



(12)

## CERERE DE BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: **a 2013 00422**

(22) Data de depozit: **31.05.2013**

(41) Data publicării cererii:  
**30.12.2014** BOPI nr. **12/2014**

(71) Solicitant:  
• **UNIVERSITATEA "OVIDIUS" DIN  
CONSTANȚA, BD.MAMAIA NR.124,  
CONSTANȚA, CT, RO**

(72) Inventatori:  
• **HAMZA LUP GEORGE FELIX,  
STR. MIHAI EMINESCU NR. 14, ORADEA,  
BH, RO;**  
• **POPOVICI DORIN MIRCEA,  
ALEEA HORTENSIEI NR. 18, BL. C5, SC. B,  
AP. 64, CONSTANȚA, CT, RO;**  
• **BOGDAN CRENGUȚA MĂDĂLINA,  
ALEEA CRIZANTEMELOR NR. 6, BL. H1,  
SC. F, AP. 120, CONSTANȚA, CT, RO;**

• **POLCEANU MIHAI,  
STR. DRAGOSLAVELE 1C, BL. B1, SC. A,  
AP. 13, CONSTANȚA, CT, RO;**  
• **NICOLA AURELIAN, STR. CUZA VODĂ  
NR. 28, SC. A, AP. 2, CONSTANȚA, CT, RO;**  
• **BAUTU ELENA, STR. VÂNĂTORI NR. 33,  
CONSTANȚA, CT, RO;**  
• **COSTEA DAN OVIDIU, STR. FĂGETULUI  
NR. 136, BL. ST3, SC. F, ET. 2, AP. 55,  
CONSTANȚA, CT, RO;**  
• **VASILATEANU ANDREI,  
STR. LABORATOR NR. 129, BL. S2A,  
SC. A, ET. 2, AP. 9, SECTOR 3,  
BUCUREȘTI, B, RO**

*Această publicație include și modificările descrierii,  
revendicărilor și deseneilor, depuse conform art. 35,  
alin. (20), din HG nr. 547/2008.*

## (54) METODE PENTRU VIZUALIZAREA ÎN TIMP REAL A FORȚELOR DE SUPRAFAȚĂ LA INTERACȚIUNEA CU DISPOZITIVE HAPTICE ȘI PENTRU GENERAREA DE STRUCTURI ALEATORII ÎN OBIECTE 3D DEFORMABILE

(57) Rezumat:

Invenția se referă la o metodă pentru simularea vizuală și haptică a procedurii de palparea a ficatului, și stabilirea corectă a diagnosticului în mediul virtual 3D, folosită în scopul evaluării și instruirii personalului medical, și în scopul educării pacienților asupra procedurilor medicale. Metoda conform invenției constă în vizualizarea în timp real a forțelor de suprafață pe obiecte 3D deformabile, permițând evaluarea vizuală a vectorilor forțelor exercitate pe suprafața de dispozitive haptice punctiforme, în timp real, și în generarea de structuri aleatorii în obiecte 3D deformabile, permițând augmentarea modelelor 3D deformabile cu structuri geometrice care modifică atributele de deformare ale obiectelor, facilitând simularea haptică a tumorilor în țesuturi și organe.

Revendicări: 1  
Figuri: 8

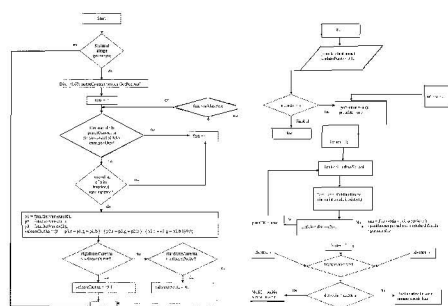
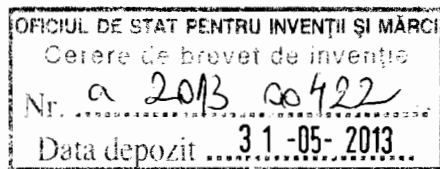


Fig. 2

Fig. 4

*Cu începere de la data publicării cererii de brevet, cererea asigură, în mod provizoriu, solicitantului, protecția conferită potrivit dispozițiilor art.32 din Legea nr.64/1991, cu excepția cazurilor în care cererea de brevet de invenție a fost respinsă, retrasă sau considerată ca fiind retrasă. Întinderea protecției conferite de cererea de brevet de invenție este determinată de revendicările conținute în cererea publicată în conformitate cu art.23 alin.(1) - (3).*





**DESCRIEREA INVENȚIEI**

a) **TITLUL INVENȚIEI: Metode pentru vizualizarea in timp real a fortelor de suprafata la interactiunea cu dispozitive haptice si pentru generarea de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile**

b) **PRECIZAREA DOMENIULUI TEHNIC LA CARE SE REFERĂ INVENȚIA: 1.2.1**

Inventia se incadreaza in domeniul prioritar de cercetare 1. Tehnologia Informatiei si Comunicatii, Directia de cercetare 1.2 Sisteme informatice avansate pentru eservicii, Tematica de cercetare cu subprogramul: 1.2.1 Sisteme informatice avansate pentru educatie (elearning).

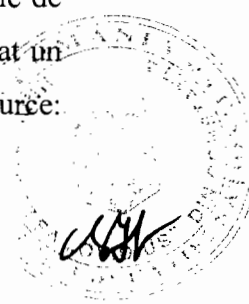
c) **PREZENTAREA STADIULUI TEHNICII, CONSIDERAT DE SOLICITANT A FI NECESAR PENTRU ÎNȚELEGEREA, CERCETAREA DOCUMENTARĂ ȘI EXAMINAREA CERERII DE BREVET, CU INDICAREA DOCUMENTELOR CARE ÎL FUNDAMENTEAZĂ;**

Realitatile virtuale si augmentate sunt tehnologii cheie in cadrul mediilor de lucru curente si viitoare cu aplicatii in diverse domenii ale activitatii umane: medicina, educatie, inginerie, turism, iar lista poate continua. In ultimii ani, tehnologia a atins un stadiu de dezvoltare suficient pentru a oferi utilizatorului simulari multimodale avansate (i.e. raspuns vizual combinat cu raspuns tactil, denumit retur haptic). Aparatele cu retur haptic aplica forte relativ mici asupra utilizatorului (in general asupra mainilor utilizatorului) printr-un sistem complex de servo-motoare si legaturi mecanice.

Notiunile necesare intelegerii cererii de brevet implica cunostinte avansate din domeniul mecanicii si informaticii cu aplicatii in domeniul simularii procedurilor chirurgiei laparoscopice.

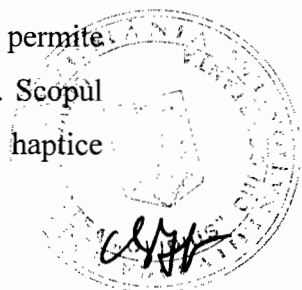
La nivel international exista simulatoare care utilizeaza tehnologii de realitate virtuala bazate pe tehnologia returului haptic pentru:

- **Modelare Haptica Generala.** OpenHaptics Toolkit dezvoltat de Sensable Technologies [E-resource: <http://www.sensable.com/products-openhaptics-toolkit.htm>, Data ultimei accesari, Mai 2013] este una dintre primele librarii software comerciale pentru modelarea interactiunii tactile folosind aparatele cu retur haptic de tip Phantom. O companie integratoare de prototipuri haptice, ReachIn, a dezvoltat un set de rutine (ReachIn Application Programming Interface) [E-resource:



<http://www.reachin.se/>, Data ultimei accesari, Mai 2013] ce permit modelarea proprietatilor diferitelor suprafete inclusiv suprafete 3D deformabile, suprafete cu proprietati rigide si vibrante. Aceasta platforma a fost inlocuita in 2010 de API-ul (Haptic 3d) H3D. Un alt efort in acest domeniu il reprezinta librariile CHAI [Conti, F., Barbagli, F., Balaniuk, R., Halg, M., Lu, C., Morris, D., Sentis, L., Vileshin, E., Warren, J., Khatib, O., Salisbury, K. (2008) "The CHAI Libraries", Technical Report, Computer Science Department, Stanford University], ce constituie un set de rutine haptice/grafice scrise in C++ si dezvoltate de diferiti cercetatori. Aceste librarii permit dezvoltarea la nivel inalt precum si la nivel detaliat a aplicatiilor haptice. Aceste librarii au fost abandonate de dezvoltatori datorita documentatiei precare si lipsei de flexibilitate. Un alt proiect folosit pentru implementarea algoritmilor haptici este Forssim [E-resource: <https://launchpad.net/forssim/>, Data ultimei accesari, Mai 2013]. Aplicatiile dezvoltate cu Forssim sunt in principal din domeniul medicinei dentare. Un alt mediu de simulare biomecanica bazat pe Java este ArtiSynth [E-resource: <http://www.magic.ubc.ca/artisynth/pmwiki.php/>, Data ultimei accesari, Mai 2013]. Este utilizat in principal pentru simularea fizica a structurilor anatomice. Cea mai completa si populara platforma in prezent este proiectul Simulation Open Framework Architecture [E-resource: <http://www.sofa-framework.org/>, Data ultimei accesari, Mai 2013] special dezvoltata pentru simulari in timp real in domeniul medical. Si aceasta platforma este complexa si necesita cunostinte avansate in domeniul programarii.

- **Modelare Tesuturi Deformabile.** Universitatea Stanford este una dintre primele universitati care au investigat intensiv platformele software. Framework-ul "Spring" dezvoltat la Stanford University [E-resource: <http://sourceforge.net/projects/spring-sim>, <http://spring.stanford.edu/>, Data ultimei accesari, Mai 2013] permite dezvoltarea de efecte haptice in conjunctie cu modele 3D virtuale. In principal se urmareste modelarea organelor interne tinandu-se cont de proprietatile tesuturilor. Un open source/open architecture framework pentru dezvoltarea simulatoarelor chirurgicale la nivel de organe [M. C. Cavusoglu, T. G. Goktekin, F. Tendick, and S. S. Sastry. (2004) "GiPSi: An Open Source/Open Architecture Software Development Framework for Surgical Simulation." In Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality XII (MMVR 2004), Newport Beach, CA, January 14-17, pp.46-48] permite integrarea diferitelor interfete haptice si de vizualizare intr-un mod eterogen. Scopul principal al acestor librarii este de a facilita dezvoltarea de modele haptice



reutilizabile, independent de metodele de modelare. Proiectul Virtual Reality Aided Surgical Simulation (VRASS) dezvoltat in Kyoto, Japonia [M. Nakao, T. Kuroda, H. Oyama, G. Sakaguchi and M. Komeda, "Physics-Based Simulation of Surgical Fields for Preoperative Strategic Planning", Journal of Medical Systems, Vol.30(5), pp. 371 – 380] aplica metode avansate de modelare 3D si haptica in dezvoltarea de aplicatii medicale pentru chirurgie. Scopul acestui proiect este de modelare a tesutului deformabil pentru diferite organe interne in timp real.

Aceasta cerere de brevet prezinta metode: 1) pentru vizualizarea in timp real a fortelor de suprafata la interactiunea cu dispozitive haptice si 2) pentru generarea de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile.

Metoda de vizualizare in timp real a fortelor de suprafata pe obiecte 3D deformabile permite evaluarea vizuala a vectorilor fortelor exercitate pe suprafata cu dispozitive haptice punctiforme in timp real si poate fi folosita in scopul evaluarii si instruirii personalului medical, precum si in scopul educarii pacientilor asupra procedurilor medicale.

Metoda de generare a structurilor aleatorii in obiecte 3D deformabile permite augmentarea modelelor 3D deformabile cu structuri geometrice care modifica atributele de deformare ale obiectelor facilitand simularea haptica a tumorilor in tesuturi si organe.

Algoritmul cel mai apropiat de metoda de vizualizare revendicata este oferit de platforma Haptic3D (H3D) si foloseste o functie Gauss de forma (1) unde  $a$  reprezinta amplitudinea functiei Gauss,  $w$  controleaza latimea nucleului,  $diff$  reprezinta distanta de penetrare inaintul tesutului moale si  $e$  este numarul lui Euler.

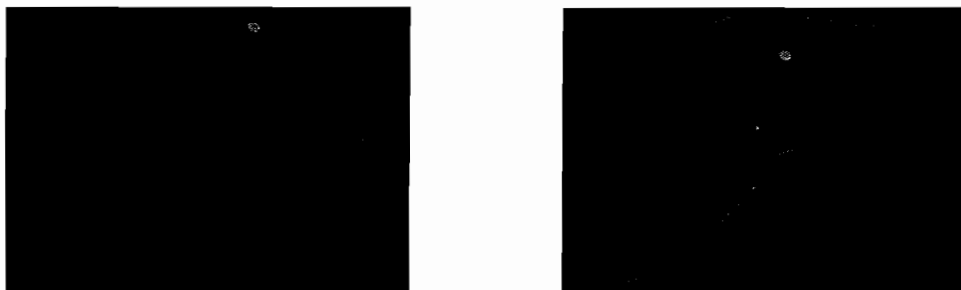
$$f(x) = a * e^{\frac{-(diff * diff)}{w * w}} \quad (1)$$

Returul de forta este calculat din modelul haptic considerand distanta de penetrare  $\Delta x$ , un coeficient  $k$  de elasticitate si doi parametri ai nodului de deformare: rigiditatea – reprezentand valoarea rigiditatii modelului in acel punct si consistenta - reprezentand factorul de consistenta asociat punctului.

$$F = \Delta x * k \quad (2)$$

Un factor de consistenta mai mare determina ca elasticitatea tesutului in acel punct sa fie redusa. In timp ce impactul factorului de consistenta nu poate fi vizualizat intr-o imagine statica, Figura 1 ilustreaza impactul latimii  $w$  a nucleului si amplitudinii  $a$  asupra deformarii vizuale localizate a modelului 3D.





**Figura 1.** Stanga: *Rigiditate=0.2, latime=0.02, amplitudine=1*. Dreapta: *Rigiditate =0.2, latime =0.05, amplitudine =1.2*

La ora actuala exista mai multi algoritmi de deformare a obiectelor 3D. Modelul cel mai apropiat de metoda de deformare pe care o propunem spre brevetare este mass-spring. Acest model are la baza modele geometrice (mesh-uri) compuse din arcuri si puncte de masa discrete/discretizate, in care fiecare arc conecteaza doua puncte. Forma obiectelor este discretizata in triunghiuri sau in formă de mesh-uri  $T_i$ , unde fiecare nod este interconectat cu un numar constant de  $i+1$  noduri vecine. Cel mai utilizat mesh  $T_i$  este „ $T_2$ ”. Datorita faptului ca fiecare nod este conectat la trei dintre vecinii sai, mesh-ul „ $T_2$ ” profită de faptul ca placile grafice sunt optimizate să lucreze cu mesh-uri triunghiulare.

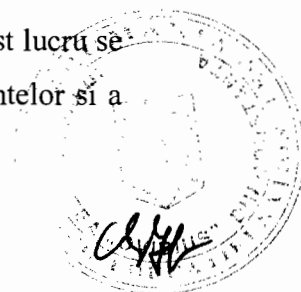
Modelul mass-spring a fost folosit si in alte aplicatii care au fost brevetate, de exemplu US Patent Application nr. 2010/0286995 A1, din data de 11 Noi. 2010.

#### d) PREZENTAREA PROBLEMEI TEHNICE:

Chirurgia a fost dintotdeauna o activitate intensiv tactila, perceptia tactila fiind vitala in succesul interventiei medicale. Chirurgul trebuie sa simta duritatea tesuturilor organelor, sa evalueze structurile anatomice, sa masoare proprietatile tesuturilor si sa efectueze actiuni cu o anumita forta pentru a manevra in siguranta tesuturile.

Siguranta tratamentelor curative in chirurgia laparoscopica, promovarea operatiilor laparoscopice performante devin deziderate chiar si in conditiile constrangerilor specifice tarii noastre. Medicii chirurghi depind in mod deosebit de senzatiile tactile si de indemanare pentru procedeele diagnostice, iar sistemul prezentat in aceasta cerere este adaptat simularii realitatii din domeniul chirurgiei laparoscopice. Studentii si rezidentii au posibilitatea de a exersa palparea unui organ sau a unui tesut de nenumarate ori inainte de a face aceleasi manopere la pacient.

Din pacate, majoritatea tarilor din Europa de Est folosesc sisteme depasite si uneori ineficiente de pregatire (en: training) a studentilor si/sau a rezidentilor chirurghi. Acest lucru se datoreaza de multe ori lipsei resurselor financiare necesare achizitionarii instrumentelor si a



materialelor utile. La ora actuala, procedurile sunt practicate pe animale vii [M. Calin, "Training facilities in laparoscopic surgery" in Viata Medicala, No. 24(1170), 21 Martie 2012, [www.viata-medicala.ro/\\*articleID\\_4988-dArt.html](http://www.viata-medicala.ro/*articleID_4988-dArt.html)] si exista un singur centru cu simulatoare ce folosesc calculatorul in intreaga regiune [Telec - Laparoscopic Surgery training center, retrieved June 10, 2012, from [telec.mu-pleven.bg](http://telec.mu-pleven.bg), 2012].

In efortul de a imbunatati evaluarea si pregatirea cadrelor medicale in chirurgia laparoscopica am dezvoltat un sistem vizuo-haptic eficient din punct de vedere al costului de productie. Am pus accentul pe simularea patologiilor legate de ficat, deoarece acesta este unul din cele mai des afectate organe umane. De exemplu, hepatita C este o boala extrem de raspandita la nivel mondial, estimandu-se ca peste 180 de milioane de oameni (adica, aproximativ 3% din populatie) sunt afectati de aceasta boala [N. Ford, C. Kirby, K. Singh, E.J Mills, G..Cooke, A. Kamarulzaman and P. duCros, "Chronic hepatitis C treatment outcomes in low- and middle-income countries: a systematic review and meta-analysis", Bulletin of the World Health Organization 2012;90:540-550].

**SCOPUL INVENTIEI** este cresterea calitatii si reducerea costurilor simulatoarelor actuale vizuo-haptice si dezvoltarea de noi metode de interactiune in cadrul simulatoarele medicale cu scopuri educationale pentru personalul medical novice si de evaluare a cadrelor medicale calificate.

**OBIECTIVUL GENERAL AL INVENTIEI** este imbunatatirea abilitatilor de palpare si pregatire pre-operatorie a organelor si tesuturilor utilizand tehnicile de realitate virtuala in cadrul invatamantului medical.

Procesul de invatare folosit in chirurgia laparoscopica se baza pe principiul predarii teoretice si a exercitiilor practice in laborator. Metoda clasica este costisitoare, consumatoare de timp, inexacta, in final studentul ajunge la etapa practicii pe pacient fara sa-si fi format abilitati corespunzatoare.

Problemele tehnice pe care le rezolva cele doua metode propuse spre brevetare sunt: 1) vizualizarea vectorilor fortelor exercitate pe suprafata cu dispozitive haptice punctiforme in timp real si 2) simularea haptica a tumorilor in tesut.

Cele doua metode vor fi exemplificate pe tesutul ficatului. Astfel, ele au fost folosite pentru a realiza o aplicatie ce simuleaza vizuo-haptic procedura de palpare a celor patru patologii ale ficatului: normal, cirotic, tumoral (malign sau chistic) si hepatitic si stabilirea corecta a diagnosticului in mediul virtual 3D oferit de catre aplicatie.



Existenta a patru patologii de ficat determina un obstacol tehnic in realizarea unei aplicatii vizuo-haptice. Procesul de invatare in chirurgia laparoscopica presupune ca studentul sa exerseze tehnicile invatate asupra fiecarui tip de ficat, astfel aplicatia trebuie sa fie capabila de a simula procedurile asupra celor patru patologii de ficat.

e) EXPUNEREA INVENȚIEI:

- **Metoda pentru vizualizarea in timp real a fortelor de suprafata la interactiunea cu dispozitive haptice**

Cand implementam deformarea 3D a tesuturilor trebuie sa luam in considerare doi factori: proprietatile suprafetei tesutului si rigiditatea lui. Primul factor defineste proprietatile vizuale si haptice la atingerea tesutului, in timp ce al doilea factor este rezolvat de catre algoritmul de deformare ce furnizeaza retur (feedback) vizual si forta in timpul interactiunii utilizatorului cu tesutului, de exemplu, in timpul task-ului de palpare sau a procedurii de taiere, etc.

Metoda de evaluare a fortei de palpare a tesutului pe care o propunem spre brevetare simuleaza proprietatile de rigiditate eterogene ale tesutului ficatului. Metoda foloseste harti de forta dinamice si o imbunatatire a algoritmului de redare haptica furnizat de platforma Haptics3D (H3D) [H3D - h3d.org, data accesare 23 Aprilie 2013] pentru calculul rigiditatii eterogene.

Pasii algoritmului sunt prezentati in Figura 2.

Pe baza algoritmului de redare haptica, folosim valori RGB asociate fiecarui punct (vertex) al modelului poligonal pentru a stoca valori ce vor fi interpretate ulterior ca proprietati ale rigiditatii tesutului bazate pe patologii, de exemplu, locatie, dimensiune si rigiditatea tesutului cistic.

La fiecare iteratie a ciclului vizual al aplicatiei, se verifica pozitia stylusului fata de ficat: daca stylusul este in contact atunci se identifica triunghiul de contact; iterand fiecare triunghi a geometriei, algoritmul calculeaza distanta de la punctul de contact pana la fiecare varf al triunghiului, eliminand astfel triunghiurile care sunt la o distanta mai mare de 0.07 de punctul de contact.

Algoritmul verifica daca punctul de contact este in interiorul fetei curente astfel: suma cosinusurilor acestor unghiurilor determinate de varfurilor triunghiurilor (luate cate doua) si punctul de contact este 6.28.

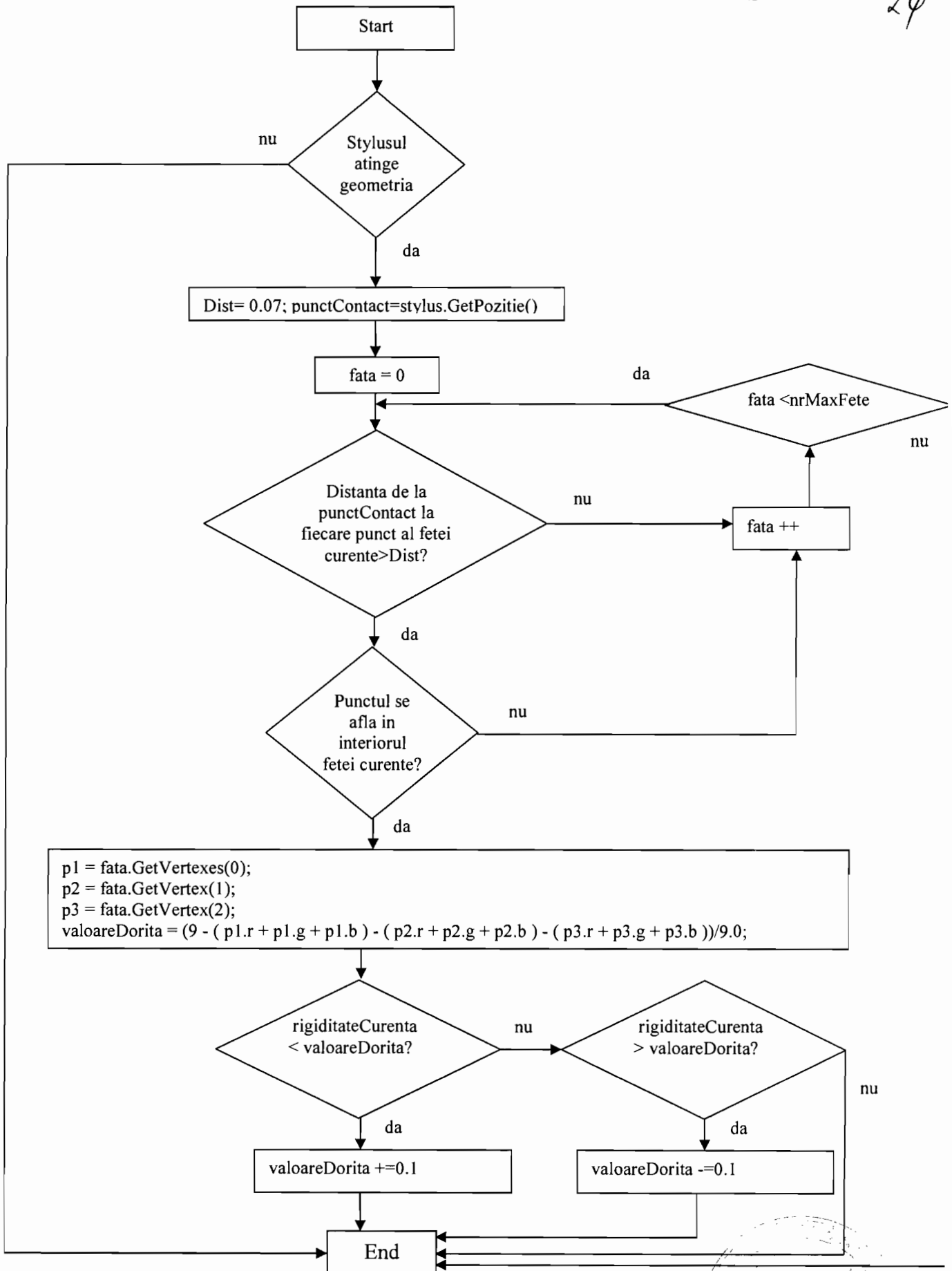


Figura 2. Schema logica a algoritmului de vizualizare in timp real a forțelor de suprafață la interacțiunea cu dispozitive haptice

Handwritten signature



Varfurile triunghiului de contact contin in campurile de culoare valori pe care algoritmul le foloseste pentru modificarea rigiditatii (parametrul care influenteaza duritatea suprafetei tesutului). Astfel, daca valoarea cumulata din campurile de culoare este mai mare decat valoarea curenta a rigiditatii atunci parametrul de rigiditate este crescut sau micorat.

- **Metoda de generare de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile**

Cand implementam deformarea automata a tumorilor sau a chisturilor, luam in primul rand modelul ficatului normal.

Pentru a nu genera tumorile prea aproape una de cealalta, definim initial numarul dorit de tumori si distanta minima dintre acestea. Dupa aceea, pentru fiecare chist nou, sunt luate in considerare chisturile deja generate.

Dupa ce am stabilit vertexul care o sa genereze noul chist, il plasam in interiorul modelului ficatului. Pentru a deforma mesh-ul ficatului normal, generam o sfera ce are drept centru de greutate, vertexul gasit anterior. Nodurile modelului sunt in cele din urma amplasate pe suprafata sferei generate, formand astfel chistul.

#### f) PREZENTAREA AVANTAJELOR INVENȚIEI ÎN RAPORT CU STADIUL TEHNICII:

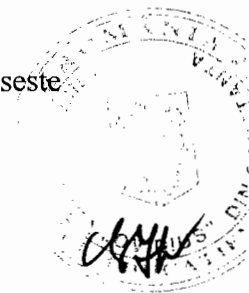
Algoritmul de vizualizare in timp real a fortelor de suprafata la interactiunea cu dispozitive haptice nu prezinta o noutate aparte, dar combinarea si stocarea fortelor exercitate pe suprafata virtuala deformabila sub forma unor harti de forte, in vederea evaluarii capacitatii utilizatorului de a nu trece de un anumit nivel de forta (in cazul laparoscopiei de a nu penetra tesutul viu) este originala.

Algoritmul de generare de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile prezinta o solutie la o problema complexa, aceea de a genera obiecte convexe/concave 3D in volumul unui alt obiect 3D, precum si asocierea vertecilor obiectului generat cu attributele de deformare de suprafata ale obiectului principal.

Acesti algoritmi au fost aplicati pentru dezvoltarea unui simulator vizuo-haptic al procedurii de palpare a unui ficat in vederea stabilirii diagnosticului, dar pot fi folositi in orice simulator al unei proceduri a chirurgiei laparoscopice ce implica palparea unui tesut sau organ.

#### h) PREZENTAREA ÎN DETALIU A CEL PUȚIN UNUI MOD DE REALIZARE A INVENȚIEI:

Algoritmul pe care il propunem pentru a simula proprietatile de rigiditate eterogene foloseste doua geometrii, una pentru redarea vizuala si cealalta pentru redarea haptica.



Redarea vizuala presupune si deformarea vizuala a tesutului. Aceasta depinde de locatia si forta aplicata pe suprafata tesutului.

Pentru redarea haptica folosim un model poligonal in ale carui noduri memoram valori ce sunt ulterior interpretate haptic ca proprietati de rigiditate a tesutului ce descriu o anumita patologie. De exemplu, locatia, dimensiunea si rigiditatea tesutului cistic. Valorile RGB ale fiecarui nod sunt normalizate pe intervalul  $[0,1]$  si in loc sa fie interpretate ca niste culori, ele sunt interpretate ca valori ale rigiditatii. Aceste valori sunt generate in timpul fazei de modelare 3D conform cu scanarile CT asociate unui anumit pacient.

Multimea valorilor de rigiditate poate fi vazuta ca o harta a rigiditatii (Figura 3) ce va fi interpretata in timpul procesului de redare haptica, permitand simularea proprietatilor eterogene ale ficatului de-a lungul suprafetei ficatului.



**Figura 3.** Modele in trei forme: retea (stanga), solida (centru) si texturat (dreapta)

In acest mod generam multiple modele 3D ale ficatului cu diferite patologii. Aceste modele sunt folosite in simulator pentru a instrui studentii sa stabileasca prin palpare diagnosticul diferitelor patologii ale ficatului.

In continuare descriem cea de-a doua metoda pe care o propunem spre brevetare, mai precis: metoda de generare generarea de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile. Descrierea este exemplificata in cazul chisturilor sau a tumorilor aflate in interiorul ficatului.

Pentru inceput, sunt initializate si salvate atat informatiile ficatului normal, precum si date importante pentru generarea chisturilor, precum numarul dorit de chisturi si distanta minima dintre acestea ( $n$  respectiv  $distIntrePuncte$ ).

Avand aceste date, programul genereaza chisturi pana cand numarul cerut de utilizator a fost atins.

Pentru inceput, este ales la intamplare un vertex de pe suprafata modelului de ficat. Daca punctul respectiv nu se afla la o distanta rezonabila fata de punctele (chisturile) deja gasite, atunci se cauta in continuare.



Varfurile alese urmeaza sa devina centrul tumorilor/chisturilor. Punctul gasit este translatat in interiorul ficatului, astfel incat el sa se afle pe aceeasi pozitie pe care s-ar afla, daca am scala ficatul de  $\lambda$  ori.

Unde:

$$\lambda = \text{raza} / \text{dist};$$

$$\text{raza} = \text{distantaMin} + (\text{distantaMin} / 3); \quad (\text{distanta minima intre vertex si el insusi scalat});$$

$$\text{dist} = \text{sqrt}((\text{punctInterior} \rightarrow x - (*\text{coordAux}).x) * (\text{punctInterior} \rightarrow x - (*\text{coordAux}).x) + (\text{punctInterior} \rightarrow y - (*\text{coordAux}).y) * (\text{punctInterior} \rightarrow y - (*\text{coordAux}).y) + (\text{punctInterior} \rightarrow z - (*\text{coordAux}).z) * (\text{punctInterior} \rightarrow z - (*\text{coordAux}).z));$$

Odata pozitionat in interiorul ficatului, in jurul acestuia este generata o sfera cu raza egala cu 'raza' de dimensiune variabila pentru fiecare punct in parte.

Varfurile de la exteriorul ficatului, care se afla in interiorul sferei, vor fi repositionati pe suprafata acesteia, deformand ficatul sub forma de chist. Pasii acestui algoritm sunt prezentati in Figura 4.



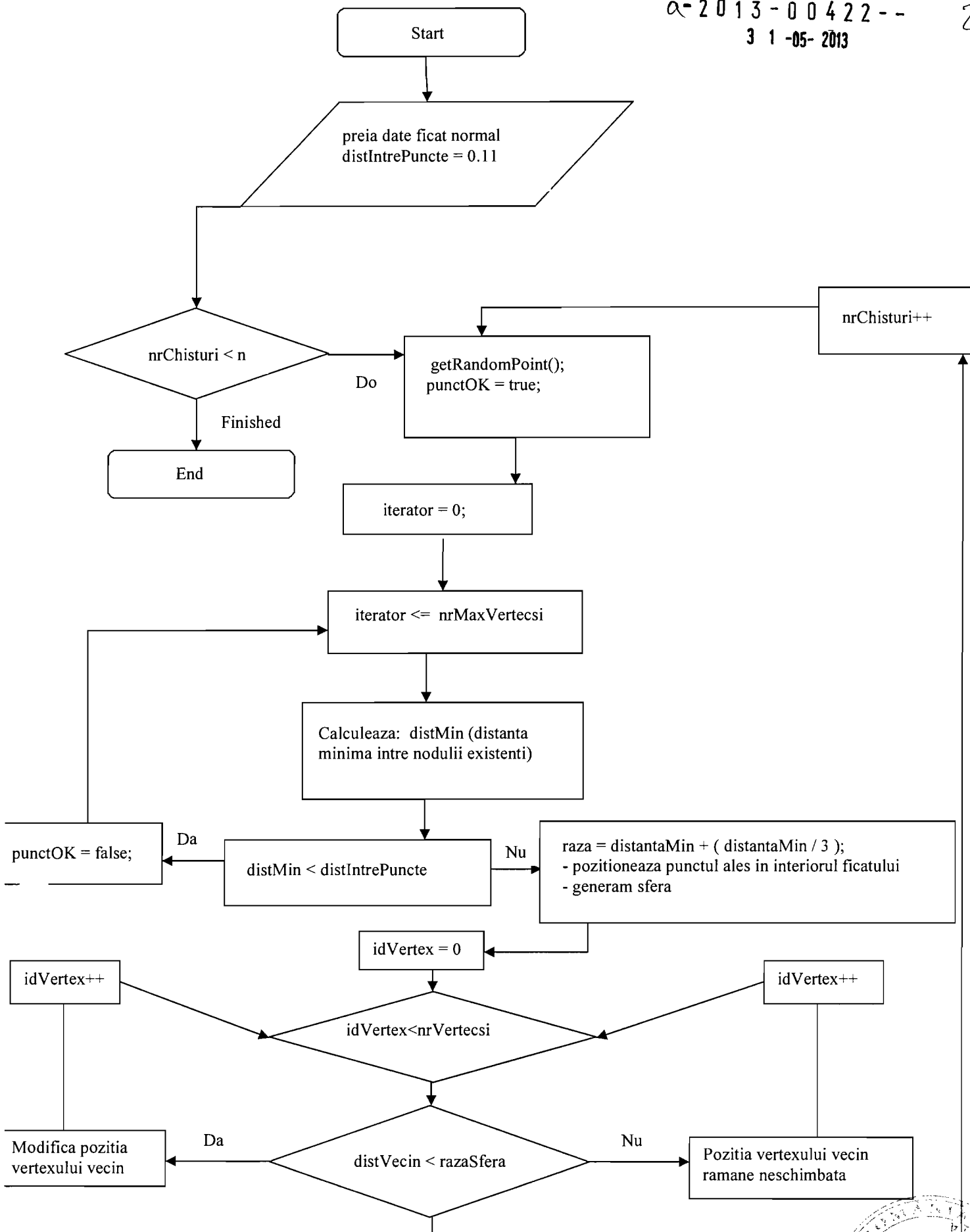
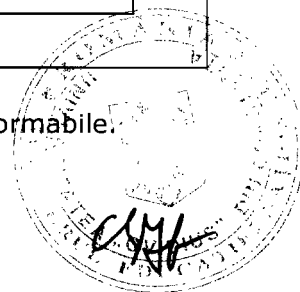
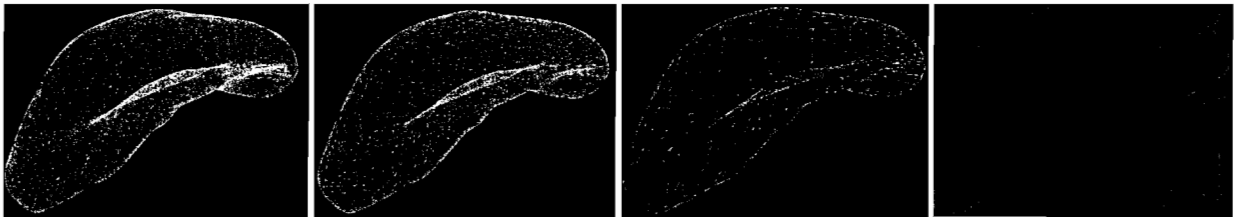


Figura 4. Schema logica a metodei de generare de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile.



- **Ficat sanatos si hepatitic**

Modelul ficatului sanatos a pornit de la un model poligonal 3D obtinut dintr-o scanare CT al unui pacient anonim. Modelul poligonal a fost micșorat la 3K poligoane pentru a imbunatati viteza de redare cu mentinerea calitatii vizuale (Figura 5). Numarul de poligoane a fost determinat prin testari si verificari repetate realizate de catre echipa de chirurghi ai proiectului.



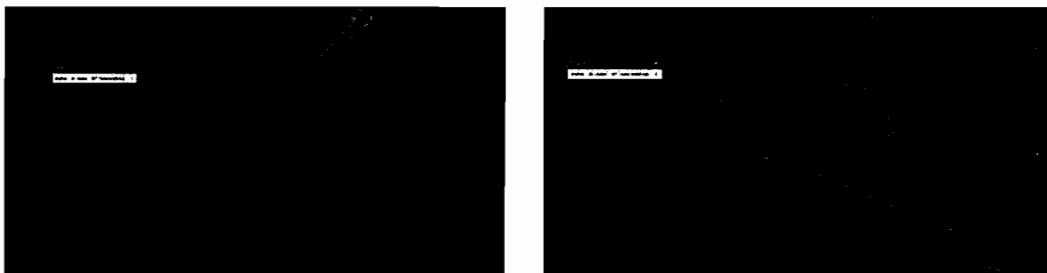
**Figura 5.** Acelasi model al ficatului dar la nivele diferite de detalii: 13K, 6K, 3K, 3K+textura

Pentru a reda ficatul hepatitic folosim o geometrie similara, dar cu o textura diferita si proprietati de rigiditate diferite. Studentii trebuie sa fie capabili sa recunoasca un ficat hepatitic pornind de la aspecte vizuale (textura si culoare) si apoi folosind stiloul dispozitivului haptic.

- **Ficat cirotic**

Pentru a simula ficatul cirotic am folosit metode de modelare 3D si platforma 3Dmax [AutoDesk - <http://www.autodesk.com/>, Data ultimei accesari, Mai 2013] pentru a modifica rețeaua de poligoane. Pentru redarea haptică am ajustat în principal parametrii de rigiditate și consistență pe baza feedback-ului obținut de la echipa medicală. Figura 6 arată interacțiunea modelului virtual al pensei Babcock cu modelul ficatului cirotic.

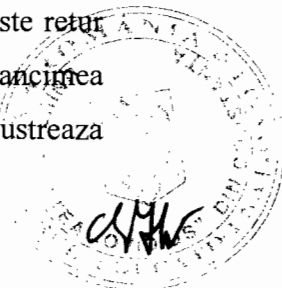
Redarea vizuală se execută la minim 59 de cadre pe secundă, în timp ce ciclul de redare haptică este de 997 Hz.



**Figura 6.** Cadre ale simulării ficatului cirotic

- **Chisturi si tumori chistice ale ficatului**

Pentru a reprezenta haptic chisturile am modificat factorii de rigiditate și consistență a regiunilor chisturilor folosind algoritmul hartilor de culoare RGB. Utilizatorul primește retur haptic marit, pe baza variației rigidității în regiunile în care chisturile există în adâncimea ficatului și nu sunt vizibile la suprafață. **Error! Reference source not found.** ilustreaza



aceasta idee prin marcarea printr-o zona neagra a regiunii unde se afla chistul si in care se va simti haptic altfel, in timp ce vizual arata la fel cu celelalte parti ale ficatului.



**Figura 7.** Variatia rigiditatii in regiunile in care chisturile exista in adancimea ficatului. Harta alb-negru a chisturilor de profunzime.

- **Evaluarea fortei de palpare**

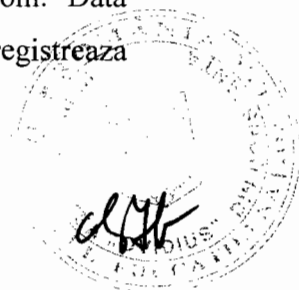
Forta aplicata in timpul palparii ficatului trebuie sa fie mentinuta intr-un anumit interval. Palparea cu o forta mica poate sa nu furnizeze proprietati mecanice corecte ale tesutului biologic, in timp ce palparea cu o forta mare poate deteriora tesutul.

Am implementat o metoda de masurare a fortei si un modul de vizualizare pentru a gasi intervalul cel mai potrivit de forte aplicate in timpul procedurii de palpare a ficatului realizata de catre chirurghi cu experienta. Modulul are un indicator de masurare a intervalului fortei in stanga ecranului (Figura 8). Intervalul stabilit de chirurghi a fost [2.1N-2.5N].

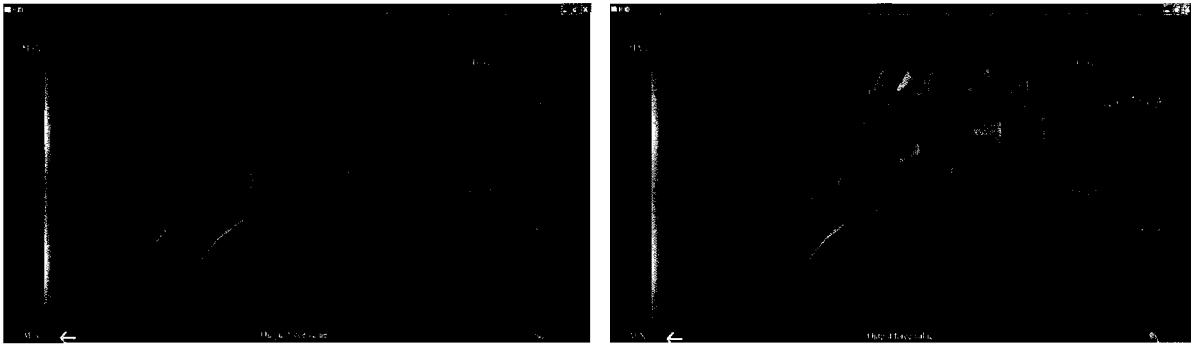


**Figura 7.** Masurarea fortei de palpare

Alte atribute de interactiune pe care le consideram sunt dinamica fortei de palpare si viteza pensei pe suprafata ficatului. Pentru a palpa ficatul o pensa Babcock standard a fost conectata la dispozitivul Phantom Omni [Sensable Haptics - [www.sensable.com](http://www.sensable.com). Data accesare 10 Aprilie 2013.]. In timpul simularii procedurii de palpare, sistemul inregistreaza alti parametri, precum pozitie, forta, viteza, etc la o frecventa de 100Hz.



Dupa cum se observa, prototipul vizualizeaza forta, pozitia si orientarea cu care este realizata palparea prin conuri create pe suprafata ficatului si grafice auxiliare. Inaltimea si raza conului sunt proportionale cu magnitudinea forta aplicata pe suprafata tesutului. In plus, pozitia si orientarea pensei sunt reprezentate de directia inaltimii conului. In acest mod, evaluatorul nu vede numai forta aplicata, ci si locatia si directia pensei relativa la suprafata ficatului. Astfel metoda de evaluare ia in considerare gestul de palpate in functie de patologia ficatului. In Figura 9 (stanga) se prezinta o sesiune de lucru in care utilizatorul este un chirurg experimentat. Aici, forta de palpate folosita pe fiecare zona a suprafetei ficatului este constanta iar viteza pensei Babcock pe suprafata ficatului este, si ea, constanta. In Figura 9 (dreapta) se prezinta o sesiune de lucru in care utilizatorul este novice. Aici, forta de palpate si viteza dispozitivului haptic variaza brusc, cand ar trebui sa ramana la o valoare relativ constanta pentru a evita vatamarea tesutului.



**Figura 8.** Chirurg experimentat (stanga). Student novice (dreapta)

## REVEDICARI

Prin prezenta cerere de brevet revendicam urmatoarele:

- Algoritm care permite evaluarea obiectiva a fortelor exercitate pe suprafata testului de ficat cu diferite instrumente neascutite si generarea unor harti de forte pe suprafata la diferite rezolutii. Acest algoritm are urmatoorii pasi:
  - Pas 1. Se verifica daca stylusul atinge geometria modelului. In caz afirmativ, se obtine punctul de contact al stylusul cu suprafata. Altfel, algoritmul se termina.
  - Pas 2. Se determina fata aflata la distanta de cel mult 0.07 de punctul de contact.
  - Pas 3. Daca punctul de contact se afla in interiorul fetei curente atunci se calculeaza valoarea variabilei 'valoareDorita'. Altfel, se revine la Pas 2.
  - Pas 4. In functie de valoarea rigiditatii curente fata de valoarea dorita se maresta sau se micsoreaza valoarea dorita a rigiditatii.
- Generarea de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile. Algoritmul care realizeaza acest lucru are urmatoorii pasi:
  - Pas 1. Sunt preluate date despre obiectul 3D deformabil
  - Pas 2. Se genereaza un punct aleator
  - Pas 3. Se calculeaza distanta minima intre nodulii existenti. Daca valoarea obtinuta este strict mai mica decat 0.11 se reia pasul 3. Acest pas este executat atata timp cat nu au fost verificati toti vertecsi geometriei.
  - Pas 4. Daca valoarea obtinuta la pasul 3 este mai mare sau egala cu 0.11 este generat un chist in punctul respectiv si se reia pasul 2.
    - 4.1 Este calculata raza viitorului chist actual;
    - 4.2. Nodul este translatat pe normala sa in interiorul ficatului, astfel incat el sa se afle pe aceeasi pozitie pe care s-ar afla, daca am scala ficatul;
    - 4.3. Se genereaza o sfera, avand centrul de greutate ultimul punct gasit si raza calculata anterior;
    - 4.4. Se calculeaza distanta intre nodul translatat si vertecsi de pe suprafata modelului;
    - 4.5. Daca exista vertecsi in interiorul sferei, acestia sunt repositionati pe suprafata acesteia pentru a forma chistul.
  - Pas 5. Algoritmul se termina cand s-a obtinut numarul dorit de chisturi.



14. 11. 2013

114

**DESCRIEREA INVENȚIEI**

a) TITLUL INVENȚIEI: **Metode pentru vizualizarea in timp real a fortelor de suprafata la interactiunea cu dispozitive haptice si pentru generarea de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile**

b) PRECIZAREA DOMENIULUI TEHNIC LA CARE SE REFERĂ INVENȚIA: 1.2.1

Inventia se incadreaza in domeniul prioritar de cercetare 1. Tehnologia Informatiei si Comunicatii, Directia de cercetare 1.2 Sisteme informatice avansate pentru eservicii, Tematica de cercetare cu subprogramul: 1.2.1 Sisteme informatice avansate pentru educatie (elearning).

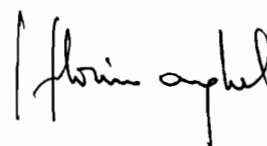
c) PREZENTAREA STADIULUI TEHNICII, CONSIDERAT DE SOLICITANT A FI NECESAR PENTRU ÎNȚELEGEREA, CERCETAREA DOCUMENTARĂ ȘI EXAMINAREA CERERII DE BREVET, CU INDICAREA DOCUMENTELOR CARE ÎL FUNDAMENTEAZĂ;

Realitatile virtuale si augmentate sunt tehnologii cheie in cadrul mediilor de lucru curente si viitoare cu aplicatii in diverse domenii ale activitatii umane: medicina, educatie, inginerie, turism, iar lista poate continua. In ultimii ani, tehnologia a atins un stadiu de dezvoltare suficient pentru a oferi utilizatorului simulari multimodale avansate (i.e. raspuns vizual combinat cu raspuns tactil, denumit retur haptic). Aparatele cu retur haptic aplica forte relativ mici asupra utilizatorului (in general asupra mainilor utilizatorului) printr-un sistem complex de servo-motoare si legaturi mecanice.

Notiunile necesare intelegerii cererii de brevet implica cunostinte avansate din domeniul mecanicii si informaticii cu aplicatii in domeniul simularii procedurilor chirurgiei laparoscopice.

La nivel international exista simulatoare care utilizeaza tehnologii de realitate virtuala bazate pe tehnologia returului haptic pentru:

- **Modelare Haptica Generala.** OpenHaptics Toolkit dezvoltat de Sensable Technologies [E-resource: <http://www.sensable.com/products-openhaptics-toolkit.htm>, Data ultimei accesari, Mai 2013] este una dintre primele librarii software comerciale pentru modelarea interactiunii tactile folosind aparatele cu retur haptic de tip Phantom. O companie integratoare de prototipuri haptice, ReachIn, a dezvoltat un set de rutine (ReachIn Application Programming Interface) [E-resource:



<http://www.reachin.se/>, Data ultimei accesari, Mai 2013] ce permit modelarea proprietatilor diferitelor suprafete inclusiv suprafete 3D deformabile, suprafete cu proprietati rigide si vibrante. Aceasta platforma a fost inlocuita in 2010 de API-ul (Haptic 3d) H3D. Un alt efort in acest domeniu il reprezinta librariile CHAI [Conti, F., Barbagli, F., Balaniuk, R., Halg, M., Lu, C., Morris, D., Sentis, L., Vileshin, E., Warren, J., Khatib, O., Salisbury, K. (2008) "The CHAI Libraries", Technical Report, Computer Science Department, Stanford University], ce constituie un set de rutine haptice/grafice scrise in C++ si dezvoltate de diferiti cercetatori. Aceste librarii permit dezvoltarea la nivel inalt precum si la nivel detaliat a aplicatiilor haptice. Aceste librarii au fost abandonate de dezvoltatori datorita documentatiei precare si lipsei de flexibilitate. Un alt proiect folosit pentru implementarea algoritmilor haptici este Forssim [[E-resource: <https://launchpad.net/forssim/>, Data ultimei accesari, Mai 2013]. Aplicatiile dezvoltate cu Forssim sunt in principal din domeniul medicinei dentare. Un alt mediu de simulare biomecanica bazat pe Java este ArtiSynth [E-resource: <http://www.magic.ubc.ca/artisynth/pmwiki.php/>, Data ultimei accesari, Mai 2013]. Este folosit in principal pentru simularea fizica a structurilor anatomice. Cea mai completa si populara platforma in prezent este proiectul Simulation Open Framework Architecture [E-resource: <http://www.sofa-framework.org/>, Data ultimei accesari, Mai 2013] special dezvoltat pentru simulari in timp real in domeniul medical. Si aceasta platforma este complexa si necesita cunostinte avansate in domeniul programarii.

- **Modelare Tesuturi Deformabile.** Universitatea Stanford este una dintre primele universitati care au investigat intensiv platformele software. Cadrul de lucru ( eng: framework) "Spring" dezvoltat la Stanford University [E-resource: <http://sourceforge.net/projects/spring-sim>, <http://spring.stanford.edu/>, Data ultimei accesari, Mai 2013] permite dezvoltarea de efecte haptice in conjunctie cu modele 3D virtuale. In principal se urmareste modelarea organelor interne dar si a proprietatilor tesuturilor. O arhitectura si un cadru de lucru sursa deschisa (eng: open source/open architecture framework) pentru dezvoltarea simulatoarelor chirurgicale la nivel de organe [M. C. Cavusoglu, T. G. Goktekin, F. Tendick, and S. S. Sastry. (2004) "GiPSi: An Open Source/Open Architecture Software Development Framework for Surgical Simulation." In Proceedings of Medicine Meets Virtual Reality XII (MMVR 2004), Newport Beach, CA, January 14-17, pp.46-48] permite integrarea diferitelor

interfete haptice și de vizualizare într-un mod heterogen. Scopul principal al acestor librării este de a facilita dezvoltarea de modele haptice reutilizabile independentă de metodele de modelare. Proiectul Virtual Reality Aided Surgical Simulation (VRASS) dezvoltat în Kyoto, Japonia [M. Nakao, T. Kuroda, H. Oyama, G. Sakaguchi and M. Komeda, "Physics-Based Simulation of Surgical Fields for Preoperative Strategic Planning", Journal of Medical Systems, Vol.30(5), pp. 371 – 380] aplică metode avansate de modelare 3D și haptice în dezvoltarea de aplicații medicale pentru chirurgie. Scopul acestui proiect este de modelare a țesutului deformabil pentru diferite organe interne în timp real.

Această cerere de brevet prezintă metode: 1) pentru vizualizarea în timp real a forțelor de suprafață la interacțiunea cu dispozitive haptice și 2) pentru generarea de structuri aleatorii în obiecte 3D deformabile.

Metoda de vizualizare în timp real a forțelor de suprafață pe obiecte 3D deformabile permite evaluarea vizuală a vectorilor forțelor exercitate pe suprafață cu dispozitive haptice punctiforme în timp real și poate fi folosită în scopul evaluării și al instruirii personalului medical, precum și în scopul educării pacienților asupra procedurilor medicale.

Metoda de generare a structurilor aleatorii în obiecte 3D deformabile permite augmentarea modelelor 3D deformabile cu structuri geometrice care modifică atributele de deformare ale obiectelor facilitând simularea haptică a tumorilor în țesuturi și organe.

Algoritmul cel mai apropiat de metoda de vizualizare revendicată este oferit de platforma Haptic3D (H3D) și folosește o funcție Gauss de forma (1) unde  $a$  reprezintă amplitudinea funcției Gauss,  $w$  controlează lățimea nucleului,  $diff$  reprezintă distanța de penetrare înăuntrul țesutului moale și  $e$  este numărul lui Euler.

$$f(x) = a * e^{\frac{-(diff * diff)}{w * w}} \quad (1)$$

Returul forță este calculat din modelul haptic considerând distanța de penetrare  $\Delta x$ , un coeficient  $k$  de elasticitate și doi parametri ai nodului de deformare: rigiditate – reprezentând valoarea rigidității modelului în acel punct și consistență - reprezentând factorul de consistență asociat punctului.

$$F = \Delta x * k \quad (2)$$

Un factor de consistență mai mare determină că elasticitatea țesutului în acel punct să fie redusă. În timp ce impactul factorului de consistență nu poate fi văzut într-o imagine statică, Figura 1 ilustrează impactul lățimii  $w$  a nucleului și amplitudinea  $a$  asupra deformării vizuale localizate a modelului 3D.

La ora actuala exista mai multi algoritmi de deformare a obiectelor 3D. Modelul cel mai apropiat de metoda de deformare pe care o propunem spre brevetare este retea de resorturi (eng: mass-spring). Acest model are la baza retele (in eng: mesh) compuse din arcuri si puncte de masa discrete/discretizate, unde fiecare arc conecteaza doua puncte. Forma obiectelor este discretizata in triunghiuri sau in formă de retele  $T_i$ , unde fiecare nod este interconectat cu un numar constant de  $i+1$  noduri vecine. Cea mai utilizata retea  $T_i$  este „ $T_2$ ”. Datorita faptului ca fiecare nod este conectat la trei dintre vecinii sai, retea „ $T_2$ ” profita de faptul ca placile grafice sunt optimizate să lucreze cu retele triunghiulare.

Modelul retea de resorturi a fost folosit si in alte aplicatii care au fost brevetate, de exemplu US Patent Application nr. 2010/0286995 A1, din data de 11 Noi. 2010.

#### d) PREZENTAREA PROBLEMEI TEHNICE:

Chirurgia a fost dintotdeauna o activitate intensiv tactila si perceptia tactila joaca un rol important in chirurgie. Chirurgul trebuie sa simta duritatea tesuturilor organelor, sa evalueze structurile anatomice, sa masoare proprietatile tesuturilor si sa efectueze actiuni cu o anumita forta pentru a manipula in siguranta tesuturile.

Siguranta tratamentelor curative in chirurgia laparoscopica, promovarea operatiilor laparoscopice performante devin deziderate chiar si in conditiile constrangerilor specifice tarii noastre. Medicii chirurghi depind in mod deosebit de senzatiile tactile si de indemanare pentru procedeele diagnostice, iar sistemul prezentat in aceasta cerere este adaptat simularii realitatii din domeniul chirurgiei laparoscopice. Studentii si rezidentii au posibilitatea de a exersa palparea unui organ sau a unui tesut de nenumarate ori inainte de a face aceleasi manopere la pacient.

Din pacate, majoritatea tarilor din Europa de est folosesc sisteme depasite si uneori ineficiente de pregatire (en: training) a studentilor si/sau a rezidentilor chirurghi. Acest lucru se datoreaza de multe ori lipsei resurselor financiare necesare achizitionarii instrumentelor si a materialelor utile. La ora actuala, procedurile sunt practicate pe animale vii [M. Calin, “Training facilities in laparoscopic surgery” in Viata Medicala, No. 24(1170), 21 Martie 2012, [www.viata-medicala.ro/\\*articleID\\_4988-dArt.html](http://www.viata-medicala.ro/*articleID_4988-dArt.html)] si exista un singur centru cu simulatoare ce folosesc calculatorul in intreaga regiune [Telec - Laparoscopic Surgery training center, retrieved June 10, 2012, from [telec.mu-pleven.bg](http://telec.mu-pleven.bg), 2012].

In efortul de a imbunatati evaluarea si pregatirea cadrelor medicale in chirurgia laparoscopica am dezvoltat un sistem vizuo-haptic eficient din punct de vedere al costului de productie. Am pus accentul pe simularea patologiilor legate de ficat, deoarece acesta este unul

din cele mai des afectate organe umane. De exemplu, hepatita C este o boala extrem de raspandita la nivel mondial, estimandu-se ca peste 180 de milioane de oameni (adica, aproximativ 3% din populatie) sunt afectati de aceasta boala [N. Ford, C. Kirby, K. Singh, E.J Mills, G..Cooke, A. Kamarulzaman and P. duCros, "Chronic hepatitis C treatment outcomes in low- and middle-income countries: a systematic review and meta-analysis", Bulletin of the World Health Organization 2012;90:540-550].

**SCOPUL INVENTIEI** este cresterea calitatii si reducerea costurilor simulatoarelor actuale vizuo-haptice si dezvoltarea de noi metode de interactiune in cadrul simulatoarele medicale cu scopuri educationale pentru personalul medical novice si de evaluare a cadrelor medicale calificate.

**OBIECTIVUL GENERAL AL INVENTIEI** este imbunatatirea abilitatilor de palpare si pregatire pre-operatorie a organelor si tesuturilor utilizand tehnicile de realitate virtuala in cadrul invatamantului medical.

Procesul de invatare folosit in chirurgia laparoscopica se baza pe principiul predarii teoretice si a exercitiilor practice in laborator. Metoda clasica este costisitoare, consumatoare de timp, inexacta, in final studentul ajunge la etapa practicii pe pacient fara sa-si fi format abilitati corespunzatoare.

Problemele tehnice pe care le rezolva cele doua metode propuse spre brevetare sunt: 1) vizualizarea vectorilor fortelor exercitate pe suprafata cu dispozitive haptice punctiforme in timp real si 2) simularea haptica a tumorilor in tesut.

Cele doua metode vor fi exemplificate pe tesutul ficatului. Astfel, ele au fost folosite pentru a realiza o aplicatie ce simuleaza vizuo-haptic procedura de palpare a celor patru patologii ale ficatului: normal, cirotic, tumoral (malign sau chistic) si hapatitic si stabilirea corecta a diagnosticului in mediul virtual 3D oferit de catre aplicatie.

Existenta a patru patologii de ficat determina un obstacol tehnic in realizarea unei aplicatii vizuo-haptice. Procesul de invatare in chirurgia laparoscopica presupune ca studentul sa exerseze tehnicile invatate asupra fiecarui tip de ficat, astfel aplicatia trebuie sa fie capabila de a simula procedurile asupra celor patru patologii de ficat.

### e) EXPUNEREA INVENȚIEI:

- **Metoda pentru vizualizarea in timp real a fortelor de suprafata la interactiunea cu dispozitive haptice**

Cand implementam deformarea 3D a tesuturilor trebuie sa luam in considerare doi factori: proprietatile suprafetei tesutului si rigiditatea lui. Primul factor defineste proprietatile vizuale si haptice la atingerea tesutului, in timp ce al doilea factor este rezolvat de catre algoritmul de deformare ce furnizeaza retur (eng: feedback) vizual si forta in timpul interactiunii utilizatorului cu tesutului, de exemplu, in timpul procedurii de palpare sau de taiere, etc.

Metoda de evaluare a fortei de palpare a tesutului pe care o propunem spre brevetare simuleaza proprietatile de rigiditate heterogene ale tesutului ficatului. Metoda foloseste harti de forta dinamice si o imbunatatire a algoritmului de redare haptica furnizat de platforma Haptics3D (H3D) [H3D - h3d.org, data accesare 23 Aprilie 2013] pentru calculul rigiditatii heterogene.

Pasii algoritmului sunt prezentati in Figura 2.

Pe baza algoritmului de redare haptica, folosim valori RGB asociate fiecarui punct 3D (eng: vertex) al modelului poligonal pentru a stoca valori ce vor fi interpretate ulterior ca proprietati ale rigiditatii tesutului bazate pe patologice, de exemplu, locatie, dimensiune si rigiditatea tesutului cistic.

La fiecare iteratie a ciclului vizual al aplicatiei, se verifica pozitia stiloului fata de ficat: daca stiloul este in contact atunci se identifica triunghiul de contact; iterand fiecare triunghi a geometriei, algoritmul calculeaza distanta de la punctul de contact pana la fiecare varf al triunghiului, eliminand astfel triunghiurile care sunt la o distanta mai mare de 0.7 de punctul de contact.

Algoritmul verifica daca punctul de contact este in interiorul fetei curente astfel: suma cosinusurilor acestor unghiurilor determinate de varfurilor triunghiurilor (luate cate doua) si punctul de contact este 6.28.

Varfurile triunghiului de contact contin in campurile de culoare valori pe care le algoritmul le foloseste pentru modificarea rigiditatii (parametrul care influenteaza duritatea suprafetei tesutului). Astfel, daca valoarea cumulata din campurile de culoare este mai mare decat valoarea curenta a rigiditatii atunci parametrul de rigiditate este crescut sau micorat.

- **Metoda de generare de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile**

Cand implementam deformarea automata a tumorilor sau a chisturilor, luam in primul rand modelul ficatului normal.

Pentru a nu genera tumorile prea aproape una de cealalta, definim initial numarul dorit de tumori si distanta minima dintre acestea. Dupa aceea, pentru fiecare chist nou, sunt luate in considerare chisturile deja generate.

Dupa ce am stabilit punctul 3D care o sa genereze noul chist, il plasam in interiorul modelului de ficat. Pentru a deforma reteaua ficatului normal, generam o sfera ce are drept centru de greutate, punctul 3D gasit anterior. Nodurile modelului sunt in cele din urma amplasate pe suprafata sferei generate, formand astfel chistul.

#### f) PREZENTAREA AVANTAJELOR INVENȚIEI ÎN RAPORT CU STADIUL TEHNICII:

Algoritmul de vizualizare in timp real a fortelor de suprafata la interactiunea cu dispozitive haptice nu prezinta o noutate aparte, dar combinarea si stocarea fortelor exercitate pe suprafata virtuala deformabila sub forma unor harti de forte, in vederea evaluarii capacitatii utilizatorului de a nu trece de un anumit nivel de forta (in cazul laparoscopiei de a nu penetra tesutul viu) este originala.

Algoritmul de generare de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile prezinta o solutie a unei probleme complexe, aceea de a genera obiecte convexe/concave 3D in volumul unui alt obiect 3D, precum si asocierea punctelor 3D ale obiectului generat cu atributele de deformare de suprafata ale obiectului principal.

Acesti algoritmi au fost aplicati pentru dezvoltarea unui simulator vizuo-haptic al procedurii de palpate a unui ficat in vederea stabilirii diagnosticului, dar pot fi folositi in orice simulator al unei proceduri a chirurgiei laparoscopice ce implica palpatarea unui tesut sau organ.

#### h) PREZENTAREA ÎN DETALIU A CEL PUȚIN UNUI MOD DE REALIZARE A INVENȚIEI:

Algoritmul pe care il propunem pentru a simula proprietatile de rigiditate heterogene foloseste doua geometrii, una pentru redarea vizuala si cealalta pentru redarea haptica.

Redarea vizuala presupune si deformarea vizuala a tesutului. Aceasta depinde de locatia si forta aplicata pe suprafata tesutului.

Pentru redarea haptica folosim un model poligonal in ale carui noduri memoram valori ce sunt ulterior interpretate haptic ca proprietati de rigiditate a tesutului ce descriu o anumita patologie. De exemplu, locatia, dimensiunea si rigiditatea tesutului cistic. Valorile RGB ale fiecarui nod sunt normalizate pe intervalul [0,1] si in loc sa fie interpretate ca niste culori, ele

sunt interpretate ca valori ale rigiditatii. Aceste valori sunt generate in timpul fazei de modelare 3D conform cu scanarile CT asociate unui anumit pacient.

Multimea valorilor de rigiditate poate fi vazuta ca o harta a rigiditatii (Figura 3) ce va fi interpretata in timpul procesului de redare haptica, permitand simularea proprietatilor heterogene ale ficatului de-a lungul suprafetei ficatului.

In acest mod generam multiple modele 3D ale ficatului cu diferite patologii. Aceste modele sunt folosite in simulator pentru a instrui studentii sa stabileasca prin palpare diagnosticul diferitelor patologii ale ficatului.

In continuare descriem cea de-a doua metoda pe care o propunem spre brevetare, mai precis: metoda de generare generarea de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile. Descrierea este exemplificata in cazul chisturilor sau a tumorilor aflate in interiorul ficatului.

Pentru inceput, sunt initializate si salvate atat informatiile ficatului normal, precum si date importante pentru generarea chisturilor, precum numarul dorit de chisturi si distanta minima dintre acestea (n respectiv distIntrePuncte).

Avand aceste date, programul genereaza chisturi pana cand numarul cerut de utilizator a fost atins.

Pentru inceput, este ales la intamplare un punct 3D de pe suprafata modelului de ficat. Daca punctul respectiv nu se afla la o distanta rezonabila fata de punctele (chisturile) deja gasite, atunci se cauta in continuare.

Punctele 3D alese urmeaza sa devina centrul tumorilor/chisturilor. Punctul gasit este translatat in interiorul ficatului, astfel incat el sa se afle pe aceeaasi pozitie pe care s-ar afla, daca am scala ficatul de  $\lambda$  ori.

Unde:

$$\lambda = \text{raza} / \text{dist};$$

$\text{raza} = \text{distantaMin} + (\text{distantaMin} / 3)$ ; (distanta minima intre punctul 3D si el insusi scalat)

$$\text{dist} = \sqrt{(\text{punctInterior} \rightarrow x - (*\text{coordAux}).x)^2 + (\text{punctInterior} \rightarrow x - (*\text{coordAux}).x)^2 + (\text{punctInterior} \rightarrow y - (*\text{coordAux}).y)^2 + (\text{punctInterior} \rightarrow y - (*\text{coordAux}).y)^2 + (\text{punctInterior} \rightarrow z - (*\text{coordAux}).z)^2 + (\text{punctInterior} \rightarrow z - (*\text{coordAux}).z)^2};$$

Odata pozitionat in interiorul ficatului, in jurul acestuia este generata o sfera cu raza egala cu 'raza' de dimensiune variabila pentru fiecare punct in parte.

Punctele 3D de la exteriorul ficatului, care se afla in interiorul sferei, vor fi repositionate pe suprafata acesteia, deformand ficatul sub forma de chist. Pasii acestui algoritm sunt prezentati in Figura 4.



- **Ficat sanatos si hepatitic**

Modelul ficatului sanatos a pornit de la un model poligonal 3D obtinut dintr-o scanare CT al unui pacient anonim. Modelul poligonal a fost micșorat la 3K poligoane pentru a imbunatati viteza de redare cu mentinerea calitatii vizuale (Figura 5). Numarul de poligoane a fost determinat prin testari si verificari repetate realizate de catre echipa de chirurghi ai proiectului. Pentru a reda ficatul hepatitic folosim o geometrie similara, dar cu o textura diferita si proprietati de rigiditate diferite. Studentii trebuie sa fie capabili sa recunoasca un ficat hepatitic pornind de la aspecte vizuale (textura si culoare) si apoi folosind stiloul dispozitivului haptic.

- **Ficat cirotic**

Pentru a simula ficatul cirotic am folosit metode de modelare 3D si platforma 3Dmax [AutoDesk - <http://www.autodesk.com/>, Data ultimei accesari, Mai 2013] pentru a modifica rețeaua de poligoane. Pentru redarea haptica am ajustat in principal parametrii de rigiditate si consistenta pe baza observatiilor facute de echipa medicala. Figura 6 arata interactiunea modelului virtual al pensei Babcock cu modelul ficatului cirotic.

Redarea vizuala se executa la minim 59 de cadre pe secunda, in timp ce ciclul de redare haptica este de 997 Hz.

- **Chisturi si tumori chistice ale ficatului**

Pentru a reprezenta haptic chisturile, am modificat factorii de rigiditate si consistenta a regiunilor chisturilor folosind algoritmul hartilor de culoare RGB. Utilizatorul primeste retur haptic marit, pe baza variatiei rigiditatii in regiunile in care chisturile exista in adancimea ficatului si nu sunt vizibile la suprafata. Figura 7 ilustreaza aceasta idee prin iluminarea unui punct negru in regiunea unde se afla chistul si in care se va simti haptic altfel, in timp ce vizual arata la fel cu celelalte parti ale ficatului.

- **Evaluarea fortei de palpare**

Forta aplicata in timpul palparii ficatului trebuie sa fie mentinuta intr-un anumit interval. Palparea cu o forta mica poate sa nu furnizeze proprietati mecanice corecte ale tesutului biologic, in timp ce palparea cu o forta mare poate deteriora tesutul.

Am implementat o metoda de masurare a fortei si un modul de vizualizare pentru a gasi intervalul cel mai potrivit de forte aplicate in timpul procedurii de palpare a ficatului realizata de catre chirurghi cu experienta. Modulul are un indicator de masurare a intervalului fortei in stanga ecranului (Figura 8). Intervalul stabilit de chirurghi a fost [2.1N-2.5N].

Alte atribute de interactiune pe care le consideram sunt dinamica fortei de palpare si viteza pensei pe suprafata ficatului. Pentru a palpa ficatul o pensa Babcock standard a fost conectata la dispozitivul Phantom Omni [Sensable Haptics - [www.sensable.com](http://www.sensable.com). Data accesare 10 Aprilie 2013.]. In timpul simularii procedurii de palpare, sistemul inregistreaza alti parametri, precum pozitie, forta, viteza, etc la o frecventa de 100Hz.

Dupa cum se observa in prototipul reprezinta forta, pozitia si orientarea cu care este realizata palparea prin conuri create pe suprafata ficatului. Inaltimea si raza conului sunt proportionale cu magnitudinea forta aplicata pe suprafata tesutului. In plus, pozitia si orientarea pensei sunt reprezentate de directia inaltimii conului. In acest mod, evaluatorul nu vede numai forta aplicata, ci si locatia si directia pensei relativa la suprafata ficatului. Astfel, metoda de evaluare ia in considerare gestul de palpare in functie de patologia ficatului. In Figura 9 (stanga) utilizatorul este un chirurg experimentat si in cazul lui forta de palpare folosita pe fiecare zona a suprafetei ficatului este constanta. Observam ca si viteza pensei Babcock pe suprafata ficatului este constanta. In Figura 9 (dreapta) utilizatorul este novice: forta de palpare si viteza dispozitivului haptic variaza abrupt cand ar trebui sa ramana la o valoare relativ constanta pentru a evita vatamarea tesutului.

## REVENDICARI

1. *Metoda pentru* evaluarea obiectiva a forțelor exercitate pe suprafața testului de ficat cu diferite instrumente neascutite și generarea unor hărți de forțe pe suprafața la diferite rezoluții **caracterizată prin aceea că** este formată din următorii pași:

- Pas 1. Se verifică dacă stiloul atinge geometria modelului. În caz afirmativ, se obține punctul de contact al stiloul cu suprafața. Altfel, algoritmul se termină.
- Pas 2. Se determină fața aflată la distanța de cel mult 0.7 de punctul de contact.
- Pas 3. Dacă punctul de contact se află în interiorul feței curente atunci se calculează valoarea variabilei 'valoareDorita'. Altfel, se revine la Pas 2.
- Pas 4. În funcție de valoarea rigidității curente față de valoarea dorită se mărește sau se micșorează valoarea dorită a rigidității.

2. *Metoda pentru* generarea de structuri aleatorii în obiecte 3D deformabile **caracterizată prin aceea că** este formată din următorii pași:

- Pas 1. Sunt preluate date despre obiectul 3D deformabil
- Pas 2. Se generează un punct aleator
- Pas 3. Se calculează distanța minimă între nodurile existente. Dacă valoarea obținută este strict mai mică decât 0.11 se reia pasul 3. Acest pas este executat atâta timp cât nu au fost verificate toate punctele 3D ale geometriei.
- Pas 4. Dacă valoarea obținută la pasul 3 este mai mare sau egală cu 0.11 este generat un chist în punctul respectiv și se reia pasul 2.
  - 4.1 Este calculată raza viitorului chist actual;
  - 4.2. Nodul este translatat pe normală sa în interiorul ficatului, astfel încât el să se afle pe aceeași poziție pe care s-ar afla, dacă am scala ficatul;
  - 4.3. Se generează o sferă, având centrul de greutate ultimul punct găsit și raza calculată anterior;
  - 4.4. Se calculează distanța între nodul translatat și punctele 3D de pe suprafața modelului;
  - 4.5. Dacă există puncte 3D în interiorul sferei, acestea sunt repositionate pe suprafața acesteia pentru a forma chistul.
- Pas 5. Algoritmul se termină când s-a obținut numărul dorit de chisturi.

## DESENE



**Figura 1.** Stanga: *Rigiditate=0.2, latime=0.02, amplitudine=1*. Dreapta: *Rigiditate =0.2, latime =0.05, amplitudine =1.2*

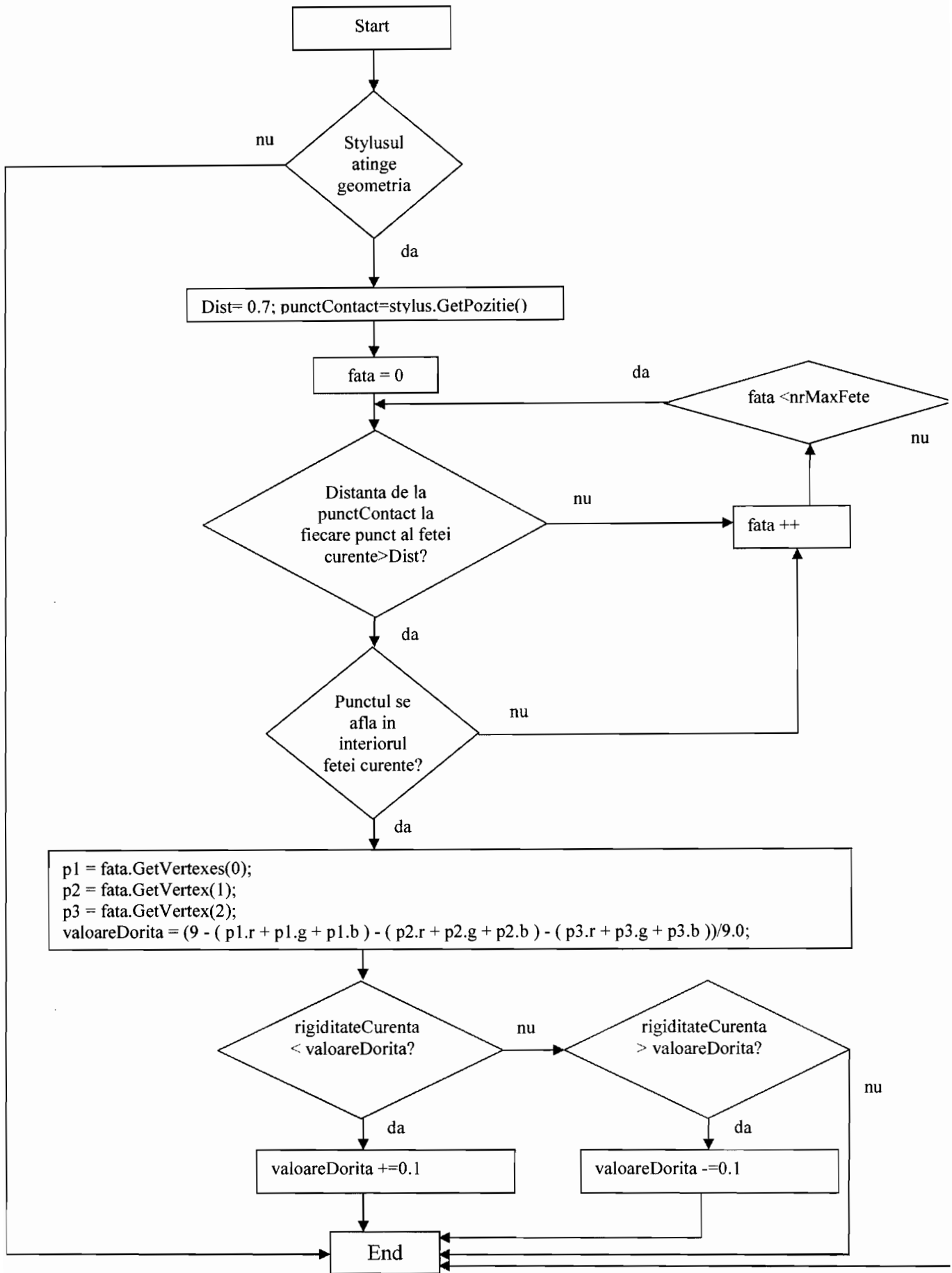


Figura 2. Schema logica a algoritmului de vizualizare in timp real a fortelor de suprafata la interactiunea cu dispozitive haptice



**Figura 3.** Modele in trei forme: retea (stanga), solida (centru) si texturat (dreapta)

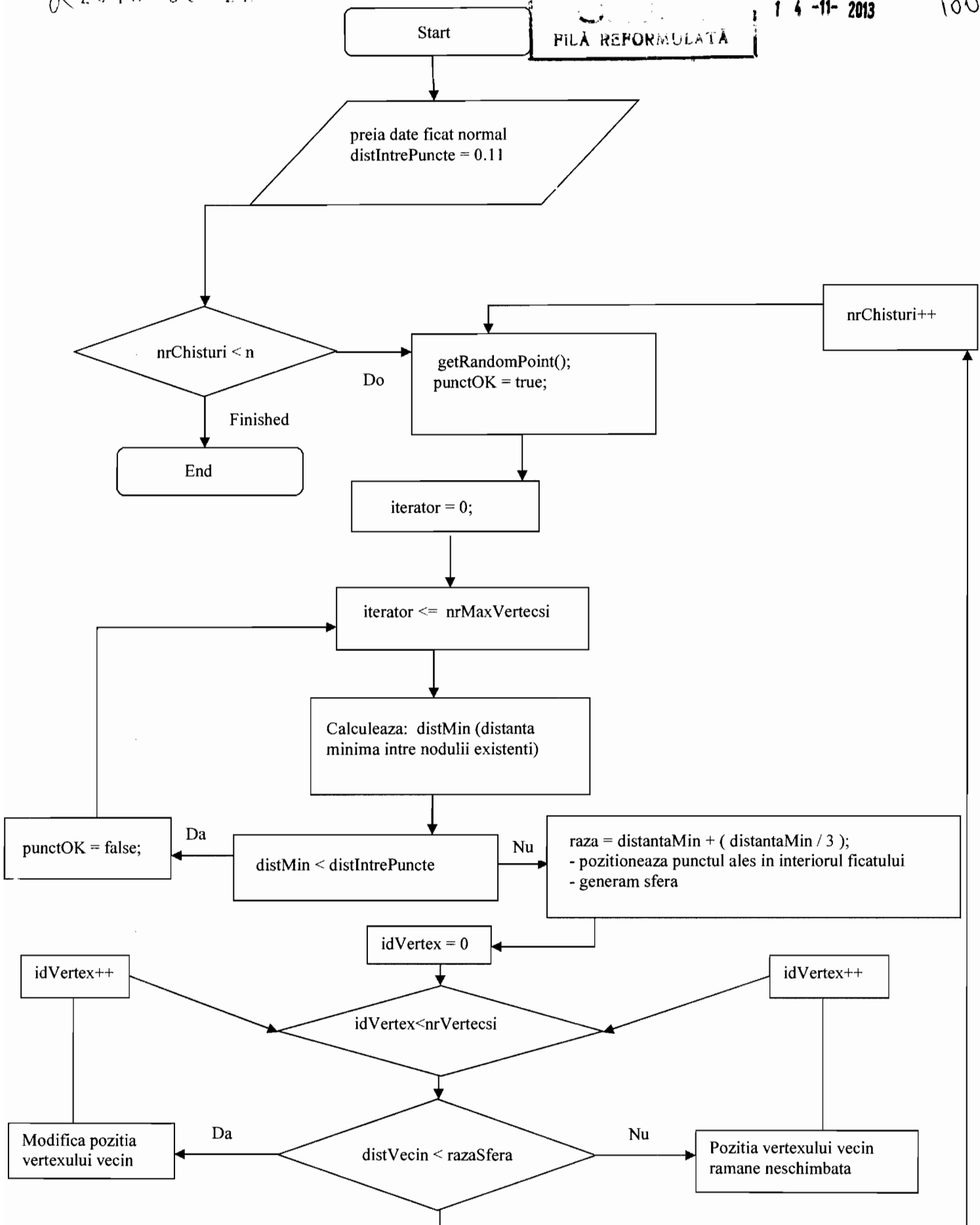


Figura 4. Schema logica a metodei de generare de structuri aleatorii in obiecte 3D deformabile

PILA W. FORMULADA

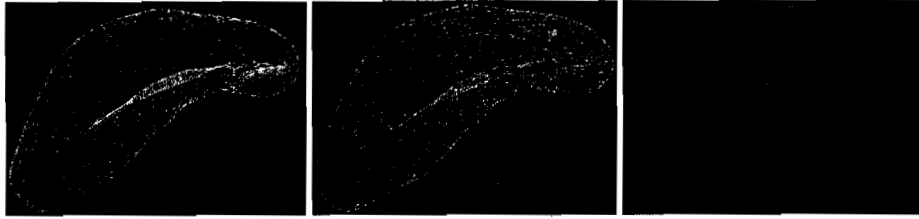


Figura 5. Acelasi model al ficatului dar la nivele diferite de detalii: 6K, 3K, 3K+textura

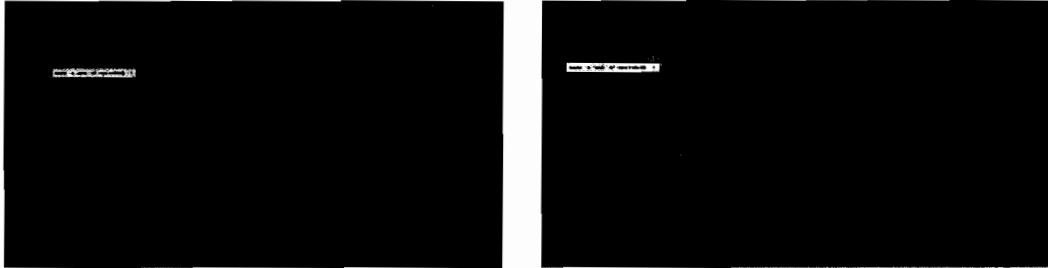


Figura 6. Cadre ale simulării ficatului cirotic

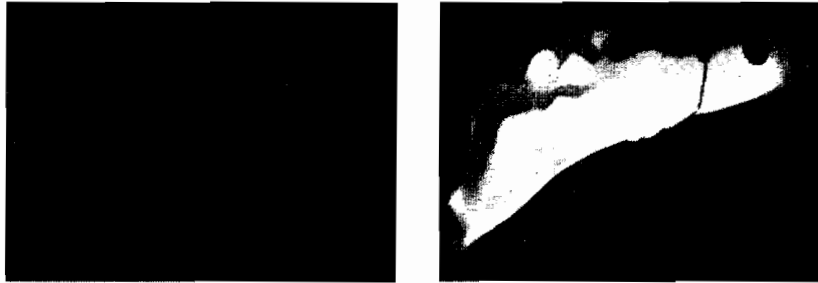


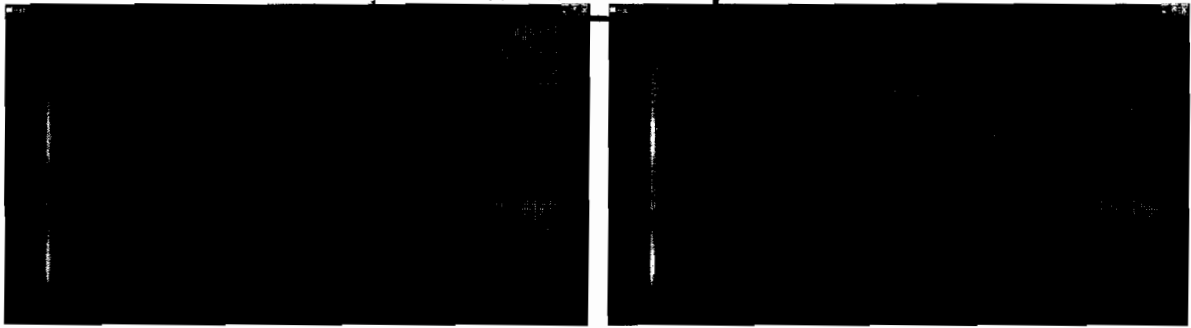
Figura 8. Stanga: modelul 3D al ficatului cistic. Dreapta: acelasi model cu coduri RGB. Punctul negru este redat haptic



Figura 7. Masurarea fortei de palpare

Florin Anghel





**Figura 9.** Chirurg experimentat (stanga). Student novice (dreapta)