



شبیه سازی تغییر شکل بافت نرم در سیستم های هپتیکی با استفاده از شبکه عصبی سلولی

زینب صبوری منش¹، محمد زارعی نژاد^{2*}، حیدر علی طالبی³، محمدرضا دهقان⁴

1- فارغ التحصیل کارشناسی ارشد، مهندسی رباتیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

2- استادیار، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

3- استاد، مهندسی برق، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

4- دانشجوی دکتری، مهندسی مکانیک، دانشگاه صنعتی امیرکبیر، تهران

* تهران، صندوق پستی 15875-4413، mzare@aut.ac.ir

چکیده

امروزه استفاده از واقعیت مجازی در آموزش جراحی به دلیل کم خطر بودن، تکرارپذیری، هزینه کم و قابلیت های دیگر مورد توجه قرار گرفته است. روش های مختلف ارائه شده برای جراحی مجازی سعی در واقعی و در عین حال بالادرنگ بودن آن دارند. در این مقاله روشی جدید برای مدل سازی بافت نرم با استفاده از تلفیق شبکه عصبی سلولی و معادلات الاستیک و ویسکوالاستیک بافت نرم معرفی می گردد. به علاوه یک سیستم شبیه ساز هپتیکی برای مدل سازی ویسکوالاستیک تغییر شکل بافت نرم ارائه می شود. مدل ویسکوالاستیک بافت نرم با استفاده از معادلات ناویر کوشی و مدل کلوین - ویت ساخته شده است. با استفاده از شبکه عصبی سلولی، جابه جایی ایجاد شده در یک نقطه توسط نیروی خارجی، در کل بافت منتشر می شود. از آنجایی که این روش نیاز به مش بندی مکعبی دارد، الگوریتم مش بندی جدیدی طراحی شده و به صورت برون خط اجرا می شود. همچنین الگوریتم تشخیص برخورد برای تعیین برخورد ابزار با سلول و شناسایی سلول هدف، همراه با الگوریتم اصلی اجرا می شود. علاوه بر موارد ذکر شده، بازخورد نیرو با استفاده از مدل نیروی فراهم شده توسط شبکه عصبی سلولی و واسط هپتیکی، به کاربر منتقل می شود. الگوریتم پیشنهادی بر روی کبد به صورت سه بعدی و به صورت برخط پیاده سازی می شود.

اطلاعات مقاله

مقاله پژوهشی کامل

دریافت: 09 دی 1396

پذیرش: 04 فروردین 1397

ارائه در سایت: 07 اردیبهشت 1397

کلید واژگان:

مدل سازی بافت نرم

شبکه عصبی سلولی

مدل ویسکوالاستیک

بازخورد نیرو

Simulation of Soft Tissue Deformation in Haptic Systems with Cellular Neural Networks

Zeinab Sabourimanesh¹, Mohammad Zareinejad^{2*}, Heidar Ali Talebi³, Mohammad Reza Dehghan²

1- Robotic Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

2-Mechanical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

3-Electrical Engineering Department, Amirkabir University of Technology, Tehran, Iran

*P.O.B. 15875-4413, Tehran, Iran, mzare@aut.ac.ir

ARTICLE INFORMATION

Original Research Paper

Received 30 December 2017

Accepted 24 March 2018

Available Online 27 April 2018

Keywords:

Soft tissue modeling

Cellular Neural Network

Viscoelastic model

Force reaction

ABSTRACT

Nowadays, using of virtual reality in surgical training is taken consideration due to safety, reproducibility, lower cost and other benefits. The various presented method for virtual surgery have attempt to make it more real and also make it online. This paper presents a new methodology for the deformation of soft tissue by drawing an analogy between cellular neural network (CNN) and elastic and viscoelastic equations. Viscoelastic model has been resulted from collection between Navier-Cauchy equations and Kelvin-Voigt model. Furthermore, a haptic system for viscoelastic modeling of soft tissue deformation is presented. The displacement created at a point by external force is released throughout the tissue via the cellular neural network. Because this method needs to cubic meshing, a new meshing algorithm is designed that executed offline. Indeed a collision detection algorithm is used to detect collision between tool and cells that executed inside the main algorithm and force feedback using the force model provided by the neural network and the haptic interface. This algorithm is implemented on a 3d liver model and executed online.

1- مقدمه

وابسته به جهت²، الاستیک و گرانیروی³ است [1]. این رفتار پیچیده، مدل سازی و پیش بینی خمیدگی⁴ آن در برخورد با ابزار جراحی را دشوار می کند. محاسبه ی بالادرنگ⁵ و دقیق چنین رفتاری می تواند به طور قابل

امروزه استفاده از واقعیت مجازی در آموزش جراحی به دلیل کم خطر بودن، تکرارپذیری، هزینه کم و قابلیت های دیگر مورد توجه قرار گرفته است. روش های مختلف ارائه شده برای جراحی مجازی سعی در واقعی و در عین حال بالادرنگ بودن آن دارند. بافت نرم دارای خواص غیرخطی، ناهمگن¹،

² Anisotropic

³ Viscous

⁴ Deformation

⁵ Real-Time

¹ Non-homogeneous

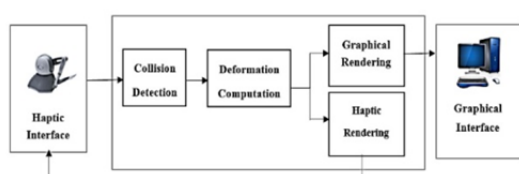


Fig. 1 Block diagram of haptic simulator framework

شکل 1 بلوک دیاگرام ساختار شبیه‌ساز هپتیک

حلقه‌ی هپتیک وظایف مختلفی در سیستم شبیه‌ساز بر عهده دارد. محاسبات تغییر شکل، تشخیص برخورد، به روز کردن موقعیت گره‌ها، محاسبه‌ی نیرو و انتقال آن به کاربر در حلقه‌ی هپتیک انجام می‌شود.

حداقل سرعت اجرای حلقه هپتیک معمولاً حدود 300 هرتز است در صورتی که اجرای حلقه گرافیکی در سرعتی به مراتب کمتر و در حدود 24 هرتز صورت می‌گیرد. در حقیقت قوه بینایی انسان قادر به تشخیص گسسته بودن تصاویر به روز شده در حدود 24 هرتز نیست و بنابراین حلقه گرافیکی به سرعتی بالاتر از این نیاز ندارد [11]. اما کاهش فرکانس حلقه هپتیک در مجموع باعث مشکلاتی نظیر احساس لرزش و ناپوستگی در نیرو و حتی ناپایداری شده و از کیفیت نیروی تولید شده توسط ربات هپتیک می‌کاهد.

3- شبکه عصبی سلولی

شبکه عصبی سلولی اولین بار در سال 1988 توسط شوا و یانگ به عنوان رده نوینی از سیستم‌های پردازش اطلاعات، ارائه شد. این سیستم، برخی ویژگی‌های مهم شبکه عصبی را داراست و در زمینه‌های مختلف مانند پردازش تصویر، تشخیص الگو و سیستم‌های چندبعدی (مکانی-زمانی) کاربرد دارد [12].

یک روش تعریف شبکه‌های عصبی، در نظر گرفتن آن به عنوان آرایه‌ای از سیستم‌های دینامیک (خطی یا غیرخطی) است که با یکدیگر در تعامل هستند. شبکه عصبی سلولی نوعی شبکه عصبی است که اجزاء آن که سلول نامیده می‌شوند، به صورت محلی با هم در ارتباط هستند [12]. مدار معادل دینامیک یک شبکه عصبی سلولی در "شکل 2" نشان داده شده است.

هر سلول، به عنوان یک سیستم دینامیک دارای ورودی، متغیر حالت و خروجی است و معادلات حالت و خروجی، رفتار سلول را تعیین می‌کنند. معادله حالت هر سلول تغییرات حالت آن سلول را به صورت تابعی از حالت سلول، خروجی سلول‌های مجاور، ورودی سلول و ورودی سلول‌های مجاور محاسبه می‌کند. تابع خروجی نیز خروجی سلول را برحسب حالت آن بیان می‌کند. معادلات حالت و خروجی شبکه عصبی به صورت زیر است [12]:

$$C \frac{dv_{x_{ij}}(t)}{dt} = -\frac{1}{R_x} v_{x_{ij}}(t) + \sum_{(k,l) \in N_r(i,j)} A(i,j;k,l) v_{y_{kl}}(t) + \sum_{(k,l) \in N_r(i,j)} B(i,j;k,l) v_{u_{kl}}(t) + I \quad (1)$$

$$v_{y_{ij}}(t) = \frac{1}{2} (|v_{x_{ij}}(t) + 1| - |v_{x_{ij}}(t) - 1|) \quad 1 \leq i \leq M; 1 \leq j \leq N \quad (2)$$

(i,j) سلول روی تارمین ردیف و تارمین ستون را مشخص می‌کند، C ظرفیت یک خازن خطی است و چون ضریب عددی است، بدون از دست دادن عمومیت می‌تواند مقدار یک بگیرد. R_x مقدار مقاومت یک مقاوت خطی است. I منبع جریان مستقل است، A قالب بازخورد و B قالب کنترل است که

ملاحظه‌ای، عملکرد سیستم‌های جراحی رباتیک، برنامه‌ریزی جراحی و سیستم‌های شبیه‌ساز جراحی را بهبود بخشد.

تحقیقات زیادی در جهت شبیه‌سازی بافت نرم صورت گرفته است. پالوک و همکاران [2] و چوی و همکاران [3] از روش جرم-فنر برای تجسم و شبیه‌سازی بافت نرم استفاده کرده‌اند. کاور و همکاران [4]، ترزپلوس و فلیسچر [5] و ترزپلوس و ویتکین [6] از منحنی‌های اسپیرالین و گیبسون [7] از احجام متصل برای مدل‌سازی بافت نرم استفاده کردند. این روش‌ها بر مدل‌سازی زمان واقعی متمرکز هستند. محاسبات کمتر و پیاده‌سازی آسان از مزایای این روش‌ها هستند؛ هر چند این روش‌ها اجازه مدل‌سازی خواص مواد را نمی‌دهند. کتین و همکاران [8] و باسدگان و همکاران [9] از روش المان محدود استفاده کرده‌اند. تعداد زیادی از محققان از روش المان محدود برای مدل‌سازی بافت نرم استفاده کرده‌اند.

در اکثر تحقیقات در زمینه‌ی مدل‌سازی بافت نرم، از روش جرم-فنر یا روش المان محدود استفاده شده است. در این مدل‌ها، معمولاً اکثر خواص مکانیکی بافت نرم در نظر گرفته نشده و مدل به کمک فرض‌های ساده کننده مانند رفتار الاستیک خطی¹، تغییر شکل کوچک²، محیط همگن³ و مستقل از جهت ایجاد شده است.

در واقع روش‌های متداول مدل‌سازی تغییر شکل بافت نرم به دلیل سادگی مدل‌های الاستیک خطی و همچنین به دلیل این که مدل‌های الاستیک خطی اجازه‌ی کاهش محاسبات زمان اجرا را می‌دهد، اساساً مبتنی بر مدل‌های الاستیک خطی هستند در حالی که رفتار اجسام نرم مثل بافت و اندام بدن انسان به شدت غیرخطی هستند [10].

شبکه عصبی سلولی⁴ روش محاسباتی جدیدی مبتنی بر همکاری سلول‌های دینامیکی است. معادلات مربوط به شبکه عصبی سلولی شباهت زیادی به معادلات مشتقات جزئی دارد که دامنه مکانی آن گسسته شده باشد. از این رو یکی از کاربردهای شبکه عصبی سلولی، مدل‌سازی سیستم‌هایی است که رفتار دینامیک آن‌ها توسط معادلات مشتقات جزئی توصیف می‌شود.

در این مقاله با استفاده از شبکه عصبی سلولی روشی جدید برای مدل‌سازی بافت نرم ارائه شده که محاسبات کمتر و سرعت مناسب از مزایای آن محسوب می‌شود و یک شبیه‌ساز هپتیک براساس مدل ویسکوالاستیک پیشنهادی طراحی شده است.

ادامه این مقاله به این صورت سازمان‌دهی شده است. شبیه‌ساز هپتیک و زیرسیستم‌های آن در بخش 2 و شبکه عصبی سلولی به عنوان یک روش جدید محاسباتی در بخش 3 بررسی شده‌اند. در بخش 4-1 مدل‌سازی الاستیک خطی با استفاده از شبکه عصبی سلولی بیان شده و در بخش 4-2 مدل ویسکوالاستیک معرفی شده است. شبیه‌ساز هپتیک پیشنهادی در بخش 5 توضیح داده شده و در نهایت بخش 6 نتیجه‌گیری مقاله را ارائه می‌دهد.

2- سیستم شبیه‌ساز هپتیک تغییر شکل بافت نرم

در این بخش ساختار کلی سیستم مدل‌سازی شده برای تغییر شکل بافت نرم بررسی خواهد شد. این سیستم شامل دو بخش مهم حلقه‌ی گرافیکی و حلقه‌ی هپتیک است. ساختار کلی سیستم مدل‌سازی بافت نرم به صورت "شکل 1" است:

¹ Linear Elastic Behavior

² Infinitesimal Deformation

³ Homogeneous Media

⁴ Cellular Neural Network

معادلات مشتقات جزئی معمولاً برای توصیف سیستم‌های زمانی-مکانی به کار می‌روند [13]. این معادلات در هر دو حوزه مکان و زمان، پیوسته‌اند. با گسسته‌سازی دامنه مکانی و تقریب مشتق‌های مکانی به روش تفاضل محدود، می‌توان معادله مشتقات جزئی را به معادله دیفرانسیل معمولی تبدیل کرد که در آن تنها متغیر پیوسته، زمان است. چنین معادله‌ای شباهت زیادی به معادلات حالت شبکه عصبی سلولی دارد و با طراحی مناسب پارامترهای شبکه عصبی سلولی می‌توان پاسخ معادله‌ی مشتقات جزئی را به دست آورد. این روش حل براساس کار آیین و طالبی [14] است.

4- تغییر شکل یافت نرم

4-1- مدل الاستیک خطی

مدل الاستیک خطی با کمک سه دسته معادله بیان می‌شود: حرکت، کرنش-جابجایی و تنش-کرنش. حاصل ترکیب این معادلات، معادلات ناویر-کوشی به دست می‌دهد که با متغیر جابجایی در سه بعد بیان می‌شود.

$$(\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial x} \left(\frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z} \right) + \mu \left(\frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2} \right) + F_x = \rho \frac{\partial^2 u_x}{\partial t^2} \quad (3)$$

$$(\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial y} \left(\frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z} \right) + \mu \left(\frac{\partial^2 u_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_y}{\partial z^2} \right) + F_y = \rho \frac{\partial^2 u_y}{\partial t^2} \quad (4)$$

$$(\lambda + \mu) \frac{\partial}{\partial z} \left(\frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z} \right) + \mu \left(\frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \right) + F_z = \rho \frac{\partial^2 u_z}{\partial t^2} \quad (5)$$

λ و μ به ترتیب پارامترهای اول و دوم لام برای ماده، ρ چگالی ماده، F بردار نیروی خارجی و μ بردار جابجایی را در روابط بالا نشان می‌دهد. برای حل معادلات ناویر-کوشی با شبکه عصبی سلولی، ابتدا آن‌ها را در بعد مکان گسسته کرده تا تنها وابسته به زمان باشند و سپس آن‌ها را با شبکه‌ی عصبی-سلولی حل می‌کنیم.

$$\Delta x = \Delta y = \Delta z \quad (6)$$

$$\frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} = \frac{1}{h^2} [u_x(i+1, j, k) - 2u_x(i, j, k) + u_x(i-1, j, k)] \quad (7)$$

$$\frac{\partial^2 u_x}{\partial x \partial y} = \frac{1}{4h^2} [u_x(i+1, j+1, k) - u_x(i+1, j-1, k) - u_x(i-1, j+1, k) + u_x(i-1, j-1, k)] \quad (8)$$

$$u_x(i, j, k) = u_x(i, j, t) \quad (9)$$

سایر مشتقات فضایی نیز به طریق مشابه تقریب زده می‌شود. در این شبکه عصبی، معادلات خروجی به‌عنوان معادلات حالت استفاده می‌شود. با این تقریب و مرتب کردن روابط، معادلات حالت به صورت زیر به‌دست می‌آید:

$$\ddot{x}_{ijk} = A_x * x_{ijk} + B_x * y_{ijk} + C_x * z_{ijk} + F_{x_{ijk}} \quad (10)$$

$$\ddot{y}_{ijk} = A_y * y_{ijk} + B_y * x_{ijk} + C_y * z_{ijk} + F_{y_{ijk}} \quad (11)$$

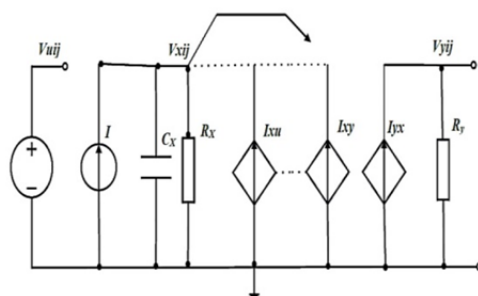


Fig. 2 Analog circuit equivalent to a cell in a CNN [12]

شکل 2 مدار معادل دینامیک یک سلول شبکه عصبی [12]

مقادیر آن‌ها وابسته به مکان نسبی سلول (i, j) و (k, l) دارد. $V_{x_{ij}}(t)$ و $V_{y_{ij}}(t)$ به ترتیب ورودی سلول، حالت و خروجی سلول را نشان می‌دهند. $V_{y_{ij}}(t)$ یک تابع غیرخطی از $V_{x_{ij}}(t)$ است که توسط ثابت k محصور شده است. $Nr(i, j)$ همسایگی سلول (i, j) داخل یک شعاع r است و r اندازه‌ی همسایگی است که رنج تعاملات سلول‌ها را نشان می‌دهد که می‌تواند عددی متفاوت از یک انتخاب شود. انتخاب 1 باعث به وجود آمدن قالب 3 در 3 برای همسایگی یک سلول می‌شود. "شکل 3" یک شبکه سلولی 3 در 3 را نشان می‌دهد [10].

یکی از ویژگی‌های بارز شبکه عصبی سلولی که تفاوت پایه‌ای آن از شبکه‌های عصبی دیگر است، اتصال محلی سلول‌هاست. سلول‌های همسایه به‌طور مستقیم با یکدیگر تعامل دارند و سلول‌های غیرهمجوار تأثیر غیرمستقیم بر یکدیگر دارند. به دلیل خاصیت انتشار دینامیک زمان پیوسته در شبکه عصبی، فعالیت یک سلول از طریق اتصال محلی به تدریج به سلول‌های دیگر منتشر می‌شود. بنابراین یک شبکه عصبی سلولی روشی برای مدل‌سازی فرآیند فیزیکی انتشار انرژی فراهم می‌کند. در اصل، به‌دلیل این که شبکه عصبی سلولی یک مدار الکتریکی است، فعالیت آن می‌تواند به‌عنوان یک فرآیند انتشار انرژی الکتریکی در نظر گرفته شود [10].

یک ویژگی مشهود دیگر شبکه عصبی سلولی این است که هر سلول به تنهایی، یک سیستم دینامیکی غیرخطی است؛ اما اتصال بین آن‌ها خطی است. این ویژگی شبکه عصبی سلولی را برای مدل‌سازی مواد غیرخطی مناسب می‌سازد. چون ویژگی‌های فیزیکی یک ساختار پیوسته را حفظ می‌کند. به علاوه با تعیین حالت اولیه و محیط خارجی، فعالیت یک شبکه عصبی سلولی تنها با اتصال محلی سلول‌ها مشخص می‌شود. اتصال محلی سلول‌ها مشابه نیروی داخلی روی اشیاء نرم است چون تغییر شکل اشیاء نرم تنها با نیروی داخلی تحت نیروی خارجی داده شده و حالت اولیه داده می‌شود [10]. شبکه عصبی سلولی به دلیل فعالیت همزمان و اشتراکی سلول‌ها، سرعت قابل ملاحظه‌ای ارائه می‌کند. مزایای محاسباتی شبکه‌ی عصبی سلولی برای نیازهای محاسباتی بلادرنگ مناسب است.

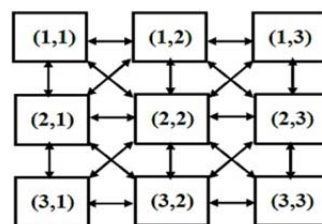


Fig. 3 A 3x3 Cellular Neural Network

شکل 3 یک شبکه عصبی سلولی 3x3

واقع این رابطه پیچیده و دینامیک است. مدل‌های متنوعی برای اضافه کردن خاصیت گرانیروی به مدل الاستیک پیشنهاد شده است.

یکی از این مدل‌ها که مدل ویسکوالاستیک خطی را بیان می‌کند، مدل کلونین-ویت¹ نام دارد [15]. در این مدل، رابطه‌ی دینامیک بین تنش و کرنش به صورت یک دمپر نیوتنی و یک فنر هوکی که به صورت موازی قرار دارند، بیان می‌شود. در "شکل 6" نمایی از مدل کلونین-ویت نشان داده شده است.

رابطه حاصل به شکل زیر است:

$$\sigma(t) = E\varepsilon(t) + \eta \frac{d\varepsilon(t)}{dt} \quad (14)$$

در حالت سه بعدی، رابطه دینامیک بین تنش و کرنش با معادلات زیر بیان می‌شود.

$$\sigma_x = (\lambda + 2\mu)\varepsilon_x + \lambda\varepsilon_y + \lambda\varepsilon_z + (b + 2\mu)\dot{\varepsilon}_x + b\dot{\varepsilon}_y + b\dot{\varepsilon}_z$$

$$\sigma_{xy} = \mu\varepsilon_{xy} + b\dot{\varepsilon}_{xy} \quad (15)$$

با داشتن روابط (15) به عنوان رابطه بین تنش و کرنش و ترکیب آن‌ها با معادلات حرکت و روابط جابجایی-کرنش، می‌توان معادلات مشتقات جزئی ویسکوالاستیک خطی در سه بعد را به دست آورد. روابط شبکه عصبی سلولی به صورت زیر به دست می‌آید.

$$\ddot{x} = A_x * x_{ijk} + B_x * y_{ijk} + C_x * z_{ijk} + F_{ijk} + v_1(\dot{x}_{ijk}, \dot{y}_{ijk}, \dot{z}_{ijk}) \quad (16)$$

$$\ddot{y} = A_y * y_{ijk} + B_y * x_{ijk} + C_y * z_{ijk} + F_{ijk} + v_2(\dot{x}_{ijk}, \dot{y}_{ijk}, \dot{z}_{ijk}) \quad (17)$$

$$\ddot{z} = A_z * z_{ijk} + B_z * x_{ijk} + C_z * y_{ijk} + F_{ijk} + v_3(\dot{x}_{ijk}, \dot{y}_{ijk}, \dot{z}_{ijk}) \quad (18)$$

توابع v_1 ، v_2 و v_3 توابعی برحسب مشتق جابجایی و مشابه قسمت اول رابطه هستند؛ در نتیجه می‌توان قالب‌های مربوط به آن را مشابه قالب‌های معادلات الاستیک و برحسب ضرایب ویسکوالاستیک (μ و b) به دست آورد. با توجه به معادلات مدل ویسکوالاستیک سرعت تغییر شکل بافت در این روش تأثیرگذار است. در ادامه برای بررسی تأثیر سرعت بر تغییر شکل بافت، جابجایی یکسان (0.05) را با سرعت‌های متفاوت طبق "شکل 7.a" به مکعب اعمال کرده که نتیجه‌ی آن برای گره‌ی با مختصات (0.4, 0.3, 0.5) در "شکل 7.b" ارائه شده است.

5- شبیه‌سازی گرافیکی تغییر شکل ویسکوالاستیک بافت نرم

الگوریتم شبکه عصبی سلولی در محیط چای‌تیری دی² و به زبان سی‌پلاس-پلاس³ پیاده‌سازی شده است. چای‌تیری دی یک کتابخانه‌ی کار با واسط هپتیک به زبان سی‌پلاس‌پلاس است که در آن قابلیت نمایش گرافیکی نیز

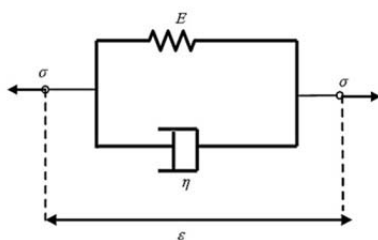


Fig. 6 A schematic of Kelvin-Voigt model [15]

شکل 6 نمایی از مدل کلونین-ویت [15]

¹ Kelvin-Voigt model

² Chai3d

³ C++

$$\ddot{z}_{ijk} = A_z * z_{ijk} + B_z * x_{ijk} + C_z * y_{ijk} + F_{zijk} \quad (12)$$

که * به صورت زیر تفسیر می‌شود:

$$A * x(i, j, k) = \sum_{c(m,n,l) \in N_r(i,j,k)} A(m-i, n-j, l-k) u_x(m, n, l) \quad (13)$$

در رابطه بالا، اندیس A برابر $[-1, 0, 1]$ است و N همسایگی سلول را تعریف می‌کند. برای مدل سه بعدی، یک مکعب با $0.5 \times 1 \times 1$ ساخته شده و تقریبی از خواص کبد (جدول 1) برای آن در نظر گرفته شده است. در هر دو مدل الاستیک و ویسکوالاستیک، ابعاد مدل در هر سه جهت 0.1 است. "شکل 4 و 5" به ترتیب مدل مورد استفاده برای تغییر شکل بافت نرم و نتیجه حاصل از آن را نشان می‌دهد. نقطه‌ی اعمال نیرو و نقاط تکیه‌گاهی در شکل مشخص شده‌اند.

4-2- مدل ویسکوالاستیک

بافت نرم دارای خاصیت گرانیروی یا ویسکوزیته است. این خاصیت در رابطه‌ی بین تنش و کرنش دیده می‌شود. در مدل‌های الاستیک خطی و غیرخطی، رابطه‌ی بین تنش و کرنش، استاتیک در نظر گرفته شد. در صورتی که در

جدول 1 خواص 1 خواص در نظر گرفته شده برای مدل و کبد شبیه‌سازی شده

Table 1 Property intended to models and simulated liver

پارامتر	مقدار
λ	5586pa
μ	620pa
E	1800pa
ν	0.45
ρ	1000kg/m ³
η	100pa

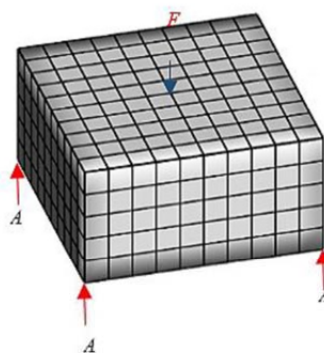


Fig.4 The used model for deformation

شکل 4 مدل مورد استفاده برای تغییر شکل

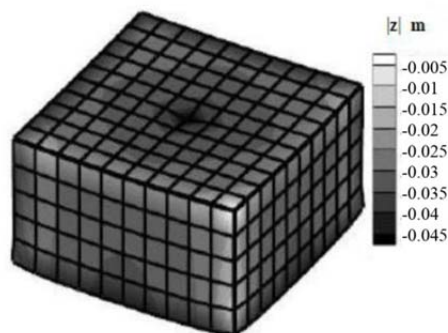


Fig. 5 The result of elastic deformation of soft tissue with CNN

شکل 5 نتیجه‌ی تغییر شکل الاستیک بافت نرم با روش شبکه عصبی سلولی

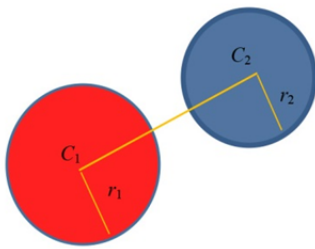


Fig. 8 A view of collision detection algorithm

شکل 8 نمایشی از الگوریتم تشخیص برخورد

می‌دهد.

2-5- الگوریتم مش‌بندی

تغییر شکل بافت نرم احتیاج به یک مدل گسسته دارد. از آنجایی که همسایگی در شبکه‌ی عصبی سلولی به صورت منظم با شعاع r تعریف می‌شود، در این مقاله، الگوریتم مش‌بندی ارائه شده است که همان شش‌وجهی یا همان المان مکعبی را تولید می‌کند. بافت کبد شکل منظمی ندارد و نمی‌توان آن را به صورت دقیق، مش‌بندی شش‌وجهی نمود و این موضوع کار را پیچیده‌تر می‌کند. ورودی الگوریتم مش‌بندی ارائه شده، مدل مش‌بندی

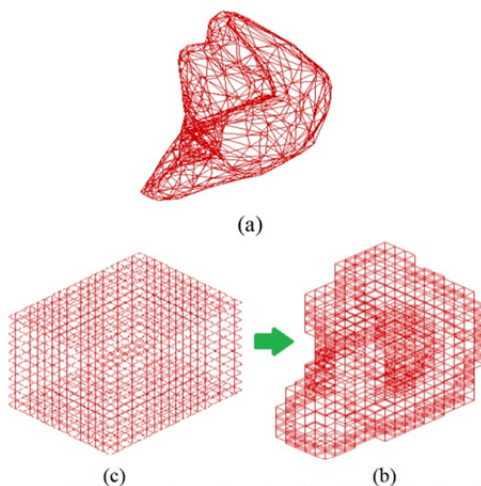


Fig. 9. a. Input of proposed meshing algorithm (hexahedral meshed model of liver) b. output of step 1 (meshed cube). c. output of step 2 (cubic meshed model)

شکل 9. ورودی الگوریتم مش‌بندی (مدل مش‌بندی حجمی چهاروجهی) b. مکعب مش‌بندی شده c. مدل مش‌بندی شده با شش‌وجهی

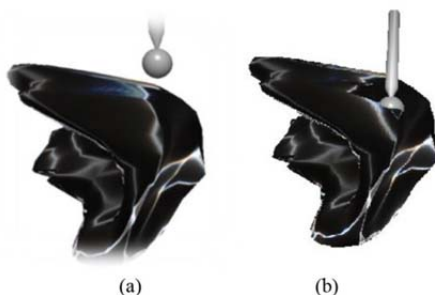


Fig. 10. a. Undeformed graphical model b. Deformed graphical model

شکل 10. مدل گرافیکی کبد بدون تغییر شکل b. مدل گرافیکی کبد همراه با تغییر شکل

فراهم شده است. چای‌تیری دی برای نمایش گرافیکی از دستورات اپن‌جی‌ال¹ استفاده می‌کند که یک کتابخانه‌ی گرافیکی قوی است.

مدل ارائه شده دارای دو حلقه‌ی گرافیکی و هیپتیک می‌باشد. حلقه گرافیکی برای پوشش مدل دیداری است و بنا به نیاز دیداری انسان 20 تا 30 هرتز سرعت دارد. حلقه‌ی هیپتیک مسئولیت تعامل با مدل فیزیکی، تشخیص برخورد، محاسبه‌ی مدل نیرو و انتقال آن به ربات را بر عهده دارد. سرعت حلقه‌ی هیپتیک حداقل باید 300 هرتز باشد. این سرعت برای پیوستگی نیرو لازم است. برای افزودن بازخورد نیرو از ربات فالکن با سه درجه آزادی استفاده شده است. این پروژه در محیط چای‌تیری دی 64 بیتی و ویندوز 7، با سرعت حلقه‌ی هیپتیک 300 هرتز اجرا شده است.

1-5- تشخیص برخورد

تشخیص برخورد در زمینه‌های مختلفی نظیر رباتیک، گرافیک کامپیوتری و واقعیت مجازی کاربرد دارد. در مدل‌سازی تغییر شکل بافت نرم، تشخیص برخورد، بخش مهمی از مدل کلی را در بر می‌گیرد. در واقع بدون یک الگوریتم تشخیص برخورد مناسب، روش محاسبه‌ی تغییر شکل با هر دقتی کارایی خود را از دست خواهد داد.

الگوریتم‌های مختلفی برای تشخیص برخورد معرفی شده‌اند؛ در این پروژه از الگوریتم تشخیص برخوردی متناسب با مدل فیزیکی جسم و ابزار استفاده شده که قابلیت اجرای بلادرنگ را نیز داشته باشد. ورودی الگوریتم، مختصات مرکز سلول، شعاع سلول، مختصات مرکز ابزار و شعاع ابزار است.

برای این که سلولی تغییر مکان بدهد باید ابزار به آن نیرو وارد کند. الگوریتم به این صورت است که موقعیت و شعاع ابزار و تک تک سلول‌ها بررسی می‌شود. هنگامی که کره‌ی ابزار و کره‌ی سلول با یکدیگر تداخل داشته باشند برخورد تشخیص داده می‌شود. این روش نسبت به جهت‌گیری تغییرناپذیر است. در "شکل 8" نمایشی از این الگوریتم نشان داده شده است.

(19) $\|c_1 - c_2\| < r_1 + r_2$

C_1 و C_2 به ترتیب مراکز ابزار و کره سلول و r_1 و r_2 شعاع آن‌ها را نشان

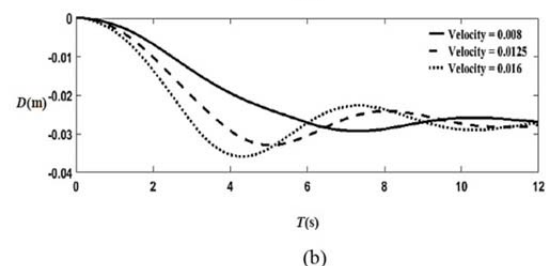
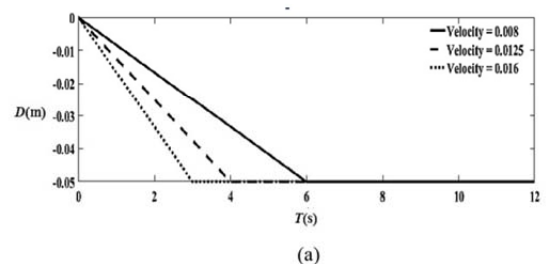


Fig. 7. a. The same input with different velocity applied to viscoelastic model. b. the result of viscoelastic model

شکل 7. a. ورودی یکسان با سرعت‌های مختلف اعمال شده به مدل ویسکوالاستیک b. نتیجه مدل ویسکوالاستیک

¹ Opengl

شده‌ی چهاروجهی است. "شکل 9.a" یک مدل فیزیکی از کبد را نشان می‌دهد که به صورت چهاروجهی مش‌بندی شده است. "شکل 9.b و 9.c" خروجی بخش‌های مختلف الگوریتم مش‌بندی به ازای $h=0.5$ (اندازه‌ی مش) را نشان می‌دهد و "شکل 13" فلوجارت الگوریتم مش‌بندی شش‌وجهی را نشان می‌دهد.

در این سیستم، محاسبه تغییرشکل براساس مدل ویسکوالاستیک شبکه عصبی سلولی است. خواص مکانیکی مطابق جدول 1 است و حالت اولیه برای تمام گره‌ها برابر صفر است.

در هنگامی که ابزار با جسم تماسی ندارد، نیروی بازخوردی برابر صفر است. بعد از برخورد ابزار با یک گره و محاسبه‌ی موقعیت جدید گره‌ها، با استفاده از روابط مدل شبکه عصبی سلولی مقدار نیروی وارد شده محاسبه و به واسط هپتیک بازخورد داده می‌شود. "شکل 11" تعامل کاربر و واسط هپتیک را نشان می‌دهد.

3-5- مدل گرافیکی

علاوه بر مدل فیزیکی، برای داشتن تعامل بهتر با کاربر نیاز به مدل گرافیکی است. "شکل 10" مدل گرافیکی استفاده شده در این سیستم را در دو حالت



Fig. 11 Interaction of user and haptic system

شکل 11 ارتباط کاربر و واسط هپتیک

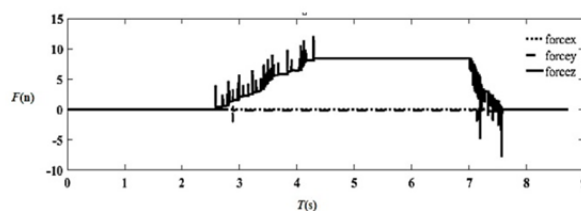


Fig. 12 Force diagram for a deformation in haptic system

شکل 12 نمودار نیروی بازخوردی بر حسب زمان در یک تغییر شکل

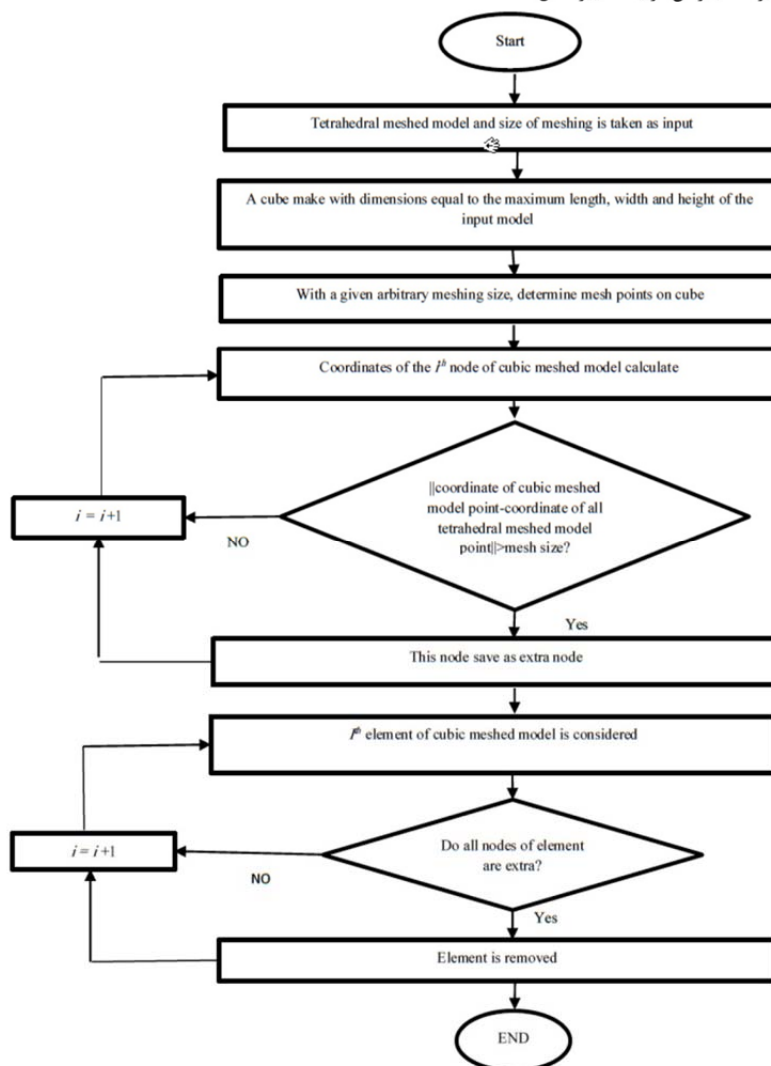


Fig. 13 Flowchart of proposed meshing algorithm

شکل 13 فلوجارت الگوریتم مش‌بندی پیشنهادی

برخورد شامل مدل فیزیکی است که هر گره آن با یک گوی پوشش داده شده است و مدل گرافیکی یک کبد است. تشخیص برخورد یکی از اجزای مهم یک سیستم هپتیک است که بخشی از زمان اجرای حلقه‌ی هپتیک را به خود اختصاص می‌دهد و در نتیجه اجرای بلادرنگ آن اهمیت ویژه‌ای دارد. در این مقاله از یک الگوریتم تشخیص برخورد ساده که به صورت بلادرنگ اجرا می‌شود و متناسب با مدل برخورد است استفاده شده است.

7- مراجع

- [1] N. Abolhassani, R. Patel, M. Moallem, Needle insertion into soft tissue: A survey, *Medical Engineering & Physics*, Vol. 29, No.4, pp. 413-431, 2007.
- [2] C. Paloc, F. Bello, R. I. Kitney, A. Darzi, Online multiresolution volumetric mass spring model for real time soft tissue deformation, *international Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, Berlin, Heidelberg, pp. 219-226, 2002.
- [3] K. S. Choi, H. Sun, P. A. Heng, Interactive deformation of soft tissues with haptic feedback for medical learning, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol 7, No.4, pp. 358-363, 2003.
- [4] S. A. Cover, N. F. Ezquerra, J. F. O'Brien, R. Rowe, et al., Interactively deformable models for surgery simulation, *Computer Graphics and Applications*, IEEE, Vol. 13, No 6, pp. 68-75, 1993.
- [5] D. Terzopoulos, K. Fleischer, Deformable models, *The Visual Computer*, Vol. 4, No. 6, pp. 306-331, 1988.
- [6] D. Terzopoulos, A. Witkin, Physically based models with rigid and deformable components, *Computer Graphics and Applications*, IEEE, Vol. 8, No.6, pp. 41-51, 1988.
- [7] S. F. Frisken-Gibson, Using linked volumes to model object collisions, deformation, cutting, carving, and joining, *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 5, No. 4, pp. 333-348, 1999.
- [8] S. Cotin, H. Delingette, N. Ayache, A hybrid elastic model for real-time cutting, deformations, and force feedback for surgery training and simulation, *The Visual Computer*, vol. 16, No. 8 pp. 437-452, 2000.
- [9] C. Basdogan, S. De, J. Kim, M. Muniyandi, H. Kim, M. A. Srinivasan, Haptics in minimally invasive surgical simulation and training, *IEEE Computer Graphics and Applications*, Vol. 24, No.2, pp. 56-64, 2004.
- [10] Y. Zhong, B. Shirinzadeh, G. Alici, J. Smith, A cellular neural network methodology for deformable object simulation, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 10, No. 4, pp. 749-762, 2006.
- [11] S. Cotin, H. Delingette, N. Ayache, Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation, *IEEE transactions on Visualization and Computer Graphics*, Vol. 5, No. 1, pp. 62-73, 1999.
- [12] L.O. Chua, L. Yang, Cellular neural networks: theory, *IEEE Transactions on Circuits and Systems*, Vol.35, No.10, pp. 1273-1290, 1988.
- [13] T. Roska, L. O. Chua, D. Wolf, T. Kozek, R. Tetzlaff, and F. Puffer, Simulating nonlinear waves and partial differential equations via CNN-Part I: Basic Techniques, *IEEE Transactions on Circuit and Systems - I: Fundamental Theory and Applications*, Vol. 42, No. 10, pp. 807-815, 1995.
- [14] M. J. Aein, H.A. Talebi; Introducing a training methodology for cellular neural networks solving partial differential equations, *Proceedings of International Joint Conference on Neural Networks, Atlanta, Georgia, USA*, 2009.
- [15] Y. Zhu, Y. Zheng, Y. Shen, Y. Chen, et al. Analyzing and modeling rheological behavior of liver fibrosis in rats using shear viscoelastic moduli. *Journal of Zhejiang University. Science. B*, Vol. 15, No.4, pp.375-381, 2014.

تغییر شکل یافته و تغییر شکل نیافته نشان می‌دهد. یک مدل تری‌دی‌مکس¹ به‌عنوان مدل گرافیکی استفاده شده است. از آنجایی که تغییر شکل روی مدل فیزیکی انجام می‌شود و کاربر مدل گرافیکی را می‌بیند، باید بین مدل فیزیکی و مدل گرافیکی ارتباط برقرار شود تا نتایج قابل نمایش باشد. این ارتباط در این مدل برقرار شده است و کاربر به راحتی می‌تواند با مدل گرافیکی در تعامل باشد. محاسبه‌ی تغییر شکل در این سیستم برحسب مدل ویسکوالاستیک شبکه عصبی سلولی انجام می‌گردد. بعد از تشخیص برخورد، شماره‌ی گره‌ی برخورد شده ذخیره شده و میزان جابه‌جایی آن محاسبه می‌گردد؛ سپس با استفاده از مدل تغییر شکل، موقعیت جدید گره‌ها محاسبه می‌شود.

در "شکل 12" نمودار نیروی بازخوردی اعمال شده به دست کاربر بر حسب زمان برای یک تغییر شکل نشان داده شده است که در این تغییر جهت، حرکت ابزار بیشتر در جهت z بوده است. نیرو در سه جهت متناسب با میزان جابه‌جایی و سرعت و شتاب گره‌ی هدف و گره‌های همجوار آن به واسطه هپتیک اعمال می‌گردد. شکل نشان دهنده‌ی این است که ابتدا ابزار با جسم برخورد کرده آن را تغییر شکل داده و چند لحظه آن را نگه داشته و برگشته است.

6- نتیجه‌گیری

در این مقاله با استفاده از تلفیق شبکه‌ی عصبی سلولی و مدل‌های الاستیک و ویسکوالاستیک بافت نرم، روش جدیدی برای مدل‌سازی تغییر شکل آن در سه بعد ارائه شده و نتایج مربوط به هر مدل نشان داده شده است.

به علاوه یک سیستم شبیه‌ساز هپتیک برای تغییر شکل بافت نرم ارائه شده که در آن از مدل ویسکوالاستیک معرفی شده، استفاده شده است. با توجه به این که در مدل‌های متداول به علت حجم محاسبات معمولاً بافت را به صورت الاستیک مدل می‌کنند، این یک مزیت برای کار محسوب می‌شود. این روش توانسته با سرعت مناسب (300 هرتز)، خاصیت ویسکوالاستیک بافت را پوشش دهد. همچنین این روش با استفاده از مش‌بندی حجمی، توانسته بر خلاف روش‌هایی که تنها سطح بافت را مدل می‌کنند، مدل سه بعدی را پوشش دهد.

به منظور گسسته‌سازی مدل فیزیکی یک الگوریتم مش‌بندی به کار رفته است که با استفاده از مدل مش‌بندی چهاروجهی یک مدل شش وجهی که برای شبکه عصبی سلولی نیاز است را به عنوان خروجی تولید می‌کند. مدل

¹ 3Dmax