مدل‌سازی بلادرنگ، متعامل و رزولوشن بالای بافت نرم به روش غنی‌سازی مبتنی بر داده

زهرا بونیک[1]، موسی شمسی[2] و محمد حسین صداقی[3]

[1] دانشجوی دکتری، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، z_bounik@sut.ac.ir

[2] **نویسنده مسئول**، استاد، دانشکده مهندسی پزشکی، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، shamsi@sut.ac.ir

[3] استاد، دانشکده مهندسی برق، دانشگاه صنعتی سهند تبریز، sedaaghi@sut.ac.ir

(تاریخ دریافت مقاله: ۱۳۹۹/۰۲/۱۴ تاریخ پذیرش مقاله: ۱۳۹۹/۰۸/۲۶)

دانشگاه صنعتی سهند

نشریه سامانه‌های غیرخطی در مهندسی برق

دوره ۷- شماره ۱

بهار و تابستان ۱۳۹۹

صفحات ۱۴۹ الی ۱۶۲

ISSN: 2322-3146

http: //jnsee.sut.ac.ir

چکیده

در این مقاله روشی برای مدل‌سازی بلادرنگ و متعامل بافت نرم در رزولوشن بالا بررسی می‌شود که در آن مدل درشت بافت نرم با غنی‌سازی مبتنی بر داده به مدل ظریف تبدیل می‌شود. برای این منظور در مرحله پیش‌پردازش نمونه‌های متناظر درشت و ظریف برای ساخت پایگاه داده‌های آموزشی ایجاد می‌شوند. با استفاده از یک رگرسور، مدل درشت مرحله آزمایش با مدل‌های درشت مرحله آموزش مقایسه شده و وزن‌هایی به هر نمونه آموزشی تخصیص می‌یابد و با این وزن‌ها بافت ظریف مرحله آزمایش با ترکیب خطی مدل‌های ظریف آموزشی تخمین زده می‌شود. با فرض تغییرشکل‌های محلی ناشی از اعمال نیرو به بافت، روشی برای استخراج بردار ویژگی پیشنهاد می‌شود که تغییرات مکانی گره محل تماس و گره‌های اطراف آن را روی مش مدنظر قرار داده و از تغییرات گره‌های دورتر صرف‌نظر می‌کند. این مساله باعث کاهش بعد بردار ویژگی و در نتیجه کاهش پیچیدگی محاسبات می‌شود. برای تعیین میزان شباهت و محاسبه وزن‌های ترکیب خطی، از رگرسور غیرخطی با هسته گوسی استفاده می‌شود و برای کاهش اعوجاج ناشی از وزن‌های منفی، الگوریتم حداقل مربعات غیرمنفی در رگرسور اعمال می‌شود. روش پیشنهادی روی دو مدل بافت نرم پیاده‌سازی شده و از نظر دقت بازسازی، پیچیدگی محاسباتی و زمان شبیه‌سازی مورد بررسی قرار گرفته است.

واژه‌های کلیدی

مدل‌سازی بلادرنگ و متعامل،

غنی‌سازی مبتنی بر داده،

تغییرشکل بافت نرم.

Sahand University of Technology

Journal of Nonlinear Systems in Electrical Engineering

Vol.7, No.1

Spring and Summer 2020

ISSN: 2322 – 3146

http://jnsee.sut.ac.ir

Real-time Interactive High Resolution Soft Tissue Modeling in a Data-Driven Enrichment Approach

Zahra Bounik[1], Mousa Shamsi[2], and Mohammad Hossein Sedaaghi[3]

[1]PhD Candidate, Electrical Engineering, Islamic Azad University, Khomeinishahr Branch, Isfahan, Iran

[2]**Corresponding Author**, Assistant Professor, Electrical Engineering, Islamic Azad University, Khomeinishahr Branch, Isfahan, Iran, mm.rezaei@iaukhsh.ac.ir

[3]Assistant Professor, Electrical Engineering, Islamic Azad University, Khomeinishahr Branch, Isfahan, Iran

[4]Assistant Professor, Mathematics and Statistics, Islamic Azad University, Khomeinishahr Branch, Isfahan, Iran

ABSTRACT

In this paper, a real-time interactive high resolution soft tissue modeling is implemented that enriches a coarse model in a data-driven approach to produce a fine model. As a preprocess step, a set of corresponding coarse and fine models are simulated for the database. In the test step, by using a regressor, the coarse model in the test set is compared to the coarse models in the training set and the blending weights are assigned to the training coarse models. These weights are used for approximating the fine model as a linear combination of the corresponding fine models in the train set. To decrease the computational complexity, assuming that applying a force on the tissue results in a local deformation, a feature extraction algorithm is proposed that considers the displacements of the contact node and its neighbor nodes and ignores the rest. This results in a low dimensional feature vector and decreases the computational complexity. In order to compute the blending weights, a nonlinear regressor with Gaussian kernel is leveraged. To eliminate the artefacts resulting from negative weights, a nonnegative least square algorithm is used for regression. Simulation results of applying the proposed method on two soft tissue models are investigated regarding the reconstruction accuracy, computational complexity and running time.

Keywords

Real-time interactive modeling,

Data-driven enrichment,

Soft tissue deformation.

۱- مقدمه

مدل‌سازی متعامل[۱] و باکیفیت بافت نرم که از نظر کاربر مشابه بافت واقعی رفتار کند یکی از چالش‌های اساسی و مهم تحقیقات اخیر در زمینه شبیه‌سازهای جراحی، واقعیت مجازی و انیمیشن است. به دلیل طبیعت غیرخطی بافت نرم، اعمال نیرو به آن منجر به تغییرشکل‌های غیرخطی می‌شود و این مساله مدل‌سازی متعامل و با کیفیت بافت را با چالش‌های بسیاری مواجه می‌کند [۱, ۲]. روش‌های گوناگونی برای حل این مشکل ارائه شده است که از جمله مهم‌ترین آن‌ها می‌توان به شبیه‌سازی بر اساس قوانین فیزیکی[۲] و شبیه‌سازی مبتنی بر داده[۳] اشاره کرد.

شبیه‌سازی بر اساس قوانین فیزیکی که اولین بار توسط Therzopolus و همکاران [۳] برای مدل‌سازی بافت نرم در کاربردهای گرافیک کامپیوتری ارائه شد، روشی ابتکاری است که از ترکیب قانون حرکت نیوتن با ویژگی‌های فیزیکی بافت نرم، روش‌های حل عددی و گرافیک کامپیوتری استفاده می‌کند. با توجه به پیاده‌سازی قوانین فیزیکی، این روش امکان تعامل با بافت نرم را حتی در موقعیت‌ها و شرایط فیزیکی جدید فراهم می‌کند. به همین دلیل استفاده از آن در مدل‌سازی طیف وسیعی از انواع بافت نرم مانند اعضای داخلی بدن در شبیه سازهای جراحی و چهره و لباس کاراکترهای انیمیشنی مرسوم شده است[۷-۱۰]. از مرسوم‌ترین راه‌های پیاده‌سازی آن می‌توان به روش اجزای محدود[۴] [۴]، روش جرم-فنر[۵] [۵] و الگوریتم‌های بدون مش[۶] [۶] اشاره کرد. مشکلی که در مدل‌سازی بافت نرم با دقت و کیفیت بالا بر اساس قوانین فیزیکی وجود دارد، نیاز به افزایش رزولوشن برای افزایش دقت شبیه‌سازی است که این امر موجب افزایش پیچیدگی محاسبات و در نتیجه کاهش سرعت شبیه‌سازی می‌شود و این مساله نیز به نوبه خود مانع مدل‌سازی بلادرنگ[۷] بافت نرم می‌شود. در پاسخ به این چالش، مدل‌سازی چند رزولوشنی[۸] [۱۱, ۱۲]، مدل‌سازی چندلایه[۹] [۱۳]، مدل‌های کاهشی[۱۰] [۱۸-۱۴]، مدل‌های جاسازی شده[۱۱] [۱۹, ۲۰] و درشت‌سازی عددی[۱۲] [۲۴-۲۱] برای ایجاد مصالحه‌ای[۱۳] بین دقت و سرعت شبیه‌سازی در حوزه شبیه‌سازی بر اساس قوانین فیزیکی مطرح شدند.

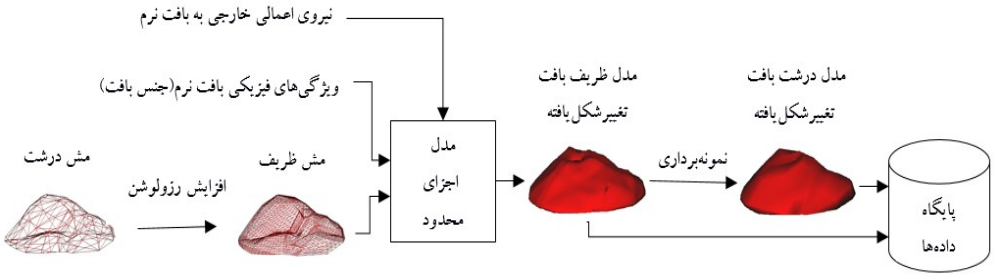
در روش مبتنی بر داده، بافت نرم با استفاده از پایگاه داده‌های مناسب و تکنیک‌های یادگیری ماشین شبیه‌سازی می‌شود. مزیت این روش سرعت بالای مدل‌سازی در مقایسه با روش شبیه‌سازی فیزیکی است. این تکنیک استفاده گسترده ای در صنعت انیمیشن و فیلم‌سازی برای مدل‌سازی بافت چهره، بدن انسان و لباس شخصیت‌ها دارد[۲۵-۲۷]. با وجود سرعت بالای شبیه‌سازی بافت نرم حتی در رزولوشن های بالا به روش مبتنی بر داده، این روش امکان تعامل با بافت در شرایط محیطی جدید و از قبل تعیین نشده را ندارد، به این دلیل که مدل حاصل از این روش وابسته به اطلاعات از قبل ذخیره شده در پایگاه داده‌ها است. برای استفاده از مزیت مدل‌سازی مبتنی بر داده (سرعت بالا) و ویژگی تعامل با محیط در شبیه‌سازی براساس قوانین فیزیکی، بسته به کاربرد، روش‌های ترکیبی مانند شبیه‌سازی چندلایه‌ای[۱۴] و غنی‌سازی مبتنی بر داده مطرح شدند. ایده‌ای که برای افزودن تغییرشکل‌های دینامیکی و جزئیات بافت ارائه شده است، استفاده از یک لایه شبیه‌سازی‌شده برای بافت نرم کل بدن به روش مبتنی بر داده است و لایه نازک بیرونی که تغییرات ظریف شامل پوست بدن انسان را شامل می‌شود با استفاده از قوانین فیزیکی شبیه‌سازی می‌شود [۲۸]. در غنی‌سازی مبتنی بر داده، بافت نرم در رزولوشن پایین با استفاده از قوانین فیزیکی شبیه‌سازی می‌شود و در نتیجه ویژگی تعامل با محیط را داراست. برای افزودن جزئیات رزولوشن بالا و اطلاعات اضافی دیگر، این مدل با استفاده از نمونه‌های موجود در پایگاه داده‌ها به روش مبتنی بر داده غنی‌سازی می‌شود [۲۹, ۳۰].

هدف این مقاله شبیه‌سازی متعامل و بلادرنگ بافت نرم در رزولوشن بالا (مدل ظریف[۱۵]) است که حاوی جزئیات فرکانس بالا بوده و در نتیجه از نظر کاربر مشابه با بافت واقعی عمل کند. برای این منظور از ترکیب روش شبیه‌سازی بر پایه قوانین فیزیکی و روش مبتنی بر داده بهره گرفته شده است. برای این که مدل‌سازی به صورت متعامل اما با سرعت بالا انجام شود، می توان مدل بافت نرم در رزولوشن پایین (مدل درشت[۱۶]) را بر پایه قوانین فیزیکی شبیه‌سازی کرد. برای افزودن جزییات دقیق رزولوشن بالا از روش مبتنی بر داده استفاده می‌شود که از اطلاعات تغییرشکل‌های ذخیره شده در پایگاه داده‌ها برای محاسبه سریع جزئیات بهره می‌برد. در زمان اجرا، بر اساس همبستگی میان این مدل درشت بافت نرم آزمایشی با مدل‌های درشت موجود در پایگاه داده‌ها، وزن‌های لازم برای ترکیب جزئیات استخراج شده از مدل‌های ظریف متناظر محاسبه می‌شود. در نهایت، این جزئیات به مدل نرم درشت افزوده می‌شوند تا مدل ظریف به دست آید.

بر این اساس در بخش بعد ابتدا به طور مختصر نحوه ایجاد مدل بافت نرم متناظر در رزولوشن‌های پایین و بالا برای پایگاه داده‌ها با استفاده از روش اجزای محدود مورد بررسی قرار می‌گیرد. برای استفاده از داده‌های موجود در پایگاه داده‌ها، در بخش ۳ ابتدا روشی برای استخراج بردار ویژگی پیشنهاد می‌شود که به ویژه تغییرشکل در نقطه اعمال نیرو در مش و گره‌های اطراف آن را به عنوان ویژگی‌های مهم مدنظر قرار می‌دهد. این روش همچنین این امکان را فراهم می‌کند که در مش‌های با شکل هندسی متقارن، تعداد اطلاعات مورد نیاز برای پایگاه داده‌ها کاهش یابد. سپس محاسبات ریاضی مربوط به روش مبتنی بر داده با استفاده از یک رگرسور غیرخطی ارایه می‌شود. نتیجه پیاده‌سازی روش پیشنهادی در بخش ۴ ارایه می‌شود و کارایی آن در بخش بحث و نتیجه‌گیری مورد ارزیابی قرار می‌گیرد.

۲- پیش‌پردازش

در این مرحله نمونه‌هایی از تغییرشکل‌های متناظر بافت نرم الاستیک در رزولوشن‌های بالا و پایین برای پایگاه داده‌ها ایجاد می‌شود. اگر نمونه‌ها در هر دو رزولوشن بالا و پایین با استفاده از روش اجزای محدود مدل‌سازی شوند، به علت اختلاف زیاد دقت محاسبات، تغییرشکل حاصل از این دو مدل با یکدیگر متناظر نبوده و تفاوت زیادی با یکدیگر خواهند داشت. با در نظر گرفتن این مساله که سرعت و پیچیدگی محاسبات در مرحله پیش‌پردازش مطرح نیست و با توجه به این که با شبیه‌سازی مدل در رزولوشن بالاتر دقت شبیه‌سازی افزایش می‌یابد، برای ایجاد تغییرشکل‌های متناظر در رزولوشن‌های متفاوت به این روش عمل می‌شود که تغییرشکل بافت نرم ابتدا در رزولوشن بالا به روش اجزای محدود شبیه‌سازی می‌شود و سپس مدل درشت این تغییرشکل‌ها با نمونه‌برداری از مدل ظریف حاصل می‌شود [۳۱]. بلوک دیاگرام شکل ۱ روند تولید نمونه‌های متناظر برای پایگاه داده‌ها را نشان می‌دهد.



شکل ۱. بلوک دیاگرام مرحله پیش‌پردازش برای ایجاد پایگاه داده‌ها شامل مدل‌های درشت و ظریف متناظر برای بافت نرم تغییرشکل یافته.

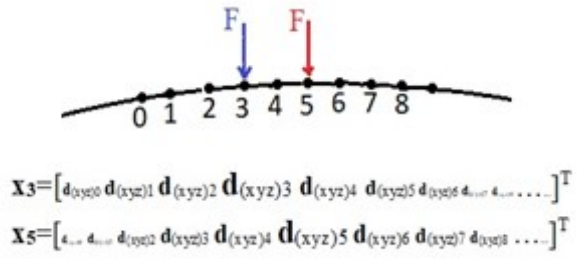
۳- غنی‌سازی مبتنی بر داده

در این بخش روش پیشنهادی برای تعیین بردار ویژگی مطرح شده و سپس مدل رگرسیون غیرخطی برای محاسبه تابع تخمین مدل ظریف بر اساس مدل درشت شرح داده می‌شود.

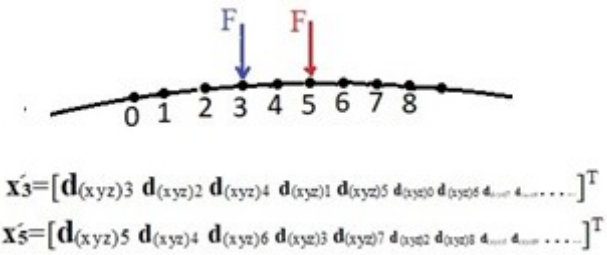
۳-۱- روش پیشنهادی برای استخراج بردار ویژگی

استفاده از اطلاعات مکان و جابه‌جایی گره‌ها از جمله روش‌های مرسوم در مدل‌سازی بافت نرم است [۳۲]. در این مقاله نیز از اطلاعات جابه‌جایی گره‌ها در ایجاد بردار ویژگی، با پیشنهاد ایجاد تغییراتی در آن، استفاده شده است. در بافت نرم الاستیک با شکل هموار[۱۷]، الگوهای[۱۸] تغییرشکل حاصل از اعمال نیرو به گره‌های نزدیک به هم تا حد زیادی مشابه هم است. همچنین، با فرض این که اعمال نیروی حاصل از ابزار جراحی منجر به تغییر شکل‌های محلی روی بافت می‌شود، می‌توان از جابه‌جایی‌های ناچیز در گره‌های دور از نقطه تماس صرف‌نظر کرد. علاوه بر آن، به ویژه در مش‌های با شکل هندسی دارای تقارن، الگوی تغییرشکل بافت در گره‌های متفاوت که روی مش در موقعیت مشابهی قرار دارند مشابه هم است، اما چون این گره‌ها در بردار مکانی در موقعیت متفاوتی قرار دارند، بردارهای جابه‌جایی حاصل از آنها در مدل‌های نمونه از نظر فاصله اقلیدسی اختلاف زیادی با یکدیگر دارند. در شکل ۲ (الف) نشان داده شده است که برای تغییرشکل‌های یکسان حاصل از اعمال نیرو روی گره‌های متفاوت ۳ و ۵، عناصر در موقعیت‌های یکسان d_{xyzi} که نشان‌دهنده جابه‌جایی گره iام در فضای سه بعدی هستند، در بردارهای ویژگی جابه‌جایی x_3 و x_5 دارای مقادیر متفاوت هستند (بزرگی و کوچکی d_{xyzi} در شکل، بیان‌گر بزرگی یا کوچکی میزان جابه‌جایی گره در اثر اعمال نیرو است). بنابراین برای تغییرشکل‌های یکسان، بردارهای جابه‌جابی متفاوت به دست می آید. روش پیشنهادی این مقاله برای حل این مساله به این صورت است که برای هر نمونه تغییرشکل در پایگاه داده‌ها، گره تماس (نقطه اعمال نیرو) به عنوان گره مرجع انتخاب شده و سایر گره‌ها نیز به ترتیب نزدیک‌ترین فاصله از گره مرجع تا دورترین گره مرتب می‌شوند. به این ترتیب بیش‌ترین جابه‌جایی‌ها که مربوط به گره تماس و گره‌های نزدیک به آن است برای نمونه‌های مختلف در جایگاه یکسان روی بردار ویژگی قرار می‌گیرند و این مساله امکان تشخیص الگوهای تغییرشکل مشابه برای گره‌های تماس متفاوت را فراهم می‌کند. این مساله در شکل ۲ (ب) برای دو بردار ویژگی x_3' و x_5' نمایش داده شده است که به روش پیشنهادی به دست آمده‌اند.

روش پیشنهادی همچنین امکان انتخاب ویژگی‌های پرمحتواتر را فراهم می‌کند و می‌توان از اطلاعات گره‌های به اندازه کافی دور از گره تماس در ایجاد بردار ویژگی صرف‌نظر کرده و پیچیدگی محاسبات و نیز میزان حافظه مورد نیاز را کاهش داد. بر این اساس بردار جابه‌جایی گره‌های مرتب شده بر پایه فاصله از نقطه تماس برای مدل درشت $x_{c(3m\times1)}=u_c-u_{c0}$ و برای مدل ظریف به صورت $x_{f(3n\times1)}=u_f-u_{f0}$ در نظر گرفته می‌شود که در آن u_{c0} و u_{f0} به ترتیب مکان گره‌های مرتب شده برای مش درشت و مش ظریف در حالت استراحت (حالت قبل از اعمال نیروی خارجی)، u_c و u_f به ترتیب مکان گره‌های مرتب شده برای مدل درشت و مدل ظریف، m تعداد گره‌ها در مش درشت و n تعداد گره‌ها در مش ظریف است. با فرض انتخاب گره تماس و اولین $l-1$ گره نزدیک به آن $(l<m)$، اندازه بردار ویژگی که همان بردار جابه‌جایی مرتب شده برای مدل درشت است برابر $3l\times1$ خواهد بود ($x_{c(3l\times1)}$).



(الف)



(ب)

شکل ۲. مقایسه بردارهای ویژگی تغییرشکل‌های مشابه حاصل از اعمال نیرو به گره‌های ۳ و ۵ با استفاده از مقادیر جابه‌جایی گره‌ها (الف) و با استفاده از ویژگی‌های جابه‌جایی مرتب شده به روش پیشنهادی (ب). بزرگی و کوچکی d_{xyzi}، بیان‌گر بزرگی یا کوچکی میزان جابه‌جایی گره در اثر اعمال نیرو است.

۳-۲- رگرسور غیرخطی

هدف این مرحله یافتن تابع مناسب F برای رابطه $x_{ft}=F(x_{ct})$ است، به عبارت دیگر تابع F باید به صورتی باشد که بتواند با استفاده از اطلاعات مدل درشت مرحله آزمایش x_{ct} و اطلاعات پایگاه داده‌های آموزشی، مدل ظریف x_{ft} متناظر با آن را تخمین بزند. در این مرحله میزان شباهت و همبستگی مدل‌های درشت در پایگاه داده‌ها به مدل درشت مرحله آزمایش و همچنین نحوه ترکیب اطلاعات مدل‌های ظریفی که متناظر با مدل‌های درشت شبیه‌تر به مدل آزمایشی هستند مشخص می‌شود. برای این منظور از یک رگرسور که مراحل تعیین همبستگی و درون‌یابی را به طور هم‌زمان پیاده‌سازی می‌کند استفاده می‌شود.

با فرض تعداد k جفت نمونه متناظر در پایگاه داده‌های آموزشی، $X_{c(3l\times k)}=[x_{c1},x_{c2},\ldots,x_{ck}]$ و $X_{f(3n\times k)}=[x_{f1},x_{f2},\ldots,x_{fk}]$ به ترتیب ماتریس شامل بردارهای ویژگی پیشنهادی برای مدل درشت و ماتریس بردارهای جابه‌جایی مدل ظریف در نظر گرفته می‌شود. یکی از رگرسورهایی که مرحله تعیین همبستگی و درون‌یابی را به طور هم‌زمان انجام می دهد رگرسور خطی است. با استفاده از این روش بردار جابه‌جایی x_{ft} برای مدل ظریف آزمایشی با استفاده از رابطه (۱) محاسبه می‌شود:

$$x_{ft(3n\times 1)}=X_{f(3n\times k)}A_{(k\times k)}w_{(k\times 1)} \qquad (۱)$$

که در آن A ماتریس درون‌یابی و w بردار شامل وزن‌هایی است که به هر نمونه موجود در پایگاه داده‌ها تخصیص می‌یابد تا مدل ظریف آزمایشی با استفاده از ترکیب خطی مدل‌های ظریف نمونه‌های آموزشی با این وزن‌ها تخمین زده شود. در رگرسیون خطی، A^{-1} از ضرب داخلی بردارهای جابه‌جایی درشت $(X_c^TX_c)$ به دست می‌آید. اما با توجه به نیاز به مدل‌سازی غیرخطی بافت نرم، عملیات ضرب داخلی با روش هسته[۱۹] با تابع پایه شعاعی[۲۰] (RBF) به صورت معادله (۲) جایگزین می‌شود:

$$\varphi_{ij}=e^{\frac{-(\|x_{ci}-x_{cj}\|_2)^2}{2\sigma^2}}$$

(۲)

که در آن $\left\|x_{ci}-x_{cj}\right\|_2$ فاصله اقلیدسی دو بردار x_{ci} و x_{cj} در مجموعه آموزشی و σ پارامتر هسته است. بر این اساس ماتریس A به صورت زیر به دست می‌آید:

$$A=\begin{bmatrix}\varphi_{11} & \varphi_{12} & \cdots & \varphi_{1k}\\ \varphi_{21} & \varphi_{22} & \cdots & \varphi_{2k}\\ \cdots & \cdots & \cdots & \cdots\\ \varphi_{k1} & \varphi_{k2} & \cdots & \varphi_{kk}\end{bmatrix}^{-1} \tag{۳}$$

به طریق مشابه بردار وزن w که محتوی ضرایب وزنی برای ترکیب خطی مقادیر درون‌یابی شده است از رابطه زیر محاسبه می‌شود:

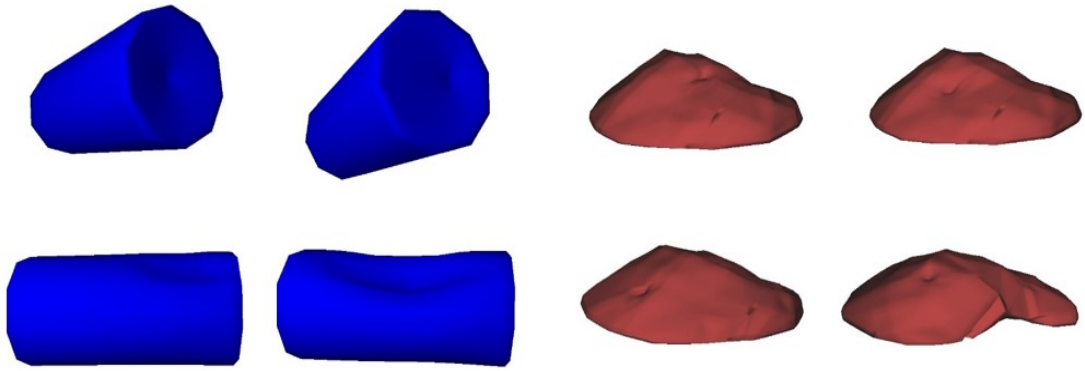
$$w=\eta[\varphi_{1t} \quad \varphi_{2t} \quad \cdots \quad \varphi_{it} \quad \cdots \quad \varphi_{kt}]^T \tag{۴}$$

که در آن $\varphi_{it}=e^{\frac{-\left\|x_{ci}-x_{ct}\right\|_2}{2\sigma^2}}$ و η ضریبی است که بردار وزن را نرمالیزه می‌کند به طوری که مجموع وزن‌ها برابر ۱ شود. با توجه به مثبت بودن مقادیر φ_{ij}، ماتریس A که از معکوس ماتریس متشکل از این مقادیر به دست می‌آید شامل درایه‌های منفی است. این امر موجب می‌شود ضرب این ماتریس به بردار w، منجر به وزن‌های نهایی منفی شود. اعمال وزن نهایی منفی به مقادیر ماتریس جابه‌جایی، معادل با این است که جابه‌جایی در جهت عکس ایجاد شود، مانند این که به جای نیروی فشار به بافت، نیروی کششی به بافت اعمال شده است و در نتیجه تغییرشکل تقریب زده شده دچار اعوجاج خواهد بود. برای رفع این مشکل، از الگوریتم حداقل مربعات غیرمنفی[۲۱] (nnls) برای یافتن نزدیک‌ترین ماتریس برای تقریب ماتریس A به ماتریس A_p که دارای درایه های غیرمنفی است استفاده می‌شود و ماتریس A در رابطه (۱) با A_p جایگزین می‌شود. بردار جابه‌جایی رزولوشن بالا برای این نمونه آزمایشی با استفاده از ترکیب خطی بردارهای جابه‌جایی رزولوشن بالای نمونه‌های پایگاه داده با ضرایب وزنی به دست آمده متناظر حاصل می‌شود. در نهایت، رزولوشن مدل درشت مورد آزمایش افزایش یافته و مقدار این جابه‌جایی‌ها به مکان گره‌های مش افزوده می‌شود تا مدل ظریف حاصل شود.

٤- نتایج شبیه‌سازی

روش پیشنهادی روی دو مش با شکل‌های هندسی استوانه و کبد پیاده‌سازی شده است. مدل استوانه دارای مش سطحی و مدل کبد دارای مش حجمی است. برای شبیه‌سازی بر پایه قوانین فیزیکی از روش اجزای محدود هم‌چرخشی[۲۲] [۱۳, ۳۳] (که اعوجاج کمتری نسبت به روش اجزای محدود دارد) استفاده شده است. لازم به ذکر است که هدف این مقاله شبیه‌سازی یک بافت مشخص با ویژگی‌های فیزیکی پیچیده (مانند کبد) نیست و صرفا از مش هندسی با شکل کبد بهره گرفته شده است. شبیه‌سازی با استفاده از برنامه‌نویسی پایتون و در نرم‌افزار SOFA [۳۴] انجام شده است. برای بافت با شکل هندسی استوانه، ۲۸ نمونه تغییرشکل بافت نرم به ۱۸ نمونه آموزشی و ۱۰ نمونه آزمایشی تقسیم شده است. برای بافت با شکل هندسی کبد ۱۰۵ نمونه تغییرشکل بافت نرم به ۶۰ نمونه آموزشی و ۴۵ نمونه آزمایشی تقسیم شده است. در شکل ۳ تعدادی از تغییرشکل‌های ایجاد شده در اثر اعمال نیروهای با بزرگی متفاوت به گره‌های مختلف برای هر دو شکل هندسی نمایش داده شده است.

با توجه به این که هدف این روش نمایش تغییرشکل بیرونی بافت نرم است، فقط گره‌های روی سطح بافت حجمی کبد مورد نظر قرار گرفته و غنی‌سازی مبتنی بر داده نیز روی سطح مدل انجام می‌گیرد. تعداد گره‌ها و اجزای مدل سطحی استوانه و کبد در جدول‌های ۱ و ۲ نمایش داده شده است.



شکل۳. نمونه‌هایی از تغییرشکل مدل‌های بافت نرم در پایگاه داده‌ها برای شکل‌های هندسی کبد(سمت راست) و استوانه(سمت چپ).

جدول۱. تعداد گره‌ها و اجزای مدل‌های درشت و ظریف استوانه.

	تعداد گره‌ها	تعداد اجزا
مدل درشت	۱۸۲	۳۶۰
مدل ظریف	۷۲۲	۱۴۴۰

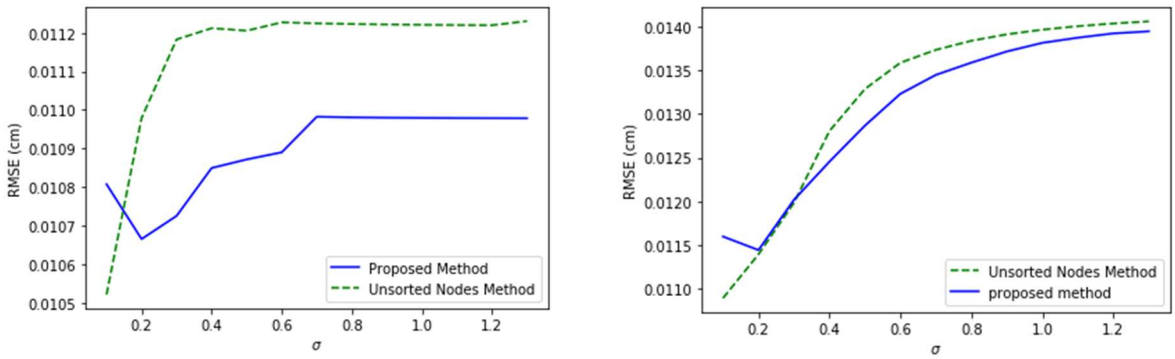
جدول۲. تعداد گره‌ها و اجزای مدل‌های درشت و ظریف کبد.

	تعداد گره‌ها	تعداد اجزا
مدل درشت	۱۴۰	۲۷۶
مدل ظریف	۲۲۱۰	۴۴۱۶

اطلاعات جابه‌جایی گره اعمال نیرو و ۹ گره همسایگی آن برای استخراج بردار ویژگی در نظر گرفته شده است. کارایی روش پیشنهادی برای ایجاد مدل ظریف به روش غنی‌سازی مبتنی بر داده، با استفاده از مقایسه هر نمونه مدل‌سازی‌شده با مدل ظریف مستقیما ایجاد شده به روش شبیه‌سازی بر پایه قوانین فیزیکی (روش دقیق) انجام گرفته و نتیجه مقایسه با استفاده از مفهوم ریشه میانگین مربعات خطا[۲۳] (RMSE) محاسبه شده است. با توجه به این که در معادله گوسی رابطه (۲) مقدار مشخصی برای پارامتر پهنای هسته σ در نظر گرفته نشده است، شبیه‌سازی برای مقادیر مختلف σ انجام شده است تا مقدار مناسب با کمترین مقدار RMSE انتخاب شود. مقایسه کارایی استخراج بردار ویژگی به روش پیشنهادی (بردار ویژگی با بعد پایین) با روش بردار ویژگی گره‌های جابه‌جایی مرتب نشده مورد استفاده در [۳۰] (بردار ویژگی با بعد بالا) به ازای مقادیر متفاوت پارامتر هسته برای مدل‌های

کبد و استوانه در نمودارهای شکل ۴ رسم شده است. مشاهده می‌شود که روش پیشنهادی به ازای σ=۰/۲ برای هر دو مدل استوانه و کبد دارای حداقل خطای درون‌یابی RMSE است.

با توجه به کاهش بعد بردار ویژگی به روش پیشنهادی، انتظار می‌رود که افزایش سرعت محاسبات موجب کاهش زمان شبیه‌سازی شود. با توجه به این که مقادیر بردارهای ویژگی برای محاسبه مقادیر φ_{ij} در ماتریس $A^{-1}_{(k\times k)}$ و بردار وزن $w_{(k\times 1)}$ مورد استفاده قرار می‌گیرد و در رابطه نهایی نیز عملیات ضرب این دو انجام می‌گیرد، تاثیر بعد بردار ویژگی $x_{c(r\times 1)}$ $(r=3l)$، در پیچیدگی محاسباتی آن‌ها با استفاده از نماد O بزرگ[۲۴] [۳۵] مورد بررسی قرار گرفته و نتایج در جدول ۳ درج شده است.



شکل ٤. محاسبه اختلاف مدل ظریف بازسازی شده و مدل ظریف ساخته شده به روش اجزای محدود با مفهوم RMSE به ازای مقادیر مختلف پارامتر هسته σ برای مدل کبد (سمت راست) و مدل استوانه (سمت چپ).

جدول۳. بررسی تاثیر اندازه بردار ویژگی در پیچیدگی محاسباتی الگوریتم پیشنهادی.

پیچیدگی محاسباتی	ماتریس و بردار	
$O(krlog(r))$	$X_{c(r\times k)}$	*پیش‌پردازش (فقط در روش پیشنهادی): مرتب‌سازی بردارهای ویژگی*
$O(rk^2)$	A^{-1}	*پیش‌پردازش: محاسبه ماتریس شامل φ_{ij}*
$O(rk)$	w	*پردازش (زمان اجرا): بردار وزن‌ها*

همان طور که در این جدول مشاهده می‌شود، مرتب‌سازی ویژگی‌های جابه‌جایی برای ایجاد بردار ویژگی روش پیشنهادی، موجب افزایش زمان محاسبات مرحله پیش‌پردازش می‌شود که این مرحله در روش گره‌های جابه‌جایی مرتب نشده انجام نمی‌شود. از طرف دیگر، در مرحله پیش‌پردازش، در محاسبه برای محاسبه فاصله اقلیدسی در هر φ_{ij} از عناصر ماتریس A^{-1} ، پیچیدگی محاسباتی برابر $O(r)$ است که با توجه به این که این محاسبه در ماتریس A^{-1} به تعداد k^2 مرتبه انجام می‌شود، پیچیدگی محاسباتی این ماتریس برابر $O(rk^2)$ خواهد بود (بعد بردار ویژگی در پیچیدگی محاسباتی ماتریس A بی‌تاثیر است). در روش‌های مبتنی بر داده معمولا سرعت پردازش در مرحله پردازش و نه در مرحله پیش‌پردازش از اهمیت بیشتری برخوردار است. با توجه به جدول ۳ مشخص می‌شود که پیچیدگی محاسباتی بردار وزن w مربوط به مرحله پردازش که برابر $O(rk)$ است، با بعد بردار ویژگی رابطه خطی دارد و بنابراین کاهش بعد بردار ویژگی به طور خطی روی پیچیدگی محاسباتی بردار وزن اثر می‌گذارد که این مساله در کاهش زمان کل شبیه‌سازی موثر است.

برای بررسی کارایی روش پیشنهادی از نظر مدل‌سازی بلادرنگ، زمان لازم برای ایجاد پنج مدل ظریف به سه روش شبیه‌سازی قوانین فیزیکی به روش اجزای محدود (مدل کند)، شبیه‌سازی مبتنی بر داده با استفاده از ویژگی‌های جابه‌جایی گره‌ها (روش سریع) و مدل‌سازی به روش پیشنهادی (روش سریع) برای بافت نرم به شکل کبد و استوانه در جدول‌های ۴ و ۵ ارائه شده است.

جدول٤. مقایسه زمان لازم برای شبیه‌سازی تغییرشکل‌های مختلف بافت نرم ظریف با شکل کبد به روش اجزای محدود، مدل مبتنی بر داده با ویژگی‌های جابه‌جایی گره‌ها و مدل مبتنی بر داده به روش پیشنهادی (s).

	t(d1)	t(d2)	t(d3)	t(d4)	t(d5)	میانگین
مدل ظریف به روش اجزای محدود	۵۱/۲۴۱	۴۴/۴۶۶	۴۱/۶۷۱	۶۴/۸۰۷	۴۴/۲۷۳	۴۹/۲۹۲
مدل ظریف مبتنی بر داده با ویژگی‌های جابه‌جایی گره‌ها	۰/۵۹۵	۰/۵۹۹	۰/۶۰۰	۰/۶۰۲	۰/۶۲۱	۰/۶۰۳
مدل ظریف مبتنی بر داده به روش پیشنهادی	۰/۱۲۸	۰/۱۲۹	۰/۱۲۸	۰/۱۲۶	۰/۱۲۹	۰/۱۲۸

جدول٥. مقایسه زمان لازم برای شبیه‌سازی تغییرشکل‌های مختلف بافت نرم ظریف با شکل استوانه به روش اجزای محدود، مدل مبتنی بر داده با ویژگی‌های جابه‌جایی و مدل مبتنی بر داده به روش پیشنهادی (s).

	t(d1)	t(d2)	t(d3)	t(d4)	t(d5)	میانگین
مدل ظریف به روش اجزای محدود	۵/۴۶۱	۱۱/۴۰۱	۱۱/۰۷۶	۷/۶۲۳	۲/۲۸	۷/۵۶۶
مدل ظریف مبتنی بر داده با ویژگی‌های جابه‌جایی گره‌ها	۰/۱۰۳	۰/۱۰۷	۰/۱۰۲	۰/۱۱۲	۰/۱۱۱	۰/۱۰۷
مدل ظریف مبتنی بر داده به روش پیشنهادی	۰/۰۲۲	۰/۰۲۴	۰/۰۲۳	۰/۰۲۴	۰/۰۲۴	۰/۰۲۳

۵- بحث

مقایسه خطای بازسازی روش پیشنهادی و روش بردار جابه‌جایی گره‌های مرتب نشده در نمودارهای شکل ۴ نشان می‌دهد که روش پیشنهادی که برای تغییرشکل‌های مشابه در گره‌های متفاوت، بردار ویژگی تقریبا یکسانی ایجاد می‌کند و همچنین امکان تمرکز روی تغییرشکل‌های اطراف گره تماس را فراهم می‌کند، در مقایسه با روش بردار ویژگی جابه‌جایی گره‌ها بهتر عمل می‌کند. روش پیشنهادی به ویژه برای مدل متقارن استوانه خطای کمتری ایجاد نموده است اما برای مدل کبد که پیچیدگی هندسی زیادی دارد، میزان خطای هر دو روش در حد یکدیگر است، با این حال باید توجه داشت که این نتیجه در روش پیشنهادی در ازای کاهش پیچیدگی محاسباتی مرحله پردازش حاصل شده است. به عبارت دیگر، مزیت روش ارائه شده برای بردار ویژگی، استفاده از بعد کمتری برای تخمین مدل ظریف است. بعد بردار ویژگی جابه‌جایی گره‌ها برای مدل کبد برابر ۱×۴۲۰ (۱۴۰×۳) و برای مدل استوانه برابر ۱×۵۴۶ (۱۸۲×۳) است. در حالی که بعد بردار ویژگی روش پیشنهادی که از اطلاعات گره تماس و ۹ گره نزدیک به آن استفاده کرده است برای هر دو مدل برابر ۱×۳۰ (۱۰×۳) است. با در نظر گرفتن این مساله که در زمان اجرا، کاهش بعد بردار ویژگی روی پیچیدگی محاسباتی بردار وزن w ($O(rk)$) به صورت خطی تاثیر دارد، بنابراین کاهش بعد در روش

پیشنهادی موجب سرعت بخشیدن به محاسبات مربوط به w می‌شود. در [۳۰] که از روش بردار ویژگی جابه‌جایی گره‌ها استفاده کرده است، برای ایجاد الگوی یکسان برای گره‌هایی که در همسایگی یکدیگر قرار دارند ایده stamping را مطرح نموده و به محاسبات افزوده است، در حالی که ایده مقاله حاضر در مورد مرتب‌سازی گره‌ها بر اساس گره تماس و گره‌های نزدیک به آن به شکل ذاتی این ویژگی را در خود دارد. از طرف دیگر، باید در نظر گرفت که ایده مطرح شده، نیاز به نمونه‌های با تغییرشکل مشابه در گره‌های متفاوت برای پایگاه داده‌ها را مرتفع نموده است.

برای بررسی کارایی سیستم از نظر مدل‌سازی بلادرنگ، زمان‌های پیاده‌سازی روش اجزای محدود برای مدل ظریف و دو روش مبتنی بر داده در جدول‌های ۴ و ۵ ارائه شده است. مقایسه زمان‌های مدل‌سازی، نشان‌دهنده سرعت قابل ملاحظه شبیه‌سازی مدل به روش مبتنی بر داده در مقایسه با روش اجزای محدود است که این زمان در مدل پیشنهادی به دلیل انتخاب بعد کمتر بردار ویژگی در مقایسه با بردار ویژگی جابه‌جایی گره‌ها باز هم کاهش پیدا کرده است. این زمان که کمتر از یک ثانیه است، در بسیاری از کاربردها می‌تواند از نظر کاربر به صورت بلادرنگ در نظر گرفته شود.

٦- نتیجه‌گیری

در این مقاله، برای مدل‌سازی بلادرنگ مدل بافت نرم در رزولوشن بالا، از غنی‌سازی مبتنی بر داده مدل درشت و تبدیل آن به مدل ظریف استفاده شد. برای افزایش سرعت روشی برای استخراج ویژگی تغییرشکل محلی بافت نرم ارائه شد. روش پیشنهادی دارای دو مزیت است:

۱) امکان استخراج بردار ویژگی یکسان برای تغییرشکل‌های مشابه حاصل از اعمال نیرو روی گره‌های متفاوت بافت نرم را فراهم می‌کند. این مساله نیاز به وجود تعداد زیادی از نمونه‌ها (به دلیل حذف نمونه‌های زاید تغییرشکل‌های مشابه در گره‌های متفاوت) در پایگاه داده‌ها را کاهش می‌دهد.

۲) امکان انتخاب ویژگی‌های پرمحتواتر با انتخاب جابه‌جایی گره‌های نزدیک به گره تماس و حذف باقی ویژگی‌ها را به دست می‌دهد. این مساله بردار ویژگی با بعد کمتر را نتیجه می‌دهد که منجر به کاهش محاسبات و کاهش زمان پیاده‌سازی و همچنین کاهش حافظه مورد نیاز برای ذخیره‌سازی داده‌ها شده است.

بردارهای ویژگی به دست آمده به روش پیشنهادی، در آموزش یک رگرسور غیرخطی و در نهایت بازسازی مدل ظریف مورد استفاده قرار گرفت و محاسبه خطای بازسازی آن با خطای بازسازی به روش بردار ویژگی جابه‌جایی گره‌ها نشان داد که با وجود بعد کمتر بردار ویژگی، خطای روش پیشنهادی کمتر یا در حد روش دیگر است. همچنین این مدل از نظر پیچیدگی محاسباتی در مرحله پردازش نیز عملکرد بهتری دارد. این مساله باعث افزایش سرعت شبیه‌سازی می شود که در کاربردهای بلادرنگ مهم و مطلوب است.

با وجود پیاده‌سازی روش پیشنهادی روی دو مدل استوانه و کبد، باید در نظر داشت که روش ارائه شده در این مقاله برای انتخاب و استخراج ویژگی، مستقل از شکل بافت نرم بوده و بر اساس شکل مدل انجام نگرفته است (به جز فرض هموار بودن سطح بافت نرم که این فرض در بسیاری از موارد صادق است). بنابراین اگر نیاز به شبیه‌سازی مدل دیگری باشد، با در دست داشتن نمونه‌های متناظر درشت و ظریف آن در پایگاه داده‌ها، می‌توان این روش را روی ساختار جدید نیز پیاده‌سازی و کارایی آن را ارزیابی کرد.

در نهایت، این نکته باید موردنظر قرار گیرد که استفاده از اطلاعات تغییرشکل برای تعداد محدودی از گره‌ها، در مواردی که تغییرشکل‌های کلی روی بافت ایجاد می‌شود می‌تواند منجر به کاهش دقت مدل‌سازی شود. برای چنین تغییرشکل‌هایی، در کارهای آینده روش‌های مقاوم‌تری برای کاهش بعد مورد بررسی قرار می‌گیرد. علاوه بر آن، بسته به کاربرد مدل‌سازی بافت نرم می‌توان برای بهبود روش مطرح شده از مدل‌های معتبرسازی شده در پایگاه داده‌ها استفاده کرد تا مدل‌های واقعی‌تر برای کاربر بازسازی شود.

---

[1] Interactive
[2] Physically-based simulation
[3] Data-driven simulation
[4] Finite element method
[5] Mass-spring method
[6] Meshless algorithms
[7] Real-time
[8] Multi-resolution modeling
[9] Multi-layer modelling
[10] Reduced models
[11] Embedded models
[12] Numerical coarsening
[13] Trade-off
[14] Multi-layered simulation
[15] Fine model
[16] Coarse model
[17] smooth
[18] Pattern
[19] Kernel
[20] Radial basis function
[21] Non-negative least squares
[22] Corotational finite element method
[23] Root mean squared error
[24] Big O notation

مراجع

[1] Cotin, S., H. Delingette, and N. Ayache, *Real-time elastic deformations of soft tissues for surgery simulation.* IEEE transactions on Visualization and Computer Graphics, 1999. **5**(1): p. 62-73

[2] Nealen, A., et al. *Physically based deformable models in computer graphics*. in *EUROGRAPHICS 2005 STAR–STATE OF THE ART REPORT*. 2005. Citeseer.

[3] Terzopoulos, D., et al. *Elastically deformable models*. in *Proceedings of the 14th annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. 1987.

[4] Bro-Nielsen, M. and S. Cotin. *Real-time volumetric deformable models for surgery simulation using finite elements and condensation*. in *Computer graphics forum*. 1996. Wiley Online Library.

[5] Ma, W.C., et al., *A blendshape model that incorporates physical interaction.* Computer Animation and Virtual Worlds, 2012. 23(3-4): p. 235-243.

[6] Pauly, M., et al., *Meshless animation of fracturing solids.* ACM Transactions on Graphics (TOG), 2005. 24(3): p. 957-964.

[7] Nedel, L.P. and D. Thalmann. Real time muscle deformations using mass-spring systems. in proceedings. Computer Graphics International (Cat. No. 98EX149). 1998. IEEE.

[8] Ichim, A.-E., et al., *Phace: physics-based face modeling and animation.* ACM Transactions on Graphics (TOG), 2017. 36(4): p. 1-14.

[9] Koch, R.M ,.et al. *Simulating facial surgery using finite element models*. in *Proceedings of the 23rd annual conference on Computer graphics and interactive techniques*. 1996.

[10] Zou, Y. and P.X. Liu, *A high-resolution model for soft tissue deformation based on point primitives.* Computer methods and programs in biomedicine, 2017. 148: p. 113-121.

[11] Capell, S., et al. *A multiresolution framework for dynamic deformations*. in *Proceedings of the 2002 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation*. 2002.

[12] Debunne, G., et al., *Interactive multiresolution animation of deformable models*, in *Computer Animation and Simulation'99*. 1999, Springer. p. 133-144.

[13] Müller, M. and M. Gross. *Interactive virtual materials*. in *Proceedings of Graphics Interface 2004*. 2 .٠٠٤Canadian Human-Computer Communications Society.

[14] Barbič, J., F. Sin, and E. Grinspun, *Interactive editing of deformable simulations.* ACM Transactions on Graphics (TOG), 2012. 31(4): p. 1-8.

[15] Chen, Y.J., et al. *EigenFit for consistent elastodynamic simulation across mesh resolution*. in *Proceedings of the 18th annual ACM SIGGRAPH/Eurographics Symposium on Computer Animation*. 2019.

[16] Der, K.G., R.W. Sumner, and J. Popović, *Inverse kinematics for reduced deformable models.* ACM Transactions on graphics (TOG), 2006. 25(3): p. 1174-1179.

[17] Fulton, L., et al. *Latent-space Dynamics for Reduced Deformable Simulation*. in *Computer graphics forum*. 2019. Wiley Online Library.

[18] Xu, H., et al., *Interactive material design using model reduction.* ACM Transactions on Graphics (TOG), 2015. 34(2): p. 1-14.

[19] Nesme, M., et al., *Preserving topology and elasticity for embedded deformable models*, in *ACM SIGGRAPH 2009 papers*. 2009. p. 1-9.

[20] Nesme, M., Y. Payan, and F. Faure. Animating shapes at arbitrary resolution with non-uniform stiffness. 2006.

[21] Chen, D., et al., *Dynamics-aware numerical coarsening for fabrication design.* ACM Transactions on Graphics (TOG), 2017. 36(4): p. 1-15.

[22] Kharevych, L., et al., *Numerical coarsening of inhomogeneous elastic materials.* ACM Transactions on graphics (TOG), 2009. 28(3): p. 1-8.

[23] Liu, H.-T.D., A. Jacobson, and M. Ovsjanikov, *Spectral coarsening of geometric operators.* arXiv preprint arXiv:1905.05161, 2019.

[24] Torres, R., et al., *High-resolution interaction with corotational coarsening models.* ACM Transactions on Graphics (TOG), 2016. 35(6): p. 1-11.

[25] Alexander, O., Rogers, M., Lambeth, W., Chiang, J.Y., Ma, W.C., Wang, C.C., Debevec, P.: The digital emily project: Achieving a photorealistic digital actor. IEEE Computer Graphics and Applications 30(4), 20–31 (2010).

[26] Santesteban, I., et al., *SoftSMPL: Data-driven Modeling of Nonlinear Soft-tissue Dynamics for Parametric Humans.* arXiv preprint arXiv:2004.00326, 2020.

[27] Zurdo, J.S., J.P. Brito, and M.A. Otaduy, *Animating wrinkles by example on non-skinned cloth.* IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics, 2012. 19(1): p. 149-158.

[28] Kim, M., et al., *Data-driven physics for human soft tissue animation.* ACM Transactions on Graphics (TOG), 2017. 36(4): p. 1-12.

[29] Yu, D. and T. Kanai, *Data-driven subspace enrichment for elastic deformations with collisions.* The Visual Computer, 2017. 33(6-8): p. 779-788.

[30] Seiler, M., J .Spillmann, and M. Harders, *Data-driven simulation of detailed surface deformations for surgery training simulators.* IEEE transactions on visualization and computer graphics, 2014. 20(10): p. 1379-1391.

[31] Bounik, Z., M. Shamsi, and M.H. Sedaaghi, *Accurate coarse soft tissue modeling using FEM-based fine simulation.* Multimedia Tools and Applications, 2019: p. 1-14

[32] Bender, J., et al. *A survey on position-based simulation methods in computer graphics*. in *Computer graphics forum*. 2014. Wiley Online.

[33] Bell, N., Y. Yu, and P.J. Mucha. Particle-based simulation of granular materials. in Proceedings of the 2005 ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation. 2005.

[34] Faure, F., et al., *Sofa: A multi-model framework for interactive physical simulation*, in *Soft tissue biomechanical modeling for computer assisted surgery*. 2012, Springer. p. 283-321.

[35] Cormen, T.H., et. al., *Introduction to algorithms*, 3nd ed., MIT press, 2009.