

2025 年度

多様な個人の自動車のシートベルト装着位置・

着座姿勢と衝突時の乗員保護

補助事業報告書

名古屋大学



本研究は公益財団法人 JKA による「2025年度機械振興補助事業(研究補助)」の助成を受けて実施しました。

# 目次

<b>第1章</b>	<b>被験者の姿勢とベルト位置計測</b>	1
1.1.	静的計測	2
1.1.1.	方法	2
1.1.2.	結果	3
1.2.	動的計測	6
1.2.1.	骨盤姿勢の計測	6
1.2.2.	実験参加者	8
1.2.3.	走行実験結果	8
<b>第2章</b>	<b>人体モデル群の構築とシミュレーション</b>	12
2.1.	人体モデル	12
2.2.	衝撃シミュレーション	14
2.2.1.	計算条件	14
2.2.2.	乗員の挙動	15
2.2.3.	サブマリン発生予測モデル	17
2.3.	スレッド実験	18
<b>第3章</b>	<b>安全対策の検討</b>	22
3.1.	骨盤回転角の解析方法	22
3.1.1.	骨盤モデルと運動方程式	22
3.1.2.	計算結果	23
3.2.	乗員保護対策の検討	25
3.2.1.	分析方法	25
3.2.2.	骨盤前方変位	26
3.2.3.	骨盤後方回転	27
3.3.	4点式シートベルト	29

本研究は公益財団法人 JKA による「2025 年度機械振興補助事業（研究補助）」競輪の助成を受けて実施されたものである。

研究代表者 名古屋大学 水野幸治

# 第1章 被験者の姿勢とベルト位置計測

シートベルトは、衝突時の自動車乗員の傷害を低減する効果が実証されている重要な乗員保護システムであり、前面衝突時には、ラップベルトが骨盤前縁の上前腸骨棘（ASIS）に適切に係合している必要がある。ラップベルトがASISから外れて腹部へ移動するサブマリンが発生すると、重篤な腹部傷害を生じる可能性がある。サブマリン発生に関連するパラメータは、実験およびシミュレーションにより研究されてきた。衝突時に骨盤が後傾し、ラップベルトから腸骨前縁に作用する力の接線方向成分が、骨盤前縁とベルトの間の最大静止摩擦力を超えると、ラップベルトが滑り始めるというサブマリン発生機序が広く用いられている（図 1.1）。この機序にもとづき、骨盤前縁に対するラップベルトの角度であるベルト骨盤角が、サブマリン予測の重要なパラメータであることが示されている。さらに、初期状態でラップベルトが骨盤に十分係合していない場合もあるため、ベルト骨盤角に加えて、ASIS に対するラップベルト張力方向のオーバーラップ（図 1.2）も、サブマリン予測のパラメータとされている。

ここでは、後席に静的に着座した場合と、走行時間中における着座姿勢の推移を調べた。なお、研究は、名古屋大学工学研究科倫理委員会の承認を受けて実施した（2024-23-29）。

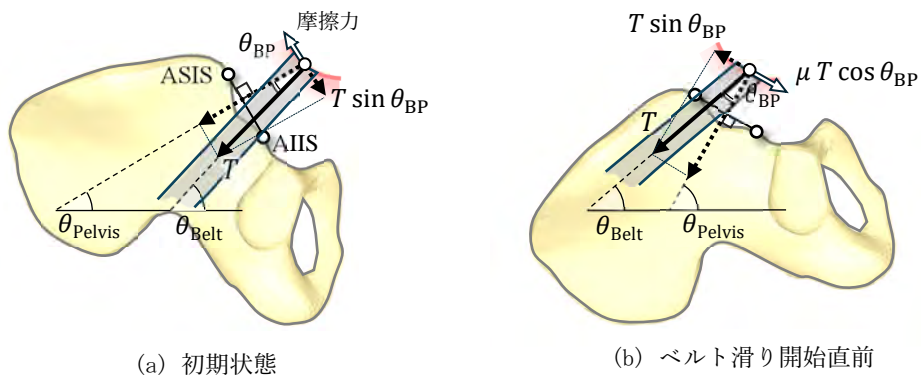


図 1.1 骨盤とベルトの相互作用によるサブマリンの発生モデル

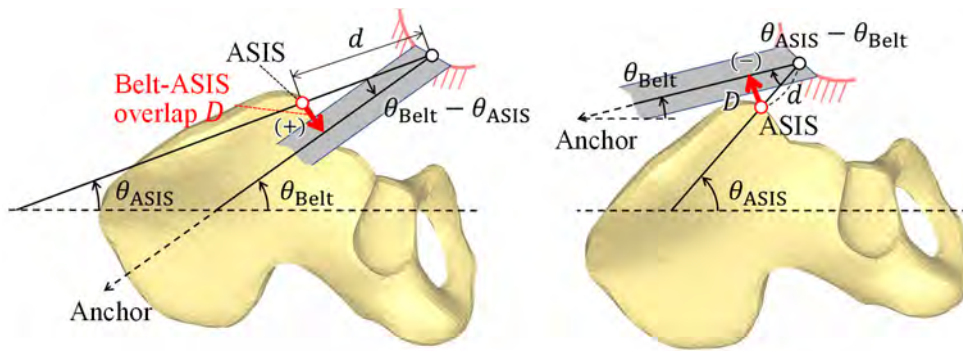


図 1.2 ベルト ASIS オーバーラップ

## 1.1. 静的計測

小型車における乗員の着座姿勢を計測した。事故時の重傷リスクが高いと報告されている女性を対象として、実車のシートに着座した状態におけるラップベルトと骨盤の位置関係を、実験室内で静的に計測した。ここで静的計測とは、車両を停止した状態で行う計測を指す。

### 1.1.1. 方法

人材派遣業者を通じて、20名の小柄な女性被験者を採用した。被験者の年齢、身長、体重、BMIを表に示す。20名の被験者の年齢は21～71歳（平均56歳）、身長は143.2～155.7 cm（平均151.4 cm）、体重は40.2～92.8 kg（平均55.0 kg）、BMIは19.6～38.3 kg/m<sup>2</sup>（平均23.9）であった。

被験者の体重と身長を測定した後、立位姿勢および剛体椅子にアップライト姿勢で着座した状態で人体計測を行った。次に、軽自動車の後席を用いて計測を行った。後席のシート座面前後長は475 mmである。さらに、シートバック角度を変更できない平坦な座面を有する後席シートにおいて、標準着座姿勢および腰部を100 mm前方に移動させたスローチング姿勢で人体計測を行った（図1.3、図1.4）。いずれの乗車姿勢においても、被験者はシートベルトを着用した。

乗車時の3次元測定器の原点は、被験者の体重による車体変位の影響を避けるため、車体側面に設定した。被験者を後席に着座させ、3次元測定器によって標点位置を測定した。標準着座姿勢で標点位置を測定した後、股関節の位置（HP）を約100 mm前方に移動させたスローチング姿勢で標点位置を測定した。後席では、標準着座姿勢においても、PSIS付近の腰部背面がシートバックから離れるスローチング傾向が見られた。そのため、計測後半の5名についてのみ、腰部背面をシートバックにできるだけ押し付けた状態で、骨盤角度および標点位置を計測した。

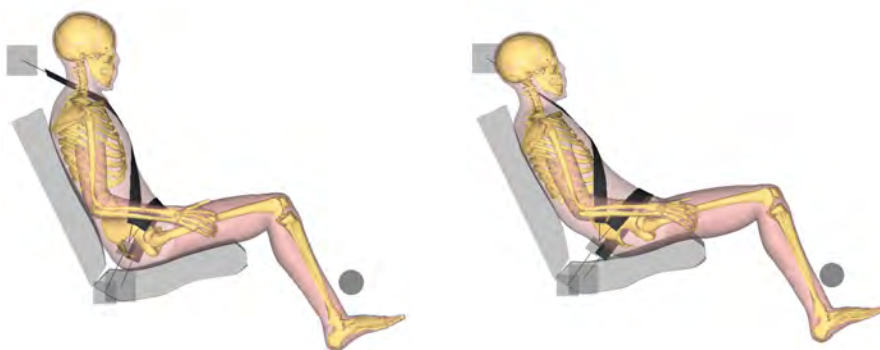
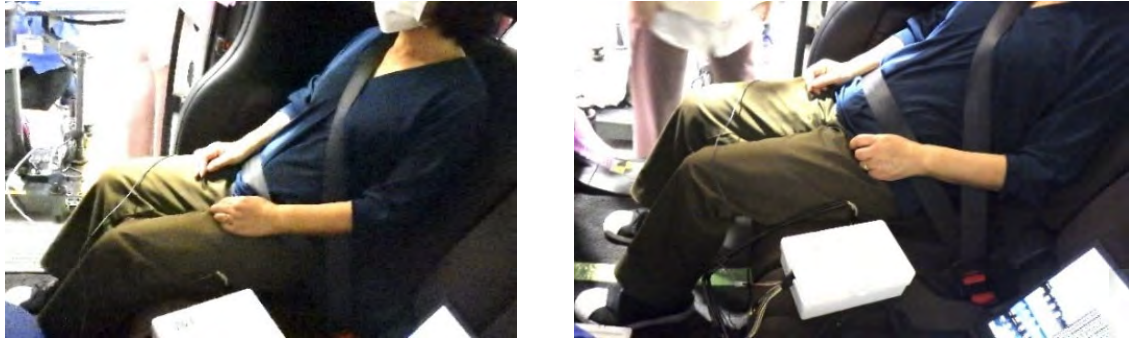


図1.3 乗員の標準着座姿勢とスローチング姿勢



(a) 標準姿勢 (b) スローチング姿勢 (R+100)

図 1.4 後席の標準着座姿勢とスローチング姿勢の計測

1.1.2. 結果

図 1.5 に、後席着座時における骨盤の ASIS-PSIS 角と身長の関係を示す。ASIS-PSIS 角と身長の間には明確な相関は見られない。一方、後席の通常着座条件 (R) では、身長が 150 cm 未満の被験者において、ASIS-PSIS 角が大きくなる傾向が見られる。これらの被験者でも、腰部背面をシートバックに接触させた着座条件 (R0) では ASIS-PSIS 角が小さくなる。この結果は、低身長の被験者では、後席の通常着座条件において腰部がシートバックから離れ、骨盤が前方に位置した姿勢を取りやすいことを示している。

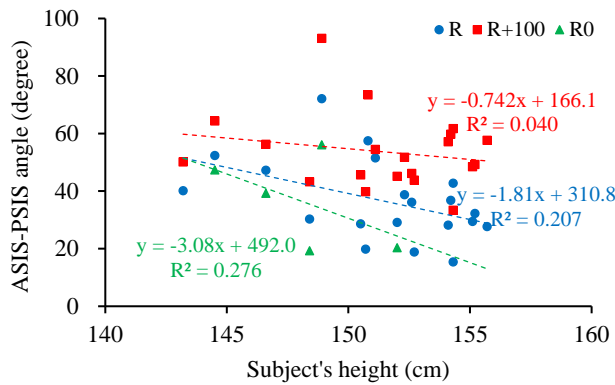


図 1.5 骨盤 ASIS-PSIS 角と被験者の身長 (後席)

後席着座被験者の大転子 HP と骨盤 PSIS のシート/シートバック交点からの前方距離と、身長、大腿骨長 (大転子から膝までの長さ) の関係を図 1.6 に示す。身長 152 cm 以下、あるいは大腿骨長が 42 cm 以下では、PSIS の位置が正值となっており、腰部背面がシートバックに接触していない被験者が存在していることを示している。図 1.7 に典型的な小柄乗員の着座姿勢を示す。通常、膝裏をシートクッション前端と合わせて着座するため、小柄乗員は大腿部長さとシート長の関係で、スローチング姿勢を取りやすく、骨盤が後傾する。

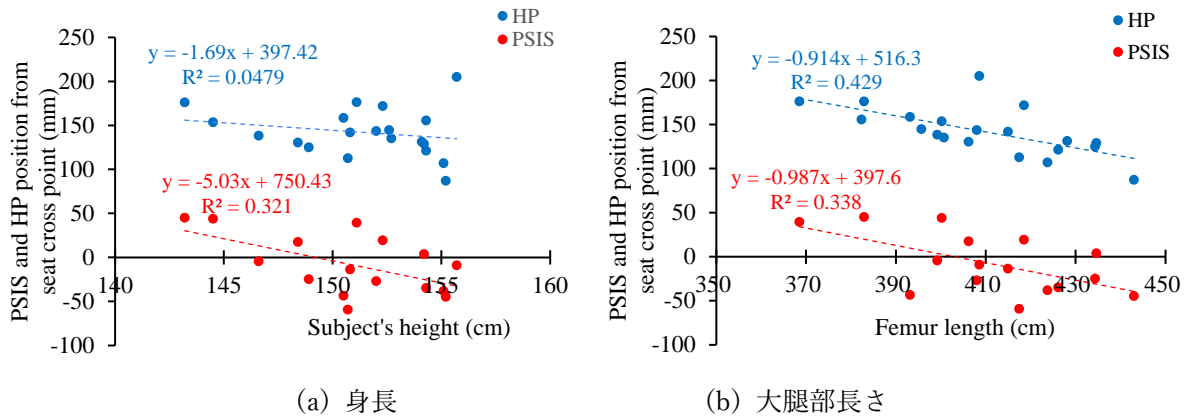


図 1.6 シート原点から骨盤 ASIS, PSIS の位置 (後席)



図 1.7 身長 150 cm 未満の乗員の典型的な着座姿勢 (後席)

図 1.8 に、腰部位置 (シート/シートバック交点から大転子までの距離) と骨盤 ASIS-PSIS 角との関係を示す。大転子位置が前方にあるほど、骨盤 ASIS-PSIS 角は増大する。身長 150 cm 未満の被験者 (図の白抜き表示) の ASIS-PSIS 角は、通常着座 (R) およびスラウチ姿勢 (R+100) において、身長の高い被験者よりも大きく、骨盤がより後傾した姿勢を示す。身長 150 cm 未満の被験者が後席に着座した場合、大腿長がシート座面長 (475 mm) より短いため、腰部がシートバックから離れ、大転子位置が前方に移動しやすいことが原因であると考えられる。

図 1.9 に後席のベルト骨盤角  $\theta_{BP}$  と大転子 HP 位置との関係を示す。HP がシート/シートバック交点から離れるに従って、骨盤が後傾するため、ベルト骨盤角 ( $\theta_{BP}$ ) も大きくなっている。通常着座 (R)、スラウチ姿勢 (R+100)、腰部背面をシートバックに押し付けた状態 (R0) は、ほぼ同一の回帰直線で傾向を表すことができる。

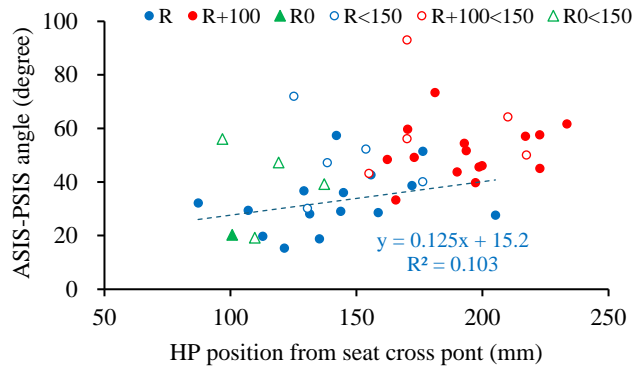


図 1.8 後席の骨盤 ASIS-PSIS 角度 (後席)

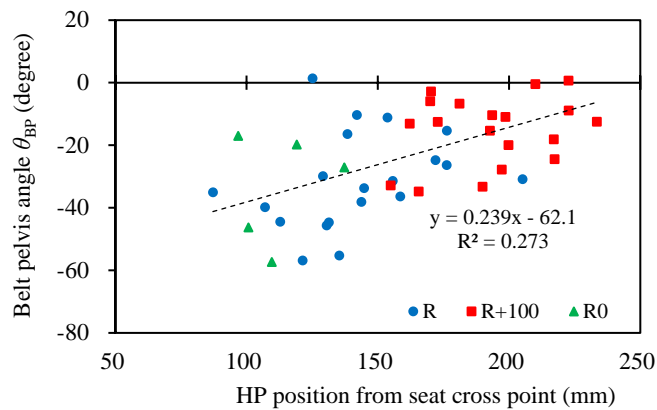


図 1.9 ベルト-骨盤角とヒップポイント位置 (後席)

ベルト骨盤角  $\theta_{BP}$  と補正した ASIS 位置を用いて求めたベルト ASIS オーバーラップの分布を図 1.10 に示す。ベルト骨盤角  $\theta_{BP}$  とベルト ASIS オーバーラップはともに、被験者間に大きなばらつきがみられる。図に様々な体格と姿勢の乗員における後席の有限要素解析から求めたサブマリン発生リスク 50% を示す直線を示す (ベルト骨盤角  $\theta_{BP}$  が大きく、ベルト ASIS オーバーラップが小さいほど、サブマリン発生リスクが高くなる)。標準着座姿勢よりもスローチング (R+100) 姿勢の方がベルト骨盤角 ( $\theta_{BP}$ ) が大きくなり、ベルト ASIS オーバーラップは小さくなる。さらに、身長 150 cm 以下の被験者は、その傾向がさらに強くなり、サブマリンリスクが高い。

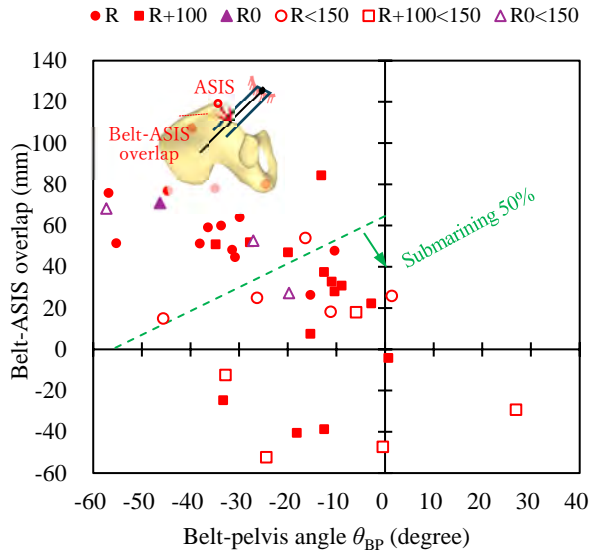


図 1.10 様々な着座姿勢におけるベルト-ASIS オーバーラップ，ベルト-骨盤角とサブマリンの関係（後席）

## 1.2. 動的計測

車両乗員の骨盤角度は、ラップベルトと腸骨前縁との相互作用に大きく影響し、サブマリンの発生リスクに関与する。骨盤角度については実験室環境で広く検討されているが、実際の車両走行中に骨盤角度がどのように変化するかについては十分に明らかにされていない。長時間の乗車では、疲労や身体的不快感により、着座姿勢が徐々に変化する可能性がある。この可能性を検討するため、1 時間を超える車両走行中に、助手席および後席に着座した 4 名の被験者を対象として、骨盤の位置および角度を計測した。

### 1.2.1. 骨盤姿勢の計測

骨盤角度は、重力方向を検出する角度センサーを用いて計測した（図 1.11）。被験者の立位において、センサーを医療用テープにより腸骨稜上の皮膚に貼付し、センサーが示す角度が水平面に対する向きを表すようにした（図 1.12）。走行中に被験者が車両内に着座している間、センサー角度  $\alpha$  を連続的に計測し、立位姿勢に対する骨盤角度の変化を評価した。また、10 mm 間隔で配置した 16 個のテープスイッチから構成されるシート状センサーを座面上に設置し、骨盤位置を推定した。センサーデータには、カットオフ周波数 0.2 Hz のローパスフィルタを適用した。

ラップベルトと骨盤との角度は、以下のように算出した。被験者の立位において、ASIS および PSIS の位置を触診により同定し、それらの位置を計測した。この計測結果にもとづき、角度センサーの方向と ASIS と PSIS を結ぶ線とのなす角度  $\theta_{S-AP}$  を求めた。センサー角度  $\alpha$  に  $\theta_{S-AP}$  を加えることにより、着座中の ASIS-PSIS 骨盤角度  $\theta_{ASIS-PSIS}$ 、すなわち ASIS-PSIS 線と水平面との

なす角度を、次式により算出した。

$$\theta_{\text{ASIS-PSIS}} = \alpha + \theta_{\text{S-AP}} \quad (1.1)$$

腸骨へのラップベルト係合に直接関係する腸骨前縁角度  $\theta_{\text{ASIS-AIIS}}$ ，すなわち ASIS と AIIS を結ぶ線が水平面となす角度は，被験者の CT 画像から得られた  $\theta_{\text{ASIS-AIIS}}$  と  $\theta_{\text{ASIS-PSIS}}$  の回帰式にもとづいて，次式により近似した。

$$\theta_{\text{ASIS-AIIS}} = 0.899 \times \theta_{\text{ASIS-PSIS}} - 64.6^\circ \quad (1.2)$$

ベルトー骨盤角  $\theta_{\text{BP}}$ ，すなわちラップベルトと腸骨前縁とのなす角度は，次式により算出した。

$$\theta_{\text{BP}} = \theta_{\text{ASIS-AIIS}} - \theta_{\text{Belt}} - 90^\circ \quad (1.3)$$

人体モデル解析から得られた基準を用いて， $\theta_{\text{BP}}$  およびベルトと ASIS のオーバーラップ  $D$  にもとづき，サブマリンの発生確率を評価した。

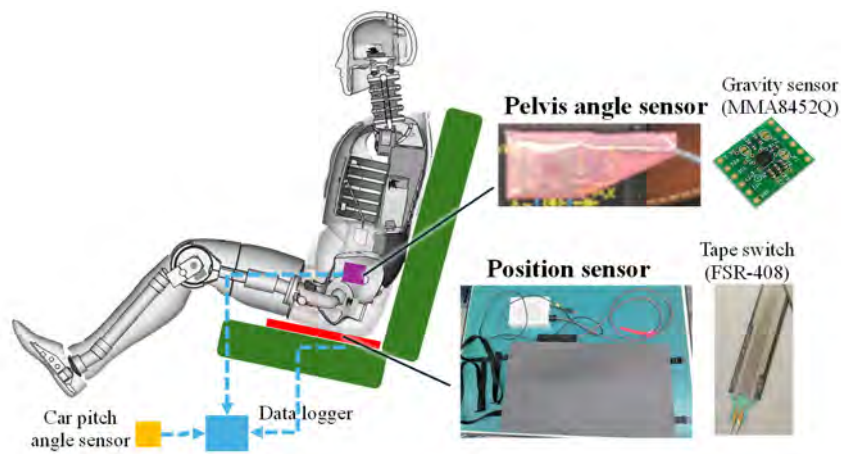


図 1.11 骨盤位置・姿勢計測システム

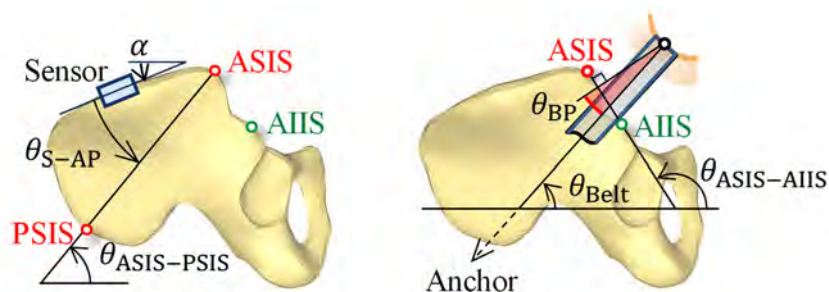


図 1.12 骨盤へのセンサーの取り付け

### 1.2.2. 実験参加者

実験参加者として、男性 1 (167 cm, 65 kg), 男性 2 (169 cm, 50 kg), 女性 1 (161 cm, 57.5 kg), 女性 2 (152 cm, 50 kg) の 4 名を対象とした。各被験者は、高速道路走行を含む 1 時間以上の車両走行中 (MPV, 軽乗用車) の、助手席および後席に着座した。後席では、男性 1 は MPV の 2 列目キャプテンシートに着座し、女性 1, 女性 2, および男性 2 は、フラットなシートクッションを有する軽乗用車の後席に着座した。

実車走行実験では後席の被験者にセンサーを貼付し、骨盤回転角と骨盤移動量を計測した (図 1.11, 図 1.12)。被験者の股関節と膝関節にマーカーを貼付し、映像から位置の時間変化を取得し、サブマリン予測モデルに適用して、走行中のサブマリン発生の有無を予測した。

### 1.2.3. 走行実験結果

図 1.13 に男性 1 の MPV 前席 (助手席) および後席における骨盤角度と骨盤位置を示す。着座後約 5 分以内に、骨盤角と骨盤位置はいずれもアップライト着座姿勢で安定し、その後はほとんど変化しなかった。前席 (助手席) では、他の 3 名も含めてすべての被験者において、骨盤位置および骨盤角度は時間変化が少なく安定しており、骨盤角度の変化は  $8^{\circ}$  以内であった。

一方、後席では乗員姿勢が時間とともに変わり、骨盤位置および骨盤角度が大きく変化した。図 1.14 に、男性 1 の MPV 助手席および後席における骨盤角度と骨盤位置を示す。後席では、2 時間にわたり、乗員は 10~15 分ごとにアップライト姿勢とスローチング姿勢を交互に繰り返した。骨盤角度は、アップライト姿勢での  $40^{\circ}$  からスローチング姿勢での  $60^{\circ}$  へ変化し、その後、数分間にわたって後傾した状態を維持した。この周期的な姿勢変化にともない、骨盤位置は前方へ移動し、その後、元の位置に戻った。下段の写真は、ラップベルトバックル付近の骨盤姿勢を示す。黄色の破線は、ズボンベルトの上縁および下縁を示す。時刻  $t_1$  では、男性 1 はアップライト姿勢であった。 $t_2$  では、骨盤姿勢がスラウチ姿勢へ変化し、黄色の破線がバックルに隠れた。 $t_3$  では、骨盤は再びアップライト姿勢に戻った。

軽自動車後席における女性 1 の骨盤位置と骨盤姿勢を図 1.15 に示す。女性 1 は乗車後に入眠し、骨盤位置が前方へ移動するとともに、骨盤角度が後傾方向に増加したスローチング姿勢となった。睡眠中はこの姿勢が継続し、徐々に骨盤角が増加した。覚醒後は、アップライト姿勢とスローチング姿勢を周期的に交互にとった。アップライト姿勢では膝関節を屈曲させ、スローチング姿勢では、膝関節を伸展させており、姿勢と膝関節角度には相関が見られた。

図 1.16 に、後席の全走行過程における女性 1 および女性 2 の骨盤角度と骨盤位置の関係を示す。上段および下段のグラフは、それぞれ助手席および後席における骨盤角度を示す。骨盤位置が前方にあるほど、骨盤は後方回転する傾向を示した。女性 2 の骨盤角度は女性 1 よりも小さく、

大きな個人差があることがわかる。女性2では、小柄であるためスローチング姿勢を取ることが多く、さらに乗車中に体幹をひねっていたことで、変動が大きくなっている。

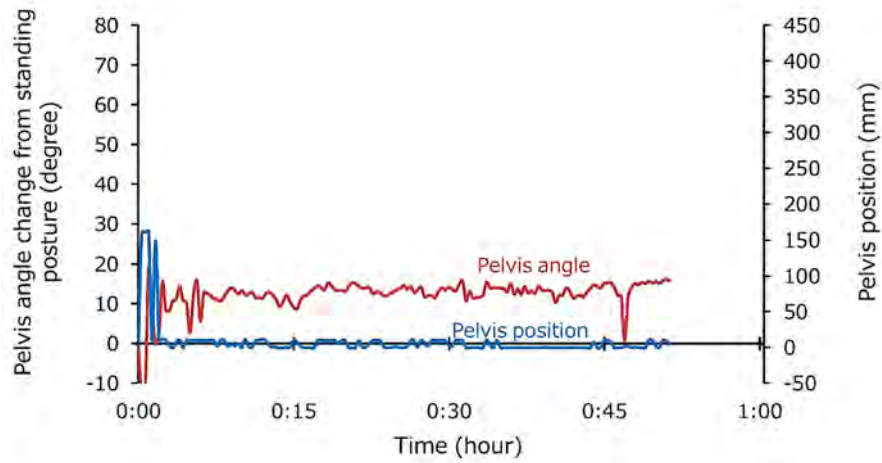


図 1.13 骨盤の位置と角度（男性1，前席）

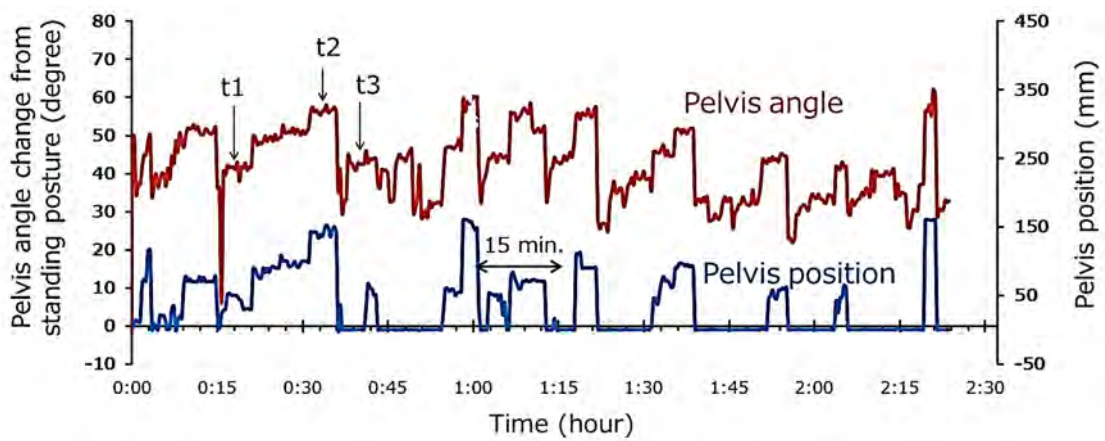


図 1.14 骨盤の位置と角度（男性1，第2列席）

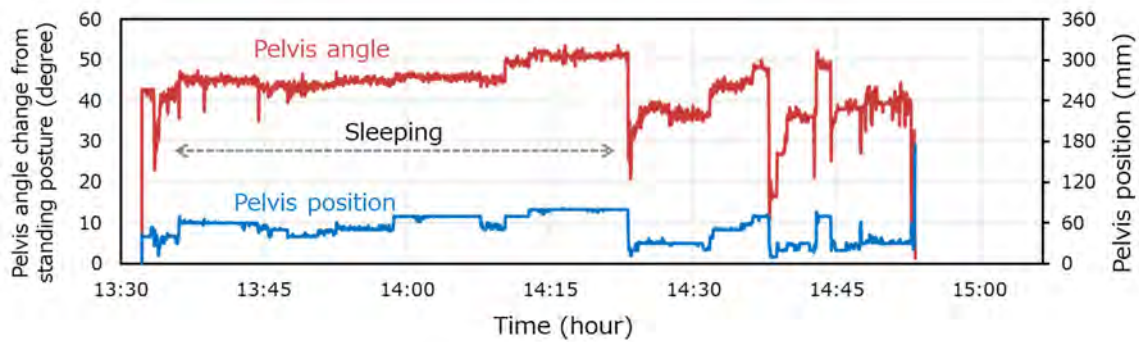


図 1.15 骨盤の位置と角度 (女性 1, 後席)

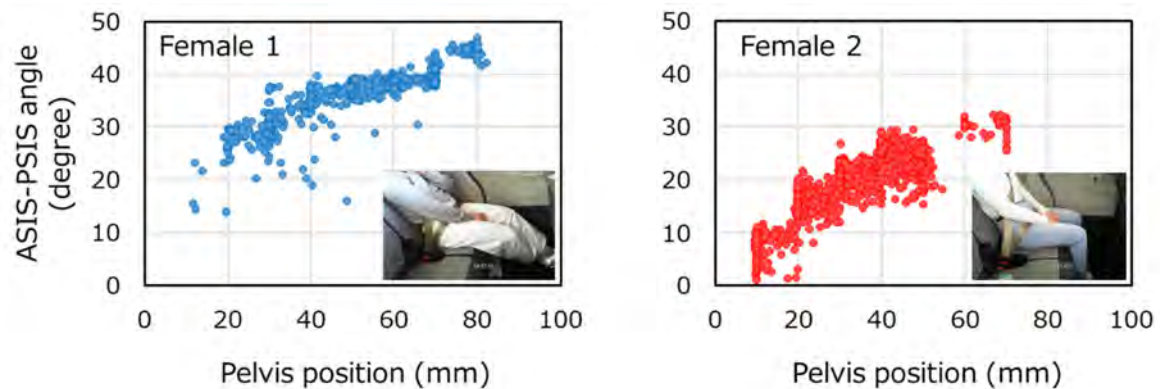


図 1.16 骨盤の位置と角度の関係 (女性 1, 女性 2)

図 1.17 に走行中のベルト骨盤角とベルト-ASIS オーバーラップの時間推移, およびサブマリ  
ン発生リスクの関係を示す. スローチング姿勢により骨盤が後傾することで, ベルト骨盤角は増  
加し (正值に近づき), ベルト-ASIS オーバーラップも減少するので, データ点は右下に向か  
って移動する. しかし, 被験者によりデータの分布は大きく異なる. いずれの被験者もスローチ  
ング姿勢によって, サブマリ発生確率が 50%を超えるデータ点が存在している.

女性 2 では, 女性 1 に比べて, サブマリ発生確率が高い領域に分布するデータ点が少なか  
った. これは, 女性 2 は着座時の骨盤角度が比較的小さく, かつラップベルト角度も大きかったた  
め, 結果として, ベルト骨盤角度が小さくなったことによる. 女性 2 のオーバーラップは女性 1  
と比較して必ずしも大きくはないものの, ベルト骨盤角が小さいため, 走行中のデータ点はサブ  
マリ発生リスクが低い領域に留まった.

一方, 男性 2 では, スローチングによりベルト骨盤角が小さい値となっていることに加え, ラ  
ップベルトの腹部への移動も, 高いサブマリ発生リスクにつながっている. ベルトが上方に移  
動した後は, ラップベルトが ASIS マーカーの上方に位置していることが確認された. 男性 2 は,  
ラップベルトが腹部に移動する時間帯が高い頻度で見られ, その結果, ベルト-ASIS オーバー  
ラップが正值と負値の 2 つの群に分かれて分布した.

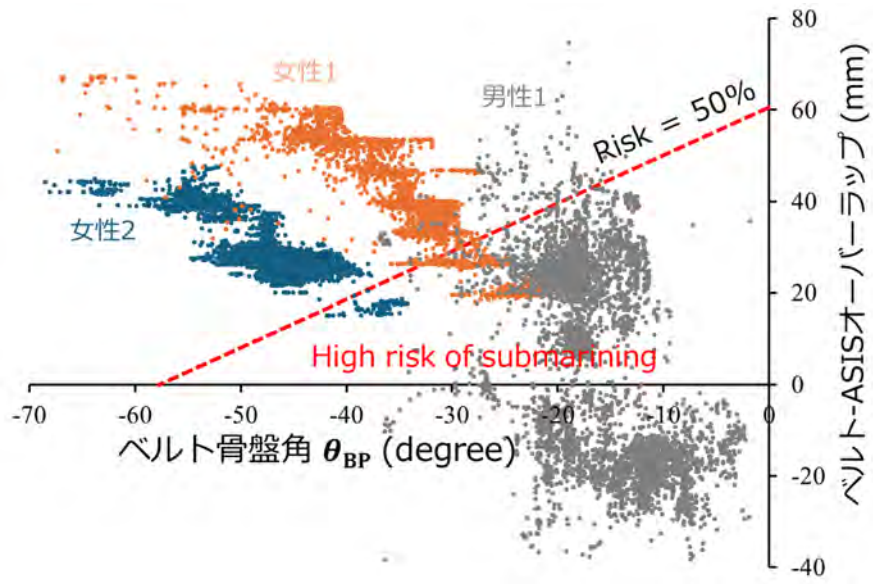


図 1.17 走行中におけるベルト-ASIS オーバーラップ，ベルト-骨盤角とサブマリンの関係（後席）

## 第2章 人体モデル群の構築とシミュレーション

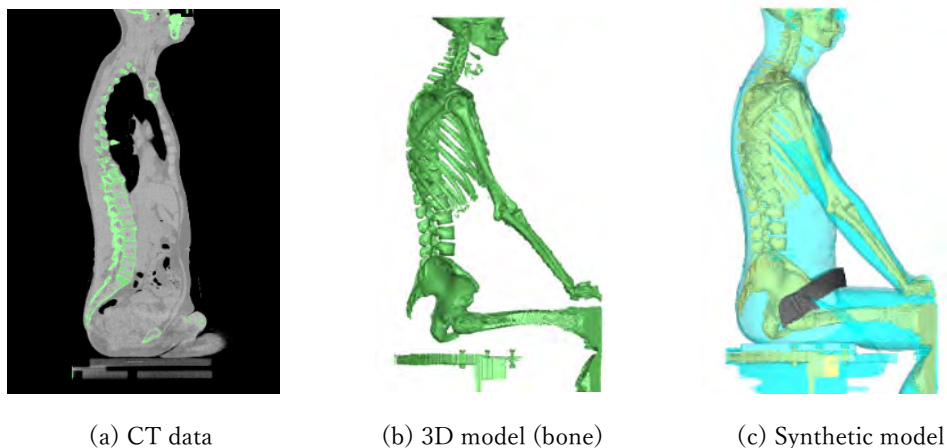
### 2.1. 人体モデル

慶應義塾大学医学部に設置されている立位 CT を用いて被験者を撮影した 4)。立位および剛体シートに着座する座位を立位 CT で撮影した (図 2.1)。座位では実車を参考にラップベルトアンカーを設置し、被験者自身がラップベルトを着用した。撮影は BMI 17.6 – 34.2 kg/m<sup>2</sup> の範囲の成人男性被験者 10 名と BMI 17.6 – 31.6 kg/m<sup>2</sup> の範囲の成人女性被験者 10 名を対象として実施した。計測にあたっては、慶應義塾大学医学部倫理委員会 (2019-0217) の承認を得ている。

CT 撮影によって得られるデータは、撮影範囲を立方体で細かく分割した各部位の X 線吸収率であり、3 次元形状として扱うためには 3 次元モデルに変換する必要がある。本研究では 3D 医用画像処理ソフトウェア Materialise Mimics を用いて吸収率の閾値を設定することで、骨、体表、ラップベルトをそれぞれ 3 次元シェル要素として構築し、統合して 1 つのモデルとした (図 2.2)。



図 2.1 立位 CT による被験者の立位およびラップベルト着用時の座位計測



(a) CT data

(b) 3D model (bone)

(c) Synthetic model

図 2.2 CT 画像からの 3 次元モデルの作成

乗員モデルとして THUMS Version 4.1 50M Occupant Model, 歩行者モデルとして THUMS Version 4.02 AF05 Pedestrian Model を基に人体モデルを構築した。人体モデルをモーフィングにより変形する手法として、収集された人体形状データを基に年齢, 身長, BMI 等のパラメータから全身形状を推定する方法と, CT 撮影などから得られた目標ジオメトリにモデル形状を合わせる方法の二種類がある。本研究ではパラメトリックなモーフィング手法で再現が難しい形状を扱うこと, 体型が衝撃応答に影響を与える機序を考察するために, 関心領域以外はオリジナルのままに残すことが望ましいと考え, CT モデルから目標ジオメトリを得る手法を選択した。BMI が変化しても, 骨格は変化しないことから THUMS の軟部組織形状のみを変更した。衝突時の挙動は, 乗員の場合はシートベルトと腹部および腰部の相互作用によって, 歩行者の場合は下肢および腰部と車体との相互作用によって主に変化すると考えられる。このため, 乗員と歩行者について異なる関心領域を中心に变形させて各モデルを構築した。

実際のモーフィングにおいては, Altair HyperMesh を使用して THUMS の軟部組織を变形した。最初に CT モデルを THUMS の身長に合わせてスケーリングし, 骨盤を基準として重ね合わせたのち, 乗員モデルについては正中矢状面と左右の ASIS (上前腸骨棘) を含む矢状面の三面と CT 体表モデルの交線を, 歩行者モデルについては CT 体表モデルの腰部から作成したサーフェスを目標ジオメトリとして THUMS 体表の節点を移動することで目的の形状を作成した。乗員, 歩行者ともに肥満, 低体重被験者の CT モデルを基に人体モデルをモーフィングし, 高 BMI モデル, 低 BMI モデルを構築した。乗員は男性, 歩行者は女性被験者の CT モデルを用いて人体モデルを作成し, オリジナル THUMS を標準 BMI モデルとして各 3 モデルを構築した (図 2.3)。

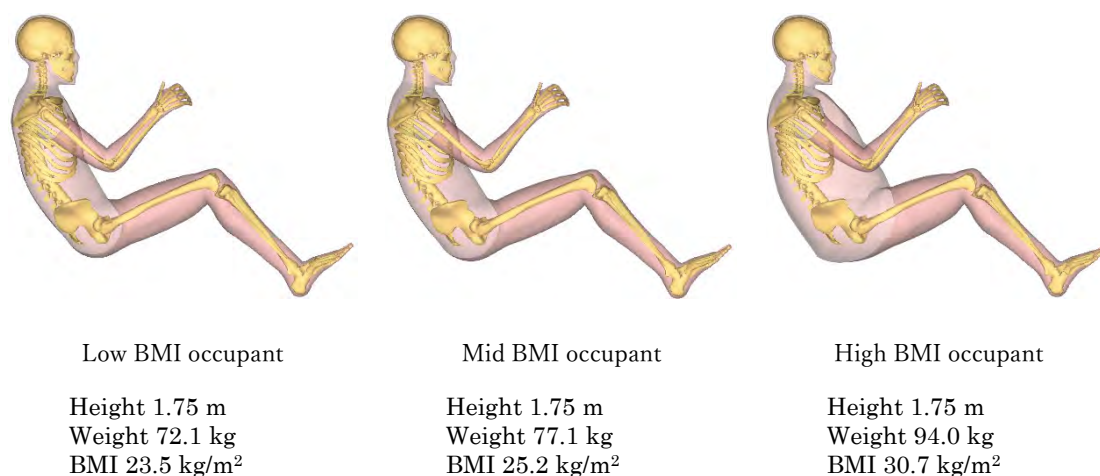


図 2.3 BMI の異なる人体モデル

## 2.2. 衝撃シミュレーション

### 2.2.1. 計算条件

スレッド試験で用いられる自動車後席シート形状に基づいて作成した座席モデルに、骨盤角度を固定した人体モデルを着座させ、小型車のフルラップ前面衝突 (50 km/h) の車両減速度を与えた (図 2.4)。シートベルトはプリテンショナー・フォースリミッターを搭載していない 3 点式シートベルトとした。

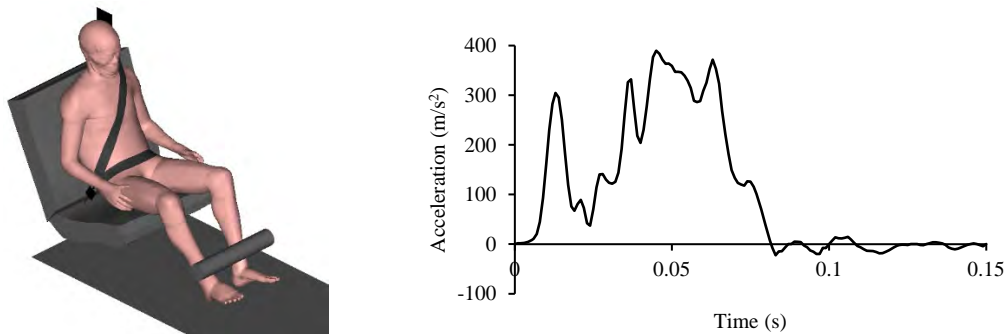


図 2.4 シート・ベルトモデルと衝撃減速度 (50 km/h)

シートバック角度 26°の座席に深く着座した姿勢を標準姿勢として、4つのリクライニング・スローチング姿勢を設定した。これらは、それぞれ、標準姿勢からシートバックを 36°および 46°までリクライニングさせて、体幹を後方に倒す 2つのリクライニング姿勢と、シートバックを 26°のままとし、標準姿勢を基準としてヒップポイントを 30 mm および 60 mm 前方に位置させる 2つのスローチング姿勢である。

図 2.5 に着座姿勢の設定手順を示す。標準姿勢は、人体モデルを重力によってシートに着座させた後、上肢と下肢を強制変位によって適切な位置に移動させることで決定した。次に、標準姿勢からシートバックを後方にリクライニングさせ、上体に外力を加えて人体モデル背面をシートバックに接触させ、リクライニング姿勢を決定した。また、スローチング姿勢では、人体モデルを標準姿勢よりも前方に配置して重力により着座させた後、上体に外力を加えて人体モデル背面をシートバックに接触させ、姿勢を決定した。着座姿勢を決定するための解析では、シートクッションおよび軟組織の応力状態を保持し、シートによる反力を再現した。

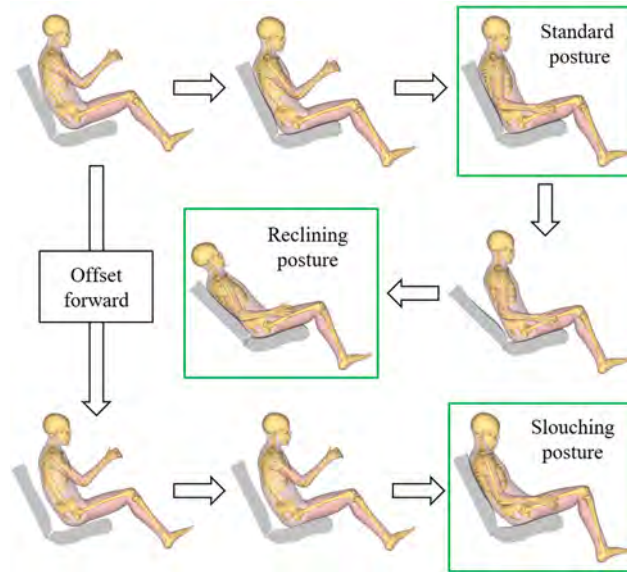


図 2.5 姿勢の設定手順

### 2.2.2. 乗員の挙動

標準的なシートベルト拘束の後席乗員について、サブマリンの発生過程を図 2.6 に示す。ラップベルトが水平面となす角をラップベルト角  $\theta_{\text{Belt}}$ 、腸骨前縁に垂直な線（法線）が水平面となす角を骨盤角  $\theta_{\text{Pelvis}}$ （骨盤が後傾するほど、骨盤角が大きくなる向きに定義）、腸骨前縁の法線とラップベルトがなす角をベルト骨盤角  $\theta_{\text{BP}} (= \theta_{\text{Pelvis}} - \theta_{\text{Belt}})$  とする（図 1.1 参照）。

- ① 初期にはベルト張力  $T$  は腸骨前縁に対して下向きに作用し ( $\theta_{\text{BP}} < 0$ )、腹部軟組織が圧迫される。
- ② 骨盤が前方に移動し、ラップベルトが腸骨前縁と係合する。
- ③ 衝撃時に骨盤が後方回転して骨盤角  $\theta_{\text{Pelvis}}$  が増加し、骨盤の前方移動によってラップベルト角  $\theta_{\text{Belt}}$  が水平に近づくことで、ベルト張力が腸骨前縁に対して上向きに変わる ( $\theta_{\text{BP}} > 0$ )。さらに、ラップベルト張力  $T$  の腸骨前縁接線方向成分である  $T \sin \theta_{\text{BP}}$  が、ベルトと体表面の間の静止摩擦で保持できる限界を超えると、ベルトが腸骨前縁から上方に滑り始める。
- ④ 腹部軟組織がベルトを囲むように変形し、ベルトの移動に対して抵抗するが、骨盤の後方回転が進むと、ベルトが ASIS から外れて腹部に侵入する。

また、シートバン前部構造の変形による骨盤の沈み込み、あるいはシートクッション前端からの骨盤の落下によってもサブマリンが発生する。

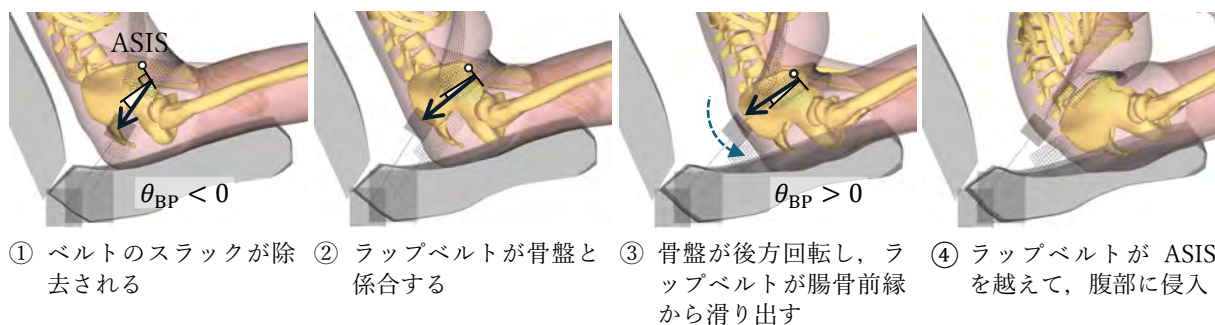


図 2.6 サブマリンの発生過程

図 2.7 に、THUMS 50M モデルと高 BMI モデルの、各着座姿勢において腰部が最大前方移動に達した時刻における全身挙動を示す。50M モデルの標準姿勢では体幹がわずかに前屈する良好な挙動となるが、高 BMI モデルでは体幹がやや後傾する。リクライニングおよびスローチング姿勢では、多くの条件で骨盤が後傾したためサブマリが発生し、ラップベルトが腹部へ移動することで腰椎の屈曲が観察された。スローチング姿勢では、骨盤および膝部の前方移動量が他の姿勢よりも大きく、特に、高 BMI モデルのスローチング 60 mm では、骨盤下部（坐骨）がシート前縁から落下し、サブマリに至った。

表 2.1 に、各有限要素モデルにおけるサブマリンの発生状況を示す。サブマリ発生判定は、骨盤速度が車両速度に達する前に、ラップベルトが左右いずれかの骨盤前縁から外れ、腹部に侵入することとした。これは反発時にはベルト張力が急激に低下することを考慮したものである。高 BMI モデルはサブマリ発生頻度が低く、その他の人体モデルではサブマリ発生頻度は同等であった。標準姿勢に比べて、リクライニング姿勢とスローチング姿勢ではサブマリ発生頻度が高く、なかでもスローチング 60 mm で最もサブマリ発生頻度が高い。

表 2.1 有限要素解析による様々なモデル・姿勢のサブマリ発生

Posture	High BMI	50M	Low BMI	5F
Standard				
Reclining 10°		X	X	X
Reclining 20°		X	X	X
Slouching 30 mm		X	X	X
Slouching 60 mm	X	X	X	X

Note: X Submarining

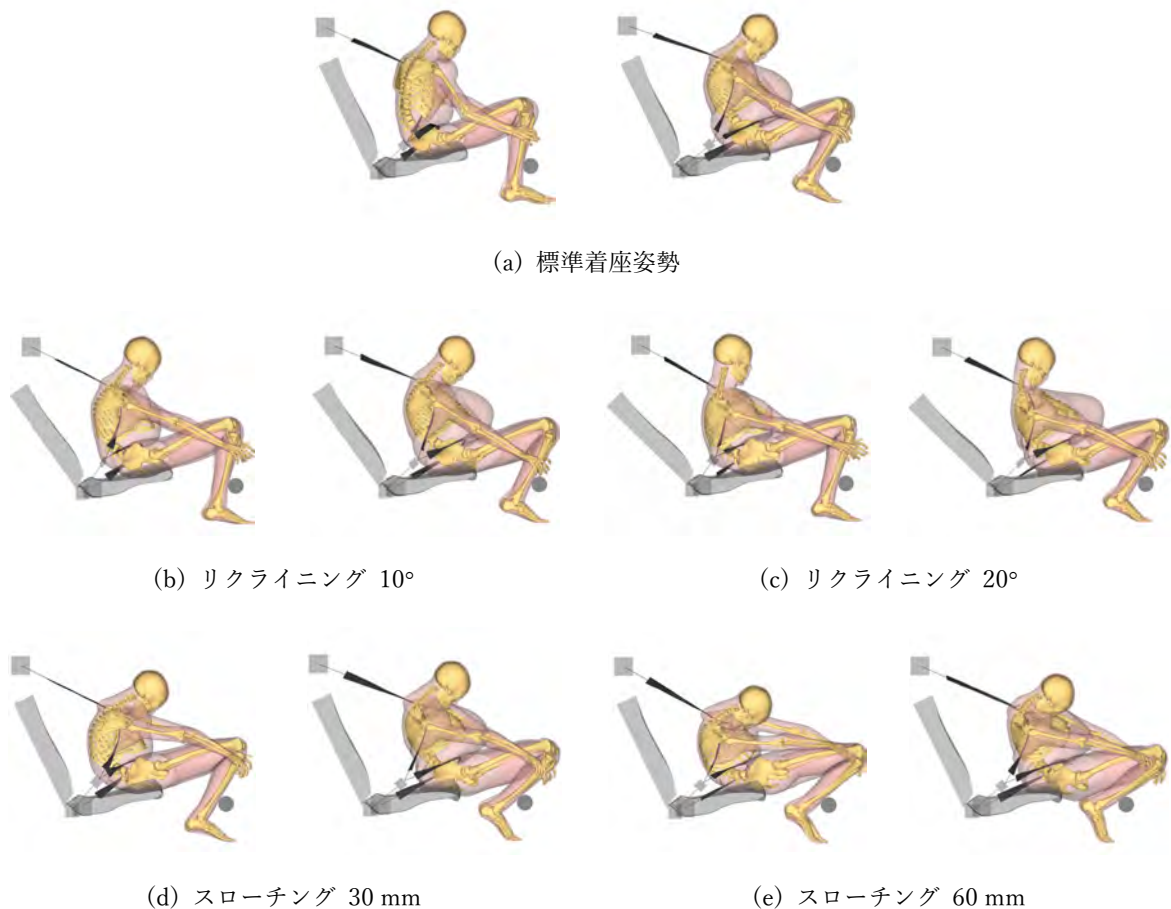


図 2.7 骨盤の最大前方移動時刻における THUMS(50M)と高 BMI モデル

### 2.2.3. サブマリン発生予測モデル

サブマリン発生予測手法として、ロジスティック回帰による統計モデルを作成する。サブマリン発生確率を  $P$  とし、対数オッズ  $\mu$  を用いると、 $P$  は次のように表される。

$$P(\text{Submarining risk}) = \frac{1}{1 + \exp(-\mu)} \quad (2.1)$$

対数オッズ  $\mu$  は、サブマリン発生有無（発生=1, 非発生=0）を目的変数とするロジスティック回帰分析によって得られる、説明変数と定数項の線形和である。

「骨盤-ベルト角」と「ベルト-ASIS オーバーラップ」は、衝突中に変化し、最終的に到達する値がサブマリン発生に直接に関連するため、これらの時刻  $t=0$  における初期値は、サブマリン発生を予測するための説明変数として用いることができる。この2つの変数を説明変数に選ぶと、対数オッズは次のように表せる。

$$\mu = \beta_0 + \beta_1 \times (\theta_{PB})_{t=0} + \beta_2 \times (\text{Belt} - \text{ASIS overlap})_{t=0} \quad (2.2)$$

表 2.2 に、サブマリン発生有無を目的変数、骨盤-ベルト角の初期値とベルト-ASIS オーバーラ

ップの初期値を説明変数とするロジスティック回帰分析結果を示す。2つの説明変数はともにBMIに依存すると考えられるが、多重共線性の指標である VIF は 10 以下であり、説明変数の間に問題となる相関は認められない。今回の条件ではサブマリン発生と非発生がほぼ完全に分離されるため、通常の方法では係数が不安定になり、オッズ比を適切に推定することができない。そこで、Firth の方法を用いてバイアスを低減した係数推定値を求めた。

図 2.8 に得られた係数から得られるサブマリン発生確率 50% ( $\mu = 0$ ) を示す直線とともに、各条件における説明変数とサブマリン発生有無の関係を示す。本研究の条件では、2 変数の初期値によって、サブマリン発生の有無を概ね予測することができる。すなわち、初期の骨盤-ベルト角が正值に近く、骨盤が後傾した姿勢にあり、ベルト-ASIS オーバーラップの大きさが小さいほど、サブマリンが発生しやすい。

表 2.2 サブマリンに対するロジスティック回帰分析の係数

	$\beta_i$	p	VIF
切片	21.336		
初期ベルト-骨盤角 $\theta_{PB}$ (degree)	0.372	< 0.001	1.159
初期ベルト-ASIS オーバーラップ (mm)	-0.351	< 0.001	1.159

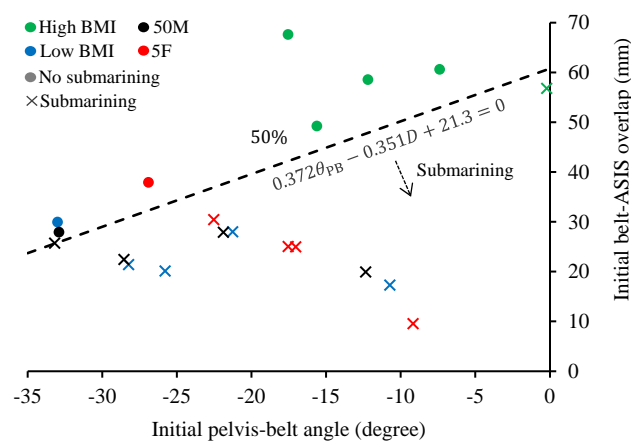


図 2.8 サブマリンの発生と説明変数。破線はサブマリン発生確率 50%を示す。

### 2.3. スレッド実験

シミュレーションで確認されたサブマリンが実験においても再現されるかを検証するため、小型自動車の後席を用いてスレッド試験を実施した。本試験では、リクライニング姿勢およびスローチング姿勢をとるダミーの前面衝突応答を評価した。シートおよび車体構造にはホンダ・フィット (GD1) の部品を用い、同車種の衝突速度 50 km/h フルラップ前面衝突試験から得られた車両減速度波形にもとづいて、スレッド加速度波形を設定した (図 2.9)。

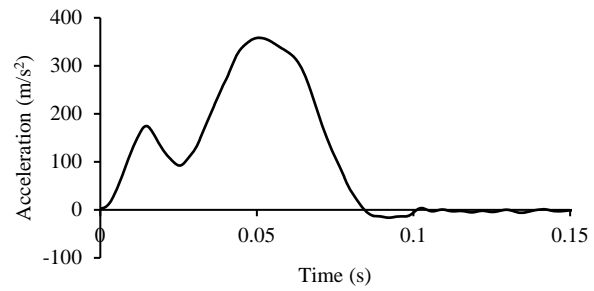


図 2.9 実験用スレッドと衝撃減速度 (50 km/h)

小柄女性 Hybrid III AF05 ダミーを用いて、後席に着座させた状態で試験を実施した。ダミーは、自動車アセスメント (JNCAP) のオフセット衝突試験プロトコルにもとづいて着座させた。姿勢の違いによる応答変化を調べるため、3種類の着座姿勢で試験を行った。すなわち、プロトコルにもとづく正規の着座姿勢である標準姿勢、シートバックを倒した小リクライニング姿勢、およびシートバックを倒さずにヒップポイントを前方に 100 mm 移動させたスローチング姿勢である。リクライニング条件については、後席シートのリクライニング上限角度が小さかったため、大きなリクライニング角を設定した有限要素解析の条件と区別するため、小リクライニング姿勢と記す。また、小リクライニング姿勢とスローチング姿勢では、まず通常のプロトコルにもとづいて、シートバックを倒さない状態でダミーを着座させた。その後、シートバックを倒す、またはヒップポイントを前方に移動させ、大腿部を押さえながら肩部をシートバックに押し付けることで初期姿勢を設定した。初期姿勢を決定した後、プロトコルに従ってシートベルトを着用させた。各条件におけるシートバック角度とダミー骨盤角度を表 2.3 に示す。

表 2.3 着座姿勢と骨盤角

姿勢	シートバック角	骨盤角
標準	26.0°	19.9°
小リクライニング	29.0°	24.6°
スローチング	26.0°	37.1°

Hybrid III 5F ダミーの全身挙動を図 2.10 に示す。標準姿勢と小リクライニング姿勢では、類似した全身挙動を示した。これらの 2 姿勢では、腰部はラップベルトによって十分に拘束され、下肢は腰部速度が車両速度と一致した後に前席シート背面下部に接触した。体幹はやや前傾し、良好な拘束挙動を示した。

スローチング姿勢では、拘束初期にラップベルトが骨盤から離脱するサブマリンが確認された。膝部は、腰部速度が車両速度と一致する前に前席シート背面に接触した。サブマリンの発生により、ラップベルトは腹部へ移動し、ラップベルトによる骨盤拘束が失われたため、体幹は後傾し、ショルダーベルトは頸部に係合した。高速度ビデオの画像から、スローチング姿勢では、衝突後 51 ms にバックル側、55 ms にアウター側のラップベルトが骨盤から外れたことが確認された。以上より、シミュレーションと同様に、スローチング姿勢ではサブマリンが発生することが確認された。

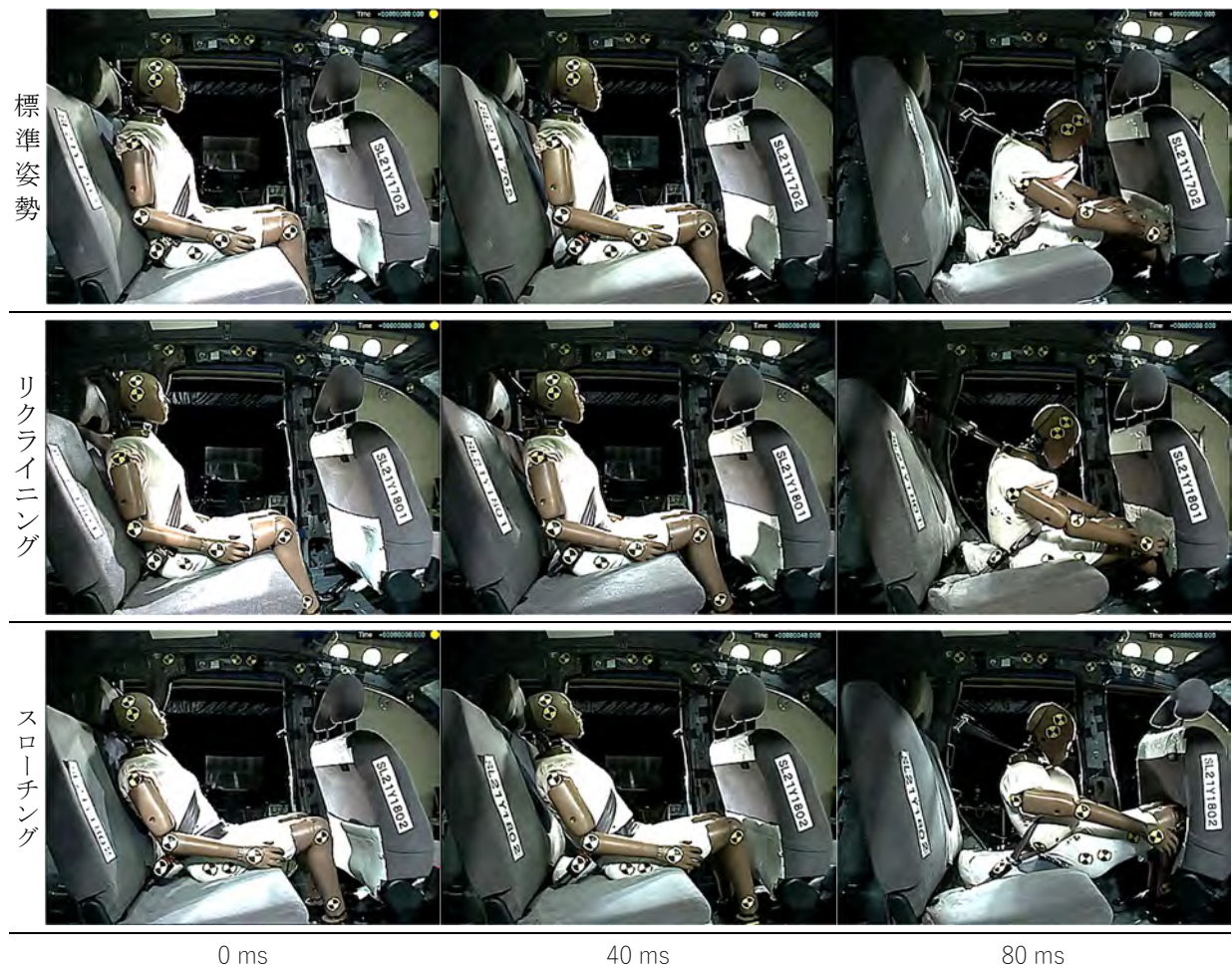


図 2.10 スレッド試験における Hybrid III AF05 の挙動：標準姿勢（上段），リクライニング姿勢（中段），スローチング姿勢（下段）

シートベルトに取り付けた張力計により、ショルダーベルト張力とアウター側ラップベルト張力が測定された。3 姿勢におけるシートベルト張力の時刻歴を図 2.11 に示す。標準姿勢と小リクライニング姿勢において、ラップベルト張力の増加は小リクライニング姿勢でやや遅いが、ともに 10.5 kN のピーク張力を示した。一方、小リクライニング姿勢におけるショルダーベルト張力

は標準姿勢と比べて増加の開始が遅く、ピーク張力は標準姿勢の 10.3 kN より大きい 11.9 kN を示した。すなわち、体幹が後傾すると、ショルダーベルトによる体幹拘束の開始が遅れ、その結果、ショルダーベルトが体幹に加える負荷が増加することを示している。

スローチング姿勢では、サブマリン発生にともなってラップベルト張力が一時的に増加しなくなる時間域が、47 ms から約 8 ms 間にわたって確認できる。また、他の 2 姿勢に比べてショルダーベルトおよびラップベルトでは、いずれも張力の持続時間が長く、かつピーク張力が小さい。これは、サブマリン発生時において、ラップベルトが腹部などの剛性が低い部位に負荷を加えるため、拘束力の立ち上がりが緩やかになり、負荷時間が長くなることによると考えられる。

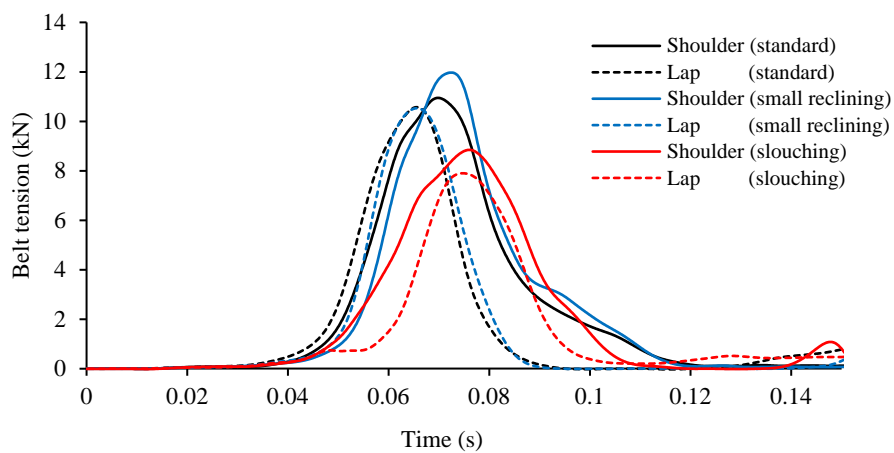


図 2.11 スレッド試験におけるショルダーベルト（アウター）とラップベルトの張力

## 第3章 安全対策の検討

本章では安全対策の方法として、サブマリン防止に重要な骨盤回転角の解析方法を示し、次に対策項目と有効性を述べる。最後に新たな拘束装置として4点式シートベルトについて述べる。

### 3.1. 骨盤回転角の解析方法

#### 3.1.1. 骨盤モデルと運動方程式

前突試験用ダミー有限要素モデルとして、Hybrid III 50M, Hybrid III 5F, THOR 50M, THOR 5F を用いた。骨盤には関節力に加え、表面力が作用する。Hybrid III は、骨盤表面と腰部フレッシュの接触を定義し、接触力の特性として、他の内部パーツと同じ静止摩擦係数 0.3, 動摩擦係数 0.3 を定義した。Hybrid III および THOR の骨盤表面を、解剖学に基づいて、腸骨, ASIS, 恥骨, 坐骨, 尾骨, 下部腰椎の 6 領域に分割した (図 3.1)。このモデルについて、骨盤表面に作用する接触力による骨盤重心まわりのモーメントを求めた。

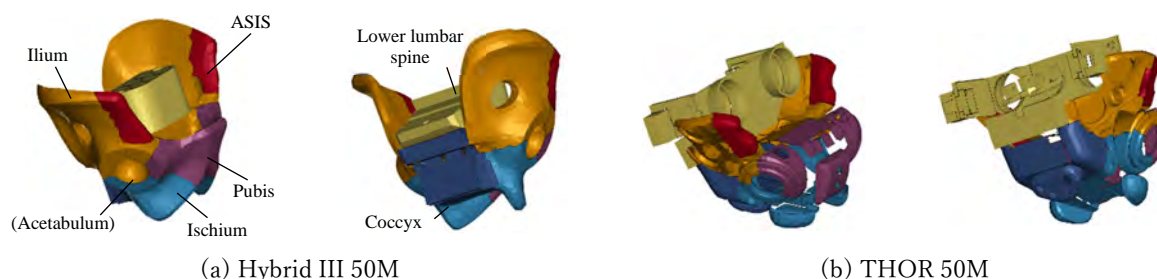


図 3.1 ダミーの骨盤モデル

骨盤を剛体とみなすと、骨盤重心の並進運動および骨盤の重心まわりの回転運動はニュートンの運動方程式およびオイラーの運動方程式から、次のように表すことができる。

$$m \frac{dv_i}{dt} = \sum F_{pi} \quad (3.1)$$

$$I_i \frac{d\omega_i}{dt} - (I_j - I_k)\omega_j\omega_k = \sum N_{pi} \quad (3.2)$$

$i, j, k (= 1, 2, 3)$  は骨盤の慣性主軸の番号,  $p (= 1, \dots, n)$  は骨盤の力が作用する部位の番号,  $v_i$  は骨盤の重心の速度,  $\omega_i$  は骨盤の角速度,  $m$  は骨盤の質量,  $I_i$  は骨盤の主慣性モーメント,  $F_{pi}$  は骨盤に作用する力,  $N_{pi}$  は骨盤の重心まわりの力のモーメントを表す。

フルラップ前突において、0~100 msの間では骨盤は主に  $y$  軸まわりに回転する。骨盤形状の正中矢状面における対称性から、慣性主軸の 1 つは  $y$  軸と同一方向であるため、重心から右外側の向きの慣性主軸 (図 3.2) まわりの力のモーメントに注目して、骨盤の後方回転運動を分析した。

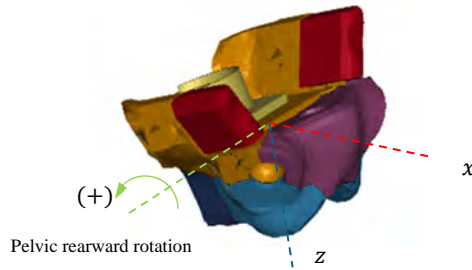


図 3.2 ダミー骨盤の座標軸

### 3.1.2. 計算結果

Hybrid III 50M の骨盤に作用する力とモーメントを図 3.3 に示す。骨盤は、ラップベルトとシートによって拘束されながら、股関節と腰椎からの力によって前方に加速された。股関節および腰椎の力の作用線は骨盤の重心から離れていたため、骨盤を後方回転させるモーメントが発生した。大腿部の慣性力および上半身に作用するショルダーベルトの鉛直下向きの力が、骨盤の後方回転を促した。ラップベルトは係合位置が低く、Hybrid III 50M の骨盤の重心位置が高いため、この力の作用線は重心のやや下を通り、骨盤の前方回転に寄与した。さらに、坐骨にシート反力が大きく、この力の作用線が骨盤重心の後方を通ったため、骨盤の後方回転を抑制した。拘束の最終段階では、腰椎の屈曲により曲げモーメントが発生し、骨盤の後方回転が制限された。

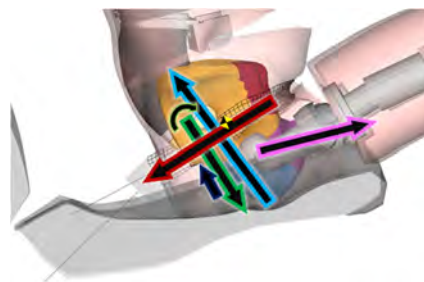
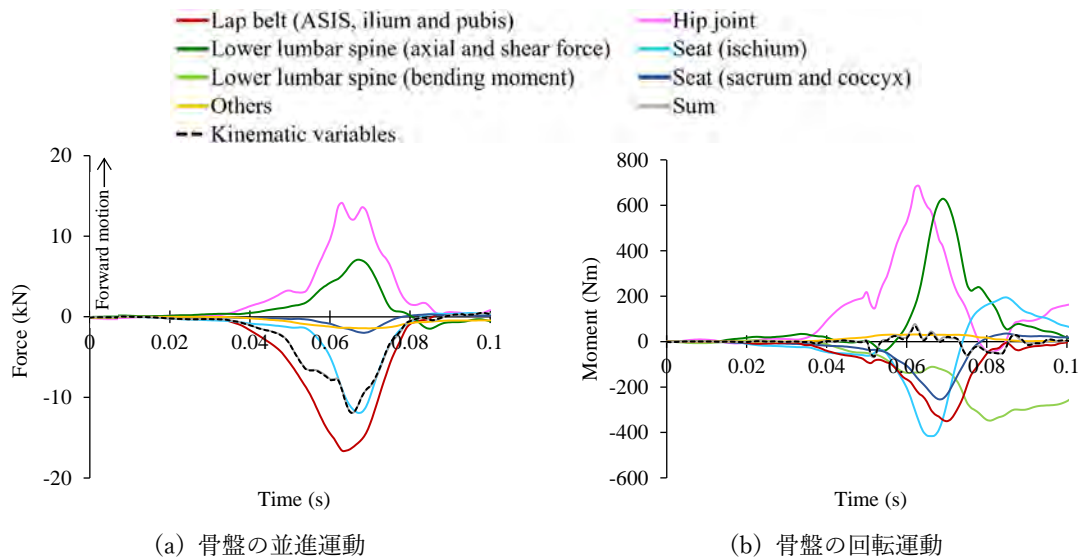


図 3.3 Hybrid III 50M の骨盤に作用する力とモーメント

THOR 50M の骨盤に作用する力およびモーメントを図 3.4 に示す。骨盤はラップベルトで強く拘束されながら、股関節の大きな力によって前方に加速された (図 3.4 (a))。また、仙骨・尾骨のシート反力は拘束の最終段階において前進を抑制する拘束力として作用した。

Hybrid III 50M と異なり、THOR 50M はラップベルトによる拘束力と大腿部の慣性力がほぼ同程度であり、仙骨・尾骨のシート反力は大きく、坐骨のシート反力および腰椎の力は小さい。

図 3.4 に示すように、ラップベルトと骨盤の係合位置が高いため、ラップベルト拘束力の作用線が骨盤の重心の上を通り、骨盤の後方回転を強く促した。一方で、股関節の力の作用線が骨盤の重心に近かったため、大腿部の慣性力は骨盤の後方回転にほとんど寄与しなかった。

腰椎からの力によるモーメントは、78 ms で負値 (前方回転) から正值 (後方回転) へ変化した。THOR 50M の骨盤が後方に回転し始めると、ラバー製の腰椎は引き伸ばされる。この伸びにより発生した上向きの引張力が、骨盤の前方回転へ寄与した。ショルダーベルトが上半身に徐々に下向きの力を加えると、腰椎の力は上向きの引張力から下向きの圧縮力へ変換し、拘束の最終段階においては骨盤の後方回転を促進した。また、腰椎の屈曲による曲げモーメントは、骨盤の後方回転を抑制したが、Hybrid III 50M と比較して効果が小さかった。

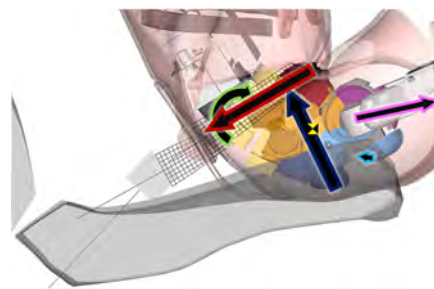
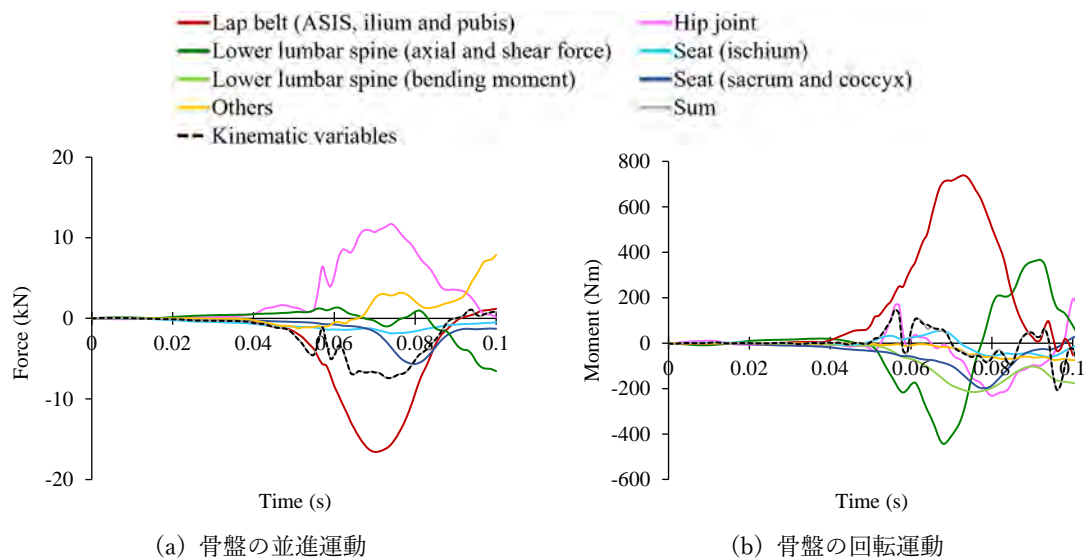


図 3.4 THOR 50M の骨盤に作用する力と曲げモーメント

骨盤の後方回転が進むと、仙骨・尾骨はシートクッションに沈み込み、シート反力を受ける。仙骨・尾骨は拘束の最終段階において、骨盤の前方移動を拘束し、後方回転を抑制するが、仙骨・尾骨がシートクッションに十分沈み込み、力を受けるまでには時間を要する。

## 3.2. 乗員保護対策の検討

シートベルトは、自動車の衝突時に乗員の過度な移動を防ぎ、人体に加わる負荷を低減する、最も基本的な乗員拘束装置である。その効果を十分に発揮するためには、ベルトを胸郭と骨盤に装着することが必要である。しかし、特に後席においては、ラップベルトが腸骨前縁から外れ、腹部領域に滑り上がるサブマリンが発生しやすい。乗員の重篤な傷害を防止するためには、このサブマリンを防止することが第1の課題となる。

自動車乗員の保護性能評価には、人体の衝突時応答を模擬した衝突試験用ダミーが広く用いられてきた。しかし、ダミーの構造や機械特性は必ずしも人体を忠実に再現しておらず、その応答には差異が生じる。Hybrid III ダミーは、骨盤が後傾しにくいことが指摘されており、生体忠実度が高い THOR ダミーにおいても、ラップベルトによる骨盤拘束挙動が猥体と異なることが確認されている。こうしたダミーの応答特性の差異は、乗員保護性能の評価に影響を及ぼす可能性がある。拘束装置がダミーの応答を基に設計されることから、拘束装置と乗員モデルとの組み合わせが骨盤拘束挙動に与える影響を系統的に検証することは、重要な課題として位置づけられる。

### 3.2.1. 分析方法

後席乗員のサブマリン発生を抑制する要因を明らかにすることを目的とし、シートベルトとシートの設計因子が骨盤の拘束性能に与える影響を、有限要素解析を用いて評価した。L18 直交表を用いた実験計画法に基づき、設計因子の主効果を分析することで、骨盤拘束に有効な設計指針の抽出を試みた。さらに、ダミー (Hybrid III 50M・50F, THOR 50M・50F) と人体モデルの応答 (THUMS 50M・50F) を比較し、6体の乗員モデルの差異が拘束装置による骨盤拘束性能および設計因子の評価結果に与える影響を検討した。

拘束装置 (シートベルト、シート) の設計が骨盤拘束に与える影響を評価するため、タグチメソッドによる L18 直交表を用いた実験計画法を適用した。評価対象として、表 3.1 に示す 6 つの制御因子を選定した。これらの因子および水準は、自動車の設計において現実的な範囲 (パッケージング要件および機構上の制約) を考慮して設定した。これらの制御因子を L18 直交表に割り付け、表 3.2 に示す 18 通りのシミュレーション条件を定めた。一連のシミュレーションを 6 体の乗員モデルに対して実施し、合計 108 回のシミュレーションを行った。

表 3.1 因子と水準

Factor	Level		
	1	2	3
Retractor pretensioning stroke	0 mm	85 mm	
Shoulder belt anchor point	-100 mm (z)	0 mm (z)	+100 mm (z)
Force limiter load	w/o	5 kN	3 kN
Lap belt pretensioning stroke	0 mm	25 mm	50 mm
Lab belt anchor point	-50 mm (x)	0 mm (x)	+50 mm (x)
Seat pan angle	0°	13°	26°

表 3.2 L18 直交表

No.	Retractor pretensioner	Shoulder belt anchor point	Force limiter	Lap pretensioner	Lab belt anchor point	Seat pan angle
1	0 mm	-100 mm (z)	w/o	0 mm	-50 mm (x)	0°
2	0 mm	-100 mm (z)	5 kN	25 mm	0 mm (x)	13°
3	0 mm	-100 mm (z)	3 kN	50 mm	+50 mm (x)	26°
4	0 mm	0 mm (z)	w/o	0 mm	0 mm (x)	13°
5	0 mm	0 mm (z)	5 kN	25 mm	+50 mm (x)	26°
6	0 mm	0 mm (z)	3 kN	50 mm	-50 mm (x)	0°
7	0 mm	+100 mm (z)	w/o	25 mm	-50 mm (x)	26°
8	0 mm	+100 mm (z)	5 kN	50 mm	0 mm (x)	0°
9	0 mm	+100 mm (z)	3 kN	0 mm	+50 mm (x)	13°
10	85 mm	-100 mm (z)	w/o	50 mm	+50 mm (x)	13°
11	85 mm	-100 mm (z)	5 kN	0 mm	-50 mm (x)	26°
12	85 mm	-100 mm (z)	3 kN	25 mm	0 mm (x)	0°
13	85 mm	0 mm (z)	w/o	25 mm	+50 mm (x)	0°
14	85 mm	0 mm (z)	5 kN	50 mm	-50 mm (x)	13°
15	85 mm	0 mm (z)	3 kN	0 mm	0 mm (x)	26°
16	85 mm	+100 mm (z)	w/o	50 mm	0 mm (x)	26°
17	85 mm	+100 mm (z)	5 kN	0 mm	+50 mm (x)	0°
18	85 mm	+100 mm (z)	3 kN	25 mm	-50 mm (x)	13°

### 3.2.2. 骨盤前方変位

乗員モデル別の最大骨盤前方変位に対する主効果を図 3.5 に示す。Hybrid III と THUMS では前方変位が同程度であり、THOR よりも大きい。また、体格による比較では、標準男性モデルの方が小柄女性モデルより、骨盤前方変位が大きな値となる傾向が見られた。これは、標準男性モデルでは質量が大きく、衝突時に前方に移動しようとする慣性力が大きくなるためと考えられる。

最大骨盤前方変位に与える影響が比較的大きい拘束装置の因子として、ラッププリテンショナー、ラップベルトアンカー位置、シートパン角度があげられる。これらの因子は、ラップベルトまたはシートを介して骨盤に後向きの拘束力を与える因子であり、後向きの拘束力または反力が大きいほど骨盤前方変位が減少する傾向を示した。

ラッププリテンショナーでは、引き込み量が大きいほど骨盤の前方変位が減少した。プリテン

ショナーが作動すると、衝突初期にラップベルトのスラックが除去され、早期に骨盤が拘束されるため、骨盤の前方変位が抑制されたと考えられる。

ラップベルトアンカーは、後方に位置するほど骨盤前方変位が減少した。これは、ラップベルトの角度が水平に近づくことで、骨盤に対して後向きに作用する力が大きくなったことによると考えられる。一方、THUMS ではアンカー位置を後方に移動させると、前方変位が増加する逆の傾向を示した。これは、THUMS でラップベルトアンカー位置が後方に設定されていた条件 (No. 1) において、サブマリンが発生し、骨盤前方変位が顕著に大きくなり、その影響が主効果に反映されたものと推察される。

シートパン角度は、前上がり角度が大きくなるほど骨盤前方変位が減少した。衝突時、乗員の腰部はシートクッションに沈み込むが、最終的にはシートパンからの反力で骨盤が支持される。シートパン角度が大きいほど、骨盤の下部構造 (坐骨、尾骨) に対して後方に反力が作用し、骨盤前方変位が抑制されたと考えられる。

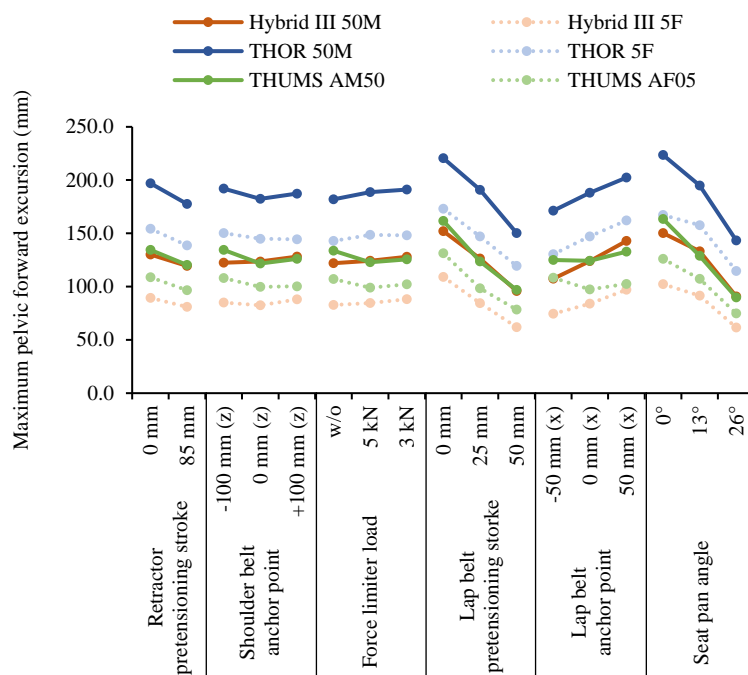


図 3.5 骨盤の最大前方変位に対する主効果

### 3.2.3. 骨盤後方回転

乗員モデル別の骨盤後方回転角に対する主効果を図 3.6 に示す。乗員モデルの種類によって、最大骨盤後方回転角に明確な差異が認められた。Hybrid III では全体的に後方回転角が小さく、多くの条件でわずかな回転にとどまった。一方、THOR および THUMS では、全体的に骨盤後方回転角が大きく、特に、THOR 50M と THUMS 50M はほぼ同様の回転角を示した。また、サブマリンやラップベルトの外れが発生すると回転角が大きくなる傾向がみられ、サブマリンが発生し

た乗員モデル (THOR 50M, THUMS 50M, THUMS 5F) では、他の条件と比較して、サブマリン発生条件 (No. 1) において最大骨盤後方回転角が最も大きくなった。

乗員の体格差に着目すると、THOR と THUMS では、小柄女性モデルの最大骨盤後方回転角は、標準男性モデルより大きくなる傾向を示した。一方、Hybrid III では、骨盤の後方回転が小さいため、体格の影響は明確ではなかった。

図 3.6 より、複数の拘束装置因子が最大骨盤後方回転角に影響を及ぼしていた。前方変位と異なり、各因子の効果の現れ方は乗員モデルによって異なる傾向を示した。全乗員モデルで共通の傾向を示した因子は、ショルダーベルトアンカー位置とフォースリミッターである。

ショルダーベルトアンカー位置を上方に移動させると、骨盤後方回転角は減少した。アンカー位置が上方にあるほど、ショルダーベルトによる体幹の前方移動に対する拘束力が相対的に小さくなるため、体幹が前傾しやすくなる。この結果、腰椎の屈曲が骨盤を前傾させるモーメントを発生させ、骨盤の後方回転を抑制すると考えられる。さらに、ショルダーベルトが上体を下方へ押さえつける力も緩和されるため、仙骨を押し下げて骨盤を後傾させる力のモーメントが減少し、後方回転の減少につながったと推察される。

フォースリミッターでは、荷重値が低いほど骨盤後方回転角を減少させた。これは、ショルダーベルトアンカー位置と同様の、体幹前屈の増加によって骨盤を前傾させるメカニズムに起因する。この効果は、質量が小さくベルト荷重が比較的低い小柄女性モデルにおいても確認された。

ラッププリテンショナーについて、THOR では引き込み量の増加に伴い後方回転角が減少する傾向を示した。これは、ラッププリテンショナーの作動によって、水平面に対するラップベルトの角度が大きくなったことによると考えられる。この場合、ラップベルト拘束力の作用線と骨盤重心の距離が小さくなるため、ラップベルトが骨盤を後傾させる力のモーメントが小さくなる。

ラップベルトアンカー位置については、THOR および THUMS のいずれのモデルにおいても、アンカーが前方に位置するほど骨盤後方回転角は減少した。アンカー位置が前方に位置する場合、水平面に対するラップベルトの角度が大きくなり、ラップベルト張力の作用線と骨盤重心との距離が小さくなるため、骨盤を後傾させるモーメントが減少したことによる。

シートパン角度は、全ての標準男性モデルに共通して、前上がり角度が大きくなるほど、骨盤後方回転角が減少した。これは、シートパン形状に沿って骨盤が上方に変位し、ラップベルト拘束力と骨盤重心の距離が短くなることで、骨盤を後傾させる力のモーメントが減少したことによる。一方、シートパン角度が小さいと、質量の大きい標準男性モデルでは、拘束中に骨盤がクッションに深く沈み込み、シートパンからの十分な反力を受けにくくなるため、骨盤後方回転やサブマリンが発生しやすくなる。実際に、THOR および THUMS の標準男性モデルでサブマリンが発生した条件 (No. 1, 12) では、シートパン角度は水平であった。一方、小柄女性モデルでは質量が小さいため、この傾向は確認されなかった。

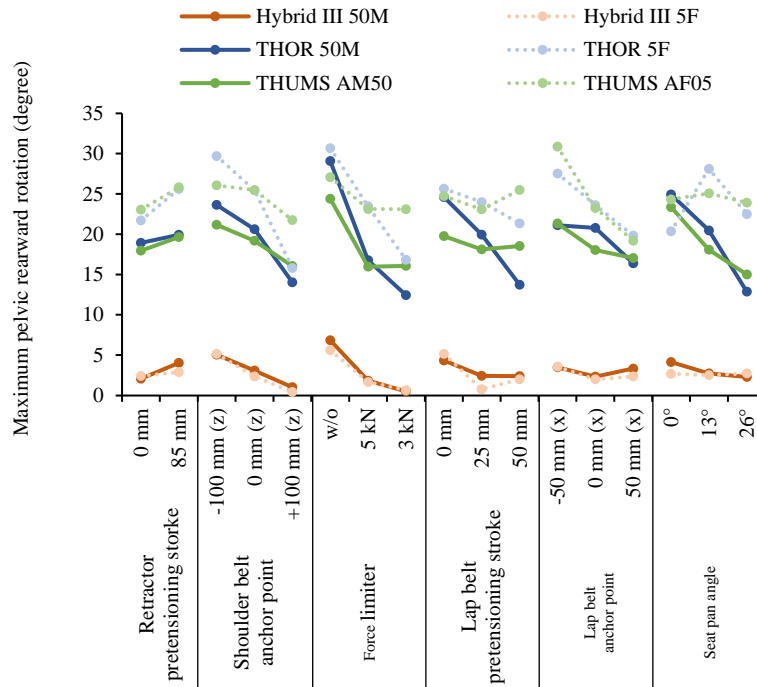


図 3.6 骨盤の後傾角度に対する主効果

以上より、サブマリン防止には、骨盤の後方回転を抑制することが有効であり、ショルダーベルトによる拘束力の緩和、ラップベルトアンカーの前方配置、およびシート前部の骨盤支持構造が効果的な設計指針として示された。

### 3.3. 4点式シートベルト

現在最も多く用いられている3点式シートベルトは、その拘束力を乗員の胸郭に直接負荷する構造であり、衝突速度が高い場合などでは、胸郭に深刻な損傷を引き起こす可能性がある。実際の事故においても、特に高齢者を中心にシートベルトを加害部位とする胸郭、肋骨、肺の損傷が多く報告されている。

胸部傷害の評価指標としては、胸郭の厚み方向の圧縮量を示す胸たわみ値が用いられている。図 3.7(a)に示す X4 型は、現行の3点式シートベルトに左右対称のショルダーベルトを1本追加した構造であるが、3点式を基本構造としており、胸郭が圧迫される構造は変わらないため、胸たわみ値の低減効果は限定的である。さらに、ラップベルトが骨盤に十分に掛からない場合には、衝突時に乗員がラップベルトの下に潜り込み、腹部などを圧迫するサブマリン現象が発生する。この際、頸部移動経路近傍にショルダーベルトの交差ポイントが位置する構造であることから、頸部圧迫のリスクが存在する。図 3.7(b)の V4 型は、衝突時に体幹が前方へ移動することにより、腹部中央に位置するラップベルトとショルダーベルトの交点が、上方へ引き上げられサブマリン

現象の発生リスクが高まることが指摘されている。

図 3.7(c)は、そのベルト形状にもとづき「デルタ型」と称する。デルタ型は、上部においてショルダーベルトが両側の鎖骨を通り側腹部へ伸びることで、胸郭を厚み方向に圧縮する力が作用しにくいため、胸部傷害の低減が期待される。また、ラップベルトは現行の3点式シートベルトと同様に、タンクプレートの通し孔を通り、ショルダーベルトと連続する構造であり、サブマリン現象に対する防止効果も3点式と同等であると考えられる。以上より、本研究ではデルタ型を対象として解析を進める。

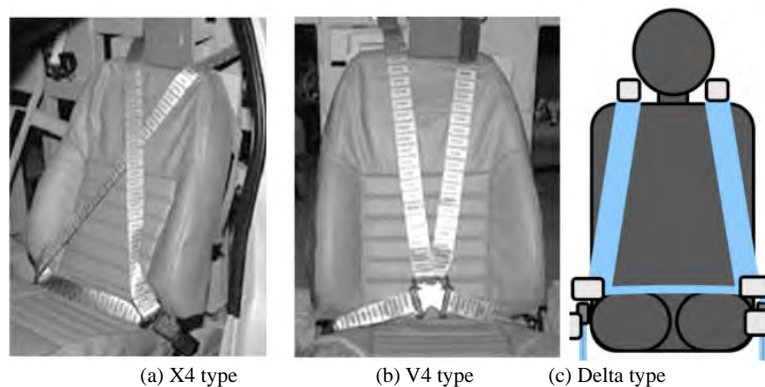


図 3.7 4点式シートベルトの種類

標準着座姿勢の人体モデル THUMS 50M を用いて前席助手席乗員を対象として、速度 50 km/h、最大 40 G の減速度波形によるフルラップ前面衝突有限要素解析を実施した。図 3.8 に計算に用いたモデルを示す。3点式シートベルトは一般的なショルダーベルト・ラップベルトによる構造である。デルタ型シートベルトはシートバック上部からネックアンカーを通して左右一対のショルダーベルトを、乗員の両肩部から各々の側腹部に配置した。脊椎圧迫荷重を低減するために、ネックアンカーを水平方向に可動とし、その移動時に抵抗力を発生する伸長要素を接続した。助手席はエアバッグを備えている。これらの構成を図 3.8 に示す。傷害の評価指標として、頭部 Y 軸回転速度、胸たわみ（胸骨と脊椎の距離）、冠動脈根元部のひずみ値（胸郭が前方に膨らむことによる内臓への引張負荷を考慮）、脊椎 T12/L1 椎間板の上下軸荷重、および Y 軸まわりの曲げモーメントを出力した。脊椎の荷重と曲げモーメントは、脊椎の局所座標で出力した。

シミュレーションマトリックスを表 3.3 に示す。比較のため、標準的な仕様の3点式はリトラクターに一般的な 4 kN の荷重制限を設定した(TN 3P-11)。D-11, D-12 はデルタ型ベルトであり、左右のシートベルトリトラクターに各 1 kN (計 2 kN) と 2 kN (計 4 kN)、ネックアンカーには前方へ移動する際のフォースリミッター荷重として 2 kN および 4 kN を組み合わせた。なお、TTF は 13 ms で作動とし、シートベルトプリテンショナーは本研究では用いていない。

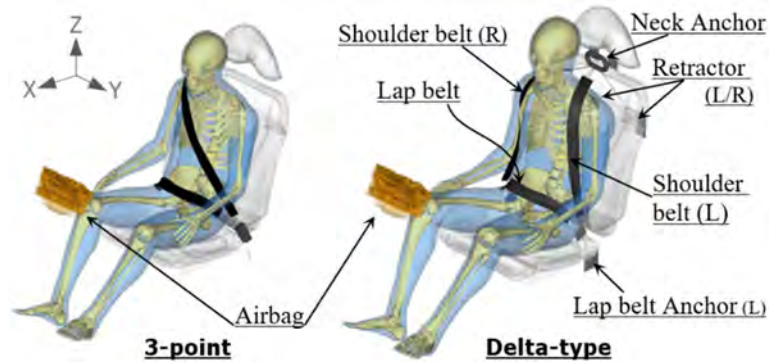


図 3.8 3点式と4点式シートベルトの有限要素モデル

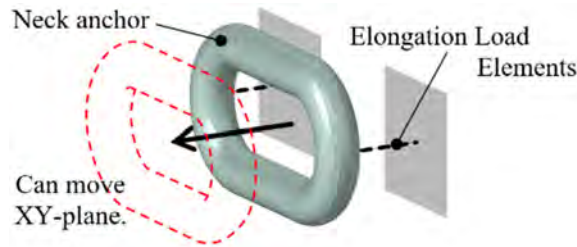


図 3.9 ネックアンカーのモデル

表 3.3 各モデルのピーク値と傷害値

T.N.	Seat belt	Ret. FL	Neck Anchor FL	Head Y Rot.V	Chest Def.		Aorta Strain	Spine T12/T1	
					expand	comp.		FZ	MY
3P-11	3P	4	---	59.7	0.0	35.3	9.8	2.62	116
D-11	Delta	1x2	2	59.4	14.7	14.7	5.4	2.63	243
D-12	Delta	2x2	4	60.8	16.6	13.4	3.5	2.80	252

rad/sec

mm

%

kN

Nm

3点式シートベルトおよびデルタ型シートベルトによる乗員の全身挙動を図 3.10 に示す。頭部と上胸部の前方運動はエアバッグによって止められている。3点式シートベルトでは、ショルダールベルトが胸部に入り込み、上体はややねじれながら前傾した。一方、デルタ型では両肩が拘束されているため、体幹のねじれは少ない。デルタ型シートベルトにおいては、腰椎の伸展が3点式シートベルトよりも大きくなっている。

図 3.11 に胸郭の変形を塑性ひずみとともに示す。3点式シートベルト着用時においては、胸郭はベルト経路に沿って大きく変形した。そのときの胸郭の塑性ひずみは、シートベルトで直接圧迫された胸骨と、介達外力を受けた肋骨の側面に発生し、広い範囲において骨折の閾値を超えて

いる。これにより連続した3本以上の肋骨骨折にともなう動揺胸郭などの傷害に加えて、内臓損傷が発生するリスクが考えられる。一方で、4点式シートベルト着用時では、胸郭が慣性力によって前方に膨らむ変形が見られた。また、胸郭にはひずみがほとんど発生しなかった。以上より、デルタ型4点式シートベルトは、胸部の負荷を低減することが示され、特に骨が脆くなり骨折リスクが高い高齢者で有用となる可能性がある。

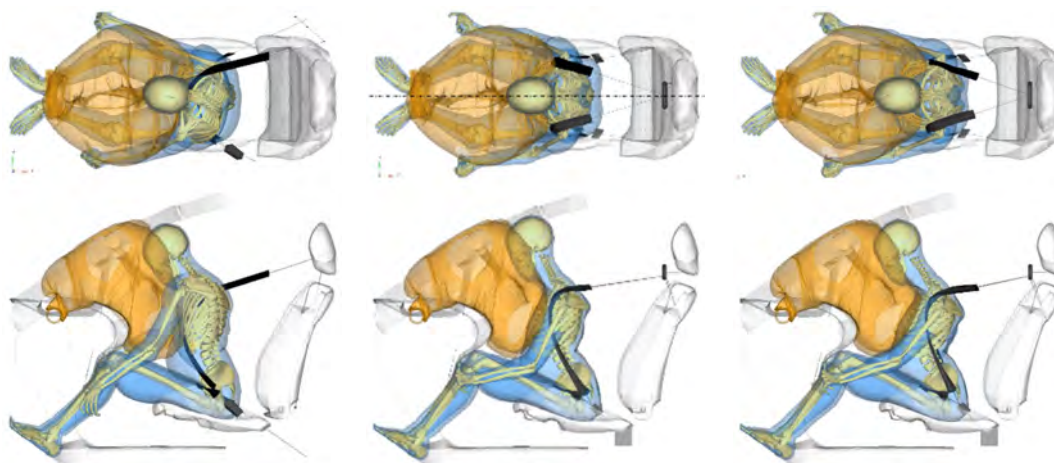


図 3.10 3点式(3P-11)および4点式ベルト(D-11, 12)の乗員挙動

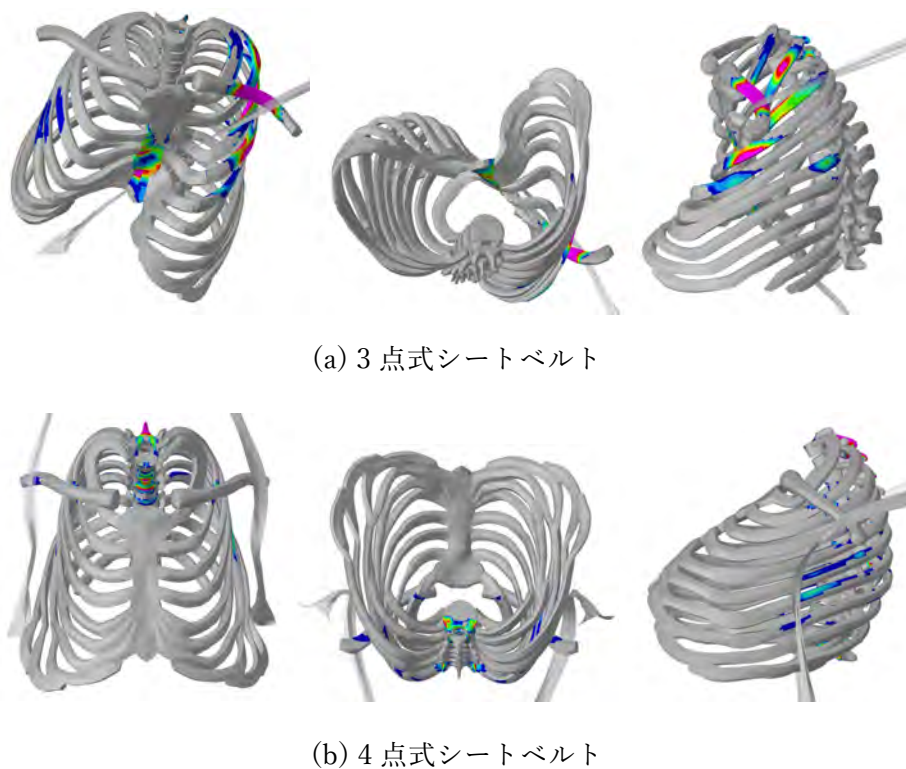


図 3.11 胸郭の変形と塑性ひずみ

頭部前後回転速度のピーク値は、全てのモデルで同様の値であった。図 3.12 に胸たわみ、冠動脈ひずみ、脊椎上下荷重・モーメントの時間線図を示す。胸たわみは 3 点式シートベルトでは 35 mm 圧縮された。一方、デルタ型シートベルトでは両肩拘束により、最初に胸郭が拡張し、その後エアバッグにより圧縮側へ転換した。圧縮量は 15 mm 以下と非常に小さな値となった。冠動脈のひずみはデルタ型と比較して、3 点式シートベルトでは変化量が大きく、冠動脈への負荷が大きい。脊椎圧縮荷重 (T12/L1) は、全ての有限要素解析で同様の値であった。3 点式シートベルトではエアバッグのない後席では 1 kN 以下であったが、ショルダーベルトが肩から下方向に荷重を与えることで、脊椎圧縮負荷が高くなっている (2.6 kN)。脊椎の Y 軸まわり (前屈) の曲げモーメントは、3 点式シートベルトでは小さいが、体幹が上下軸まわりに捻じれる挙動によって、X 軸と Z 軸方向へ分散した可能性がある。一方、デルタ型シートベルトでは前屈がそのまま脊椎に加わるため、曲げモーメントが大きな値となった。

小型車の 50 km/h での前面衝突を模擬した助手席の有限要素解析を実施した。胸部負荷については、両側鎖骨を拘束するデルタ型シートベルトにおいて、胸たわみと冠動脈のひずみが小さな値となった。脊椎の圧縮荷重においては、3 点式シートベルトではエアバッグなし (後席) で 1 kN 以下であったが、エアバッグ拘束により上半身が前屈しないため、2.6 kN に増大した。またデルタ型でも 2.1 kN から 2.8 kN へ増大している。両者ともエアバッグで上半身が拘束されることにより、80 ms 近辺で腰椎部には顕著な屈曲が見られ (図 3.12)、脊椎負荷が高まったと考えられる。脊椎への負荷は、エアバッグの上半身拘束が支配的である可能性がある。

デルタ型シートベルトでは、胸郭の変形が大きく減少した。このことは、特に骨の脆弱性が進み、胸郭の骨折が発生しやすい高齢者において、デルタ型シートベルトが有用であることを示唆している。ただし、脊椎荷重・モーメントについては、さらなる低減に向けた検討が必要である。

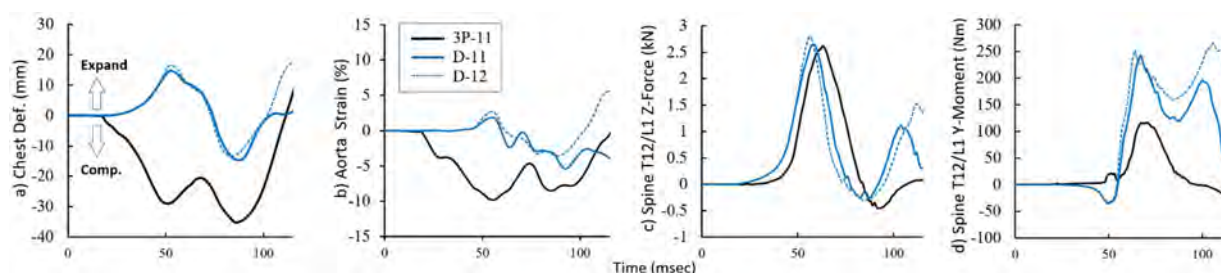


図 3.12 胸たわみ、冠動脈ひずみ、脊椎上下荷重、脊椎モーメントの時間線図

## 第4章 結論

本研究では、多様な体格の乗員を対象として、自動車後席におけるシートベルト装着位置、着座姿勢、および衝突時の乗員保護性能の関係を検討した。特に、ラップベルトが骨盤前縁の ASIS から外れて腹部へ移動するサブマリンに着目し、実車計測、人体モデル解析、スレッド実験、および拘束装置の設計因子解析を通じて、サブマリン発生に関与する因子とその防止方策を明らかにした。さらに、胸部傷害の低減を目的として、デルタ型4点式シートベルトの効果を検討した。

第1章では、被験者の静的計測および走行中の動的計測により、後席乗員の着座姿勢とベルト位置の実態を調べた。静的計測では、小柄な女性乗員では大腿長に対してシート座面長が長いため、腰部がシートバックから離れ、骨盤が前方へ移動して後傾しやすきことを確認した。この姿勢では、骨盤角が後傾し、ベルト ASIS オーバーラップが小さくなるため、サブマリンリスクが高くなる。また、動的計測では、助手席では骨盤位置と骨盤角度が安定していたのに対し、後席では走行中にアップライト姿勢とスローチング姿勢が周期的に変化した。入眠時にはスローチング姿勢が継続し、実際の走行中にもサブマリン発生確率が高い姿勢が生じることを確認した。

第2章では、CT画像にもとづいて BMI の異なる人体モデル群を構築し、後席前面衝突時の乗員挙動を有限要素解析により検討した。標準着座姿勢では比較的良好な拘束挙動を示したが、リクライニング姿勢およびスローチング姿勢では骨盤の後方回転が大きく、サブマリンが発生しやすくなった。特に、ヒップポイントを前方に移動させたスローチング姿勢では、骨盤および膝部の前方移動量が大きく、サブマリン発生頻度が高かった。さらに、小柄女性ダミーを用いたスレッド実験により、スローチング姿勢では衝突初期にラップベルトが骨盤から外れ、シミュレーションと同様にサブマリンが発生することを確認した。また、ベルト骨盤角とベルト ASIS オーバーラップを説明変数とするロジスティック回帰モデルにより、サブマリン発生の予測式を構築した。

第3章では、サブマリン防止に向けた安全対策を検討した。骨盤に作用する力と力のモーメントを解析することで、股関節、腰椎、ラップベルト、ショルダーベルト、およびシート反力が骨盤の前方移動と後方回転に与える影響を整理した。拘束装置の設計因子解析では、骨盤前方変位の低減には、ラッププリテンショナー、ラップベルトアンカー位置、およびシートパン角度が有効であることを示した。一方、サブマリン防止には骨盤の後方回転を抑制することが重要であり、ショルダーベルトによる体幹拘束力の緩和、ラップベルトアンカーの前方配置、およびシート前部における骨盤支持構造が有効な設計指針となることを示した。

また、デルタ型4点式シートベルトについては、両側鎖骨を経由して体幹を拘束することで、3点式シートベルトに比べて胸郭を厚み方向に圧縮する負荷を低減できることを示した。一方、脊椎圧縮荷重は3点式シートベルトとデルタ型4点式シートベルトで大きな差はなかったが、デルタ型では体幹の前屈により脊椎曲げモーメントが増加する傾向が見られた。したがって、デルタ型4点式シートベルトは胸部傷害の低減に有効な拘束方式となり得るが、脊椎曲げモーメントへの影響を含めて評価する必要がある。

以上より、後席乗員の保護性能を向上させるためには、標準的な着座姿勢のみを前提とするのではなく、小柄乗員、高BMI乗員、スローチング姿勢、走行時の姿勢変化など、実使用時に生じる多様な姿勢と体格差を考慮する必要がある。サブマリンは、骨盤の前方移動、後方回転、ラップベルト角度、およびベルトASISオーバーラップが複合して生じる現象であるため、シートベルトとシートを一体の拘束システムとして設計することが重要である。さらに、4点式シートベルトのような新たな拘束方式を検討することで、骨盤拘束だけでなく胸部負荷の低減も含めた乗員保護性能の向上が期待できる。本研究で得られた知見は、多様な乗員に対応した後席拘束装置の設計指針、ならびに胸部、脊椎、骨盤を含む総合的な乗員保護性能評価手法の高度化に資するものである。