

Sztereo-fotogrammetriás axio-pantográf fejlesztése

Fábián Zoltán oh.

Marosvásárhelyi Orvosi és Gyógyszerészeti Egyetem

Proiectarea unui axiopantograf stereofotogrammetric

Utilizarea unui axiograf poate fi considerată o necesitate în cazul realizării unor lucrări protetice extinse mai ales că, multe dintre disfuncțiile ATM au etiologie iatrogenă și nu pot beneficia decât de tratament paliativ sau chirurgical. Scopul lucrării este de a prezenta rezultatele preliminare ale unei alternative la axiograful de tip Slavicek. Principiul de bază este triangularea și calcularea coordonatelor reale în timp a mandibulei cu ajutorul fotogrammetriei stereografice. Am folosit un articulador ajustabil fără model de ghips, pe care am montat două LED-uri infraroșii. Articulatorul a fost mișcat manual, efectuând lateropulsii, propulsii și deschideri. Ledurile au fost urmărite de două camere video ale căror ieșiri au fost conectate la un calculator. În prima fază am determinat axa de rotație prin mișcări de deschidere a articulaturului, după care am efectuat mișcări de propulsie, cu diferite setări ale pantei articulaturului. De asemenea, am măsurat raza de curbură a eminentei articulare. Pentru reprezentarea diagramei Posselt, am efectuat deschideri, lateropulsii și propulsii. Statistica descriptivă a rezultatelor pentru pantă arată o deviație mică. Prezenta construcție se poate folosi cu mare precizie pentru realizarea diagramei Posselt, respectiv pentru calcularea unghiului de pantă.

Cuvinte cheie: axiografie, optoelectronic, articulația temporomandibulară

Design of a Stereophotogrammetric Axiopantography

Axiographic analysis of condylar pathways of the temporomandibular joint (TMJ) is considered by some to be a standard procedure when used for diagnostic and prosthetic reconstruction purposes. This is confirmed by some practitioners' statement regarding odontogenic TMJ dysfunction. This paper deals with the presentation of the preliminary results of an optoelectronic axiograph, by means of which we could eliminate the difficulties of the classical condylar tracing, difficulties that could be the main cause of the low permeation of this method in daily practice. This motion-capture-based method uses infrared LEDs and video cameras connected to a computer. Triangulation algorithms were used to determine the 3D coordinates of the tracking markers mounted on the articulator. A set of measurements was carried out by incrementally changing the sagittal condylar inclination by 5° from 15° to 60°. The articulator had no cast mounted, and was hand-manipulated. Hinge axis location was computed during opening movements; sagittal condylar pathway was recorded during propulsion. In addition to propulsion lateropulsion and wide opening was carried out to collect data for Posselt diagrams. The resulted sagittal condyle inclination (SCI) values were lower than the protractor's margin of error, and standard deviation was less than 0.325 degrees. In conclusion we can say that this method can be used for tracing Posselt diagrams, and for determining SCI, however there is a need for improvements for in vivo usage.

Keywords: axiography, optoelectronic, condylar pathway

Orvostudományi Értesítő, 2011, 84 (2): 94-100

www.orvtudert.ro

Az axiográf a temporomandibuláris ízület (TMI) paraklinikai vizsgálatára, és egyéni értékre állítható artikulátorba beállítandó paraméterek meghatározására alkalmas. Használata nem elterjedt, habár néhány szerző alpműveletnek tartja mind kiterjedt fogpótlás készítésekor, mind ortodonciás kezelés esetén [4,5]. Hogy az axiográfok alkalmazása ritkaságnak számít, elsősorban használatuk időigényessége, nehézsége, valamint magas költségük az oka. A Slavicek-féle axiográfval ellentétben némely, a kereskedelemben kapható elektronikus axiográf pantográfként is használható, így segítségükkel az állkapocsmozgás dinamikája is értékelhető. Ezek azonban koponyára illetve állkapocsra rögzülő tartozékai által gátolják a készülék alternatív alkalmazását, pl. a rágókészülék funkciói illetve parafunkciói mozgásainak széleskörű elemzését. Ez azért is fontos, mert amíg protetikai és TMD-etiológia szempontból a rágófelszín és az ízület a meghatározó vezetőkörök, addig a mindennapi funkciók során a rágókészülék mozgása egy sokkal bonyo-

lultabb és kifinomultabb, bemenetek sokaságára reagáló, dinamikus-sztereotípiák által segített vezérlés alatt áll, amely során az állkapocs a visszacsatolás következtében az előbb említett vezető felszínekről „fellazulva”, szinte lebeg a kiegyensúlyozott izommunka következtében. A vezérlés kifinomultsága mellett robusztussága is megfigyelhető, zavaró tényezőkhez adaptálódni képes, azonban miután a proprioceptív bemenet egy része elvész a fogazat elvesztése során, valamint a finom és durva tapintás kompromittálódik a teljes lemezes fogpótlás viselése közben, megfigyelhető a rágókészülék dexteritásának drasztikus csökkenése [1].

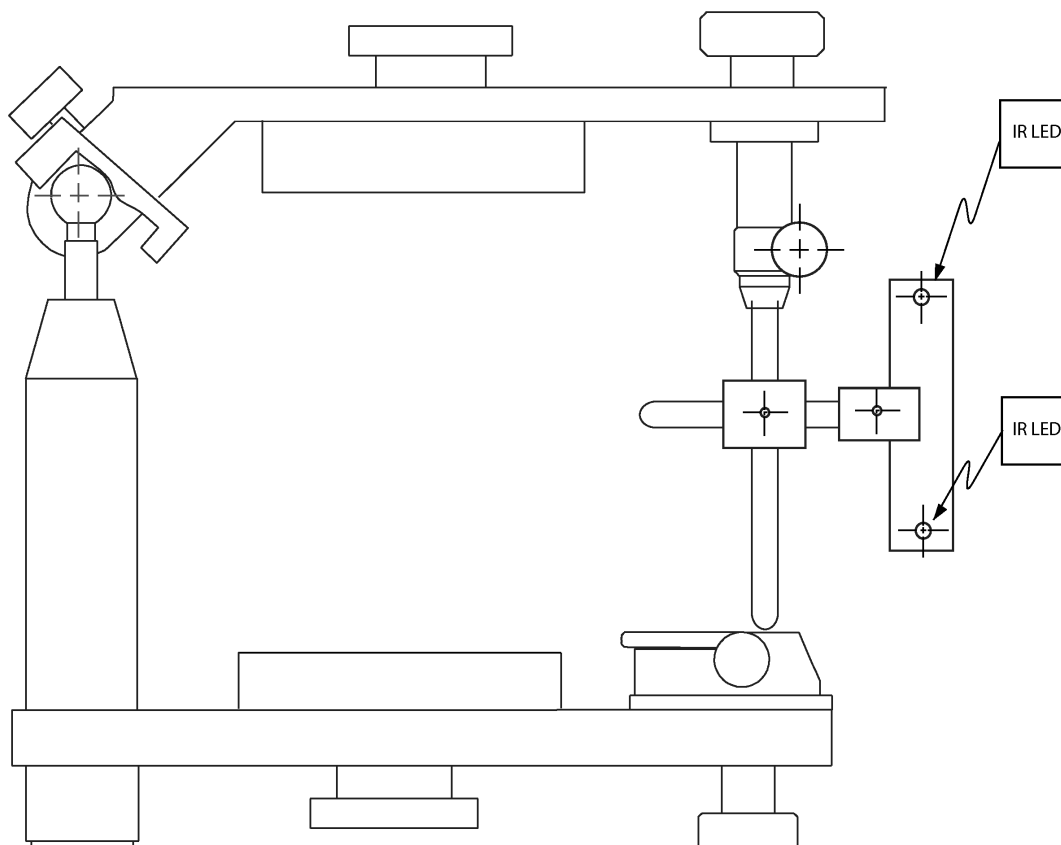
A kiszélesedő vizsgálati igényeknek megfelelően előre lépést jelentene egy olyan készülék, melyhez nem szükségesek bonyolult előkészítő műveletek.

A funkciók vizsgálatok szempontjából ugyanakkor ideális lenne a bőrön elhelyezni a tracking markereket, ezt azonban az arcbőr mobilitása és a mimikai izmok megghiúsítják. Pontos mérések érdekében kénytelenek vagyunk a markereinket a fogakon elhorgonyozni, de ezáltal korlátozzuk a vizsgálható funkciókat. Előnyösnek tekinthető a maximális interkuszipidációt (IKP) engedélyező paraocclusalis elhorgonyzás [2]. Elfogadjuk, hogy a

Fábián Zoltán

525400 Kézdivásárhely - Târgu Secuiesc
str. Petőfi Sándor 52.

e-mail: fabianzoli@gmail.com



1. ábra. Az artikulátorra rögzített tracking markerek

kísérlet szempontjából a fogak a csonttal, és a fogak az occlusalis, vagy a paraocclusalis rögzítővel egy merev testet alkotnak, így a mérések során a fogakhoz rögzített markerek mozgásából a teljes állkapocs mozgását kiszámolhatjuk.

A mechanikában egy merev test térbeli helyzetét egy sor független paraméter írja le. Ezek a test szabadsági fokát határozzák meg. Egy háromdimenziós koordináta-rendszerben, mozgásában nem korlátozott testnek 6 szabadsági foka van, így az állkapocsnak, melynek mozgása minőségében nincs korlátozva, szintén hat szabadsági foka van. A TMI-ben végbemenő mozgásokat bonyolultságuk miatt nem lehet egy egyszerű goniométerrel vizsgálni. A mandibula mozgása hat paraméterének fotogrammetriai meghatározására szükséges és elégséges feltétel két vetítésben két pont koordinátáját időben ismerni. Mivel gyakorlatban csak megközelítjük a valós koordinátákat, ezért redundáns elemeknek szerepe van a megközelítés pontosságának növelésében, így a vetítések számának illetve a markerek számának növelésével a hibakorlát csökkenthető.

A protetikusok által az ízület és az állkapocs mozgásait leíró modell segít ugyan megérteni a mozgások

jellegét, azonban érthető, hogy sokan megkérdőjelezik a haránt-tengely és az e körüli tiszta forgó mozgás fogalmak definíciójának in vivo érvényességét [10], ugyanis az ízület képtelen engedelmények nélkül eleget tenni a fent említett fogalmak definíciójának; szemben az artikulátor megismételhető és néhány egyszerű egyenlettel leírható mozgásával. Éppen ezért tartottuk logikus lépésnek az új módszer paramétereinek kalibrálását, és mérési eredményeinek validálását egy artikulátor segítségével végezni.

Anyag és módszer

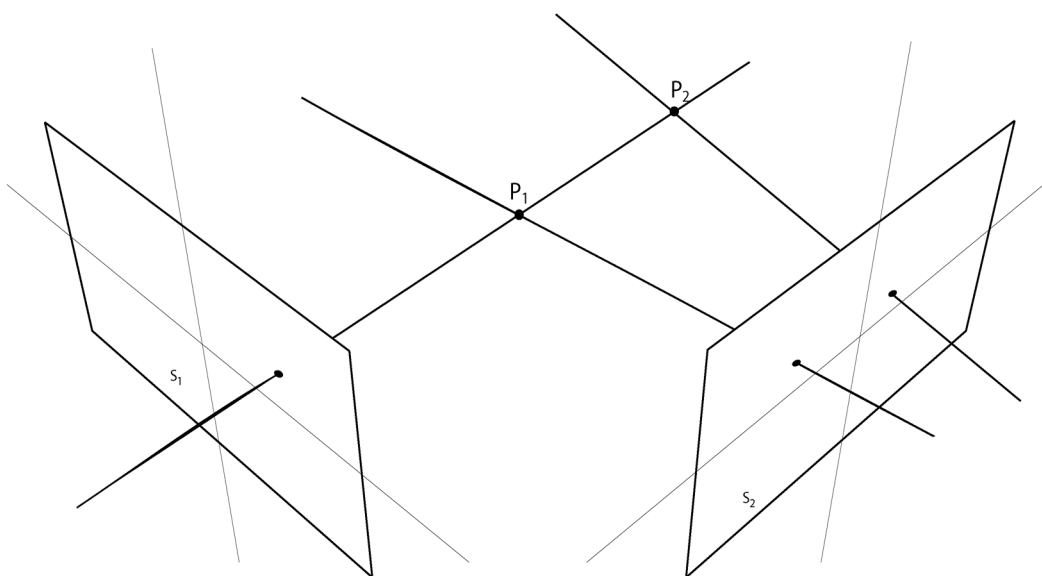
Egy egyéni értékre állítható artikulátorra rögzített két infravörös fényforrás képezi a mintavételezés tárgyát (1. ábra). Az artikulátort kézi erővel mozgattuk, a vezetőfelületnek gipszminták hiányában a kétoldali ízületi rész valamint a metszőfogvezető asztal voltak. A metszőfogvezető asztal a mérések során vízszintes helyzetbe volt állítva, az ízületi részben a változtatott paraméterek az ízületi lejtő, valamint a felület görbületi sugara voltak. Az állkapocs testes oldalmozgását nem engedélyeztünk, a munkaoldali fejecs csak forgómozgást végzett, a balansz oldali fejecs

nem érhető a Benett-mozgás jellegét meghatározó laterális vezető felszínhez, így egy körívet írt le. A két kamera helyzetéből eredő parallaxisnak köszönhetően két síkra vetítettük, és a két vetületből számítógépen rekonstruáltuk a pontok helyzetét három dimenzióban (2. ábra).

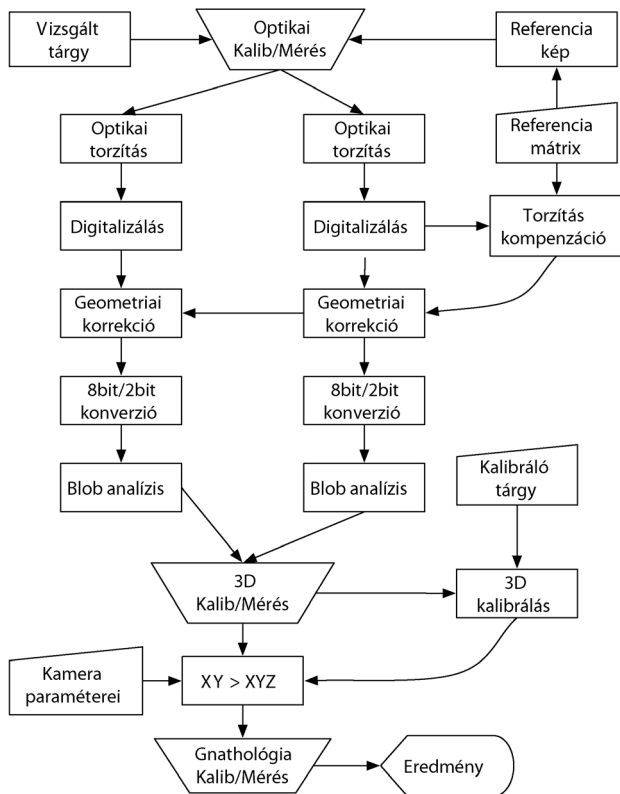
A rekonstrukcióhoz szükséges a kamerák intrinszik és extrinszik paraméterei, a camera obscura matematikai modellje. Az extrinszik paramétereket, mint a bázisvonal és a belső szögek, előre beállíthatjuk és a háromszögelés egyenletrendszerének bemenetére küldjük, vagy egy referencia-objektum és kalibráló algoritmus segítségével is meghatározhatjuk. A kamera spektrális érzékenységet szűrtük egy Kodak Wratten 89B szűrővel, melynek transzmittanciája 720 nm-en 57,6% [8], ezzel nagymértékben megkönnyítjük a blob (binary large object) analízist. A digitalizálást követően az adatok feldolgozásra kerülnek. Ehhez az Open Source Computer Vision Library-t és a MATLAB-ot használtunk. A képfeldolgozás lépései: szűrés, geometriai torzítás kompenzálása, bináris képpé alakítás, majd blob analízis, amely során megkeresünk és elhatároljuk a mátrixban az 1-es bináris konglomerátumokat, meghatározzuk ezek középpontját, amelyek szolgálják a végső koordinátákat a háromszögelés egyenletrendszerének bemenetére. A háromszögelés során a kamera intrinszik és extrinszik paraméterei segítségével meghatározzuk, a pontok háromdimenziós helyzetét. Ezek az immár háromdimenziós koordináták fogják a bemenetet képezni az axiográf matematikai modelljébe. Ez a matematikai modell az artikulátor paramétereit és mozgásainak egyenleteit tartalmazza.

Első lépésben a Slavicek-féle axiográfal történő

méréshez hasonlóan meghatározzuk a mandibula haránt-tengelyét. Ezt az állkapocs mozgásait leíró matematikai modell szerint, a szájnýtás első szakaszában egy képzeletbeli haránt-tengely mentén létrehozható tiszta forgó mozgás teszi lehetővé, amikor a fejecsek centrál relációs (CR) helyzetben maradhatnak. Az említett tiszta forgó mozgás során az artikulátor mozgó részének bármely pontja egy körívet ír le, így a hozzá rögzített tracking markerek mértani helye szintén körív, melynek középpontja az artikulátor ízületének haránt-tengelyén van. Ez a kalibrálás utáni tulajdonképpeni méréshez szükséges, meghatározzuk a haránt-tengely viszonyát a két ismert ponthoz, így a haránt-tengely koordinátája a két marker koordinátájából mindig meghatározható. A következő fázisban propulsiót végezvén másodlagosan mintavételezzük az eminentia articularis mentén elmozduló fejecs pályáját, majd ezt interpolálva elsőfokú illetve harmadfokú polinommal megkapjuk az ízületi lejtő dőlésszögét, valamint felszínének görbületi sugarát. Az artikulátor ízületi vápájának állítható dőlésszögét 15° - 60° -ig, 5° -os lépésekben növeltük, minden beállítással egyenként 20 mérést végeztünk a lejtő dőlésszögének meghatározására. Az eminentia articularis görbületét is változtattuk egy új mérésorozatban, a három cserélhető vápa-betéttel, melyeket egyenként, rögzített dőlésszög mellett 20 mérésnek vetettünk alá. A cserélhető betétek görbületi sugara a legsekélyebb domborulatú eminentia articularisnak 31,45 mm, a közepes domborulatúnak 16,025 mm és a legerősebben domborúnak 8,61 mm. Ezeket az értékeket a betéteken végzett méréseinkből számoltuk ki, mivel a gyártó (S.A.M. München) adatai nem voltak elérhetőek. A mérések



2. ábra. A két síkra való vetítés során meghatározzuk a pontok térbeli helyzetét



3. ábra. A módszer blokk diagramja

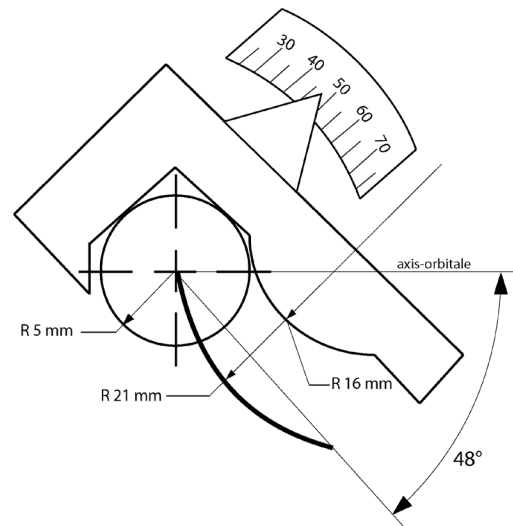
során a felület görbületi sugara helyett a fejecs középpontjának pályáját rögzítettük, amely az artikulátor 10 mm-es gömb fejecs esetében a betét görbületi sugaránál 5 mm-el nagyobb (4. ábra). Végül az artikulátorral propulsiót, kétoldali lateropulsiót valamint statikus haránt-tengely körüli maximális nyitást majd csukást végeztünk a határmozgások rögzítésének és ábrázolásának érdekében, melyhez szükségszerűen kiszámoltuk az artikulátor képzeletbeli incision

1. táblázat. Egyes hipotetikus szög-értékre kapott mérési eredmények átlaga és szórása.

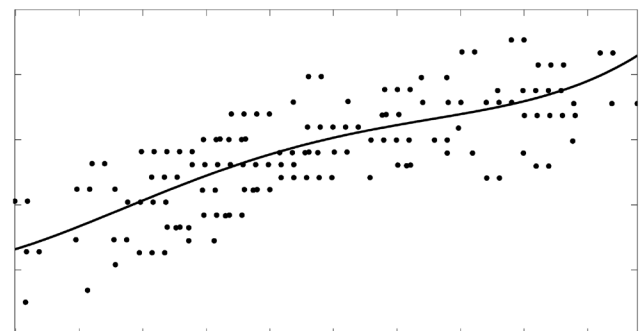
$\theta \pm s$	$\theta \pm s$
15° 14,87±0,256	40° 39,19±0,216
20° 19,07±0,31	45° 44,37±0,273
25° 23,93±0,214	50° 49,86±0,219
30° 30,17±0,261	55° 54,31±0,325
35° 34,21±0,19	60° 60,07±0,169

2. táblázat. A három eminentia articularis betétre kapott sugár értékek átlaga és szórása.

r_0	$r \pm s$
8,6+5 mm	16+5 mm
14,17±3,9	24,11±5,2
31,25+5 mm	39,7±4,3



4. ábra. A fejecs-pálya és a betét görbületének viszonya



5. ábra. A fejecs-pálya mintavételezett pontjainak harmadfokú polinommal való interpolálása

inferiusának koordinátáját, ismervén Balkwill-szög statisztikai átlagértékét, a Bonwill-háromszög magasságát, valamint a kétoldali condylus koordinátáját [7].

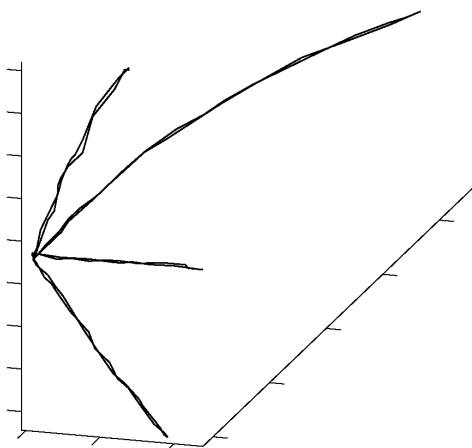
Eredmények

A mérésorozatból nyert condylus sagittalis dőlésszög-értékeket illetve a görbületi sugarra kapott eredményeket a Matlab Statistics Toolbox segítségével feldolgoztuk.

A condylus sagittalis mintavételezett pontjainak interpolálásával, görbére illesztésével meghatározzuk a pálya görbületi sugarát.

Az incision inferius határmozgásai:

A rögzített koordinátákat egy interaktív háromdimenziós koordináta-rendszerben ábrázoltuk, a grafikon térben forgatható (6. ábra). A pontokat egy mátrixban rögzítettük a mintavételezés időpontjával együtt, így a mozgások dinamikája is elemezhető, az elmozdulás idő szerinti integrálja megadja a pillanatnyi sebességet, majd újabb integrálás során a pillanatnyi gyorsulást.



6. ábra. Az incision inferioris határmozgása propulsio lateropulsio és tiszta forgó nyitás esetében

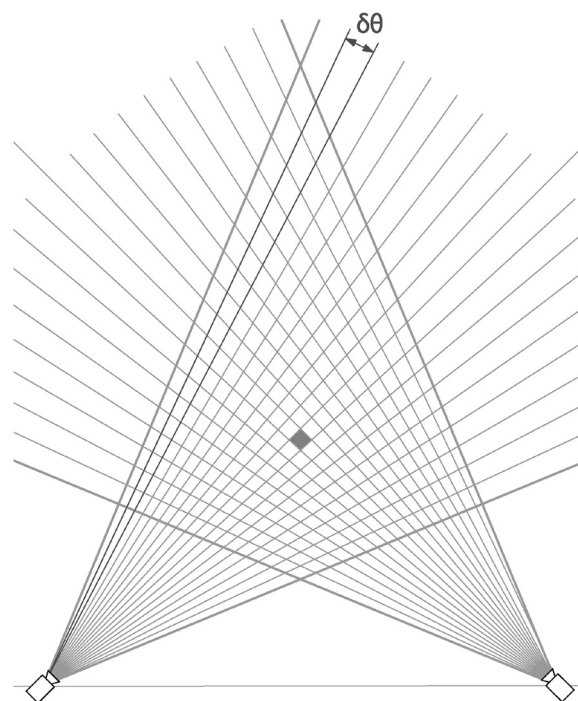
Megbeszélés

Az ízületi lejtő dőlésszögére kapott eredmények deskriptív statisztikáján túlmenő elemzést megghiúsítja az artikulátoron beállított hipotetikus érték pontatlansága, amely az artikulátor szögmérőjének leolvasási hibájából ered (5. ábra).

A szögmérő megbízhatatlanságának null hipotézise cáfolása nélkül nem alkalmazható az egymintás nem parametrikus t-teszt. Azonban a hipotetikus szög-érték szomszédságában van egy érték, amire az egy mintás t-tesztnek, vagy egy Wilcoxon-tesztnek szignifikancia-maximuma van. A célunk elsősorban a mérési módszer szórásának értékelése, ugyanis az abszolút szögmérést sok tényező befolyásolja, így ez további kalibrálást igényel. Az eminentia articularis görbületi sugarára kapott értékek szórása nagyobb, mert a ligamentumok hiányában az artikulátorban a nem ellenőrzött, nagyobb méretű propulsio során, a domború felületen túlcúsztatva a fejecs az ízületi betét sima felszínén folytatja útját, ami torzította a görbe interpolációt, vagyis a mért görbületi sugarat növelte.

Az eminentia articularis dőlésszögének pontossága megfelelő a gyakorlatban a részben egyéni értékekre állítható artikulátor beprogramozására, a lejtő görbülete is meghatározható és kiválasztható a három betét közül a megfelelő. Azonban a később részletesen elemzett, a konstrukcióból eredő hibaerősítés nem teszi lehetővé az állkapocs testes oldalmozgásainak meghatározását. Az incision inferioris határmozgásainak és az ebből integrált állkapocs-kinetikának grafikus ábrázolása jól értékelhető rágómozgások, és egyéb funkciós mozgások vizsgálata szempontjából.

A méréseket több komponensből álló hiba terheli.



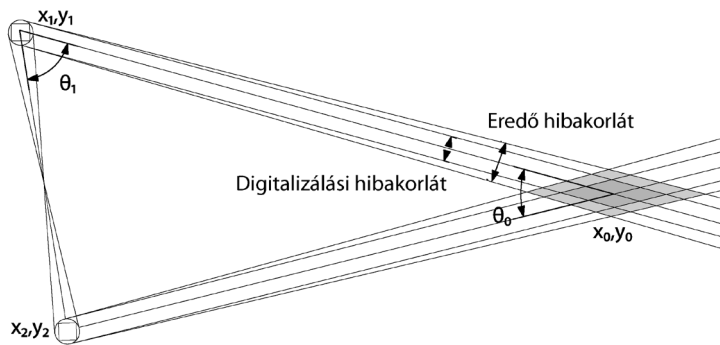
7. ábra. A voxel morfológiája a vízszintes síkban

Ezek közül néhány kiküszöbölhető, és van amely csak meghatározható. A hibaforrásokat a következőképpen lehet csoportosítani:

Digitalizálási hiba

A kamera felbontása a tárgytól való távolságának függvényében egy hiperbola egyenletét közelíti meg, ahol $y=m/x$, $m=14\pm 1$, y a kamera tárgy távolság méterben, x a lineáris felbontás képpont/cm-ben.

Az egész rendszer térbeli felbontásának, azaz a voxel térfogatának a kamera felbontása szab határt. A voxel morfológiája és térfogata a látómezőben változik a két kamera optikai tengelyéhez való helyzetük valamint a kameráktól való távolság függvényében (7. ábra). A digitalizálás során egy kamera felbontása $4,788 \times 10^{-7}$ sr-ra korlátozódik, ez a kamera egy pixelére eső térszög. Ez 50 cm-es kamera-objektum távolság esetén $0,119 \text{ mm}^2$. Jelen alkalmazás esetében a 35 cm-es távolság megfelelő, így az egy pixelre eső terület $0,0586 \text{ mm}^2$. Ugyanebből a kamera-objektum távolságból egy voxel átlagtérfogata $0,0142 \text{ mm}^3$, ez jelenti a pont koordinátájának hibakorlátját. Ezen belüli elmozdulás nem mérhető, ezért a voxel térfogatának csökkentésére igyekszünk. Ezt a két kamera közti bázisvonal méretével, az optikai tengelyek által bezárt szög megfelelő megválasztásával, valamint a vetítések számának növelésével optimalizálhatjuk, aminek következtében a metszetek térfogata egyre kisebb lesz. A fogakon elhorgonyzott markerek és a forgástengely távolságából adódóan a voxel által meghatározott hibakorlát



8. ábra. A hibakorlát-nagyítás sematikus ábrázolása

felszorzódik, így a markerek egységnyi elmozdulása a fejecsk szintjén hozzávetőlegesen 5-szörös lineáris elmozdulást jelent. Mindezek ellenére az interpoláció során nagyon pontosan meghatározhatjuk a lejtő szögét, mivel ez nem egy zaj, hanem egy szisztematikus hiba (8. ábra).

Szerkezeti hibák

Az asztal síkját, amelyre az artikulátort és a kamerákat helyeztük referencia síknak tekintettük, figyelmen kívül hagyva az artikulátor illetve a kamerák esetleges szerkezeti hibáit, tehát elfogadtuk, hogy a 30°-ra beállított lejtőszög a két kamera szenzor-mátrixának egy-egy sora által meghatározott síkkal 30°-os szöget zár be. Ezen hibaforrások elhanyagolhatók a jelen alkalmazást tekintve, ahol az abszolút szögérték ilyen mértékű zajjal való terhelése elfogadható.

Az optika hibái

A számításokhoz egy camera obscura matematikai modelljét használjuk, mely minden tekintetben ideálisnak tekinthető, végtelenül kis nyílással, ideális optikával. Ezzel szemben a gyakorlatban a valódi leképzés során egy kamera optikájának aberrációi befolyásolják a méréseket.

Annak ellenére, hogy a használt kamera optikája apokromatikus, de még csak akromatikus korrekciót sem tartalmaz, olyan kromatikus aberrációval nem számolhatunk, amely a blob központját eltolná, mert a használt fényforrás közel monokromatikus a közeli infravörös tartományban, és csak kis mennyiségű távoli vörös tartományból érkező fény hatol át.

A monokromatikus aberrációk

Szferikus aberráció: nem befolyásolja a mérést, mert a fényfoltot a középpontjára szimmetrikusan torzítja, így a blob analízis során annak középpontját nem változtatja meg [6].

Kóma, a szferikus aberrációnak az az esete, amely során aszimmetrikusan torzul a fényfolt. Ez azonban teljes mértékben elhanyagolható, hiszen főként az optikai tengellyel nagy szöget bezáró beeső fénysugár esetén jelentkezik, és a kép bináris mátrixba való átalakítása során kiszűrődik, ugyanis értéke bőven a küszöb-luminancia érték alatt van [6].

Asztigmatizmus: A fényfolt egy átmérőjére szimmetrikus torzítása, nem befolyásolja pontos koordináta meghatározását.

Az optika rajzának geometriai torzítása: a transzverzális nagyítás az optikai tengelytől való távolság függvényében változik, a kapott kép nem ortoszkópiás. Ez a hiba mérhető és kompenzálható. Egy négyzetháló-felvételből kiszámítható az a mátrix, amellyel ha a kamera bemenetét szorozzuk az optikai torzítás és a matematikai kompenzálás kiegyenlítik egymást.

Hogy a szakma igényli az új megoldásokat belátható a Missaka et al. próbálkozásából, melyben egy videokamera segítségével tanulmányozta az állkapocs dinamikáját szagittális síkban [3], valamint Wagner et al. kísérletéből, melyben egy Hybrid Polaris Spectra sebészeti navigációs készülék alkalmazását mutatja be, és a kapott eredményeket egy Gerber-készülékkel nyert axiogrammal vetette össze [9].

Következtetések

Habár a módszer néhány hiányosságát már a koncepció szintjén felismertük, mégis, mint előtanulmány értékes eredményekkel és tapasztalatokkal szolgált.

A ventrális tracking-marker elhelyezés alkalmas a mandibula határmozgásainak, a haránt-tengely helyzetének, az eminentia articularis dőlésszögének mérésére. Ez utóbbi két paraméter in vivo meghatározása esetében az eredmények az állkapocsízület mozgásait leíró idealizált egyenletekre alapoznak, amely modell az ízületet egy tökéletes mechanikai szerkezetnek tekinti. Valójában a kapott eredmény nagyban függ az állkapocs valós mozgásának zajától, valamint a kamerák, a tracking markerek és az ízület viszonyától. Minél közelebb van a marker az ízületi fejecskhez és a kamera a markerhez annál pontosabban meghatározhatjuk a haránt-tengely helyzetét, pontosabb értékeket kapunk a keresett paraméterekre, ezáltal lehetőség nyílik a Bennett-szög meghatározására.

Irodalom

1. Crum R.J., Loiseau R.J. - Oral perception and proprioception: a review of the literature and its significance to prosthodontics., *J Prosthet Dent*, 1972, 28(2):215–230.
2. Han B., Kang H., Liu L. et al. - Comparisons of Condylar Movements with the Functional Occlusal Clutch and Tray Clutch Recording Methods in CADIAX® system, *Int J Oral Sci*, 2010, 2(4):208–214.
3. Missaka R., Adachi L., Tamaki R. - Development of an experimental optoelectronic device to study the amplitude of mandibular movements, *Braz Oral Res*, 2008, 22(2):151-7.
4. Piehslinger E., Celar A., Celar R. et al. - Reproducibility of the condylar reference position., *J Orofac Pain*, 1993, 7(1):68–75.
5. Piehslinger E., Călar A.G., Celar R.M. et al. - Computerized axiography: principles and methods., *Cranio*, 1991, 9(4):344–355.
6. Răduleş T. - *Optică foto cinematografică*, Editura Tehnică, Bucureşti, 1977.
7. Starcke E.N. - The history of articulators: A critical history of articulators based on geometric theories of mandibular movement: Part I., *J Prosthodont*, 2002, 11(2):134–146.
8. Tiffen I. - Camera Filters, In: Burum S. (szerk): *The American Cinematographer Manual*, American Society of Cinematographers, Los Angeles, 2004.
9. Wagner A., Seemann R., Schicho K. et al. - A comparative analysis of optical and conventional axiography for the analysis of temporomandibular joint movements, *J Prosthet Dent*, 2003, 90(5):503–509.
10. Wintstanley R.B. - The hinge-axis: a review of the literature., *Journal of oral rehabilitation*, 1985, 12(2):135–159.