模擬前房，模擬核を利用した超音波水晶体乳化吸引術における灌流ボトル高と模擬前房圧の関係

陰山 俊之，谷口 重雄
昭和大学医学部藤が丘病院眼科

要 約

目 的：超音波水晶体乳化吸引術のサージ発生において，前房圧と灌流ボトル高，吸引圧の関係を検討した．

方 法：金属性模擬前房を作製し，模擬核に対して超音波乳化吸引を行った．故意にサージを発生させ，その際の模擬前房内圧を測定した．測定条件は，吸引圧は200，300，400 mmHgに設定し，それぞれついて灌流ボトル高は60 cmから5 cm刻みに90 cmまで設定した．各条件で6回の計測を行った．

結 果：設定吸引圧が大きくなるにつれ，有意にサージ振幅は増加した（$p<0.0001$）．また，灌流ボトル高を上昇させてもサージ振幅は変化しなかった．サージ時前房圧は，吸引圧200 mmHgでは灌流ボトル高70 cm付近から陽圧に転じた．300 mmHgでは85 cmで陽圧に転じ，400 mmHgではいずれのボトル高でも大きな陰圧を記録した．

結 論：吸引圧の増加は明らかにサージ振幅を増加させる．灌流ボトル高上昇によるサージ緩衝効果は，サージ振幅自体の縮小ではなく，サージ起始点をより陽圧側に移動させることにより達成されている．（日眼会誌 104：312—316，2000）

キーワード：超音波水晶体乳化吸引術，サージ，模擬前房，灌流ボトル高，吸引圧

In Vitro Evaluation of Pressure Fluctuations with Differing Height of the Infusion Bottle in Phacoemulsification

Toshiyuki Kageyama and Shigeo Yaguchi
Department of Ophthalmology, Fujigaoka Hospital, Showa University School of Medicine

Abstract

Purpose : To investigate the influence of the height of the infusion bottle and vacuum pressure on the development of an occlusion break surge in an *in vitro* model of the anterior chamber of the eye.

Methods : We employed a rigid chamber device to simulate the anterior chamber of the human eye and performed phacoemulsification with a synthetic nucleus. We evaluated amplitude of pressure fluctuations in the chamber. An experimental occlusion break surge was produced at vacuum pressures of 200, 300, and 400 mmHg. For each vacuum setting, the height of the infusion bottle was preset from 60 to 90 cm at intervals of 5 cm. We performed 6 measurements for each condition.

Results : Increase in surge deflection amplitude was proportional to the increase in vacuum pressure ($p<0.0001$). At all vacuum pressures, there was no significant relation between surge deflection amplitude and bottle height. Amplitude of pressure fluctuations in the chamber did not fall below the irrigating pressure if the bottles were kept 70 cm at a vacuum pressure of 200 mmHg, and 85 cm at a vacuum pressure of 300 mmHg. At a vacuum pressure of 400 mmHg, surge deflection amplitude always exceeded irrigating pressure, even if the bottle height of 90 cm was chosen.

Conclusion : Increases in vacuum pressure led to increase in amplitude of occlusion break surge. Elevation of the infusion bottle did not decrease the amplitude of occlusion break surge, but increased the pressure in the chamber at the beginning of the surge and prevented the pressure in the chamber from falling below the irrigating pressure.
(J Jpn Ophthalmol Soc 104 : 312—316, 2000)

Key words : Phacoemulsification, Occlusion break surge, Rigid chamber, Height of infusion bottle, Vacuum pressure

別刷請求先：227-8501 横浜市青葉区藤が丘1—30 昭和大学医学部藤が丘病院眼科 陰山 俊之
（平成11年8月5日受付，平成11年11月2日改訂受理）
Reprint requests to: Toshiyuki Kageyama, M.D. Department of Ophthalmology, Fujigaoka Hospital, Showa University School of Medicine. 1-30 Fujigaoka, Aoba-ku, Yokohama 227-8501, Japan
(Received August 5, 1999 and accepted in revised form November 2, 1999)

I 緒　　言

近年,超音波水晶体乳化吸引術(phacoemulsification and aspiration. PEA)をより効率的に行う一つの手段として,超音波手術装置の設定吸引圧を上昇させる方法が選択されている(高吸引圧超音波水晶体乳化吸引術)[1)2)].しかし,高吸引圧設定は通常前房圧の不安定化をもたらし,特　に,不意に超音波チップが開放された際に(occlusion break),吸引チューブ内の陰圧が一気に前房に伝わり前房が虚脱する現象,いわゆるサージ現象も頻発しやすい[2)3)].

サージ現象を回避し安定した前房深度を得る方法として最も一般的な方法は,灌流量を増加させる方法である.これは,灌流ボトルを高くすることによりなされるが,一方で非吸引時の眼圧を上昇させることにもつながり,緑内障患者や網膜動脈硬化を来している患者などでは危険が伴う.また,灌流ボトル高の増加が実際にサージ振幅の減少,あるいは前房圧変動の減少をもたらすかについても不明な点が多い.

今回,著者らは模擬前房,模擬核を用いてPEAを行い,サージをシミュレーションすることを試みた.そして,様々な設定吸引圧,灌流ボトル高で超音波乳化を行い,灌流ボトル高とサージ振幅,また,灌流ボトル高と前房圧の関係について検討を行ったので報告する.

II 方　　法

1. 模 擬 前 房

縦×横×高さ=3.6×2.9×1.6 cm,内容量1.3 mlの金属性の箱を模擬前房として利用した.模擬前房の一面はガラス窓を設け,内部が観察できるようにした.側面に圧センサー(PA-800-102 V-05,コパル社)を装着,また,向かい合う他面に超音波チップを装着した(図1).模擬前房内部の圧変動はオシロスコープ(9304 AM, Lecroy,スイス)で記録した(図2).超音波装置はニデック社CV 12000を使用し,チップは口径0.9 mmのものを用いた.

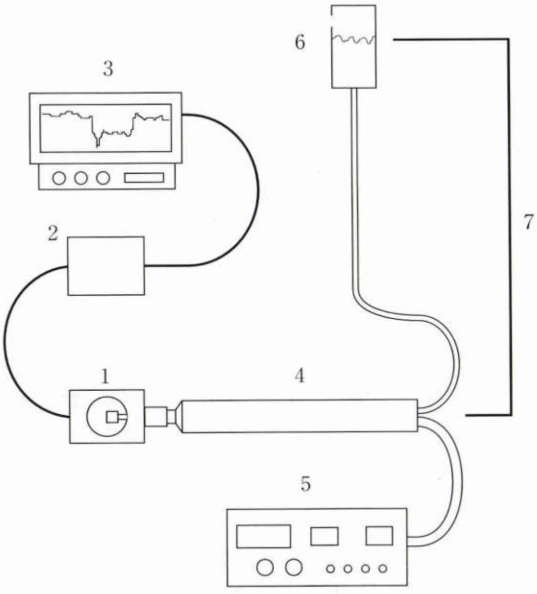

図2　本報告で使用した実験システムの概略.
1:模擬前房.2:圧力センサー.3:模擬前房圧を記録するオシロスコープ.4:超音波ハンドピース.5:超音波装置.6:灌流ボトル.7:灌流ボトル高

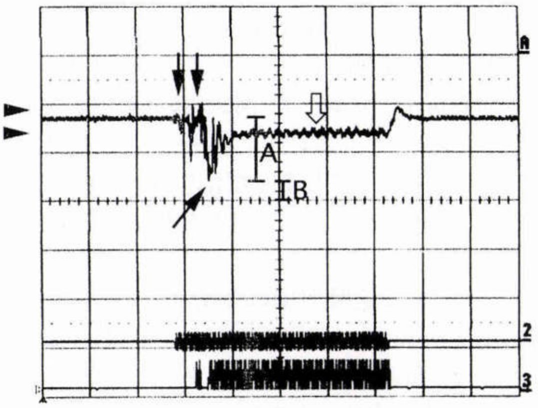

図3　実際に得られた波形の1例(吸引圧200 mmHg,灌流ボトル高85 cm).
縦軸は模擬前房内圧(7.4 mmHg/div),横軸は経過時間(200 msec/div)を表す.波形は完全閉塞時の模擬前房圧から始まり(黒矢じり2つ),破砕吸引が始まると(黒矢印2つ)一気に前房圧は低下し,サージを形成する(黒矢印).その後,前房内圧は上昇し,吸引流量に依存した定常圧を示す(白矢印).サージ振幅はA,サージ時前房圧はBで示されている.

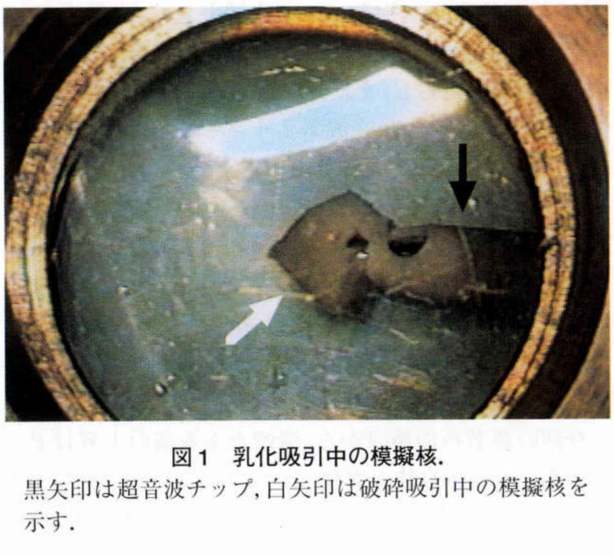

図1　乳化吸引中の模擬核.
黒矢印は超音波チップ,白矢印は破砕吸引中の模擬核を示す.

2. サージのシミュレーション

乳化吸引の対象として,一辺1.5 mmの立方体に加工した模擬核(Multiphake Cataract, Iatrotech,米国)を用いた.本模擬核の使用により,超音波チップの完全閉塞,また,1回の超音波発振による完全な乳化吸引が可能になった.

サージのシミュレーションに当たっては,まず,模擬核

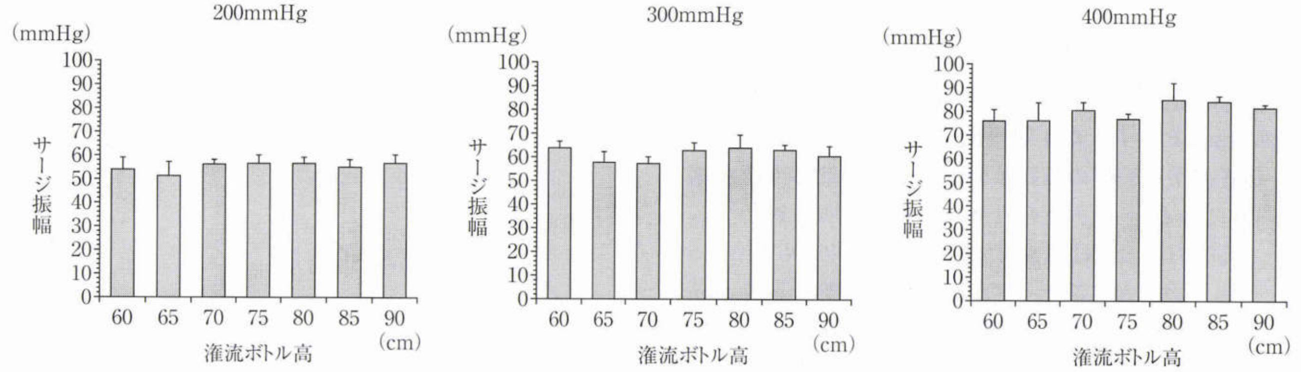

図4 各設定吸引圧，灌流ボトル高におけるサージ振幅(平均値±標準偏差).
各設定吸引圧において，灌流ボトル高とサージ振幅の間に有意な関係はない.

が超音波チップを閉塞し，超音波装置の示す吸引圧が設定吸引圧まで上昇し，かつ，吸引ポンプの回転が止まったことを確認して完全閉塞と判断した．その状態から一気にフットスイッチを踏み込み，1回の超音波発振で乳化吸引を行い，occlusion break をシミュレーションした．本操作により模擬前房圧は完全閉塞時の定常圧(これは灌流圧と同値となる)から，一気に低下してサージを形成，また，比較的緩徐に上昇して吸引時の定常圧を形成した(図3)．サージピーク時の前房圧と完全閉塞時の前房圧の差をサージ振幅，また，サージピーク時の前房圧をサージ時前房圧と定義した(図3)．破砕吸引が一瞬(1秒前後)で終わったシミュレーションのみを検討対象とし，核片をはじき飛ばしてしまったもの，また，圧波形において明らかに二峰性のサージピークをもつものは検討から除外した．

測定条件は，設定吸引圧は200，300，400 mmHg，吸引流量は25 ml/min とした．灌流ボトル高は，模擬前房が置かれている位置と灌流ボトル水面の位置を巻き尺で測定し，灌流ボトル自体に穴をあけ，そこから随時灌流液を追加して灌流ボトルの水面が一定になるように努めた．設定灌流ボトル高は60cmから5cm刻みに90cmまでとした．超音波出力は30% で一定とした．それぞれの条件での6回の測定値を使用し，平均値±標準偏差で表記した．各設定吸引圧間のサージ振幅の比較には分散分析を行った後，多重比較検定として Scheffe の方法を用いた．

III 結　果

各設定吸引圧，灌流ボトル高におけるサージ振幅を図4，5に，またサージ時前房圧を図6に示す．各設定吸引圧において，灌流ボトル高とサージ振幅の関係をみると，両者に有意な関係はなかった(図4)．また，各設定吸引圧間においてサージ振幅を比較した場合，設定吸引圧が大きくなるにつれ，有意にサージ振幅は増加した(分散分析，p＜0.0001，図5)．

サージ時前房圧は，吸引圧200 mmHg では灌流ボトル高70 cm 付近から陽圧に転じた．300 mmHg では85 cm で陽圧に転じ，400 mmHg ではいずれのボトル高でも大きな陰圧を記録した(図6)．

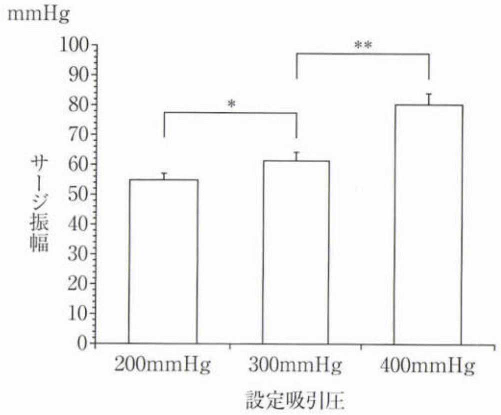

図5 各設定吸引圧におけるサージ振幅.
各設定吸引圧において灌流ボトル高は60 cm から5 cm 刻みに90 cm に設定し，各条件とも6回の計測を行い，その総平均値±標準偏差を示した(各設定吸引圧とも n=42)．設定吸引圧が増加するにつれてサージ振幅は有意に増加する(分散分析；p＜0.0001，Scheffe の方法；*：p＝0.0007，**：p＜0.0001)．

IV 考　按

PEA を効率的に行う一つの方法として，高吸引圧，高吸引流量設定が一般的になりつつある．高吸引圧は強い核保持力をもたらし，また，高吸引流量は良好な核の追従性が得られるため，超音波エネルギーや超音波時間の減少が可能となる．しかし，その一方で高吸引圧，高吸引流量設定は前房深度の強い不安定化を生じるため，それを打ち消すために術者によってはかなり高い灌流ボトル高に設定しているのが現状である．この高い灌流ボトル高は，非吸引時には著明な前房圧上昇につながり(灌流ボトル高90 cm で理論的には66.4 mmHg に達する)，明らかに危険である．

今回の著者らの検討から，灌流ボトル高の上昇は必ずしもサージ振幅自体の変化につながらないことが明らかになった．乳化吸引を行わず，吸引チューブの開閉でサー

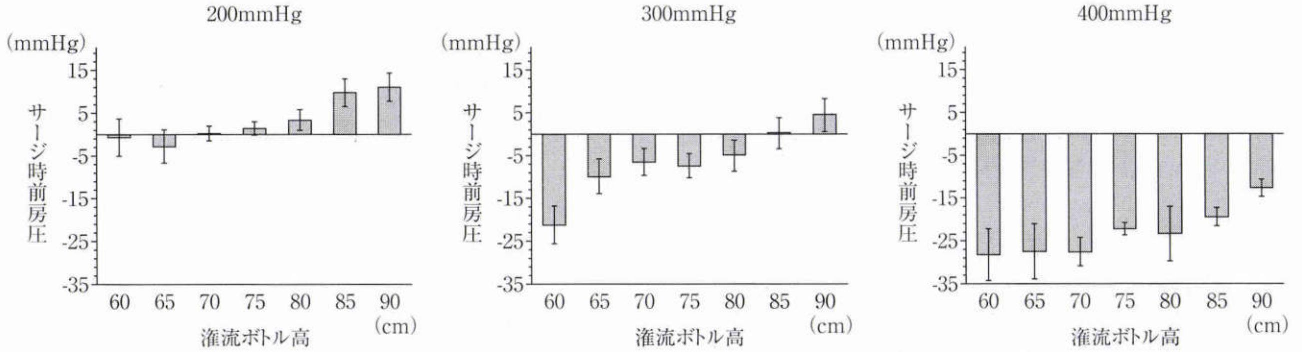

図 6　各設定吸引圧，灌流ボトル高におけるサージ時前房圧(平均値±標準偏差)．
マイナスは陰圧を表す．吸引圧 200 mmHg では灌流ボトル高 70 cm 付近から陽圧に転じ，300 mmHg では 85 cm で陽圧に転じたが，400 mmHg ではいずれのボトル高でも大きな陰圧を記録した．

ジをシミュレーション(stopcock 法)した過去の報告では，灌流ボトル高の上昇につれてサージ振幅はむしろ上昇するとされている[4]．これは，灌流ボトル高の増加により，完全閉塞時の超音波チップの内外における圧較差がむしろ増加し，occlusion break 時のサージ振幅を増大させる効果が現れたためと考えられる[4)5]．今回の著者らの検討方法では，実際に超音波を発振し，模擬核を乳化吸引させてサージをシミュレーションしたが，このような超音波破砕も加味した実験方法は著者らの知る限り報告されていない．現実の術式により近いと考えられる本シミュレーション方法でサージ振幅の変化が検出されなかったことから，実際の術式では吸引圧，吸引流量，チューブ抵抗といった純粋な流体力学的因子以外に，超音波破砕という不確定な因子が複雑にからみ，前房圧を形成していることが理解される．そして，純粋な閉鎖—開放実験(stopcock 法)ではやはり解明不可能な部分があることも示された．

今回の著者らのシミュレーションの意味するところは，灌流ボトル高を増加させてもサージ振幅自体の縮小は得られないが，occlusion break 開始時の前房圧の増加により，結果としてサージ波形全体が陽圧側に平行移動し，サージピーク時の前房圧も陽圧側に移動する(=前房虚脱を免れる)ということである．このサージ時前房圧が陽圧となる灌流ボトル高は，吸引圧 200 mmHg の場合は 70 cm，300 mmHg では 85 cm であったが，これは臨床的経験値と比較してもほぼ理解できる値であった．

一方で，この 85 cm という数字は非吸引時は 62.7 mmHg の眼圧をもたらすという意味であり，この数字を許容するか否かは議論が別れるところである．眼動脈圧は，起座位では 60〜70 mmHg と推定されているが，横臥位ではもう少し上昇していると推測される[6]．したがって，通常の眼循環を維持している症例であれば問題は少ないかも知れないが，緑内障眼，網膜動脈硬化を来している症例など何らかの合併症を持つ患者に対しては，危険な数字である．このような危険を回避するために，非吸引時(フットペダルのポジション 1)は灌流ボトル高が下がるような超音波装置プログラムを使用することも一つの方法である．また，本検討から，400 mmHg 設定では 90 cm の灌流ボトル高をもってしても 12.8 mmHg もの陰圧が記録されることが示されたが，このような高い吸引圧におけるサージ現象は，灌流ボトル高という因子のみでは対応不能であることも判明した．

本シミュレーションでは，非弾性素材である金属を使用して模擬前房を作製したため，その動態は厳密には弾性体である眼球とは異なる．実際の眼球はある程度弾性に富むので，いくらかの圧変化は吸収できる可能性がある．また，人眼であれば乳化吸引の進行に従い核片は小さくなり，前房容積は増加するが，本シミュレーションでは 1 回の超音波破砕で吸引可能な小さい核片を使用したため，そのような乳化吸引中の前房容積の増減は実現されていない．さらに，実際の手術では，乳化吸引中の核の挙動，創口からの漏出などの因子も微妙に前房圧に影響を与えていると考えられ，本シミュレーションはそのような多くの不確定因子を排除していることも事実である．

しかし，実際に本シミュレーションにより得られたサージ圧そのものは，過去の人眼における圧変動と比較しても同等の値であった[7)8]．本報告における方法はある程度の不確定因子は排除するものの，現在行い得る一つの実験系であることは確かであり，特に直接的に前房圧に大きな影響を及ぼすと思われる超音波装置の各設定に関する検討は，本模擬前房を用いてかなりの部分が検討可能であると考えられる．

PEA において前房圧，前房容積を決定する器械側の因子としては，今回検討した灌流ボトル高，吸引圧以外にも，吸引流量，超音波チップ口径，吸引チューブ剛性，灌流チューブ口径，ベントシステムなど多岐にわたる．また，眼球側の因子としても，切開創の大きさ，チン小帯の脆弱性，硝子体圧などが挙げられる．安全で効率的な PEA の実現には，これら各因子の定量的，客観的な検討が必要であり，本報告で用いた模擬前房，模擬核破砕によるシミュ

レーション方法は，それらの検討を行う上で有用な手段になり得ると考えられた．

稿を終えるに当たり，模擬前房の作製でご協力いただいた株式会社ニデックの牧原企良氏に深謝いたします．本論文の要旨は，第103回日本眼科学会総会で発表した．

文　献

1) **柿田哲彦，関根康生**：Small-Tip Phacoの効果について．眼科手術　10：565—568，1997．
2) **櫻井寿也，橋本匡史，植村佐知子，魚里　博，原　嘉昭，西信元嗣**：ケルマンマイクロチップを用いた高吸引圧超音波水晶体乳化吸引術．IOL & RS　13：25—29，1999．
3) **陰山俊之，谷口重雄**：レガシー®・マックールシステムを用いた高吸引圧超音波水晶体乳化吸引術．眼科手術　11：351—355，1998．
4) **岡本　剛，白尾　裕**：Ultra-high vacuum phaco-潅流系の検討．あたらしい眼科　14：1843—1848，1997．
5) **Mackool RJ**：Storz Premiere/MicroSeal system description. In：Fine IH (Ed)：Phacoemulsification：New technology and clinical application. Slack, Thorofare, NJ, 83—100, 1996.
6) **Alm A**：Ocular circulation. In：Hart WM (Ed)：Adler's Physiology of the Eye. Mosby Year Book, St Louis, 212—216, 1992.
7) **Wilbrandt HR, Wilbrandt TH**：Evaluation of intraocular pressure fluctuations with differing phacoemulsification approaches. J Cataract Refract Surg 19：223—231, 1993.
8) **Wilbrandt HR**：Comparative analysis of the fluidics of the AMO Prestige, Alcon Legacy, and Storz Premiere phacoemulsification systems. J Cataract Refract Surg 23：766—780, 1997.