

شبیه سازی پدیده کاویتاسیون در بافت زنده

دکتر رسول صدیقی بناپی^۱، لادن علیلو^۲، رقیه جعفریان^۳

^۱ دانشکده فیزیک، دانشگاه صنعتی شریف، تهران

^۲ دانشکده علوم پایه، دپارتمان فیزیک، دانشگاه آزاد اسلامی واحد تهران شمال، تهران

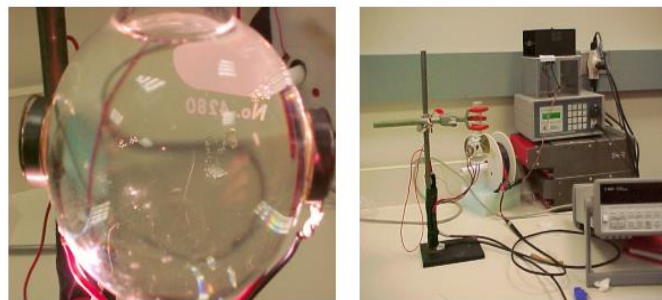
^۳ دانشکده علوم پایه، دپارتمان شیمی، دانشگاه آزاد اسلامی تبریز، تبریز. r.jafarian2010@gmail.com

چکیده

در این پروژه معادلات ریلی پلیست با کوپل کردن توسط معادله فشار KZK در ابزار شبیه سازی فرتن حل شده است که یک فالتکون بیولوژیکی معادل آب با معادلات آب خالص مقایسه شده است. مشاهده شده است که معادلاتی که برای آب استفاده شده است همان معادلات جواب مشابهی برای فالتکون های آب دارد. نمی توانیم فالتکون کاملاً آب را در نظر بگیریم چون در این حالت به نتایج کاملاً مشابهی در حالت حضور و عدم حضور KZK می رسیم و برای درمان بافت های سرطانی نتایج بدست آمده از فالتکون آب، داده های زیاد مناسبی نمی باشند و نیاز به بررسی این پدیده در محیط های دیگری از بدن داریم تا بتوانیم از آن ها در درمان بافت های آسیب دیده بهره جوییم.

مقدمه و روش آزمایش

سونولومینسانس عبارت از پدیده ای است که در آن یک حباب گازی به وسیله ی اعمال میدان صوتی متناوبی توسط یک سیال معین در شکم میدان فشاری گرفتار می شود و نوساناتی از آن ناشی می شود [1و2]. در پایان هر فروریزش هم منجر به تولید پالس های نورانی می شود که با استفاده از این پالس های نورانی، می توان یک حباب در یک محیط حاوی آب مثل بدن انسان ایجاد کرد که حرکت این حباب و دمای بالای آن در محیط ایجاد شده باعث از بین رفتن بافت های آسیب دیده بدن مثل بافت های سرطانی می شود [3و4]. در اینجا به شبیه سازی این پدیده توسط معادله فشار KZK و همچنین معادله ریلی پلیست که معادله اساسی حباب سونولومینسانسی می باشد توسط ابزار برنامه نویسی فرتن پرداخته شده است. با قرار دادن حباب سونولومینسانس متحرک در بدن انسان به عنوان یک محیط حاوی آب، اثرات تابش این حباب بر بافت آسیب دیده یا سرطانی بررسی می شود و شرایط اعمالی تحت این عمل مورد مطالعه قرار می گیرد [5و6و7]. در شکل 1 مراحل آزمایشگاهی تولید حباب سونولومینسانسی به تصویر کشیده شده است.



شکل 1: سیستم آزمایشگاهی برای تولید حباب سونولومینسانس شامل بالن، پیزوسرامیک، مولد موج سینوسی، تقویت کننده صوتی، القاگر متغیر.

$$\rho \left(R\ddot{R} + \frac{3}{2} \dot{R}^2 \right) = \left(P_0 + \frac{2\sigma}{R_0} \right) \left(\frac{R_0}{R} \right)^{3\gamma} - P_\infty(t) - \frac{2\sigma}{R_0} - 4\mu \frac{\dot{R}}{R} \quad (1) \text{ معادله تراکم ناپذیر ریلی-پلیست}$$

R_0 شعاع حباب، p_0 فشار محیطی سیال، σ کشش سطحی مایع، μ ضریب اول لزجت مایع می باشد.

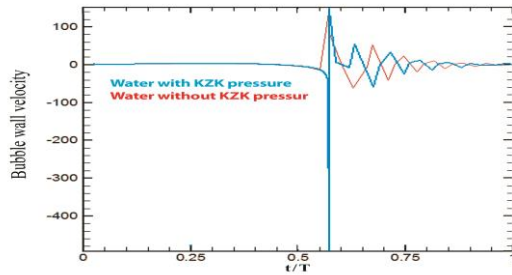
$$\frac{\partial}{\partial \tau} \left[\frac{\partial \rho}{\partial z} - \frac{\varepsilon}{C_0^3 \rho_0} P \frac{\partial \rho}{\partial \tau} - L_{abs} P \right] = \frac{C_0}{2} \Delta_{\perp} P \quad (2) \text{ معادله KZK}$$

ρ نشان دهنده ی فشار صوتی در پرتو، Z مختصات طول محور پرتو و \mathcal{E} فاکتور غیر خطی بافت است که برابر $78/4$ و $\tau = t - \frac{z}{c_0}$ نمایانگر زمان در مختصات در حال حرکت می باشد. عامل خطی L_{abs} نیز جذب باریکه ی

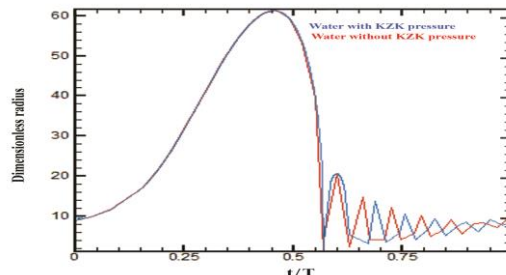
موج در انطباق با مختصه ی قدرت از بافت های بیولوژیکی رانشان می دهد. $\Delta_{\perp} = \frac{\partial^2}{\partial r^2} + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial r}$ ، $C_0 = 1614 \text{ m/s}$

نتیجه گیری

بررسی دینامیک شعاعی حباب در سیال آب در طول یک سیکل صوتی با شرایط اعمال وعدم اعمال فشار KZK



شکل 3: بررسی تغییرات سرعت دیواره حباب

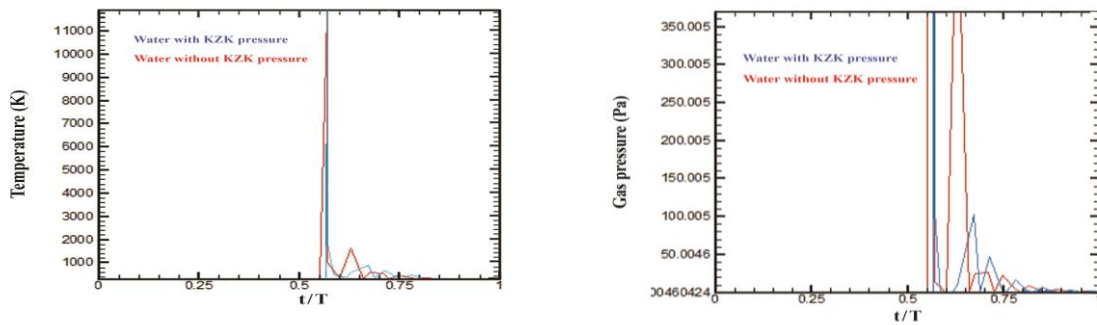


شکل 2: بررسی تغییرات شعاع حباب

با توجه به شکل 2 هم فاز شدن موج صوتی با تراکم حباب موجب افزایش خیلی زیاد آهنگ تراکم حباب شده و فشرده شدن گاز درون حباب را موجب می شود. در این لحظه دمای درون حباب به شدت افزایش می یابد و شرایط برای انجام واکنش های شیمیایی مناسب می شود. در این لحظه در حدود چند نانو ثانیه فروریزش رخ می دهد و نور گسیل می شود پس از آن شعاع به مقدار اولیه اش (R_0) بر می گردد. دامنه سرعت شعاعی حباب سونولومینسانسی در تمام طول سیکل افزایش، حرکت یکنواختی دارد و در حوالی فروریزش است که ناگهان بزرگ می شود. با توجه به شکل 3 سرعت شعاعی حباب سونولومینسانسی در تمام طول یک سیکل صوتی به جز در حوالی نقطه فروریزش، مقدار ناچیزی دارد در حالی که در نقطه فروریزش خود این مقدار ناچیز به مقدار قابل ملاحظه ای می رسد. پس نتیجه گرفته می شود که حرکت شعاعی حباب فقط در لحظه فروریزش خود دارای تغییرات ناگهانی شدیدی می باشد. از آن جایی که آب در شرایط با فشار KZK نسبت به حالت آدیاباتیک منظم تر است، حباب با فشار KZK نسبت به حالت آدیاباتیک با سرعت بیشتری نوسان می کند ولی در نهایت همه این نوسان ها مسیر یکنواختی را طی می کند. نیروی جرم افزوده و جرکنس و کشش و اینرسی در لحظه فروریزش حباب اثر قابل توجهی بر حرکت انتقالی حباب دارد. پس برآیند این نیروها ممتوم لازم برای چنین جهشی در حباب را فراهم می نماید.

بررسی فشار و دما نسبت به زمان با شرایط اعمال وبدون اعمال فشار KZK

همانطور که در شکل 4 دیده می شود در ابتدا حباب کوچکتر و فشار درون آن کمتر می باشد، سپس که حباب بزرگ تر و بزرگ تر می شود فشار درون آن نیز افزایش می یابد بعد از فروریزش فشار آن خیلی کم و یا به صفر می رسد.



شکل 5: بررسی تغییرات دمای درون حباب نسبت به زمان

شکل 4: بررسی تغییرات فشار نسبت به زمان

اگر لزجت سیال بیشتر باشد ماکزیمم فشار درون حباب که در لحظه فروریزش رخ می دهد کاهش یافته و دیرتر اتفاق می افتد. در شکل 5 مشاهده می شود که همانند فشار گاز دمای درون حباب با بزرگ تر شدن و افزایش تراکم گاز زیادتر می شود. بیشینه دمای گاز درون حباب در لحظه فروریزش رخ می دهد. در لحظه فروریزش به علت انقباض بسیار سریع حباب که در حدود چند پیکو ثانیه است محتویات درون حباب به شدت متراکم می شوند و همین تراکم باعث افزایش فشار درون حباب و نهایتا موجب بالا رفتن دمای حباب می شود. چنین افزایش دما برای برای پس جهش های بعدی حباب نیز وجود دارد. با مقایسه دو حالت اعمال و عدم اعمال فشار kzk پی بردیم که در اثر اعمال فشار kzk دما به اندازه 10 درصد افزایش می یابد که این 10 درصد برای ایجاد حباب سونولومینسانسی در بدن انسان و از بین بردن بافت سرطانی (به وسیله ایجاد این حباب) مقدار آن چنان زیادی نمی باشد، که بتوان به این وسیله دمای بالای لازم برای از بین بردن بافت سالم را بدست آورد و نیز این نتیجه رسیدیم که برای ایجاد حباب سونولومینسانسی مورد نیاز برای روش درمانی اچ آی اف یو (که از طریق اعمال فشار ثانوی در محیط سیال آب) صورت می گیرد، محیط آب به عنوان یک سیال برای ایجاد این حباب، محیط چندان مساعدی نمی باشد و داده های به دست آمده از این روش فرق محسوسی با داده های به دست آمده برای حباب ایجاد شده در سیال آب خالص به روش شبه آدیاباتیک دارند. پس ما نیاز به بررسی این پدیده در محیط های دیگری از بدن همچون بافت های چربی، ران و یا کبد و یا امثال آنها داریم تا بتوانیم به دمای بالای مد نظر برای از بین بردن بافت سرطانی برسیم.

References

- [1] Weninger K., Hiller R., Barber B., Lacoste D., Putterman, "Sonoluminescence from Single Bubbles in Nonaqueous Liquids – New Parameter Space for Sonochemistry" *J. Phys. Chem.*, Vol. 99, PP.14195–14197, 1995.
- [2] Reddy A.J, and Szwei A.J, "Coupled Dynamics of translation and collapse of acoustically driven microbubbles", *J. Acoust.Soc. Am.* 112(4).pp: 1346-1352, 2002.
- [3] SuSlick, k., "Sonoluminescence and sonochemistry", Encyclopedia of Physical Science and Technology, 3rd Ed., Academic press, Inc. ; Sandiege, 2001.
- [4] Brujan, E.A., "The role of cavitation microjets in the therapeutic of applications of ultrasound," *Ultrasound in medicine and biology*, Vol. 30(3), 381-387, 2004.
- [5] Akhatov, I., Mettin, R., Ohl, C. D., Parlitz, U., and Lauterborn, W., "Bjerknes force threshold for stable single bubble sonoluminescence," *Phys. Rev. E*, Vol. 55(3), PP. 3747, 1997.
- [6] Vazquez G., Putterman S., "Temperature and Pressure Dependence of Sonoluminescence" *Phys. Rev. Lett.*, Vol. 85, No. 14, PP. 3037-3040, 2000.
- [7] Goldberg B.B., Liu. J.B, and Foresberg, 1994, "Ultrasound contrast agents a review", *Ultrasound Med.Biol.* 20, pp:319-333.