

卒業論文

スポーツ傷害評価用の 人体有限要素モデルの開発

2021年1月26日提出

03-190173 永長 敬弘

指導教員 泉 聡志 教授

目次

第1章 序章	1
1.1 研究背景	1
1.2 人体安全に関する先行研究	3
1.2.1 自動車業界における取り組み	3
1.2.2 航空宇宙業界における取り組み[10]	4
1.2.3 スポーツ傷害評価への応用	4
1.3 先行研究における課題	5
1.4 研究の目的と手法	5
1.5 本論文の構成	6
第2章 解析手法	7
2.1 緒言	7
2.2 解析モデル	7
2.2.1 Hybrid III 有限要素モデル	8
2.2.2 THUMS (Total HUman Model for Safety)	11
2.2.3 地面モデル	12
2.3 解析条件	13
2.4 頭部傷害評価指標	15
2.4.1 頭部局所座標系について	15
2.4.2 AIS スケール	16
2.4.3 BrIC[17]	17
2.5 THUMS における頭部重心運動成分の算出方法	19
2.5.1 頭部重心の加速度成分の算出	20
2.5.2 頭部重心の回転速度成分の算出[18]	21
2.5.3 頭部局所座標系への変換	23
第3章 簡易モデルの高精度化	25
3.1 胴体部背面の要素	25
3.2 頸部のモデル	26
第4章 解析に関する結果及び考察	27

4.1 緒言.....	27
4.2 Hybrid III 通常モデルの解析結果.....	28
4.3 Hybrid III 簡易モデルの解析結果.....	32
4.4 Hybrid III の比較と簡易モデルの高精度化.....	40
4.4.1 挙動の比較.....	40
4.4.2 頭部重心加速度の比較.....	41
4.4.3 頭部重心回転速度の比較.....	43
4.5 THUMS の解析結果.....	44
4.6 Hybrid III 有限要素モデルと THUMS の比較.....	48
4.6.1 挙動の比較.....	48
4.6.2 頭部重心加速度の比較.....	48
4.6.3 頭部重心回転速度の比較.....	51
4.7 傷害評価値の比較.....	52
4.8 解析時間の比較.....	52
第 5 章 結論と展望	53
5.1 結論.....	53
5.2 今後の展望.....	54
付録 A 動作解析に関する調査	55
A.1 緒言.....	55
A.2 動作解析技術.....	55
A.2.1 光学式モーションキャプチャ[20].....	55
A.2.2 慣性センサ (IMU) 式モーションキャプチャ.....	57
A.2.3 ビデオモーションキャプチャ.....	58
A.3 筋骨格モデル.....	59
A.4 本研究における動作解析の有効性.....	60
謝辞	61
参考文献.....	62

图目次

Fig. 2-1 Example of analysis model.....	7
Fig. 2-2 Hybrid III finite element model.....	9
Fig. 2-3 THUMS Ver.3.....	12
Fig. 2-4 Ground model.....	12
Fig. 2-5 The initial position for the simulation. Hybrid III fast model shows in this figure as a positioning example. Human body model is positioned close to the ground model with its back facing to it. The other models also are located as well.	13
Fig. 2-6 THUMS’s head coordinate system and center of gravity of head.....	15
Fig. 2-7 Risk curve of AIS 2+ anatomic brain injury given by equation (2-2)	18
Fig. 2-8 The calculation method of the acceleration and rotational velocity of the head’s center of gravity in head coordinate system.	19
Fig. 2-9 Relative position relation between point O and point G does not change.....	20
Fig. 2-10 Vector b fixed to rigid body B seen from coordinate system A and angular velocity Ω_{AB}	21
Fig. 2-11	23
Fig. 3-1 The back of Hybrid III finite element model.....	25
Fig. 3-2 The head and neck models of Hybrid III finite element model.	26
Fig. 4-1 simulation of Hybrid III normal model.	30
Fig. 4-2 Time histories of head’s acceleration in Hybrid III normal model.....	31
Fig. 4-3 Time histories of head’s rotational velocity in Hybrid III normal model.....	31
Fig. 4-4 simulation of Hybrid III original fast model.	34
Fig. 4-5 Time histories of head’s acceleratio in Hybrid III original fast model.....	35
Fig. 4-6 Time histories of head’s rotational velocity in Hybrid III original fast model.	35
Fig. 4-7 simulation of Hybrid III developed fast model.	38
Fig. 4-8 Time histories of head’s acceleratio in Hybrid III developed fast model.....	39
Fig. 4-9 Time histories of head’s rotational velocity in Hybrid III developed fast model.	39
Fig. 4-10.....	40
Fig. 4-11 Comparison of time history of head’s x - acceleration between Hybrid III normal model, Hybrid III original fast model and Hybrid III developed fast model.	41
Fig. 4-12 Comparison of time history of head’s z - acceleration between Hybrid III normal model, Hybrid III original fast model and Hybrid III developed fast model.	42
Fig. 4-13 Comparison of time history of head’s y – rotational velocity between Hybrid III normal model, Hybrid III original fast model and Hybrid III developed fast model.	43

Fig. 4-14 simulation of THUMS.....46

Fig. 4-15 Time histories of head’s acceleratio in THUMS.47

Fig. 4-16 Time histories of head’s rotational velocity in THUMS.47

Fig. 4-17 Comparison of time history of head’s x - acceleration between Hybrid III normal
model, Hybrid III developed fast model and THUMS.....49

Fig. 4-18 Comparison of time history of head’s z - acceleration between Hybrid III normal
model, Hybrid III developed fast model and THUMS.....50

Fig. 4-19 Comparison of time history of head’s y - rotational velocity between Hybrid III
normal model, Hybrid III developed fast model and THUMS.51

Fig. 5-1 The principle of optical motion capture system.56

Fig. 5-2 The sample of IMU motion capture system.57

Fig. 5-3 Sample picture of motion tracking by OpenPose.58

Fig. 5-4 Examples of virtual human model ; (a) Muscle skeleton model : AnyBody (b) Rigid
body link model.59

表目次

Table 2-1 Comparison between two Hybrid III finite element models.	9
Table 2-2 Examples of joining method for major joints in Hybrid III normal models.	9
Table 2-3 Examples of joining method for major joints in Hybrid III fast models.	10
Table 2-4 The properties of the ground model.	12
Table 2-5 Analysis condition.	14
Table 2-6 Example of abbreviated injury scale.	16
Table 4-1 The value of BrIC and the possibility of concussion in each models.	52
Table 4-2 Total calculation time of each model.	52

第1章 序章

1.1 研究背景

アメリカンフットボールをはじめとしたコンタクトスポーツにおいて、衝撃が人体に及ぼす影響というのはスポーツを安全にプレイするために決して軽視することのできない懸念事項となっている。中でも、頭部への衝撃で引き起こされる頭部傷害は命を落とす危険性も孕んでおり、その傷害発生メカニズムの解明と正確な評価手法の確立が必要とされている。運動時における頭部傷害のうち最も頻繁に発生するものとして、脳震盪が挙げられる。脳震盪は軽度の外傷性脳損傷 (Mild Traumatic Brain Injury) と定義され、米国では年間に最大で 380 万件もの脳震盪がスポーツ競技中に発生している可能性があることが報告されている [1]。特に、アメリカンフットボールはあらゆるスポーツの中で最も脳震盪事故の発生件数が多いことが知られている [2]。

このような衝撃が人体に及ぼす影響について解明するためにこれまで様々な研究 [3][4][5] が行われている。人体傷害評価に関する研究で用いられる手法の代表例として、人体ダミーによる実験が挙げられる。人体に衝撃を与えて傷害評価を行うといった実験は倫理上の観点から不可能であることから、人体を模擬したダミーを用いて衝突試験などを行うのが一般的である。実際の人体に衝撃を加えて試験を行うことができないことから開発された人体ダミーであるが、人体挙動の再現性についてはまだ課題が残っている。また、人体ダミーが高価であることから、数多くの試験を行うのが現実的ではない。

一方で、モーションキャプチャ技術の向上に伴い実際の人体挙動を高精度で計測することも可能になっている。傷害が発生するような衝撃を加えることは不可能であるが、スポーツ競技中などに発生するような軽度な衝撃に対する人体挙動を計測することができる。しかしながら、正確な計測のためには計測機器を人体に取り付ける必要があることや、複数人の同時撮影は不向きであるなどの課題がある。モーションキャプチャ技術だけでは、傷害評価に用いるために十分な精度の計測が行えないのが現状である。

このような人体や人体ダミーを用いた実測試験の困難さを克服するために、人体傷害評価用の数値シミュレーションモデルが開発されている。数値シミュレーションモデルについては実測試験と対応するように人体に基づいて作成されたモデルと人体ダミーに基づいて作成されたモデルが開発されている。人体の解析モデルとして代表的なものとして人体有限要素モデルや筋骨格モデルがある。人体有限要素モデルは人体の CT スキャンデータなどを基に人体を忠実に再現するように作成されたモデルである [6]。脳や内臓といった組織も再現されており、詳細な人体傷害評価に適したモデルである。また、人体有限要素モデルでは筋肉の働きによる姿勢維持力の考慮も行えるモデルも開発されている [7] が、モデルが複雑で計算コストが大きいことが課題として挙げられる。人体有限要素モデルは陽解法で計

算が行われるため、時間スケールが大きい解析には適しておらず、現象時間は1秒以内で解析する必要がある。

一方で、筋骨格モデルは身体の各体節を剛体とみなして結合した剛体リンクモデルに、筋の力発揮特性を表した筋力学モデルを筋の幾何学的配置に基づいて組み合わせたモデルである[8]。身体の各体節を剛体とみなしているため、前述のモーションキャプチャ技術によって計測された人体挙動をコンピュータ上で再現するのに適したモデルであると言える。しかしながら、筋骨格モデルの関節は工学的結合方法によって表現されており、人体の複雑な挙動を再現するには不十分であり、傷害評価には適さない。

人体ダミーに基づいて作成された数値シミュレーションモデルの代表例は有限要素モデルである。人体ダミーを用いた衝突試験のように費用がかかるために、数多くの試験を行えない場合に人体ダミーの有限要素モデルを用いた解析は有効な手法である。詳細な人体ダミー有限要素モデルの場合は計算コストが高いことが課題として挙げられるが、計算コストが低い簡易的なモデルも開発されている。人体ダミーの有限要素モデルについても、人体ダミーと同様に人体挙動の再現性という点では課題がある。

本論文では、数値シミュレーションを用いた人体衝撃解析に取り組んだ。

1.2 人体安全に関する先行研究

人体安全に関する研究は主に自動車業界や航空宇宙業界で盛んに行われてきた。ここでは自動車業界や航空宇宙業界における人体安全に対する取り組みと、スポーツ傷害評価への応用例を説明する。

1.2.1 自動車業界における取り組み

自動車事故によって発生する衝撃は人命を危険に脅かすほど大きなものであり、自動車業界では事故時の人体安全性評価を行うための実験や解析が行われている。

自動車業界で行われる安全性評価実験として、自動車事故を再現する衝突試験やスレッド試験がある。人体に衝撃を与えて安全性の評価を行うといった実験は倫理上の観点から不可能であるため、衝突試験やスレッド試験では人体を模擬したダミーモデルが用いられる。人体ダミーモデルの代表例として、Hybrid III というモデルがある[9]。

また、衝突試験を行うには多額の費用が必要になることなどから、コンピュータ上で実験と同等なデータを得られる数値シミュレーションモデルの開発も行われている。数値シミュレーションモデルとして、身体の各部位を剛体で模擬したマルチボディモデルや、人体を模擬して作られた有限要素モデル（人体有限要素モデル）などが幅広く用いられている。

代表的な人体有限要素モデルとして Hybrid III 有限要素モデルがある。これは衝突試験等で用いられる人体ダミーモデルである Hybrid III を基に、実験結果と整合性が取れるように作成された有限要素モデルである。この有限要素モデルを用いた解析は、Hybrid III を用いて行った実験をよく再現できていると言えるが、実際の人体に衝撃が加わった時の挙動とは異なる可能性が考えられる。

一方で、人体に忠実なモデルとして Total HUman Model for Safety (THUMS) と呼ばれる人体有限要素モデルが開発されている[6]。THUMS は 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た有限要素モデルである。こうした精巧な人体有限要素モデルの開発に伴い、より生体忠実性の高い解析が行えるようになってきている。一方で、精巧なモデルが開発される過程で計算コストが膨大になってきている現状もある。

1.2.2 航空宇宙業界における取り組み[10]

有人宇宙飛行における重要な安全技術として、打ち上げアボートシステム(LAS : Launch Abort System)が挙げられる。LAS とは、ロケットの打ち上げ時に爆発の危機などの緊急事態が発生した際、搭乗員が乗っているカプセル部だけを瞬時にロケットから切り離し危険の回避を試みるシステムである。LAS により、予期せぬ不具合でロケットの打ち上げが失敗したとしても、人命を保護することが可能になる。

LAS では、ロケットからの離脱時のアボートモータによる加速や、爆風圧の到達時に発生する衝撃、パラシュート展開時に発生する減速、カプセル着水時の衝撃など、様々な多軸方向からの衝撃が発生することが想定される。

LAS 特有の多軸方向からの加速度下における搭乗員の傷害評価及び傷害メカニズムの解明を行うために、人体ダミーモデルを用いた実験や有限要素法を用いた数値シミュレーションが行われている。

1.2.3 スポーツ傷害評価への応用

自動車業界や航空宇宙業界で用いられている人体ダミーや人体のコンピュータモデルは、スポーツ競技中に発生する衝撃の人体への影響を解明するためにも用いられている。

アメリカンフットボールやラグビーなどのコンタクトスポーツでは、相手選手と接触した時の衝撃で頭部傷害が発生することがある。アメリカンフットボールはあらゆるスポーツの中で最も脳震盪事故の発生件数が多いことが知られており、その中でも脳震盪発生件数が多いのは選手の頭部同士の衝突によるものが挙げられる[1]。

頭部同士の衝突による傷害評価を行うために、競技中の映像を基に頭部が衝突する直前の頭部重心速度を算出し、人体ダミーモデル Hybrid III を用いて傷害場面を再現する実験などが行われている[11]。また、人体を剛体リンクで表したマルチボディモデルや人体有限要素モデルによる頭部傷害場面の再現を行い、傷害評価を行うという研究も行われている[12]。

1.3 先行研究における課題

人体ダミーモデルや人体有限要素モデルを用いて人体の頭部傷害評価を行う研究の多くが抱えている共通の課題として、得られた実測値や解析値の妥当性の検証が難しいことが挙げられる。それは倫理的観点から実際の人体に対して傷害を伴うような衝撃を加えることができないということが大きな要因である。本研究では、スポーツ競技中に発生する衝撃であれば計測が可能であるため、スポーツを対象として実際の人体では行えない衝撃実験を補うことができないかと考えている。

また、コンタクトスポーツでは頭部の傷害を予防するために頸部の筋力の強化などが提唱されているのに対して、スポーツ分野で行われている頭部傷害評価シミュレーションの多くは、頭部のみを取り出して解析が行われることが多く、頭部の挙動に大きく影響を与える頸部の影響を考慮されていない。そこで、頭頸部を含めて人体全身の有限要素モデルを用いた解析が必要であると考えられる。

1.4 研究の目的と手法

以上を踏まえて、本研究ではスポーツ頭部傷害評価用の人体有限要素モデルを開発することを目的とする。スポーツ傷害評価用の人体有限要素モデルを開発するにあたり、既に自動車乗員の安全性評価に用いられている Hybrid III の有限要素モデルや人体有限要素モデル THUMS をベースに変更を加えていくものとする。

本論文では、Hybrid III 有限要素モデルや THUMS を用いてスポーツ競技中に発生し得る衝撃を与える解析を行い、スポーツ傷害評価に適応可能かの検証や適応するために必要な改善箇所についての検討を行った。

人体や人体ダミーの有限要素モデルは計算コストが高いことから、多くの解析を行う必要がある際には簡易的なモデルがあると便利である。Hybrid III 有限要素モデルに簡易的なモデルもあるが、詳細なモデルと比較すると解析精度では劣っている。そこで Hybrid III の簡易有限要素モデルに変更を加えることで、計算コストを抑えつつ頭部の傷害評価を高精度で行えるモデルの作成を行った。

また、人体有限要素モデルを用いた解析の妥当性を検証するためには、スポーツ競技中の身体情報について計測する必要がある。本論文では、解析によって得られる人体挙動に着目し、実際のスポーツ競技中の動作を計測する技術について調査を行った。

1.5 本論文の構成

第 1 章では、本研究の背景、先行研究及び、本研究の目的について述べた。

第 2 章では、本研究で用いた解析モデルの概要と解析の手法について述べる。

第 3 章では、Hybrid III 簡易モデルの高精度化するために行ったモデルの改善箇所について述べる。

第 4 章では、解析を行った結果及び考察について述べる。

第 5 章では、結論と展望について述べる。

付録 A では、動作解析について調査したことを述べる。

第2章 解析手法

2.1 緒言

本章では人体の衝撃解析に用いた手法について説明する。本研究では主に汎用非線形動的構造計算ソフト「LS-DYNA」を用いて有限要素法解析を行った。以下に、解析に用いた手法や、作成したモデルの詳細を記述する。

2.2 解析モデル

本研究で構築した解析モデルの一例を Fig. 2-1 に示す。解析モデルは大きく分けて、人体を模擬した有限要素モデル（人体モデル）と地面を模擬した有限要素モデル（地面モデル）の2つからなる。人体モデルについては、2種類の Hybrid III の有限要素モデルと THUMS と呼ばれる人体有限要素モデルの計3つのモデルを用いて解析を行った。それぞれの人体モデルや地面モデルの特徴については下記にまとめる。

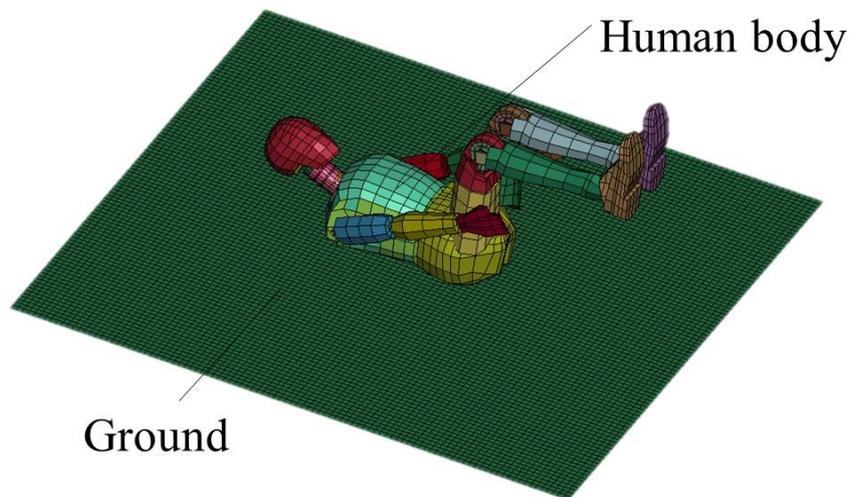


Fig. 2-1 Example of analysis model.

2.2.1 Hybrid III 有限要素モデル

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[9]。また、Hybrid III には有限要素モデルが複数存在している。本研究では米国成人男性の平均的な体格になるように設計された2つの有限要素モデルを用いることにした。

1つ目は、Hybrid III の構造に忠実に基づいて作成された詳細な有限要素モデル (LSTC_NCAC Hybrid III 50th Dummy : 通常モデル, Fig. 2-2 (a)) である。通常モデルのメッシュは細かく切られており、要素数は約45万と非常に詳細に作られた有限要素モデルとなっている。このうち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。通常モデルは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、実験にかかる費用や時間の削減に貢献している。関節については、人体そのものの関節を模擬するように、回転ジョイントや球体ジョイントを用いて再現されている。代表的な関節の結合方法についてはTable 2-2に示す。

もう一つの有限要素モデルが、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簡易的なモデル (LSTC Hybrid III 50th Fast Dummy : 簡易モデル, Fig. 2-2 (b)) である。簡易モデルの全要素数は約4000と、通常モデルの100分の1程度の要素数となっている。また、簡易モデルに含まれる剛体要素は約1500あり、これは簡易モデルの全要素数の約40%にあたる。通常モデルと比べて、簡易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、メッシュの切り方も粗くなっており、これらが計算コストの低減に大きく寄与している。しかしながら、剛体要素の割合が多いことにより衝撃の伝播が速くなるなどの影響があり、通常モデルに比べると解析精度は劣るという点が挙げられる。簡易モデルについても、関節に相当する部分は通常モデルと同様に、回転ジョイントや球体ジョイントを用いて再現されている。代表的な関節の結合方法についてはTable 2-3に示す。



(a) LSTC_NCAC Hybrid III 50th Dummy

(b) LSTC Hybrid III 50th Fast Dummy

Fig. 2-2 Hybrid III finite element model.**Table 2-1 Comparison between two Hybrid III finite element models.**

	Normal model	Fast model
Mesh size	Fine	Coarse
Number of element	451,769	4,278
Number of rigid element	14,134	1,712
Analysis accuracy	High	Low
Calculation cost	High	Low

Table 2-2 Examples of joining method for major joints in Hybrid III normal models.

Joint	Method
Head-Neck joint	Revolute joint
Shoulder joint	Combination of three spherical joints
Elbow joint	Revolute joint
Knee joint	Revolute joint and translational joint
Hip joint	Spherical joint
Ankle joint	Spherical joint

Table 2-3 Examples of joining method for major joints in Hybrid III fast models.

Joint	Method
Head-Neck joint	Spherical joint and revolute joint
Joint between cervical vertebrae	Revolute joint
Shoulder joint	Combination of three spherical joints
Elbow joint	Spherical joint
Knee joint	Revolute joint, locking joint and translational joint
Hip joint	Spherical joint
Ankle joint	Spherical joint

2.2.2 THUMS (Total HUman Model for Safety)

THUMS はトヨタ自動車と豊田中央研究所が共同開発した人体有限要素モデルで、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いる。骨や軟組織など人体の各部位に対して、文献を参照しながら材料物性値の設定がなされており、人体の力学特性を高精度で再現した有限要素モデルとなっている[6][13]。THUMS の開発時には、献体実験やボランティア実験など計測データをもとに身体各部位について検証が行われている。[14][15][16]

THUMS については様々なバージョンのモデルが開発されているが、本研究では脳が詳細にモデル化されている THUMS Ver. 3 のうちの標準的な米国男性の体格を再現した AM50 乗員モデルを用いた (Fig. 2-3)。THUMS ver. 3 の全要素数は約 15 万となっており、人体の形状及び力学特性を忠実に再現するために約 1500 もの材料特性が用いられている。そのため、計算の不安定性も高い有限要素モデルとなっている。

THUMS Ver. 3 では人体に衝撃が加わる際に身構えることで発揮される筋力の影響は考慮されていないが、ごく短時間の衝撃に対しては人体が反応することはできず、人体挙動に筋力による影響が表れるのは約 300 msec 以上の現象であるとされている。そのため、300 msec に満たないごく短時間に生じる衝撃に対しては THUMS Ver. 3 でも十分に解析が行えるとされている。スポーツ競技中に発生する衝撃は自動車事故等で生じる衝撃に比べると現象時間は長くなると考えられるが、傷害が発生するような衝撃が発生しているのはごく短時間であり、その部分だけに対して解析を行えばスポーツ競技中に発生する衝撃に対して THUMS を適応することが可能であると考えられる。

また、THUMS Ver. 5 および Ver. 6 では筋コントローラと呼ばれる要素が追加されており、筋収縮によって発揮される姿勢維持力も考慮したモデルも開発されている[7]。ただし、筋コントローラが含まれる THUMS では、解の自由度が高くなり、解を定めるために考慮すべき現象時間が長くなることから、計算の不安定性がより高いモデルとなっている。

また、THUMS では人体の形状を忠実に再現されているため、肩や膝などの関節は機械的なジョイント機構で定義されておらず、姿勢の変更が容易ではないという課題がある。

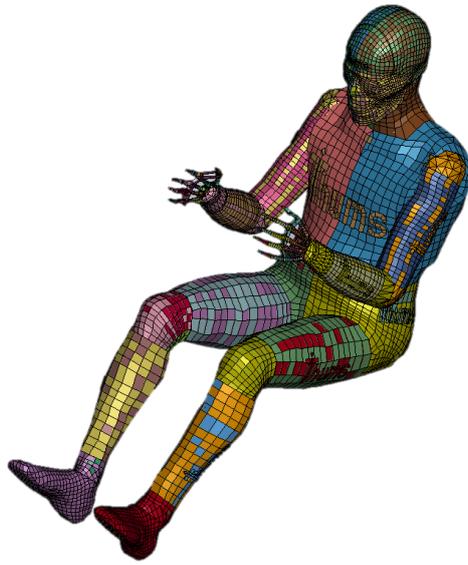


Fig. 2-3 THUMS Ver.3.

2.2.3 地面モデル

本研究では、解析を簡便にするために地面モデルは2m四方の剛体平面とした。地面モデルの物性値を Table 2-4 に示す。

Table 2-4 The properties of the ground model.

Element type	Shell
Young'modulus [GPa]	200
Poisson's ratio	0.3
property	Rigid

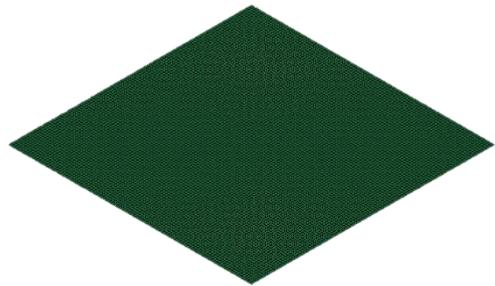


Fig. 2-4 Ground model.

2.3 解析条件

アメリカンフットボールの競技時に脳震盪の発生確率が大きいとされている場面の一つに頭部と地面の接触がある。本研究ではタックルを受けた選手が仰向けの状態で地面に倒れこむ場면을想定し、人体モデルの背部から地面モデルを接触させるという方法で解析を行った。

Fig. 2-5 に解析モデルの初期配置を示す。仰向けにした人体モデルの背部が地面モデルと接触する直前になるように配置し、鉛直下方向（Fig. 2-5 の z 軸負の方向）に初期速度を与えた。初期速度の大きさについては、アメリカンフットボールの試合で発生した脳震盪の受傷場面の映像を基に 4.43m/sec と定めた。Fig. 2-5 では人体モデルとして Hybrid III 簡易モデルを用いているが、Hybrid III 通常モデルと THUMS についても同様な初期配置とした。

解析を行うために用いたソルバーや解析手法などについては Table 2-5 に示す。今回の解析はすべて動的陽解法で計算しており、解析ソルバーは LS-dyna R9.3 を用いた。また、解析の対象とした現象時間は 80msec とした。

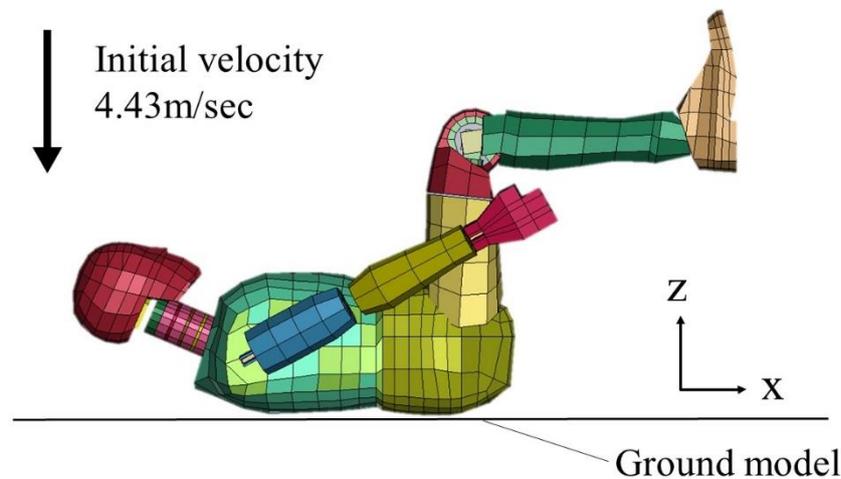


Fig. 2-5 The initial position for the simulation. Hybrid III fast model shows in this figure as a positioning example. Human body model is positioned close to the ground model with its back facing to it. The other models also are located as well.

Table 2-5 Analysis condition

Method		Explicit dynamic finite element method
Solver		LS-dyna R9.3
Model	Human body	<ul style="list-style-type: none">• LSTC_NCAC Hybrid III 50th Dummy (Normal model)• LSTC Hybrid III 50th Fast Dummy (Fast model)• THUMS
	Ground	Rigid (2 m × 2 m)
Termination time		80 msec

2.4 頭部傷害評価指標

2.4.1 頭部局所座標系について

頭部傷害評価を行うにあたり、人体の向きや姿勢に影響されず、頭部の並進・回転運動の様子を表すことのできる座標系を定める必要がある。Fig. 2-6 に Hybrid III 簡易モデルと THUMS における頭部局所座標系を示す。頭部局所座標系の原点は頭部重心とし、身体に対して前方向を x 軸方向、右方向を y 軸方向、鉛直下向きを z 軸方向とした。頭部局所座標系は、頭部の並進移動及び回転に伴って時間変化していくものとする。

Hybrid III 有限要素モデルの両モデルについては、頭部重心の運動成分を出力するための節点が設定されており、その節点の出力データを評価に用いる。

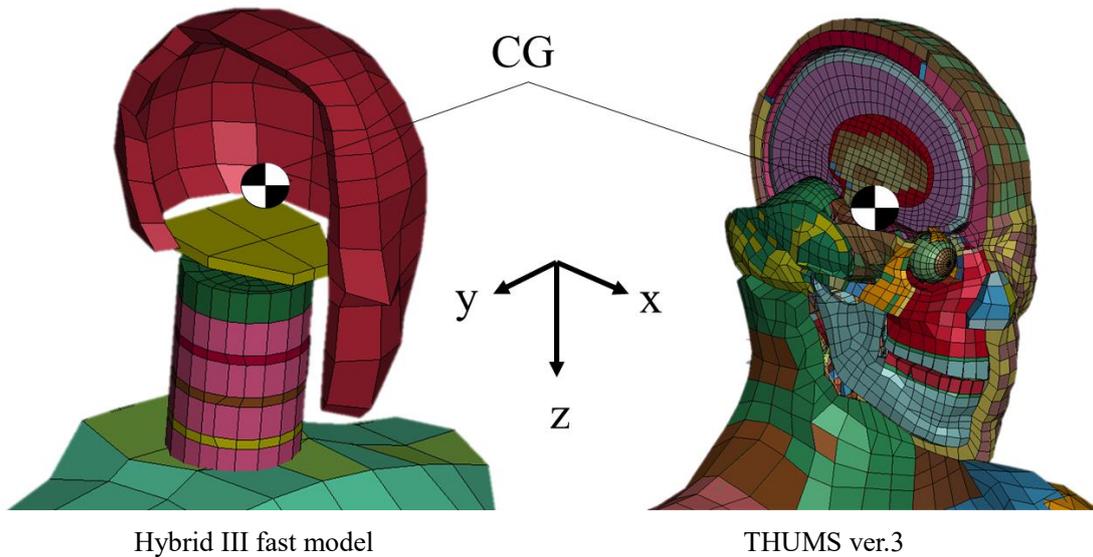


Fig. 2-6 Head coordinate system and center of gravity of head

2.4.2 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の中に簡易傷害スケール(Abbreviated Injury Scale : AIS) がある。AIS は、解剖学的部位、傷害内容、重症度によって、傷害の結果よりも傷害自体を評価するものであり、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Table 2-6に示す[9]。

アメリカンフットボールの競技で頻繁に発生する頭部傷害は、AISスコアで1から2程度のものとなっている。本研究では、AIS1～2程度の頭部傷害を対象とする。

Table 2-6 Example of abbreviated injury scale

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

2.4.3 BrIC[17]

本研究では、頭部の傷害評価値として Brain Injury Criteria (BrIC) を用いる。BrIC は主に脳震盪の発生確率の評価に用いられる指標である。式 (2-1) から頭部重心の回転速度成分を用いて算出される。 ω_x , ω_y , ω_z はそれぞれ頭部局所座標系における x, y, z 軸方向の頭部重心の回転速度成分を示しており、 ω_{cx} , ω_{cy} , ω_{cz} は各軸方向の重み付けの定数で、順に 66.3, 55.8, 41.5 rad/sec となっている。

$$BrIC = \sqrt{\left(\frac{\omega_x}{\omega_{cx}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_y}{\omega_{cy}}\right)^2 + \left(\frac{\omega_z}{\omega_{cz}}\right)^2} \quad (2-1)$$

ω_x , ω_y , ω_z 頭部重心の回転速度成分

ω_{cx} , ω_{cy} , ω_{cz} 重み付けの定数。順に 66.3, 55.8, 41.5 rad/sec

この評価値は、値が大きいほど脳震盪の発生確率は高くなるとされており、最大値で傷害の発生確率について評価を行う。BrIC が最大になるような回転速度成分 ω_x , ω_y , ω_z の選び方については2つの方法が提唱されている。1つ目が、主回転軸方向の回転速度成分が最大となった時の各軸方向の回転速度成分を用いる方法で、2つ目が、各軸方向の回転速度成分の最大値を用いる方法である。今回の解析では、どちらの計算方法を用いても値は非常に近くなったので、前者の計算方法を用いて算出した BrIC 値で評価を行うことにした。

BrIC から脳震盪の発生確率を算出する方法も提案されており、本研究では式 (2-2) を用いて、アメリカンフットボールの競技時に生じる AIS 2 程度 (1 時間未満の意識消失を伴う程度) の脳震盪の発生確率を求めた[17]。

$$P(\text{concussion}) = 1 - e^{-\left(\frac{BrIC}{0.602}\right)^{2.84}} \quad (2-2)$$

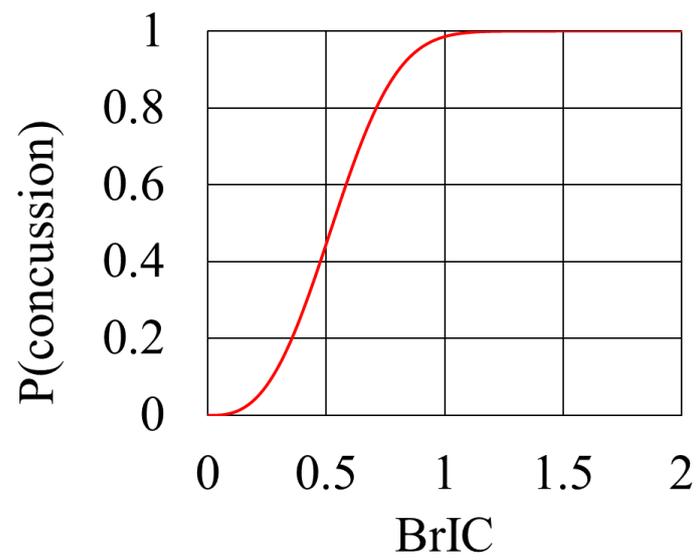


Fig. 2-7 Risk curve of AIS 2+ anatomic brain injury given by equation (2-2)

2.5 THUMS における頭部重心運動成分の算出方法

人体ダミーモデル Hybrid III には頭部重心の運動成分を計測するための加速度計が取り付けられていることから、Hybrid III 有限要素モデルについても頭部重心の運動成分を出力するための節点が設定されている。一方、THUMS は人体そのものを有限要素モデルにしたモデルであるため、頭部重心の運動成分を出力するための節点は存在しない。そのため、THUMS については頭部重心の運動成分を別の方法で算出する必要がある。その手順について以下で説明する。

本研究では、頭部の傷害評価を行うために頭部重心の加速度成分と回転速度成分を得る必要があるため、頭部重心加速度と回転速度成分の算出を行った。まず、THUMS において頭部重心の運動成分を出力する節点が定義できない要因として、頭部の運動を表す剛体が存在しないことが挙げられる。そこで、本研究では、アメリカンフットボールの競技中に生じる衝撃であれば、頭蓋骨の変形は小さく剛体としてみなすことができると考え、頭蓋骨上の節点情報から頭部重心の運動成分を求めることとした。

Fig. 2-8 に頭蓋骨上の節点の位置データから頭部局所座標における頭部重心の加速度、回転速度を算出するまでの流れを示す。

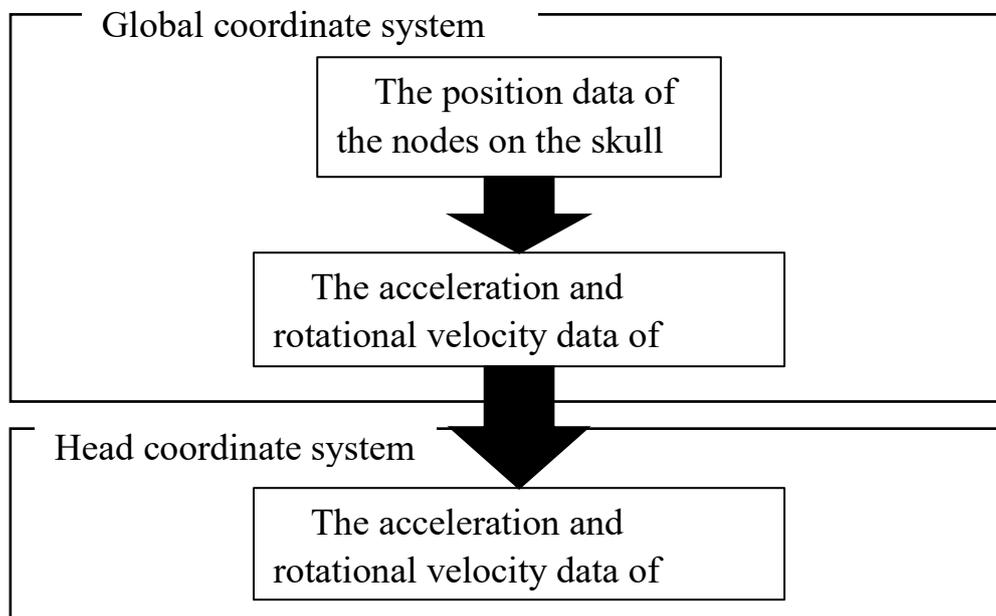


Fig. 2-8 The calculation method of the acceleration and rotational velocity of the head's center of gravity in head coordinate system.

2.5.1 頭部重心の加速度成分の算出

頭部重心の加速度成分は、頭部重心の変位成分を2回微分することで求めることができる。よって、まず頭部重心の位置データを算出する必要がある。頭部重心の運動成分を算出するにあたっては頭蓋骨を剛体とみなしているため、頭蓋骨上の任意の節点と頭部重心を相対的な位置関係は時間によって変化しないとみなせることを利用する。

頭蓋骨上の3つの節点の位置データから、その中の1点を始点とする単位ベクトルを3つ作成する。時刻 t において、始点となる節点から残りの2つの節点に向かう方向の単位ベクトルをそれぞれ $\vec{e}_1(t)$, $\vec{e}_2(t)$ とし、その2つのベクトルに直交する単位ベクトルを $\vec{e}_3(t)$ とする。また、時刻 t における頭部重心の位置を $\vec{x}_G(t)$, 単位ベクトルの始点となった節点の位置を $\vec{x}_0(t)$ とすると、3つのパラメータ a_1 , a_2 , a_3 を用いて $\vec{x}_G(t)$ は式 (2-3) のように表すことができる。

$$\vec{x}_G(t) = \vec{x}_0(t) + a_1 \cdot \vec{e}_1(t) + a_2 \cdot \vec{e}_2(t) + a_3 \cdot \vec{e}_3(t) \quad (2-3)$$

ここで、 a_1 , a_2 , a_3 の3つのパラメータの値は時間によって変化しないので、時刻 $t=0$ における頭部重心の位置 $\vec{x}_G(0)$ と、頭蓋骨上の3点の節点の位置データから a_1 , a_2 , a_3 の値を定めることができる。定めた3つのパラメータの値と、時刻 t における頭蓋骨上の3点の節点の位置データから頭部重心の位置 $\vec{x}_G(t)$ を算出することができる。

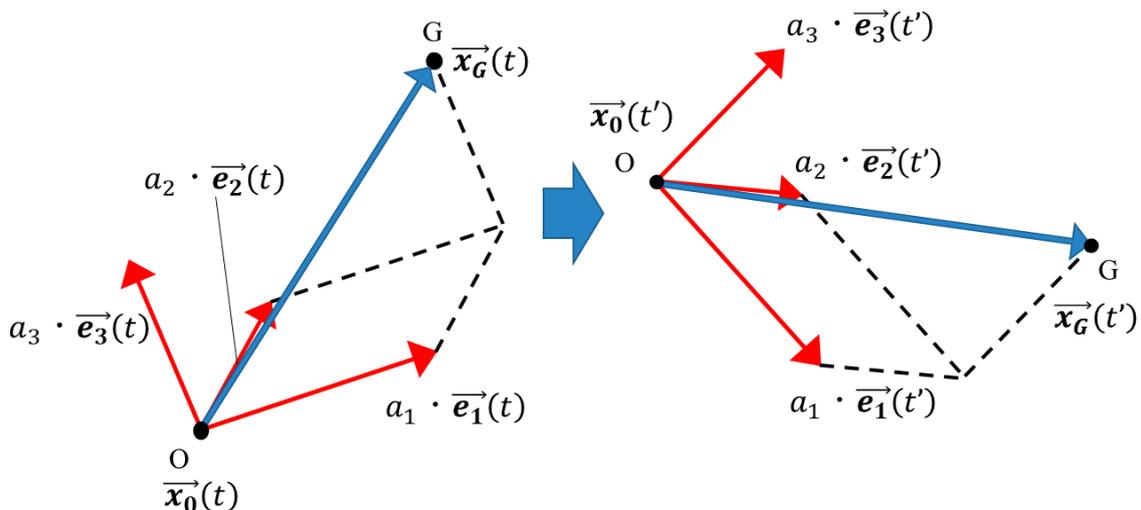


Fig. 2-9 Relative position relation between point O and point G does not change.

2.5.2 頭部重心の回転速度成分の算出[18]

次に、頭部重心の回転速度成分の算出方法について説明する。Fig. 2-10 のような剛体 B に固定された幾何ベクトル \vec{b} と剛体 B の回転速度 $\vec{\Omega}_{AB}$ の間には式 (2-4) の関係式が成り立つ。ただし、 $\frac{{}^A d\vec{b}}{dt}$ は座標系 A から見た \vec{b} の時間微分である。

$$\frac{{}^A d\vec{b}}{dt} = \vec{\Omega}_{AB} \times \vec{b} \quad (2-4)$$

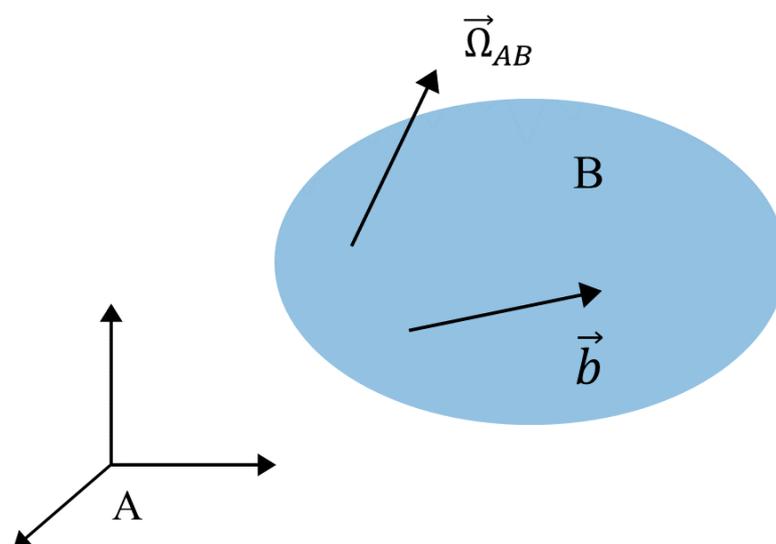


Fig. 2-10 Vector \vec{b} fixed to rigid body B seen from coordinate system A and angular velocity $\vec{\Omega}_{AB}$

本研究では、頭蓋骨上の節点の位置データを取得することができるため、式 (2-4) の $\frac{{}^A d\vec{b}}{dt}$ と \vec{b} に相当するベクトルを得ることができる。式 (2-4) より、外積の逆演算を行えば頭蓋骨を剛体とみなした時の頭蓋骨の回転速度を算出することができる。頭蓋骨の回転速度は頭部重心の回転速度とほぼ一致すると考えられるため、頭蓋骨上の節点の位置データから頭部重心の回転速度を算出できると言える。

一般的に外積の逆演算は一意に定まらないため解くことができない。しかしながら、時刻 t における頭部重心の回転速度を $\vec{\omega}(t)$ とする時、異なる2つの頭蓋骨（剛体）上のベクトル $\vec{b}_1(t), \vec{b}_2(t)$ について式 (2-4) と同様な式を立式し、連立して解けば $\vec{\omega}(t)$ は一意に定まる。その2式が式 (2-5) と (2-6) である。ここで $\frac{d\vec{b}_1(t)}{dt}$

$$\frac{d\vec{b}_1(t)}{dt} = \vec{\omega}(t) \times \vec{b}_1(t) \quad (2-5)$$

$$\frac{d\vec{b}_2(t)}{dt} = \vec{\omega}(t) \times \vec{b}_2(t) \quad (2-6)$$

ある時刻 t における頭部重心の回転速度，頭蓋骨上の2つのベクトルとその時間微分を，それぞれ $\vec{\omega} = [\omega_x, \omega_y, \omega_z]^T$ ， $\vec{b}_1 = [b_{1x}, b_{1y}, b_{1z}]^T$ ， $\vec{b}_2 = [b_{2x}, b_{2y}, b_{2z}]^T$ ， $\frac{d\vec{b}_1}{dt} = [b'_{1x}, b'_{1y}, b'_{1z}]$ ， $\frac{d\vec{b}_2}{dt} = [b'_{2x}, b'_{2y}, b'_{2z}]$ として，式 (2-5) と (2-6) に代入して解くと式 (2-7) ~ (2-9) のような結果が得られる。

$$\omega_x = \frac{b'_{1y}b_{2x} - b'_{2y}b_{1x}}{b_{2z}b_{1x} - b_{1z}b_{2x}} \quad (\text{ただし, } b_{2z}b_{1x} - b_{1z}b_{2x} \neq 0) \quad (2-7)$$

$$\omega_y = \frac{b'_{1z}b_{2y} - b'_{2z}b_{1y}}{b_{2x}b_{1y} - b_{1x}b_{2y}} \quad (\text{ただし, } b_{2x}b_{1y} - b_{1x}b_{2y} \neq 0) \quad (2-8)$$

$$\omega_z = \frac{b'_{1x}b_{2z} - b'_{2x}b_{1z}}{b_{2y}b_{1z} - b_{1y}b_{2z}} \quad (\text{ただし, } b_{2y}b_{1z} - b_{1y}b_{2z} \neq 0) \quad (2-9)$$

以上の算出方法を用いて，頭蓋骨上の節点の位置データから頭部重心の回転速度成分を求めることとした。

2.5.3 頭部局所座標系への変換

2.5.1 と 2.5.2 で示した算出方法で得られる頭部重心の加速度や回転速度は全体座標系における値のため、頭部傷害評価に用いるためには座標系を頭部局所座標系に変換する必要がある。

Fig. 2-11 のように xyz 座標系と x'y'z'座標系の2つの座標系があり、 e_1, e_2, e_3 が xyz 座標系の座標軸の方向ベクトルを、 e'_1, e'_2, e'_3 が x'y'z'座標系の座標軸の方向ベクトルを表しているとする。

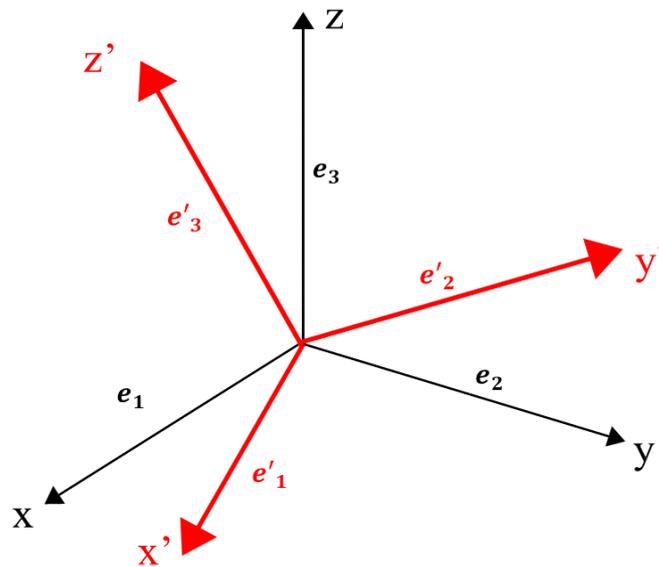


Fig. 2-11

x'y'z'座標系の座標軸の方向ベクトル e'_1, e'_2, e'_3 を xyz 座標系の成分を用いて、次の式(2-10)のように書き表せるとする。

$$\begin{aligned} e'_1 &= R_{11}e_1 + R_{21}e_2 + R_{31}e_3 \\ e'_2 &= R_{12}e_1 + R_{22}e_2 + R_{32}e_3 \\ e'_3 &= R_{13}e_1 + R_{23}e_2 + R_{33}e_3 \end{aligned} \quad (2-10)$$

このとき、次の式(2-11)のような行列 \mathbf{R} を xyz 座標系での座標の成分を x'y'z'座標系の成分に変換する座標変換行列という。

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{21} & R_{31} \\ R_{12} & R_{22} & R_{32} \\ R_{13} & R_{23} & R_{33} \end{bmatrix} \quad (2-11)$$

あるベクトル \mathbf{A} が, xyz 座標系では $[A_1, A_2, A_3]^T$, $x'y'z'$ 座標系では $[A'_1, A'_2, A'_3]^T$ と成分表示されるとき, 2つのベクトルと座標変換行列の間には次の関係式 (2-12) が成り立つ. [19]

$$\begin{bmatrix} A'_1 \\ A'_2 \\ A'_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{21} & R_{31} \\ R_{12} & R_{22} & R_{32} \\ R_{13} & R_{23} & R_{33} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A_1 \\ A_2 \\ A_3 \end{bmatrix} \quad (2-12)$$

本研究においては, 式 (2-12) を用いて全体座標系で求めた頭部重心の運動成分を頭部局所座標系に変換を行った. 各時刻における座標変換行列の設定は, 2.5.1 において算出した頭部重心の位置データと Fig. 2-6 で示した x, z 軸方向にある頭蓋骨上の節点の位置データを基に行った.

第3章 Hybrid III 簡易モデルの高精度化

本研究では、最初に2つの Hybrid III 有限要素モデル（通常モデルと簡易モデル）について同条件で解析を行った結果を比較し、簡易モデルの解析精度を向上させるためのモデルの改善を行った。具体的な改善箇所は、簡易モデルにおける胴体部の背面における要素と、頸部のモデルである。詳細な改善内容については、下記にまとめる。

3.1 胴体部背面の要素

Fig. 3-1 は2つの Hybrid III 有限要素モデルを背部から見たもので、Fig. 3-1 (a) は通常モデル、Fig. 3-1 (b) は簡易モデルの背部の様子を表している。通常モデルの胴体部はフォーム材料を模擬した材料特性で定義された1つの要素で覆うように構成されているのに対して、簡易モデルの背部中央の要素には剛体で定義された要素（Fig. 3-1 (b) において赤枠で囲まれた部分）が存在している。こうした胴体部のモデリングの違いにより背部からの接触が生じた際、跳ね返り方の違いが生じることが確認された。

そこで、簡易モデルの胴体部についても通常モデルと同様に、フォーム材料を模擬した材料特性を持った要素で胴体部全体を覆うように変更した。

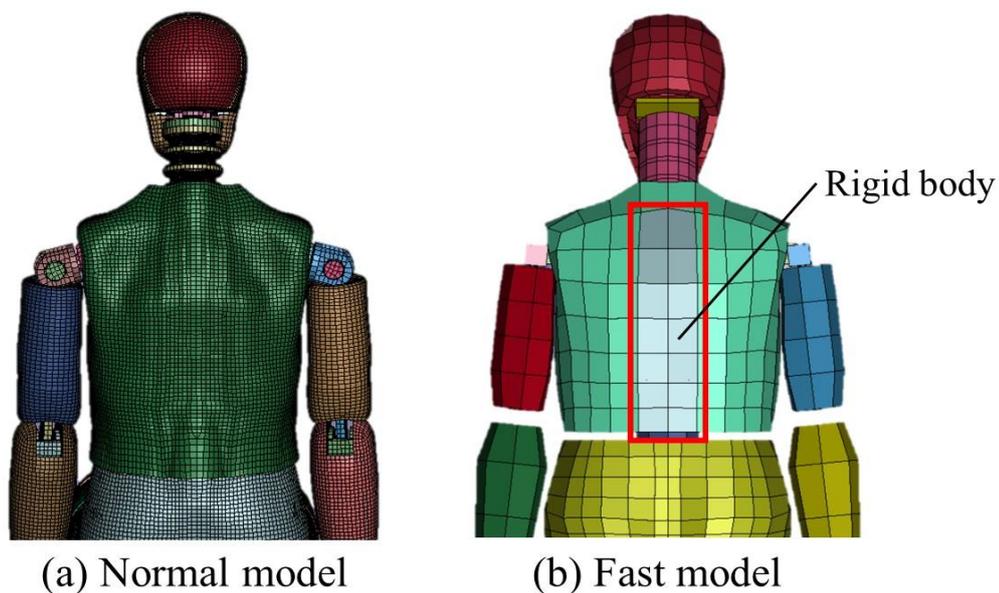


Fig. 3-1 The back of Hybrid III finite element model.

3.2 頸部のモデル

2点目の改善箇所は、頸部のモデルである。Fig. 3-2 (a) は Hybrid III 通常モデルの頭頸部を、Fig. 3-2 (b) は Hybrid III 簡易モデルの頭頸部を取り出し側部から見たものである。両モデルにおいて頸部のモデルは、頸椎を模擬したディスクと呼ばれる要素が 5 つ連なっており、そのディスク間を結合するという方法で構成されている。

ディスク間の結合方法は両モデルによって異なり、通常モデルではゴム部材を模擬した粘弾性体材料で結合されているのに対して、簡易モデルではディスク間を球体ジョイントで結合されている。そのため、通常モデルでは頸部の軸方向 (Fig. 3-2 における上下方向) に伸縮が可能な頸部モデルであるのに対して、簡易モデルでは頸部の軸方向に変形が生じない頸部モデルとなっている。

頸部の変形は、頭部の挙動に大きく影響を与えると考えられたため、簡易モデルの頸部を通常モデルと同等なモデルに変更することで頭部傷害評価の精度向上につながるのではないかと考えた。通常モデルと同等なモデルに変更した簡易モデルの頭頸部の様子を Fig. 3-2 (c) に示す。

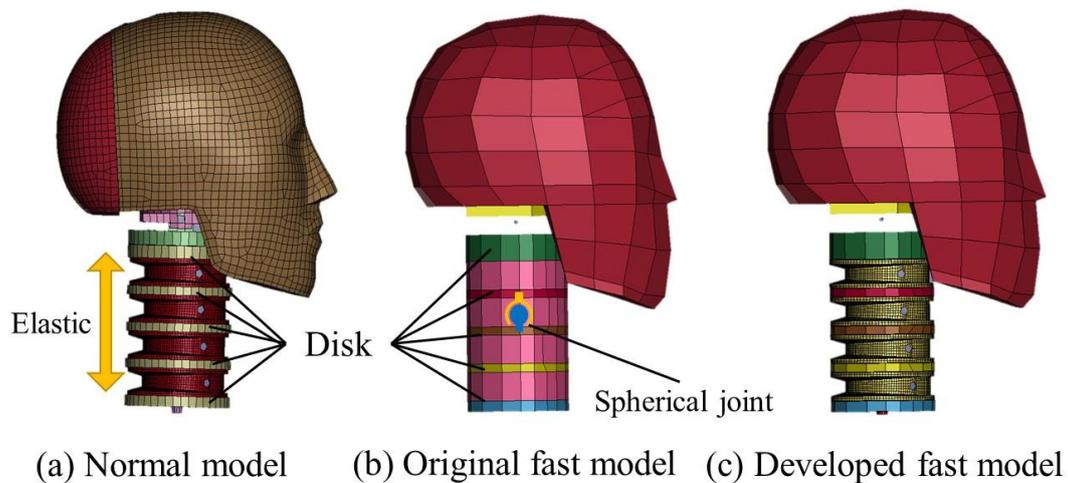


Fig. 3-2 The head and neck models of Hybrid III finite element model.

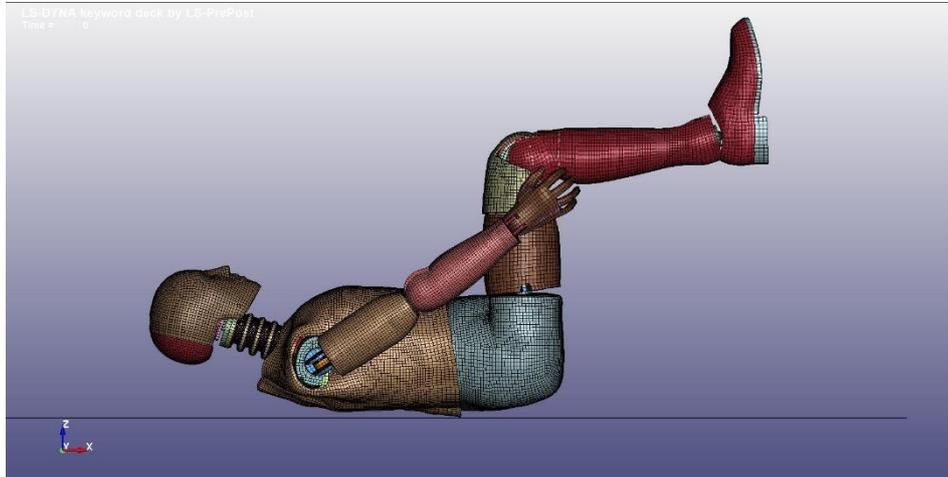
第4章 解析に関する結果及び考察

4.1 緒言

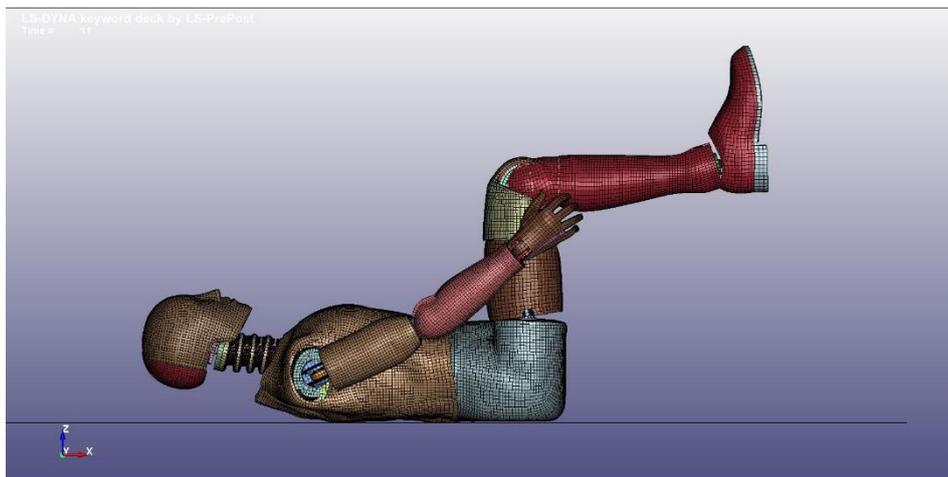
本章では、3つの人体有限要素モデル（Hybrid III 通常モデル、Hybrid III 簡易モデル、THUMS）について同条件で行った解析の結果を示し、それぞれについて比較を行う。

4.2 Hybrid III 通常モデルの解析結果

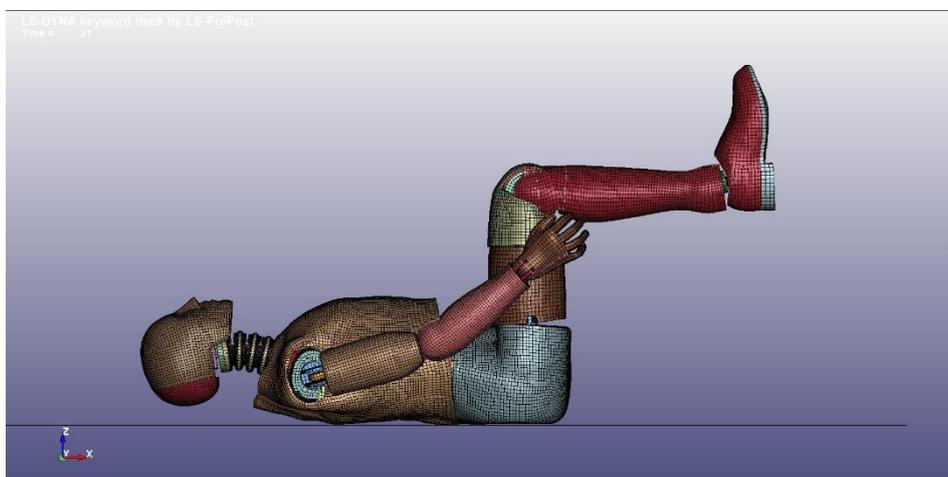
Fig. 4-1 に Hybrid III 通常モデルを用いて行った解析の様子を示す。



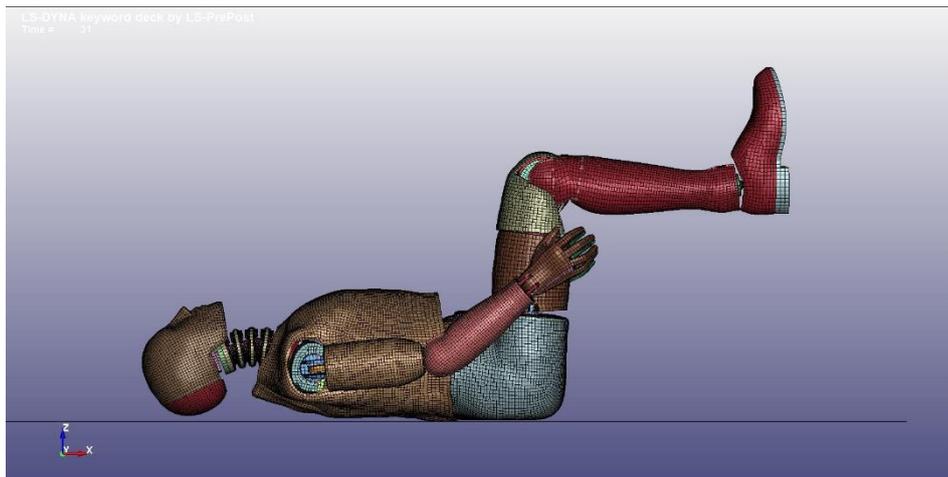
(a) 0 msec



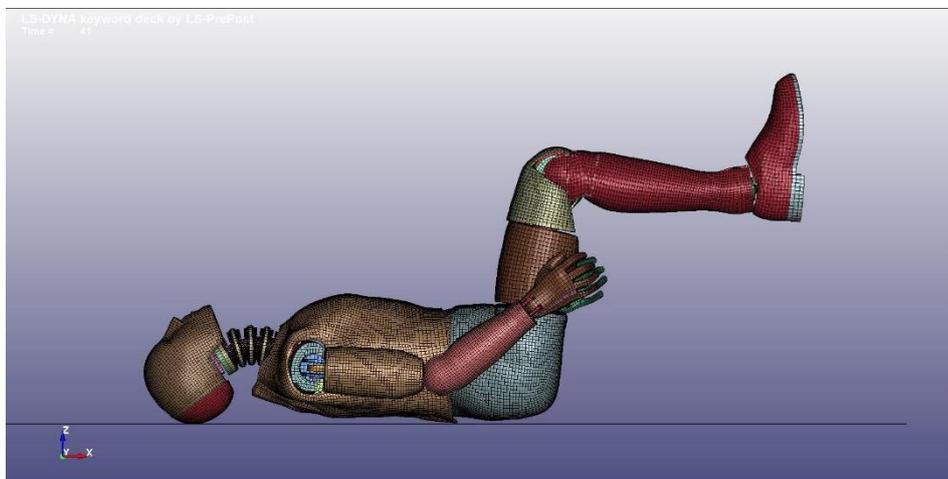
(b) 10 msec



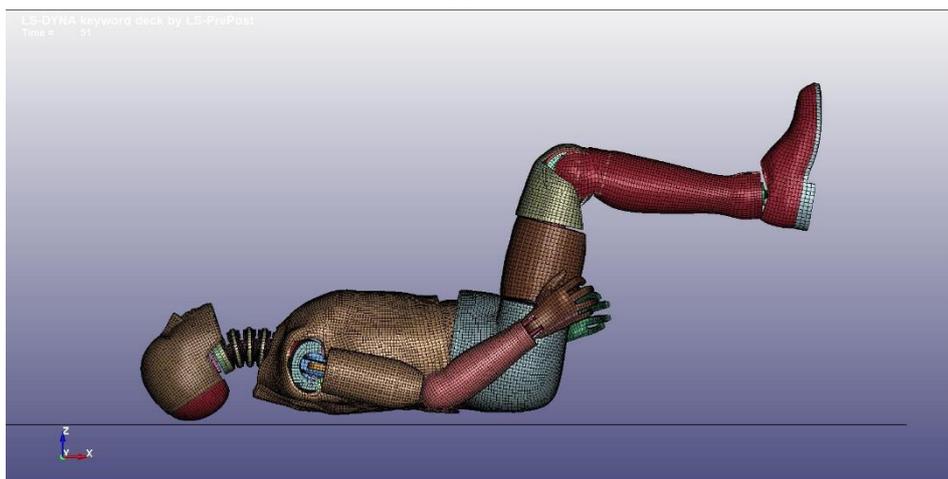
(c) 20 msec



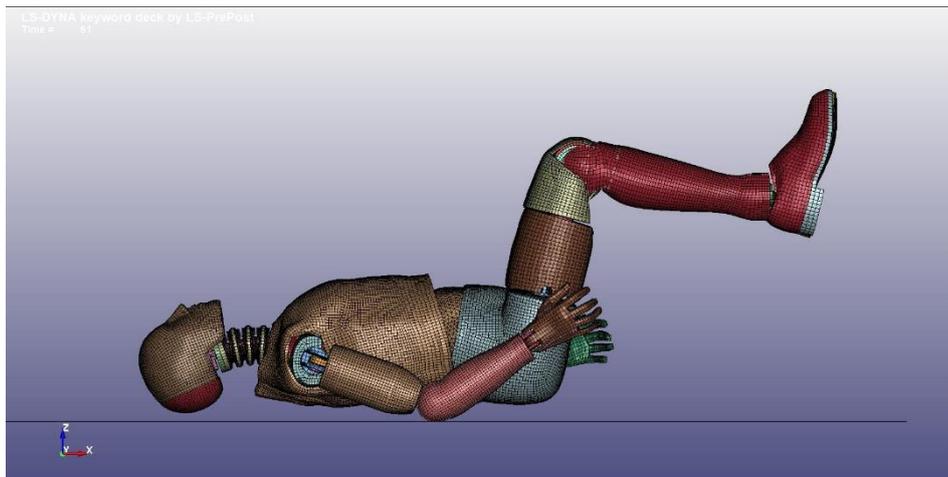
(d) 30 msec



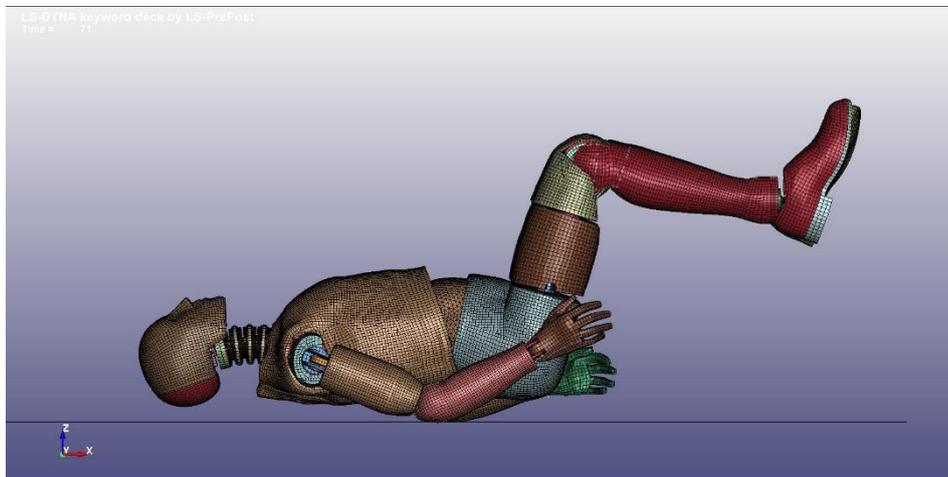
(e) 40 msec



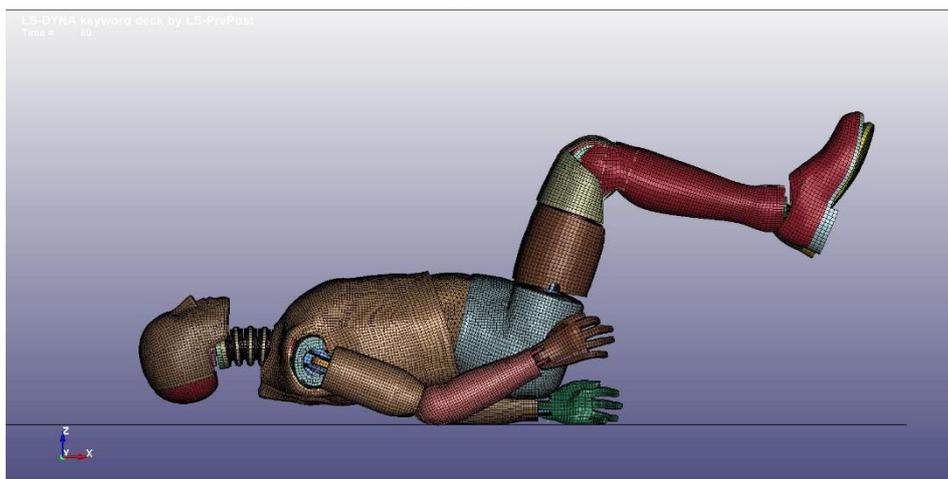
(f) 50 msec



(g) 60 msec



(h) 70 msec



(i) 80 msec

Fig. 4-1 simulation of Hybrid III normal model.

次に、解析から得られた頭部重心の加速度成分の時間変化を Fig. 4-2 に、回転速度成分の時間変化を Fig. 4-3 に示す。

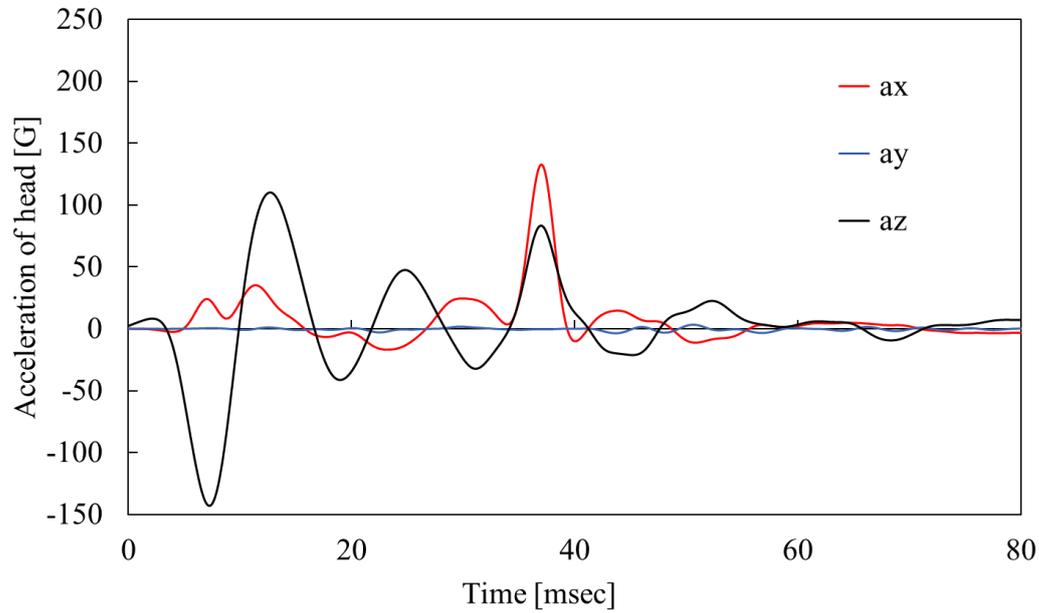


Fig. 4-2 Time histories of head's acceleration in Hybrid III normal model.

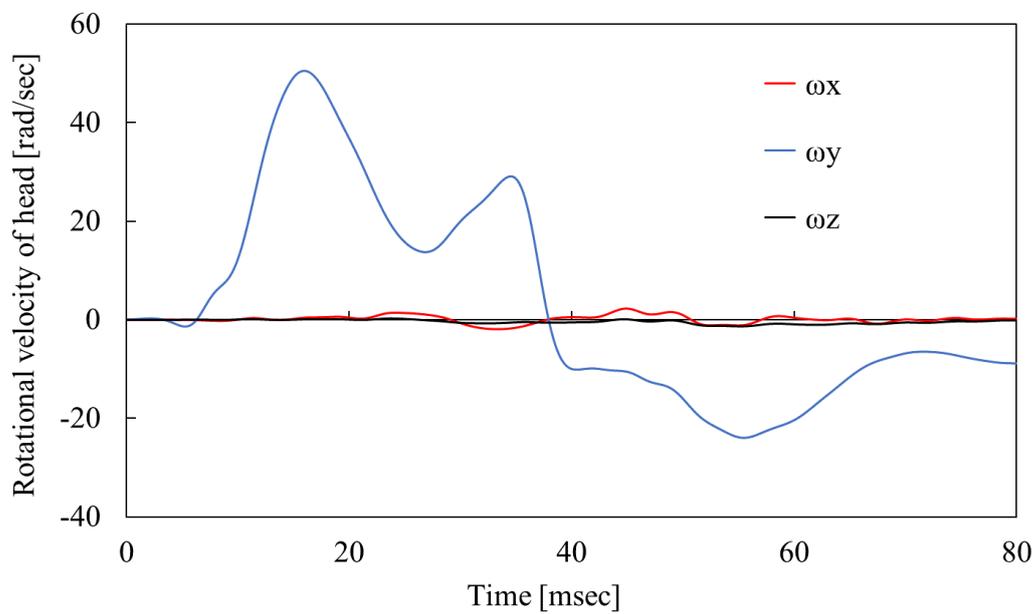
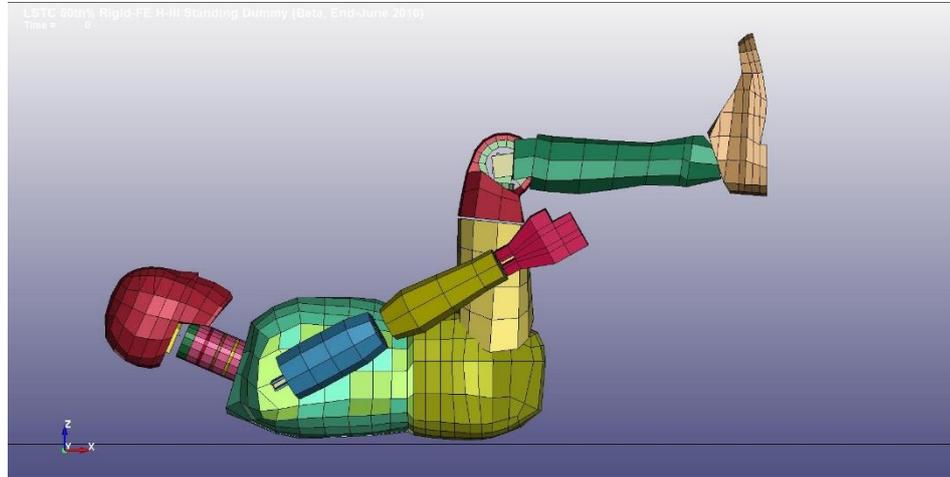


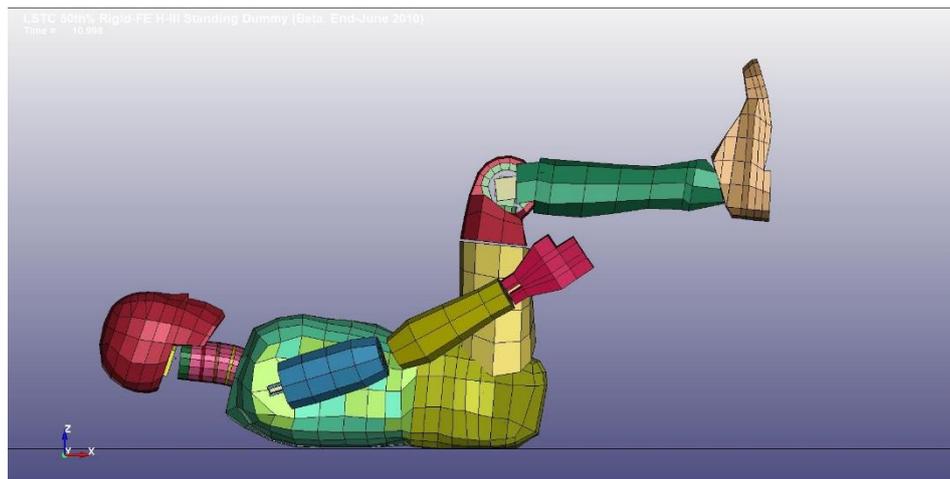
Fig. 4-3 Time histories of head's rotational velocity in Hybrid III normal model.

4.3 Hybrid III 簡易モデルの解析結果

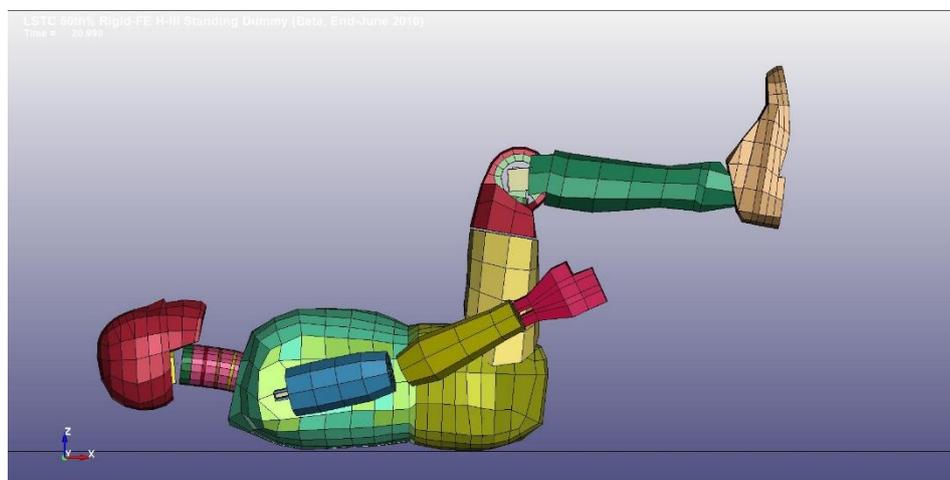
Fig. 4-4 に改善前の Hybrid III 簡易モデルを用いて行った解析の様子を示す。



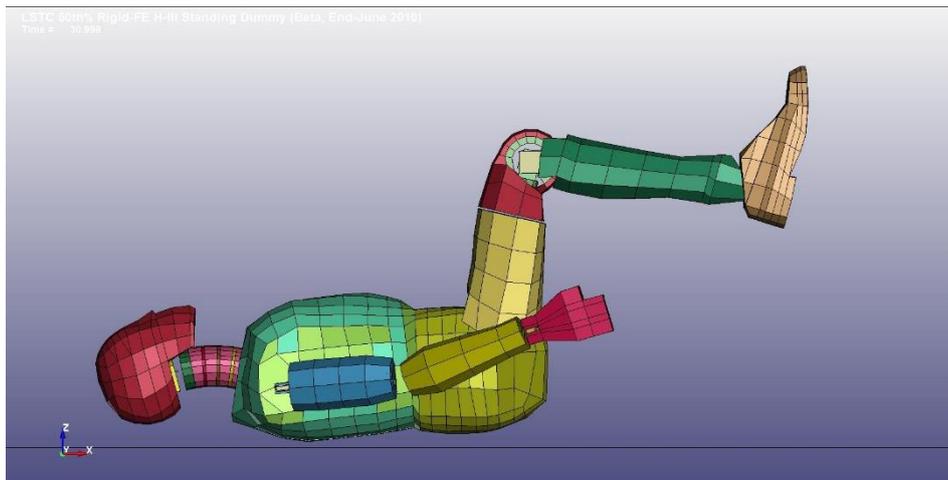
(a) 0 msec



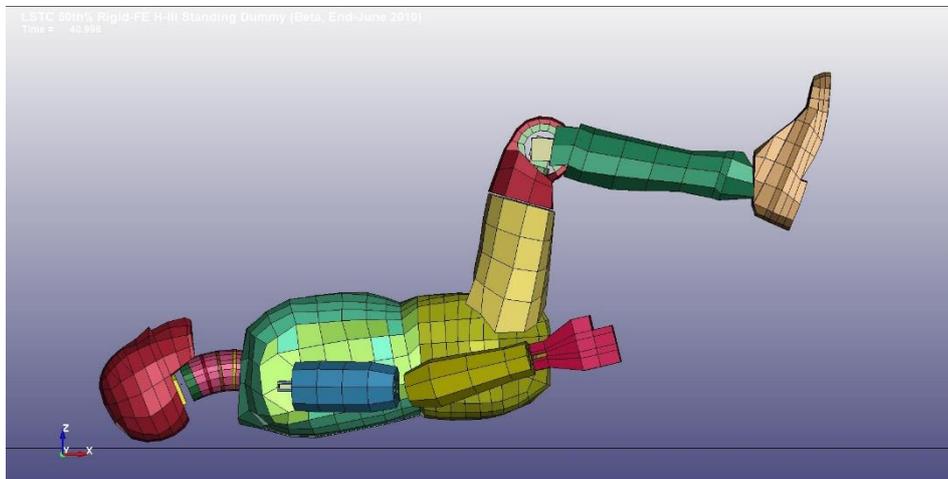
(b) 10 msec



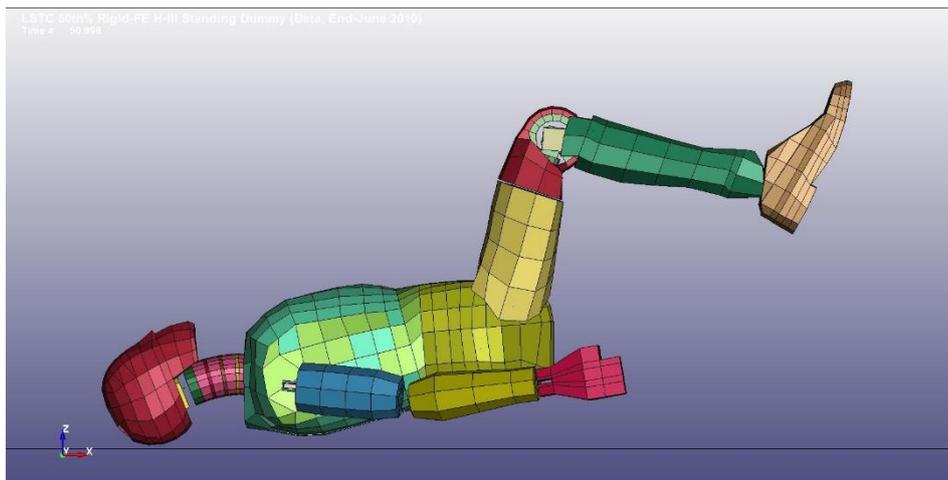
(c) 20 msec



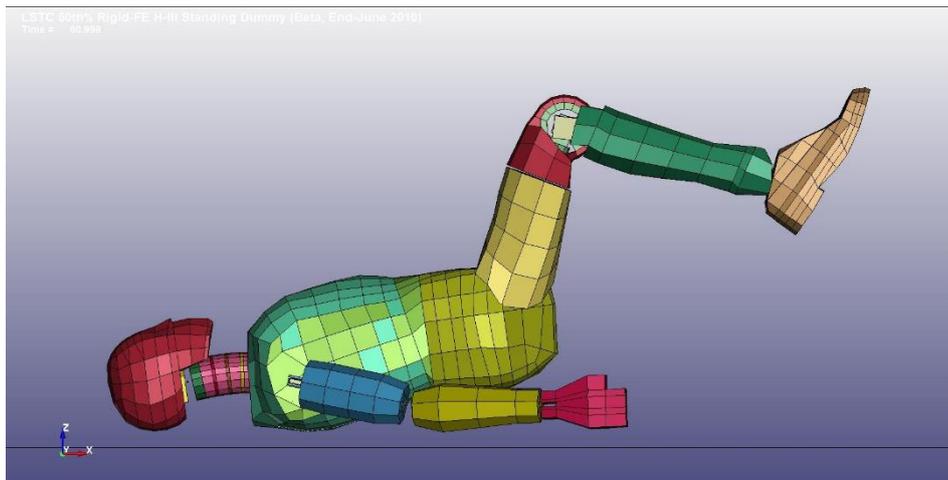
(d) 30 msec



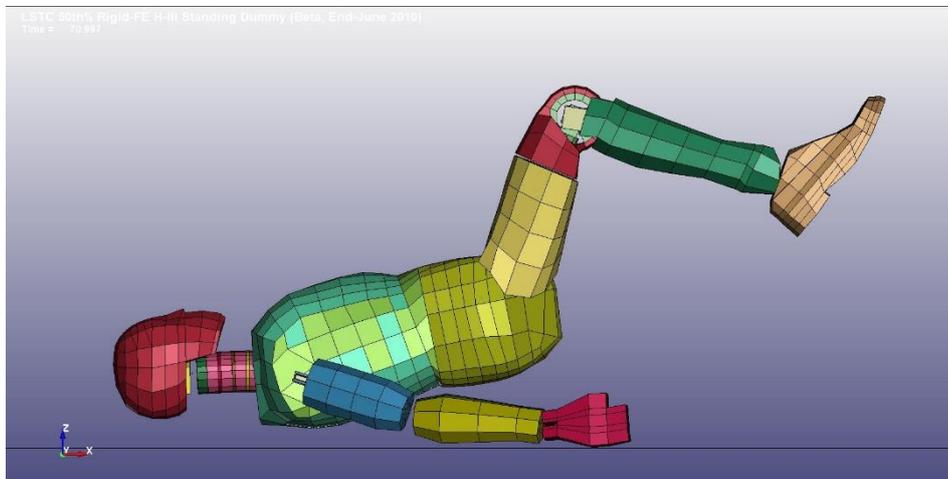
(e) 40 msec



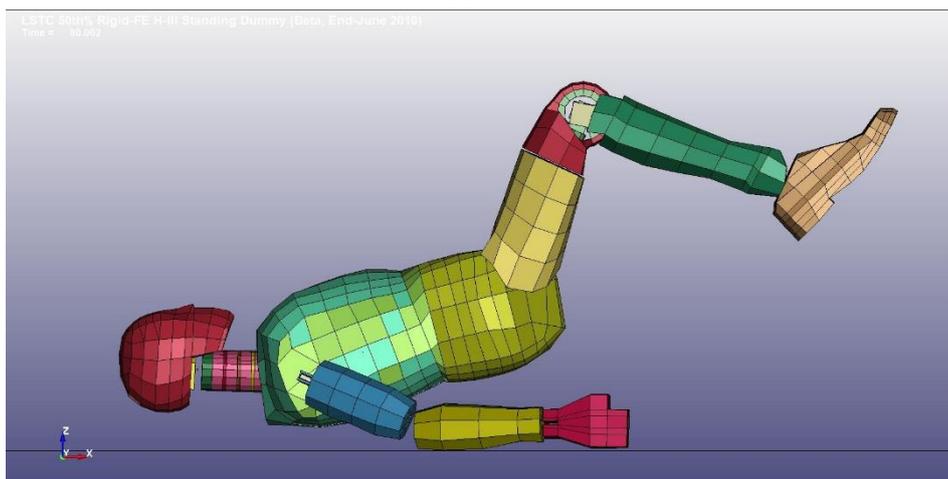
(f) 50 msec



(g) 60 msec



(h) 70 msec



(i) 80 msec

Fig. 4-4 simulation of Hybrid III original fast model.

次に、解析から得られた頭部重心の加速度成分の時間変化を Fig. 4-5 に、回転速度成分の時間変化を Fig. 4-6 に示す。

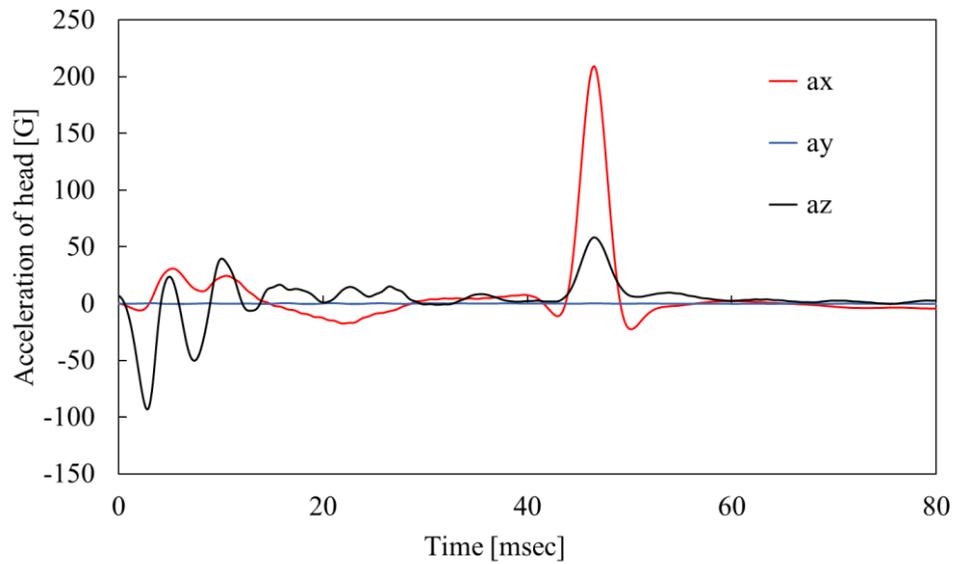


Fig. 4-5 Time histories of head's acceleratio in Hybrid III original fast model.

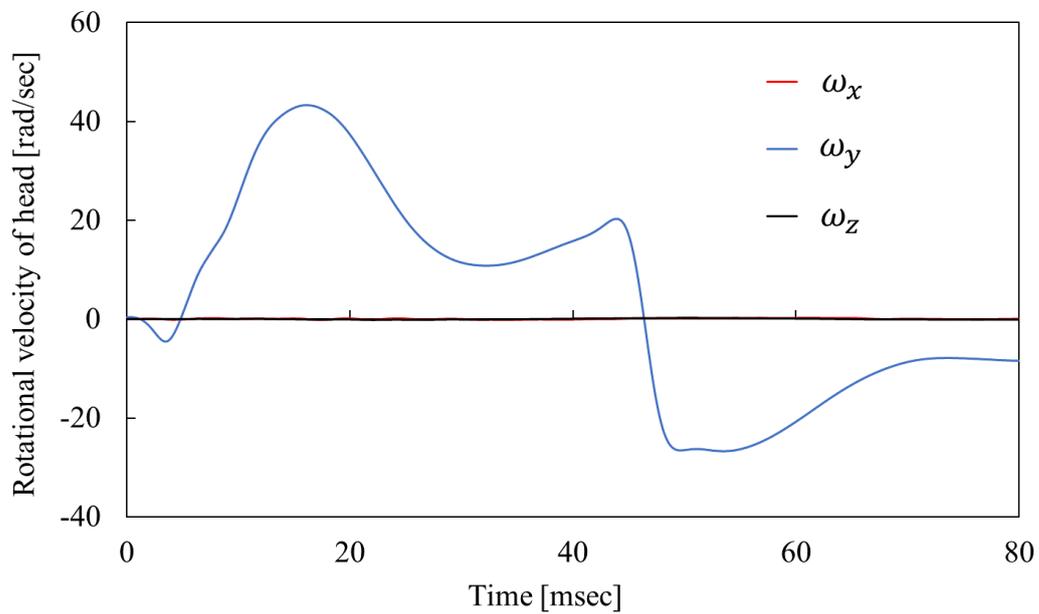
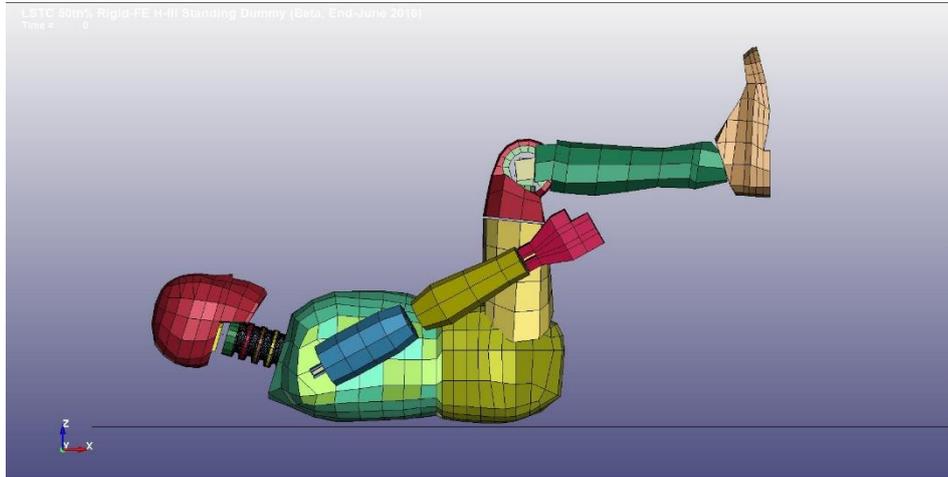
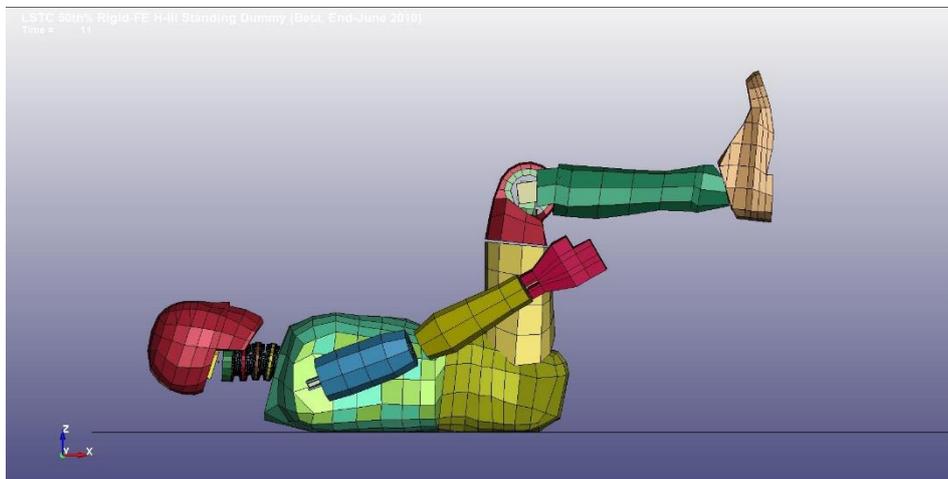


Fig. 4-6 Time histories of head's rotational velocity in Hybrid III original fast model.

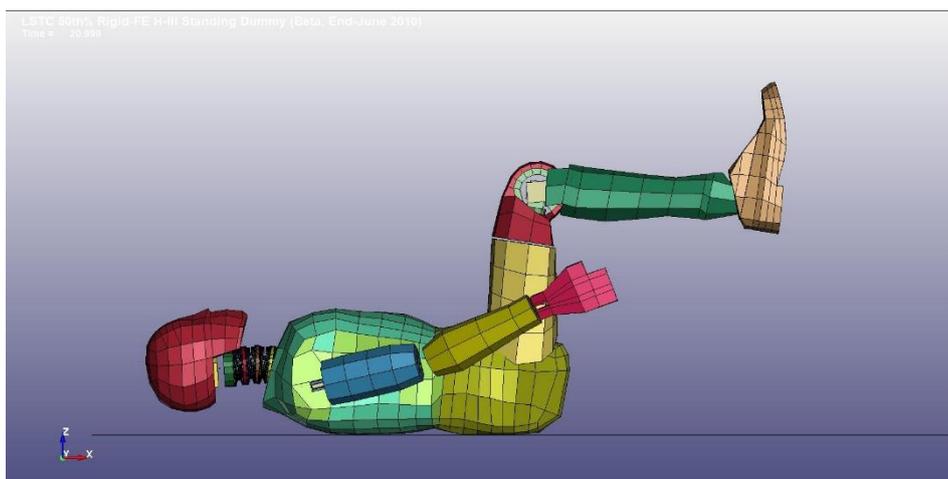
Fig. 4-7 に改善後の Hybrid III 簡易モデルを用いて行った解析の様子を示す。



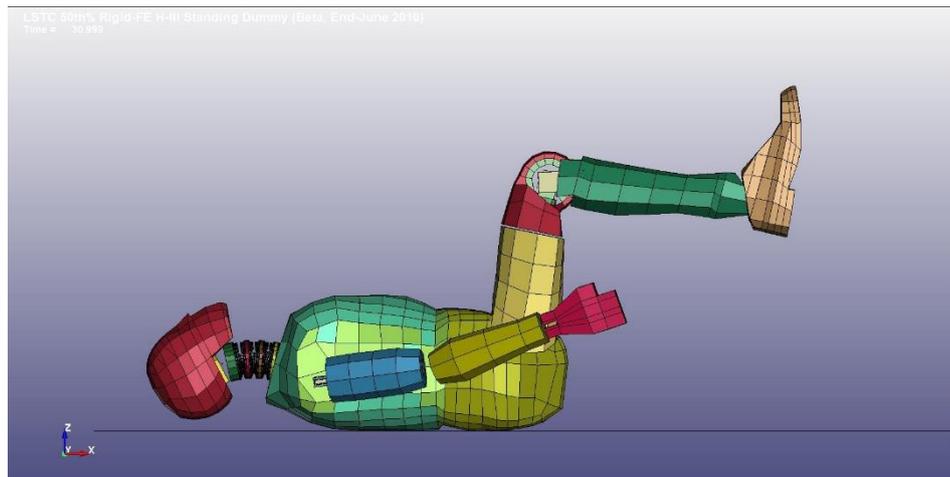
(a) 0 msec



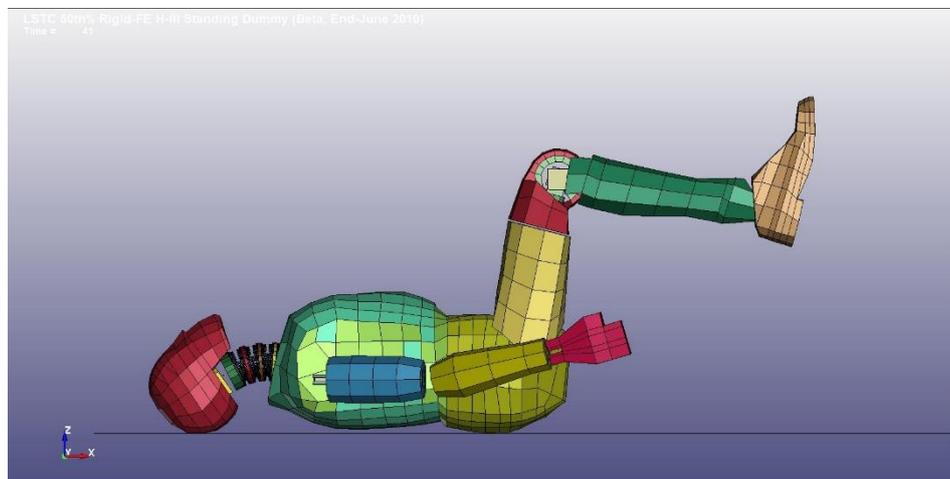
(b) 10 msec



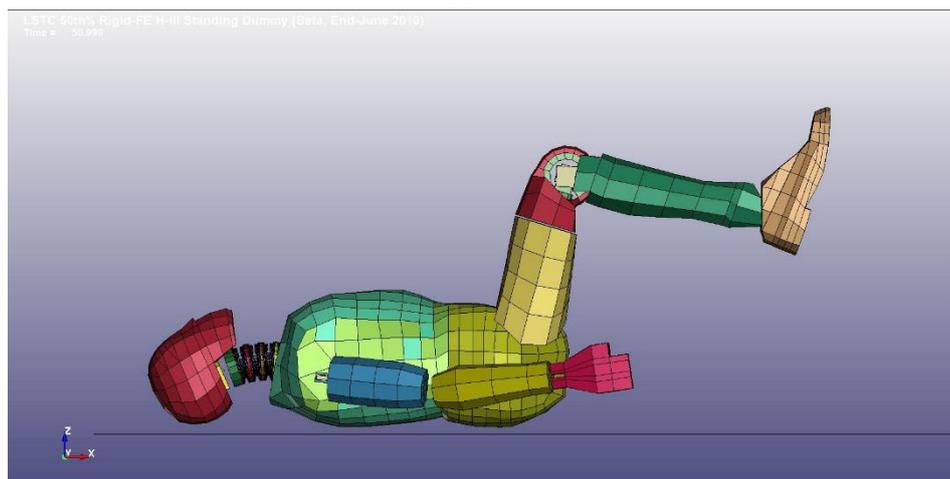
(c) 20 msec



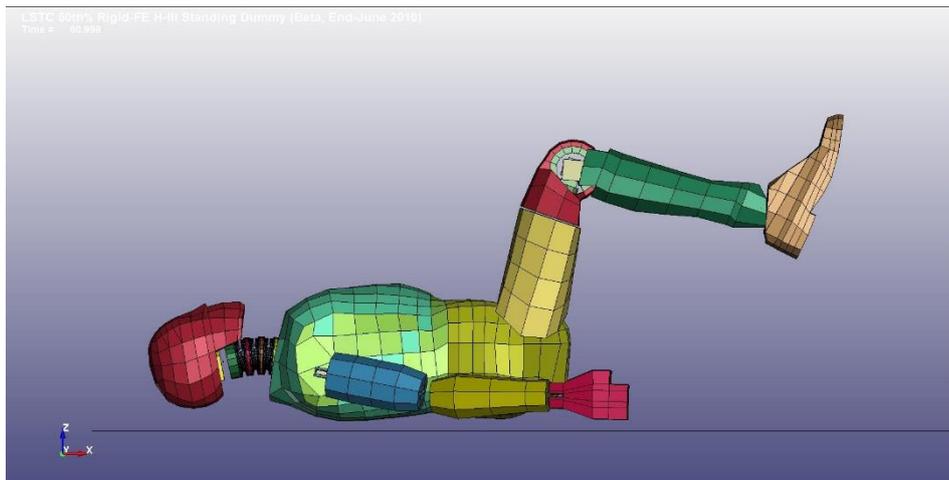
(d) 30 msec



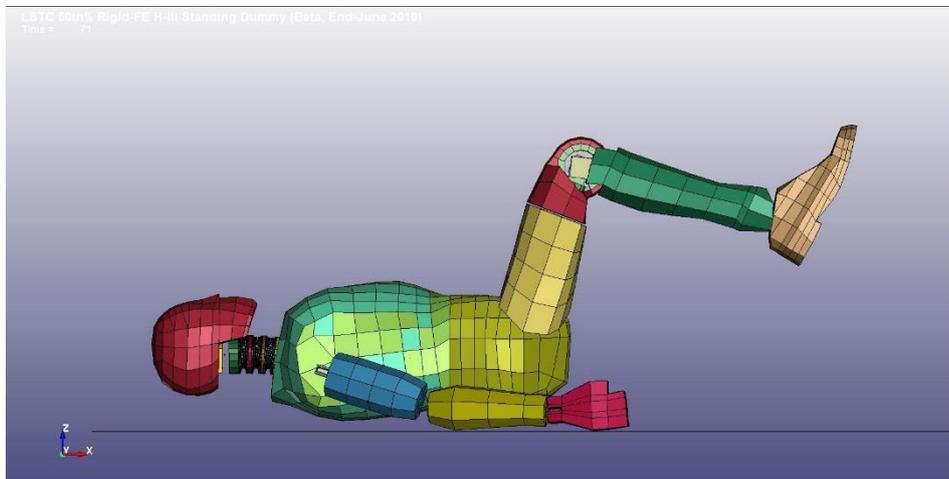
(e) 40 msec



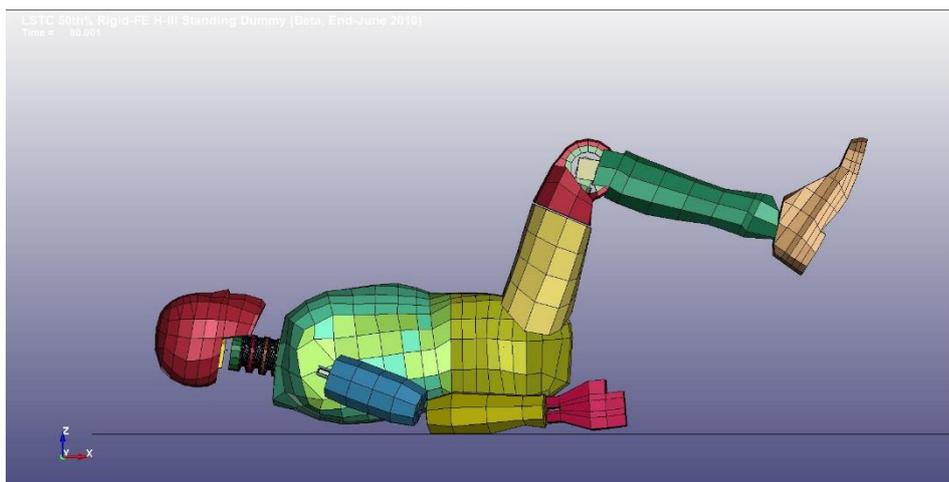
(f) 50 msec



(g) 60 msec



(h) 70 msec



(i) 80 msec

Fig. 4-7 simulation of Hybrid III developed fast model.

次に、解析から得られた頭部重心の加速度成分の時間変化を Fig. 4-8 に、回転速度成分の時間変化を Fig. 4-9 に示す。

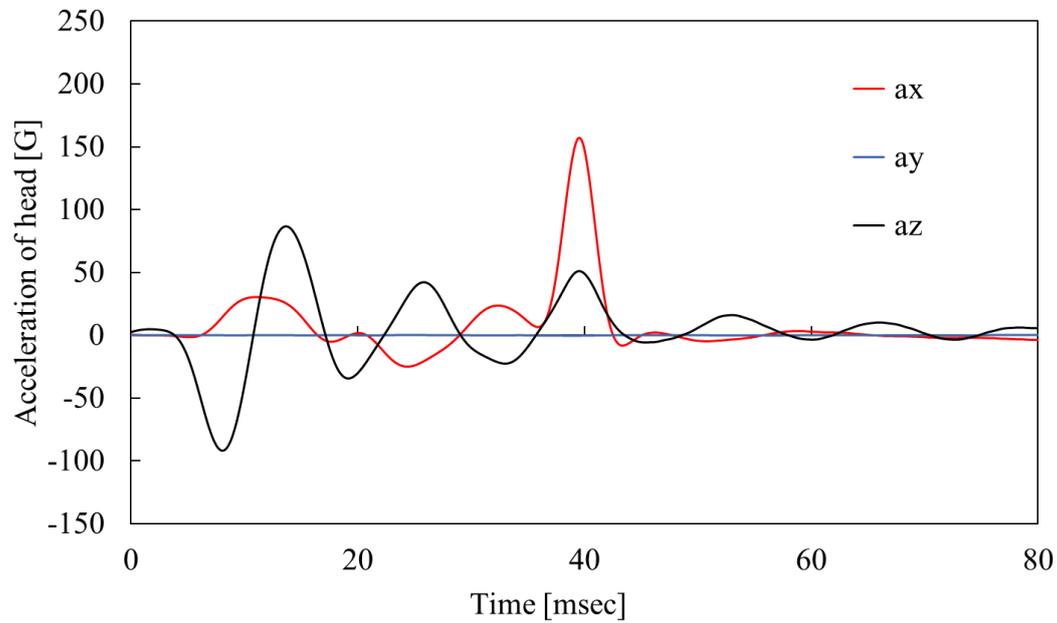


Fig. 4-8 Time histories of head's acceleration in Hybrid III developed fast model.

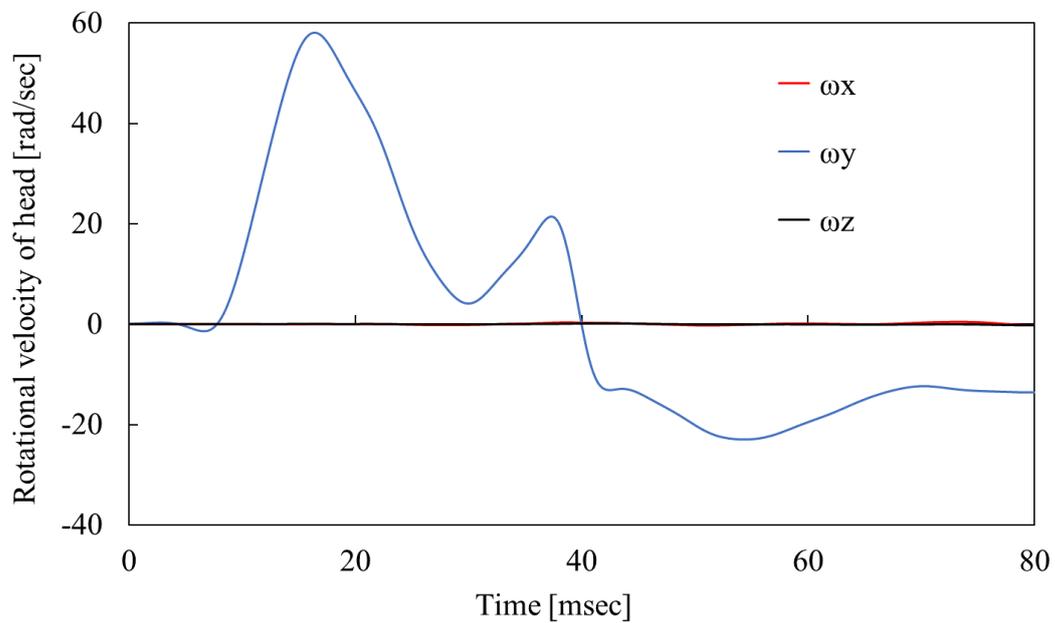


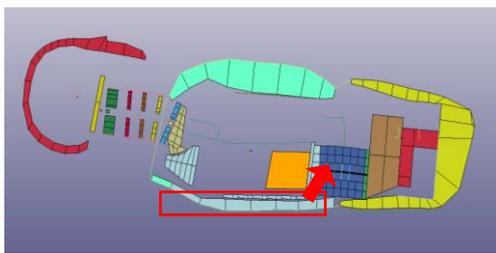
Fig. 4-9 Time histories of head's rotational velocity in Hybrid III developed fast model.

4.4 Hybrid III の比較と簡易モデルの高精度化

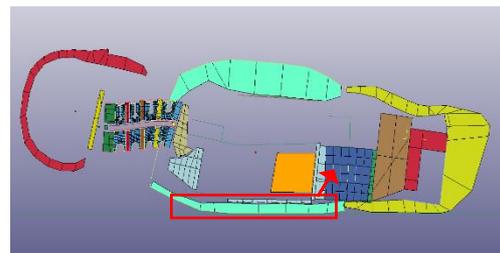
4.4.1 挙動の比較

Hybrid III 有限要素モデルを用いた解析から得られた人体モデルの挙動について比較すると、通常モデルと改善前の簡易モデルでは地面モデルに接触後の胴体・骨盤部の跳ね返り方が異なることが分かる (Fig. 4-1 (h), Fig. 4-4 (h)). これは簡易モデルの方が背骨に相当する部分 (背部中央要素) が剛体で定義されていることにより、背部中央要素と地面モデルとの接触で生じた衝撃が通常モデルに比べて緩和されにくいことが要因だと考えられる。

Fig. 4-10 は改善前と改善後の簡易モデルについて、14 msec 時の姿勢を矢状面で切断し側部から見たものである。赤枠で囲まれた部分が背部中央要素であり、改善前の簡易モデルでは剛体要素のため変形が生じず、地面モデルとの接触で生じた反力がそのまま腰部のモデルを介して骨盤部に伝わっていく。一方、改善後の簡易モデルでは背部中央要素が変形して衝撃を緩和するため、骨盤部に伝わる力が小さくなり、跳ね返りが小さくなると考えられる。



Hybrid III original fast model



Hybrid III developed fast model

Fig. 4-10

4.4.2 頭部重心加速度の比較

本研究で行った解析の条件では、頭部の並進運動は頭部局所座標系における x, z 軸方向が主な運動方向となる。そのため、Hybrid III 有限要素モデルを用いて行った解析のいずれにおいても y 軸方向の頭部重心加速度は 0 に近い数値を示している (Fig. 4-2, Fig. 4-5, Fig. 4-8)。そこで、主な並進運動方向である x, z 軸方向の頭部重心加速度について比較を行った。

x 軸方向の頭部重心加速度について Hybrid III 有限要素モデルごとに比較した結果を Fig. 4-11 に示す。Fig. 4-10 において 35~50 msec 付近で見られる加速度成分のピークは、頭部が地面モデルと接触して跳ね返る際に生じる加速度を示している。

改善前と改善後の簡易モデルについて比較すると、人体モデルの背部と地面モデルが接触したことに生じる x 軸方向の加速度の最初のピークが、改善前の簡易モデルでは 4 msec 付近であるのに対して、改善後の簡易モデルでは 10 msec 付近となっている。これは剛体となっていた背部中央要素を変更したことにより背部と地面モデルの接触で生じた衝撃の伝播が遅くなったことを示していると考えられる。

また、x 軸方向加速度の最大ピークが生じる（頭部と地面モデルの接触が生じる）タイミングについても、改善前の簡易モデルに比べて改善後の簡易モデルの方が、通常モデルに近づいていることが分かる。これは改善前の簡易モデルでは地面モデルとの接触後大きく跳ね返っていたのに対して、改善後の簡易モデルでは跳ね返りが小さくなり胴体部の挙動が通常モデルの挙動に近づいたことにより、頭部と地面モデルの接触が生じるタイミングも近づいたと考えられる。

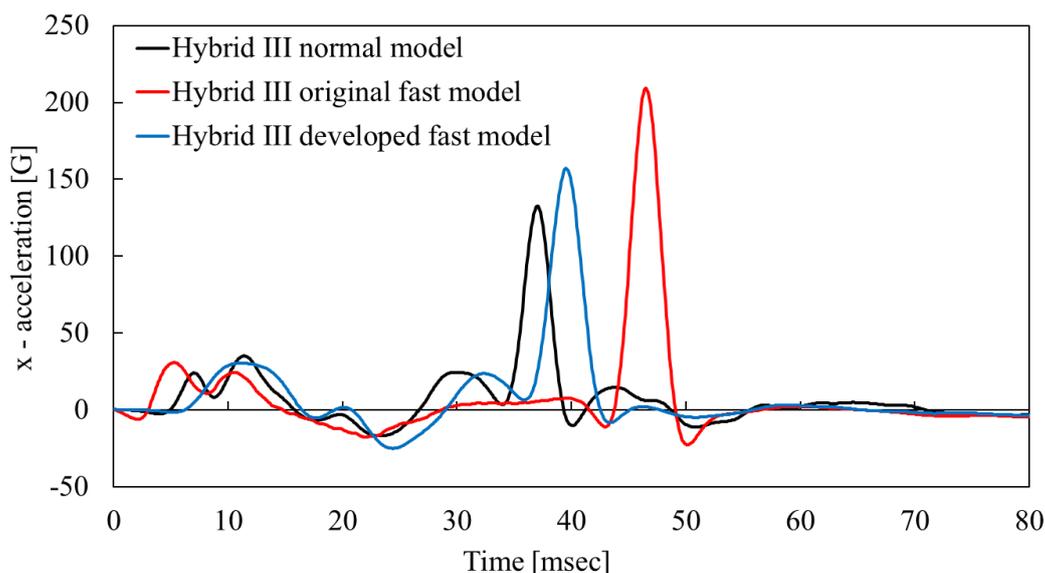


Fig. 4-11 Comparison of time history of head's x - acceleration between Hybrid III normal

model, Hybrid III original fast model and Hybrid III developed fast model.

また、z 軸方向の頭部重心加速度についても Hybrid III 有限要素モデルごとに比較した結果を Fig. 4-12 に示す。Fig. 4-12 より 0 ～ 35 msec において通常モデルや改善後の簡易モデルの z 軸方向の頭部重心加速度が、改善前の簡易モデルに比べて大きく振動して変化していることが分かる。z 軸方向は頭部の上下方向（頸部軸方向）であり、通常モデルの頸部形状では頸部軸方向に対して変形が生じるため、Fig. 4-12 のような結果が得られたと考えられる。

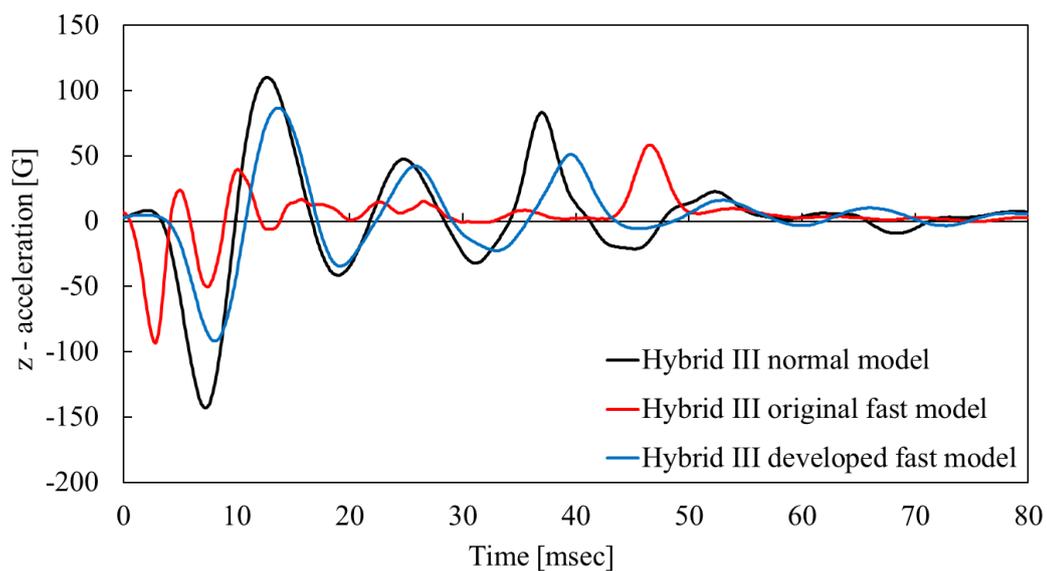


Fig. 4-12 Comparison of time history of head's z - acceleration between Hybrid III normal model, Hybrid III original fast model and Hybrid III developed fast model.

解析映像を確認すると通常モデルの頸部形状の場合、ディスクが頸部軸方向や頸部軸方向に対して垂直な方向へ変位することで頸部の形状が大きく変形していることが分かった。頸部の変形具合については実際の生体とは異なる可能性があり、通常モデルの頸部モデルでどの程度の生体忠実性があるかは今後検証が必要である。

4.4.3 頭部重心回転速度の比較

Fig. 4-13 は Hybrid III の通常モデル, 改善前の簡易モデル, 改善後の簡易モデルで行った解析から得られた頭部重心の主回転方向 (頭部局所座標における y 軸方向) における回転速度成分の時間変化を示している. 本研究で行った解析では頭部は主に前後方向に変位するため, 頭部重心の回転速度成分は頭部局所座標における y 軸方向の回転成分が支配的になる. そのため, 頭部重心の y 軸方向における回転速度成分の変化の違いに着目して比較を行う. また, 式 (2-1) から分かるように BrIC 値は y 軸方向の回転速度成分の変動に大きく影響を受けることになる.

Fig. 4-13 を見ると, y 軸方向の頭部重心回転速度が最大値を迎える時刻 (17 msec 付近) はいずれのモデルも一致している. 0 ~ 17 msec では, 地面モデルとの接触後胴体部が上昇することにより頭部が後方に振られ, y 軸方向の頭部重心回転速度が大きくなる. y 軸方向の回転速度が最大値を迎えた後 y 軸方向の頭部重心回転速度は減少し, 2 度目のピークを迎えるタイミングは頭部と地面モデルの接触によって生じるものである.

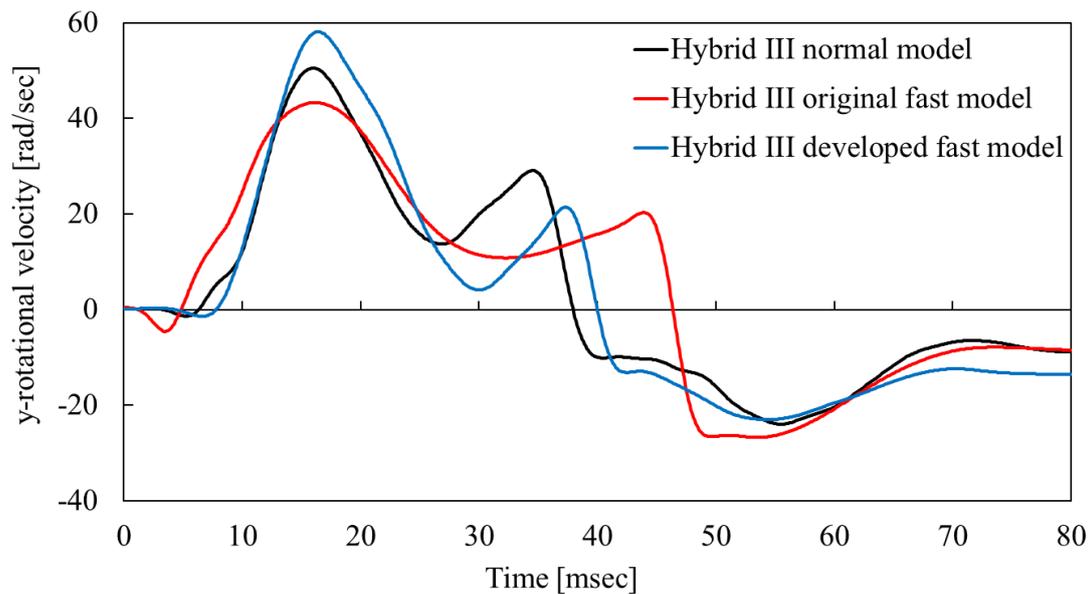
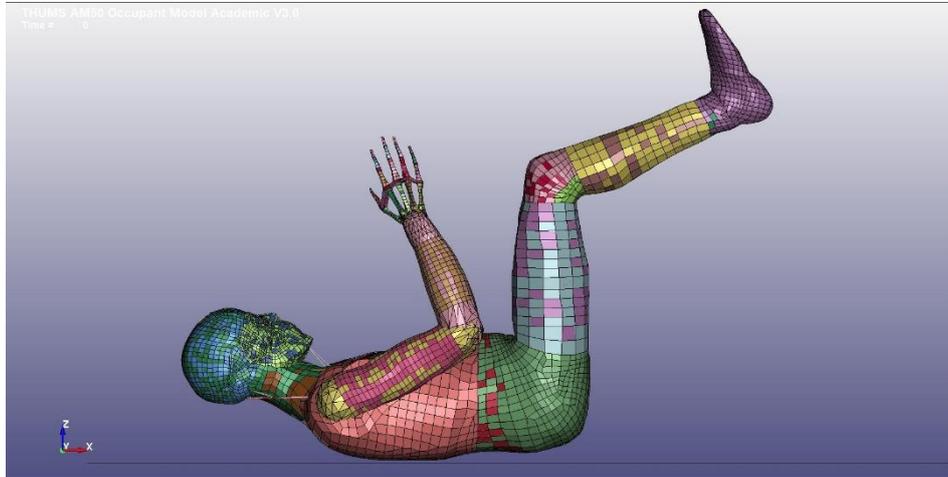


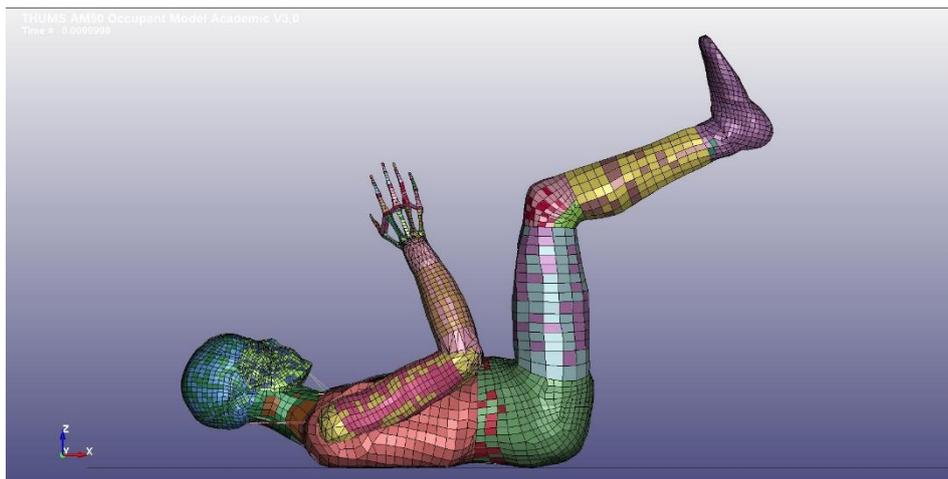
Fig. 4-13 Comparison of time history of head's y – rotational velocity between Hybrid III normal model, Hybrid III original fast model and Hybrid III developed fast model.

4.5 THUMS の解析結果

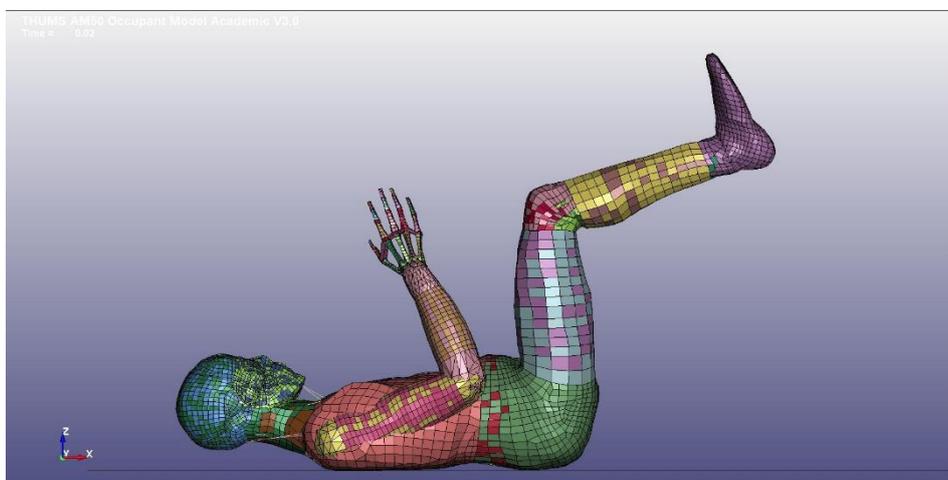
Fig. 4-14 に THUMS を用いて行った解析の様子を示す。



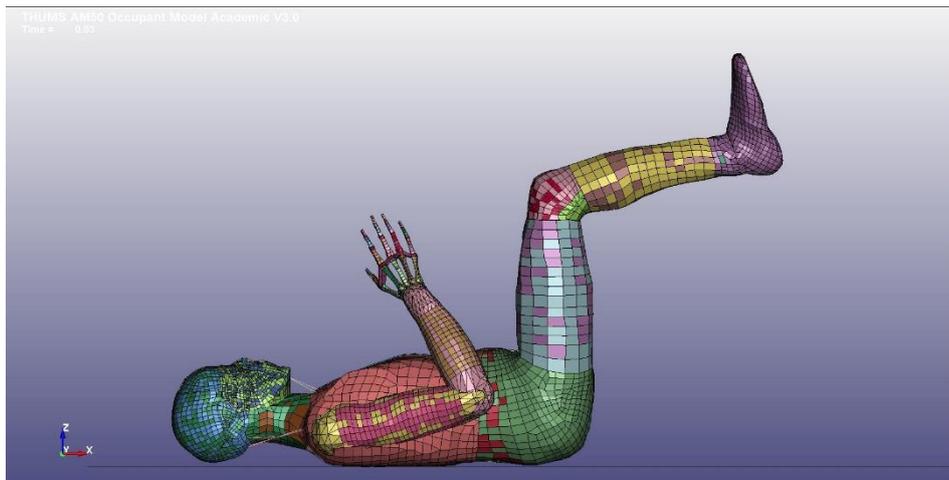
(a) 0 msec



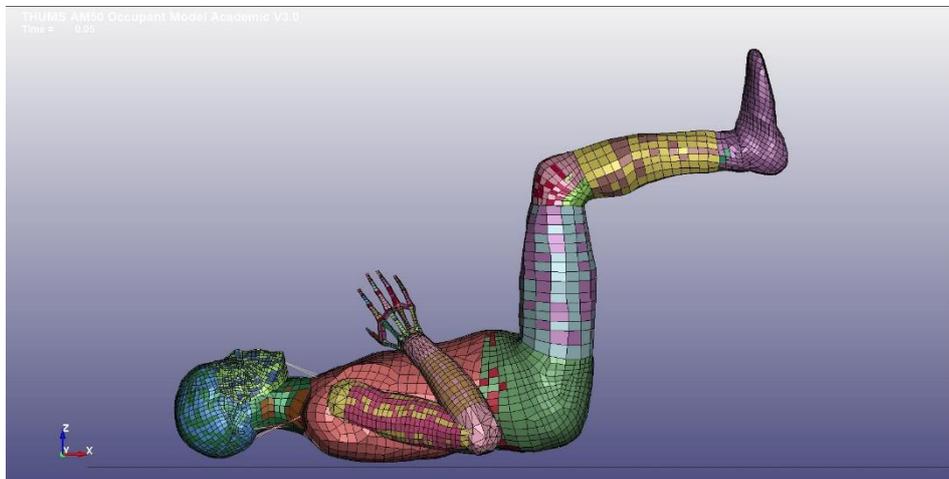
(b) 10 msec



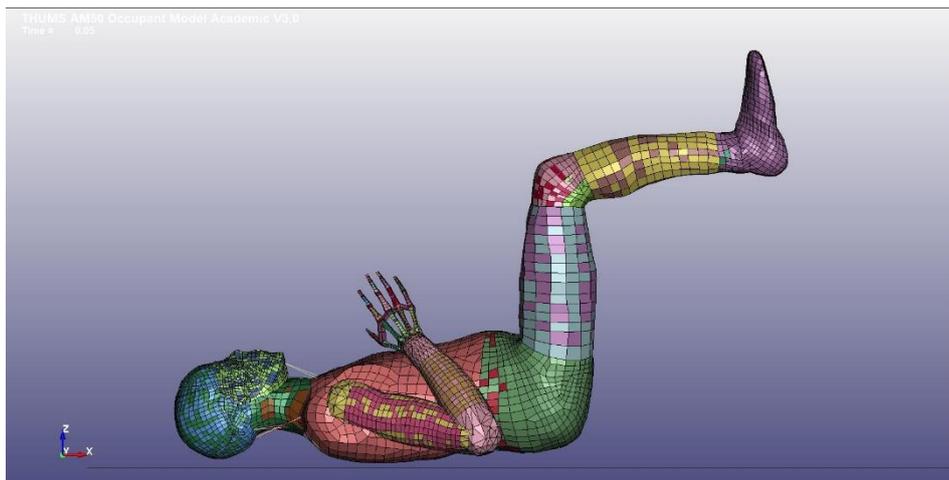
(c) 20 msec



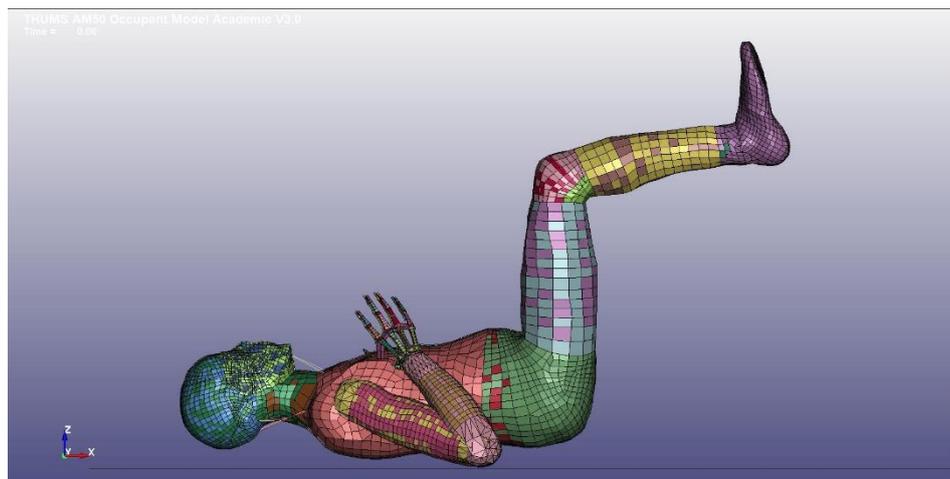
(d) 30 msec



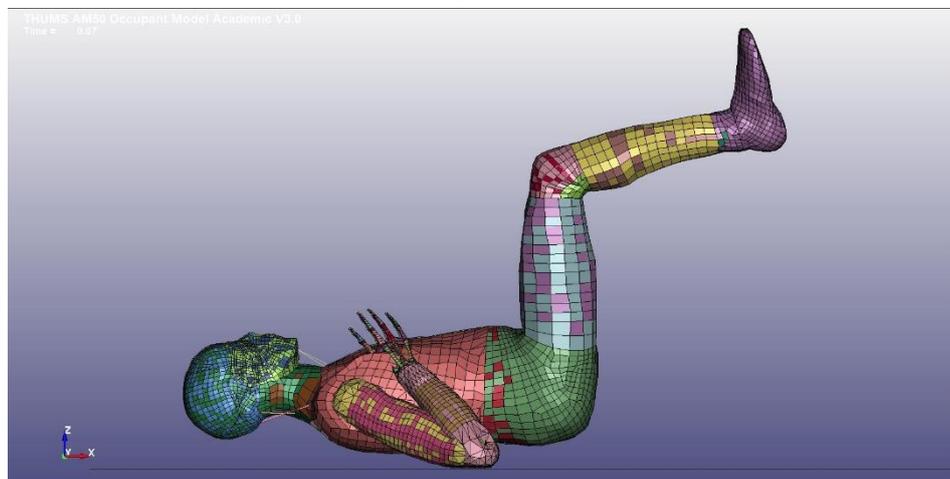
(e) 40 msec



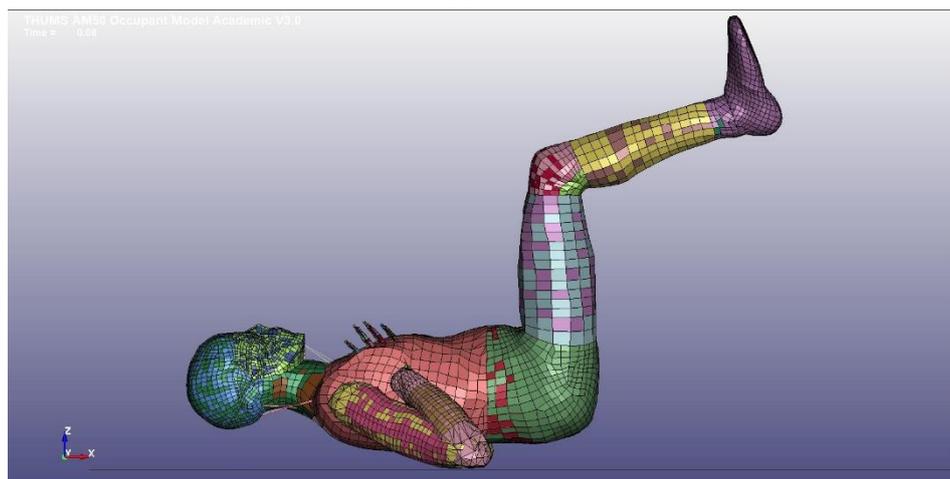
(f) 50 msec



(g) 60 msec



(h) 70 msec



(i) 80 msec

Fig. 4-14 simulation of THUMS.

次に、解析から得られた頭部重心の加速度成分の時間変化を Fig. 4-15 に、回転速度成分の時間変化を Fig. 4-16 に示す。

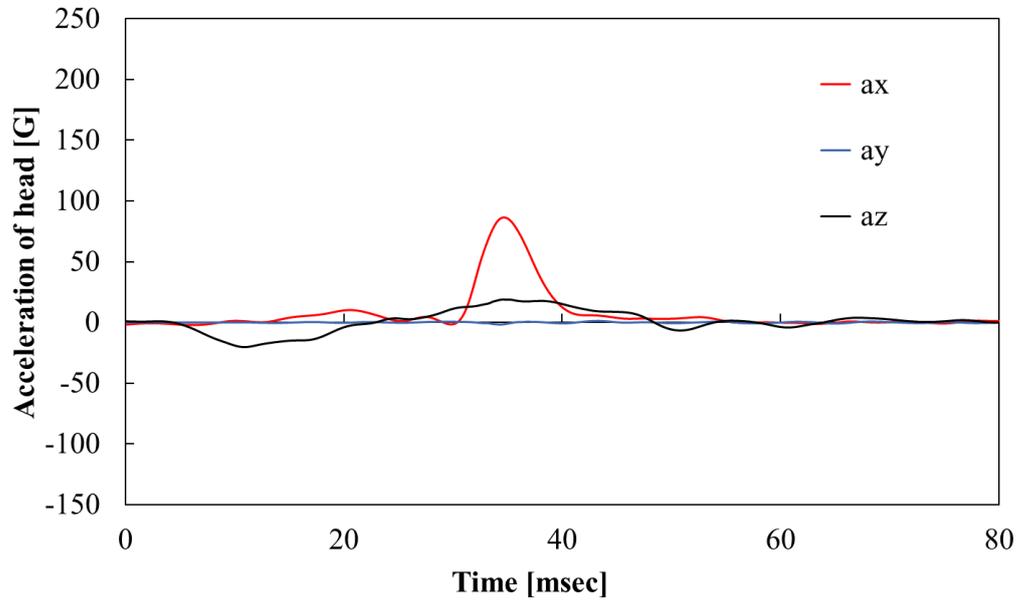


Fig. 4-15 Time histories of head's acceleratio in THUMS.

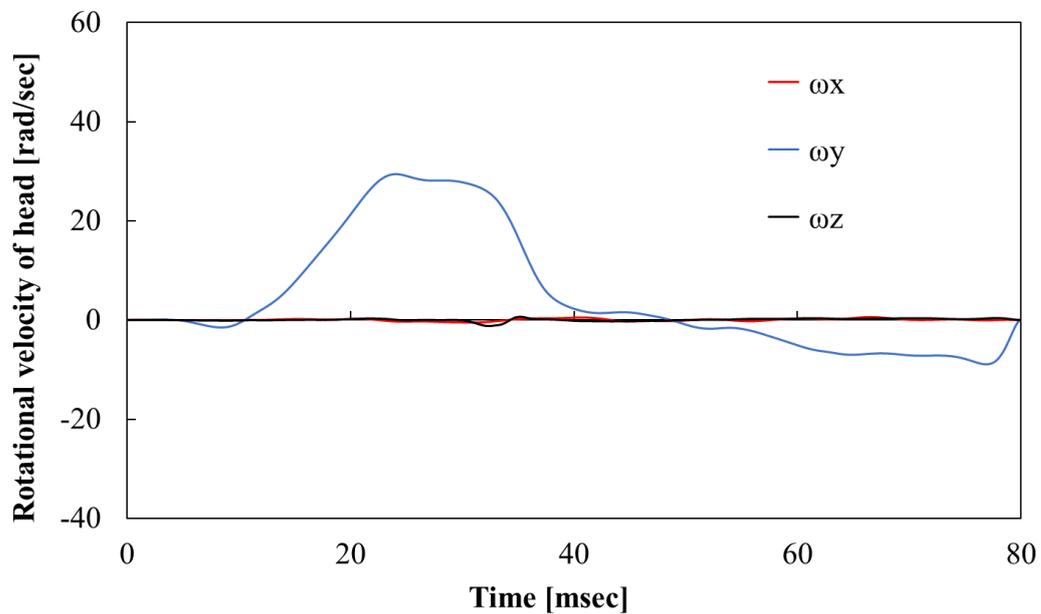


Fig. 4-16 Time histories of head's rotational velocity in THUMS.

4.6 Hybrid III 有限要素モデルと THUMS の比較

4.6.1 挙動の比較

Hybrid III 有限要素モデルと THUMS を用いて行った解析について、人体モデルの挙動の比較する。最も異なる点は頸部の変形の様子である。Hybrid III 通常モデルや改善後の簡易モデルでは、頭部が地面モデルに衝突する直前 (Fig. 4-1 (e), Fig. 4-7 (e)) 大きく頸部が沿っているのに対して、THUMS では頸部の変形が抑えられている (Fig. 4-14 (e))。これは、THUMS の頸部に筋肉による姿勢維持力を再現するために、頸部の筋の走行に類似した方向にバネ要素やバンパー要素が設定されていることが要因となっていることが考えられる。また、Hybrid III 有限要素モデルに比べて THUMS では頸部の変形が小さいことにより、頭部の回転も抑えられていることが確認できる。(Fig. 4-1, Fig. 4-7, Fig. 4-14)

4.6.2 頭部重心加速度の比較

x 軸方向の頭部重心加速度について、Hybrid III 通常モデル、改善後の Hybrid III 簡易モデル、THUMS の3つの人体モデルごとに比較した結果を Fig. 4-17 に示す。

Hybrid III の両モデルでは 5 ~ 15 msec 付近で人体モデルの背部と地面モデルが接触したこと生じる x 軸方向加速度の上昇が見られるのに対して、THUMS では 10 msec ほど遅れており、変化も小さいことが分かった。これは、THUMS の方がモデル全体として剛性が小さく、胴体部で衝撃を吸収される、かつ、胴体部から頭部まで衝撃が伝わる速度が遅くなるためだと考えられる。

また、THUMS についても Hybrid III 有限要素モデルと同様に、頭部と地面モデルが接触する 35 msec 付近の加速度の最大ピークが見られたが、Hybrid III 有限要素モデルに比べるとピーク値は小さく、ピークを迎えるタイミングが早いという結果が得られた。ピーク値が小さくなる要因としては、THUMS の方がモデル全体としての剛性が小さく、胴体部で衝撃が緩和されるためだと考えられる。また、胴体部が変形を起こして衝撃を吸収するため、胴体部が地面モデルから跳ね上がるタイミングが遅れるため、頭部と地面モデルが接触するタイミングが早くなると考えられる。

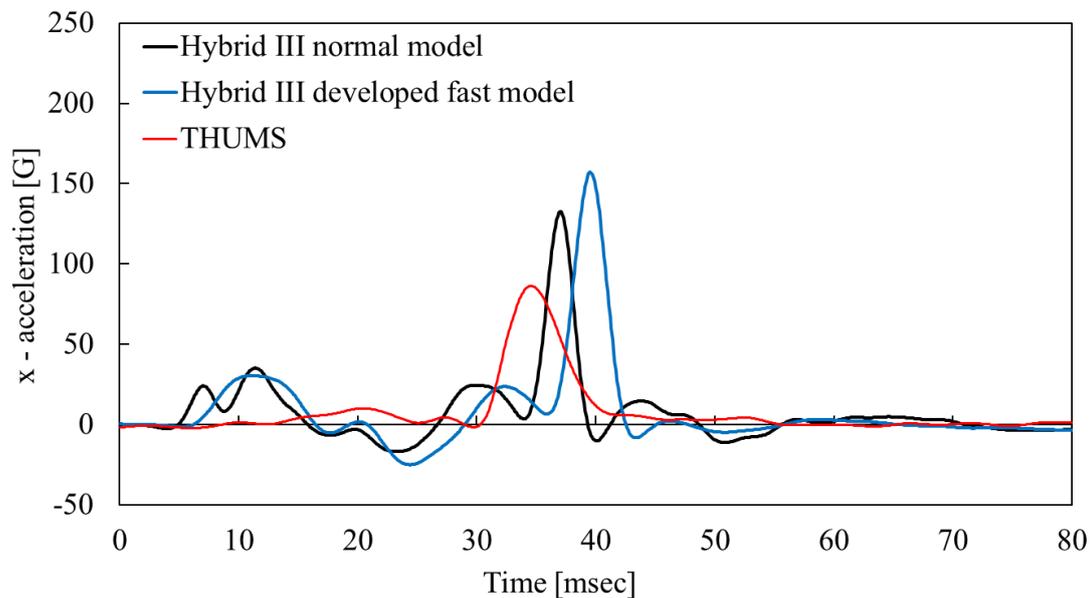


Fig. 4-17 Comparison of time history of head's x - acceleration between Hybrid III normal model, Hybrid III developed fast model and THUMS.

また、z 軸方向の頭部重心加速度についても Hybrid III 有限要素モデルの 2 つのモデルと THUMS について比較した結果を Fig. 4-18 に示す。Fig. 4-18 より 0 ～ 35 msec において Hybrid III 通常モデルと改善後の Hybrid III 簡易モデルでは、z 軸方向の頭部重心加速度が大きく振動して変化しているのに対して、THUMS ではそのような大きな変化は見られなかった。そして、Hybrid III の通常モデルや改善後の簡易モデルにおいて 35 ～ 40 msec 付近で見られるピークは頭部と地面モデルの接触によって生じるものであるが、THUMS ではそのようなピークは見られなかった。

Hybrid III の両モデルに比べて、THUMS では z 軸方向の頭部重心加速度の変化が小さいのは頸部のモデルリングの違いが寄与していると考えられる。THUMS の頸部モデルは人体の頸部形状を忠実に再現されており、Hybrid III 通常モデルの頸部モデルに比べると、頸部軸方向への変形が小さいモデルである。そのことが、頭部重心の z 軸方向加速度の変化に表れていると言える。

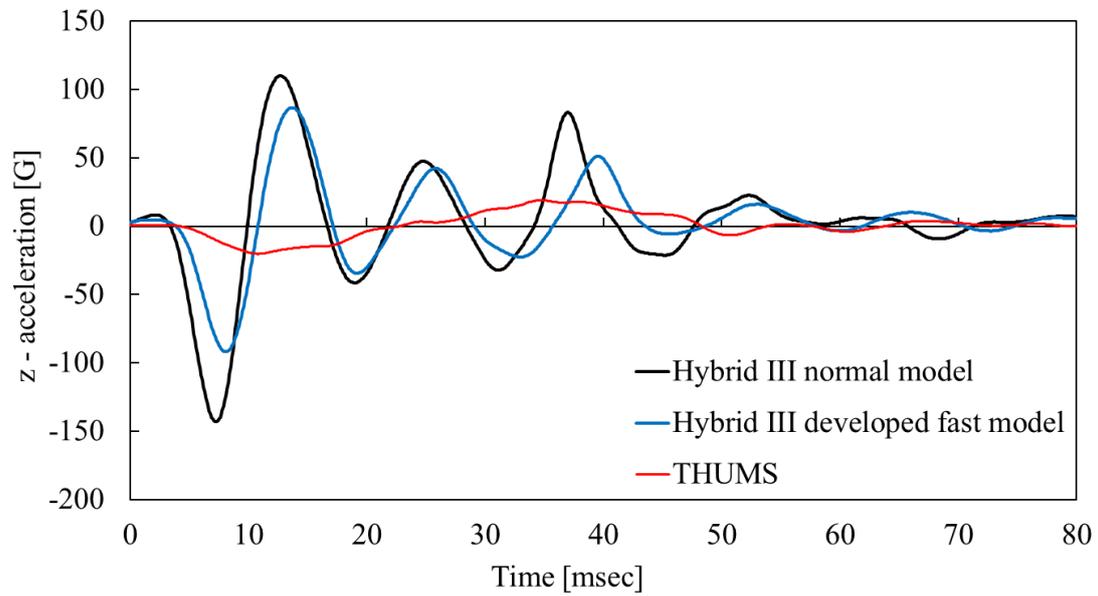


Fig. 4-18 Comparison of time history of head's z - acceleration between Hybrid III normal model, Hybrid III developed fast model and THUMS.

4.6.3 頭部重心回転速度の比較

Fig. 4-19 は Hybrid III 通常モデル, 改善後の Hybrid III 簡易モデル, THUMS で行った解析から得られた頭部重心の主回転方向 (頭部局所座標における y 軸方向) における回転速度成分の時間変化を示している。

Fig. 4-19 より Hybrid III の両モデルに比べて THUMS では最初のピークを迎えるタイミングが遅れており, ピーク値も小さくなっていることが読み取れる。これも加速度成分の変化と同様に, THUMS の方がモデル全体としての剛性が小さく, 地面モデルとの接触で生じた衝撃が胴体部でより緩和され衝撃の伝播が遅くなることが要因であると考えられる。

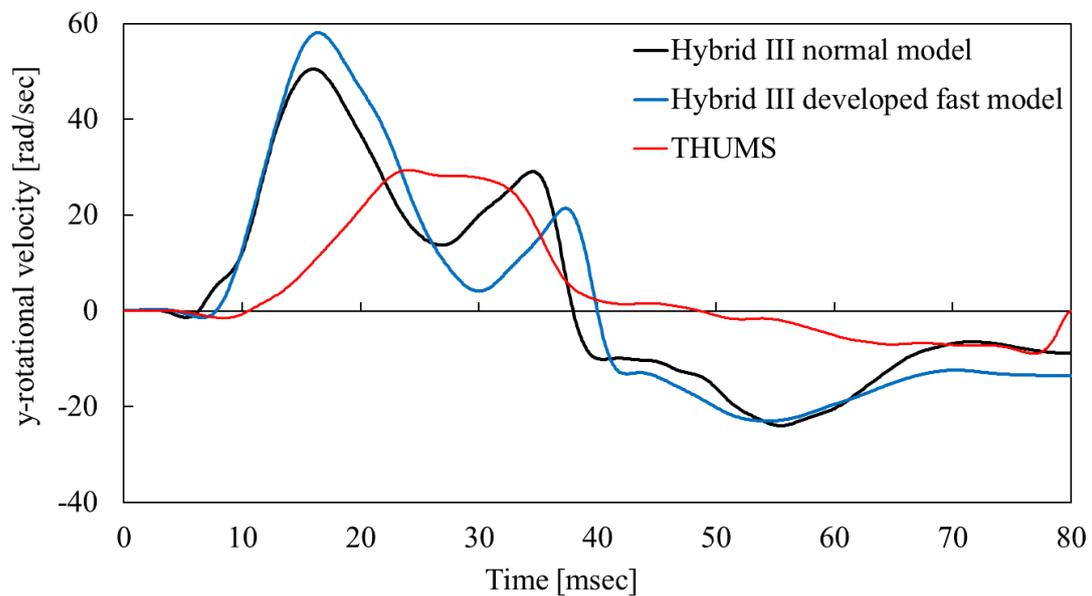


Fig. 4-19 Comparison of time history of head's y - rotational velocity between Hybrid III normal model, Hybrid III developed fast model and THUMS.

4.7 傷害評価値の比較

Table 4-1 に解析で得られた頭部重心の回転速度成分をもとに算出した BrIC の値と脳震盪の発生確率を示す。BrIC の値は頭部重心の回転速度成分が大きいほど値が大きくなることから、頭部の主回転軸方向における回転速度成分の最大値が大きい Hybrid III 有限要素モデルの方が THUMS に比べて BrIC 値も大きくなっている。

それに伴い、脳震盪の発生確率も Hybrid III 有限要素モデルの方が THUMS に比べて BrIC 値も大きくなっている。Hybrid III 通常モデルでは 96%ほどの脳震盪発生確率が得られたのに対して、THUMS では 50%の脳震盪の発生確率となっている。

Table 4-1 The value of BrIC and the possibility of concussion in each models.

Model type	BrIC	P (concussion)
Hybrid III normal model	0.905	0.959
Hybrid III original fast model	0.776	0.872
Hybrid III developed fast model	1.041	0.991
THUMS	0.528	0.497

4.8 解析時間の比較

Table 4-2 は、それぞれの人体モデルで解析を行うのに要した時間をまとめたものである。通常モデルでは 17 時間ほど要する解析であっても、改善前の簡易モデルでは 1 分というごく短時間で解析ができることが分かる。また、改善後の簡易モデルも 7 分で解析を終えられており、比較的短時間で解析を行えることが分かる。また、THUMS については 4 時間半ほどの解析に時間を要した。

Table 4-2 Total calculation time of each model.

Model type	Total calculation time
Hybrid III normal model	16 hour 53 min
Hybrid III original fast model	1 min
Hybrid III developed fast model	7 min
THUMS	4 hour 26 min

第5章 結論と展望

5.1 結論

本研究では、主に自動車乗員の安全評価に用いられている人体ダミーおよび人体の有限要素モデルをスポーツ傷害評価に適応するにあたり、各有限要素モデルの特徴について理解を深めた。また、解析の妥当性を確認するための動作解析技術についても調査を行った。

まず、衝撃試験用の人体ダミーである Hybrid III の有限要素モデルのうち2つのタイプのモデルを用いて、スポーツ競技中に生じうる衝撃が加わった場合（背部から地面に衝突した場合）の解析を行い、Hybrid III 有限要素モデルの特徴や課題について検討を行った。改善前の Hybrid III 簡易モデルでは、通常モデルに比べて胴体部が地面に接触してから頭部重心の主回転方向の回転速度成分がピークを迎えるまでの時間が短くなっていた。これは簡易モデルの胴体部背面の中央要素が剛体で定義されていたことにより、衝撃が頭部に伝わるまでの時間が早くなっていたと考えられる。また、胴体部背面の要素の改善に加え、簡易モデルの頸部モデルを通常モデルと同様のモデルに変更することで、頭部重心の回転速度成分がピークを迎えるまでの変化や頭部局所座標系における x 方向および z 方向の頭部重心加速度の変化を簡易モデルと通常モデルで近づけることができた。

また、人体の有限要素モデルである THUMS を用いて Hybrid III と同様の解析を行った場合には、Hybrid III の両モデルに比べて頭部重心の回転速度成分がピークを迎えるタイミングが遅れており、変化も緩やかであることが確認された。頭部局所座標系における x 方向および z 方向の頭部重心加速度の変化についても、Hybrid III の両モデルに比べて THUMS では変化が小さいことが分かった。これは実験用のダミーを基に作成された Hybrid III 有限要素モデルは、実際の人体を基に作成された THUMS に比べて、剛性の高い要素が多く存在するため衝撃の伝播が速くなっていることや、人体の頸部を簡易的に模擬した Hybrid III 有限要素モデルの頸部と人体に忠実に再現した THUMS の頸部では同等の衝撃が加わった時の頸部の変形具合が異なることが要因と考えられる。

5.2 今後の展望

今後取り組むべき課題として、人体ダミー及び人体の有限要素モデルをスポーツ競技中の傷害評価に用いるためには、任意の姿勢に変形できるモデルを開発する必要があると考えている。現在ある人体有限要素モデルは自動車乗員を対象としたモデルであるため、座位が基本姿勢となっているが、スポーツ競技中の選手は様々な姿勢になりうるため、スポーツ傷害評価に用いるためには多様な姿勢に容易に変形できるモデルである必要がある。

このようなスポーツ傷害評価用の人体有限要素モデルを開発するにあたり、第一段階として対人同士の接触を伴わない自発的な運動動作を再現できるモデルを開発する必要があると考えている。すなわち、人体有限要素モデルで踏み台からの飛び降りるといった運動動作が再現できる必要があるということである。そして、対人の接触を伴わない動作での妥当性を確認した上で、第二段階としてコンタクトスポーツにおける衝撃場面の解析に適用していきたいと思う。

また、人体有限要素モデルで運動動作を再現するためには筋肉による姿勢保持力の影響を考慮する必要がある。本論文で用いた THUMS ver.3 では筋力による影響は考慮されておらず、実際の人体挙動を再現できているとは言えない。THUMS ver.3 の後継モデルである THUMS ver.4 では筋肉のモデルが追加され、筋肉により姿勢を維持しようとする身構え姿勢での解析が行えるようになっている。今後の研究では、筋肉の影響が考慮可能な THUMS ver.4 を用いて計算を行っていきたいと思う。

最後に、有限要素法解析の妥当性を確認するためには、動作計測技術などを用いてスポーツ競技中の人体挙動について計測を行うことが有効であると考えている。動作計測技術によって実際の競技中に生じる人体挙動と有限要素法解析によって算出される人体挙動を比較し、検証を行いたいと考えている。動作計測技術を利用するにあたり調査した内容を付録 A にまとめる。また、身体に加速度計を装着して加速度を計測することも解析の妥当性を確認する上で有効であると考えている。

付録A 動作解析に関する調査

A.1 緒言

人体実験を行うのは不可能であることから、解析の妥当性を検証するための実験データを得ることが困難であることは、人体衝撃に関する研究において大きな課題となっている。本研究では、スポーツ競技中に発生する人体衝撃を計測することで、計測が不可能な実験値を補うことを考えている。そこで、計測手法として動作解析（モーションキャプチャ）技術に着目をした。以下に、スポーツ分野でもよく用いられる動作解析技術について記述する。

A.2 動作解析技術

動作解析技術はモーションキャプチャシステムとも呼ばれ、人体や動物、物体の3次元の位置変化を計測し、デジタル化するシステムである。モーションキャプチャには、様々な位置情報を取得手法が確立されており、以下では、光学式モーションキャプチャ、慣性センサ式モーションキャプチャ、ビデオモーションキャプチャについて記述する。

A.2.1 光学式モーションキャプチャ[20]

光学式モーションキャプチャは、身体の各部位にマーカを取り付けて、その位置を複数台のカメラで撮影し、ステレオ（三角法）の原理で3次元位置を推定するシステムである。市販されている光学式モーションキャプチャの多くは、赤外線投光器が搭載された赤外線カメラが用いられており、マーカは赤外光を反射する素材でできている。カメラに搭載された赤外線投光器から発光された赤外光がマーカで反射され、反射された赤外光をカメラが認識することでマーカの位置変化を捉えている。1台のカメラでは奥行情報を捉えることができないが、複数台のカメラで同一のマーカを捉えることで3次元位置情報を得ることができる。現在よく用いられるモーションキャプチャの中では、光学式モーションキャプチャは絶対的な位置の精度が最も高いシステムとなっている。

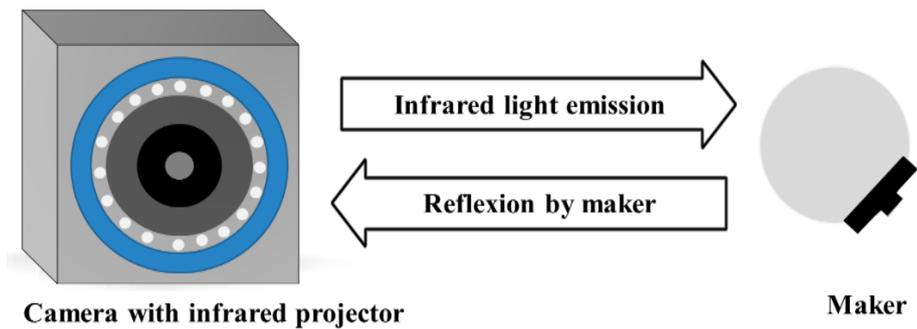


Fig. A-1 The principle of optical motion capture system.

光学式モーションキャプチャが取得できるデータの精度は、用いるカメラの分解能（画素数）とフレームレートによって決まる。計測空間を狭くし、高分解能でフレームレートの高いカメラを用いるほど位置情報の精度は高くなる。しかしながら、高分解能なカメラになるほど画角が狭くなり、1台のカメラで計測できる範囲が狭くなってしまいますため、スポーツの動作のようなある程度の広さを必要とする動きを計測しようとするると解析精度は低くなる。

光学式モーションキャプチャの中には、加速度情報も計測できるとされているものがあるが、基本的にはカメラによって計測した位置情報から微分演算で算出される値であるため、位置情報の精度が十分でない場合、加速度を取得するのは難しいと考えられる。現在市販されているカメラの最大フレームレートは 360 fps となっており、光学式モーションキャプチャで取得できるデータのサンプリング周波数は最大で 360 Hz ということになる。スポーツ競技のようなある程度の広さを要するような動作解析を行う場合、サンプリング周波数が 1000Hz 程度まで計測が可能な加速度センサを用いて取得できる加速度の値とは異なる可能性がある。

また、スポーツ動作の計測を行う場合、屋外での計測や複数人を同時に計測するケースが考えられるが、多くの光学式モーションキャプチャは対応可能となっている。しかしながら、屋外の場合、太陽光の影響などによりマーカの検出精度が下がる可能性が考えられる。複数人の同時撮影についても、マーカが隠れたり、接触した際に体表面に取り付けていたマーカが取れたりすることで正確な計測ができないことがあり、コンタクトスポーツの動作解析を行うためには工夫が必要である。

A.2.2 慣性センサ (IMU) 式モーションキャプチャ

3軸ジャイロセンサ, 3軸加速度センサ, および3軸磁力センサからなる小型の慣性センサ (IMU) を身体の各部位に装着し, IMU が計測した位置変化情報から逆算して位置や姿勢を求めるのが IMU 式モーションキャプチャである. IMU 式モーションキャプチャは, 装着した IMU からデータを取得できるので, 光学式のモーションキャプチャと違いカメラやその他の機材が不要なため計測環境が限られない点が特徴であると言える. 例えば, ポケットに入れた指の動きや, コンタクトスポーツでヒト同士が接触するような動作など, 光学式モーションキャプチャや後述のビデオモーションキャプチャでは計測が困難な動作の測定を行うことができる. スキーやラグビーの運動解析[21][22]などにも用いられており, スポーツの運動解析向けのモーションキャプチャシステムである. サンプルング周波数は, 現在市販されている IMU モーションキャプチャで最大 180 Hz 程度となっている.

しかし, IMU 式モーションキャプチャは絶対位置の計測はしておらず, 算出による位置情報であるため位置精度が低い. また, 時間経過によって誤差の蓄積が起きやすく, 光学式モーションキャプチャなどに比べると計測精度は劣る.

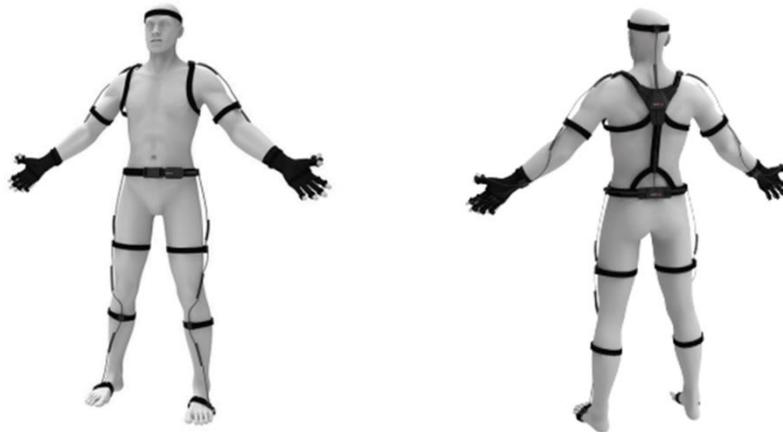


Fig. A-2 The sample of IMU motion capture system. [23]

A.2.3 ビデオモーションキャプチャ

ビデオモーションキャプチャは、RGB カメラやハイスピードカメラなどで撮影した画像から、画像処理を施すことで位置や姿勢を推定するシステムである。光学式モーションキャプチャや IMU モーションキャプチャとは異なり、ビデオモーションキャプチャではマーカなどを装着せずに計測することが可能であることが最大のメリットである。カメラで撮影した映像の各画像に処理を施すため、サンプリング周波数はカメラのフレームレートに依存する。カメラの望遠レンズを使用すれば広範囲での計測も可能であり、被験者が特殊な機材を装着せずとも、実際のスポーツ競技中の動作解析ができる。

しかしながら、ビデオモーションキャプチャはマーカレスの計測であり、画像上に映っているものから算出するため、光学式モーションキャプチャなどに比べると計測精度が低い。また、画像上から対象物のみを分離する処理を行うため、対象物と背景の色が同色系の場合は境界を認識できることができず、対象物の抽出に失敗することなどがある。コンタクトスポーツなどのように複数人が重なり合うような条件でも、現状の技術では人間同士の区別が困難であり、ビデオモーションキャプチャによるコンタクトスポーツの動作解析は難しいと考えられる。

ビデオモーションキャプチャとしてよく用いられるシステムとして OpenPose がある。OpenPose は Carnegie Mellon 大学の Zhe Cao らによって開発された人体の骨格を深層学習で推定するシステムとなっている[24]。Fig. A-3 にアメリカンフットボールの競技中に撮影した画像を、OpenPose を用いて骨格の推定を行った結果を示す。Fig. A-3 の中央付近を見ると、左側の選手（白地のジャージに黒色のパンツの選手）の右足を右側の選手（青地のジャージに金色のパンツの選手）の右腕と認識されており、コンタクトスポーツ競技中の動作解析に用いるには精度が低いと言える。



Fig. A-3 Sample picture of motion tracking by OpenPose.

A.3 筋骨格モデル

モーションキャプチャシステムによって計測された人体挙動のデジタルデータは、視覚的に理解しやすいようにコンピュータモデルによって動作の様子を再現されるのが一般的である。近年では、関節モーメントや筋張力などの生体内負荷を推定するために筋骨格モデル (Fig. A-4 (a)) がスポーツ動作解析などの分野を中心に幅広く用いられている。筋骨格モデルは、身体の各体節を剛体とみなして結合した剛体リンクモデルに基づいて作成されており、筋の力発揮特性を表した筋力学モデルを筋の幾何学的配置に基づいて組み合わせたモデルである (Fig. A-4 (b)) [25].

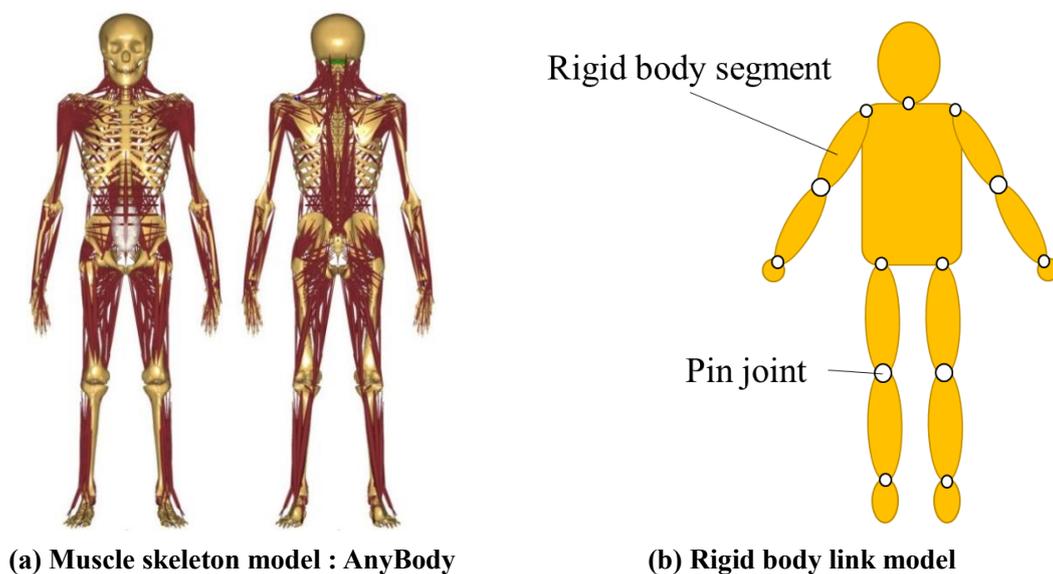


Fig. A-4 Examples of virtual human model ; (a) Muscle skeleton model : AnyBody

(b) Rigid body link model.

剛体リンクモデルを用いることで、モーションキャプチャの計測によって得られた身体動作の運動学的データと床反力計などによって計測される身体に作用する外力のデータから、逆動力学解析によって関節トルクや関節間力を求めることができる。筋骨格モデルでは、剛体リンクモデルによって算出された関節トルクや関節間力を満たすような筋張力や筋活性度を推定できる。

筋骨格モデルの解析の妥当性の検証には、筋骨格モデルによって算出された筋活性度と動作計測時に測定された筋電図データを比較し、その波形の類似度を評価するのが一般的である[8]。筋骨格モデルによって推定された筋活性度と筋電図によって計測された筋活性度では大きく異なることもあり、精度についてはあまり高くないが、筋電図では計測できない部位の筋活性度などが推定できるという点で優れている。

A.4 本研究における動作解析の有効性

本研究で用いたような人体有限要素モデルによる衝撃解析は、脳内で発生するひずみや外部から受けた衝撃が伝わる様子を解明するためには有効な手段であると言える。ただし、有限要素法解析は入力条件によって結果が大きく左右されてしまうため、入力条件次第で現実とはかけ離れた結果を導き出してしまうという可能性が孕んでいる。すなわち、いかに現実に近い入力条件を与えることができるかが重要となる。また、人体有限要素モデルの解析には膨大な計算を要する、かつ、計算が不安定であるため現象時間の長い解析には不向きであり、傷害が発生する瞬間や部位だけを取り出すなどして計算コストを抑え、計算の不安定性を取り除く必要がある。

一方、モーションキャプチャの計測データを用いた筋骨格モデルによる動作解析は、現実の人体挙動を高精度で再現できるという点では優れており、スポーツ競技中の一動作程度の現象時間であれば十分に解析が可能である。床反力計などにより身体に作用する外力のデータと組み合わせることで筋張力の推定が行えることも特徴である。しかしながら、筋骨格モデルは剛体リンクモデルをベースに作られており、人体に衝撃が加わった時の傷害評価に用いるのには適していない。また、モーションキャプチャによって、頭部傷害評価に用いられるような頭部重心加速度や頭部重心角速度等のデータを取得できるとされているが、位置情報から算出される値であるため精度が不十分であると考えられる。

以上のように、人体有限要素モデルと筋骨格モデルでは得意とする解析が異なり、これらのモデルを組み合わせることでより高精度な解析が行えるのではないかと考えられる。頭部傷害の場合、傷害が発生する程度の頭部運動が生じるのは 1 秒以内の現象であると考えられるので、障害が発生する直前までは筋骨格モデルによって人体挙動を再現し、障害が発生すると考えられるところは人体有限要素モデルで解析を行うのが良いと考えられる。すなわち、これは筋骨格モデル（剛体リンクモデル）から有限要素モデルに切り替えるということであり、その手法については今後の課題である。

謝辞

本研究は、泉教授のご指導の下で行われました。泉教授には、人体衝撃解析や有限要素法解析といった研究内容に関するだけでなく、研究の進め方や研究者としての姿勢などについてもご助言いただき学ぶことができました。

波田野講師には、研究に関することはもちろんのこと、研究生活についてもご相談にのっていただきました。

榎間さんには、研究室に配属される前の研究室インターンシップでお世話になった際より、論文の書き方や発表資料の作り方といった研究を行うのに必要なスキルをご助言いただいた上、研究で困ったことがあればいつも時間を割いて相談にのってください、たいへん助かりました。

酒井先生には、人体衝撃解析について多くの知見をご教示いただき、研究方針についても逐次ご助言いただきました。

原先生には、定期的に研究成果について情報交換をさせていただき、Hybrid III を用いた研究の課題や注意点などご教示いただきました。研究室にお邪魔させていただいた際は、いつも温かく迎えてくださったことをたいへん感謝致します。

JSOL の千代延様には、解析ソフトの使い方や注意点など解析を行う上で不可欠なスキルをご教示いただきました。

山本先生や武富先生をはじめ、豊田中央研究所の岩本様など、様々な方々のご指導、ご協力をいただけたことをたいへん感謝致します。

平能さんをはじめ研究室の先輩方や研究室の同期にはご迷惑をおかけしたことも多々ありましたが、いつも温かく支えてくださいました。

最後に、地元を遠く離れた東京での大学生生活を支えてくれた家族に感謝致します。

参考文献

- [1] J. A. Langlois, W. Rutland-Brown, and M. M. Wald, “The epidemiology and impact of traumatic brain injury: A brief overview,” *J. Head Trauma Rehabil.*, vol. 21, no. 5, pp. 375–378, 2006.
- [2] 金原秀行, 岩本正実, “アメフト頭部衝撃データを用いた脳障害評価指標の妥当性と有効性の検討,” *バイオメカニズム*, vol. 22, pp. 189–199, 2014.
- [3] 岩本正実, 金原秀行, 杉山喬彦, “人体全身筋FEバーモデルを用いた前突乗員身構え解析,” *自動車技術会論文集*, vol. 41, no. 6, pp. 1249–1254, 2010.
- [4] 今泉俊介, 植田章裕, 藤本圭一郎, 波田野明日可, 泉聡志, 酒井信介, “マルチボディ解析による有人ロケット緊急離脱時の乗員安全性評価および傷害メカニズムの考察,” *日本機械学会論文集*, vol. 82, no. 838, pp. 16–00085, 2016.
- [5] S. Aomura, Y. Zhang, H. Nakadate, T. Koyama, and A. Nishimura, “Brain injury risk estimation of collegiate football player based on game video of concussion suspected accident,” *J. Biomech. Sci. Eng.*, vol. 11, no. 4, 2016.
- [6] M. IWAMOTO, Y. Kisanuki, I. Watanabe, K. Furusu, and K. MIKI, “Development and Validation of the Total HUMAN Model for Safety (THUMS) Toward Further Understanding of Occupant Injury Mechanisms in Precrash and During Crash,” *Proc. 2002 IRCOBI Conf.*, pp. 31–42, Jun. 2002.
- [7] H. Kimpara, Y. Nakahira, and M. Iwamoto, “Development and validation of THUMS version 5 with 1D muscle models for active and passive automotive safety research,” *Proc. Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc. EMBS*, pp. 6022–6025, 2016.
- [8] 長谷和徳, “SIMM, ARMO, AnyBodyによる動作解析,” *バイオメカニズム学会誌*, vol. 33, no. 3, pp. 205–211, 2009.
- [9] 水野幸治, *自動車の衝突安全*. 名古屋大学出版, 2012.
- [10] 植田章裕, 今泉俊介, 中川恒夫, 藤本圭一郎, 波田野明日可, 泉聡志, 酒井信介, “有限要素法を用いた有人ロケット緊急離脱時における人体傷害評価及び脳傷害メカニズム解明,” *日本機械学会論文集*, vol. 84, no. 866, pp. 18–00126, 2018.
- [11] R. Kent, J. Forman, A. M. Bailey, J. Funk, C. Sherwood, J. Crandall, K. B. Arbogast, and B. S. Myers, “The biomechanics of concussive helmet-to-ground impacts in the National Football league,” *J. Biomech.*, p. 7, Jan. 2019.
- [12] Y. Zhang, K. Miyoshi, L. Han, H. Nakadate, S. Yoneyama, T. Koyama, and S. Aomura, “Injury Risk Evaluation of Brain Concussion in American Football Based on Analysis of Accident Cases,” 2018.
- [13] “THUMS®の特長 | CAEソリューション：株式会社JSOL.” <https://www.jsol->

- cae.com/product/struct/thums/feature/ (accessed Sep. 04, 2020).
- [14] M. IWAMOTO and K. MIKI, "Development of a Finite Element Model of the Human Body and Injury Evaluation Analysis for Impact," *J. Japan Soc. Precis. Eng.*, vol. 71, no. 4, pp. 423–426, 2005.
- [15] 渡辺功, "実用性を重視した人体全身FEMモデルの開発," *豊田中央研究所R&Dレビュー*, vol. 36, pp. 17–24, 2001.
- [16] 木佐貫義勝, 佐久間茂, 三木一生, 松岡章雄, 長谷川純爾, 吉田伸一, 菊池厚躬, 河野元嗣, "人体全身モデルTHUMSによる交通事故傷害の再現," *豊田中央研究所R&Dレビュー*, vol. 37, no. 2, pp. 34–41, 2002.
- [17] E. G. Takhounts, M. J. Craig, K. Moorhouse, J. McFadden, and V. Hasija, "Development of Brain Injury Criteria (BrIC)," *SAE Tech. Pap.*, vol. 2013-Novem, no. November, pp. 243–266, 2013.
- [18] 田島洋, *マルチボディダイナミクスの基礎 3次元運動方程式の立て方*. 東京電機大学出版局, 2009.
- [19] 日本機械学会, *マルチボディダイナミクス (1) -基礎理論-*. コロナ社, 2013.
- [20] 中澤篤志, "モーションキャプチャ," *映像情報メディア学会誌*, vol. 63, no. 9, pp. 1224–1227, 2009.
- [21] K. HIROSE, H. DOKI, and A. KONDO, "Studies on the Motion Analysis of Skiing Turns Using the Measurement of Joint Angle and Gliding Velocity of Skier," *J. Japan Soc. Sport. Ind.*, vol. 22, no. 1, pp. 1–8, 2012.
- [22] T. KIMURA, N. SAITO, H. OKAMOTO, and K. OHTA, "Evaluation of cooperation between players in the rugby scrum using IMU," *Proc. Symp. Sport. Hum. Dyn.*, vol. 2019, p. A-5, 2019.
- [23] *Perception Neuron* 用ソフトウェア「Axis Neuron」ユーザーマニュアル (日本語版) (http://www.aiutojp.co.jp/support/file_51.php よりダウンロード可能) . .
- [24] Z. Cao, G. Hidalgo, T. Simon, S.-E. Wei, and Y. Sheikh, "OpenPose: Realtime Multi-Person 2D Pose Estimation using Part Affinity Fields," *Proc. - 30th IEEE Conf. Comput. Vis. Pattern Recognition, CVPR 2017*, vol. 2017-Janua, pp. 1302–1310, Dec. 2018.
- [25] S. L. Delp and J. P. Loan, "A computational framework for simulating and analyzing human and animal movement," *Comput. Sci. Eng.*, vol. 2, no. 5, pp. 46–55, 2000.