

線維柱帯切除術後眼に対するエアバッグ外傷の有限要素法によるシミュレーション

小豆澤美香子¹⁾, 佐藤 貴之¹⁾, 伊藤 由起¹⁾, 亀澤比呂志¹⁾, 野村 英一¹⁾, 西出 忠之¹⁾
門之園一明¹⁾, 内尾 英一¹⁾, 後藤 智²⁾

¹⁾横浜市立大学医学部附属市民総合医療センター眼科, ²⁾日本イーエスアイ

要 約

目 的：有限要素法眼球モデルによる線維柱帯切除術後眼にエアバッグ衝突による眼外傷をコンピュータシミュレーションした。

対象および方法：角膜輪部から半層切除強膜弁を作製し，強膜弁の接合部強度を 100, 50 および 30% とした。衝突シミュレーションソフトウェア PAM-CRASH™ (Nihon ESI) を用い，エアバッグは種々の衝突速度で正面視および強膜膜弁正面の条件で，ワークステーション上で衝突させた。

結 果：エアバッグが眼球正面に衝突する場合には衝突速度 40 m/秒を除いて，強膜弁の破断の可能性は低か

った。エアバッグが強膜弁に正対して衝突する場合には，衝突速度 20 m/秒では接合部強度が弱い場合のみに強膜弁が部分的に破断し，衝突速度が 30 m/秒以上では強膜弁を越えた強膜裂傷がみられた。

結 論：以上のシミュレーションから，現状のエアバッグが線維柱帯切除術後眼に衝突すると眼球破裂を来す可能性が示された。(日眼会誌 109：406-416, 2005)

キーワード：線維柱帯切除術，有限要素法，エアバッグ，コンピュータシミュレーション，強膜弁，眼球破裂

Simulation of Airbag Impact on Eyes after Trabeculectomy by Finite Element Analysis Method

Mikako Azukisawa¹⁾, Takayuki Sato¹⁾, Yuki Ito¹⁾, Hiroshi Kamezawa¹⁾, Eiichi Nomura¹⁾
Tadayuki Nishide¹⁾, Kazuaki Kadonosono¹⁾, Eiichi Uchio¹⁾ and Satoru Goto²⁾

¹⁾Department of Ophthalmology, Yokohama City University Medical Center

²⁾Nihon E. S. I.

Abstract

Purpose : A finite element computer model of the human eye after trabeculectomy was used in an experiment of simulated airbag ocular injury.

Methods : A half-layer-incised scleral flap was created on the limbus and the strength of its adhesion to the outer sclera was set at 30%, 50% and 100%. The simulations were performed at a workstation using the finite element analysis program PAM CRASH™ (Nihon ESI, Tokyo, Japan), and the airbag was set to hit the surface of the post-trabeculectomy eye at various velocities in two directions, straight to the corneal center or straight to the scleral flap.

Results : In the case of airbag impact on the corneal center, the scleral flap was unlikely to rupture except when the airbag impact velocity was

40 m/sec. In the case of airbag impact on the scleral flap, at the lowest impact velocity of 20 m/sec, partial scleral flap rupture was likely to occur only at the lower adhesion strength, and scleral laceration extending to the posterior sclera was observed at impact velocities of over 30 m/sec.

Conclusions : These simulation results suggest that current airbags may induce globe rupture in eyes after trabeculectomy treatment.

Nippon Ganka Gakkai Zasshi (J Jpn Ophthalmol Soc 109 : 406-416, 2005)

Key words : Trabeculectomy, Finite element analysis, Airbag, Computer simulation, Scleral flap, Globe rupture

別刷請求先：232-0024 横浜市南区浦舟町 4-57 横浜市立大学医学部附属市民総合医療センター眼科 内尾 英一
(平成 16 年 2 月 26 日受付，平成 16 年 12 月 2 日改訂受理)

Reprint requests to : Eiichi Uchio, M.D. Department of Ophthalmology, Yokohama City University Medical Center, 4-57 Urafune-cho, Minami-ku, Yokohama 232-0024, Japan

(Received February 26, 2004 and accepted in revised form December 2, 2004)

I 緒 言

エアバッグは交通事故における人体への衝撃を吸収し、死亡者数を減少させる効果をもたらした¹⁾。しかし、一方では、その展開速度の速さから、運転者ないし同乗者の頸部、胸部などに致死的な障害をもたらすことも報告²⁾³⁾されている。エアバッグは眼球への機械的衝突により、角膜障害、隅角離開、前房出血、網膜出血および網膜剝離など、場合によっては永続的な視力障害をもたらすことが知られている^{4)~10)}。

最近では、眼圧降下作用のある種々の点眼薬の開発と臨床応用によって、緑内障の手術治療の頻度と重要性はやや下がってきているが、薬物やレーザー治療によって十分な効果が得られない症例には、手術治療は依然として必要であり、その場合は線維柱帯切除術を主とする濾過手術が我が国では広く行われている。線維柱帯切除術では強膜弁を作製することによって、房水を誘導して眼圧を降下させるが、強膜弁作製のために、半層程度強膜を切除することや、手術中に濾過胞維持のために使用されるマイトマイシンCなどの薬剤が術後の強膜の強度を減弱させることになる¹¹⁾。線維芽細胞の侵入やコラーゲン線維の架橋形成によって強膜弁と周囲の強膜との治癒がもたらされるが、強膜弁は機能的には接合しても、機械的な応力歪み特性は年余にわたって弱体化しているとされている¹²⁾。マイトマイシンCなどの代謝拮抗薬は線維芽細胞増殖、コラーゲン線維の再生を抑制し、さらに、強膜弁の応力歪み特性を弱体化させるという¹³⁾。線維柱帯切除術6年後に鈍的外傷によって、強膜弁の破断から眼球破裂を来した症例¹⁴⁾や、マイトマイシンC併用線維柱帯切除術2年半後に眼瞼をこすっただけで結膜と強膜弁が剝離した症例¹⁵⁾などが報告されているが、濾過手術術後眼が外力に対して、強膜弁をはじめとする眼球各組織がどのような動態を示すかに関しては、動物実験モデルでの再現が困難であることなどもあって、今まで内外にわたって報告がなされてこなかった。

我々は有限要素法による眼球モデルを作製し¹⁶⁾、さまざまな眼外傷、特にエアバッグによる鈍的眼外傷をこの有限要素法モデルを用いて解析してきた¹⁷⁾¹⁸⁾。有限要素法のようなコンピュータシミュレーションは最近のコンピュータの処理能力の向上を背景に、動物実験に代替するものとして、倫理的な利点があるだけでなく、強度や衝突速度などの条件を自在に変更することが可能であり、組織破断などの閾値を求める上で有用な方法である。今回は線維柱帯切除術後眼へのエアバッグ衝突による眼外傷を有限要素法コンピュータシミュレーションによって解析した。

II 対象および方法

眼球モデルの詳細は既報¹⁶⁾に示しているが、その概略

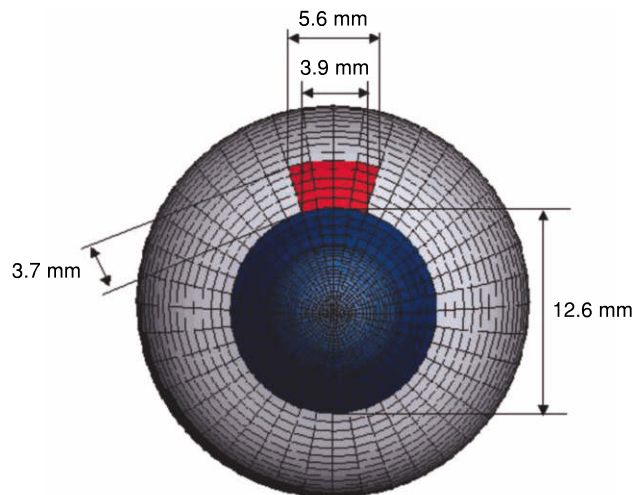


図 1 線維柱帯切除術後眼の有限要素モデル。

従来の有限要素眼球モデルに輪部基底側が一辺 3.9 mm、両側が一辺 3.7 mm、後極側が一辺 5.6 mm の台形状の半層切除された強膜弁を輪部に沿って追加した。

は以下のものである。弾性体として設計してある角膜と強膜のポワソン比(Poisson ratio)はそれぞれ 0.42 および 0.47 とした。これは、動物実験や摘出標本への実験を基に求めたものである¹⁶⁾。モデルは単純化するために、角膜は球面で中心部の厚さが 0.5 mm で、中央部の曲率半径は 7.8 mm とした。強膜の厚さは 0.3 (赤道部)~1.0 mm (後極部)の間で変動させた。前房の深さは 3.1 mm であり、水晶体は中心厚が 3.6 mm で、前方の曲率半径が 10 mm、後方の曲率半径は 6 mm の両凸面とした。硝子体の厚さは 17 mm で、網膜の曲率半径は 12 mm とした。眼球各組織の密度は既報を参考にして、角膜 1.149 mm、強膜 1.243 mm、硝子体 1.002 mm、房水 1.000 mm とした^{19)~21)}。角膜と強膜はメッシュの膜様要素とし、水晶体は剛体、硝子体は眼圧 20 mmHg (2.7 kPa) を有する充実性要素とした。今回は線維柱帯切除術として、角膜輪部から一辺 4 mm の強膜弁を作製したが、この部分は深部側の強膜厚さの半分を除いた。なお、有限要素メッシュの関係で、実際には輪部基底側が一辺 3.9 mm、両側が一辺 3.7 mm、後極側が一辺 5.6 mm の台形状の強膜弁とした(図 1)。そして強膜弁の接合部強度として 100、50% および 30% とした。これは、輪部基底側以外の三辺部分が完全に外側の強膜と接合している状態を 100% とし、それに対して 50% および 30% の強度にとどまったものとして、術後の創傷治癒を段階的にシミュレートした。

線維柱帯切除術を施された眼球は、骨格の生体特性を持ったダミーの眼窩部に埋め込んだ Hybrid III モデルを使用した²²⁾。衝突シミュレーションソフトウェア PAM-CRASH™ Version V 2001.1 a を用い、エアバッグは既報¹⁷⁾と同様に衝突速度 20、30 および 40 m/秒でそれぞれ正面視および 30 度眼球下転(強膜弁正面に衝突)の条

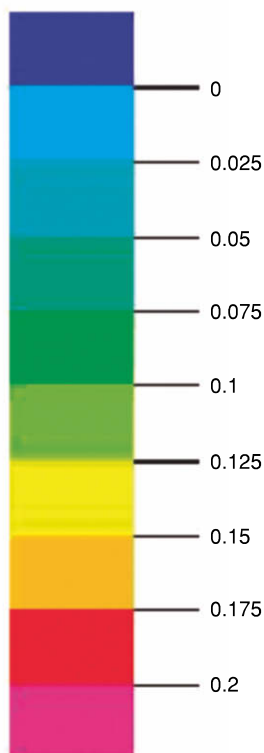


図 2 角膜、強膜の歪みを示すカラーバー。数値は 1 に対するもので、例えば 0.1 は 10% の歪みのことである。

件で、ワークステーション〔Compaq AlphaServer ES 40(CPU : Alpha 21264 500 MHz×4)〕上で眼球に衝突させた。1 回のシミュレーションでは衝突直後の 0.5 m/秒の処理に 1.1 時間を要した。既報にあるように、角膜、強膜のポアソン比と摘出人体標本の実験結果から、角膜 18.0%、強膜 6.8% の歪み閾値を超えると組織破断(眼球破裂)する可能性が高い。この際の応力は 9.4 Mpa である。これは理論値であり、閾値を超える応力が一定時間継続的にかかった部分は組織破断に至るわけである。エアバッグ衝突後の角膜、強膜を含む眼球組織の歪みはスローモーションの形で表示した。歪みの程度はカラーバーで示したが(図 2)、各条件の組織の歪み値はいずれも 50 回行ったシミュレーションにおける歪み値の平均値を示したものである。

III 結 果

シミュレーションの結果は図 3~14 に示した。シミュレーションのうち、エアバッグが眼球正面に衝突する場合には、接合部強度が 100、50% および 30% のいずれでも、衝突速度 20 m/秒および 30 m/秒では角膜に約 5% の歪みがみられるのが最大で、強膜弁や強膜には変形はほとんどなかったもので、図示はしていない。ただ

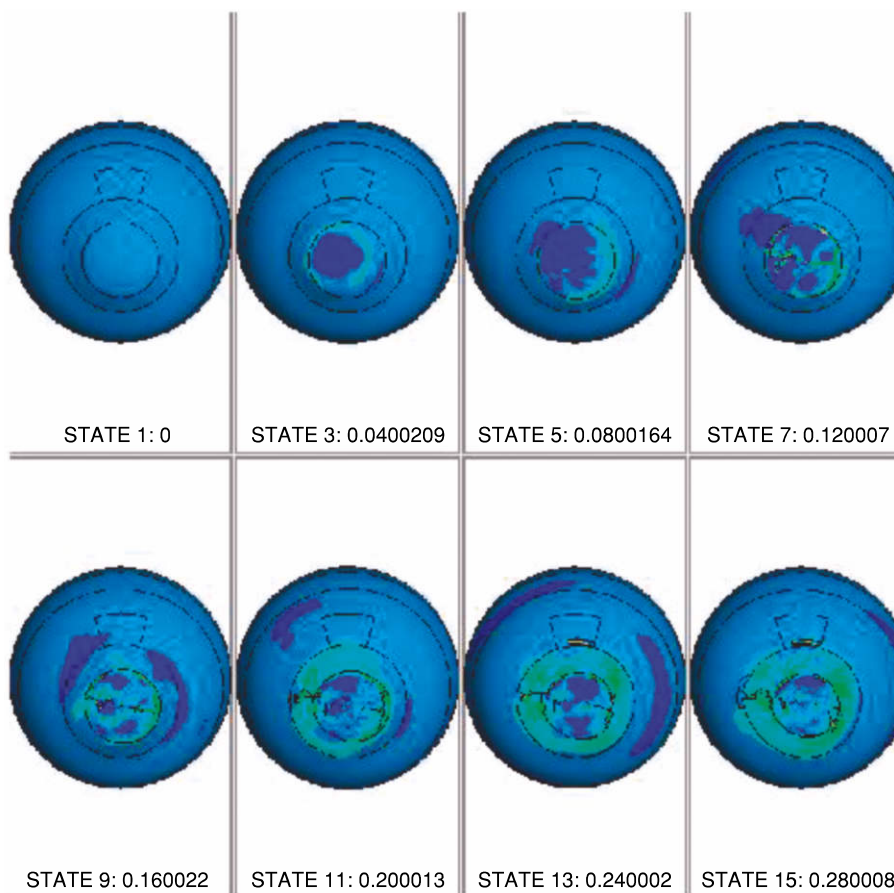


図 3~5 エアバッグ衝突速度 40 m/秒における線維柱帯切除術後眼への眼球正面からのエアバッグ衝突後の眼球の歪み経過。

強膜弁接合部強度 100% (図 3)、50% (図 4) および 30% (図 5) の状態をそれぞれ示す。衝突時(左上)から 0.04 秒刻みで右へ、2 列目左から 0.28 秒後(右下)までを示す。歪みの程度はカラーバーに示す。

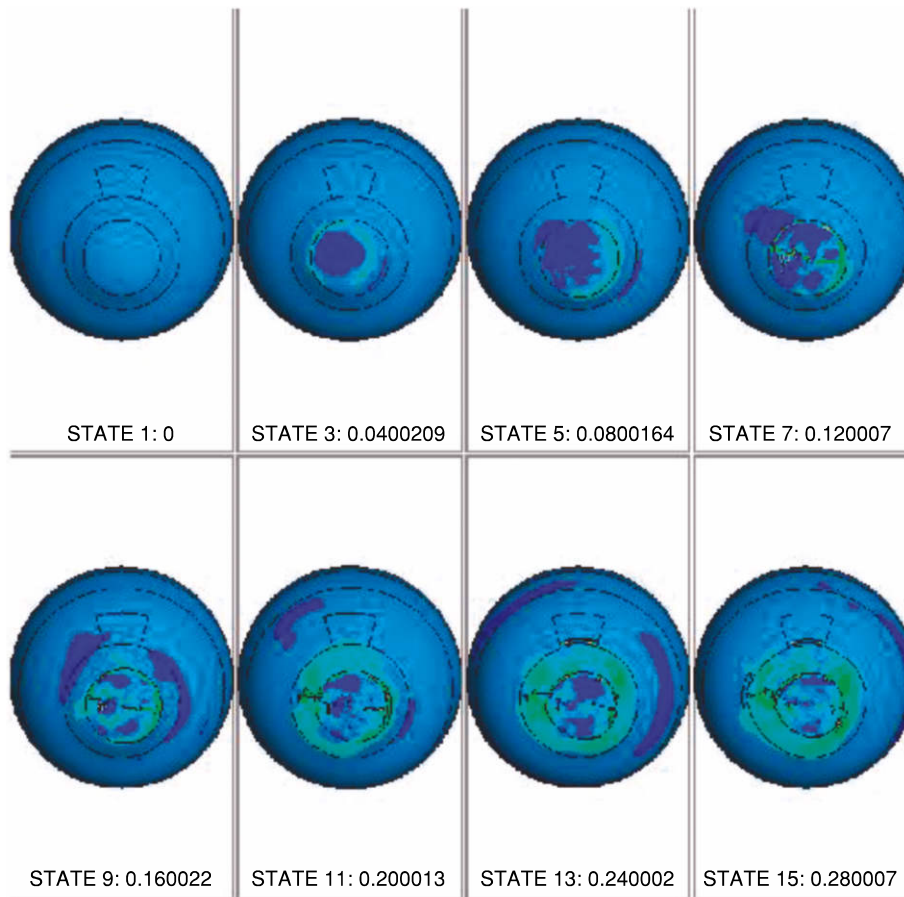


図 4

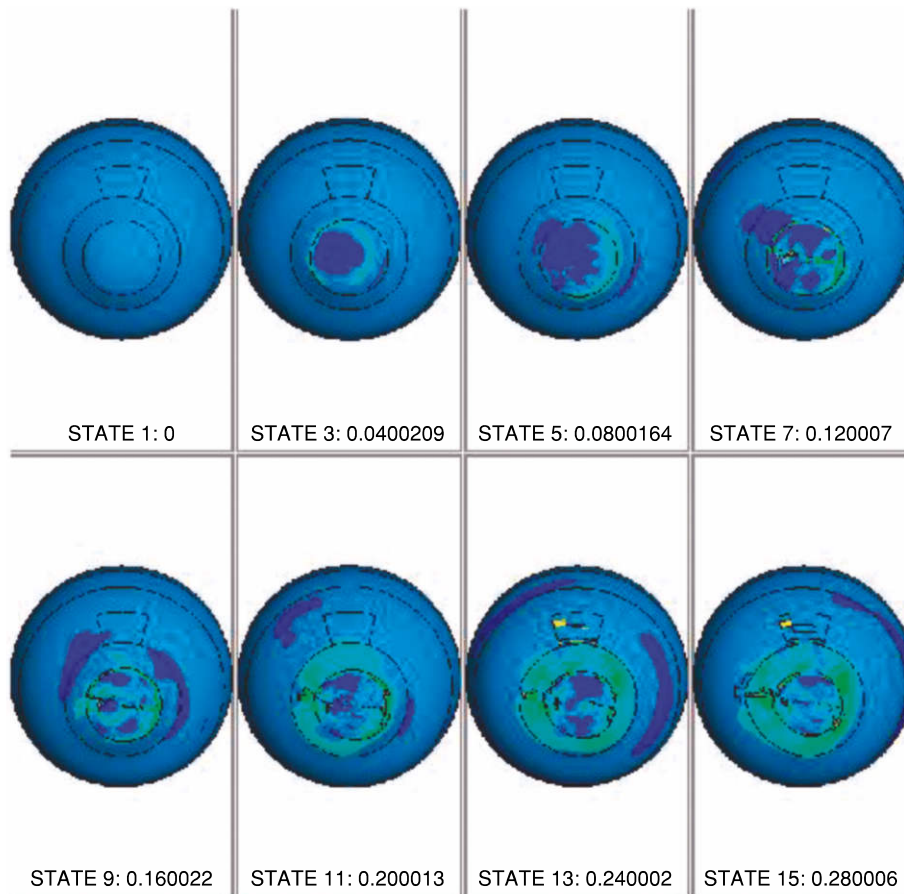


図 5

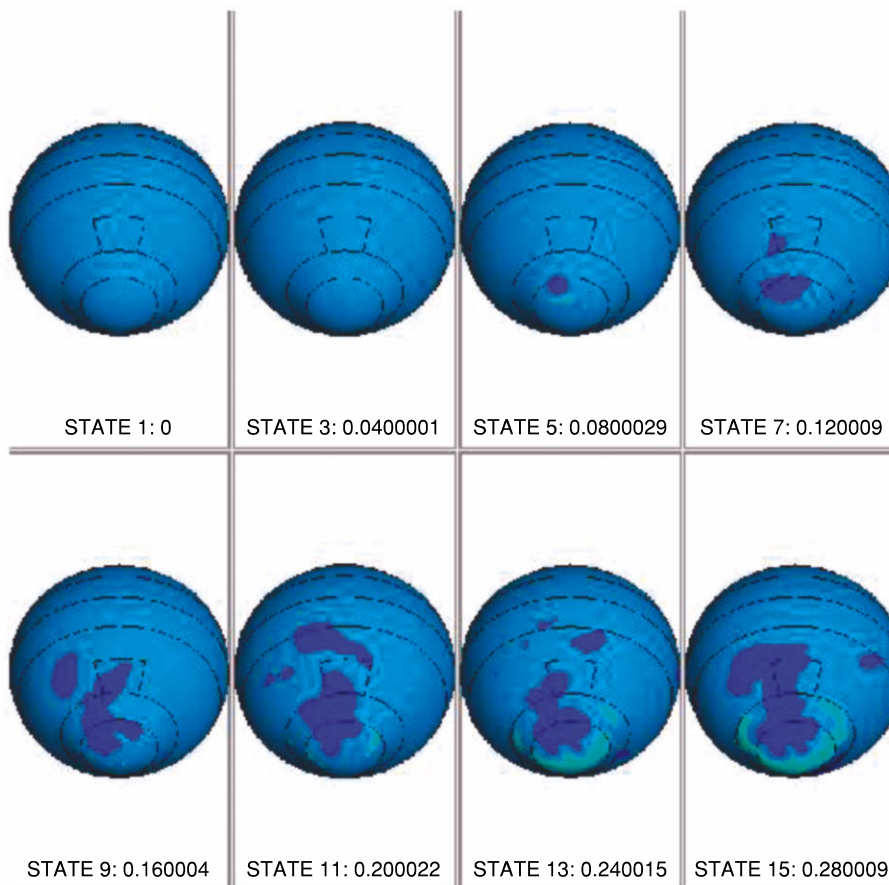


図 6~8 強膜弁接合部強度 100%における線維柱帯切除術後眼への眼球 30 度眼球下転(強膜弁正面に衝突)時のエアバッグ衝突後の眼球の歪み経過。

エアバッグ衝突速度 20 m/秒(図 6), 30 m/秒(図 7)および 40 m/秒(図 8)の状態をそれぞれ示す。時間経過, カラーバーは図 2 と同様である。

し, 衝突速度が 40 m/秒では, 接合部強度 100%(図 3)と 50%(図 4)で, 角膜の一部に約 10%の歪みがみられ, 接合部強度 30%では強膜弁の一部に約 15%の歪みが生じ(図 5), 強膜弁の破断および眼球破裂の可能性が考えられた。

エアバッグが強膜弁に正対して衝突する場合には, 接合部強度別にみると, 強度 100%では, 衝突速度 20 m/秒では強膜, 角膜いずれも歪みは小さいが(図 6), 衝突速度 30 m/秒では強膜弁に約 15%の歪みが生じ(図 7), 衝突速度 40 m/秒では衝突後 0.16 秒までは強膜弁内, その後強膜弁より後方の強膜へ約 15%から約 17.5%の歪みが見られ(図 8), 眼球破裂の可能性が考えられた。接合部強度 50%では, 衝突速度 20 m/秒で強膜弁の一部に約 15%の変形が生じたが, 時間経過による範囲の拡大はみられなかった(図 9)。衝突速度 30 m/秒では強膜弁の 10%を超える歪みは衝突後 0.28 秒になって, 強膜弁から後方へ広がっていた(図 10)。衝突速度 40 m/秒では, 約 15%の強膜弁の変形が接合部強度 100%の場合よりもやや早く衝突 0.08 秒後に出現していたが, その後の強膜弁と後方強膜の歪みの動態は接合

部強度 100%の場合と同様であった(図 11)。接合部強度 30%では, 衝突速度 20 m/秒において, 約 17.5%の歪みを生じる強膜弁の部分は接合部強度 50%よりも広く(図 12), 衝突速度 30 m/秒(図 13)および 40 m/秒(図 14)における強膜弁, 強膜の変形はほぼ接合部強度 50%の場合と同様であった。以上から, エアバッグが強膜弁に正対して衝突する際には, 衝突速度が 30 m/秒以上では強膜弁を越えた強膜損傷がいずれの強度でもみられ, 眼球破裂の可能性が高かった。とりわけ, 衝突速度 40 m/秒では, 強膜損傷の程度は接合部強度に関係せず, 後方強膜へ裂傷が広がり, 子午線状に眼球破裂を来す可能性が示された。これらのシミュレーション結果のまとめを表 1 に示した。

IV 考 按

アメリカではエアバッグの展開速度の工業基準は平均 64.5 m/秒であり²³⁾, 製造会社によって異なるが, エアバッグの展開速度は 113~254 mile/時(約 50~113 m/秒)²⁴⁾に分布しているとされている。しかし, 事故の際にエアバッグが眼球に衝突する速度は実際には不明であ

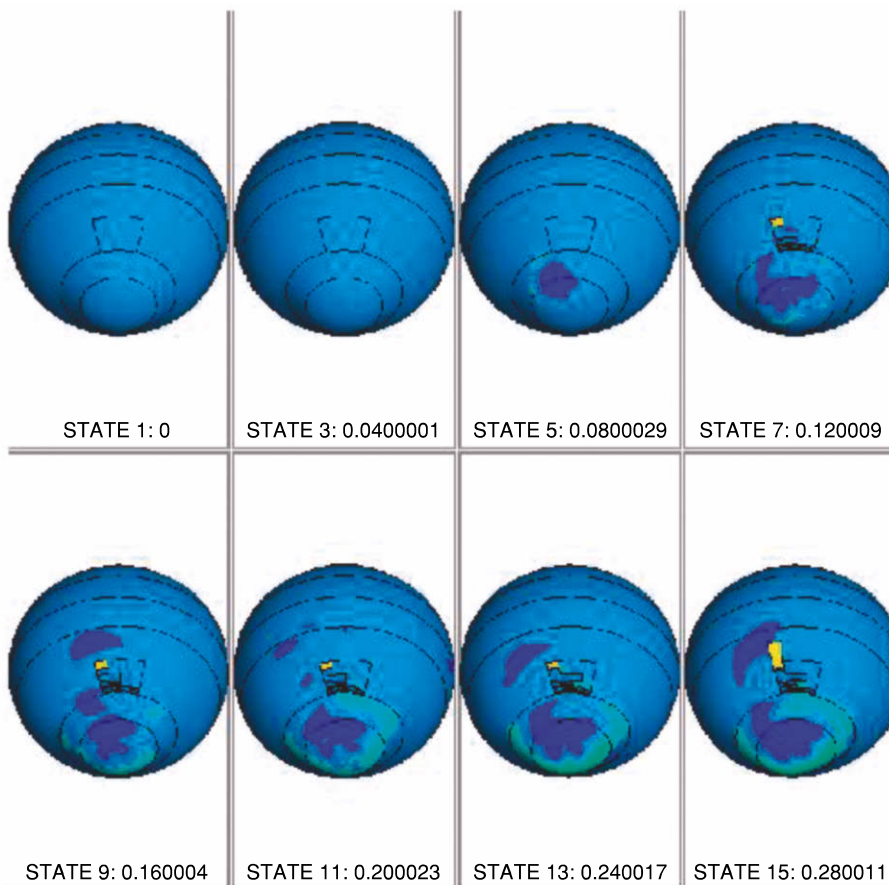


図 7

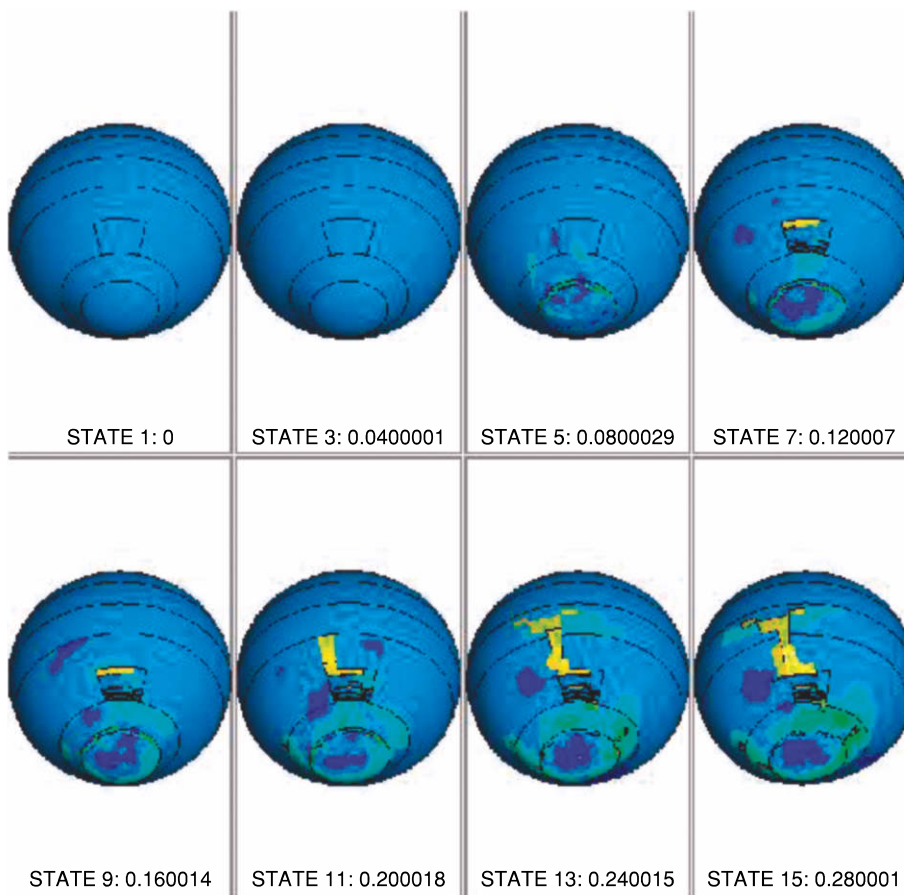


図 8

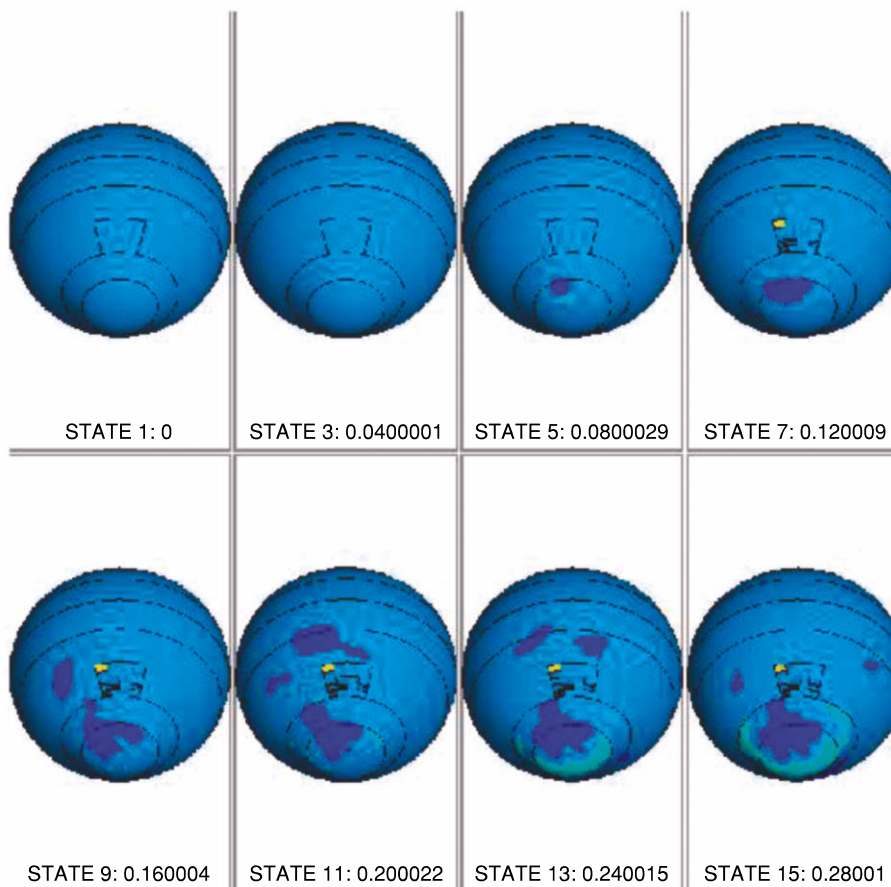


図 9~11 エアバッグ衝突速度 30 m/秒における線維柱帯切除術後眼への眼球 30 度眼球下転(強膜弁正面に衝突)時のエアバッグ衝突後の眼球の歪み経過。
強膜弁接合部強度 100% (図 9), 50% (図 10) および 30% (図 11) の状態をそれぞれ示す。衝突時(左上)から 0.04 秒刻みで右へ, 2 列目左から 0.28 秒後(右下)までを示す。歪みの程度はカラーバーに示す。

表 1 各シミュレーションにおける眼球破裂の可能性

エアバッグ 衝突方向	強膜弁 接合部強度	衝突速度		
		20 m/秒	30 m/秒	40 m/秒
眼球正面	30%	無	無	有
	50%	無	無	有
	100%	無	無	有
強膜弁正対	30%	有	有	有
	50%	有	有	有
	100%	無	有	有

る。通常の自動車事故においては(壁との衝突速度 50 km/時), エアバッグは衝突後 15 m 秒後にガス圧によって瞬時に拡大する²⁵⁾。これらのデータから, 我が国における自動車エアバッグの展開速度がアメリカより遅めに設定されていることなどを踏まえて, 我々のエアバッグ眼外傷シミュレーションではエアバッグが顔面に衝突する速度として, エアバッグ展開速度域よりも低い, 20~40 m/秒を設定した。しかし, 今回の実験結果では, 衝突速度が 30 m/秒では強膜弁を越えた強膜損傷の可能性があり, 衝突速度 40 m/秒では強膜弁接合部強度に関

係せず, 強膜損傷が後方強膜へ進展し, 眼球破裂の可能性を強く示す結果であり, 現状のエアバッグが線維柱帯切除術後眼に衝突すると眼球破裂を来す危険性を示していた。過去の我々の報告では, エアバッグ衝突速度が 30 m/秒では角膜放射状切開術後角膜の切開部¹⁸⁾, 眼内レンズ強膜縫着術縫合糸¹⁹⁾のいずれも部分的な破断がみられ, 40 m/秒ではそれらの全部ないしほとんどの破断がみられた結果と今回の結果は共通する点大きい。ただ, 強膜弁から強膜裂傷が後方強膜へ進展し, 眼球破裂を示していたことは線維柱帯切除術後鈍的外傷による強膜弁の破断から眼球破裂を来した症例¹⁴⁾と同じ裂傷パターンを示しており, 鈍的外傷によって線維柱帯切除術後眼は機械的に最も弱い強膜弁から後方へ裂傷を生じやすいことは, 強膜を切除して強膜弁を作製しているということが今回のシミュレーション結果の重要な点であり, 臨床例の近似性からも確認できることであった。

一方, 今回のシミュレーションにはいくつかの限界がある。強膜弁は手術直後は縫合糸によって縫合されており, 接合部の強度は縫合糸の張力強度に規定される。通常使用されるナイロン糸の張力強度を用いたシミュレー

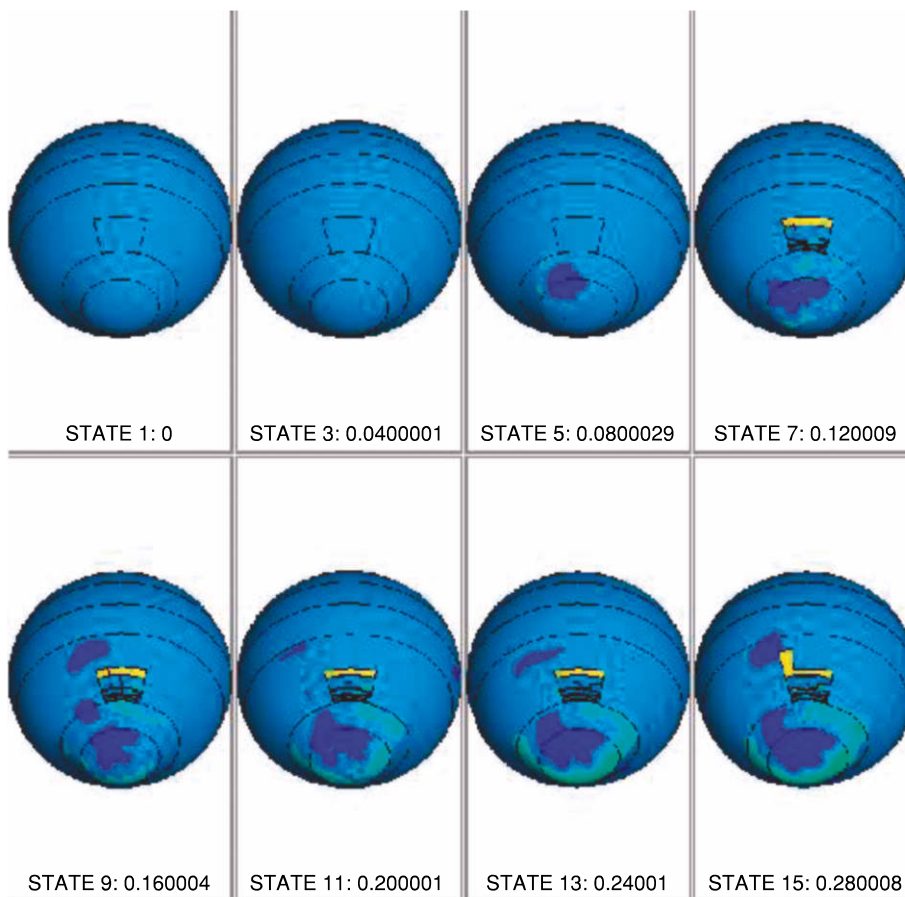


図 10

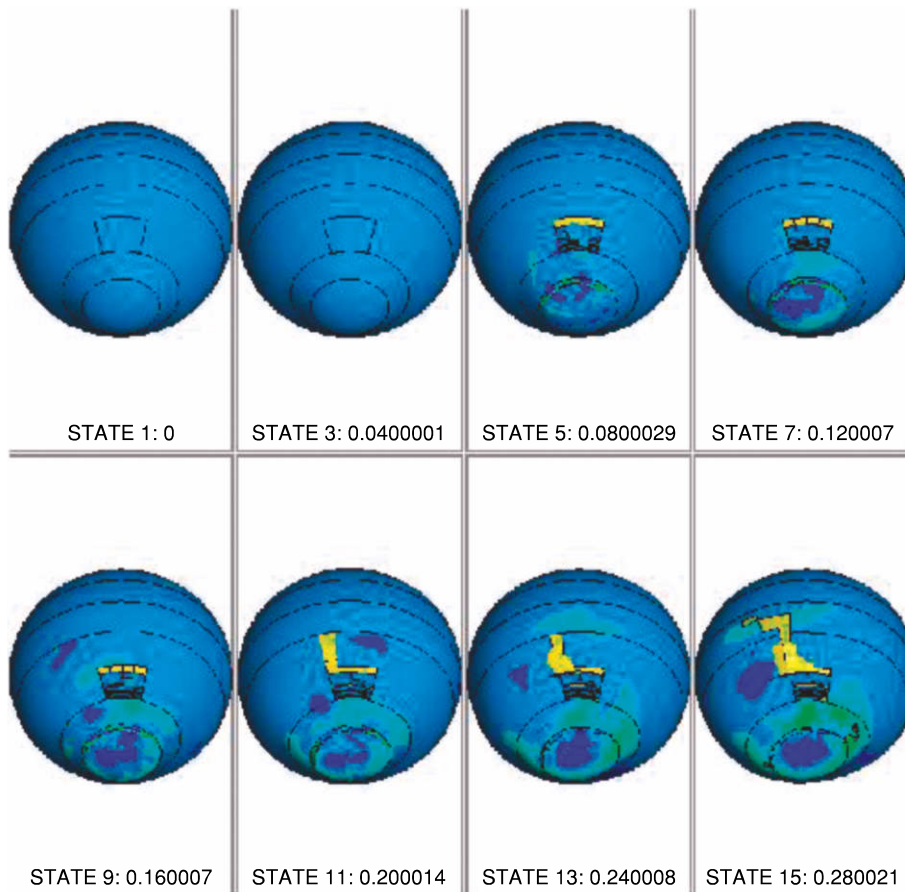


図 11

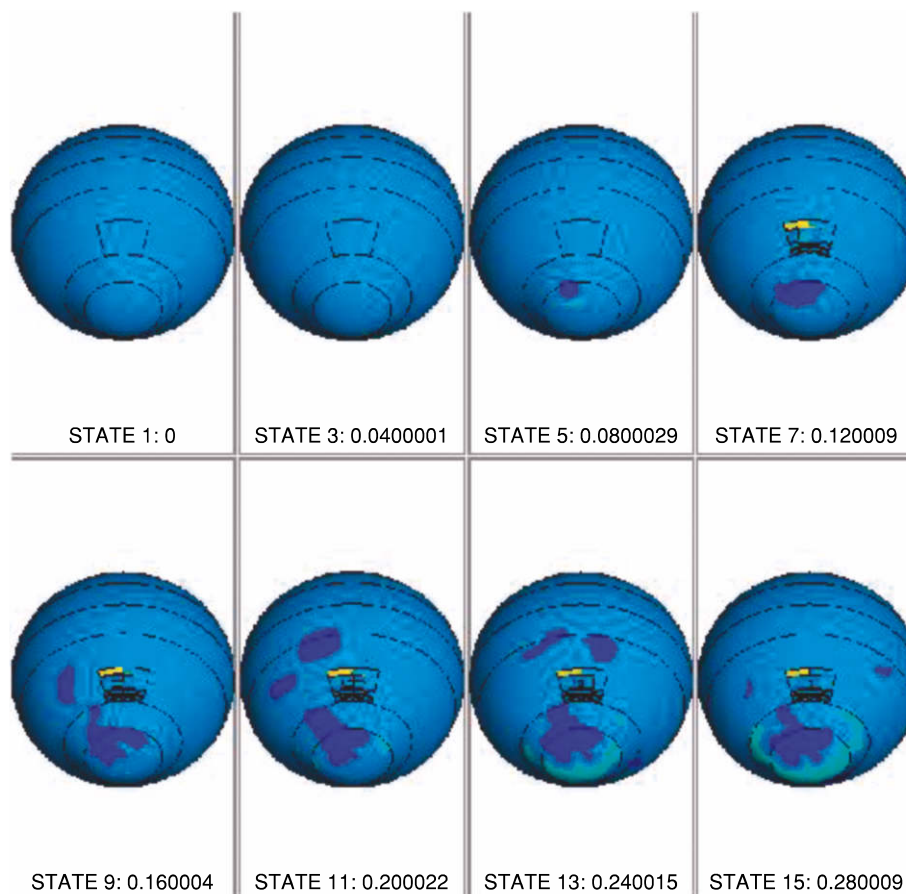


図 12~14 エアバッグ衝突速度 40 m/秒における線維柱帯切除術後眼への眼球 30 度眼球下転(強膜弁正面に衝突)時のエアバッグ衝突後の眼球の歪み経過。
強膜弁接合部強度 100% (図 12), 20% (図 13) および 30% (図 14) の状態をそれぞれ示す。衝突時(左上)から 0.04 秒刻みで右へ, 2 列目左から 0.28 秒後(右下)までを示す。歪みの程度はカラーバーに示す。

シミュレーションは可能であるが、今回はモデルの単純化の目的もあり、縫合糸や結紮方法などの要素は無視し、強膜弁と周囲強膜との接合部強度を 3 段階設定した。強度 100% は術後長期を経て創傷治癒がほぼ完了している状態、強度 30% はレーザーによって suturelysis を施されているか、強膜弁が接合しきれていない手術後早期の状態、強度 50% はその中間の状態としてシミュレートした。今後、動物実験などで線維柱帯切除術強膜弁の創傷治癒についてのデータが得られれば、シミュレーションの精度を上げることは可能であろう。また、強膜弁作製部の強膜切除範囲は強膜弁よりは小さくなるが、モデルにおけるメッシュの設定のために、強膜弁下全体が切除された形となっており、実際の手術手技とは異なっている。強膜弁と強膜床の癒着もシミュレーションにおいては考慮されていない。強膜弁と強膜床の癒着は、この部位の機械的な強度を高める可能性があると考えられる。線維柱帯切除術などの濾過手術では結膜下に濾過泡ができるため、外傷に際して、結膜の機械的な関与は十分あり、結膜裂傷が生じないと強膜弁の損傷は起き得ない¹⁵⁾。しかし、結膜の構造は極めて薄く、その物性値もこれま

で十分な報告がないため、我々の眼球モデルにおいては、今回も含め、結膜を含めては検討してこなかった。濾過手術後には房水が前房から結膜下に流出しているが、今回の眼球モデルでは前房水がこのような流動する要素はモデル本来の限界のために考慮されていない。この他、強膜切除が小さい場合や強膜弁下の強膜やぶどう膜との強膜弁の術後癒着の動態なども今回の検討では含まれていないが、これらの各条件は臨床的により近いシミュレーションを行う上では必要で重要な要素であり、今後の課題である。

このような問題点があり、その結果を直接的に線維柱帯切除術後眼に当てはめることはできないが、衝突速度 40 m/秒における強膜弁接合部強度に関係しない眼球破裂の可能性は臨床的に重要であり、エアバッグが直接顔面と眼球に衝突しやすい高齢女性²⁶⁾などの低身長患者で、かつ線維柱帯切除術後例では、何らかの保護眼鏡を自動車運転時ないし助手席同乗時に装着すべきであることが示された。エアバッグによる眼外傷はさまざまな症例が報告されているが、線維柱帯切除術後眼の報告がなかったのは、該当する患者の多くが、自ら運転者と

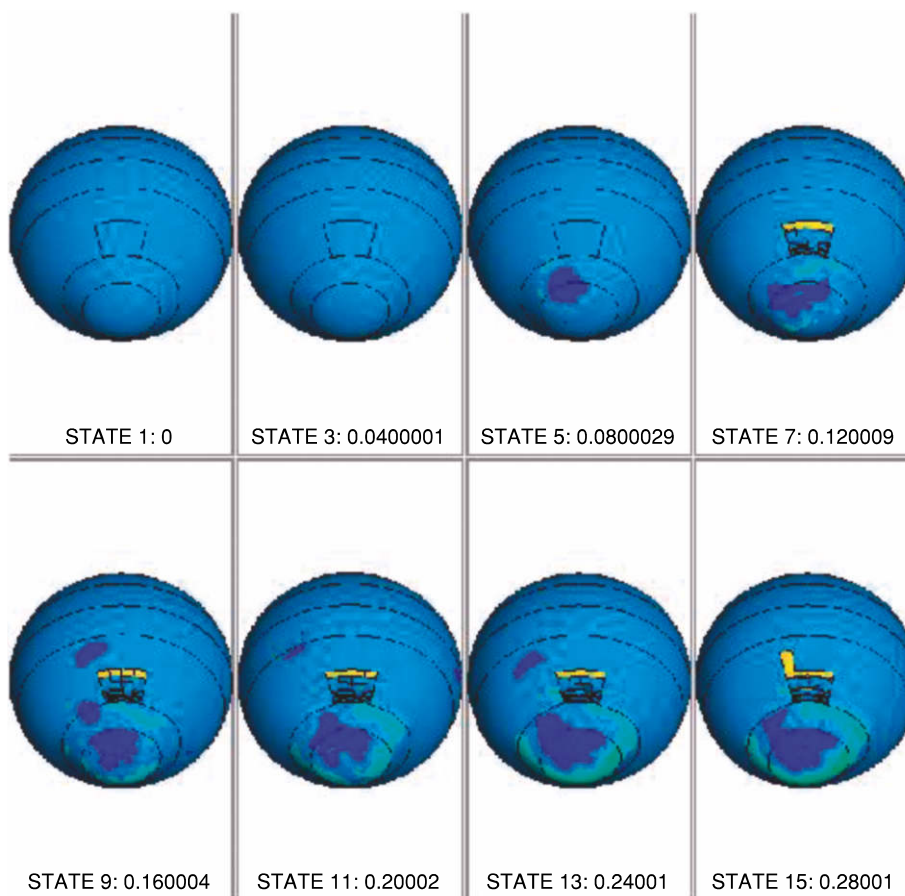


図 13

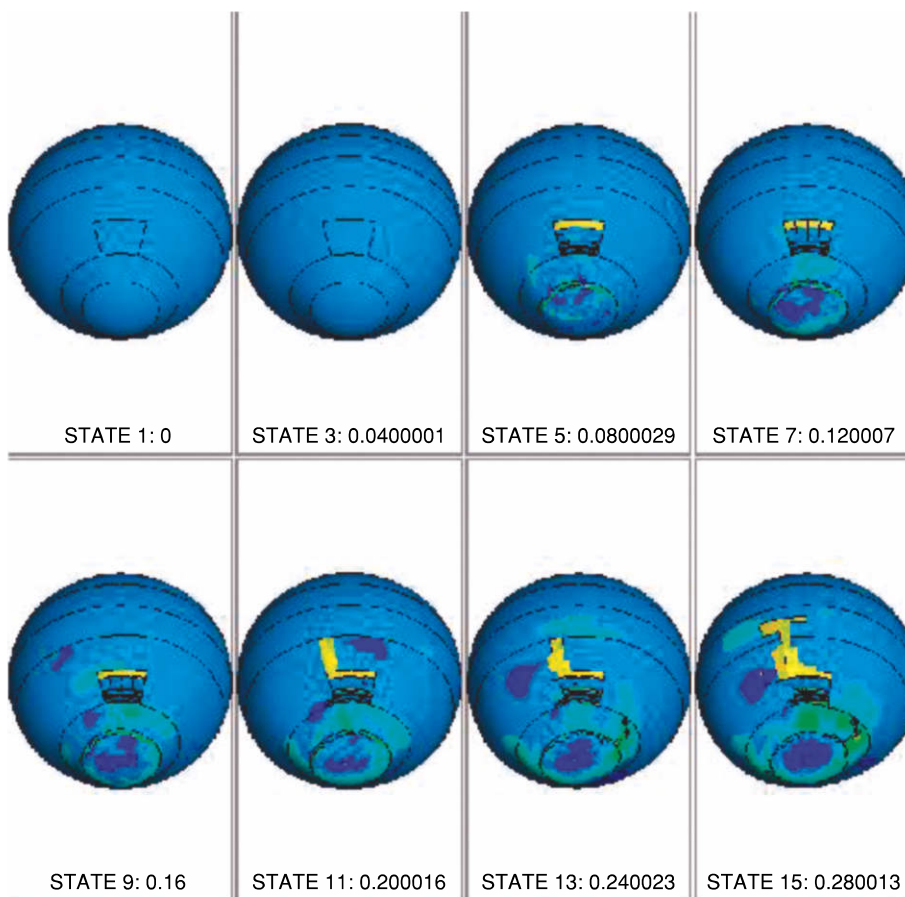


図 14

なったり、助手席に乗車する可能性が低かったことによるものと思われる。しかし、今後の高齢化社会では、このようなハンディキャップを持った患者が運転者となる可能性も出てくるので、低速での衝突時にはエアバッグ動作を防ぐセンサーの導入や²⁶⁾、展開早期の展開速度を抑制する方法など、安全面も重視しながらエアバッグによる重篤な眼外傷を防ぐための研究が、自動車製造側および眼科臨床側の両方で進められることが期待される。

文 献

- 1) **Zador PL, Ciccone MA** : Automobile driver fatalities in frontal impacts : Airbags compared with manual belts. *Am J Pub Health* 83 : 661—666, 1993.
- 2) **Manchee EE, Goldberg R, Mondino BJ** : Airbag-related ocular injuries. *Ophthalmic Surg Laser J* 28 : 246—250, 1997.
- 3) **Segui-Gomez M, Levy J, Roman H, Thompson KM, McCabe K, Graham JD** : Driver distance from the steering wheel : Perception and objective measurement. *Am J Pub Health* 89 : 1109—1111, 1999.
- 4) **Duma SM, Kress TA, Porta DJ, Woods CD, Snider JN, Fuller PM, et al** : Airbag-induced eye injuries : A report of 25 cases. *J Trauma* 41 : 114—119, 1996.
- 5) **Michaeli-Cohen A, Neufeld M, Lazar M, Geyer O, Haddad R, Kashtan H** : Bilateral corneal contusion and angle recession caused by an airbag. *Br J Ophthalmol* 80 : 487, 1996.
- 6) **Baker RS, Flowers CW Jr, Singh P, Smith A, Casey R** : Corneoscleral laceration caused by air-bag trauma. *Am J Ophthalmol* 121 : 709—711, 1996.
- 7) **Scott I, Greenfield DS, Parrish RK** : Airbag-associated injury producing cyclodialysis cleft and ocular hypotony. *Ophthalmic Surg Laser J* 27 : 955—957, 1996.
- 8) **Sastry SM, Copeland RA Jr, Mezgebe H, Siram SM** : Retinal hemorrhage secondary to airbag-related ocular trauma. *J Trauma* 28 : 582, 1995.
- 9) **Han DP** : Retinal detachment caused by airbag injury. *Arch Ophthalmol* 111 : 1317—1318, 1993.
- 10) **Norden RA, Perry HD, Donnenfeld ED, Montoya C** : Air bag-induced corneal flap folds after laser *in situ* keratomileusis. *Am J Ophthalmol* 130 : 234—235, 2000.
- 11) **Prata JA, Seah SKL, Minckler DS, Baerveldt G, Lee PP, Heuer DK** : Postoperative complications and short-term outcome after 5-fluorouracil or mitomycin-C trabeculectomy. *J Glaucoma* 4 : 25—31, 1995.
- 12) **Swan KC, Meyer SL, Squires E** : Late wound separation after cataract extraction. *Ophthalmology* 85 : 991—1003, 1978.
- 13) **Nuyts RM, Felten PC, Pels E, Langerhorst CT, Geijssen HC, Grossniklaus HE, et al** : Histopathologic effects of mitomycin C after trabeculectomy in human glaucomatous eyes with persistent hypotony. *Am J Ophthalmol* 118 : 225—237, 1994.
- 14) **Zeiter JH, Shin DH** : Traumatic rupture of the globe after glaucoma surgery. *Am J Ophthalmol* 109 : 732—733, 1990.
- 15) **Greenfield DS, Parrish RK** : Bleb rupture following filtering surgery with mitomycin-C : Clinicopathologic correlations. *Ophthalmic Surg Lasers* 27 : 876—877, 1996.
- 16) **Uchio E, Ohno S, Kudo J, Aoki K, Kisielewicz LT** : Simulation model of an eyeball based on finite element analysis method on a supercomputer. *Br J Ophthalmol* 83 : 1106—1111, 1999.
- 17) **Uchio E, Ohno S, Kudoh K, Kadonosono K, Andoh K, Kisielewicz LT** : Simulation of airbag impact on post-radial keratotomy eye by finite element analysis method. *J Cataract Refract Surg* 28 : 1847—1853, 2001.
- 18) **Uchio E, Kadonosono K, Matsuoka Y, Goto S** : Simulation of airbag impact on eyes with transscleral-fixed posterior chamber intraocular lens by finite element analysis method. *J Cataract Refract Surg* 30 : 483—490, 2004.
- 19) **Battaglioli, JL, Kamm RD** : Measurement of the compressive properties of scleral tissue. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 25 : 59—65, 1984.
- 20) **Hogan MJ, Alvarado JA, Weddell JE** : *Histology of the Human Eye*, WB Saunders, Philadelphia, PY, 638—677, 1971.
- 21) **Reichel E, Miller D, Blanco E, Mastanduno R** : The elastic modules of central and perilimbal bovine cornea. *Ann Ophthalmol* 21 : 205—208, 1989.
- 22) **Ruan JS, Prasad P** : Coupling of a finite element human head model with a lumped parameter Hybrid III dummy model : Preliminary results. *J Neurotrauma* 42 : 725—734, 1995.
- 23) **National Highway Traffic Safety Administration** : Air bag deployment characteristics ; National Technical Information Services, Springfield, IL, 1992.
- 24) **Schreck RM, Rouhana SW, Santrock J, D'Arcy JB, Wooley RG, Bender H, et al** : Physical and chemical characterization of airbag effluents. *J Trauma* 38 : 528—532, 1995.
- 25) **Fukagawa K, Tsubota K, Kimura C, Hata S, Mashita T, Sugimoto T, et al** : Corneal endothelial cell loss induced by air bags. *Ophthalmology* 100 : 1919—1923, 1993.
- 26) **Ball DC, Bouchard CS** : Ocular morbidity associated with airbag deployment. *Cornea* 20 : 159—163, 2001.