



محاسبه ضرایب پخش بافت سالم و تومور با استفاده از روش لونبرگ-مارکوات

پدرام میرچی¹، مسعود ضیاء بشرحق^{2*}، مجید سلطانی³

1- دانشجوی کارشناسی ارشد، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

2- دانشیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

3- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی خواجه نصیرالدین طوسی، تهران

* صندوق پستی 19395-1999، mzia@kntu.ac.ir

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 20 دی 1395

پذیرش: 02 اسفند 1395

ارائه در سایت: 14 فروردین 1396

کلید واژگان:

مسائل معکوس

لونبرگ-مارکوات

تومور

بافت سالم

تخمین پارامتر

چکیده

در مقاله حاضر ضریب پخش در یک بافت سالم و تومور با استفاده از روش مسائل معکوس تخمین زده می‌شود. برای این کار ابتدا توزیع پخش دارو (با فرض ضریب پخش یکنواخت و آیزنتروپیک) در بافت به عنوان مسئله مستقیم در نظر گرفته شده است. در مسئله مستقیم معادله حاکم، معادله پخش-جابجایی می‌باشد که فرم تعمیم یافته قانون فیک است. در این جا یک چشمه و یک چاه تعریف می‌گردد به صورتی که، چشمه تحت عنوان نرخ انتقال ماده حل شدنی بر واحد حجم از رگ به فضای بافت و چاه تحت عنوان نرخ انتقال ماده حل شدنی بر واحد حجم از فضای میان بافتی به رگ‌های لنفاوی، به این معادله‌ها اضافه می‌گردد. برای حل مسئله مستقیم روش تفاضل محدود در نظر گرفته شده است. سپس ضرایب پخش بافت سالم و تومور را توسط روش تخمین پارامتر لونبرگ-مارکوات تقریب می‌زنیم. این روش براساس کمینه کردن مجموع مربعات خطاها می‌باشد که در مقاله حاضر اختلاف بین غلظت تخمینی و غلظت اندازه گیری شده توسط تصاویر پزشکی (شبیه سازی شده به صورت عددی) به عنوان خطا در نظر گرفته می‌شود. نهایتاً، نتایج به دست آمده توسط روش لونبرگ-مارکوات پاسخ های قابل قبولی در تخمین ضرایب پخش بافت سالم و تومور ارائه داد.

Calculation of diffusion coefficients in a normal tissue and tumor using the Levenberg-Marquardt method

Pedram Mirchi, Masoud Ziabasharhagh*, Madjid Soltani

Department of Mechanical Engineering, K. N. Toosi University of Technology, Tehran, Iran

* P.O.B. 19395-1999 Tehran, Iran, mzia@kntu.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper
Received 09 January 2017
Accepted 20 February 2017
Available Online 03 April 2017

Keywords:

Inverse problems
Levenberg-Marquardt
Tumor
Normal tissue
Parameter estimation

ABSTRACT

In this paper, the diffusion coefficient in a normal tissue and tumor are to be estimated by the method of inverse problems. At the beginning, distribution of drug (with the assumption of uniform and isentropic diffusion coefficient) in the tissue is considered as the direct problem. In the direct problem, the governing equation is the convection-diffusion, which is the generalized form of Fick's law. Here, a source and a sink are defined; the source as the rate of solute transport per unit volume from blood vessels into the interstitial space and the sink as the rate of solute transport per unit volume from the interstitial space into lymph vessels are added to this equation. To solve the direct problem, the finite difference method has been considered. Additionally, the diffusion coefficient of a normal tissue and tumor will be approximated by parameter estimation method of Levenberg-Marquardt. This method is based on minimizing the sum of squared errors which, in the present study considered error is the difference of the estimated concentration and the concentration measured by medical images (simulated numerically). Finally, the results obtained by Levenberg-Marquardt method have provided an acceptable estimation of diffusion coefficient in normal tissue and tumor.

1- مقدمه

سرطان با روی آوردن به روش های محاسباتی آغاز شده و تغییرات اساسی کرده است. روش های محاسباتی با به کارگیری مدل های ریاضی درصدد یافتن راهی برای تولید ابزار پیش بینی با استفاده از پارامترها و اطلاعات تجربی هستند. علوم ریاضی، فیزیک و مکانیک همراه تحقیقات ژنتیکی درباره سرطان و درمان آن، پنجره جدیدی به سوی روش های نوین چند رشته ای (ریاضی و محاسبات بیولوژی، مهندسی پزشکی و پردازش تصویر) گشوده است [2].

پژوهش های بسیاری در زمینه دارورسانی به تومور انجام شده است.

در سال های اخیر مدل سازی سیستم های زیستی باعث پیشرفت و توسعه علم پزشکی شده است. گزارش های منتشر شده در سال 2007 تا 2008 در کشور ایالات متحده آمریکا نشان می دهد که سرطان در آسیا رتبه اول و در آمریکای شمالی رتبه دوم را در مرگ و میر انسان ها دارد [1]. پیچیدگی های تومور باعث شده که روش های مرسوم برای درمان دارویی تومور مانند شیمی درمانی غیر موثر و پرهزینه شوند.

به دلیل خطرات و سختی های روش های آزمایشگاهی، تحقیقات درباره

Please cite this article using:

P. Mirchi, M. Ziabasharhagh, M. Soltani, Calculation of diffusion coefficients in a normal tissue and tumor using the Levenberg-Marquardt method, *Modares Mechanical Engineering*, Vol. 17, No. 4, pp. 1-8, 2017 (in Persian)

برای ارجاع به این مقاله از عبارت ذیل استفاده نمایید:

می‌توان به پژوهش‌های جین و همکاران [3-5] اشاره نمود که اقدامات اساسی و پایه‌ای را با استفاده از اصول مکانیک سیالات در زمینه مطالعات مربوط به تومور انجام داده‌اند. در کار آن‌ها جریان میان‌بافتی بررسی و به فشار میان‌بافتی به‌عنوان یک عامل تأثیرگذار توجه شده است. آن‌ها با استفاده از روش المان محدود، مدلی از انتقال سیال و درشت مولکول‌ها¹ در تومور را بعد از تزریق ارائه دادند. مدل آن‌ها جریان سیال و انتقال دارو را به‌طور همزمان حل و حرکت دارو در بافت و عبور آن از دیواره‌ی مویرگ را بررسی می‌کرد.

سلطانی و همکاران [7,6] مدل ریاضی جریان میان‌بافتی را به‌منظور مدل‌سازی معادله پیوستگی و مومنتم در تومورهای کروی توسعه دادند. آن‌ها دو پارامتر جدید را معرفی کردند: 1. قطر تومور بحرانی 2. قطر بافت مرده بحرانی. آن‌ها همچنین مدل‌شان را بر روی هندسه‌های مختلفی از تومور به منظور مطالعه تأثیر شکل و اندازه تومور بر رسانش دارو اعمال و نیز اثرات جریان خون در شبکه مویرگی ناشی از تومور را بر جریان میان‌بافتی، مدل‌سازی کردند.

سفیدگر و همکاران بر حل چند مقیاسی همزمان جریان درون‌بافتی و جریان خون در شبکه مویرگی اطراف تومور، مدل‌سازی عددی رسانش دارو در شبکه مویرگی توموری دینامیک، تحقیقاتی را انجام داده‌اند [8]. آن‌ها همچنین تأثیر شکل و موقعیت تومور بر تشکیل شبکه مویرگی متأثر از تومور برای رسانش جریان خون به بافت سرطانی را مورد بررسی قرار دادند [9].

در مدل‌سازی ریاضی نیاز به خواص بافت داریم که در هر فردی متفاوت است و در حال حاضر فقط از یکسری اعداد مشخص استفاده می‌شود که از ضعف‌های مدل‌سازی ریاضی می‌باشد. با استفاده از مسائل معکوس می‌توان این مشکل را برطرف و پارامترهای بافت بدن هر انسانی را تخمین زد. یکی از این خواص ضریب پخش یافت سالم و تومور است که وابسته به حرکت مولکولی از غلظت بالا به سمت غلظت پایین‌تر می‌باشد که با دانستن آن می‌توانیم میزان رسانش دارو را کنترل و باعث بهبود روش درمان شویم.

از طرفی در سالیان گذشته محققان با استفاده از آنالیز معکوس پارامترهای دخیل در انتقال حرارت مانند ضریب هدایت را توانستند تخمین بزنند اما این روش کمتر در زمینه بافت و خون استفاده شده است.

از نمونه کارهایی که در زمینه زیستی انجام شده می‌توان به تحقیقات جلالی و همکاران [10] اشاره نمود که به تخمین چشمه حرارتی و ضریب انتقال حرارت در سطح پوست با استفاده از روش گرادیان مزدوج با مسئله الحاقی پرداختند.

در مسائل معکوس تعدادی از اطلاعات موجود در مسائل مستقیم مانند هندسه، شرایط مرزی، شرایط اولیه و همچنین پارامترهای دخیل در معادلات حاکم نامعلوم بوده و هدف تخمین آن‌ها به کمک داده‌های خروجی (دما، غلظت و...) می‌باشد.

عموماً مسائل معکوس به دو دسته تخمین پارامتر و تخمین تابع تقسیم می‌شوند. در مسائل تخمین پارامتر مجهولات چند پارامتر مستقل هستند مانند مقاله حاضر که هدفمان تخمین ضرایب پخش یافت سالم و تومور است. اما در مسائل تخمین تابع هدف تخمین یک تابع مجهول مانند شار جرمی به صورت تابعی از زمان و مکان می‌باشد.

یکی از مهمترین مزایای استفاده از مسائل معکوس در زمینه بافت بدن همکاری بسیار نزدیک میان تحقیقات آزمایشگاهی و نتایج تئوری می‌باشد. به عنوان مثال در تحقیقات آزمایشگاهی میزان غلظت دارو در طول زمان را برای

در مسئله مستقیم ابتدا توزیع فشار میان‌بافتی را محاسبه می‌کنیم سپس طبق رابطه داری سرعت متناظر را به‌دست آورده و در نهایت با معلوم شدن آن‌ها توزیع غلظت را با استفاده از معادله پخش-جابجایی محاسبه می‌نماییم.

هندسه مسئله شامل دو بخش دایره‌ای شکل بافت سالم و تومور به‌صورت "شکل 1" است. شعاع تومور 1.2 cm و شعاع بافت سالم 3.6cm می‌باشد. لازم به ذکر است در هندسه مسئله از شبکه مویرگی یکنواخت استفاده کردیم یا به عبارتی تمام دامنه بافت را مویرگ در نظر گرفتیم.

مشاهدات تجربی داری نشان داد که سرعت سیال در ماده متخلخل، متناسب با گرادیان فشار است؛ پس سرعت سیال در ماده متخلخل به کمک معادله (1) بیان می‌شود:

$$v_i = -k \nabla P_i \quad (1)$$

که k ضریب رسانش هیدرولیکی میان‌بافتی می‌باشد. معادله پیوستگی با وجود چشمه و چاه به شکل رابطه (2) در می‌آید [3]:

$$\nabla \cdot v_i = \phi_b - \phi_i \quad (2)$$

ϕ_b نرخ جریان سیال بر واحد حجم از رگ‌های خون به فضای میان‌بافتی (چشمه) و ϕ_i نرخ جریان سیال بر واحد حجم از بافت به رگ‌های لنفاوی (چاه)

² Particle swarm optimization

¹ Macromolecules

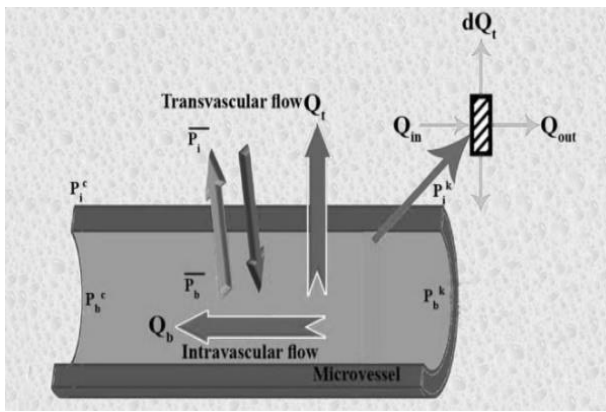


Fig. 2 Flow through the capillary [7]

شکل 2 جریان عبوری از مویرگ [7]

جدول 1 خواص مواد بافت سالم و تومور استفاده شده در شبیه سازی

Table 1 Material properties of normal and tumor tissues used in numerical simulations

مراجع	بافت تومور	بافت سالم	پارامتر
[6]	31.05×10^{-15}	6.41×10^{-15}	$K[m^2/Pa \cdot s]$
[6]	21.0×10^{-12}	2.7×10^{-12}	$L_p[m/Pa \cdot s]$
[6]	20000	7000	$S/V[1/m]$
[6]	2080	2080	$P_b[Pa]$
[6]	2660	2660	$\pi_b[Pa]$
[6]	1995	1330	$\pi_i[Pa]$
[6]	0.82	0.91	σ_s
[13]	-	0	$P_L[Pa]$
[4]	-	8×10^{-7}	$L_{pL}S/V[1/Pa \cdot s]$

در نتیجه مقدار شار جرمی از رابطه (7) به دست می آید:

$$j_m = -D_{eff} \nabla C + v_i C \quad (7)$$

که در آن D_{eff} ضریب پخش موثر، j_m شار جرمی و C غلظت دارو می باشد. قانون دوم فیک بیشتر برای محیط های ناپایا استفاده می شود و بصورت معادله (8) می باشد [3]:

$$\frac{\partial C}{\partial t} = D_{eff} \nabla^2 C - \nabla \cdot (v_i \cdot C) + (\phi_b - \phi_i) \quad (8)$$

ϕ_b نرخ انتقال ماده حل شدنی بر واحد حجم از رگ ها به فضای میان-بافتی (چشمه) و ϕ_i نرخ انتقال ماده حل شدنی بر واحد حجم از فضای میان-بافت به رگ لنفاوی (چاه) می باشد.

انتقال ماده حل شدنی از دیواره رگ ها به میان بافت به دو طریق جابجایی و پخش صورت می پذیرد. گرادیان غلظت (اختلاف غلظت پلاسما و غلظت میان بافتی) منجر به مکانیزم پخش و حرکت سیال به دلیل وجود گرادیان فشار منجر به انتقال جابجایی مواد حل شدنی می شود. معادلات مختلفی به منظور محاسبه نرخ خروجی مواد حل شدنی از دیواره رگ ارائه شده است. از جمله این معادلات معادله پتک [14] می باشد که به صورت عبارت (9) بیان می گردد.

$$\phi_b = \phi_b(1 - \sigma_f)C_p + \frac{PS}{V}(C_p - C) - \frac{Pe}{e^{Pe} - 1} \quad (9)$$

Pe عدد پکلت می باشد که نشان دهنده نسبت نرخ جابه جایی به پخش از دیواره مویرگ می باشد و به وسیله جمله (10) بیان می شود [3]:

$$Pe = \frac{\phi_b V}{PS}(1 - \sigma_f) \quad (10)$$

σ_f ضریب بازتاب فیلتراسیون و P ضریب نفوذپذیری مویرگ می باشد. C_p غلظت پلاسما است که در تزریق پیوسته میزان آن ثابت (ثابت C_p) و در تزریق توده ای مقدار آن به صورت نمایی $C_p = C_p^0 e^{-\frac{t}{\tau}}$ می باشد. جین و همکاران سیستم لنف را به صورت توزیع یکنواخت و طبق رابطه (11) در نظر

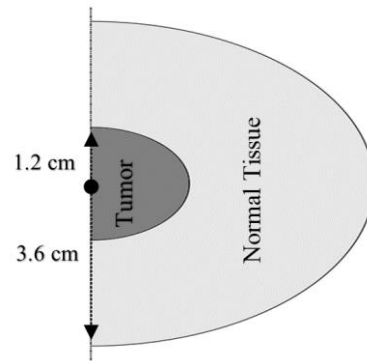


Fig. 1 Geometry of the direct Problem. A circular tumor surrounded by circular normal tissues

شکل 1 هندسه مسئله مستقیم. تومور دایره ای شکل که توسط بافت سالم احاطه شده است.

می باشد. ϕ_b همان جریان تراوایی است که از طریق قانون استارلینگ [11] که بعدها توسط کدم و کاتچلاسکی اصلاح شد به صورت رابطه (3) قابل محاسبه است [12]:

$$\phi_b = \frac{L_p S}{V}(P_b - P_i - \sigma_s(\pi_b - \pi_i)) \quad (3)$$

σ_s ضریب انعکاس اسمزی متوسط برای پروتئین پلاسما، π_i فشار اسمزی سیال میان بافتی، π_b فشار اسمزی پلاسما، L_p رسانش (هدایت) هیدرولیکی دیواره مجرا، P_b فشار خون، P_i فشار میان بافتی و S/V مساحت سطح بر واحد حجم بافت است.

"شکل 2" شماتیک جریان عبوری از مویرگ را نشان می دهد. جمله لنف که به صورت یکنواخت در بافت سالم فرض شده از طریق رابطه (4) محاسبه می گردد [3]:

$$\phi_l = \frac{L_{pL} S_L}{V}(P_i - P_L) \quad (4)$$

در رابطه (4)، $L_{pL} S_L/V$ ضریب فیلتراسیون لنف می باشد. با قرار دادن روابط (2)، (3) و (4) در معادله دارسی، معادلات فشار میان بافتی را می توانیم از معادله (5)، به دست بیاوریم [3]:

$$\begin{aligned} \nabla^2 P_i|_{\text{Tumor}} &= \frac{L_p S}{KV}(P_i - P_b - \sigma_s(\pi_i - \pi_b)) \\ \nabla^2 P_i|_{\text{Normal Tissue}} &= \frac{L_p S}{KV}(P_i - P_b - \sigma_s(\pi_i - \pi_b)) \\ &\quad + \frac{L_{pL} S_L}{KV}(P_i - P_L) \end{aligned} \quad (5)$$

برای معادلات (5) شرایط مرزی طبق رابطه (6) برقرار است:

$$\begin{aligned} P_i &= 0 && \text{مرز خارجی بافت سالم} \\ \nabla P_i &= 0 && \text{مرکز تومور} \\ P_i|_{\text{Tumor}} &= P_i|_{\text{Normal Tissue}} \\ -k \nabla \cdot P_i|_{\text{Tumor}} &= -k \nabla \cdot P_i|_{\text{Normal Tissue}} \end{aligned} \quad (6)$$

مقادیر مربوط به پارامترهای جریان میان بافتی مرتبط با بافت های توموری و سالم در جدول 1 فهرست شده است.

معادلات حاکم در محیط رسانش دارو قانون فیک¹ می باشد. قانون نفوذ فیک، نفوذ را از لحاظ آماری در محیط های پیوسته بررسی کرده و ضریب نفوذ را تعریف می کند. قانون نخست فیک برای نفوذ در حالت پایا به کار می رود. مقدار شار جرمی شامل هر دو مکانیزم جابجایی و پخش است. مکانیزم پخش بافت های بیولوژیکی از قانون اول فیک به دست می آید. ترم جابجایی نیز وابسته به سرعت سیال میان بافتی در نظر گرفته می شود.

¹ Fick's law

گرفتند [3]:

$$\varphi_1 = \begin{cases} \varphi_1 C & \text{بافت سالم} \\ 0 & \text{تومور} \end{cases} \quad (11)$$

برای معادلات (11) شرایط مرزی طبق رابطه (12) برقرار است:

$$\begin{aligned} -n \cdot \nabla C &= 0 & \text{مرز خارجی بافت سالم} \\ j_m &= 0 & \text{مرکز تومور} \\ C|_{\text{Tumor}} &= C|_{\text{Normal Tissue}} \\ j_m|_{\text{Tumor}} &= j_m|_{\text{Normal Tissue}} \end{aligned} \quad (12)$$

n بردار نرمال مرز است. پارامترهای مدل انتقال ماده حل شدنی که از کار بکستر و جین [3] به دست آمده، را می‌توان در جدول 2 مشاهده کرد.

3- مسئله معکوس

در مقاله حاضر هدف تخمین ضریب پخش یافت سالم و تومور می‌باشد. در ابتدا این دو پارامتر را مجهول در نظر می‌گیریم و با استفاده از داده‌هایی که از تصاویر پزشکی (که در این جا شبیه‌سازی شده است) دریافت می‌کنیم پارامترها را تخمین می‌زنیم. برای این منظور باید یک تابع هدف تعریف کنیم که عبارت است از اختلاف بین غلظت‌های اندازه‌گیری شده و غلظت‌های تخمینی، سپس تابع هدف مذکور را کمینه می‌کنیم. تابع هدف براساس روش کمترین مربعات به شکل عبارت ماتریسی (13) بیان می‌شود [15].

$$S(q) = [C^m - C^c(q)]^T [C^m - C^c(q)] \quad (13)$$

که C^m غلظت اندازه‌گیری شده توسط تصاویر پزشکی می‌باشد. برای این منظور ابتدا مسئله مستقیم با فرض دانستن پارامترهای مجهول حل می‌شود و به علت وجود اغتشاش در دستگاه اندازه‌گیری یک اغتشاش به غلظت محاسبه شده مطابق جمله (14) اضافه می‌گردد:

$$C^m = C^c + \psi \times \omega \times \max(C^c) \quad (14)$$

ψ توسط تابع توزیع نرمال با میانگین صفر و انحراف از معیار یک به دست می‌آید که مقدار آن $2.576 < \psi < -2.576$ می‌باشد. برای کمینه کردن تابع هدف از روش لونیگ-مارکوات استفاده می‌نماییم.

4- روش لونیگ-مارکوات

در سال 1944 کنت لونیگ برای اولین بار این روش را ارائه داد و بعدها در سال 1963 دونالد مارک آن را کامل تر کرد. لونیگ-مارکوات یک روش تکراری حل مسائل کمترین مربعات غیرخطی¹ تخمین پارامتر می‌باشد. این روش شامل مسئله مستقیم، مسئله معکوس، فرایند تکرار، معیار توقف و الگوریتم محاسباتی است. همان‌طور که پیش تر بیان شد گام اساسی در حل

جدول 2 پارامترهای مدل انتقال ماده حل شدنی در مدل‌سازی عددی

پارامتر	بافت	بافت سالم	مرجع
σ_f	بافت سالم	0.9	[3]
	بافت تومور	0.9	
$D_{eff} [m^2/s]$	بافت سالم	0.16×10^{-12}	[3]
	بافت تومور	2.0×10^{-12}	
$P [m/s]$	بافت سالم	2.2×10^{-9}	[3]
	بافت تومور	17.3×10^{-9}	
$\tau [hr]$	پلازما	6.1	[3]

¹ Non-linear least squares

مسئله معکوس مینیمم کردن تابع هدف می‌باشد که برای دستیابی به این منظور باید از آن نسبت به پارامتر مجهول مشتق گرفته و برابر صفر قرار دهیم:

$$\frac{\partial S(q)}{\partial q_1} = \frac{\partial S(q)}{\partial q_2} = \dots = \frac{\partial S(q)}{\partial q_N} = 0 \quad (15)$$

با معادل قرار دادن $S(q)$ در رابطه (15) به شکل جدید گرادین تابع هدف به صورت عبارت (16) می‌رسیم:

$$\nabla S(q) = 2 \left[-\frac{\partial C^c(q)}{\partial q} \right] [C^m - C^c(q)] = 0 \quad (16)$$

از طرفی ماتریس جاکوبین² نیز به صورت رابطه (17) تعریف می‌شود [16]:

$$J(q) = \left[\frac{\partial C^c(q)}{\partial q} \right]^T \quad (17)$$

در واقع این ماتریس حساسیت کمیت تخمینی نسبت به پارامتر مجهول را بیان می‌کند. در مقاله حاضر که ماتریس جاکوبین میزان حساسیت غلظت تخمینی نسبت به پارامترهای مجهول که در این جا ضریب پخش یافت سالم و تومور می‌باشد را نشان می‌دهد که طبق رابطه (18) تعریف می‌شود:

$$J_{ij} = \frac{C_i(q_1, q_2, \dots, q_j + \varepsilon q_j, \dots, q_N) - C_i(q_1, q_2, \dots, q_j, \dots, q_N)}{\varepsilon q_j} \quad (18)$$

q پارامتر مجهول، j شمارنده پارامترها و i شمارنده اندازه‌گیری‌ها می‌باشد. با تعریف ماتریس جاکوبین معادله (16) به صورت (19) در می‌آید:

$$\nabla S(q^k) = -2(J^k)^T [C^m - C^c(q^k)] = 0 \quad (19)$$

در مسائل غیرخطی ماتریس جاکوبین تابع پارامترهای مجهول می‌باشد. بنابراین برای حل معادله (19) نیاز به انجام یک فرایند تکراری با خطی‌سازی بردارهای غلظت تخمینی C^c توسط بسط تیلور حول q^k در تکرار k می‌باشیم:

$$C^c(q) = C^c(q^k) + J^k(q - q^k) \quad (20)$$

با مرتب کردن عبارت حاصل و استفاده از روش تکراری گوس به بردار پارامترهای مجهول دست می‌یابیم:

$$q^{k+1} = q^k + [(J^k)^T J^k]^{-1} (J^k)^T [C^m - C^c(q^k)] \quad (21)$$

در مسائل بدووضع ریاضی $|(J^k)^T J^k| \approx 0$ اتفاق می‌افتد و به دنبال آن فرایند تکرار قابل ادامه نمی‌باشد و نمی‌توان پارامتر مجهول را محاسبه نمود. روش لونیگ-مارکوات برای حل این بحران رابطه (21) را به صورت رابطه (22) اصلاح می‌کند:

$$q^{k+1} = q^k + [(J^k)^T J^k + \mu^k \Omega^k]^{-1} (J^k)^T [C^m - C^c(q^k)] \quad (22)$$

در واقع با به کار بردن $\mu^k \Omega^k$ باعث کم کردن نوسانات و ناپایداری‌های موجود در مسئله می‌شویم. روش‌های مختلفی از لونیگ-مارکوات وجود دارد که عمدتاً تفاوت آن‌ها در انتخاب μ و Ω می‌باشد. در مقاله حاضر مقدار اولیه پارامتر دمپ $\mu^0 = 0.001$ و ماتریس قطری Ω از رابطه (23) تعریف می‌گردد.

$$\Omega^k = \text{diag}[(J^k)^T J^k] \quad (23)$$

برای به جواب رسیدن از طریق رابطه (22) نیاز به یک معیار همگرایی می‌باشد که دنیس و اشنابل معیار توقف را به صورت (24) ارائه دادند [17]:

$$S(q^{k+1}) < \varepsilon \quad (24)$$

الگوریتم محاسباتی این روش به شکل زیر می‌باشد

² Jacobian matrix

با به دست آمدن توزیع فشار و قرار دادن آن در معادله دارسی توزیع سرعت مطابق "شکل 4" به دست می آید. نتایج سرعت نیز مطابق تحقیقات جین و همکاران [3] نشان می دهد که حداکثر سرعت در مرز تومور وجود دارد و میزان آن در داخل تومور تقریباً صفر است.

با استفاده از توزیع فشار و سرعت به دست آمده در مرحله قبل و همچنین حل عددی معادله (8) از طریق روش تفاضل محدود با اعمال شرایط مرزی و با فرض تزیق توده ای $C_p = C_p^0 e^{-\frac{t}{\tau}}$ به توزیع غلظت دارو مطابق "شکل 5" می رسیم. در توزیع دارو به خصوص در ناحیه توموری نرخ پخش از مویرگ ها و داخل بافت اهمیت بیشتری نسبت به نرخ جابجایی از مویرگ ها و انتقال جابجایی در داخل بافت دارد. فشار میان بافتی یکنواخت باعث ایجاد گرادیان فشار صفر و در نتیجه طبق قانون دارسی سرعت صفر می شود. بنابراین جابجایی که وابسته به سرعت است اثر کمتری در رسانش دارو دارد. همان طور که از "شکل 5" معلوم است حداکثر غلظت در مرز تومور وجود دارد و علت آن وجود سرعت حداکثر در مرز تومور و تقویت اثر جابجایی در مرز تومور می باشد. توزیع غلظت دارو در مقاله حاضر مشابه نتایج سفیدگر و همکاران [8] جین و بکستر [3] و آرفین و همکاران [19] می باشد.

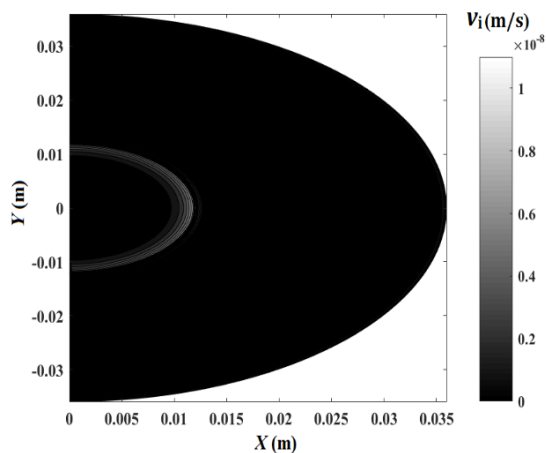


Fig. 4 The contour of interstitial velocity in the domain for both normal and tumor tissues

شکل 4 کانتور سرعت میان بافتی برای دامنه بافت سالم و بافت تومور

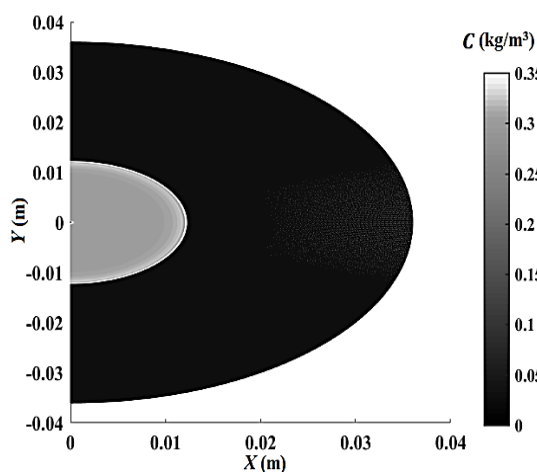


Fig. 5 The contour of Drug concentration in the domain for both normal and tumor tissues after 8 hours

شکل 5 کانتور غلظت دارو برای دامنه بافت سالم و بافت تومور بعد از 8 ساعت

1- حل مسئله مستقیم (8) با اعمال حدس اولیه برای پارامترهای مجهول

$$C_i^c = C_1^c, C_2^c, \dots, C_l^c$$

2- محاسب $S(q^k)$ از معادله (13)

3- محاسبه ماتریس جاکوبین J^k و Ω^k

4 - حل معادله (25)

$$[(J^k)^T J^k + \mu^k \Omega^k] \Delta q^k = (J^k)^T [C^m - C^c(q^k)]$$

که:

$$\Delta q^k = q^{k+1} - q^k$$

5- بروزرسانی پارامتر تخمین

6- حل مسئله مستقیم (8) با پارامتر جدید q^{k+1} به منظور به دست آوردن $C^c(q^{k+1})$ و سپس به دست آوردن $S(q^{k+1})$

7- اگر $S(q^{k+1}) \geq S(q^k)$ آن گاه μ^k را با $10 \mu^k$ جایگذاری کرده و به مرحله 4 باز می گردیم.

8- اگر $S(q^{k+1}) < S(q^k)$ پارامتر q^{k+1} قابل قبول است و μ^k را با $0.1 \mu^k$ جایگذاری می کنیم.

9- معیار همگرایی را کنترل، در صورت ارضا معیار همگرایی، فرایند تکرار را متوقف می سازیم در غیر این صورت k را با $k+1$ جایگذاری و به مرحله 4 باز می گردیم.

$$q^{k+1} = q^k + \Delta q^k$$

5- نتایج

در مقاله حاضر هدف تخمین ضریب پخش یافت سالم و ضریب پخش یافت تومور می باشد. برای این کار ابتدا با گسسته سازی معادلات (5)، (1)، (8) به روش تفاضل محدود و اجرای آن ها در نرم افزار "متلب 2015" به توزیع فشار، سرعت و غلظت می رسیم.

همان طور که در "شکل 3" می بینیم فشار در مرکز تومور حداکثر می باشد. در تومور مویرگ ها تراوتراوند و با توجه به قانون استارلینگ همین امر موجب افزایش جریان عبوری از مویرگ می شود و با توجه به عدم وجود سیستم لنف در تومور افزایش جریان عبوری باعث افزایش فشار می گردد. این موضوع در نتایج تجربی همپند و همکاران [18] نیز گزارش شده است.

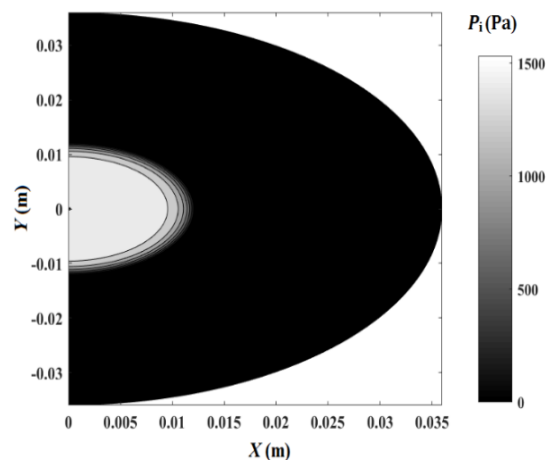


Fig. 3 The contour of interstitial pressure in the domain for both normal and tumor tissues

شکل 3 کانتور فشار میان بافتی برای دامنه بافت سالم و بافت تومور

جدول 4 نتایج تخمین همزمان ضرایب پخش یافت سالم و تومور

Table 4 The results of estimated diffusion coefficient of normal tissue and tumor at the same time

اغتشاش	مشخصات	لونبرگ-مارکوات
$\omega=0$	$D_t [m^2/s]$	2.000×10^{-12}
	$D_n [m^2/s]$	1.602×10^{-13}
	Iterations	27
	ERROR	4×10^{-7}
	CPU Time(s)	1585
$\omega=0.001$	$D_t [m^2/s]$	2.071×10^{-12}
	$D_n [m^2/s]$	1.479×10^{-13}
	Iterations	23
	ERROR	6×10^{-4}
	CPU Time (s)	1416
$\omega=0.005$	$D_t [m^2/s]$	2.230×10^{-12}
	$D_n [m^2/s]$	2.535×10^{-13}
	Iterations	39
	ERROR	0.0031
	CPU Time (s)	2213
$\omega=0.01$	$D_t [m^2/s]$	2.121×10^{-12}
	$D_n [m^2/s]$	2.713×10^{-13}
	Iterations	33
	ERROR	0.0062
	CPU Time (s)	1962

در "شکل 7" می توان عملکرد روش لونبرگ-مارکوات در مورد چگونگی اصلاح پارامترها تا رسیدن به مقدار پایانی را برای میزان اغتشاش های مختلف مشاهده نمود.

"شکل 8" نیز تطابق غلظت اندازه گیری شده (به ازای اغتشاش $\omega=0.01$) در دو نقطه (یکی داخل تومور و دیگری داخل بافت سالم) را با مقدار غلظت تخمین زده شده نشان می دهد.

6- نتیجه گیری و جمع بندی

در تحقیق حاضر ابتدا توزیع غلظت دارو را در یک هندسه دایره ای که شامل دو بخش بافت سالم و تومور بود با استفاده از روش تفاضل محدود محاسبه کردیم. سپس با استفاده از خروجی غلظت به دست آمده و با اعمال اغتشاش به آن غلظت های اندازه گیری شده مدل سازی و در نهایت با استفاده از روش لونبرگ-مارکوات ضرایب پخش یافت سالم و تومور به طور همزمان تخمین زده شد. با توجه به نتایج حل معکوس دریافتیم که اگر اغتشاشی نداشته باشیم پارامتر تخمینی دقیقاً برابر با مقدار واقعی می شود و هر چه اغتشاش بیشتر شود مقادیر تخمینی از واقعیت فاصله می گیرند. هر چند این روش در صورت وجود اغتشاش بالا ($\omega=0.01$) ضرایب پخش یافت سالم و تومور را با دقت قابل قبولی تخمین زد.

در مدل سازی ریاضی نیاز به خواص بافت داریم این خواص در هر فرد متفاوت است. در حال حاضر از اعداد مشخصی در خصوص مقدار خواص بافت استفاده می شود که این عامل از ضعف های مدل سازی ریاضی می باشد. با استفاده از روش مسائل معکوس این مشکل حل شده و می توانیم میزان پارامترهای بافت (مانند ضریب پخش) که در هر فرد متفاوت است را محاسبه و با دانستن آن میزان رسانش دارو را کنترل کرده و باعث بهبود روش های درمان شویم.

حال توزیع غلظت در طول زمان را در دو نقطه، یکی در بافت سالم و دیگری در بافت تومور محاسبه می نماییم. سپس برای شبیه سازی داده های تجربی یک مقدار اغتشاش به آن طبق رابطه (14) وارد می نماییم. با داشتن غلظت های اندازه گیری شده دارو، ضرایب پخش یافت سالم و بافت تومور را با روش لونبرگ-مارکوات تخمین می زنیم.

در جدول 3 مقادیر واقعی و حدس اولیه پارامترهای مورد بررسی (ضریب پخش تومور D_t و ضریب پخش یافت سالم D_n) را مشاهده می نماییم. همان طور که در بخش 4 نیز عنوان شد ماتریس جاکوبین حساسیت کمیت تخمینی نسبت به پارامتر مجهول را بیان می کند. اگر ضرایب این ماتریس کوچک باشد مسئله معکوس بدرفتار می شود یا به عبارتی مسئله معکوس به خطاهای اندازه گیری حساس است و نمی توان تخمین دقیقی از پارامترها به دست آورد. بنابراین داشتن ضرایب حساسیت مستقل خطی با مقادیر مطلق بزرگ مطلوب است و پایداری آنالیز معکوس را به دنبال دارد. تغییرات ضرایب حساسیت نسبت به زمان در دو مکان (یکی در بافت سالم و دیگری در تومور) را در "شکل 6" مشاهده می نماییم که شرایط مطلوبی دارد. جدول 4 نتایج حاصل برای تخمین پارامتر از روش لونبرگ-مارکوات را به ازای مقادیر اغتشاشی مختلف به ما نشان می دهد. همان طور که از نتایج مشخص است این روش تخمین قابل قبولی را برای ضرایب پخش یافت سالم و تومور به دست می آورد اما با اضافه شدن اغتشاش، جوابها از واقعیت فاصله بیشتری می گیرند.

میزان خطا برای این روش را نیز مطابق رابطه (28) در نظر می گیریم:

$$\text{Error} = \sqrt{\frac{1}{I} \sum_{i=1}^I [C_i^f - C_i^m]^2} \quad (28)$$

جدول 3 حدس اولیه و مقدار واقعی پارامترهای مجهول

Table 3 The initial guess and the actual value of unknown parameters

پارامتر	مقدار واقعی	حدس اولیه
$D_t [m^2/s]$	2.0×10^{-12}	40×10^{-12}
$D_n [m^2/s]$	1.6×10^{-13}	32×10^{-13}

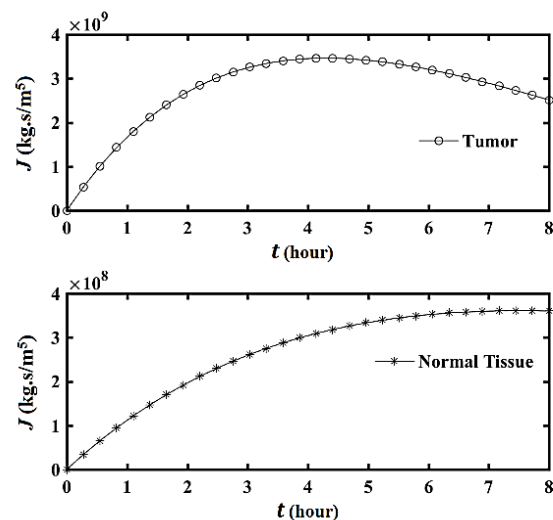


Fig. 6 The Chart of sensitivity coefficients - time in normal tissue and tumor

شکل 6 نمودار ضرایب حساسیت - زمان در بافت سالم و تومور

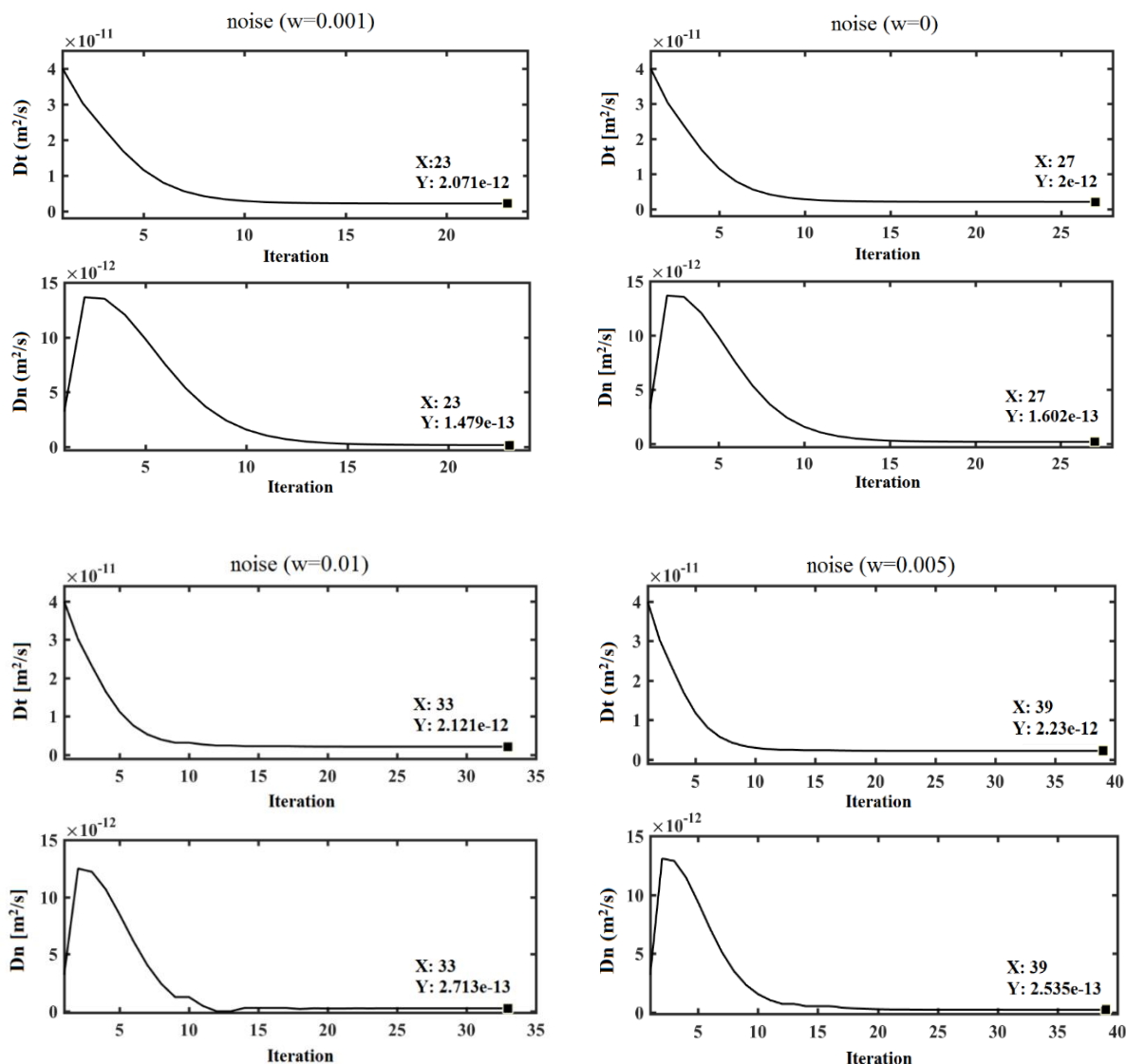


Fig. 7 estimated diffusion coefficient of normal tissue and tumor by Levenberg-Marquardt method for Various noise

شکل 7 تخمین ضرایب پخش یافت سالم و تومور توسط روش لونبرگ-مارکوات به ازای اغتشاشات گوناگون

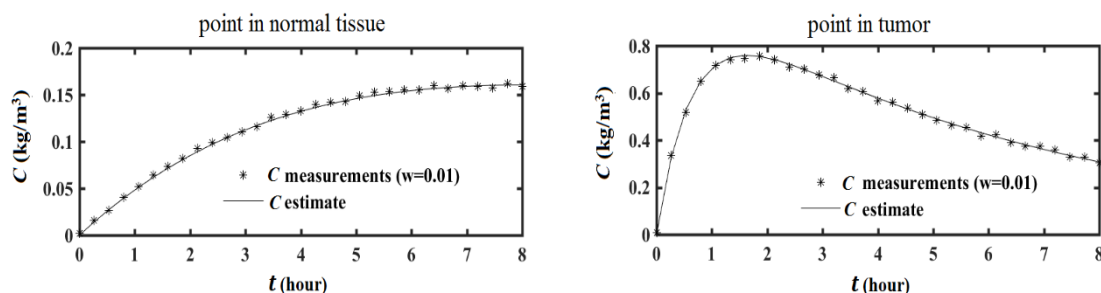


Fig. 8 The chart of the measured and estimated concentrations

شکل 8 نمودار غلظت‌های اندازه‌گیری شده و تخمین زده شده

D_n ضریب پخش موثر یافت سالم (m²/s)
 D_t ضریب پخش موثر یافت تومور (m²/s)
 j_m شار جرمی انتقال ماده حل‌شدنی در یافت (kg/m²s)
 k ضریب رسانش هیدرولیکی میان‌یافتی (m²/Pa s)

7- فهرست علائم
 C غلظت ماده حل‌شدنی (kg/m³)
 C_p غلظت ماده حل‌شدنی در پلاسما (kg/m³)
 D_{eff} ضریب پخش موثر (m²/s)

- tumors, *PloS One*, Vol. 6, No. 6, pp. e20344, 2011.
- [7] M. Soltani, P. Chen, Effect of tumor shape and size on drug delivery to solid tumors, *Journal of Biological Engineering*, Vol. 6, No. 1, pp. 1, 2012.
- [8] M. Sefidgar, M. Soltani, K. Raahemifar, M. Sadeghi, H. Bazmara, M. Bazargan, M. M. Naeenian, Numerical modeling of drug delivery in a dynamic solid tumor microvasculature, *Microvascular Research*, Vol. 99, pp. 43-56, 2015.
- [9] A. Sefidgar, M. Soltani, K. Raahemifar, H. Bazmara, S. M. M. Nayinian, M. Bazargan, Effect of tumor shape, size, and tissue transport properties on drug delivery to solid tumors, *Journal of Biological Engineering*, Vol. 8, No. 1, pp. 1, 2014.
- [10] A. Jalali, M.-B. Ayani, M. Baghban, Simultaneous estimation of controllable parameters in a living tissue during thermal therapy, *Journal of Thermal Biology*, Vol. 45, pp. 37-42, 2014.
- [11] C. Michel, Starling: the formulation of his hypothesis of microvascular fluid exchange and its significance after 100 years, *Experimental Physiology*, Vol. 82, No. 1, pp. 1-30, 1997.
- [12] O. Kedem, A. Katchalsky, Thermodynamic analysis of the permeability of biological membranes to non-electrolytes, *Biochimica et biophysica Acta*, Vol. 27, pp. 229-246, 1958.
- [13] G. L. Pishko, G. W. Astarly, J. Zhang, T. H. Mareci, M. Sarntinoranont, Role of convection and diffusion on DCE-MRI parameters in low leakiness KHT sarcomas, *Microvascular research*, Vol. 84, No. 3, pp. 306-313, 2012.
- [14] C. Patlak, D. Goldstein, J. Hoffman, The flow of solute and solvent across a two-membrane system, *Journal of Theoretical Biology*, Vol. 5, No. 3, pp. 426-442, 1963.
- [15] J. V. Beck, K. J. Arnold, *Parameter estimation in engineering and science*, pp. 168, New Jersey: John Wiley & Sons, 1977.
- [16] M. Ozisik, H. Orlande, A. Kassab, Inverse heat transfer: fundamentals and applications, *Applied Mechanics Reviews*, Vol. 55, pp. 18, 2002.
- [17] J. E. Dennis Jr, R. B. Schnabel, *Numerical methods for unconstrained optimization and nonlinear equations*, pp. 159, New Jersey: Prentice Hall, 1983.
- [18] T. Hompland, K. Gulliksrud, C. Ellingsen, E. K. Rofstad, Assessment of the interstitial fluid pressure of tumors by dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging with contrast agents of different molecular weights, *Acta Oncologica*, Vol. 52, No. 3, pp. 627-635, 2013.
- [19] D. Y. Arifin, C. Wang, K. A. Smith, T. L. K. Yiu, Patient-specific chemotherapeutic drug delivery to brain tumors, *Mimics Innov Award*, Vol. 1, pp. 1-9, 2007

ضریب فیلتراسیون لنف (1/Pa s)	$L_{PL}S/V$
رسانش(هدایت) هیدرولیکی دیوار مجرا (m/Pa s)	L_P
فشار هیدرواستاتیک لنف (Pa)	P_L
ضریب نفوذپذیری مویرگ (m/s)	P
فشار خون (فشار درون مویرگی) (Pa)	P_b
فشار میان بافتی (Pa)	P_i
عدد پکلت	Pe
فشار اسمزی سیال میان بافتی (Pa)	π_i
فشار اسمزی پلاسما (Pa)	π_b
ضریب بازتاب فیلتراسیون	σ_f
ضریب انعکاس اسمزی متوسط برای پروتئین پلاسما	σ_s
نرخ انتقال ماده حل شدنی بر واحد حجم از رگ ها به فضای میان بافتی (kg/m^3s)	ϕ_b
نرخ انتقال ماده حل شدنی بر واحد حجم از فضای میان بافتی به رگ های لنفاوی (kg/m^3s)	ϕ_l
نرخ جریان سیال بر واحد حجم از رگ های خون به فضای میان بافتی (1/s)	ϕ_b

8- مراجع

- [1] M. Heron, Deaths: leading causes for 2008, *Natl Vital Stat Rep*, Vol. 60, No. 6, pp. 1-94, 2012.
- [2] S. Suresh, Biomechanics and biophysics of cancer cells, *Acta Materialia*, Vol. 55, No. 12, pp. 3989-4014, 2007.
- [3] L. T. Baxter, R. K. Jain, Transport of fluid and macromolecules in tumors. I. Role of interstitial pressure and convection, *Microvascular Research*, Vol. 37, No. 1, pp. 77-104, 1989.
- [4] L. T. Baxter, R. K. Jain, Transport of fluid and macromolecules in tumors. II. Role of heterogeneous perfusion and lymphatics, *Microvascular Research*, Vol. 40, No. 2, pp. 246-263, 1990.
- [5] L. T. Baxter, R. K. Jain, Transport of fluid and macromolecules in tumors. III. Role of binding and metabolism, *Microvascular Research*, Vol. 41, No. 1, pp. 5-23, 1991.
- [6] M. Soltani, P. Chen, Numerical modeling of fluid flow in solid