



(12) CERERE DE BREVET DE INVENȚIE

(21) Nr. cerere: a 2020 00279

(22) Data de depozit: 22/05/2020

(41) Data publicării cererii:
29/11/2021 BOPI nr. 11/2021

(71) Solicitant:
• CHIFOR RESEARCH S.R.L.,
STR.GHEORGHE DOJA, NR.9,
CLUJ-NAPOCA, CJ, RO

(72) Inventatori:
• CHIFOR RADU, STR.BRATEȘ NR.5,
BL.I 3, ET.7, AP.66, CLUJ-NAPOCA, CJ, RO

(54) SCANNER 3D ULTRASONOGRAFIC, MOD DE REALIZARE,
UTILIZARE ȘI METODA DE ALINIERE SPAȚIALĂ
A SCANĂRILOR 3D DIN ZONA CAPULUI

(57) Rezumat:

Invenția se referă la un scanner 3D ultrasonografic și la o metodă de scanare ultrasonografică. Scanner-ul, conform invenției, este alcătuit dintr-o unitate de calcul pentru procesarea datelor, un ecograf și un sistem de citire a poziției spațiale, alcătuit dintr-o mașină de măsură în coordonate (2), a cărei sondă cu funcție palpatorie opțională este prinsă solidar cu un transducător (5) al ecografului, fiind utilizată în acest mod pentru achiziția de date, care permite modelarea 3D ultrasonografică a zonei explorate. Fluxurile de date înregistrate sunt sincronizate, prin găsirea unui eveniment unic în timp. Se va utiliza o gutieră construită prin manufacturare computerizată tridimensională, pentru a genera un punct reprezentând originea absolută (O), referința spațială pentru zona capului și gâtului, obținută prin fixarea gutierei la nivelul maxilarului examinat. Este descrisă și o metodă de scanare 3D ultrasonografică și de aliniere a modelelor 3D obținute pentru regiunea capului și gâtului. Calculul unei origini absolute a zonei examinate oferă posibilitatea întreruperii achiziției de date pentru a analiza rezultatul obținut și a continuării scanării 3D, dacă modelul 3D nu corespunde calitativ sau cantitativ

Revendicări: 13
Figuri: 11

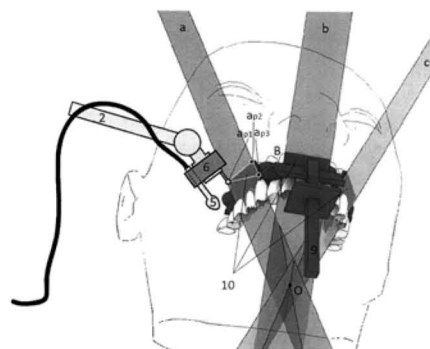


Fig. 9

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).



SCANNER 3D ULTRASONOGRAFIC

Mod de realizare, utilizare și metoda de aliniere spațială a scanărilor 3D din zona capului

Scanarea 3D ultrasonografică cu înregistrarea poziției spațiale a cadrelor bidimensionale a fost descrisă ca metoda, de către mulții autori, soluțiile tehnice fiind prezentate sintetic de Pedersen Peder și Szabo T în patentul WO2006/127142A2. Poziția fiecărui cadru bidimensional este determinată de către un dispozitiv de citire a poziției spațiale care este de obicei un aparat de sine stătător separat de aparatul de ultrasonografie. Fiecărui cadru bidimensional îi este atribuită o etichetă cu poziția spațială a acestuia, fapt care generează o reconstrucție 3D ultrasonografică cu acuratețe crescută, corespunzătoare din punct de vedere cantitativ. [1] Pentru metodele de reconstrucție tridimensională ultrasonografică realizate plecând de la cadre bidimensionale la care au fost adăugate informații de poziționare spațială, sincronizate temporal, obținute cu ajutorul unor senzori de calculare a poziției spațiale de tipul accelerometru și giroscop [1], dar și pentru celelalte cazuri amintite, premurgător scanării ultrasonografice este necesară o etapă de calibrare spațială recomandând utilizarea unor metode de calibrare spațială ale altor autori [1].

Soluția autorilor mai sus menționați a fost de a aplica transductorului bidimensional senzori de citire a variației poziției spațiale. Citirea și aplicarea etichetelor de poziție pentru fiecare cadru bidimensional ultrasonografic se face relativ la o poziție inițială, achiziționată la un anumit moment de timp dat, aleasă arbitrar. Acest lucru are 2 posibile consecințe care nu sunt rezolvate: acumularea erorilor în timp pe măsura ce se efectuează scanarea tridimensională și imposibilitatea revenirii asupra scanării având în vedere modul arbitrar imposibil de reprodus în care s-a ales această referință inițială.

Nu sunt detaliate metode de reducere ale artefactelor de mișcare ale subiectului și revenire la obiectul scanat după evaluări calitative și cantitative ale modelului 3D obținut. Metodele actuale de reconstrucție tridimensională ultrasonografică nu rezolvă problema completării modelului 3D ultrasonografic după o evaluare realizată de către operator prin revenirea asupra zonei scanate.

Au fost descrise metode precedente care pe baza unor corelații fizice, din lumea reală reușesc să suprapună în mod automat sau semiautomat modele 3D ale aceluiași zone scanate cu ajutorul unor tehnologii complementare.[2] Dezavantaje în acest caz: este obligatorie scanarea pacientului în aceeași ședință atât ultrasonografic cât și cu raze X.

O altă soluție a fost montarea transductorului unui ecograf la nivelul unui braț robotic comandat de către operator cu ajutorul unei unități de calcul. Sistemul astfel conceput se poate utiliza comandat de către unitatea de calcul [4], dar nu se precizează cum pot fi reduse artefactele de mișcare ale pacientului, zonei examinate sau modul în care este aleasă incidenta în care se achiziționează datele ultrasonografice. Metodele de reconstrucție 3D ultrasonografice sunt realizate de obicei prin mișcarea transductorului cu ajutorul motoarelor pas cu pas obținând cadre bidimensionale paralele care nu țin cont de forma anatomică a zonelor examinate în luarea deciziei asupra incidentei în care se achiziționează cadrul bidimensional ultrasonografic.

Acuratețea și reproductibilitatea reconstrucțiilor 3D ultrasonografice depinde de o multitudine de factori precum: imobilizarea, fixarea zonei examinate pe parcursul scanării, care include și implementarea unor algoritmi de compensare a mișcării pacientului, reziliența țesuturilor examinate și modul în care pe parcursul scanării acestea se deformează. Alegerea unor țesuturi nedeformabile, cu reziliență scăzută și care pot fi imobilizate sau fixate pe parcursul scanării ar fi de ajutor în dezvoltarea metodelor de scanare 3D ultrasonografică. Țesutul parodontal poate genera un astfel de context sau mediu ușor controlabil.

Țesuturile moi gingivale sunt examinate la ora actuală folosind gold standardul recomandat de Organizația Mondială a Sănătății, sondarea parodontală. Aceasta este o metoda analogică invazivă, operator dependentă, cu acuratețe și reproductibilitate scăzută. Apariția unei metode imagistice care să evalueze și să monitorizeze evoluția acestei afecțiuni cu incidenta deosebit de ridicată la nivel mondial este necesară pentru aplicarea metodelor de prevenție corespunzătoare.

Legat de examinarea ultrasonografică 3D parodontală, există o soluție prin care este descrisă o utilizare

Chifan

a unui sistem de poziționare spațială pentru a avea posibilitatea reconstrucțiilor tridimensionale ale zonelor parodontale examinate, plecând de la cadrele bidimensionale ultrasonografice achiziționate [4].

Aplicabilitatea practică a ultimelor două metode de ultrasonografie 3D descrise nu este realizată la ora actuală pe scară largă tocmai pentru că nu sunt descrise și metodele eficiente de imobilizare a zonelor examinate, lucru decisiv în ce privește calitatea reconstrucțiilor tridimensionale ultrasonografice obținute. Un alt inconvenient este că achiziția datelor se realizează prin poziționarea transductorului la nivelul zonei examinate cu ajutorul unor motoare pas cu pas care restricționează alegerea incidentei ultrasonografice în vederea obținerii unor imagini bidimensionale cu calitate ridicată. Mișcările acestor motoare pas cu pas fiind liniare, transductorul nu poate urmări eficient curbura zonelor examinate, imaginile ultrasonografice bidimensionale fiind puternic artefactate.

Metoda lui Salcudean et al, care folosește brațul robotic pentru poziționarea mecanizată a transductorului se concentrează pe examinarea unor zone ale corpului uman greu de imobilizat și ușor deformabile, iar cea de scanare pentru parodonțiu Mukdadi et al, descrie în special examinarea în vitro a unor piese, tocmai pentru a evita problema imobilizării pacientului. Studii prezentate de același autor sunt realizate exclusiv în vitro, prin utilizare de mandibule de porc și nu in vivo prin folosirea de tehnici de imobilizare a pacienților [5]. Nefiind imobilizate zonele de interes în cazul examinărilor in vitro sau a pacienților, prin dezvoltarea unor metode de fixare a zonelor scanate raportat la sistemul de referință al coordonatelor spațiale al scannerului, nu este posibilă revenirea și corectarea unor defecte în modelul ultrasonografic tridimensional obținut.

Alte metode de scanare 3D ultrasonografică parodontală propuse anterior [6] au rezolvat problema achiziției in vitro a datelor 2D ultrasonografice și transformarea lor, prin adăugarea informației de poziție sincronizată, în cadre 3D care ulterior compun volumul scanat. Poziționarea transductorului se realizează tot prin utilizarea unor motoare pas cu pas care în zona curburilor maxilarelor au eficiență scăzută. De asemenea imobilizarea se face prin aplicarea unor centuri la nivelul calotei craniului pacientului scanându-se fiecare dinte pe rând, segmentar, ulterior urmând compunerea volumelor achiziționate.

Metoda de scanare și modelare tridimensională ultrasonografică, propusă în acest material, a unor zone de interes fixate în raport cu sistemul de referință al scannerului ultrasonografic tridimensional înlătură dezavantajele de mai sus prin aceea că oferă o soluție completă de scanare alcătuită din scanner 3D ultrasonografic special conceput în acest sens plecând de la o mașină de măsură în coordonate portabilă (Portable Coordinate Measuring Machine CMM) și un ecograf standard. Mașina de măsură în coordonate va deveni sistemul de determinare a poziției spațiale a transductorului ecografului în timpul scanărilor ultrasonografice. Datele de la aceste aparate sunt citite și procesate pentru a realiza o modelare tridimensională a țesuturilor moi și a suprafețelor osoase dure a unui pacient în zona capului. Reconstrucția 3D ultrasonografică se realizează cu ajutorul unor soluții tehnice pentru realizarea fixării zonelor examinate raportat la sistemul de referință în coordonate al sistemului de determinare a poziției spațiale a transductorului scannerului tridimensional ultrasonografic. Țesuturile din zona capului, în special țesuturile gingivale au reziliența redusă și o grosime redusă putând fi considerate imobile și nedeformabile în timpul scanării. Fixarea lor pe parcursul scanării este necesară pentru a crește acuratețea reconstrucțiilor tridimensionale ultrasonografice ajungând la o acuratețe asemănătoare ca și în cazul scanării unor obiecte nedeformabile și imobile în raport cu sistemul de referință al sistemului de poziționare spațială al scannerului.

Alte metode de scanare ultrasonografică propun corectarea artefactelor de mișcare cu ajutorul unor date estimative și nu folosesc date de volumetrie corelate cu cele din lumea reală înregistrate cu ajutorul unor senzori de poziționare spațială. [7]

Scanările 3D, utilizate în evaluarea maxilarelor unui pacient, se realizează la ora actuală folosind raze X, Cone Beam Computed Tomography, artefactele de mișcare fiind atenuate prin diverse metode de compensare pentru mișcările pacientului, precum senzori optici care înregistrează mișcările capului pacientului în timpul scanării cu raze X [8].

Un scanner 3D ultrasonografic aduce în completarea informației generate de cel cu raze X, date despre țesuturile moi și suprafețele țesuturilor dure examinate, care ar putea fi parte componentă a unui model 3D complex și complet al zonei scanate. Acest model va fi realizat prin investigații imagistice cu raze X (Cone Beam Computed Tomography) care reconstruiesc 3D țesuturile dure în

special, dar care nu are o rezoluție suficientă nivelul părților moi. Suprafețele exterioare ale obiectului scanat pot fi modelate tridimensional prin metode de scanare optica, in cazul cavității orale pot fi scanate cu ajutorul scannerelor 3D intraorale. CBCT-ul și scanarea optica intraorala se folosește pe scara larga la ora actuala in medicina dentara, dar nu există o metodă sau un produs care să fie utilizabil la ora actuala pentru examinarea 3D imagistica a țesuturilor moi. Straturile reprezentate de țesuturile moi situate intre țesuturile dure și suprafețele exterioare, vor fi reconstruite 3D cu ajutorul ultrasonografiei la o rezoluție ridicată și cu artefacte reduse.

Problema pe care o rezolva invenția:

Asigurarea predictibilității poziției spațiale a rezultatelor explorărilor ultrasonografice din cadrele 2D înregistrate prin fixarea și calcularea poziției zonei examinate fata de sistemul de referința al dispozitivului utilizat pentru determinarea poziției spațiale a sondei 2D a unui scanner 3D ultrasonografic special conceput in acest scop prin aplicarea unei metode de calcul a unui punct care reprezintă originea absoluta a zonei examinate atât in lumea reala cat și in reconstrucția tridimensională obținută in urma scanării 3D ultrasonografice.

Având aceasta predictibilitate se va putea:

1. Realiza reconstrucția tridimensională ultrasonografică a zonelor scanate cu acuratețe ridicată;
2. Completa un model 3D ultrasonografic obținut prin reluarea scanării in zonele in care rezoluția sau informația achiziționată nu este suficientă;
3. Integra modelul 3D ultrasonografic obținut cu modele 3D realizate pentru aceeași zona examinată prin scanare cu raze X cu tehnologie Cone Beam Computed Tomography, obținute prin scanări optice intraorale sau orice alte reconstrucții 3D obținute folosind tehnologii complementare de imagistica medicala prin aplicarea metodei de calcul a unui punct care reprezintă originea absoluta a zonei examinate.

Mijloace de realizare:

- Scanner 3D ultrasonografic special conceput in acest sens (**fig 1 și 2**) compus din ecograf standard **3** cu transductor bidimensional **5** și un sistem **2** de determinare a poziției spațiale a transductorului **5** care permite calcularea poziției spațiale a acestuia și angulația pe cele 3 axe de exemplu o mașina de măsura in coordonate, precum un braț articulat sau un sistem optic [10], cu funcție opțională de scanare a unei suprafețe prin palpare; și
- Elemente de imobilizare mecanica sau imobilizare prin calcularea poziției relative in timp real pe parcursul scanării ultrasonografice a zonei examinate raportat la referința, coordonatele sistemului (mașina de măsura in coordonate) **2** de determinare a poziției spațiale a transductorului **5** scannerului 3D ultrasonografic.

Date de intrare pentru reconstrucția 3D ultrasonografică:

- imagini 2D obținute in mod freehand, incidente alese arbitrar de către operator. Cadrele bidimensionale pot fi obținute intr-un mod manual, operator dependente sau semi automat, operatorul uman ghidat prin intermediul unui software de analiza a rezultatului obținut sau complet robotizat, automat, incidentele cadrelor bidimensionale ultrasonografice obținute prin mișcarea robotizată a transductorului asistată de unitatea de calcul **1** prin predicții realizate despre formațiunile anatomice urmărite
- date de poziție spațială pentru fiecare cadru ultrasonografic achiziționat: sistem de determinare a poziției spațiale a transductorului ecografului care permite calcularea in timp real a poziției și angulației pe cele 3 axe a sondei ecografului in timpul examinării

Date de ieșire:

Model 3D ultrasonografic care conține modelarea țesuturilor moi scanate și a suprafețelor țesuturilor dure in zona scanată.

Metoda de realizare:

Calcularea unei origini absolute a zonei examinate da posibilitatea întreruperii achiziției în vederea analizării rezultatului obținut și continuarea scanării 3D în cazul în care modelul 3D nu corespunde calitativ sau cantitativ, precum și posibilitatea alinierii unor modele 3D ultrasonografice sau obținute prin utilizarea altor tehnologii imagistice alternative, la momente diferite de timp încă din momentul generării lor.

Avantajele metodei propuse:

- Metoda propusă reușește să suprapună scanările tridimensionale obținute folosind tehnologii imagistice complementare sau aceeași tehnologie printr-o corelare a 2 sau mai multe scanări, prin intermediul calculării unei origini absolute a zonei examinate, fără a fi obligatorie scanarea în aceeași ședință în vederea obținerii modelelor tridimensionale ale zonei examinate. Intervalul de timp dintre 2 scanări nu este semnificativ atât timp cât poziția dinților nu se modifică.
- Fiind o scanare liberă în bidimensional se pot achiziționa imagini ultrasonografice de calitate ridicată deoarece incidenta planului ultrasonografic poate fi aleasă în funcție de incidenta ideală la nivelul suprafeței examinate. Aceasta alegere se poate realiza de către un operator uman fiind dependentă de acesta sau de către un operator uman asistat de unitatea de calcul în cazul unui operator mai puțin experimentat în imagistica medicală sau complet independent prin predicții software și examinare efectuată robotizat.
- Prin calcularea originii absolute a zonei examinate se vor putea integra în mod automatizat scanări obținute prin utilizarea unor tehnologii imagistice complementare. Fiecare voxel din reconstrucția tridimensională obținută având ca referință originea absolută calculată.
- Prin reconstrucția 3D ultrasonografică a zonelor examinate va fi posibilă interpretarea rezultatelor ulterior efectuării examinării, chiar și la distanță. Lucru care la ora actuală este imposibil în ceea ce privește investigațiile ultrasonografice, metoda ultrasonografică fiind operator dependentă. [10,11]
- Calcularea unei origini absolute a zonei examinate va permite realizarea unor comparații ale evoluției afecțiunii prin monitorizări efectuate cu acuratețe ridicată, operator independente
- Non-invazivitatea tehnicii imagistice va face posibilă monitorizarea evoluției afecțiunii urmărite fără restricția unor efecte secundare precum cele generate de radiația ionizantă cumulată ca și în cazul CBCT efectuat cu raze X, metoda imagistica de elecție pentru majoritatea afecțiunilor stomatologice, la ora actuală.

Se dă în continuare un exemplu de realizare a invenției în legătură **scannerul 3D ultrasonografic (Chifor Tomograf cu Ultrasunete)** prezentat schematic în (Fig 1 și Fig 2)

Fig 1 – Prezentare schematică scanner tridimensional ultrasonografic alcătuit dintr-un sistem de determinare a anulației și poziției spațiale a transductorului pe cele 3 axe, ecograf și unitate de calcul,

Fig 2 – Scanner tridimensional ultrasonografic alcătuit dintr-un sistem de determinare a poziției spațiale a transductorului reprezentat de un braț articulat pentru măsură în coordonate, unitate de calcul și ecograf cu transductor

Scannerul tridimensional ultrasonografic este alcătuit dintr-o unitate de calcul **1** care citește date de la un sistem de determinare a poziției spațiale reprezentat de un braț articulat pentru măsură în coordonate **2** la nivelul sondei (palpatorului) căruia este cuplat transductorul **5** cu funcție de explorare ultrasonografică free-hand al unui ecograf **3** generând o multitudine de imagini bidimensionale ale zonei explorate.

Citirea simultană, a poziției spațiale, cu achiziția fiecărui cadru bidimensional este realizată la comanda unității de calcul **1** și este asigurată de sistemul de determinare a poziției spațiale **2**. Sincronizarea temporală a cadrelor bidimensionale ultrasonografice cu datele de poziție spațială va fi realizată de către unitatea de calcul **1** prin comandarea la un anumit moment de timp dat a achiziției cadrului bidimensional, căruia îi va fi aplicată o etichetă temporală, de la ecograful **3** prin intermediul

transductorului 5 și prin comandarea la același moment de timp dat a achiziției datelor de poziționare spațială, cărora le va fi aplicată o etichetă temporală de către unitatea de calcul 1, de la sistemul de calculare a poziției spațiale 2 prin intermediul sondei de palpate 4. Dacă ecograful 3 este un sistem care nu permite comanda pentru achiziția cadrelor bidimensionale la un anumit moment de timp de către unitatea de calcul 1 atunci sincronizarea datelor se va realiza prin procedeul de sincronizare temporală (diagrama 1, sincronizarea temporală a datelor prin intermediul găsirii unui eveniment unic în cele 2 fluxuri de date achiziționate de la ecograf 3 și de la sistemul de calculare a poziției spațiale 2 a transductorului 5).

Sistemul de localizare spațială 2 a transductorului 5 poate avea și funcție palpate, opțională, a unor zone de interes realizată cu ajutorul palpatorului 4 în scopul localizării spațiale a acestora raportat la sistemul de referință în coordonate X, Y, Z al palpatorului 4 (fig 2). Sistemul de determinare a poziției spațiale 2 a transductorului 5 poate fi reprezentat de exemplu o mașină de măsură în coordonate, precum un braț articulat 2 sau un sistem optic 14, cu funcție opțională de scanare a unei suprafețe prin palpate. Palpatorul 4 și transductorul 5 se utilizează prinse în unitar generând ansamblul transductor – palpator 6 (fig 1, fig 2). Pentru stabilirea poziției spațiale a cadrelor bidimensionale ultrasonografice sistemul de referință al acestora $X1, Y1, Z1$ având originea în colțul cadrului bidimensional ultrasonografic achiziționat ($X1$ lățime, $Z1$ înălțime) și direcția de deplasare a transductorului generând axa $Y1$ (fig 2). Stabilirea acestora fata de sistemul de referință X, Y, Z în coordonate al scannerului 3D ultrasonografic care este același cu sistemul de referință al sistemului de determinare a poziției spațiale 2 al transductorului 5 (fig 2) se face prin aplicarea unei matrici de transformare, rezultată în urma unui proces de calibrare spațială [1], premurgător scanării 3D ultrasonografice. Algoritmii de calcul vor fi implementați cu ajutorul unității de calcul 1.

Rezultatul explorărilor ultrasonografice utilizând scannerul 3D ultrasonografic va fi modelarea tridimensională ultrasonografică a unor zone de interes fixate față de sistemul de referință X, Y, Z al scannerului fig 2.

Procedeu de construire a bazei de referință a măsurării ultrasonografice a unui maxilar, prin fixarea zonei examinate raportat la referință sistemului de determinare a poziției spațiale a transductorului:

Pasul 1: Se realizează scanare optica intraorala tridimensională

Pasul 2: Se obține informația digitală pentru descrierea modelului tridimensional optic de referință, al arcadei dentare.

Pasul 3: Se proiectează și construiește gutiera prin manufacturare computerizată tridimensională.

Pasul 4: Se aplică gutiera la nivelul arcadei dentare

Pasul 5: Se fixează maxilarul prin utilizarea gutierei individuale, montată într-una dintre soluțiile de fixare, alternativa 1, 2 sau 3

Pasul 6: calibrarea și calcularea originii absolute a zonei examinate fixată.

Descrierea gutierei și a modului de utilizare se poate observa în:

Fig. 3 – gutiera A realizată în vederea fixării maxilarului B

Fig. 4 – Gutiera A, element personalizat de fixare a maxilarului B, cu repere plane 10 necesare calculării originii absolute O a zonei examinate B raportat la sistemul de coordonate $X1, Y1, Z1$ al poziției spațiale a sondei 2D ultrasonografice 5 a scanner-ului 3D ultrasonografic

Fig. 5 – Gutiera A cu repere 10 aplicata maxilarului pacientului B, vedere laterală

Fig. 6 – **Alternativa 1:** imobilizarea mecanică a capului pacientului utilizând ansamblul de imobilizare descris în cererea de brevet depusă la OSIM România cu titlul „Ansamblu și metodă de imobilizare a capului pentru examinări tridimensionale” având numărul de înregistrare a 2019 00641 / 10.10.2019

Fig. 7 - **Alternativa 2:** fixarea zonei examinate B se face prin poziționarea maxilarului la nivelul unei gutiere cu 3 suprafețe plane 10 prinsă la nivelul unui al doilea braț articulat 13

Fig. 8 - **Alternativa 3:** fixarea zonei examinate realizată prin poziționarea maxilarului B la nivelul unei gutiere A prinsă de un suport care are aplicate ținte 15 pentru a fi detectată poziția ei de către un

64

sistem optic de poziționare spațială **14**. Transductorul **5** este prins într-un suport cu ținte **16** aplicate pentru a fi detectată poziția lui de către un sistem optic de poziționare spațială **14**.

Se dă în continuare un exemplu de realizare a Procedului de construire a bazei de referință a măsurării ultrasonografice a unui maxilar, prin fixarea zonei examinate raportat la referința sistemului de determinare a poziției spațiale a transductorului:

O gutiera manufacturată prin tehnologie computerizată este folosită în alt context ca și ghid chirurgical pentru aplicarea implantelor dentare. Printr-un orificiu la nivelul ei se introduce o freză cu care se frezează osul în vederea aplicării implantului. Gutiera se proiectează cu ajutorul unui software plecând de la amprenta optică a maxilarului la nivelul căruia se va aplica. Suprapunând amprenta optică peste CBCT (Cone Beam Computed Tomography) se calculează la ce adâncime și sub ce angulație se poate aplica implantul în os.

Pasul 1

Plecând de la tehnologia existentă de scanare optică a unei arcade maxilare se utilizează un scanner intraoral pentru realizarea unei amprente optice a arcadei maxilare care urmează să fie examinată ultrasonografic. Ca alternativă se poate realiza amprentare clasică a arcadei maxilare după care un laborator de tehnică dentară va digitaliza amprenta respectivă.

Pasul 2

Cu ajutorul unui software se proiectează gutiera **A Fig 3 și 4**, la nivelul căreia se aplică în faza de design computerizat mânerul **9** cu ajutorul căruia se va conecta sau monta folosind una dintre cele 3 alternative utilizate în fixarea zonei examinate și de asemenea se vor aplica minim 3 repere plane **10** utilizate pentru alinierea ulterioară a modelelor 3D obținute prin metoda calculării originii absolute **O**.

Pasul 3

Pasul 3 reprezintă manufacturarea computerizată prin frezare sau imprimare 3D a gutierei **A**.

Gutiera **A** are o parte concavă **7, 8**, neregulată care este negativul suprafețelor ocluzale (de mușcătură) ale dinților **7** și laterale ale dinților **8** (în jur de 20-30% din suprafața exterioară, vestibulară și din cea orală). În această zonă, a negativului dinților se fixează dinții pacientului. Restul zonelor **11**, exterioare, convexe, realizează o rigidizare sau reies din proiect sau tehnica de execuție. Mânerul **9** este parte a zonei de conectare din cadrul pasului 5. La nivelul suprafețelor exterioare ale gutierei există cel puțin 3 suprafețe plane **10**. Aceste suprafețe plane **10** sunt dispuse de așa natură încât prin prelungirea lor virtuală **a, b, c** se intersectează virtual într-un punct, generând originea absolută **O**. Acest punct **O** reprezintă în lumea reală referința spațială generată de intersecția celor 3 suprafețe plane de la nivelul reperelor **10** pentru zona maxilară examinată **B**, iar în lumea virtuală reprezintă referința spațială a reconstrucției tridimensionale ultrasonografice, fiecare voxel raportându-se spațial la acest punct **O**.

Pasul 4

Pasul 4 este reprezentat de aplicarea gutierei la nivelul maxilarului **B Fig. 5**. Având în vedere impresiunile de la nivelul suprafeței interne a gutierei **7 și 8** reprezentând negativul suprafețelor dentare prin intermediul cărora se va poziționa gutiera **A** la nivelul maxilarului **B**, se va considera de acum înainte că gutiera **A** realizează corp comun cu maxilarul **B** existând suficientă rigiditate între ele pentru a apare pe parcursul scanării modificări față de sistemul de referință **X, Y, Z**.

Pasul 5

Pasul 5 reprezintă fixarea maxilarului **B** prin utilizarea gutierei individuale **A**, montată într-una dintre soluțiile de fixare, **alternativa 1, 2 sau 3**. Prin această fixare a gutierei **B** se urmărește reducerea artefactelor de mișcare prin imobilizarea mecanică a zonei examinate **B**, în cazul **alternativei 1** sau oferirea posibilității calculării mișcărilor maxilarului **B**, raportat la sistemul de referință **X, Y, Z** în cazul

Cij

alternativelor 2 sau 3. Conectarea gutierei prin **alternativa 1**, ansamblul de contenție mecanica a zonei examinate **Fig 6**, ea intra într-o zonă suport a acestuia sau **alternativa 2** se conectează cu un al doilea braț articulată utilizat ca sistem de poziționare spațială **13**, **Fig 6** a gutierei **B** sau **alternativa 3** **Fig 7** se conectează cu suportul **15**, pentru țintele sistemului optic **14**, mașina de măsură în coordonate (**Fig 6** **alternativa 2**, sistem de poziționare spațială asigurat de un al doilea braț articulată sau **Fig 7** **alternativa 3**, ținte sistem optic de poziționare spațială a transductorului). Brațul articulată de măsură în coordonate **2** și brațul articulată de măsură în coordonate **13** sunt imobile unul fata de celălalt. Prin fixarea gutierei prin intermediul **alternativei 2**, poziția originii absolute și implicit a zonei examinate va putea fi calculată relativ la sistemul de coordonate **X, Y, Z**, al sistemului de poziționare spațială **2** al transductorului **5**. Folosind același principiu se va putea utiliza **alternativa 3** în același scop al calculării poziției planului ultrasonografic **X1,Y1,Z1** relativ la originea absoluta **O** a zonei examinate **B** în timpul scanării 3D ultrasonografice.

Pasul 1-5 se efectuează separat pentru fiecare maxilar în parte (maxilar superior, maxilar inferior = mandibula)

Dacă scanarea se dorește să se realizeze, la nivelul capului, exceptând mandibula, pasul 1 -5 se realizează doar pentru maxilarul superior. Maxilarele sunt fixate individual raportat la sistemul de coordonate **X, Y, Z**, de referință al scannerului 3D ultrasonografic. Fiecare explorare/ achiziție de date se va efectua separat pentru maxilar superior și separat pentru mandibula. Prin fixarea maxilarului superior prin acest procedeu se creează premisele achiziției de date pentru întregul cap, maxilarul superior fiind parte componenta, imobila, a craniului.

Pasul 6 detaliat cu ajutorul

Fig 9 – Palparea în minim 3 puncte necolineare a unui element plan de la nivelul gutierei în vederea fixării și calculării poziției spațiale a planului respectiv raportat la sistemul de referință al poziției spațiale a sondei 2D a scanner-ului 3D ultrasonografic

Fig 10 – Scanarea ultrasonografică a celor 3 elemente plane de la nivelul gutierei în vederea fixării și calculării poziției spațiale a zonei examinate raportat la sistemul de referință al poziției spațiale a sondei 2D a scanner-ului 3D ultrasonografic în vederea raportării ulterioare a rezultatului scanării la originea absolută calculată

Diagrama 1: Procedeu de fixare și calculare a poziției zonei examinate față de sistemul de referință al poziției spațiale a sondei 2D a unui scanner 3D ultrasonografic

Palparea celor 3 elemente plane **10** de la nivelul gutierei **A** în vederea fixării și calculării poziției spațiale a zonei examinate **B** raportat la sistemul de referință **X,Y,Z** al poziției spațiale a sondei 2D a scanner-ului 3D ultrasonografic în vederea raportării ulterioare a rezultatului scanării la originea absolută **O** calculată (**Fig 9**).

Scanarea ultrasonografică în 2 incidente diferite **ua1** și **ua2** a unui element a plan dintre cele 3 repere **10** de la nivelul gutierei **A** în vederea fixării și calculării poziției spațiale a planului respectiv raportat la sistemul de referință al poziției spațiale **X1,Y1,Z1** a sondei 2D a scanner-ului 3D ultrasonografic

Fixarea prin acest procedeu se realizează din următoarele motive având următoarele așteptări /obiective

- (a) Reducerea artefactelor de mișcare prin algoritmi de compensare a erorii (sistemul optic sau al doilea braț articulată mașina de măsură în coordonate în care este prinsă gutiera, sistemul de poziționare spațială a transductorului **5** poate fi înlocuit de senzori electromagnetici sau senzori din gama accelerometru și giroscop sau orice sistem de la care se pot citi cele 3 translații și 3 rotații necesare) sau prin imobilizări mecanice (ansamblul de contenție, **alternativa 1**)
- (b) O integrare mai facilă a tehnologiilor complementare de examinare a aceleași zone în vederea obținerii unei reconstrucții complete și complexe a zonei explorate fără a fi necesară în prealabil segmentarea imaginilor 2D sau a obiectelor 3D reconstruite. Suprapunerea va genera informație despre structuri în întregime: țesut dur suprafețe și în profunzime (raze X), țesut moale suprafețe și în profunzime (ultrasonografie), suprafețe țesut dur și moale expus la nivelul

cavitații orale (amprenta optica/scanare intraorala)

- (c) Această integrare a tehnologiilor va permite realizarea unor segmentări automatizate prin aplicarea unui procedeu de intersecție de mulțimi de puncte 3D obținute prin tehnologiile complementare amintite mai sus

În urma realizării procedurii de construire a bazei de referință a măsurării unui maxilar, prin realizarea scanării ultrasonografice sau palpate a suprafețelor plane, gutiera dă coordonatele maxilarului, a zonei examinate prin stabilirea originii absolute **O** a acestuia.

Dacă fixarea se face pe maxilar se obține originea absolută a maxilarului și a capului pacientului.

Dacă fixarea se face la nivelul mandibulei, originea absolută se calculează pentru mandibula.

Ultrasonografia 3D a zonei de interes: achiziția datelor și generarea modelului 3D ultrasonografic (Tomografie Chifor cu Ultrasunete)

Procedul de scanare a pacientului este prezentat în

Diagrama 2: Metoda de scanare 3D și completare a modelului 3D ultrasonografic obținut prin reluarea scanării

Diagrama 3: Procesul de obținere a matricei de calibrare spațială a planului ultrasonografic cu datele de ieșire ale sistemului de poziționare spațială a transductorului

Fig 11 – Ultrasonografia 3D a unui maxilar superior folosind ca soluție de fixare a zonei examinate Alternativa 1, conținută mecanică a capului

Transductorul **5** este prins în unitar, prin intermediul piesei **6**, cu palpatorul **4** al sistemului de determinare a poziției spațiale **2** al transductorului **5**. Acestea vor fi folosite doar fixate într-un ansamblu rigid **6**. Rigiditatea ansamblului **6** va determina calitatea rezultatului scanării. Zona maxilarului **B** care urmează să fie scanată va fi fixată, în prealabil, prin procedul de fixare a zonei examinate conform **diagramei 1**. Procedul de constituire a bazei de referință a măsurătorii ultrasonografice prin fixarea zonei examinate în raport cu sistemul de referință **X,Y,Z** se va realiza folosind **Alternativa 1**, în acest exemplu, parcurgând pașii de la 1 la 6. Ulterior mișcările ansamblului **6** se realizează de către operator în scopul poziționării transductorului **5** în incidenta potrivită pentru achiziționarea imaginilor cadrelor 2D ultrasonografice. Planul ultrasonografic **aU** va intersecta maxilarul **B** în incidenta aleasă de operator. Ecograful **3** generează **cadru 2D ultrasonografic**, conform **diagramei 2** iar sistemul de determinare a poziției spațiale **2** a transductorului **5** generează datele de poziție spațială aducând informație despre translație pe axele **X, Y, Z** și angulație roll, pitch, și yaw (**diagrama 2**). Aceste 2 fluxuri de date reprezintă datele de intrare pentru algoritmi de reconstrucție ultrasonografică 3D. Sincronizarea temporală a datelor se va realiza hardware prin comanda generată de către unitatea de calcul **1** sau prin procedul de sincronizare temporală care presupune identificarea unui moment unic în timp în cele 2 fluxuri de date generat de exemplu de atingerea repetată a unei suprafețe dure, plane și fixe în raport cu sistemul de referință **X, Y, Z** generând în datele de poziție blocarea repetată a valorilor pe o anumită axă, de exemplu **Z**. În cadrele ultrasonografice 2D va genera apariția unei schimbări bruște de imagine în exact același moment de timp prin identificarea unei linii pe ecranul ecografului **3** generată de intersecția planului ultrasonografic **aU** cu planul suprafeței dure cu care intra în contact transductorul **5**.

Măsurătorilor în coordonate a mișcărilor de translație și rotație ale ansamblului **6**, obținute în sistemul de coordonate **X,Y,Z** al sistemului de determinare a poziției spațiale **2** a transductorului **5** li se va aplica un algoritm de calcul folosind o matrice de rotație generată în urma procedurii de calibrare spațială conform **Diagramei 3**. Astfel va fi generată translația și rotația planului ultrasonografic **aU** al transductorului **5** în sistemul de coordonate **X1, Y1, Z1**. În acest fel în momentul de timp al achiziției unui cadru ultrasonografic 2D se va genera și o poziție spațială corespunzătoare a acestuia în sistemul de coordonate **X1, Y1, Z1**, conținând informație despre translația și rotația acestui plan obținând un cadru 3D ultrasonografic conform **Diagramei 2**.

Gruparea mai multor plane ultrasonografice 3D în sistemul de coordonate **X1, Y1, Z1** va genera modelul 3D ultrasonografic al zonei examinate. Acesta va avea originea absolută **O** calculată în funcție de reperele plane **10** de nivelul gutierei **A** în sistemul de coordonate **X, Y, Z** în urma aplicării

61

procedurii de fixare a zonei examinate prin palparea acestora. Dacă fixarea zonei examinate se realizează prin scanarea ultrasonografică a reperelor **10** originea absolută **O** se va obține în sistemul de coordonate **X1, Y1, Z1**. Pentru a trece datele de poziție care sunt formate din translația citită pe cele 3 axe și rotația roll, pitch și yaw din sistemul de coordonate **X, Y, Z** în sistemul **X1, Y1, Z1**, se aplică matricea de calibrare rezultată în urma procedurii de calibrare spațială. Când operatorul consideră că zona de interes a fost acoperită prin scanare ultrasonografică poate să oprească scanarea și să evalueze modelul ultrasonografic 3D obținut. Această evaluare se poate face în aceeași ședință sau în alta ședință la un moment diferit de timp. Dacă se dorește completarea modelului 3D ultrasonografic pașii precedenți se reiau, începând cu fixarea zonei examinate **B** față de sistemul de referință **X,Y,Z** prin palparea reperelor **10** sau față de sistemul de referință **X1,Y1,Z1**, prin scanarea ultrasonografică a reperelor **10**. După calcularea **O** se poate trece la reluarea procedurii de scanare de către operator în zona în care modelul 3D ultrasonografic nu corespunde din punct de vedere calitativ sau cantitativ. Acest procedeu de completare a scanării poate fi reluat ori de câte ori se dorește (**Diagrama 2**), până la obținerea unui model 3D ultrasonografic final prin asigurarea unei densități/rezoluții suficiente.

Procedeu de aliniere a modelelor 3D folosind originea absolută

Acest procedeu necesită utilizarea unor modele tridimensionale ultrasonografice realizate în urma unor examinări efectuate la momente diferite de timp sau obținute prin utilizarea unor tehnologii imagistice complementare fiind detaliat în

Diagrama 4: model 3D complet și complex al zonei examinate obținut prin integrarea tehnologiilor imagistice complementare de scanare a aceleași zone și care conține toate structurile anatomice dure și moi.

În cazul în care se dorește alinierea unor modele 3D ultrasonografice pentru efectuarea unor comparații automatizate sau semi automatizate acest lucru va fi posibil dacă scanarea a fost efectuată după calcularea originii **O** utilizând scannerul 3D (**Chifor Tomograf cu Ultrasunete**) prezentat și parcurgând etapele procedurii de construire a bazei de referință a măsurării ultrasonografice a unui maxilar. În cazul în care maxilarul este superior se poate realiza măsurarea și alinierea modelului 3D ultrasonografic pentru întregul cap. Atât timp cât poziția dinților nu se modifică, gutiera **A** se poate reutiliza potrivitându-se la nivelul arcadei dentare a maxilarului **B** a aceluiași pacient. Modelele ultrasonografice 3D realizate la momente diferite de timp în urma explorărilor ultrasonografice efectuate ulterior fixării maxilarului **B** prin utilizarea gutierei **A** și calculării originii absolute **O** utilizând reperele **10** de la nivelul ei pot fi aliniate cu efort computațional minim și precizie ridicată fără să necesite în prealabil post procesarea tuturor imaginilor bidimensionale ultrasonografice achiziționate de la nivelul zonei de interes. Este necesară doar identificarea poziției spațiale a celor 3 plane **10** de la nivelul gutierei **A**.

Se vor realiza explorări imagistice folosind tehnologii complementare ulterior aplicării gutierei **A** pacientului. Se vor identifica suprafețele plane ale reperelor **10** în modele 3D obținute ale zonelor examinate.

Ultima etapă este de aliniere a modelelor 3D, obținute folosind tehnologii complementare, prin utilizarea originii absolute calculate **O** și integrarea lor într-un model 3D complet și complex (**diagrama 4**).

C. H. J.

REVENDICĂRI

1. *Scanner 3D ultrasonografic (Chifor Tomograf cu Ultrasunete)* cu funcție de explorare ultrasonografică free-hand și citire simultană a poziției spațiale a sondei ultrasonografice **este caracterizat prin aceea că** este alcătuit dintr-o unitate de calcul pentru procesarea datelor, un ecograf și un sistem de citire a poziției spațiale alcătuit dintr-o mașină de măsură în coordonate a cărei sondă, cu funcție palpatorie opțională, este prinsă în unitar transductorul ecografului fiind utilizat în acest mod pentru achiziția de date care permit modelarea 3D ultrasonografică a zonei explorate.
2. *Scanner 3D ultrasonografic (Chifor Tomograf cu Ultrasunete) prezentat în revendicarea 1* **este caracterizat prin aceea că** sistemul de poziționare spațială a transductorului poate fi înlocuit de senzori electromagnetici sau senzori din gama accelerometru și giroscop sau orice sistem de la care se pot citi cele 3 translații și 3 rotații necesare calculării poziției spațiale a transductorului pe parcursul scanării și implicit a poziției spațiale a planului cadrului ultrasonografic bidimensional achiziționat.
3. *Scanner 3D ultrasonografic (Chifor Tomograf cu Ultrasunete) prezentat în revendicarea 1 și 2* **este caracterizat prin aceea că** se poate utiliza cu sau fără metoda/procedeul de fixare a zonelor examinate în raport cu sistemul de coordonate al sistemului de poziționare spațială a transductorului pe parcursul scanărilor 3D ultrasonografice, în funcție de acuratețea dorită.
4. *Scanner 3D ultrasonografic (Chifor Tomograf cu Ultrasunete) prezentat în revendicarea 1 și 2* **este caracterizat prin aceea că** fluxurile de date înregistrate pot fi sincronizate prin găsirea unui eveniment unic în timp în fiecare dintre cele 2 fluxuri de date (cadrele ultrasonografice și datele de poziționare spațială a cadrelor ultrasonografice), precum contactul cu o suprafață nedeformabilă și imobilă sau prin sincronizare efectuată cu ajutorul unei unități de calcul care comandă la un anumit moment de timp achiziția datelor de la cele 2 aparate.
5. *Gutiera* ca element personalizat propriu fiecărui pacient realizată pe baza amprente optice sau clasice a maxilarului superior sau inferior al pacientului **caracterizată prin aceea că prezintă cel puțin 3 suprafețe plane** care sunt dispuse de așa natură încât prin prelungirea lor se intersectează virtual într-un punct, generând originea absolută O, reprezentând un punct de referință spațială pentru zona capului prin fixarea maxilarului sau a mandibulei examinate. În lumea virtuală reprezintă referința spațială a reconstrucției tridimensionale ultrasonografică sau realizată prin alte tehnologii complementare, fiecare voxel raportându-se spațial la acest punct O.
6. *Gutiera* ca element personalizat propriu fiecărui pacient realizată pe baza amprente optice sau clasice a maxilarului superior sau inferior al pacientului *descrisă în revendicarea 5* **este caracterizată prin aceea că** prin intermediul mânerului se conectează la elementul care asigură fixarea zonei examinate prin intermediul unui ansamblu de conținție mecanică sau un al doilea braț articulat de măsură în coordonate sau un sistem optic (mașina de măsură în coordonate) sau orice alt sistem care poate calcula și genera modificarea în timp real a poziției spațiale a gutierei pe parcursul scanării 3D ultrasonografice raportat la sistemul de coordonate spațiale al scanner-ului 3D ultrasonografic.
7. *Procedura de constituire a bazei de referință a măsurării ultrasonografice a unui maxilar* **caracterizată prin aceea că fixează zona examinată raportat la referința în coordonate a sistemului de determinare a poziției spațiale a transductorului ecografului prin utilizarea unei gutiere realizată în urma amprentării zonei examinate, digitalizarea acestei informații, proiectarea unei gutiere personalizate la nivelul căreia se aplica cel puțin 3 elemente plane care prin prelungire virtuală se intersectează într-un punct. Realizarea acesteia se va face prin manufacturare computerizată tridimensională, ulterior se aplica gutiera la nivelul arcadei dentare care urmează să fie examinată, se fixează maxilarul prin utilizarea gutierei individuale, montată într-una dintre soluțiile de fixare prezentate ca alternative la *revendicarea 6*.**
8. *Metoda de calculare a unei origini absolute a zonei examinate* **caracterizată prin aceea că** dă

posibilitatea întreruperii achiziției de date în vederea analizării rezultatului obținut și continuarea scanării 3D în cazul în care modelul 3D ultrasonografic al zonei examinate nu corespunde calitativ sau cantitativ, precum și posibilitatea alinierii unor modele 3D ultrasonografice sau a altor modele 3D ale aceleiași zone, obținute prin utilizarea altor tehnologii imagistice alternative, complementare, la momente diferite de timp încă din momentul generării lor prin raportarea fiecărui voxel la originea absolută generată prin intersecția a 3 suprafețe plane aplicate la nivelul gutierei cu ajutorul căreia este fixată zona examinată raportat la sistemul de coordonate de referință al scannerului 3D ultrasonografic.

9. *Metoda de scanare ultrasonografică 3D (Tomografie Chifor cu Ultrasunete)* a zonei de interes **caracterizată prin aceea că** asigură predictibilitatea poziției spațiale a rezultatelor explorărilor ultrasonografice din cadrele 2D înregistrate prin fixarea și calcularea poziției zonei examinate fata de sistemul de referință al dispozitivului utilizat pentru determinarea poziției spațiale a sondei 2D a unui scanner 3D ultrasonografic *prezentat în revendicarea 1* special conceput în acest scop prin aplicarea unei metode de calcul a unui punct care reprezintă originea absolută O, *revendicarea 8* a zonei examinate atât în lumea reală cât și în reconstrucția tridimensională obținută în urma scanării 3D ultrasonografice.
10. *Metoda de scanare ultrasonografică 3D (Tomografie Chifor cu Ultrasunete)* **caracterizată prin aceea că** fixarea zonei examinate se realizează prin utilizarea unei gutiere individuală *revendicarea 5 și 6*, montată într-un ansamblu de imobilizare a capului descris în cererea de brevet cu titlul: „Ansamblu și metodă de imobilizare a capului pentru examinări tridimensionale” având numărul a 2019 00641 / 10.10. 2019, cu rolul de reducere a artefactelor de mișcare prin imobilizarea mecanică a zonei examinate.
11. *Metoda de scanare ultrasonografică 3D (Tomografie Chifor cu Ultrasunete)* **caracterizată prin aceea că** fixarea zonei examinate se realizează prin utilizarea unei gutiere individuală *revendicarea 5 și 6*, montată într-un al doilea braț articulat de măsură în coordonate utilizat ca sistem de determinare a poziției spațiale a gutierei imobil față de brațul articulat de măsură în coordonate utilizat pentru determinarea poziției spațiale a transductorului ecografului în timpul efectuării scanărilor ultrasonografice.
12. *Metoda de scanare ultrasonografică 3D (Tomografie Chifor cu Ultrasunete)* **caracterizată prin aceea că** fixarea zonei examinate se realizează prin utilizarea unei gutiere individuală *revendicarea 5 și 6*, la nivelul căreia se montează un suport cu ținte ale sistemului optic de măsură în coordonate utilizat pentru determinarea poziției spațiale a transductorului în timpul scanării 3D ultrasonografice.
13. *Procedeul de aliniere a modelelor 3D* care au calculată originea absolută O conform *revendicării 8* **caracterizat prin aceea că** raportându-se la aceeași origine absolută a voxelilor din fiecare model 3D se dă posibilitatea alinierii unor modele ultrasonografice realizate în urma unor examinări efectuate la momente diferite de timp și/sau cu modele 3D obținute prin utilizarea unor tehnologii imagistice precum radiografiile 3D cu raze X, rezonanță magnetică nucleară, scanările optice 3D sau orice altă tehnologie complementară imagistică tridimensională aplicată aceleiași zone examinate a pacientului având gutiera din *Revendicarea 5*, aplicată în prealabil.

58

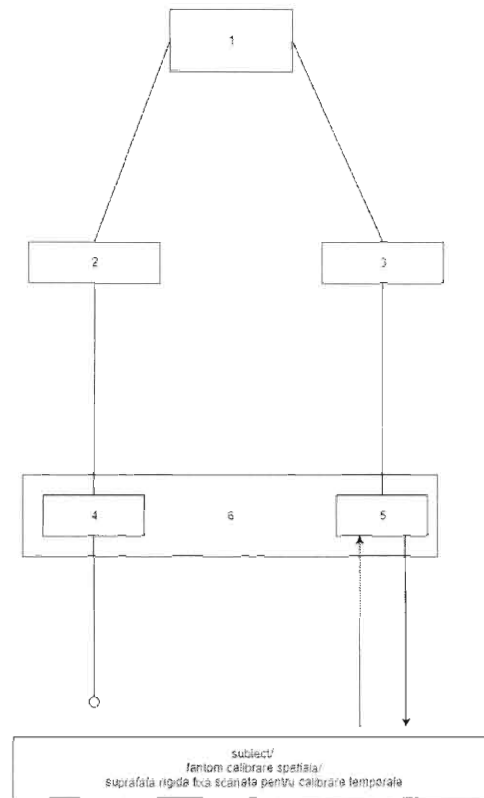


Figura 1

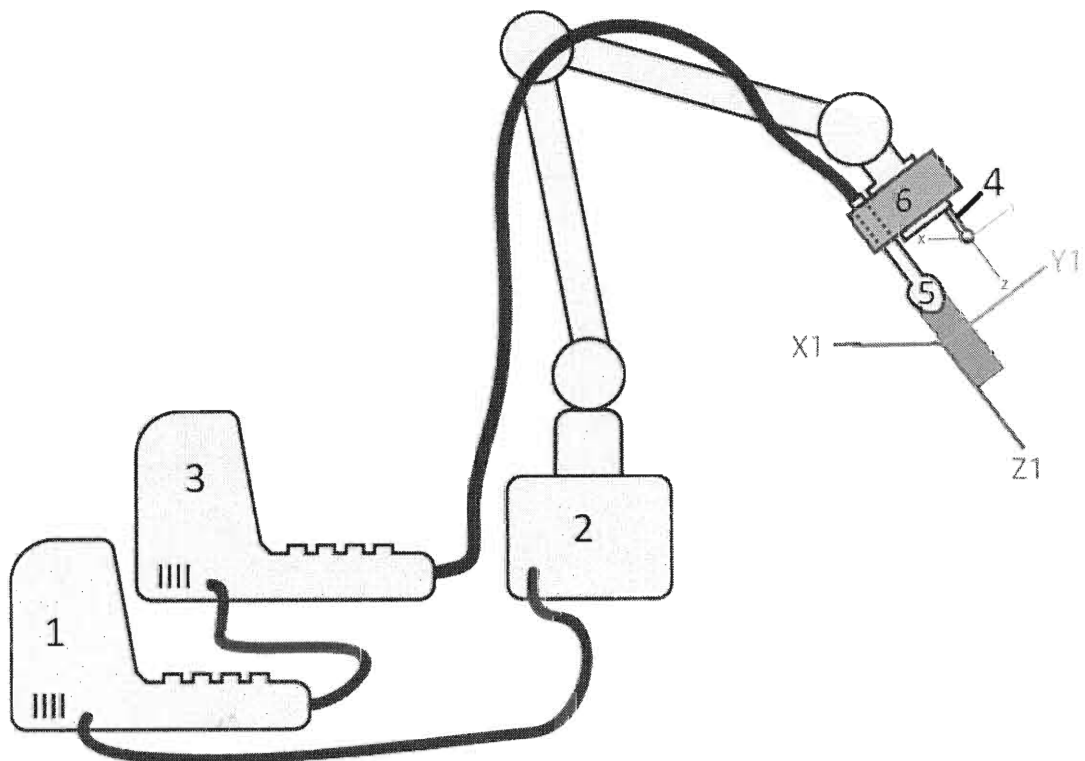


Figura 2

Chifan

JF

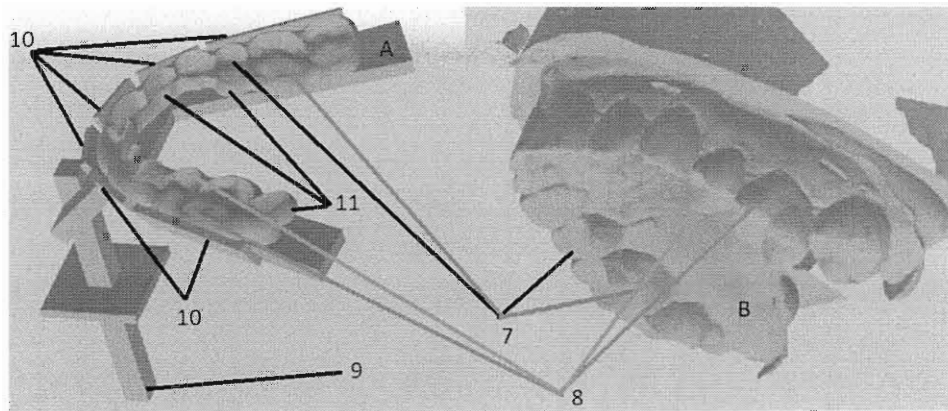


Figura 3

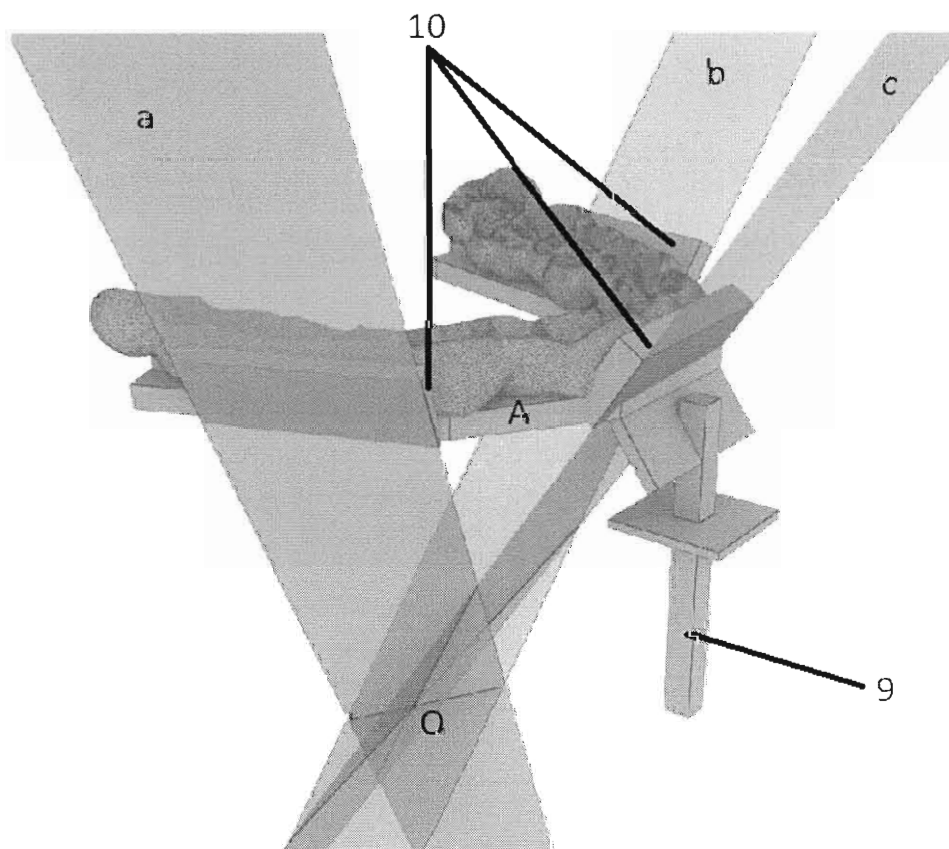


Figura 4

CH/

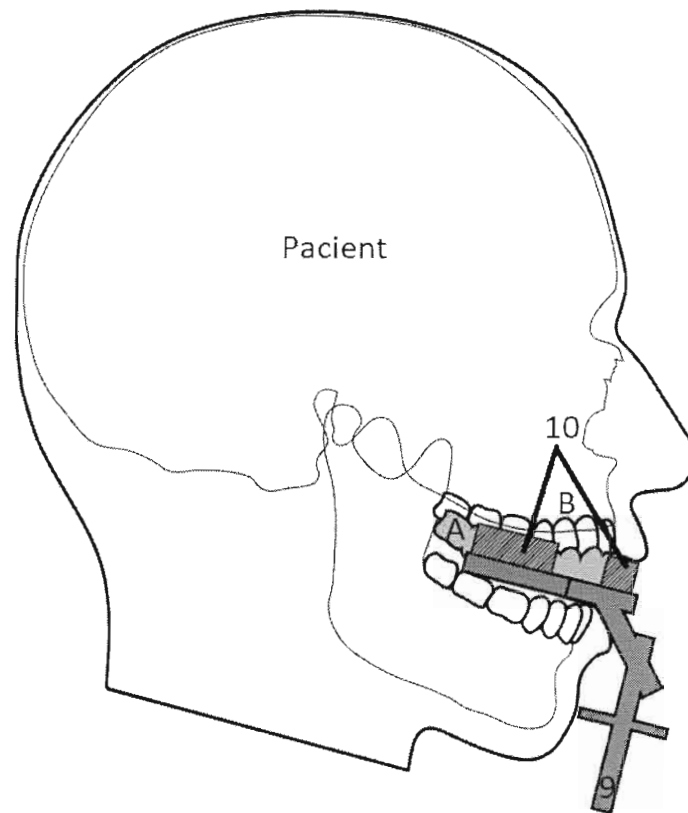


Figura 5

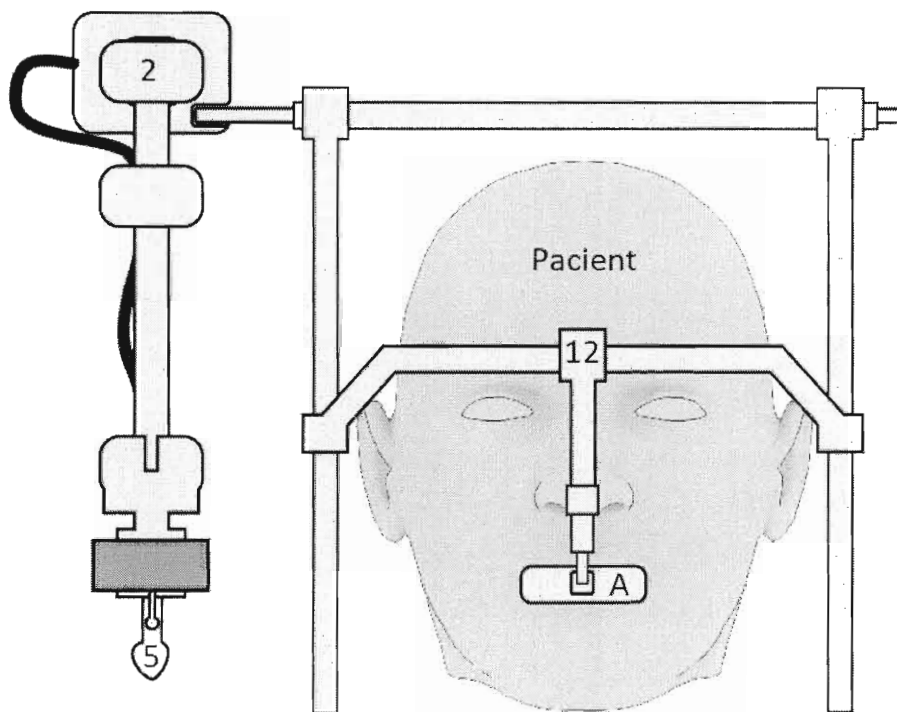


Figura 6

vs

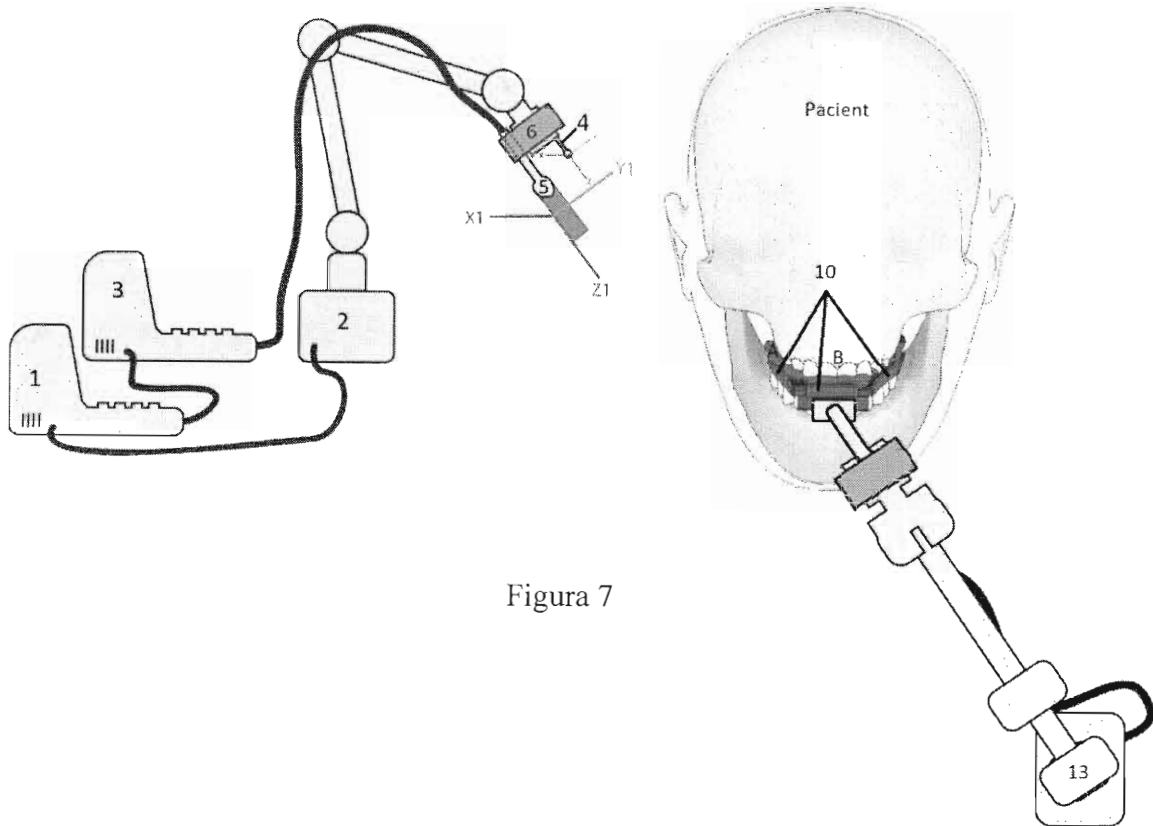


Figura 7

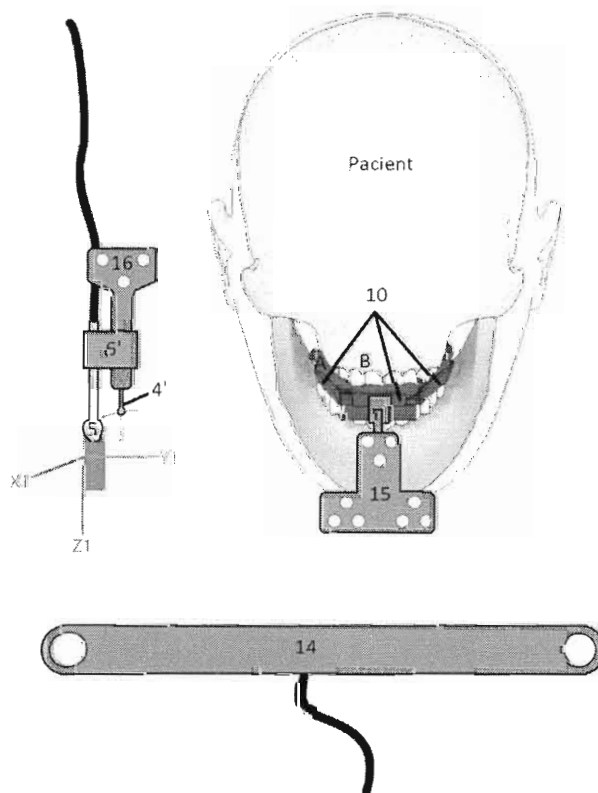


Figura 8

Chiper

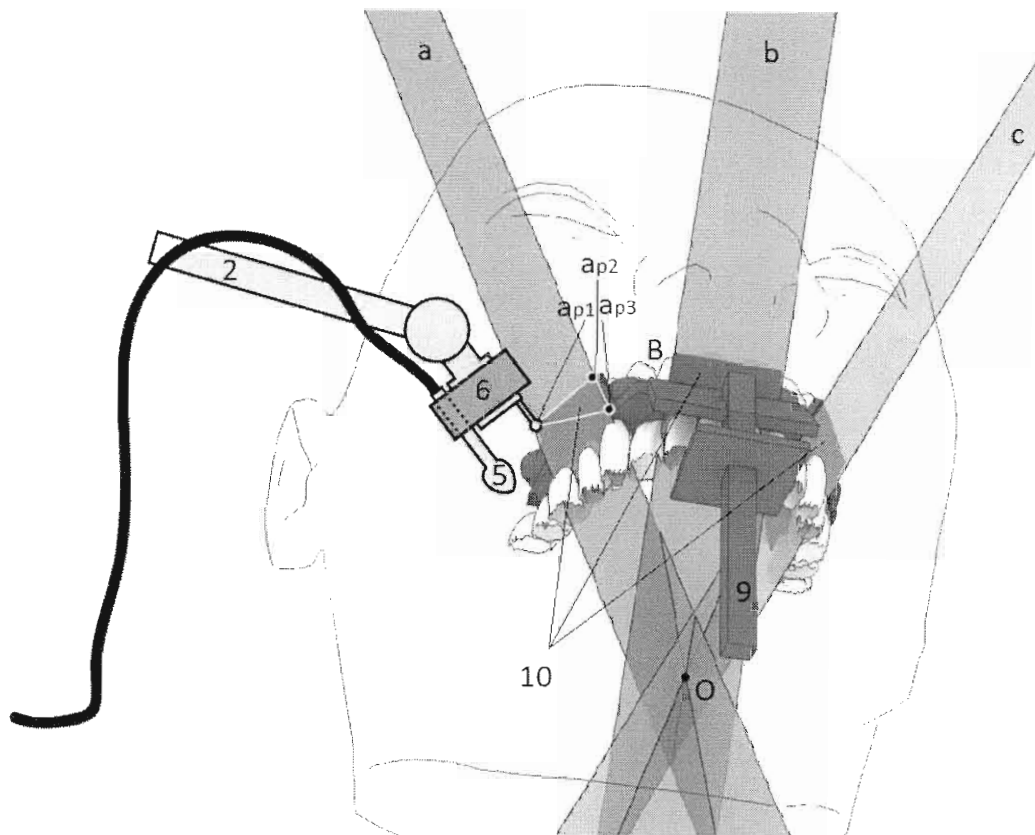


Figura 9

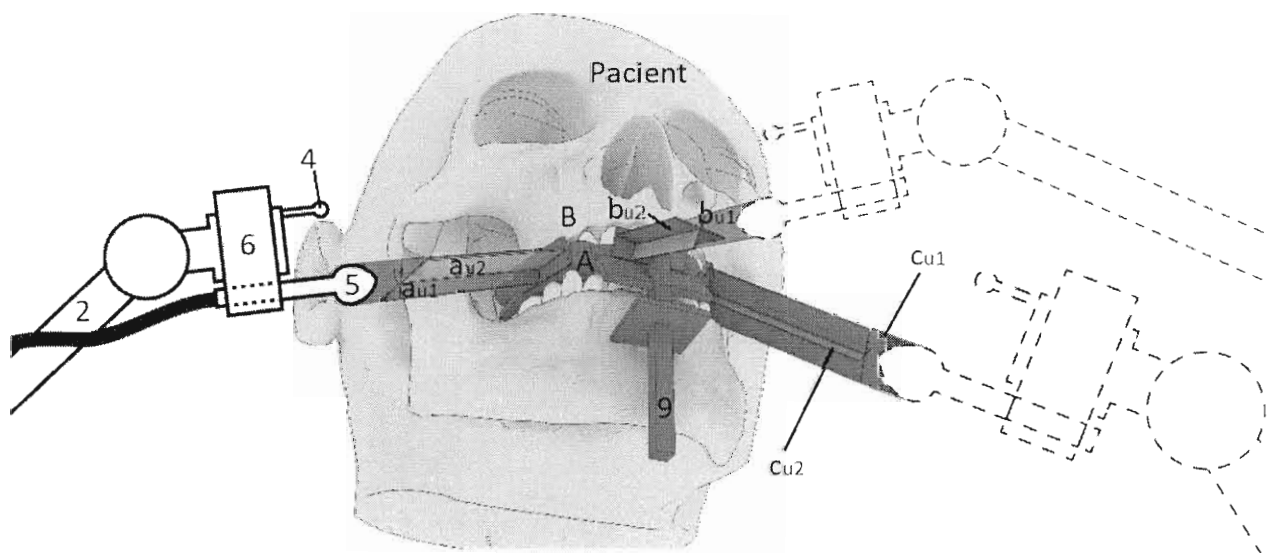


Figura 10

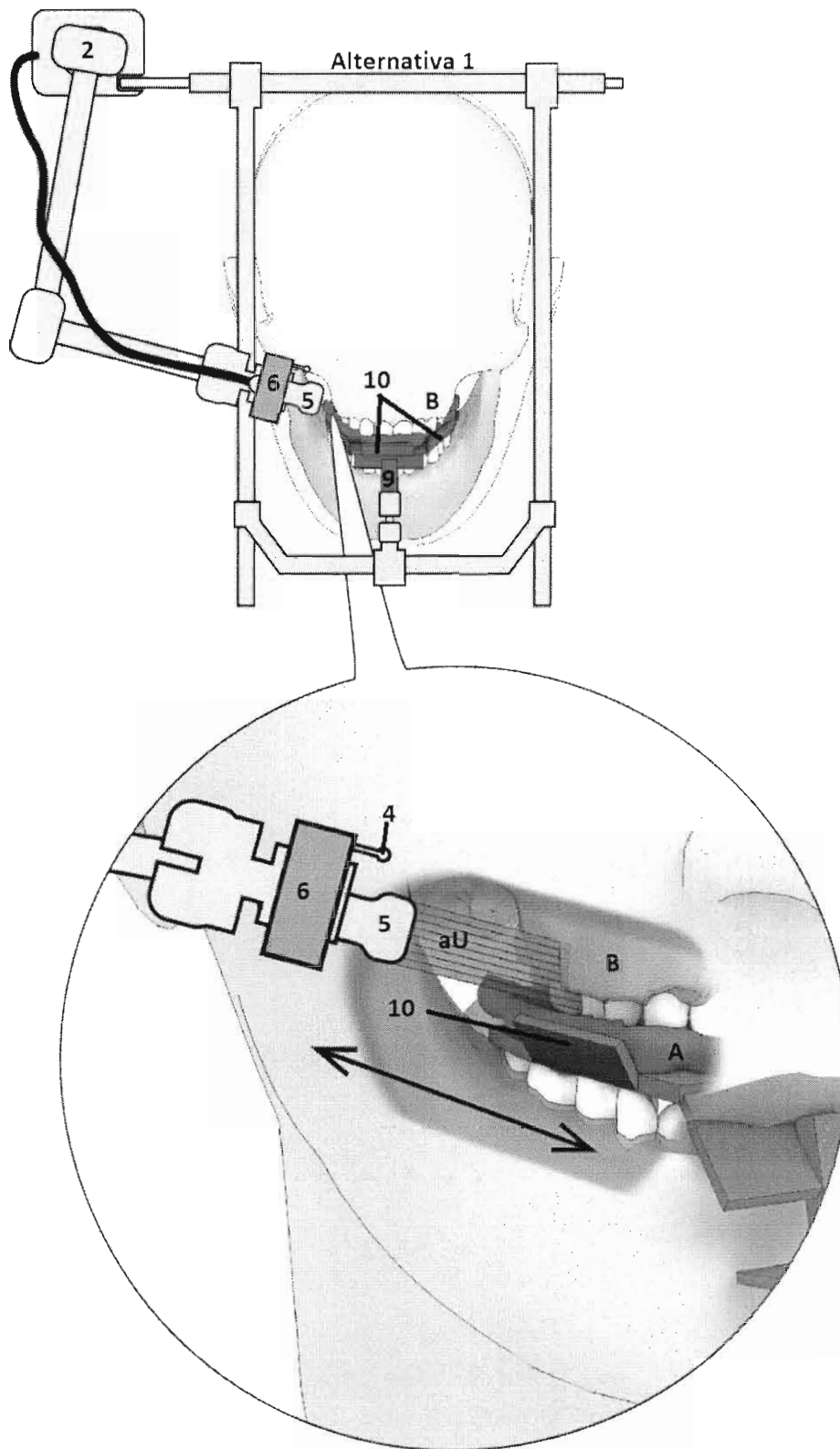


Figura 11

v2

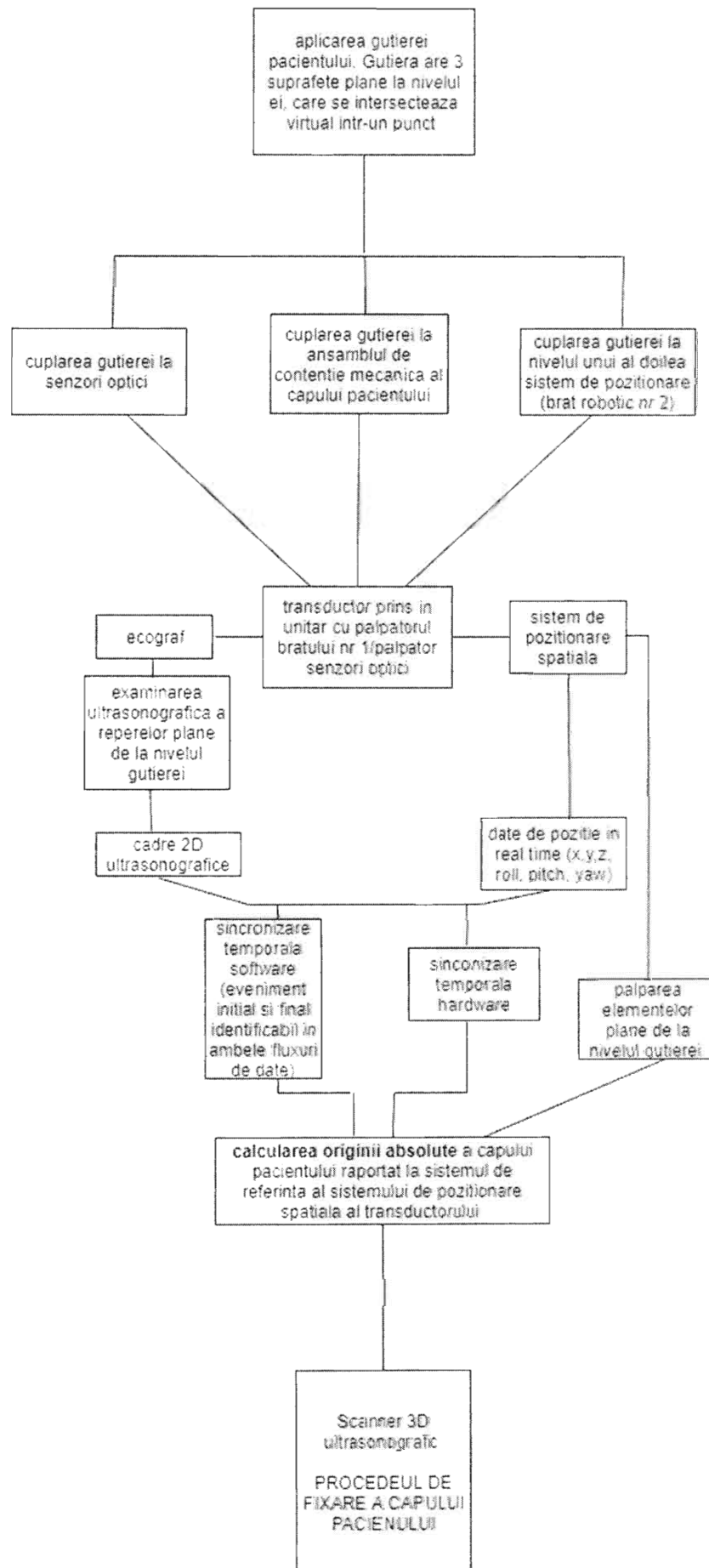


Diagrama 1

Chy

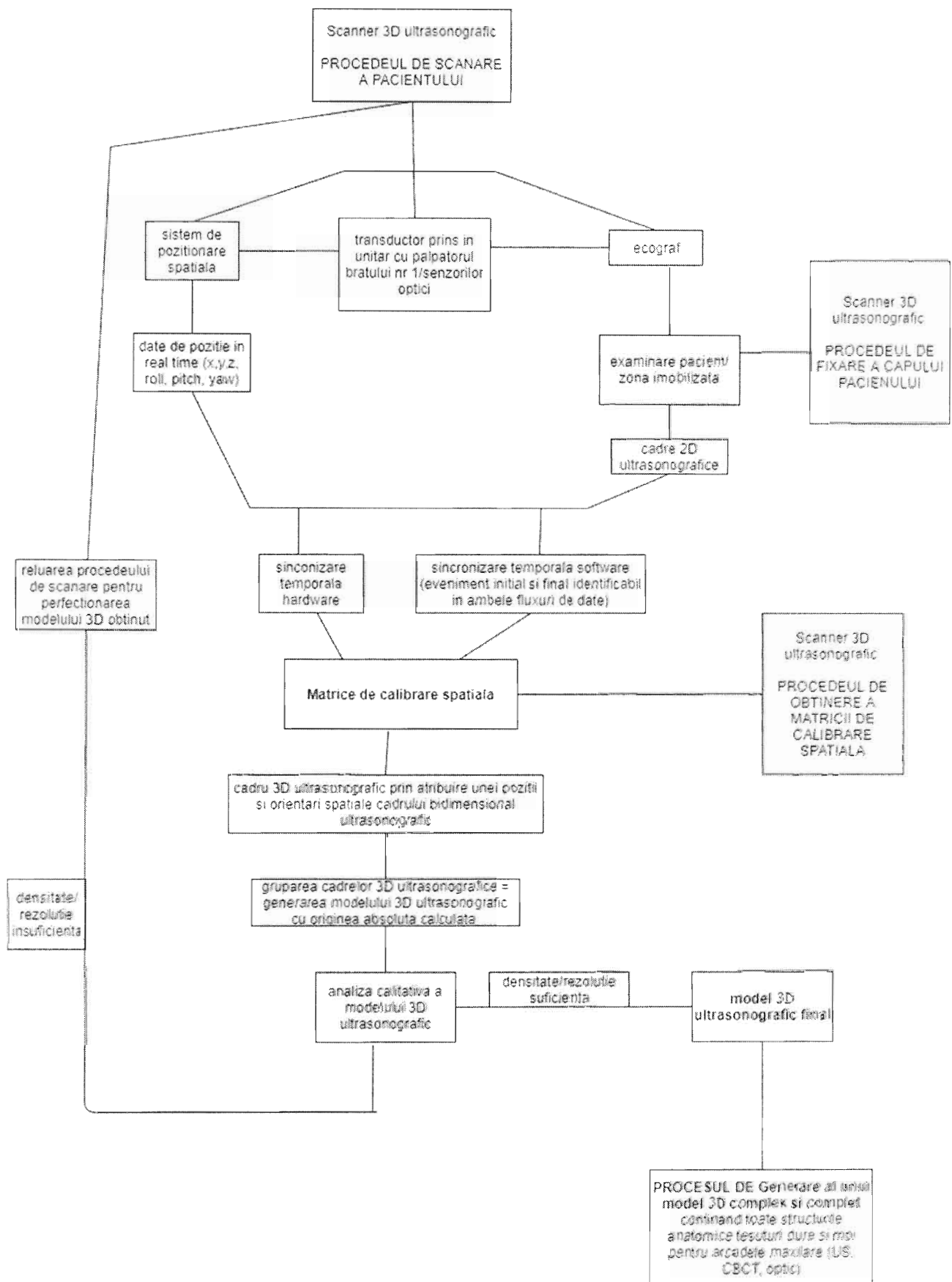


Diagrama 2
Pagina 19 din 23

CLJ

✓0

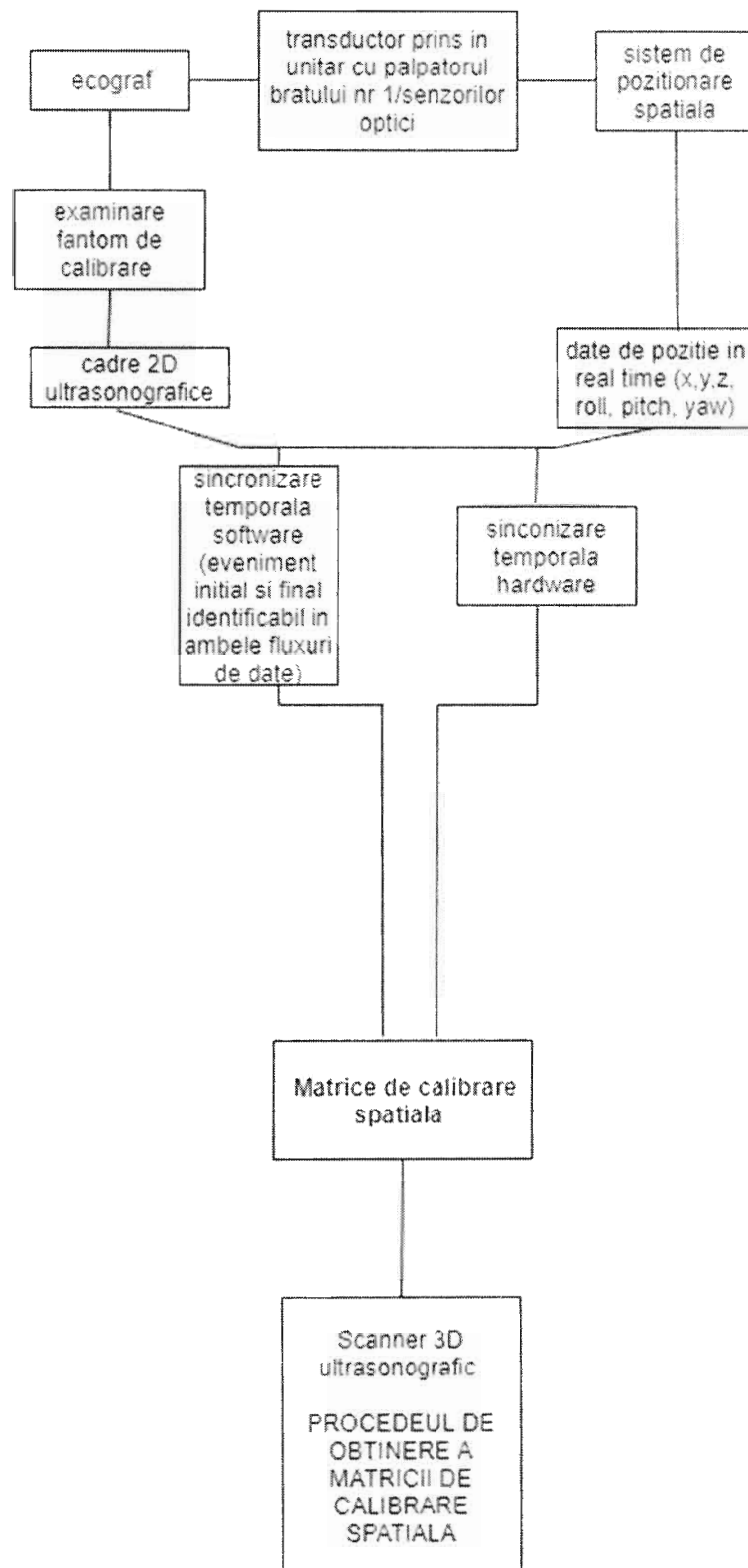


Diagrama 3

C/S/

H9

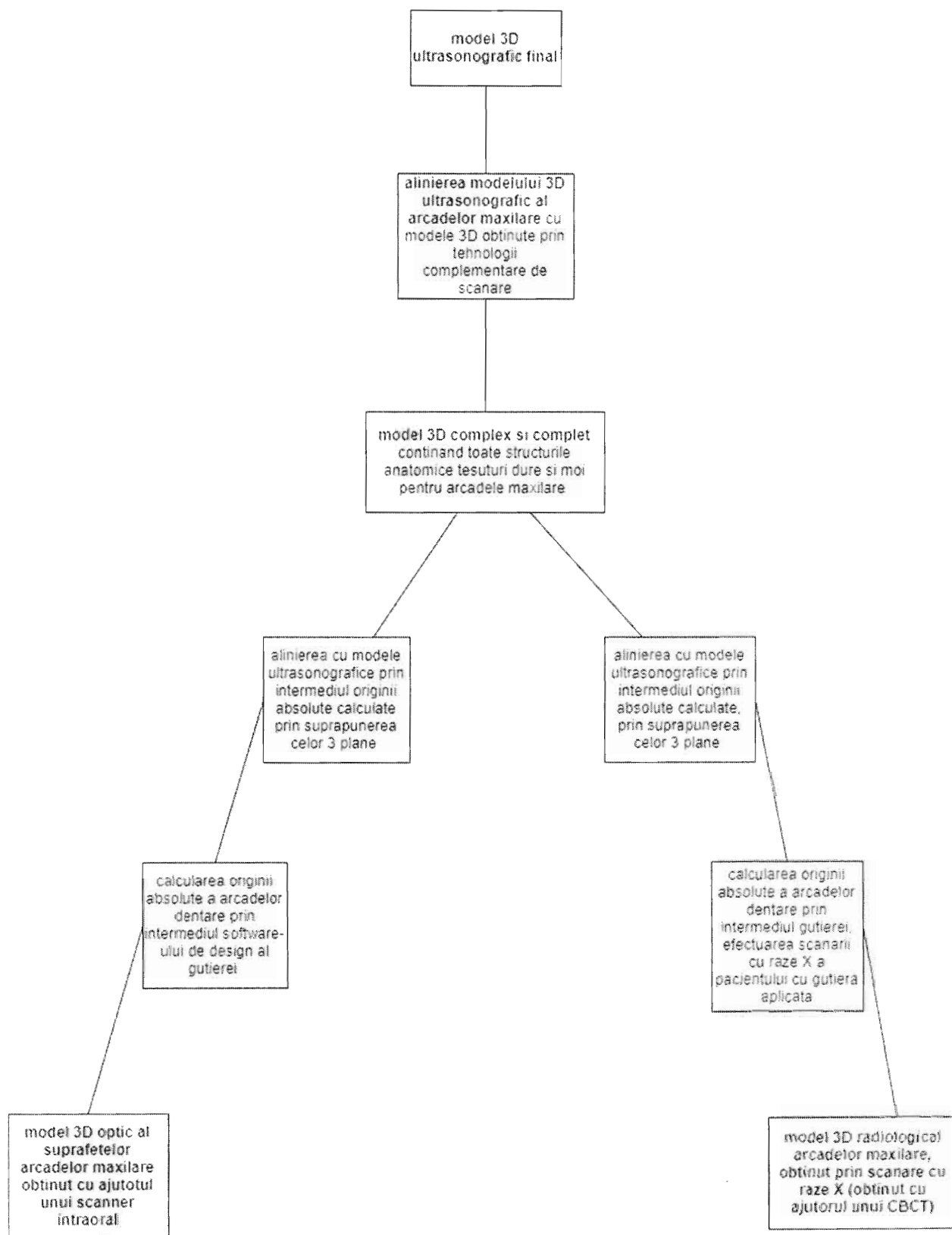


Diagrama 4

Clif