

最終講義

2015.3.18

場所：241講義室

名古屋大学における47年の歩み

名古屋大学大学院工学研究科

機械理工学専攻

田中 英一

講演内容

- 私の履歴書
- 非比例繰返し負荷の下での非弾性変形
挙動とそのモデル化
- 転倒による大腿骨近位部骨折の解明と
防止装具の開発
- 脳組織の力学特性のモデル化と高次脳
機能障害へのその応用
- 機関別認証評価のこと
- 今後のこと

私の履歴書

名古屋大学入学から学部卒業まで

1968年4月 名古屋大学工学部機械学科入学

大学紛争 教養部封鎖 活発な政治議論

教養部2年間は数学、哲学書等の読書

数学の知識はその後の研究者人生で非常に有用

1972年3月 名古屋大学工学部機械学科卒業

卒業論文題目

複合負荷を受ける粘弾塑性材料の変形挙動に
関する実験的研究

指導教員 大橋 義夫 教授

指導者 D1 戸伏 壽昭 氏

初めての研究 無我夢中で実験に従事

4年次1月に博士課程進学への勧誘

大学院修士課程入学から修了まで

1972年4月 名古屋大学大学院工学研究科修士課程入学

固体力学の基礎を修得 (その後の研究者人生に大きな影響)

高温強度, 塑性力学, 板と殻の理論, 構成式,
安定性の理論, プログラミング, 数学

固体の力学/理論 (Y.C.Fung著, 大橋, 村上, 神谷共訳)

Nonlinear Continuum Mechanics (D.C.Leigh著)

(この本で有理力学を学ぶ)

1 講座の修士学生は1学年3名 (非常に充実した指導)

(教職員 教授1, 助教授1, 助手2, 技官2, 事務官1)

1974年3月 修士課程修了 工学修士 (名古屋大学)

修士論文 円筒殻のクリープ座屈

指導教員 大橋 義夫 教授, 村上 澄男 助教授

学生時代の勉強の成果がのちに著書に結実

大学院博士課程進学から修了まで

1974年4月 名古屋大学大学院工学研究科博士課程進学

クリープ試験, クリープ座屈実験の実施
差分法によるクリープ座屈の計算
安定性の理論, 有限変形理論の勉強

1977年3月 同上単位取得退学

論文の完成度を目指す。しかし、課程博士は独力で研究する能力を保証するもの。完成度は要求されていない。今は3年での修了を推奨

1978年2月 博士課程修了 工学博士（名古屋大学）

博士論文 円筒殻のクリープ座屈における不安定性の研究

指導教員 大橋 義夫 教授, 村上 澄男 助教授

学位研究終了後, 大橋先生の研究テーマを手伝うことに

職 歴

- 1977年4月 名古屋大学 工学部 助手
- 1980年4月 名古屋大学 工学部 講師
- 1984年6月 名古屋大学 工学部 助教授
- 1996年4月 名古屋大学大学院工学研究科
ヒューマンライフ支援バイオメカニクス
(トヨタ) 寄附講座教授就任
- 2000年4月 名古屋大学大学院工学研究科
機械情報システム工学専攻教授
- 2004年4月 名古屋大学大学院工学研究科
機械理工学専攻教授に配置換え
- 2015年3月31日 退職予定

寄附講座の設置

- トヨタ自動車株式会社からの寄附金2億円により設置
- 健康・安全・快適で充実した人間生活に貢献する新しい機械工学分野を名古屋大学に創成
- 設置期間
平成8年4月1日—平成12年3月31日
の4年間

トヨタ寄附講座の教員

Janusz Kajzer 教授

H8.4.1～H12.3.31

Sweden Chalmers
工科大学傷害防止
学科から赴任



田中英一 教授

H8.4.1～H12.3.31

名古屋大学から移籍



劉彦 助手

H8.4.1～H8.12.31

名古屋大学から移籍
現在カナダ在住



山本創太 助手

H9.1.1～H12.3.31

帝人株式会社から
赴任



講義担当

- バイオメカニクス特論
- 傷害防止工学特論
 - Impact Biomechanicsに関する講義
- ヒューマンライフ支援
バイオメカニクスセミナー
- ヒューマンライフ支援
バイオメカニクス演習
 - Dummyを使った実習



学生の研究テーマ

- 傷害リスク解明のための歩行者事故解析
- 鞭打ち症解明のための首のモデル化
- 衝撃時の筋応答解明のためのEMG解析
- 下肢筋緊張が前突時の下肢傷害に及ぼす効果
- トラックと乗用車の衝突時の共存性
- 生体軟組織の力学特性の解明とモデル化
- 骨再構築モデルの定式化
- 脊椎分離迂り症の解明
- 大腿骨頸部転倒骨折の解明と防止

卒業生の進路

学士17名, 修士11名, 博士1名

(内定者を含む)

- トヨタ自動車 3
- 本田技研工業 2
- 三菱自動車工業 1
- 富士重工業 1
- デンソー 1
- アイシン精機 1
- 東海理化 1
- ブリジストン 1
- 運輸省 1
- 愛知県警 1
- 関西電力 2
- 京セラ 1
- 日本ガイシ 1
- 松下電工 1
- 東京エレクトロン 1
- 東邦ガス 1
- セイコーエプソン 1
- 住友重機械 1
- 日立プラント 1

共同研究

- ハノーバー医科大学
- インド工科大学
- 本田技研工業
- 日産自動車
- 豊田中央研究所
- 運輸省交通安全公害研究所
- 日本自動車研究所
- 交通事故総合分析センター
- 筑波大学医学部
- 名古屋第2赤十字病院
- 国立療養所中部病院
- 名古屋大学医学部

寄附講座主催シンポジウム

第1回トヨタヒューマンライフ支援

バイオメカニクスシンポジウム

1997年7月15-16日 於 名古屋大学シンポジオン

第2回トヨタヒューマンライフ支援

バイオメカニクスシンポジウム

1998年10月23-24日 於 名古屋大学豊田講堂会議室

トヨタヒューマンライフ支援

バイオメカニクス国際シンポジウム

1999年12月12-15日 於 名古屋大学シンポジオン

トヨタヒューマンライフ支援 バイオメカニクス国際シンポジウム

- Plenary Lecture 2件
- Keynote lecture 16件
- 一般講演 19件

- 外国人招待講演者 13名
- 国内招待講演者 5名
- 参加者 139名



レセプション

於 名古屋大学ユニバーサルクラブ

私にとって寄附講座とは

◆寄附講座に異動することについて

経済的に不利になるということで最初は迷い
当時将来が見えない状態

「最善を尽くせばどんな結果になっても後悔はない」との助言

精一杯やってみようと異動を決心

◆寄附講座での活動について

外国人教員との2人3脚の運営は貴重な体験

シンポジウム開催で多くの人々の知己を得る。特に機械学会バイオエンジニアリング部門の皆さん。今振り返るとそれは貴重な財産
衝突安全という新しい分野へ進出する切っ掛け。これまで研究してきた構成式論や計算バイオメカニクスの新しい応用分野。自動車会社との共同研究の開始。博士学位論文指導

多くの方々との接触を通じて優れた考え方を学ぶ。その後のものの考え方に影響

研究歴

1980年

1985年

1990年

1995年

2000年

2005年

2010年

2015年

金属の非弾性変形実験と構成式の定式化

単調塑性

非比例繰返し塑性

ハンダ

超塑性

改良9Cr-1Mo鋼

トヨタ寄附講座

生体組織の力学構成式

血管壁

心筋

骨再構築

筋疲労

脳組織

皮質骨

骨格筋

有限要素解析による現象の解明

脊柱分離症・分離迂り症

高次脳機能障害

大腿骨近位部骨折の解明

ヒッププロテクタの開発

生体組織に対する数理モデル
開発のためのデータ取得

靱帯, 骨格筋の動的力学特性

ヒッププロテクタ性能の実験的検証と
性能評価システムの実験的検証

プロテクタ評価システム

非比例繰返し負荷の下での 非弾性変形挙動とそのモデル化

研究目的

◆ 種々の複雑な非比例繰返し負荷（繰返し経路形状の違い）の下で生じる硬化レベルを系統的に表現

⇒ 内部構造を表現する4階のテンソルと非比例パラメータ（スカラー）の導入

◆ 非比例繰返し負荷の下で生じる履歴依存性（振幅変動・繰返し経路形状変化）のある顕著な繰返し硬化／軟化を表現

⇒ 振幅依存性を表す内部変数の導入と等方硬化変数に対する新たな発展式の定式化

316ステンレス鋼

薄肉円管試験片

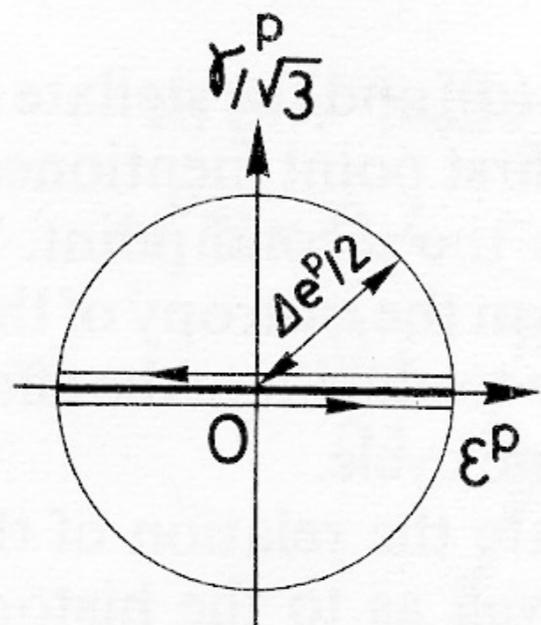
軸力-ねじり組合せ負荷

塑性ひずみ制御試験

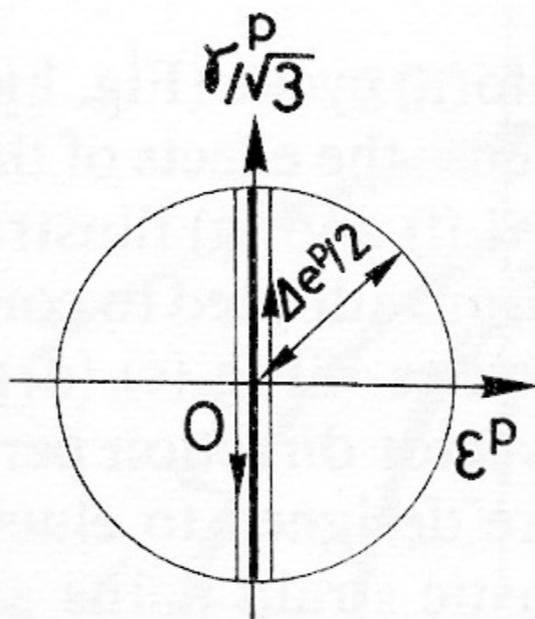
ϵ^p 軸方向塑性ひずみ

γ^p ねじり工学せん断塑性ひずみ

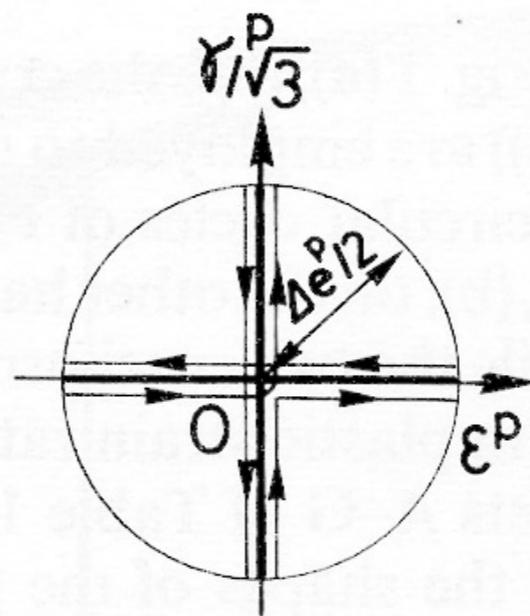
$\Delta e^p / 2$ 塑性ひずみ振幅



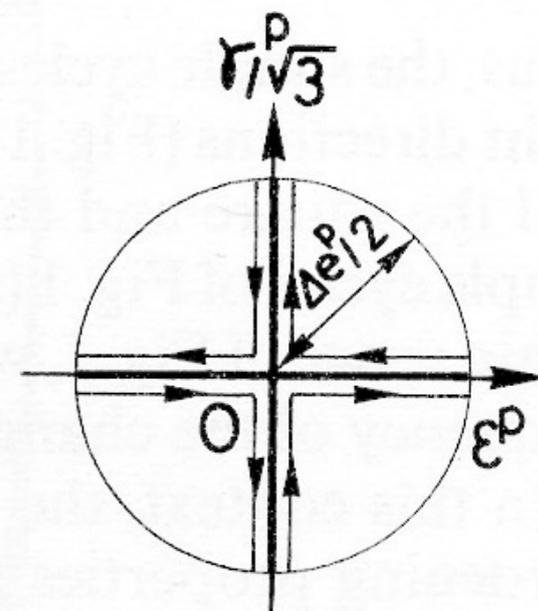
(a) Tension-Compression



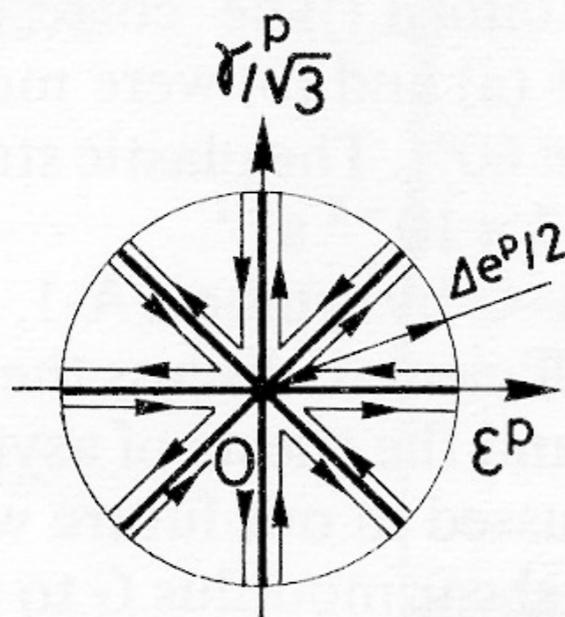
(b) Torsion



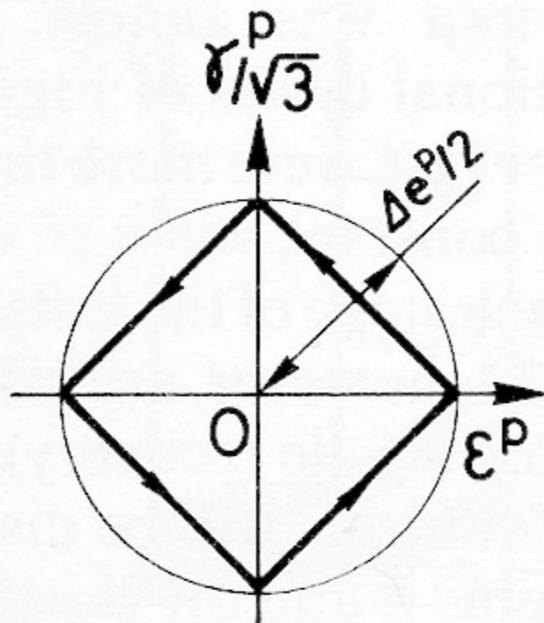
(c) Cruciform (I)



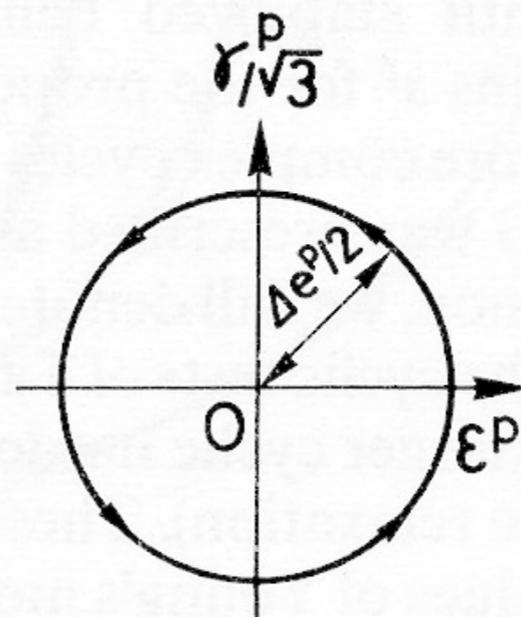
(d) Cruciform (II)



(e) Stellate

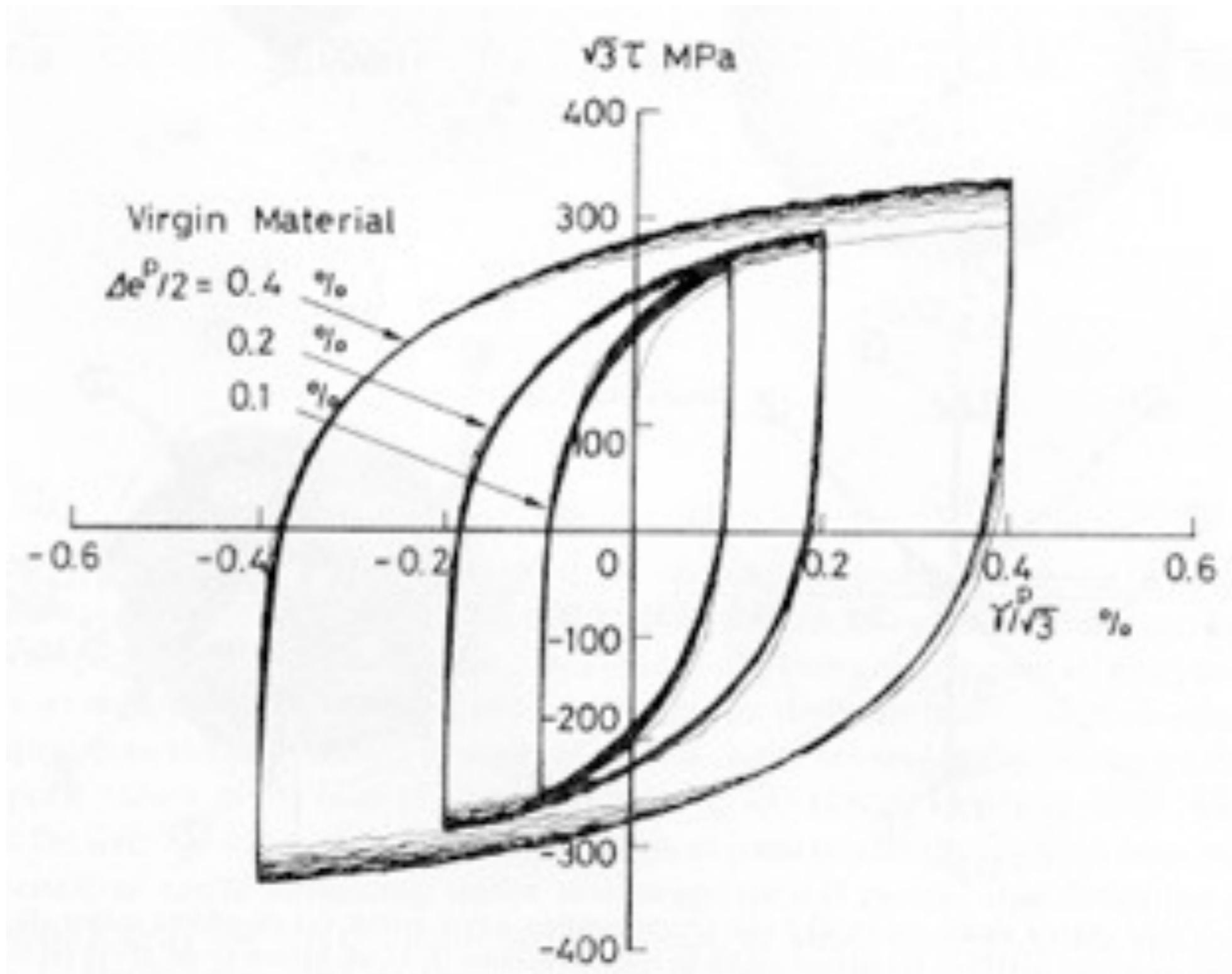


(f) Square



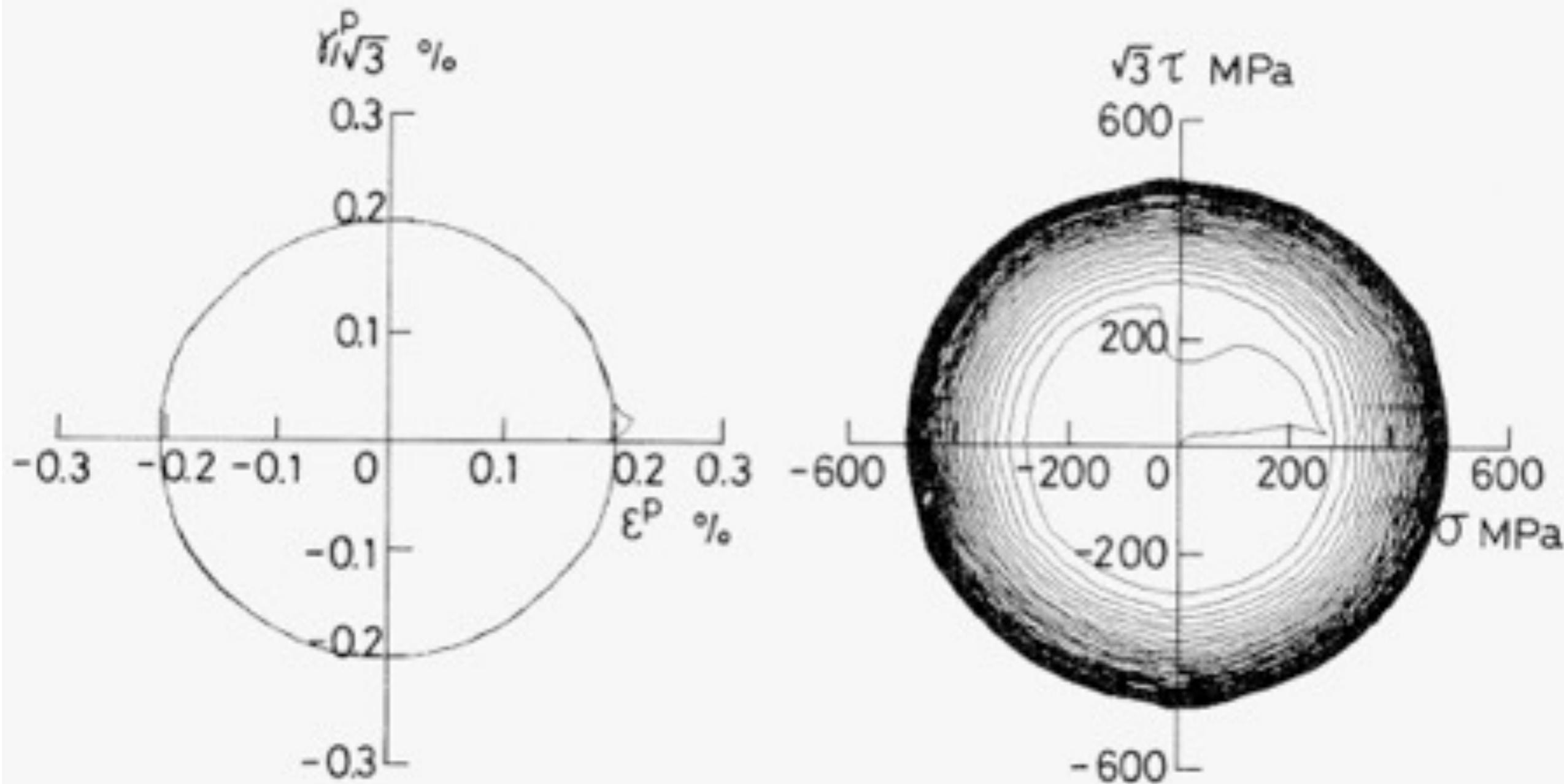
(g) Circular

$$\Delta e^p / 2 = 0.2 \%$$



τ ねじりせん断応力 γ^p ねじり工学せん断塑性ひずみ

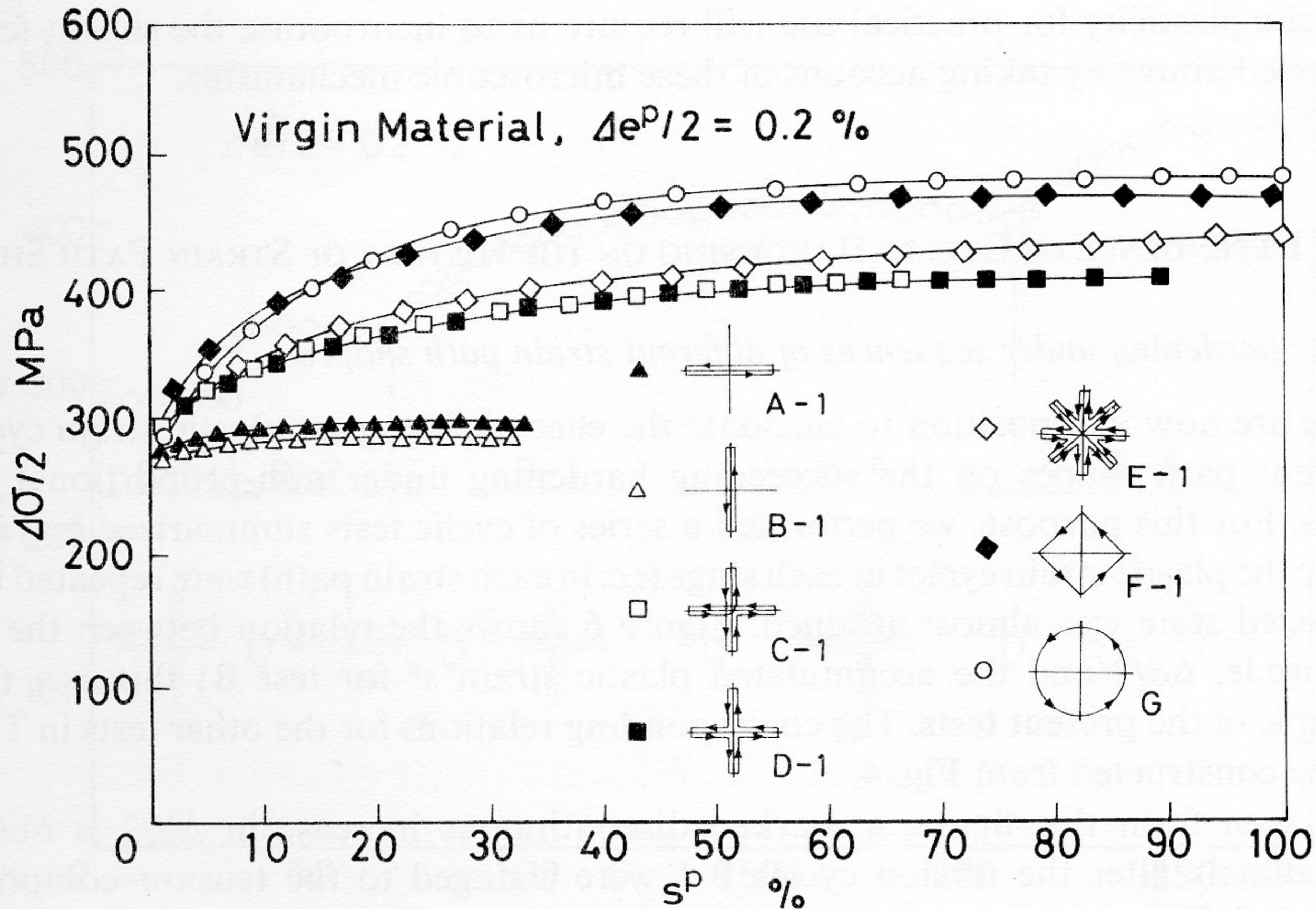
応力－塑性ひずみヒステリシスループ



σ 軸方向応力
 τ ねじりのせん断応力

円形経路の塑性ひずみ経路と応力経路

応力振幅の繰り返し塑性ひずみ経路依存性



定式化の基礎となるモデル

- 全ひずみ速度 = 弾性ひずみ速度 + 非弾性ひずみ速度
- 弾性ひずみ速度：等方線形弾性体に対するHookeの法則
- 非弾性ひずみ速度：Mises型の散逸ポテンシャルに基づく粘塑性理論

$$\dot{\mathbf{P}} = \dot{p} \frac{\mathbf{S} - \mathbf{X}}{|\mathbf{S} - \mathbf{X}|}, \quad \dot{p} = \left\langle \frac{|\mathbf{S} - \mathbf{X}| - k - Q}{K} \right\rangle^n$$

- 非線形移動硬化則

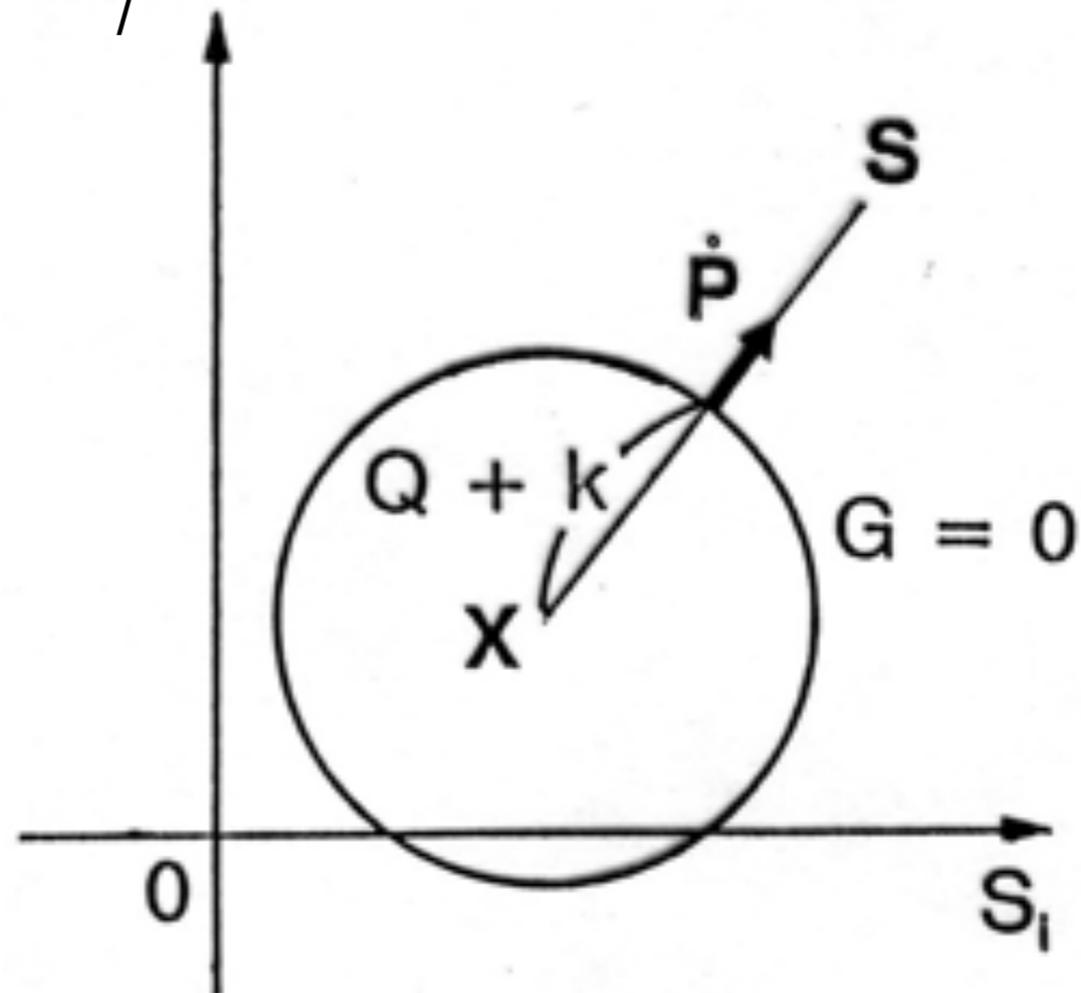
$$\dot{\mathbf{X}} = \dot{\mathbf{X}}^{(1)} + \dot{\mathbf{X}}^{(2)} + \dot{\mathbf{X}}^{(3)}$$

$$\dot{\mathbf{X}}^{(i)} = c_i \left(a_i \dot{\mathbf{P}} - \mathbf{X}^{(i)} \dot{p} \right),$$

$(i = 1, 2, 3)$

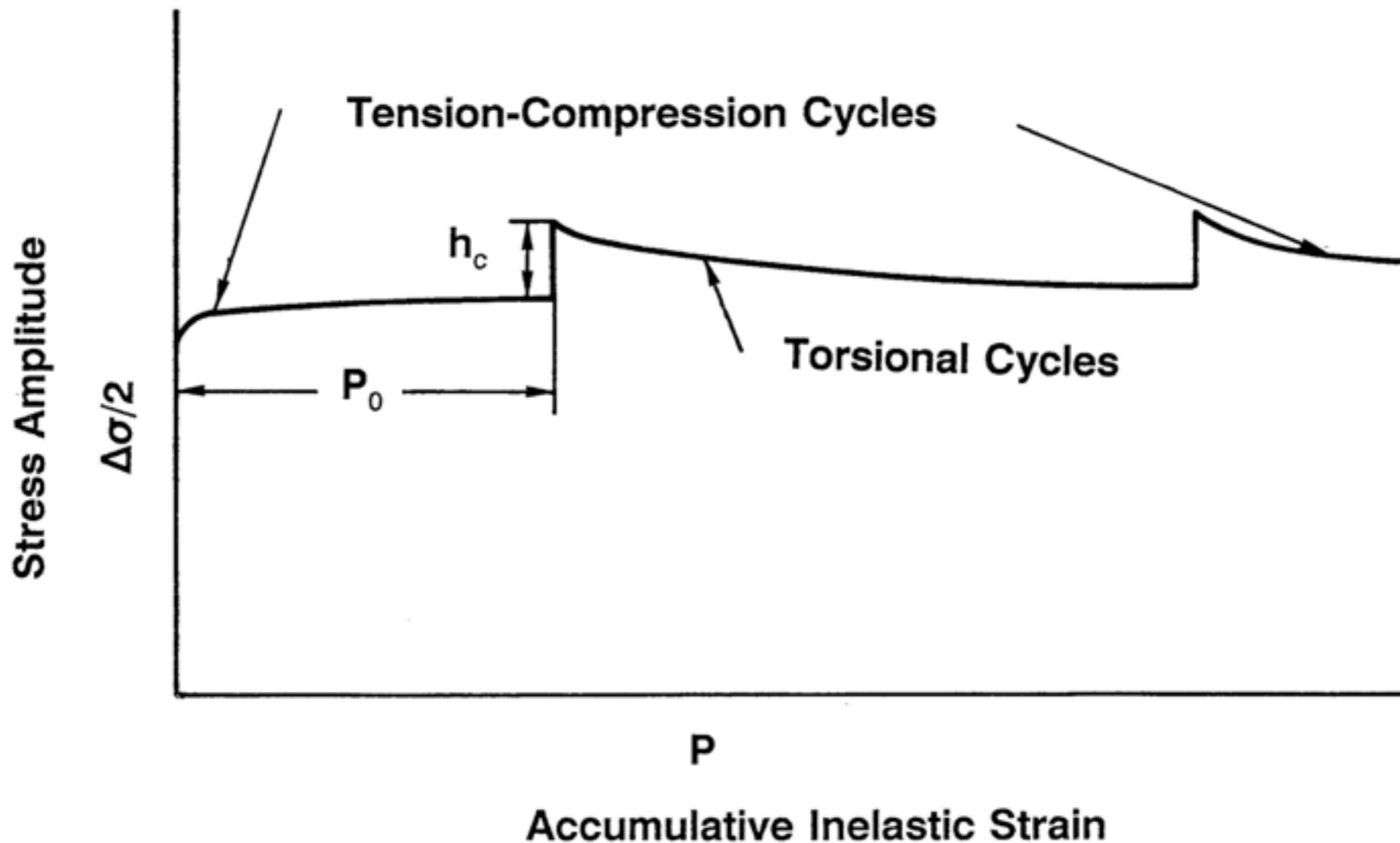
- 等方硬化変数の発展式

?



$$G = (\mathbf{S} - \mathbf{X}) \cdot (\mathbf{S} - \mathbf{X}) - Q - k$$

構造テンソル導入の基礎となる実験事実



内部構造形成に関する基本的仮定

- 比例サイクルによってある転位構造が形成される。
- その構造は、転位運動への抵抗に関して方向性を持つ。
- その構造は異なった方向の後続サイクルによって破壊され、新しい方向に対応した構造が形成される。

Mises型の5次元非弾性ひずみベクトル空間における
2階のテンソル \mathbf{C} （通常の空間では4階のテンソル）に
よってその構造を表現

$$\mathbf{C} \text{ の発展式 } \quad \dot{\mathbf{C}} = C_c (\mathbf{u} \otimes \mathbf{u} - \mathbf{C}) \dot{p}$$
$$\mathbf{u} = \left(\dot{\mathbf{P}} / \dot{p} \right), \quad C_c : \text{material constant}$$

非比例パラメータ

$$A = \sqrt{\frac{\text{tr}(\mathbf{C}^T \mathbf{C}) - \mathbf{u} \cdot \mathbf{C}^T \mathbf{C} \mathbf{u}}{\text{tr}(\mathbf{C}^T \mathbf{C})}}, \quad (0 \leq A \leq 1)$$

非比例パラメータの性質

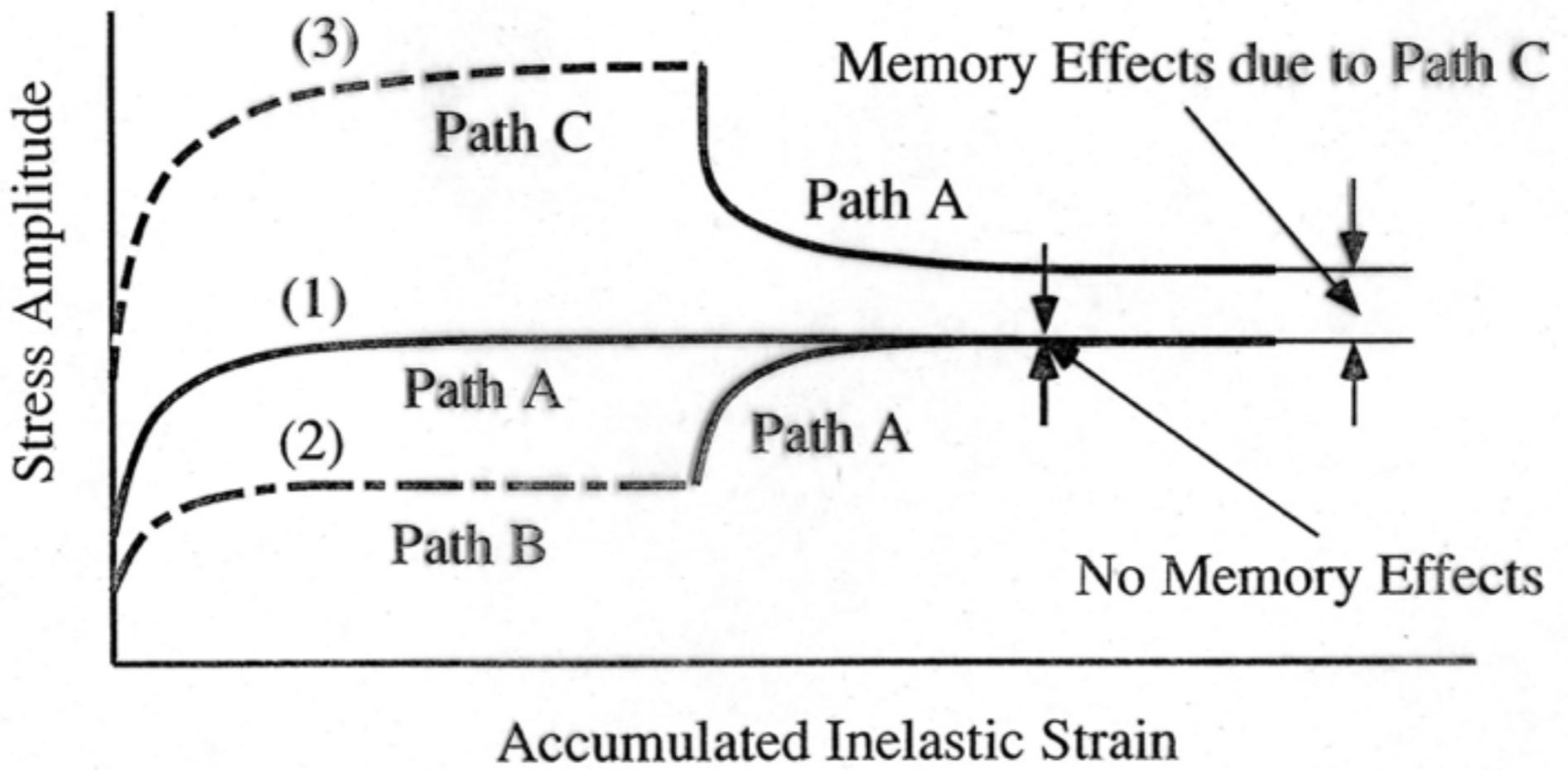
- 比例サイクル $A = 0$
- 2つの連続する比例サイクル
経路変更の直後で $A = |\sin \phi|$, その後 0 に漸近.
ただし, ϕ は 2つの比例サイクルの間の角度
- 円形サイクル

$$A = \frac{1}{\sqrt{2 + (C_c \Delta P / 2)^2}} \cong \frac{1}{\sqrt{2}}$$

等方硬化変数に対する発展式定式化のための実験事実

- (1) Path A
- (2) Path B → Path A
- (3) Path C → Path A

Cyclic Hardening for Virgin Materials
Path C > Path A > Path B



等方硬化変数の目標値

Q_H : 過去に大きな履歴効果がない場合の硬化の目標値

$$Q_H = A[q_N(R) - q_P(R)] + q_P(R)$$

R : 繰返し硬化の振幅依存性を記述する内部変数

$q_N(R)$: 非比例繰返し硬化の目標値 ($A = 1$)

$q_P(R)$: 比例繰返し硬化の目標値 ($A = 0$)

Q_L : 過去に大きな履歴効果がある場合の硬化の目標値

$$Q_L = Q_H + c_R(Q_{Max} - Q_H)$$

c_R : 永久硬化の割合を記述する材料定数

Q_{Max} : 過去の等方硬化変数の最大値

等方硬化変数の発展式

$$\dot{Q} = d_H (Q_H - Q) \dot{p}, \quad \text{when } Q_H > Q_{Max}$$

$$\dot{Q} = d_H \langle Q_L - Q \rangle \dot{p} - d_S \langle Q - Q_L \rangle \dot{p}, \quad \text{when } Q_H \leq Q_{Max}$$

d_H : 繰返し硬化の速度を規定する材料定数

d_S : 繰返し軟化の速度を規定する材料定数

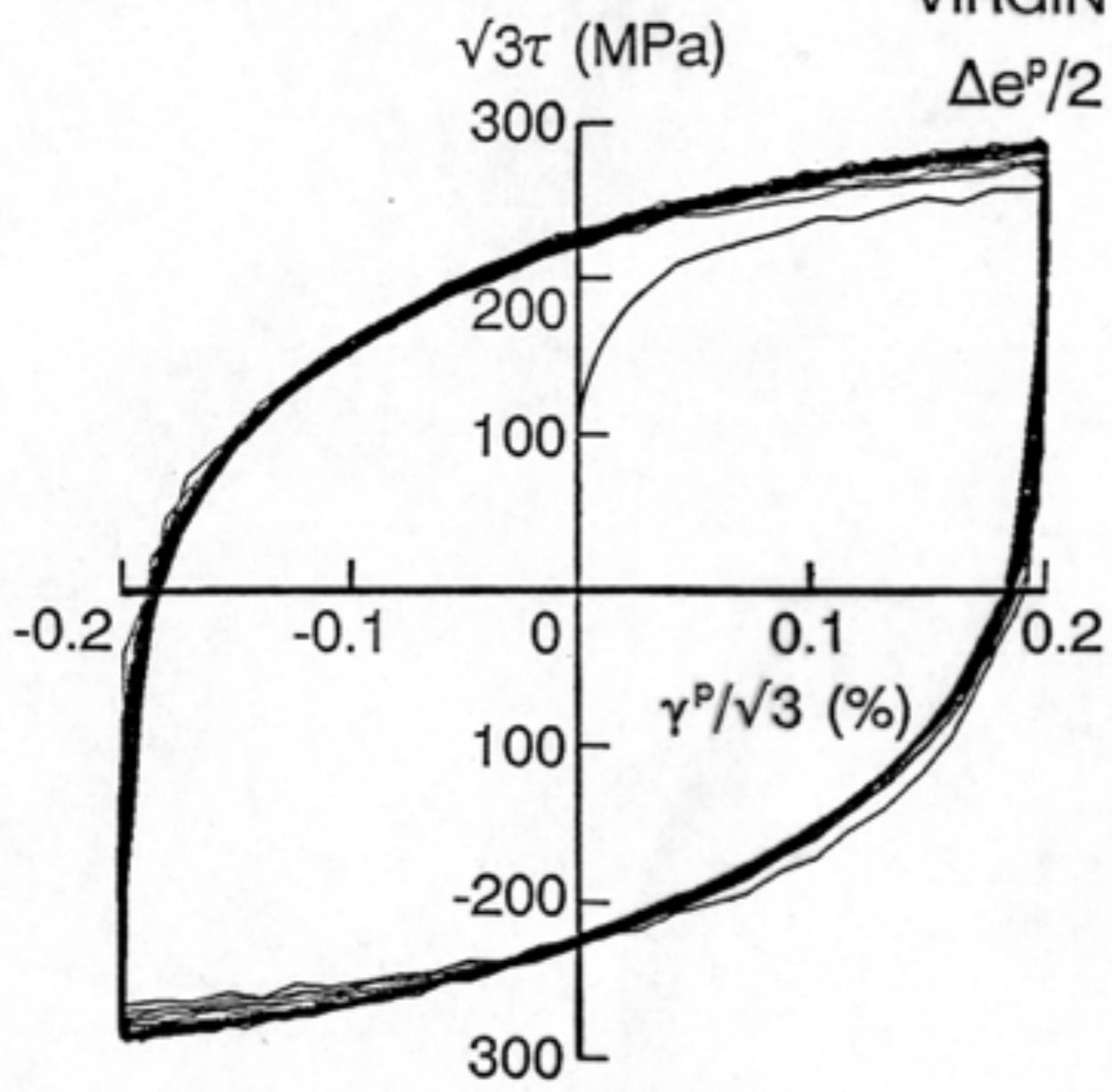
繰返し硬化の振幅依存性を記述する内部変数

$$R = |\mathbf{P} - \mathbf{Y}|, \quad \dot{\mathbf{Y}} = r_Y (\mathbf{P} - \mathbf{Y}) \dot{p}$$

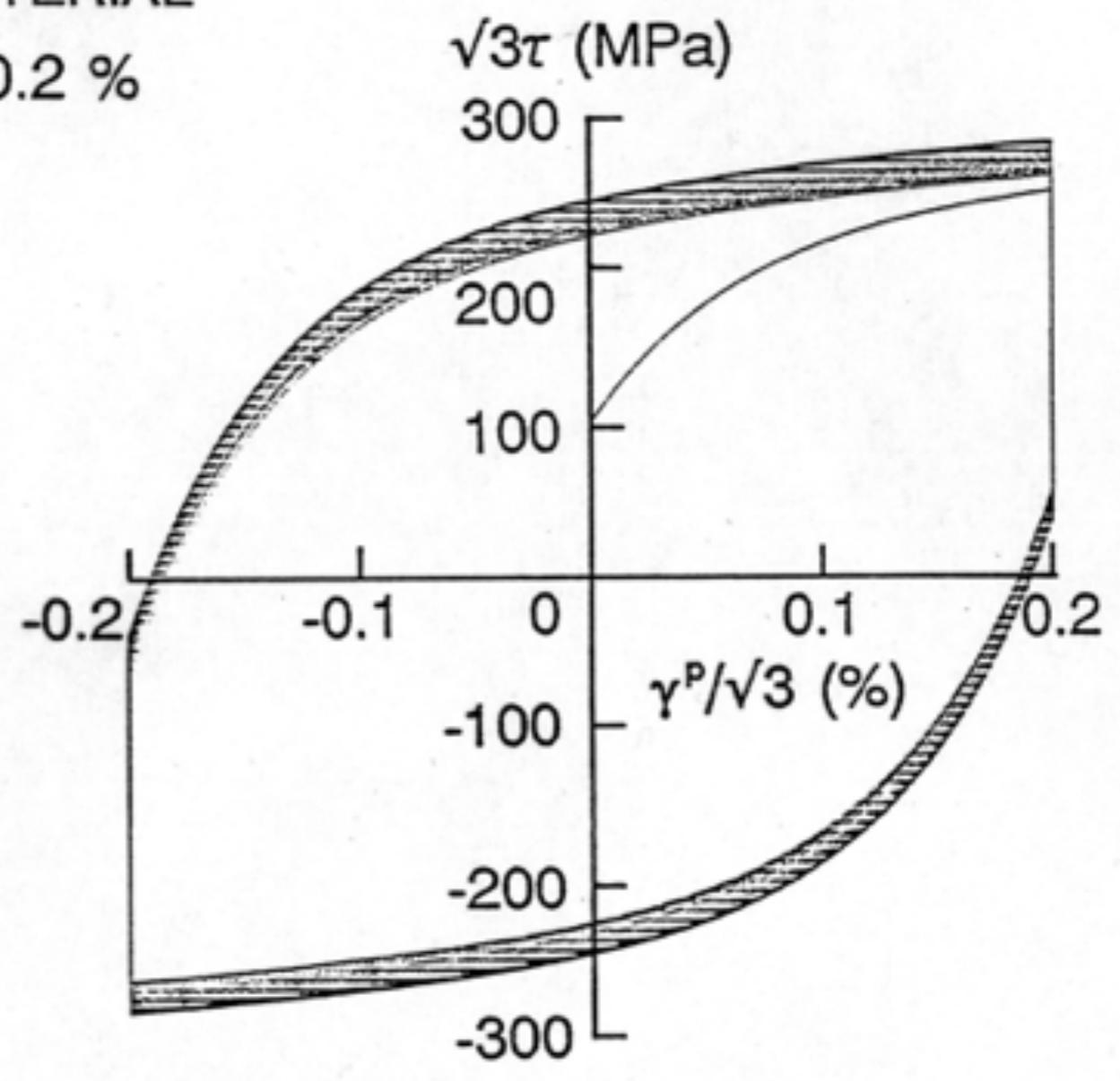
r_Y : 材料定数

TORSIONAL CYCLES
VIRGIN MATERIAL

$$\Delta e^P/2 = 0.2 \%$$

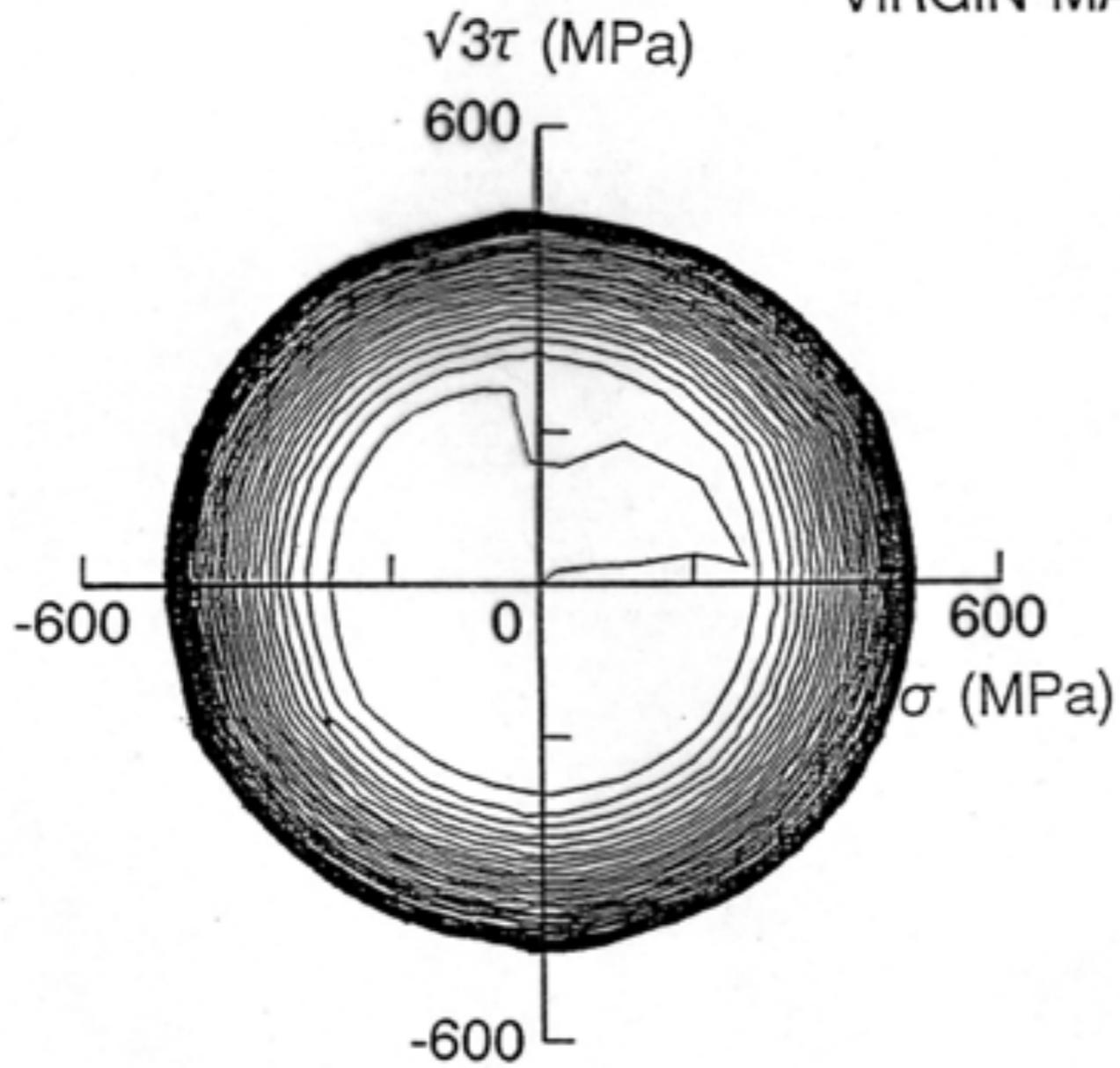


EXPERIMENTAL

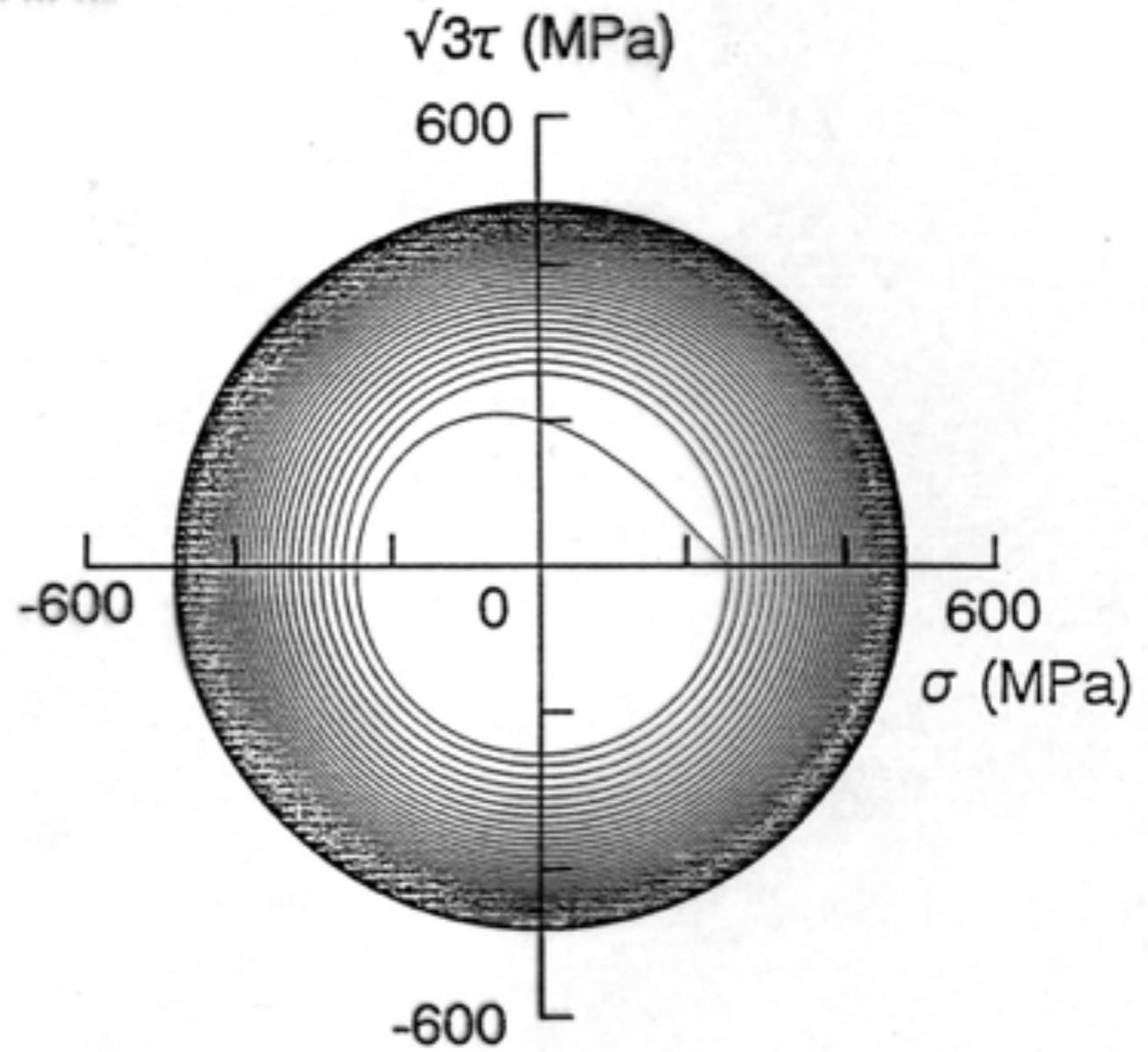


THEORETICAL

CIRCULAR CYCLES
VIRGIN MATERIAL

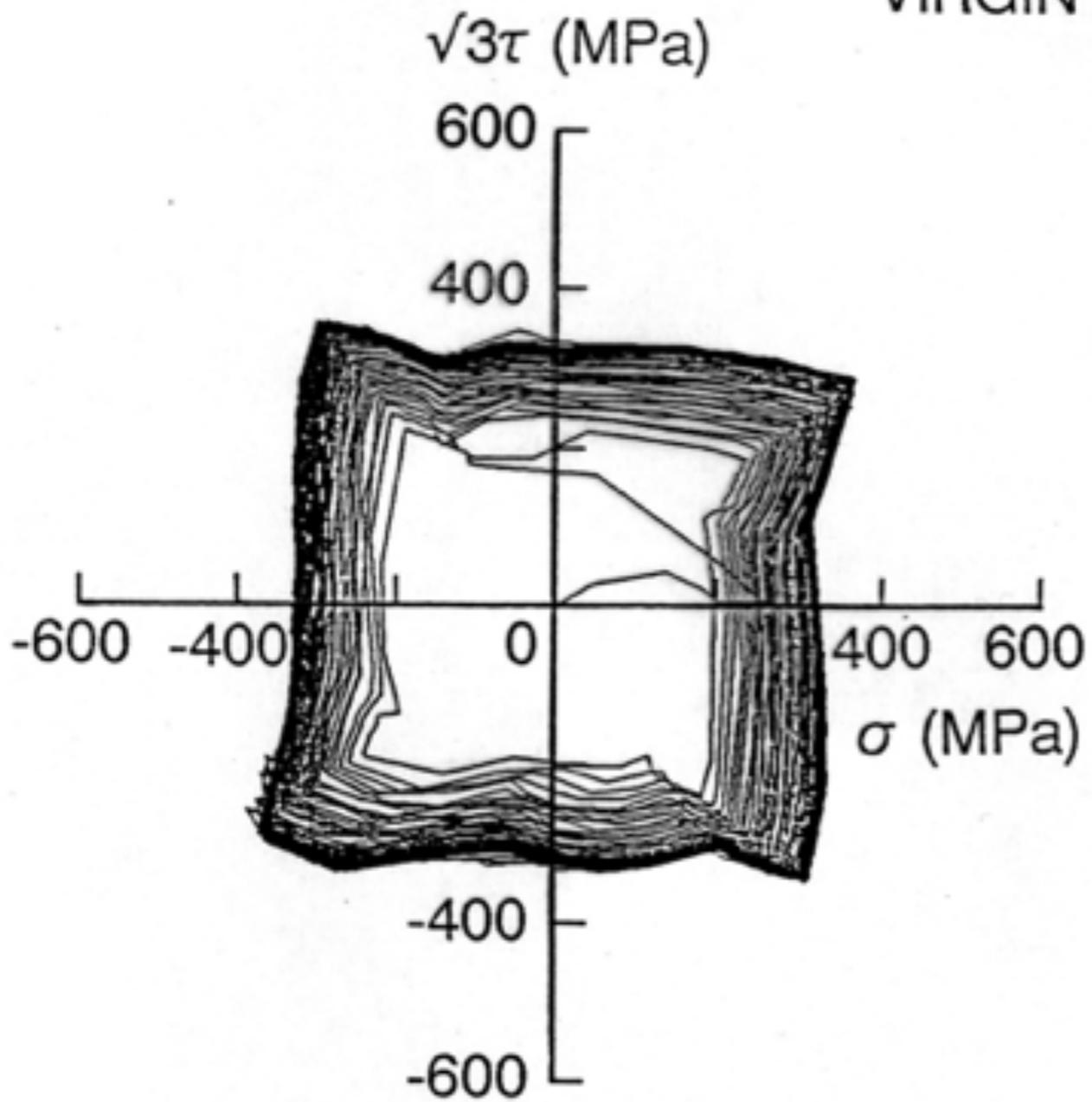


EXPERIMENTAL

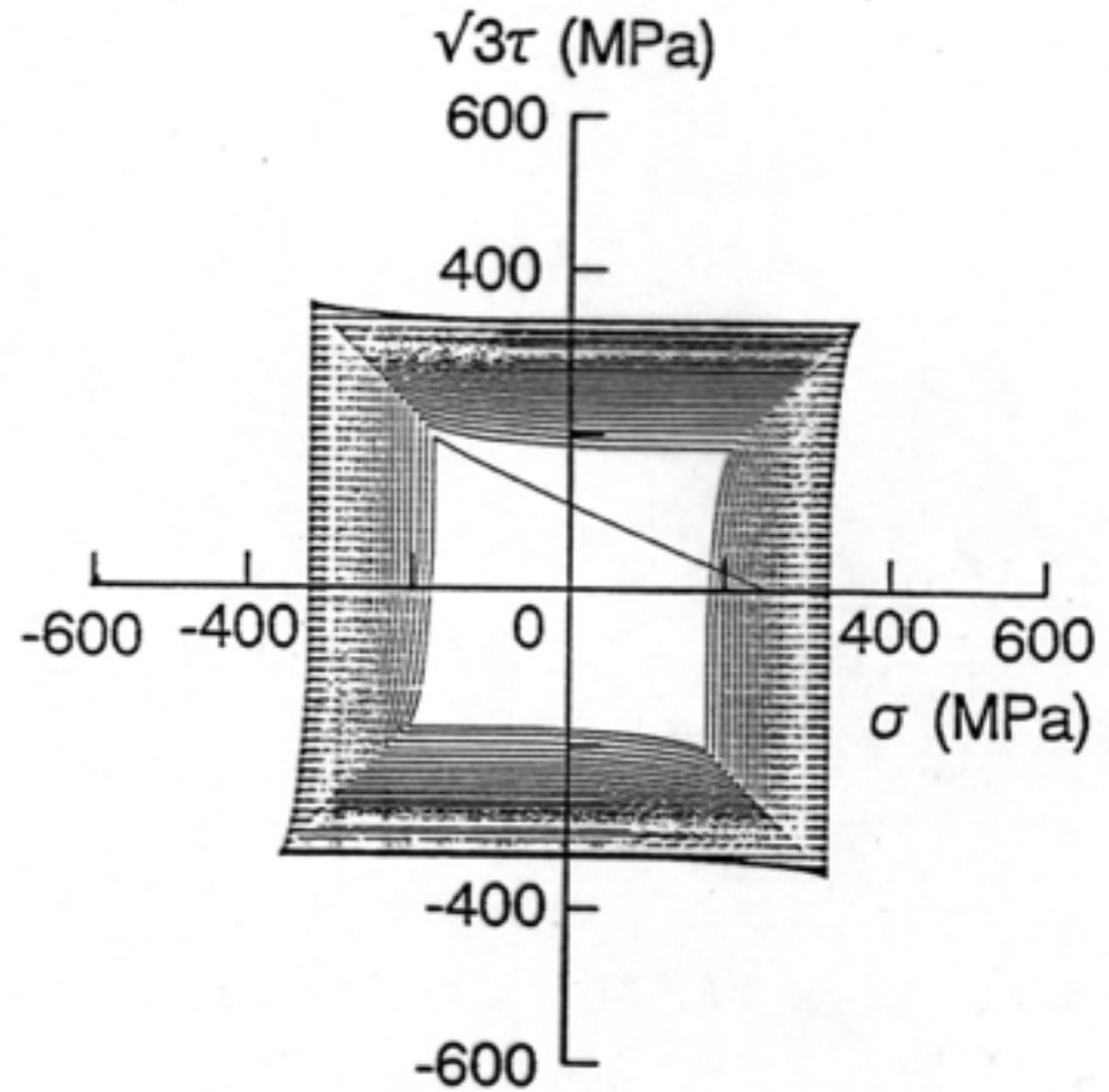


THEORETICAL

SQUARE CYCLES
VIRGIN MATERIAL

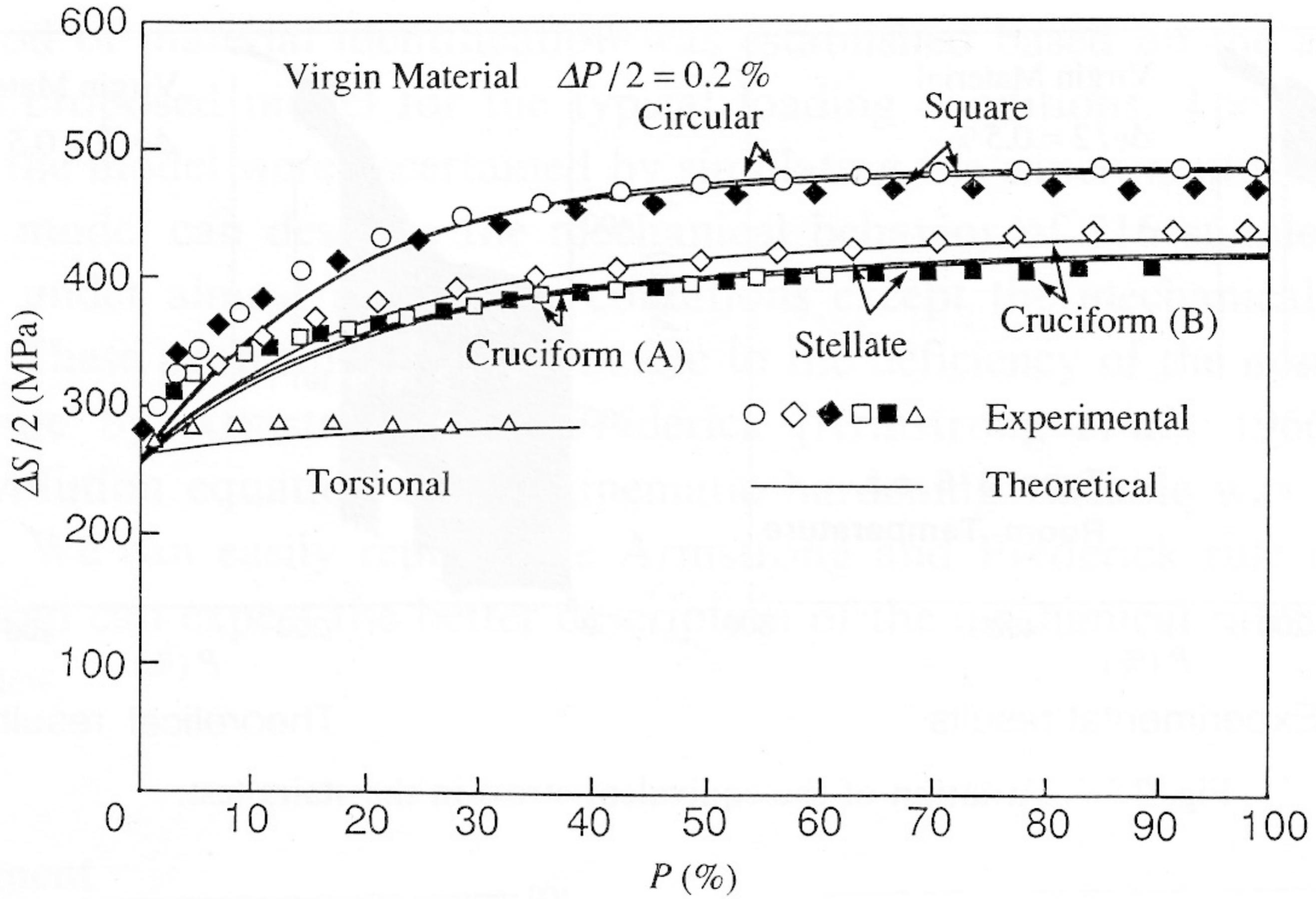


EXPERIMENTAL



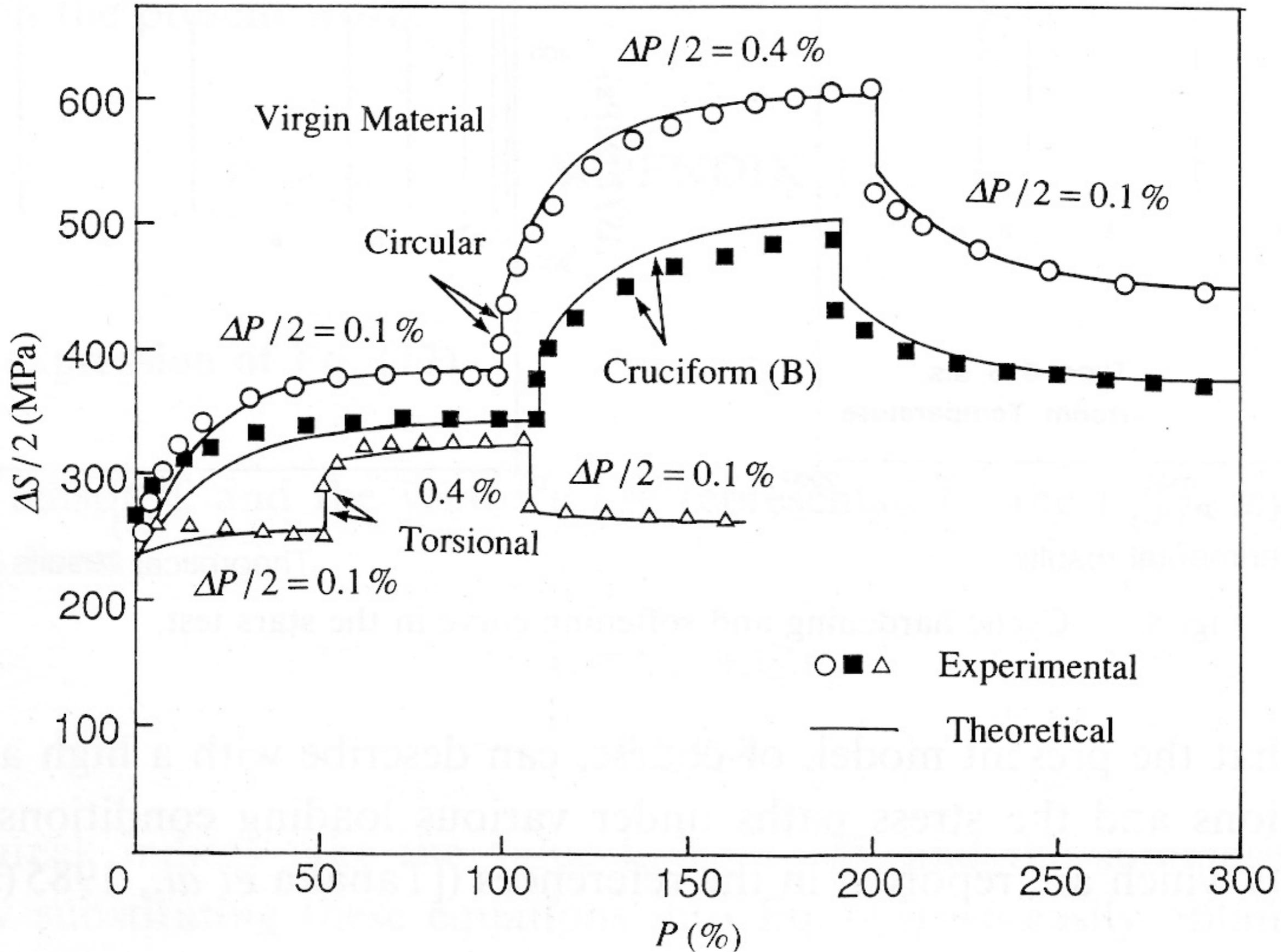
THEORETICAL

構成式モデルの予測精度 (応力振幅の形状依存性)



構成式の予測精度

(応力振幅のひずみ振幅履歴および変動履歴依存性)



**Thèse de Doctorat
de
L'École Normale Supérieure de Cachan**

Spécialité
Mécanique - Génie Mécanique - Génie Civil

présentée par

Sylvain CALLOCH

pour obtenir le grade de
Docteur de l'École Normale Supérieure de Cachan

Titre de la thèse

**Essais Triaxiaux Non-Proportionnels
et
Ingénierie des Modèles de Plasticité Cyclique**

Thèse soutenue le 14 janvier 1997 devant le jury composé de :

M. Zaoui A.	Président
M. Cailletaud G.	Rapporteur
M. Delobelle P.	Rapporteur
M. Clavel M.	Examineur
M. Marquis D.	Examineur
M. Olchewski J.	Examineur
M. Rousselier G.	Examineur

Laboratoire de Mécanique et Technologie
E.N.S. de Cachan / C.N.R.S. / Université Paris VI
61, avenue du Président Wilson 94235 Cachan cedex France

発表者のモデルは、左記の博士学位論文によって詳細に検証

学位名：

Docteur de l'École Normale Supérieure de Cachan

学位申請者：Sylvain CALLOCH

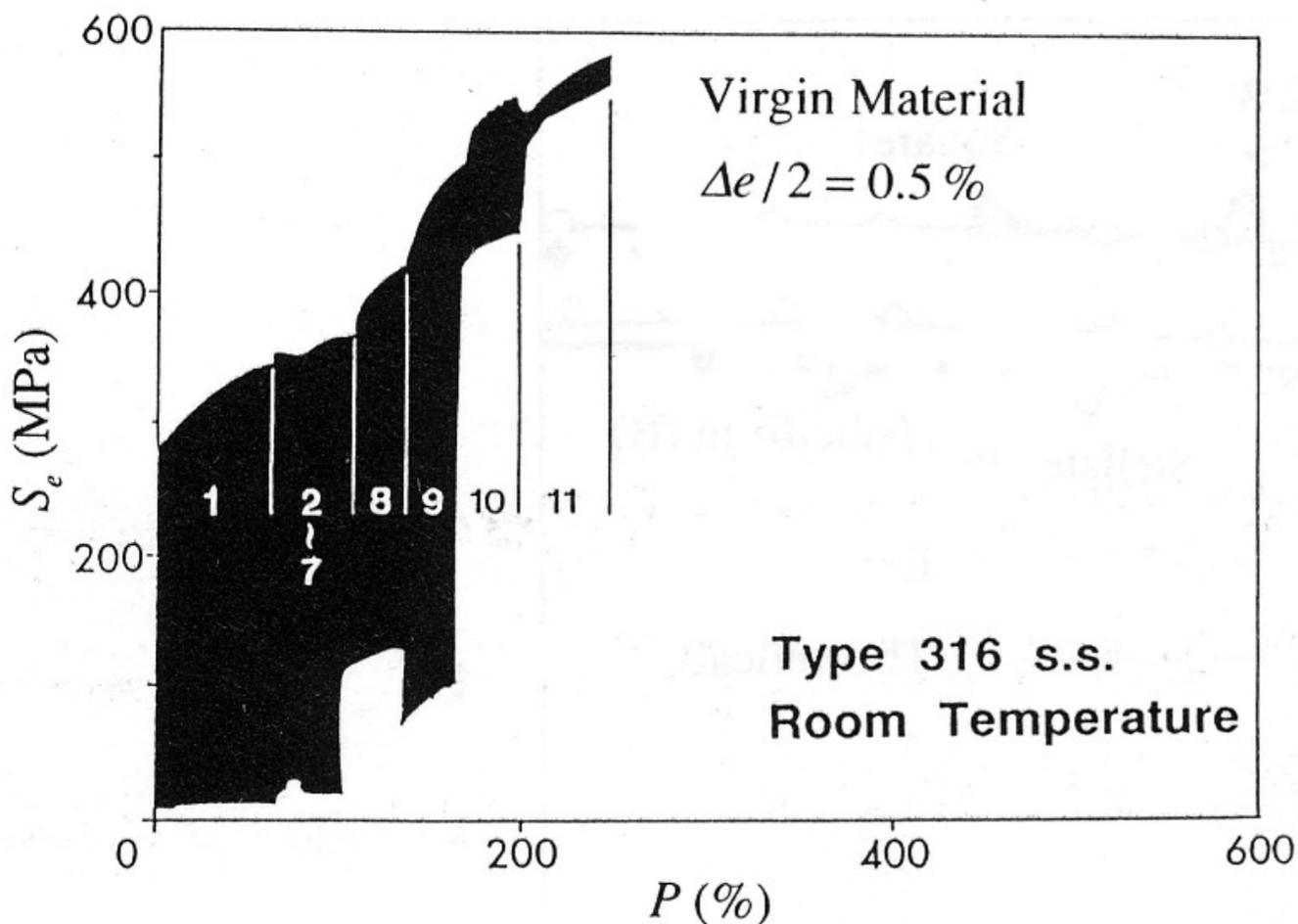
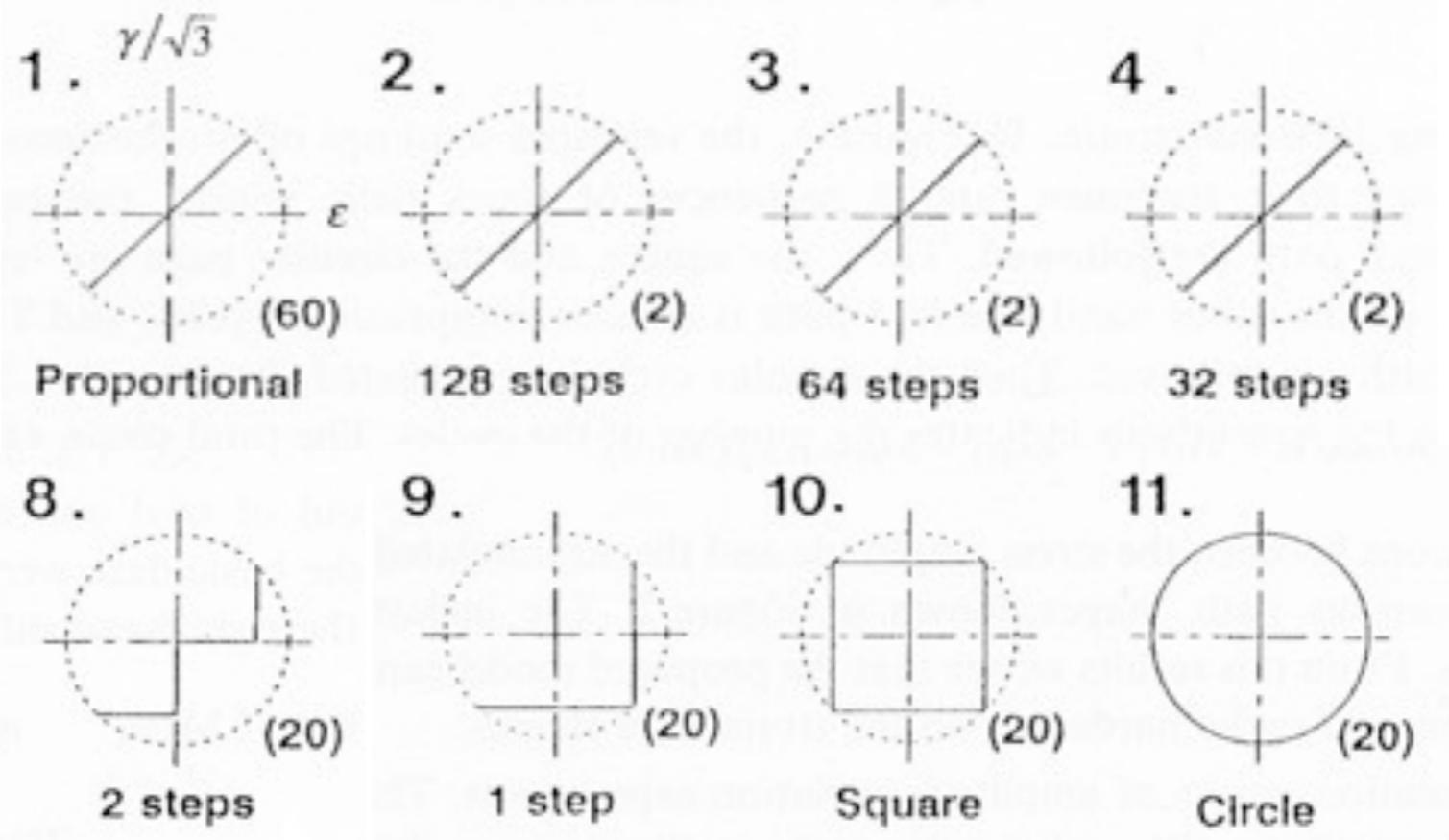
論文題目：

**Essais Triaxiaux
Non-Proportionnels
et**

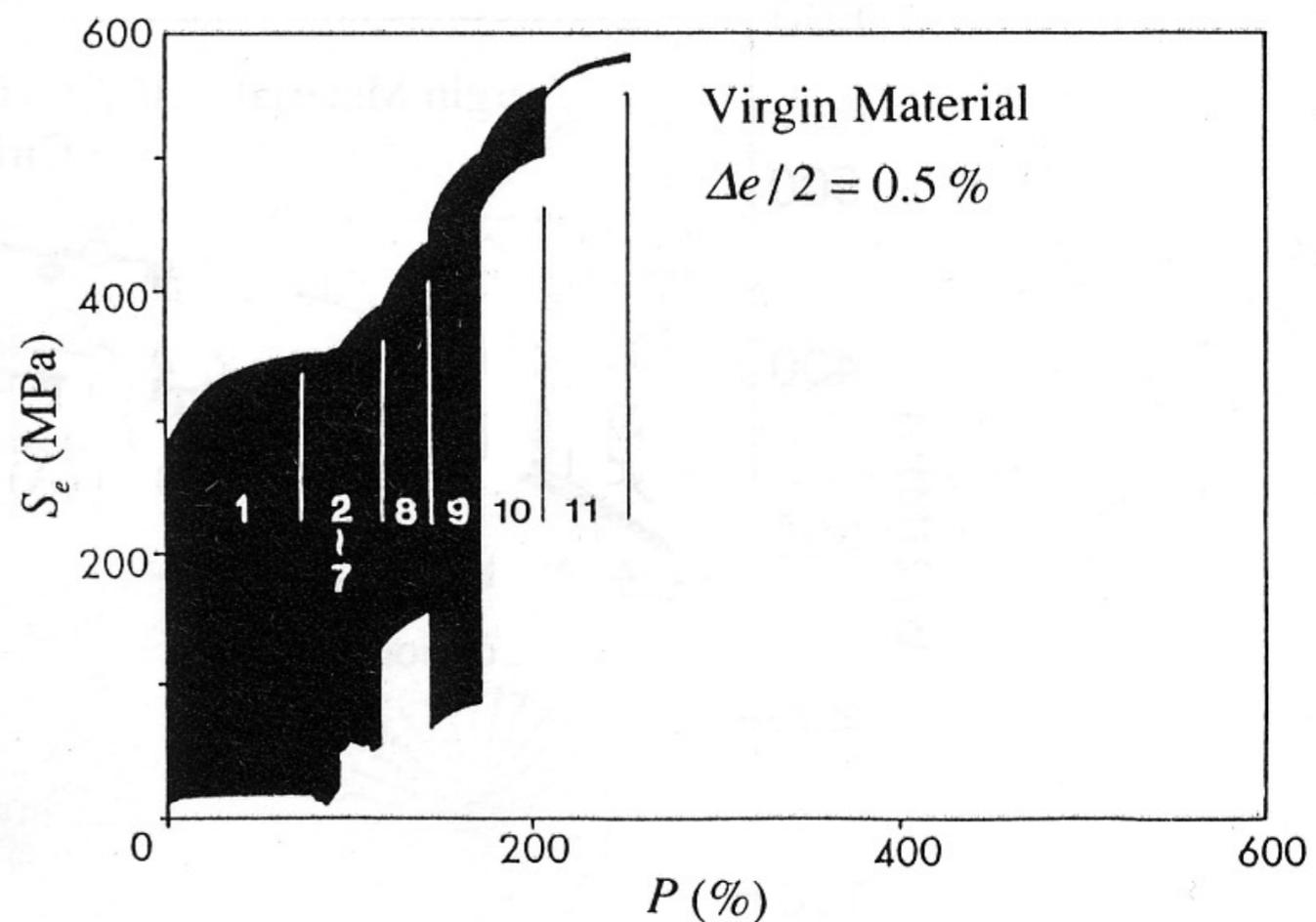
**Ingénierie des Modèles de
Plasticité Cyclique**

以下 この論文をCallochで引用

階段経路 (Callochの実験) に対する構成式の予測精度

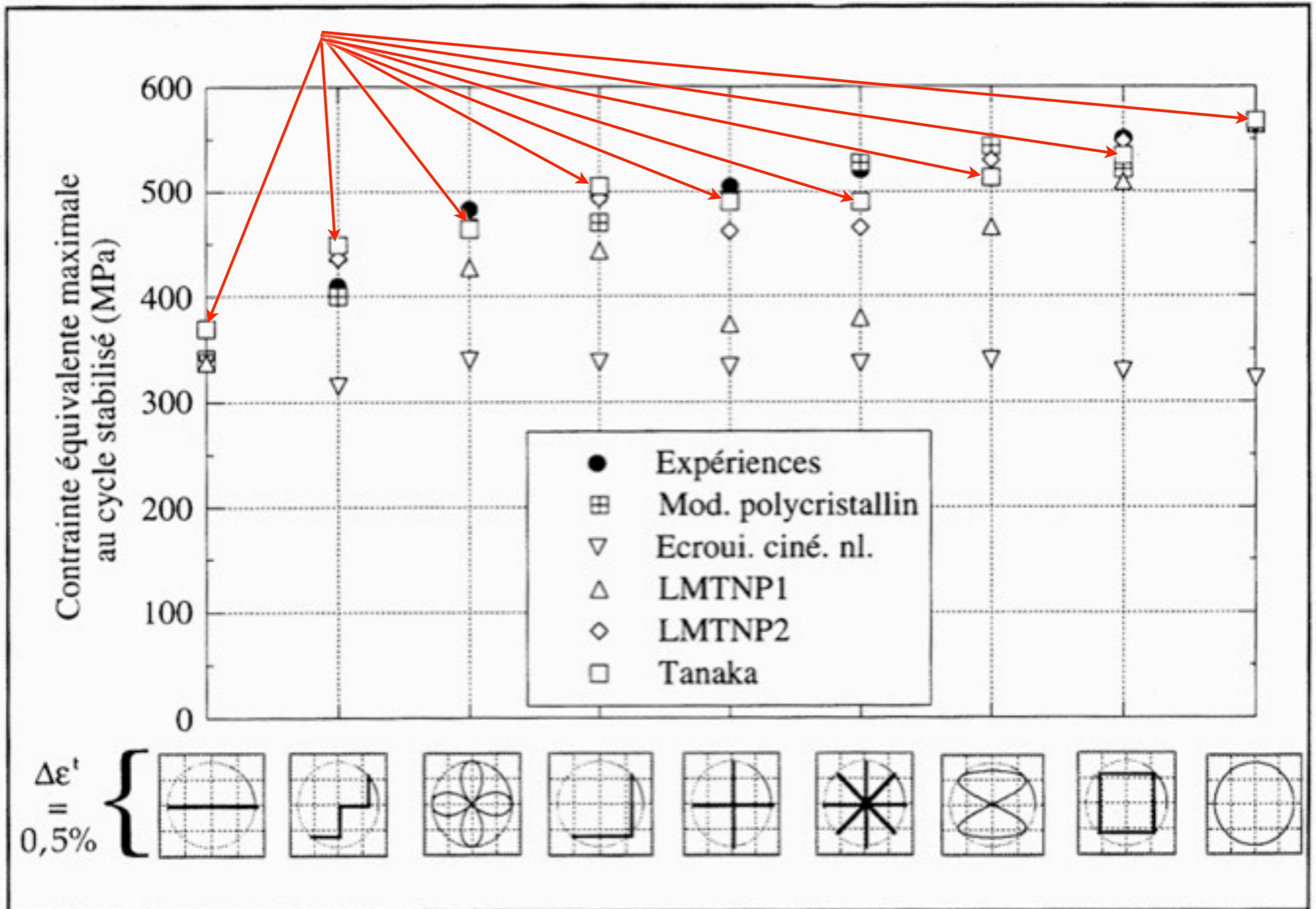


Experimental results

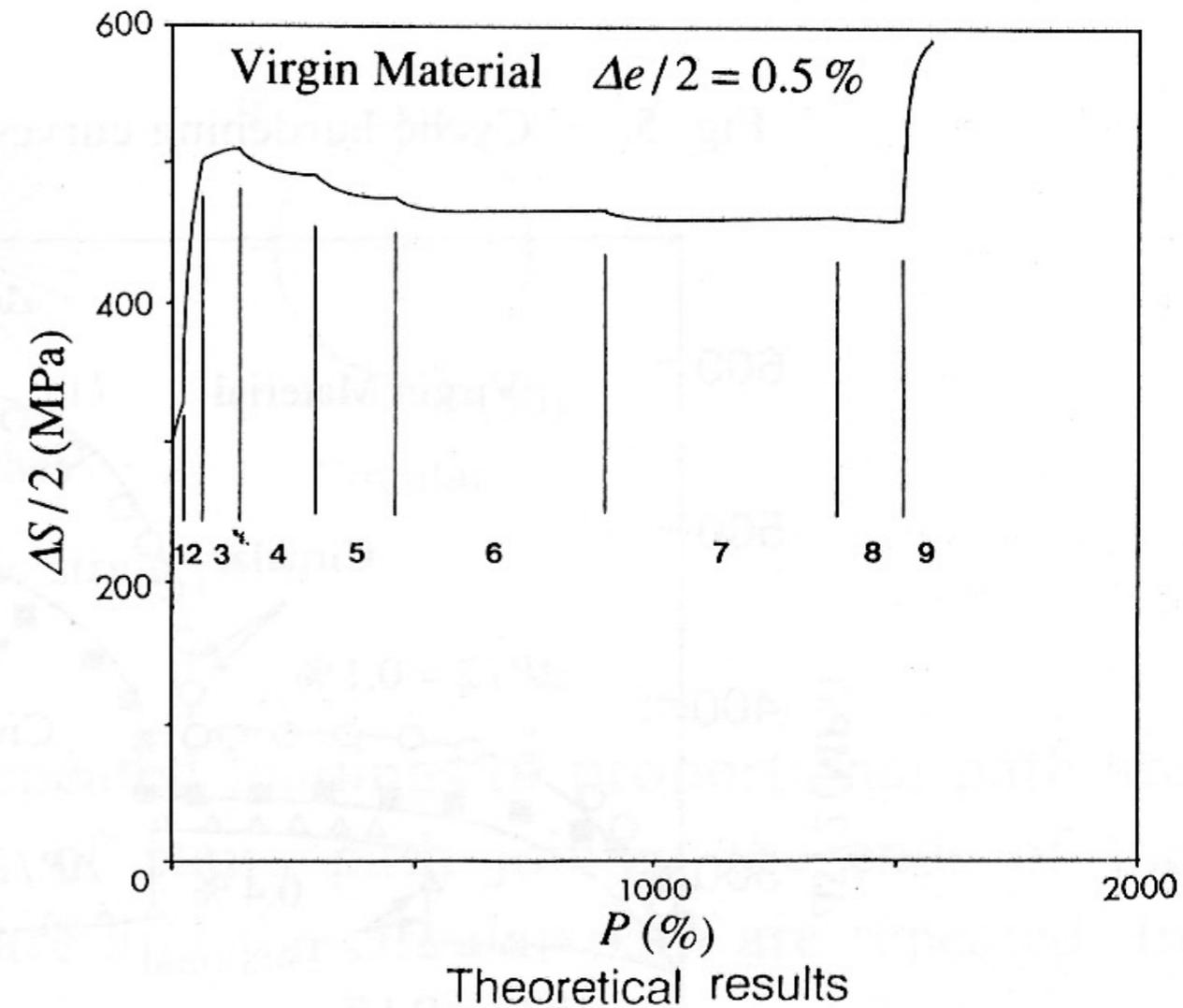
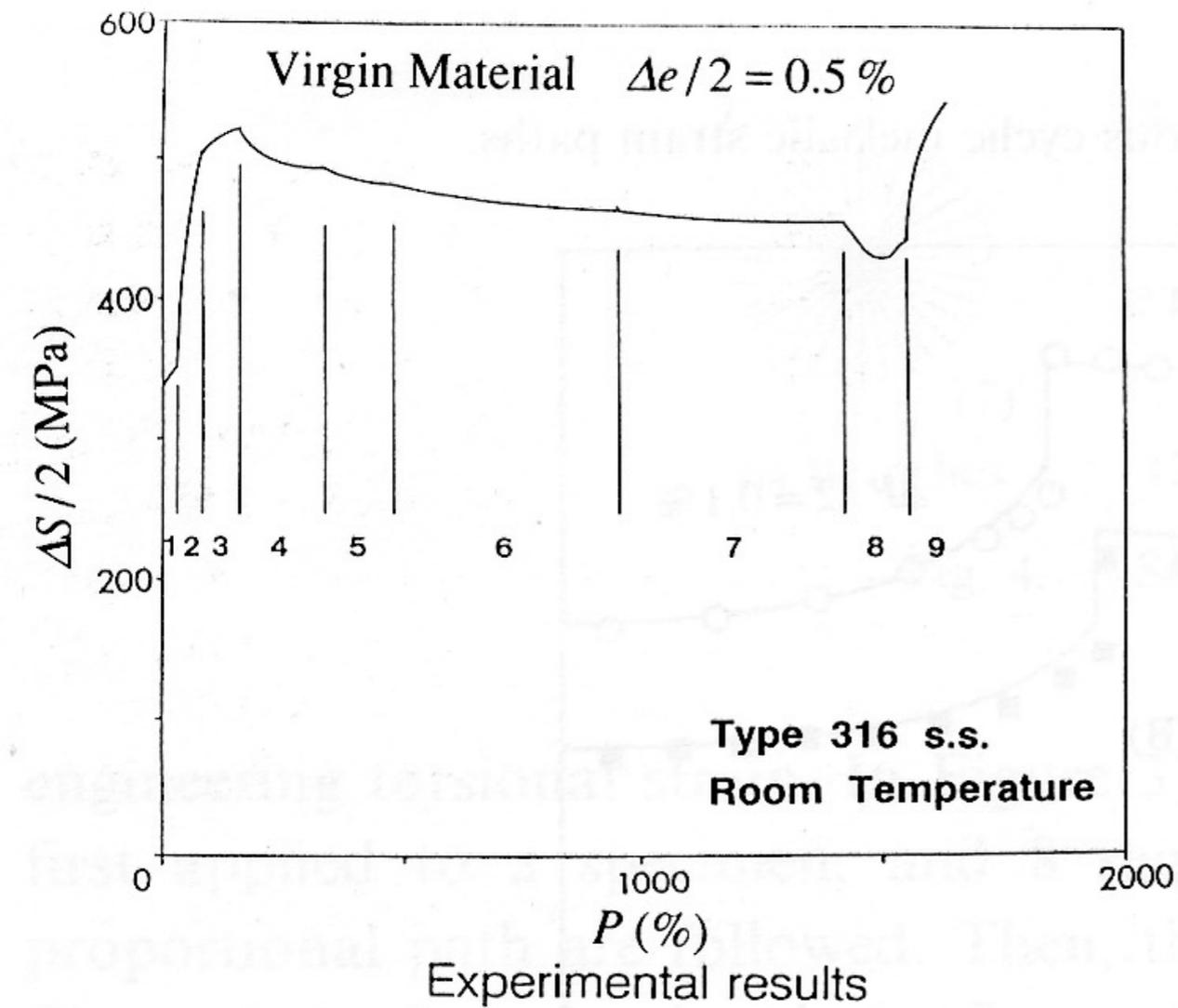
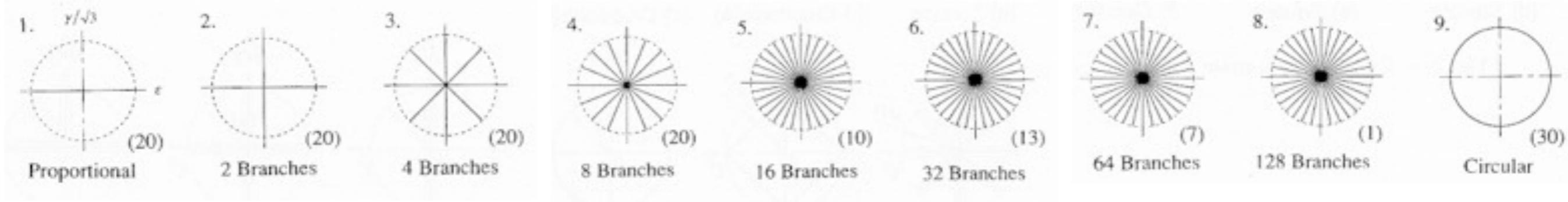


Theoretical results

各種構成式モデルの精度比較 (Callochの論文から引用)



星形経路 (Callochの実験) に対する構成式の予測精度



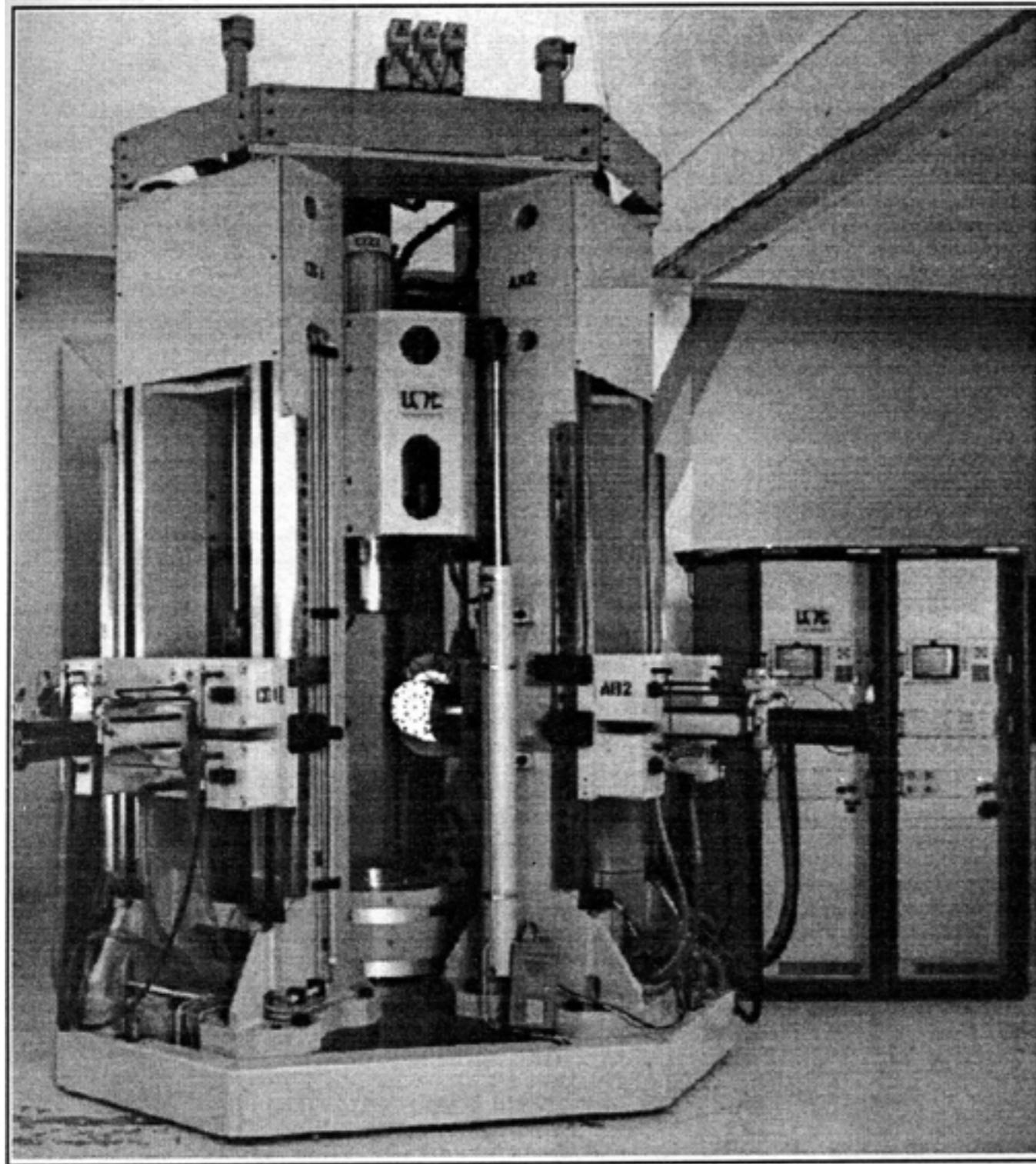


Figure IV.1 : La machine triaxiale, ASTRÉE.

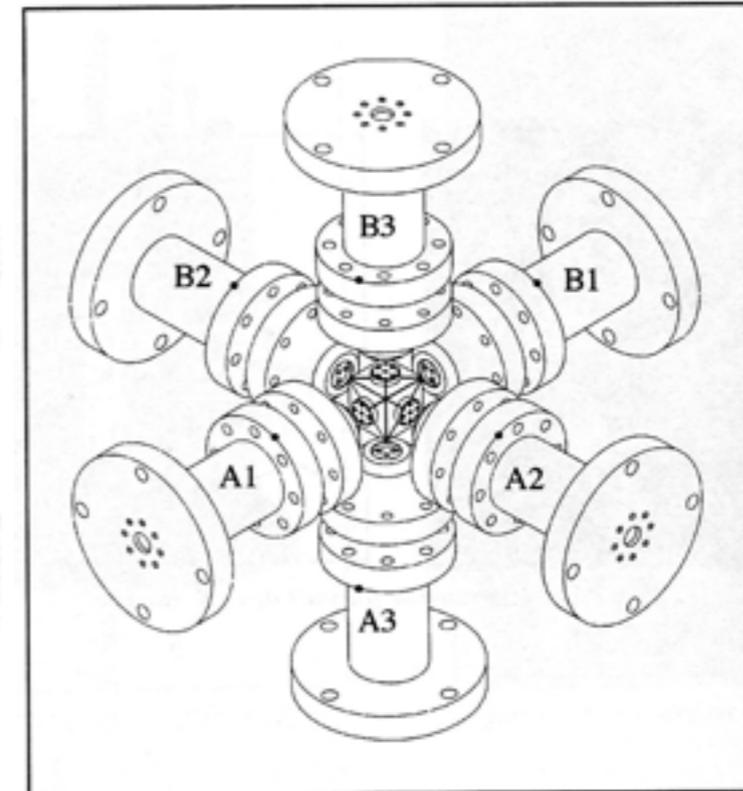


Figure IV.7 : L'éprouvette triaxiale avec les brides de fixation.

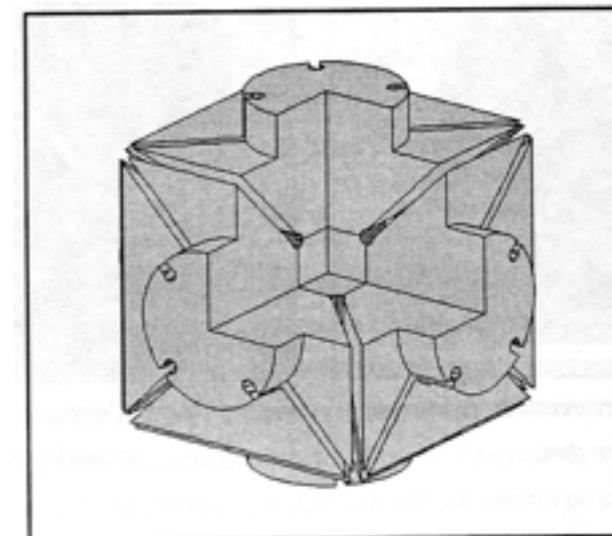
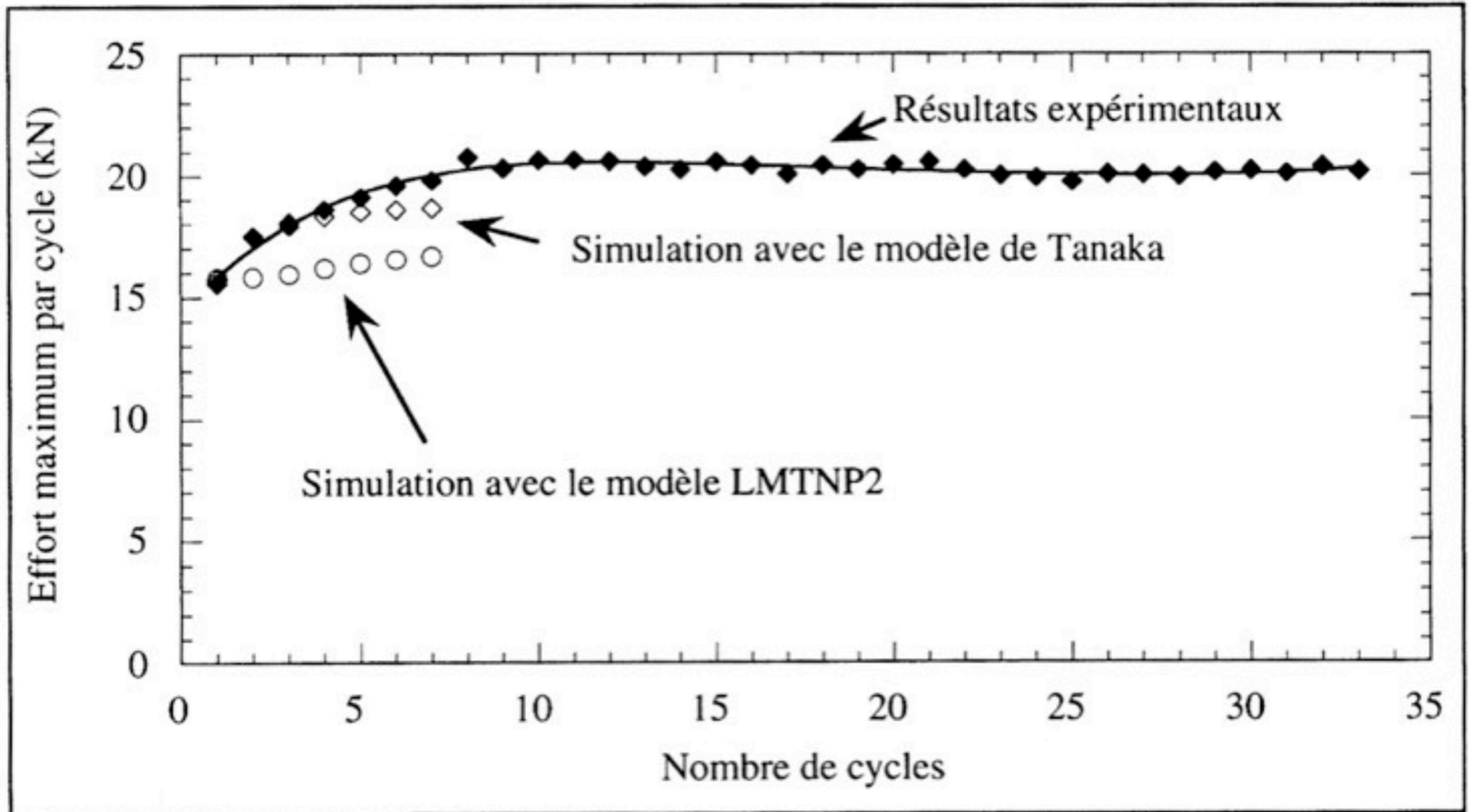


Figure IV.8 : Vue interne de l'éprouvette triaxiale.

3軸複合負荷試験機と試験片（Callochの論文から引用）

3次元繰返しひずみ経路 (Callochの実験) に対する記述精度

3次元非比例経路による硬化は2次元非比例経路よりも顕著



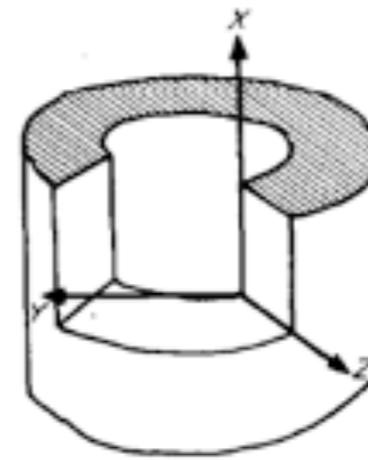
この研究から今思うこと

- ➡研究に専念できたよき時代（雑用は少なく，学生も少数）
- ➡まとまった研究時間を確保でき，常に頭の中で考え続けている状態。ある日突然すばらしいアイデアが閃く。
- ➡良いモデルを作るためには，専門家である教員自身集中して考え続ける必要
- ➡学生に多くを依存し，教員が主体的に考えなければ，研究成果が学生レベルになる恐れ
- ➡現在は雑用が著しく増え，学生の数も多いため，考える時間が細切れとなり，長時間集中して考え続けるのが困難
- ➡今後が心配

直交異方皮質骨構成式の 定式化と適用性の評価

研究背景・目的 (1)

人体有限要素モデルを用いた人体の骨折発生メカニズム解明や傷害予防研究



X: Longitudinal
Y: Circumferential
Z: Radial

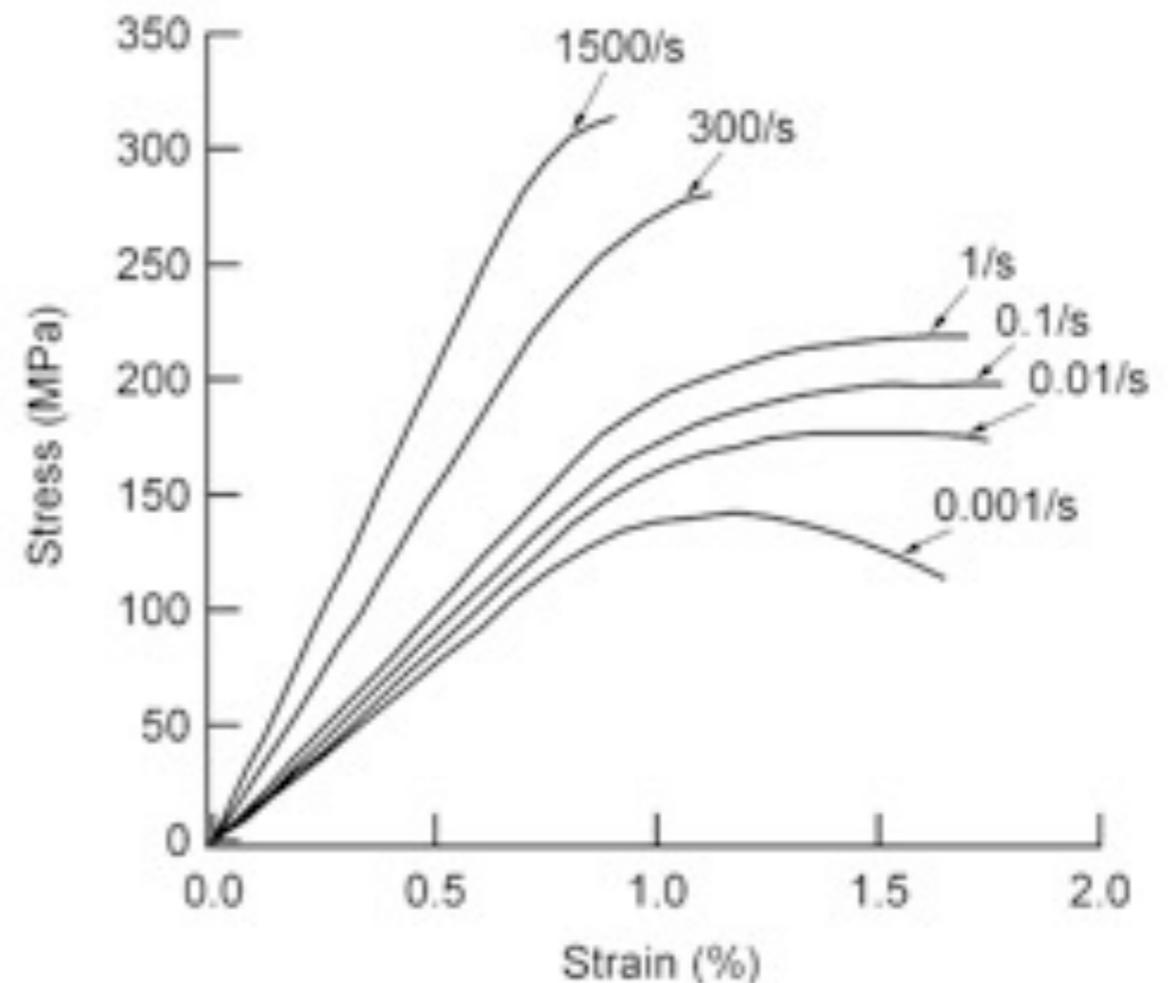


骨の形状の再現精度に比べ，材料モデルは等方弾塑性体として簡略化

皮質骨の力学特性

- 弾性係数，降伏の異方性
- ひずみ速度依存性
- 引張り，圧縮強度の非対称性
- 異方損傷特性

直交異方性 (Reilly 1975)

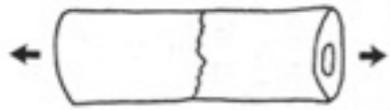


ひずみ速度依存性 (McElhaney 1966)

研究背景・目的 (2)

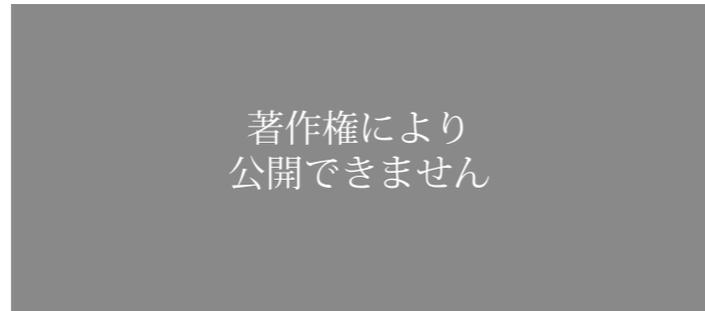
様々な骨折パターン

引張り負荷



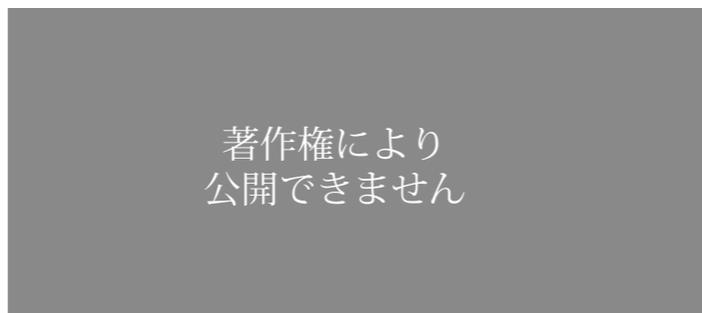
引張応力で横断面方向に **transverse fracture**

圧縮負荷



せん断応力で斜め方向に **oblique fracture**

ねじり負荷



せん断応力でらせん状に **spiral fracture**

等方なモデルでは骨折部位の予測や骨折パターンの再現が困難

目的

高精度な人体傷害予測のため、
高精度の皮質骨構成式の定式化
と骨折パターンの再現

構成式の枠組み

粘弾性と粘塑性の複合モデル

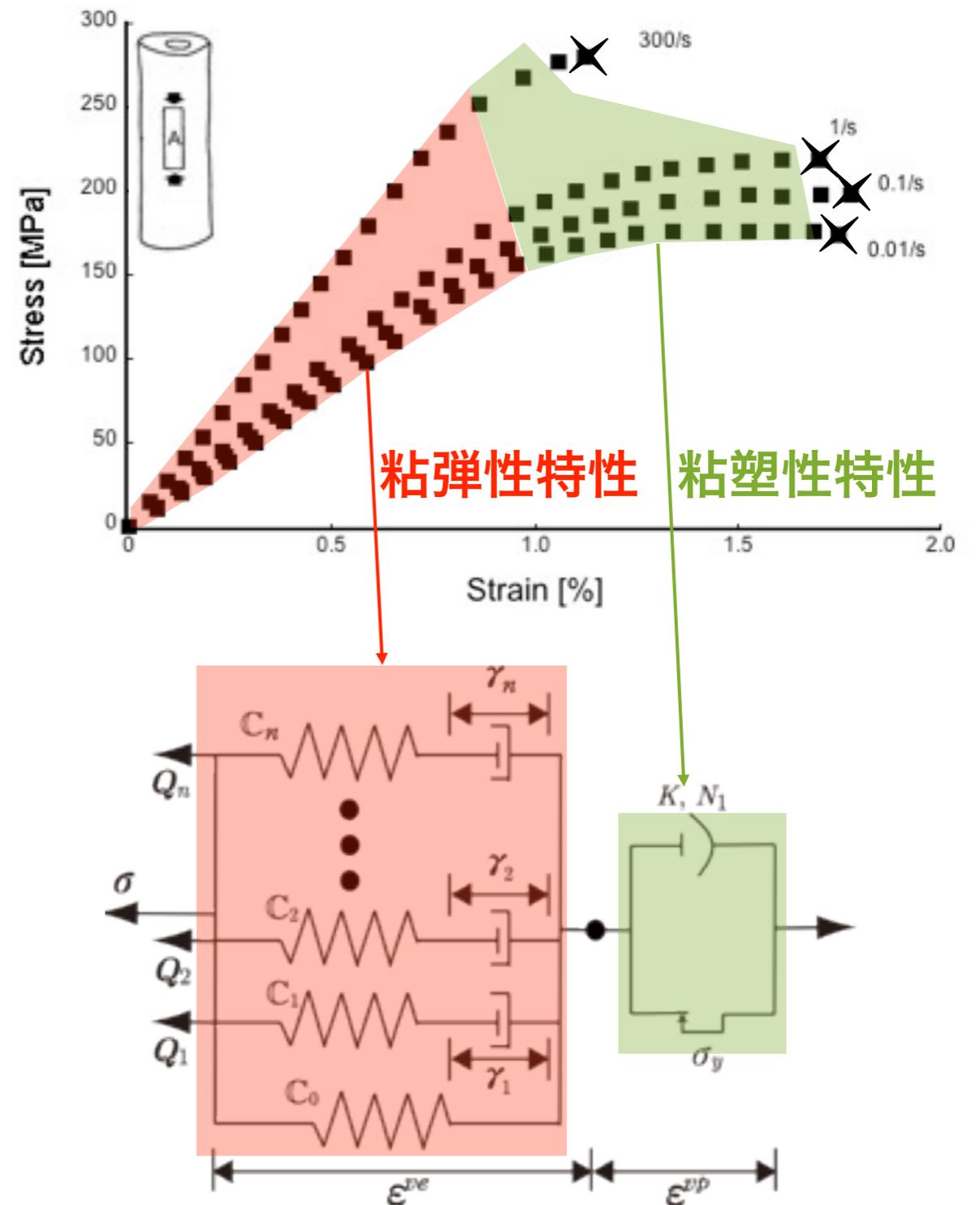
$$\epsilon = \epsilon^{ve} + \epsilon^{vp}$$

不可逆熱力学構成式理論に基づき

- Helmholtzの自由エネルギー
- 散逸ポテンシャル関数を定義

損傷力学に基づき

- 損傷テンソル
- 損傷発展式を定義



粘弾性と粘塑性の複合1次元レオロジーモデル

構成式の定式化

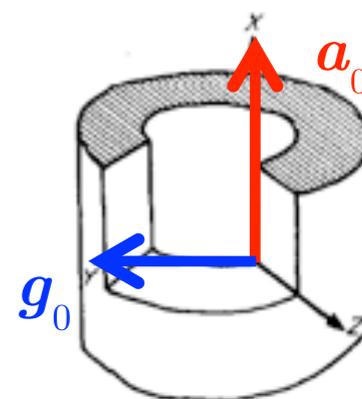
Helmholtzの自由エネルギーの定義

$$\Psi = \Psi^{ve}(\epsilon^{ve}, D, A_0, G_0, \gamma_1, \dots, \gamma_n) + \Psi^{vp}(D, r)$$

$$= \frac{1}{2} \epsilon^{ve} : C_0(D, A_0, G_0) : \epsilon^{ve} + \sum_{i=1}^N \frac{1}{2} (\epsilon^{ve} - \gamma_i) : C_i(D, A_0, G_0) : (\epsilon^{ve} - \gamma_i) + R^\infty(D) \left[r + \frac{1}{b(D)} \exp(-br(D)) - \frac{1}{b(D)} \right]$$

$$A_0 = a_0 \otimes a_0$$

$$G_0 = g_0 \otimes g_0$$



粘弾性構成式

$$\sigma \equiv \frac{\partial \Psi}{\partial \epsilon^{ve}} = C_0(D) : \epsilon^{ve} + \sum_{i=1}^N C_i(D) : (\epsilon^{ve} - \gamma_i)$$

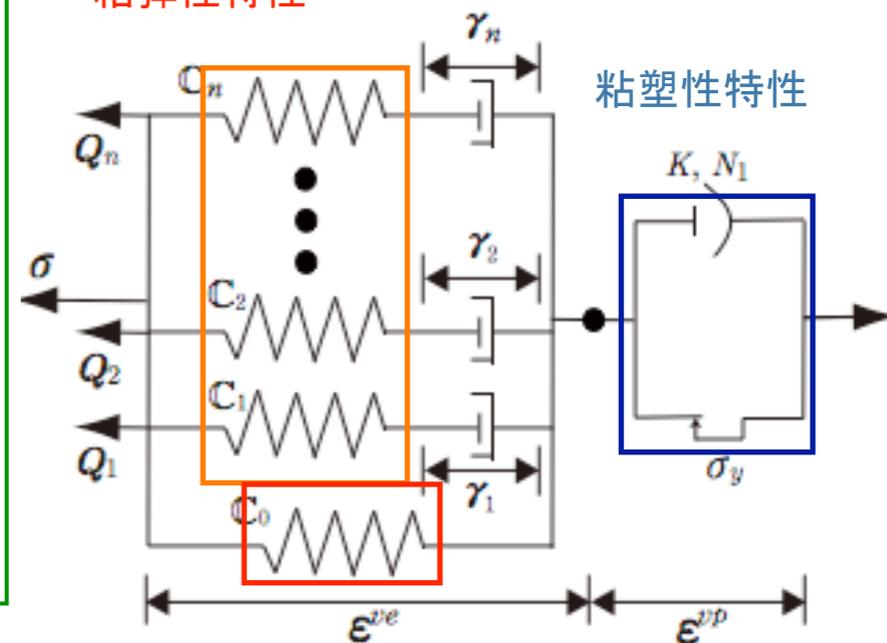
粘性に関する共役力

$$Q_i \equiv -\frac{\partial \Psi}{\partial \gamma_i} = C_i(D) : (\epsilon^{ve} - \gamma_i)$$

等方硬化変数の共役力

$$R \equiv \frac{\partial \Psi}{\partial r} = R^\infty(D) [1 - \exp(-b(D)r)]$$

粘弾性特性



粘塑性特性

直交異方性を表すスティフネステンソル

$$C_0 = \lambda_0 I \otimes I + \mu_0 \frac{1}{2} (I + \bar{I}) + \alpha_0 (I \otimes A_0 + A_0 \otimes I) + \beta_0 (I \odot A_0 + A_0 \odot I) + \gamma_0 A_0 \otimes A_0 + \delta_0 (I \otimes G_0 + G_0 \otimes I) + \varepsilon_0 (I \odot G_0 + G_0 \odot I) + \zeta_0 G_0 \otimes G_0 + \eta_0 (A_0 \otimes G_0 + G_0 \otimes A_0)$$

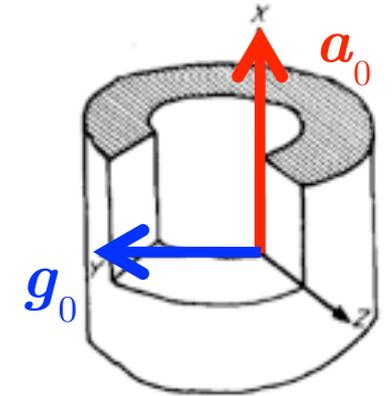
構成式の定式化

散逸ポテンシャル関数の定義

$$F = \frac{K}{N_1 + 1} \left\langle \frac{f(\sigma, D, A_0, G_0, R)}{K} \right\rangle^{N_1 + 1} + \frac{C}{b_e + 1} \left\langle \frac{R}{C} \right\rangle^{b_e + 1}$$

$$A_0 = a_0 \otimes a_0$$

$$G_0 = g_0 \otimes g_0$$



マコーレ括弧

$$\langle x \rangle = \begin{cases} x & \text{if } x > 0 \\ 0 & \text{if } x \leq 0 \end{cases}$$

法線則より

粘塑性ひずみ速度

$$\dot{\epsilon}^{vp} = \frac{\partial F}{\partial \sigma} = \left\langle \frac{f}{K} \right\rangle^{N_1} \frac{\partial f}{\partial \sigma}$$

等方硬化変数の発展式

$$\dot{r} = -\frac{\partial F}{\partial R} = \left\langle \frac{f}{K} \right\rangle^{N_1} - \left(\frac{R}{C} \right)^{b_e}$$

損傷発展式

仮定

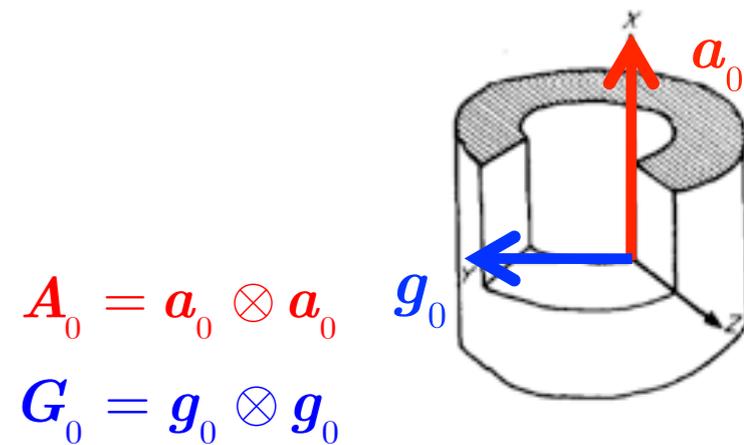
- 損傷発展は直交異方的で材料主軸と共軸
- 粘塑性変形の開始とともに， 損傷発展も開始

表現定理より $\dot{D} = \dot{D}_L A_0 + \dot{D}_C G_0 + \dot{D}_R (I - A_0 - G_0)$

$$\dot{D}_L = a_L \left\langle \frac{g - \sigma_y - R}{K} \right\rangle^{N_2} \left(\frac{\text{tr } A_0 \sigma^2}{\sigma_y^2} \right)^m \left(\frac{\text{tr } A_0 \sigma^2}{\text{tr } \sigma^2} \right) \exp \left\{ b_L \frac{\text{tr } A_0 \sigma^3}{(\text{tr } \sigma^2)^{3/2}} + c_L \text{tr } A_0 D \right\}$$

$$\dot{D}_C = a_C \left\langle \frac{g - \sigma_y - R}{K} \right\rangle^{N_2} \left(\frac{\text{tr } G_0 \sigma^2}{\sigma_y^2} \right)^m \left(\frac{\text{tr } G_0 \sigma^2}{\text{tr } \sigma^2} \right) \exp \left\{ b_C \frac{\text{tr } G_0 \sigma^3}{(\text{tr } \sigma^2)^{3/2}} + c_C \text{tr } G_0 D \right\}$$

$$\dot{D}_R = a_R \left\langle \frac{g - \sigma_y - R}{K} \right\rangle^{N_2} \left(\frac{\text{tr}(I - A_0 - G_0) \sigma^2}{\sigma_y^2} \right)^m \left(\frac{\text{tr}(I - A_0 - G_0) \sigma^2}{\text{tr } \sigma^2} \right) \exp \left\{ b_R \frac{\text{tr}(I - A_0 - G_0) \sigma^3}{(\text{tr } \sigma^2)^{3/2}} + c_R \text{tr}(I - A_0 - G_0) D \right\}$$



降伏とともに損傷の開始

応力の方向

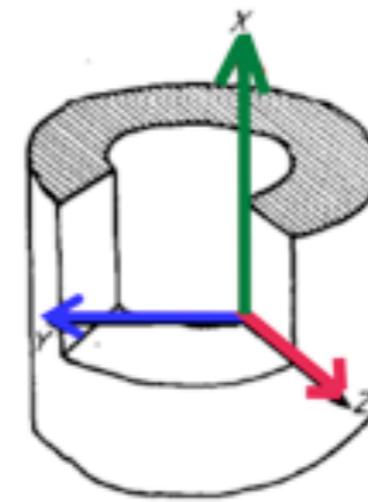
損傷の蓄積

応力の大きさの寄与

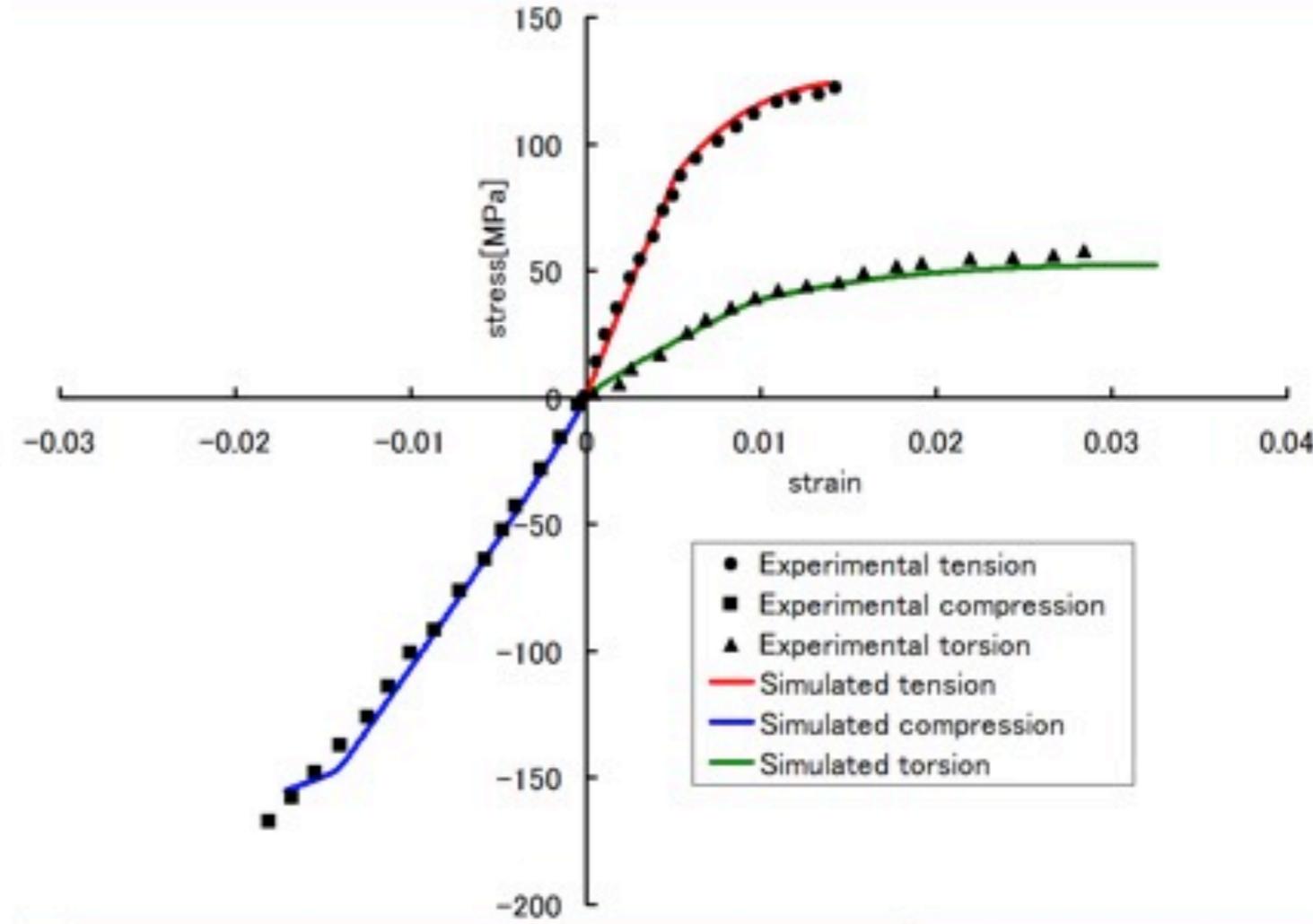
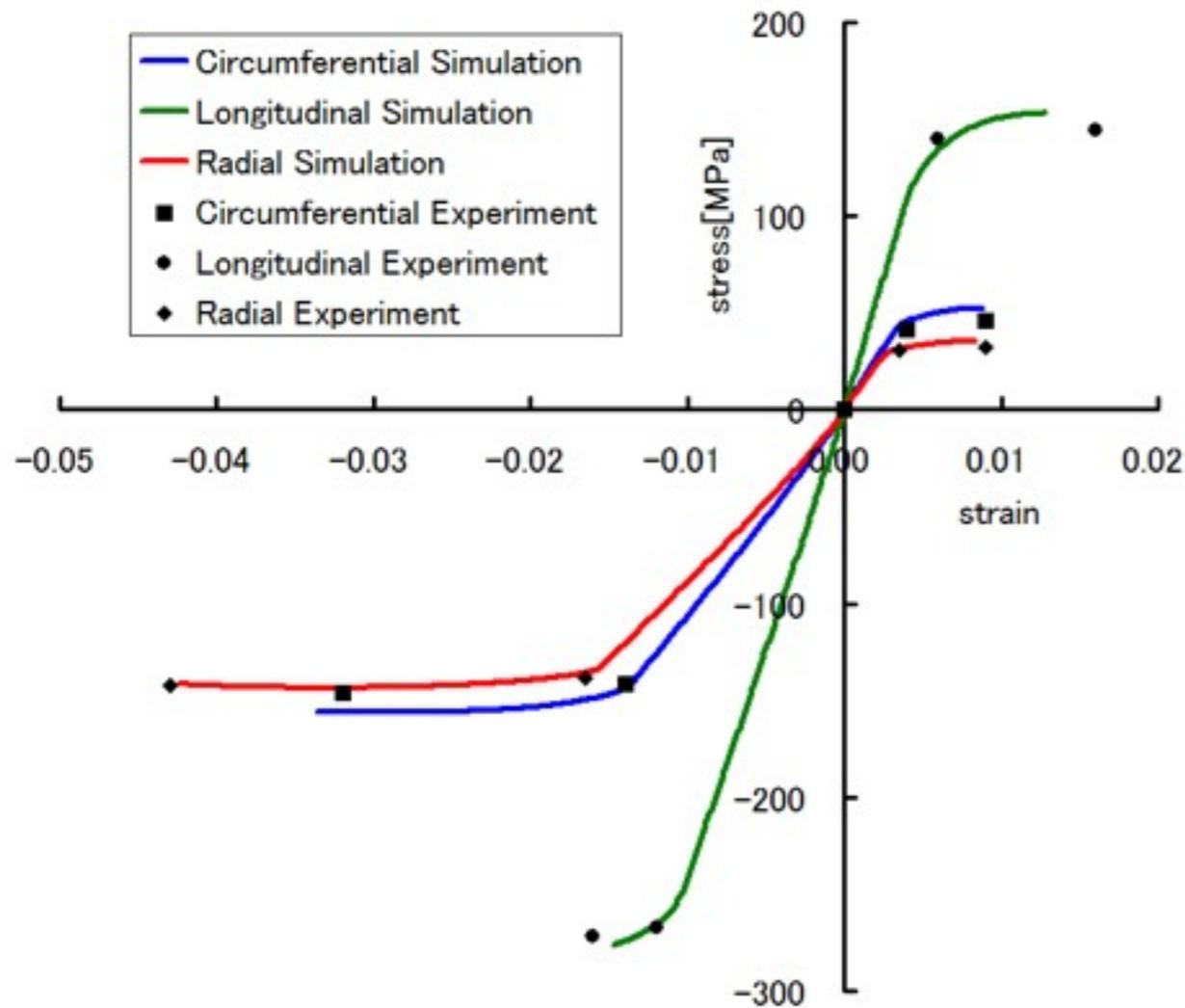
引張り, 圧縮, ねじりの違い

適用性の検討 (1)

定数同定を行い解析結果と
文献の実験データを比較



1:Circumferential
2:Radial
3:Longitudinal



円周, 半径, 骨幹軸各方向に対する
単軸引張り, 圧縮試験 (Reilly 1975)

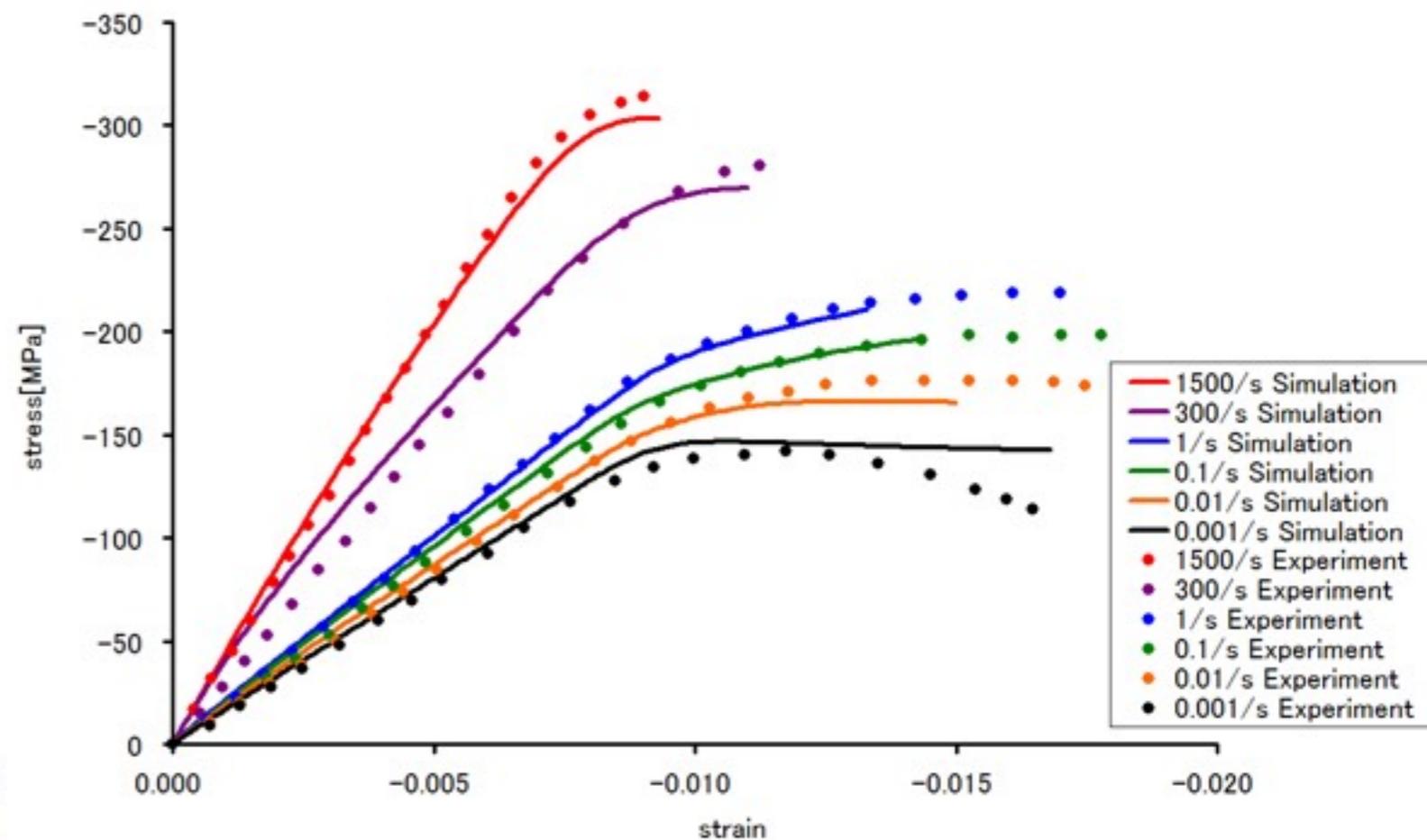
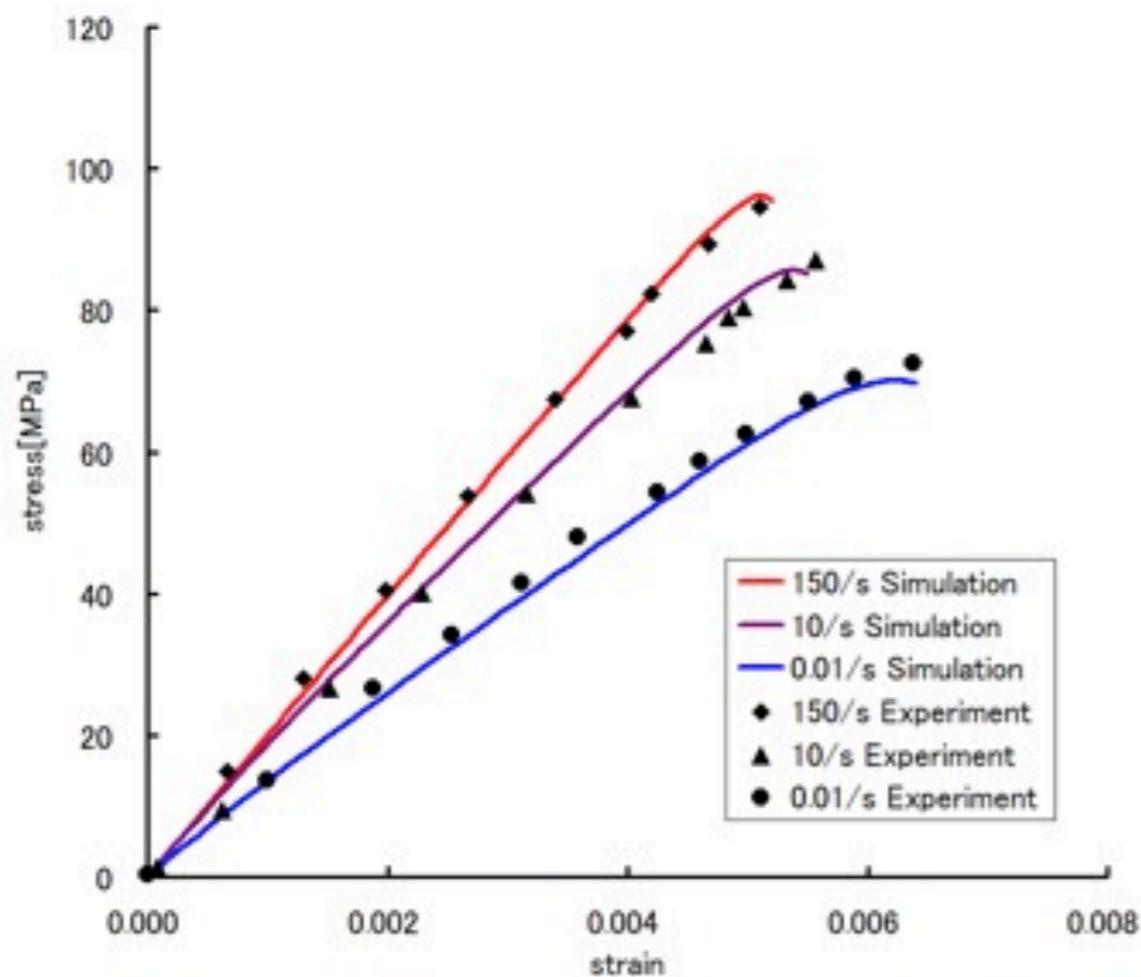
単軸引張り, 圧縮, ねじり試験 (Yamada 1970)

直交異方性, 引張りと圧縮の非対称性を再現

適用性の検討 (2)

様々なひずみ速度による
単軸引張り試験 (Wood 1971)

様々なひずみ速度による単軸圧縮
試験 (McElhaney 1966)



弾性係数, 降伏のひずみ速度依存性を表現

直交異方皮質骨構成式の妥当性を確認

骨折パターン解析

→ 長骨を想定した簡易円柱モデルにより骨折パターン解析

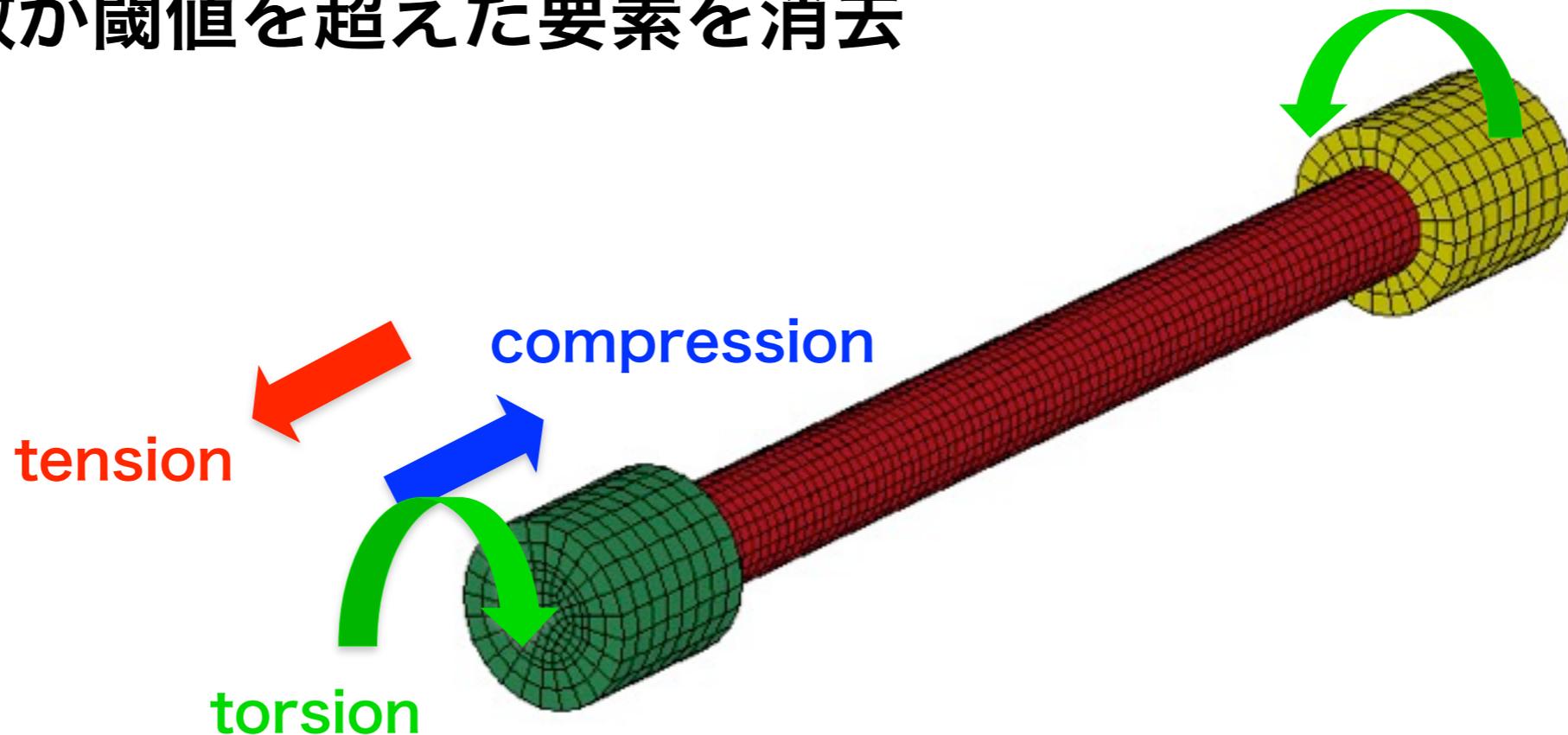
内部に海綿骨を模擬した多直線近似等方弾塑性体モデル

外側に直交異方皮質骨構成式を組込んだ材料モデル

長さ 240 [mm] 外径 26 [mm] 内径 20 [mm]

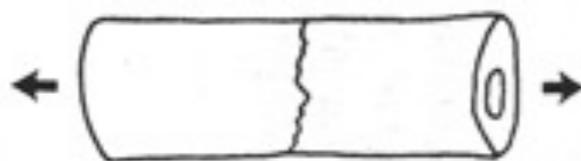
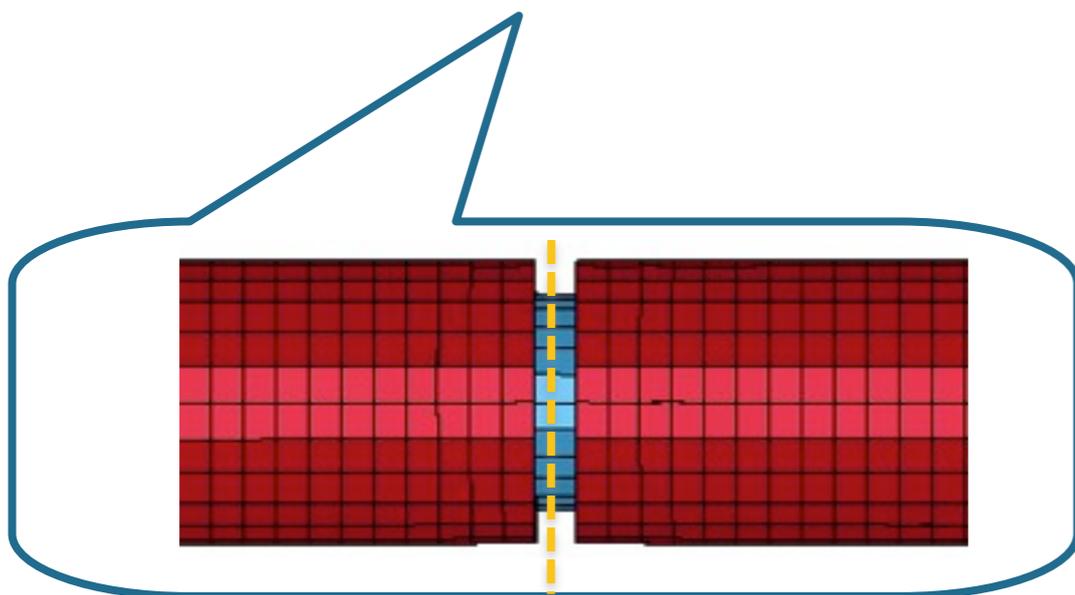
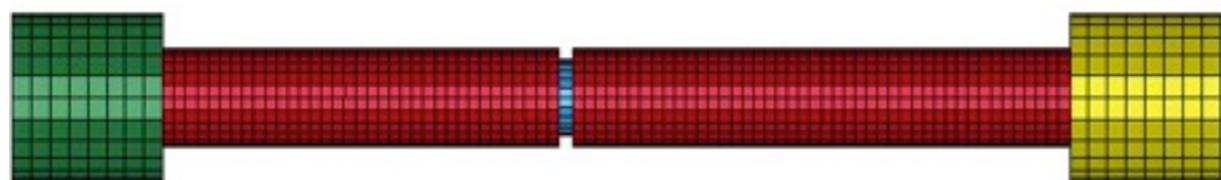
→ 両端に取り付けた剛体を一定速度で制御し各種負荷を与える

→ 損傷変数が閾値を超えた要素を消去



骨折パターン解析 (1)

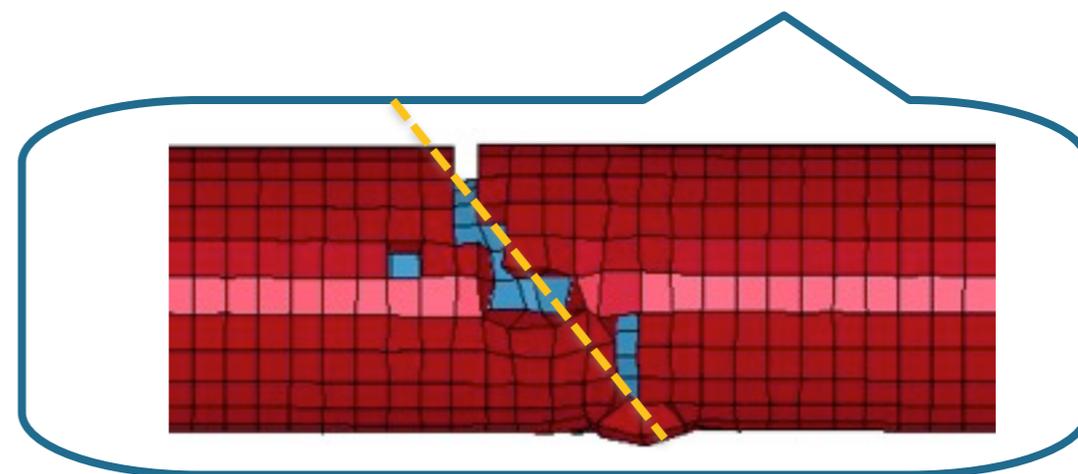
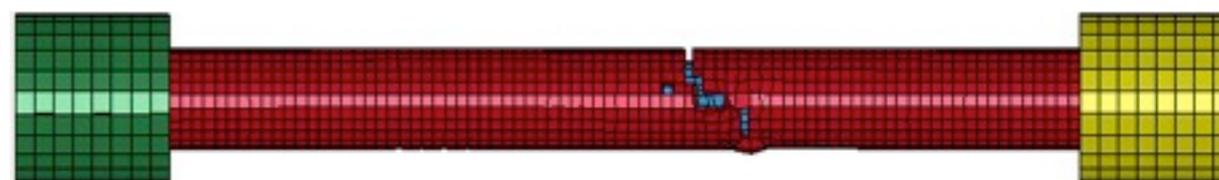
引張り負荷



横断面方向に破断し

transverse fracture

圧縮負荷



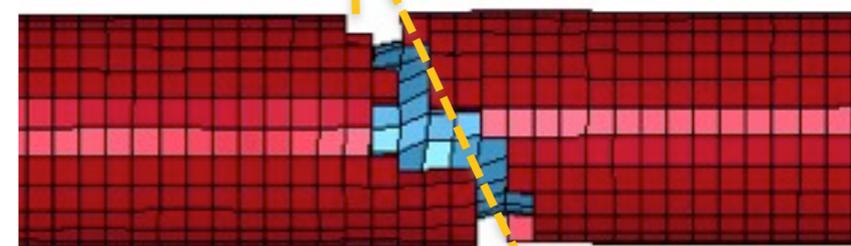
座屈により早い段階でいくつかの要素が破断
破断した要素付近で斜めに亀裂進展し

oblique fracture

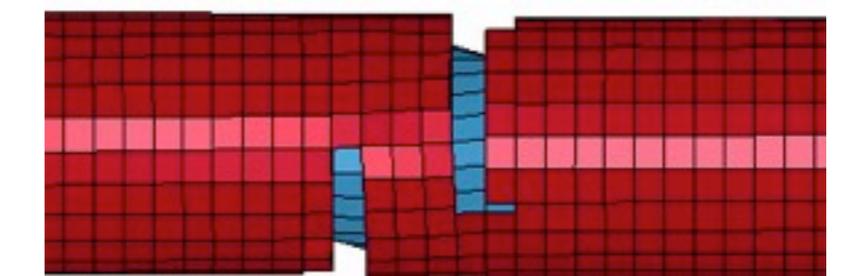
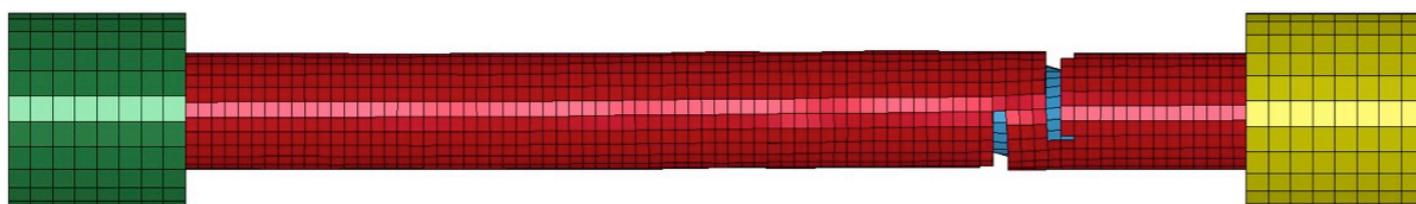
骨折パターン解析 (2)

ねじり負荷

正面図



背面図



き裂が骨幹をらせん状に1周して **spiral fracture**

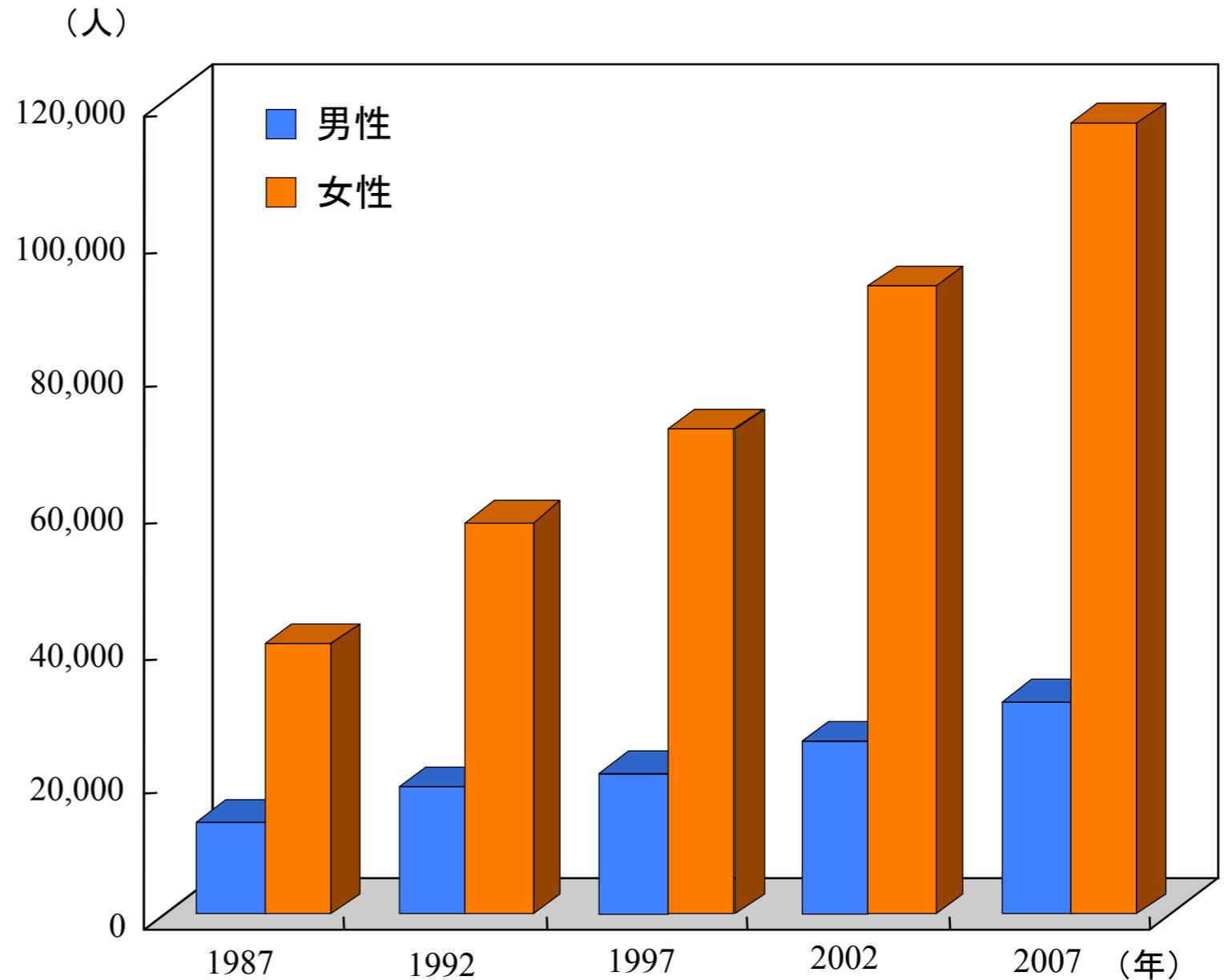
典型的な骨折パターンを概ね再現

転倒による大腿骨近位部骨折の 説明と防止

研究背景

大腿骨近位部骨折

- 高齢女性に多い骨折
- 起立や歩行が困難となり、寝たきりに



大腿骨近位部骨折の発生患者数*1

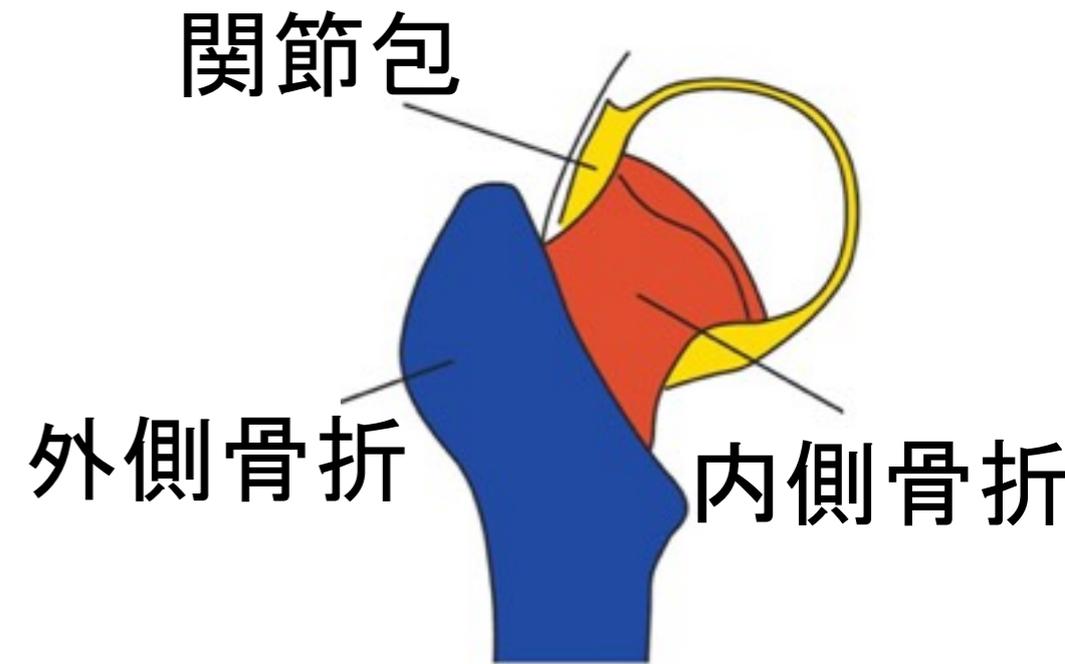
※1 折茂肇 他:日本医事新報 2010

高齢者のQuality of Lifeの向上のため、
大腿骨頸部骨折の予防が重要！

大腿骨近位部骨折の分類

内側骨折と外側骨折

→ 骨折線が関節包の内にあるか
外にあるかの違い



内側骨折

- 骨癒合が最もしにくい骨折
- 人工骨頭置換手術

外側骨折

- 内側よりは骨癒合を得やすい
- 手術による強固な内固定

整形外科医にとって大きな関心事項

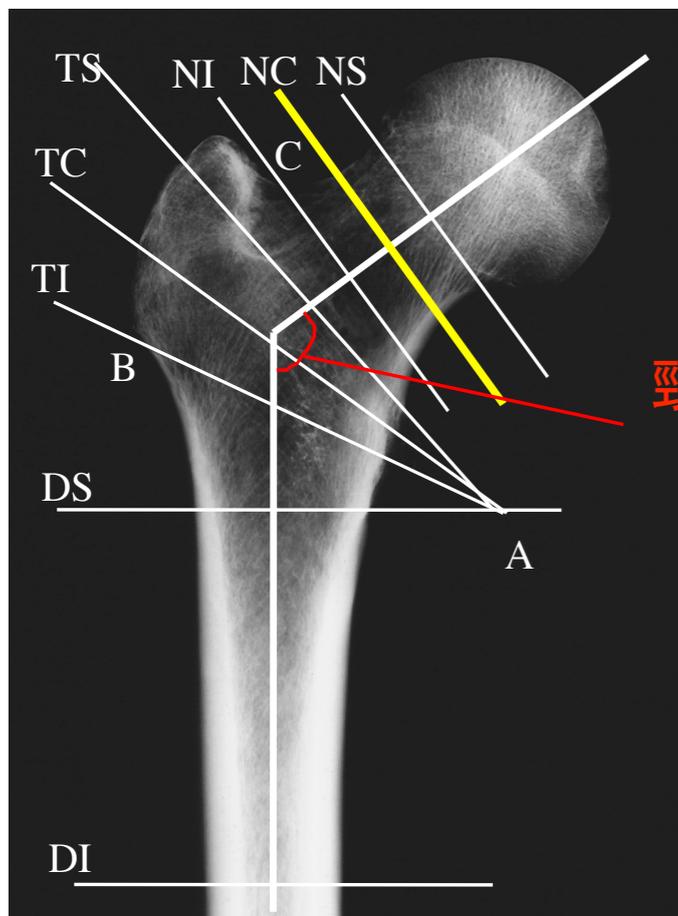
国立療養所中部病院と共同研究を開始

一連の研究の開始

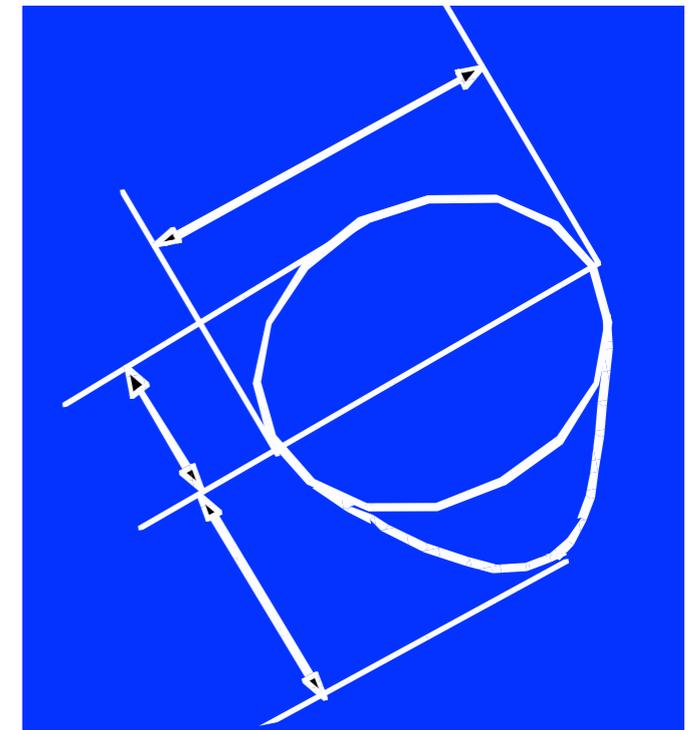
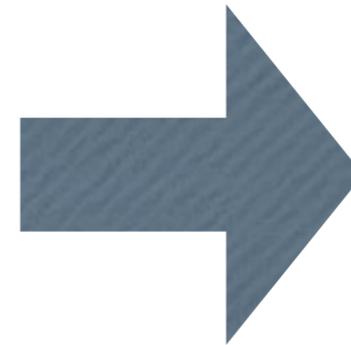
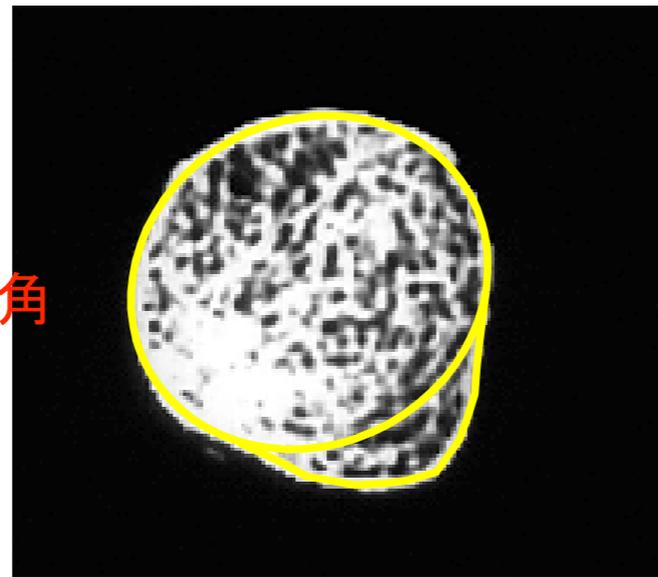
- ◆ 大腿骨単体モデルによる転倒の静的応力解析
- ◆ 簡易全身モデルによる転倒の動的応力解析
- ◆ マルチボディー-有限要素複合モデルによる歩行時の転倒シミュレーション
- ◆ 転倒シミュレーションによるヒッププロテクタの設計開発
- ◆ ヒッププロテクタ評価試験システムの開発
- ◆ しりもち転倒による骨折危険性の評価

- **大腿骨単体モデルによる転倒の静的応力解析**
 - **大腿骨の個体差が骨折に及ぼす影響**
 - **転倒方向と転倒姿勢が骨折に及ぼす影響**
- ◆ 簡易全身モデルによる転倒の動的応力解析
- ◆ マルチボディー-有限要素複合モデルによる歩行時の転倒シミュレーション
- ◆ 転倒シミュレーションによるヒッププロテクタの設計開発
- ◆ ヒッププロテクタ評価試験システムの開発
- ◆ しりもち転倒による骨折危険性の評価

大腿骨の個体差が骨折に及ぼす影響



頸体角



例) 骨頭基部断面形状パラメータ

大腿骨の骨形状を表すパラメータに基づいて個体毎の形状を再現

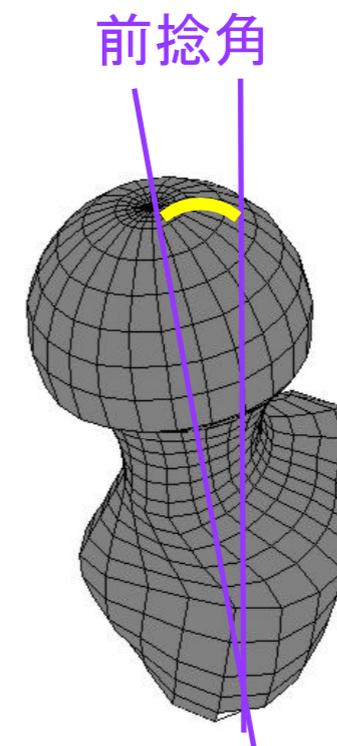
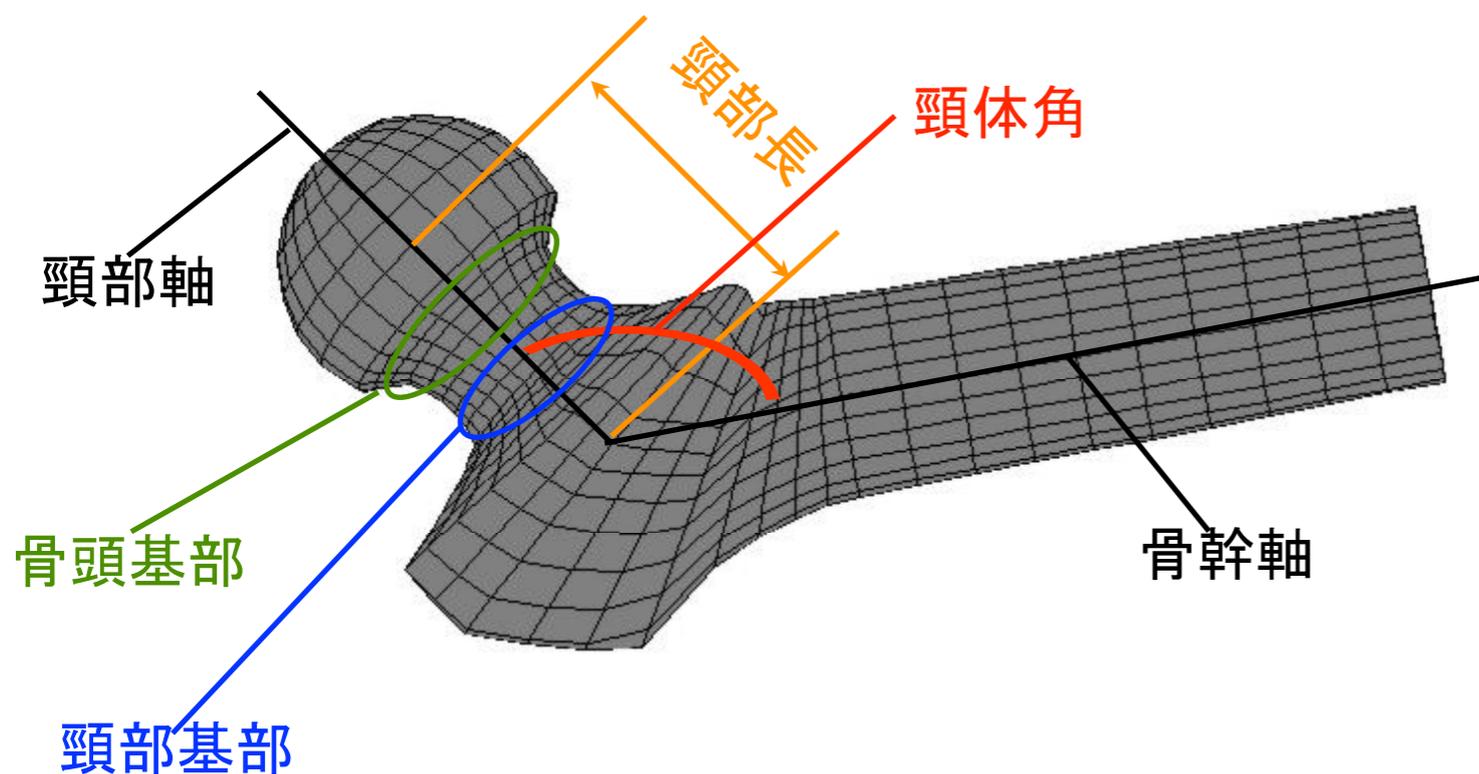
個体差を模擬したモデルの構築

骨形状の個体差

- ・頸体角
- ・前捻角
- ・頸部長
- ・骨頭基部断面積
- ・頸部基部断面形状

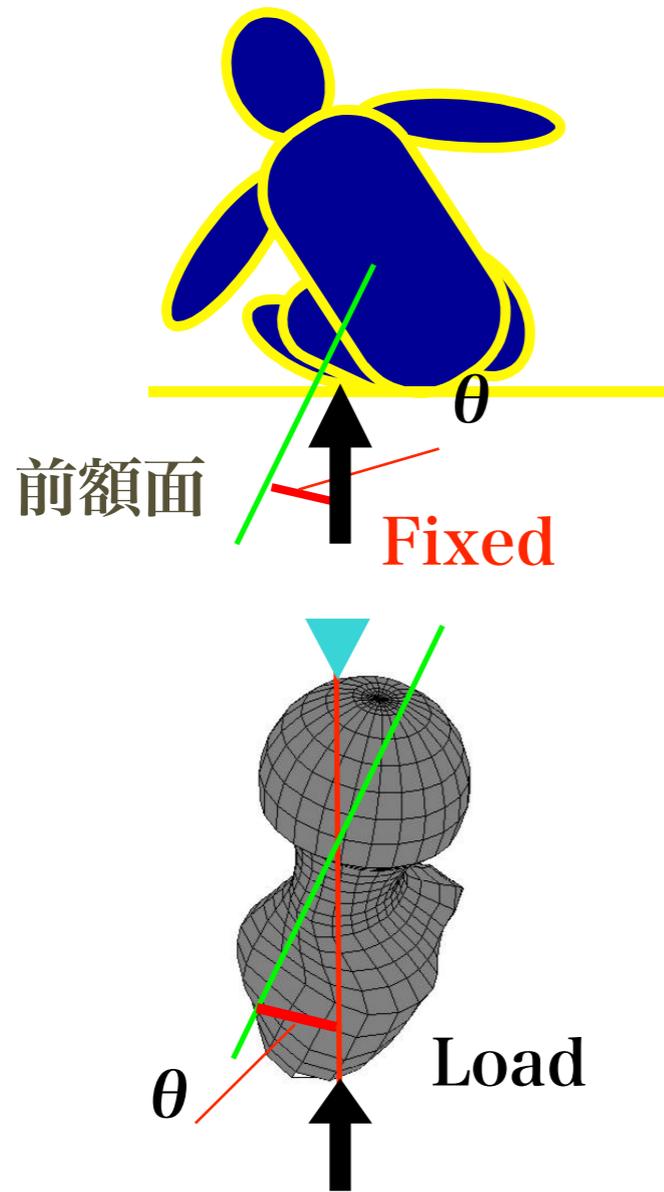
骨密度の個体差

- ・皮質骨
- ・海綿骨



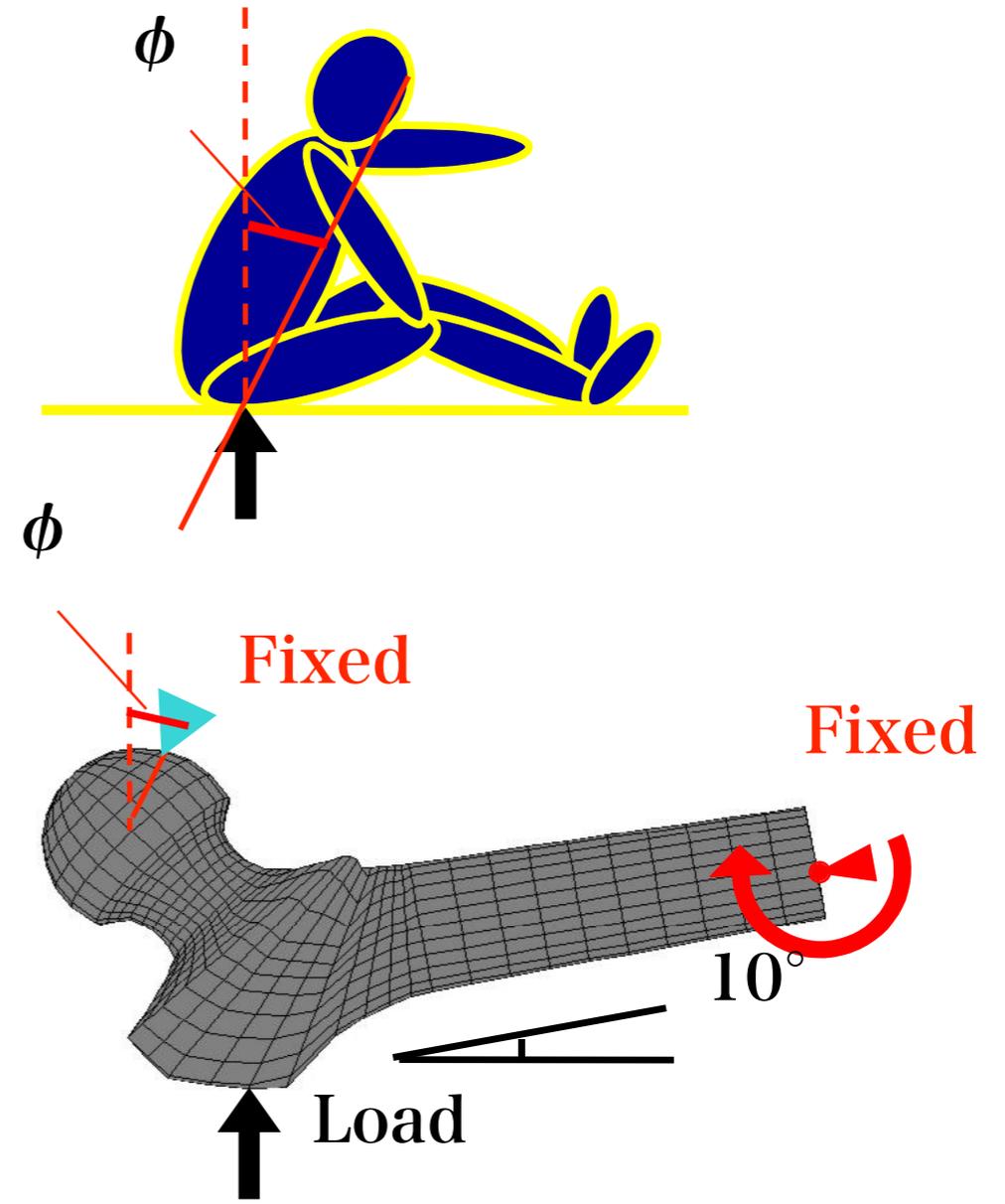
転倒条件

転倒方向の違い



前額面が鉛直方向となす角 (θ)

上体姿勢の違い



体幹軸が鉛直方向となす角 (ϕ)

骨折危険度

骨強度が局所的に異なる

$$S_c = 5.36 e^{2.017 \rho} \quad : \text{圧縮強度}$$

$$S_t = 5.14 e^{1.761 \rho} \quad : \text{引張強度}$$

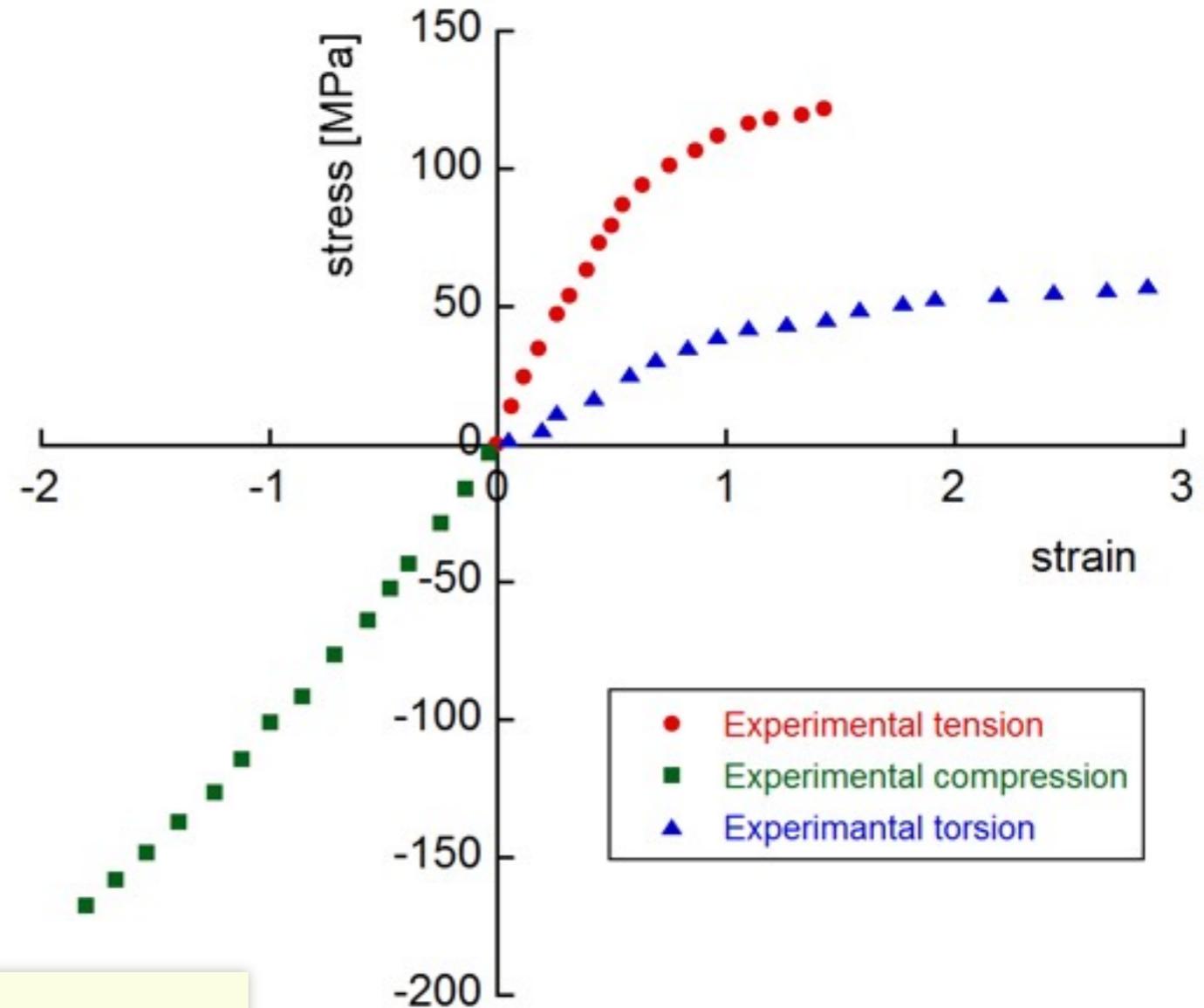
ρ : 骨密度

σ_c : 圧縮主応力

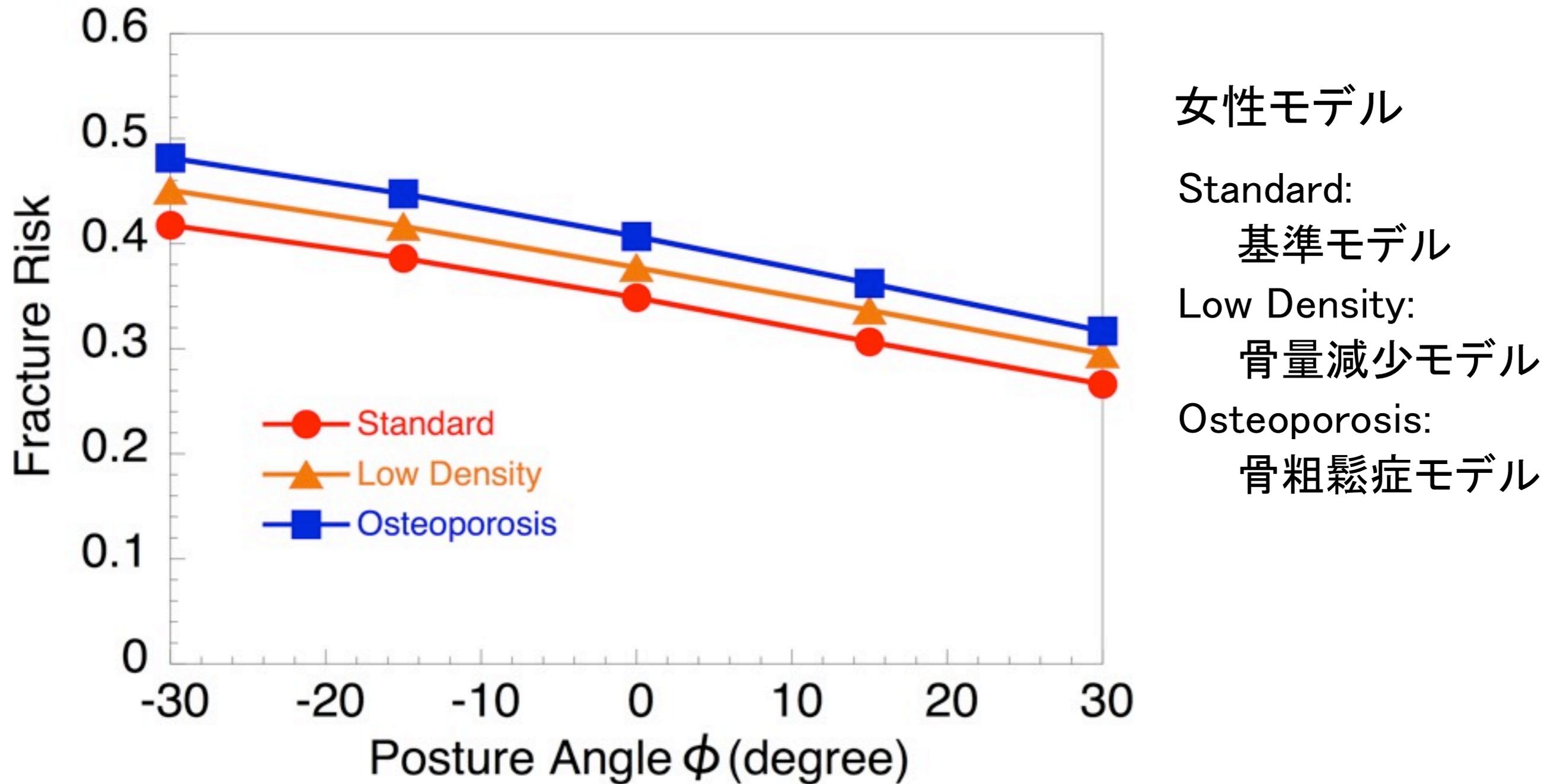
σ_t : 引張主応力

骨折危険度

$$Fr = \text{Max} \left(\frac{\sigma_c}{S_c}, \frac{\sigma_t}{S_t}, \frac{\sigma_s}{S_s} \right)$$



解析結果の例 (骨粗鬆症の影響)



骨密度の影響の程度は転倒姿勢, 形態の違いの影響と同程度

骨折を支配する支配的因子はない. 種々の要因が複合的に作用して骨折危険度を増大 ⇒ より精密な解析を行う必要

✓ 大腿骨単体モデルによる転倒の静的応力解析

➡ 簡易全身モデルによる転倒の動的応力解析

● 軟組織の衝撃緩和効果

● ヒッププロテクタの有効性

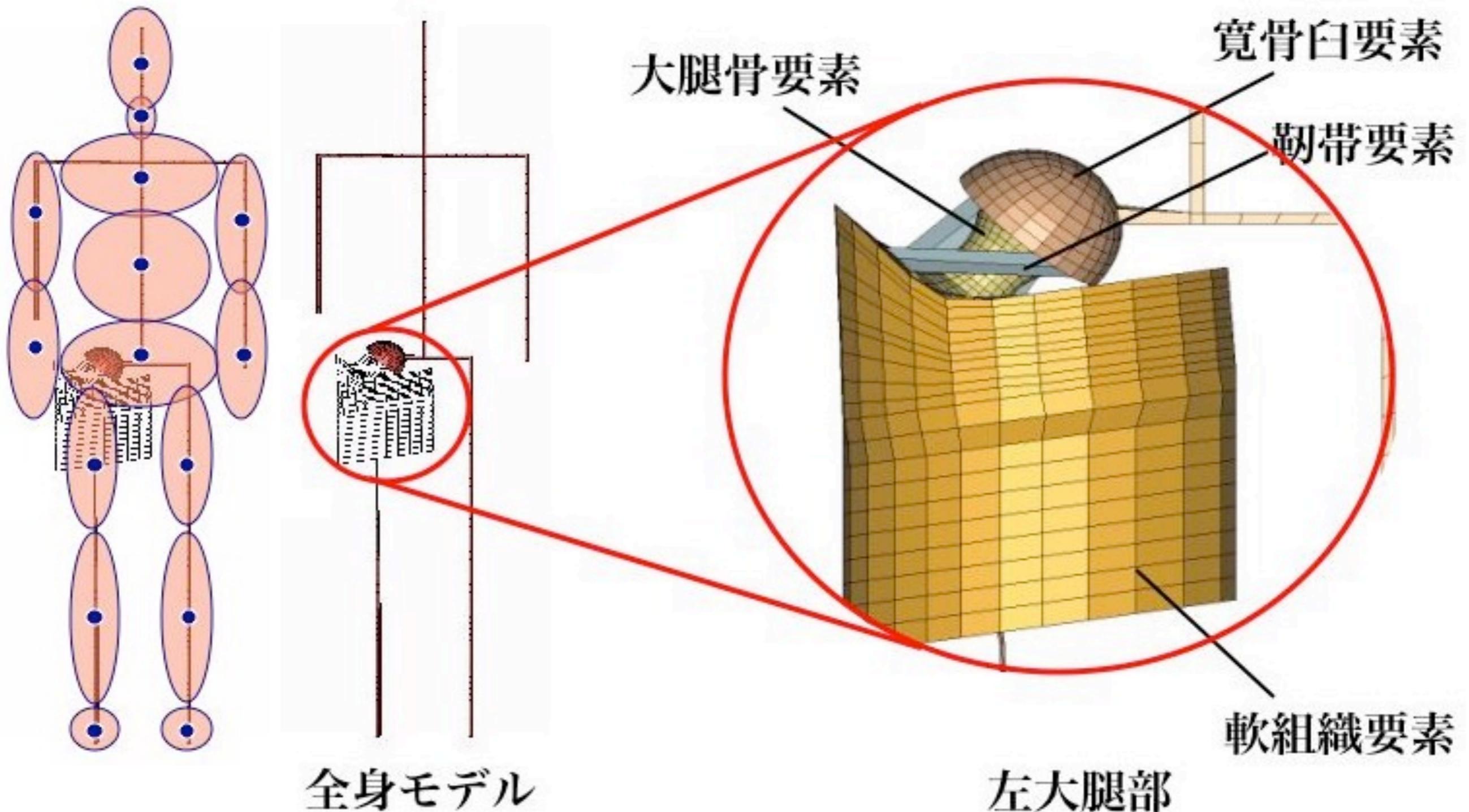
◆ マルチボディー-有限要素複合モデルによる歩行時の転倒シミュレーション

◆ 転倒シミュレーションによるヒッププロテクタの設計開発

◆ ヒッププロテクタ評価試験システムの開発

◆ しりもち転倒による骨折危険性の評価

日本人高齢女性の簡易全身モデル



全身をセグメントに分割し，集中質量を与え全身質量を表現
左大腿部は大腿骨，靭帯，関節軟骨，筋-脂肪要素，皮膚からなる

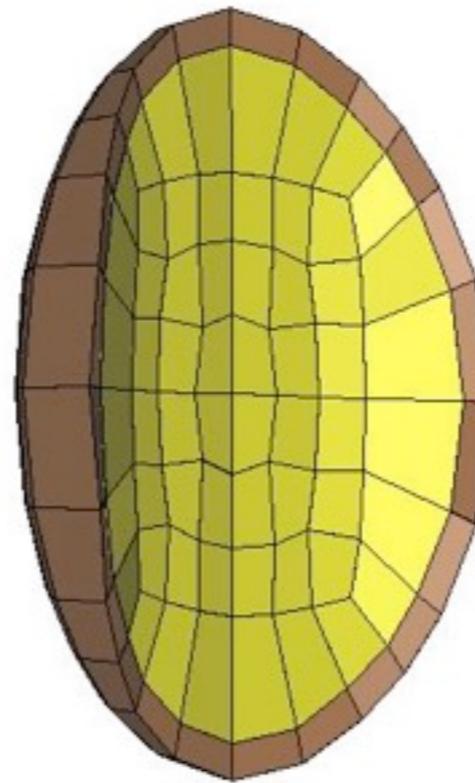
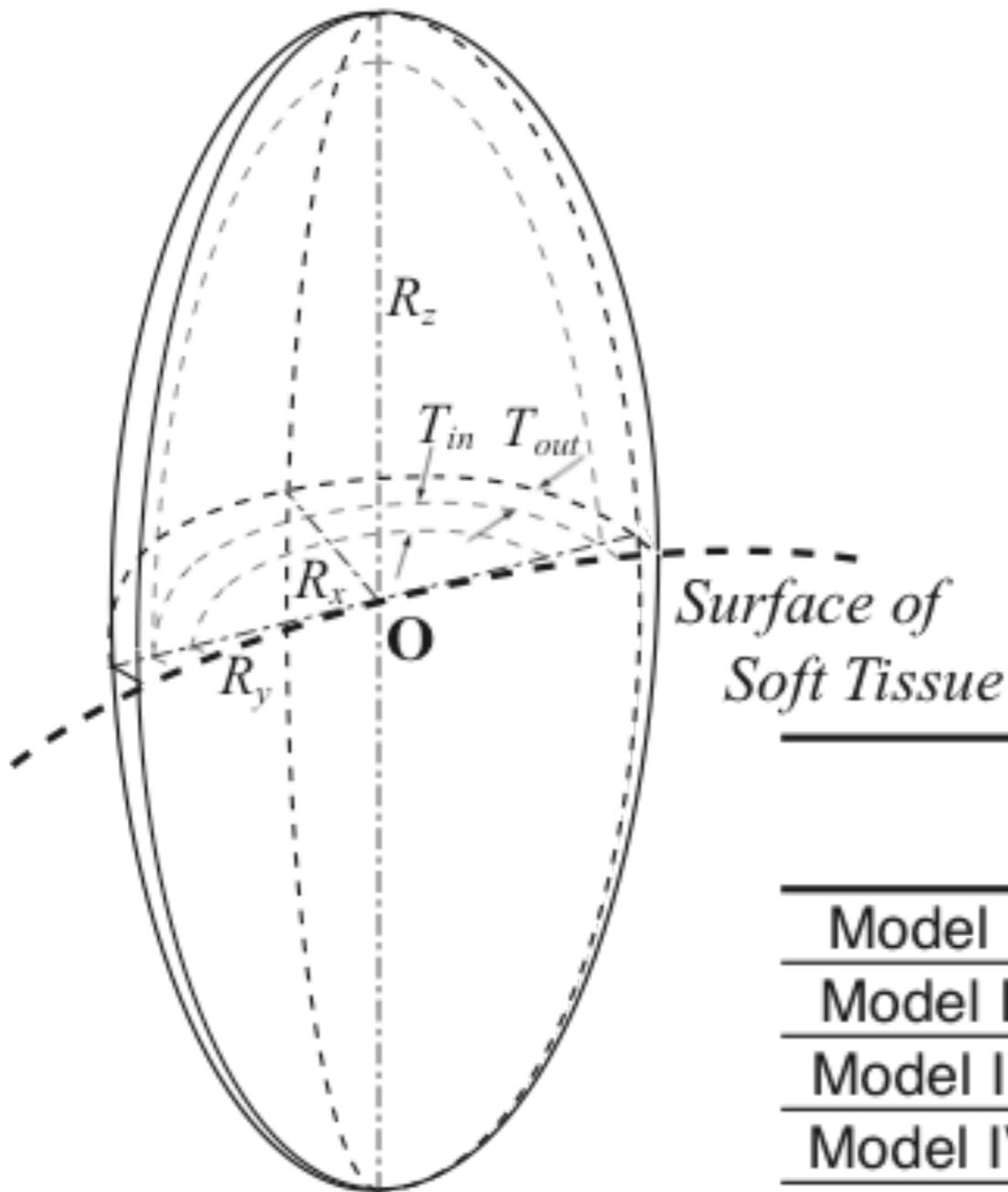
ヒッププロテクタの有効性



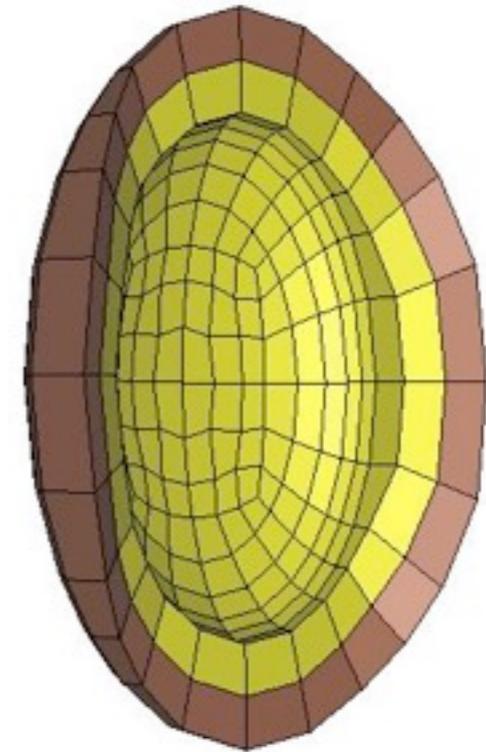
- ◆ 近年，大腿骨頸部骨折予防の手段として使用
- ◆ 種々の材質，形状の製品が存在
- ◆ 効果の定量的な評価が必要
- ◆ モデルを精密化し，動的有限要素解析で検討

ヒッププロテクタの構造と材料特性

硬質材：ポリプロピレン
軟質材：低密度ポリエステル



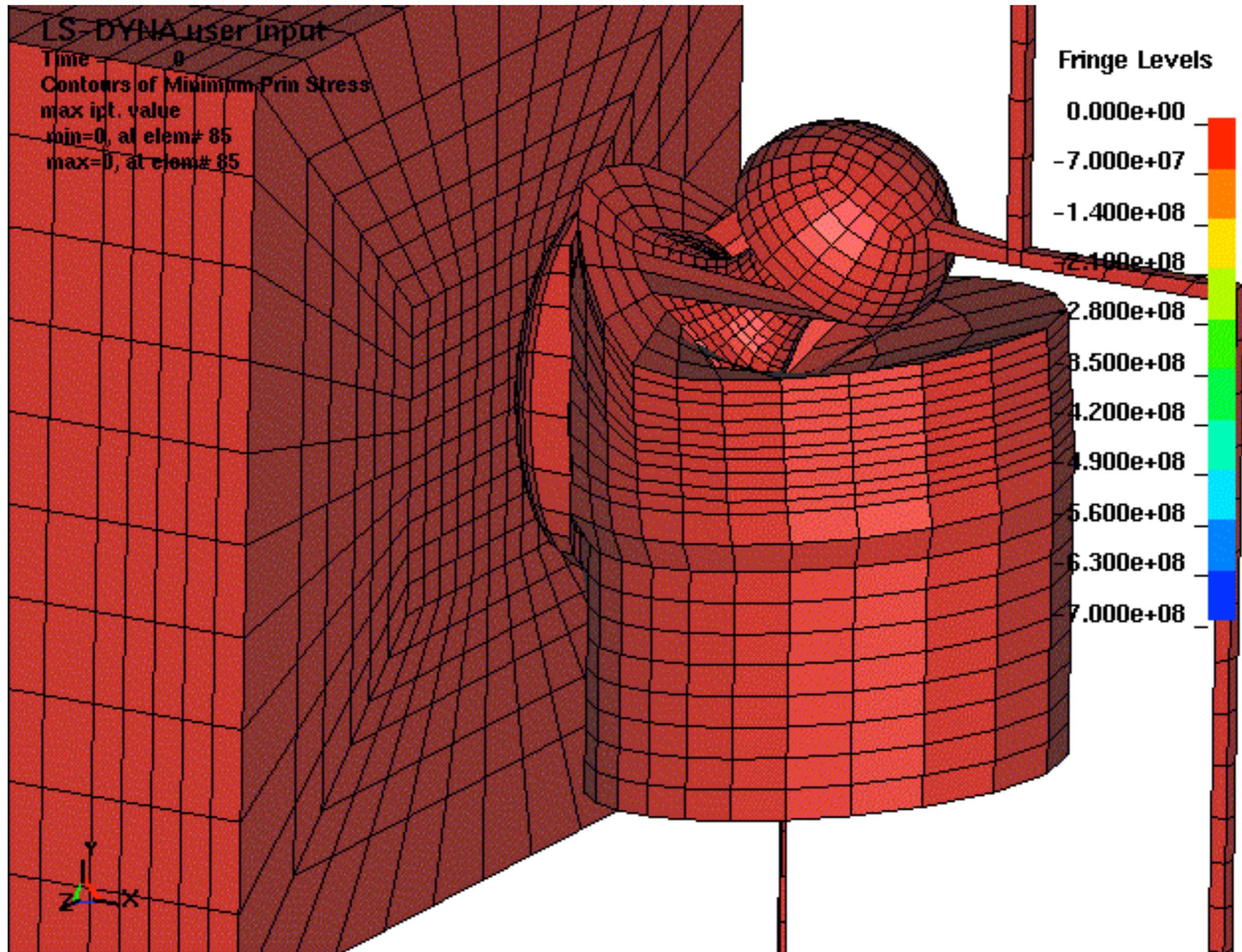
中実プロテクタ



中空プロテクタ

	Structure	R_x (mm)	Inner Wall E (MPa)	Outer Wall E (MPa)
Model I	Hollow	20	127	1470
Model II	Solid	20	127	1470
Model III	Hollow	30	127	1470
Model IV	Solid	30	127	1470
Model V	Hollow	20	1470	1470
Model VI	Hollow	20	1470	127
Model VII	Hollow	20	127	127

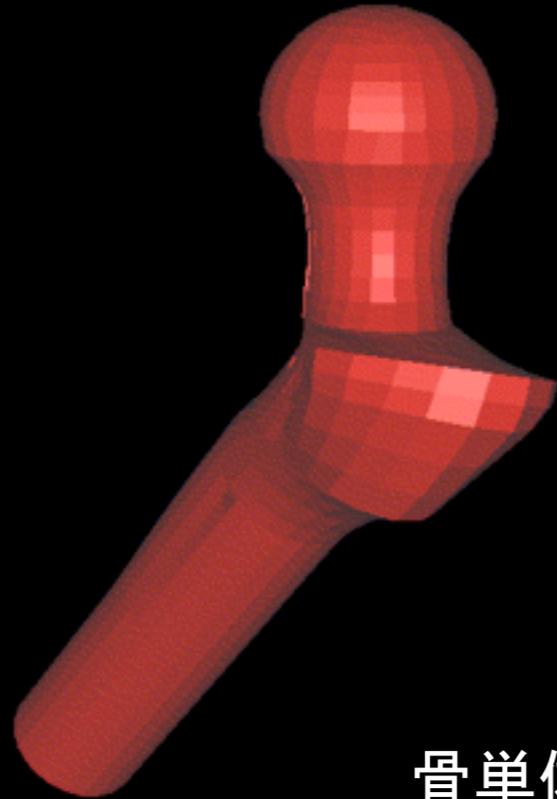
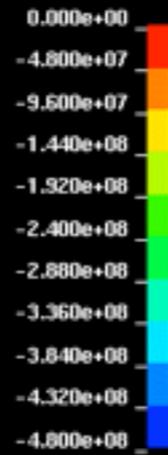
解析結果の例



LS-DYNA user input

Time = 0
Contours of Minimum Prin Stress
max ipt. value
min=0, at elem# 85
max=0, at elem# 85

Fringe Levels



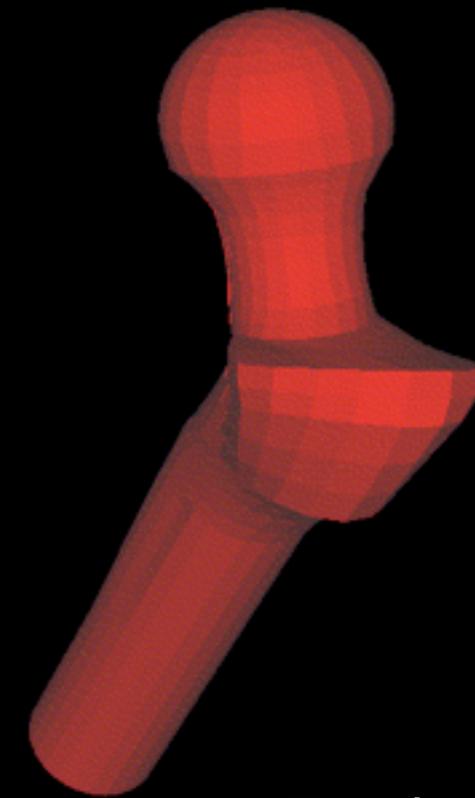
骨単体モデル



LS-DYNA user input

Time = 0
Contours of Minimum Prin Stress
max ipt. value
min=0, at elem# 85
max=0, at elem# 85

Fringe Levels



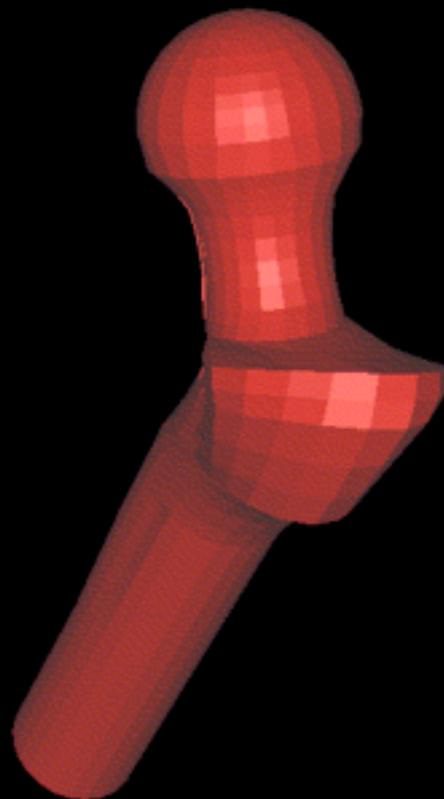
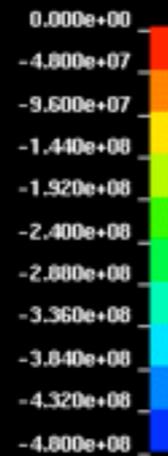
骨+軟組織モデル



D-SL ANYresupni tu

Time = 0
Contours of Minimum Prin Stress
max ipt. value
min=0, at elem# 85
max=0, at elem# 85

Fringe Levels



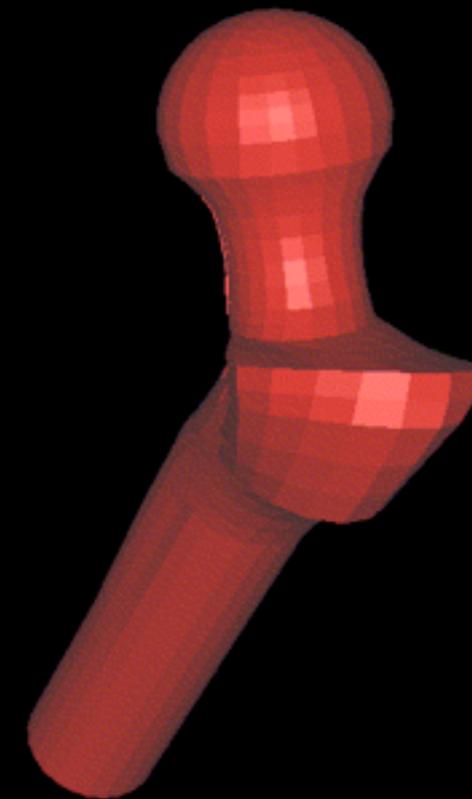
骨+軟組織+中実プロテクタ



LS-DYNA user input

Time = 0
Contours of Minimum Prin Stress
max ipt. value
min=0, at elem# 85
max=0, at elem# 85

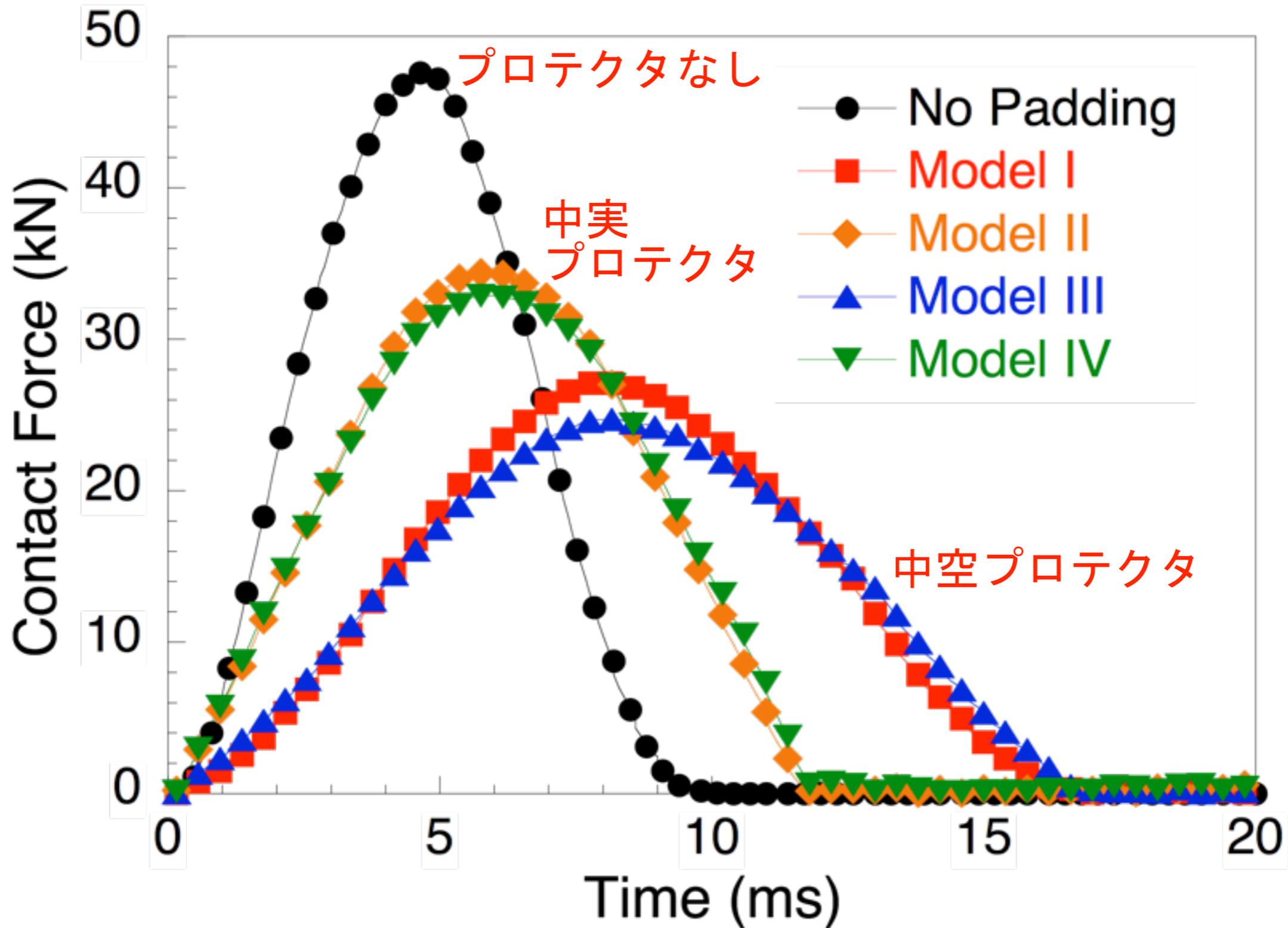
Fringe Levels



骨+軟組織+中空プロテクタ



解析結果のまとめ



プロテクタあるいは皮膚と地面との間の接触力の時間変化

- ✓ 大腿骨単体モデルによる転倒の静的応力解析
- ✓ 簡易全身モデルによる転倒の動的応力解析
- マルチボディー-有限要素複合モデルによる歩行時の転倒シミュレーション
 - 女性高齢者の複合モデルの構築
 - 歩行時の実際の転倒を模擬したシミュレーション
- ◆ 転倒シミュレーションによるヒッププロテクタの設計開発
- ◆ ヒッププロテクタ評価試験システムの開発
- ◆ しりもち転倒による骨折危険性の評価

マルチボディー有限要素複合モデルの必要性

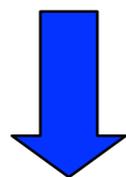
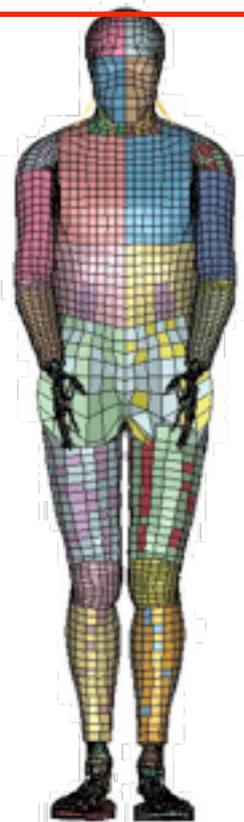
これまでの骨折解析では転倒時の全身挙動の影響が定量的に検討されていない

有限要素解析

詳細な**応力値**が求められる
全身挙動を再現できない

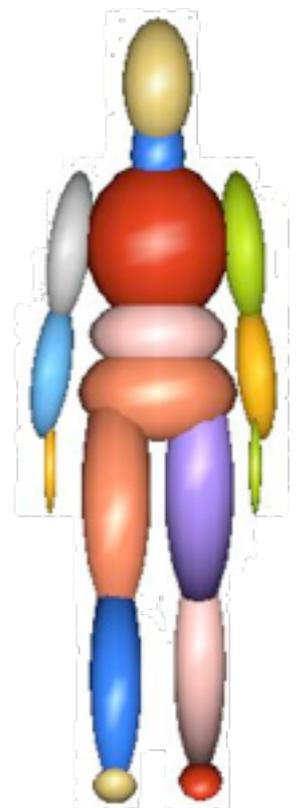
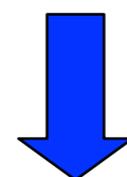
マルチボディー解析

全身挙動の解析に適している
応力値は求められない

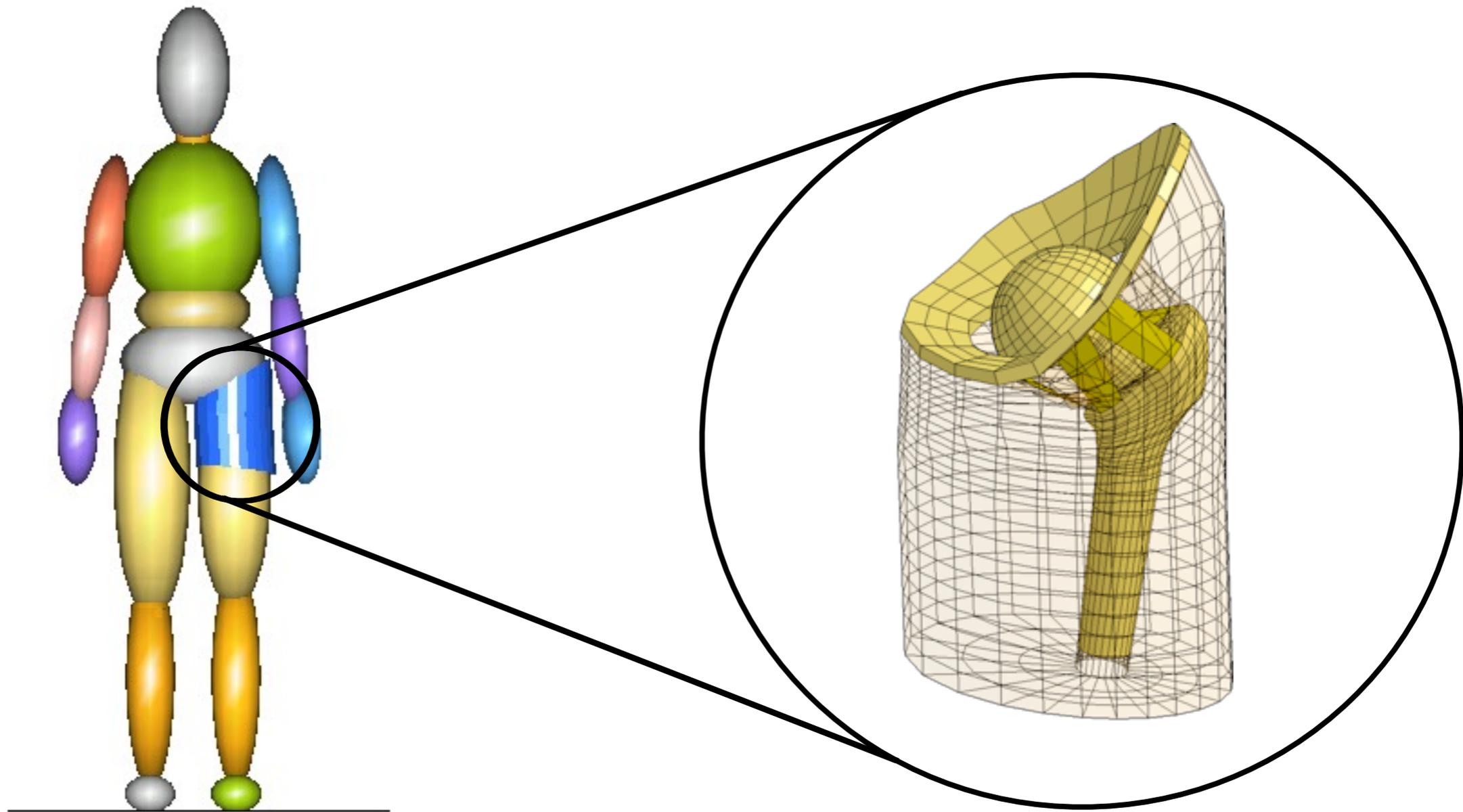


マルチボディー有限要素複合モデル

- マルチボディーモデルによる転倒再現
- **大腿部有限要素モデルによる応力解析**



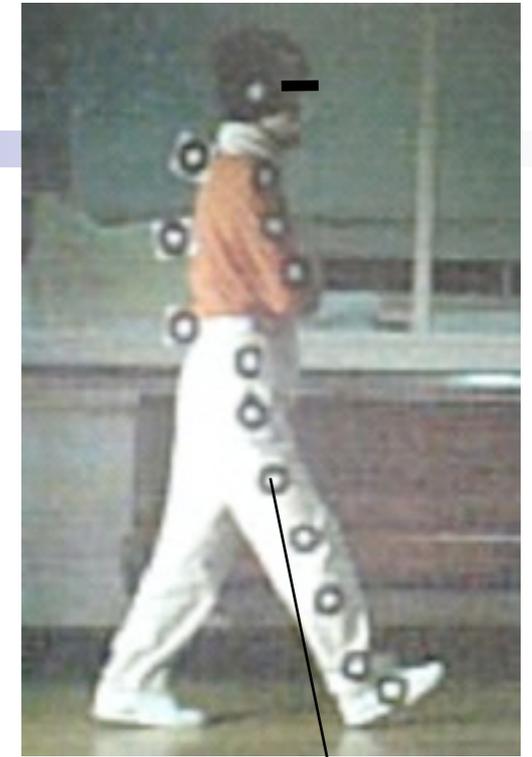
股関節-大腿部有限要素モデル



股関節-大腿部有限要素モデル

高齢女性の歩行実験

*実験は国立長寿医療センター倫理委員会の審査・承認を受け，実施



Target mark

被験者数：4名

歩行距離：約5 m

歩行速度：

本人の感覚で，遅い、通常、速い速度

歩行計測：

被験者にターゲットマークを付け，高速度カメラにより250 fr/sで撮影

転倒パラメータ

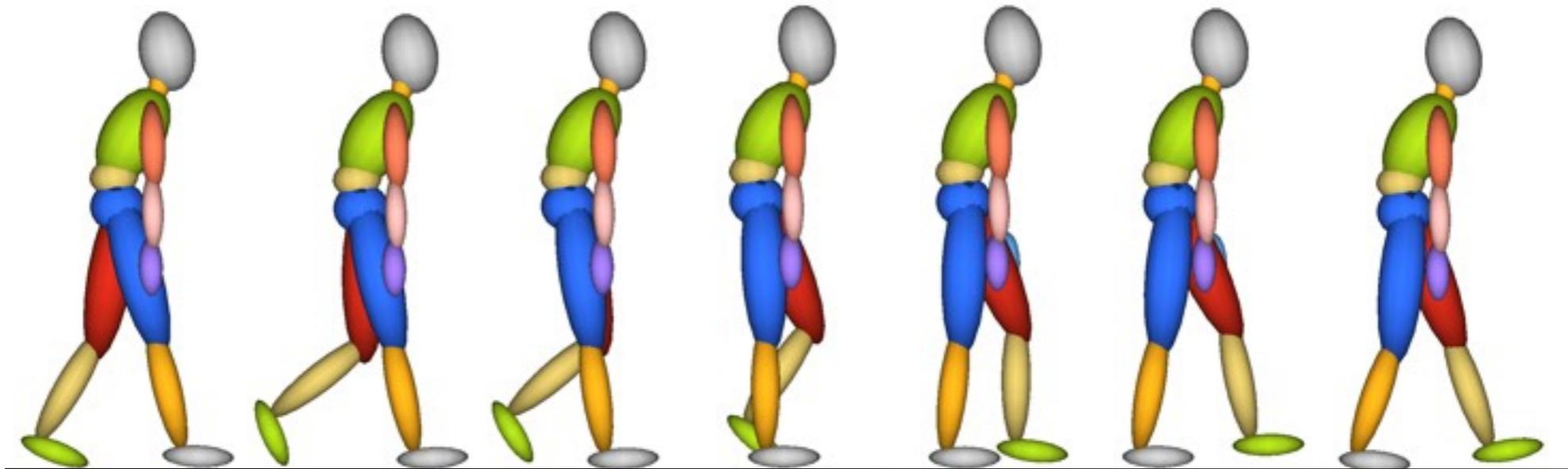
- 4つの転倒要因
- 7つの姿勢からの転倒
- 3つの速度(速い, 普通, 遅い)

48パターンについて
転倒シミュレーションを行う

1歩行周期中における転倒開始時期

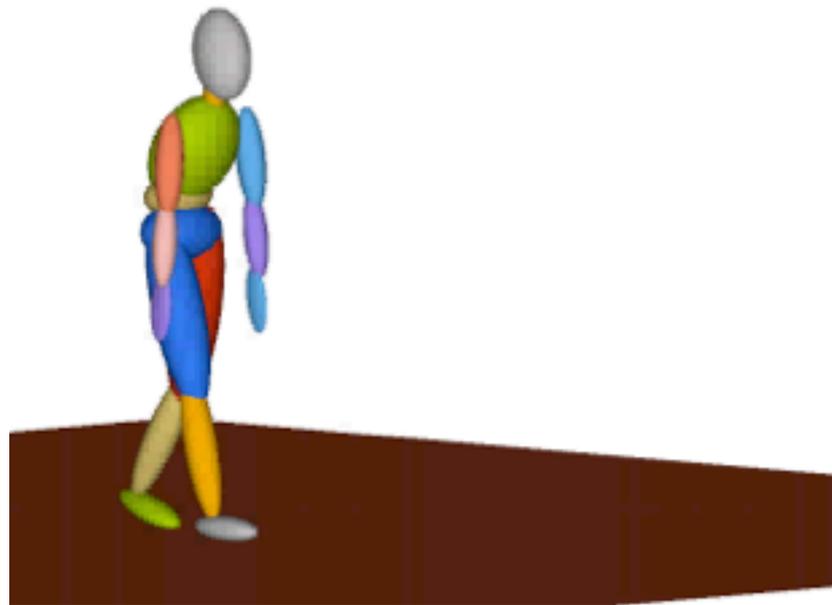
	両足 支持期	遊脚加速 I期	遊脚加速 II期	遊脚加速 III期	遊脚中期	遊脚減速 I期	遊脚減速 II期
意識喪失	○	○	○	○	○	○	○
躓き	—	—	○	○	○	○	—
踏み外し	○	—	—	—	—	—	—
滑り	○	○	○	○	—	—	—

転倒要因

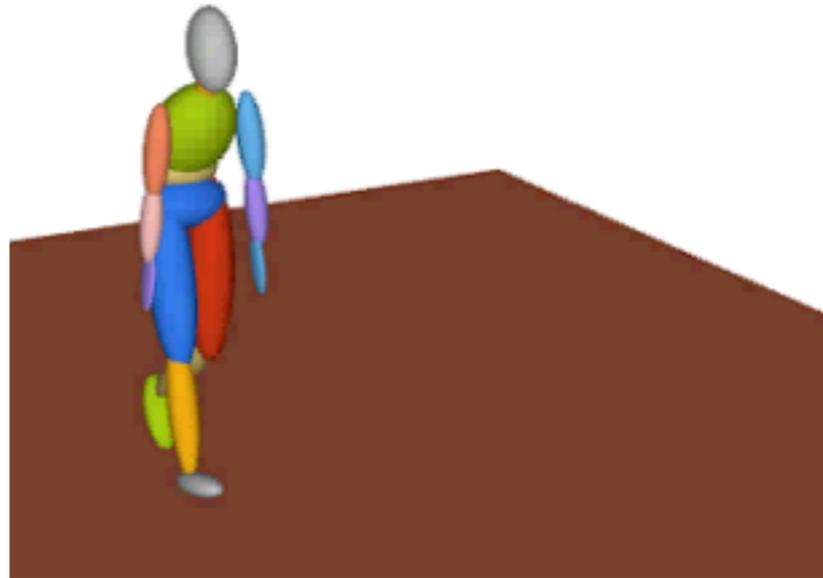


マルチボディ複合モデルによる転倒解析

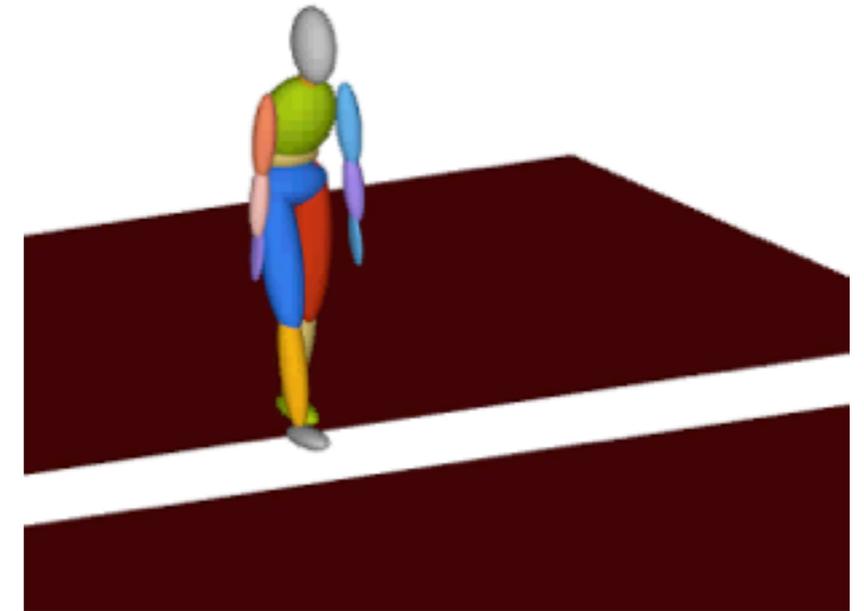
- (A) 大転子部から接地する転倒
- (B) 膝もしくは大腿部を接地後、大転子部を接地する転倒
- (C) 頭部もしくは上半身を接地する転倒



(A) 大転子部から接地する転倒



(B) 膝もしくは大腿部を接地後、
大転子部を接地する転倒



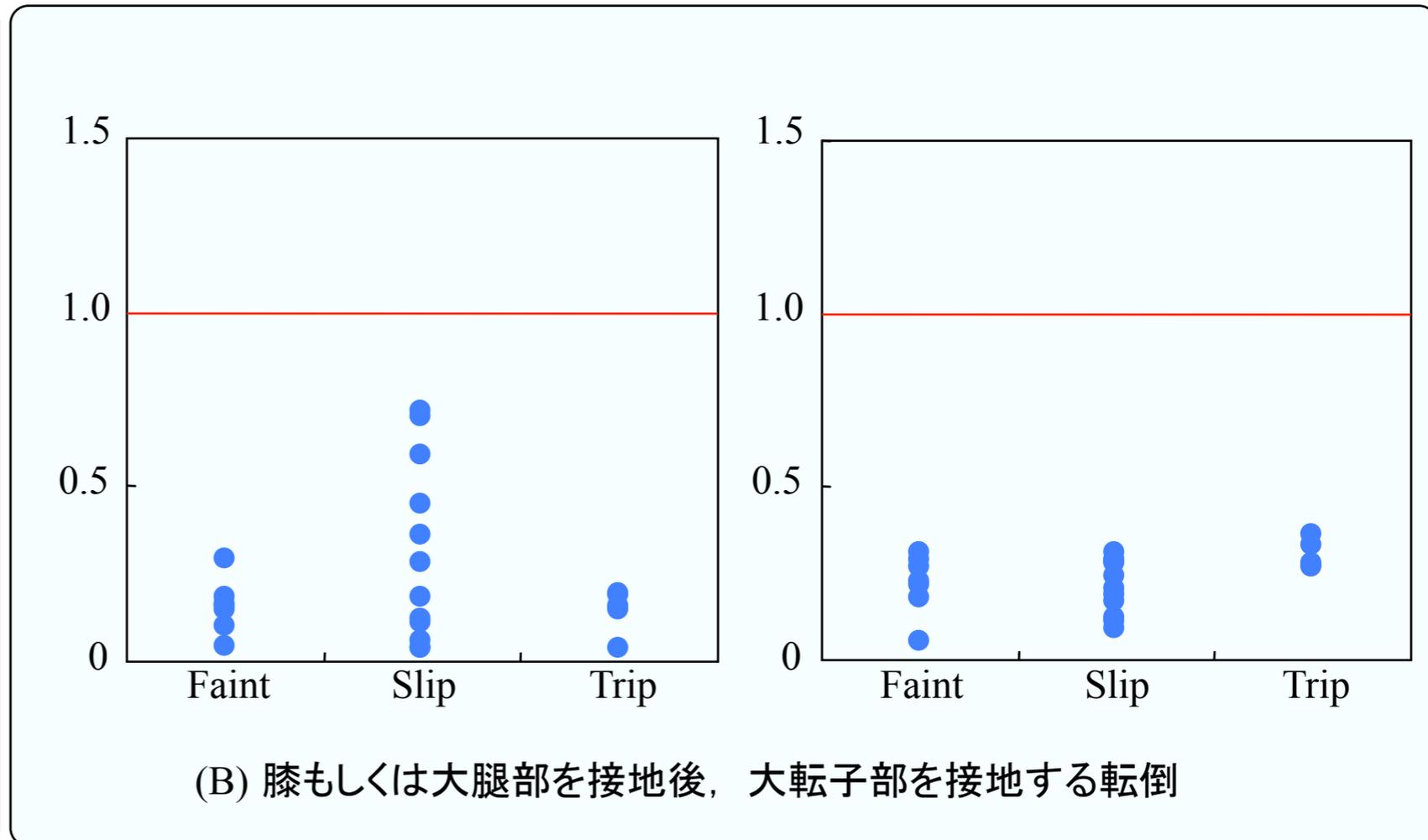
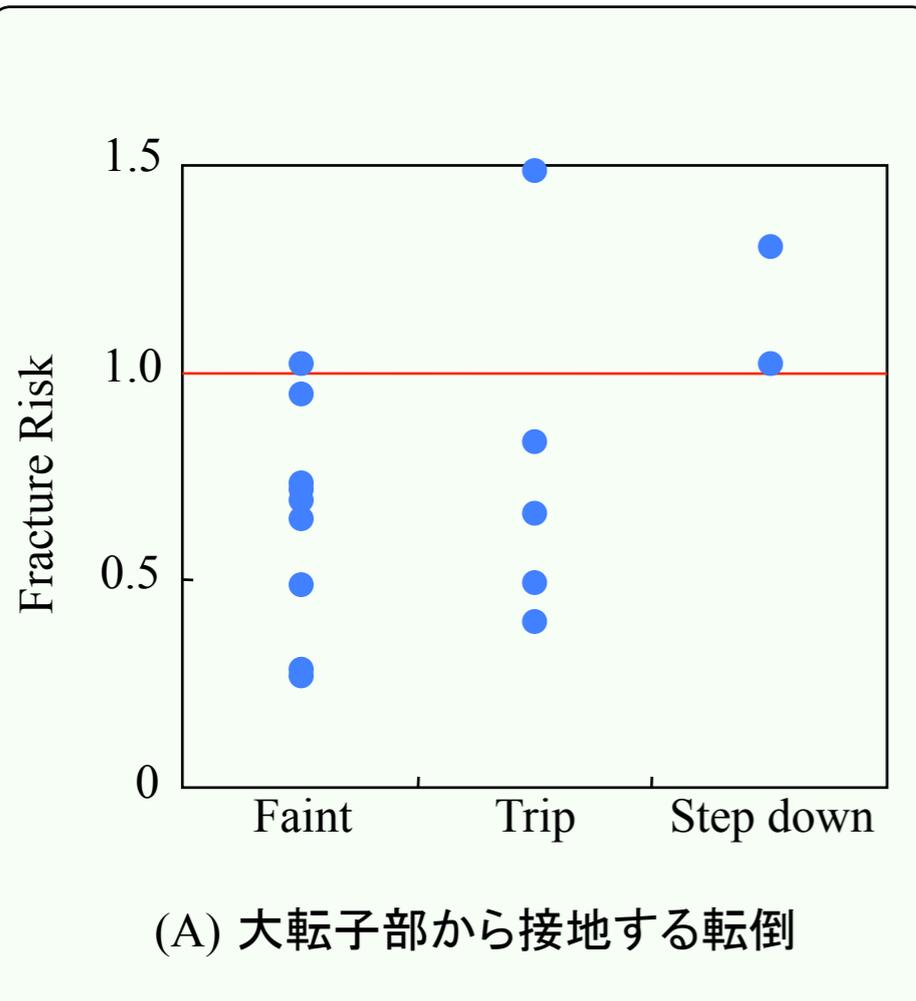
(C) 頭部もしくは上半身を接地する転倒

(C) に関しては大腿骨頸部骨折以外の傷害が発生する
可能性が高いため検討対象から除く



(A), (B) について、大腿骨頸部骨折の危険性を判定する

骨折危険度まとめ



<(A)大転子部から接地する転倒の危険度>

- ・骨折危険度が1を超えるものが存在
- ・全体的に骨折危険度が高い

<(B)膝もしくは大腿部を接地後、大転子部を接地する転倒の危険度>

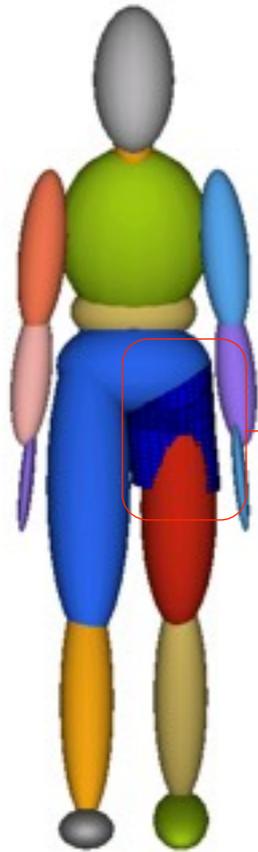
- ・いずれの転倒においても大腿骨頸部骨折の危険性が低い

- ✓ 大腿骨単体モデルによる転倒の静的応力解析
- ✓ 簡易全身モデルによる転倒の動的応力解析
- ✓ マルチボディー-有限要素複合モデルによる歩行時の転倒シミュレーション
- 転倒シミュレーションによるヒッププロテクタの設計開発
- ◆ ヒッププロテクタ評価試験システムの開発
- ◆ しりもち転倒による骨折危険性の評価

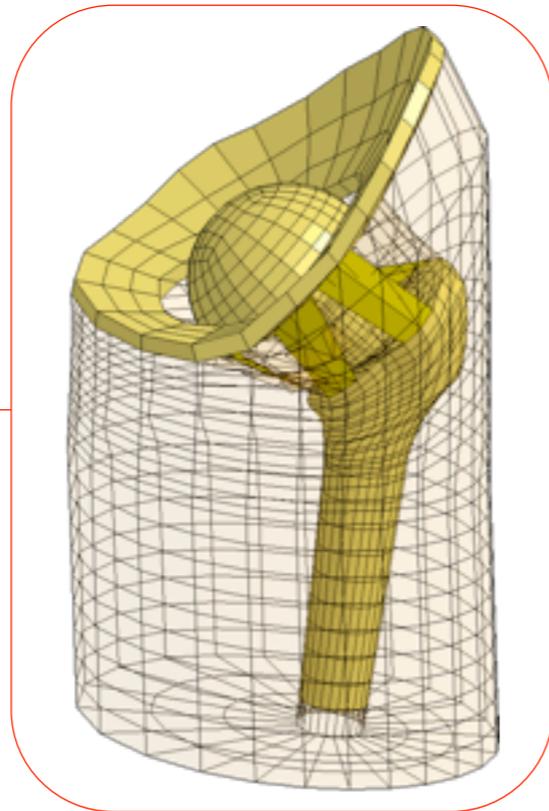
使用する解析モデル

マルチボディ複合モデル (MADYMO)

- 大腿部有限要素モデル
- マルチボディモデル
- 全身の転倒挙動を再現
- 重力による転倒
- 現実に近い転倒状況の再現



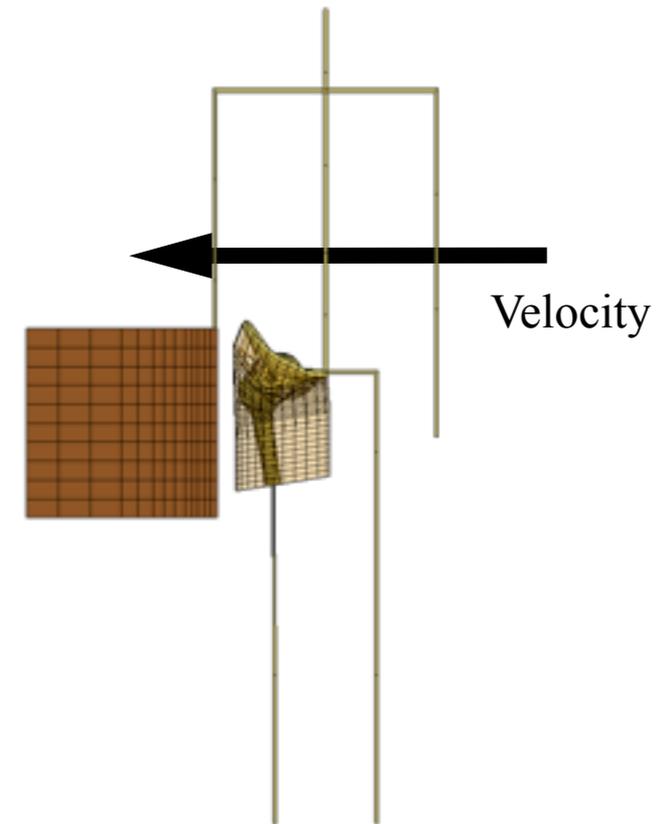
マルチボディ



大腿部有限要素

簡易人体モデル (LS-DYNA)

- 大腿部有限要素モデル
- 各部位に集中質量を与え剛体で結合
- 計算コストの短縮
- 初期速度 (2.75 m/s) を付与
- 転倒方向等の条件を自由に設定可能

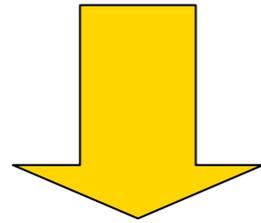


簡易人体モデル

プロテクタ厚さの影響

装着感を良くするためには薄いプロテクタが良い

しかし、厚さが異なると、孔・材料が
骨折予防効果に及ぼす影響が異なる



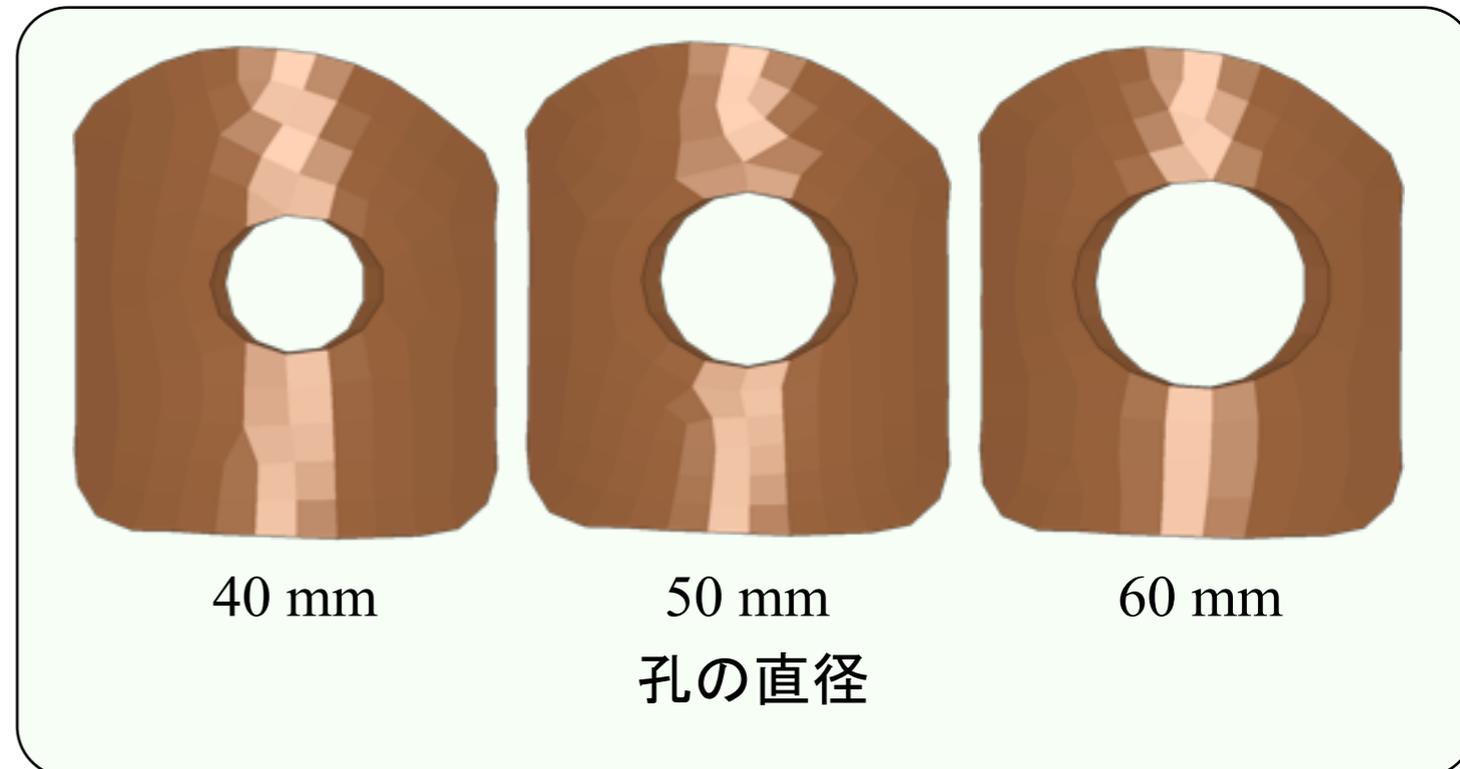
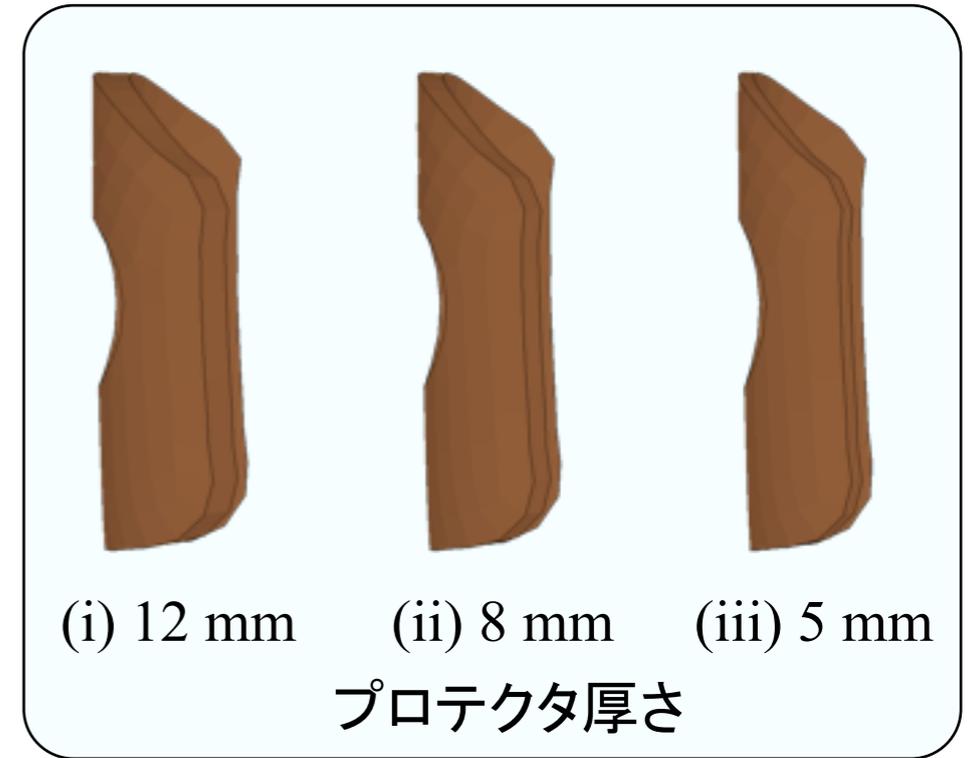
厚さごとに、孔・材料の影響を検討

プロテクタ

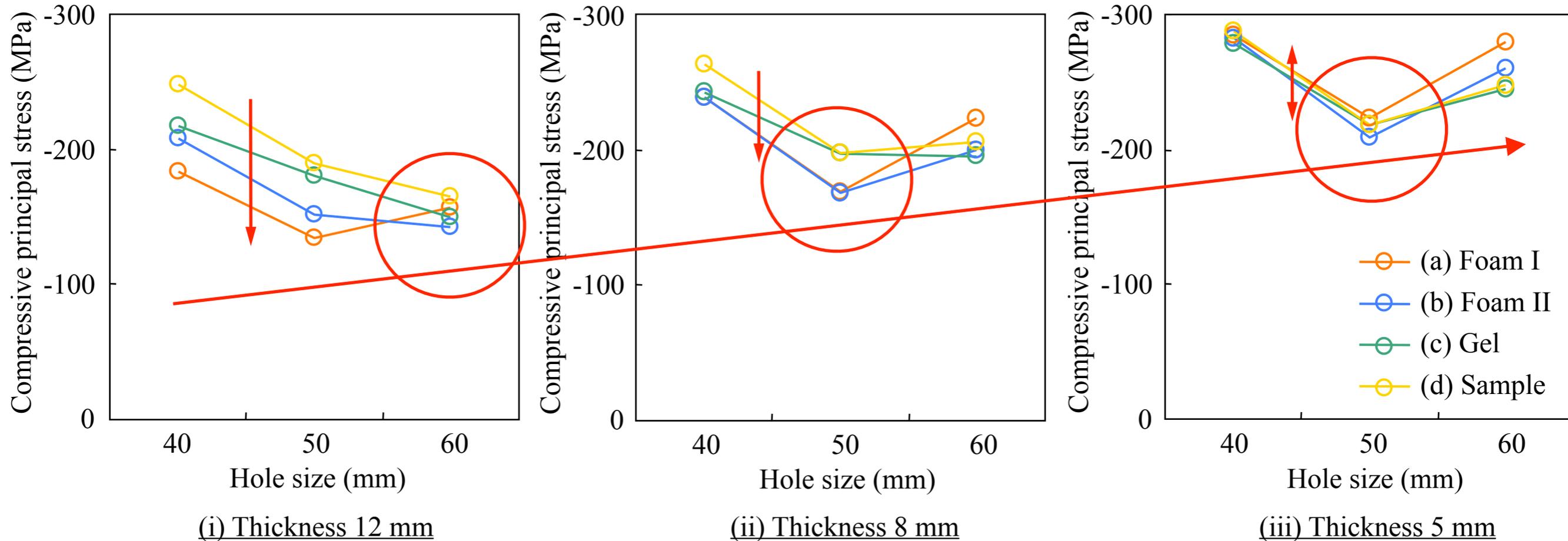
厚さ : 12, 8, 5 mm

孔の直径 : 40, 50, 60 mm

材料 : (a) Foam I, (b) Foam II,
(c) Gel, (d) Sample



厚さごとの孔と材料の影響



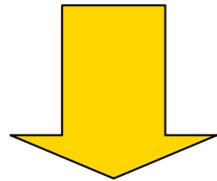
厚さごとの孔の直径－圧縮主応力関係

- ◆ 厚さが薄いと圧縮主応力が増加
- ◆ 厚さ12 mmでは、孔の大きさが60 mm,
- ◆ 厚さ8 mm, 5 mmでは、孔の大きさが50 mmのものが骨折予防に有効
- ◆ 厚さ12mm, 8mmでは、衝撃吸収の高い発泡材料が骨折予防に有効
- ◆ 厚さ5 mmでは、プロテクタが底付きし、材料の違いによる予防効果の差が生じない

大転子部に孔をあけた影響

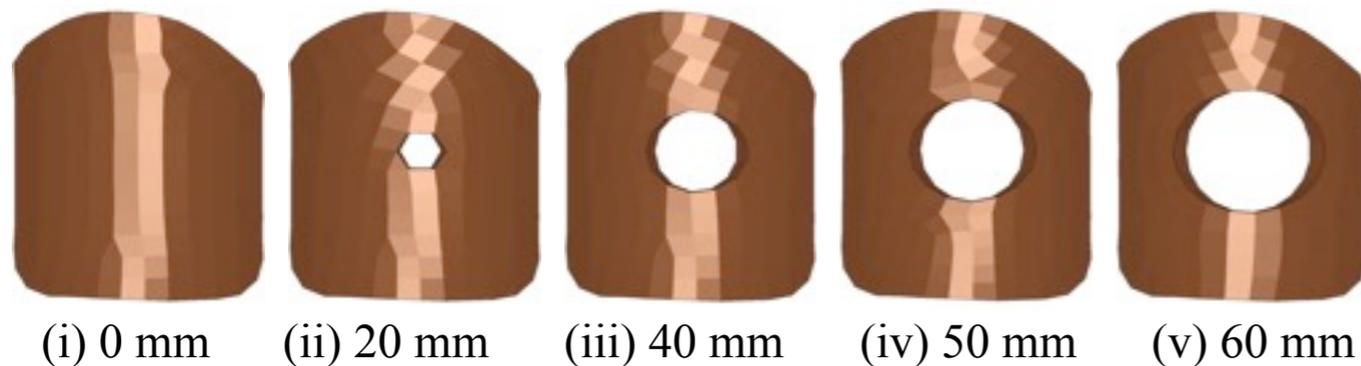
大腿骨は大転子が突出した形状

大転子から大腿骨頸部に直接衝撃が伝達

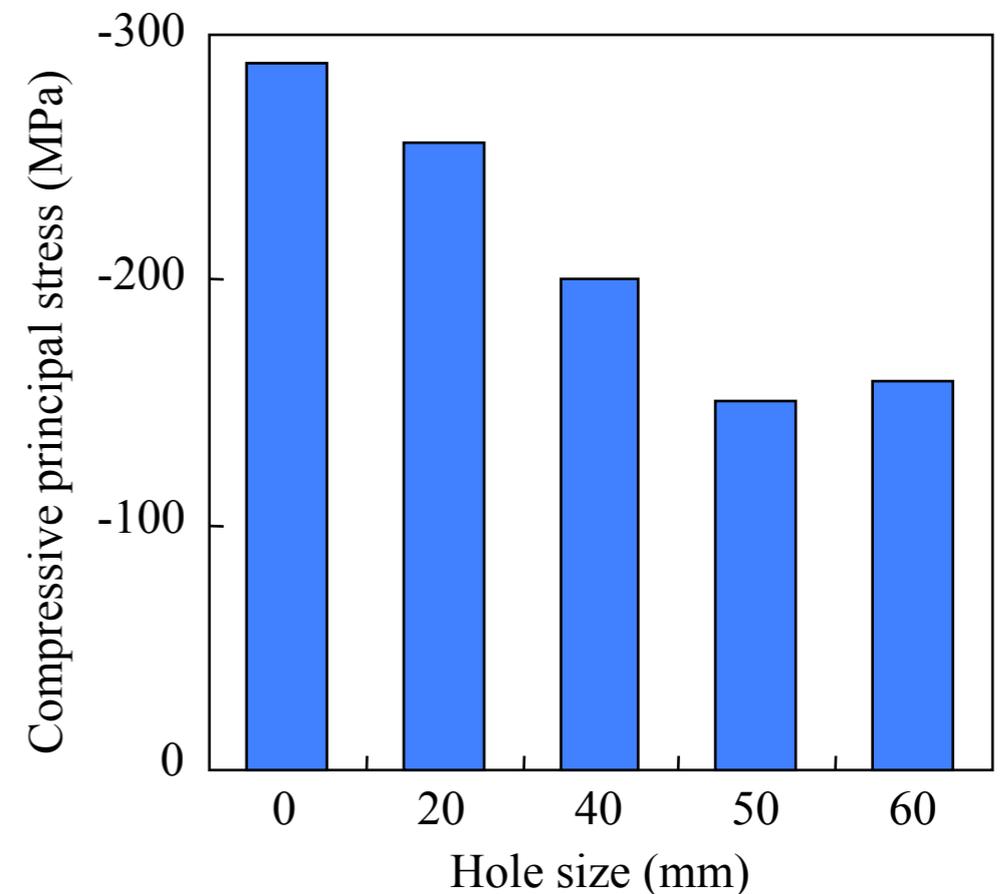


衝撃を分散させる構造

大転子部に孔をあけ、直接衝撃が伝わるのを防ぐ



孔をあけたプロテクタモデル



- 大転子部に孔をあけることにより衝撃分散効果
- 骨折予防に有効である孔の大きさ(40~60 mm)が存在

プロテクタ下方の小孔の影響

装着感を良くするために、通気性が重要

➡ プロテクタ下方に小孔



(i) No small holes



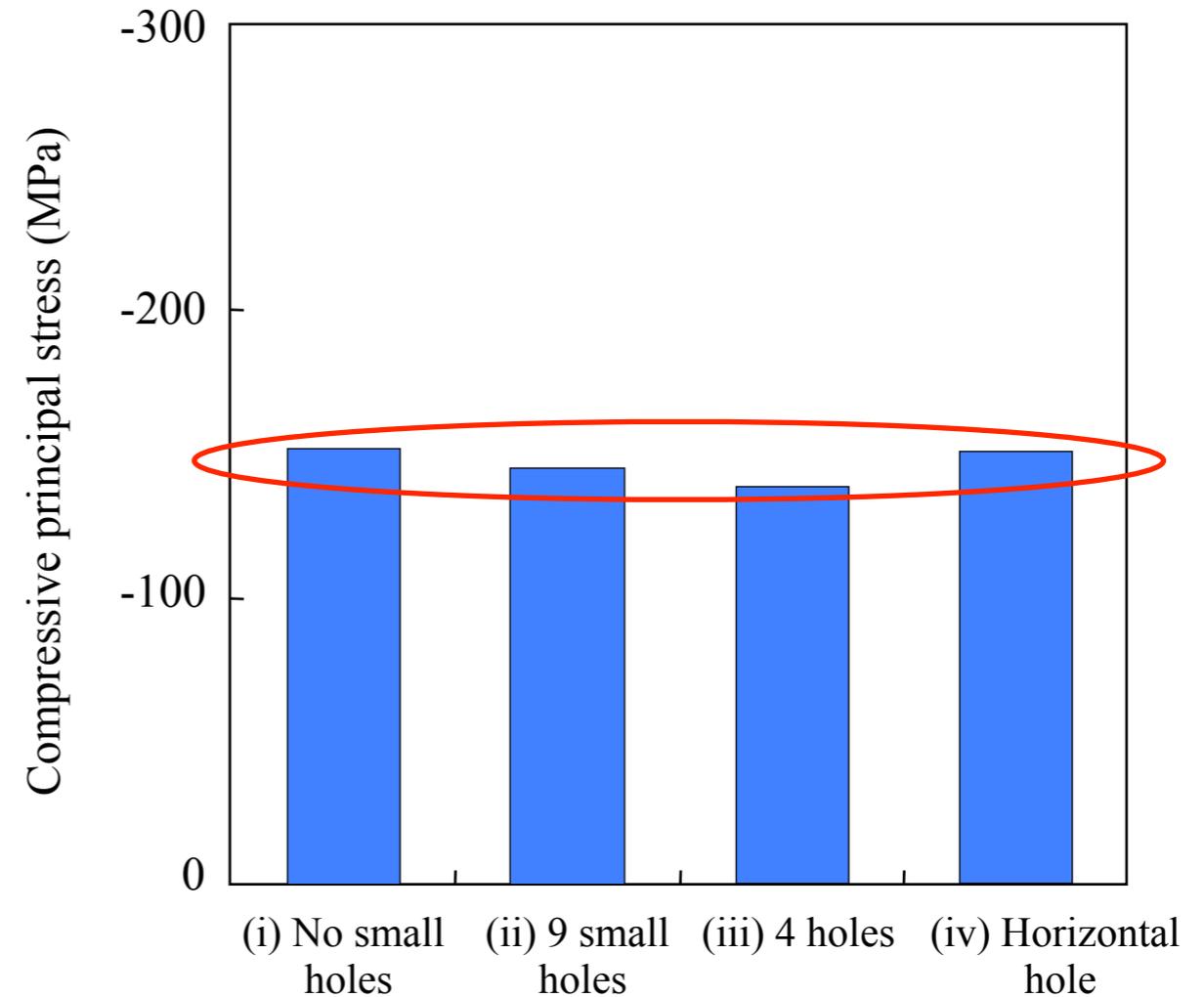
(ii) 9 small holes



(iii) 4 holes



(iv) Horizontal hole



プロテクタ下方の小孔は骨折予防効果に影響しない

プロテクタ形状の提案

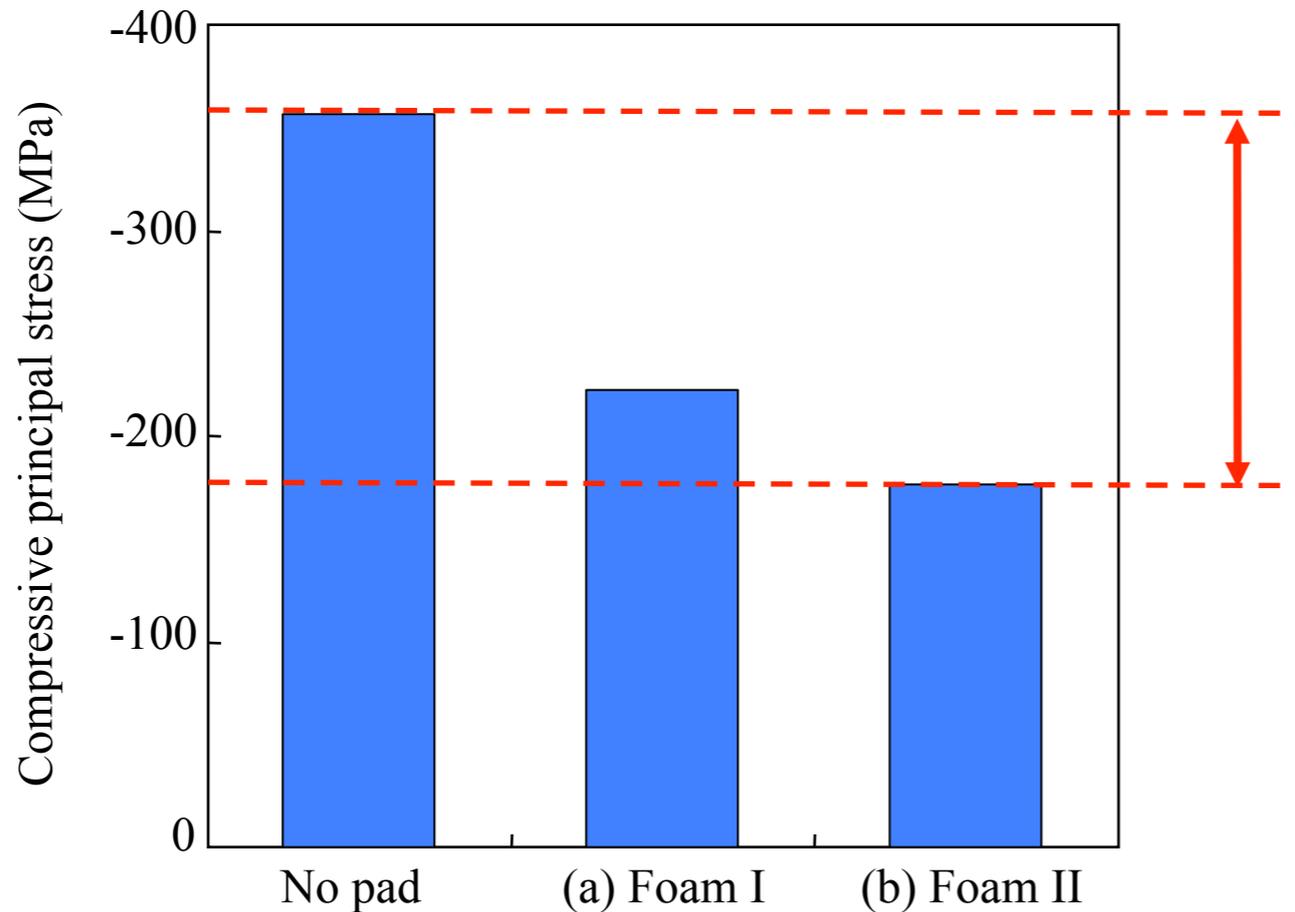
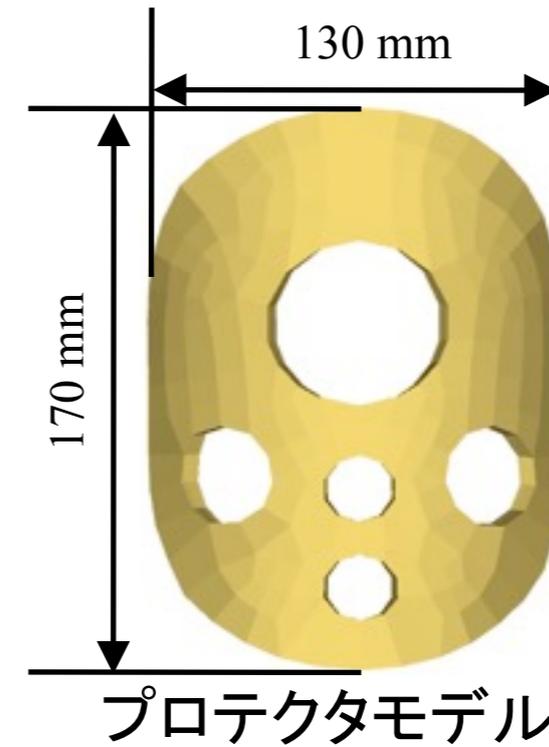
プロテクタ形状

大転子孔の直径 : 50 mm

厚さ : 6.2 mm

下部に4つの小孔 : 2×φ20mm, 2×φ30mm

材料特性 : (a) Foam I, (b) Foam II



(b) Foam II を用いた場合、
圧縮主応力を約50%低減

市販したプロテクター

脳組織の力学特性のモデル化と 高次脳機能障害へのその応用

研究背景・目的(1)

びまん性脳外傷の発生メカニズムが不明

- 高次脳機能障害の原因として重視される⁽¹⁾
- 頭部回転でのせん断力による軸索損傷

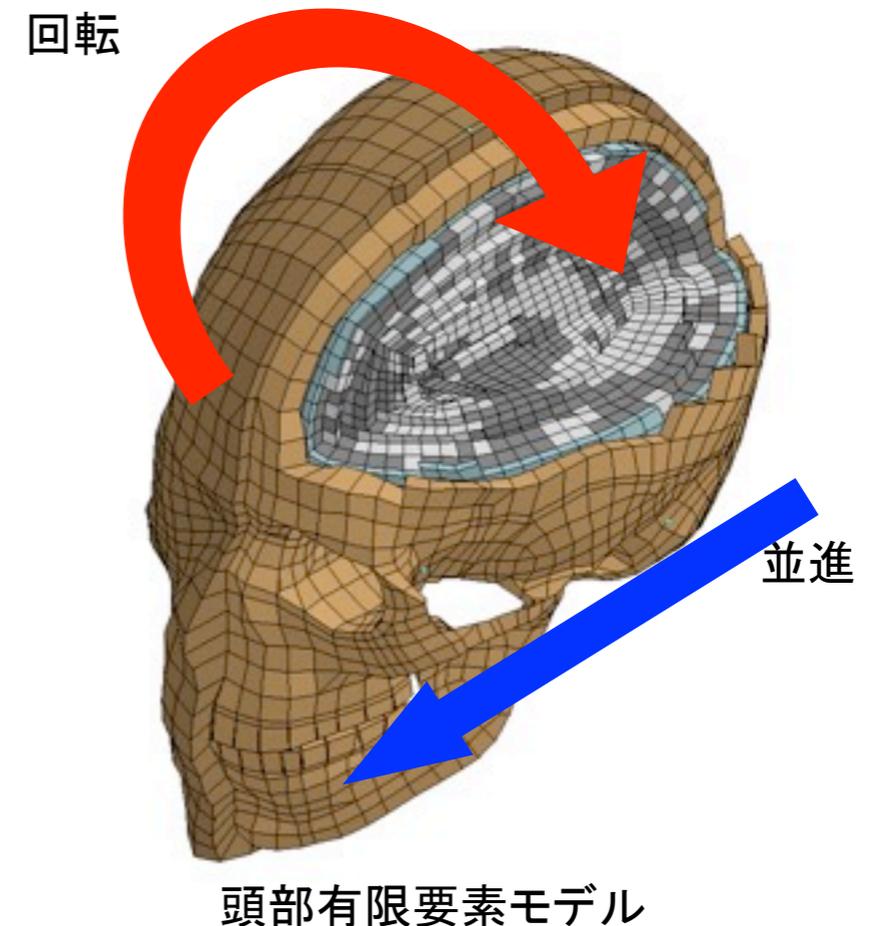
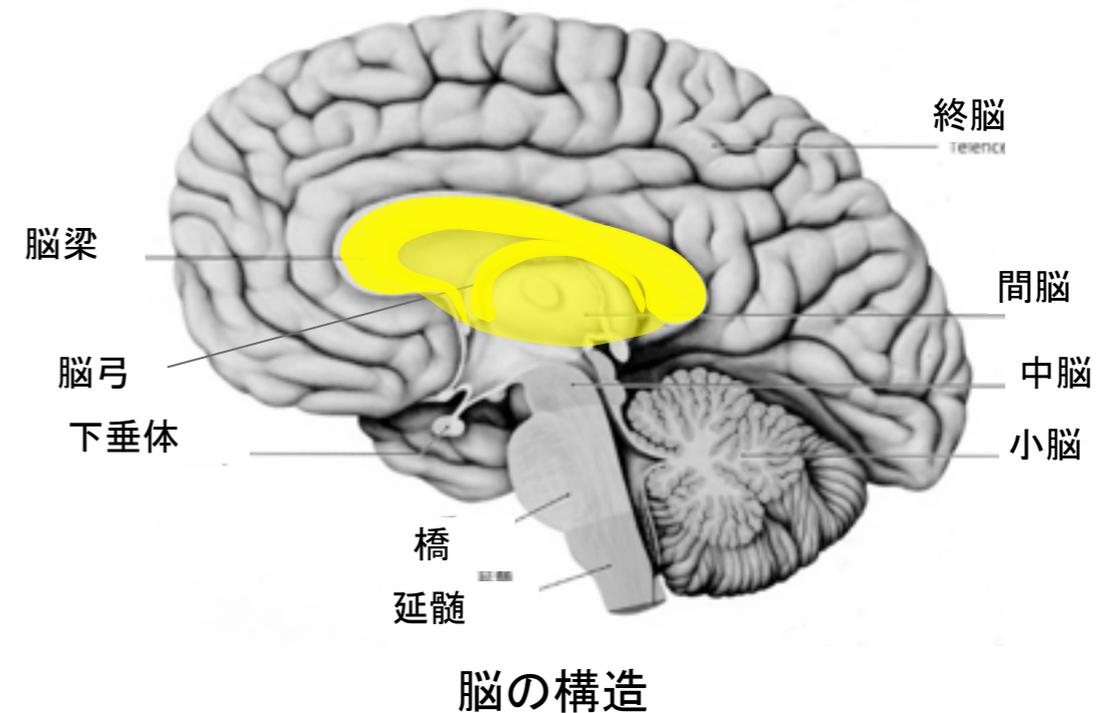
脳傷害予測解析による研究

- 有限要素法に基づく衝撃解析
- 頭部衝撃と脳傷害の関係性を解明

脳の力学特性は等方粘弾性で簡略化⁽³⁾

- 脳組織の力学特性を再現できない
- 高精度な解析モデルの実現が重要

(1) 篠田ら, 脳神経外科, 2011
(2) プロメテウス解剖学アトラス, 医学書院, 2009
(3) 金原ら, 自技会論文集, 2011

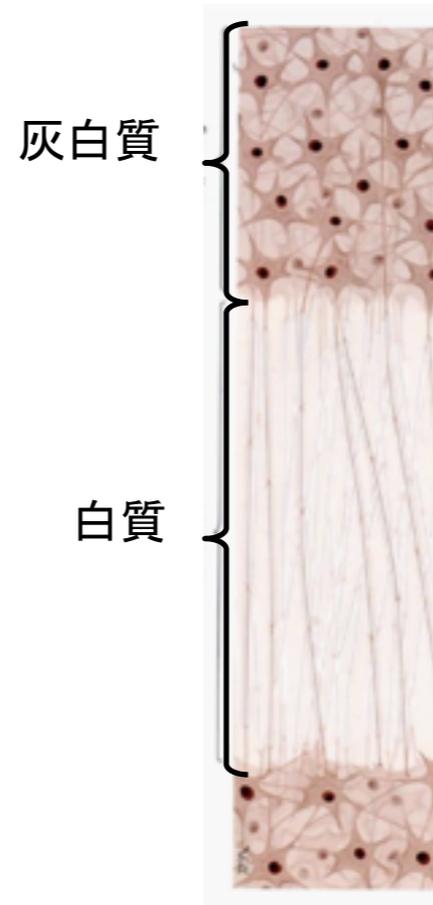


頭部有限要素モデル

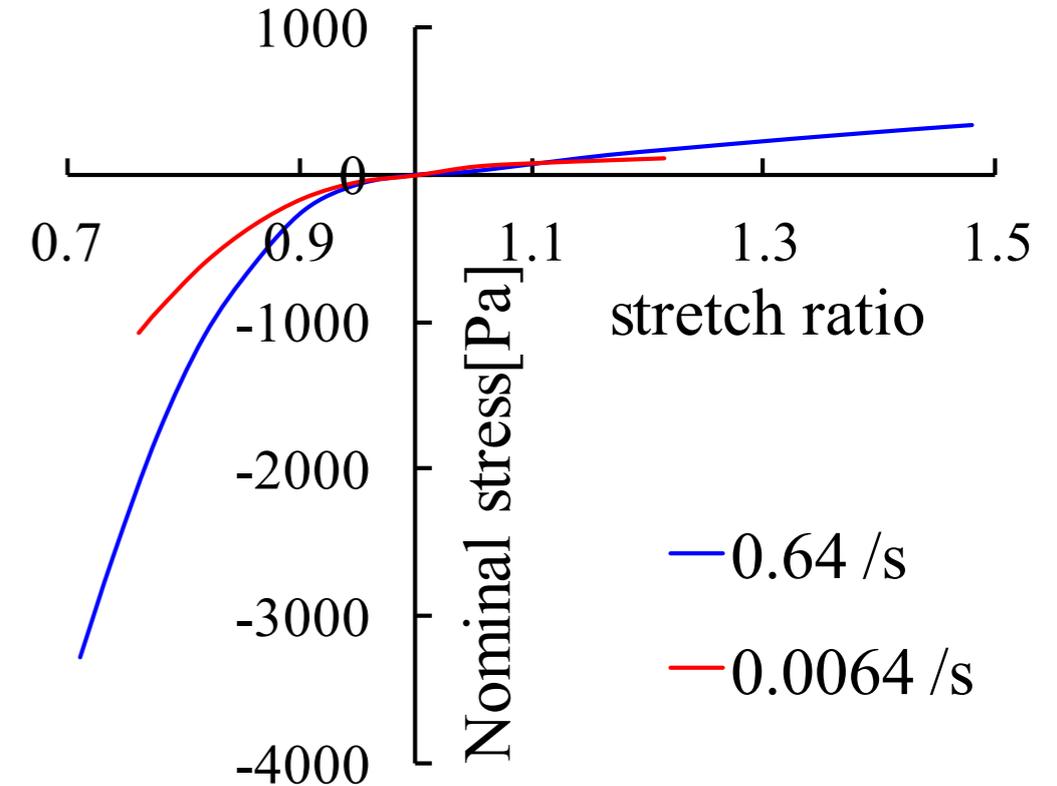
研究背景・目的(2)

脳組織の力学特性

- 灰白質・白質
 - 灰白質: 神経細胞体の集合
→ 等方性
 - 白質: 軸索の線維状配列
→ **横等方性**
- **ひずみ速度依存性**
- 引張・圧縮の**非対称性**



脳組織の構成



Millerらによる引張・圧縮試験

研究目的

脳組織の構成式の定式化および
脳傷害予測解析によるびまん性脳外傷に関する検討

(4) Miller et al., J Biomech, 2002

(5) Velardi et al., Biomech Model Mechanobiol, 2006

構成式の定式化-枠組み

■ 横等方性 (大脳白質, 軸索)

■ 粘弾性特性

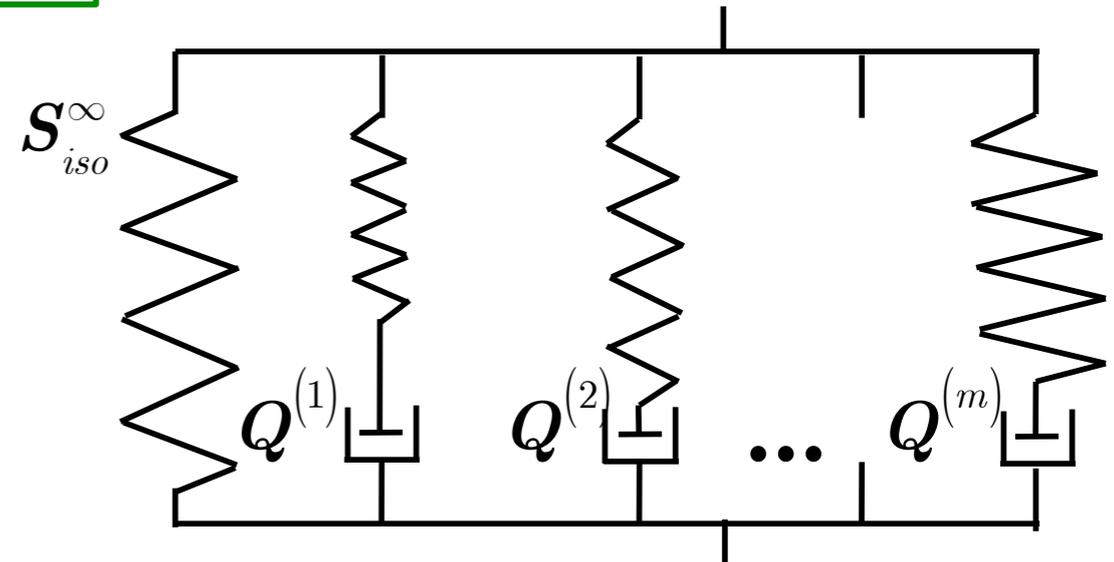
ひずみエネルギー密度関数

$$\begin{aligned} \Psi &= \Psi \left(\mathbf{C}, \mathbf{A}_0, \Gamma^{(1)}, \dots, \Gamma^{(m)} \right) \\ &= \underbrace{\Psi_{vol}^{\infty} (J)}_{\text{体積変化}} + \underbrace{\Psi_{iso}^{\infty} (\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_0)}_{\text{等積弾性変形}} + \underbrace{\sum_{i=1}^m \gamma^{(i)} (\bar{\mathbf{C}}, \mathbf{A}_0, \bar{\Gamma}^{(i)})}_{\text{等積粘弾性}} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} \mathbf{C} &= \mathbf{F}^T \mathbf{F} \\ \mathbf{A}_0 &= \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0 \\ J &= \det \mathbf{F} = (\det \mathbf{C})^{1/2} \\ \bar{\mathbf{C}} &= J^{-2/3} \mathbf{I} = J^{-2/3} \mathbf{C} \end{aligned}$$

第二Piola-Kirchhoff応力

$$\begin{aligned} \mathbf{S} &= 2 \frac{\partial \Psi}{\partial \mathbf{C}} = 2 \left(\frac{\partial \Psi_{vol}^{\infty}}{\partial \mathbf{C}} + \frac{\partial \Psi_{iso}^{\infty}}{\partial \mathbf{C}} + \sum_{i=1}^m \frac{\partial \gamma^{(i)}}{\partial \mathbf{C}} \right) \\ &= \underbrace{\mathbf{S}_{vol}^{\infty}}_{\text{体積変化}} + \underbrace{\mathbf{S}_{iso}^{\infty}}_{\text{等積弾性変形}} + \underbrace{\sum_{i=1}^m \mathbf{Q}^{(i)}}_{\text{等積粘弾性}} \end{aligned}$$



一般化Maxwellモデル

構成式の定式化-関数形

体積変化成分

$$\Psi_{vol}^{\infty} = \frac{\kappa}{\beta^2} \left(\beta \ln J + \frac{1}{J^{\beta}} - 1 \right)$$

$$\mathbf{S}_{vol}^{\infty} = 2 \frac{\partial \Psi_{vol}^{\infty}}{\partial \mathbf{C}} = Jp \mathbf{C}^{-1}, \quad p = \frac{\kappa}{\beta J} \left(1 - \frac{1}{J^{\beta}} \right)$$

$$I_{\bar{\mathbf{C}}} = \text{tr } \bar{\mathbf{C}}$$

$$IV_{\bar{\mathbf{C}}} = \bar{\mathbf{C}} : \mathbf{A}_0$$

$$\frac{\partial I_{\bar{\mathbf{C}}}}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{I} : \left\{ J^{-2/3} \left(\mathbb{I} - \frac{1}{3} \mathbf{C} \otimes \mathbf{C}^{-1} \right) \right\}$$

$$\frac{\partial IV_{\bar{\mathbf{C}}}}{\partial \mathbf{C}} = \mathbf{A}_0 : \left\{ J^{-2/3} \left(\mathbb{I} - \frac{1}{3} \mathbf{C} \otimes \mathbf{C}^{-1} \right) \right\}$$

等積弾性変形成分

構造テンソル $\mathbf{A}_0 = \mathbf{a}_0 \otimes \mathbf{a}_0$ の導入により横等方性を表現

$$\Psi_{iso}^{\infty} = \frac{C_1}{C_2} \left[\exp \left\{ C_2 (I_{\bar{\mathbf{C}}} - 3) \right\} - 1 \right] + \frac{C_3}{C_4} \left[\exp \left\{ -C_4 (I_{\bar{\mathbf{C}}} - 3) \right\} - 1 \right] \\ + C_5 \left\{ \exp (IV_{\bar{\mathbf{C}}} - 1) - IV_{\bar{\mathbf{C}}} \right\}$$

$$\mathbf{S}_{iso}^{\infty} = 2 \left[C_1 \exp \left\{ C_2 (I_{\bar{\mathbf{C}}} - 3) \right\} - C_3 \exp \left\{ -C_4 (I_{\bar{\mathbf{C}}} - 3) \right\} \right] \frac{\partial I_{\bar{\mathbf{C}}}}{\partial \mathbf{C}} \\ + 2C_5 \left\{ \exp (IV_{\bar{\mathbf{C}}} - 1) - 1 \right\} \frac{\partial IV_{\bar{\mathbf{C}}}}{\partial \mathbf{C}}$$

構成式の定式化-関数形

等積粘弾性成分

等積弾性変形に起因する応力 $\mathbf{s}_{iso}^\infty(\bar{\mathbf{C}})$ によって表現可能

$$\dot{\mathbf{Q}}^{(i)} + \frac{\mathbf{Q}^{(i)}}{\tau^{(i)}} = \dot{\mathbf{s}}_{iso}^{(i)}$$



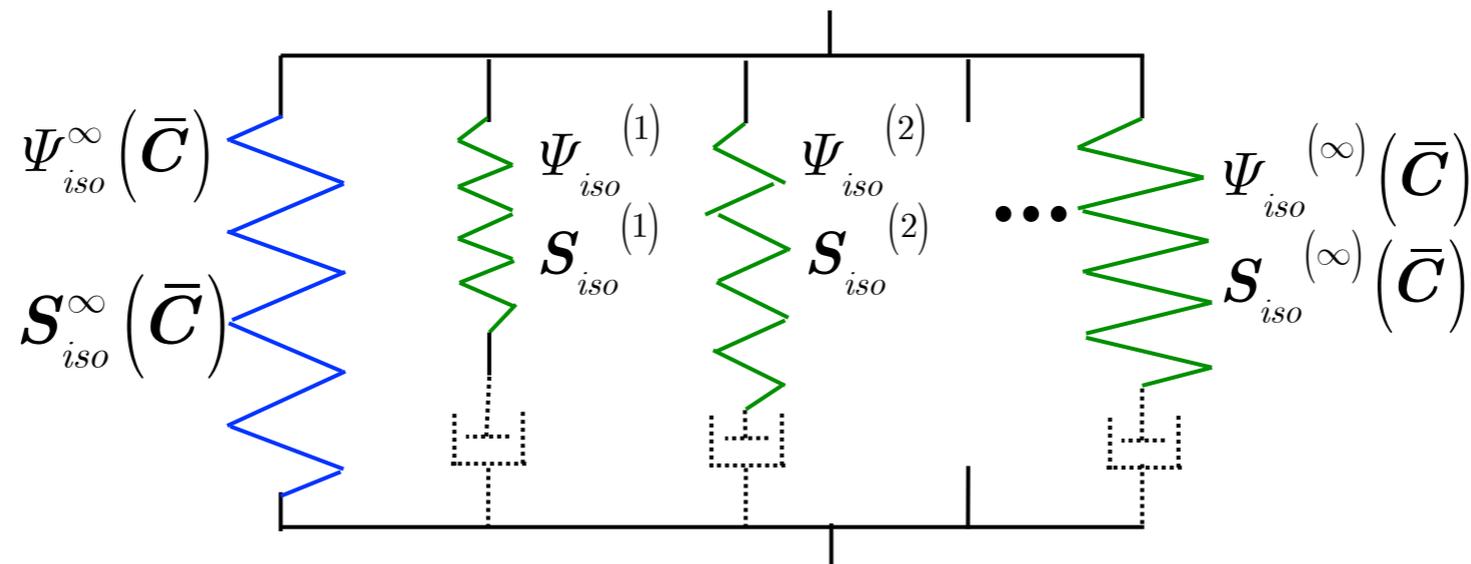
$$\dot{\mathbf{Q}}^{(i)} + \frac{\mathbf{Q}^{(i)}}{\tau^{(i)}} = \beta^{\infty(i)} \dot{\mathbf{s}}_{iso}^\infty$$

推定

$$\underline{\Psi_{iso}^{(i)}(\bar{\mathbf{C}})} = \beta^{\infty(i)} \underline{\Psi_{iso}^\infty(\bar{\mathbf{C}})}$$

$$\mathbf{s}_{iso}^{(i)}(\bar{\mathbf{C}}) = \beta^{\infty(i)} \mathbf{s}_{iso}^\infty(\bar{\mathbf{C}})$$

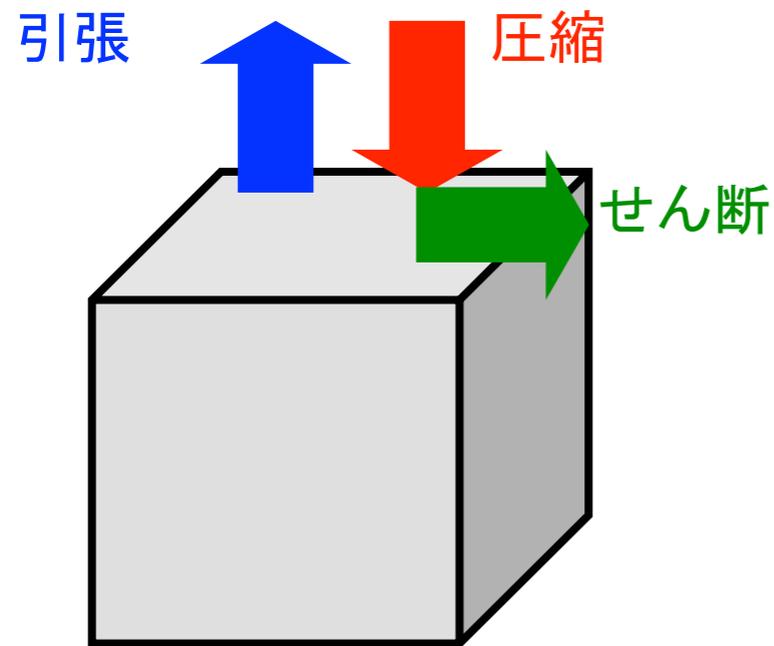
$$\dot{\mathbf{s}}_{iso}^{(i)}(\bar{\mathbf{C}}) = \beta^{\infty(i)} \dot{\mathbf{s}}_{iso}^\infty(\bar{\mathbf{C}})$$



一般化Maxwellモデル

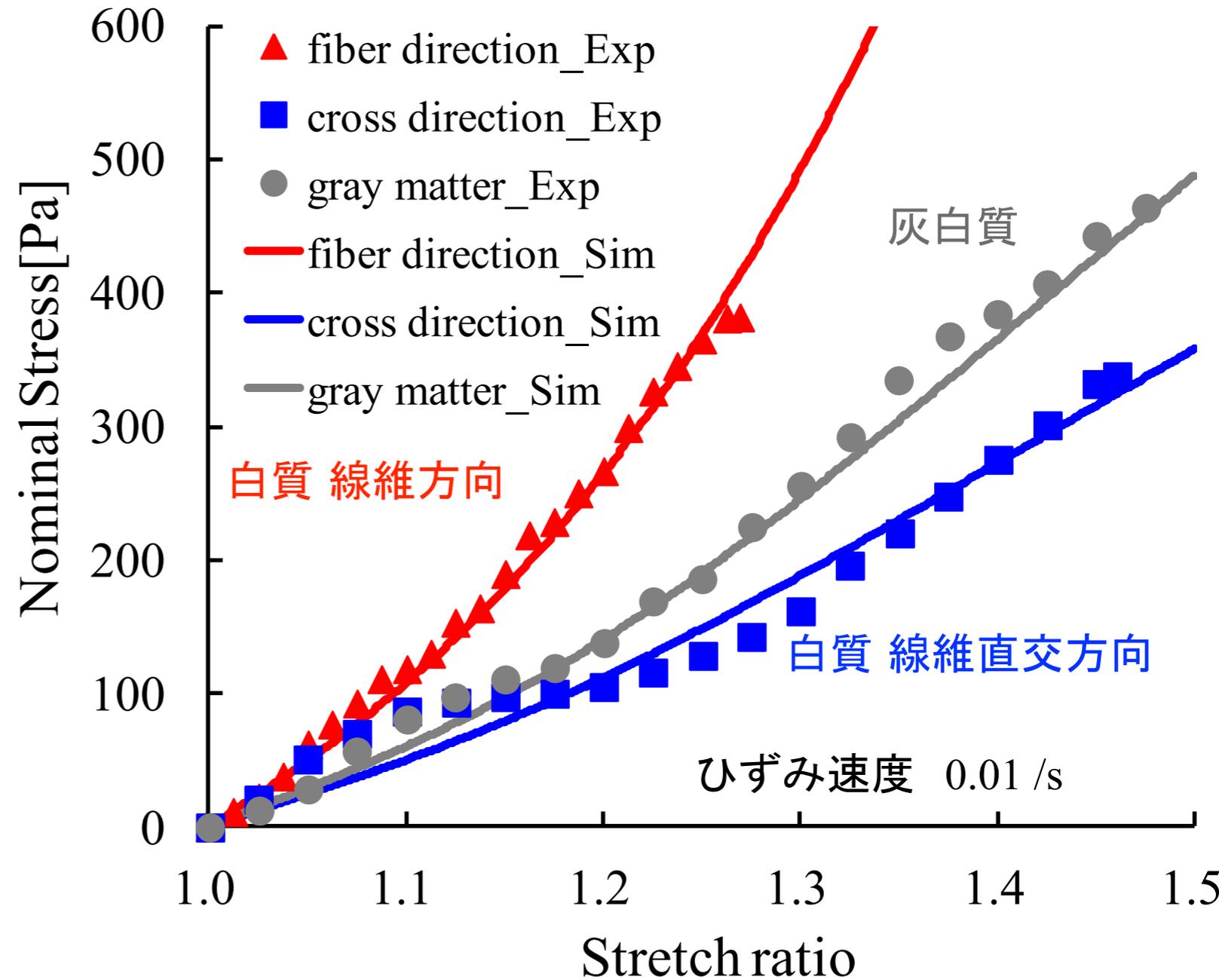
構成式の妥当性の評価 (1)

- LS-DYNA ver. 971 (LSTC)
- ユーザーサブルーチン機能
- 1要素立方体解析モデル



1要素立方体解析モデル

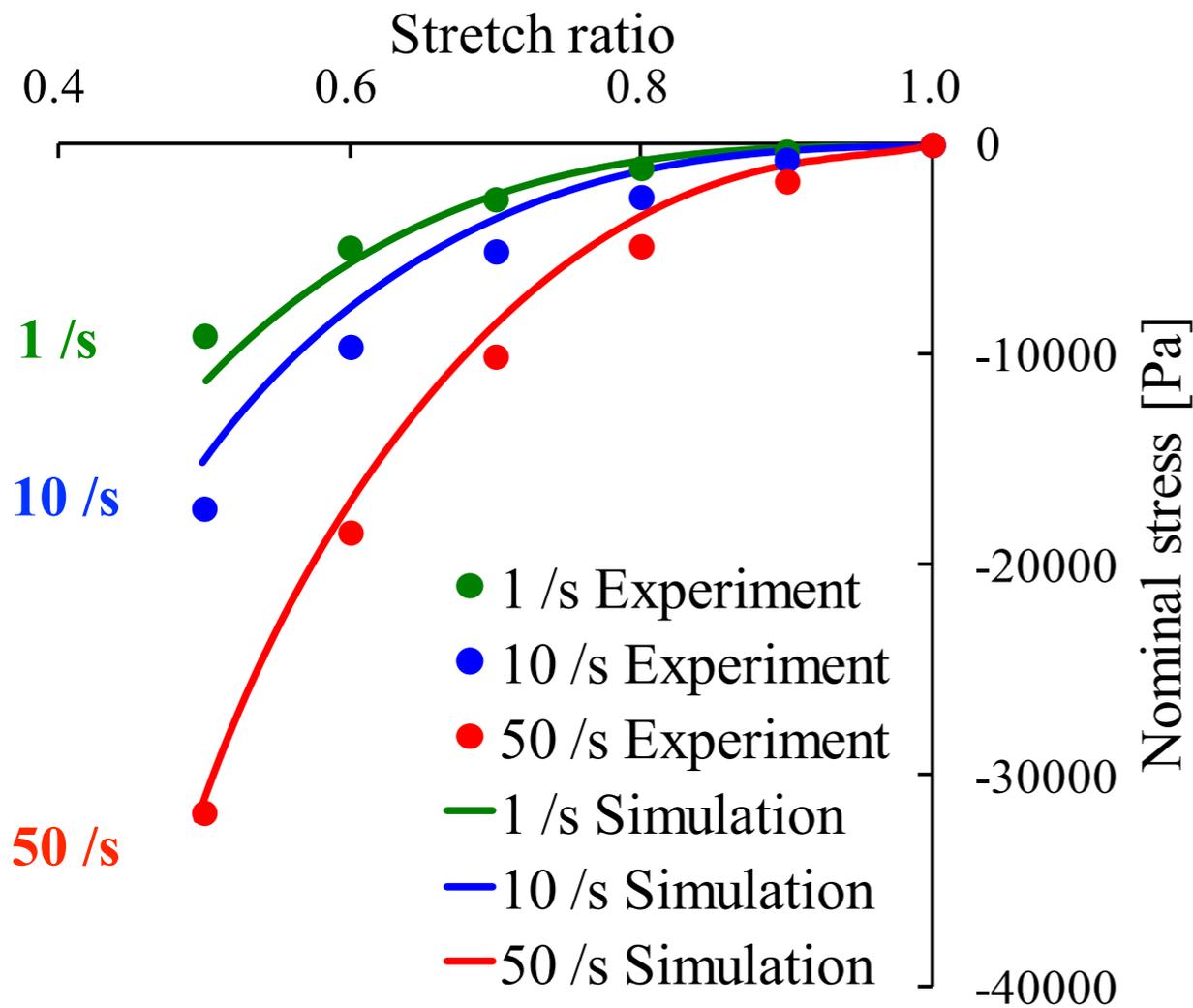
■ 単軸引張試験 (Velardi 2006)



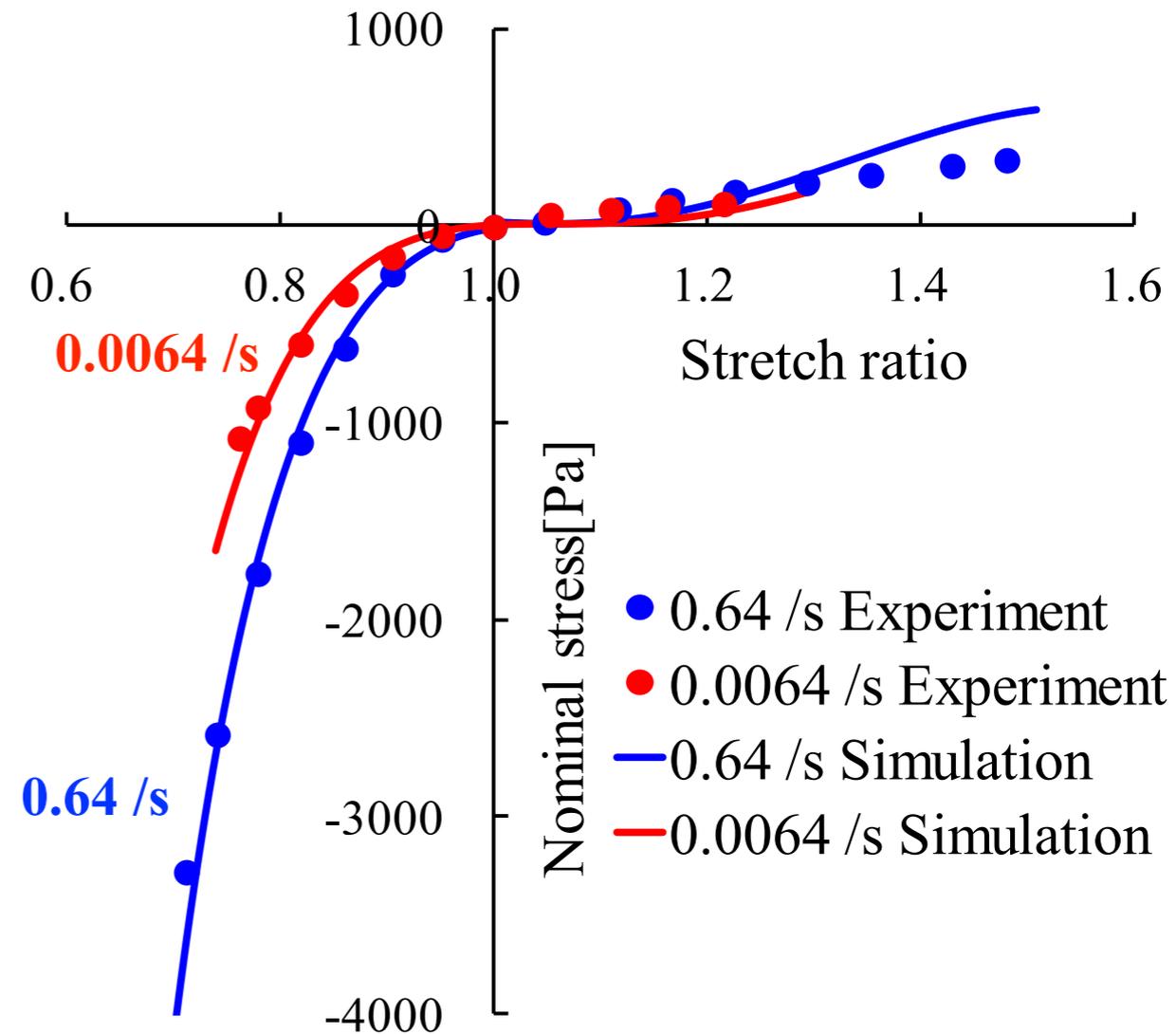
大脳白質の横等方性

構成式の妥当性の評価 (2)

■ 様々な速度での単軸圧縮試験 (Tamura 2007)



■ 単軸引張・圧縮試験 (Miller 2002)



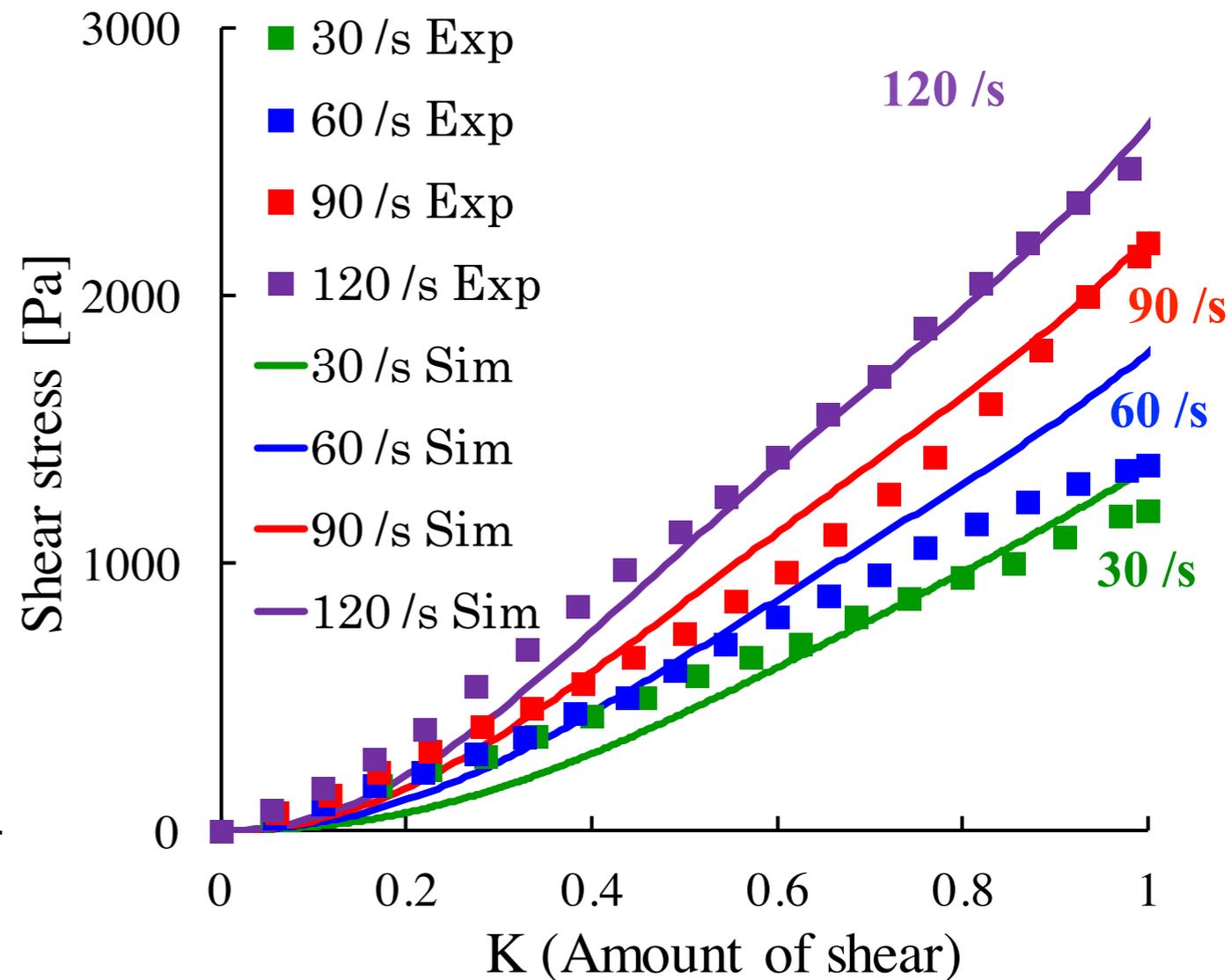
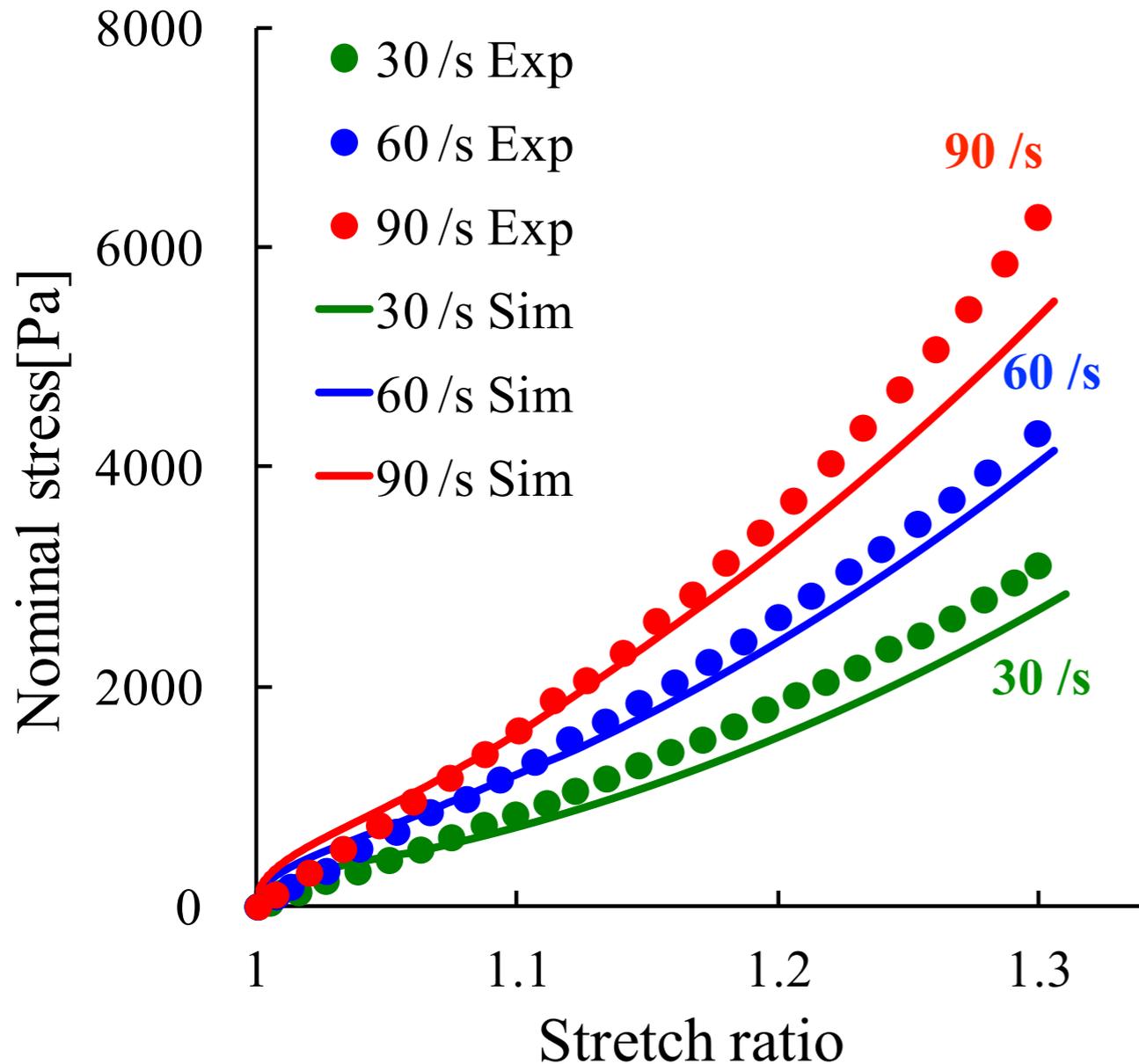
応力-ひずみ関係のひずみ速度依存性

引張と圧縮の非対称性

構成式の妥当性の評価 (3)

■ 単軸引張試験 (Rashid 2012)

■ 単純せん断試験 (Rashid 2013)



引張・せん断の異なる負荷条件での応力-ひずみ関係を表現

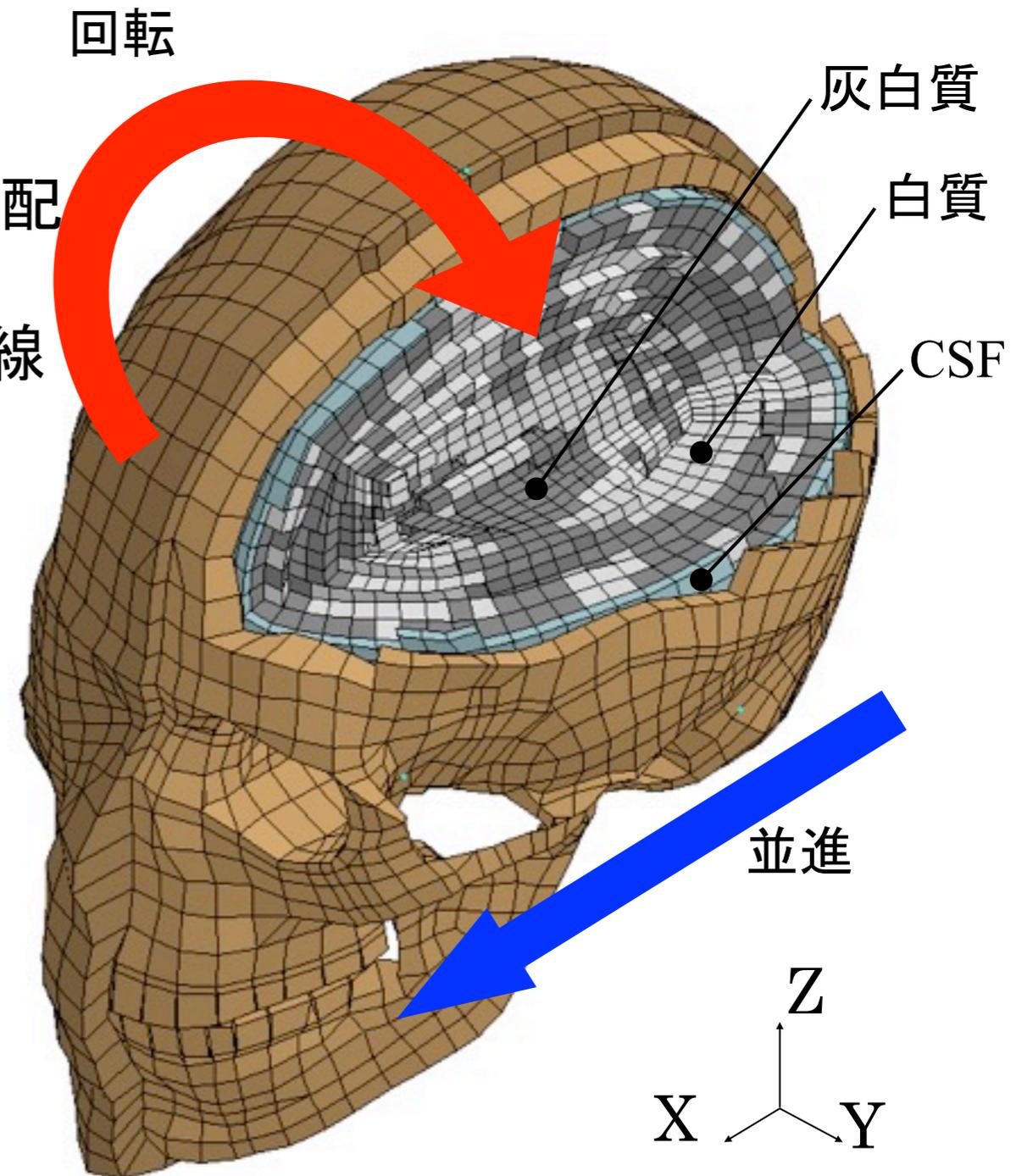
脳傷害予測解析への応用

頭部有限要素モデル

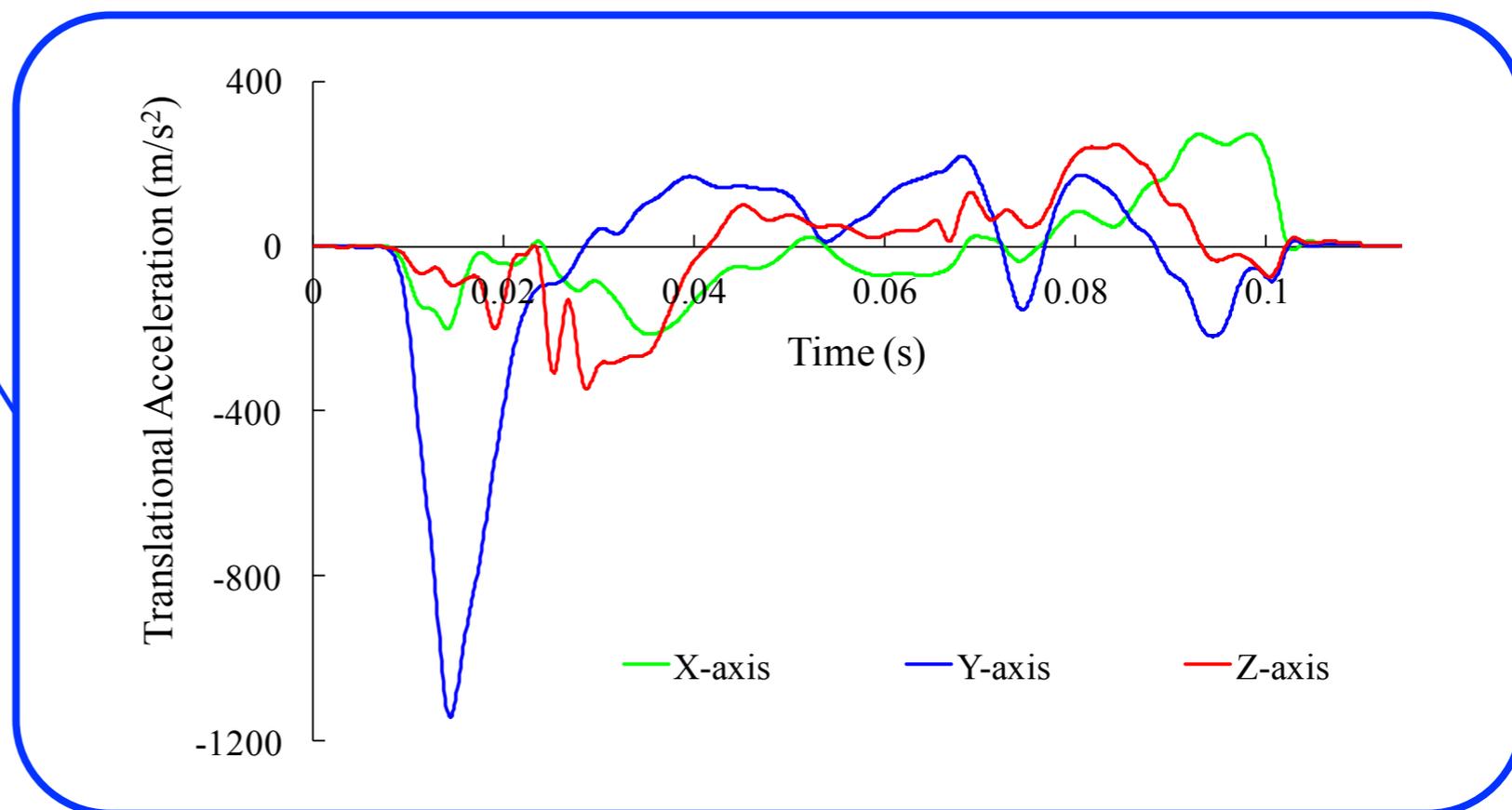
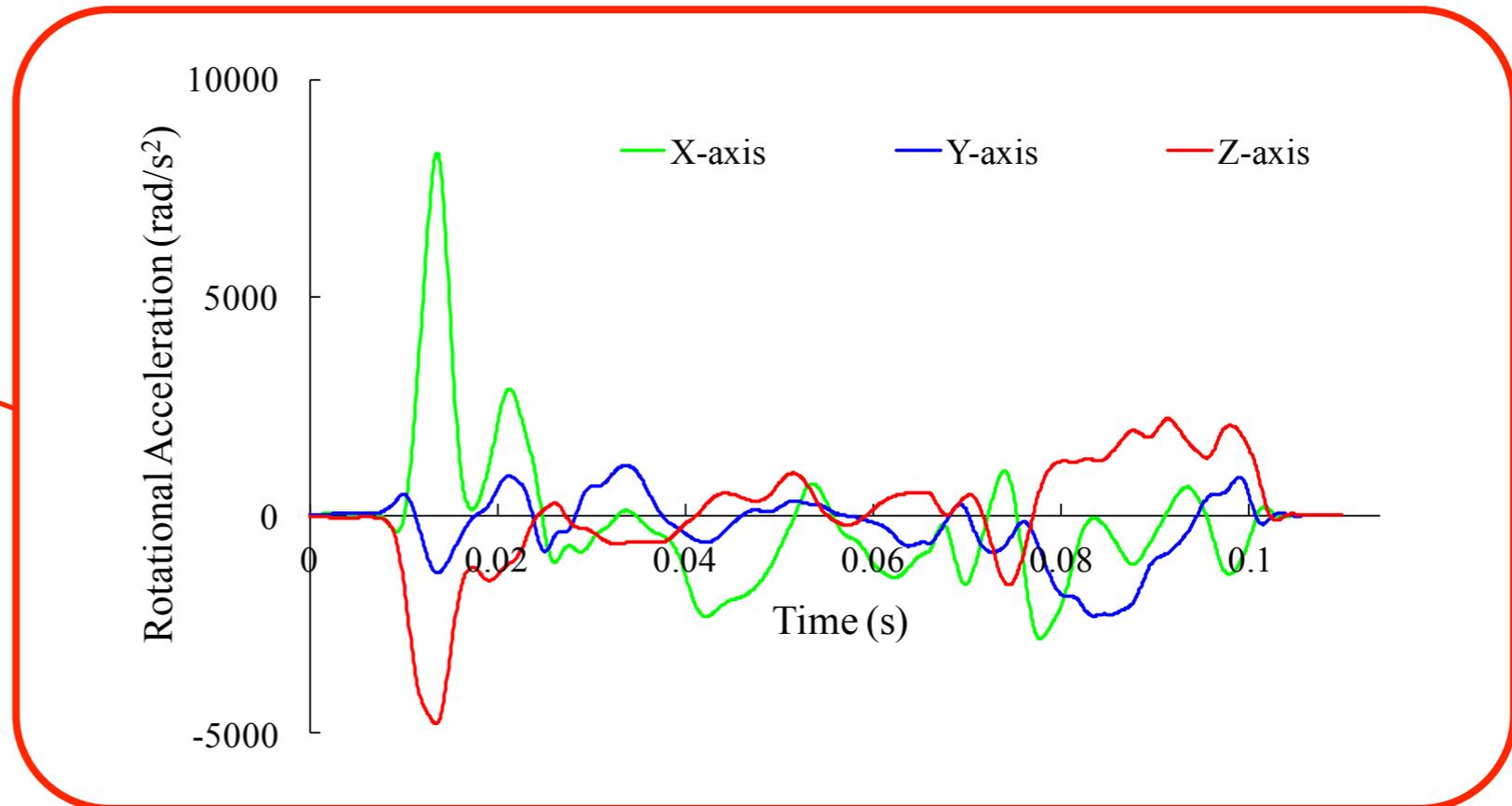
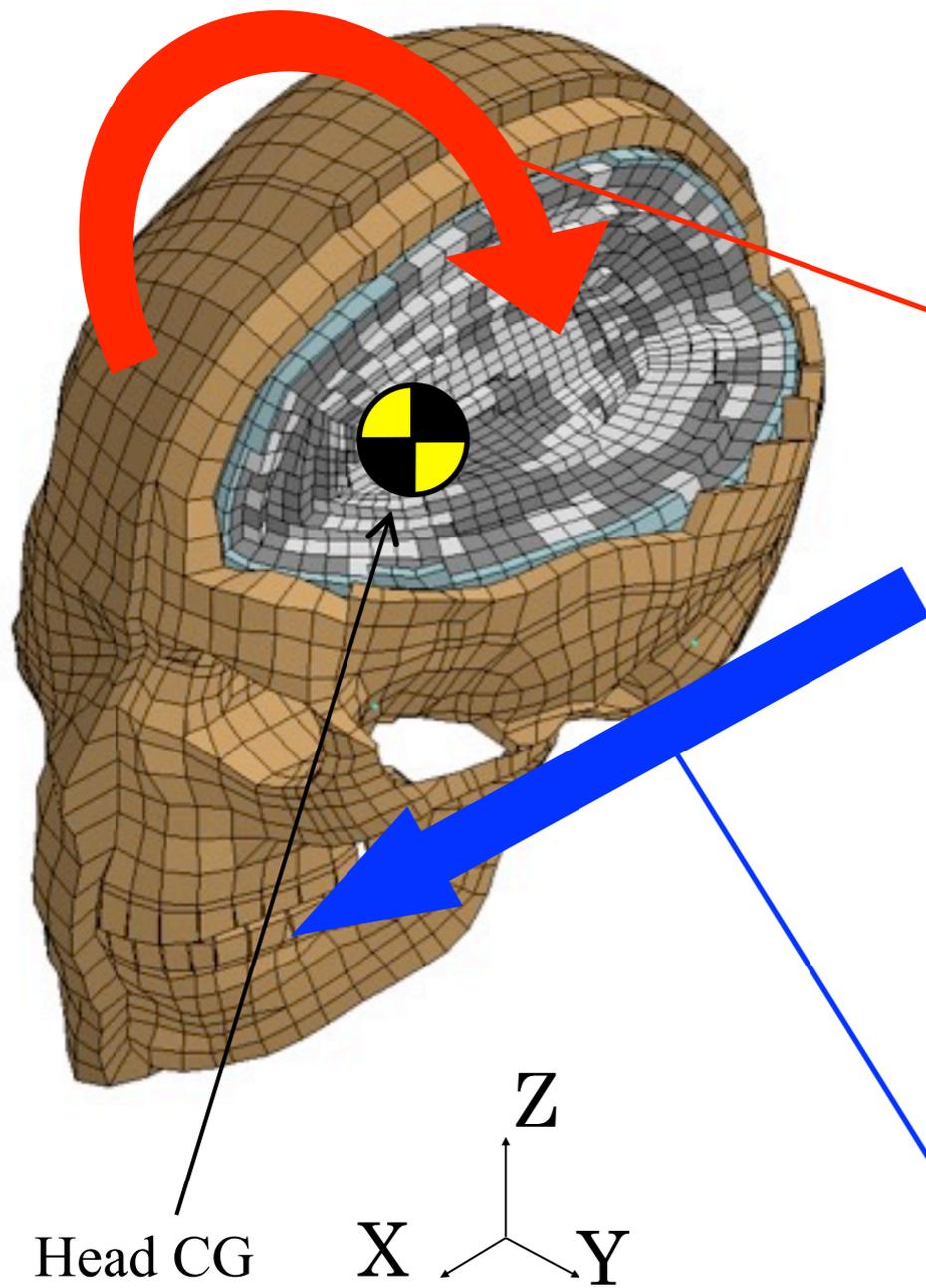
- 大脳, 小脳, 脳幹, 脳脊髄液(CSF), 脳室の配置を概ね再現
- 解剖学による灰白質・白質の分布, 軸索の線維方向を概ね再現
- 定式化した構成式を大脳に適用

脳傷害予測解析

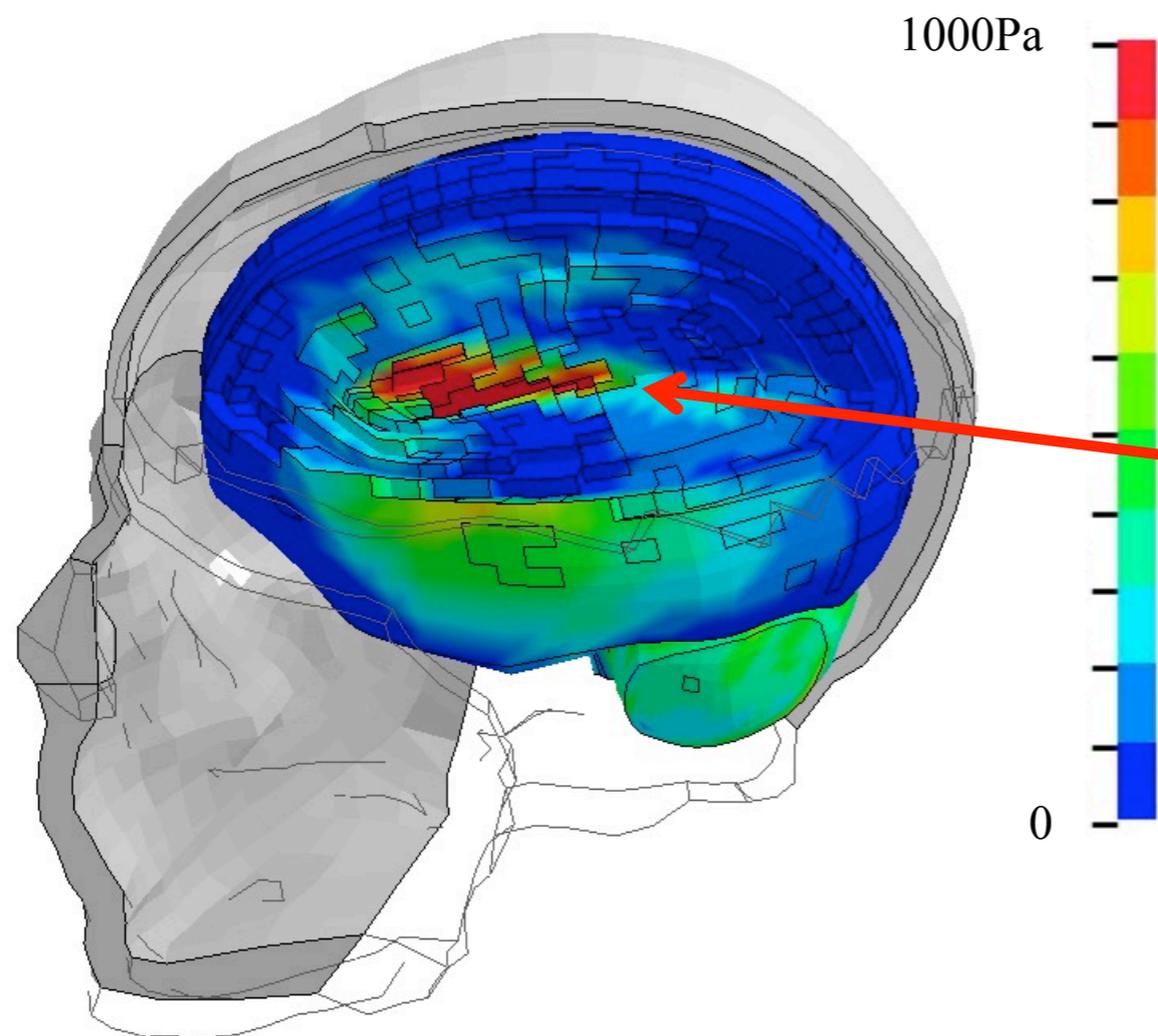
- アメリカンフットボール競技中の頭部衝撃
- 衝撃により脳震盪が発生
- 衝撃の並進・回転加速度を入力



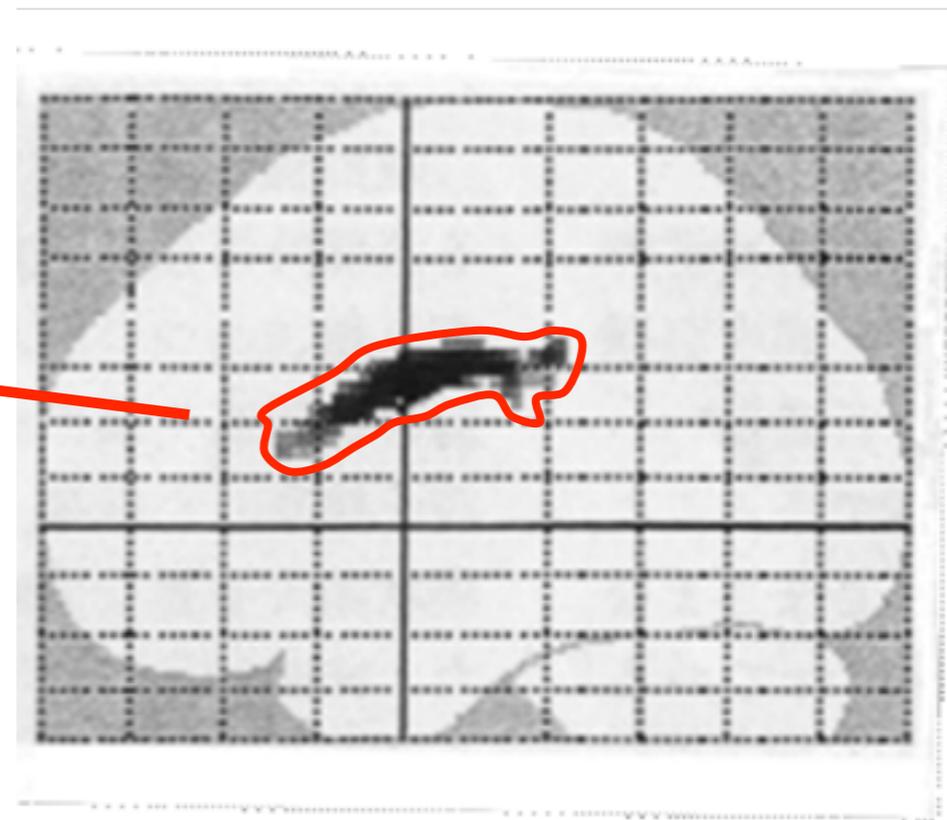
脳傷害予測解析への応用



脳傷害予測解析への応用



最大せん断応力(29ms)



高次脳機能障害の病巣

(1) 篠田ら, 脳神経外科, 2011

最大せん断応力が大脳中枢部に集中

→ びまん性脳外傷に起因する高次脳機能障害の病巣と共通の部位

定式化した構成式は脳傷害予測解析に応用可能