

卒業論文

野球用ヘルメットの材質による 緩衝性能への影響の有限要素法解析

03-210228 新田 大河

指導教員名 泉 聡志 教授(泉)

野球用ヘルメットの材質による緩衝性能への影響の有限要素法解析

新田大河 指導教員 泉 聡志 教授

Key word: Finite element analysis, Helmet, Impact absorption, Human body model, Baseball

1. 緒言

野球用ヘルメットは野球における頭部保護器具であるが、使用していたとしても脳震盪などの頭部傷害を負う場合も多い。そのため、野球用ヘルメットの緩衝性能の向上が必要となっている。野球用ヘルメットについて、様々な研究[1][2][3]が行われている。人体実験は被験者の頭部に損傷を及ぼす危険性があるため、不適切である。そのため、人体ダミーを使用した実験や、人体モデルを使用した数値シミュレーションが行われている。

ヘルメットのシェル材とライナー材の緩衝性能への影響は実験により研究[1][2][3]がなされているが、研究ごとに結論が異なる部分がある。本研究では、有限要素法解析を用いて、野球用ヘルメットのシェル材とライナー材における、緩衝性能への影響について明らかにする。

2. 野球用ヘルメットの材料の物性値測定

5つの野球用ヘルメットA～Eを用意し、それぞれのシェル材のヤング率とライナー材の応力-ひずみ応答を調べた。シェル材のヤング率はTable 1のようになった。

Table 1 Young's modulus of helmet's shells

シェル材	A	B	C	D	E
ヤング率[GPa]	1.8	1.7	2.0	1.8	2.3

また、ライナー材の応力-ひずみ曲線は Fig 1 のようになった。応力-ひずみ曲線において、ひずみが応力の上昇が緩やかになるプラトー領域が見られた[4]。

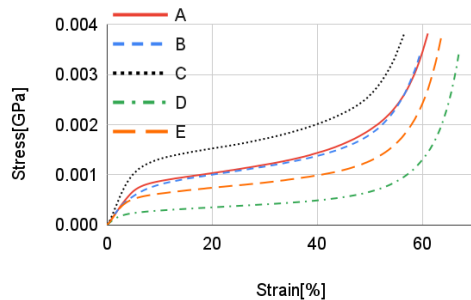


Fig. 1 Stress-Strain curve of helmet's liners

3. 解析手法

Fig 2 のように、ヘルメットをかぶった頭部にボールが衝突する解析モデルを構築した。シェル材とライナー材の物性は測定値を使用する。

またボールの衝突速度は 80mph, 90mph, 100mph である。有限要素法解析を行い、頭部重心の加速度、角加速度の時間変化と、頭部傷害指標 HIC を比較した。



Fig. 2 Finite element model

4. 解析結果と考察

Fig 3 と Fig 4 に、シェル材のヤング率と HIC の関係、ライナー材のプラトー応力と HIC の関係を示す。

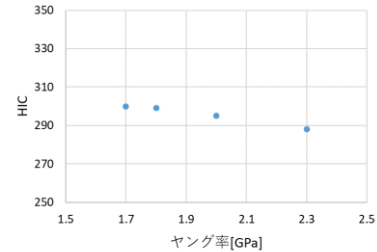


Fig. 3 HIC for different shells

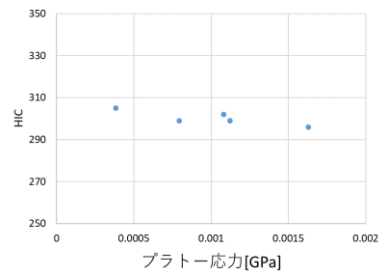


Fig. 4 HIC for different liners

シェル材とライナー材で材質の違いによる緩衝性能の違いはほとんど生じず、先行研究と比較して材質以外の影響のほうが大きいことが推測された。

また、プラトー領域の有無の比較により、ライナー材のプラトー領域があるがゆえ、プラトー領域が無い場合と比べてより多くのエネルギーを吸収することがわかった。ひずみがプラトー領域にない節点では、ひずみがプラトー領域にある節点へかかる力が逃げ、プラトー領域にある節点のひずみが進行しやすくなると考えられるからである。

5. 結言

本研究では、シェル材とライナー材の違いによる緩衝性能への影響を明らかにした。今後は、材質以外でヘルメットのどの要素が緩衝性能への影響が大きいかを明らかにすることや、人体が、ボールを避ける動作を考慮した解析モデルを使用して解析を行うことが必要であると考えられる。

参考文献

- [1] 富岡良平, 他, ジョイント・シンポジウム講演論文集: スポーツ工学シンポジウム: シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス, vol. 2007, p.A9, 2007.
- [2] 富岡良平, 他, ジョイント・シンポジウム講演論文集: スポーツ工学シンポジウム: シンポジウム: ヒューマン・ダイナミクス, vol. 2008, p.A17, 2008.
- [3] Andrew Post, et al., Comput. Methods in Biomech. and Biomedical Engineering, vol. 19, pp. 366-375, 2016.
- [4] 小塚祐也, 他, 計算力学講演会講演論文集, vol. 2016.29, p. 4_166, 2016.

目次

第1章 序章	6
1.1 研究背景	6
1.2 先行研究	7
1.3 先行研究における課題	7
1.4 研究における目的と手法	7
1.5 本論文の構成	8
第2章 野球用ヘルメットを構成する材料の物性値測定	9
2.1 緒言	9
2.2 野球用ヘルメットの材料	9
2.3 シェル材の物性値測定	12
2.3.1 試験方法	12
2.3.2 ヤング率の算出方法	14
2.3.3 結果	15
2.4 ライナー材の物性値測定	15
2.4.1 試験方法	15
2.4.2 結果	16
第3章 解析手法	18
3.1 緒言	18
3.2 解析モデル	18
3.2.1 Hybrid III 有限要素モデル	20
3.2.2 野球用ヘルメット有限要素モデル	21
3.2.3 ボールの有限要素モデル	24
3.3 解析条件	26
3.4 頭部傷害評価指標	29
3.4.1 頭部局所座標系	29
3.4.2 HIC	30
第4章 結果と考察	31
4.1 緒言	31
4.2 解析の様子と結果	31
4.2.1 解析の様子	31
4.2.2 解析の結果	34

4.3 解析結果と先行研究における実験値との比較.....	37
4.3.1 先行研究における実験の詳細.....	37
4.3.2 解析の妥当性確認.....	39
4.4 シェル材の材質による比較.....	41
4.4.1 頭部重心の加速度.....	41
4.4.2 頭部重心の角加速度.....	44
4.4.3 傷害指標.....	47
4.5 ライナー材の材質の違いによる比較.....	48
4.5.1 頭部重心の加速度.....	48
4.5.2 頭部重心の角加速度.....	51
4.5.3 傷害指標.....	53
4.6 衝突するボールの速度の影響.....	55
4.7 ライナー材のプラトー領域の影響.....	56
4.8 考察.....	57
4.8.1 先行研究における結果との相違について.....	57
4.8.2 ライナー材の衝撃吸収メカニズムと緩衝性能について.....	57
第5章 結論.....	60
5.1 結論.....	60
5.2 今後の展望.....	60
付録A 速度を変えた時の解析結果.....	61
A1 シェル材の材質の違い.....	61
A2 ライナー材の材質の違い.....	65
付録B ライナー材のプラトー領域の影響の解析結果.....	70
謝辞.....	75
参考文献.....	76

図目次

図 2-1 野球用ヘルメットの断面	10
図 2-2 シェルの試験片	12
図 2-3 電磁式微小材料試験機	13
図 2-4 曲げ試験の様子	13
図 2-5 試験片の曲げ	14
図 2-6 ライナーの試験片	15
図 2-7 圧縮試験の様子	16
図 2-8 ライナー材の応力-ひずみ線図	17
図 3-1 解析モデル正面図	18
図 3-2 解析モデル側面	19
図 3-3 頸部の固定	19
図 3-4 HIII-HN モデルの正面図と側面図	20
図 3-5HIII-HN モデルの頭部の詳細（断面図）	21
図 3-6HIII-HN モデルの頸部の詳細（側面図と断面図）	21
図 3-7 ヘルメットモデル	22
図 3-8 シェル CNT モデル	22
図 3-9 シェル要素間のソリッド要素の埋め方	23
図 3-10 インナーシェル FE モデル，シェル FE モデル，ライナー FE モデルの関係	23
図 3-11 ライナー C と SA-LElastic-V80 のライナー材の応力-ひずみ線図	28
図 3-12 頭部局所座標系	29
図 4-1 解析の様子（ $t=0$ msec と $t=0.5$ msec）	31
図 4-2 解析の様子（ $t=1.0$ msec と $t=1.5$ msec）	32
図 4-3 解析の様子（ $t=2.0$ msec と $t=2.5$ msec）	32
図 4-4 解析の様子（ $t=3.0$ msec と $t=3.5$ msec）	33
図 4-5 解析の様子（ $t=4.0$ msec と $t=4.5$ msec）	33
図 4-6 解析の様子（ $t=5.0$ msec）	34
図 4-7 SA-LA-V80 の頭部重心の加速度各成分	35
図 4-8 SA-LA-V80 の頭部重心の角加速度各成分	35
図 4-9 SA-LA-V80 頭部重心の合成加速度	36
図 4-10 SA-LA-V80 の頭部重心の合成角加速度	37
図 4-11 実験結果の合成加速度（ヘルメット 3）	38
図 4-12 解析結果と実験結果の合成加速度の比較	39
図 4-13 頭部重心の加速度 x 成分（シェル材の材質の違いによる比較）	42
図 4-14 頭部重心の加速度 y 成分較（シェル材の材質の違いによる比較）	42

図 4-15 頭部重心の加速度 z 成分比較（シェル材の材質の違いによる比較）	43
図 4-16 頭部重心の合成加速度比較（シェル材の材質の違いによる比較）	43
図 4-17 頭部重心の角加速度 x 成分（シェル材の材質の違いによる比較）	45
図 4-18 頭部重心の角加速度 y 成分（シェル材の材質の違いによる比較）	45
図 4-19 頭部重心の角加速度 z 成分（シェル材の材質の違いによる比較）	46
図 4-20 頭部重心の合成角加速度（シェル材の材質の違いによる比較）	46
図 4-21 頭部重心の加速度 x 成分（ライナー材の材質の違いによる比較）	49
図 4-22 頭部重心の加速度 y 成分（ライナー材の材質の違いによる比較）	49
図 4-23 頭部重心の加速度 z 成分（ライナー材の材質の違いによる比較）	50
図 4-24 頭部重心の合成加速度（ライナー材の材質の違いによる影響）	50
図 4-25 頭部重心の角加速度 x 成分（ライナー材の材質の違いによる影響）	52
図 4-26 頭部重心の角加速度 y 成分（ライナー材の材質の違いによる影響）	52
図 4-27 頭部重心の角加速度 z 成分（ライナー材の材質の違いによる影響）	52
図 4-28 頭部重心の合成角加速度（ライナー材の材質の違いによる影響）	53
図 4-29 ライナー材応力分布	57
図 4-30 ひずみ分布算出のための節点の取得方法	58
図 4-31 ひずみの分布	58

表目次

表 2-1 物性値測定のために使用したヘルメットの物性値一覧.....	11
表 2-2 シェル材のヤング率	15
表 3-1 ヘルメットモデルの物性値	24
表 3-2 ボールモデルの物性値	25
表 3-3 解析ケース一覧	27
表 3-4 解析条件	28
表 4-1 ヘルメットごとの頭部の加速度のピーク	38
表 4-2 合成加速度のピーク値の解析結果と実験結果の比較.....	39
表 4-3 速度とシェル材の違いによる傷害指標一覧	55
表 4-4 速度とライナー材の違いによる傷害指標一覧	55
表 4-5 速度とプラトー領域の有無による頭部傷害指標一覧.....	56

第1章 序章

1.1 研究背景

野球において、ボールと頭部の衝突時に生ずる衝撃により、頭部へ大きなダメージが生じる。野球用ヘルメットはボールと頭部の衝突の際に生じる衝撃を緩和するために用いられる頭部保護器具である。野球用ヘルメットを着用することで、頭部へボールが衝突したときの衝撃を和らげることができるが、依然として、脳震盪などの頭部傷害を負う場合も多い。先崎の研究で、スポーツによる脳震盪は数%の割合で長期間にわたり後遺症が持続することもあり[1]。選手の安全を保証するためにも、野球用ヘルメットの衝撃緩和性能の向上が必要となっている。

野球用ヘルメットをかぶった頭部にボールが衝突したときの衝撃の伝わり方や衝撃吸収のメカニズムを解明するためこれまでに様々な研究[2][3][4][5]が行われている。衝撃を評価するための代表的な手法として、人体衝撃ダミーを使用した実験が挙げられる。ヘルメットを装着した実人体の頭部に対してボールを衝突させる人体衝撃実験が最も生体忠実性の高いデータを得ることができるが、障害が発生する可能性があるため倫理上不可能である。そのため、その代わりとして、人体衝撃ダミーを使用した実験が行われる。人体衝撃ダミーを使用した実験では、人体衝撃ダミーの頭部に加速度計を装着し、その加速度計で取得できる加速度をもとに、衝撃の評価が行われる。ただ、人体衝撃ダミーは実際の人体の挙動の再現性についてまだ課題が残っており、人体衝撃ダミー自体高価であるため、数多くの実験を行うのには適していない。

近年では、人体模型を使用した実験の弱点を克服するため、数値シミュレーション用の人体モデルが開発されている。代表的なものには、人体衝撃ダミー有限要素モデル Hybrid III ダミーモデルがある。この有限要素モデルは物理法則に基づいたモデリング技術による高精度なモデルであり、人体への衝撃の有限要素法解析でよく用いられる。一方で、人体衝撃ダミー有限要素モデルによる数値シミュレーションは計算コストが高く、解析対象時間が1 sを大きく超えるような長時間の現象を対象としたシミュレーションには不向きである。ただ、ボールと頭部の衝突という現象の時間は10 ms以下であり、実際に有限要素法解析による研究[2]も行われている。

本論文では、形状の影響を排除するため同じ形状（実形状に即した形状）で材質のみを変えて緩衝性能を評価する必要がある。有限要素モデルを使用した数値シミュレーション（有限要素法解析）による、人体衝撃ダミー頭部とボールの衝撃解析に取り組んだ。

1.2 先行研究

野球用ヘルメットの緩衝性能については過去に様々な研究がなされている。富岡ら[3][4]は頭部簡易モデルと平板のシェル材とライナー材で作られたヘルメットの実形状とは乖離した簡易モデルを使用して実験を行い、野球用ヘルメットの材料特性の異なるシェル材、ライナー材を用いて緩衝性能の評価を行った。その結果、シェル材は剛性が高いほうが、ライナー材は発泡倍率が低いほうが衝撃吸収性能に優れていることが分かった。一方、Post ら[5]は Hybrid III 人体ダミーと実際に市販されている野球用ヘルメットを使用して富岡らよりもより現実に即したモデルを使用して実験をおこない、異なる材料特性を有するヘルメットの緩衝性能の違いを評価した。その結果、シェル材は剛性が高いものほうが衝撃を分散させるため衝撃吸収性に優れることがわかったが、ライナー材の違いによる衝撃吸収性にはほとんど違いが見られなかった。

また、宮崎ら[2]は、Hybrid III 人体ダミーよりもより生体忠実性が高い人体ダミーを開発しボール衝突実験を行い、有限要素法解析をあわせて行うことで、ボールが頭部に衝突したときの脳圧波の伝播状況を明らかにした。宮崎らの研究では、頭蓋内空間で脳圧波が伝搬・反射しているため、頭蓋骨の加速度のピーク値よりも脳における加速度のピーク値のほうが大きいことがわかった。

1.3 先行研究における課題

1.2 において、ライナー材の緩衝性能に関して、富岡らによる研究の結果と Post らのよる研究の結果が異なっている。富岡らによる研究では、四角錐台の物体を頭部に見立てており、ヘルメットも平板のシェル材とライナー材とみなしており、ヘルメットの形状特性を考慮できていない。一方で Post らは異なる形状のヘルメットを使用して実験をしており、材質以外による影響が実験結果に含まれている可能性がある。そのため、ライナー材が緩衝性能に与える影響をより厳密に調べる必要がある。そのため、現実に即した形状をもとに、形状を固定して、材質のみを変化させて緩衝性能の影響を調べる必要がある。そのため、本研究では、有限要素法解析により材質が緩衝性能にどのような影響を与えるかを調べる。

1.4 研究における目的と手法

以上を踏まえて、本研究では有限要素法解析により、シェル材とライナー材がヘルメットの緩衝性能にどのような影響をおよぼすのかを理論的に明らかにすることを目的とした。有限要素モデルに割り当てる物性値は現実の野球用ヘルメットに即したものにするため、市販されている野球用ヘルメットのシェル材とライナー材に対して材料試験を行い、シェル材のヤング率とライナー材の応力-ひずみ応答を測定した。

1.5 本論文の構成

第 1 章では，本研究の研究背景と研究の目的について述べた．

第 2 章では，実際の野球用ヘルメットのシェル材とライナー材の物性値を測定するために行った試験について述べる．シェル材のヤング率を求めるために 3 点曲げによる曲げ試験を行い，ライナー材のヤング率を求めるために圧縮試験を行った．

第 3 章では，ボールとヘルメットをかぶった人体衝突ダミー頭部が衝突する現象を再現するためのモデリング手法と解析の手法について述べる．

第 4 章では，解析を行った結果と考察を述べる．

第 5 章では，本研究の結論と今後の展望について述べる．

第2章 野球用ヘルメットを構成する材料の物性値測定

2.1 緒言

本研究では、有限要素法解析によるヘルメットの緩衝性能を評価するために、野球用ヘルメットを構成するシェル材とライナー材の物性値を測定した。本章では、シェル材のヤング率を測定するための曲げ試験、ライナー材の応力ひずみ曲線を求めるための圧縮試験について詳しく説明する。

2.2 野球用ヘルメットの材料

野球用ヘルメットを構成している材料について説明する。野球用ヘルメットの断面を図 2-1 に示す。野球用ヘルメットは最外層のシェル材に ABS 樹脂などの樹脂が用いられる。シェル材の内側には、衝撃を吸収するためのライナー材があり、ライナー材には EPS (Expanded polystyrene) などのフォーム材が用いられる[3][4]。また、ライナー材の内側にはヘルメットの縁や耳あてなどの一部の部分に、頭部とヘルメットのずれを防止するためのクッション材が設けられている。



図 2-1 野球用ヘルメットの断面

ヘルメットのずれ防止のためのクッション材はひずみに対する応力がライナー材と比べてはるかに小さいため、クッション材の衝撃緩和性の関与は殆どないと考えられる。そのため、この研究では、ヘルメットはシェル材の層とライナー材の層の2層で構成されるとみなし、実際のヘルメットで使用されるシェル材とライナー材の物性値を測定した。

本研究では、シェル材とライナー材の物性値測定のために、表 2-1 で示すような5種類のヘルメットを用意した。なお、これらの5種類のヘルメットは国内メーカーで製造された硬式野球用ヘルメットである。また、ヘルメットのシェル材の厚さとライナー材の厚さは均等ではないため、表 2-1 で示すシェル材の厚さとライナー材の厚さは、ヘルメットを解体して切り出した3つの材料片の測定値の平均値である。シェル材とライナー材の密度も3つの材料片の質量と寸法から計算された値の平均値である。

表 2-1 物性値測定のために使用したヘルメットの物性値一覧

ヘルメット	シェル材の 密度 [kg/mm ²]	シェル材 の厚さ [mm]	ライナー材 の密度 [kg/mm ²]	ライナー 材の厚さ [mm]	形状
ヘルメット A	1.0×10^{-6}	2.2	9.0×10^{-8}	8.9	
ヘルメット B	1.1×10^{-6}	2.3	9.3×10^{-8}	11	
ヘルメット C	1.1×10^{-6}	2.8	1.2×10^{-7}	6.5	
ヘルメット D	1.0×10^{-6}	2.1	5.4×10^{-8}	12	
ヘルメット E	1.2×10^{-6}	0.70	7.3×10^{-8}	14	

以降は、シェル X をヘルメット X で使用されるシェル材を表し、ライナー X をヘルメット X で使用されるライナー材を表す。例えば、ライナー A はヘルメット A で使用されるライナー材である。

2.3 シェル材の物性値測定

2.3.1 試験方法

シェル材のヤング率を測定するため、ヘルメット A からヘルメット E のシェル材から切り出した試験片を用いて、3点曲げによる曲げ試験を行った。シェル材は半球殻状の形状をしているため、その曲率を無視するために、JIS の曲げ試験の規格よりも小さな微小試験片を使用する[6]。試験片の形状は図 2-2 にしめす。試験片の寸法は、 $L=25\text{mm}$ 、 $b=4.5\text{mm}$ とし、 h は表 2-1 で示したヘルメットのシェル材の厚みと同じとする。試験片それぞれ 1 つずつに対して、試験を行った。

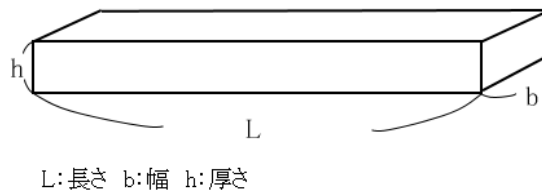


図 2-2 シェルの試験片

試験は島津製作所製電磁力式微小材料試験機（MMT-250N）を使用して行った。試験機を図 2-3 に示す。



図 2-3 電磁式微小材料試験機

図 2-4 に曲げ試験の様子を示す。



図 2-4 曲げ試験の様子

2.3.2 ヤング率の算出方法

今回の曲げ試験で使用した試験機では、荷重点の変位と荷重のみが計測されるため、それをもとに、ヤング率を算出する。

図 2-5 に、試験片の曲げの概略図を示す。

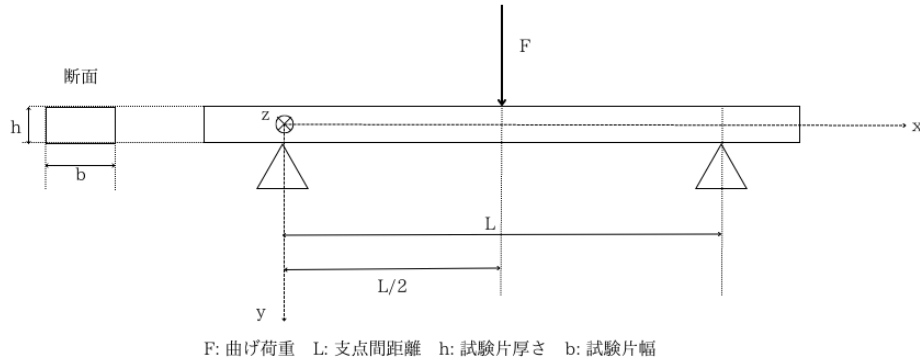


図 2-5 試験片の曲げ

図 2-5 の座標系において、たわみを $v(x)$ 、ヤング率を E 、曲げモーメントを M 、断面二次モーメントを I とすると、式(2-1)のたわみの基礎式[7]が成り立つ。

$$\frac{dv(x)}{dx} = -\frac{M}{EI} \quad (2-1)$$

いま、試験片の断面は長方形なので、断面二次モーメント I は式(2-2)のようにあらわせる。

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad (2-2)$$

式(2-2)を用いて、式(2-1)を解くと、曲げ試験における荷重点 ($x = \frac{L}{2}$) におけるたわみは式(2-3)のようにあらわせる。

$$v\left(\frac{L}{2}\right) = \frac{FL^3}{4Ebh^3} \quad (2-3)$$

ここで、試験片が弾性変形しているときにおいて、荷重点の荷重が F_1, F_2 ($F_2 > F_1$) であるときの荷重点のたわみを s_1, s_2 とする。 $F_2 - F_1 = \Delta F$ とおき、 $s_2 - s_1 = \Delta s$ とおくと、式(2-3)からヤング率は式(2-4)のようにあらわせる。

$$E = \frac{L^3}{4bh^3} \times \frac{\Delta F}{\Delta s} \quad (2-4)$$

なお、試験片が微小であり、試験片の作成時に寸法に誤差が生じていた。そのため、すべての試験片に対して、それぞれの試験前に測定した寸法値をヤング率の算出に使用した。

2.3.3 結果

曲げ試験を行った結果から、算出されたヤング率を表 2-2 に示す。

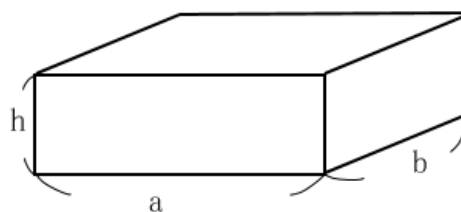
表 2-2 シェル材のヤング率

シェル材の種類	シェル A	シェル B	シェル C	シェル D	シェル E
ヤング率[GPa]	1.8	1.7	2.0	1.8	2.3

2.4 ライナー材の物性値測定

2.4.1 試験方法

ライナー材のひずみに対する応力を測定するため、ヘルメット A からヘルメット E のライナー材から切り出した試験片を用いて、圧縮試験を行った。ライナー材は半球殻状の形状をしているため、その曲率を無視するために、JIS の曲げ試験の規格よりも小さな微小試験片を使用する[8]。試験片の形状は図 2-6 において、 $a=7.5\text{mm}$ 、 $b=7.5\text{mm}$ 、 $h=5\text{mm}$ とする。



a:幅 b:奥行 h:厚さ

図 2-6 ライナーの試験片

図 2-7 に圧縮試験の様子を示す。



図 2-7 圧縮試験の様子

ライナー材の変位に対する荷重値は5回の試験結果の平均値を採用し、変位に対する荷重の平均値から応力-ひずみ曲線を算出した。

2.4.2 結果

ライナーA からライナーE の応力ひずみ曲線を図 2-8 に示す。ライナーD の弾性が最も小さく、ライナーC の弾性が最も大きいことがわかる。

いずれのライナー材も発泡体と同様な応力-ひずみ応答を示しており、応力-ひずみ曲線は、ひずみの小さい順から、直線的な応答を示す弾性領域、応力の上昇が緩やかになるプラトー領域、その後気泡がすべて潰れることで応力が急上昇する綿密化領域の3つの領域に分けられる[9]。また、ライナー材の弾性を表す指標に、プラトー応力を用いる。プラトー応力はひずみが20%から30%のときの応力の平均値とする[10]。

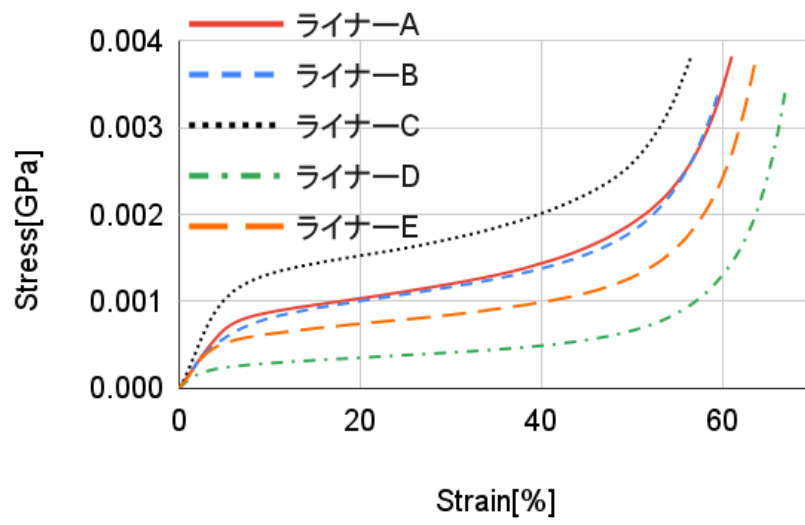


図 2-8 ライナー材の応力-ひずみ線図

第3章 解析手法

3.1 緒言

本章では、ボールを、ヘルメットをかぶった人体衝突ダミー頭部に衝突させる頭部衝撃解析の手法について述べる。本研究では、汎用非線形動的構造計算ソフトウェア「LS-DYNA」を用いて有限要素法解析を実行した。解析モデルの構築や解析結果の表示は解析補助ソフトウェア「LS-PREPOST」と「HyberMesh」を使用して行った。

3.2 解析モデル

本研究で用いた解析モデルを図 3-1 と図 3-2 に示す。x 軸をボールの衝突する向き、y 軸を目線の向き、z 軸を鉛直上向きと定義する。

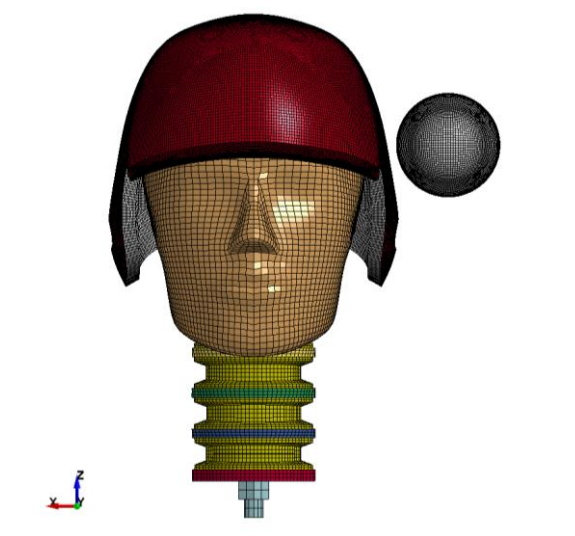


図 3-1 解析モデル正面図

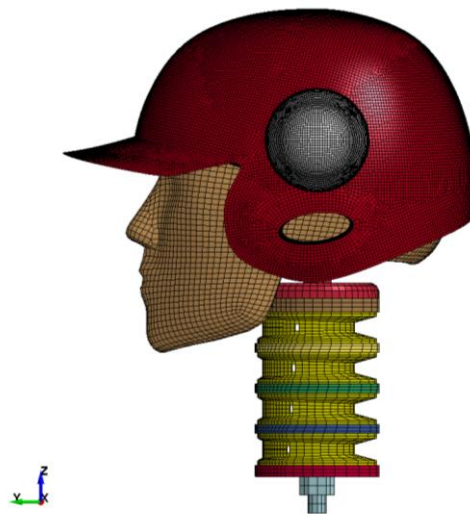
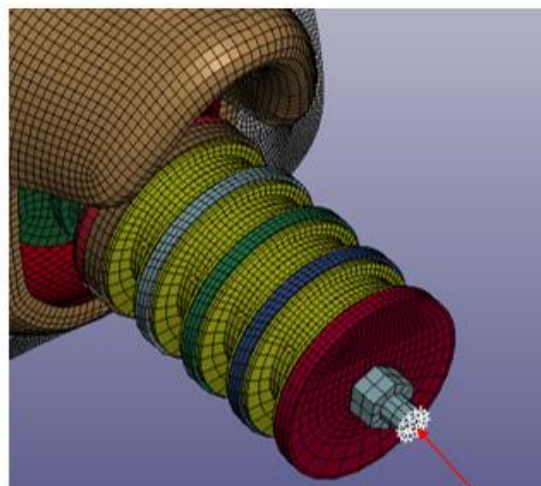


図 3-2 解析モデル側面

ボールの衝突する z 座標（ボールの高さ）は、Major League Baseball で脳震盪の発生確率が高いとされるこめかみの高さとした[11]。ボールの y 座標は側頭部中心部の y 座標と同じとした。

また、頭部にボールが衝突する前によけるしぐさをしていないと仮定すると、ボールが衝突した瞬間は人体の胴体の移動量は小さく、頭頸部挙動に与える影響は無視できる。そのため、頸部最下部（図 3-3 において白く印をつけた部分）を固定する。



頸部最下部を固定する

図 3-3 頸部の固定

本研究で使用する解析モデルを作成するために、人体ダミーの頭部-頸部と野球用ヘルメット、野球ボールの有限要素モデルが必要になる。下記において、それぞれの有限要素モデルについて詳しく述べる。なお、本研究では、Post らの研究[5]と対応させるためにボールの速度の単位を[km/h]ではなく、[mph]で表す。1mph = 1.609344km/h であり、80mph = 128.7km/h、90mph = 144.8km/h、100mph = 160.9km/h の対応関係が成り立つ。

3.2.1 Hybrid III 有限要素モデル

Hybrid III とは人体のダミーモデルであり、自動車の衝突試験などで用いられることが多い。Hybrid III は人体の骨格に相当する部分を金属や樹脂を使用して再現し、それを覆う軟部組織を樹脂や発泡材で再現したモデルである。Hybrid III は、衝撃が加えられたときの挙動が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[12]。本研究では、Giudice らによって開発された、アメリカンフットボール用ヘルメットの衝撃解析用の Hybrid III の頭部と頸部の有限要素モデル（以降 HIII-HN モデルと呼ぶ）を使用した[13]。図 3-4 で HIII-HN モデルの正面図と側面図を示す。

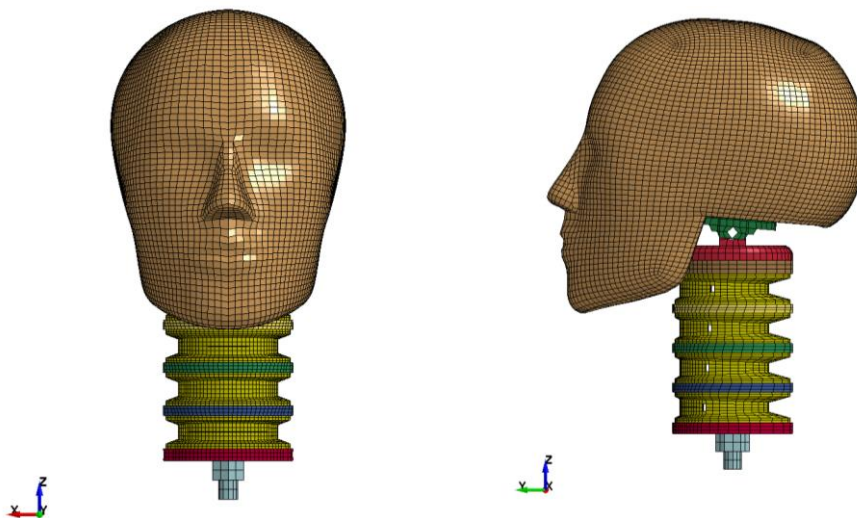


図 3-4 HIII-HN モデルの正面図と側面図

HIII-HN モデルは米国運輸省から入手できる Hybrid III ジオメトリと Hybrid III 頭部の CT 画像から取得したジオメトリを使用して開発された[13]。HIII-HN モデルの頭部と頸部の構造の詳細は図 3-5 と図 3-6 に示した。HIII-HN モデルの頭部は、頭皮、頭蓋骨、head mount で構成されており、頭皮は超弾性体、頭蓋骨と head mount は剛体である。

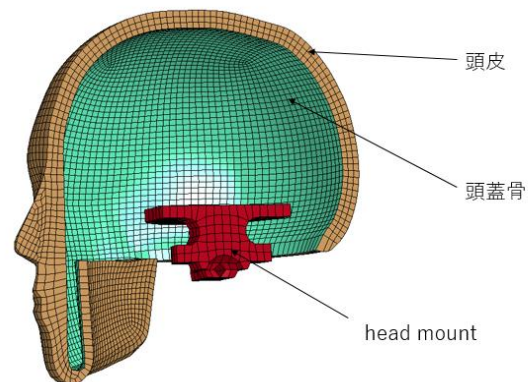


図 3-5HIII-HN モデルの頭部の詳細（断面図）

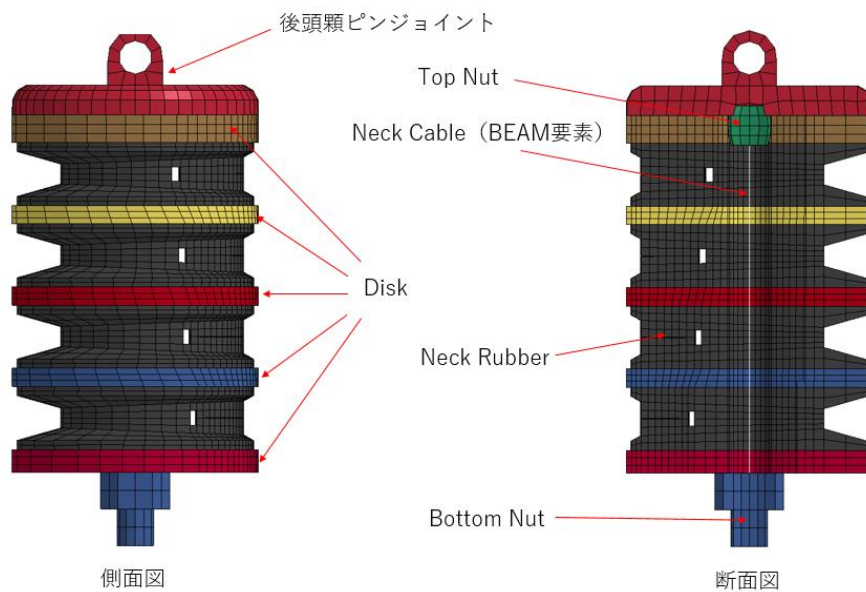


図 3-6HIII-HN モデルの頸部の詳細（側面図と断面図）

3.2.2 野球用ヘルメット有限要素モデル

本研究で作成した野球用ヘルメットの有限要素モデル（以下ヘルメットモデルと呼ぶ）は図 3-7 のようにシェル要素のシェル材とソリッド要素のライナー材からなる有限要素モデルである。以下にて、ヘルメットモデルの作成方法について説明する。

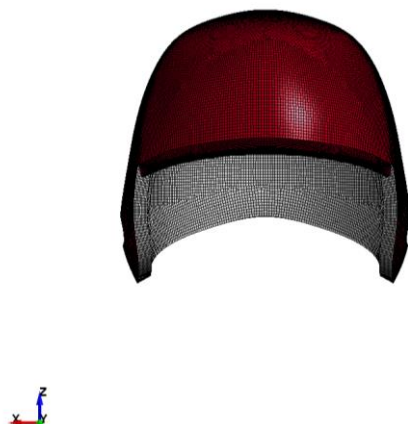


図 3-7 ヘルメットモデル

まず，CAD ソフトウェア「Fusion 360」を使用してシェルの連続体モデルを作成した．シェル材の連続体モデル（シェル CNT モデルと呼ぶ）は球面を変形させることにより構築した．この球面の中心をシェルの連続体モデルの原点とし，形状はヘルメット A のシェルの形状を参考に曲面として構築した．シェル CNT モデルの外観を図 3-8 に示す．

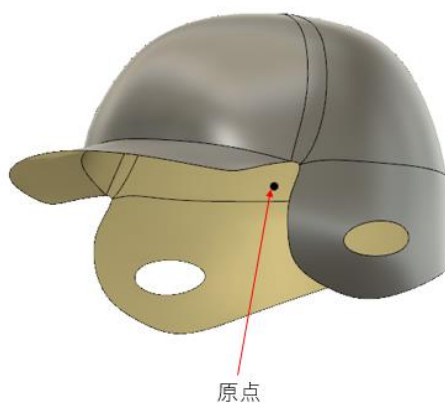


図 3-8 シェル CNT モデル

次に，シェル CNT モデルをメッシュ分割することによりシェル材の有限要素モデル（シェル FE モデルと呼ぶ）を作成した．シェル FE モデルにおけるつば部以外の要素を複製したシェル要素をシェル CNT のモデルの原点を中心に 0.90 倍に縮小した．このシェルをインナーシェル FE モデルと呼ぶ．

シェル FE モデルのつば以外の部分のシェル要素とインナーシェル FE モデルのシェル要素は一対一に対応している．図 3-9 のようにインナーシェル FEM モデルとシェル FE モデ

ルの対応するシェル同士の間を複数のソリッド要素でうめることで、ライナー材の有限要素モデル（ライナーFEモデル）を作成した。

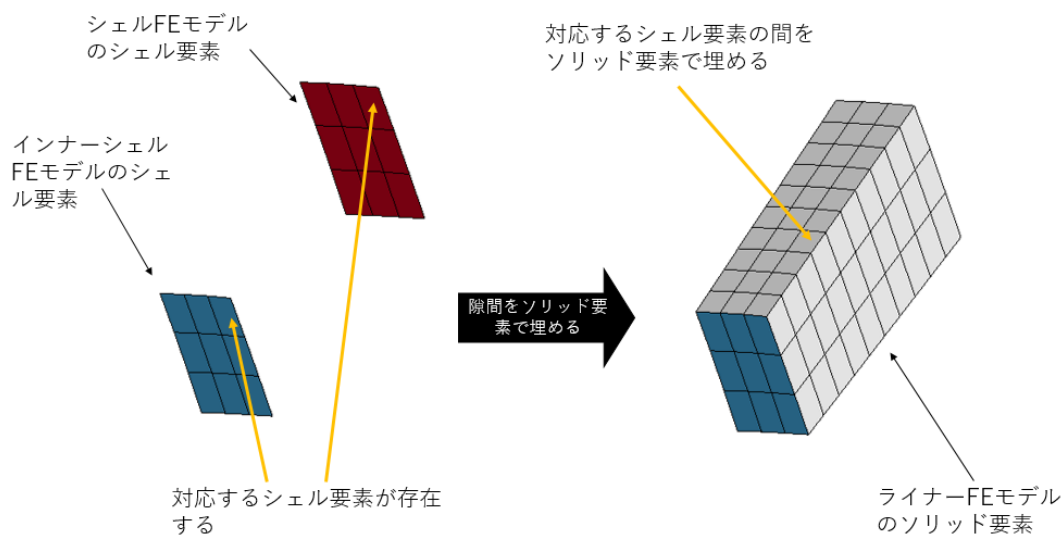


図 3-9 シェル要素間のソリッド要素の埋め方

図 3-10 には、インナーシェル FE モデル、シェル FE モデル、ライナーFE モデルの関係を表した。

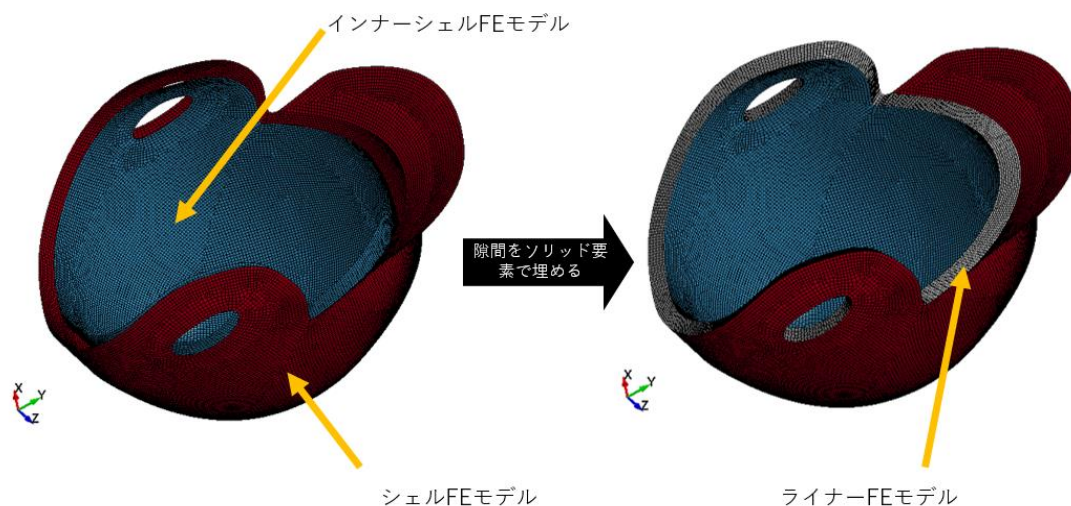


図 3-10 インナーシェル FE モデル、シェル FE モデル、ライナーFE モデルの関係

ライナーFE モデルが作成されたのち、インナーシェル FE モデルを削除することで、シ

ェル FE モデルとライナーFE モデルからなるヘルメットモデル（図 3-7）を作成した。

なお、実際のヘルメットにおいては、シェルとライナーは接着剤などで固定されているが、これを再現するためにシェル FE モデルとライナーFE モデルは節点共有された状態にした。

シェル FE モデルの厚さは 2 mm とした。シェル FE モデルを上から見ると、頭部の形状に合わせて楕円上になっており、短軸半径（y 軸に平行な向きの半径）は 101 mm、長軸半径は 118 mm である。そのため、インナーシェル FE モデルがシェル FE モデルを 0.90 倍に縮小したものであるため、ライナーFE モデルの厚さは 10mm～12mm となっている。これはヘルメット B やヘルメット D のライナー材の厚さとほぼ同じである。

本研究では、シェル FE モデルを弾性体としてモデリングし、ライナーFE モデルの材料モデルを発泡体（*MAT_LOW_DENSITY_FOAM）としてモデリングした。LS-DYNA において、*MAT_LOW_DENSITY_FOAM は EPS を再現するのに適した材料モデルとされており [14]、圧縮時は定義した応力-ひずみ曲線に従って、引っ張り時は定義したヤング率に従って変形する。

シェル FE モデルの密度とヤング率、ライナーFE モデルの密度と圧縮時の応力-ひずみ応答は第 2 章にて測定された値を使用する。シェル FE モデルのポアソン比とライナーFE モデルの引っ張り時のヤング率は宮崎らの研究[2]において構築された野球用ヘルメットモデルのポアソン比と同じ値を使用した。表 3-1 にヘルメットモデルに割り当てた物性値の一覧を示す。

表 3-1 ヘルメットモデルの物性値

モデル	密度	ヤング率	ポアソン比	備考
シェル FE モデル	(測定値)	(測定値)	0.35	
ライナーFE モデル	(測定値)	0.01GPa	(不要)	ヤング率は引っ張り時のみ使用される。 圧縮時は定義した応力ひずみ曲線に従う。

3.2.3 ボールの有限要素モデル

ボールの有限要素モデル（ボールモデル）は、宮崎らの研究[3]において構築された野球ボールと同じく単一材料球の弾性体としてモデリングし、同じ物性値を割り当てた。市販されている野球ボールの直径を測定結果により、このモデルにおいても直径を 72mm とした。

表 3-2 にボールモデルに割り当てた物性値の一覧を示す。

表 3-2 ボールモデルの物性値

モデル	密度[kg/mm ³]	ヤング率[GPa]	ポアソン比
ボールモデル	1.0×10^{-8}	0.010	0.10

3.3 解析条件

本研究では、ヘルメットの材質の違いによる緩衝性能の違いを評価するため、解析モデルの物性値を第2章で測定したものを使用して解析を実行する。すなわち、シェルFEモデルの密度とヤング率はシェルA、シェルB、シェルC、シェルEのものを使用する。

同様にライナーのFEモデルの密度と応力-ひずみ曲線もライナーA、ライナーC、ライナーD、ライナーEの物性値を使用する。

ボールはx軸方向正の向きに80 mphで初速を与える。なお、速度の影響も調べるため、初速が90 mph、100 mphであるときの解析も複数のパターンで実行した。表3-3に行った解析の一覧を示す。表3-3で示されたそれぞれの解析の種類をケースと呼ぶ。ケースは対応するシェル(S)とライナー(L)の種類、ボールの速度(V)からきめられ、ケースSX-LY-V80はシェルXのヤング率と密度をシェルFEモデルに、ライナーYの密度と応力ひずみ曲線をライナーFEモデルにわりあて、ボールの初速を80 mphとして解析モデルを使用して行われた解析である。シェルAとシェルDのヤング率は同じであるため、ケースSD-LA-V80の解析は行わなかった。

また、ボールの速度が90 mphや100 mphであるケースは、ボールの速度の違いでシェル材やライナー材の材質の違いによる影響に変化が生じるかどうかを調べるための解析ケースである。シェル材の弾性が最も小さいSB-LA-V90、SB-LA-V100とシェル材の弾性が最も大きいSE-LA-V90、SE-LA-V100を比較し、ライナー材の弾性が最も小さいSA-LD-V90、SA-LD-V100とライナー材の弾性が最も大きいSA-LC-V90、SA-LC-V100を比較した。

SA-LElastic-V80は応力-ひずみ曲線にプラトー領域がない仮想的なライナー材を想定し、ライナー材のプラトー領域の緩衝性能への影響を調べるための解析ケースである。そのため、SA-LElastic-V80のライナーFEモデルに割り当てる応力ひずみ曲線は図3-11のようなライナーCの弾性領域だけの直線とした。

表 3-3 解析ケース一覧

ケース	シェル FE モデル		ライナーFE モデル		ボール 初速[mph]
	密度 [kg/ mm ³]	ヤング率 [GPa]	密度 [kg/ mm ³]	応力-ひず み曲線	
SA-LA-V80	1.0×10^{-6}	1.8	9.0×10^{-8}	ライナーA	80
SB-LA-V80	1.1×10^{-6}	1.7	9.0×10^{-8}	ライナーA	80
SC-LA-V80	1.1×10^{-6}	2.0	9.0×10^{-8}	ライナーA	80
SE-LA-V80	1.2×10^{-6}	2.3	9.0×10^{-8}	ライナーA	80
SA-LB-V80	1.0×10^{-6}	1.8	9.3×10^{-8}	ライナーB	80
SA-LC-V80	1.0×10^{-6}	1.8	1.2×10^{-7}	ライナーC	80
SA-LD-V80	1.0×10^{-6}	1.8	5.4×10^{-8}	ライナーD	80
SA-LE-V80	1.0×10^{-6}	1.8	7.3×10^{-8}	ライナーE	80
SB-LA-V90	1.1×10^{-6}	1.7	9.0×10^{-8}	ライナーA	90
SB-LA-V100	1.1×10^{-6}	1.7	9.0×10^{-8}	ライナーA	100
SE-LA-V90	1.2×10^{-6}	2.3	9.0×10^{-8}	ライナーA	90
SE-LA-V100	1.2×10^{-6}	2.3	9.0×10^{-8}	ライナーA	100
SA-LC-V90	1.0×10^{-6}	1.8	1.2×10^{-7}	ライナーC	90
SA-LC-V100	1.0×10^{-6}	1.8	1.2×10^{-7}	ライナーC	100
SA-LD-V90	1.0×10^{-6}	1.8	5.4×10^{-8}	ライナーD	90
SA-LD-V100	1.0×10^{-6}	1.8	5.4×10^{-8}	ライナーD	100
SA-LElastic-V80	1.0×10^{-6}	1.8	1.2×10^{-7}	Elastic (図 3-11)	80

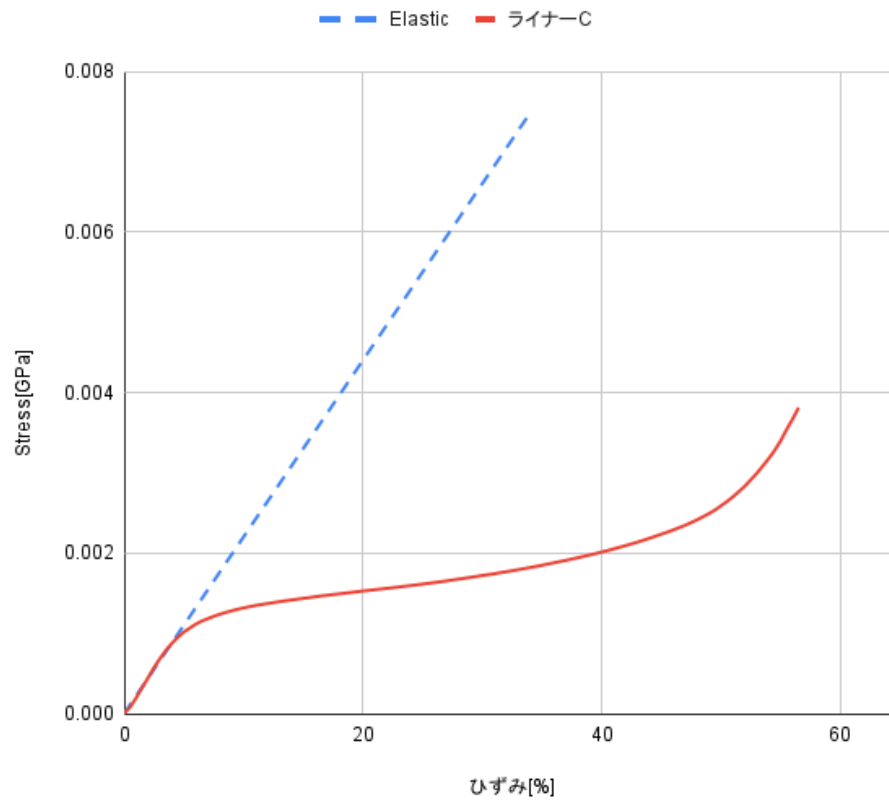


図 3-11 ライナーC と SA-LElastic-V80 のライナー材の応力-ひずみ線図

また、表 3-4 に解析条件を示す。

表 3-4 解析条件

解析ソフト	LS-DYNA R9.3.0
解析手法	動的陽解法
単位系	[kg][mm][GPa][msec]
要素	ビーム要素, シェル要素, ソリッド要素
節点数	777025
要素数	755247
解析時間	5.0msec

3.4 頭部傷害評価指標

本研究では、ヘルメットの材料の違いによる頭部傷害への影響を評価することで、緩衝性能の違いを評価する。本研究において使用した頭部傷害の評価方法について下記で説明する。

3.4.1 頭部局所座標系

頭部傷害評価をするにあたり、モデルの向きや姿勢に影響されずに頭部の運動を表すことができる頭部局所座標系を定める必要がある[15]。図 3-12 において、解析モデルにおける頭部局所座標系を示す。頭部局所座標系は原点を頭蓋骨の重心とし、前方（視線の向き）を x 軸方向、身体に対して左方向（ $t=0\text{msec}$ においてボールの初速の方向）を y 軸方向、鉛直下向きを z 軸方向とした。この座標系は頭部の運動に伴って時間変化していくことに注意する。本研究では、頭蓋骨骨折や脳震盪を生じさせるとされる加速度[16]と脳震盪やびまん性軸索損傷を生じさせるとされる角加速度[16]と、下記で詳しく説明する HIC から頭部への衝撃の影響を評価する。

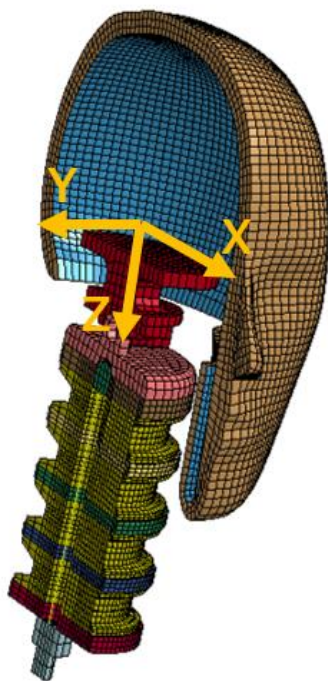


図 3-12 頭部局所座標系

3.4.2 HIC

HIC (Head Injury Criterion) は頭部の傷害評価値であり，式(3-1)によって求められる．HIC は脳震盪や頭蓋骨骨折の判定によく利用され，HIC15 と HIC36 があるが，近年では頭蓋骨骨折と相関が高いとされる HIC15 が用いられることが多くなっている[12].

$$HIC = \left\{ (t_2 - t_1) \left[\frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} \right\}_{max} \quad (3-1)$$

$a(t)$ 頭部の三軸合成加速度[G]

t_1 衝撃時の任意の時間[sec]

t_2 t_1 に対して HIC が最大となる時間[sec]

ただし HIC15 で $t_2 - t_1 < 15\text{msec}$ ， HIC36 で $t_2 - t_1 < 36\text{msec}$

第4章 結果と考察

4.1 緒言

本研究での解析の結果と考察を説明する。ただし、本章での加速度，角加速度の各成分はいずれも頭部局所座標系における値である。

4.2 解析の様子と結果

4.2.1 解析の様子

図 4-1 から 図 4-6 に本研究で行った解析の様子を示す。これらはケース SA-LA-V80 の解析の様子であり，他のケースにおいても解析の様子は同様となった。

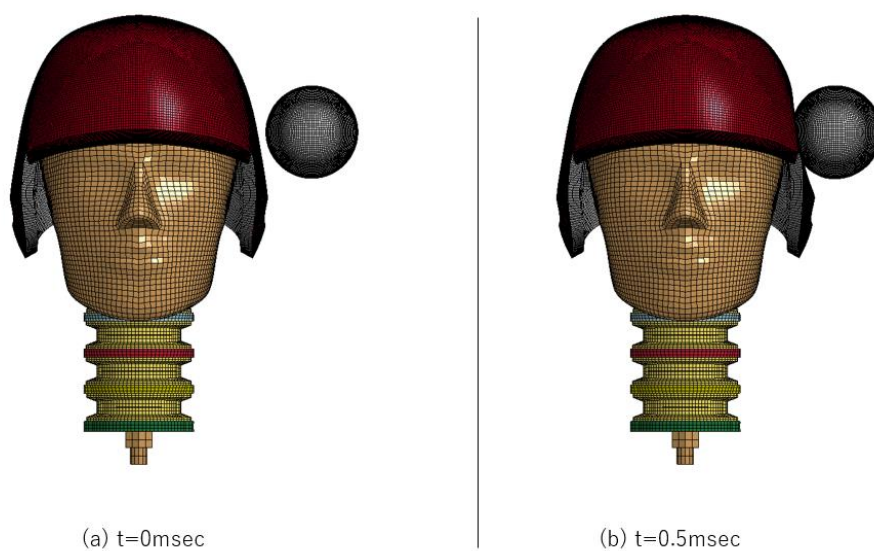


図 4-1 解析の様子 ($t=0\text{msec}$ と $t=0.5\text{msec}$)

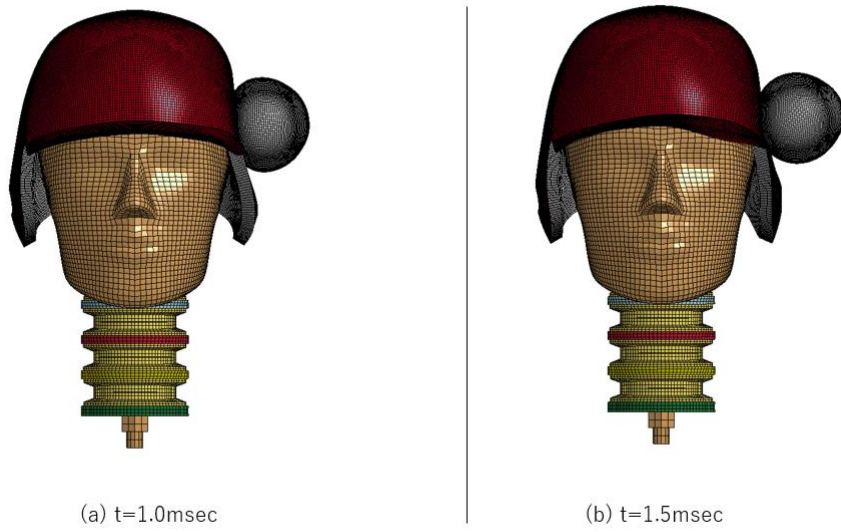


図 4-2 解析の様子 ($t=1.0\text{msec}$ と $t=1.5\text{msec}$)

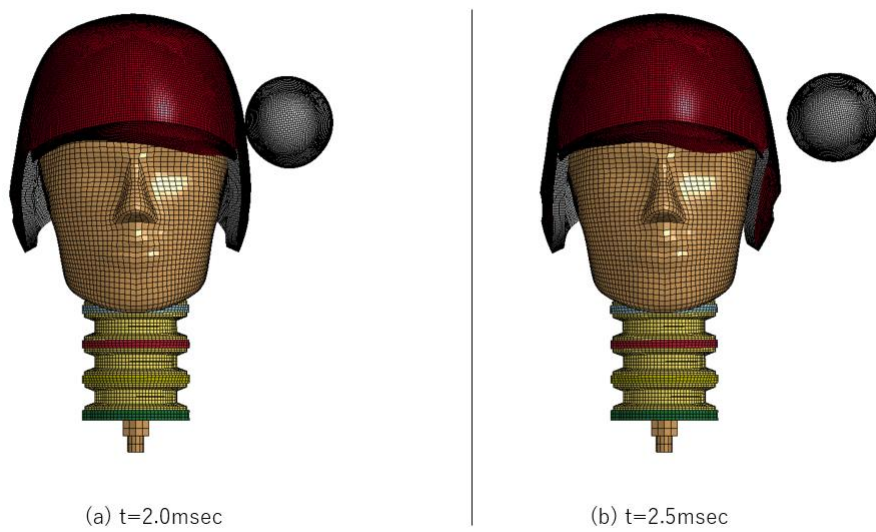


図 4-3 解析の様子 ($t=2.0\text{msec}$ と $t=2.5\text{msec}$)

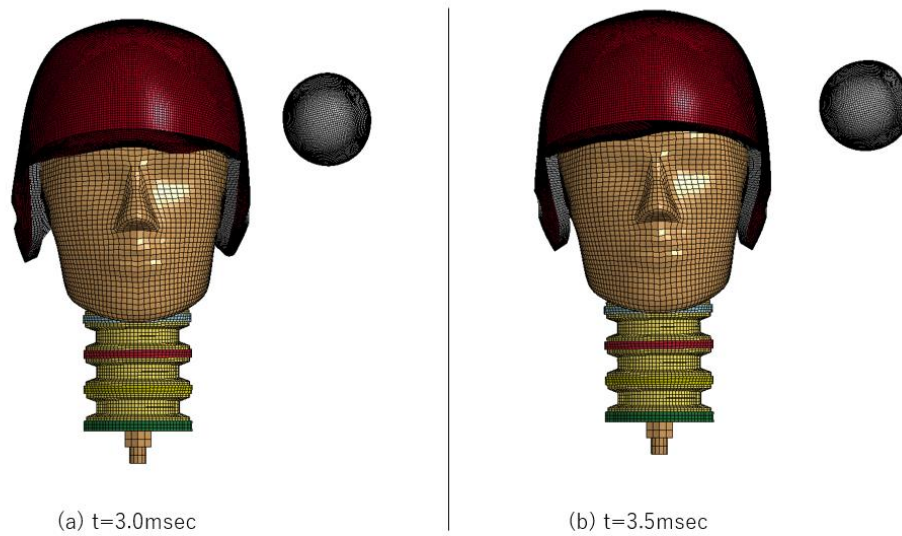


図 4-4 解析の様子 ($t=3.0\text{msec}$ と $t=3.5\text{msec}$)

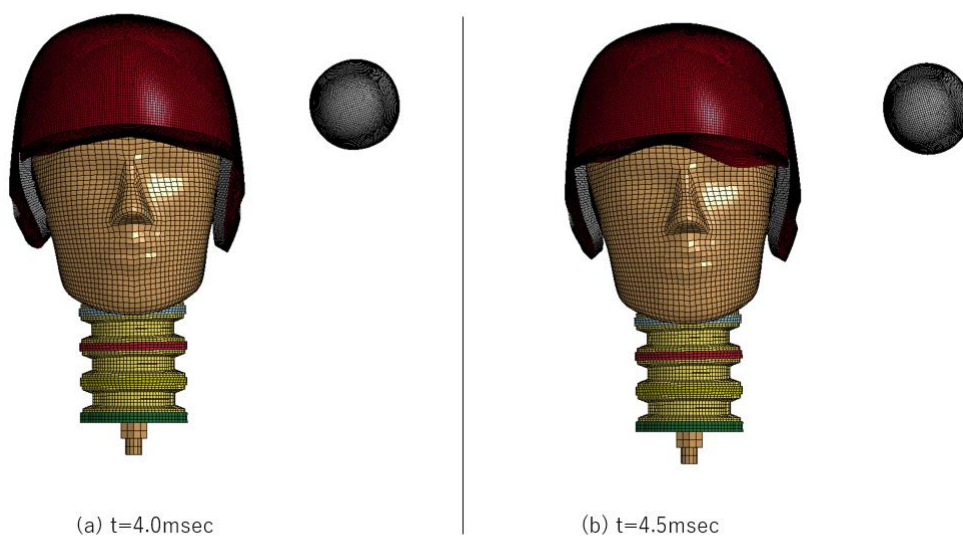
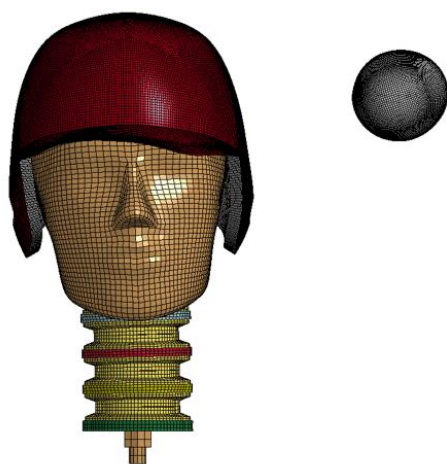


図 4-5 解析の様子 ($t=4.0\text{msec}$ と $t=4.5\text{msec}$)



(a) $t=5.0\text{msec}$

図 4-6 解析の様子 ($t=5.0\text{msec}$)

4.2.2 解析の結果

図 4-7 と図 4-8 に SA-LA-V80 の頭部重心の加速度，角加速度の各成分の時間変化を示す。

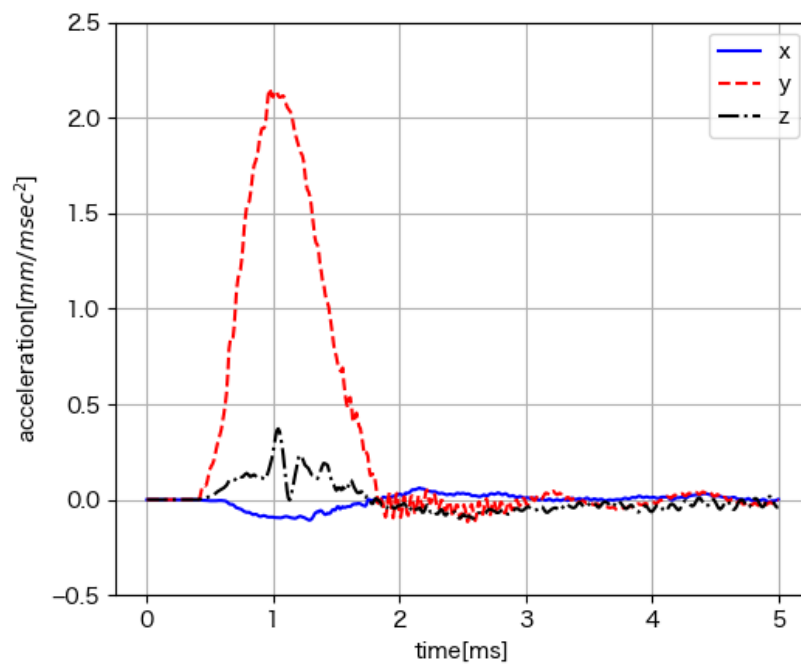


図 4-7 SA-LA-V80 の頭部重心の加速度各成分

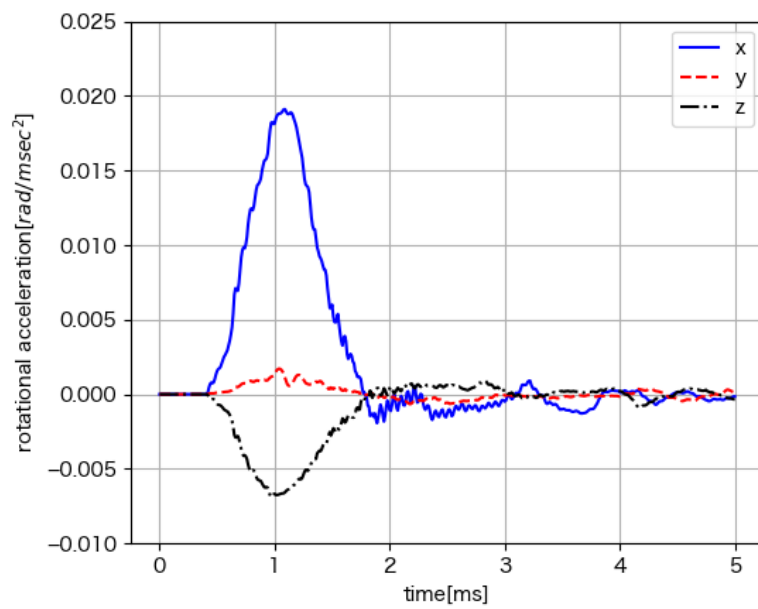


図 4-8 SA-LA-V80 の頭部重心の角加速度各成分

図 4-9 と図 4-10 に SA-LA-V80 の頭部重心の合成加速度と合成角加速度の時間変化を示

す。合成加速度、合成角加速度のどちらにおいても、 $t = 1.0$ msec 付近のピーク値が最大値をとり、図からわかるように $t > 5.0$ msec において、 $t = 1.0$ msec でとったピーク値よりも大きくなることはない。 $t = 1.0$ msec のピーク値が 5.0 msec 以降においても最大値となることは、ほかの解析ケースにおいても同様であるため、HIC で頭部の障害を評価することは妥当であるといえる。

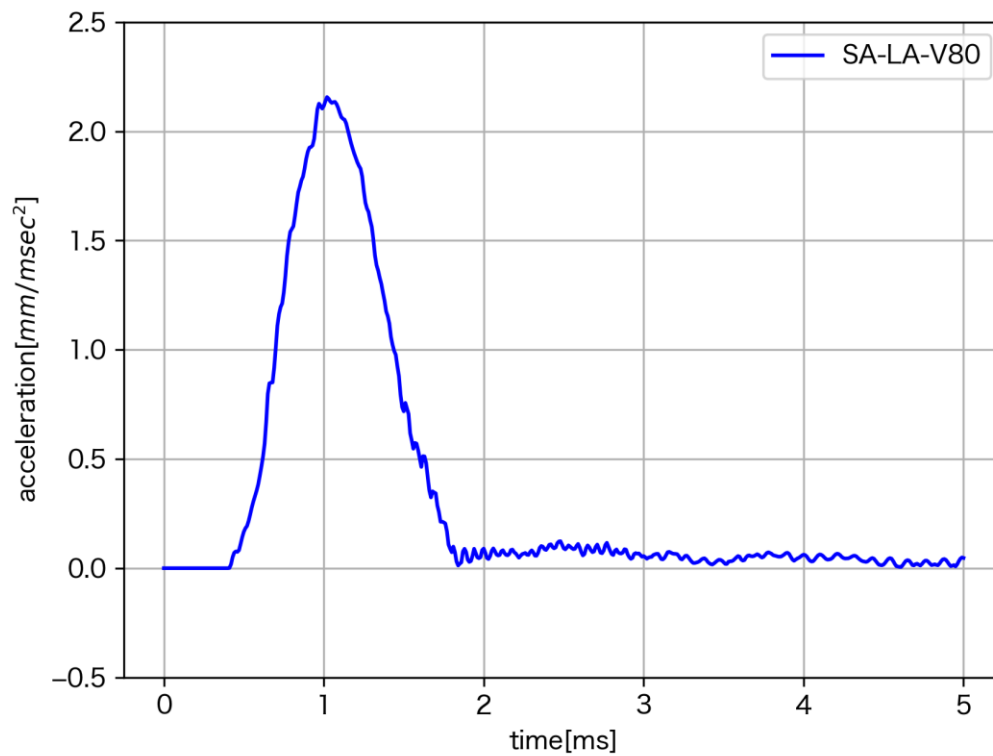


図 4-9 SA-LA-V80 頭部重心の合成加速度

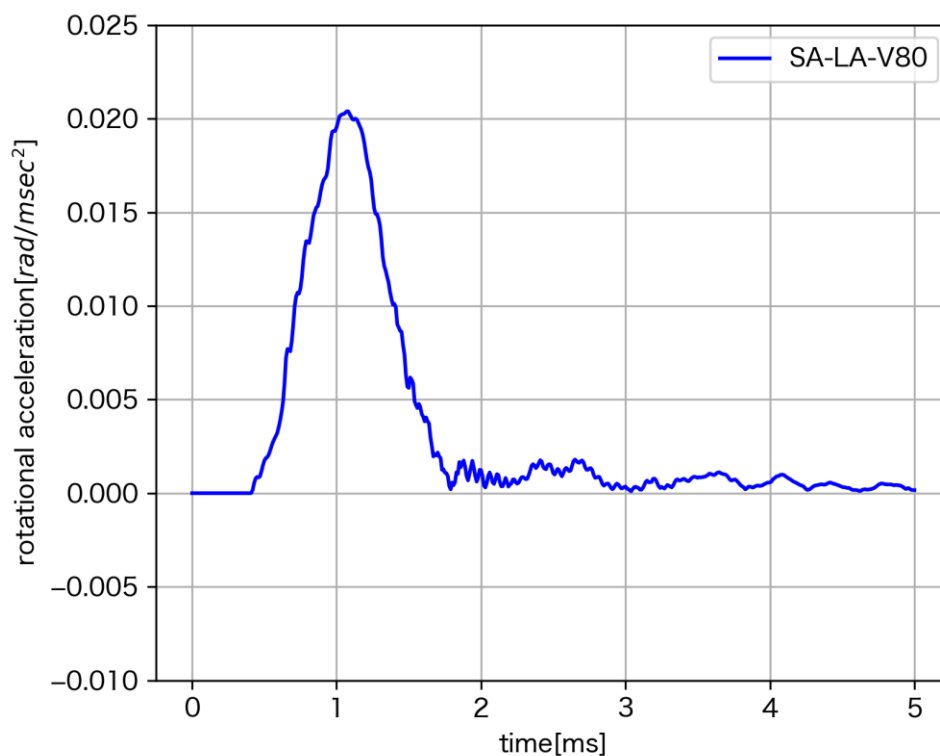


図 4-10 SA-LA-V80 の頭部重心の合成角加速度

4.3 解析結果と先行研究における実験値との比較

過去に Post ら[5]によって行われたボールと野球用ヘルメットを被った実験で得られた測定値と本研究で行われた解析の結果を比較して、行った解析の妥当性を確認する。

4.3.1 先行研究における実験の詳細

Post らは実際の野球用ヘルメットと加速度計をとりつけた頭部と頸部の Hybrid III 人体ダミーを使用して実験を行った[5]。この実験では、空気圧式のボール発射装置を使用して、野球用ヘルメットをかぶった Hybrid III 人体ダミーの頭部へめがけてボールを発射した。なお、ボールの発射速度は 80mph とされた。この実験では、様々なケースで実験が行われた。ボールは、前頭部や後頭部、側頭部のこめかみの高さの場所（本研究の解析モデルにおいてボールを衝突させる位置と同様）など合計 7 パターンの位置で衝突させた。使用された 4 つの野球用ヘルメットはすべて 2014 年に製造されており、ヘルメットの形状やシェル材、ライナー材の材料特性が異なる。また、4 つのヘルメットのうち 3 つは耳あてが両方ついており 1 つは片方のみ耳あてがついている。

本研究では、Post らによるこの実験を、本研究における解析の妥当性を確認するための実験として位置づける。そのため、Post らの実験での測定値は本研究の解析モデルに対応する実験ケースのみを対象とする。つまりボールを衝突させる位置が解析モデルと同様であり、耳あてが両方ついている3つのヘルメット（それぞれヘルメット 1、ヘルメット 2、ヘルメット 3と呼ぶ）で行われた実験ケースのみを対象とする。

対象の実験ケースでの測定結果における、頭部重心の合成加速度のピーク値の平均は表 4-1 の通りである。

表 4-1 ヘルメットごとの頭部の加速度のピーク

ヘルメット	ヘルメット 1	ヘルメット 2	ヘルメット 3
加速度[mm/msec ²]	2.23	1.90	2.73

また、ヘルメット 3 を使用した場合の頭部重心の合成加速度の時間変化は図 4-11 のようになった。

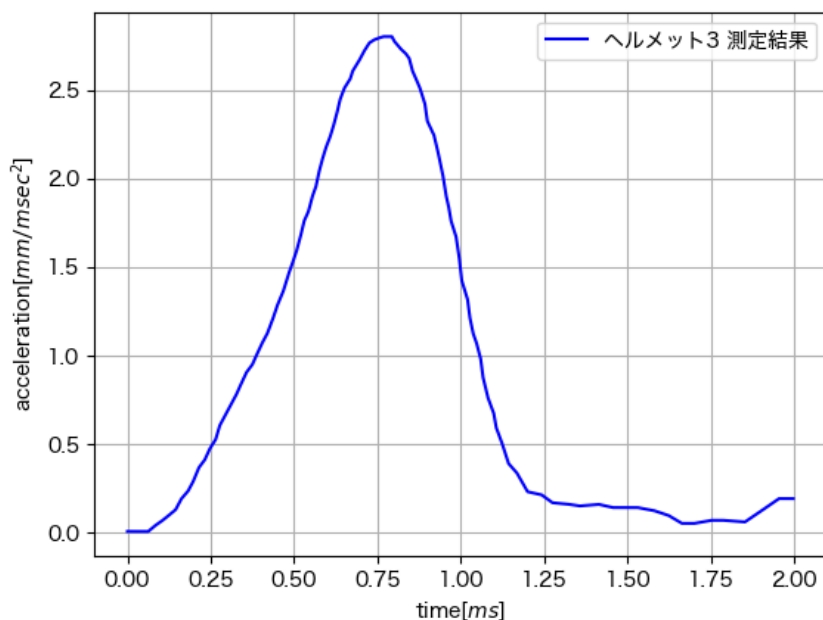


図 4-11 実験結果の合成加速度（ヘルメット 3）

4.3.2 解析の妥当性確認

本研究では、ケース SA-LA-V80 の解析結果と 4.3.1 で取り上げた実験結果を比較することで解析結果の妥当性確認を行った。

まず、合成加速度のピーク値について比較をする。解析結果の加速度のピーク値は表 4-2 に示した通りであり、合成加速度のピーク値はヘルメット 1 からヘルメット 3 までのヘルメットにおいて、ヘルメットの種類が異なることによる違いの範囲内である。そのため、解析結果の加速度のピーク値についても妥当だと判断できる。

表 4-2 合成加速度のピーク値の解析結果と実験結果の比較

	解析結果	実験結果[5]		
		ヘルメット 1	ヘルメット 2	ヘルメット 3
加速度[mm/msec ²]	2.16	2.23	1.90	2.73

次に、実験と解析における合成加速度の時間変化を比較する。解析結果と実験結果の各時刻における加速度の様子を図 4-12 に示す。このグラフは、頭部に衝撃が伝わってから 2 msec 間を対象とした。

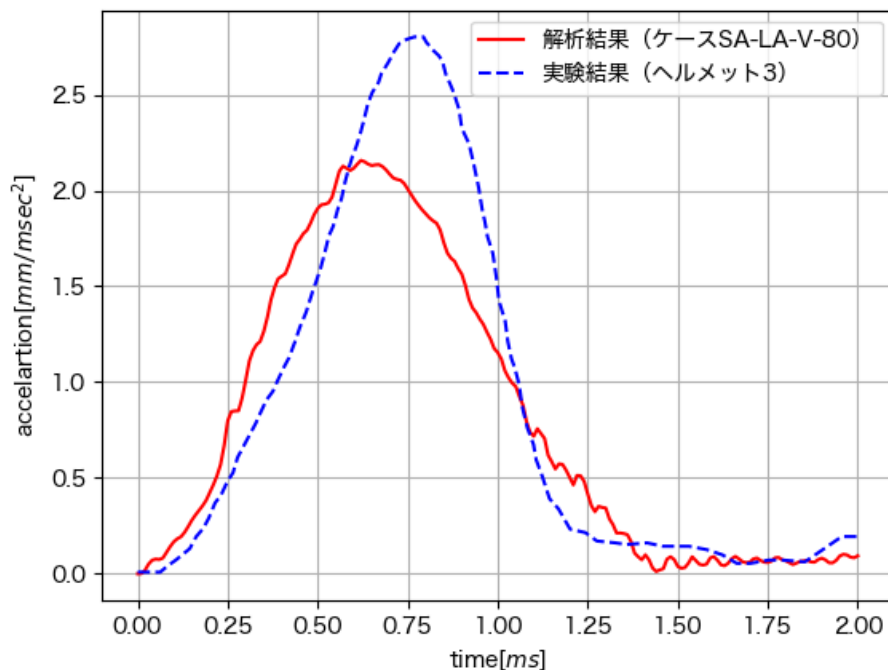


図 4-12 解析結果と実験結果の合成加速度の比較

図 4-12 のグラフから、実験結果の波形と解析結果の波形には合成加速度のピーク値の違いを除くとピークを取る時刻が解析結果のほうが早くなるが、それ以外には違いが生じていない。ピークを取る時刻が早くなるのは、解析と実験で使われたヘルメットとは形状や弾性が異なっており、それが原因でやや早くなっていると考えられるため、シミュレーション自体は妥当だと言える。そのため、前述より合成加速度のピーク値については妥当であることがわかっているので、本研究における解析結果は妥当だと言える。

4.4 シェル材の材質による比較

シェル材の材質の影響を調べるために、シェル材の材料特性のみが異なるケース SA-LA-V80, SB-LA-V80, SC-LA-80, SE-LA-80 の解析結果を比較する。

4.4.1 頭部重心の加速度

ヤング率と合成加速度の最大値の関係を図 4-13 に示す。

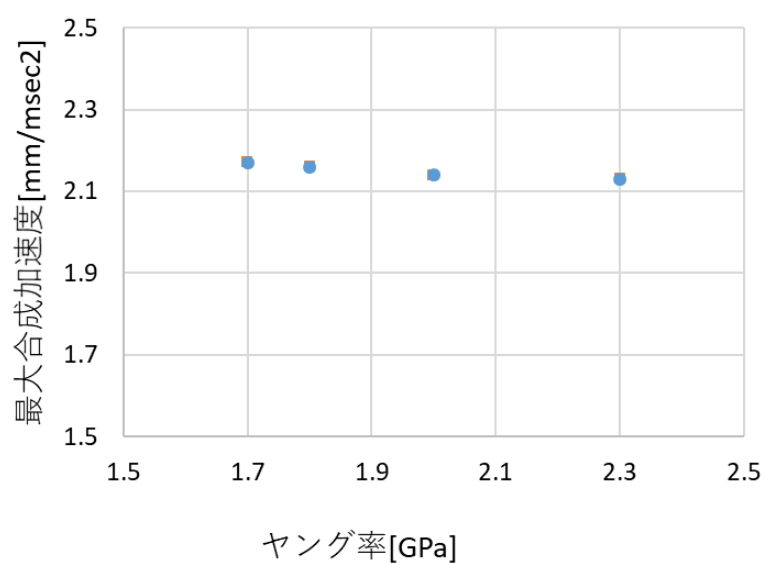


図 4-13 ヤング率と最大合成加速度の関係

図 4-14, 図 4-15, 図 4-16, 図 4-17 にヤング率が最大のシェル E を使用したケース (SE-LA-V80) とヤング率が最小のシェル B を使用したケース (SB-LA-V80) における頭部重心の加速度各成分と合成加速度の時間変化について示した。

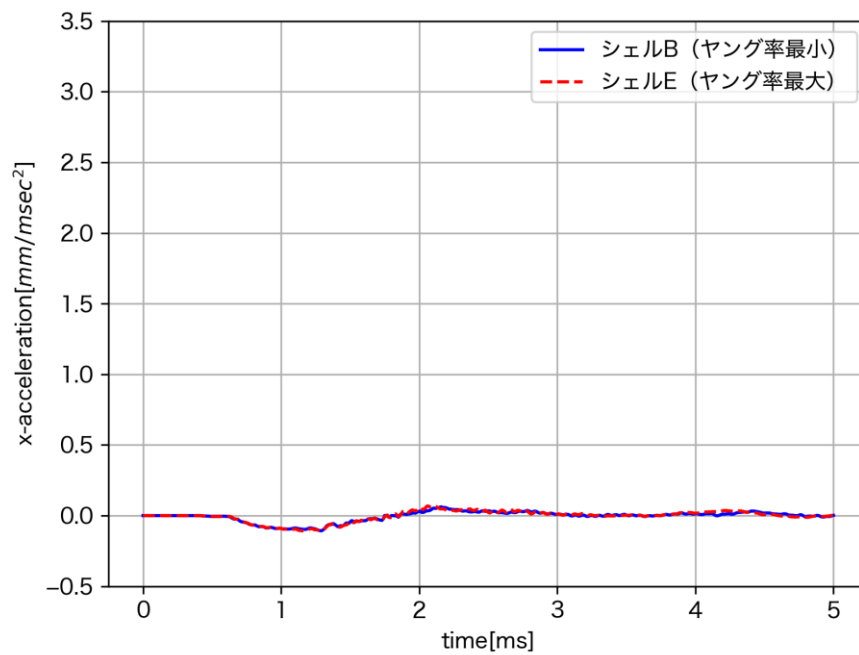


図 4-14 頭部重心の加速度 x 成分（シェル材の材質の違いによる比較）

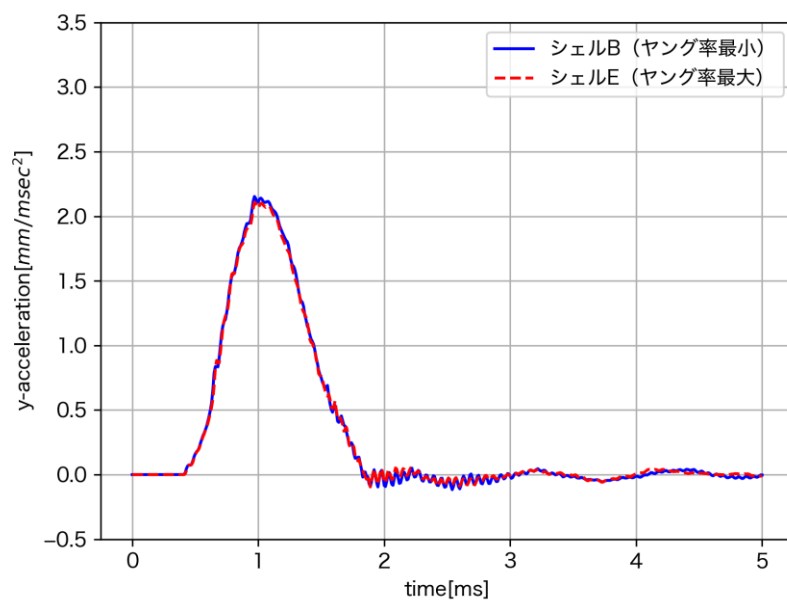


図 4-15 頭部重心の加速度 y 成分較（シェル材の材質の違いによる比較）

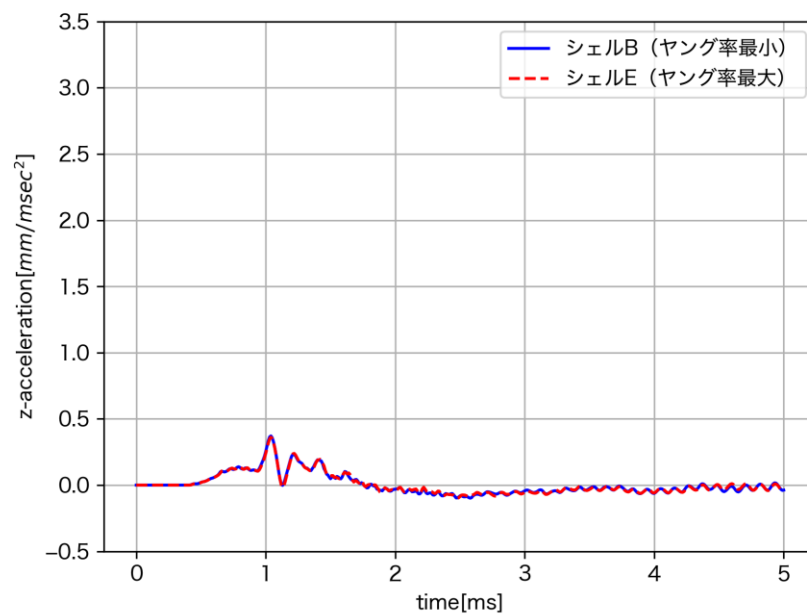


図 4-16 頭部重心の加速度 z 成分比較（シェル材の材質の違いによる比較）

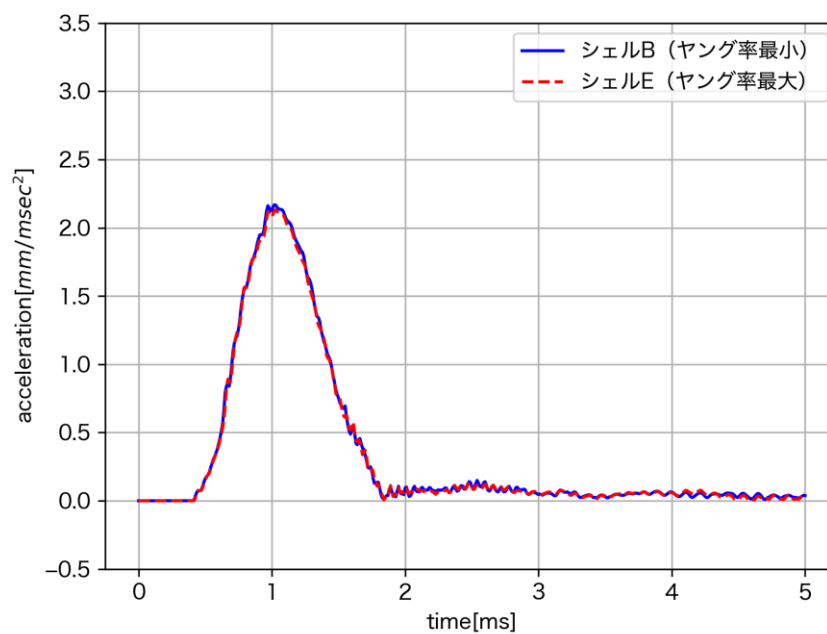


図 4-17 頭部重心の合成加速度比較（シェル材の材質の違いによる比較）

図 4-13 において、シェル材のヤング率が 1.35 倍になると、合成加速度の最大値は 0.98 倍になり、ヤング率が大きくなっても合成加速度の減少はほとんど小さいことがわかる。また、

図 4-14 から図 4-17 からわかるように、加速度の時間変化においてはシェル材の材質の影響ではほとんど違いが現れなかった。

4.4.2 頭部重心の角加速度

ヤング率と合成角加速度の最大値の関係を図 4-18 に示す。

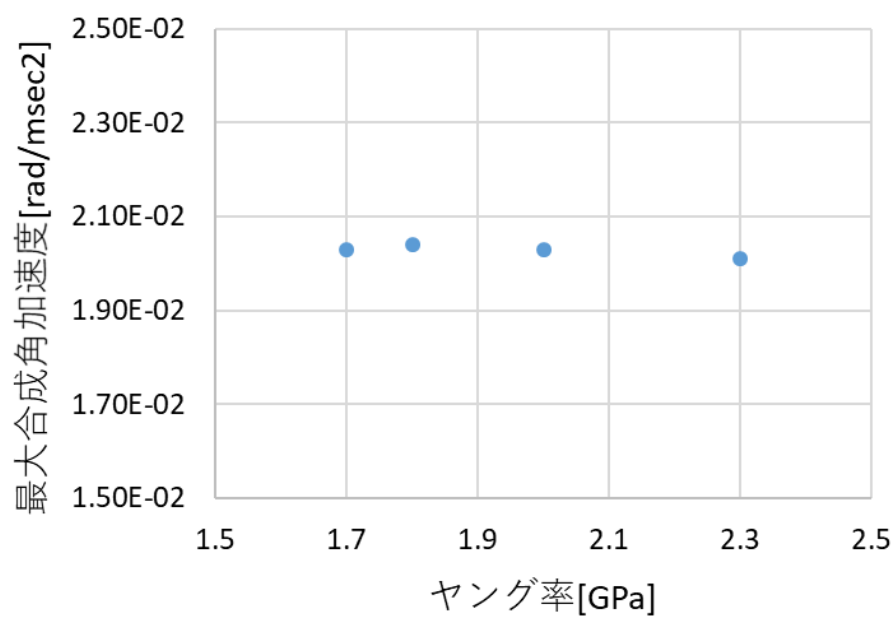


図 4-18 ヤング率と最大合成角加速度の関係

図 4-19, 図 4-20, 図 4-21, 図 4-22 にヤング率が最大のシェル E を使用したケース (SE-LA-V80) とヤング率が最小のシェル B を使用したケース (SB-LA-V80) における頭部重心の加速度各成分と合成加速度の時間変化について示した。

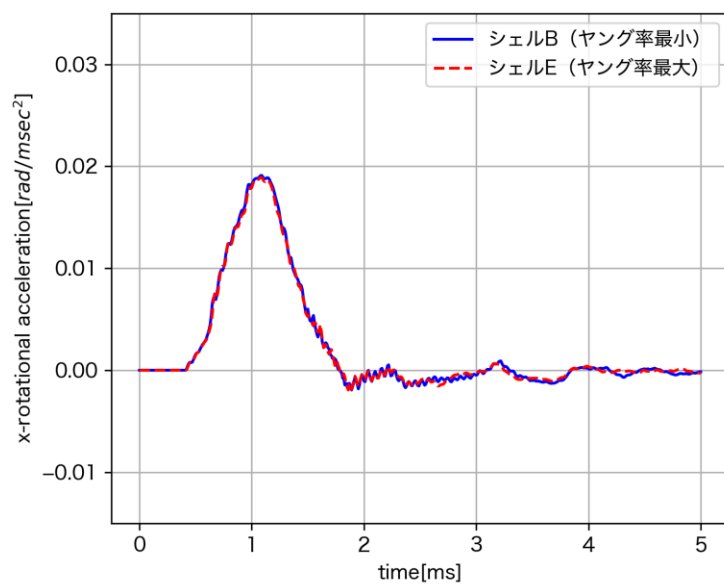


図 4-19 頭部重心の角加速度 x 成分（シェル材の材質の違いによる比較）

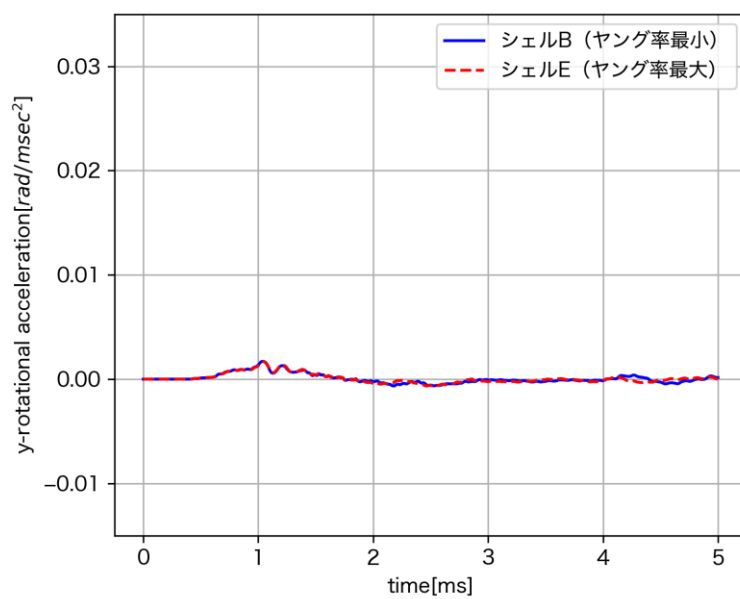


図 4-20 頭部重心の角加速度 y 成分（シェル材の材質の違いによる比較）

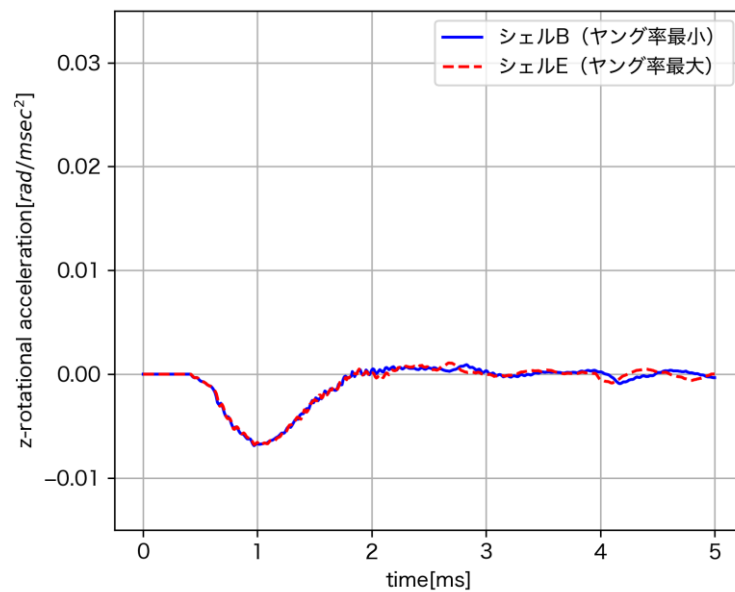


図 4-21 頭部重心の角加速度 z 成分（シェル材の材質の違いによる比較）

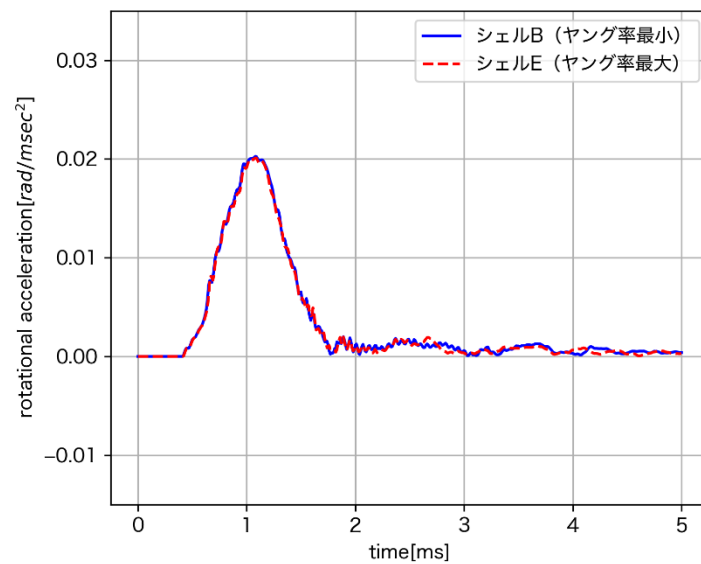


図 4-22 頭部重心の合成角加速度（シェル材の材質の違いによる比較）

図 4-18 において、シェル材のヤング率が 1.35 倍になると、合成加速度の最大値は 0.985 倍になり、ヤング率が大きくなっても合成角加速度の最大値を下げることはほとんどないことがわかる。また、図 4-19 から図 4-22 からわかるように、角加速度の時間変化におい

てはシェル材の材質の影響ではほとんど違いが現れなかった。

4.4.3 傷害指標

図 4-23 にヤング率と HIC の関係を示す。

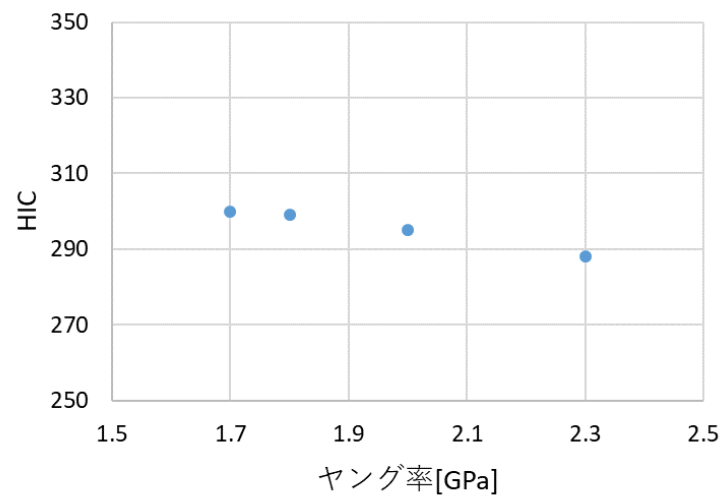


図 4-23 ヤング率と HIC の関係

図 4-23 において、シェル材のヤング率が 1.35 倍になると、合成加速度の最大値は 0.96 倍になり、ヤング率が合成角加速度の最大値を下げることはほとんどないことがわかる。

4.5 ライナー材の材質の違いによる比較

ライナー材の違いによる影響を調べるため、ライナー材の材料特性のみが異なるケース SA-LA-V80, SA-LB-V80, SA-LC-V80, SA-LD-V80, SA-LE-V80 について解析結果を比較する。

4.5.1 頭部重心の加速度

プラトー応力と合成加速度の最大値の関係を図 4-24 に示す。

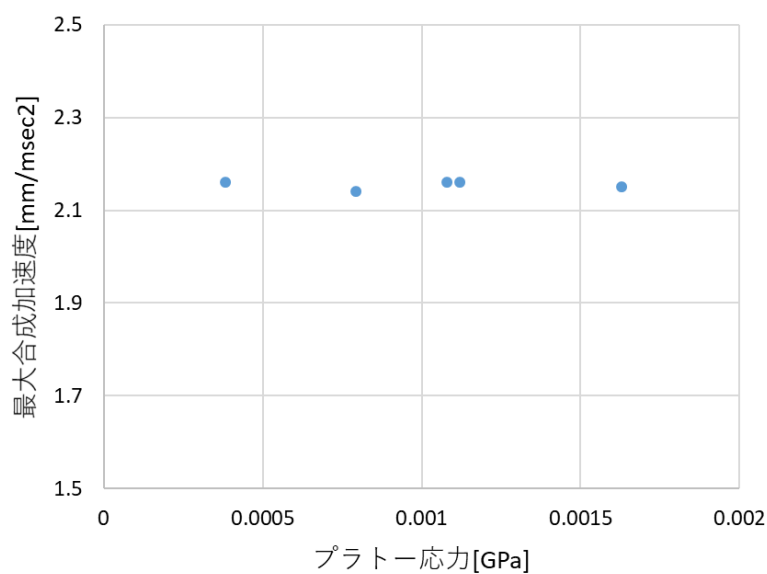


図 4-24 プラトー応力と最大合成加速度の関係

図 4-25, 図 4-26, 図 4-27, 図 4-28 にプラトー応力が最大のライナーCを使用したケース (SA-LC-V80) とプラトー応力が最小のライナーDを使用したケース (SA-LD-V80) における頭部重心の加速度各成分と合成加速度の時間変化について示した。

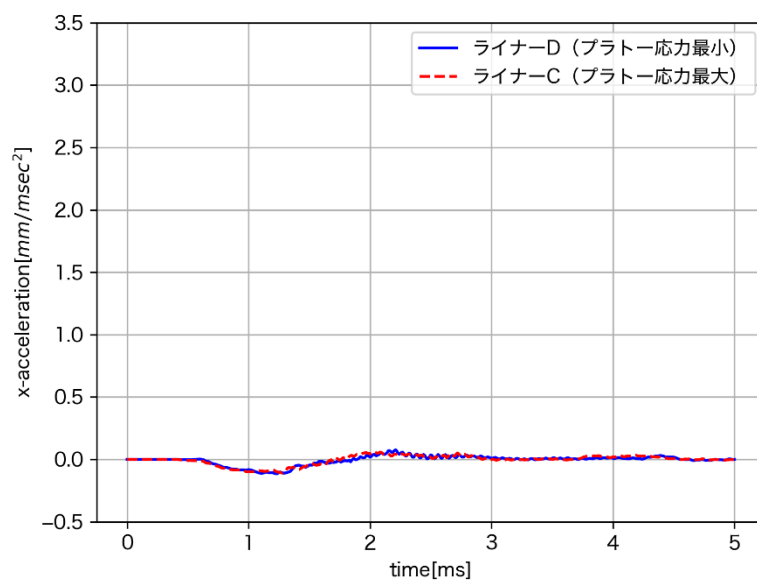


図 4-25 頭部重心の加速度 x 成分（ライナー材の材質の違いによる比較）

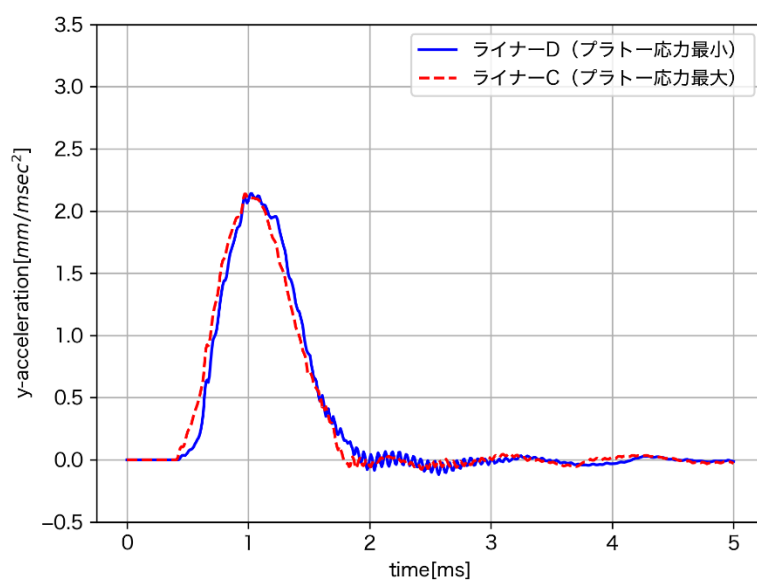


図 4-26 頭部重心の加速度 y 成分（ライナー材の材質の違いによる比較）

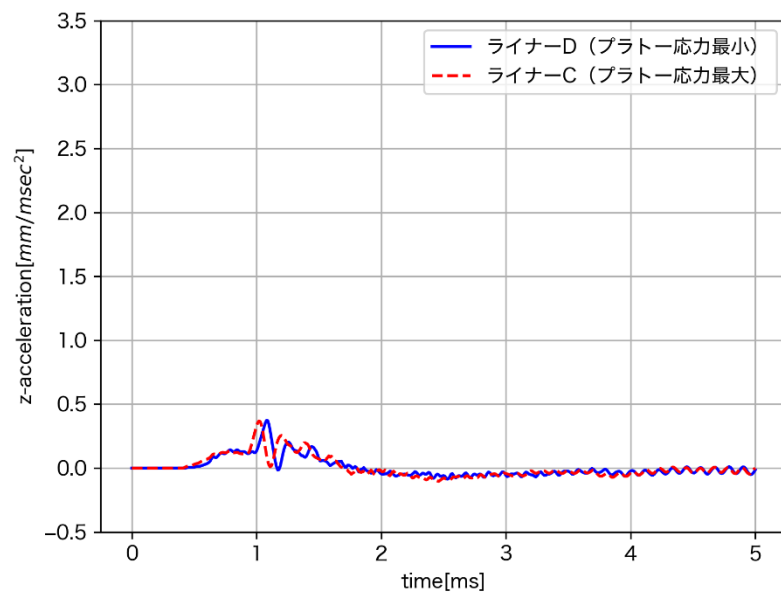


図 4-27 頭部重心の加速度 z 成分（ライナー材の材質の違いによる比較）

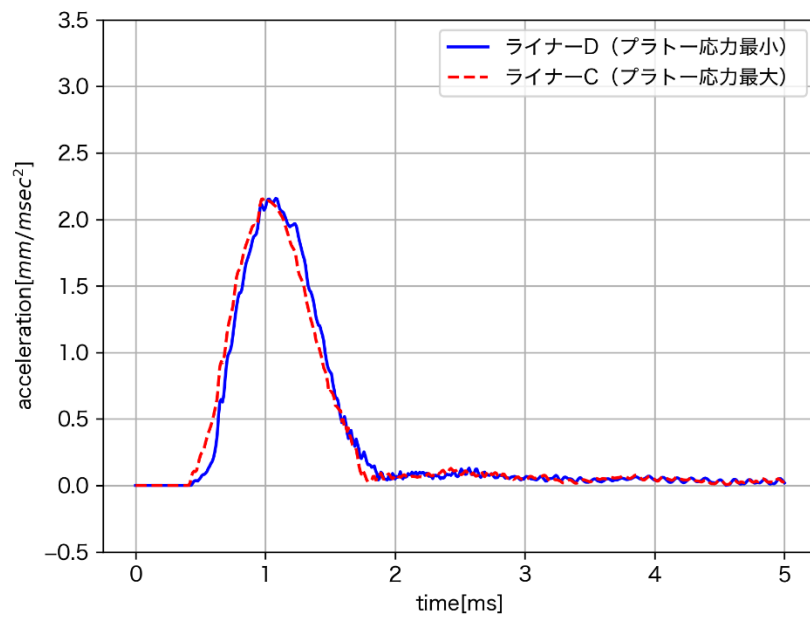


図 4-28 頭部重心の合成加速度（ライナー材の材質の違いによる影響）

図 4-24 において、ライナー材のプラトー応力が 4.28 倍になると、合成加速度の最大値は 0.995 倍になり、プラトー応力が大きくなっても合成加速度の最大値を減少は十分小さいことがわかる。

図 4-25、図 4-26、図 4-27、図 4-28 から、ライナー材のプラトー応力が大きくなると、

加速度の最大値は変わらないが、加速度の立ち上がりがわずかに早くなることがわかった。

4.5.2 頭部重心の角加速度

図 4-29 にプラトー応力と合成角加速度の最大値の関係を示した。

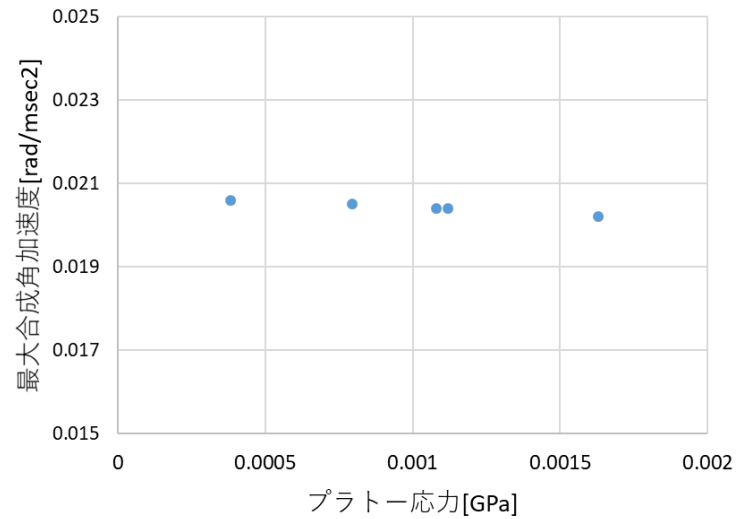


図 4-29 プラトー応力と最大合成角加速度

図 4-30, 図 4-31, 図 4-32, 図 4-33 に各ケースにおける頭部重心の角加速度成分の時間変化について示した。

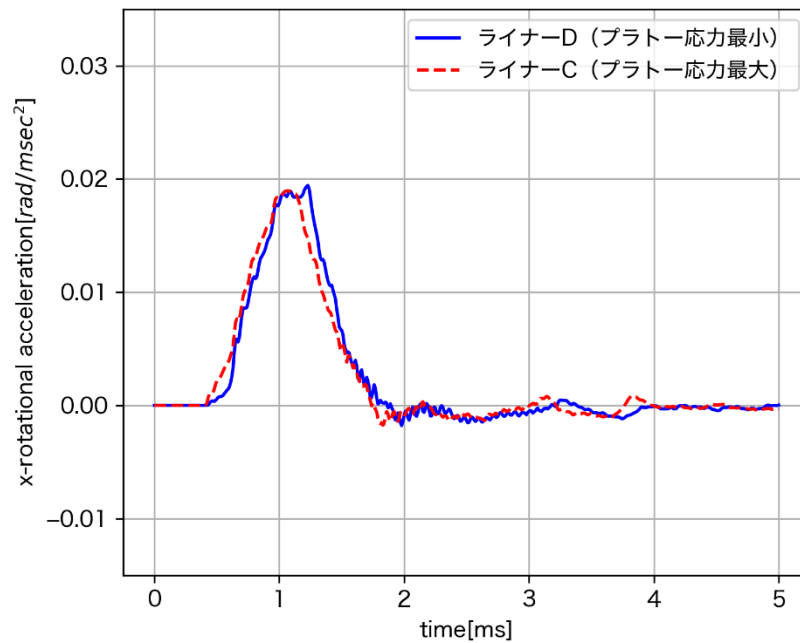


図 4-30 頭部重心の角加速度 x 成分（ライナー材の材質の違いによる影響）

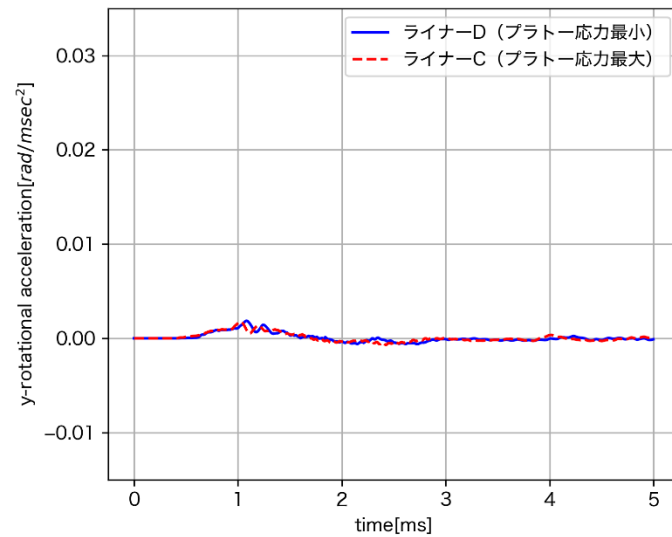


図 4-31 頭部重心の角加速度 y 成分（ライナー材の材質の違いによる影響）

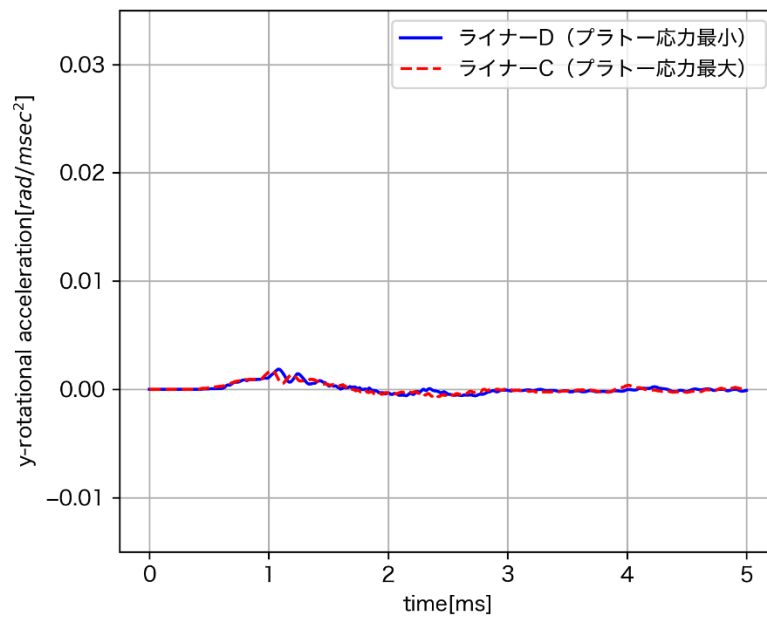


図 4-32 頭部重心の角加速度 z 成分（ライナー材の材質の違いによる影響）

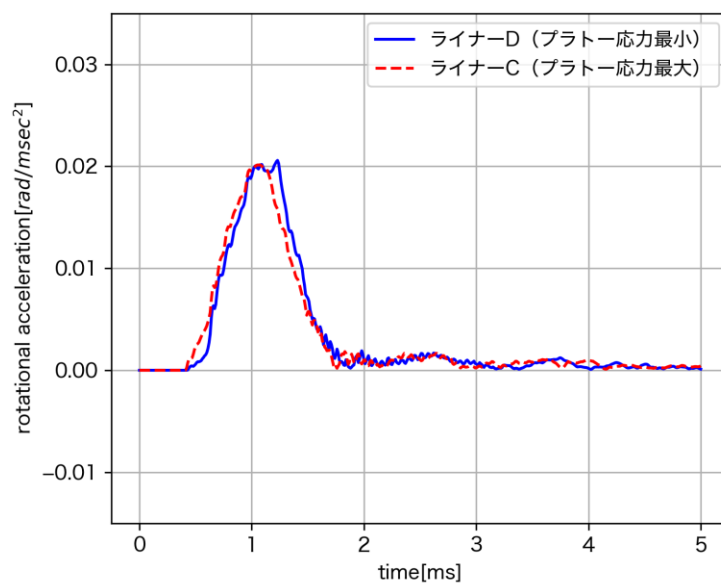


図 4-33 頭部重心の合成角加速度（ライナー材の材質の違いによる影響）

図 4-29 において、ライナー材のプラトー応力が 4.28 倍になると、合成加速度の最大値は 0.98 倍になり、プラトー応力が大きくなっても、合成加速度の最大値の減少はほとんどないことがわかる。

図 4-30, 図 4-31, 図 4-32, 図 4-33 から、ライナー材のプラトー応力が大きくなると、加速度の最大値はほとんど変わらないが、加速度の最大値付近を取る時間が短くなることがわかった。

4.5.3 傷害指標

図 4-34 にプラトー応力と HIC の関係を示す。

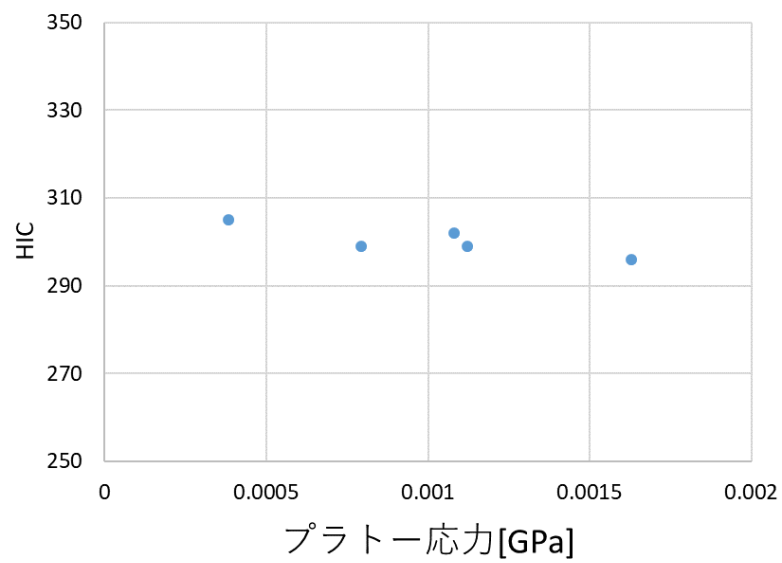


図 4-34 プラトー応力と HIC の関係

図 4-34 において、ライナー材のプラトー応力が 4.28 倍になると、合成加速度の最大値は 0.97 倍になり、プラトー応力が大きくなっても HIC の減少は十分小さいことがわかる。

4.6 衝突するボールの速度の影響

ボールの速度の違いでシェル材の材質による影響やライナー材の材質による影響に変化が出るかどうかを調べるために行ったケースの解析結果は付録 A にまとめた。付録 A に示した各グラフや表 4-3, 表 4-4 の頭部傷害指標の一覧を見ると、速度が大きいもののほうが各運動成分の大きさや傷害指標は大きくなる傾向があるが、シェル材の材質による影響やライナー材の材質によって、各運動成分の時間変化における材質ごとの違いは速度によって変化しないことがわかった。

表 4-3 速度とシェル材の違いによる傷害指標一覧

ケース	HIC
SB-LA-V80	299
SB-LA-V90	441
SB-LA-V100	623
SE-LA-V80	288
SE-LA-V90	427
SE-LA-V100	605

表 4-4 速度とライナー材の違いによる傷害指標一覧

ケース	HIC
SA-LC-V80	296
SA-LC-V90	437
SA-LC-V100	617
SA-LD-V80	305
SA-LD-V90	442
SA-LD-V100	622

4.7 ライナー材のプラトー領域の影響

ライナー材のプラトー領域の有無による影響を調べるために行ったケースの解析結果は付録 B にまとめた。付録 B からわかるように、SA-LC-V80 と SA-LElastic-V80 を比べると、頭部重心の加速度、角加速度成分の時間変化のグラフの形状のすべてに違いが生じた。

また、表 4-5 に示すように、頭部傷害指標においても、プラトー領域のない仮想的なライナー材を想定した SA-LElastic-V80 ほうが大きくなっている。

表 4-5 速度とプラトー領域の有無による頭部傷害指標一覧

ケース	HIC
SA-LC-V80	299
SA-LElastic-V80	338

SA-LElastic-V80 は弾性体と同じ挙動を示すため、これよりライナー材が発泡体である時と、弾性体であるときとでは、ライナー材の衝撃吸収の方法が異なっており、発泡体のほうが緩衝性能に優れることがわかる。

4.8 考察

4.8.1 先行研究における結果との相違について

4.4 と 4.5 より，シェル材，ライナー材ともに，弾性（ヤング率，プラトー応力）が小さくても衝撃吸収性の上昇はほとんどないことがわかった．これは富岡ら[3][4]の研究結果やシェル材の影響についての Post ら[5]の研究結果とは異なり，ライナー材の影響についての Post らの研究結果とは同じとなる．Post らの研究では，異なる形状，材質のヘルメットを使用して実験を行っており，ヘルメットの形状の違いから，ヘルメットの種類ごとの実験結果に大きなばらつきが生じてしまっているため，有意な特徴が生じにくい実験条件であったことが考えられる．本研究では材質の違いにより緩衝性能に十分な差がないが，先行研究では差が出ていることを考慮すると，材質の影響よりも材質以外の影響のほうが大きいことが推測される．先行研究では，形状の異なるヘルメットを使用していることから，形状が緩衝性能に大きな影響を与えることが推測される．

4.8.2 ライナー材の衝撃吸収メカニズムと緩衝性能について

ボールがヘルメットに衝突したとき，どの解析ケースにおいても図 4-35 に示すように，ライナー材上の応力は円形に分布するため，ひずみも同様に円形に分布する．

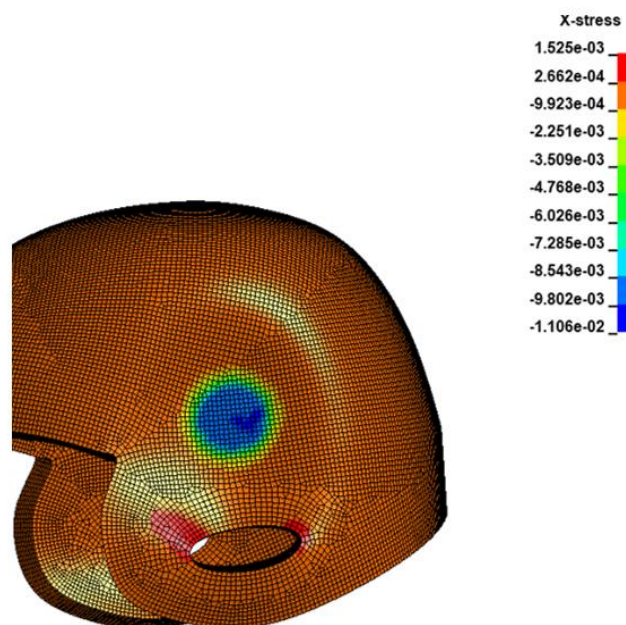


図 4-35 ライナー材応力分布

ひずみの分布をしらべるために、頭部重心の加速度が最大となる $t=1.0\text{msec}$ において、ひずみが最も大きい場所（図 4-35 の応力分布の円の中心を表し、以降は衝突中心と呼ぶ）を起点にひずみがほとんど生じていないところまで、図 4-36 のように取り出し、生じたひずみを調べた。

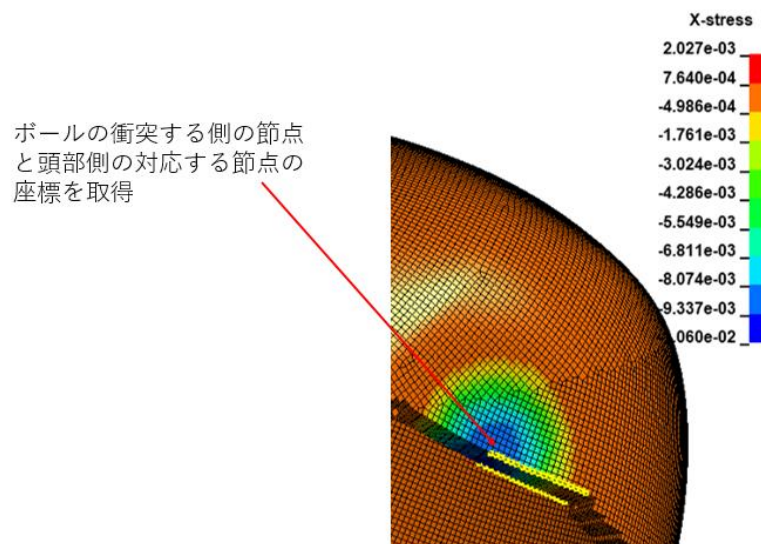


図 4-36 ひずみ分布算出のための節点の取得方法

ここでは、プラトー領域の有無を調べるために、SA-LC-V80 と SA-LElastic-V80 でのひずみの分布を図 4-37 にしめす。原点は衝突中心である。

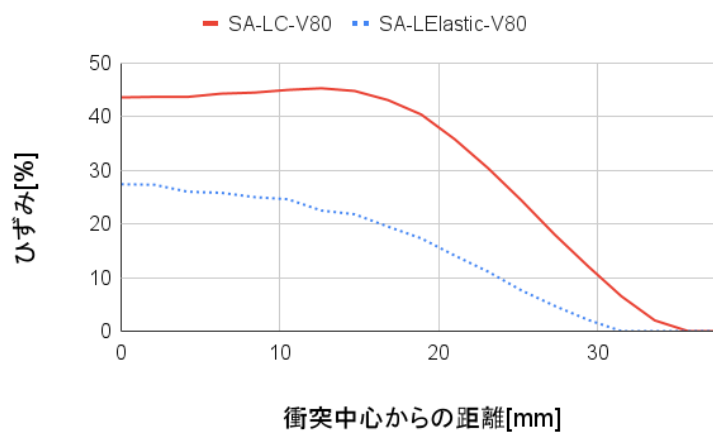


図 4-37 ひずみの分布

図 4-37 からわかるように、プラトー領域があることにより、衝突中心付近の衝突面は平

坦になっている。これは、発泡体はプラトー領域では弾性領域や綿密化領域とくらべ、ひずみが生じやすいためである。ひずみが弾性領域や綿密化領域にある節点では、ひずみがプラトー領域にある節点へかかる力が逃げ、プラトー領域にある節点のひずみが進行しやすくなるためであると考えられる。そのため、発泡体は弾性体よりひずみが進行しやすいため、弾性体と比べてより多くのエネルギーを吸収できると考えられる。

またプラトー領域のあるライナー材では、衝突中心付近の衝突面が平坦になっているため、ボールの球面が衝突中心付近では平面になる。そのため、プラトー領域を有する方がボールの変形も大きくなると考えられる。

つまり、プラトー領域があるもののほうが、ライナー材とボールの変形が大きくなるため、よりエネルギーを吸収できると考えられる。

第5章 結論

5.1 結論

本研究では、有限要素法解析を用いて、野球用ヘルメットのシェル材及びライナー材の材質の違いがどのように緩衝性能に影響を与えるかを研究した。まず、シェル材とライナー材の物性値を現実的なものとするため、実際の野球用ヘルメットで使用されているシェル材とライナー材の物性値をそれぞれ曲げ試験、圧縮試験を行い測定した。

次に有限要素法モデリングを行い、試験で測定した物性を解析モデルにわりあて、有限要素法解析を行った。この解析では、シェル材の材質の違い、ライナー材の材質の違い、ボールの速度の違い、ライナー材の応力-ひずみ曲線のプラトー領域の有無による違いの4つについて調べた。解析結果からライナー材やシェル材の材質による違いで生じる緩衝性能の違いはほとんどないことがわかった。そのため、材質の違いよりも材質以外の違いのほうが緩衝性能に大きな影響を与えることが推測できる。

ボールの速度の違いによる比較から、ボールの衝突速度が速いほうがボールの衝突時の運動エネルギーが大きいため、衝突時の頭部へのダメージは大きくなるが、加速度、角加速度の時間変位の特徴は、速度が変化しても変わらないことがわかった。

また、ライナーの応力-ひずみ曲線プラトー領域がない場合は緩衝性能に劣ることがわかった。プラトー領域によりひずみが広い範囲で生じ、衝撃が多く吸収されるためであることがわかった。

5.2 今後の展望

本研究においては、材質以外の影響のほうが材質の影響よりも大きいことが推測されたが、実際に確かめられていないため、材質以外でどの要素が緩衝性能に大きな影響を与えるかを調べる必要がある。

また、本研究では頭部は静止した状態でボールを衝突させたが、実際の野球において、頭部にボールがぶつかる時（頭部死球）、多くの場合で選手は避ける動作をするため、避ける動作を考慮した解析モデルを使用して解析を行うことにより、より現実的なシミュレーションを行うことが望ましい。

付録 A 速度を変えた時の解析結果

A1 シェル材の材質の違い

ケース SB-LA-V80, SB-LA-V90, SB-LA-V100, SE-LA-V80, SE-LA-V90, SE-LA-100 の解析結果を、頭部重心の加速度各成分、合成加速度、角加速度各成分、合成角加速度の順で示す。

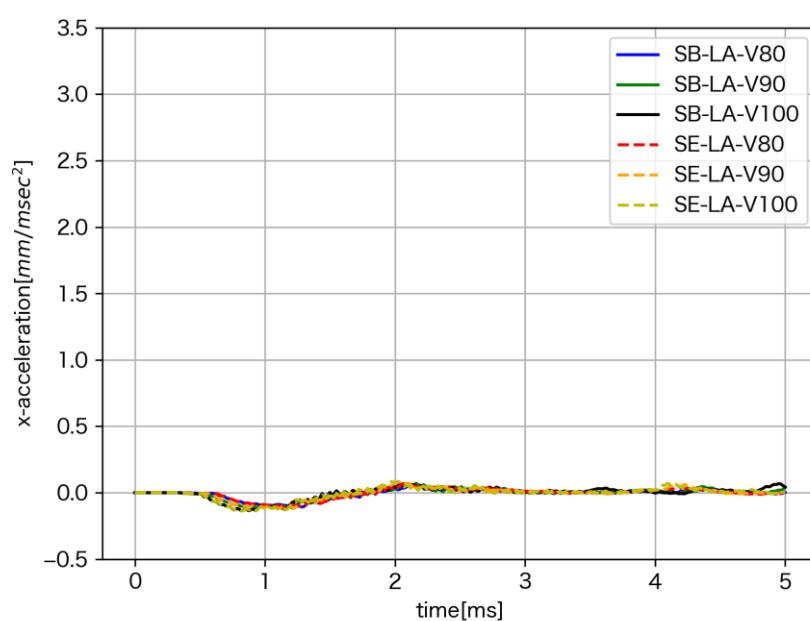


図 A-1 頭部重心の加速度 x 成分

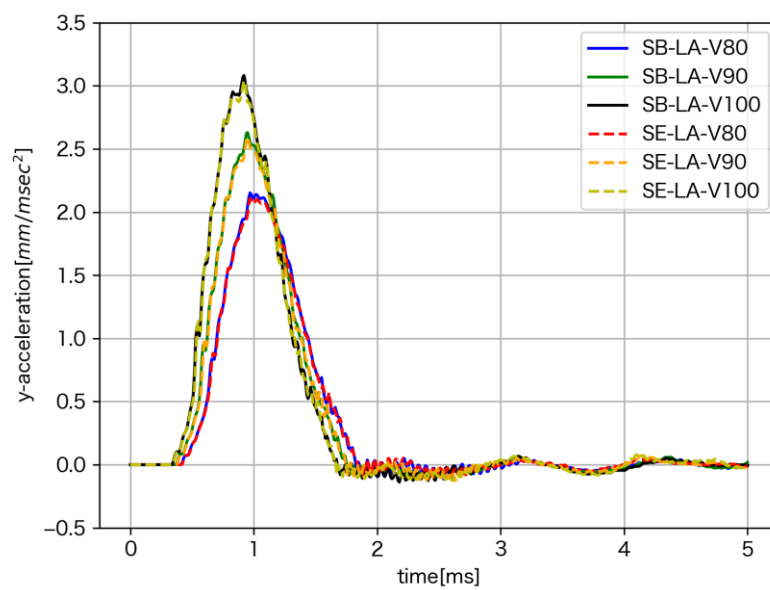


図 A-2 頭部重心の加速度 y 成分

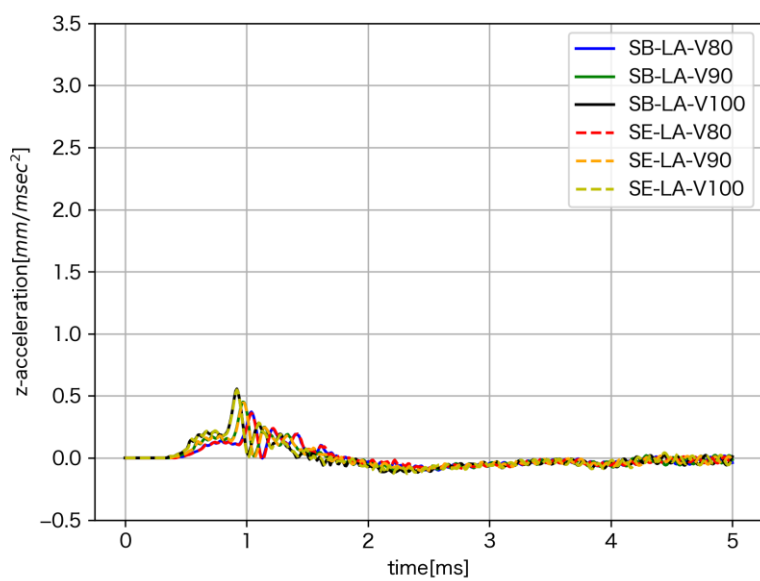


図 A-3 頭部重心の加速度 z 成分

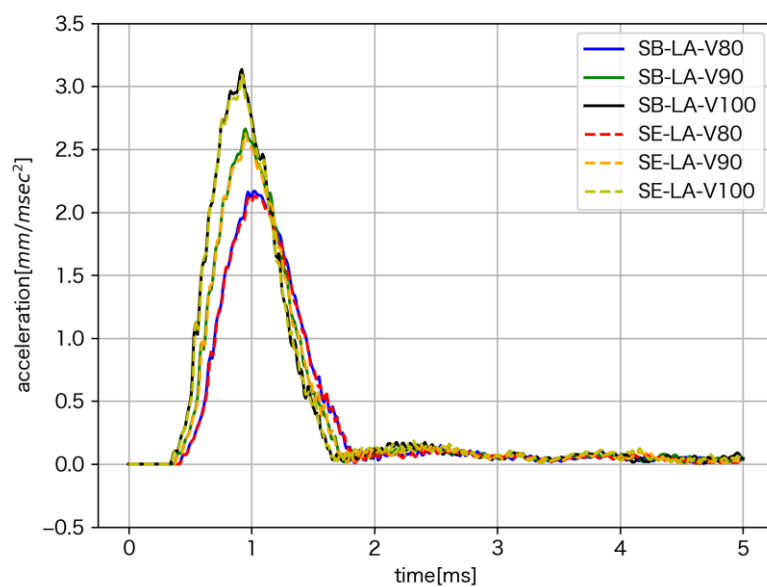


図 A-4 頭部重心の合成加速度

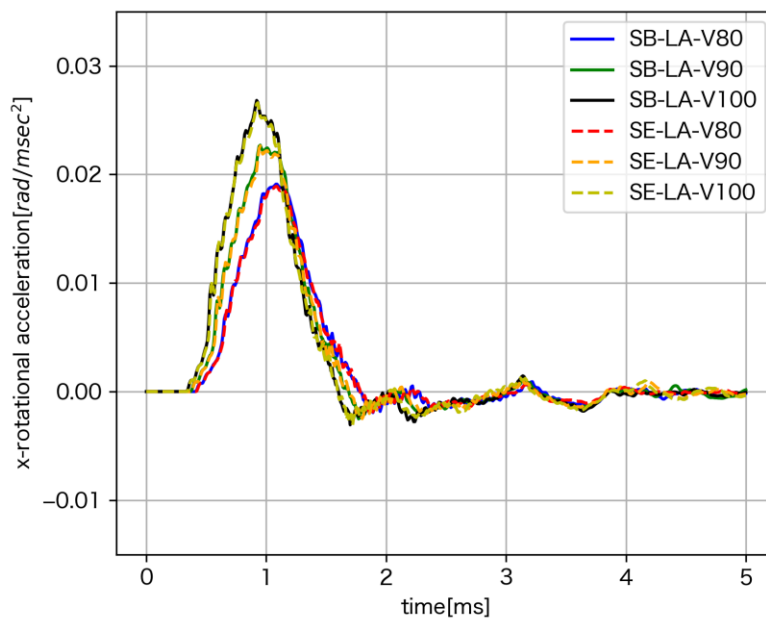


図 A-5 頭部重心の角加速度 x 成分

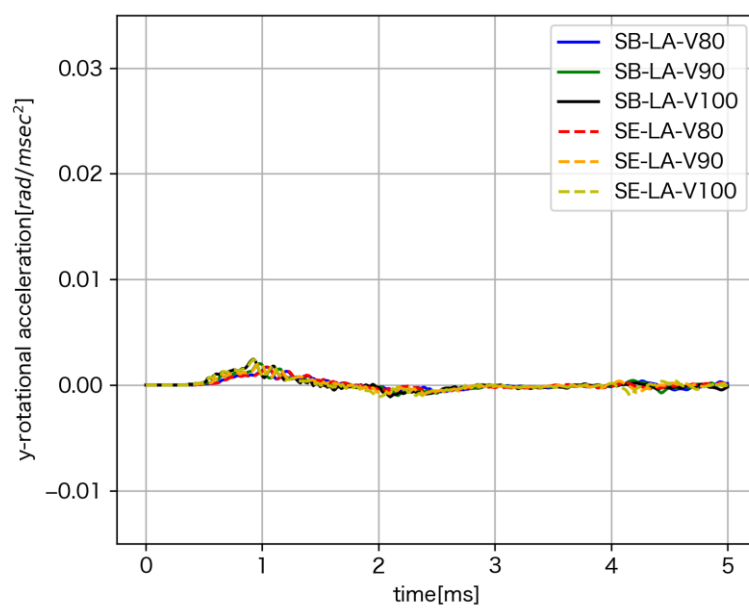


図 A-6 頭部重心の角加速度 y 成分

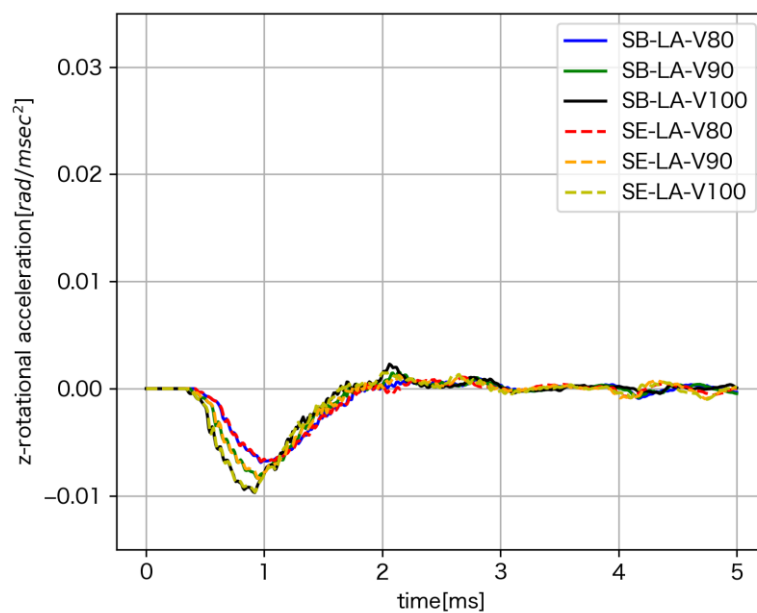


図 A-7 頭部重心の角加速度 z 成分

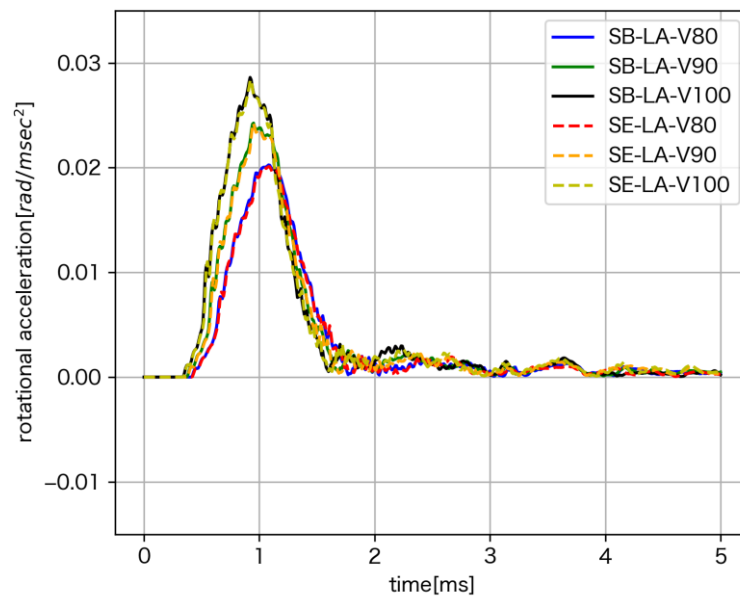


図 A- 8 頭部重心の合成角加速度

A2 ライナー材の材質の違い

ケース SA-LC-V80, SA-LC-V90, SA-LC-V100, SA-LD-V80, SA-LD-V90, SA-LD-100 の解析結果を, 頭部重心の加速度各成分, 合成加速度, 角加速度各成分, 合成角加速度の順で示す.

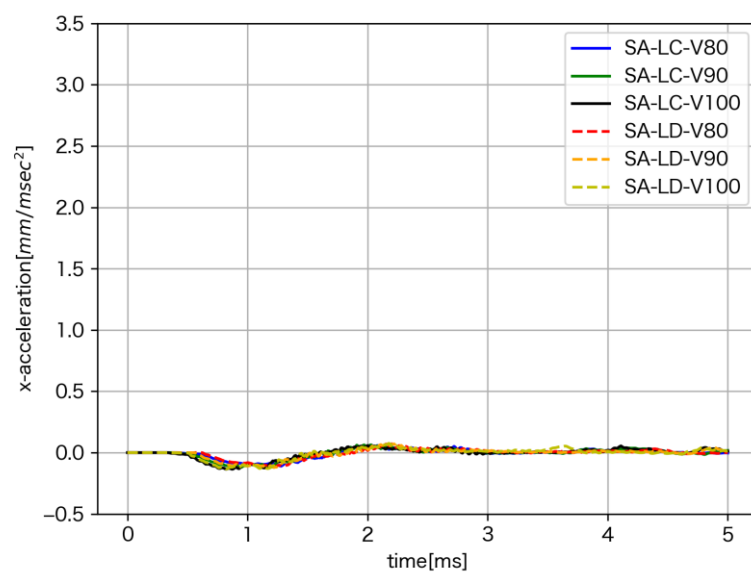


図 A-9 頭部重心の加速度 x 成分

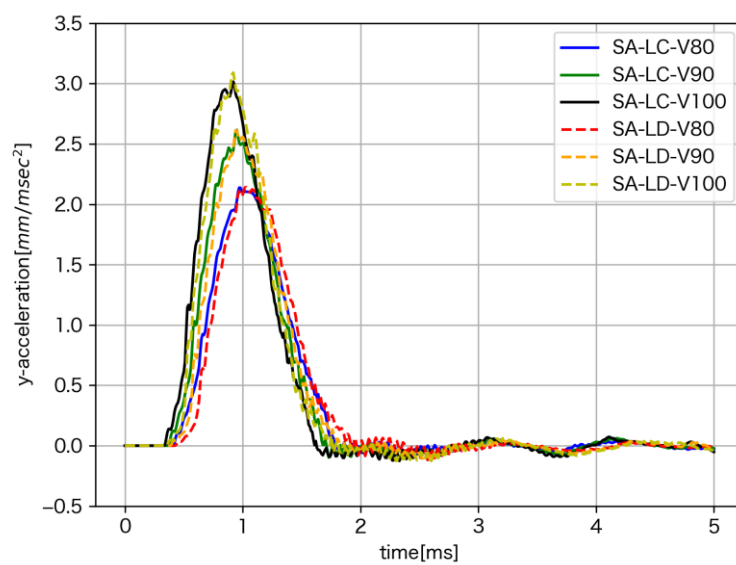


図 A-10 頭部重心の加速度 y 成分

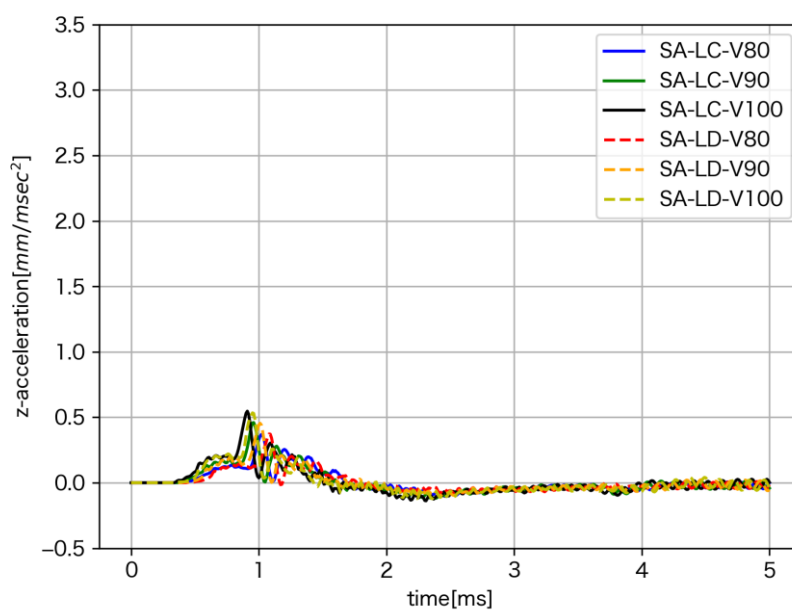


図 A-11 頭部重心の加速度 z 成分

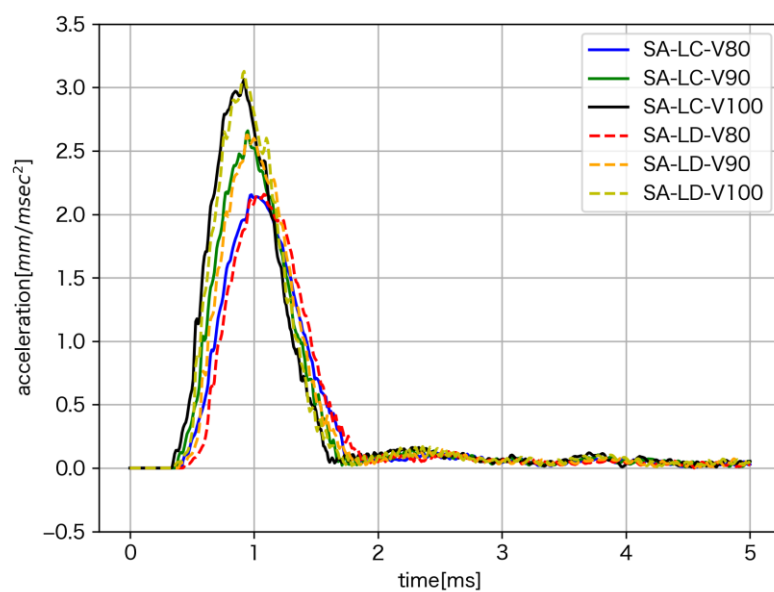


図 A-12 頭部重心の合成加速度

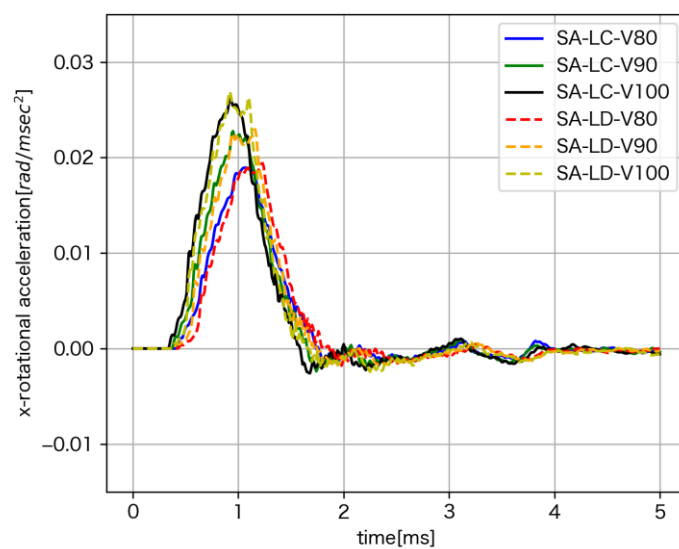


図 A- 13 頭部重心の角加速度 x 成分

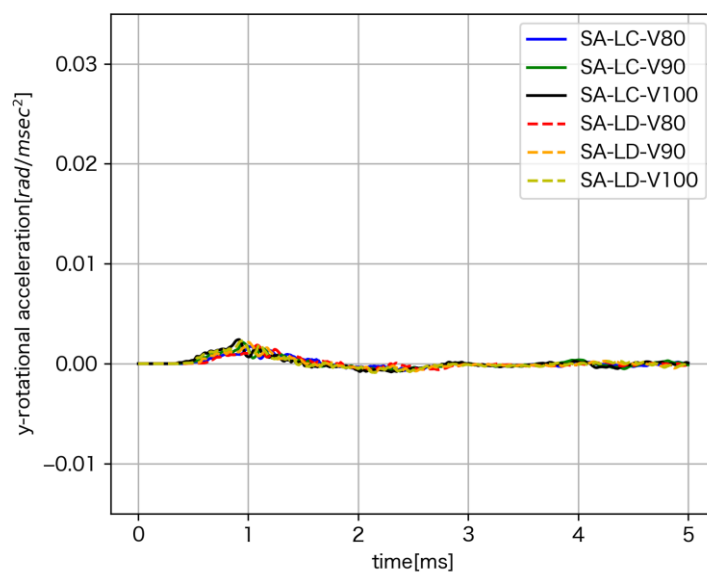


図 A- 14 頭部重心の角加速度 y 成分

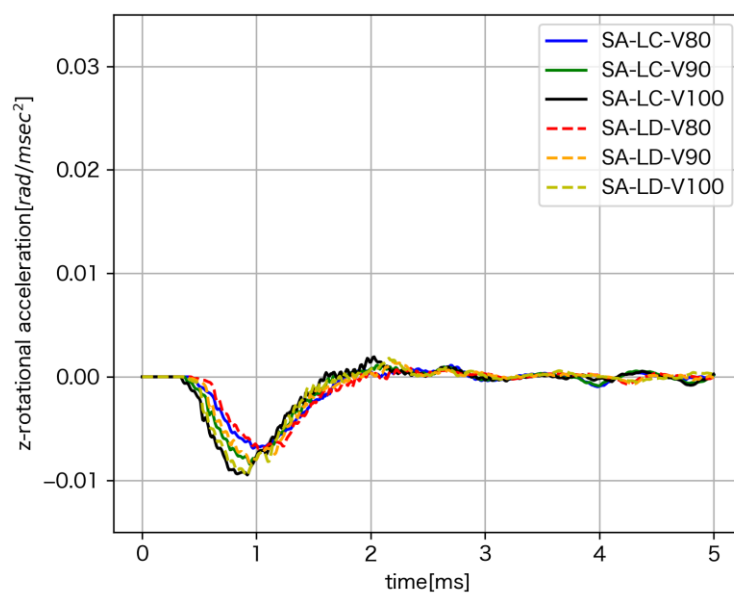


図 A- 15 頭部重心の角加速度 z 成分

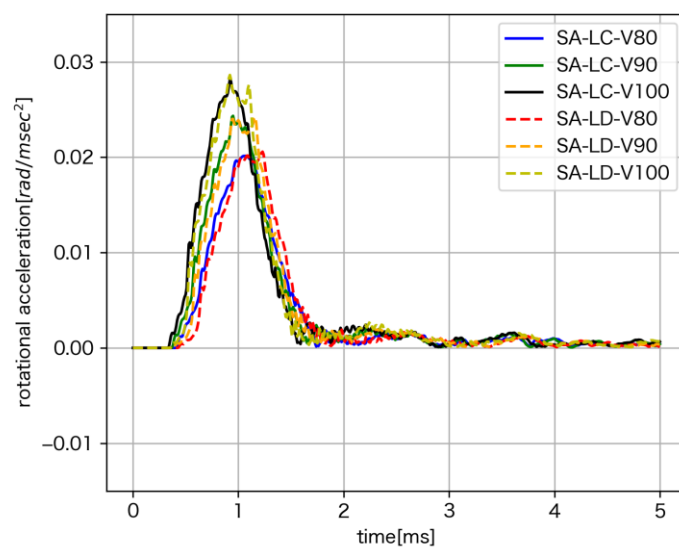


図 A- 16 頭部重心の合成角加速度

付録 B ライナー材のプラトー領域の影響の解析結果

ケース SA-LC-V80, SA-LElastic-V80 の解析結果を, 頭部重心の加速度各成分, 合成加速度, 角加速度各成分, 合成角加速度の順で示す.

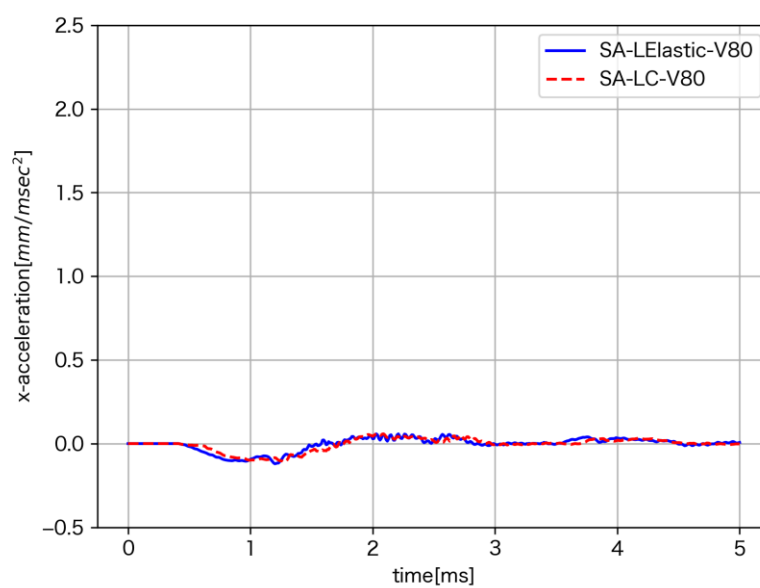


図 B- 1 頭部重心の加速度 x 成分

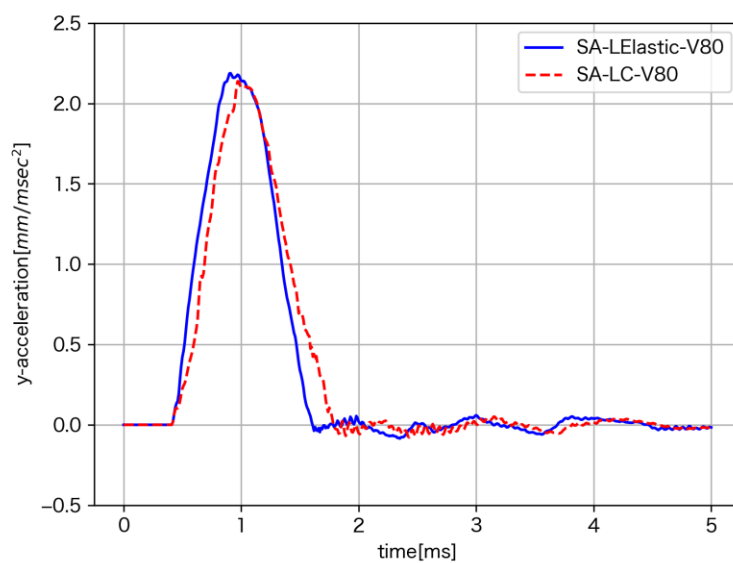


図 B- 2 頭部重心の加速度 y 成分

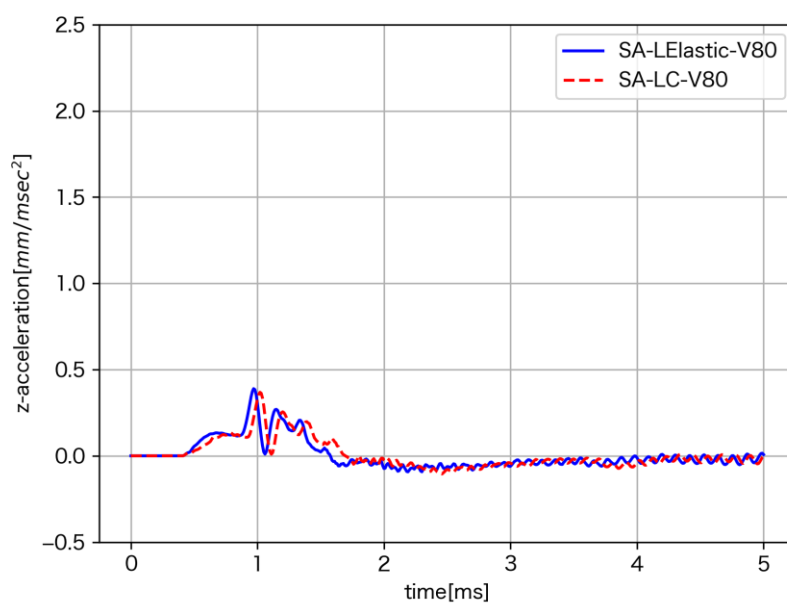


図 B- 3 頭部重心の加速度 z 成分

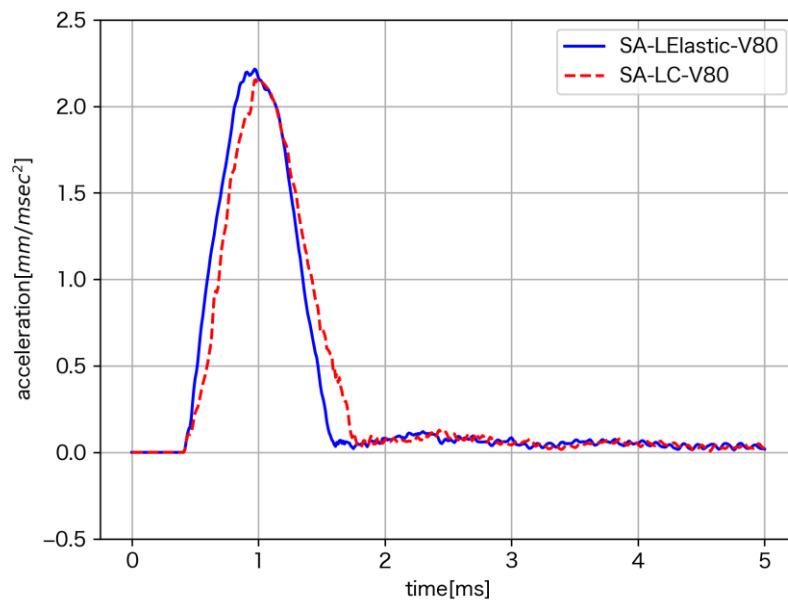


図 B- 4 頭部重心の合成加速度

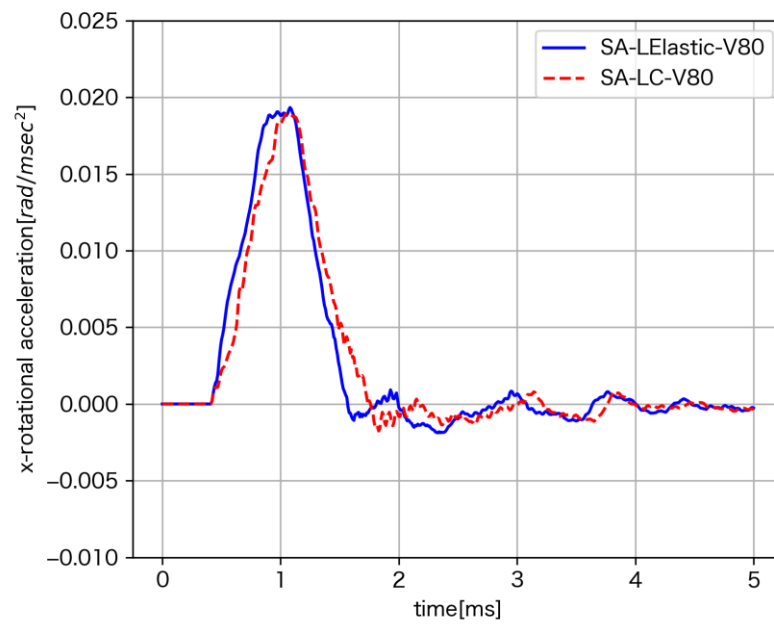


図 B- 5 頭部重心の角加速度 x 成分

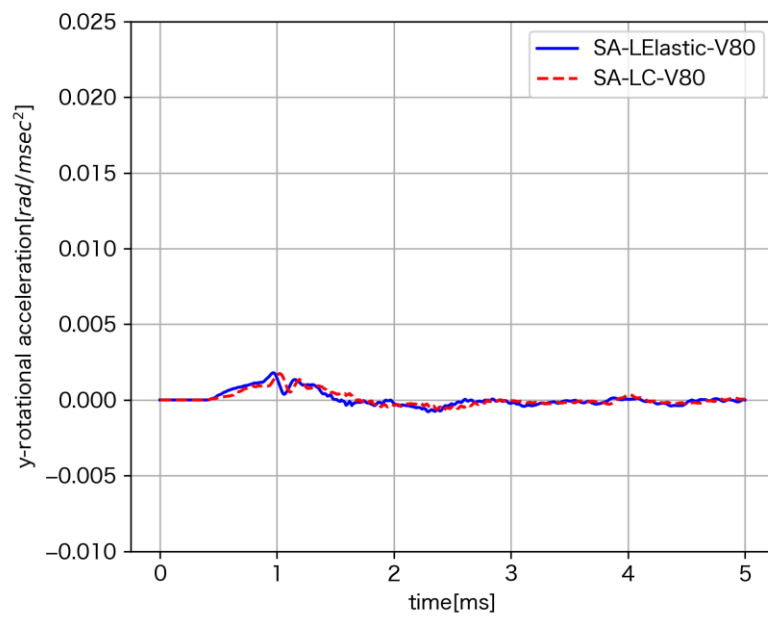


図 B- 6 頭部重心の加速度 y 成分

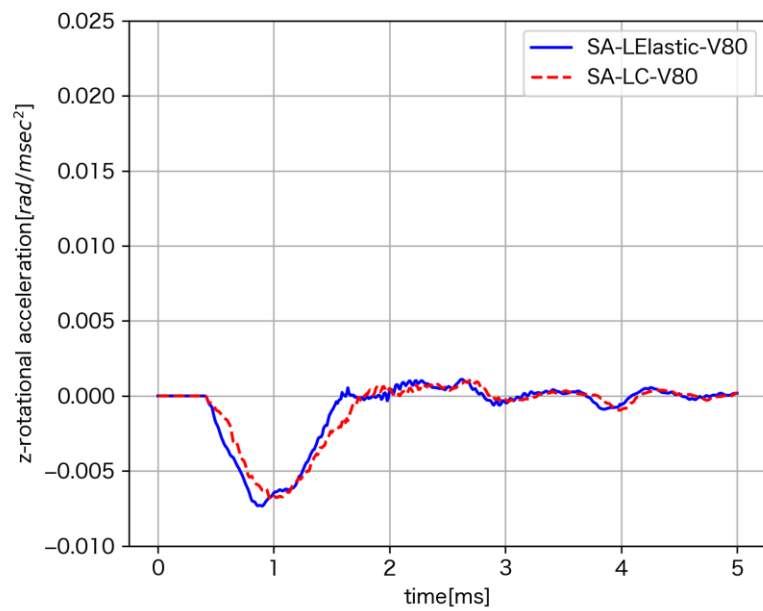


図 B- 7 頭部重心の加速度 z 成分

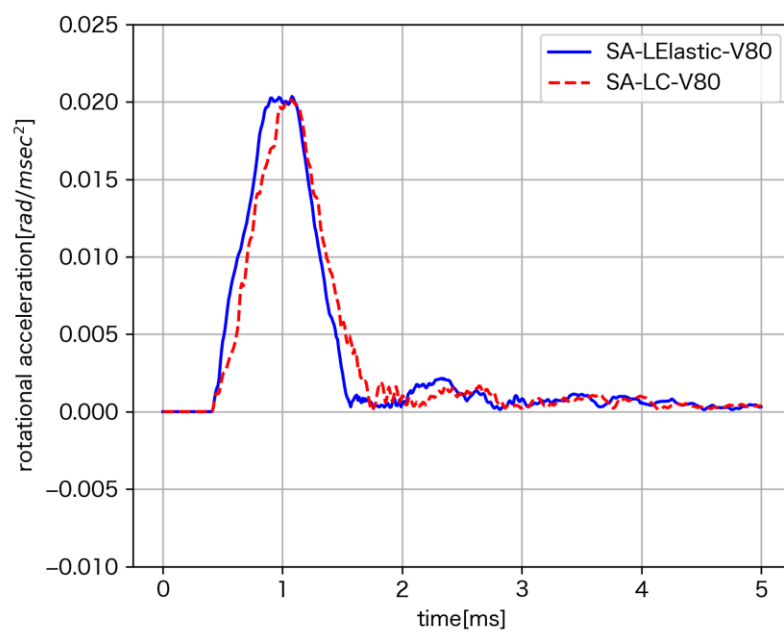


図 B- 8 頭部重心の合成角加速度

謝辞

本研究を進めるにあたり、多くの方にご指導とご協力を賜りました。ここに感謝の意を評します。

本研究は泉教授のご指導のもと進められました。泉教授にはご多忙であるにも関わらず、研究の進め方や研究における心構え、論文の書き方など親身になってご指導いただきました。また、人体衝撃や有限要素法解析、材料力学など幅広い知見から本質的なご助言をいくつもいただきました。深く感謝申し上げます。

また、榊間助教には、毎週行われる研究会や、進捗に関する相談で、いくつもの助言をしていただきました。誠にありがとうございます。

独立行政法人労働者県境安全機構 労働安全衛生総合研究所様には、野球用ヘルメットを構成する材料の物性値を測定するために、高性能な微小材料試験機を貸していただきました。また、本研究室の緒方さんには、物性値測定の試験の基本から試験機の使い方まで懇切丁寧に教えていただきました。ありがとうございました。

本研究室では、人体衝撃や解析ソフトウェアに関する知見をもとに研究全般について教えていただいた永長さんや解析ソフトウェアの使い方を一から丁寧に教えていただいた三浦さんをはじめ、多くの先輩方に多大なご協力を賜りました。また、同期の皆とも切磋琢磨しながら研究を行うことができました。感謝致します。

最後に、今までの大学生活を陰ながら支えていただいた家族に感謝を申し上げます。

新田大河

参考文献

- [1] 先崎 章, “軽度外傷性脳損傷(MTBI)後の症状・障害と回復” *The Japanese Journal of Rehabilitation Medicine*, vol. 53, no. 4, pp. 298-304, 2016.
- [2] Yusuke Miyazaki, Jon Farmer, Miki Morimatsu, Shota Ito, Séan Mitchell, and Paul Sherratt, “Brain Pressure Wave Propagation during Baseball Impact”, *The 13th Conference of the International Sports Engineering Association*, June 2020.
- [3] 富岡 良平, 橋本 圭輔, 後藤 祐太, 新井 和吉, 岩原 光男, 長松 昭男, “硬式野球用ヘルメットの緩衝性能に及ぼすシェル材料の曲げ特性の影響(外傷バイオメカニクス)”, *ジョイント・シンポジウム講演論文集：スポーツ工学シンポジウム：シンポジウム：ヒューマン・ダイナミックス*, vol. 2007, p. A9, 2007.
- [4] 富岡 良平, 高橋 大司朗, 新井 和吉, 岩原 光男, 長松 昭男, “硬式野球用ヘルメットの緩衝性能に及ぼすライナー材料の影響(野球 1)”, *ジョイント・シンポジウム講演論文集：スポーツ工学シンポジウム：シンポジウム：ヒューマン・ダイナミックス*, vol. 2008, p. A17, 2008.
- [5] Andrew Post, Clara Karton, T Blaine Hoshizaki, Michael D Gilchrist, and Julian Bailes, “Evaluation of the protective capacity of baseball helmets for concussive impacts”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 19, pp. 366-375, 2016.
- [6] 日本規格協会：JIS K7171（プラスチック-曲げ特性の求め方）, 2016.
- [7] 富田佳宏, 仲町英治, 中井善一, 上田整, *材料の力学*, 朝倉書店, 2005.
- [8] 日本規格協会：JIS K6400-2（軟質発泡材料-物理特性-第2部：硬さ及び圧縮応力-ひずみ特性の求め方）, 2012.
- [9] 小塚祐也, 野々川舞, 西脇剛史, 中西康雅, 小林卓哉, “発泡樹脂のヒステリシス挙動シミュレーション”, *計算力学講演会講演論文集*, vol. 2016.29, p. 4_166, 2016.
- [10] 日本規格協会：JIS H 7902（ポラス金属の圧縮試験方法）, 2016.
- [11] Aravind Athiviraham I, Adam Bartsch, Prasath Mageswaran, Edward C Benzel, Brian Perse, Morgan H Jones, and Mark Schickendantz, “Analysis of baseball-to-helmet impacts in major league baseball”, *Am J Sports Med.* 2012, vol. 40, pp. 2808-2814, 2012.
- [12] 水野幸治, *自動車の衝突安全*. 名古屋大学出版, 2012.
- [13] J. Sebastian Giudice, Gwansik Park, Kevin Kong, Ann Bailey, Richard Kent, and Matthew B. Panzer, “Development of Open-Source Dummy and Impactor Models for the Assessment of American Football Helmet Finite Element Models”, *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 47, pp. 464-474, 2019.
- [14] Umud Esat Ozturk, GunayAnlas, “Finite element analysis of expanded polystyrene foam under multiple compressive loading and unloading”, *Materials & Design*, vol. 32, pp. 773-780, 2011.

- [15] 永長敬弘, “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.
- [16] Bandak, F.A., "Shaken baby syndrome: A biomechanics analysis of iniury mechanisms", Fbrensic Science InternationalVbl.151(2005), pp.71-7