

ORIGINAL ARTICLE

Numerical Simulation of Laser - Induced Spherical Bubble Oscillations in Human Blood

Habib Khalilpour^{1*}, Hossein Ghaforyan²

1 Associat Professor, Department
Of Physics, Payame Noor
University, Tehran, Iran.

2 Assistant Professor, Department
of Physics, Payame Noor
University, Tehran. Iran.

Correspondence

Habib Khalilpour

Email: h_khalilpour@pnu.ac.ir

EXTENDED ABSTRACT

Introduction: Laser-induced cavitation and the resulting bubble formation are of great significance, particularly in the context of laser material processing in liquid environments [1, 2]—and especially in biomedicine and biophotonics, where precise laser surgeries are performed on transparent cells and tissues [3]. When a laser beam is focused on a point within a liquid, the target material (the liquid) undergoes a sudden phase transition, causing the bubble to expand; this expansion generates a transient acoustic wave that evolves into a shock wave [4]. The expanding bubble creates a cavity within the liquid, which subsequently collapses, again emitting an acoustic wave [5]. In this context, the characteristics of the laser itself play a crucial role; the pulse duration is particularly significant, especially when nanosecond lasers are employed. Furthermore, the intensity or power of the laser beam can substantially influence cavitation dynamics.

Methodology: The model employed in this study is the more realistic Gilmore model for a compressible liquid. This equation allows for the analysis of the temporal evolution of the bubble radius, the pressure inside the bubble, and the pressure within the surrounding liquid; surface tension and liquid viscosity are accounted for in this model. Unlike previous studies—where simulations typically begin at the point of maximum radius—the simulations here encompass the entire process, including laser-induced bubble growth and the expansion to the maximum radius.

Result: The target fluid selected for this simulation is human blood, which is compared with water. Regarding the temporal evolution of the bubble radius for the two fluids, the following result was obtained based on the Gilmore model.

Table 1. Results obtained from the comparison of bubble radii

Liquid	$R_{max1}(\mu m)$	$R_{max2}(\mu m)$	$R_{min}(nm)$	$t_{os}(ns)$
water	4.5	1.2	70.03	736
blood	3.96	.793	86.9	697

Analysis of the pressure within the formed bubble reveals that the pressure rises more significantly for a bubble in blood than for one in water. This increase occurs because the bubble reaches its minimum radius sooner, and the pressure continues to rise until the maximum radius is attained. Over time, oscillations in the pressure of the bubble in blood virtually disappear, and the internal gas pressure stabilizes at a constant value; conversely, pressure oscillations persist in the bubble in water, and their magnitude exceeds that observed in the blood-based bubble.

Conclusions: In this study, a comprehensive numerical simulation was

How to cite

Khalilpour, H. Ghaforyan, H. (2026). Numerical Simulation of Laser Induced Spherical Bubble Oscillations in Human Blood, Optoelectronic, 8(4), 35-42.

conducted to model bubble formation and growth within blood induced by laser irradiation. Given the significant advancements in laser surgery, understanding the effects of laser exposure on the surgical site and the surrounding blood is crucial, as these effects can be either beneficial or detrimental to the intended outcome. Consequently, research of this nature—even if theoretical—can contribute to optimizing conditions for such surgeries. Although this study focused specifically on laser-induced bubble formation in blood, several critical factors influencing this phenomenon—such as laser type and irradiation location, which can alter bubble dynamics—remain unexplored and offer promising avenues for future research. The numerical simulation results demonstrated that when blood serves as the target medium, the resulting bubble exhibits a smaller radius, fewer oscillations, and, consequently, a lower wall velocity compared to a bubble formed in water.

Conflict of Interest

"The authors declare that there are no conflicts of interest regarding the publication of this manuscript".

References

- [1] Barcikowski , S., Plech , A., Suslick , K.S. & Vogel , A. 2019 Materials synthesis in a bubble. *MRS Bull.* 44 (5), 382–391.
- [2] KAnitz , A., Kalus , M.R., G urevich , E.L., O stendorf , A., B arcikowski , S. & Amans , D. 2019,Review on experimental and theoretical investigations of the early stage, femtoseconds to microseconds processes during laser ablation in liquid-phase for the synthesis of colloidal nanoparticles. *Plasma Sources Sci. Technol.* 28 (10), 103001.
- [3] Vogel , A., Schweiger , P., F rieser , A., a siyo , M. & Birngruber , R. 1990 Intraocular Nd:YAG laser surgery: damage mechanism, damage range and reduction of collateral effects. *IEEE J. Quantum Electron.* 26 (12), 2240–2260.
- [4] A.G. Doukas, A.D. Zweig, J.K. Frisoli, R. Birngruber, T.F. Deutsch,Noninvasive determination of shock-wave pressure generated by optical breakdown, *Appl. Phys. B* 53 (1991) 237–245
- [5] R. Pecha, B. Gompf, (2000) Microimplosions: cavitation collapse and shock wave emission on a nanosecond time scale, *Phys. Rev. Lett.* 84 1328–1330.

ABSTRACT

Human blood, as a liquid, can be the target of laser radiation most of the time during laser surgeries. In this case, the bubbles grow under the influence of the energy received by the liquid from the laser. In this work, for the first time, using the real Gilmore model for a compressible liquid, the dynamics of a single spherical bubble induced by laser in human blood and the oscillations of a bubble inside the blood numerically investigated. For comparison with a similar liquid, the results will be compared with ordinary water. The numerical results show that when the base liquid is blood, the radius of oscillation as well as the number of oscillations of the bubble decreases. The bubble wall moves at a much slower speed than water.

KEY WORDS

Laser - Induced Bubble, Gilmore Model, Bubble Oscillations.

فصلنامه علمی
اپتوالکترونیک

«مقاله پژوهشی»

شبیه‌سازی عددی نوسانات حباب کروی حاصل از لیزر در خون انسان

حبیب خلیل پور^{۱*}، حسین غفوریان^۲

چکیده

خون انسان به عنوان مایع، بیشتر مواقع در هنگام عمل‌های جراحی که با لیزر انجام می‌شوند، می‌تواند هدف تابش لیزر قرار بگیرد. در این حالت حباب‌ها تحت تاثیر انرژی دریافتی مایع از لیزر رشد پیدا می‌کنند. در این کار برای اولین بار، با استفاده از مدل واقعی گیلیمور برای یک مایع تراکم‌پذیر، دینامیک تک حباب کروی ناشی از لیزر در خون انسان و نوسانات یک حباب را در داخل خون به روش عددی بررسی می‌شود. برای مقایسه با مایعی مشابه نتایج با آب معمولی مقایسه خواهند شد. نتایج عددی نشان می‌دهد که وقتی مایع پایه خون باشد، شعاع نوسان و همچنین تعداد نوسان‌ها حباب کاهش می‌یابد. دیواره حباب با سرعت بسیار کمتری نسبت به آب حرکت می‌کند.

واژه‌های کلیدی

حباب ناشی از لیزر، مدل گیلیمور، نوسان حباب.

۱ دانشیار، دانشکده فیزیک، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران.

۲ استادیار، دانشکده فیزیک، دانشگاه پیام نور، تهران، ایران.

نویسنده مسئول:

حبیب خلیل پور

رایانامه: h_khalilpour@pnu.ac.ir

استناد به این مقاله:

حبیب خلیل پور، حسین غفوریان (۱۴۰۵). شبیه‌سازی عددی نوسانات حباب کروی حاصل از لیزر در خون انسان. فصلنامه علمی اپتوالکترونیک، ۸(۴)، ۳۵-۴۲.

مقدمه

پدیده حفره‌زایی در بحث سیالات هرچند قدیمی و شناخته شده است؛ ولی هنوز هم دارای اهمیت ویژه‌ای در بیشتر زمینه‌ها است. در این میان حف زایی ناشی از لیزر و ایجاد حباب در نتیجه آن نیز بسیار پراهمیت است. وقتی که صحبت از پردازش مواد لیزری در محیط‌های مایع می‌شود این موضوع بیشتر به چشم می‌آید [۱، ۲]. به‌ویژه در بیوپزشکی و بیوفوتونیک وقتی که جراحی‌های دقیق روی سلول‌ها و بافت‌های شفاف توسط لیزر انجام می‌شود [۳]. وقتی که موج لیزر به نقطه‌ای در داخل مایع تابیده می‌شود، در نتیجه انتقال فاز ناگهانی ماده هدف (در اینجا مایع) باعث انبساط حباب می‌شود که نتیجه آن گسیل موج صوتی گذرای است که به موج ضربه تبدیل می‌شود [۴]. با انبساط حباب حفره‌ای داخل مایع ایجاد می‌شود که آن هم دوباره با گسیل موج صوتی فرو می‌ریزد [۵]. اهمیت موضوع از اینجا شروع می‌شود که موج ضربه تولید شده و حفره‌زایی مرتبط با کند و سوز لیزری و جراحی‌های لیزری هستند. این اثرات می‌توانند یا به هدف موجود کمک کنند یا اینکه موجب ایجاد عوارض جانبی ناخواسته‌ای شوند. مثلاً در مواقعی که هدف برش‌های بسیار نازک و ایجاد سوراخ‌های کوچک در اندام‌های بیولوژیکی باشد، این مسئله بسیار مهم خواهد بود. در این حالت اهمیت آشنایی با حفره‌زایی ناشی از لیزر و وابستگی‌های این فرایند به پارامترهای لیزر و شرایط اولیه حباب آشکارتر می‌شود. با تابش لیزر بر یک مایع مانند آب و اندام‌های شفاف، حباب‌هایی با دامنه نوسانی بزرگ تولید می‌شود [۶]. چون شعاع حباب تشکیل شده بزرگ است در این حالت می‌توان از اثرات مربوط به کشش سطحی و چسبندگی با تقریب صرفه‌نظر کرد. در جراحی‌های لیزری بافت‌های بیولوژیکی و به ویژه سلول‌ها، اندازه حباب‌های تشکیل‌شده بسیار کوچک‌تر و در محدوده میکرو و نانومتر هستند که دارای زمان‌های نوسان بسیار کوتاه‌تر هستند. در این حالت، دینامیک چنین حباب‌های کوچکی تحت تأثیر کشش سطحی و ویسکوزیته (چسبندگی) است؛ زیرا این دو کمیت رابطه عکس با شعاع حباب دارند، در حالی‌که برای حباب‌هایی با شعاع نوسانی بزرگ می‌توان این سهم را نادیده گرفت [۷]. نقش خود لیزر نیز دارای اهمیت است. نقش دیرش زمانی پالس لیزری به‌ویژه زمانی که از لیزرهای نانو ثانیه استفاده می‌شود، بسیار مهم است. همچنین شدت یا توان موج لیزر نیز می‌تواند تأثیر مهمی بر دینامیک حفره داشته باشد. در این مقاله ابتدا روابطی را که با آنها می‌توان صورت کلی مسئله را توصیف کرد در بخش بعدی آورده شده است. بعد از آن این روابط با شرایط

خاص به روش عددی حل می‌شوند و نتایج در آخرین بخش بررسی خواهد شد.

روابط حاکم بر مسئله

برای توصیف دینامیک حباب کروی حاصل از لیزر و گسیل موج ضربه باید تراکم‌پذیری سیال حتماً در معادلات در نظر گرفته شود. برای این کار در مدلی که توسط کیلر-میکس ارایه شده است، یک سرعت ثابت برای صوت در مایع در نظر گرفته می‌شود [۸]. این اثر در مدل گیلومور [۹] به‌وسیله شرایط موضعی فشار در سطح حباب بیان می‌شود که یک مدل کامل‌تر و کاربردی‌تر است. در اینجا باید اشاره شود که هر چند اکثر کارها از مدل کیلر میکس استفاده می‌کنند؛ ولی این مدل با پیش‌فرض ثابت بودن سرعت صوت، منجر به مشکل فیزیکی می‌شود. با این فرض شتاب و اختلاف فشار وقتی که سرعت دیواره از سرعت صوت در مایع بیشتر می‌شود، علامت‌های مخالف هم دارند. مدل گیلومور این مشکل را ندارد و این امکان را می‌دهد که انتشار موج ضربه در محیط مایع را حتی برای سرعت‌های بالای دیواره حباب بررسی کنیم. ویژگی دیگری که مدل ارایه‌شده در این مقاله دارد این است که در این شبیه‌سازی‌ها، رشد حباب توسط لیزر و رسیدن آن به نقطه بیشینه مقدار شعاع اولیه و فرایندهای مربوط به آن نیز در نظر گرفته شده است. در حالی‌که در کارهای قبلی اکثراً شبیه‌سازی‌ها از نقطه بیشینه شعاع شروع می‌شود.

مدلی که در این کار استفاده شده است، مدل واقعی‌تر گیلومور برای یک مایع تراکم‌پذیر است. از این معادله می‌توان تحول زمانی شعاع حباب، فشار داخل حباب و فشار در داخل مایع محیط را بررسی کرد. در این مدل کشش سطحی و چسبندگی مایع در نظر گرفته شده است. [۱۰، ۱۱] و رابطه اصلی آن که نشان‌دهنده تحول زمانی شعاع است به شکل زیر داده می‌شود:

$$\left(1 - \frac{\dot{R}}{C}\right) R \ddot{R} + \frac{3}{2} \left(1 - \frac{\dot{R}}{3C}\right) \dot{R}^2 = \left(1 + \frac{\dot{R}}{C}\right) H + \left(1 - \frac{\dot{R}}{C}\right) R \frac{dH}{dR} \quad (۱)$$

در این رابطه $R = R(t)$ شعاع لحظه‌ای حباب، نقطه‌ها نشان‌دهنده مشتق زمانی شعاع حباب هستند و C سرعت صوت در لبه حباب است. H اختلاف آنتالپی در داخل سیال در فشار $P(R)$ در دیواره حباب و فشار هیدرواستاتیکی است [۱۲]:

$$H = \int_{p_{r \rightarrow \infty}}^{p_{r \rightarrow R}} \frac{dp(\rho)}{\rho} \quad (۲)$$

در رابطه بالا P و ρ فشار و چگالی در داخل سیال و r فاصله از مرکز حباب است. با فرض اینکه گاز داخل حباب یک

گاز ایده‌ال باشد، فشار P روی دیواره از رابطه زیر به‌دست می‌آید [۱۲]:

$$P = P_{r=R} = \left(P_{\infty} + \frac{2\sigma}{R_n} \right) \left(\frac{R_n^3 - R_{vdw}^3}{R^3 - R_{vdw}^3} \right)^k - \frac{2\sigma}{R} - 4\mu \frac{\dot{R}}{R} \quad (۳)$$

که در این رابطه σ و μ ، کشش سطحی و چسبندگی مایع را نشان می‌دهند. همچنین نشان‌دهنده شعاع تعادلی حباب و $R_{vdw}^3 = (bR_n)^3$ نشان‌دهنده شعاع کره واندروالس با ضریب سختی b است. فرض بر این است که فشار در داخل حباب یکنواخت است و اگر فشار را در نواحی بسیار دور از حباب با $p_{r \rightarrow \infty} = p_{\infty}$ مشخص شود. معادله حالت آب با رابطه زیر داده می‌شود [۱۲].

$$\frac{P+B}{P_{\infty}+B} = \left(\frac{\rho}{\rho_{\infty}} \right)^n \quad (۴)$$

که در این رابطه $n = 7$ و $B = 314 \text{ MPa}$ است. در اینجا باید اشاره کرد که برای خون انسان ضریب متفاوت برای n یافت نشد؛ بنابراین از مقدار $n = 7$ برای خون نیز استفاده می‌شود و برای خون $B = 374 \text{ MPa}$ در نظر گرفته می‌شود. با این رابطه، سرعت صوت در دیواره حباب و آنتالپی به شکل زیر تعریف می‌شود [۱۲]:

$$C = \sqrt{C_{\infty}^2 + (n-1)H} \quad (۵)$$

$$H = \frac{n(P_{\infty}+B)}{(n-1)\rho_{\infty}} \left[\left(\frac{P+B}{P_{\infty}+B} \right)^{1-\frac{1}{n}} - 1 \right] \quad (۶)$$

که در رابطه ۵، C_{∞} سرعت صوت در مایع در نواحی دور از حباب است. نهایتاً $\frac{dH}{dR}$ که برای رابطه (۱) مورد نیاز است از رابطه زیر قابل محاسبه است [۱۲]

$$\frac{dH}{dR} = \frac{1}{\rho_{\infty}} \left(\frac{P_{\infty}+B}{P+B} \right)^{\frac{1}{n}} \left[-3kR^2 \left(P_{\infty} + \frac{2\sigma}{R_n} \right) \frac{(R_n^3 - R_{vdw}^3)^k}{(R^3 - R_{vdw}^3)^{k+1}} + \frac{2\sigma}{R^2} + 4\mu \frac{\dot{R}}{R^2} \right] \quad (۷)$$

لیزری که در اینجا از آن استفاده شده است، نسبت به زمان دارای تابعیت گاوسی است و رابطه زمانی آن به‌صورت زیر داده می‌شود

$$P_L(t) = P_0 e^{-t^2/\tau_L^2} \quad (۸)$$

در این رابطه P_0 بیشینه توان داده‌شده به مایع و τ_L و $1.17\tau_p$ است و τ_p دیرش زمانی تپ لیزری است. در این صورت انرژی داده شده به سیال در هر لحظه از زمان از رابطه زیر به‌دست می‌آید:

$$E_L(t) = \int_0^t P_0 e^{-t^2/\tau_L^2} dt = P_0 \frac{\sqrt{\pi}\tau_L}{2} \text{erf} \left(\frac{t}{\tau_L} \right) \quad (۹)$$

و انرژی کل داده‌شده از لیزر به مایع در یک دیرش زمانی

$$E_{L \text{ tot}}(t) = \int_0^{\tau_L} P_0 e^{-t^2/\tau_L^2} dt = P_0 \frac{\sqrt{\pi}\tau_L}{2} \text{erf}(1) \quad (۱۰)$$

اینجا و از

$$P_0 = E_{L \text{ tot}}(t) \frac{2}{\text{erf}(1)\sqrt{\pi}\tau_L} \quad (۱۱)$$

با فرض اینکه انرژی داده‌شده به حباب باعث تغییر حجم آن از حالت تعادلی اولیه‌اش شود، این تغییر حجم بنابراین متناسب با انرژی داده‌شده از لیزر خواهد بود

$$\Delta V_n(t) = (4\pi/3)(R_n^3(t) - R_{na}^3) = kE_L(t) \quad (۱۲)$$

وقتی که یک دوره زمانی از تپ لیزر می‌گذرد، انرژی کل داده‌شده در این بازه و تحول حجم حباب از رابطه زیر قابل محاسبه است

$$E_{L \text{ tot}}(t) = \Delta V_n(t)/k = (4\pi/3)(R_{nb}^3 - R_{na}^3) \quad (۱۳)$$

و از این رابطه

$$(4\pi/3)(R_n^3(t) - R_{na}^3) = (4\pi/3)(R_{nb}^3 - R_{na}^3) \times \frac{1}{\text{erf}(1)} \text{erf} \left(\frac{t}{\tau_L} \right) \quad (۱۴)$$

و در نتیجه شعاع تعادلی از رابطه زیر به‌دست می‌آید.

$$R_n(t) = \left\{ R_{na}^3 + \frac{R_{nb}^3 - R_{na}^3}{\text{erf}(1)} \left(\text{erf} \left(\frac{t}{\tau_L} \right) \right) \right\}^{1/3} \quad (۱۵)$$

در روابط بالا آن چیزی که مشهود است، این است که تمامی کمیت‌ها به نحوی به شکل تپ لیزری وابسته است و بدین معناست که هر نوع تغییر در آن می‌تواند دینامیک حباب را تحت تاثیر قرار دهد.

شبیه‌سازی عددی

در این کار معادله (۱) با انتخاب شرایط اولیه مناسب برای حباب و دو مایع آب و خون با استفاده از روش رانک گوتای مرتبه چهارم حل می‌شود. مقادیر استفاده‌شده در شبیه‌سازی در جدول ۱ آمده است.

جدول ۱. مقادیر مربوط به معادله ۱ و استفاده شده در شبیه‌سازی

پارامتر	واحد	آب	خون
شعاع اولیه (R_0)	μm	۰/۲۱	۰/۲۱
دمای اولیه (T)	K	۲۹۳	۲۹۳
سرعت صوت (C)	m/s	۱۴۸۳	۱۵۷۰
چگالی سیال (ρ)	$\frac{kg}{m^3}$	۹۹۸	۱۰۶۰
کشش سطحی (σ)	$\frac{N}{m}$	۰/۰۷۱	۰/۰۵۶
چسبندگی μ	Pa s	۰/۰۰۱	۰/۰۰۳۵
فشار محیط	atm	۱/۱	۱/۱
فشار بخار	kPa	۲/۳۳	۲/۳۳
k		۱/۴	۱/۴

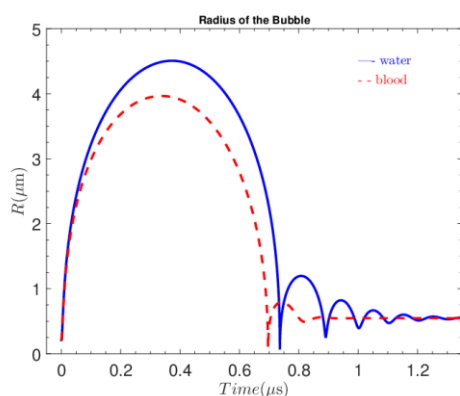
برای روشن شدن مسئله و آنچه که تا حالا بیان شده است، در شکل ۱ تحول زمانی هر دوی فشار و شعاع حباب برای مایع آب نشان داده شده است. در این شبیه‌سازی و مطابق با مقادیر آن، در لحظه $t = 0$ شعاع حباب تقریباً از $0.21 \mu m$ شروع می‌شود، در این نقطه فرایند شکست اپتیکی اتفاق می‌افتد.

که تغییر در هر کدام از پارامترها در جدول ۱ برای دو مایع می‌تواند نتایج متفاوتی را داده باشد ولی با توجه به ماهیت دو مایع همه این پارامترها باید بطور یک جا برای هر مایع تغییر داده شوند. خلاصه نتایج به‌دست‌آمده از شکل ۲ در جدول ۲ آورده شده است.

جدول ۲. مقادیر نتیجه‌گیری شده از شکل ۱

مایع	$R_{max1}(\mu m)$	$R_{max2}(\mu m)$	$R_{min}(nm)$	$t_{os}(ns)$
آب	۴.۵	۱.۲	۷۰.۳	۷۳۶
خون	۳.۹۶	۰.۷۹۳	۸۶.۹	۶۹۷

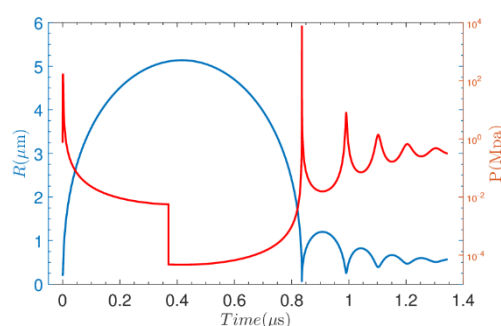
آنچه که از شکل ۱ و جدول ۲ می‌توان دریافت این است که زمان نوسان اول برای خون کمتر از آب است و بیشینه شعاع اول در زمان زودتر اتفاق می‌افتد. شعاع کمینه‌ای که حباب داخل خون می‌تواند به آن برسد بیشتر از حباب در داخل آب است؛ یعنی حدود ۱۷ نانومتر شعاع کمینه در دو مایع باهم اختلاف دارند.



شکل ۲. نمودار تغییرات شعاع حباب بر حسب زمان برای دو مایع آب (خط آبی) و خون (خط قرمز)

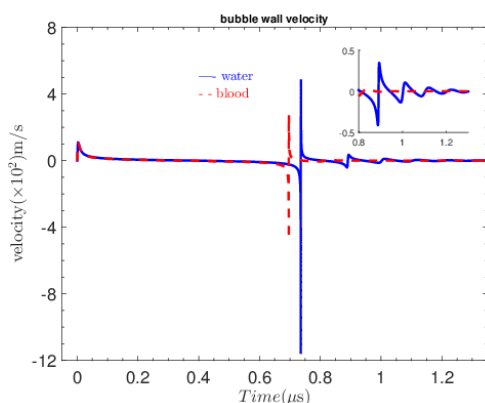
در شکل ۳ نمودار تغییرات فشار گاز داخل حباب بررسی شده است. در این شکل نشان داده شده است که فشار اولیه در زمان‌های نزدیک به صفر برای هر دو مایع یکی است. در نقطه‌ای شکست اپتیکی رخ می‌دهد و در اثر حضور لیزر و دادن انرژی به حباب و مایع پلاسمای اولیه‌ای در این نقطه شکل می‌گیرد و الکترون‌های اولیه از اتم‌ها جدا شده و با کسب انرژی از میدان لیزر شروع به حرکت کرده و با برخورد به سایر اتم‌ها، الکترون‌های ثانویه ایجاد می‌کنند. با گذشت زمان مشاهده می‌شود که مقدار فشار برای حباب داخل خون افزایش می‌یابد. این افزایش به این دلیل است که حباب زودتر به نقطه کمینه شعاع رسیده است و این افزایش تا زمانی که شعاع بیشینه حاصل شود، ادامه دارد. از این زمان به بعد فشار حباب برای خون کمتر از فشار حباب برای آب است. همچنین واضح است زمانی که فشار حباب به بیشینه می‌رسد زودتر اتفاق

چنان که در بالا اشاره شد تفاوتی که این شبیه‌سازی با سایر کارهای قبلی دارد این است که در اینجا زمان‌های اولیه رشد حباب نیز در نظر گرفته شده است. در بیشتر کارها شبیه‌سازی از لحظه اولین شعاع بیشینه شروع می‌شود. در این لحظه فشار حباب دارای یک پیک اولیه در نمودار خود است. با رشد و بزرگ شدن شعاع حباب و رسیدن به نقطه بیشینه شعاع، فشار درون حباب شروع به کاهش می‌کند. وقتی حباب فرو می‌ریزد، حباب دوباره شکل می‌گیرد و به دلیل تاثیر همزمان بخار و گاز دایمی تا به اندازه مشخصی کوچک می‌شود. با کاهش پیوسته گاز داخل حباب، فشار درون حباب کاهش می‌یابد تا اینکه حباب ناپدید شود.



شکل ۱. نمودار تغییرات هم زمان شعاع حباب (خط آبی) و فشار درون حباب (خط قرمز) برای مایع آب.

در معادله ۸ مقدار دیرش زمانی 5ns انتخاب شده است. انرژی لیزری نیز حدود 0.1nJ است. البته باید توجه شود که مقادیر به کار برده شده، مقادیر بهینه نیستند. در شکل ۲ تغییرات زمانی شعاع حباب برای خون و آب رسم شده است. در اینجا ما برای هر دو مایع فرض کردیم که شعاع اولیه حباب یکسان است. لیزر به این حباب می‌تابد و حباب شروع به انبساط می‌کند تا جایی که شعاع حباب به یک نقطه بیشینه‌ای می‌رسد و از این به بعد شعاع آن شروع به کاهش می‌کند و نوساناتی را در شعاع حباب مشاهده می‌شود. برای هر دو مایع نقطه شروع شبیه‌سازی یکسان است. این شکل ابتدا نشان می‌دهد که برای خون شعاع بیشینه‌ای حباب به آن می‌رسد کوچک‌تر از مایع آب است. همچنین وقتی نوسانات شروع می‌شود تعداد نوسانات انجام‌شده برای آب تا وقتی که به یک حالت تعادلی برسد بیشتر از تعداد نوسانات برای خون است. یا به عبارتی، در زمان‌های بزرگ‌تر از ۰/۸ میکرومتر به بعد تقریباً هیچ نوسانی در شعاع حباب داخل خون دیده نمی‌شود؛ در حالی که نوسان در شعاع حباب داخل آب همچنان وجود دارد. این تغییر ایجادشده (یعنی کاهش نوسانات در شعاع حباب در خون) با توجه به مقادیر جدول ۱ که تقریباً بیشتر مقادیر برای آب و خون متفاوت است؛ ولی بیشتر مربوط به اختلاف چسبندگی خون و آب است که تقریباً ۳ برابر چسبندگی آب است. باید اشاره شود



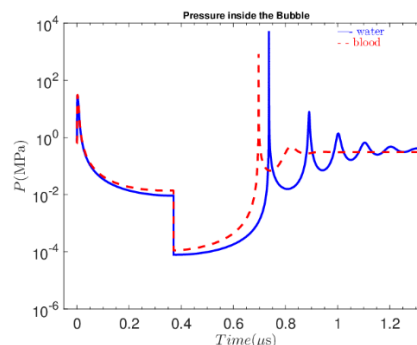
شکل ۴. نمودار تغییرات سرعت دیواره حباب

نتیجه‌گیری

در این کار به‌طور نظری عددی، شبیه‌سازی کاملی از نحوه تشکیل حباب در داخل خون و رشد آن به‌واسطه لیزر تابشی به خون انجام شد. اهمیت این بررسی و نتایج حاصل از آن در این است که امروزه جراحی‌های لیزری پیشرفت محسوسی داشته و تابش لیزر بر محل جراحی و خون موجود در آن ناحیه می‌تواند منجر به مواردی شود که خواه برای هدف مورد نظر مفید بوده و یا کلاً مضر باشد. بنابراین این نوع تحقیقات هر چند نظری، می‌تواند به بهبود شرایط در چنین جراحی‌هایی کمک کند. هر چند در این کار فقط تشکیل حباب در اثر تابش لیزر در خون بررسی شد؛ ولی بسیاری از موارد مهم و موثر در این پدیده که وابسته به نوع لیزر و زاویه تابش لیزر که می‌تواند باعث تغییر در دینامیک حباب شود هنوز بررسی نشده‌اند و می‌تواند هدف مناسبی برای برای کارهای بعدی باشد.

نتایج شبیه‌سازی عددی در این کار نشان داد که وقتی مایع هدف برای لیزر خون است حباب تشکیل شده دارای شعاع کمتر، تعداد نوسان کمتر و در نتیجه سرعت دیواره کمتر نسبت به آب است.

می‌افتد. در زمان‌های بیشتر از 0.8 میکروثانیه تقریباً نوسانی در فشار حباب داخل خون دیده نمی‌شود و فشار گاز داخل حباب مقداری ثابت است. در حالی که مطابق با شکل نوسانات همچنان در فشار حباب داخل آب وجود دارد و از لحاظ مقداری بیشتر از فشار حباب داخل خون است.



شکل ۳. نمودار تغییرات فشار داخل حباب بر حسب زمان. منحنی‌ها مانند شکل ۲ هستند.

در شکل ۴ نمودار سرعت دیواره حباب نشان داده شده است. در زمان‌های کمتر از 0.6 و بیشتر از 0.8 میکروثانیه تغییر چندان چشمگیری در مقدار سرعت وجود ندارد. در مابین این بازه سرعت بیشینه دیواره برای حباب داخل خون به مراتب کمتر از حباب داخل آب است. از روی این نمودار سرعت دیواره حباب داخل خون مابین 400 m/s و 300 m/s است؛ در حالی که برای حباب داخل آب مابین 1200 m/s تا 600 m/s است. که این نتیجه نیز با دو شکل قبلی کاملاً مطابقت دارد چون در نواحی گفته‌شده تغییرات زمانی در شعاع حباب دیده نمی‌شود، بدیهی است که سرعت دیواره نیز تغییر نخواهد کرد.

منابع

References

- [1] Barcikowski, S., Plech, A., Suslick, K.S. & Vogel, A. 2019 Materials synthesis in a bubble. *MRS Bull.* 44 (5), 382–391.
- [2] KAnitz, A., Kalus, M.R., G urevich, E.L., O stendorf, A., B arcikowski, S. & Amans, D. 2019, Review on experimental and theoretical investigations of the early stage, femtoseconds to microseconds processes during laser ablation in liquid-phase for the synthesis of colloidal nanoparticles. *Plasma Sources Sci. Technol.* 28 (10), 103001.
- [3] Vogel, A., Schweiger, P., F rieser, A., a siyo, M. & Birngruber, R. 1990 Intraocular Nd:YAG laser surgery: damage mechanism, damage range and reduction of collateral effects. *IEEE J. Quantum Electron.* 26 (12), 2240–2260.
- [4] A.G. Doukas, A.D. Zweig, J.K. Frisoli, R. Birngruber, T.F. Deutsch, Noninvasive determination of shock-wave pressure generated by optical breakdown, *Appl. Phys. B* 53 (1991) 237–245
- [5] R. Pecha, B. Gompf, (2000). Microimplosions: cavitation collapse and shock wave emission on a nanosecond time scale, *Phys. Rev. Lett.* 84 1328–1330
- [6] Sagar, H.J. & Elm octar, O. 2020 Dynamics of a cavitation bubble near a solid surface and the induced damage. *J. Fluids Struct.* 92, 102799.

- [7] Lauterborn, W. & Kurz, T. 2010 Physics of bubble oscillations. *Rep. Prog. Phys.* 73, 106501.
- [8] Keller, J.B. & Miksis, M. 1980 Bubble oscillations of large-amplitude. *J. Acoust. Soc. Am.* 68 (2), 628–633
- [9] Gilmore, F.R. 1952 The growth or collapse of a spherical bubble in a viscous compressible liquid. *Rep. No.26-4*, Hydrodynamics Laboratory, California Institute of Technology, Pasadena, CA.
- [10] Brennen, C. E., 1995, *Cavitation and Bubble Dynamics*, Oxford University Press, New York.
- [11] Noltingk, B.E.; Neppiras, E.A. (1952) Cavitation produced by ultrasonics. *Proc. Phys. Soc. B*, 63, 674.
- [12] Tai Gong, Xijing Zhu, Linzheng Ye, Yingze Fu (2024), Numerical study of cavitation shock wave emission in the thin liquid layer by power ultrasonic vibratory machining, *Scientific Reports* 14:16956