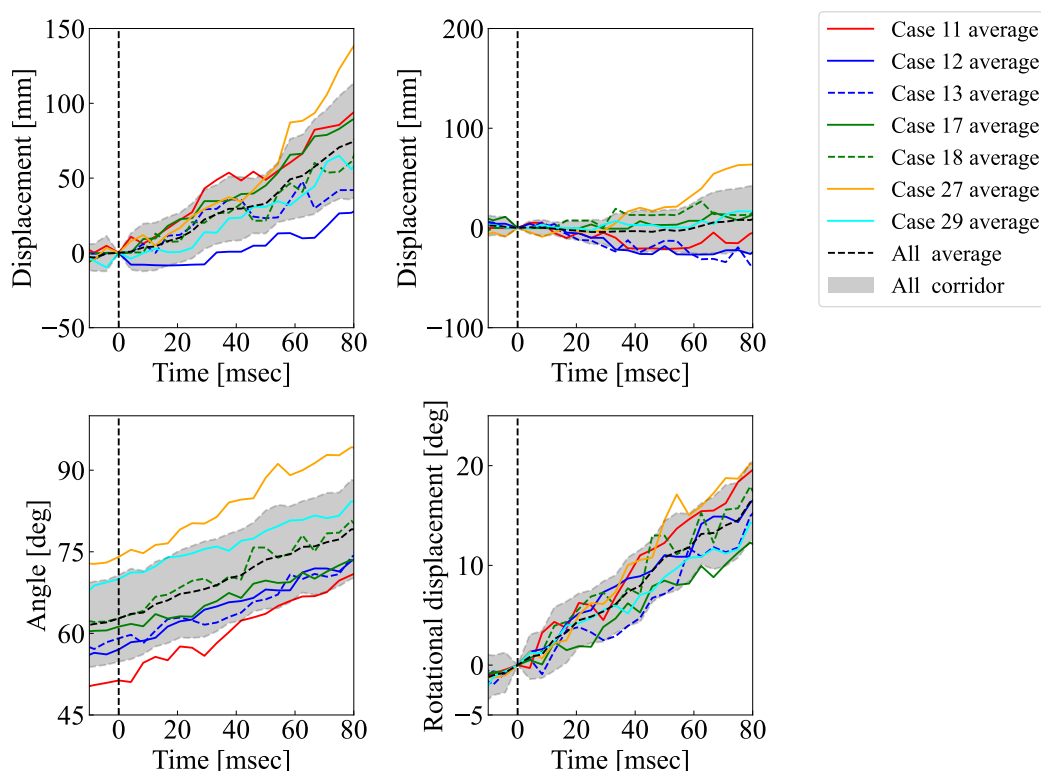


Figure. 2-5. The time history data of physical behavior measurement with OpenPose averaged for each case, the time history data averaged for all cases and its corridors.

2.3 身体挙動測定結果の考察

OpenPose を用いた身体挙動測定で得られた各試行ごとの身体挙動時刻歴変化はデータの欠損や測定した 80 msec 間での画像枚数が 20 枚程度であることからノイズの大きい時刻歴変化を示したが、各ケースでの試行の平均を算出することで図 2-4 に示すような身体挙動の傾向が確認できた。Case 17 以外の valid ケースについても case 17 と同程度の測定精度で、身体挙動の傾向が確認できた。

図 2-5 に示す各ケースごとの身体挙動時刻歴変化を比較すると、骨盤部 x 軸方向変位については、いずれのケースにおいても、頭部衝突直後から正方向に増加する傾向が見られた。一方、骨盤部 y 軸方向変位については、頭部衝突直後から増加するケースと減少するケースが見られた。骨盤部 y 軸方向変位がケースにより異なる増減傾向を示した要因として、Receiver 選手の体幹部角度の違いが考えられる。図 2-5 c に示す Receiver 側選手の体幹部角度の時刻歴変化を見ると、ケースによって頭部衝突時の体幹部角度が異なることが分かる。これは各ケースによって Receiver 側選手が異なることにより、身構える際の構え方が測定対象者によって異なることが現れているためである。(case 12 と case 13 及び case 17 と case 18 は同じ Hitter 側選手と Receiver 側選手の組み合わせで別日に測定を行った結果であり、同じ選手であれば頭部衝突時の体幹部角度が近い値を示していることから、測定対象者の違いが頭部衝突時の体幹部角度の違いに現れていることが裏付けされる。) この時、骨盤部 y 軸方向変位と体幹部角度を比

較すると、頭部衝突時の体幹部角度が大きいケースほど、骨盤部 y 軸方向変位が正方向に大きくなり、反対に頭部衝突時の体幹部角度が小さいケースでは、骨盤部 y 軸方向変位が負方向に変化することが分かる。これは、身構えた際の体幹部角度が大きい（体幹部が「起き上がっている」）場合、身体の重心位置が高くなるため Hit を受けた際骨盤部が y 軸正の方向に移動しやすくなっているためだと考察できる。

また、体幹部回転角については各ケースにおいて頭部衝突後から単調に増加する傾向を示した。頭部衝突開始時の Receiver 側選手の体幹部角度は各ケースによって異なるが、頭部衝突後の Receiver 側選手の体幹部回転角は頭部衝突時の体幹部角度によらず、同様な時刻歴変化を示している。これより、体幹部回転角は Receiver 側選手の個体差による影響が小さく、Hit 動作時の Receiver 側選手挙動を表現する指標であると言える。

以上より、Receiver 側選手の骨盤部 x 軸方向変位と体幹部回転角は Hit 動作を行う選手の組み合わせによらず同様な傾向を示す身体挙動指標であると言える。したがって、第 5 章で構築する AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいても骨盤部 x 軸方向変位及び体幹部回転角が妥当な時刻歴変化を示すことを考慮する必要がある。

2.4 マウスガード型 6DoF センサによる頭部キネマティクス測定結果

Vector Mouthguard によって得られた各ケースでの頭部キネマティクス測定結果の例として、図 2-6 に case 13 における Receiver 側選手の頭部重心直線加速度及び頭部重心角速度の時刻歴変化を示す。いずれの頭部キネマティクス指標も x 、 y 、 z 軸方向成分値及び三軸合成成分値に分けてグラフ化している。各線は case 13 で実施した 5 回の試行で得られた各試行の頭部キネマティクス成分の時刻歴変化を示しており、黒破線とグレーで色塗りした部分は 5 回の試行を平均した時刻歴変化とそのコリドーである。

ここで、Hit 動作において Receiver 側選手頭部の主運動方向は頭部重心加速度が x 軸負方向、頭部重心角速度は y 軸周り正方向となる。よって、本研究では x 軸方向頭部重心加速度 a_x （図 2-6 a (i)）及び y 軸周りの頭部重心角速度 ω_y （図 2-6 b (ii)）に着目して考察する。

まず、 a_x の時刻歴変化は頭部衝突直後から絶対値が増加し時刻 $t = 5 \text{ msec}$ 付近でピークを迎え、その後 a_x の絶対値は減少し、時刻 $t = 45 \text{ msec}$ 付近で 0.0 m/sec^2 に収束する波形を示した。この際、ピーク値は約 -150 m/sec^2 であった。一方、 ω_y は時刻 $t = 20 \text{ msec}$ 付近から絶対値が増加し、時刻 $t = 40 \text{ msec}$ 付近でピークを迎え、そのピーク値は約 10.0 rad/sec となる時刻歴変化を示した。また、 ω_y は時刻 $t = 80 \text{ msec}$ において 5.0 rad/sec 程度の値を示した。

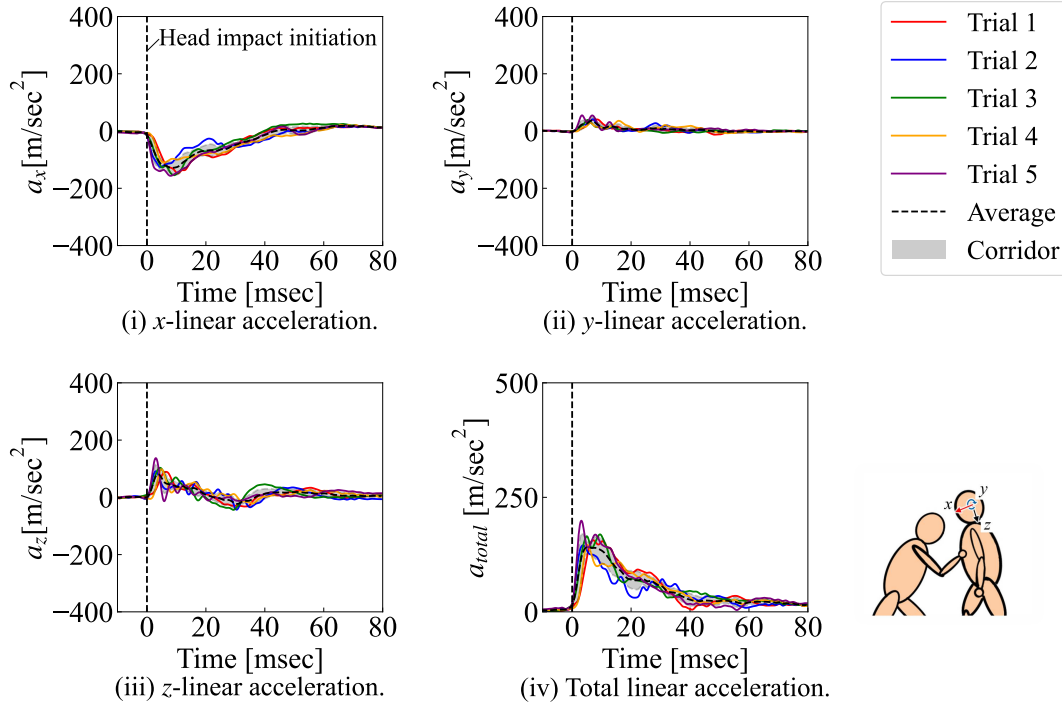
続いて、表 2-1 に case 13 で記録された各試行の頭部キネマティクスデータ及び case 13 の平均頭部キネマティクスデータより算出した頭部傷害評価値とその頭部傷害発生リスクを示す。HIC15 については最大で 13.0、平均化した頭部キネマティクスデータでは 8.8 となった。この試行平均時刻歴変化より得られた HIC15 値から算出した頭部傷害発生リスクは、頭蓋骨骨折発生確率 $P(\text{fracture}) = 7.50 \times 10^{-9}$ であった。また、頭部重心加速度の持続時間 ($t_2 - t_1$) はおよそ時刻 $t = 2.0 - 18 \text{ msec}$ の範囲であった。一方、BrIC は最大で 0.24、試行平均データからの算出値が 0.17 であった。この試行平均時刻歴変化より得られた BrIC 値から算出した

AIS1 及び AIS2 相当の脳傷害発生確率 $P(\text{concussion})$ はそれぞれ 0.94, 0.03 であった.

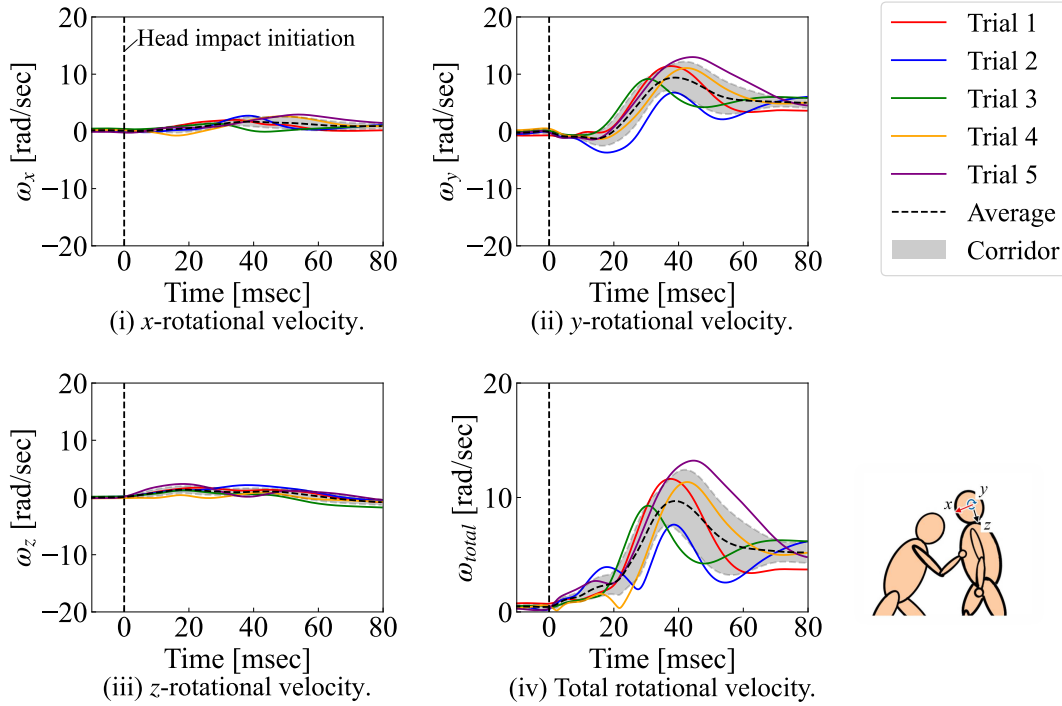
Table. 2-1. Head injury criterion values and their risk of injury occurrence calculated from each trial of case 13 and their average.

	HIC15 (t_1 – t_2)	P (fracture)	BrIC	$P(\text{concussion})_{\text{AIS1+}}$	$P(\text{concussion})_{\text{AIS2+}}$
Trial 1	9.2 (4.0–18.8 msec)	1.1×10^{-8}	0.21	0.99	0.05
Trial 2	5.5 (1.2–13.0 msec)	2.8×10^{-10}	0.14	0.78	0.02
Trial 3	9.7 (2.2–15.0 msec)	1.5×10^{-8}	0.17	0.93	0.03
Trial 4	6.2 (3.4–18.4 msec)	6.7×10^{-10}	0.20	0.99	0.04
Trial 5	13.0 (1.4–16.2 msec)	1.0×10^{-7}	0.24	1.00	0.07
Average	8.8 (4.0–13.0 msec)	7.5×10^{-9}	0.17	0.94	0.03

さらに、図 2-7 にケースごとの試行平均頭部キネマティクス時刻歴変化及び valid ケースの全試行を平均した頭部キネマティクス時刻歴変化とそのコリドーを示す. 全試行を平均した a_x の時刻歴変化においても時刻 $t = 5 \text{ msec}$ 付近でピーク値約 -150 m/sec^2 となり、時刻 $t = 45 \text{ msec}$ 付近で 0.0 m/sec^2 に収束する時刻歴変化を示した. また、全試行平均の ω_y についても、時刻 $t = 40 \text{ msec}$ 付近でピーク値約 10 rad/sec となり、その後時刻 $t = 80 \text{ msec}$ において 5.0 rad/sec 程度の値を示した.



(a) Linear acceleration.



(b) Rotational velocity.

Figure. 2-6. The time history data of head linear acceleration and rotational velocity measured in case 13 in which case player 4 hits against player 5. Each line shows the time history of each trial.

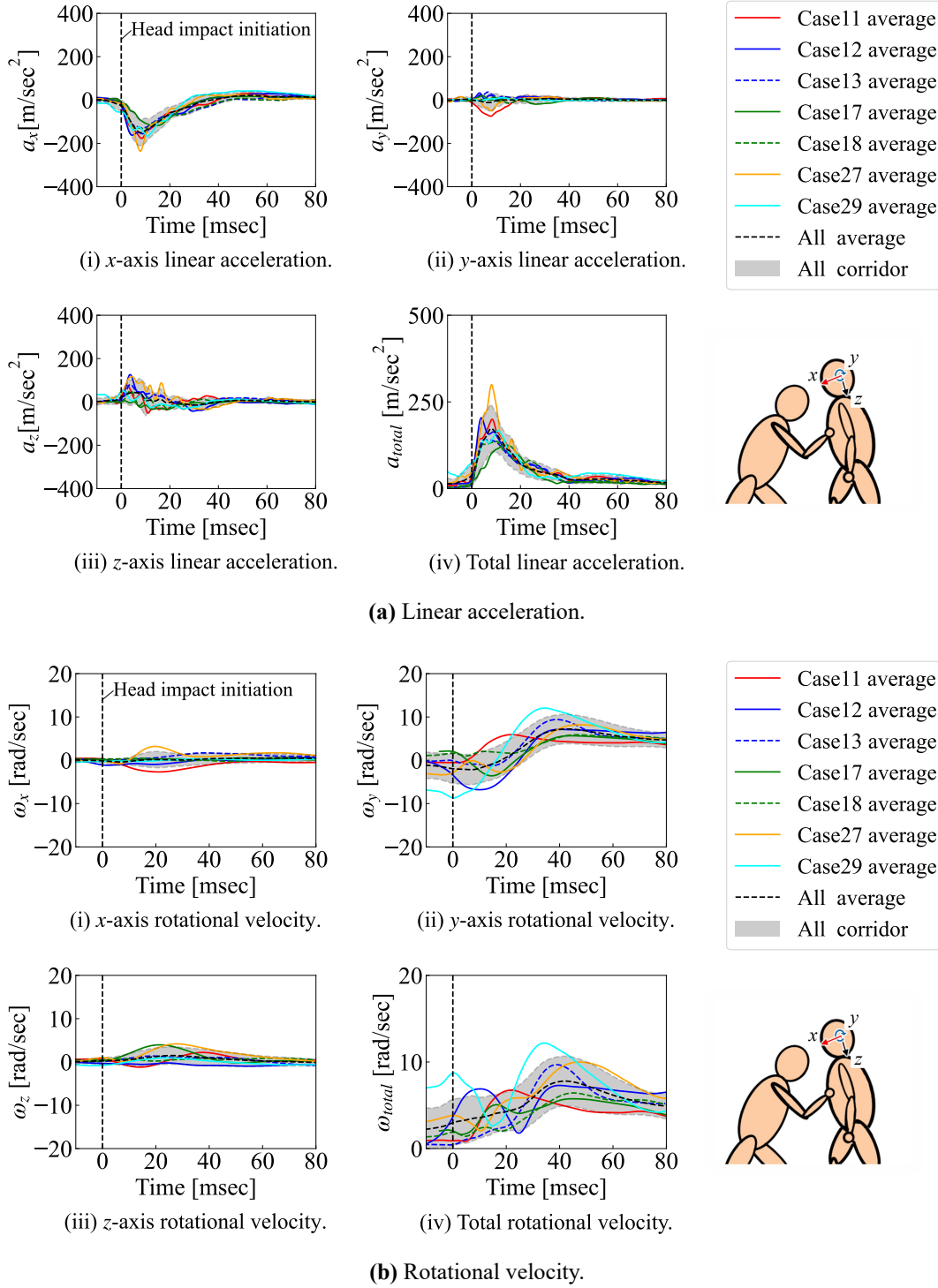


Figure. 2-7. The time history data of head linear acceleration and rotational velocity measured in the valid cases. The lines show the average time history of each case and the all trial average of the valid cases. For all trial averages of the valid cases, its corridor is also shown.

2.5 頭部キネマティクス測定結果の考察

まず、図 2-6 より、case 13 の各試行から得られた頭部キネマティクスデータに再現性があることが確認できる。Valid ケースの各ケースにおいても同様に各ケース内の試行を比較すると再現性があることが確認できた。

次に、 a_x の時刻歴変化では時刻 $t = 45 \text{ msec}$ 付近において 0.0 m/sec^2 に収束する傾向が確認できたが、これはヘルメット間の接触時間と関係があると考えられる。Hit 動作時の様子を示したにおいて時刻 $t = 45 \text{ msec}$ に相当する画像を確認すると、それは図 1-3 e にあたる。この時刻におけるヘルメット間の接触状態を確認すると、頭部衝突直後から接触していたヘルメットが離れ始めるタイミングであることが分かる。すなわち、 a_x のピークが収束する時間はヘルメット間に接触が生じている時間と同程度になると言える。

また、HIC15 から求められる頭蓋骨骨折発生確率 $P(\text{fracture})$ は最大で 1.0×10^{-7} であり、Hit 動作において頭蓋骨骨折が生じるリスクは非常に低いと言える。一方、AIS1 相当の脳傷害発生確率 $P(\text{concussion})$ が 0.94 となり Hit 動作において高い脳傷害リスクを有する結果となった。しかしながら、case 13 のいずれの試行においても脳震盪の発生は確認されておらず、他の測定ケースを含めた約 200 回の試行においても脳震盪の発生はなかった。これは AIS1 及び AIS2 相当の脳傷害発生リスク関数が Hit 動作における脳傷害発生リスクを評価することに適した関数になっていない可能性が示唆される。特に AIS1+ のリスク関数は AIS4+ のリスク関数を元にスケールアップされた^[14] 関数であり、フィールドデータにより検証されたものではないことが、傷害発生リスクが高い値を示す要因として考えられる。したがって、本研究で対象とする Hit 動作において BrIC 値に基づく脳傷害発生リスク関数を用いて傷害発生リスクを評価することは不適切である。ただし、BrIC は脳内に発生する最大主ひずみ MPS (Maximum Principal Strain) と相関があり、脳傷害の発生と一定の相関関係があることが示されている^[14]。そこで、本研究では脳傷害の発生リスクが増加または減少するのかという定性的な議論において、BrIC 値の大小関係を基に考察することとする。

さらに、測定した頭部キネマティクス時刻歴変化をケース間で比較すると、頭部重心加速度はケース間での差が小さく、頭部重心角速度は y 軸周り成分 ω_y においてケースごとに異なる傾向を示すことが分った。 a_x については、頭部衝突直後から a_x の絶対値が急激に増加し時刻 $t = 5 \text{ msec}$ 付近でピークを迎え、その後時刻 $t = 45 \text{ msec}$ 付近において 0.0 m/sec^2 に収束する傾向が各ケースにおいて確認できた。この傾向は図 2-6 で示した case 13 の頭部キネマティクス測定結果と同じ傾向である。一方、 ω_y の時刻歴変化は時刻 $t = 0 - 40 \text{ msec}$ の区間においてケースごとに異なる変化を示すことが分かった。これらの異なる変化を示す ω_y の時刻歴変化は時刻 $t = 0 - 40 \text{ msec}$ において ω_y が取る値により以下の 3 グループに分類できる。

- (1) 時刻 $t = 0 - 40 \text{ msec}$ の区間において、頭部衝突直後から ω_y が正方向に増加する (case 11, 27, 29)
- (2) 時刻 $t = 0 - 40 \text{ msec}$ の区間において、頭部衝突後 ω_y が 0.0 rad/sec 付近で推移する (case 13, 18)

- (3) 時刻 $t = 0 - 40 \text{ msec}$ の区間において、頭部衝突直後から ω_y が負方向に減少する (case 12, 17)

上記 3 つの特徴は、Receiver 側選手の身構え方、ヘルメットの衝突位置、Hit 動作の違い等が複合的に影響して生じていると考察する。まず、Receiver 選手の身構え方については、AF 競技歴が長く大きな最大頸部筋力値を有する（最大頸部筋力については 4.3 節において詳細を示す。）選手が Receiver 側であった case 13, 18 において頭部衝突後 ω_y が 0.0 rad/sec 付近で推移する傾向を示したことから、身構え時の頸部筋力発揮量や競技スキルによって頭部の回転が生じないように身体をコントロールしている可能性が示唆される。また、ヘルメットの衝突位置については、Hitter 側選手のヘルメットが Receiver 側選手のヘルメットの上側に衝突する場合は (1) の傾向を示すことが撮影した動画像から確認できた。さらに、Hit 動作において Hitter 側選手の手掌部が Receiver 側選手の胸部に衝突する時刻がヘルメット間の衝突が発生する時刻よりも早い場合において、(3) の傾向を示すことが分かった。(3) の特徴については 2.6 節でさらに考察する。

このように頭部衝突直後から約 40 msec 間の ω_y は Receiver 側選手の身構え方、ヘルメットの衝突位置、Hit 動作の違い等の要因が複合的に影響し合うことで、異なる時刻歴変化の特徴を示すと推察される。一方、時刻 $t = 80 \text{ msec}$ において ω_y が 5.0 rad/sec 付近に収束する傾向は各ケースで一致した。したがって、Hit 動作において頭部衝突直後から約 40 msec 間の ω_y は Hitter 側選手及び Receiver 側選手の特徴により異なる時刻歴波形を示す部分であり、適切な介入により頭部傷害の発生リスクを抑えるように頭部キネマティクスを変化させることができると言える。

2.6 体幹部挙動が頭部キネマティクスに影響を及ぼす可能性の考察

ここでは、同じ測定対象者の組み合わせで異なる日時に実施した case 12 と case 13 の結果について、 ω_y の時刻歴変化が異なる傾向を示した点を考察する。図 2-9 に case 12 及び case 13 で測定された頭部キネマティクスの時刻歴変化を示す。図 2-9 ではそれぞれの頭部キネマティクス指標について各ケースごとに平均した時刻歴変化及びコリドーをグラフ化した。各頭部キネマティクス指標について case 12 と case 13 で比較すると、 ω_y のみ異なる特徴を示していることが分かる。Case 12 では、時刻 $t = 0 - 10 \text{ msec}$ において ω_y が負の値となった後に、時刻 $t = 40 \text{ msec}$ まで値が単調に増加する。一方、case 13 では、時刻 $t = 0 - 20 \text{ msec}$ までは ω_y が 0.0 rad/sec 付近で推移し、時刻 $t = 20 - 40 \text{ msec}$ にかけて値が単調に増加している。

この要因として、Hitter 選手が頭部よりも先に手掌部を Receiver 側選手胸部に当てることを意識していたこと、及び、Receiver 側選手が胸部を Hitter 側選手に見せるように身構えていたことが挙げられる。測定時のヒアリングより、case 12 の測定を実施した期間において Hit の練習時に Hitter 側選手は頭部よりも手掌部を先に衝突させることを意識していたことが確認できている。このとき、Receiver 側選手は Hitter 側選手が手掌部を当てやすいように胸を開くように身構えることを意識していたことも確認できた。図 2-8 に case 12 及び case 13 のある一試行において撮影した頭部衝突時の画像を示す。図 2-8 から Hitter 側選手のヘルメットが衝突

し始めるよりも先に、手が Receiver 側選手胸部に手掌部が接触していることが確認できる。また、Receiver 側選手の身構えも Hitter 側選手が手を当てやすくするために、重心を高くして胸を開くように身構えていることが見て取れる。

これらの Hit 動作時の意識の違いから、Receiver 側選手は頭部への衝突よりも先に胸部に衝撃を受けることとなる。また、Receiver 側選手は胸部を開くように身構えていることから、Hit を受けた直後に胸部が屈曲する動作が生じやすい姿勢であると言える。この胸部屈曲動作は頸部の屈曲と連動性があるため、Receiver 側選手は胸部への衝撃を受けた直後に胸部及び頸部の屈曲動作が生じ y 軸周り負方向への頭部重心角速度が生じたと説明できる。この考察は case 17 と case 18 についても言えることを確認した。case 17 と case 18 についても同じ測定対象者の組み合わせで別日に実施した測定であり、胸部への衝突を意識していた case 12 と同時期に測定した case 17 でも、頭部衝突直後に ω_y が負の値となる傾向が確認できる。

以上より、 ω_y は競技動作時の選手の意識により時刻歴変化の特徴が変わりうる頭部キネマティクス指標であることが示唆される。頭部重心角速度は脳傷害の発生確率に相関があるとされており、適切な対策を実施することにより頭部重心角速度の時刻歴波形を変化させ、脳傷害予防に貢献できると言える。

ここで、頭部よりも手掌部が先に衝突するようという意識は、頭頸部傷害予防の一環として練習内で指導されたものである。過去の指導では頭部と両手の 3 点で強く衝突することが強調された事例もあるが、頭部での衝突は頭頸部傷害引き起こす危険性があることから現在では、頭部よりも手が先に衝突することが推奨されている。ただし、図 2-8 の結果では先に手掌部で衝突することを意識した場合の方が、Receiver 側選手の y 軸周りの頭部重心角速度の変化は急激となるとも解釈でき、この時刻歴変化の違いが脳傷害の発生にどのような影響を与えるのかはさらなる調査が必要である。



(a) Case 12.



(b) Case 13.

Figure. 2-8. The moment of head impact.

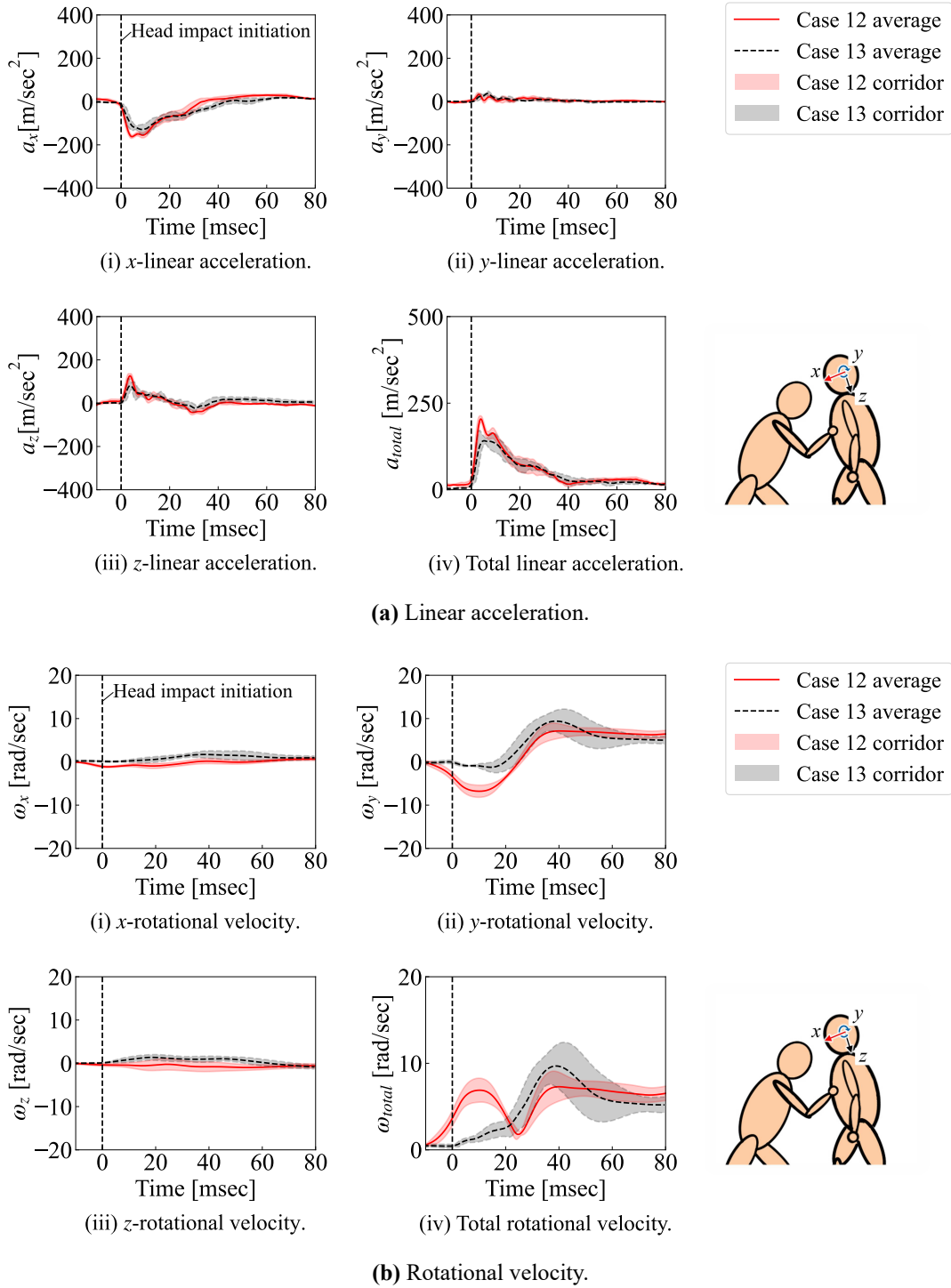


Figure. 2-9. Average time history data of head kinematics measured in case 12 and case 13. In both cases player 4 hits against player 5. Case 12 and case 13 were measured on different days.

第3章 AF 頭部傷害評価用人体頭頸部 FE モデルの作成

第2章の考察より AF 頭部衝突時の頭部キネマティクスは体幹部及び骨盤部の挙動に影響される可能性が示唆された。すなわち、AF 頭部衝突を再現する FE 解析モデルを構築するためには、頭頸部だけでなく体幹部の挙動についても再現する必要がある。一方、頭部傷害評価用の FE モデルを構築するにあたり全身をモデル化した人体 FE モデルを用いることは計算コストが大きくなることや、不要な部位まで詳細に計算を行うことになり非効率である。そこで、本研究では人体頭頸部及び体幹部のみの FE モデルを用いて AF 頭部衝突を再現する FE 解析モデルを構築することとした。本章では、THUMS より頭頸部及び体幹部を取り出した FE モデル（以下、頭頸部 FE モデルと呼ぶ）の詳細について示す。

また、作成した頭頸部 FE モデルについて長時間スケールに対応したモデルとするために陰解法計算が可能なモデルへの改善を行った。本章では、陰解法計算を可能にするために行ったモデルの変更点についても示す。

3.1 人体頭頸部 FE モデル

3.1.1 頭頸部 FE モデル概要

本研究では、2019 年に作成された THUMS Ver. 6 のうち標準的な米国男性の体格を再現した AM50 乗員モデルより頭頸部モデルを抽出した。頸部筋肉モデルについては頭頸部 FE モデルにおいても THUMS ver.6 と同等となるように取り出した。THUMS の詳細については Appendix C.1 に示す。

AF 頭部衝突 FE 解析モデルを構築するために作成した頭頸部 FE モデルを図 3-1 に示す。今回作成した頭頸部 FE モデルは THUMS Ver. 6 における頭部、頸部、体幹部に相当するモデルのうち、骨格、靱帯、筋肉の要素を取り出した人体モデルとなっている。ただし、頭部については脳などの軟組織も抽出した。節点数 82,143、ソリッド要素数 103,400、シェル要素数 43,065、ビーム要素数 368 となっている。このモデルには片側 23 本（両側 46 本）の頸部筋肉モデルが含まれており、これらは 90 個の Hill 型筋肉モデル^[15]で構成されている。頭部の座標系は、マウスガード型 6DoF センサにおける頭部局所座標系と同等になるように、図 3-1 に示す方向で定めた。頭部局所座標系の原点は頭部重心であり、頭部重心に対して前側方向が x 軸正方向、右側方向が y 軸正方向、下側方向が z 軸正方向である。頭部キネマティクスデータはこの頭部局所座標系を基準として出力した。

3.1.2 頭部のモデリング

頭頸部 FE モデルのうち頭部モデルの詳細について以下に示す。図 3-2 に頭部モデルの概要図を示す。頭部モデルは脳や皮膚と言った軟組織のモデルについても再現したモデルとしている。ここで、頭部モデルにおいて頭蓋骨部のモデル（図 3-2 の白色の部分）については剛体化した。頭部モデルの寸法は、頭部長さ、頭部幅、頭部高さがそれぞれ 212 mm, 165 mm, 251 mm となっている。頭部モデルの質量は 4.68 kg であり、頭部重心位置は図 3-2 に示す位置である。また、慣性特性は表 3-1 に示した値である。ただし、慣性特性は図 3-2 に示す頭部局所座標系

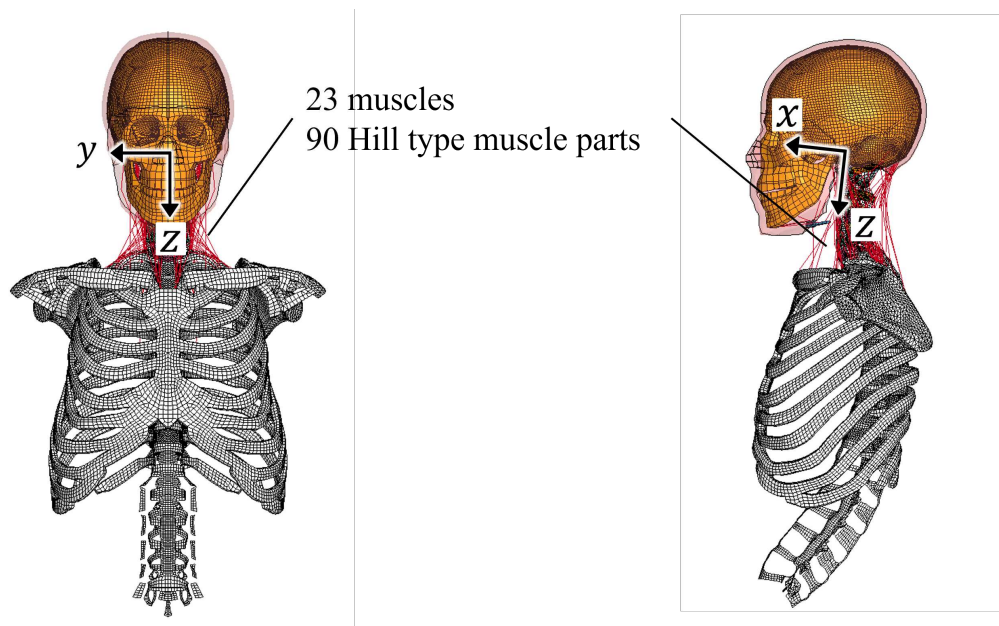


Figure. 3-1. Head and neck FE model.

での値である.

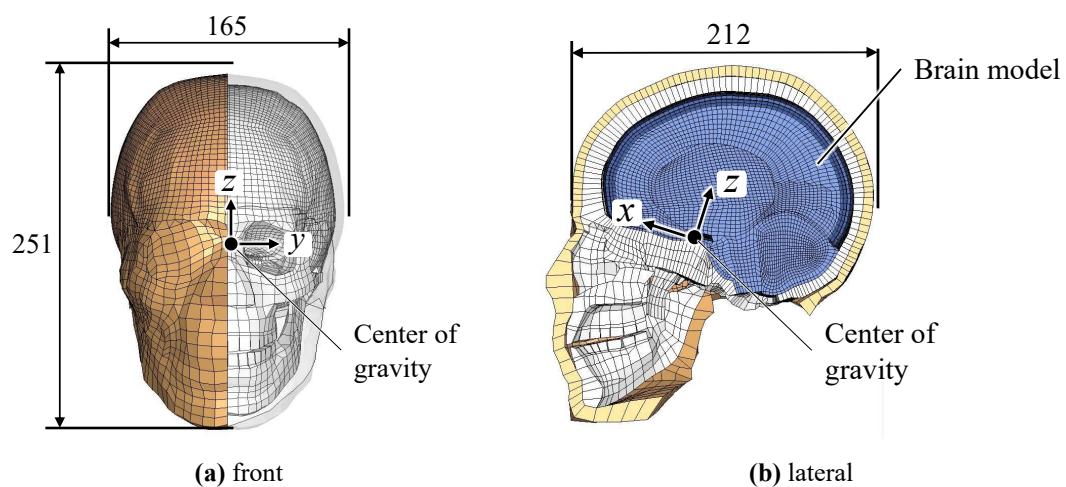


Figure. 3-2. Head FE model. The head length, head breadth and head height are 212 mm, 165 mm and 251 mm. The mass of head is 4.68 kg.

3.1.3 体幹部のモデリング

頭頸部 FE モデルのうち体幹部モデルの詳細について以下に示す。図 3-3 に体幹部モデルの概要図を示す。この体幹部モデルは剛体となっており、実人体体幹部に位置する内臓等の組織の質量も含めた質量及び慣性特性を定めた。体幹部モデルの質量は 23.2kg であり、重心位置は図 3-3 に示す位置である。また、慣性特性は表 3-2 に示す値を定めた。慣性特性を定めた座

Table. 3-1. The mass and inertia properties for the head FE model.

Mass	I_{xx}	I_{yy}	I_{zz}	I_{xy}	I_{yz}	I_{yz}
[kg]	[kg mm ²]	[kg mm ²]	[kg mm ²]	[kg mm ²]	[kg mm ²]	[kg mm ²]
4.68	1.95×10^4	2.61×10^4	2.06×10^4	-2.49×10^{-1}	-3.58×10^3	2.33×10^{-2}

標系は図 3-3 に示す向きの体幹部局所座標である。体幹部モデルの寸法は、体幹部長さ、体幹部幅、体幹部高さがそれぞれ 230 mm, 392 mm, 441 mm となっている。

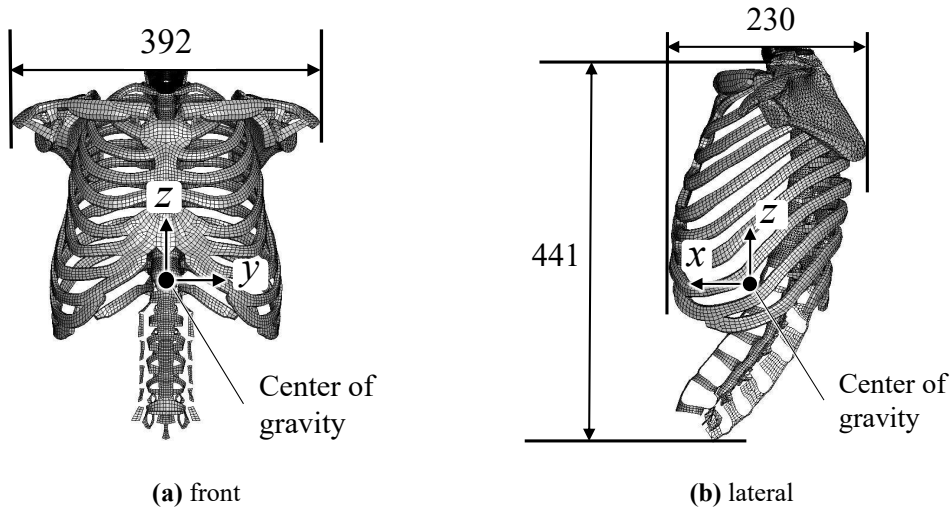


Figure. 3-3. torso FE model.

Table. 3-2. The mass and inertia properties for the torso FE model.

Mass	I_{xx}	I_{yy}	I_{zz}	I_{xy}	I_{yz}	I_{yz}
[kg]	[kg mm ²]	[kg mm ²]	[kg mm ²]	[kg mm ²]	[kg mm ²]	[kg mm ²]
23.2	8.37×10^5	6.77×10^5	4.08×10^5	4.98×10^1	9.93×10^4	1.01×10^2

3.1.4 頸部筋肉モデルの分類

本研究では、頭頸部 FE モデルの頸部筋肉モデルを頸部屈曲主動筋群、頸部屈曲協力筋群、及び、頸部伸展筋群の 3 つの筋群に分類して扱うこととした。分類の詳細は Appendix C.1.1 表 C-1 に示す。各頸部筋肉モデルの分類は THUMS の PID 制御による筋活動度決定において定められている頸部動作への各筋肉モデルの貢献度 r_{i2} の値 (Appendix 表 C.2.4) に基づき行った。頸部屈曲主動筋群は r_{i2} が 1.0 の筋肉モデル群、頸部屈曲協力筋群は r_{i2} が正の値であり、かつ、1.0 でない筋肉モデル群、頸部伸展筋群は r_{i2} が負の値の筋肉モデル群である。さらに、頸部屈曲協力筋群と頸部伸展筋群は r_{i2} の値が同じものをサブグループとしてさらに分類し

た．頸部屈曲協力筋群のうち r_{i2} が 0.4 及び 0.3 の筋肉モデル群をそれぞれ Flexor synergist 1, Flexor synergist 2, 頸部屈曲協力筋群のうち r_{i2} が -0.4 及び -0.35 , -0.30 の筋肉モデル群をそれぞれ Extensor 1, Extensor 2, Extensor 3 と分類した．

頸部屈曲主動筋群には二腹筋，胸骨舌骨筋，顎舌骨筋，茎突舌骨筋の 4 種類の筋肉モデルが分類される．図 3-4 に頸部屈曲主動筋モデルの走行を示す．これらの筋肉モデルは収縮力を発揮することで頸部屈曲動作に寄与する．いずれの頸部屈曲主動筋も舌骨モデルに付着していることが特徴である．舌骨モデルは頸椎などの他の骨モデルと直接結合されておらず，頸部屈曲主動筋群によって支持される構造となっている．そのため，頸部屈曲主動筋群が筋張力を発揮した直後の舌骨モデルは不安定な状態にあり，舌骨モデルに作用する筋張力が釣り合う位置に舌骨モデルが移動するまでは頸部屈曲筋力が十分に発揮されない．

頸部屈曲協力筋群には 8 種類の筋肉モデルが含まれている．図 3-5 に頸部屈曲協力筋モデルの走行を示す．これらの筋肉モデルは筋張力を発揮することで頸部屈曲動作に寄与する他，頸部側屈，頸部回旋動作にも寄与する．頸部屈曲協力筋群の中で最も筋断面積が大きいのが胸鎖乳突筋の筋肉モデルで，その筋断面積 (Physiological cross-sectional area, PCSA) は 492.0 mm^2 である (頭頸部 FE モデルに含まれる各頸部筋肉モデルの筋断面積については Appendix C.1.1 表 C-1 を参照)．頸部屈曲協力筋群の総筋断面積は 1198.4 mm^2 であるので，その約 40% が胸鎖乳突筋である．そのため，頸部屈曲協力筋群の作用は胸鎖乳突筋の作用の影響を大きく受ける．胸鎖乳突筋は胸骨と鎖骨を起始とし，乳様突起に停止しており，頭頸部の肢位によって筋作用が変化する．例えば，頸部屈曲位であれば胸鎖乳突筋は頸部屈曲に作用するが，頸部伸展位となっていると頸部伸展に作用する．胸鎖乳突筋が過緊張になると頸部伸展位姿勢となることが知られており，FE モデルにおいても胸鎖乳突筋の筋力発揮を促す場合は筋力発揮時の頭頸部肢位と過度な筋活性度を与えないように注意が必要である．

頸部伸展筋群には 11 種類の筋肉モデルが含まれている．図 3-6 に頸部屈曲協力筋モデルの走行を示す．これらの筋肉モデルは筋張力を発揮することで頸部伸展動作に寄与する他，頸部側屈，頸部回旋動作に寄与する．

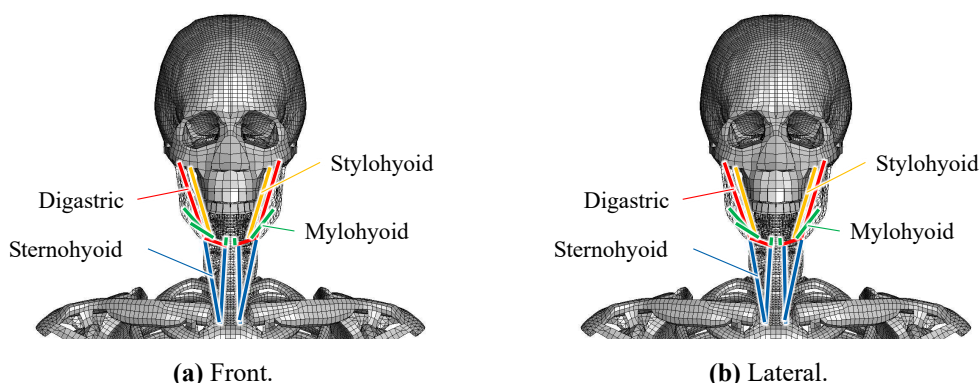


Figure. 3-4. The origin and stop of each cervical flexor agonist muscles.

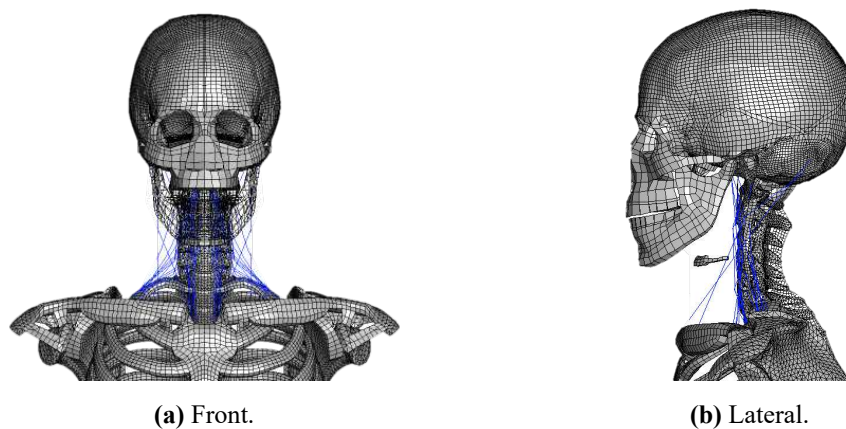


Figure. 3-5. The origin and stop of each cervical flexor synergist muscles.

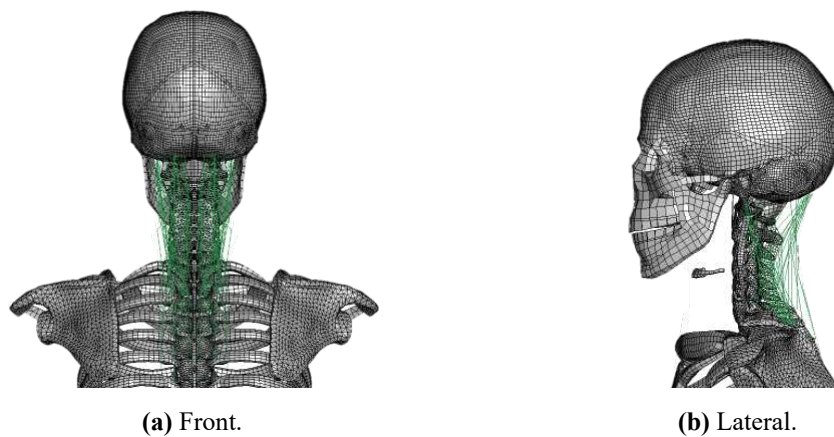


Figure. 3-6. The origin and stop of each cervical extensor muscles.

3.2 陰解法計算が可能な FE モデルへの拡張

本研究では、頭頸部 FE モデルを陰解法でも計算が可能なモデルへの拡張を行った。THUMS は自動車衝突時における人体応答を予測することを目的としているため、一般的に衝撃問題を得意とする陽解法による計算が想定された FE モデルとなっている。そのため、THUMS から抽出した頭頸部 FE モデルも陽解法で計算を行う必要がある。陽解法計算ではクーラン条件を満たすように時間増分を十分小さく取る必要があるため長時間の現象を計算するには不向きである。そのため、頭頸部 FE モデルで現象時間が 1 sec を超えるような長時間スケールの現象を扱うには計算時間が長くなってしまいう課題がある。本研究では、第 4 章で示す頭頸部 FE モデルの最大頸部筋力や筋活性度バランスの算出において 1 sec の現象時間で解析を行う必要があり、陽解法で計算を実行するのは計算コストが大きな障壁となる。そこで、本研究では頭頸部 FE モデルを陰解法計算が可能なモデルへの拡張に取り組んだ。陰解法計算では、陽解法計算に比べて時間増分を約 100–1000 倍大きく取ることができるため、長時間スケールの現

象を解析するのに要する計算時間の短縮化を図ることができる。以下に、頭頸部 FE モデルを陰解法計算可能なモデルとするために、既存のモデルに対して行った変更点を以下に示す。

I. 脳モデルの剛体化

II. シェル要素間の接触定義をシェル-ソリッド要素間の接触定義に変更

III. 完全積分要素を使用

I の脳モデルの剛体化については、脳モデルを含めて頭部モデルを一つの剛体とする（皮膚モデルは除く）ことで、計算収束性の向上を図った。頭部モデルにおいて脳モデルは他の部位に比べて剛性が小さく、脳脊髄液を再現した体積弾性率 2 GPa の弾性体で覆われており、陰解法による計算では計算収束性が悪い箇所となる。ここで、本研究において陰解法での計算を検討した現象は衝撃問題と比べて十分遅い現象であるため、脳内に生じるひずみは小さく、脳モデルが頭頸部挙動に与える影響は少ないと考えた。そこで、本研究では脳モデルを剛体化し計算収束性の向上を図った。

また、頸部モデルでは、頸椎モデルと脊髄モデルの接触部が陰解法による計算収束性の課題であった。そこで、II に示すように接触定義をシェル-ソリッド要素間の定義に変更した。頸椎モデルと脊髄モデルの接触部位についても、脳モデルと頭蓋骨モデルの接触部位と同様、接触要素の剛性差が大きいことが計算収束性悪化の要因となっていた。剛性差の大きい要素間の接触では、貫入量が大きくなりやすく、陰解法でタイムステップを大きく取ることにより貫入量が大きくなる。そのような接触部位に対して、板厚が限られているシェル要素間の接触定義ではなく、一方の要素をソリッド要素に変更することで計算収束性を向上させた。

III については、陰解法での計算精度を確保するために完全積分要素を用いた。

第 4 章 頸部筋力モデリングと妥当性確認

本章では、第 3 章で作成した頭頸部 FE モデルの頸部筋肉モデルを AF 競技者の頸部筋力状態を想定したモデルに変更を行う。本研究では、頭頸部 FE モデルの有する最大頸部筋力が AF 競技者の最大頸部筋力と同程度となり、AF 頭部衝突直前の身構え状態（予備筋長状態）を再現できるような頸部筋のモデリングについて検討した。

最大頸部筋力については、本論文で FEM による再現を行う Hit 動作は頭部前方からの衝突であるため、頸部屈曲筋群の作用が頭部傷害予防の観点では重要であると言える。そこで、本研究では頸部屈曲筋力に着目して評価を行った。本章では頭頸部 FE モデルの最大頸部筋力を算出する FE 解析モデルを作成し、頸部筋断面積を THUMS 既定値の 1.0 倍、1.5 倍、2.0 倍とした場合の頸部屈曲最大筋力の算出を行った。その結果、頸部筋断面積を 1.0、1.5、2.0 倍とした場合において頭頸部 FE モデル頸部屈曲最大筋力はそれぞれ 88.1、131、172 N となった。ここで、頸部筋力測定の結果より AF 競技者の頸部屈曲最大筋力は 180 N 程度であったため、頸部筋断面積を 2.0 倍とする頭頸部 FE モデルを AF 競技者の頸部筋力を再現する頭頸部 FE モデルとした。

また、AF 競技における頭部衝突 FE 解析モデルを構築するには、競技者が衝突に備えて予備的に頸部筋力を発揮する効果を考慮する必要がある。AF 競技中において選手同士の接触が起こる場合、選手は相手選手に衝突されることを想定し身構えている場合がほとんどである。この身構えた状態は予備緊張状態とも言われ、人体に衝撃が加わった際に傷害の発生を防ぐためにように衝突前から予め筋力を発揮した状態である。AF の頭部衝突においてこの予備緊張が頭部傷害予防に重要であるという報告もなされており^[1]、AF 頭部衝突 FE 解析モデルの構築においても予備緊張状態を再現する必要がある。本研究では頸部屈曲主動筋群の筋活性度を 20% 及び 50% としたときに頸部中間位姿勢を保持できる頸部筋群の筋活性度の配分（筋活性度バランス）を算出し、算出した筋活性度を一定値として与えることで予備緊張状態の再現を試みた。筋活性度バランスの算出手法と結果について本章で示す。

4.1 Hill 型筋肉モデル

頭頸部 FE モデルの頸部筋肉は Hill 型筋肉モデル^[15]によって定義される。Hill 型筋肉モデルは収縮要素、受動要素、減衰要素の 3 つの要素で構成されている。このうち、収縮要素は筋断面積及び筋活性度に応じて発揮される筋張力が変化する要素である。人体 FE モデルにおける身体挙動はこの収縮要素が発揮する筋力による影響を大きく受ける。

式 4.1 に Hill 型筋肉モデルにおける収縮要素が発揮する筋張力 F_{CE} の算出式を示す。収縮要素の筋張力 F_{CE} は筋肉モデルの最大筋張力 F_{max} 、現在の時刻 t における筋活性度 $\alpha(t)$ 、筋肉モデルのストレッチ比 L に依存する筋張力のスケーリングファクタ $f_{TL}(L)$ 、筋収縮速度比 V に依存する筋張力のスケーリングファクタ $f_{TV}(V)$ の積で表される。ここで、ストレッチ比 L は筋肉モデルの初期筋長さ L_0 に対する現在の筋長さ L_M の比、筋収縮速度比 V は筋肉モデルの最大筋収縮速度 V_{max} に対する現在の筋収縮速度 V_M の比を表している。

$$F_{CE} = F_{max} \times \alpha(t) \times f_{TL}(L) \times f_{TV}(V) \quad (4.1)$$

式 4.1 において最大筋張力 F_{max} は筋断面積に比例して定まる値であり、Hill 型筋肉モデルでは、筋力トレーニングによる筋力増大の効果は筋断面積を増やすことで表現できる。また、筋活性度 $\alpha(t)$ は最大筋張力に対する筋張力の発揮度合を示す値である。実人体において衝突が予測できる場合に身構える動作は、衝突に備えて筋活性度を予め高めておくことで表現できる。

以上より、本研究では筋断面積及び筋活性度をパラメータとしてアメフト競技者の頭部衝突時を想定した頸部のモデリングを行うこととした。

4.2 頭頸部 FE モデルにおけるアメフト競技者を想定した頸部筋断面積の決定

4.2.1 頸部屈曲最大筋力算出解析モデル

図 4-1 に頭頸部モデルの頸部屈曲最大筋力を推定するために作成した解析モデルを示す。3.1 接で示した頭頸部モデルの体幹部を変位拘束し、前額部の節点を x 軸方向のみ変位拘束した FE モデルである。前額拘束部の面積は 3854 mm^2 である。この境界条件において、頸部屈曲主動筋群と頸部屈曲協力筋群の筋活性度を高めることにより頸部屈曲方向に頸部筋力を発揮させ、その際に前額部の拘束部に生じる x 軸方向拘束力を頭頸部モデルの頸部屈曲筋力とみなして評価した。

この頸部屈曲最大筋力推定解析モデルでは頸部屈曲筋群の筋活性度を図 4-2 に示す時間変化で与えて頸部屈曲方向の筋収縮力を発生させた。頸部屈曲筋群の筋活性度は解析開始直後から現象時間 2.5 sec で上昇させた。現象時間 2.5 sec における筋活性度は、頸部屈曲主動筋群 (Flexor agonist) が 100.0%，頸部屈曲協力筋群は Flexor synergist 1, 2 がそれぞれ 94.0%，71.4%，頸部伸展筋群は Extensor 1, 2, 3 がそれぞれ 0.06%，0.04%，0.03% とした。現象時間 2.5 sec 以降は筋活性度を一定とした。

また、頸部筋群の筋断面積条件として、THUMS の既定値とした場合に加え、筋断面積を 1.5 倍、及び、2.0 倍とした場合についても同様の条件で解析を行い、筋断面積の大きさによる頸部最大筋力の変化を評価した。本解析は有限要素ソルバー LS-DYNA R11.2.2 を使用し、陰解法でタイムステップを 2.0×10^{-3} 秒として計算を行った (表 4-1)。

4.2.2 頸部屈曲最大筋力の算出結果

以下の図 4-3 に前額拘束部に生じる x 軸方向拘束力の時間変化を示す。いずれの筋断面積の場合においても、筋活性度の増加に応じて x 軸方向拘束力が増加し、最大筋活性度に到達後は拘束力も一定値となった。時刻 3.0 sec における x 軸方向拘束力の値は、筋断面積 1.0 倍、1.5 倍、及び、2.0 倍の場合で、それぞれ 88.1 N、131 N、172 N であった。

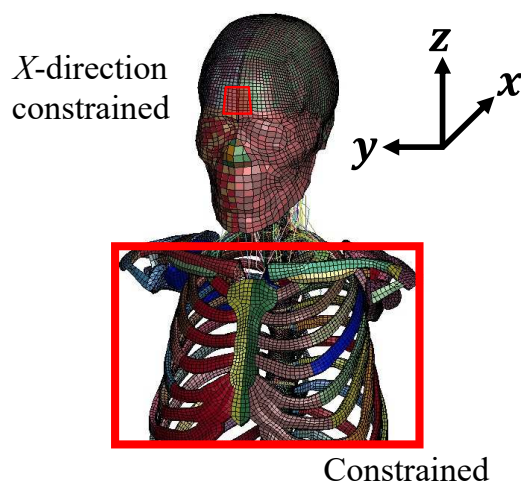


Figure. 4-1. The analysis model for estimating maximum cervical flexion muscle strength. The forehead nodes are constrained in x -axis direction. The torso FE model is also constrained.

Table. 4-1. The analysis condition for estimating maximum cervical flexion muscle strength.

FE analysis solver	LS-dyna R11.2.2
Method	Implicit dynamic finite element method
Termination time	3.0 sec
Time step	2.0×10^{-3} sec
PCSA	$\times 1.0$
	$\times 1.5$
	$\times 2.0$

4.3 頸部屈曲最大筋力算出値の妥当性確認

本節では 4.2 節で算出した頭頸部 FE モデルが有する頸部屈曲最大筋力について、大学 AF 競技者と一般成人男性を対象に実施した頸部筋力測定の結果と比較し、算出値の妥当性について考察する。最大頸部筋力測定の結果より、頭頸部 FE モデルにおいて頸部筋断面積を既定値としたモデルは一般成人男性、頸部筋断面積を既定値の 2.0 倍とするモデルは AF 競技者の頸部筋力を表現する頸部モデリングとなっていることが確認できた。

以下に、最大頸部筋力測定の概要及びその結果を示すとともに、頭頸部 FE モデルの頸部屈曲最大筋力の算出値を示す。

4.3.1 最大頸部筋力測定

本研究では、関東大学 AF 連盟 1 部リーグに所属する大学 AF チームのメンバー 9 名と AF 競技経験のない 20 代一般男性 3 名を対象に頸部筋力測定を実施した。頸部筋力測定では、マッサージベッド上に臥位とした測定対象者の頭部の上方にハンドヘルドダイナモメー

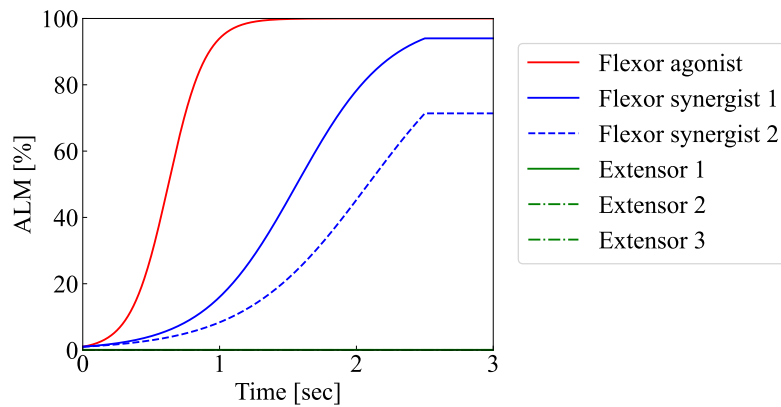


Figure. 4-2. The time history of muscle activation level.

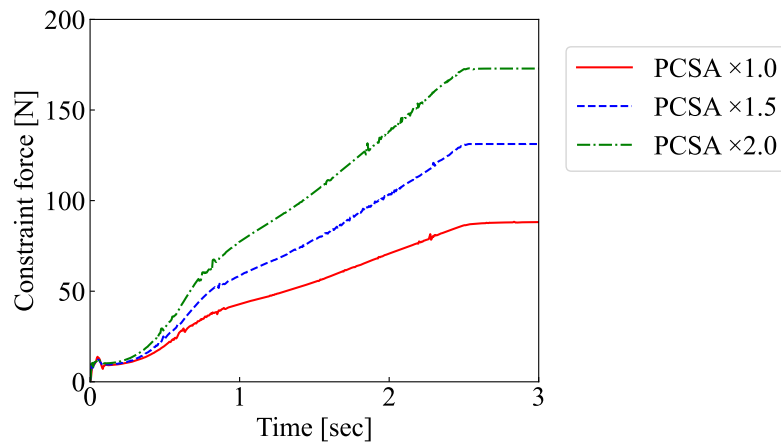


Figure. 4-3. The time history of the constraint force applied to the forehead constrained part of the head-neck FE model.

タ (Hand-held dynamometer, HHD) を固定設置した状態で、測定対象者が頸部筋力を発揮し HHD に頭部を押し付ける。その際、HHD に生じる反力を測定した。この測定手法により 4.2 節の FE 解析と同等な条件での頸部最大筋力を測定した。頸部筋力測定では 1 回あたりの測定時間は 3 秒間で、1 名の測定対象者につき、屈曲、伸展、左側屈、および、右側屈の 4 方向についてそれぞれ 3 回ずつ測定した。各方向 3 回の測定結果のうち最大値をその方向の最大頸部筋力値とした。詳細な頸部筋力測定手法については、Appendix B に示す。

最大頸部筋力測定の測定結果については、測定対象者を AF 選手の競技歴に応じて 4 つのグループに分類して評価した。グループの分類方法は、筋力測定実施時に AF 競技を継続して行っており競技経験が 2 年以上の測定対象者を Group A (3 年生選手 1 名、4 年生選手 1 名、社会人 AF チーム所属者 1 名)、競技経験が 1 年未満の測定対象者を Group B (1 年生選手 3 名)、AF を 4 年間競技した経験があり、測定時は競技を継続して行っていない測定対象者を Group C、AF 競技経験のない測定対象者を Control と分類した。測定は AF の公式戦中の 11 月に実施した。

また、本測定手法により得られる測定値の測定精度について評価するために、3名の測定対象者に対して日時を変えて10回（1回につき4方向3回ずつ測定を実施）の頸部筋力測定を実施した。内訳は、AF競技者が2名、非AF競技者が1名である。

なお、最大頸部筋力測定実験は東京大学医学部倫理委員会/東京大学臨床研究審査委員会より承認を得た上で実施した（審査番号：11907-(7)、研究課題：「スポーツ医科学情報解析によるスポーツ障害・外傷・疾病の病態解明」）。

4.3.2 最大頸部筋力測定結果

表4-2及び図4-4に最大頸部筋力の測定結果を示す。頸部筋力測定から得られたAF競技者群の最大頸部筋力値は平均で屈曲176.2±38.4N、伸展288.3±47.0N、左側屈263.9±52.6N、右側屈288.9±47.5Nであった。一方、コントロール群の最大頸部筋力測定値は平均で屈曲95.8±17.7N、伸展185.3±58.9N、左側屈157.8±42.8N、右側屈181.2±43.4Nとなった。各測定対象者ごとの具体的な最大頸部筋力値についてはAppendix B.4の表B-2に示す。また、最大頸部屈曲筋力はGroup A・Bで151–229N、Group Cで111–202N、Controlで80–115Nの範囲であった。

また、同一測定対象者に対して10回の測定を行った結果より、いずれの測定対象者においても測定値の標準偏差が20–30Nの範囲内であった。

Table. 4-2. The average of maximal isometric cervical muscle strength per group.

Mean±SD [N]	Group A	Group B	Group C	Player	Control
Anterior	193.7±31.5	179.3±42.7	155.5±44.2	176.2±38.4	95.8±17.7
Posterior	326.7±28.9	305.7±17.1	232.5±19.1	288.3±47.0	185.3±58.9
Lateral left	304.0±65.0	233.7±17.3	254.2±51.3	263.9±52.6	157.8±42.8
Lateral right	318.3±58.1	274.0±5.3	274.3±60.6	288.9±47.5	181.2±43.4

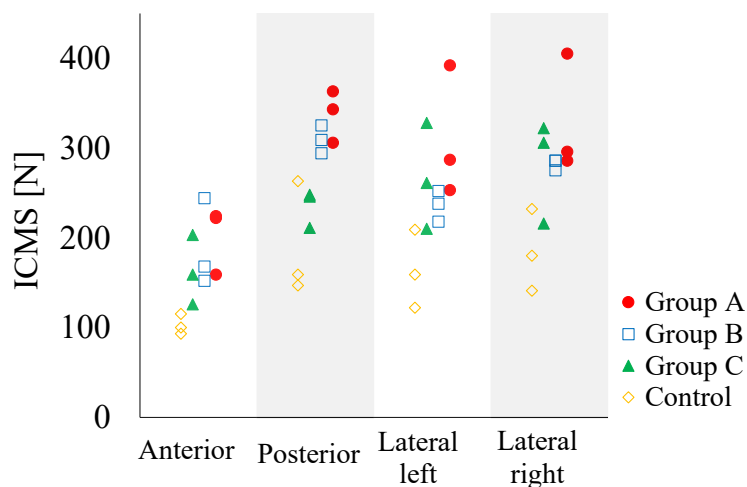


Figure. 4-4. The plot of maximal isometric cervical muscular strength.

4.3.3 頸部筋力測定結果の考察

本研究での頸部筋力測定結果を西村らが行った AF 選手を対象とした頸部筋力測定結果（屈曲：268.80 ±71.24 N，伸展：352.65 ±41.48 N，左側屈：323.42 ±47.35 N，右側屈：311.07 ±43.50 N）と比較すると，本測定結果のであり，全方向において先行研究よりの小さい値を示した．この要因として，測定方法の違いが挙げられる．西村ら^[9]が用いた徒手抵抗法の場合，測定時実施者から荷重が加えられるため筋肉はエキセントリックな収縮（筋繊維が筋肉の動作方向とは逆方向に引き伸ばされながら力を発揮する筋収縮）の効果が含まれてしまう可能性が高い．一方，本実験の手法では測定対象者は自ら筋力を発揮する必要がありコンセントリック収縮（筋繊維が筋肉の動作方向と同方向に収縮しながら力を発揮する筋収縮）に近い筋力発揮となる．一般的に同じ筋肉であればコンセントリック収縮よりもエキセントリック収縮の方が大きい筋力を発揮できるため，先行研究と本研究での結果の違いが生じたと考察する．

また，表 4-2 より Group A は Control よりも大きな頸部屈曲筋力を有していることが分かる．ここで，Turkey の手法により各測定対象者群の頸部屈曲最大筋力について比較した結果，Group A と Control では有意水準 0.05 で有意な差があることが確認できた．Turkey の手法により得られた結果を表に示す．この傾向は他の 3 方向についても同様に，頸部の全方向についても Group A は Control より大きな頸部筋力を有していると言える．さらに，本測定手法による頸部筋力測定値の標準偏差は測定対象者に起因するばらつきを含めて 20–30 N の範囲内であると推察されることから，Group A と Control には有意な筋力差があると言える．

4.3.4 頸部筋力測定結果と FE 解析結果の比較

頸部筋力測定より得られた AF 競技群と一般成人男性（非 AF 競技者）群の頸部屈曲最大筋力値を 4.2.2 節で得られた頭頸部 FE モデルの頸部屈曲最大筋力の算出値と比較すると，AF 競技歴のない一般成人男性群の頸部屈曲最大筋力は 95.8 ±17.1 N であり，筋断面積を THUMS の既定値とした頭頸部 FE モデルの最大頸部屈曲筋力値（88.1 N）は一般成人男性群の筋力として妥当な値であると言える．また，AF 競技者 Group A の頸部屈曲最大筋力は 193.7 ±31.5 N であったため，筋断面積を THUMS 既定値の 2.0 倍とした頭頸部 FE モデルが有する最大頸部屈曲筋力値（172 N）は AF 選手が有する頸部筋力と同程度であることが示された．以上より，本研究では筋断面積を THUMS 既定値の 1.0 倍とした場合を一般成人男性の頸部筋力を表現するモデル，筋断面積を THUMS 既定値の 2.0 倍とした場合を AF 選手の頸部筋力を表現するモデルとする．

4.4 予備緊張状態の筋活性度バランス推定

本節では予備緊張状態の筋活性度バランスの推定を行う。THUMS では、各頸部筋肉モデルについて頸部筋断面積（Appendix 表 C-1 参照）が定められており、頸部屈曲主動筋群、頸部屈曲協力筋群及び頸部伸展筋群の総筋断面積はそれぞれ 345.6, 1198.4, 2482.4 mm² である。これは、頸部伸展筋群の総筋断面積は頸部屈曲筋群の総筋断面積よりも大きいことを示しており、全ての筋肉モデルに一樣な筋活性度を与えた場合 THUMS では頸部が伸展方向に変形すると言える。これは THUMS から抽出した本研究の頭頸部 FE モデルにおいて同様である。そのため、予備緊張状態を作り出すためには、頸部中間位姿勢を保持できる各筋群の筋活性バランスを保ちながら筋活性度を高めた状態を作り出す必要がある。

以下にその筋活性度バランス推定手法を示すとともに、推定された筋活性度バランスが妥当であることを確認する。

4.4.1 予備緊張状態の筋活性度バランス推定手法

予備緊張状態の筋活性度バランス推定には、4.2 で作成した最大頸部屈曲筋力推定解析モデル（図 4-1）を用いた。筋活性度バランス推定では、4.2 と同様に、頭頸部モデルの体幹部を変位拘束し、前額部の節点を x 軸方向のみ変位固定した頭頸部モデルにおいて、頸部屈曲筋群の筋活性度を高める。その後、頸部伸展筋群の筋活性度を上昇させた。この際、頸部伸展筋群の筋活性度上昇に伴い x 軸方向拘束力は減少する。 x 軸方向拘束力が減少し続けて拘束力が 0 N となった場合、その時の筋活性度バランスは頸部中間位姿勢を保持できる筋活性度バランスとなっている予想される。よって、本筋活性度バランス推定解析では前額拘束部に生じている x 軸方向拘束力が 0 N となった時の各筋群の筋活性度を算出した。

各筋群の筋活性度時間変化は以下の 2 条件を用いた。各条件における筋活性度の時刻歴変化のグラフを図 4-5 に示す。ここで、筋活性度の議論を明瞭化するために頸部屈曲協力筋群は Flexor synergist 2 の筋活性度を、頸部伸展筋群は Extensor 1 の筋活性度を代表値として用いている。以後、頸部屈曲協力筋群の筋活性度は Flexor synergist 2 の筋活性度を、頸部伸展筋群の筋活性度は Extensor 1 の筋活性度を示すこととする。

Condition (1) 解析開始直後から現象時間 1.0 秒までの間で、頸部屈曲主動筋群と協力筋群の筋活性度をそれぞれ 20.0 %, 14.3 % まで上昇後、現象時間 2.0 秒から現象時間 3.0 秒までの間で頸部伸展筋群の筋活性度を 21.5 % まで上昇

Condition (2) 解析開始直後から現象時間 1.0 秒までの間で、頸部屈曲主動筋群と協力筋群の筋活性度をそれぞれ 50.0 %, 35.7 % まで上昇後、現象時間 2.0 秒から現象時間 3.0 秒までの間で頸部伸展筋群の筋活性度を 28.1 % まで上昇

Condition 1 が頸部屈曲主動筋群の筋活性度を最大 20.0 %, Condition 2 が最大 50.0 % とする条件である。ここでは、暫定的に最大筋活性度を 20.0, 50.0 % と定めた。それは実現象において予備緊張状態における筋活性度値を得ることは困難であるためである。筋電計により頭部衝突直前の筋活性度を測定した結果約 30 % であったという報告もなされているが、筋活性度

値は最大筋活性状態の決め方により変化し得るため単純に測定実験で得られた値を用いることはできない。よって、本研究では予備緊張状態の筋活性度として想定される範囲内で高い筋活性度状態（50.0％）と低い筋活性度状態（20.0％）として値を選択した。

また、それぞれの筋活性度変化条件に対して、筋断面積は既定値の 1.0 倍，2.0 倍とした場合のモデルを作成し，計 4 通りの解析条件で解析を行った。

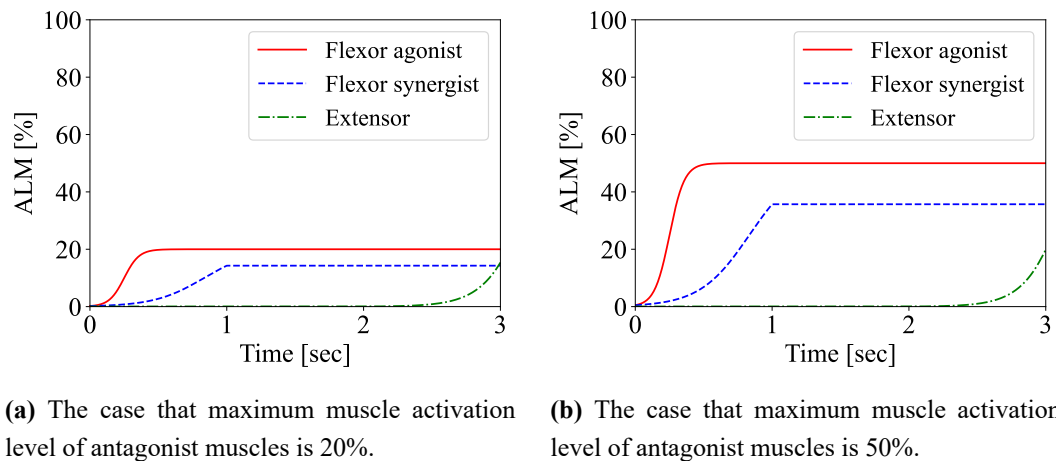


Figure. 4-5. The time history of muscle activation level of the antagonist, synergist, antagonist muscles.

4.4.2 筋活性度バランス推定結果

筋活性度バランス推定解析において頭部前額部の拘束部に生じた x 軸方向拘束力の時刻歴変化を以下の図 4-6 に示す。また，表 4-3 に，各解析条件において拘束力が 0 N となった時刻，及び，その時刻における頸部屈曲主動筋群，頸部屈曲協力筋群，頸部伸展筋群の筋活性度の値を示す。これらの筋活性バランスで各筋群の筋活性度を設定すれば，予備収縮状態を再現できると予想される。

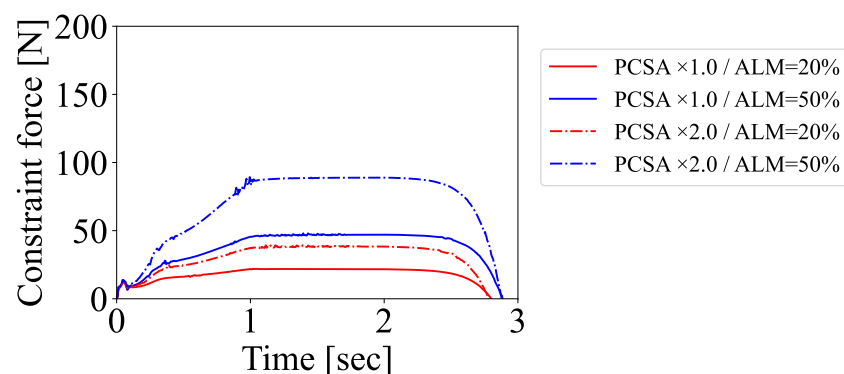


Figure. 4-6. The time history of the constraint force applied to the forehead constrained part of the head-neck FE model.

Table. 4-3. The time at which the constraint force becomes 0 N and the value of muscle activation level of each muscle group at this time.

PCSA	Max. ALM of agonist	Time of 0 N	ALM(agonist)	ALM(synergist)	ALM(antagonist)
×1.0	20 %	2.80 sec	20.0 %	14.3 %	6.4 %
×1.0	50 %	2.89 sec	50.0 %	35.7 %	14.6 %
×2.0	20 %	2.79 sec	20.0 %	14.3 %	5.8 %
×2.0	50 %	2.88 sec	50.0 %	35.7 %	14.1 %

4.5 筋活性度バランス推定結果の妥当性確認

本節では，4.4 で得られた予備緊張状態の筋活性度バランス推定結果が妥当なものであるかを頸部曲げ特性を評価する解析を行い確認する．頸部曲げ特性評価解析より，筋断面積及び最大筋活性度が大きいほど，頸部曲げ特性は頸部剛性が増加方向に変化することが確認できた．詳細を以下に示す．

4.5.1 頸部曲げ特性の算出方法

本研究では，頸部曲げ特性の評価指標として矢島ら^[16]の研究で用いられた手法に基づき，環椎後頭関節の回転角度-モーメント関係を用いることとした．矢島らは人体頭頸部を図 4-7 に示すような頭部と頸部がピン結合され，頸部筋肉に相当するバネ要素で接合された構造であるとみなし，環椎後頭関節の回転角度-モーメント関係の評価を行った．本研究では，第 1 頸椎モデルの全体座標系 y 軸周りの相対回転角度を環椎後頭関節の回転角度（図 4-7 の θ ）とした．また，環椎後頭関節のモーメントは前頭部への荷重位置から環椎後頭関節までの距離を Z ，前頭部への荷重力を F とし， $M = F \times Z$ という関係式を用いて算出した．

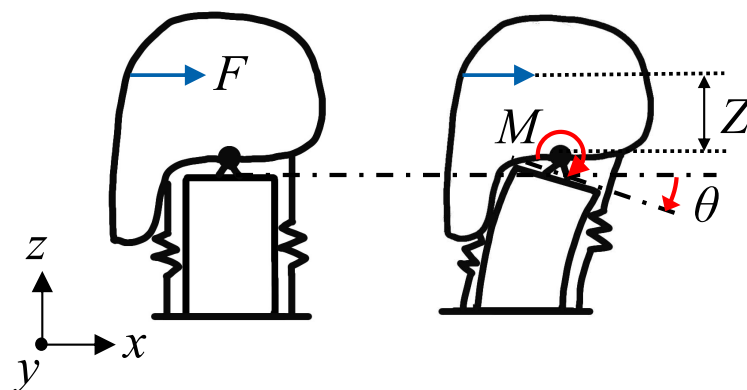


Figure. 4-7. The conceptual image of the method for determining cervical bending characteristics.

4.5.2 頸部曲げ特性評価解析モデル

推定した予備緊張状態の筋活性度バランスにおける頸部の曲げ特性を評価するために図 4-8 に示すような解析モデルを作成した。この解析モデルでは、頭頸部モデルの体幹部を完全固定し、4.4 で推定した筋活性度を与えて頸部中間位姿勢を保持する解析を現象時間 1.0 秒間行った後、現象時間 3 秒で前額部の節点が全体座標 x 軸正方向に 50 mm 変位するように強制変位を与えた。本解析モデルの現象時間は合計 4 秒間で、頸部筋群の筋活性度は解析開始直後より表 4-3 の値を一定として与えた。頸部筋断面積が 1.0 倍、2.0 倍の頭頸部モデルに対して、頸部屈曲主動筋群の最大筋活性度を 20 %、及び、50 % とした場合の計 4 通りについて計算を行った。

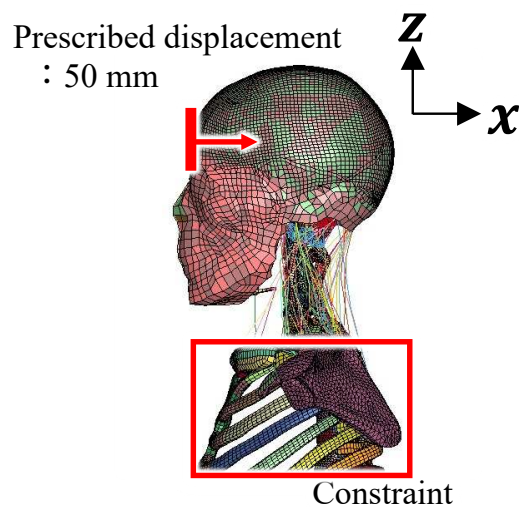


Figure. 4-8. The analysis model for evaluating the bending characteristics of head-neck model.

Table. 4-4. The analysis condition for evaluating the bending characteristics of head-neck model.

FE analysis solver	LS-dyna R11.2.2
Method	Implicit dynamic finite element method
Termination time	6.0 sec
Time step	1.0×10^{-3} sec
Max. ALM of agonist	20 % 50 %
PCSA	$\times 1.0$ $\times 2.0$

4.5.3 頸部曲げ特性の解析結果と考察

図 4-9 に筋断面積 2.0 倍、頸部屈曲主動筋群の最大筋活性度を 50.0 % とした場合の、解析開始直後から強制変位開始前までの 1.0 sec における頭部重心の並進変位及び回転変位の時刻歴

変化を示す。並進変位の絶対値は 10 mm 以下、回転変位の絶対値は 5 deg 以下で一定となっており姿勢保持ができていることが示唆される。他の 3 条件についても同様の結果が得られた。したがって、4.4 で推定した予備緊張状態の筋活性度により頸部中間位姿勢を保持できる妥当な筋活性度バランスになっていると言える。

また、図 4-10 に解析から得られた環椎後頭関節の回転角度-モーメント関係を示す。頸部主動筋群の最大筋活性度を 20% とした 2 条件について比較すると、筋断面積を 1.0 倍 とした場合と 2.0 倍 とした場合で頸部曲げ特性に変化は見られなかった。一方、筋断面積が同じ条件同士で比較すると、筋断面積 1.0 倍、2.0 倍 の場合ともに、頸部主動筋群の最大筋活性度を 20% とした条件よりも 50% とした条件の方が、環椎後頭関節モーメントはより大きな値となり、頸部剛性が大きくなることが示唆される。以上より、筋断面積及び筋活性度を変化させることで頸部曲げ特性が妥当に変化することが確認できた。

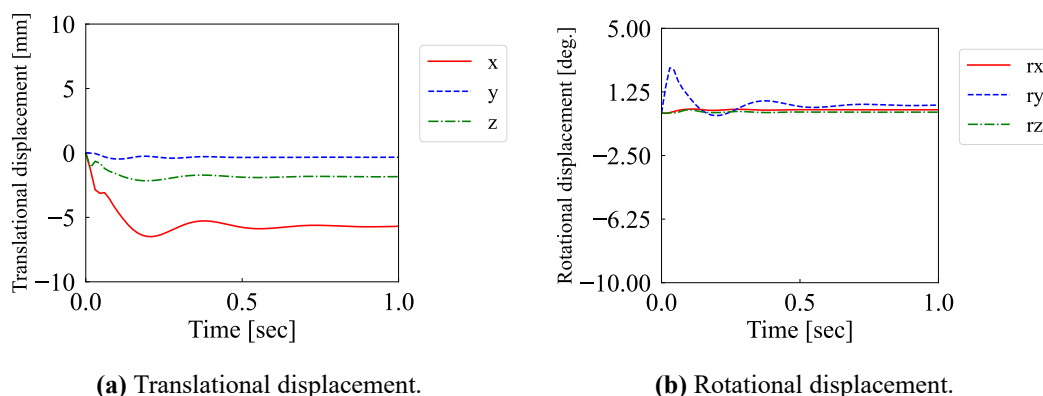


Figure. 4-9. The time history of translational and rotational displacements of the head center of gravity in the case that PCSA multiplied by 2.0 and maximum muscle activation level of the cervical flexor agonist muscle at 50%.

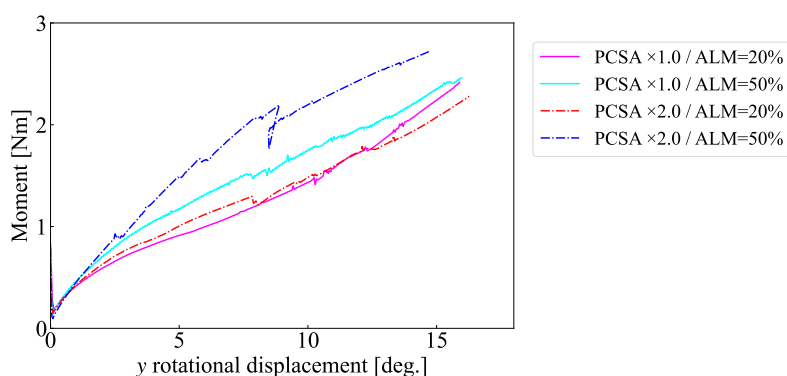


Figure. 4-10. The relationship between the relative angle of the first cervical vertebra and the moment generated at the annulus occipitalis joint.

第 5 章 AF 頭部衝突 FE 解析モデルの構築

本章では、第 2 章で説明した AF 競技中（Hit 動作中）の頭部衝突場面を再現する FE モデルを構築する。

AF 頭部衝突 FE 解析モデルの構築にあたり、Receiver 側選手の再現には第 3 章及び第 4 章で作成した頭頸部 FE モデルを用いたのに加え、Hitter 側選手を再現する FE モデルとして人体衝突ダミー Hybrid III 簡易 FE モデルを用いた。また、AF 競技は競技用ヘルメットを装着して競技が行われるため、AF 競技用ヘルメットの FE モデルを頭頸部 FE モデル及び Hybrid III 簡易 FE モデルに装着した。本章ではまず、Hybrid III 簡易 FE モデル及び AF 競技用ヘルメットの FE モデルの詳細、そして、ヘルメット FE モデルの装着方法について示す。

さらに、本章では作成したヘルメット FE モデル装着済み Hybrid III 簡易 FE モデル及び頭頸部 FE モデルを用いて Hit 動作を再現する AF 頭部衝突 FE 解析モデルを構築した。構築した AF 頭部衝突 FE 解析モデルの解析結果より、頸部筋出力が大きい条件ほど、 ω_y のピーク値は大きく、ピーク時刻も早くなる傾向が確認できた。また、FE 解析より算出された脳傷害評価指標値は、本解析モデルの衝突条件下では頸部筋出力が大きい条件ほど脳傷害発生リスクは大きくなるという傾向を示した。

以下に詳細を示す。

5.1 人体衝突ダミー Hybrid III FE モデル

本節では、AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいて Hitter 側選手の再現に用いた人体衝突ダミー Hybrid III の FE モデルについて説明する。人体衝突ダミー Hybrid III の詳細については Appendix C.4 に示す。

Hit 動作において Hitter 側選手は Receiver 側選手に対してヘルメットと両手の 3 点で衝突する。そのため、Hitter 側選手の FE モデルには頭頸部だけでなく、体幹部及び腕部の再現が必要となる。本研究では、Hitter 側選手の頭部キネマティクスの評価は行わないため、簡易的に Hitter 側選手の挙動が再現できるモデルで十分であると考え、人体衝突ダミー Hybrid III の FE モデルを用いて再現することとした。

以下にモデルの詳細を示す。

5.1.1 Hybrid III 上半身 FE モデル

本研究では Hybrid III FE モデルのうち計算負荷が小さくなるように簡易化されたモデル LSTC Hybrid III 50th Fast Dummy を用いて、Hitter 側選手の FE モデルを作成した。図 5-1 に作成した Hybrid III 上半身 FE モデルを示す。このモデルは、Hybrid III 簡易 FE モデルから頭部及び、頸部、体幹部、腕部を取り出した FE モデルで、Hitter 側選手の衝突時姿勢となるように、左右ともに肩関節屈曲約 95 度位、内旋約 20 度位、肘関節屈曲約 40 度位、手関節背屈約 90 度位としている。また、頭部衝突後も Hitter モデルの姿勢は維持される必要があるため、肩関節と肘関節には初期関節角度に対する相対回転角度と回転速度に比例したモーメントが生じるように定義した。

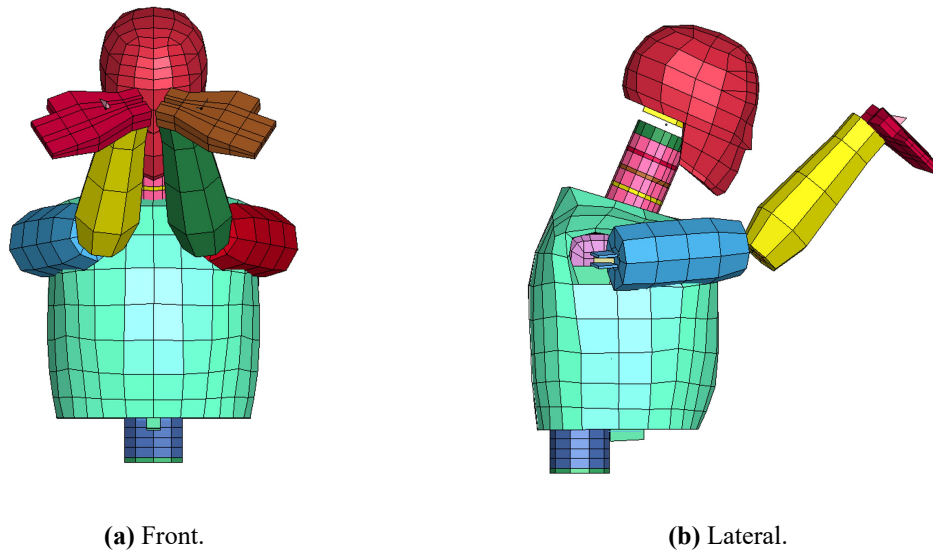


Figure. 5-1. Hybrid III upper body FE model.

5.2 AF 競技用ヘルメット FE モデルの装着

本節では、人体 FE モデルの頭部モデルに AF 競技用ヘルメットの FE モデルを装着する手法を説明する。FEM においてヘルメットの装着状態を再現するためには、頭部表面がヘルメット内側部と接触し、ヘルメット内側部のフォーム材要素が変形して頭部上にヘルメットが静止している状態を構築する必要がある。本研究では、ヘルメット FE モデルの装着にあたり 0.8 倍に縮小した頭部表面 FE モデルを覆うようにヘルメット FE モデルを配置し、強制変位によって頭部表面モデルを縮小前の大きさに戻した。その際、頭部表面モデルの要素とヘルメット内側のフォーム材モデル要素の接触を計算することにより、ヘルメット装着時のヘルメットフォーム材の変形状態を再現した。

下に人体頭頸部 FE モデルにおけるヘルメット FE モデルの装着手法と再現結果について詳細を示す。Hybrid III FE モデルの頭部モデルについても以下に示す手法と同様に装着を行った。

5.2.1 AF 競技用ヘルメット FE モデル

本研究では、Biocore LLC が公開している AF 競技用ヘルメットの FE モデル^[17]を用いることとした。本研究では、AF 競技用ヘルメット Riddell Revolution Speed Classic シリーズの 2016 年モデルを FE モデルを用いた。このヘルメット FE モデルは、shell, foam, facemask, chinstrap の 4 つの部品が組み合わさった構造となっている。ヘルメット FE モデルを装着するには foam 部の適切な変形状態を求める必要がある。ヘルメット FE モデルの詳細については Appendix C.5 に示す。

5.2.2 頭部表面縮小 FE モデルの作成

人体頭部 FE モデルにヘルメットの FE モデルを装着させるために、まずヘルメットモデルの内部空間内にヘルメット内側の foam 部と干渉しない（初期貫入が生じない）大きさの頭部表面縮小 FE モデルを作成した。以下の図 5-2 に頭部表面縮小モデルの作成手順の概要図を示す。まず最初に、3.1 で説明した人体頭頸部 FE モデルから頭部表面のみを取り出した頭部表面 FE モデルを作成する (図??)。次に、作成した頭部表面の FE モデルについて、頭頂部の節点（z 軸方向の座標値が最も大きい節点）を基準点とし、頭頂部節点以外の節点との距離がいずれの節点とも 0.8 倍となるように頭頂部節点以外の節点の座標値を変更する (図??)。この状態から各節点を強制変位によってもとの節点座標位置に移動させると頭頂部付近の節点（頭頂部節点から距離が近い節点）の変位量は小さく、頭部表面の平行方向に近い向きで移動することになる。次節 5.2.3 で行うヘルメット FE モデル装着解析において頭頂部付近の節点が頭部表面に対して平行方向に変位するのは好ましくないため、さらに頭部表面 FE モデルの全節点を z 軸負方向に 10 mm 移動させた。この座標位置のモデルを頭部表面縮小 FE モデルとする。

ここで、5.2.3 のヘルメット FE モデル装着解析では頭部表面 FE モデルは強制変位によってもとの大きさまで拡大されるため、頭部表面 FE モデルの節点変位はモデルの材料物性に依らず定まる。そこで、本研究ではこの頭部表面 FE モデルの物性特性は剛体とした。

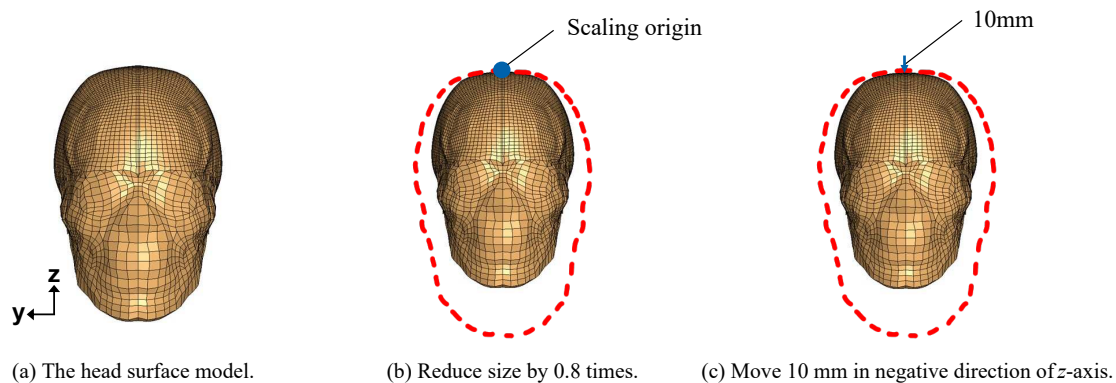


Figure. 5-2. The procedure for creating a reduced head surface FE model. At first, (a) the head surface FE model was built. Next, (b) the coordinate values of the head surface nodes other than the head top were modified so that the node at the top of the head (the node with the largest coordinate value in the z-axis direction) was the reference point and the distance from the top of head was 0.8 times the original distance. Finally, (c) all the nodes of the head surface model was moved 10 mm in the negative direction of the z-axis.

5.2.3 ヘルメット FE モデル装着解析モデル

図 5-3 にヘルメット FE モデル装着解析の解析モデル概要図、及び、表 5-1 にヘルメット FE モデル装着解析条件を示す。装着解析の現象時間は 1.0 sec で、解析開始直後からの 0.5 sec 間でヘルメット FE モデル shell 部を完全拘束した状態で頭部表面縮小 FE モデルの節点を縮小前の座標位置まで強制変位によって移動させる。強制変位によって頭部モデルを拡大させた後、

境界条件を変化させずに 0.25 sec 間の解析を行い、ヘルメットモデルの foam 部の変形が十分に頭部表面モデル形状に沿うようにした。さらに、解析開始後 0.75 sec においてヘルメットモデル shell 部の拘束を解除し、ヘルメットモデルと頭部モデルが釣り合う位置を求めた。

ここで、強制変位による変位量が最も小さい節点は頭頂部の節点でその変位量は 10.0 mm、最も変位量大きい節点は顎部の節点でその変位量は 32.4 mm である。すなわち、強制変位による節点の移動速度は最も速くて 64.8 mm/sec となる。ただし、ヘルメットモデルの foam 部と接触するのは頭部の上側であり、接触が起こりうる節点の移動速度は 45.0 mm/sec 以下である。

Table. 5-1. The analysis condition table of helmet FE model fitting.

FE analysis solver	LS-dyna R13.1.1
Method	Explicit quasi-static finite element method
The number of nodes	145,665
The number of elements	Solid: 100,144 Shell: 52,041
Termination time	1.0 sec
Time step	1.0×10^{-3} sec

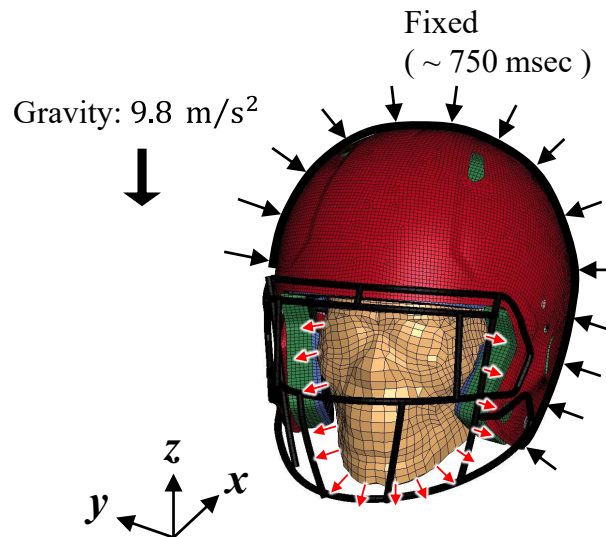


Figure. 5-3. The analysis model of helmet FE model fitting. For 0.5 sec after the beginning of the analysis, the shell part of the helmet model is fully constrained and the nodes of the reduced head surface model are moved to their original coordinate positions by forced displacement (expansion of the head surface model). Then, the constraint of the shell part of the helmet model is released at 750 msec after the beginning of the analysis.

5.2.4 ヘルメット FE モデル装着解析の結果

図 5-4 にヘルメット FE モデル装着解析における運動エネルギー及び内部エネルギーの時刻歴変化を示す。本装着解析において、内部エネルギーは頭部表面縮小 FE モデルの拡大に伴い解析開始直後から解析開始後約 0.5 sec まで単調に増加し、解析終了時には $5.0 \times 10^1 \text{ J}$ となった。一方、運動エネルギーは最大でも $3.3 \times 10^{-2} \text{ J}$ であった。これより、運動エネルギーが内部エネルギーに対して十分小さいため本 FE 解析は準静的な解析であると言える。したがって、本 FE 解析によって得られた解析終了時の状態は、頭部表面 FE モデル上にヘルメット FE モデルが静止した状態であると言える。

また、図 5-5 及び図 5-6 に冠状断面（yz 平面に平行な断面）及び矢状断面（xz 平面に平行な断面）でモデルを切断した際の装着前後の解析モデル内部の変形の様子を示す。図 5-5b 及び図 5-6b に示す FE 解析後の断面画像においてヘルメット FE モデルの foam 部が頭部表面 FE モデルの形状に沿って変形していることが確認できる。

以上より、ヘルメット FE モデル装着解析によって得られた解析終了時刻におけるヘルメット FE モデルの節点位置を装着状態の節点位置として、AF 頭部衝突 FE 解析モデルを構築する際に適用する。Hybrid III FE モデルの頭部モデルに対して行った装着解析においても同様の結果が得られた。

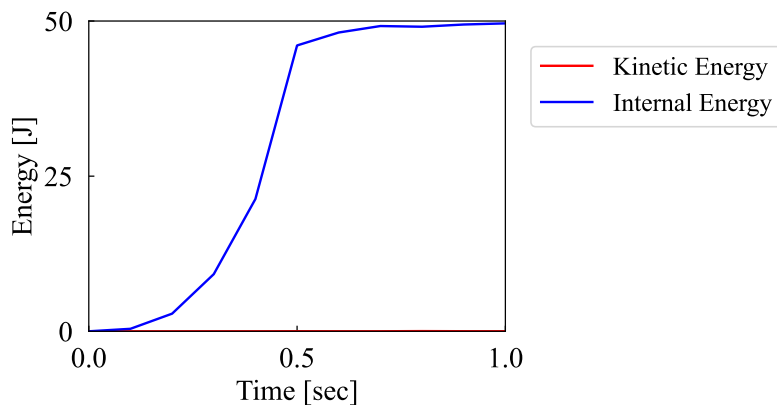


Figure. 5-4. The time history of kinetic energy, internal energy, and total energy in helmet fitting analysis. The kinetic energy is at most $3.3 \times 10^{-2} \text{ J}$, which is sufficiently small compared to the internal energy, and this analysis can be quasi-static analysis.

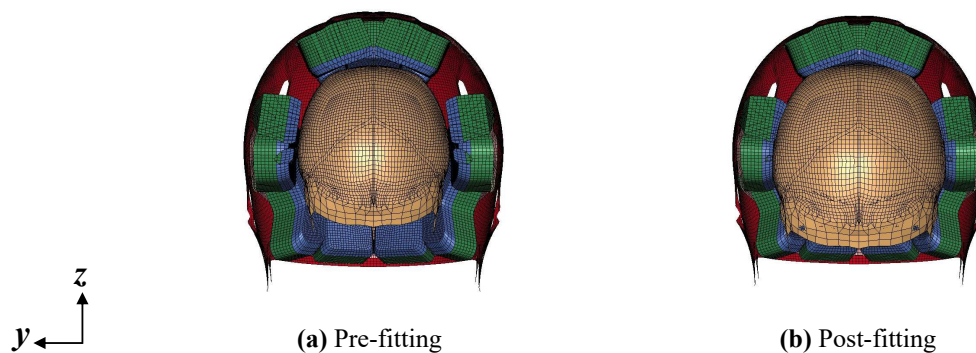


Figure. 5-5. The picture of deformation inside the helmet FE model at the tiem of pre and post fitting with cutting in the coronal section (parallel to the yz -plane).

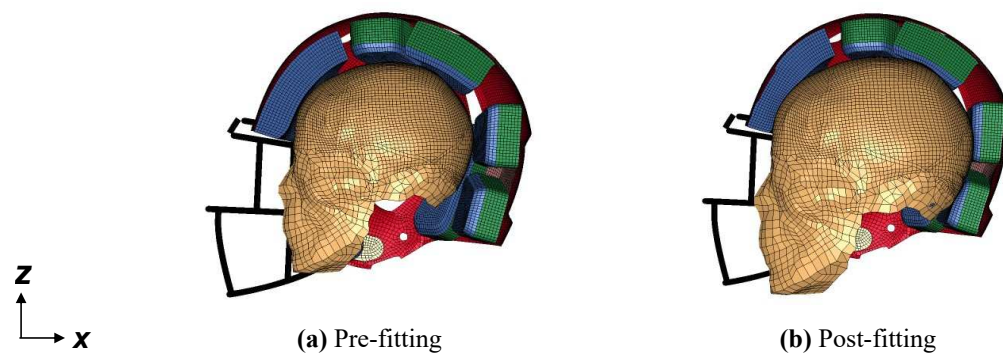


Figure. 5-6. The picture of deformation inside the model at the tiem of pre and post fitting with cutting in the sagittal section (parallel to the xz -plane).

5.3 AF 頭部衝突解析モデル

本節では、AF 頭部衝突において頸部筋力が頭部傷害へ与える影響を評価するために構築した AF 頭部衝突 FE 解析モデルについて説明する。AF 頭部衝突 FE 解析モデルは第 2 章で行った頭部衝撃測定実験を再現するように FE モデルを構築した (図 5-9)。AF 頭部衝突解析モデルの詳細を以下に示す。

5.3.1 AF 頭部衝突解析モデルの概要

AF 頭部衝突解析モデルは、再現する AF 競技用ヘルメット FE モデルを装着した人体頭頸部 FE モデル (図 5-9 右側, Receiver モデル) と, AF 競技用ヘルメット FE モデルを装着した Hybrid III 上半身モデル (図 5-9 左側, Hitter モデル) で構成される。Receiver モデルは Hit 動作における Receiver 側選手を, Hitter モデルは Hitter 側選手を再現した FE モデルである。Receiver モデルと Hitter モデルを図 5-9 のように配置し, Hitter モデルに初速度を与え Receiver モデルの前方から衝突させ, 頭部衝撃測定実験を再現した。Receiver モデル及び Hitter モデルの質量はそれぞれ 25.3, 33.2 kg であった。

また, Receiver モデルの体幹部挙動が頭部衝撃測定実験の結果と同等になるように境界条件を定めた。2.4 節での考察より Receiver 側選手の体幹部挙動は頭部キネマティクス (主に, ω_y) の時刻歴変化に影響を与えることが示唆された。そのため, AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいても Receiver モデルの頭部キネマティクスを評価するためには Receiver モデル体幹部及び骨盤部挙動の再現性が重要となる。本 FE 解析モデルでは Receiver モデルの骨盤に相当する位置に回転ジョイントを設定し, 体幹部及び骨盤部の挙動を再現することとした。回転ジョイントの向きは Receiver モデル体幹部が伸展動作を再現できる向き (図 5-9 の全体座標系 y 軸方向が回転ジョイントの長軸方向) とし, 体幹部 (剛体) に拘束した。また, 回転ジョイントには 30.0 kg の質量を与え Receiver モデルの前後方向 (図 5-9 の全体座標系 x 軸方向) への並進移動のみ許容した。質量は回転ジョイントの x 軸方向変位が 2.2 で OpenPose により測定した骨盤部 x 軸方向変位の時刻歴変化を再現するように実験的に決定した。この質量の追加により, Receiver モデル全体の質量は 55.3 kg となった。また, 回転ジョイントには図 5-7 に示す回転速度-モーメント関係で減衰モーメントを発生させた。この減衰モーメントにより実人体において腹筋群の収縮により体幹部伸展に拮抗する現象を表現することとした。この回転速度-モーメント関係についても, 回転ジョイントの回転角度が 2.2 節で推定した Receiver 側選手体幹部の回転角度時刻歴変化を再現するように実験的に定めた。

解析モデルの初期姿勢及び初期位置, 実験時に撮影した動画像をもとに決定した。Receiver モデルの初期体幹部角度は 2.2 節での身体挙動測定結果より 60 deg とし, Hitter モデルの初期体幹部角度についても同様に動画像から初期姿勢体幹部角度の測定を行い 50 deg (図 5-9b) とした。また, 両モデルの初期相対位置はボランティア試験時の動画像より図 5-8 に示す AF 競技用ヘルメット上に定めた評価点を基に決定した。AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいて Hitter モデルに対する Receiver モデルの相対位置関係を定めるため, AF 競技用ヘルメットの側面にある開口部の前方上縁部を評価点として用いた。この評価点は Hit 動作を側方から見た際に頭

部重心位置に近く、動画像上で特徴的な部分であったため初期相対位置を定める基準として用いた。図 5-8 に示す Hitter 選手ヘルメットに対する Receiver 側選手ヘルメットの z 軸方向相対位置 Z_r は Valid ケースの全試行平均で $90.8 \pm 23.3 \text{ mm}$ でケースにより値のばらつきが見られた（各ケースでの測定値は Appendix の表 A-4 に示す）。本 FE 解析には X_r 及び Z_r をそれぞれ 300, 100 mm とした。FE 解析モデルの全体座標系 y 軸方向の位置関係は Receiver モデル及び Hitter モデルの矢状面が一致するように配置した。

次に、Hitter モデルに与える境界条件として、初速度を全体座標系 x 軸方向に 2.0 m/sec, z 軸方向に 0.30 m/sec, 体幹部への一定荷重を全体座標系 x 軸方向に 1.5 kN, z 軸方向に 0.75 kN と定めた。初速度については、頭部衝撃測定実験の動画像を基に定めた。初速度を動画像から推定するにあたり、頭部衝突開始時の画像とその 8 フレーム前（頭部衝突開始前約 30 msec 時）の画像において、ヘルメット側面開口部の前方上縁部の位置を求め、その移動量から速度を推定した。また、Hit 動作において Hitter 側選手は衝突する際に足で地面を強く踏み、地面から得た反力を骨盤部を通して上半身に伝えることで Receiver 側選手を強く押すことを実現しているため、頭部衝突解析モデルにおいても Hitter モデル体幹部へ一定荷重を与え Hitter モデルで Receiver モデルに衝突した後も、Hitter 側選手が Receiver 側選手を押す動作の再現を試みた。Receiver 側選手は頭部衝突直前まで静止していると仮定し、Receiver モデルには初速度は 0.0 m/sec とした。

最後に、表 5-2 に AF 頭部衝突 FE 解析モデルの解析条件表を示す。本 FE 解析モデルでは、解析現象が衝突問題であることから LS-dyna の動的陽解法で計算を行った。また、3.2 節において陰解法を可能にするために実施した脳モデルの剛体化を解除して計算を行った。

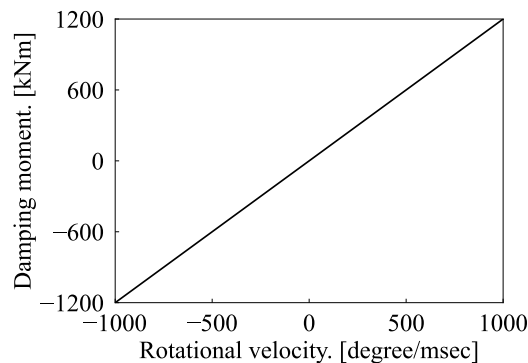


Figure. 5-7. The damping curve for revolute joint.

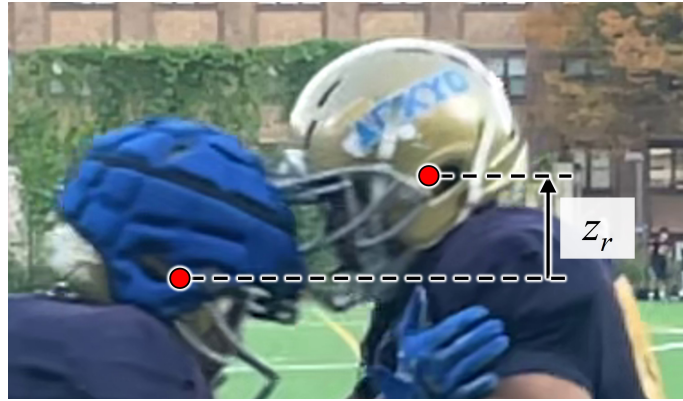
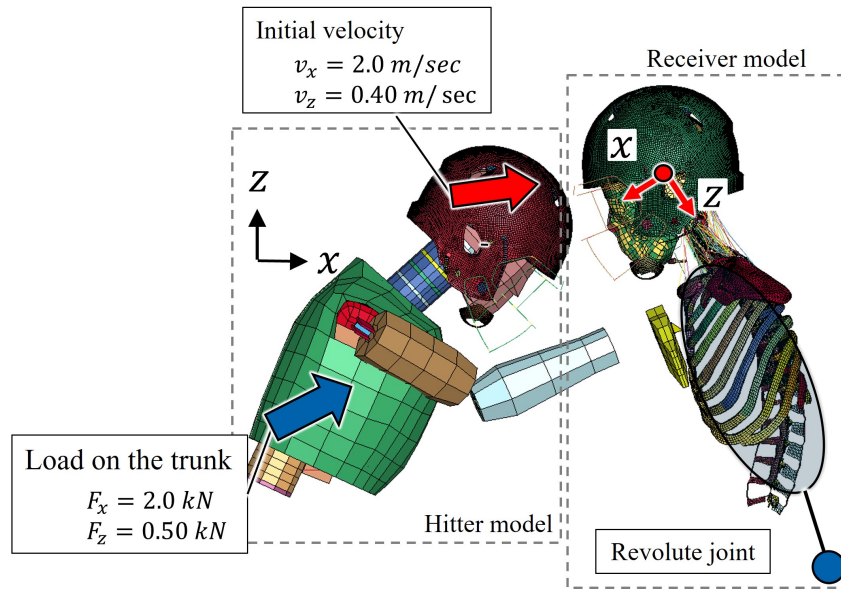


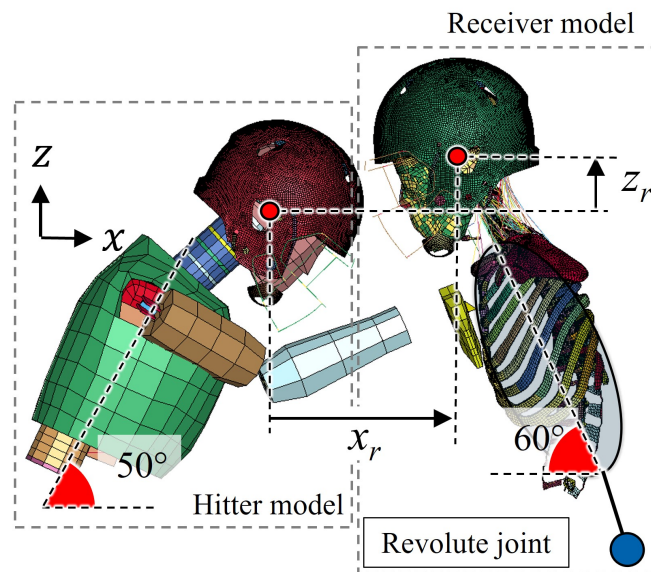
Figure. 5-8. The evaluation points on the helmet for initial position determination.

Table. 5-2. The FE analysis condition evaluating the effect of PCSA and ALM on head kinematics.

FE analysis solver	LS-dyna R13.1.1
Method	Explicit dynamic finite element method
The number of nodes	375,556
The number of elements	Solid: 311,521 Shell: 129,357 Beam: 1,103
Time step	3.00×10^{-4} msec
X_r	300 mm
Z_r	100 mm



(a) Boundary condition.



(b) Initial position.

Figure. 5-9. The AF head impact FE analysis model. The model on the right is called the receiver model and the model on the left is called the hitter model. The body part of the receiver model is displacement-constrained and allowed to rotate. The hitter model was given the initial velocity of 2.0 m/sec in the x-axis direction and 0.30 m/sec in the z-axis direction. The hitter model was given the constant loads of 1.5 kN in the x-axis direction and 0.75 kN in the z-axis direction.

5.4 予備緊張条件の妥当性を示す FE 解析

本節では Receiver モデルの頸部筋肉モデルに一定筋活性度を与えて AF 頭部衝突 FE 解析を行い、一定筋活性度を与えて予備緊張状態を再現することが妥当であることを確認する。5.3 節で示した AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいて、Receiver モデル頸部筋肉モデルに一定筋活性度を与える条件、THUMS に実装されている PID 制御によって筋活性度を決定する条件、及び、筋活性度を与えない条件の 3 条件で解析を実行し、一定筋活性度を与える条件が第 2 章の測定結果を最も再現できていることを確認した。以下に詳細を示す。

5.4.1 解析条件

本節の FE 解析は 5.3 節で示した AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいて、表 5-3 に示す 3 つの Receiver モデル頸部筋肉モデルの筋活性度条件で計算を行った。

Receiver モデル頸部筋肉モデルの筋活性条件は、一定の筋活性度を与える条件（筋活性度一定条件）、THUMS に実装されている PID 制御によって筋活性度を決定する条件（PID 制御条件）、及び、筋活性度を与えない条件（非筋活性条件）の 3 条件で解析を実行した。4.2 節の結果に基づき、本節の FE 解析では AF 選手を想定した頸部モデリングとするために頸部筋断面積をいずれの条件においても 2.0 倍とした。筋活性度一定条件のモデルについては、4.4 節で算出した頸部筋断面積 2.0 倍、頸部主動筋群の筋活性度 20 % の筋活性度バランスを各筋群に一定値として与えた。また、PID 制御条件では、Appendix C.2 に示す THUMS に実装されている筋コントローラーによって筋活性度が決定した。さらに、非筋活性条件では、すべての頸部筋肉モデルにおいて筋活性度をゼロ（Hill 型筋肉モデルにおいて収縮要素による筋張力が発生しない）とした。

また、現象時間は全体で 120 msec として計算を行った。解析現象時間 120 msec のうち、解析開始直後からの 30 msec 間は Receiver モデルにおいて予備緊張状態を再現した状態を作り出すため予備解析を行った。Receiver モデルにおいて予備緊張状態を再現するためには、頸部筋肉モデルに 4.4 節で算出した筋活性度バランスを与えるだけでなく、筋活性度を与えた状態で頭頸部姿勢が安定する状態を作り出す必要がある。そこで、本節の FE 解析では予備解析として、Receiver モデルに一定筋活性度を与えて頭頸部中間位姿勢を作り出す解析を行った。予備解析後、5.3.1 節で示した解析条件で Hitter モデルに初速度を与え頭部衝突解析を行った。上記の予備解析は筋活性度一定条件において必要となるが、解析条件を揃えるため PID 制御条件及び非筋活性度条件においても同様に予備解析を行った。

Table. 5-3. The FE analysis condition evaluating the effect of PCSA and ALM on head kinematics.

Termination time	120 msec (includes the 30 msec pre-analysis)
Cervical muscle model condition	Constant ALM
	PID control
	Non-muscle active

5.4.2 解析結果

図 5-10 に、本節で行った 3 つの FE 解析より得られた Receiver モデル回転ジョイント部の x 軸方向変位及び回転角の時刻歴変化を示す。図 5-10 には、2.2 節で測定した valid ケースの Receiver 側選手骨盤部の x 軸方向変位及び体幹部回転角について全試行を平均化した時刻歴変化とそのコリドーも示す。

本節で行った 3 条件の FE 解析において Receiver モデル回転ジョイント部の挙動はいずれも同様な結果となり、Receiver モデル回転ジョイント部の x 軸方向変位は頭部衝突後から単調に増加し時刻 $t = 80 \text{ msec}$ で変位量が約 45 mm となった。また、Receiver モデル回転ジョイント部の回転角についても頭部衝突後から単調に増加し時刻 $t = 80 \text{ msec}$ で約 12 deg となった。

次に、3 条件の FE 解析から得られた Receiver モデルの頭部キネマティクス時刻歴変化を図 5-11 に示す。また、図 5-11 には 2.4 節において測定した Receiver 側選手の頭部キネマティクスデータを全試行について平均化した時刻歴変化とそのコリドーを示す。

まず、頭部重心加速度の時刻歴変化を見ると、 a_x の時刻歴変化は 3 つの FE 解析においてピークの値及びピークが収束するまでの時間 (a_x 収束時間) が同様となった。FE 解析より得られた a_x 時刻歴変化のピーク値は約 -300 m/sec^2 、 a_x 収束時間は約 25 msec であった。さらに、FE 解析の結果と人体衝撃測定実験の結果を比較するすると、ピーク時における a_x の絶対値は実験よりも FE 解析の方が 150 m/sec^2 程度大きな値となった。 a_x 収束時間については FE 解析において測定実験の結果よりも、 20 msec 程度短い結果となった。また、 y 軸方向頭部重心加速度 a_y 及び z 軸方向頭部重心加速度 a_z については、3 つの FE 解析から得られた時刻歴変化は同様であり、人体衝撃測定実験の結果とも近い時刻歴変化を示した。

また、頭部重心角速度の時刻歴変化では ω_y において筋活性度条件の違いにより時刻 $t = 15 \text{ msec}$ 以降の波形に違いが見られた。筋活性度一定条件及び非筋活性度条件では時刻 $t = 20 - 40 \text{ msec}$ において人体衝撃測定実験の結果と同様に ω_y の増加が確認できた。一方、PID 制御条件では、時刻 $t = 20 - 40 \text{ msec}$ における ω_y の増加は見られるものの、他の 2 条件と比べて増加量は小さくなった。また、測定実験の ω_y 時刻歴変化において時刻 $t = 80 \text{ msec}$ での ω_y の値が約 5 rad/sec に収束する特徴を示したのに対して、FE 解析の結果においても同様な傾向を示した。ただし、筋活性度一定条件及び非筋活性度条件では測定実験の結果とは異なり、時刻 $t = 50 \text{ msec}$ において ω_y の値が一時的に減少する傾向が見られた。 x 軸周りの頭部重心角速度 ω_x 及び z 軸周りの頭部重心角速度 ω_z については、3 つの FE 解析から得られた時刻歴変化は同様であり、人体衝撃測定実験の結果とも近い時刻歴変化を示した。

5.4.3 考察

第 2 章で考察したように、AF 頭部衝突時において Receiver 側選手の身体挙動は頭部キネマティクスの時刻歴変化に影響を与える可能性がある。そのため、AF 頭部衝突 FE 解析により得られた頭部キネマティクス時刻歴変化を評価する前に Receiver モデルの体幹部挙動が妥当であることを確認しておく必要がある。

図 5-10 に示した Receiver モデル体幹部に拘束されている回転ジョイントの全体座標系 x 軸方向変位及び全体座標系 y 軸周りの回転角の時刻歴変化より、FE 解析の結果は測定実験の結果

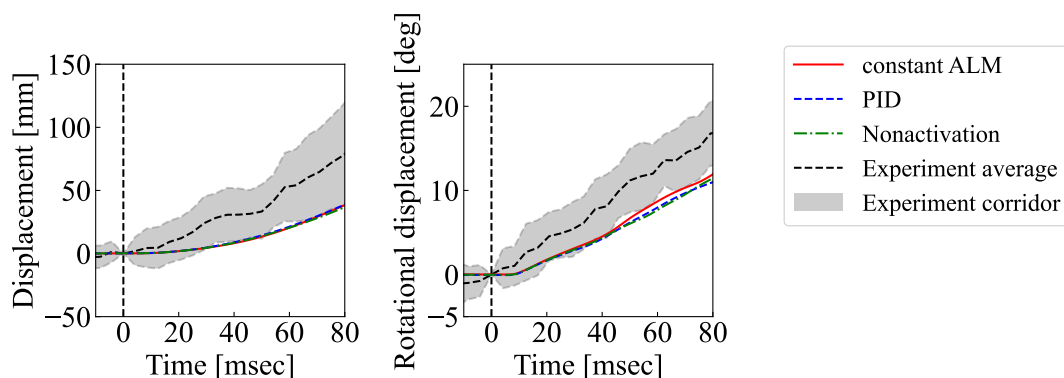


Figure. 5-10. Comparison of time history data of x-axis hip displacement and torso rotation angle.

と同様な増加傾向を示すことが確認できる。FE 解析により得られた回転ジョイント部の x 軸方向変位は測定実験のコリドーよりも値が下回る部分があるが、図 2-5 に示した人体衝撃測定実験の測定結果において FE 解析の時刻歴変化と同様な時刻歴変化を示したケースがあることから骨盤部の並進移動は頭部キネマティクスを評価するのに十分な再現性があると言える。また、回転ジョイント部の回転角については FE 解析の結果は測定実験の平均よりも 5 deg 程度、値が小さくなる傾向を示した。ここで、ビデオモーションキャプチャによる身体挙動測定では衣服の装着具合の変化も含めて測定していることを考慮すると FE 解析の結果は妥当な範囲内であると言える。Hit 動作において競技者は体幹部にショルダーパッドと呼ばれる防具を装着しており、Receiver 側選手は胸部への衝撃によりショルダーパッドと人体体幹部の位置関係が変化した後に人体体幹部の回転が生じる。ビデオモーションキャプチャではショルダーパッドのずれが Receiver 側体幹部の回転角の増加として反映されてしまうため、図 5-10 において測定実験の結果が FE 解析の結果よりも大きな値となったと考察できる。そのため、FE 解析と測定実験の時刻歴変化において傾きが一致していれば体幹部の回転挙動は再現できていると言え、図 5-10 に示す FE 解析の回転ジョイント部回転角の時刻歴変化は頭部キネマティクスを評価するのに十分な再現性があると言える。以上より、本節の 3 つの FE 解析における Receiver モデル体幹部の挙動はいずれも頭部キネマティクスを評価するのに妥当であると言える。

次に、3 条件の FE 解析より得られた Receiver モデル頭部キネマティクスデータについて考察する。FE 解析より得られた頭部キネマティクス時刻歴変化において、3 条件間で最も違いが見られたのは ω_y の時刻歴変化である。 ω_y の時刻歴変化では非筋活性条件において測定実験のコリドーを外れ、時刻歴変化の振動が見られる。一方、筋活性度一定条件では、 ω_y は概ね測定実験のコリドー範囲内で推移しており、非筋活性条件と比較して時刻歴変化の振動も低減されている。すなわち、筋活性条件一定条件は非筋活性条件よりも測定実験の ω_y 時刻歴変化に近い結果であると言える。したがって、FE 解析において一定頸部筋筋活動度を与える条件が実現象の頭部キネマティクスを再現するのにより適していると言える。

また、PID 制御条件については ω_y が概ね測定実験のコリドー範囲内で推移しているものの、時刻 $t = 20 - 40$ msec における ω_y の増加量が測定実験と比較して小さくなった。これは PID

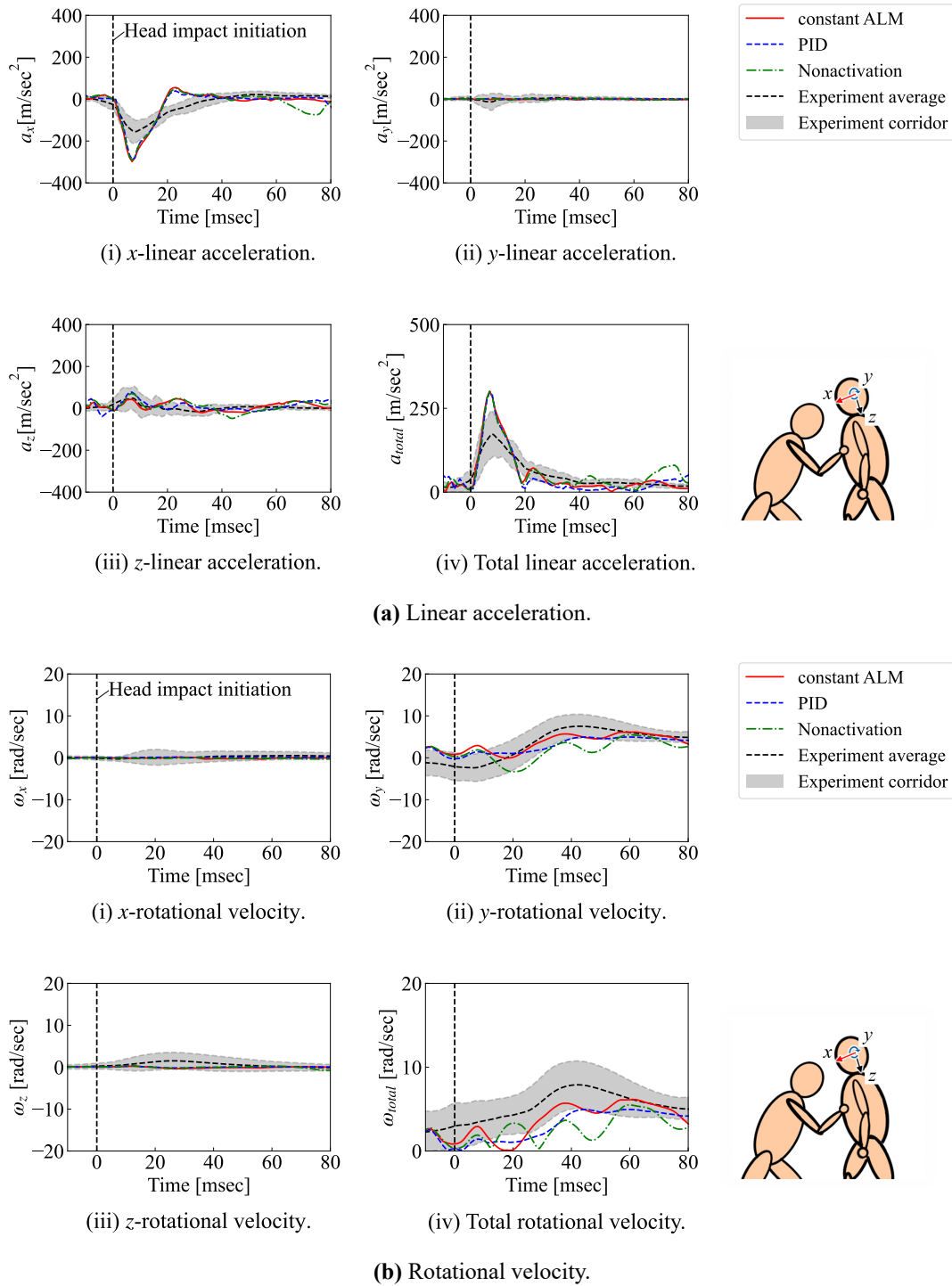


Figure. 5-11. The time history of the head kinematic data from the AF head impact FE analysis. (a) The time history data of head linear acceleration. (b) The time history data of head rotational velocity.

制御条件において急激な筋活性度変化に伴い、発揮される頸部筋力も急激に変化したことが頭部の回転運動に影響を及ぼしたためと考えられる。図 5-12 に PID 制御条件と筋活性度一定条件の場合の筋活性度の時刻歴変化を示す。筋活性度一定条件では一定の筋活性度を与えているため筋活性度の変化は見られないが、PID 制御条件では頸部屈曲筋群において時刻 $t = 40 \text{ msec}$ 付近から 30 msec 程で筋活性度が 0% から 60% 程度まで増加し、時刻 $t = 75 \text{ msec}$ 付近で 3 msec 程度の中に筋活性度が 0% まで減少するような急激な変化を示した。このような頸部屈曲筋群の筋活性度の変化により頸部屈曲筋力が急激に増加し、 ω_y の増加を抑制したと考えられる。ここで、Weiss^[18] の研究により実人体が刺激提示から筋活動が生じるまでの時間（前筋運動時間、Premotor time, PMT）は最も早くて 100 msec 程度であることが報告されている。したがって、PID 制御条件において時刻 $t = 40 \text{ msec}$ 付近での頸部屈曲筋の急激な筋活性度上昇は実現象を再現できているとは言えない。すなわち、本研究で FE 解析の対象とする AF 頭部衝突現象において PID 制御により頸部筋の筋活性度を決定することは適切ではない。

以上より、AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいて一定の頸部筋筋活性度を与えた場合が最も頭部衝撃測定実験の結果を再現できることが分かった。すなわち、人体 FE モデルにおいて頭部衝突発生前から頸部筋筋活性度を高めておくことで実現象における予備収縮状態の再現が可能であり、頭部衝突後も一定筋活性度とすることで実現象の頭部キネマティクスをよく再現できると言える。

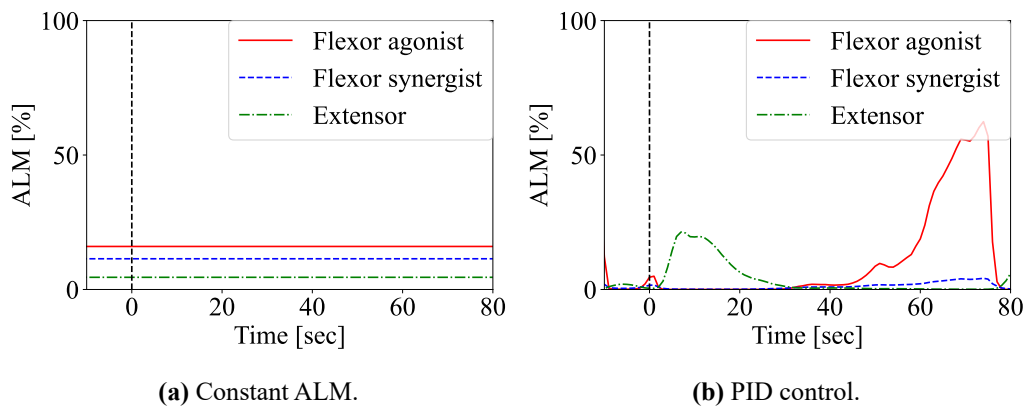


Figure. 5-12. The time history of muscle activation level from PID control condition and constant ALM condition. The red line shows the results for the flexor agonist muscles, the blue line for the flexor synergist muscles, and the green line for the extensor muscles.

5.5 筋断面積及び筋活動度が頭部キネマティクスに与える影響の FE 解析

5.4 節では、AF 頭部衝突 FE 解析において頸部筋肉モデルの筋活性度を一定とする条件が、AF 競技における頭部衝突時の頭部キネマティクスの再現性が高いことを確認した。本節では、筋活性度一定条件において異なる頸部筋断面積及び筋活性度値を与えた場合の FE 解析を実行し、頸部筋断面積及び筋活性度値の違いによる頭部キネマティクスへの影響を評価する。以下に詳細を示す。

5.5.1 解析条件

本節では 5.3 節で示した AF 頭部衝突 FE 解析モデルにおいて、Receiver モデルの頸部筋肉モデルを表 5-4 に示す頸部筋断面積 2 条件及び頸部屈曲筋群の最大筋活性度値 2 条件として計 4 つの筋出力条件で FE 解析を行った。頸部筋断面積については、4.5.1 節での解析と同様に THUMS 既定値の 1.0 倍と 2.0 倍の 2 条件を用いた。また、頸部筋群の筋活性度の条件については頸部屈曲主動筋群の筋活性度が 20% 及び 50% の場合の 2 条件を用いた。本節の 4 条件の FE 解析はすべて頸部筋肉モデルに一定筋活性度を与える筋活性度条件で行った。頸部筋肉モデルに与える筋活性度は、4.4 節で予備緊張状態を再現する筋活性度として算出した筋活性度バランス値（表 4-3）である。

Table. 5-4. The FE analysis condition evaluating the effect of PCSA and ALM on head kinematics.

PCSA	×1.0
	×2.0
ALM of flexor agonist	20 %
	50 %

5.5.2 解析結果

図 5-10 に、本節で行った 4 条件の FE 解析より得られた Receiver モデル回転ジョイント部の x 軸方向変位及び回転角の時刻歴変化を示す。また、図 5-13 には、2.2 節で測定した valid ケースの Receiver 側選手骨盤部の x 軸方向変位及び体幹部回転角について全試行を平均化した時刻歴変化とそのコリドーも示す。

本節の 4 条件における Receiver モデル体幹部の挙動は同様な結果となり、Receiver モデル回転ジョイント部の x 軸方向変位は頭部衝突後から単調に増加し時刻 $t = 80 \text{ msec}$ で変位量が約 45 mm となった。また、Receiver モデル回転ジョイント部の回転角についても頭部衝突後から単調に増加し時刻 $t = 80 \text{ msec}$ で変位量が約 12 deg となった。

次に、本節 4 条件の FE 解析から得られた Receiver モデルの頭部キネマティクス時刻歴変化を図 5-15 に示す。また、図 5-15 には 2.4 節において測定した Receiver 側選手の頭部キネマティクスデータを全試行について平均化した時刻歴変化とそのコリドーを示す。

まず、頭部重心加速度の時刻歴変化を各条件間で比較すると、 a_x の時刻歴変化は 4 つの FE

解析においてピークの値及び a_x 収束時間が同様となった。FE 解析より得られた a_x 時刻歴変化のピーク値は約 -300 m/sec^2 、 a_x 収束時間は約 25 msec であった。さらに、FE 解析の結果と人体衝撃測定実験の結果を比較するすると、5.4 節の結果と同様にピーク時における a_x の絶対値は実験よりも FE 解析の方が 150 m/sec^2 程度大きな値となった。 a_x 収束時間については FE 解析において測定実験の結果よりも、 20 msec 程度短い結果となった。また、 a_y 及び a_z については、4 つの FE 解析から得られた時刻歴変化は同様であり、人体衝撃測定実験の結果とも近い時刻歴変化を示した。

また、頭部重心角速度の時刻歴変化では ω_y において筋活性度条件の違いにより時刻 $t = 10 \text{ msec}$ 以降の波形に違いが見られた。FE 解析によって得られた ω_y の時刻歴変化は、時刻 $t = 10 \text{ msec}$ 付近で 1 つ目の小さなピークを迎えた後に、 ω_y は減少し、その後時刻 $t = 40 \text{ msec}$ 付近で ω_y の値が 6.0 rad/sec 程度となる特徴を示した。時刻 $t = 80 \text{ msec}$ での ω_y の値は最大筋活性度が 20% の条件では 5.0 rad/sec 程度となったのに対して、最大筋活性度が 50% の条件では 2.0 rad/sec 以下の値を示した。

さらに、表 5-5 に各筋出力条件における ω_y の最大値、及び、 ω_y が最大となる時刻、BrIC 値、脳内最大主ひずみ MPS の結果を示す。 ω_y の最大値については筋出力条件の違いによる最大値の違いは見られず、いずれの FE 解析結果においても 6.1 rad/sec 程度となった。次に、 ω_y が最大となる時刻は筋断面積 2.0 倍/最大筋活性度 50% の条件を除く 3 条件では時刻 $t = 60 \text{ msec}$ 付近であったのに対して、筋断面積 2.0 倍/最大筋活性度 50% の条件では時刻 $t = 35 \text{ msec}$ 付近となった。また、脳傷害の評価指標 BrIC 及び MPS については、頭部重心角速度の最大値より算出される BrIC 値が筋出力条件の違いによる値の違いは見られず、0.12 程度となった。一方、MPS は筋出力が大きい条件ほど値は小さくなった。最も筋出力が小さい筋断面積 1.0 倍/最大筋活性度 20% の条件で MPS は 6.6%，最も筋出力が大きい筋断面積 2.0 倍/最大筋活性度 50% の条件で MPS は 4.5% であった。MPS の発生部はいずれもの条件においても同様に図 5-14 に示した大脳白質であった。

ω_x 及び ω_z については、4 つの FE 解析から得られた時刻歴変化は同様であり、人体衝撃測定実験の結果とも近い時刻歴変化を示した。

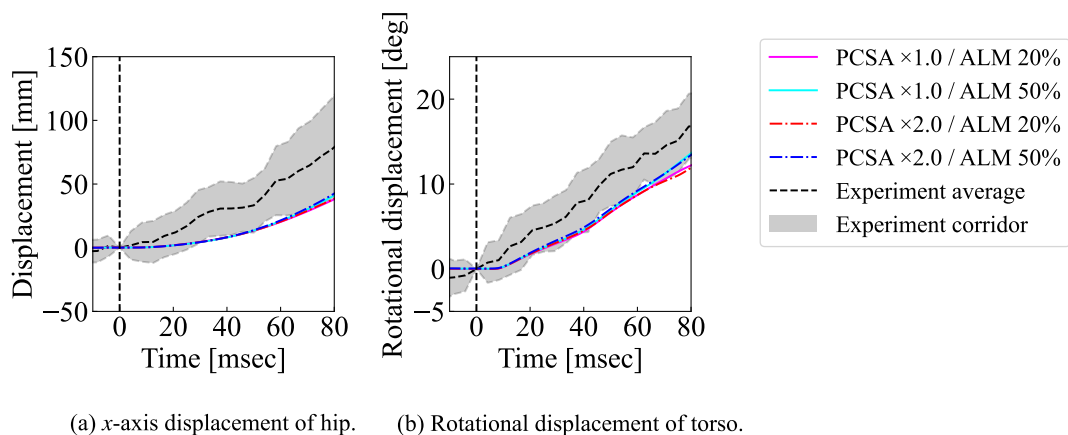


Figure. 5-13. Comparison of time history data of x -axis hip displacement and torso rotation angle.

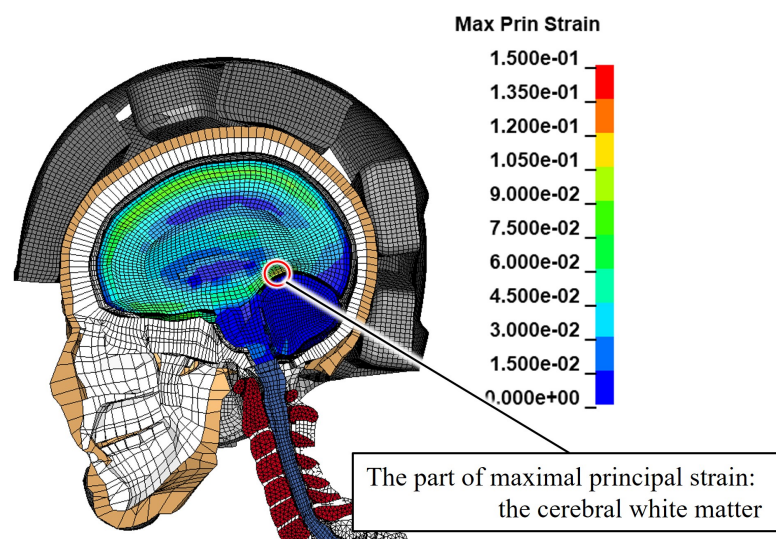


Figure. 5-14. The part of maximal principal strain, which is the cerebral white matter.

Table. 5-5. The maximum ω_y , the time of maximum ω_y and the brain injury criterion values obtained from FE analysis and measurement experiments.

PCSA	Max. ALM	Max. ω_y [rad/sec]	Time of max. ω_y [msec]	BrIC	MPS [%]
×1.0	20 %	6.07	60.0	0.11	6.6
×1.0	50 %	6.44	59.0	0.12	5.6
×2.0	20 %	6.12	60.0	0.11	5.9
×2.0	50 %	6.11	36.0	0.11	4.5
Experiment average		7.22	42.8	0.13	-

5.5.3 考察

まず、5.4 節と同様に、Receiver モデルの体幹部挙動が妥当であることを確認する。図 5-13 に示した FE 解析 4 条件の Receiver モデルの体幹部挙動は頭部衝撃測定実験において測定した体幹部挙動と同じ傾向を示しており、本節の 4 解析は頭部キネマティクスを評価するのに妥当な Receiver モデルの体幹部挙動であると言える。

次に、4 解析より得られた Receiver モデル頭部重心加速度の時刻歴変化について異なる頸部筋断面積及び筋活性度条件で比較すると、 a_x の第一ピークはピーク値、ピーク時刻及び収束時間のいずれも同様の結果となっており、頸部筋出力条件の違いによる a_x 時刻歴変化への影響は小さいと言える。また、 a_y 及び a_z についても、頸部筋出力条件の違いによる時刻歴変化への影響は小さい。すなわち、頸部筋力は AF 頭部衝突時における頭部重心加速度の時刻歴変化に対して与える影響は小さいと言える。この結果は、2.4 節で考察したように頭部衝撃測定実験においてケースによらず頭部重心加速度データが同様な傾向を示したことも合致する。

一方、頭部重心角速度の重心角速度については、 ω_y において頸部筋出力が大きい条件ほど、

時刻 $t = 10 - 40 \text{ msec}$ 間における ω_y の値が大きくなった．時刻 $t = 10 - 40 \text{ msec}$ 間における ω_y の時刻歴変化に着目すると，時刻 $t = 10 - 20 \text{ msec}$ では ω_y の値が減少する傾向が見られ，頸部筋出力を大きくすることでその減少量が抑制されることが示唆される．また，時刻 $t = 20 - 40 \text{ msec}$ では ω_y の値が増加する傾向が見られ，頸部筋出力を大きくすることでその増加量が抑制されることが示唆される．これにより，時刻 $t = 10 - 40 \text{ msec}$ 間における ω_y の変動量は頸部筋出力が大きいほど小さくなる．これが頸部筋力強化が頭部キネマティクスに与える影響である．

このとき， ω_y の最大値及び BrIC 値は頸部筋出力の大きさとの関係性が見られなかった．一方，MPS は頸部筋出力が大きい条件ほど値が小さくなる傾向が見られた．これは，頸部筋出力が大きい条件ほど時刻 $t = 10 - 40 \text{ msec}$ 間における ω_y の変動量が抑制されるためであると考えられる．ここで，MPS は値が大きいほど脳傷害の発生リスクが高くなり，20% 以上で重度な脳傷害が発生するとされている．したがって，本 FE 解析により頸部筋力の強化は脳内に生じるひずみを減少させ，脳傷害の発生リスクを低減させることが示唆された．ただし，本研究で対象としている Hit 動作時の頭部衝突条件下では頸部筋力強化による MPS の減少量は 1-2% 程度である．

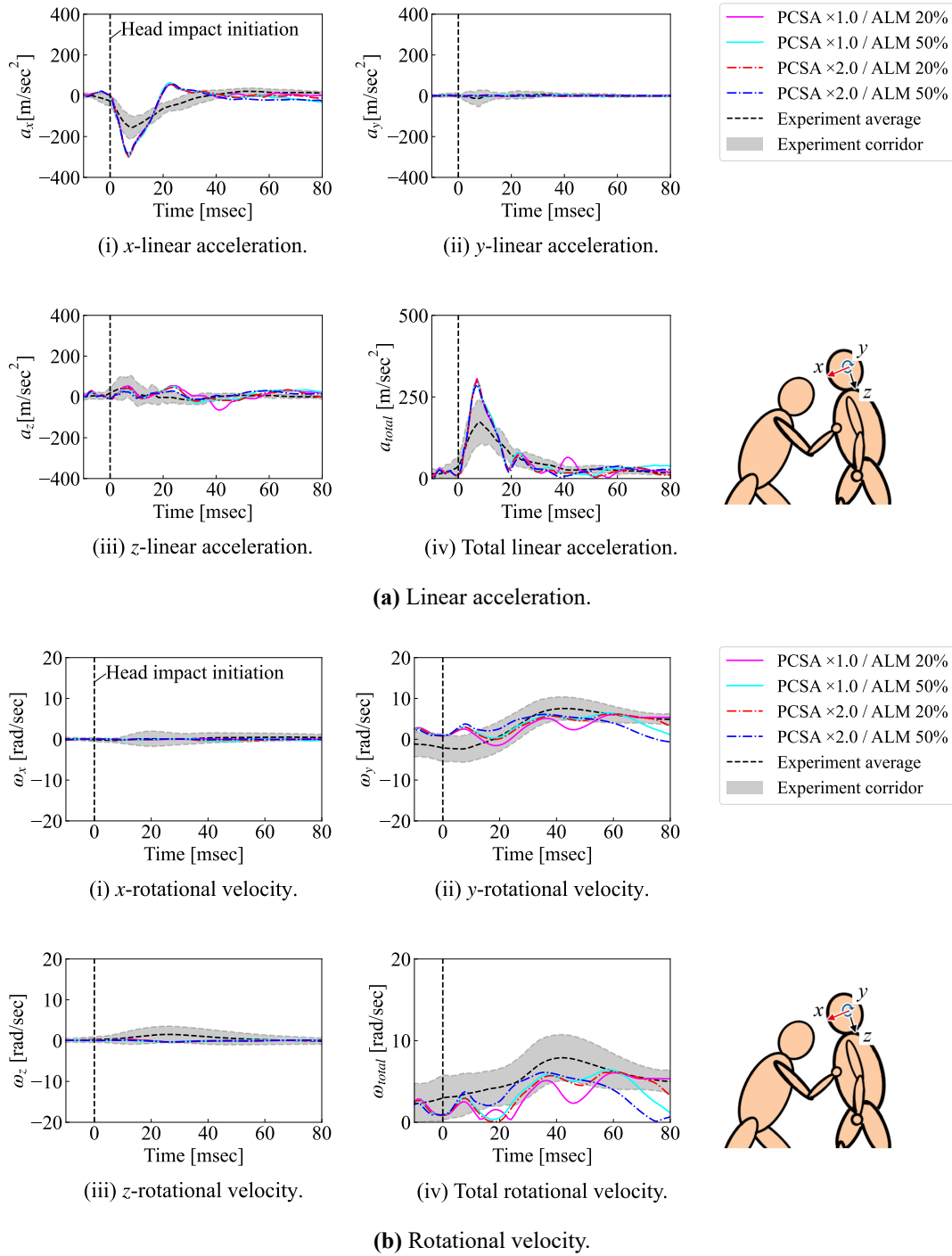


Figure. 5-15. The time history of the head kinematic data from the AF head impact FE analysis. (a) The time history data of head linear acceleration. (b) The time history data of head rotational velocity.

5.6 AF 頭部衝突解析 FE モデルの課題

5.5 節で示した 4 つの頸部筋断面及び筋活性度条件で FE 解析を実行した結果、 a_x 収束時間が測定実験の結果と比較して短くなった (図 5-15)。その要因として、Hitter モデルのヘルメット FE モデルと Receiver モデルのヘルメット FE モデルの接触時間が短いことが考えられる。図 5-16 に 5.5 で頸部筋断面積 2.0 倍、頸部屈曲主動筋最大筋活性度 20 % とした時の解析より得られたヘルメット FE モデル間に生じている接触力の時刻歴変化を赤実線で示す。また、同様の条件で Receiver モデルのヘルメット FE モデルの大きさを径方向に 1.05 倍として装着し AF 頭部衝突 FE 解析を実行した結果得られたヘルメット FE モデル間の接触力時刻歴変化を青破線で示す。頭部衝撃測定実験の動画像 (図 1-3) では時刻 $t = 60 \text{ msec}$ 前後までヘルメット同士が接触していることが確認できたが、AF 頭部衝突 FE 解析ではヘルメット FE モデル間の接触力が頭部衝突後約 25 msec で 0 kN となっており、接触時間が実現象よりも短いことが示唆される。ヘルメット FE モデル間の接触力が生じている時間は a_x 収束時間と一致していることから、ヘルメット FE モデル間の接触時間が実現象よりも短いことが a_x 時刻歴変化において FE 解析と実験で異なる結果となった要因であると推測される。また、Receiver モデルのヘルメット FE モデルの大きさを 1.05 倍とするとヘルメット FE モデル間接触力の最大値が減少し、接触時間が長くなる傾向が見られることからヘルメット FE モデルのモデリングや装着状態の改善により FE 解析の結果がより測定実験に近い結果を示すようになる可能性が示唆される。

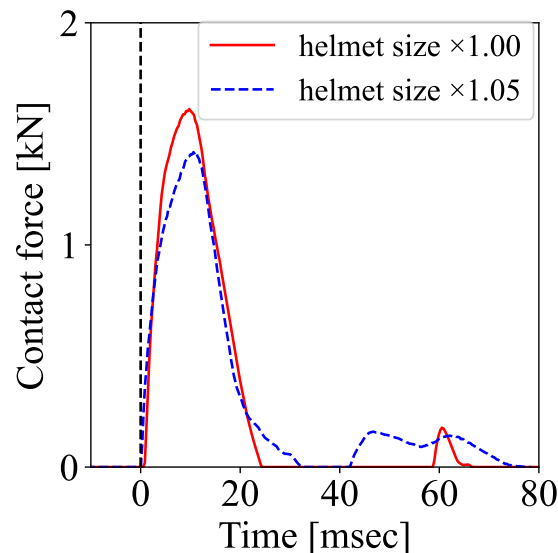


Figure. 5-16. The time history of contact forces between helmets.

第 6 章 結論と今後の展望

本研究では、AF 競技中の頭部衝突に着目し、AF 頭部衝突時の頭部衝撃測定及び人体 FE モデルを用いた AF 頭部衝突 FE 解析を行い、頸部筋力が頭部傷害へ及ぼす影響について評価を行った。マウスガード型 6DoF センサによって測定された AF 頭部衝突時の頭部キネマティクスは、頭部重心加速度の時刻歴変化は Hitter 側選手と Receiver 側選手の組み合わせによらず同様な変化を示したのに対して、頭部重心角速度、特に ω_y において Receiver 側選手の身構え方、ヘルメットの衝突位置、Hitter 側選手の動作の違いなどの複合的要因により時刻歴変化が異なる特徴を示すことが分かった。このことから、適切な介入により頭部傷害の発生リスクを減少させる方向に頭部重心角速度の波形を変化させることができると示唆される。

さらに、本研究では頭部衝撃測定実験において ω_y が Hitter 側選手と Receiver 側選手の組み合わせにより異なる時刻歴変化を示したことに対して、頸部筋力による効果がどの程度影響するかを評価するため、AF 頭部衝突 FE 解析モデルの構築に取り組んだ。AF 頭部衝突 FE 解析モデルを構築するにあたり人体頭頸部 FE モデルの作成、長時間スケールでの計算を行うための陰解法計算が可能な人体頭頸部 FE モデルへの拡張、人体頭頸部 FE モデルの頸部筋力の評価、予備緊張状態の筋活性度バランスの算出、ヘルメット FE モデルの装着を行った。以上の手順により構築した AF 頭部衝突 FE 解析モデルを用いて計算を実行した結果、Receiver モデルの頸部筋肉モデルに筋活性度を一定値として与える条件において Receiver モデルの頭部キネマティクスが頭部衝撃測定実験の結果を最もよく再現できることが分かった。また、Receiver 側頸部筋肉モデルの筋断面及び筋活性度を変化させて Receiver モデルの頭部キネマティクスを評価した結果、頸部筋筋出力が大きい条件ほど頭部衝突後 10–40 msec において ω_y の変動量が減少する傾向が見られた。これにより、脳内に生じる最大主ひずみは頸部筋出力が大きい条件ほど値が小さくなる傾向が見られた。したがって、本研究で構築した AF 頭部衝突 FE 解析モデルを用いた FE 解析により頸部筋力の強化は脳内に生じるひずみを減少させ、脳傷害の発生リスクを低減させることが示唆された。

また、本研究の AF 頭部衝突 FE 解析モデルでは、ヘルメット FE モデル間の接触や Hitter モデル手掌部と Receiver モデル体幹部の接触条件が実現象を十分に再現できておらず、頭部衝撃測定実験と FE 解析で頭部キネマティクス時刻歴変化が異なる結果となっている可能性がある。より実現象に忠実なモデルとするためには解析モデルそのものの改善に加え、解析モデルの境界条件を改善する必要がある。そのためには、FE モデルの体幹部以下をマルチボディモデルや筋骨格モデルと連成し、AF 競技中の身体挙動の再現性を高めることが重要であると考えられる。こうしたモデルの改善により、傷害が発生し得るような高負荷な頭部衝突時における頭部傷害評価への適応も可能になると言える。

参考文献

- [1] 福田崇. アメリカンフットボールにおける頭頸部外傷の予防. 日本アスレティックトレーニング学会誌, Vol. 6, No. 1, pp. 3–13, 2020.
- [2] Sports-related recurrent brain injuries — united states. *Morbidity and Mortality Weekly Report*, Vol. 46, No. 10, pp. 224–227, 1997.
- [3] Randall Dick, Michael S Ferrara, Julie Agel, Ron Courson, Stephen W Marshall, Michael J Hanley, and Fred Reifsteck. Descriptive epidemiology of collegiate men’s football injuries: National collegiate athletic association injury surveillance system, 1988–1989 through 2003–2004. *Journal of athletic training*, Vol. 42, No. 2, p. 221, 2007.
- [4] Kevin M Guskiewicz, Michael McCrea, Stephen W Marshall, Robert C Cantu, Christopher Randolph, William Barr, James A Onate, and James P Kelly. Cumulative effects associated with recurrent concussion in collegiate football players: the ncaa concussion study. *Jama*, Vol. 290, No. 19, pp. 2549–2555, 2003.
- [5] David C Viano, Ira R Casson, and Elliot J Pellman. Concussion in professional football: biomechanics of the struck player-part 14. *Neurosurgery*, Vol. 61, No. 2, pp. 313–328, 2007.
- [6] Christy L Collins, Erica N Fletcher, Sarah K Fields, Lisa Kluchurosky, Mary Kay Rohrkemper, R Dawn Comstock, and Robert C Cantu. Neck strength: a protective factor reducing risk for concussion in high school sports. *The journal of primary prevention*, Vol. 35, No. 5, pp. 309–319, 2014.
- [7] Jason P Mihalik, Kevin M Guskiewicz, Stephen W Marshall, Richard M Greenwald, J Troy Blackburn, and Robert C Cantu. Does cervical muscle strength in youth ice hockey players affect head impact biomechanics? *Clinical journal of sport medicine*, Vol. 21, No. 5, pp. 416–421, 2011.
- [8] Masami Iwamoto, Yoshikatsu Kisanuki, Isao Watanabe, Katsuya Furuu, Kazuo Miki, and Junji Hasegawa. Development of a finite element model of the total human model for safety (thumbs) and application to injury reconstruction. In *Proceedings of the international IRCOBI Conference*, pp. 18–20, 2002.
- [9] 西村忍. 大学アメリカンフットボール選手における頸部等尺性筋力とバーナー症候群との関係について. 体育研究所紀要, Vol. 48, No. 1, pp. 29–36, 2009.
- [10] 市木育敏, 浦辺幸夫, 井手一茂, 秋本剛, 鍵森綾. チンイン姿勢時の頸部筋力と筋活動. 体力科学, Vol. 58, No. 1, pp. 91–98, 2009.
- [11] Joseph J Crisco, Russell Fiore, Jonathan G Beckwith, Jeffrey J Chu, Per Gunnar Brolinson, Stefan Duma, Thomas W McAllister, Ann-Christine Duhaime, and Richard M Greenwald. Frequency and location of head impact exposures in individual collegiate football players. *Journal of athletic training*, Vol. 45, No. 6, pp. 549–559, 2010.
- [12] Takashi Fukuda, Sekiya Koike, Syumpei Miyakawa, Hiroto Fujiya, and Yuki Yamamoto. Impact on the head during collisions between university american football players-focusing

- on the number of head impacts and linear head acceleration. *The Journal of Physical Fitness and Sports Medicine*, Vol. 6, No. 4, pp. 241–249, 2017.
- [13] Zhe Cao, Tomas Simon, Shih-En Wei, and Yaser Sheikh. Realtime multi-person 2d pose estimation using part affinity fields. In *Proceedings of the IEEE conference on computer vision and pattern recognition*, pp. 7291–7299, 2017.
- [14] Erik G Takhounts, Matthew J Craig, Kevin Moorhouse, Joe McFadden, and Vikas Hasija. Development of brain injury criteria (bric). *Stapp car crash journal*, Vol. 57, p. 243, 2013.
- [15] Archibald Vivian Hill. The heat of shortening and the dynamic constants of muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B-Biological Sciences*, Vol. 126, No. 843, pp. 136–195, 1938.
- [16] 矢島拓人, 小野古志郎, 宇治橋貞幸. 筋力作用を考慮した人間の頸部曲げ特性に関する研究 (筋肉の反応とスポーツ機器, os-23 ヒューマン・ダイナミクス (2)). In *Dynamics & Design Conference 2004*, pp. _719–1_. 一般社団法人 日本機械学会, 2004.
- [17] Football Research Inc Biocore. License agreement, accessed 2022-09-09. <https://biocorellc.com/finite-element-models/>.
- [18] Alfred D Weiss. The locus of reaction time change with set, motivation and age. *Journal of gerontology*, Vol. 20, No. 1, pp. 60–64, 1965.
- [19] CAE ソリューション：株式会社 JSOL. Thums -バーチャル人体モデル-, 参照日 2022 年 7 月 17 日. <http://cae.jsol.co.jp/product/struct/thums/>.
- [20] Toyota Motor Corporation. *THUMS USER POLICY*. <https://www.toyota.co.jp/thums/>, accessed 2022-09-05.
- [21] 水野幸治. 自動車の衝突安全. 名古屋大学出版会, 2012.
- [22] A Nouredine, A Eskandarian, and Kennerly Digges. Computer modeling and validation of a hybrid iii dummy for crashworthiness simulation. *Mathematical and computer modelling*, Vol. 35, No. 7-8, pp. 885–893, 2002.
- [23] 山元勇樹, 福田崇, 原賢二ほか. 脳振盪予防におけるアメリカンフットボールヘルメットの可能性. 久留米大学健康・スポーツ科学センター研究紀要, Vol. 24, pp. 13–24, 2017.
- [24] John Versace. A review of the severity index. 1971.
- [25] Faris Bandak, Rolf Eppinger, Mark Haffner, Nopporn Khaewpong, Shashi Kuppa, Matt Maltese, Thuvan Nguyen, Roger Saul, Emily Sun, Erik Takhounts, et al. Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems: Ii. 1999.

Appendix A AF 頭部衝撃測定実験

A.1 マウスガード型 6DoF センサ Vector Mouthguard

本節では、第 2 章で頭部衝撃測定実験で頭部キネマティクスを測定するために用いたマウスガード型 6DoF センサ Vector Mouthguard の詳細について示す。

Vector Mouthguard は、口腔内装着部とセンサ取付部の 2 つの部位から構成されている（図 2-2a）。口腔内装着部はコンタクトスポーツ競技中に使用される一般的なマウスガードと同等な形状を有しており、装着者の歯型に合わせて成形できるようになっている。その口腔内装着部の前方部に 6DoF センサが取り付けられており、本センサを口腔内に装着した際にはセンサ部は口腔外に突き出る形となる（図 2-2c）。

図 A-1 に Vector Mouthguard のデータ記録システムの概要を示す。Vector Mouthguard を口腔内に装着した状態で AF 競技を行うと、Vector Mouthguard は頭部衝突を自動的に検知し、その時の頭部キネマティクスデータ（頭部直線加速度、頭部角加速度、頭部角加速度）が測定されるシステムとなっている。測定された頭部キネマティクスデータは無線でサイドライン受信機に送信され、受信機に有線接続されたノートパソコンを介して web 上のデータベースに測定結果が蓄積される。

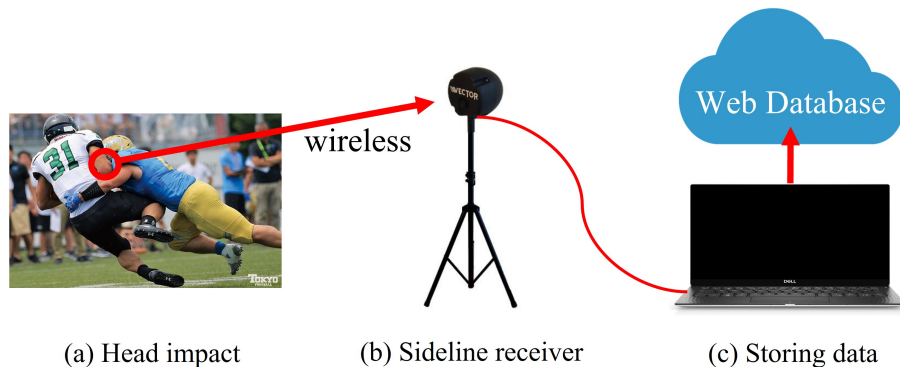


Figure. A-1. The schematic diagram of the Vector Mouthguard data recording system. (a) When Vector Mouthguard detects a head impact, it records the head kinematics data for head impact, and (b) the data is wirelessly transmitted to the sideline receiver. (c) The received data is stored in a web database via a laptop connected to the sideline receiver via USB.

また、Vector Mouthguard に取り付けられているセンサは 3 軸加速度センサ（ADXL377, Analog Devices）、及び、3 軸ジャイロセンサで構成されている。加速度センサのサンプリング周波数は 1024 Hz で、ピークシグナルの検出精度を向上させるために、5000 Hz でリサンプリングが行われる。計測可能範囲は $0 \sim 1961 \text{ m/sec}^2$ ($0 \sim 200 \text{ G}$) となっている。直線加速度データは頭部衝突が生じる約 10 msec 前から 93.75 msec の間（加速度計のサンプリング数 96 をサンプリング周波数 1024 Hz で割った値）、記録される。一方、ジャイロセンサのサンプリング数は可変となっているが、通常、サンプリング数は 72 で、その時のサンプリング周波数

は 768 Hz である。加速度センサと同様に、検出精度向上のために 5000 Hz でリサンプリングが行われる。計測可能範囲は 0~2000 deg/s である（表 A-1）。頭部キネマティクスデータは図 2-2b に示した頭部局所座標系を基準に出力される。

Table. A-1. The sensor specs of Vector Mouthguard. Both acceleration sensor and gyro sensor resample at 5000 Hz to improve accuracy when detecting peak signal levels.

	Acceleration sensor	Gyro sensor
Measurement axis	Three-axis (x, y, z)	Three-axis ($roll, pitch, yaw$)
Sampling frequency	1024 Hz	768 Hz
Range	0–1961 m/sec ² (0–200 G)	2000 deg/sec ²

A.2 参考データ

表 A-2 に AF 頭部衝撃測定実験参加者の身長，体重，年齢，ポジション，AF 競技歴を示す．実験対象者のポジションはディフェンスのスキルポジション（Linebackers；LB，および，Defensive backs；DB）が 4 名，オフェンスのスキルポジション（Wide receivers；WR，Running backs；RB，および，Tight ends；TE）が 4 名，オフェンスのラインマン（Offensive linemen；OL）が 1 名であった．ここで，スキルポジションとはボールを扱うポジションを指し，ラインマンはスクリメージラインで相手選手にタックル，及び，ブロックをするポジションを指す．

Table. A-2. The list of subjects data for AF head impact measurement. Subjects were 170–183 cm tall, 73–94 kg, and 22–24 years old.

Player	Height [cm]	Body weight [kg]	Age [years old]	Position	Years of playing AF [years]
Player 1	183	94	22	LB	5
Player 2	179	85	22	OL	5
Player 3	173	77	23	WR	4
Player 4	168	73	22	WR	2
Player 5	170	85	23	RB	4
Player 6	180	85	25	TE	6
Player 7	178	83	19	LB	0.5
Player 8	182	86	20	LB	0.5
Player 9	175	77	20	DB	0.5

また，第 2.1 章で行った頭部衝撃測定実験の測定ケース一覧を表 A-3 に示す．各ケースについて少なくとも 5 回の試行を行っているが，データ記録回数が 5 回に満たないケースも数多くあった．特に，Hit を行う側の選手についてはデータ記録回数が 1 回以下の case が 30 case 中 23case となっており，Hit を行う側の選手の頭部キネマティクスデータ取得は困難であった．Hit 動作を行ったにも関わらずデータが記録されなかった要因は不明であるが，Hit 動作で生じる最大値頭部加速度は 15 G 程度であったに対して Vector Mouthguard が頭部衝突が生じたかどうかを判断する閾値が 10 G であったことから Hit 動作によって生じる頭部衝撃は Vector Mouthguard で検知するにはやや小さい衝撃であった可能性がある．また，日頃の練習からマウスガードを強く噛まないという申告があった選手群では検出精度が低くなる傾向があったことから，可能な限り正確に頭部キネマティクスデータを測定するためには装着者の口腔内形状によく合うように丁寧に成形をし，Vector Mouthguard をしっかりと噛むことが重要であると考えられる．

Table. A-3. The list of combinations of hitter side player and receiver side player. The number of impacts measured in each case is also shown.

Case	Hitter	Receiver	No. of impacts (hitter)	No. of impacts (receiver)
1	player1	player2	0	10
2	player1	player2	0	0
3	player1	player3	0	5
4	player1	player5	0	6
5	player2	player1	8	0
6	player2	player1	0	3
7	player2	player3	3	5
8	player3	player1	5	5
9	player3	player1	2	2
10	player3	player2	0	4
11	player3	player8	4	5
12	player4	player5	0	5
13	player4	player5	1	5
14	player4	player6	0	5
15	player5	player1	0	5
16	player5	player4	0	5
17	player5	player4	0	5
18	player5	player4	1	5
19	player5	player6	0	4
20	player5	player6	0	0
21	player6	player4	1	6
22	player6	player4	0	4
23	player6	player5	0	0
24	player6	player5	1	2
25	player7	player8	3	5
26	player8	player1	0	5
27	player8	player3	1	5
28	player8	player7	0	5
29	player8	player9	0	5
30	player9	player8	5	1

A.2.1 Hit 動作時のヘルメットの位置関係

5.3 において頭部衝突再現モデルにおいて初期位置を決定するために図 5-8 で示した評価点に基づき Hitter 選手ヘルメットに対する Receiver 側選手ヘルメットの相対位置を第 2 のボランティア試験時の動画像から推定した. その推定より得られた各ケースにおける Hitter 選手ヘルメットに対する Receiver 側選手ヘルメットの相対高さ (図 5-8 の Z_r) の平均を表 A-4

Table. A-4. Relative height of the receiver's helmet to the hitter's helmet at the head impact initiation.

case	Z_r [mm]
case 11	63.8 ± 8.4
case 12	90.3 ± 17.1
case 13	94.7 ± 39.1
case 17	87.0 ± 22.1
case 18	102.5 ± 23.5
case 27	99.9 ± 13.5
case 29	82.3 ± 9.0
all	90.8 ± 23.3

Appendix B 最大頸部筋力測定実験

本研究では、AF 頸部傷害評価を目的とした人体頭頸部有限要素モデルにおいて、有限要素モデルの頸部筋力強さを AF 競技者を想定したものとするため、大学 AF 選手を対象に最大頸部筋力の測定を実施した。頸部筋力測定実験では、アルミ部材に固定されたハンドヘルドダイナモメータ（Hand-held dynamometer, HHD）に対して、測定対象者が頸部筋力を発揮し頭部を押し当てた際に HHD により記録された反力を頸部筋力として測定した。頸部筋力測定時の測定対象者の姿勢は臥位で、屈曲・伸展・左側屈・右側屈の 4 方向について測定を実施した。頸部筋力測定実験では大学 AF チームのメンバー 9 名に加え、コントロール群として AF 競技経験のない 20 代一般男性 3 名の合計 12 名について最大頸部筋力を測定した。頸部筋力測定から得られた AF 競技者群の最大頸部筋力値は平均で屈曲 176.2 ± 38.4 N、伸展 288.3 ± 47.0 N、左側屈 263.9 ± 52.6 N、右側屈 288.9 ± 47.5 N であった。一方、コントロール群（非 AF 競技者群）の最大頸部筋力値は平均で屈曲 95.8 ± 17.7 N、伸展 185.3 ± 58.9 N、左側屈 157.8 ± 42.8 N、右側屈 181.2 ± 43.4 N となった。この結果に t 検定を行った結果、AF 競技者群と非 AF 競技者群の最大頸部筋力には有意な差が認められた。以下に、最大頸部筋力測定実験の詳細を示す。

B.1 測定手法

B.1.1 測定項目

頸部筋力測定実験では、以下の 5 項目について身体的特性の測定を実施した。最大頸部筋力は、4.3.1 節に示す手法で屈曲・伸展・左側屈・右側屈の 4 方向について測定を行った。頸部周径囲については、西村ら^[9]の研究で行われた手法に準じて、測定実施者は正立位した測定対象者の正面から、頸部中間位姿勢を保持させた状態で喉頭隆起下縁を通過するように頸部長さ軸方向に対して垂直位の周径囲をメジャーで測定した。また、頸部長さについては正立位で外後頭隆起から第 7 頸椎棘突起までの長さ（図 B-1）とし、頸部周径囲と同様に、測定対象者が正立位で頸部中間位を保持させた状態で測定対象者の背面から測定実施者がメジャーで測定した。

- 最大頸部筋力（Isometric cervical muscle strength, ICMS）[N]
- 身長 [cm]
- 体重 [kg]
- 頸部周径囲 [cm]
- 頸部長さ [cm]

B.1.2 ハンドヘルドダイナモメータ

最大頸部筋力測定には HHD（アニマ社製 等尺性筋力測定装置 μ Tas F-1）を用いた。以下の図 B-2 に HHD の画像を示す。本測定機器には 4 点支持型の小型フォースプレートが搭載されており、筋力を測定したい身体部位に HHD を押し当てながら測定対象者が筋力を発揮することでフォースプレートに生じる反力が記録され、最大筋力を取得することができる。

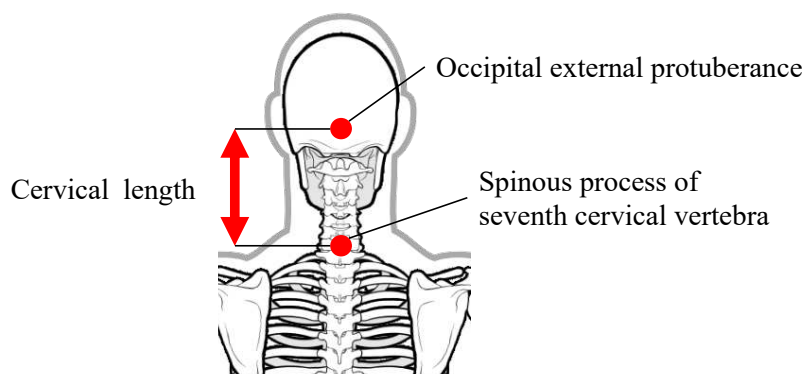


Figure. B-1. Cervical length. Cervical length is length from the external occipital ridge to the 7th cervical spinous process.



(a) μ Tas F-1.

(b) Force plate.

Figure. B-2. Hand-held dynamometer. Isometric muscle strength measurement device μ Tas F-1 by Anima.

B.1.3 頸部筋力測定用装置

頸部筋力測定実験では、図 B-3 に示す頸部筋力測定用装置を用いて頸部筋力の測定を実施した。この測定装置では、鉛直方向に移動が可能な T 字のアルミ部材に HHD が、その計測面が鉛直下向きとなるように取り付けられている。可動式の T 字アルミ部材はボルトを締めることによって装置上側にあるアルミ部材と固定でき、HHD を任意の高さに調整できる機構となっている。ボルト固定部の耐荷重は 500 N で、HHD に生じる鉛直上向きの荷重に対して約 500 N まで測定可能である。また、装置下部には測定時に装置全体が浮き上がらないようにするための錘を設置した。錘の合計質量は約 44 kg である。測定対象者は装置に設置された HHD の下方に頭部が近づくように、測定装置の横に設置されたマッサージベッド上に臥位になる。その状態から頸部筋力を発揮して鉛直上方向へ頭部を HHD に押し当てることで頸部筋力を測定することができる。

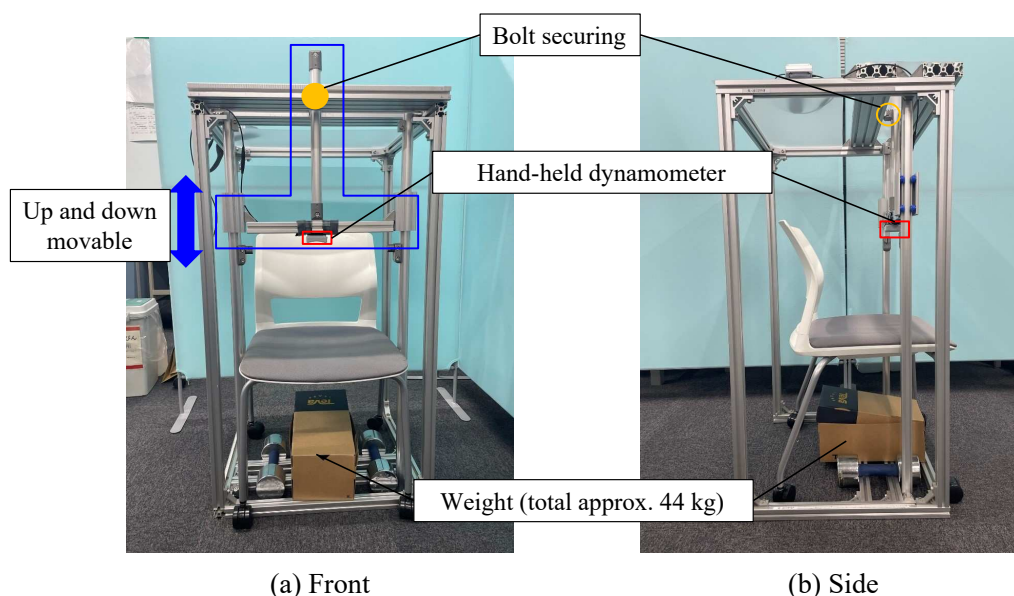


Figure. B-3. The device for measuring the cervical muscle strength.

B.1.4 最大頸部筋力測定手法

図 B-4 に最大頸部筋力測定時の様子を示す。最大頸部筋力測定実験では、測定対象者は測定用装置に設置された HHD の下方に頭部が近づくように、測定用装置の横に置かれたマッサージベッド上に頭部を突き出した状態で臥位になった。屈曲及び伸展方向の頸部筋力測定時には、測定対象者は両手をマッサージベッドの側部を把持し、側屈方向の頸部筋力測定時には上側の手をマッサージベッドの側部を把持するように指示した。測定時は測定対象者の頭部位置に合わせて HHD の高さを調整した。この際、1 名の測定実施者が測定対象者の頸部が中間位になるように側方から姿勢を確認し、頸部中間位姿勢となるように指示した。測定は頭部を HHD に軽く触れた状態から筋力発揮をするように指示し、初期動作による衝撃力が生じないようにした。HHD と頭部の接触位置は、屈曲時には前額部、側屈時には側頭部（こめかみ）、伸展時には外後頭隆起とした。1 回あたりの測定時間は 3 秒間で、1 人の測定対象者につき、屈曲、伸展、左側屈、及び、右側屈の 4 方向についてそれぞれ 3 回ずつ、合計 12 回の測定を行った。測定方向の順序は、屈曲、伸展、左側屈、右側屈とした。測定結果は各方向 3 回の測定結果のうち最大値をその方向の最大頸部筋力値とした。測定は AF の公式戦中の 11 月に実施した。

B.2 測定対象者

頸部筋力測定実験では、関東大学 AF 連盟 1 部リーグに所属する大学 AF チームのメンバー 9 名と AF 競技経験のない 20 代一般男性 3 名を対象に測定を実施した。本研究では、測定対象者を AF 競技歴に応じて 4 つのグループに分類して評価した。グループの分類方法は、筋力測定実施時に AF 競技を継続して行っており競技経験が 2 年以上の測定対象者を Group A（3 年生選手 1 名、4 年生選手 1 名、社会人 AF チーム所属者 1 名）、競技経験が 1 年未満の測定対象者を Group B（1 年生選手 3 名）、AF を 4 年間競技した経験があり測定時は競技を継続して

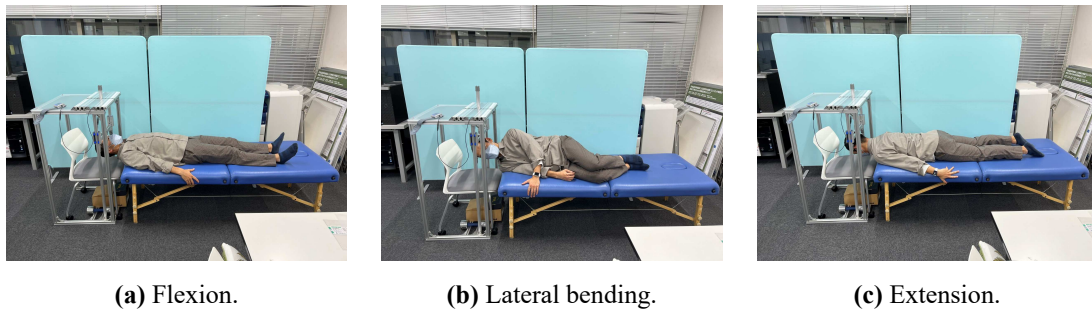


Figure. B-4. The posture when measuring cervical muscle strength.

行っていない測定対象者を Group C（3 名），AF 競技経験のない測定対象者を Control（コントロール群 3 名）と分類した。

B.3 基本身体情報測定結果

まず，表 B-1 に測定対象者の体重，頸部長さ，頸部周径の 4 つの身体的特性の測定結果を示す．体重について AF 選手群（Group A・B・C）とコントロール群で比較すると，選手群で $81.8 \pm 6.6 \text{ kg}$ ，コントロール群で $60.2 \pm 12.1 \text{ kg}$ であり，選手群の方が体重が重いことが分かる．また，頸部周径についても同様に比較すると，選手群で $40.2 \pm 1.4 \text{ cm}$ ，コントロール群で $35.5 \pm 2.8 \text{ cm}$ という結果であった．頸部周径についても選手群の方がより長い頸部周を有していると言える．一方，頸部長さについては，選手群で $13.9 \pm 0.53 \text{ cm}$ ，コントロール群で $14.0 \pm 0.50 \text{ cm}$ であり，対象群間の差は見られなかった．また，全測定対象者での身長と頸部長さの相関係数は 0.02 となり，身長と頸部長さには相関がないという結果になった．ただし，頸部長さは測定時のわずかな頭頸部肢位のずれにより測定値が数 cm 変化してしまうため，頸部長さの測定誤差が大きかったことが要因で身長と頸部長さには相関がないという結果になったと考えられる．したがって，本実験で測定した頸部長さについては信頼性が低く，頸部長さをを用いた評価を行うには別の測定手法を検討すべきである．

B.4 各測定対象者ごとの最大頸部筋力値

頸部筋力測定で得られた各測定対象者ごとの最大頸部筋力値を表 B-2 に示す．

Table. B-1. The list of subjects data for maximal isometric cervical muscle strength measurement. Subjects were 170-183 cm tall, 73-94 kg, and 22-24 years old.

Group	Player	Height [cm]	Weight [kg]	Cervical circumference [cm]	Cervical length [cm]
Group A	Player 1	183	94.0	42.0	14.5
	Player 4	168	73.0	39.0	14.5
	Player 5	170	85.0	40.5	13.5
Group B	Player 7	182	83.0	39.0	14.5
	Player 8	178	86.0	40.0	13.5
	Player 9	175	77.0	40.5	14.0
Group C	Player 2	179	76.0	42.0	13.0
	Player 3	173	77.0	38.0	14.0
	Player 6	180	85.0	41.0	14.0
Control	Control 1	0	58.5	36.0	14.0
	Control 2	0	73.0	38.0	14.5
	Control 3	0	49.0	32.5	13.5

Table. B-2. The result of maximal isometric cervical muscle strength.

Group	Player	Anterior [N]	Posterior [N]	Lateral left [N]	Lateral right [N]
Group A	Player 1	216	354	377	385
	Player 4	158	296	283	292
	Player 5	208	331	253	279
Group B	Player 7	229	304	233	278
	Player 8	159	324	252	276
	Player 9	151	290	217	268
Group C	Player 2	151	244	254	298
	Player 3	114	211	306	320
	Player 6	202	243	203	206
Group D	Control 1	115	253	201	227
	Control 2	93	146	157	177
	Control 3	80	158	115	140

Table. B-3. The result of IMCS / weight.

Group	Player	Anterior [N/kg]	Posterior [N/kg]	Lateral left [N/kg]	Lateral right [N/kg]
Group A	Player 1	2.3	3.7	4.0	3.9
	Player 4	2.1	4.0	3.8	3.8
	Player 5	2.4	3.8	3.0	3.2
Group B	Player 7	-	-	-	-
	Player 8	1.7	3.7	2.9	3.1
	Player 9	1.9	3.6	2.7	3.3
Group C	Player 2	1.9	3.1	3.2	3.9
	Player 3	1.4	2.7	3.9	4.1
	Player 6	2.3	2.8	2.3	2.4
Group D	Control 1	1.9	4.3	3.4	3.5
	Control 2	1.2	2.0	2.1	2.4
	Control 3	1.5	3.2	2.4	2.8

B.5 最大頸部筋力の追加測定実験

第 4.3 節で説明した最大頸部筋力測定を，大学 AF チームの選手 30 名を対象に追加で実施した．その結果を以下に示す．測定の実施方法は 4.3.1 で示した手法と同様である．

B.5.1 追加測定実験の測定対象者

測定対象者は関東大学 AF 連盟 1 部リーグに所属する大学 AF チームのメンバー 30 名である．測定の実施時期は AF の公式戦終了後の 12 月であり，1 年生選手 21 名，2 年生選手 8 名，3 年生選手 2 名を対象とした．以下の B.5.2 測定結果には 4.3 で測定を実施した，3 年生選手 1 名，4 年生選手 1 名，および，コントロール群 3 名の結果も含めている．

B.5.2 追加測定実験の測定結果

以下の図 B-5 に各方向の最大頸部筋力の測定結果を示す．今回の測定で最も人数が多かった 1 年生選手に着目すると，頸部屈曲方向で 100N～200N の頸部筋力を発揮できることが分かった．いずれの方向についてもコントロール群と比較して AF 選手が大きい頸部筋力を有する分布となっている．

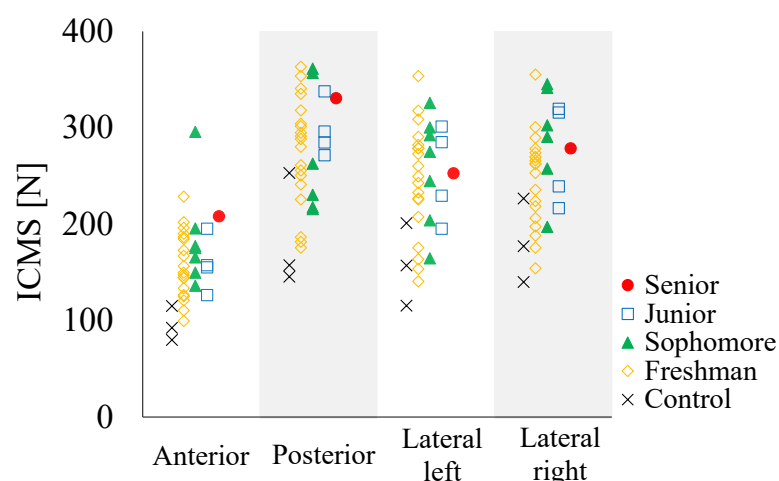


Figure. B-5. The plot of maximal isometric cervical muscular strength.

以下の図 B-6 に頸部屈曲方向の最大頸部筋力と頸部周径の相関図を示す。この時、最大頸部屈曲筋力と頸部周径の相関係数は 0.49 であり、弱い相関があると言える。ただし、同じ頸部周径を有していても、被験者によって 100N 程度の頸部筋力差があることが分かった。以上より、頸部周径が大きいかからと言って一概に強い頸部筋力を示すとは言えない。一般には頸部周径が大きいかほどより大きな筋断面積を有するために強い最大頸部筋力を示すと言われているが、今回の結果から必ずしもそうとは限らないと言える。その要因として、頸部筋群の筋断面積が頸部周径に対して比例関係にあるとは限らないことが挙げられる。今後はエコーなどを用いて被験者ごとの頸部筋の厚さを測定し、その筋肉厚さと最大頸部筋力の関係を見ていく必要がある。

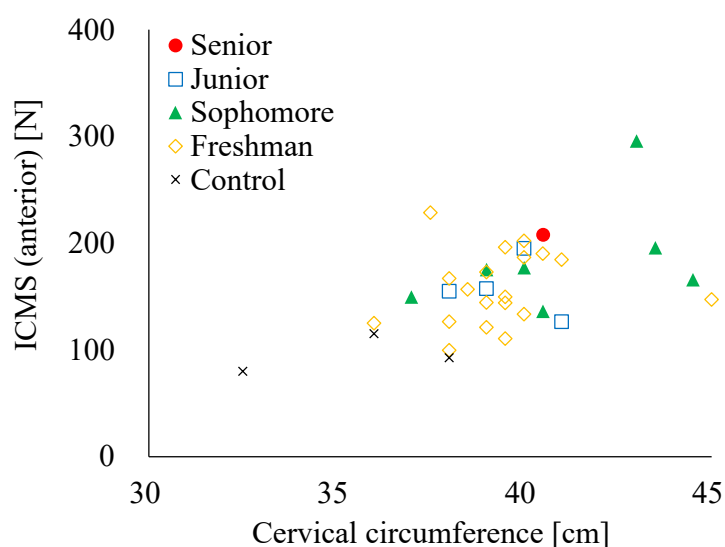


Figure. B-6. The correlation between maximum isometric cervical muscle strength and cervical circumference.

B.6 徒手抵抗検査法による頸部筋力測定

本研究では、MMT による頸部筋力測定についても試みた。以下に、MMT によって得られた最大頸部筋力の結果を示す。本研究で実施した MMT による頸部筋力測定では 300 N を超えるような頸部筋力が計測できていないことが確認できた。このことは、MMT による測定手法では測定実施者の測定スキルによって測定が可能な筋力値の上限があり、測定実施者によっては測定可能な筋力値の上限が頸部筋力を測定するには不十分である可能性が示唆された。以下に詳細を示す。

B.6.1 徒手抵抗検査法による測定手法

図 B-7 に MMT による最大頸部筋力測定時の様子を示す。MMT による最大頸部筋力測定実験では、測定対象者はマッサージベッド上に頭部を突き出した状態で臥位となり、1 名の測定実施者が測定対象者の肩部が動かないように徒手固定した。この状態で、もう 1 名の測定実施者は手に装着した HHD の測定部を測定対象者の頭部に当て、鉛直下向き方向に荷重を加えることで最大頸部筋力を測定した。この際、HHD と頭部の接触位置は、4.3.1 節で実施した頸部筋力測定用装置による測定時と同様に屈曲時には前額部、側屈時には側頭部（こめかみ）、伸展時には外後頭隆起とした。測定時には、測定対象者の頸部が中間位姿勢となるように注意しながら、測定実施者は荷重を加えた。また、4.3.1 節と同様に、1 回あたりの測定時間は 3 秒間で、1 人の測定対象者につき、屈曲、伸展、左側屈、および、右側屈の 4 方向についてそれぞれ 3 回ずつ、合計 12 回の測定を行った。測定方向の順序は、屈曲、左側屈、右側屈、伸展であった。測定結果は各方向 3 回の測定結果のうち最大値をその方向の最大頸部筋力値とした。

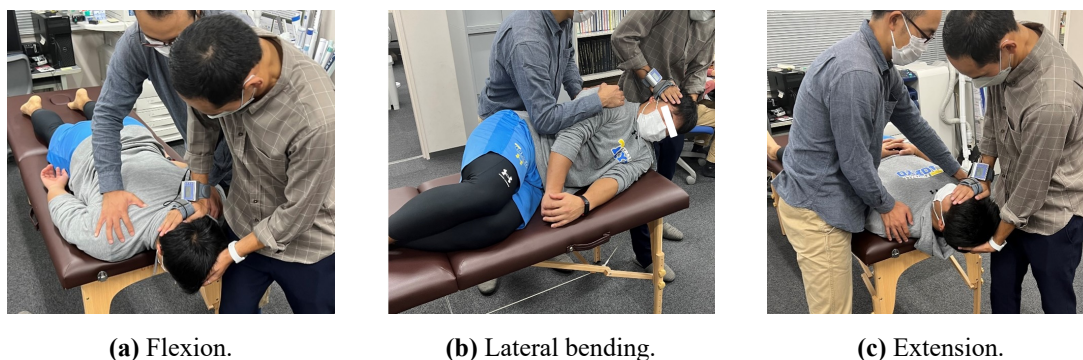


Figure. B-7. The posture when measuring cervical muscle strength by MMT.

B.6.2 徒手抵抗検査法による頸部筋力測定結果

図 B-8 に MMT による最大頸部筋力測定の結果を示す。図 4-4 に示した頸部筋力測定用装置による最大頸部筋力測定結果と同様に、屈曲方向の最大頸部筋力が伸展及び側屈方向の最大頸部筋力に比べて弱いことが確認できる。しかしながら、図 B-8 と図 4-4 を比較すると MMT による最大頸部筋力測定の結果は伸展及び側屈方向において 300 N を超えるような頸部筋力が測定できていないことが分かる。これは、測定実施者が鉛直下向き方向に発揮できる荷重の限界

値が 300 N 程度であったためと考えられる。したがって、MMT による頸部筋力測定は測定実施者の測定スキルによる影響を受けやすく、正確な頸部筋力測定には十分な荷重を発揮できる測定実施者が実施する必要があると言える。

ただし、MMT による頸部筋力測定結果においても AF 競技者群は非 AF 競技者群と比較して大きな最大頸部筋力を有している傾向が確認できる。

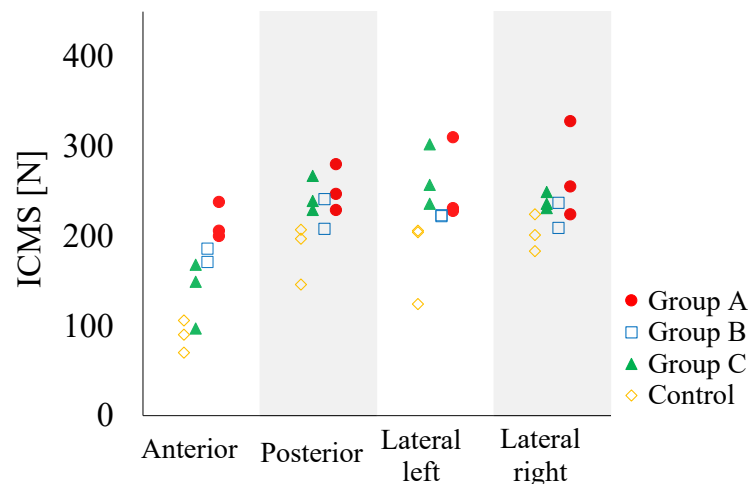


Figure. B-8. The plot of maximal isometric cervical muscular strength obtained by MMT.

B.7 頸部筋力測定用装置の測定精度

本研究で作成した頸部筋力測定用装置による測定精度を調べるため、同じ被験者に対して日時を変えて約 1 ヶ月間で 10 回の頸部筋力測定を実施した。測定手法は 4.3.1 節で示した手法と同じである。測定対象者は AF 競技者 2 名 (Subject 1, 2) と非 AF 競技者 1 名 (Subject 3) の計 3 名である。

3 名の測定対象者について、10 回の頸部筋力測定で得られた最大頸部筋力を各方向ごとに平均した結果を表 B-4 に示す。表 B-4 の結果より、最大頸部筋力値は測定日時や継続的な筋力測定による筋力強化の効果を考慮しても、標準偏差は 35 N 以下であることが分かる。また、測定対象者の違いや測定方向による違いが標準偏差に与える影響は少なく、いずれの場合においても約 20 N 程度の標準偏差となると言える。したがって、本研究で作成した頸部筋力測定用装置による測定精度は、人によるばらつきを含めても標準偏差で 20–30 N 程度のばらつきである。

Table. B-4. The mean values and their standard deviations of the cervical muscle strength obtained from the 10 times cervical muscle strength measurements conducted at different dates and times for each subject.

Subject	Anterior [N]	Posterior [N]	Lateral left [N]	Lateral right [N]
Subject 1	236.6 $\pm$ 21.5	364.5 $\pm$ 25.7	339.1 $\pm$ 21.0	373.2 $\pm$ 30.2
Subject 2	194.0 $\pm$ 12.3	287.2 $\pm$ 12.7	280.7 $\pm$ 18.3	258.1 $\pm$ 18.9
Subject 3	119.4 $\pm$ 11.8	212.3 $\pm$ 9.1	201.0 $\pm$ 28.4	183.7 $\pm$ 31.6

Appendix C FE モデルの詳細

C.1 人体 FE モデル THUMS

Total HUman Model (THUMS) はトヨタ自動車と豊田中央研究所が共同開発した自動車乗員安全評価用人体 FE モデルである。(図 1-2)。THUMS は自動車乗員の安全性評価を目的として作成された人体 FE モデルである。CT スキャンのデータなどを用いて実際の人体を忠実に再現するように作成されており、脳などの内部組織も再現されている。THUMS Ver. 6 モデルの想定対象は、身長 175 cm、体重 77 kg、年齢 30~40 歳代の米国男性となっている。また、2019 年に作成された THUMS ver.6 では筋肉モデルも実装されている [8][19]。

THUMS は自動車衝突時における人体応答を予測することを目的としているため、一般的に衝撃問題を得意とする陽解法による計算が想定された FE モデルとなっている。陽解法計算ではクーラン条件を満たす必要があり、時間増分に制約が生じる。衝突現象のような実現象時間が 1 秒にも満たない衝撃問題であれば陽解法計算であっても現実的な実時間で計算を実行することができるが、より大きな時間スケールでの計算ではより多くの計算時間を要する。そのため、THUMS も実現象時間が 1 秒を超えるような長時間スケールを扱うには計算時間が長くなってしまいう課題がある。

また、THUMS は 2020 年 1 月に無償公開化され、研究目的での利用が可能となっている [20]。

C.1.1 THUMS 頸部筋肉モデル

表 C-1 に THUMS の各頸部筋肉モデルの筋断面積の値を示す。THUMS では一つの筋肉モデルが複数のパートで構成されている場合があるが、表 C-1 では各筋肉モデルを構成する全パートの筋断面積の合計値を示している。(例えば、胸鎖乳突筋 (Sternocleidomastoid muscle) の筋肉モデルは筋断面積 246.0 mm^2 を有する 2 つのパートで構成されているため、表 C-1 では $246.0 \times 2 = 492.0 \text{ mm}^2$ という筋断面積になっている。) 全筋肉モデルの筋断面積を合計した頸部総筋断面積は 4026.4 mm^2 である。また、頸部屈曲主動筋群及び頸部屈曲協力筋群、頸部伸展筋群の筋断面積はそれぞれ 345.6 mm^2 、 1198.4 mm^2 、 2482.4 mm^2 である。

Table. C-1. The names and groups of the 23 muscle models included in the head-neck FE model. PSCA stands for physiological cross-sectional area and the unit is mm^2 .

Muscle groups	Muscle sub groups	Muscles	PSCA [mm^2]
Cervical flexor agonist muscles	Flexor agonist	Digastric	67.6
		Sternohyoid	116.0
		Mylohyoid	120.0
		Stylohyoid	42.0
Cervical flexor synergist muscles	Flexor synergist 1	Scalenus medius	136.0
		Scalenus anterior	188.0
		Scalenus posterior	105.0
		Longus capitis	144.2
		Longus colli	82.8
		Rectus capitis anterior	25.2
		Rectus capitis lateralis	25.2
	Flexor synergist 2	Sternocleidomastoid	492.0
Cervical extensor muscles	Extensor 1	Semispinalis capitis	552.0
		Semispinalis cervicis	255.0
		Iliocostalis cervicis	173.5
		Longissimus cervicis	223.5
	Extensor 2	Splenius capitis	494.4
		Splenius cervicis	143.0
		Obliquus capitis superior	88.0
		Obliquus capitis inferior	195.0
		Rectus capitis posterior major	168.0
		Rectus capitis posterior minor	92.0
	Extensor 3	Longissimus Capitis	98.0

C.2 THUMS の PID 制御による筋活性度決定手法

ここでは、THUMS ver.5、および、ver. 6 で用いられている PID 制御に基づく筋活性度の決定方法について説明する。THUMS に定義されている PID 制御による姿勢制御では、目標姿勢（多くの場合は初期姿勢）に対して現在時刻における姿勢のずれを算出し、ずれの大きさに応じて PID の制御量を決定する。その生成された制御量に基づいて各筋肉モデルの筋活性度が決定される。この PID による姿勢制御法では、目標姿勢に近づくにつれて制御量が小さくなり、筋活性度も減少することが確認された。すなわち、PID 姿勢制御法には、筋活性度を高めた状態で姿勢を変化ないという等尺性収縮状態の再現に課題がある。詳細について以下に記述する。

C.2.1 筋コントローラー

THUMS には有限要素解析と同時に実行される筋コントローラーが実装されており、有限要素解析の各ステップにおいて有限要素解析の結果から得られる変位、および、力に基づいて筋コントローラーが各筋肉モデルの筋活性度が決定されるようになっている。全ての筋肉パートは Hill 型の筋肉物性モデルを用いて定義されており、筋活性度に基づいて筋肉の収縮力が決定される。

この筋コントローラーは、人体 FE モデルの姿勢変化を制御するように構築されており、関節角の変化を検出すると初期の姿勢に戻る方向に適切な筋肉モデルの筋活性度を上昇させる仕組みとなっている。

C.2.2 関節角度の算出

筋コントローラーでは以下の図 C-1 に示すように、全身を 17 の部位に分割して各部位間の関節角度（全部で 16 関節）を制御する。本研究では頸部筋のみを扱うため、頸部筋の筋活性度を決定するために必要な頭部と体幹部の関節に着目して、筋コントローラーによる筋肉モデルの制御方法を説明する。

まず、各部位に対して局所座標系を定める。ここでは、以下の図 C-2 で示す向きで、胴体部の局所座標系を $\begin{bmatrix} e_{1x} & e_{1y} & e_{1z} \end{bmatrix}$ 、頭部の局所座標系を $\begin{bmatrix} e_{2x} & e_{2y} & e_{2z} \end{bmatrix}$ と定める。

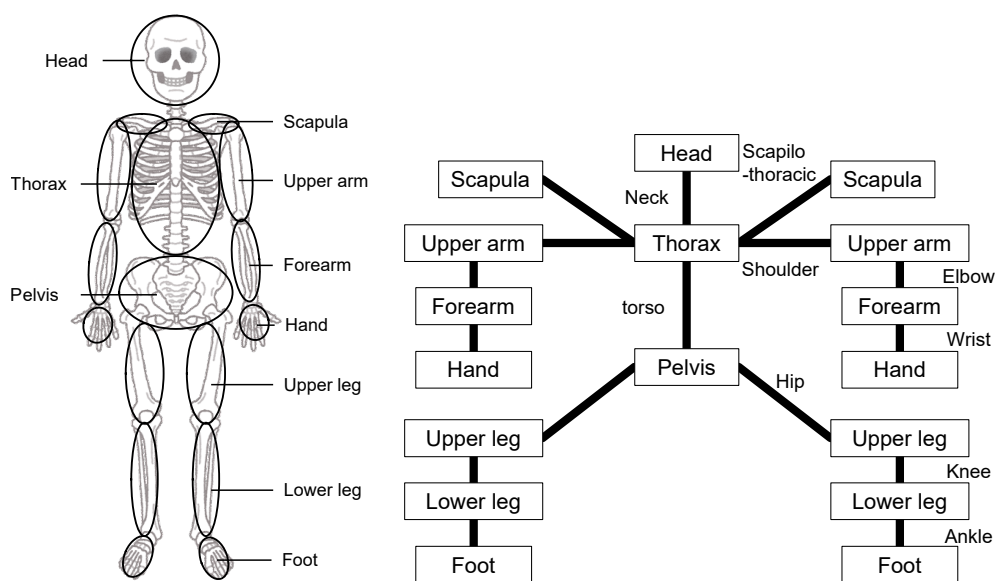


Figure. C-1. Definition of body parts and joints.

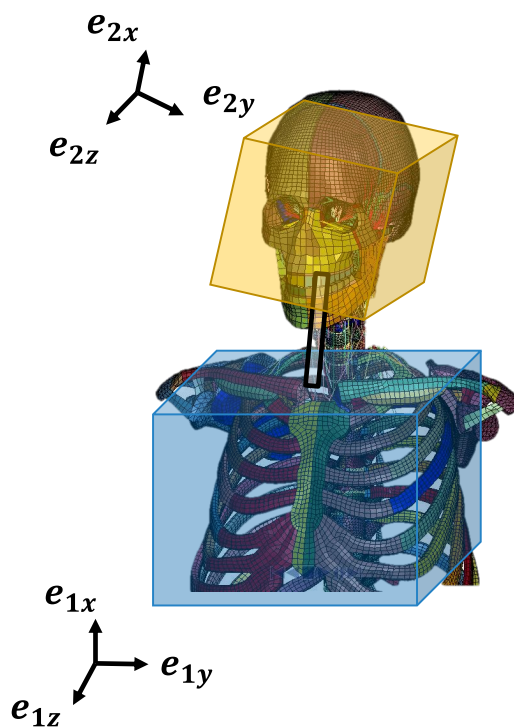


Figure. C-2. The local coordinate system of head and torso.

次に、以下の式 C.1 を用いて、それぞれに関節についてベース座標系に対する相対座標系の回転行列 $\mathbf{R}$ を求める。ここでは、体幹部の局所座標系がベース座標系、頭部の局所座標系が相対座標系となる。

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} \end{bmatrix} = [\mathbf{e}_{2x} \quad \mathbf{e}_{2y} \quad \mathbf{e}_{2z}] [\mathbf{e}_{1x} \quad \mathbf{e}_{1y} \quad \mathbf{e}_{1z}]^T \quad (\text{C.1})$$

続いて回転行列 $\mathbf{R}$ を、回転軸方向を表すデカルト座標系の回転ベクトル $\mathbf{n}$ と回転の大きさを表す回転角度 φ に変換する. 以下の式 C.3 を用いて回転ベクトル $\mathbf{n}$ と回転角度 φ が定まる

$$\varphi = \cos^{-1}(R_{11} + R_{22} + R_{33} - 1/2), \quad 0 \leq \varphi \leq \pi \quad (\text{C.2})$$

$$\mathbf{n} = \begin{cases} [0, 0, 0]^T, & \varphi = 0, \\ \frac{1}{2\sin\varphi} [R_{32} - R_{23} \quad R_{13} - R_{31} \quad R_{21} - R_{12}]^T, & 0 < \varphi < \pi, \\ \frac{1}{\sqrt{2}} [\sqrt{R_{11}+1} \quad \sqrt{R_{22}+1} \quad \sqrt{R_{33}+1}]^T, & \varphi = \pi, \end{cases} \quad (\text{C.3})$$

最後に、上記で求めた回転ベクトル $\mathbf{n}$ とベース座標系の基底ベクトル $[\mathbf{e}_{1x} \quad \mathbf{e}_{1y} \quad \mathbf{e}_{1z}]$ の内積に対して回転角度 φ を乗することで、関節角度 $\boldsymbol{\theta}$ を求める (式 C.4).

$$\boldsymbol{\theta} = [\mathbf{e}_{1x} \quad \mathbf{e}_{1y} \quad \mathbf{e}_{1z}]^T \mathbf{n} \varphi \quad (\text{C.4})$$

ここで、回転ベクトル $\mathbf{n}$ は 2 つの局所座標系のうち骨盤部に近い側の部位の局所座標系で定義されている. つまり、頸部の関節角度を考える場合は、体幹部の局所座標系で回転ベクトル $\mathbf{n}$ が定義される.

C.2.3 PID 制御

C.2.2 で求めた関節角度 $\boldsymbol{\theta}$ に対して、目標関節角度 $\boldsymbol{\psi}$ からの偏差 $\mathbf{e}$ を求め、PID 制御法を用いて制御量 $\mathbf{u}$ を算出する. 以下の式で求められる.

$$\mathbf{e}(t_n) = \boldsymbol{\psi}(t_n) - \boldsymbol{\theta}(t_n) \quad (\text{C.5})$$

$$\mathbf{u}(t_n) = k_P \mathbf{e}(t_n) + k_I \int_0^{t_n} \mathbf{e}(\tau) d\tau + k_D \frac{d}{dt} \mathbf{e}(t_n) \quad (\text{C.6})$$

ここで、 $t_n[\text{sec}]$ は現在の時刻である. $\boldsymbol{\theta}(t_n)$ と $\boldsymbol{\psi}(t_n)$ は時刻 t_n における実際の関節角度、および、目標関節角度である. $\boldsymbol{\theta}(t_n)$, $\boldsymbol{\psi}(t_n)$ とともに 3 成分のベクトルとなっており、それぞれの成分 x , y , z 軸方向の関節角度である. 頸部の場合、 x 軸方向が側屈方向、 y 軸方向が屈曲伸展方向、 z 軸方向が回旋方向の関節角度を表す. $\mathbf{e}(t_n)$ は時刻 t_n における関節角度 $\boldsymbol{\theta}(t_n)$ と目標関節角度 $\boldsymbol{\psi}(t_n)$ の偏差である. パラメータ $k_P[\text{rad}^{-1}]$, $k_I[\text{rad}^{-1}\text{s}^{-1}]$, $k_D[\text{sec/rad}]$ はそれぞれ比例ゲイン、積分ゲイン、微分ゲインで、各関節によって値が決まっている. 頭部と体幹部の関節の場合はそれぞれ 8.00, 0.00, 0.300 となっている. 目標関節角度は初期関節角度となっており、この PID 制御では初期姿勢を維持するように筋活性度を変化させる.

C.2.4 筋活性度の算出

筋コントローラーでは、筋運動ニューロンの発火率をシグモイド関数で記述した式をもとに、筋活性度を算出する。以下の式により、C.2.3 で求めた制御量 $\mathbf{u}$ から筋活性度 α を求める。

$$v_i(t_n) = \sum_j r_{ij} u_j(t_n) \quad (\text{C.7})$$

$$s_i(t_n) = \frac{1}{1 + \exp(-S v_i(t_n) + B)} \quad (\text{C.8})$$

$$\alpha_i(t_n) = A_i + C_i s_i(t_n) \quad (\text{C.9})$$

ここで、インデックス i はそれぞれの筋肉を表している。頸部筋のみの場合、両側で 46 種類の筋肉モデルが定義されているためインデックス i は 1–46 となる。また、 A_i は基準活性化レベル、 C_i は活性化定数であり、頸部では $A_i = 0.0$ 、 $C_i = 0.80$ が初期値として与えられている。 S と B はシグモイド関数における定数であり、 $S = 9.19$ 、 $B = 4.60$ となっている。 v_i は中間変数である。 r_{ij} は関節運動の各方向に対してそれぞれの筋肉が貢献する割合を定めたもので、頸部における r_{ij} の値を表に示す。

Table. C-2. The percentage contribution of neck joint.

Muscle name	index i		rij(right)			rij(left)		
	right	left	ri1	ri2	ri3	ri1	ri2	ri3
			+: right flexion	+: flexion	+: left rotation	+: right flexion	+: flexion	+: left rotation
			-: left flexion	-: extention	-: right rotation	-: left flexion	-: extention	-: right rotation
Sternocleidomastoid	1	24	0.35	0.30	0.35	-0.35	0.30	-0.35
Scalenus Medius	2	25	0.50	0.40	0.10	-0.5	0.40	-0.1
Scalenus Anterior	3	26	0.50	0.40	0.10	-0.5	0.40	-0.1
Scalenus Posterior	4	27	0.50	0.40	0.10	-0.5	0.40	-0.1
Digastric	5	28		1.00			1.00	
Longus Capitis	6	29	0.40	0.40	-0.20	-0.4	0.40	0.2
Longus Colli	7	30	0.40	0.40	-0.20	-0.4	0.40	0.2
Splenius Capitis	8	31	0.35	-0.35	-0.30	-0.35	-0.35	0.3
Splenius Cervicis	9	32	0.35	-0.35	-0.30	-0.35	-0.35	0.3
Semispinalis Capitis	10	33	0.30	-0.40	0.30	-0.3	-0.40	-0.3
Semispinalis Cervicis	11	34	0.30	-0.40	0.30	-0.3	-0.40	-0.3
Iliocostalis Cervicis	12	35	0.40	-0.40	-0.20	-0.4	-0.40	0.2
Obliquus Capitis Superior	13	36	0.30	-0.35	0.35	-0.3	-0.35	-0.35
Obliquus Capitis Inferior	14	37	0.30	-0.35	0.35	-0.3	-0.35	-0.35
Sternohyoid	15	38		1.00			1.00	
Mylohyoid	16	39		1.00			1.00	
Rectus Capitis Posterior Major	17	40	0.30	-0.35	-0.35	-0.3	-0.35	0.35
Rectus Capitis Posterior Minor	18	41	0.30	-0.35	-0.35	-0.3	-0.35	0.35
Rectus Capitis Anterior	19	42	0.40	0.40	-0.20	-0.4	0.40	0.2
Rectus Capitis Lateralis	20	43	0.60	0.40	0.00	-0.6	0.40	-0.001
Longissimus Capitis	21	44	0.35	-0.30	-0.35	-0.35	-0.30	0.35
Longissimus Cervicis	22	45	0.40	-0.40	-0.20	-0.4	-0.40	0.2
Stylohyoid	23	46		1.00			1.00	

C.3 Hill 型筋肉モデルの詳細

THUMS において筋肉は Hill 型筋肉モデル^[15]の材料特性を有しているトラス要素で表現されている。これにより、筋肉が持つ受動的及び能動的な筋力発揮を FE モデル上で再現することができる。ここでは、Hill 型筋肉モデルの詳細について示す。

図 C-3 に Hill 型筋肉モデルで表現された 1 次元筋肉モデルの概念図を示す。Hill 型筋肉モデルは収縮要素、受動要素、減衰要素の 3 つの要素で構成されている。筋肉モデルで発揮する筋張力はこれら 3 つの要素がそれぞれ発揮する筋張力の足し合わせたものになる。収縮要素が発揮する筋張力は筋肉モデルの断面積、筋活性度、筋長さ、及び、筋収縮速度によって決まる。また、受動要素は筋長さ、減衰要素は筋収縮速度に応じて発揮される筋張力が決まる。Hill 型筋肉モデルにおいて、筋活性度が高まっている状態では筋肉モデルが発揮する筋張力は収縮要素による筋張力が支配的となる。この収縮要素が発揮する筋張力が人体 FE モデルが示す身体挙動において重要な役割を担う。

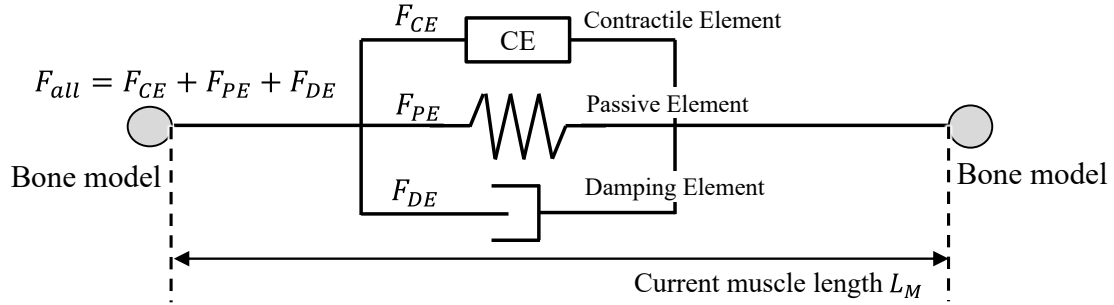


Figure. C-3. The muscle model of beam element with Hill-type muscle model.

C.3.1 Hill 型筋肉モデル 収縮要素

4.1 節で示したように、Hill 型筋肉モデルにおける収縮要素が発揮する筋張力 F_{CE} は式 C.10 (再掲) のように表される。

$$F_{CE} = F_{max} \times \alpha(t) \times f_{TL}(L) \times f_{TV}(V) \quad (C.10)$$

収縮要素の筋張力 F_{CE} は筋肉モデルの最大筋張力 F_{max} 、現在の時刻 t における筋活性度 $\alpha(t)$ 、筋肉モデルのストレッチ比 L に依存する収縮筋張力のスケールリングファクタ $f_{TL}(L)$ 、筋収縮速度比 V に依存する収縮筋張力のスケールリングファクタ $f_{TV}(V)$ の積となる。ストレッチ比 L と $f_{TL}(L)$ の関係を図 C-4 に、 $f_{TV}(V)$ と筋収縮速度比 V の関係を図 C-5 に示す。ここで、ストレッチ比 L は筋肉モデルの初期筋長さ L_0 に対する現在の筋長さ L_M の比、筋収縮速度比 V は現在の筋活性度 $\alpha(t)$ における筋肉モデルの最大筋収縮速度 V_{max} に対する現在の筋収縮速度 V_M の比を表している。ストレッチ比 L 及び筋収縮速度比 V はそれぞれ式 C.11 及び式 C.12 のように書き表される。ただし、式 C.12 における $S_V(a(t))$ の値は THUMS 及び本研究の人体頭頸部 FE モデルいずれにおいても 1.0 となっている。

$$L = \frac{L_M}{L_0} \quad (\text{C.11})$$

$$V = \frac{V_M}{V_0 \times S_V(a(t))} \quad (\text{C.12})$$

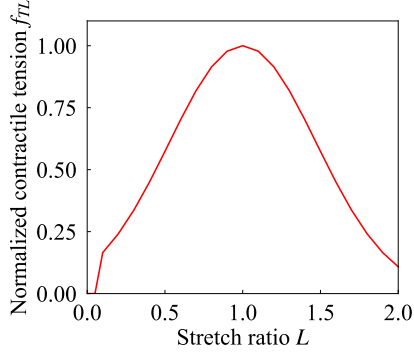


Figure. C-4. Normalized contractile muscle tension-muscle stretch ratio relationship.

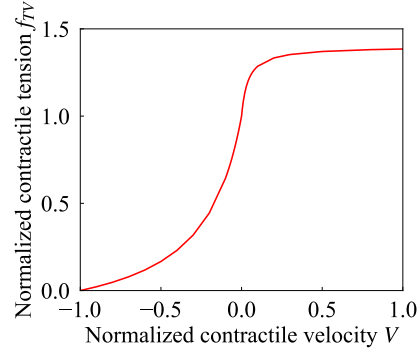


Figure. C-5. Normalized contractile muscle tension-muscle contractile velocity ratio relationship.

C.3.2 Hill 型筋肉モデル 受動要素

Hill 型筋肉モデルにおける受動要素が発揮する筋張力 F_{CE} は式 C.13 のように表される．ここで F_{max} は筋肉モデルの最大筋張力， $h(L)$ は筋肉モデルのストレッチ比 L に依存する受動筋張力のスケーリングファクタである．受動要素の筋張力 F_{PE} は最大筋張力 F_{max} と筋ストレッチ比 L に依存する受動筋張力のスケーリングファクタ $h(L)$ の積として得られる．ストレッチ比 L と $h(L)$ の関係を図 C-6 に示す．ストレッチ比 L が 1.0 付近では $h(L)$ は 0 に近い値となるため，受動要素による筋張力は小さい．

$$F_{PE} = F_{max} \times h(L) \quad (\text{C.13})$$

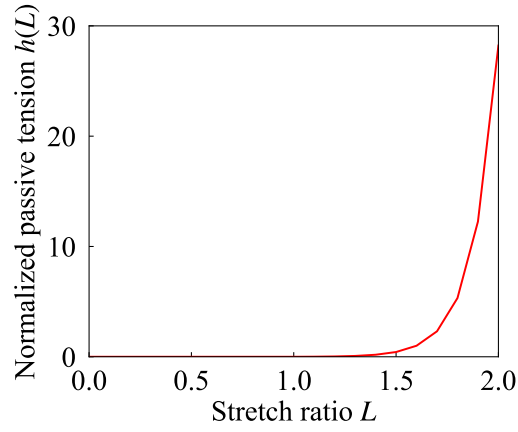


Figure. C-6. Normalized passive muscle tension-muscle stretch ratio relationship.

C.3.3 Hill 型筋肉モデル 減衰要素

Hill 型筋肉モデルにおける減衰要素が発揮する筋張力 F_{DE} の算出式は式 C.14 の通りである．ここで， DMP は減衰定数， $PCSA$ は筋肉モデルの筋断面積である．すなわち，減衰要素の筋張力 F_{DE} は減衰定数 DMP ，筋断面積 $PCSA$ ，筋ストレッチ比 L ，筋収縮速度比 V の 4 つの積で表される．THUMS 及び本研究の人体頭頸部 FE モデルでは減衰定数 DMP を 2.0×10^{-3} としている．

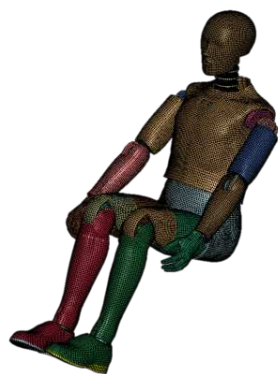
$$F_{DE} = DMP \times PCSA \times L \times V \quad (\text{C.14})$$

C.4 人体衝突ダミー Hybrid III

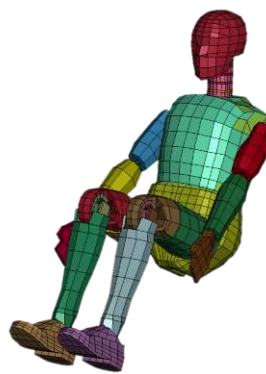
Hybrid III とは自動車の衝突試験などでよく用いられる人体ダミーモデルで、人体の骨格に相当する部分を金属やプラスチックで構築し、それを覆う軟部組織をプラスチックや発泡材で模擬したものである。この人体ダミーモデルは衝撃が加わった際に、実際の人体が示す挙動と同様になるように設計されている [21]。

この人体衝突ダミー Hybrid III では、FE モデル [22] も開発されている。図 C-7 に 2 種類の Hybrid III FE モデルを示す。1 つ目 (図 C-7a) は、Hybrid III の構造に忠実に基づいて作成された詳細な FE モデル (LSTC NCAC Hybrid III 50th Dummy, Hybrid III 詳細 FE モデル) である。Hybrid III 詳細 FE モデルの要素数は約 45 万であり、各部位が実物と同等になるように詳細に再現されており、FE メッシュも細かい FE モデルとなっている。この FE モデルにおいて剛体要素が用いられているのは全要素数の約 3 % にあたる 1 万 5000 程度の要素で、モデルの大部分は変形要素で構成されている。Hybrid III 詳細 FE モデルは Hybrid III を用いて行った実験結果を高精度に再現できるモデルとなっており、Hybrid III を用いたフィールド実験の結果を数値解析により予測することができるため、実験にかかる費用や時間を削減することができる。

もう一方の FE モデルが、図 C-7b に示す LSTC Hybrid III 50th Fast Dummy (Hybrid III 簡易 FE モデル) である。Hybrid III 簡易 FE モデルは計算コストを抑えるために構成要素を減らし、かつ、剛体要素の割合を多くした FE モデルとなっている。Hybrid III 簡易 FE モデルの全要素数は約 4000 と、Hybrid III 詳細 FE モデルの 100 分の 1 程度の要素数となっている。また、Hybrid III 簡易 FE モデルに含まれる剛体要素は約 1500 あり、これは Hybrid III 簡易 FE モデルの全要素数の約 40 % にあたる。Hybrid III 詳細 FE モデルと比べて、Hybrid III 簡易 FE モデルでは全要素に対して剛体要素の割合が大きく、かつ、メッシュも粗いモデルとなっており、計算コストが低減されている。しかしながら、Hybrid III 詳細 FE モデルに比べると解析精度は劣る。



(a) Hybrid III 50th Dummy.



(b) Hybrid III 50th Fast Dummy.

Figure. C-7. Hybrid III finite element model.

C.5 AF 競技用ヘルメット FE モデル

図 C-8 に Biocore LLC が公開している AF 競技用ヘルメットの FE モデル^[17] の一例を示す。図 C-8 のモデルは、AF 競技用ヘルメット Riddell Revolution Speed Classic シリーズの 2016 年モデルを FE モデルにしたものである。

このヘルメットモデルは、shell, foam, facemask, chinstrap の 4 つの部品が組み合わさった構造となっている。Shell は、ヘルメットの外殻にあたり、衝撃力を吸収するために剛性の大きい硬質プラスチック材が用いられている^[23]。FE モデルでは、ヤング率が約 1.5 GPa の弾性体となっている。次に、shell の内部にあるビニルニトリルやポリウレタンからなる緩衝材が foam で、shell から頭部に伝わる衝撃力を和らげる役割がある。Foam は 2 層の緩衝材が重なって構成されており、shell に近い側の層（レイヤー 1）の剛性は、頭部と接触する側の層（レイヤー 2）の剛性に比べて大きくなっている。FE モデルでは、レイヤー 1 をヤング率 0.20 GPa、レイヤー 2 をヤング率 0.020 GPa のフォーム材でモデル化されている。さらに、facemask は顔面を保護するための鉄製のマスクで、FE モデルでは、ヤング率 210 GPa の弾性体としてビーム要素で再現されている。最後に、chinstrap は、ヘルメットを頭部に固定するために、顎部に装着するベルトである。FE モデルでは、繊維材料とシートベルト材料で構成されている。このヘルメットモデルの節点数は 141,007 で、要素数については、ソリッド要素が 100,144、シェル要素が 46,870、ビーム要素が 366 となっている。

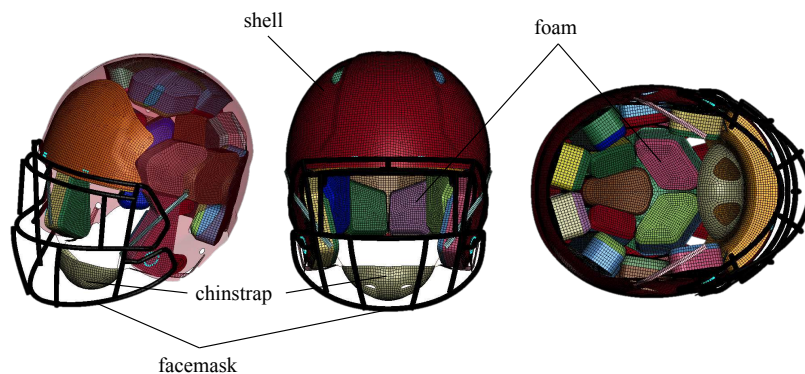


Figure. C-8. Finite element model of 2016 Riddell Revolution Speed Classic. The model has 141,007 nodes and 100,144 solid elements, 46,870 shell elements, and 366 beam elements.

Appendix D 頭部傷害評価

D.1 AIS スケール

傷害の重症度を定量的に表すために、傷害スケールという考え方がある。傷害評価によく用いられる傷害スケールとして簡易傷害スケール Abbreviated Injury Scale（以下、AIS）がある。AIS は、解剖学的部位、傷害内容、重症度に基づき傷害を評価する指標である。機能障害、後遺症については考慮しない。AIS では傷害の重症度を 1 から 6 の 6 段階で評価される。AIS1 は軽傷、2 は中等症、3 は重症、4 は重篤、5 は瀕死、6 は即死を意味する。頭部傷害における AIS スコアの例を表 D-1 に示す^[21]。AF 競技中に発生する頭部傷害の多くは AIS スコアで 1 から 2 であり、本研究では AIS1-2 の頭部傷害を対象とする。

Table. D-1. The example of abbreviated injury scale

Score	Severity	Example of head injury
1	Minor	Headache or dizziness
2	Moderate	Unconscious less than 1 hour; Linear fracture
3	Serious	Unconscious 1 – 6 hours; Depressed fracture
4	Severe	Unconscious 6 – 24 hours; Open fracture
5	Critical	Unconscious more than 24 hours; Large hematoma
6		Non-survivable

D.2 HIC

HIC は Versace^[24] が提案した頭部重心合成加速度から頭蓋骨骨折の発生を予測する頭部傷害評価指標である。HIC は以下の式 D.1 により求められる。

$$HIC = \max \left[\left\{ \frac{1}{(t_2 - t_1)} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right\}^{2.5} (t_2 - t_1) \right] \quad (D.1)$$

ここで、 $a(t)$ は頭部重心の三軸合成直線加速度、 t_1 、 t_2 は加速度パルス間の任意の 2 つの時刻を表し、 $t_1 < t_2$ である。直線加速度の単位は重力加速度 G で、時間の単位は sec である。HIC を決定する際は、コンピュータによる最適化計算によって式 D.1 の値が最大となる時刻 t_1 、 t_2 を選択する。本論文では最適化計算によって決定される積分時間 $(t_2 - t_1)$ を頭部重心直線加速度の持続時間と呼ぶ。1986 年に、NHTSA は頭部重心直線加速度の持続時間 $(t_2 - t_1)$ の上限を 36 msec に制限することを提案した。しかしながら、その後の研究から 2003 年に同局はより正確な傷害評価基準として、持続時間 $(t_2 - t_1)$ を最大 15 msec とし、その時の HIC が 50 パーセント男性及び 5 パーセント女性において 700 を超えないことを自動車安全基準の要件と定めた^[25]。本論文では、持続時間 $(t_2 - t_1)$ の上限を 36 msec 及び 15 msec とした時の HIC を区別するために、それぞれ HIC36、及び、HIC15 と表すことにする。本論文の頭部傷害評価では HIC15 を用いた。

式 D.2 及び図 D-1 に AIS2 に相当する頭蓋骨骨折の判定に用いられる傷害リスク関数を示す。この傷害リスク関数は式 D.2 のように正規表現の累積分布関数で表される^[25]。ただし、 $\mu = 6.96352$ 、 $\sigma = 0.84664$ である。

$$P(\text{fracture}) = N\left(\frac{\ln(\text{HIC15}) - \mu}{\sigma}\right) \quad (\text{D.2})$$

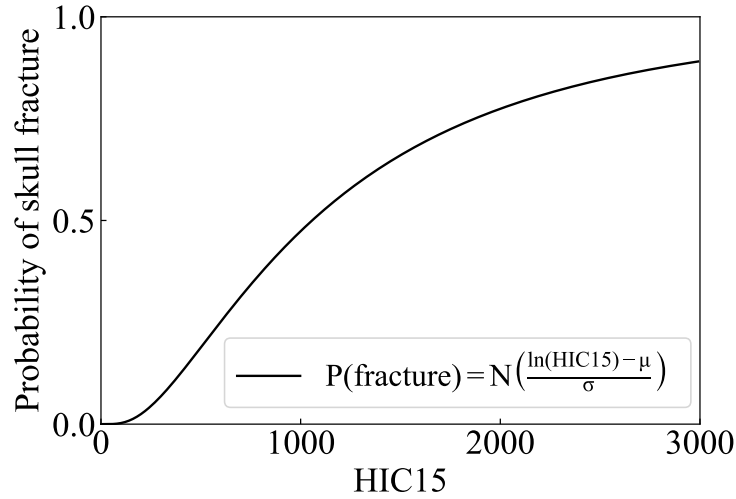


Figure. D-1. The injury risk function related to skull fractures.

D.3 BrIC

BrIC はびまん性軸索損傷のような外傷性脳損傷の評価に用いられる脳傷害評価指標である^[14]。BrIC は式 D.3 により算出される。

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{xC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{yC}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{zC}}\right)^2} \quad (\text{D.3})$$

ここで、 ω_x 、 ω_y 、 ω_z はそれぞれ頭部局所座標系における x 軸、 y 軸、 z 軸方向の頭部重心最大角速度である。頭部重心角速度の単位は rad/sec である。また、 ω_{xC} 、 ω_{yC} 、 ω_{zC} はそれぞれの軸方向における臨界角速度であり、それぞれ 66.3、53.8、41.5 rad/sec となっている。ここで、最大角速度 ω_x 、 ω_y 、 ω_z の決定方法は 2 通りの方法が示されている。1 つ目が、主回転軸方向の角速度成分が最大となった時の各軸方向の角速度成分を用いる方法で、2 つ目が各軸方向の角速度成分の最大値を用いる方法である。BrIC を提案した Takhounts らの研究では後者の各軸方向の角速度成分の最大値を用いる方法が前者よりも脳の最大主ひずみの分布から算出される傷害基準 CSDM と強い相関を示すことが報告されている。そこで、本研究においても同様に、各軸方向の角速度成分の最大値を用いる方法で BrIC を算出した。

また、BrIC の傷害リスク関数を式 D.4 及び図 D-2 に示す。ただし、実人体での傷害データが限られていることから、AIS1+, 2+, 3+, 5+ におけるリスクカーブはすべて AIS4+ のリスクカーブを元にスケーリングされたものとなっている。このうち妥当性の検証が行われたものは AIS2+ の傷害リスク関数のみである。

$$\begin{aligned}
 P(\text{concussion})_{\text{AIS1+}} &= 1 - \exp\left(-\left(\frac{\text{BrIC}}{0.120}\right)^{2.84}\right) \\
 P(\text{concussion})_{\text{AIS2+}} &= 1 - \exp\left(-\left(\frac{\text{BrIC}}{0.602}\right)^{2.84}\right) \\
 P(\text{concussion})_{\text{AIS3+}} &= 1 - \exp\left(-\left(\frac{\text{BrIC}}{0.987}\right)^{2.84}\right) \\
 P(\text{concussion})_{\text{AIS4+}} &= 1 - \exp\left(-\left(\frac{\text{BrIC}}{1.204}\right)^{2.84}\right) \\
 P(\text{concussion})_{\text{AIS5+}} &= 1 - \exp\left(-\left(\frac{\text{BrIC}}{1.252}\right)^{2.84}\right)
 \end{aligned} \tag{D.4}$$

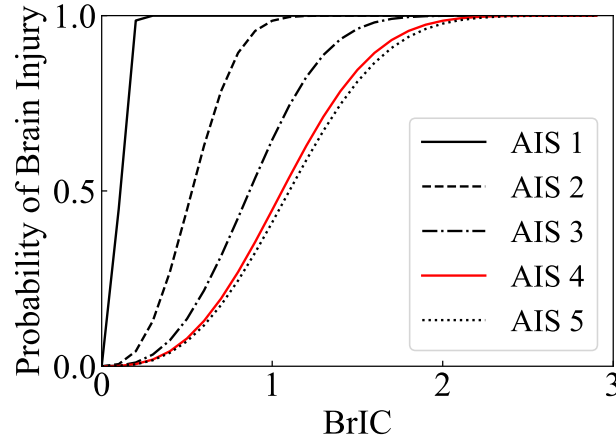


Figure. D-2. The injury risk function related to brain injury.

Appendix E 倫理審査

以下に，2.1 節で実施した頭部衝撃測定実験の倫理審査申請承認通知書と倫理申請書とを示す．

東大工安全第022-212号
令和 4年 6月23日

倫 理 審 査 申 請 承 認 通 知 書

申請者

東京大学大学院工学系研究科
機械工学専攻
教授 泉 聡志 殿

東京大学大学院工学系研究科長
(公 印 省 略)

下記の研究計画について、承認としましたので、ここに通知します。

記

審査番号：22-11

承認番号：KE22-10

研究課題：マウスガード型加速度センサによるアメリカンフットボール競技中の
頭部運動データ計測

以上

研究倫理委員会 判定通知書

令和 4 年 6 月 23 日

申請者

東京大学大学院工学系研究科

機械工学専攻

教授 泉 聡志 殿

東京大学大学院工学系研究科

研究倫理委員会委員長

審査番号：22-11

研究課題：マウスガード型加速度センサによるアメリカンフットボール競技中の
頭部運動データ計測

上記研究計画について、本委員会で審査した結果、
下記の判定を行いましたので、ここに通知します。

判 定

承認 不承認
非該当
~~全学倫理審査委員会へ審査依頼~~

理 由・コメント

特になし

ヒトを対象とする研究実施計画書

提出日 令和 4 年 6 月 8 日

申請者 (連絡担当者)	〔所属・職名〕 東京大学 大学院工学系研究科 機械工学専攻 教授 (内線) 26413 〔氏 名〕 泉 聡志 印 [E-mail] izumi@fml.t.u-tokyo.ac.jp (講習会の受講歴) 2021 年 11 月 23 日		
研究課題名	マウスガード型加速度センサによるアメリカンフットボール競技中の頭部運動データ計測		
研究期間	部局長承認後 ～ 令和 9 年 3 月		
研究実施者	〔所属・職名〕 東京大学大学院 工学系研究科 機械工学専攻 修士 2 年 〔氏 名〕 永長 敬弘 (内線) 26413 (講習会の受講歴) 2021 年 11 月 25 日		
研究責任者	〔所属・職名〕 東京大学大学院 工学系研究科 機械工学専攻 教授 〔氏 名〕 泉 聡志 (内線) 26413 (講習会の受講歴) 2021 年 11 月 23 日		
研究が行われる機関 または実施場所 (他機関で研究が行われる場合は、他機関の倫理委員会の有無と審査の結果の有無も記入)	〔名称〕 東京大学 泉・波田野研究室 〔所在地〕 東京都文京区本郷 7-3-1 工学部 2 号館 63B1 〔名称〕 東京大学 御殿下グラウンド 〔所在地〕 東京都文京区本郷 7-3-1		
	野外教育研究活動	☐ 該当 ☒ 非該当	
研究の概要 (目的、方法、期待される効果を簡潔に記入)	本研究では、アメリカンフットボール競技中の頭部運動データを計測し、競技を安全に行うために、頭部傷害の発生メカニズムの解明とその予防方法の確立につなげることを目的とする。本研究では、人体数値モデルの妥当性確認を行うための実機試験データを取得する。頭部へ衝撃が加わった際の頭部の運動データ（加速度、及び、角加速度の時刻歴データ）をマウスガード型センサを用いて取得し、人体数値モデルによって得られるデータと比較・検証を行う。被験者が行う動作は、通常のアメリカーンフットボール競技中に行うルーティン動作とする。また、対象とする衝撃は、実際のアメリカンフットボール競技中に生じる衝撃より十分に小さいものとする。		
	実施形態	☒ 対面 ☐ 非対面 (☐ オンライン ☐ 書面のみ)	
研究参加者（被験者） について	対象層・年齢層・性別・人数	東京大学アメリカンフットボール部のメンバーメンバー・20 歳～25 歳・男性・10 名	
	配慮の必要性	☐ 未成年者	代諾者 ☐ 有 ☐ 無
		☐ 十分な判断力・意識の無い方	代諾者 ☐ 有 ☐ 無
		☐ 疾患・障害	
		☐ その他例えば病名	
研究の方法について	人体から採取された試料等の使用	☒ 無	☐ 有
	人体への負荷	☐ 無	☒ 有
	研究参加者の心理的苦痛	☒ 無	☐ 有
	要配慮情報の取扱い	☐ 無	☒ 有

研究参加者の募集法		募集については研究実施者の知人、及び、知人からの紹介で行う
研究参加者への 実験方法 (具体的に箇条書)		・実験内容の説明と同意 ・マウスガード型加速度・ジャイロセンサを口腔内に装着 ・アメリカンフットボール用のヘルメットやショルダーパッドなどの防具の装着 ・メット合わせとヒット動作を行う ・実験後の体調確認 ・被験者 1 人当たりの実験所要時間は 1 時間程度
研究参加者の 人権擁護 のための 配慮	個人情報の保護	本学での個人情報の取り扱いは、 ☐ ない。 ☒ ある。 (内容：氏名、電話番号、メールアドレス、性別、身長、体重、顔画像、生年月日、既往歴) ある場合、 1. 研究参加者から取得する試料・情報に、個人情報は ☐ 含まれない。 ☒ 含まれる。 2. 個人情報は ☐ 匿名化されない。 ☒ 匿名化される。 匿名化される場合、対応表は ☐ 作成されない。 ☒ 作成される。 ☒ その他 (顔画像および対応表は研究代表者が管理するスタンドアローンの PC にパスワードをかけて保管する) 3. 実験終了後の個人情報は、 ☒ 適切に廃棄する。 ☐ その他 ()
	インフォームド・ コンセント	☒ 説明書により説明し、同意書により同意を得る。 ☐ アンケートへの回答をもって、同意とみなす。(無記名自記式アンケートの場合など) ☐ ホームページや掲示板などで周知する。(既存試料・情報を用いる場合など) ☐ その他 ()

説 明 書

承認日：2022 年 6 月 30 日

研究代表者（所属・職名・氏名）：東京大学 大学院工学系研究科 機械工学専攻・教授・泉 聡志

研究課題名：

マウスガード型加速度センサによるアメリカンフットボール競技中の頭部運動データ計測

研究の目的

この研究の目的は、アメリカンフットボール競技中の頭部運動データを計測し、競技を安全に行うために、頭部傷害の発生メカニズムの解明とその予防方法の確立につなげることです。

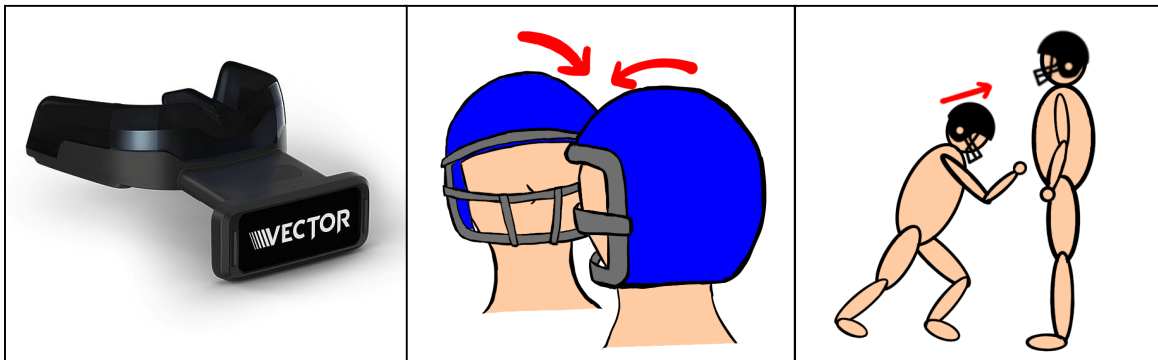
実験の方法

アメリカンフットボール競技中のあなたの頭部運動データを、図（左）にあるマウスガード型の加速度・ジャイロセンサ **Vector Mouthguard** を用いて計測します。このマウスガード型センサを口腔内に装着した上で、通常通り競技を行っていただきます。今回、測定の対象とする動作は下図にあるようなメット合わせ（選手が練習を始める際、ヘルメットの装着具合の確認のために、2 名の選手がヘルメット同士をぶつけあう動作、図・中央）とヒット（相手選手に向かって体当たりをする動作、図・右）の動作です。その際、必要に応じて競技中の様子をカメラで撮影します。撮影箇所は顔などの特定の個人を識別できる部位を含みますが、研究で用いる際は目隠しを入れ匿名化を行います。

この実験に要する時間は全体で 1 時間程度です。

Vector Mouthguard は衝突による衝撃を感知すると、無線で専用の受信機に衝突時の各種測定値がリアルタイムで送信され、受信機に Wi-Fi で接続されたコンピュータにデータが自動的に記録されるシステムとなっています。本センサを使用して競技を行った際の傷害リスクは通常時の競技中と同程度であります。そのため、体調が優れない等の理由で通常通り競技を行うことが困難な方は参加できません。また、実験の前後でご自身の体調について問題ないか、口頭で確認を行います。

実験は **Vector Mouthguard** について熟知した研究者が近くに待機し、常に安全に配慮した状況で行います。万一あなたが負傷したり体調がすぐれなかったりする場合は、応急措置をとり必要に応じて近隣の医療機関に搬送します。



研究を実施する研究者

研究代表者ならびに研究代表者の指導のもと本研究計画に参加している本学の学生

研究のための費用

本研究は、運営費交付金により実施されます。利害関係が想定される企業等で研究代表者や研究実施者あるいはその家族が活動して収入を得ていることはありません。

実験への参加について

対象とする研究参加者と研究参加者としてお願いした理由

頭部傷害のリスクが十分に低く、アメリカンフットボールを普段からプレーしており、アメリカンフットボールの競技を安全にプレーできる方を対象とします。また、この実験では、日常のアメリカンフットボールの練習やプレーと比べて負荷が増えないように衝撃負荷の配慮をしますが、人体への負荷を伴います。そのため、下記の「実験への参加の任意性について」および「実験への参加に伴う危害の可能性と、それに対する配慮について」について十分ご理解いただき、実験への参加については研究参加者の自由意志に基づき同意を得られた方を対象とします。貴方はこの条件に適合されるので、研究参加者としてお願いいたしました。

実験への参加の任意性について

実験への参加は任意です。実験への参加を断ることにより不利益を被ることはありません。また、一度、実験参加に同意した場合においても、実験参加への同意をいつでも撤回することができます。撤回に伴い不利益を受けることはありません。

実験への参加に伴う危害の可能性と、それに対する配慮について

1. メット合わせやヒットの動作において、頭痛やめまいなどの傷害が発生する可能性があります。この実験では、通常のアメリカンフットボールの競技で実施される動作の強度以下で動作を行っていただき、安全性の高いヘルメットやマウスガードを用いて、傷害の発生を予防します。
2. マウスガード型センサの前部に突起部があり、その突起部に強い外力が加わることで歯の破折などの傷害が発生する可能性があります。この実験では、マウスガード型センサを装着した際は必ずヘルメットも装着し、マウスガード型センサの突起部に外部からの接触がないようにして、傷害を予防します。
3. マウスガード型センサの装着時において、不快感が生じる可能性があります。本研究では、研究参加者 1 人につき 1 台のマウスガード型センサを準備し、研究参加者の歯型にあったマウスガードに成形していただきます。また、実験を行う前にマウスガード型センサの消毒を行い、衛生的にも安全なものを使用していただきます。
4. 実験に参加することにより、研究参加者の身体的負荷が通常よりも増えないように配慮します。具体的には、この実験は、研究参加者がアメリカンフットボールの練習を実施する日に行い、実験により衝撃を受けた時間分・衝撃の内容分は、その日の競技練習時間・衝撃の内容を減らすことにします。
5. 本研究では、上記の万一の危険に備え、研究責任者及び研究実施者が常に近くに待機し安全を確認し、研究参加者がいつでも自らの意思で実験を中断できる状況で実験を行います。
6. 万一、不快感や痛みが生じた場合、実験を取りやめたい場合は、実験を直ちに中止いたしますので、遠慮なくお申し出ください。
7. 万一、研究参加者が体調不良等になった場合には、東京大学医学部附属病院（救急部）に搬送します。（連絡先 Tel: 03-5800-8630）
8. 実験で発生した衝撃により、実験を終了して時間が経過した後に頭痛やめまいなどの傷害が発生する可能性があります。この実験では、実験終了後 24 時間後に研究参加者に連絡を取り、体調に変化がないかを確認します。
9. 万一、実験終了後に研究参加者の体調に異変が生じた際は、すみやかに研究実施者（連絡先：03-5841-6412 / 090-7965-7092）に連絡してください。研究実施者が救急対応の指示を行います。

傷害保険等への加入について

大学として、国立大学法人総合損害保険特約に加入しており、教職員に損害賠償の責任が生じた場合に補償に対応できるようになっております。研究を実施する学生は全員、学生教育研究災害傷害保険付帯賠償責任保険に加入しており、第三者に怪我をさせたり、財物を損壊した場合の法律上の損害賠償を補償できるようになっております。

実験の参加に伴う謝金

本実験への参加に伴う謝金は、1 時間当たり 1,050 円です。

成果の公表等について

研究成果の公表について

本研究で得られた知見は、研究室のホームページ（URL: <https://www.fml.t.u-tokyo.ac.jp/>）や、様々な学術的な場において公表します。

個人情報の取り扱いについて

研究参加者の個人情報は、個人が特定されない形で記録します。研究成果の公表に際しては、研究参加者全体としての統計的な情報に加え、個々の研究参加者から得られた情報についても言及する場合がありますが、その際は、具体的に人物を特定できない形で行います。

研究参加者の顔画像のデータは、匿名化した上で研究代表者が管理するスタンドアローンの PC にパスワードをかけて保管され、研究期間終了後、完全に消去されます。

また、研究参加者から提供していただく試料・情報の一部は、匿名化した上で、本学や国内外の他の研究に提供され、活用されることがあります。

研究参加者の個人情報は、研究期間終了後、検証の必要がなくなるまで保管された後、適切に廃棄されます。

知的財産権の帰属

本研究で得られた知見等の知的財産については、研究代表者もしくは研究実施機関である東京大学に帰属します。

問い合わせ先、苦情等の連絡先

〒113-8656 東京都文京区本郷 7-3-1

東京大学 大学院工学系研究科 機械工学専攻 修士 2 年 永長 敬弘

TEL: 03-5841-6413、FAX: 03-5841-6413、E-mail: einaga.takahiro@fml.t.u-tokyo.ac.jp

東京大学 大学院工学系研究科 機械工学専攻 教授 泉 聡志

TEL: 03-5841-6413、FAX: 03-5841-6413、E-mail: izumi@fml.t.u-tokyo.ac.jp

謝辞

本論文は、著者が東京大学大学院工学系研究科機械工学専攻 泉・波田野研究室在籍時に、泉聡志先生のご指導のもと、修士課程での研究を総括したものです。泉先生には、研究方針から結果の議論まで、研究を進めていく中で多くのことをご教示いただきました。さらには、研究のことだけでなく、研究発表の方法、研究者としての姿勢や考え方、進路についてなど、数多くの事柄についてもご助言いただきました。心より感謝申し上げます。また、研究室に所属する波田野明日可先生には、研究内容へのご助言、新しい研究分野の方のご紹介に加え、生体を対象とした研究ゆえの悩みについても親身にご相談に乗っていただきました。さらに、榎間大輝先生には、研究に関する日頃の些細な相談を始め、ソフトウェアの使い方、計算環境の構築方法についてもご教示いただき研究スキルを磨いていただきました。心より感謝申し上げます。

また、本論文の執筆にあたり研究室に限りなく数多くの先生方及び研究者の方にご指導をいただきました。千葉工業大学 原祥太郎先生には研究に関連した定期的な情報共有及び研究内容のご相談の機会を設けていただきました。東京大学名誉教授 酒井信介先生にはインパクトバイオメカニクス及び統計学に関するご知見を賜りました。筑波大学 福田崇先生、山崎一馬さまにはアメリカンフットボール競技中の頭部キネマティクス測定及び頸部筋力筋力測定に関するご知見を賜りました。東京工業大学 宇治橋貞幸先生、宮崎祐介先生には学会会場で研究内容に対するご助言及びソフトウェアに関する技術的情報についてご教示いただきました。また、宮崎先生には学会会場に限らず研究のご相談の機会をいただきました。東京大学 武富修治先生、川口航平先生を始めとする東京大学病院の方々には頸部筋力測定についてご助言をいただいた上、測定機器もお貸しいただきました。東京大学 高木周先生にはスポーツを対象とした研究を進める上でのご助言を承り、UTSSI への参画のお力添えをいただきました。東京大学 杉田直彦先生、山本江先生には、筋骨格モデルやモーションキャプチャシステムについてご知見を賜りました。労働安全衛生総合研究所 山際謙太さまにはモーションキャプチャデモのご手配及び画像相関法についてのご知見をいただきました。著者の研究にお力添えいただいた多くの方々に深く感謝申し上げます。

さらに、アメリカンフットボール選手を対象とする実験の実施をを快く受け入れてくださった東京大学アメリカンフットボール部ヘッドコーチ 森清之さま、そして、実験にご参加・ご協力いただいた東京大学アメリカンフットボール部のメンバーの皆さんにも心より感謝申し上げます。

豊田中央研究所 岩本正実さまには、THUMS の利用にあたり技術的な議論の機会をご頂戴いただきました。JSOL 社 千代延真さま、伊田徹士さま、岡村昌浩さまを始め JSOL 社の方々には LS-DYNA 及び THUMS に関する技術のご知見を多く賜りました。Athlete Intelligenc 社 Andrew Golden さまには Vector Mouthguard の利用にあたり測定機器の手配から測定データを取り出すところまで手厚いサポートをいただきました。深く御礼申し上げます。

研究室生活では、研究室に所属する多くの方々にお世話になりました。本論文で示した各種実験は研究室秘書 荒井美智子さま、徳山順子さまのご協力なしでは実現することはできませんでした。ありがとうございました。また、平能さんを始めとする研究室の学生の皆さんには研究内容のご相談や実験のサポートで大変お世話になった上に、日々の何気ない会話等のおかげで豊かな研究室生活を送ることができました。ありがとうございました。

最後に、修士課程での生活を支え、最後まで見守り応援してくれた家族に心より感謝いたします。