

Számítógéppel támogatott műtéti biztonság

Markella Zsolt, Dr. Schuster György PhD

Óbudai Egyetem, Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar, Elektronikai és Kommunikációs Rendszerek Intézet, Műszertechnikai és Automatizálási Tanszék
1084 Budapest Tavaszmező utca 17 markella.zsolt@kvk.uni-obuda.hu,
schuster.gyorgy@kvk.uni-obuda.hu

Előadásomban CBCT felvételek 3D rekonstrukcióján alapuló, valódi 3D kefalometria felállításának számítógépes támogatására, a koponya és az arc aszimmetriák diagnosztizálására és kezelésének tervezésével kapcsolatos kutatásaimat mutatom be.

Az alábbi hipotéziseket vizsgáltam meg, és a rájuk adott válaszaim ismertetem:

Feltételezem, hogy a koponya felszínéhez közel lévő, ezért a balesetek során gyakran sérülő kefalometriai mérőpontok helyett, használhatók alternatív mérőpontok is.

Feltételezem, hogy a 3D CBCT adatállományon 3D-re átértelmezve és arcközépsíkra vetítve is használhatók a korábban 2D RTG-en alkalmazott kefalometriai analízisek.

Feltételezem, hogy a 3D CBCT-n olyan anatómiai képletek is alkalmazhatók kefalometriai mérésekhez, melyeknek nem mind a 3 dimenziója határozható meg kellő pontossággal.

Feltételezem, hogy az arc középsíkja több féle képen előállítható.

Feltételezem, hogy féloldali sérülés esetén az ép oldalt a középsíkra tükrözve a tükörkép felhasználható sablonként a helyreállító műtét során.

Kulcsszavak: CBCT, 3D, kefalometria

1 A kutatás előzményei

Korábban kifejlesztettem egy két dimenziós oldalirányú teleröntgen diagnosztizáló és műtéti tervező programot. Ezzel a fogszabályozó diagnosztikai célú, kefalometriai analízist támogató számítógépes programmal az elsődleges céloom a nagyon hosszadalmas manuális munka megkönnyítése és gyorsítása volt.

Mi az a teleröntgen? Mi az a hosszadalmas munka?

Hagyományosan a koponyáról standardizált körülmények között [1], [2] (a sugárforrás film távolság 150 cm, fősugár a porus acusticus externus középpontján halad át) fejbeállítóban, oldalirányból készített röntgen felvételt (u.n. teleröntgent) át kellett rajzolni egy pausz papírra és azon vonalzó és szögmérő segítségével 20 – 25 alapvetően szög értéket és néhány távolságot kellett lemérni. [3]

Ezen mérés és kiértékelés a kefalometriai analízis.

Az így kapott eredményeket a korábban szabályos koponyákon elvégzett mérésekből készített statisztikákkal hasonlítják össze, ezzel meghatározva a kezelés irányát. A program fejlesztésében egy következő állomást jelentett a mütéti tervező modul kifejlesztése. Ezzel a súlyos eltérések kezelésének egyszerűbb és gyorsabb megtervezése vált lehetővé. Ilyenkor a felső és/vagy az alsó állcsont mütéti úton való elmozdításával és fogszabályozó elő és utókezeléssel érik el az arckoponya és a fogazat alaki és működési helyreállítását. A fejlődési rendellenességek, illetve baleseti traumák következtében bekövetkezett arc aszimmetriák viszont az oldalirányú teleröntgen felvételek alapján nem diagnosztizálhatók. Létezik ugyan frontális teleröntgen felvétel is, de a csontok egymásra vetülése miatt azok sokkal kevésbé használhatók. Így alkalmazása meglehetősen szűk és korántsem optimális eszköz az arckoponya frontális síkú eltéréseinek diagnosztizálására. [4]

Problémát jelentett az arc aszimmetriák kezelése, mert nem volt frontális irányú információ. Azzal, hogy elérhetővé vált Coan Been Computed Tomography a továbbiakban rövidítve CBCT felvételek készítése, szükségessé vált egy 3D diagnosztizáló és tervező program kifejlesztése.

A szakirodalom eredetileg csak a két dimenziós teleröntgen felvételeken látható anatómiai képletek meghatározását írta le. A technika fejlődésével a CBCT megjelenésével egyre többen foglalkoztak a vonatkoztatási pontok három dimenziós térben identifikálásának problémájával [5].

A jelenleg általánosan alkalmazott megoldással szemben, nevezetesen, hogy a CBCT adatállományból „volume rendering” eljárással 3D felület [5] megjelenítést készítenek és azon azonosítanak pontokat [3], én más módszert választottam.

A CBCT volumen adatállományból matematikai úton konvertált - dicom formátumban tárolt - axiális CT szeleteket a képernyőn axiális, koronális és szagittális nézetben is megjelenítem. Az azonosított anatómiai pontok koordinátáinak rögzítéséhez egy minden nézetben egyszerre látható és egyszerre mozgó szátkeresztet használok. [3]

Mivel a fogszabályozásban alkalmazott kefalometriákban a hagyományosan jelölendő anatómiai képleteket klasszikus 2D röntgen képek alkalmazásával definiálták a múlt században, a pontok azonosításához lehetőség van röntgenszerű megjelenítésre is. [3]

A röntgenszerű képet előállító algoritmus a nézőponttól az egymás mögötti CT szeletek egyes képpontjainak intenzitását összegzi, majd végül az átlagukat jeleníti meg. Ekkor azonban ismét szembe kerülünk a frontális teleröntgennel kapcsolatban már említett problémával, nevezetesen a csontok egymásra vetülésével. Az egymásra vetülés kiküszöbölése érdekében létrehoztam egy általam szeptet röntgennel nevezett felületet. Ebben a megjelenítésben csak a felhasználó által a volumetogrammban - az általam CT szeptet nézetnek nevezett

felületen - az elsődleges és a másodlagos kurzor segítségével kijelölt volumenből készít a program röntgenszerű megjelenítést. [3]

A CT és CBCT felvételek grafikai megjelenítésében elterjedten használt MIP (Maximal Intensity Projection, a maximális intenzitású pontok párhuzamos vetítése) módot a volumetomogramm adatállományának csak a felére alkalmazva külön-külön megjeleníthető a fej jobb és bal oldala. Ez azért fontos, mert sok az úgynevezett páros anatómiai pont, ami azt jelenti, hogy a koponya jobb és bal oldalán is megtalálható ugyanaz a pont. Ezek a pontok a hagyományos 2D kiértékelések esetén nem megkülönböztetettek. A 3D kiértékelések esetén a szimmetriák ill. az aszimmetriák megállapításához és méréséhez viszont elengedhetetlen az oldalak külön-külön történő kezelése. [3]

A MIP megjelenítés előnye az egyszerűsége és az ebből eredő gyorsasága, de nagy hátrány lehet a nagyobb intenzitású, hátrébb lévő pontok megjelenése. Ennek kiküszöbölésére a MIP megjelenítést továbbfejlesztve egy AdvancedMIP megjelenítést hoztam létre. Az algoritmus lényege a következő: merőleges vetítéssel pontról pontra vizsgáljuk az egymás mögötti voxelek intenzitását, a beállítható intenzitásküszöb elérése után azt az intenzitást jelenítem meg, ami után már elkezd az intenzitás csökkenni. [3]

Resnick és mtsai 2016-ban [6], Steinhuber és mtsai 2018-ben igazolták, hogy a virtuális műtéti tervezés szignifikánsan kevesebb időt jelent az orvos számára, mint a hagyományos eljárás, továbbá kevesebb költséggel jár [7]. Egy 2017-ben publikált svéd tanulmány a virtuális műtéti tervezésről alkotott véleményeket mérte fel kérdőív segítségével. A kutatásban a svéd oromaxillofacialis és sztomatológiai intézetek 94%-a vett részt, és a megkérdezettek mindössze 8%-a preferálta a hagyományos tervezési eljárásokat a virtuális sebészeti tervezéssel szemben. A válaszadók 77%-a tapasztalta azt, hogy a virtuális modellezés precízebb kezelést tesz lehetővé, és 62%-uk szerint a műtét előtti tájékoztatást is megkönnyíti [8].

Mindezek alapján elmondható, hogy a cone-beam CT által új lehetőségek nyíltak meg az orthognath és arcreekonstrukciós műtétek tervezésében, melyek mind a páciens, mind az orvos számára számos előnyt nyújtanak, így szerepük a jövő sebészetében meghatározó lehet. [9]

2 Kutatási eredmények

A koponya felszínéhez közel lévő, ezért a balesetek során gyakran sérülő kefalometriai mérőpontok helyett használhatók alternatív mérőpontok is.

A vizsgálatok és statisztikai eredmények szerint az általam feltételezett alternatív anatómiai képletek kefalometriai célra használhatóak, tehát a Nasion helyettesíthető a „Galli” ponttal, a Basion a „Dens” ponttal és a Porion jó alternatívája a „Canal” pont. [2, 10, 11, 12, 13]

Megvizsgáltam, hogy mely pontok helyettesíthetik egymást a legpontosabb síkot generáló pontcsoportban, azaz a középpontok csoportjában. Az 1. táblázatból látható, hogy a távolságok átlaga és szórása a következő három pont kombinációjából adódóan a legkisebb értéket eredményezte: N-S-B, N-S-D, G-S-B és G-S-D. Ezekben a csoportokban az átlagértékek nem voltak nagyobbak 0,26 mm-nél, a szórás pedig kisebb volt 1,03 mm-nél. [13]

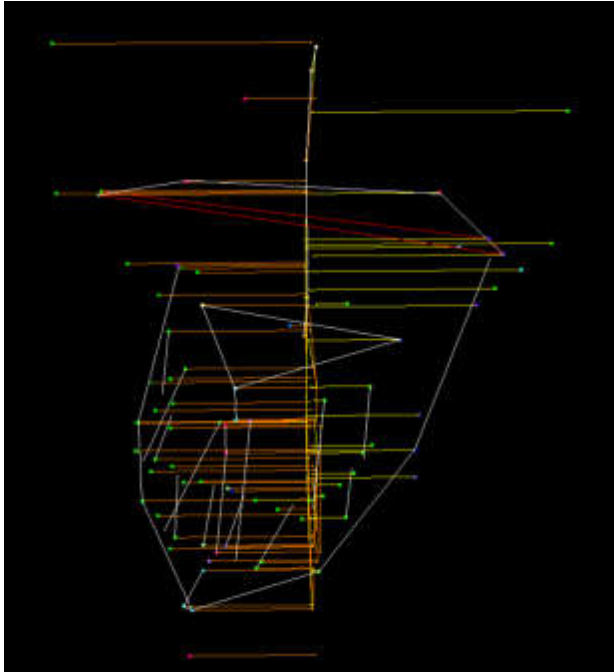
1. táblázat

Pontok	Középvonal pontok távolsága a másik három pont által meghatározott síktól									
	Nasion		„Galli”		Sella		Basion		„Dens”	
	Mean (mm)	SD (±) (mm)	Mean (mm)	SD (±) (mm)	Mean (mm)	SD (±) (mm)	Mean (mm)	SD (±) (mm)	Mean (mm)	SD (±) (mm)
N-G-S							2,50	12,84	3,20	17,08
N-G-B					-1,31	6,61			0,66	3,58
N-G-D					-1,06	5,39	-0,43	2,09		
N-B-D			0,19	0,86	0,08	1,77				
G-B-D	-0,26	1,15			0,00	1,67				
S-B-D	0,01	8,48	0,25	6,07						
N-S-B			0,19	0,72					0,04	0,85
N-S-D			0,18	0,72			-0,03	0,61		
G-S-B	-0,26	1,02							0,00	0,85
G-S-D	-0,25	1,03					-0,01	0,61		

A 3D CBCT adatállományon 3D-re átértelmezve és arcközépsíkra vetítve is használhatók a korábban 2D RTG-en alkalmazott kefalometriai analízisek.

Az általam fejlesztett számítógépes program képes a CBCT adatállományon azonosított anatómiai képletek segítségével a koponya drótváz megjelenítésére (1. ábra) és a koponya térbeli pozíciójának rögzítése után a 2D kefalometriák elkészítésére, sőt a páros pontok (azok a kefalometria mérőpontok, amelyek a koponya mindkét oldalán megtalálhatók) esetén a bal és a jobb oldalra az

oldalának megfelelően, külön-külön kefalometriát készíteni és a szögértékeket megadni (2. ábra). A program jelenleg a Hasund kefalometria pontsorozatát dolgozza fel és adja meg a mért szög- és távolság-értékeket. [2, 10, 11]



1. ábra

A koponya térbeli drótvázis ábrája, a mérőpontok a középsíkba vetítésével

2D Hasund kefalometria

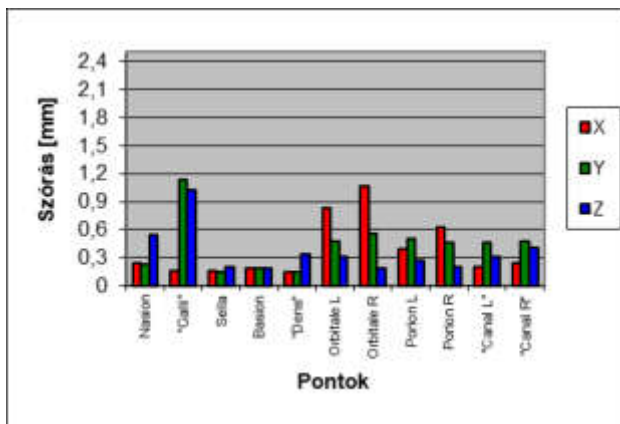
Az arcközép síkot meghatározó pontok:
Nasion, Gallii, Sella, Basion, Dens,

	Jobb	Bal
SNA:		81.5
SNB:		70.2
ANB:		11.3
SNPp:		69.4
NSBa:		132.4
Gn-tgo-Árr:	94.2	73.4
N szög:	20.6	18.5
H szög:		23.5
ML-NSL:	97.5	136.6
NL-NSL:	15.6	6.8
ML-NL:	82.0	129.6
N-Sp' (mm):		49.2
Sp'-Ga (mm):		57.1
N-Sp'/Sp'-Ga:		86.1
T-1:	124.5	113.0
I-NA (szög):	25.3	29.8
T-NB (szög):	18.9	25.9
I-NA (mm):	2.6	4.5
T-NB (mm):	6.3	6.3
Pg-NB:		1.4
T-NPg:	6.3	6.3
NasoLab:		40.1
Tweed:	83.3	97.4

2. ábra

2D Hasund kefalometria értékei jobb és baloldalra külön számítva

A 3D CBCT-n olyan anatómiai képletek is alkalmazhatók kefalometriai mérésekhez, melyeknek nem mind a 3 dimenziója határozható meg kellő pontossággal.



3. ábra

A pontok meghatározásának bizonytalansága

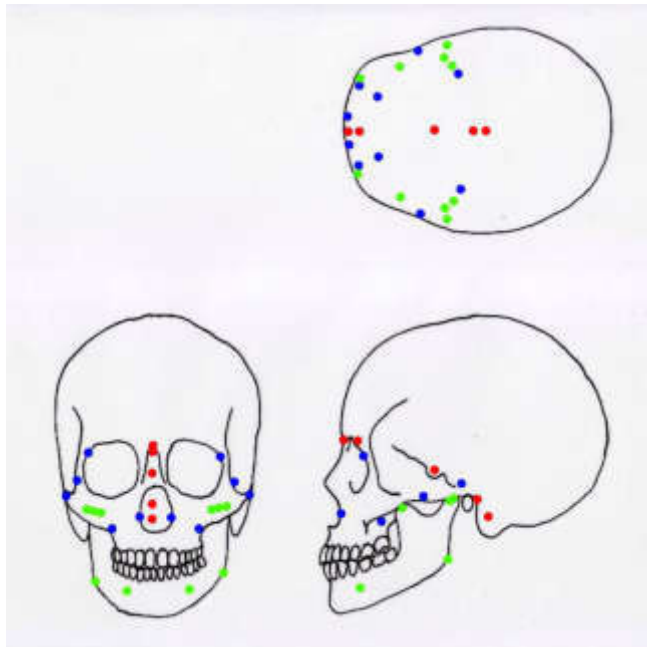
A 3. ábrán az y és z irányban kiugróan magas eltérést hozó „Galli” pont anatómiaiailag nagyon változatos formája miatt kifejezetten csak az x irányú adatát használjuk fel. [3, 10, 11, 12, 14] Az „Orbitale” pont a szemüreg csontos bemeneti peremének legmélyebb pontja. Itt az x irányú eltérés abból adódik, hogy nagyon lapos a szemüreg bemenet íve és nehezen határozható meg a legmélyebb pont az x tengely mentén. [3, 10, 11, 14]

Az arc középsíkja több féle képen előállítható

Vizsgálatomban az arc középsíkját a következő módokon hoztam létre:

1. Az arc középsíkjában lévő páratlan pontokra (Nasion, Galli, Sella, Basion, Dens) fektetett regressziós síkot tekintettem az arc középsíkjának.
2. A közép arc páros pontjainak felező pontjaira fektetett regressziós síkot tekintettem az arc középsíkjának.
3. Az állkapocs páros pontjainak felező pontjaira fektetett regressziós síkot tekintettem az arc középsíkjának.

A felhasznált pontok elhelyezkedése a 4. ábrán láthatók.



4. ábra.

A regressziós síkokat alkotó pontok elhelyezkedése. Kék pont - A közép arc párosított pontjai, Zöld pont - Az állkapocs párosított pontjai, Piros pont - A középsíkban lévő pontok.

Regressziós sík az a sík melytől a definiáló pontok távolságának négyzetösszege minimális. [13, 15]

Mint ismeretes egy síkot három pont határoz meg. Az arcközép síkot a középvonal öt pontból három pont kiválasztásával lehet meghatározni. Az öt pontból hármalt tízféle variációban lehet kiválasztani. A másik megoldás, ha az öt pont regressziós síkját fogadjuk el az arcközépsíknak és megvizsgáljuk az öt érintett pont távolságát a regressziós síktól. A vizsgálatok után a koponya első részéről csereszabatos a Nasion és a „Galli”, a középső részről feltétlenül kell a Sella pont, míg az alsó-hátsó részről a Basion és a „Dens” pont szintén csereszabatosnak bizonyult. [3, 10, 11, 12, 13]

Féloldali sérülés esetén az ép oldalt a középsíkra tükrözve a tükörkép felhasználható sablonként a helyreállító műtét során.

Túl vagyunk az első sikeres műtéten. A CBCT felvétel és a kinyomtatott modell tanulmányozása után meg tudták határozni a műtőben követendő lépéseket. A műtét két alapvető lépésből állt. Először a járomcsontot kellett felszabadítani, hiszen korábban nem megfelelő pozícióban volt. Ezután az előre meghajlított titán hálót a helyére illesztették és a hálót és a járomcsontot is csavarral rögzítették. Az elkészült 3D print segítségével a műtét előtt méretre vágott és meghajlított titán hálót probléma mentesen tudták használni a műtőben. [16, 17]

3D-modell: a kinyomtatott 3D-modell által nemcsak virtuálisan, hanem kézzel foghatóan is meg lehet tervezni a műtétet, valamint lehetővé teszi a rögzítőlemezek meghajlítását a műtét előtt annak érdekében, hogy az illeszkedés minél tökéletesebb legyen a csont felszínén [18]. Ennek gyakorlati alkalmazását szemlélteti a 5. ábra, mely egy orbita-helyreállító műtét tervezéséhez használt 3D-modellt mutat. Az ép szemüreg tükrözése során keletkezett forma és a sérült szemüreg negatívjának kinyomtatásával még a preoperatív szakaszban történt a fémháló formára hajlítása. [9]



5. ábra

3D-nyomtatóval készült szemüreg és a preoperatív szakaszban meghajlított titánlemez

Az eredmények hasznosítási lehetősége

A általam fejlesztett CranioViewer számítógépes program segítségével több sikeres rekonstrukciós műtétet terveztek és hajtottak végre.

Az eredmények a fejlődési rendellenességgel küzdő és a baleseti traumás páciensek diagnózisának felállításában lehetnek segítségre. A sérült vagy hiányzó anatómiai képletek helyettesíthetősége révén.

Továbbá minden CBCT felvétel esetén lehetőséget biztosít a korábban 2D-ban definiált és kipróbált kefalometriai mérések 3D felvételeken alkalmazhatóságára.

Végül a féloldalasan sérült páciensek műtét tervezésére és a műtét során használandó titán háló előkészítésére kínál megoldást.

Irodalomjegyzék

- [1] Broadbent BH „A new X-ray technique and its application to orthodontia.” Angle Orthod 1931 1:45-66.
- [2] Hofrath H „Die Bedeutung der Röntgenfern und Abstandsaufnahme für die Diagnostik der Kieferanomalien.” Fortschr Orthodont 1:232-48. 1931

- [3] Z. Markella and T. Vizkelety, “3D mérések volumetomogrammon,” in BUDAMED '08 : 14. Magyar Orvostechikai Konferencia és 5. Magyar Klinikai-mérnöki Konferencia, 2008.
- [4] Leonardi, R. et al. „Landmark identification error in posteroanterior cephalometric radiography.” . Angle Orthod Vol. 78. No. 4. pp. 761—765, 2008.
- [5] Gwen R.J. Swennen Filip Schutyser • Jarg-Erich Hausamen „Three-Dimensional Cephalometry” A Color Atlas and Manual Springer Verlag Berlin-heidelberg 2006
- [6] Resnick CM, Inverso G, Wrzosek M, et al. Is there a difference in cost between standard and virtual surgical planning for orthognathic surgery? J Oral Maxillofac Surg. 2016; 74: 1827–1833.
- [7] Steinhuber T, Brunold S, Gärtner C, et al. Is virtual surgical planning in orthognathic surgery faster than conventional plan-ning? A time and workflow analysis of an office-based workflow for single- and double-jaw surgery. J Oral Maxillofac Surg. 2018; 76: 397–407. [Epub 2017Jul 25]
- [8] Al-Dory H, Bergström M. Virtual surgical planning in orthognathic surgery, mandibular reconstruction, and dental implant treatment. Umeå University, 2017.
- [9] A. Dobai, Z. Markella, T. Vizkelety, and J. Barabás, “Arcrekonstruációs és orthognath műtétek tervezési lehetőségei háromdimenziós képalkotói módszerekkel [Planning options of reconstructive and orthognathic operation by means of three-dimensional imaging],” ORVOSI HETILAP, vol. 159, no. 39, pp. 1584–1592, 2018.
- [10] Z. Markella and T. Vizkelety, “Generation of the midfacial plane in traumatic cases on CBCT database,” in Proceedings of the SIP, 27th International Conference Science in Practice, 2009, pp. 67–70.
- [11] Z. Markella, “Az emberi koponya szimmetria-viszonyainak értékelése normál populáción,” in A Magyar Orthodontusok Társasága kongresszusa, 2010., 2010.
- [12] Z. Markella, T. Vizkelety, and J. Barabás, “Generation of the midfacial plane out of CBCT database,” in 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2012, pp. 1153–1156.
- [13] Z. Markella, A. Dobai, T. Vizkelety Three-dimensional determining the midsagittal plane of the facial skull on CBCT volume tomogram In: Nádai,

- László (szerk.) 2020 IEEE 3rd International Conference and Workshop in Óbuda on Electrical and Power Engineering (CANDO-EPE) Piscataway (NJ), Amerikai Egyesült Államok : IEEE (2020) 299 p. pp. 59-64. , 6 p.
- [14] D. Adrienn, M. Zsolt, M. Miklos, and V. Tamas, “Statistics based landmark selection model for conebeam CT derived three-dimensional cephalometry,” *ACTA POLYTECHNICA HUNGARICA*, vol. 15, no. 6, pp. 235–249, 2018.
- [15] Z. Markella, T. Vizkelety, and J. Barabás, “Az arc középsíkjának előállítása CBCT adatállományból,” in *Science in practice*, 2011, p. c.
- [16] Z. Markella and T. Vizkelety, “Sérült szemüreg rekonstrukciójának tervezése,” in *SIENCE IN PRACTICE 2012*, 2012, p. CD-CD+3.
- [17] Z. Markella and T. Vizkelety, “Szemüreg rehabilitáció tervezése volumetrikus adatállományon,” in *28. Kandó Konferencia*, 2012.
- [18] Lin HH, Lonic D, Lo LJ. 3D printing in orthognathic surgery – a literature review. *J Formos Med Assoc.* 2018; 117: 547–558.